

Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Poliklinik für Zahnerhaltung  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. K. H. R. Ott

---

# **Polierbarkeit dentaler Komposite in Abhängigkeit vom Glanz**

INAUGURAL-DISSERTATION  
zur  
Erlangung des doctor medicinae dentium  
der Medizinischen Fakultät  
der Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

vorgelegt von  
Wefelmeier, Michael  
aus Hamm

**2009**

Gedruckt mit Genehmigung der  
Medizinischen Fakultät der  
Westfälischen Wilhelms-Universität Münster

Dekan: Univ.-Prof. Dr. W. Schmitz  
1. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. K. H. R. Ott  
2. Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Dr. L. Figgener  
Tag der mündlichen Prüfung: 15.06.09

**Aus dem Universitätsklinikum Münster  
Poliklinik für Zahnerhaltung**

Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. K. H. R. Ott  
Referent: Univ.-Prof. Dr. med. dent. K. H. R. Ott  
Korreferent: Univ.-Prof. Dr. Dr. L. Figgener

## **Zusammenfassung**

### **Polierbarkeit dentaler Komposite in Abhängigkeit vom Glanz Michael Wefelmeier**

Die Politur einer Restauration ist aus verschiedenen Gründen für den langfristigen Therapieerfolg entscheidend. Neben der verbesserten Ästhetik spielen auch die verminderte Plaqueanlagerung und das dadurch reduzierte Risiko für Sekundärkaries wie auch der Schutz des Parodonts eine wichtige Rolle. Die Polierbarkeit der verschiedenen Komposite stellt somit für jeden Zahnarzt ein bedeutsames Qualitätskriterium und eine wichtige Materialeigenschaft für den Einsatz in der Praxis dar.

Da sich klinisch erhebliche Unterschiede im Glanz der Restaurationen ergeben, wurden in dieser Studie sieben aktuelle Hybridkomposite, ein mikrogefülltes Komposit und ein experimentelles Komposit hinsichtlich ihres Glanzes mit einer objektiven Meßmethode untersucht. Der Glanz einer Oberfläche kann über deren Reflexionsverhalten spezifiziert werden, wobei die messtechnische Erfassung auf dem unterschiedlichen Streuverhalten des Lichts in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur und den materialbedingten Eigenschaften beruht. Die Glanzeinheiten – im vorliegenden Fall gemessen mit dem Reflektometer Micro-Tri-Gloss – stellen dabei die optische Kenngröße für den Glanz einer Oberfläche dar.

In Übereinstimmung mit anderen wissenschaftlichen Arbeiten werden die besten Glanzwerte beim Pressen vom Kompositmaterial gegen eine Matrize erreicht. Der sich dabei ergebende, maximal erreichbare Glanz wurde vermessen und mit den Werten nach einer standardisierten Bearbeitung der Proben (äquivalent zur Körnung der feinsten Sof-Lex-Scheibe) verglichen.

Nach der Politur erreichten das mikrogefüllte Komposit und ein Submikrofüllerhybridkomposit die höchsten Glanzwerte.

Tag der mündlichen Prüfung: 15.06.2009

**Diese Dissertation widme ich meiner Familie.**

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Problemstellung.....	1
2	Grundlagen .....	2
2.1	Ästhetik.....	2
2.2	Glanz.....	3
2.3	Physikalische Grundlagen.....	5
2.3.1	Reflexion .....	5
2.3.2	Remission .....	6
2.3.3	Absorption .....	7
2.3.4	Farbe.....	8
2.3.5	Materialbedingte Eigenschaften.....	8
2.3.6	Oberflächenstruktur/Textur .....	10
2.3.7	Glanzschleier.....	10
2.4	Subjektive Glanzwahrnehmung.....	11
2.5	Zusammenfassung der physikalischen Grundlagen.....	11
2.6	Glanzmessung/Reflektometer .....	12
2.6.1	Messprinzip.....	13
2.6.2	Normierung .....	15
2.6.3	Glanzgrad/DIN 67530 .....	16
2.7	Komposite .....	16
2.7.1	Klassifikation.....	17
2.7.2	Einteilung nach der Rheologie.....	21
2.8	Chemie der Komposite .....	23
2.8.1	Monomermatrix .....	23
2.8.2	Anorganische Füllkörper und deren Verbund .....	24
2.8.3	Weitere Zusätze.....	25

---

2.8.4	Aushärtungsreaktion und Polymerisationsschrumpfung.....	25
2.9	Werkstoffkundliche Parameter von Kompositmaterialien .....	27
2.9.1	Biegefestigkeit und E-Modul .....	28
2.9.2	Polymerisationstiefe und Härte .....	29
2.9.3	Ausarbeiten und Polierbarkeit .....	30
3	Eigene Untersuchungen .....	31
3.1	Materialien (Zusammensetzung nach Angaben der Hersteller) .....	31
3.2	Probenherstellung.....	33
3.3	Probenbearbeitung .....	35
3.4	Vorversuche.....	37
3.4.1	Zum Glanz vor der Politur.....	37
3.4.2	Zur Festlegung der Bearbeitungsmodalitäten.....	41
4	Hauptuntersuchungen.....	45
5	Ergebnisse .....	46
5.1	Unbearbeitete Proben (gegen Glas polymerisiert).....	46
5.2	Messungen nach Bearbeitung.....	51
6	Diskussion.....	55
6.1	Diskussion der Fehlermöglichkeiten.....	55
6.1.1	Probenherstellung.....	55
6.1.2	Probenbearbeitung.....	57
6.1.3	Glanzmessung .....	59
6.2	Diskussion der Ergebnisse.....	60
6.2.1	Unterschiede bei den Materialien .....	60
6.2.2	Klinische Relevanz .....	61
6.2.3	Glanz und Füllkörpergröße.....	62
7	Zusammenfassung .....	64
8	Literaturverzeichnis .....	65
9	Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen.....	74
10	Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen.....	75
11	Lebenslauf .....	76

---

12	Danksagung.....	78
13	Anhang .....	I
13.1	Herstellernachweis .....	I
13.1.1	Probenmaterial.....	I
13.1.2	Vermessen und Bearbeiten .....	III
13.2	Wertetabellen .....	V
13.2.1	Messwerte vor der Bearbeitung.....	V
13.2.2	Messwerte nach der Bearbeitung .....	X

---



## 1 Einleitung und Problemstellung

Viele Hersteller werben heutzutage in ihren Produktkatalogen mit der Hochglanzpolierbarkeit ihrer Füllungsmaterialien. Außerdem handeln etliche wissenschaftliche Arbeiten von verschiedenen Politurverfahren, welche die Oberfläche optimal glätten sollen.

Klinisch sind jedoch aussagekräftige Unterschiede in der Qualität der Politur unter ähnlichen Bedingungen festzustellen. Das erwünschte Ergebnis, der Hochglanz, ist längst nicht immer zu erreichen.

Welche Faktoren ursächlich für diese Problematik sind, soll die folgende Studie zeigen. Hierbei wurden sieben aktuelle Hybridkomposite, ein Mikrofüllerkomposit und ein experimentelles Komposit auf ihren maximal erzielbaren Glanz vor und nach der Bearbeitung mit einer festgelegten Poliermethode untersucht.

Um die kausalen Zusammenhänge zwischen der Oberflächenstruktur, den physikalischen Parametern und der späteren Politur verständlich zu machen, werden zunächst die physikalischen Grundlagen zum Thema „Glanz“ dargestellt. Des Weiteren werden die für die Thematik der Polierbarkeit wichtigen Charakteristika der heute erhältlichen Komposite erläutert.

## 2 Grundlagen

### 2.1 Ästhetik

Vor allem bei Restaurationen im Frontzahnbereich spielen nicht nur die üblichen Qualitätskriterien, wie z.B. Oberflächenrauigkeit, Randspalt, Farbe und Form eine Rolle, sondern auch die harmonische Gestaltung.

Der Begriff „Ästhetik“ hat eine lange philosophische Tradition und wird auch in der Zahnmedizin immer häufiger verwendet. Da Ästhetik jedoch nicht objektivierbar oder messbar ist, fällt eine einheitliche Beurteilung schwer.

Trotzdem kann man feststellen, dass das Erscheinungsbild einer Restauration im Wesentlichen von drei Parametern bestimmt wird:

- von der Zahnform einschließlich Größe und Stellung,
- von der Zahnfarbe und der Transluzenz
- und von der Textur (Oberflächenstruktur).

Die Zahnform und die Harmonie der Proportionen orientieren sich an der Symmetrie und dem Einfügen in die Mundpartie des Gesichtes allgemein; daher ist dieser erste Parameter absolut individuell festzulegen.

Die Zahnfarbe lässt sich anhand von definierten Farbskalen bestimmen und ist somit ein Wert, der mehr oder minder direkt durch die Zahnfarbe des zu behandelnden Zahnes bzw. der gesunden Nachbarzähne determiniert ist.

Darüber hinaus kann die Wirkung eines Objekts über die Textur beeinflusst werden. Der Begriff Textur (lat. *textura* „Gewebe“) bezeichnet allgemein die Beschaffenheit, die Struktur oder die Zusammensetzung von Dingen und schließt somit die Oberflächenbeschaffenheit mit ein.

## 2.2 Glanz

Zurzeit findet sich in der Literatur keine einheitliche Definition zum Begriff „Glanz“.

In einem Lexikon von 1961 [65] wird der Glanz als das Verhältnis zwischen gerichtet und diffus reflektiertem Licht betrachtet, was nach wie vor den Kern der Sache trifft, jedoch nicht alle Aspekte berücksichtigt.

Außer Frage steht jedoch, dass es sich bei dem Phänomen „Glanz“ um das Zusammenwirken von Licht und physikalischen Oberflächeneigenschaften handelt.

Der Glanz ist ein optischer Effekt, der in erster Linie durch Lichtbrechung und Reflexion erzeugt wird. Er ist eine sehr stark materialabhängige Eigenschaft [11] und wird zusätzlich durch die Oberflächenbeschaffenheit eines Objektes wesentlich beeinflusst. Oberflächen haben daher je nach ihrer Zusammensetzung und ihrem Aufbau viel, weniger oder keinen Glanz [52].

Nach Knauer [52] entsteht Glanz durch Helligkeitsdifferenzen auf Oberflächen und ist umso stärker, je höher der Anteil des reflektierten Lichts ist. Voraussetzung hierfür ist jedoch eine möglichst glatte Oberfläche, die eine nahezu ausschließlich gerichtete Reflexion ermöglicht.

Eine raue Oberfläche zerstreut die Lichtstrahlen in verschiedenste Richtungen: Man spricht in diesem Zusammenhang von diffuser Reflexion.

Somit nimmt der Glanz oder Schimmer einer Oberfläche in dem Maße zu wie der Anteil des Streulichts abnimmt [52]. Reduziert sich die Streuung auf eine Reflexionsrichtung, wie es beispielsweise bei einem polierten Metall der Fall ist, weist ein grauer Körper einen charakteristischen metallischen Glanz auf [73].

Außerdem haben die Transluzenz, die verschiedenen Oberflächeneffekte an unterschiedlichen Anteilen inhomogener Stoffe und deren Zusammensetzung großen Einfluss auf den Glanz.

Ferner ist Glanz eine visuelle Wahrnehmung beim Betrachten von Oberflächen: Es fließen somit zusätzlich subjektive Bewertungsmaßstäbe des Betrachters mit ein, wenn Glanz beurteilt wird.

All diese Komponenten gemeinsam tragen – ganz individuell gewichtet – zum Gesamteindruck des Erscheinungsbildes bei.

Von rein objektiver Seite ist die Glanzwahrnehmung umso ausgeprägter, je gerichteter und vollständiger das Licht reflektiert wird. Wenn also das Reflexionsgesetz (Einfallswinkel gleich Ausfallswinkel) gilt und das Material seinen physikalischen Eigenschaften entsprechend stark reflektiert, dann wird ein Großteil des Lichtes in Hauptreflexionsrichtung gebrochen, und das Objekt glänzt. Je gleichmäßiger das Licht gestreut wird und je größer die Absorption ist, umso geringer ist die Intensität der gerichteten Komponente und umso matter erscheint die Oberfläche.

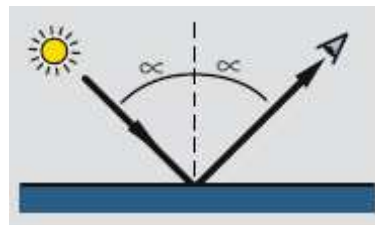


ABBILDUNG 1: PRINZIP DER REFLEXION

Es bleibt festzuhalten, dass jeder Körper, jedes Objekt und jede Oberfläche einen mehr oder weniger großen Anteil an gerichteter Reflexion aufweist.

Zusätzlich gilt es aber auch, die subjektiven Bewertungsmaßstäbe des Betrachters hinsichtlich der Wahrnehmung von Glanz zu berücksichtigen. Hier sind nicht nur das Sehvermögen und individuell erfahrungsbedingte Unterschiede zu nennen, sondern beispielsweise auch seine derzeitige Stimmung. Sogar die Fokussierung des Auges ist ein entscheidender Faktor für den individuellen Eindruck eines jeden Beobachters. Richtet der Betrachter seinen Fokus zum Beispiel auf das Spiegelbild, so kann er eine brillante oder eine matte Reflexion einer Umwelt erkennen.

## 2.3 Physikalische Grundlagen

Tritt Licht auf ein Objekt, so kann es von diesem entweder zurückgeworfen, durchgelassen oder verschluckt werden. Im Fachjargon spricht man von reflektiertem, remittiertem oder absorbiertem Licht. Tatsächlich ist die Reflexionsart von der Wellenlänge des Lichts abhängig, weshalb wir in dieser Studie das gesamte sichtbare Wellenspektrum von 400 - 700 nm und darüber hinaus vermessen [109].

### 2.3.1 Reflexion

Die Reflexionseigenschaften eines Objektes sind weiterhin von seiner Oberflächenbeschaffenheit abhängig, die wiederum den Glanz beeinflusst [10]. Die den Glanz erzeugende Art der Reflexion erscheint umso intensiver, je mehr der Blickwinkel dem Einfallswinkel des Lichtes nahe kommt und je glatter die zu beurteilende Oberfläche ist.

Bei polierten Oberflächen spricht man beispielsweise von einer gerichteten Reflexion, auch wenn dies nur anteilig der Fall ist: Ein Teil des zurückgeworfenen Lichts wird immer diffus reflektiert oder gebrochen. So ergibt sich eine sogenannte Glanzzwiesel, wenn der Hauptanteil des reflektierten Lichtes in Reflexionsrichtung gebrochen und ein kleinerer Anteil diffus gestreut wird.

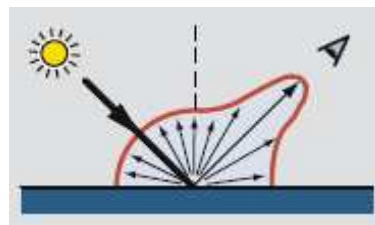


ABBILDUNG 2: GLANZZWIEBEL

Bei der „gerichteten Reflexion“ entspricht der Einfallswinkel dem Ausfallswinkel des gebrochenen Lichtes, wodurch Glanz und Spiegelung entstehen [3]. Man spricht daher auch von der spiegelnden Reflexion. Die Spiegelung ist folglich der Gegensatz zur diffusen Reflexion [95].

Die „diffuse Reflexion“ entspricht – anders als bei der gerichteten Reflexion – derjenigen an rauen Oberflächen [3].

Allerdings haben nicht nur die Oberflächeneigenschaften Einfluss auf den Glanz; gerade materialbedingte, lichtverändernde Parameter begrenzen das erreichbare Ergebnis. So reflektieren beispielsweise Metalle das Licht immer stärker als Materialien, die den Strom nicht leiten, da das Vorhandensein von Elektronenwolken die Glanzeigenschaften maßgeblich beeinflusst.

Bei den in der Zahnmedizin verwendeten Kompositmaterialien ist nicht nur das Maß der Politur ausschlaggebend für den schlussendlich erzielbaren Glanz. Die nach Bearbeitung maximal erreichbare Glättung der Oberfläche hängt von der Füllkörpergröße und -dichte ab [13]. Folglich sind die optischen Materialeigenschaften der verwendeten Füllkörperoberflächen wie auch die Reflexionscharakteristika der silanisierten Füllkörper für das Endergebnis ausschlaggebend.

### **2.3.2 Remission**

Das Gegenteil einer gerichteten Reflexion ist die Remission an einer „ideal“ matten Oberfläche. Diese remittiert das Licht gleichmäßig in alle Richtungen, was bei den sog. Lambert-Reflektierern der Fall ist. Die auf der Beleuchtungsseite auftretende diffuse Remission setzt sich aus drei Anteilen zusammen [51]; diese sind im einzelnen:

- die eigentliche Reflexion an der Oberfläche,
- die Streuung an oberflächennahen Teilchen und
- die Streuung aus dem Volumeninnern.

Bei gleich bleibenden Materialeigenschaften unterscheidet man also die Reflexion an glatten Oberflächen mit hohem Glanz, die gestreute (gemischte) Reflexion an Oberflächen mit geringer Rauigkeit und mittlerem Glanz sowie die diffuse (in großen Anteilen gestreute) Reflexion / Remission an rauen, matten Oberflächen [29].

### **2.3.3 Absorption**

Nicht nur die Art der Reflexion, ob gerichtet oder diffus, ist ausschlaggebend für den Glanz, sondern auch die Menge des zurückgeworfenen Lichtes, also die Intensität der Reflexion.

Absorption bezeichnet den Teil des Lichts, welcher im Inneren des Mediums ausgelöscht wird. Die Auslöschung beruht beim sichtbaren Licht zum größten Teil auf Umwandlung in Wärme oder evtl. in eine andere Energieform (z. B. chemische Energie). Diese Art der Intensitätsverringerng bezeichnet man als Absorption [65]. Das Lambertsche Absorptionsgesetz wie auch das Lambert-Beersche Gesetz befassen sich mit dem Anteil des zerstreuten und ausgelöschten Lichts.

Wird ein Großteil des Lichtes absorbiert, so hat das direkte Auswirkungen auf das Wahrnehmen von Glanz, unabhängig davon, ob in Hauptreflexionsrichtung gespiegelt wird oder nicht.

Außerdem ist die Intensität des reflektierten Lichtes von dem Winkel abhängig, in welchem das Licht auf eine Oberfläche trifft. Dieser sog. Einstrahlwinkel bestimmt die Eindringtiefe und damit, je nach Farbe und Streukoeffizient, die Absorption und die Größe des gebrochenen oder diffus gestreuten Anteils und somit auch die Intensität der sich ergebenden Reflexion [13].

### **2.3.4 Farbe**

Farbeffekte entstehen teilweise durch Absorption und teilweise durch Reflexion bzw. Remission der einfallenden Lichtwellen an einer Oberfläche. Je nach Streuung und Reflexion des Lichts werden so unterschiedliche Farbeindrücke erzeugt [113].

Nasse Farboberflächen weisen einen höheren Glanz auf, da die optimal glatte Oberfläche der Flüssigkeit das Licht entscheidend besser reflektiert als die trockene Oberfläche [50]; somit ergeben sich bei derselben Farbe unterschiedliche Messergebnisse.

Unterschiede im Glanz und/oder der Oberflächenstruktur können zu Farbdifferenzen führen [75]. So wirken spiegelnde bzw. hochglänzende Oberflächen farblich intensiver als matte; wenn sie strukturiert oder aufgeraut sind, werden sie hingegen heller wahrgenommen als glatte und polierte [50]. Da das Licht bei rauher Oberfläche zwar reflektiert wird, der diffuse Anteil dem glänzenden Objekt gegenüber jedoch erhöht ist, erscheint diese heller.

Wie auch der Glanz ist Farbe nicht nur eine physiologisch, sondern auch eine psychologisch beeinflusste Größe und deshalb nicht komplett objektivierbar.

### **2.3.5 Materialbedingte Eigenschaften**

In der Chemie wird der Glanz als ein Parameter für die einfache Methode zur Stofferkennung herangezogen, was zeigt, dass Glanz nicht nur von der Oberfläche abhängt, sondern auch eine materialspezifische Eigenschaft darstellt.

Für die Unterscheidung verschiedener Materialien ist der Glanz von der Beweglichkeit freier Elektronen abhängig. Je mehr Elektronen zur Verfügung stehen, desto größer ist der Eigenglanz eines Stoffes. Da die Existenz freier Elektronen für das Leiten von elektrischem Strom verantwortlich sind, glänzen elektrische Leiter immer stärker als Nichtleiter.



In diesem Punkt sind sich die untersuchten Komposite verhältnismäßig ähnlich. Trotzdem beeinflussen die Wahl des Matrixmaterials wie auch die Eigenschaften der verwendeten Füllkörper entscheidend den schlussendlich entstehenden Glanz.

Außerdem sind in einem inhomogenen Material wie dem dentalen Komposit die verwendeten Partikel wichtig. Die Verteilung des einfallenden Lichtes durch ein Partikel ist nach Kunzelmann von folgenden Faktoren abhängig:

- Größe des Partikels,
- Form des Partikels,
- Wellenlänge des einfallenden Lichtes.

Das Verhältnis zwischen der Größe des Partikels und der Wellenlänge des einfallenden Lichtes  $\lambda$  ist dabei der wesentliche Faktor, der die Art der Lichtstreuung beeinflusst.

Wenn der Durchmesser der streuenden Partikel  $0,1 \lambda$  nicht übersteigt, wird das einfallende Licht nach der von Lord Rayleigh (Rayleigh-Streuung) entdeckten Gesetzmäßigkeit gestreut. In dieser Gleichung wird die Streuung elektromagnetischer Wellen an sehr kleinen, kugelförmigen Teilchen beschrieben [30].

$$\frac{I_0 - I}{I_0} = a_{R\lambda} = \frac{8\pi^3(n_\lambda^2 - 1)^2}{3\lambda^4 N}$$

#### BERECHNUNG DER RAYLEIGH-STREUUNG

Dabei wird die Intensität des einfallenden Lichtes als  $I_0$  bezeichnet, die Intensität des Restlichtes nach der Streuung als  $I$  und der Streukoeffizient als  $a_{R\lambda}$ , der lichtwellenlängenabhängige Brechungsindex des optischen Mediums als  $n_\lambda$ .  $N$  bezeichnet die Anzahl der Teilchen pro  $\text{cm}^3$ .

Da die Wellenlänge des eingestreuerten Lichtes mit  $\lambda^4$  in die Formel eingeht, wird das blaue Licht mit einer Wellenlänge von 400 nm im Vergleich zum roten Licht mit 700 nm rund 10 mal so stark gestreut. Der Streukoeffizient ist nach O'Brien (1986)

linear zur Füllerkonzentration [70]. Das bedeutet, dass das einfallende Licht umso stärker gestreut wird, je höher ein Komposit gefüllt ist. Durch diese für das jeweilige Komposit charakteristischen Eigenschaften entstehen unterschiedliche Reflexionsspektren, wodurch Farbe, Transluzenz und Glanz beeinflusst werden.

### **2.3.6 Oberflächenstruktur/Textur**

Technische Werkstoffoberflächen weisen immer ein gewisses Maß an Rauigkeit auf. Bei der Glanzmessung an rauen, strukturierten Oberflächen wird daher vorwiegend die diffuse und weniger die gerichtete Reflexion des einfallenden Lichts erfasst.

Eine gerichtete Reflexion erfolgt eher an glatten Oberflächen und lässt diese dann glänzend erscheinen [51]. Die Füllkörpergröße und ihre Verankerung begrenzen die minimale Rauigkeit der Oberfläche, da das Hervortreten oder das Herausbrechen bei der Bearbeitung nicht verhindert werden kann.

### **2.3.7 Glanzschleier**

Ein Glanzschleier äußert sich in Streulicht geringer Intensität nahe der Hauptreflexion. Das Spiegelbild ist hier nicht verzerrt, wie etwa beim Orangenhauteffekt, sondern von einem diffusen Lichthof umgeben. Der Glanzschleier wird nahe der Hauptrichtung der Reflexion in einem Winkelabstand von  $\pm 0,9^\circ$  gemessen.

Bei der Spiegelung erscheinen die Kanten dunkler Bereiche dadurch leicht erhellt. Weiterhin können sich die gespiegelt dargestellten Kantenbegrenzungen scharf oder verschwommen darstellen (DOI = Distinctness of Image). Der Begriff DOI wird deshalb im englischen Sprachraum auch als Synonym für die Bildschärfe benutzt.

Oberflächen, die subjektiv einen sehr unterschiedlichen Glanz aufweisen, bei einer Glanzmessung unter einem Winkel jedoch ähnliche Werte erzielen, verfügen über

einen Glanzschleier. Derartige Proben werden gemäß ASTM D 40319 der American Society for Testing and Materials, eine der größten freiwilligen Standard-Entwicklungs-Organisationen der Welt, unter 60° und 20° ge messen. Zur Glanzschleierbestimmung wird der Unterschied der beiden Messungen verglichen.

## **2.4 Subjektive Glanzwahrnehmung**

Da es sich beim Glanz um eine visuelle Wahrnehmung handelt, die bei der Betrachtung von Oberflächen entsteht [75], ist der Glanz eines Objekts nicht nur physikalisch objektiv, sondern auch subjektiv zu bewerten [10].

Das menschliche Auge ist nach wie vor das beste Instrument zur Beurteilung von Glanz- und Farbunterschieden [75].

Dennoch ist das visuelle Prüfen einer Oberfläche unzureichend, da meist keine definierten Abmusterungsbedingungen vorliegen und verschiedene Prüfer unterschiedlich sehen und bewerten.

Die Basis für das Beurteilen ist eine gerichtete Beleuchtung. Bei diffuser Beleuchtung ist auch die Reflexion diffus und der Glanzeindruck vermindert. Daneben spielt bei der visuellen Wahrnehmung das Sehvermögen des Beobachters eine Rolle [75].

Das subjektive Empfinden bzw. der Sinneseindruck des Betrachters korreliert demzufolge nicht zwangsläufig mit den Ergebnissen der messtechnischen Glanzerfassung.

## **2.5 Zusammenfassung der physikalischen Grundlagen**

Die Bewertung des Glanzes ist von objektiven und subjektiven Faktoren abhängig:

- Oberflächenstruktur, Streueigenschaften, Materialeigenschaften
- Krümmung und Planlage des Prüfkörpers
- Farbe und Transparenz des Prüfkörpers
- Farb-, Helligkeits- und Reflexionseigenschaften der Umgebung der zu prüfenden Oberfläche
- spektrale Verteilung, Intensität und räumliche Verteilung des einfallenden Lichtstrahls
- Betrachtungswinkel und Entfernung, Sehvermögen und Stimmung des Betrachters

Eine all diese Faktoren berücksichtigende Prüfmethode gibt es jedoch nicht.

Zur Beurteilung aller objektiv messbaren Kriterien des Glanzes hat sich nach Stellungnahme der „Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung“, kurz BAM, die Messung des Reflektometerwertes gegenüber der Glanzhöhenbestimmung durchgesetzt.

## **2.6 Glanzmessung/Reflektometer**

Die quantitative Bestimmung der Oberflächenreflexion wird mit einem Glanzmessgerät, welches die Reflexion bei unterschiedlichen Winkeln bzw. Messgeometrien erfasst [51], einem sog. Reflektometer, vorgenommen.

Die Wahl der entsprechend einzustellenden Messgeometrie zur Erfassung der Glanzeinheiten (GE) erfolgt dabei zum einen in Abhängigkeit des Anwendungsbereichs (z. B. Farb-, Lack-, Folien-, Papier-, Kunststoff-, Keramik-, Metall-, Glasoberflächen), zum anderen in Abhängigkeit von der Glanzeigenschaft des jeweiligen Materials (z. B. Matt-, Normal-, Mittel-, Hochglanz).

### 2.6.1 Messprinzip

Das Prinzip eines Reflektometers beruht auf der Messung der gerichteten Reflexion. Dazu wird die Intensität des reflektierten Lichtes in einem schmalen Band des Reflexionswinkels gemessen. Die Intensität des reflektierten Lichts hängt vom Material und dem Einstrahlwinkel ab. Bei Nichtmetallen (Lack, Kunststoff) wird mit zunehmendem Einstrahlwinkel mehr Licht reflektiert. Der Rest des eingestrahnten Lichts dringt ins Material ein und wird dort, je nach Farbton, zum Teil absorbiert oder diffus gestreut. Bei Metallen ist die Reflexion deutlich höher und nicht so stark winkelabhängig wie bei Nichtmetallen.

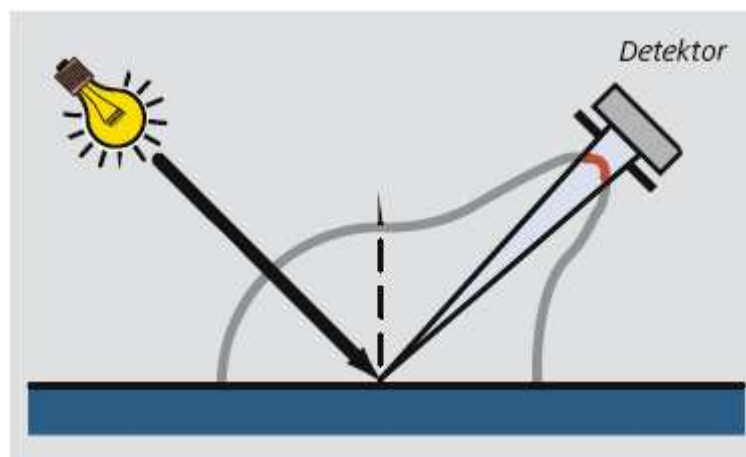


ABBILDUNG 3: MESSUNG DER GERICHTETEN REFLEXION

Die Messergebnisse des Reflektometers werden nicht auf die eingestrahlte Lichtmenge bezogen, sondern auf einen schwarzen, polierten Glasstandard mit definiertem Brechungsindex von 1,567. Das Reflexionsband trifft auf einen Sensor, der sich in Hauptreflexionsrichtung befindet, wie in Abbildung 3 dargestellt. Für diesen Standard wird der Messwert auf 100 Glanzeinheiten ( $S_0 = 100 \text{ GE}$ ) gesetzt (Kalibrierung). Bei Materialien mit höherem Brechungsindex kann der Messwert durchaus größer als 100 Glanzeinheiten (GE) sein, z. B. bei Folien. Polierte Metalloberflächen oder Beschichtungen, wie z. B. Spiegel, können einen Wert von

bis zu 2000 GE erreichen. Bei sehr transparenten Materialien kann der Messwert durch Mehrfachreflexion im Material zusätzlich erhöht sein.

Die visuelle Wahrnehmung und die vom Gerät ermittelten Werte stimmen allerdings nur in bestimmten Bereichen überein. Aus diesem Grund misst man je nach Glanz mit unterschiedlichem Messwinkel:

- Hochglanz bei 20°
- Mittelglanz bei 60°
- Mattglanz bei 85°

Heute verwendet man sog. „TriGloss“ Geräte, die bei allen drei Winkeln messen können [Abb. 4].

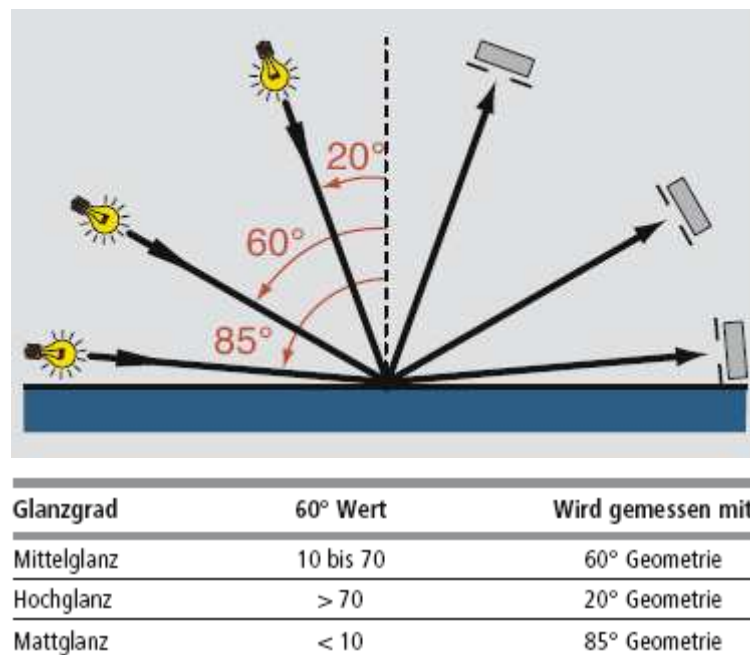


ABBILDUNG 4: MESSGEOMETRIEN

Für die vorliegende Untersuchung, die Glanzmessung an Kompositoberflächen, ist die 60°-Messgeometrie am geeignetsten. Zusätzlich wird ein eventuell vorhandener Glanzschleier durch das Messen aus unterschiedlichen Winkeln berücksichtigt.

Der Glanz einer Oberfläche kann – wie bereits beschrieben – über deren Reflexionsverhalten spezifiziert werden, wobei die messtechnische Erfassung auf dem unterschiedlichen Streuverhalten des Lichts in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur und den materialbedingten Eigenschaften beruht [50]. Der Reflektometerwert stellt dabei die optische Kenngröße für den Glanz einer Oberfläche dar.

### 2.6.2 Normierung

In der Praxis arbeitet man derzeit weltweit mit einheitlichen Normen [75]. Nach Angaben der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM) dient das Reflektometer als Hilfsmittel zur Glanzbeurteilung.

Um vergleichbare Messergebnisse zu erhalten, wurden die Reflektometer und ihre Handhabung international genormt. Besonders stark beeinflusst der verwendete Einstrahlwinkel den Reflektometerwert. Um hochglänzende bis matte Oberflächen gut differenzieren zu können, wurden fünf Geometrien, d.h. fünf Messbereiche genormt, wobei die 45°-Geometrie und die 75°-Geometrie nur bei speziellen Fragestellungen Anwendung finden:

	20°	60°	85°	45°	75°
Anwendung	Lacke, Kunststoffe, sonstige			Keramik, Folien	Papier, Vinyl
	Hochglanz	Mittelglanz	Mattglanz	Mittelglanz	Mattglanz
DIN EN ISO 2813	■	■	■		
ASTM D 523	■	■	■		
ASTM D 2457	■	■	■	■	
DIN 67530	■	■	■		
JIS Z 8741	■	■	■	■	■
ASTM C 346				■	
Tappi T 480					■
	poliertes Metall				
EN ISO 7668	■	■	■	■	

TABELLE 1: NORMIERUNG

Nach heutigem Entwicklungsstand wird dieses Messverfahren nach DIN EN ISO 2813, ASTM D 523, ASTM D 2457, DIN 67530 und JIS Z 8741 weltweit einheitlich angewendet.

### **2.6.3 Glanzgrad/DIN 67530**

Der Glanzgrad ist die Bezeichnung für die subjektive Glanzempfindung von Oberflächen. Der Sinneseindruck, der allgemein durch die Reflexion von Licht an einer Oberfläche entsteht, ist nach DIN 67530 der Glanzgrad [37]. Die Norm DIN 67530 entspricht im Wesentlichen der von der ISO herausgegebenen Norm ISO 2813, und lässt z. T. größere Abweichungen bei Einstrahlungs- und Bild-Aperturwinkel zu.

Bei der Glanzmessung nach dem Reflektometerverfahren geht man von einer Glanzdefinition aus, die den Glanzgrad  $g$  als Verhältnis der Intensität des direkt von der Probe reflektierten Lichtes zur Intensität eines optischen Spiegels beschreibt [29; 71]. Die gemessenen Werte werden wieder wie bereits beschrieben auf einen Hochglanzstandard/Schwarzstandard bezogen.

## **2.7 Komposite**

Insbesondere in Hinblick auf die Ästhetik sind zahnfarbene Füllungsmaterialien gerade im Frontzahnbereich indiziert.

Mit Hilfe der Arbeit von Bowen [8] gelang in den sechziger Jahren die Herstellung eines klinisch brauchbaren Füllungskunststoffes. Durch die Synthese eines hochmolekularen Monomers, dem Bisphenol-A-Glycidyl-Methakrylat (kurz: Bis-GMA), und einen über eine Verbundphase beigefügten Silikatpartikelanteil entstand ein neuartiger Werkstoff. Im Vergleich zu reinen Akrylaten wurden die Abra-



sionsfestigkeit erhöht und die Polymerisationsschrumpfung wie auch der Restmonomergehalt reduziert. Außerdem wurde der Temperaturanstieg – verursacht durch die exotherme Härtingsreaktion – minimiert, um eventuelle Pulpaschädigungen zu vermeiden. Basierend auf ihrer Zusammensetzung wurden die ersten gefüllten Kunststoffe, die sogenannten „Komposite“ auf dem Markt eingeführt. Prinzipiell hat sich an der Zusammensetzung dieser zahnärztlichen Werkstoffe, bestehend aus einer Kunststoffmatrix, einer Verbundphase und einem Füllkörpersystem nichts geändert.

### **2.7.1 Klassifikation**

Komposite können nach der Art der verwendeten Füllkörper, der Kunststoffmatrix, der Indikation oder ihrem Verhalten eingeteilt werden. Da Größe, Form, Menge und Art der Füllstoffe wesentlichen Einfluss auf die Eigenschaften eines Kompositmaterials ausüben, orientieren sich die meisten Klassifikationssysteme an diesen Punkten.

Die Klassifikation nach Lutz und Phillips [60] ist die bekannteste und auch eine Grundlage vieler weiterer Systeme. Sie unterteilt die Kompositmaterialien nach der Art des enthaltenen Füllstofftyps, der sogenannten charakterisierenden Komponente in Makrofüllerkomposite, homogene und inhomogene Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite [60].

#### **2.7.1.1 Makrofüllerkomposite**

Die ersten klinisch eingesetzten Komposite waren Makrofüllerkomposite, welche heute jedoch nur noch historische Bedeutung haben und nicht mehr verwendet werden [61]. Da die Füllkörper zu dieser Zeit noch gemahlen wurden, wurde die Füllkörpergröße durch die Produktionsabläufe bestimmt. Im Mittel handelte es sich um Größen zwischen 5 und 10  $\mu\text{m}$  [20; 38]. Die guten physikalischen Eigenschaften,

wie zum Beispiel die hohe Biegefestigkeit, wurden durch die verwendeten Füllstoffe aus Glas, Keramik und Quarz erreicht. Bedingt durch ihre Größe war ein Verlust dieser oftmals scharfkantigen Körper durch die Mastikation gleichbedeutend mit einem Bisshöhenverlust. Außerdem entstanden Verfärbungen und eine vermehrte Plaqueakkumulation durch die entstandene Oberflächenrauigkeit [32; 60].

### **2.7.1.2 Inhomogene Mikrofüllerkomposite**

Um die Politureigenschaften zu verbessern und um eine größere Abrasionsstabilität zu erreichen, stützte sich die Entwicklung auf die notwendige Verkleinerung der Füllkörper. Die von Lutz und Phillips [60] in ihrer Klassifikation beschriebenen homogenen Mikrofüllerkomposite stellen lediglich eine theoretische Klasse dar und wurden in praxi nie angewendet. Die in flammenpyrolytischer Herstellung aus flüssigen organischen Siliziumverbindungen gefertigten hochdispersen Siliziumdioxidpartikel zeichnen Mikrofüller aus. Ihre deutlich reduzierte Größe von 0,01  $\mu\text{m}$  bis 0,04  $\mu\text{m}$  [16; 38; 40; 60; 80] ermöglichte eine verbesserte Polierbarkeit [116]. Die Schwächen liegen in den physikalischen Werten. Der Möglichkeit zur Hochglanzpolitur stehen im Vergleich zu den Makrofüllerkompositen verringerte mechanische Eigenschaften, eine erhöhte Wasseraufnahme, eine größere Polymerisationschumpfung und eine Erhöhung des thermischen Expansionskoeffizienten gegenüber [20; 60; 90]. Nur die Druckfestigkeit ist höher einzustufen [40]. Eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften wurde durch den Zusatz von Vorpolymerisaten erzielt. Der akzeptable Füllstoffgehalt von 75 % wurde erreicht und führte zu einer Erhöhung der Abrasionsstabilität sowie der Reduktion der Polymerisationsschumpfung. Der Preis dafür war die schlechtere Verarbeitbarkeit, da die Viskosität maßgeblich stieg. Die „inhomogenen Mikrofüllerkomposite“ enthalten also zusätzlich splitterförmige oder kugelförmige Vorpolymerisate als organische Füllkörper, welche auch in Kombination als Füllkörperagglomerate vorkommen können [55]. Diese Kompositklasse eignet sich entsprechend ihren

Eigenschaften für Klasse-V-Kavitäten oder den Einsatz im Frontzahnbereich, wenn hohe Anforderungen an die Ästhetik gestellt werden [20].

### **2.7.1.3 Hybridkomposite**

In dieser Gruppe sollen die guten mechanischen Eigenschaften der Makrofüllerkomposite mit den Polier- und Abrasionseigenschaften der Mikrofüllerkomposite kombiniert werden. Als Füllstoffe werden hochdisperse Siliziumdioxidpartikel (Mikrofüller) gemeinsam mit Makrofüllstoffen verwendet.

Die Klasse der Hybridkomposite wird zusätzlich nach der mittleren Größe der verwendeten Makrofüllkörper unterteilt. Während in einem Hybridkomposit mittlere Füllkörpergrößen von bis zu 10 µm enthalten sind, weist ein „Feinpartikelhybridkomposit“ Füllkörper bis zu 5 µm Korngröße, ein „Feinstpartikelhybridkomposit“ bis zu 3 µm und ein „Submikrometerpartikelhybridkomposit“ eine mittlere Füllkörpergröße von unter 1 µm auf [20; 57]. Bei den plastischen, zahnfarbenen Restaurationsmaterialien haben die Fein-, Feinst- und Submikrometerpartikelhybridkomposite deutlich den größten Anteil; sie werden heute häufig als universelle Komposite bezeichnet. Innerhalb dieser inhomogenen Gruppe lassen sich die Füllkörpersysteme weiter unterscheiden. Neben kompakten Füllkörpern werden auch poröse Füllkörper, ionenfreisetzende Füllkörper und Fasern verwendet. Die sechs Gruppen von Füllstoffsystemen werden nach Kunzelmann in nachfolgender Tabelle unterteilt [57].

<b>Füllkörpersystem</b>	<b>Beispiele</b>
Quarz (SiO <sub>2</sub> )	Pertac II, (3M ESPE AG, Seefeld, D)
Kompakte Gläser + SiO <sub>2</sub>	TPH Spektrum, (Dentsply DeTrey GmbH, Konstanz, D) Charisma, (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D)
Kompakte Gläser + SiO <sub>2</sub> + sphärische, gesinterte Mischoxide	Tetric Ceram, (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL)
Poröse Gläser + kompakte Gläser + SiO <sub>2</sub>	Solitaire, (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D)
Fasern + kompakte Gläser + SiO <sub>2</sub>	Alert, (Jeneric Pentron GmbH, Kusterdingen, D)
Ionenfreisetzende Füllkörper + kompakte Gläser + SiO <sub>2</sub>	Ariston, (Ivoclar Vivadent AG, Schaan, FL)

TABELLE 2: EINTEILUNG DER KOMPOSITE ANHAND DER FÜLLKÖRPERSYSTEME NACH  
KUNZELMANN [57]

#### 2.7.1.4 Nanofüllerkomposite

Die Entwicklung der Füllstoffe im Nanometerbereich stellt eine Ergänzung der Mikrofüllerkomposite dar. Vertreter dieser Materialgruppe sind beispielsweise Filtek Supreme (3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland), Simile (Jeneric Pentron GmbH, Kusterdingen, Deutschland) und Grandio (VOCO GmbH, Cuxhaven, Deutschland).

Allerdings muss zwischen nanohergestellten Kompositen und Kompositen mit Füllstoffen in Nanopartikelgröße unterschieden werden. In den in Nanotechnologie hergestellten Kompositen finden sich sog. Cluster, wie das Agglomerat von 5 - 20 nm großen Füllkörpern bezeichnet wird. Die aus Zirkonoxid- oder Siliziumdioxid bestehenden, weintraubenartig zusammengefügt Komplexe erreichen eine Gesamtgröße von 0,6 µm bis 1,4 µm [21]. Zusätzlich werden feinstkörnige Siliziumdioxid-Füllkörper in die Kompositmatrix integriert, welche als „Nanomere“ bezeichnet werden. Die nicht agglomerierten Mikrofüllkörper in Größen um 20 nm [20; 21] befinden sich frei in der Matrix. Mit ihrer Hilfe wird der Füllstoffgehalt auf 71 - 75 % Massenanteil angehoben, wodurch er dem der Hybridkomposite entspricht [21; 61]. Im Vergleich zu einem konventionellen Mikrofüllerkomposit sorgt der deutlich erhöhte Füllstoffgehalt zu einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung und stellt folglich eine wesentliche Weiterentwicklung dar. Zusätzlich ist die Polierbarkeit verglichen mit Hybridkompositen maßgeblich verbessert.

### **2.7.2 Einteilung nach der Rheologie**

Aufgrund verschiedener Anforderungen variieren Kompositmaterialien stark in ihrer Konsistenz. Allgemein nimmt die Viskosität mit dem Erhöhen des Füllstoffgehalts zu. Willems et al. schlägt eine Einteilung der Komposite vor, in welcher der Füllgrad berücksichtigt wird, obwohl zu diesem Zeitpunkt weder stopfbare noch fließfähige Komposite auf dem Markt erhältlich waren [114; 115]. Aus dieser Idee entstanden fünf Hauptgruppen mit entsprechenden Unterteilungen:

#### **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

Die neuen Materialgruppen werden in der Einteilung von Bayne et al. anhand der Viskositätsänderung bei zunehmendem Füllstoffgehalt klassifiziert [4]:

- Grübchen- und Fissurenversiegler, Mikrofüllerkomposite
- fließfähige Komposite (Flowables)
- Hybridkomposite
- stopfbare Komposite (Condensables)

Zusätzlich existieren diverse Klassifikationssysteme wie z. B. die Einteilung nach dem Matrixmaterial [57]. Allerdings erscheint die bereits angeführte Klassifikation nach dem Füllstoffgehalt als die gängigste und die für die vorliegende Arbeit sinnvollste.

## 2.8 Chemie der Komposite

### 2.8.1 Monomermatrix

Die Monomermatrix, in welche die Füllstoffe eingebettet sind, setzt sich aus verschiedenen Monomeren zusammen, welche bi-, tri- oder noch höher funktionell sein können. Bevorzugte Verwendung finden hochmolekulare, langkettige Dimethakrylate [80]. Die sogenannten Di- oder Triakrylate sind die entsprechenden Ester der Methakrylsäure mit hochmolekularen Alkoholen [38; 80; 106]. Die wichtigsten und somit heutzutage am häufigsten verwendeten Monomere sind das von Bowen [8; 9] entwickelte Bis-GMA wie auch UEDMA, welches überwiegend in Abmischung mit Bis-GMA Verwendung findet [94]. Die Methakrylgruppe ermöglicht hierbei die Polymerisation, welche unter Volumenkontraktion – der sogenannten Polymerisationsschrumpfung – abläuft. Hier verflüchtigt sich nicht etwa ein Lösungsmittel wie z. B. bei der Polykondensation; die Kontraktion basiert auf dem geringeren Abstand zweier Kohlenstoffatome beim Entstehen von zwei kovalenten Einzelbindungen nach Doppelbindung [80; 105]. Durch das Verwenden der hochmolekularen Methakrylate nimmt die Volumenschrumpfung bei der Polymerisationsreaktion mit steigender Molekülkettenlänge ab, da sich die Relation des Molekulargewichts zur Anzahl der entstehenden Doppelbindungen erhöht [38]. Um die hohen Füllgrade mit anorganischen Füllstoffen bei verarbeitbarer Viskosität zu ermöglichen, müssen Verdünnermoleküle wie z. B. TEGDMA der Matrix beigefügt werden [38; 67]. Durch diese niedermolekularen Komonomere lässt sich der Füllstoffgehalt auf bis zu 85 % Massenanteil anheben [27]. Außerdem können die Polymereigenschaften durch Kopolymerisation von Monomeren mit speziellen funktionellen Gruppen oder aliphatischen bzw. aromatischen Ringsystemen erheblich beeinflusst werden. So führt beispielsweise der Einbau der genannten Ringsysteme zu mechanisch sehr festen, starren Polymeren [39].

### 2.8.2 Anorganische Füllkörper und deren Verbund

Durch zugefügte anorganische Füllstoffe werden die mechanisch-physikalischen Eigenschaften optimiert und das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung erheblich verringert. Da der thermische Ausdehnungskoeffizient der Füllstoffe im Vergleich zur Matrix sehr gering ist, weisen hochgefüllte Komposite eine deutlich gesteigerte Dimensionsstabilität auf, ein Effekt, der in einem anderen Zusammenhang bereits 1953 von Paffenbarger beschrieben wurde [72]. Außerdem führt die Beimengung der anorganischen Partikel zu verbesserter Festigkeit und vermindert die Wasseraufnahme [28; 56; 68; 74].

Verwendung finden pyrogenes Siliziumdioxid, mikrofeine Barium- oder Strontiumsilikatgläser, Zirkoniumdioxidgläser, feingemahlener Quarz und Yttrium- oder Ytterbiumtrifluorid [42; 44]. Durch den Zusatz von Elementen mit hohen Atommassen erfüllt das Füllkörpersystem auch die klinische Anforderung an die Röntgenopazität. Überwiegend werden barium- oder strontiumhaltige Gläser sowie auch Zirkoniumdioxid verwendet [54; 111]. Andere röntgenopake Zusatzstoffe stellen die Pigmente Ytterbium- und Yttriumtrifluorid dar [40; 57]. Um die Eigenschaften der verwendeten Füllkörper auf das Komposit zu übertragen, muss ein stabiler Verbund zwischen Füllstoff und Matrixharz vorhanden sein. Diese Verbindung wird bei den Kompositen durch Silanisierung der anorganischen Füllkörperoberflächen erreicht. Silane setzen sich aus einem hydrophoben und einem hydrophilen Molekülanteil zusammen, welcher über eine hydrolysierbare Siliziumgruppe mit der Füllstoffoberfläche reagiert. Der hydrophobe Anteil des Haftsilans besteht chemisch aus einem organofunktionellen Rest, der den Verbund zur Matrix ermöglicht. Durch Anlagerung der Silanverbindung an die hydrophile Oberfläche der Füller wird deren Oberfläche hydrophob, und die Verbindung mit der ebenfalls hydrophoben Kunststoffmatrix kann erfolgen. Gängige Haftsilane sind Vinyltriethoxysilanol und Methakryloxypropyltrimethoxysilanol, welche am häufigsten Verwendung finden [38; 80]. Die Schichtdicke des aufgetragenen Silans liegt im Durchschnitt zwischen 5 und 20 nm [39].



### 2.8.3 Weitere Zusätze

Außerdem sind den modernen Kompositen Initiatoren zur Einleitung der Polymerisation [57; 80], Inhibitoren, Pigmente und UV-Stabilisatoren zugesetzt. Inhibitoren, auch Stabilisatoren oder Antioxidantien genannt, unterbinden eine nicht gesteuerte, vorzeitige Polymerisation durch Inaktivierung reaktiver Moleküle. Sie werden in geringen Mengen von 300 - 1000 ppm zugesetzt [41], da sonst auch die erwünschte Aushärtung gehemmt wird. Häufig verwendete Stabilisatoren sind beispielsweise Hydrochinon, Hydrochinonmonomethylether sowie verschiedene Phenole, welche sich als wirkungsvoll und farbstabil erwiesen haben [108].

Eine Farbnuancierung wird durch den Zusatz von Pigmenten und optischen Aufhellern realisiert. Pigmente sind feste Teilchen organischen oder anorganischen Ursprungs mit einer Größe zwischen 0,01 und 1  $\mu\text{m}$  [44]. Diese werden bei der Herstellung möglichst gleichmäßig in der Kunststoffmatrix verteilt. Sie müssen unlöslich, dauerhaft farbstabil und toxikologisch völlig unbedenklich sein. Größtenteils werden anorganische Farbstoffe wie Aluminiumoxid, Eisenoxide oder Titandioxid zugegeben. Um die Farbstabilität zu gewährleisten, werden UV-Stabilisatoren eingesetzt. Sie absorbieren hochenergetisches UV-Licht unterhalb einer Wellenlänge von 380 nm [41] und transformieren die Lichtenergie in Wärme. Der UV-Licht-bedingte Zerfallsprozess, der gelbe Verfärbungen hervorrufen würde, wird so verhindert [111].

### 2.8.4 Aushärtungsreaktion und Polymerisationsschrumpfung

Dentale Kompositmaterialien härten durch die Umsetzung der Monomere zu Polymerkomplexen in einer radikalischen Polymerisation aus [38; 44]. Alle modernen Füllungskomposite sind lichthärtend. Die ebenfalls enthaltenen Initiatoren reagieren auf Lichteinfall im Bereich von 380 - 500 nm. Kampherchinon, welches der am häufigsten verwendete Photoinitiator ist, weist ein Absorptionsmaximum bei einer

Wellenlänge zwischen 460 nm und 470 nm auf [35; 44; 55]. Die im Durchschnitt mindestens benötigte Lichtintensität wird von 300 bis 400 mW/cm<sup>2</sup> angegeben [83]. Bei Verwendung herkömmlicher Halogenlampen sollte die Intensität allerdings bei 500 mW/cm<sup>2</sup> liegen, damit in einer Schichtstärke von 2 mm noch eine akzeptable Härte zu erreichen ist [76]. Nach früherer Vorstellung zeigt der Luftsauerstoff eine polymerisationshemmende Wirkung. Die dünne, klebrige, nicht erhärtende Materialschicht an der Oberfläche wird allerdings nicht mehr als Sauerstoffinhibitionsschicht, sondern treffender als Grenzflächeneffekt bezeichnet [78]. Diese 60 µm starke Schicht ermöglicht durch freie Bindungen den Verbund zwischen den Lagen bei der Inkrementtechnik. An der definitiven Füllungsoberfläche ist die Grenzflächenschicht durch erhöhten Restmonomergehalt nicht erwünscht, so dass eine abschließende Oberflächenbearbeitung erfolgen muss. Die bei Aushärtung zustande kommende Polymerisationsschrumpfung der Komposite wird in der Literatur mit einer Volumenverringerng zwischen 1,7 % und 6 % angegeben [33; 98]. Grundsätzlich ist diese Volumenänderung zwar immer gleich, kann jedoch durch Applikation mehrerer nacheinander ausgehärteter Inkremente maßgeblich verringert werden. Die letztlich zustande kommende absolute Polymerisationsschrumpfung hängt folglich von der pro Schicht polymerisierten Masse an Komposit ab [81]. Die zum Aushärten eingebrachte Schichtstärke sollte daher 2 mm nicht überschreiten [47; 49]. Bei der Polymerisationsreaktion kann das Material initial die Volumenschrumpfung durch Fließvorgänge ausgleichen. Ab dem sogenannten „Gel-Punkt“ kommt es zu einer starken Zunahme der Polymerisationsgeschwindigkeit. Durch die damit einhergehende Viskositätssteigerung wird ein Nachfließen von Kunststoffmaterial zum Spannungsausgleich verhindert [64]. Im Post-Gel-Zustand entstehende Spannungen können ein Ablösen von den Kavitätenwänden und eine Spaltbildung verursachen oder das Material durch entstehende Volumendefekte schwächen [62]. Ein Randspalt kann das Eindringen von Flüssigkeiten und Bakterien ermöglichen [91] und so zu Hypersensitivitäten, Pulpairritationen und Sekundärkaries führen [77]. Selbst eindringende Moleküle können solche Irritationen durch osmotische Effekte hervorrufen.

Die während der Aushärtung auftretenden Schrumpfungsvorgänge stellen nach wie vor ein großes Problem der Kompositmaterialien dar [18; 86; 92]. Trotz intensiver Bemühungen konnte bei der Entwicklung schrumpfungsarmer Monomersysteme noch kein überzeugender Erfolg erzielt werden [6; 18; 96; 97]. Aus diesem Grund kompensiert man die Polymerisationsschrumpfung anteilig durch die Verwendung von Adhäsivsystemen [82], die Säure-Ätz-Technik [6; 12; 104], die Schichttechnik, stressauffangende Zwischenschichten [100; 102; 103], über die Reduktion des Verhältnisses gebundener zu ungebundener Oberfläche, über den C-Faktor [23] oder Modulation der Polymerisationskinetik unter Anwendung der Soft-Start-Polymerisation [24; 53; 63; 65; 110]. Die Soft-Start-Polymerisation ist allerdings als wissenschaftlich umstrittenes Verfahren anzusehen.

## **2.9 Werkstoffkundliche Parameter von Kompositmaterialien**

Dentale Komposite müssen bestimmte materialwissenschaftliche Bedingungen erfüllen, um den physikalischen und chemischen Beanspruchungen in der Mundhöhle widerstehen zu können. Aussagekräftige Testergebnisse sind mit standardisierten Prüfverfahren und genau festgelegten Probekörperherstellungen und Probekörperdimensionen, Lagerungsbedingungen und Versuchsaufbauten zu erzielen [54; 106]. Zur Qualitätssicherung dienen nationale und internationale Normen. Die zur Zulassung notwendigen Mindestanforderungen sind in der EN ISO 4049 [15] beschrieben.

Ein Universalhybridkomposit ist in der EN ISO 4049 als Typ I, Klasse 2, Gruppe 1 klassifiziert [15], also ein restaurativer, lichthärtender Kunststoff, den der Hersteller zur Wiederherstellung von Okklusalfächen als geeignet ansieht. Zu den wichtigen zu untersuchenden werkstoffkundlichen Kenndaten zählen Charakteristika wie Wasseraufnahme und Löslichkeit, Biegefestigkeit, Röntgenopazität sowie die Polymerisationstiefe. Außerdem wird zur weiteren Materialcharakterisierung von Füllungsmaterialien die Polierbarkeit als wichtiges Kriterium herangezogen.

Allerdings erweist sich die Übertragung materialwissenschaftlicher Parameter auf die klinischen Eigenschaften der Werkstoffe als mitunter problematisch [79].

### **2.9.1 Biegefestigkeit und E-Modul**

Festigkeitsuntersuchungen an Verbundwerkstoffen zeigen eine direkte Korrelation zum klinischen Verhalten der dentalen Füllungswerkstoffe [87; 107]. Bei der Messung der Biegefestigkeit treten sowohl Druck- als auch Zugbelastungen auf, was klinisch relevante Rückschlüsse zulässt [93; 106; 108].

Ein lighthärtendes Füllungskomposit für Restaurationen im Front- und Seitenzahnbereich muss gemäß EN ISO 4049 [15] eine Mindestbiegefestigkeit von 80 MPa aufweisen. Der Elastizitätsmodul (E-Modul, Youngscher Modul) ist ein Materialkennwert, welcher den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers bei linear elastischem Verhalten beschreibt. Der Betrag des Zugmoduls ist umso größer, je mehr Widerstand ein Material seiner Verformung entgegensetzt. Bei Krafteinwirkung auf ein dentales Komposit deformiert sich das Netzwerk des Polymers, wobei zuerst die sekundären Bindungen wie z. B. Wasserstoffbrückenbindungen beansprucht werden. Je höher aber der interne Vernetzungsgrad eines Polymers ist, desto größeren Einfluss haben die primären kovalenten Bindungen [1]. Allerdings wird der E-Modul in nicht unerheblichem Maße durch den Füllstoffgehalt beeinflusst. Mit steigendem Füllstoffgehalt nimmt der E-Modul und damit die Formstabilität zu [84]. Ein optimaler Elastizitätskoeffizient eines Füllungswerkstoffes ist im Grunde genommen nicht zu bestimmen, da dieser immer von der Indikation der Restauration abhängt. So sollte der E-Modul für eine Klasse-V-Füllung vergleichsweise niedriger sein [48] als für eine Klasse-II-Füllung, bei der der Koeffizient einen dem Dentin entsprechenden oder höheren Wert aufweisen sollte [66; 115]. Ein zu gering gewählter E-Modul bei einer Restauration im Seitenzahnbereich führt bei Kaubelastung zu einer Deformation und somit zu einer Beeinträchtigung der marginalen Integrität [58; 88].

### 2.9.2 Polymerisationstiefe und Härte

Füllungskompositmaterialien sind aufgrund ihres Füllstoffgehaltes und der Einfärbung mit Pigmenten weniger lichtdurchlässig als reine Methakrylate [54]. Die Polymerisationstiefe ist folglich von vielen Faktoren abhängig. Der verwendete Lampentyp, die Intensität des Lichts, die Bestrahlungszeit, die Kompositzusammensetzung, die Transluzenz und die Farbe sind entscheidende Parameter [31; 45; 90; 118]. Abstand und Winkel der Lampe zum auszuhärtenden Komposit bestimmen ebenfalls die Polymerisations- und Aushärtungstiefe [99]. Die EN ISO 4049 verlangt für lichthärtende, nicht-opake Füllungsmaterialien eine Mindestpolymerisationstiefe von 1,5 mm [15].

Da die Polymerisationstiefe nichts über den Polymerisationsgrad aussagt, wird die Durchhärtungstiefe hinzugezogen. Wesentlichen Einfluss nehmen auch hier die Leistungsfähigkeit des Lichtpolymerisationsgerätes und die Bestrahlungsdauer [19; 29]. Je größer die Anfangsintensität des Lichts ist, umso früher 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 [14; 25; 89]. In einer Schichttiefe von 2 mm sind signifikant mehr Restmonomere als bei der Verwendung von Halogenlampen zu finden [25]. LED-Lampen bieten sich aufgrund der konstanten Lichtemission, der langen Lebensdauer, der geringeren Wärmeentwicklung und dem geringeren Gewicht [22; 45] als Alternative zu herkömmlichen Halogenlampen an. Zur Zeit werden aber noch nicht von allen Bauarttypen die Aushärtungs- sowie Polymerisationstiefen von Plasmalampen erreicht [17; 45; 101].

Hybridkomposite weisen in jeder Schicht höhere Härtewerte auf als Mikrofüller [17]. Je höher der Vernetzungsgrad und der anorganische Füllstoffgehalt sind, umso größer wird die Härte [44]. Unabhängig vom Material nehmen die Härtewerte von der Oberfläche her ab [31; 76].

### 2.9.3 Ausarbeiten und Polierbarkeit

Um die weitere Ausarbeitung auf wenige Arbeitsschritte zu beschränken, sollte bereits bei der Rekonstruktion des Zahnes die spätere Form möglichst genau herausgearbeitet werden. Generell wird eine Kompositfüllung wegen der Polymerisations-schrumpfung und der Oberflächengrenzschicht mit Überschuss modelliert. Mit diamantierten Schleifkörpern, welche eine durchschnittliche Korngröße von bis zu 25 µm aufweisen, wird die Kompositoberfläche definitiv geformt [98]. Die Politur führt zu einer eingeebneten Oberfläche mit verringerter Rauhtiefe; dadurch lassen sich die Oralhygiene verbessern, die Plaqueretention vermindern und der äußere Eindruck steigern. Ein bewährtes Poliersystem für die Politur von Glattflächen sind die flexiblen mit Aluminiumpartikeln beschichteten Sof-Lex-Scheiben (3M ESPE AG, Seefeld, Deutschland) [47; 98]. Das Sof-Lex-System kann als Alternative zu Gummipolierern und Polierpaste bis zur Hochglanzpolitur verwendet werden.

Die Polierbarkeit der verschiedenen Komposite stellt eine für jeden Zahnarzt wichtige Materialeigenschaft für den Einsatz in der Praxis dar. Zur quantitativen Beschreibung der Rauheit dient der arithmetische Mittenrauwert [69]. Die Polierbarkeit von Kompositmaterialien ist im Wesentlichen von der Größe der Füllstoffe abhängig. Sobald die Füllkörpergröße in der Größenordnung der Wellenlänge des Lichtes liegt (400 - 700 nm), ist es möglich, das Material hochglänzend zu polieren, da Lichtbrechungen an der Oberfläche vom Auge nicht mehr wahrgenommen werden können [57]. Eine sehr gute Polierbarkeit zeigen daher die Mikrofüllerkomposite. Diese Qualität kann von Hybridkompositen nicht erreicht werden, dennoch weisen sie eine gute und akzeptable Polierbarkeit auf. Die Vielzahl mikroskopisch kleiner Schleifspuren in einer Ebene stellt sich für das menschliche Auge als Hochglanz dar. Um diese Feinstrukturen beurteilen zu können, ist die Darstellung mit dem Rasterelektronenmikroskop üblich [34; 36; 47; 80; 112].

### 3 Eigene Untersuchungen

Bereits 1984 testeten O'Brien et al. Komposite auf den Zusammenhang zwischen Politur und Glanz [70]. Seit dieser Zeit haben sich die Komposite wie auch die Messmethoden verändert.

In der vorliegenden Untersuchung sollte der Glanz an neun Kompositen unmittelbar nach der Polymerisation und außerdem nach einem Poliervorgang gemessen und verglichen werden. Die nachfolgend aufgelisteten Materialien – sieben aktuelle Hybridkomposite, ein mikrogefülltes Komposit und ein experimentelles Komposit – wurden mit einem Reflektometer untersucht.

#### 3.1 Materialien (Zusammensetzung nach Angaben der Hersteller)

Folgende Komposite wurden untersucht:

##### **Venus<sup>®</sup> (Heraeus Kulzer)**

lichthärtendes Feinstpartikel-Hybrid-Komposit

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA, TEGDMA

Füllkörper: SiO<sub>2</sub>, Bariumglas

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 80 % / 63 %

Mittlere / max. Füllkörpergröße: 0,7 µm / ---

##### **Jeneric Pentron Alert<sup>®</sup> (Jeneric Pentron)**

kondensierbares Hybrid-Komposit mit Fiberglaspartikeln

Zusammensetzung der Matrix: PCDMA, UDMA

Füllkörper: Bariumborsilikat

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 82 %/ 74 %

Mittlere / max. Füllkörpergröße: 0,7 µm / 20 µm

### **rok<sup>®</sup> (SDI)**

Hybrid-Komposit für Seitenzähne

Zusammensetzung der Matrix: multifunktionaler Methakrylester

Füllkörper: ---

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 82 % / 63 %

Mittlere / max. Füllkörpergröße: 40 nm - 2,5 µm

### **Estelite Sigma<sup>®</sup> (Tokuyama)**

Sub-Mikrofüller-Kompositharz mit sphärischen Füllstoffpartikeln, kugelförmige Füllstoffe mit relativ gleichmäßigem Durchmesser (0,2 µm)

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA, TEGDMA

Füllkörper: SiO<sub>2</sub>-ZrO<sub>2</sub>, SiO<sub>2</sub>-TiO<sub>2</sub>

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 82 %/ 71 %

Mittlere / max. Füllkörpergröße: 0,2 µm / ---

### **Arabesk<sup>®</sup> Top (VOCO)**

Lichthärtendes Glaskeramikmikrohybridkomposit mit BCS-Füllerstruktur

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA

Füllkörper: Glaskeramik

Füllergehalt in Vol.-%: 77 %

Min. / max. Füllkörpergröße: 0,05 µm - 0,7 µm

### **VOCO**

- Experimentelles Komposit V 31785

### **Ecusit<sup>®</sup> Composite (DMG)**



Lichthärtendes Feinstglas-Hybridkomposit

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA

Füllkörper: Dentalglas

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 77 % / 57 %

Min. / max. Füllkörpergröße: 0,02 - 1,5 µm

### **EcuSphere® (DMG):**

#### **EcuSphere®-Carat**

Lichthärtendes Submikron-Hybridkomposit

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA basierte Harzmatrix

Füllkörper: Bariumglas, pyrogene Kieselsäure

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 77 % / 57 %

Mittlere Füllkörpergröße: 0,7 µm

#### **EcuSphere®-Shine**

Lichthärtendes Mikrofüller-Komposit

Zusammensetzung der Matrix: Bis-GMA basierte Harzmatrix

Füllkörper: pyrogene Kieselsäure

Füllergehalt in Gew.-% / Vol.-%: 60 % / 46.%

Mittlere Füllkörpergröße: 0,02 µm

## **3.2 Probenherstellung**

Als Trägermaterial für die zu vermessende Kompositschicht diente 4 mm starkes Glas, welches aufgrund der Lichtdurchlässigkeit eine Aushärtung der Probe von beiden Seiten zuließ. Außerdem ermöglichte eine einseitige Satinierung durch die raue Oberflächenstruktur einen besseren Verbund zum Untersuchungsmaterial. Beim Satinieren wird ein ursprünglich glattes Glas durch Sandstrahlen mit

Strahlkorund oder durch Behandlung mit Kieselsäure gleichmäßig rau und damit undurchsichtig gemacht. Zu Beginn der Arbeit hergestellte Kompositproben auf beidseits unstrukturiertem Glas zeigten einen schwächeren Verbund des Komposits mit dem Glas. Nach kurzer Zeit löste sich die Kompositschicht vom Trägermaterial, was vermutlich auf endogene Spannungen – verursacht durch die Polymerisationsschrumpfung – zurückzuführen war. Nach partiellem Ablösen der Probe konnten keine reproduzierbaren Messungen durchgeführt werden, da Farbunterschiede und die ungleichmäßig gewölbte Oberfläche die Ergebnisse beeinflussten. Die vergrößerte Oberfläche des satinierten Glases steigerte die Retention und führte somit zu verbesserten Haftwerten.

Um die Adhäsion zusätzlich zu verstärken, wurde ein kompatibles Bonding auf die Trägerplatte aufgetragen und ausgehärtet.

Anschließend wurde das Probenkomposit auf die vorbereitete Platte gegeben. Als vorteilhaft für die Probenherstellung erwies sich die Verwendung von 4-g-Kompositspritzen. Das Zusammenfügen kleinerer Mengen hatte bei der Probenherstellung während der Vorversuche auf Grund von Lufteinschlüssen, Verschmutzungen und Porositäten zu mangelhaften Ergebnissen geführt.

Um eine glatte, möglichst homogene und gleichmäßig starke Kompositschicht zu erzeugen, wurde die mit dem Probenmaterial beschichtete Trägerplatte gegen eine saubere Glasplatte gepresst, da dies eine annähernd perfekt glatte Oberfläche nach Ablösen des Glases bewirkte.

Zu diesem Zweck wurden zwei durch Schrauben verbundene Metallplatten verwendet, deren Distanz durch Abstandhalter genau definiert war. So wurde eine stetig gleichbleibende Probenstärke gewährleistet.



ABBILDUNG 5: PRESSE

Nach Adaptation der Ränder wurde die jeweilige Probe den Herstellerangaben entsprechend beidseitig ausgehärtet. Durch diese Methode ließ sich eine sehr glatte Kompositoberfläche erzeugen, die als idealer Bezugspunkt für die später folgende Oberflächenpolitur diente.

Voraussetzung für eine Messung mit dem Glanzmessgerät war eine plane Fläche mit dem Mindestmaß von 3 cm<sup>2</sup>, da die Messfenstergröße und die statistische Messwertstreuung berücksichtigt werden mussten.

### **3.3 Probenbearbeitung**

Bei der Bestimmung einer geeigneten Poliermethode für die Kompositproben mussten verschiedene Parameter beachtet werden, welche im Rahmen der Vorversuche festgelegt wurden. Um ein standardisiertes Politurverfahren für die

Bearbeitung aller vorhandenen Kompositproben zu gewährleisten, kam eine Poliermaschine der Firma Struers zum Einsatz.

In der Literatur finden sich etliche wissenschaftliche Arbeiten zum Thema „Politur von Kompositmaterialien“. Die glatteste Oberfläche wurde mit einem Polyester-Matrizenband erzeugt, welches unserer oben erwähnten Glasplatte entspricht. Alle Politurbemühungen, die nach Entfernung des Matrix-Bandes erfolgten, führten zu einer groben Aufrauung der Oberfläche [46], was auch die Vorversuche beweisen.

Vor dem Bearbeiten jeder Probenreihe wurde die Poliermaschine mit neuem Schleifpapier bestückt, welches zusätzlich mit Wasser gereinigt wurde, um eventuell vorhandene Verschmutzungen zu beseitigen. Die Wasserzufuhr während der Bearbeitung betrug 50 ml pro Minute, da so die gesamte Schleiffläche benetzt wurde. Die Proben wurden aus allen Richtungen über die Gesamtschleifpapierfläche 3 min lang mit einem Auflagegewicht von 800 g auf einer 4000 Grit Schleifpapierscheibe poliert. Die Körnung entspricht der Oberflächenstruktur der feinsten Sof-Lex-Scheibe.

### **3.4 Vorversuche**

#### **3.4.1 Zum Glanz vor der Politur**

Wie bereits in Kapitel 3.2 beschrieben waren die Probenkomposite zur Polymerisation gegen eine glatte Glasfläche gepresst worden. Angaben aus der Literatur lassen vermuten, dass dadurch eine perfekt glänzende Oberfläche erzielt werden kann [2; 7; 85]. Zunächst interessierte, ob und inwiefern durch eine Bearbeitung (Politur) dieser Oberflächen die gemessenen Glanzeinheiten noch zu erhöhen sind. Dazu wurden je drei Proben der Komposite Venus und Grandio in der Farbe A2 hergestellt und vermessen. Anschließend wurde je eine Probe mit einer Polierpaste zwei Minuten lang manuell an der Poliermaschine geglättet. Als Polierpasten dienten Ivoclar Universalpolierpaste, Kerr Cleanic oder Clean Polish von der Firma Primedis. Vor und nach der Bearbeitung wurde die jeweilige Probe dann fünfmal an unterschiedlichen Stellen vermessen und ein Mittelwert für die Glanzeinheiten gebildet.

1. Universal Polishing Paste<sup>®</sup> der Firma Ivoclar Vivadent (zur Hochglanzpolitur von Kunststoff- und Metallarbeiten)
2. Cleanic<sup>®</sup> der Firma Kerr Hawe SA (Zahnreinigungs- und Polierpaste in einem; der Abrasivstoff Silica / Naturkiesel verwandelt sich unter Last von grob- zu feinkörnig, die Reinigungspaste wird während der Anwendung von selbst zur Polierpaste mit Glanzeffekt)

3. Clean Polish® der Firma Primedis (Fluoridfreie Zahnreinigungs- und Polierpaste zum Reinigen natürlicher Zähne sowie zum Vorpulieren von Gold-, Amalgam- und Kunststofffüllungen)

Bei beiden getesteten Kompositen war nach Politur mit allen drei Polierpasten eine deutliche Reduktion der Glanzeinheiten – gemessen bei der 60°-Meßgeometrie – zu beobachten. Dabei reduzierten sich die Werte bei Venus allgemein weniger als bei Grandio.

Bezug nehmend auf die Arbeit von Bose und Ott [7], in welcher bereits die Oberflächenaufräuhung (erzeugt durch Polierpasten) beschrieben wurde, konnte auch in dieser Studie keine Verbesserung des Glanzes festgestellt werden.

Die Ivoclar-Universalpolierpaste erzielte bei beiden Probenkompositen nach Bearbeitung bessere Messergebnisse als Primedis. Die Polierpaste der Firma Kerr zeigte die größte Reduktion der Werte: Sie polierte somit am schlechtesten.

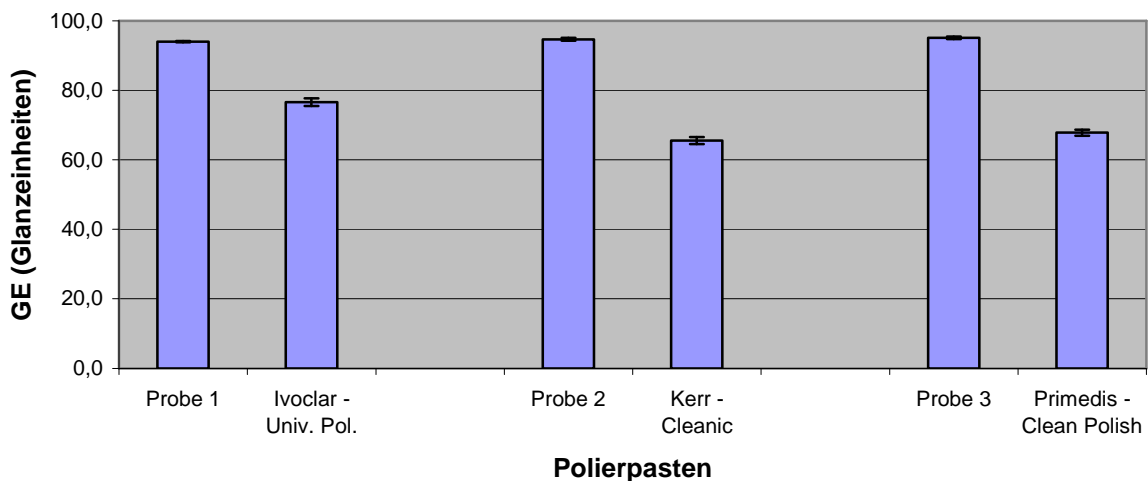


ABBILDUNG 6: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT DEN UNTERSCHIEDLICHEN POLIERPASTEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

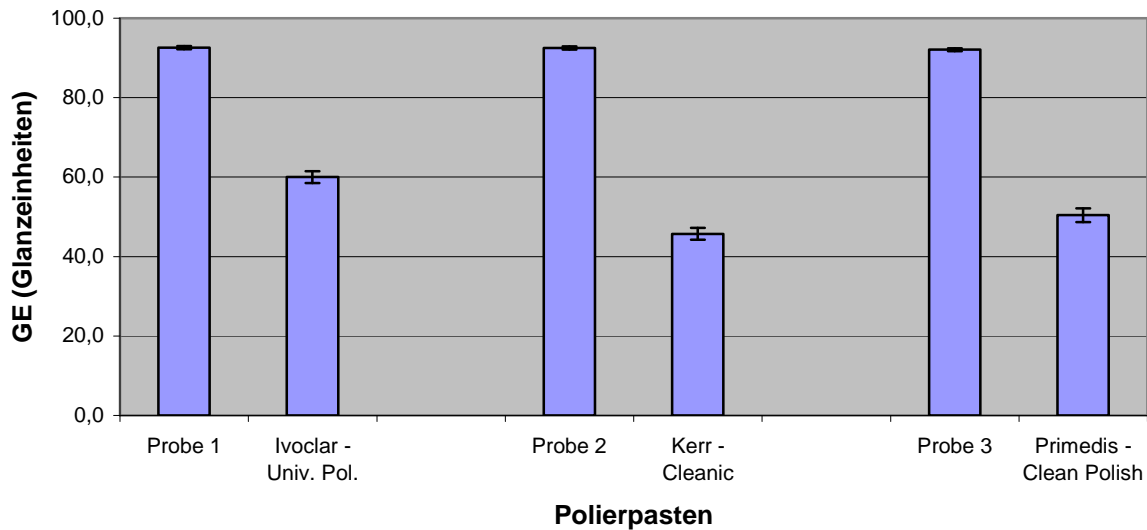


ABBILDUNG 7: GRANDIO A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT DEN UNTERSCHIEDLICHEN POLIERPASTEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Zur Bestimmung des Einflusses der Polierzeit und der Poliermethode auf die oben gezeigten Messergebnisse wurden erneut zwei Proben des Komposits Venus A2 hergestellt und ausgemessen. Die Abbildungen 6 und 7 zeigen an erster Stelle die Glanzeinheiten der nicht bearbeiteten Kompositproben. Nachfolgend wurde Probe 4 mit Cleanic von Kerr mit einem grünen Winkelstück und einem Polierkelch der Firma Becht bei 1500 bis 2000 U/min für die Dauer von 5 min poliert. Die Messung erfolgte pro Testwert nach der Zeitspanne von einer Minute jeweils fünf Mal. Der sich ergebende Wert wurde bei der 60°-Geometrie erreicht.

In einem weiteren Versuchsdurchlauf wurde die gleiche Prozedur mit der Polierpaste Clean Polish von Primedis durchgeführt.

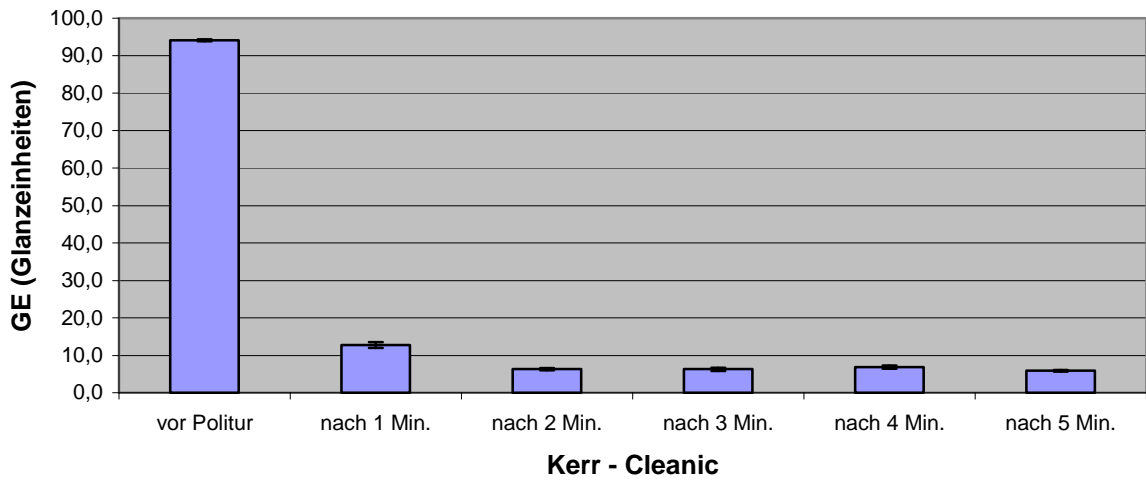


ABBILDUNG 8: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT KERR-CLEANIC IN MINUTENABSTÄNDEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

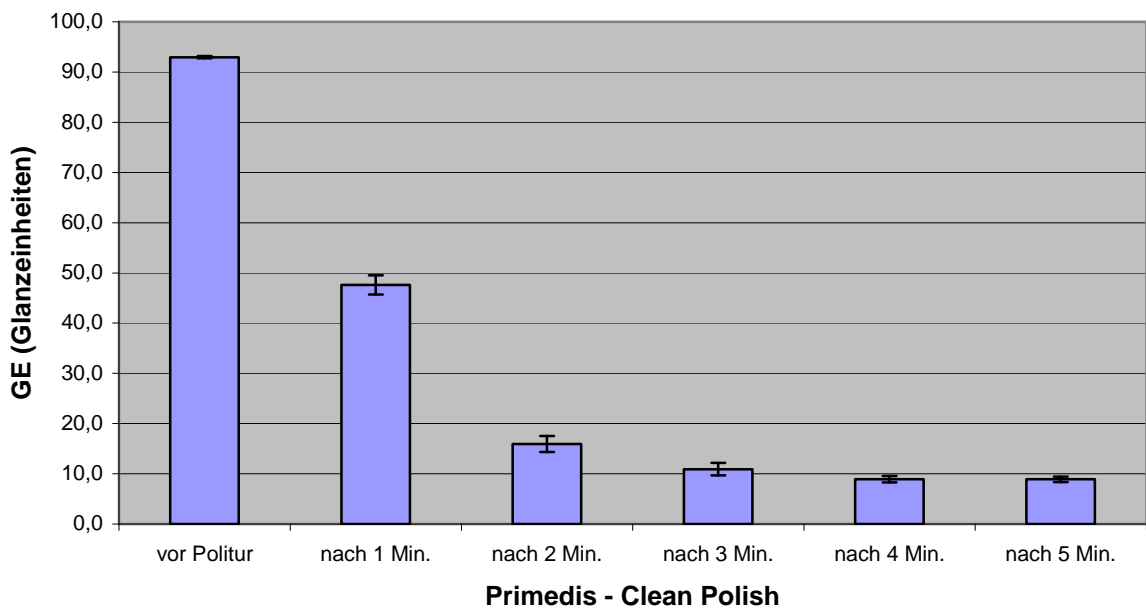


ABBILDUNG 9: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT PRIMEDIS-CLEAN POLISH IN MINUTENABSTÄNDEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)



Als Ergebnis bleibt festzuhalten, dass die Glanzwerte von 94,1 GE vor Politur auf 8,5 GE nach 5 min Bearbeitung abnahmen. Bei Probe fünf reduzierten sich die Glanzeinheiten von 84,3 GE auf 8,9 GE nach 5 min Bearbeitung, was ein nur unwesentlich höherer Wert ist als bei Probe vier.

Im Vergleich zu den Messungen an der Poliermaschine (Abb. 6 und 7) verschlechterten sich die Werte abermals, wobei auffällt, dass die Glanzwerte in den ersten 2 min drastisch abnahmen, danach jedoch relativ konstante Werte verzeichnet werden konnten.

### **3.4.2 Zur Festlegung der Bearbeitungsmodalitäten**

Bei der Bestimmung einer geeigneten Poliermethode für die Kompositproben müssen verschiedene Parameter berücksichtigt werden [5]. Da jeder Behandler den Anpressdruck pro Fläche, die Geschwindigkeit der Polierinstrumente, die Dauer der Politur wie auch das Poliersystem völlig individuell auswählt, waren Vorversuche zur Testung eines genormten und trotzdem aussagekräftigen Polierverfahrens nötig.

Am Anfang stand die Herstellung von drei Proben des Komposits VOCO Grandio der Farbe C3 und drei Proben Filtek Supreme C3B von 3M ESPE und deren Vermessung in unbearbeitetem Zustand. Um Vergleiche ziehen zu können und werkstoffspezifische Charakteristika eines einzelnen Komposits auszuschließen, wurden die Versuche mit zwei verschiedenen Kompositen durchgeführt. In nachfolgenden Versuchen sollte der Einfluss des Anpressdrucks, der Polierzeit und der Verschleißeffekt des Schleifpapiers geprüft werden.

Im Gegensatz zu der regulär polymerisierten Komposit-Oberfläche können an der Grenzschicht relativ gesehen höhere Glanzwerte erreicht werden. Folglich muss sichergestellt sein, dass diese 60 µm starke Schicht restlos entfernt wird. Andernfalls entstünden Fehler bei der Reflektometermessung.

Um diese mögliche Fehlerquelle zu beseitigen, wurde die Schichtstärke der Proben in den Vorversuchen wie auch während der eigentlichen Versuchsreihen überprüft. Durch den Vergleich der Schichtstärke vor und nach der Bearbeitung konnte der Abtrag ermittelt werden. Der gemessene Materialverlust lag durchschnittlich bei ca. 300  $\mu\text{m}$  und somit immer deutlich über dem Wert von 60  $\mu\text{m}$ . Folglich ist eine ausreichende Bearbeitung der Probenoberfläche und ein Entfernen der Grenzschicht unabhängig von der Härte der Komposite anzunehmen.

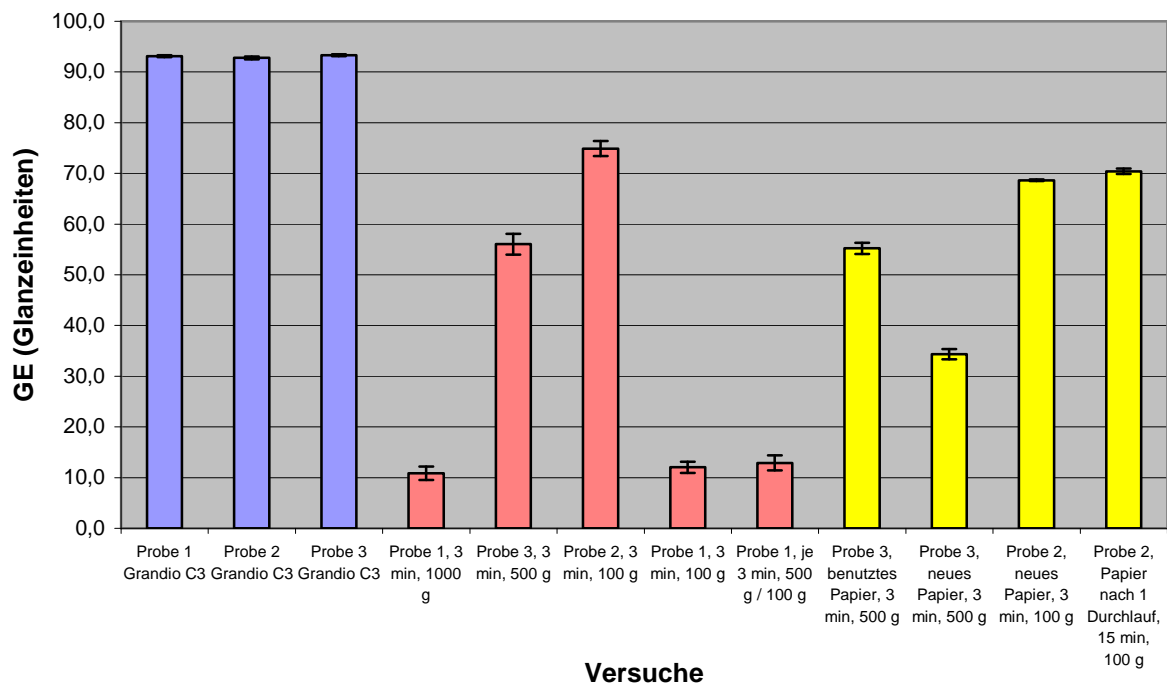
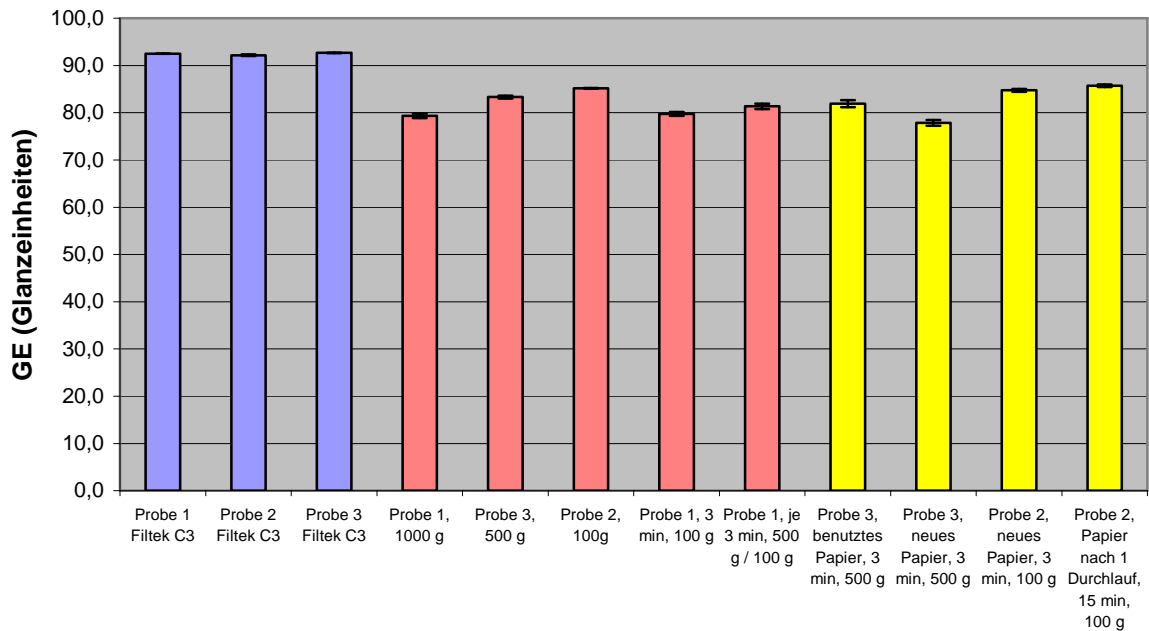


ABBILDUNG 10: VORVERSUCHE MIT GRANDIO BEI 60°MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)



### Versuche

ABBILDUNG 11: VORVERSUCHE MIT FILTEK SUPREME BEI 60°M ESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Der Auflagedruck, mit dem die Proben gleichmäßig auf die Polierscheibe gedrückt werden, ist von großer Wichtigkeit für den zustande kommenden Glanz. Je stärker der Druck ist, desto geringer ist der resultierende Glanz. In den Diagrammen zeigen die rot gefärbten Balken vier bis sechs die Werte für diese Versuchsreihe, wobei die Differenz bei Grandio deutlich stärker zu sehen ist als bei Filtek Supreme. Die erste Probe wurde mit 100 g belastet, an fünfter Stelle die dritte Probe mit 500 g und schlussendlich die verbleibende Probe mit 1000 g.

Nun stellt sich die Frage, ob man den Glanz durch eine nachfolgende Politur mit weniger Druck verbessern kann. Dazu wurde die zuvor mit 1000 g belastete Probe mit 100 g für 3 min bearbeitet, was keine nennenswerte Besserung der Messwerte bewirkte.

Da der Sprung von 1000 g auf 100 g eventuell zu groß war und die Oberfläche mit 100 g nicht in ausreichendem Maß abgetragen wurde, wurde die gleiche Probe noch einmal für 3 min mit 500 g und anschließend für die selbe Zeit mit 100 g belastet, was ebenfalls keinen maßgeblichen Anstieg der Glanzeinheiten zur Folge hatte.

Den Einfluss des Schleifpapierwechsels auf die Messwerte zeigen die gelb gefärbten Balken neun bis elf. Auch bei diesem Versuch ist der Unterschied zwischen den Werten bei den Proben des Komposits Grandio deutlich markanter als bei den Proben von Filtek. Durch den Abtrag der Schleifpartikel und das Zuschwemmen der Zwischenräume des Schleifmittels bessert sich die Politur nach einmaligem Gebrauch des Papiers. Dass die Komposite nicht mit demselben Schleifpapier bearbeitet werden können, ist nachvollziehbar, da die stabilen, herausgebrochenen Füllkörper im Schleifschlamm die Oberfläche eines anderen Komposits mitpolieren und so eine Verfälschung der Messwerte bewirken würden.

Abschließend wurde der Zeitraum der Politur bestimmt, was dem letzten Balken des Diagramms entnommen werden kann. In den für die Hauptversuche festgelegten 3 min wird die Oberfläche in ausreichendem Maße abgetragen; zu den hier angesetzten 15 min ist jedoch kein deutlicher Unterschied zu erkennen.

Zusammenfassend lässt sich an dieser Stelle sagen, dass die Abnutzung des Schleifpapiers (bereits nach 3 min Poliervorgang) und der Anpressdruck entscheidend für das Ergebnis sind. Die Dauer der Politur scheint ab der Zeitspanne von 3 min keinen großen Einfluss auf die Werte zu haben.

Um ein Maß für die passende Gewichtskraft zu ermitteln, wurde der Anpressdruck bestimmt, der bei der Politur einer Füllung auftritt (extrahierter Zahn auf Waage, bearbeiten mit Sof-Lex). Dafür wurde ein in Gips eingebetteter Zahn auf einer Waage befestigt und mit einer Sof-Lex-Scheibe bearbeitet. Die Arbeitsfläche der Scheibe und der auftretende Auflagedruck entsprachen durchschnittlich einem knappen Gramm pro Quadratmillimeter. Durch die physikalische Definition des Druckes als Kraft pro Fläche und die fixe Probenfläche von  $90 \text{ mm}^2$  erschien ein Auflagedruck von 800 g für die Politur realistisch.

## 4 Hauptuntersuchungen

Die quantitative Bestimmung der Oberflächenreflexion wurde mit einem sog. Reflektometer, dem Glanzmessgerät „Micro-TRI-gloss“ der Firma BYK-Gardner GmbH vorgenommen, welches die Reflexion bei drei unterschiedlichen Messgeometrien (20° Hochglanz, 60° Mittelglanz, 85° Mattglanz) erfasst.

Als standardisierter Untergrund wurde bei der Glanzmessung schwarzes Tonpapier verwendet, welches eventuell durchstrahlendes Licht absorbiert. In ähnlicher Weise entsteht auch klinisch am Patienten der optische Eindruck vor dem dunklen Hintergrund der Mundhöhle. Vergleichsmessungen vor unterschiedlichen Hintergründen hatten darüber hinaus keine ausschlaggebenden Abweichungen der Messwerte ergeben.



ABBILDUNG 12: GLANZMESSGERÄT „MICRO-TRI-GLOSS“

Jeder Einzelmesswert setzt sich aus 5 Messungen pro Probe zusammen, wobei jeweils 5 unterschiedliche Proben vermessen wurden. Aus diesen 25 Werten ergaben sich Mittelwert und Standardabweichung der Glanzeinheiten.

## 5 Ergebnisse

### 5.1 Unbearbeitete Proben (gegen Glas polymerisiert)

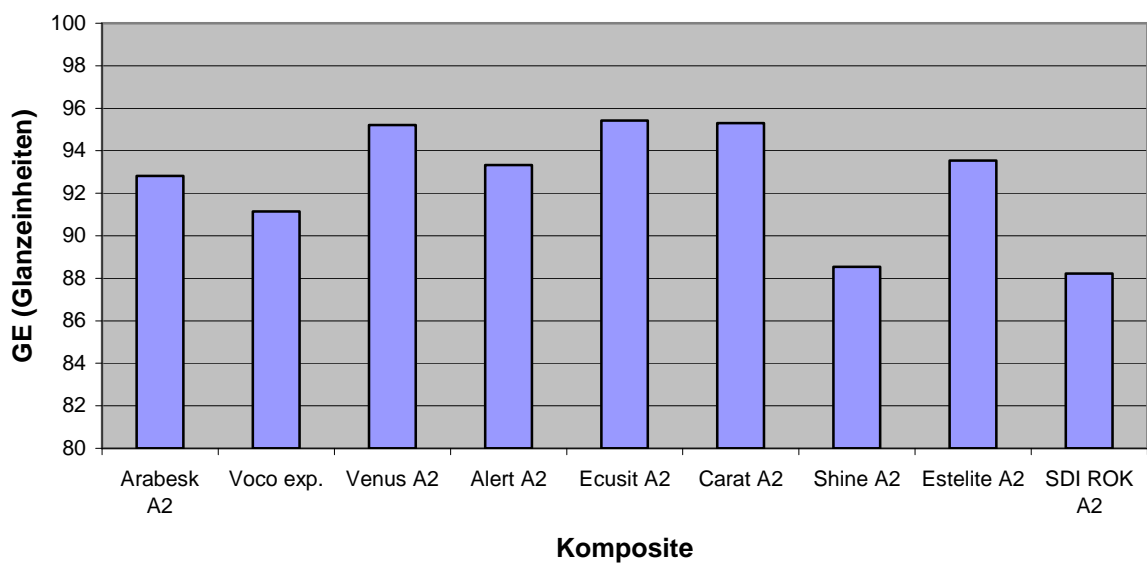


ABBILDUNG 13: GLANZWERTE BEI 60°-G EOMETRIE

Zur Darstellung der Ergebnisse für Hybrid- und Mikrofüllerkomposite bietet sich die Messgeometrie bei 60° an. Dabei ist der maximal zu erzielende Glanz des mikrogefüllten Komposits dem einiger Hybride nicht zwangsläufig überlegen. Allgemein erreichen alle getesteten Probenkomposite in diesem Teil der Arbeit sehr gute Ergebnisse. Von der theoretischen Seite ist das auch durchaus verständlich, da die Messwerte noch nicht von der Größe der Füllkörper abhängig sind. Die zum Zeitpunkt des Pressens visköse Matrix lässt die Einlagerung der Füllkörper zu und bewirkt somit eine glatte, gleichmäßige Oberfläche. Die Füllstoffe können folglich keine Oberflächenrauigkeit erzeugen. Somit sind die Oberflächen aller Probenkomposite annähernd gleichartig, die materialbedingten Reflexionseigenschaften unterscheiden sich jedoch, was zu der in Abbildung 13 dargestellten Werteverteilung führt.

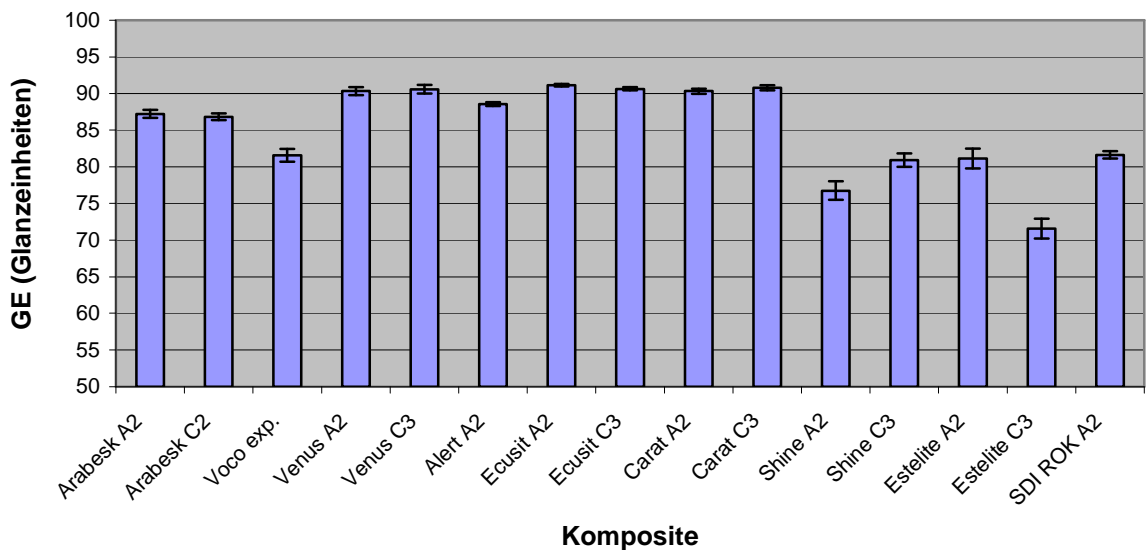


ABBILDUNG 14: MESSWERTE BEI 20°-GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

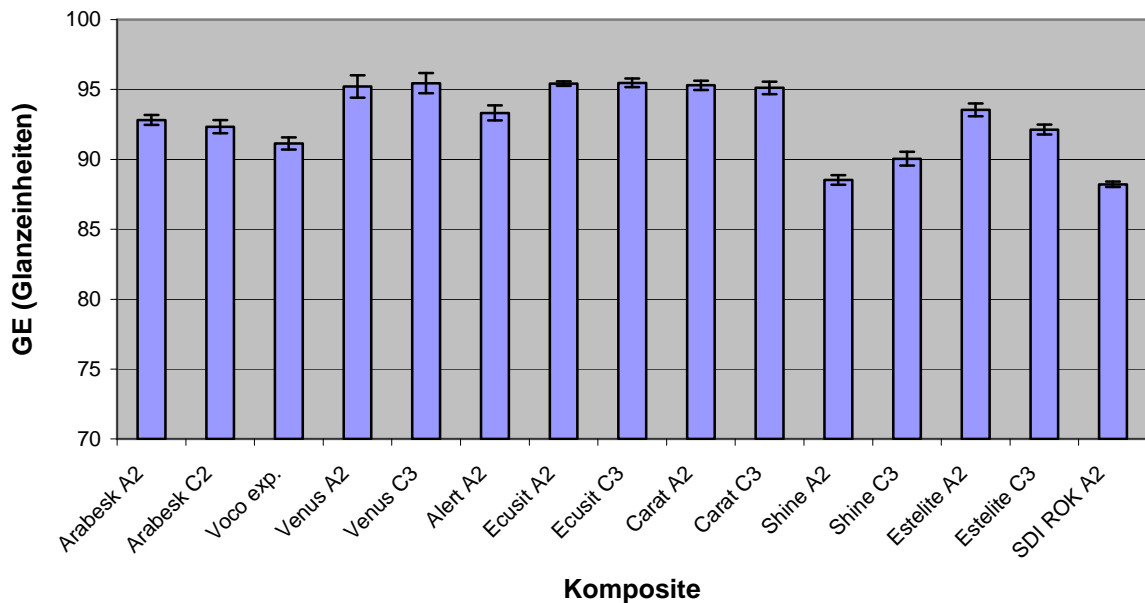


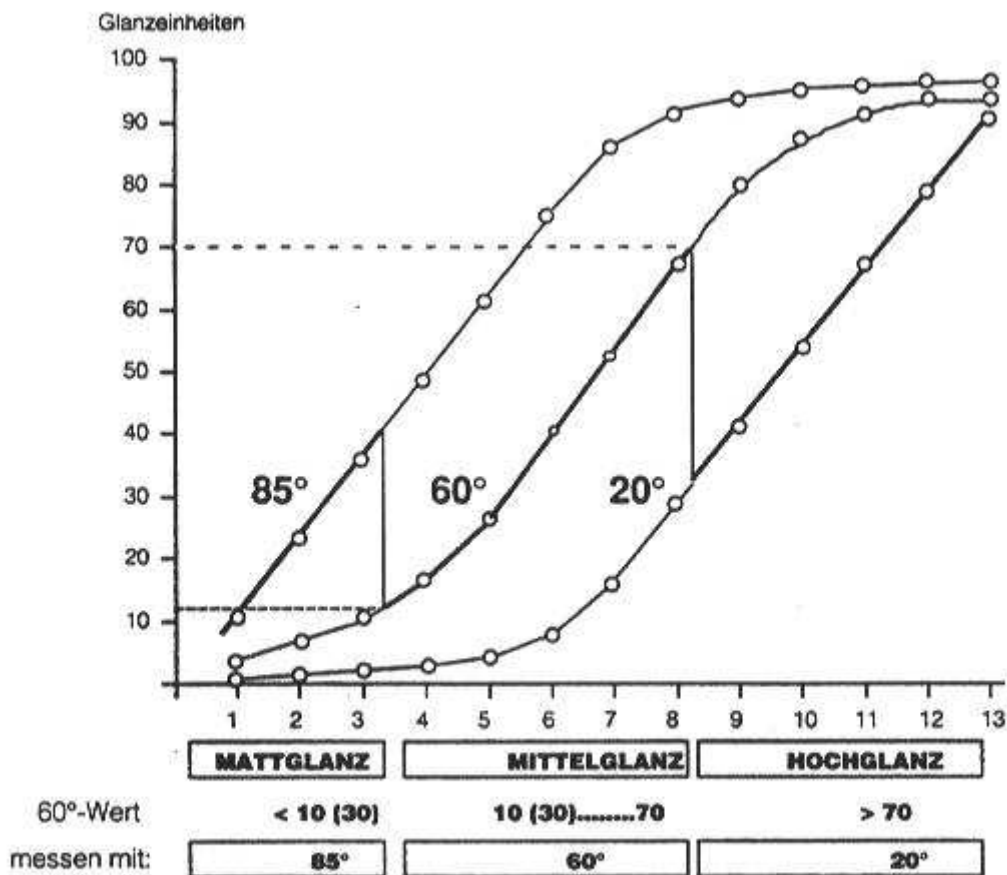
ABBILDUNG 15: MESSWERTE BEI 60° GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Beim Messen mit einem stumpferen Winkel hingegen sind die Unterschiede deutlicher zu erkennen. Eine maximale Differenz der Messwerte von fast 20 Glanzeinheiten (Ecusit A2 zu Estelite C3) wie auch die unterschiedlich großen Standardabweichungen machen die Differenzen im Reflexionsverhalten der Proben sichtbar. Wenn man von den erzielten Messwerten ausgeht, die zumindest in diesem ersten Teil der Arbeit über 90 GE liegen, sollte nach Herstellerangaben die 20° Geometrie verwendet werden, da hier eine lineare Beziehung der Messwerte zum tatsächlichen Zustand vorliegt. Allerdings ist die Beziehung auch bei 60° annähernd linear und mit den Ergebnissen bei 20° vergleichbar. Aus Gründen der Vergleichbarkeit ist aber eine Messgeometrie einheitlich für alle Versuche festgelegt worden. Im Diagramm, in welchem die Werte für hochglänzende Oberflächen bei 20° Geometrie dargestellt werden, weicht nur das Produkt „Estelite“ von der Messung bei 60° ab. Alle anderen Komposite zeigen die gleichen Tendenzen im Vergleich zu den



anderen Proben, was die annähernd lineare Beziehung im Endbereich der Probenmessung mit der 60°-Geometrie verdeutlicht.

Die Differenz zwischen den Messwerten bei den unterschiedlichen Geometrien weist auf das Vorhandensein eines Glanzschleiers hin, bei welchem – wie bereits beschrieben – das Licht nicht so fokussiert in die Hauptreflexionsrichtung zurückgeworfen wird wie beispielsweise bei der Spiegelung. Anders ausgedrückt stellen sich reflektierte Umrisse eines Objektes nicht so scharf dar, da eine minimale Verzerrung stattfindet. Betrachtet man die Probe mit dem bloßen Auge, so erscheint sie durch den Schleier matter, als sie eigentlich ist.



#### Anwendungsbereiche der Geometrien nach Norm (Prinzipskizze)

ABBILDUNG 16: PRINZIPSKIZZE

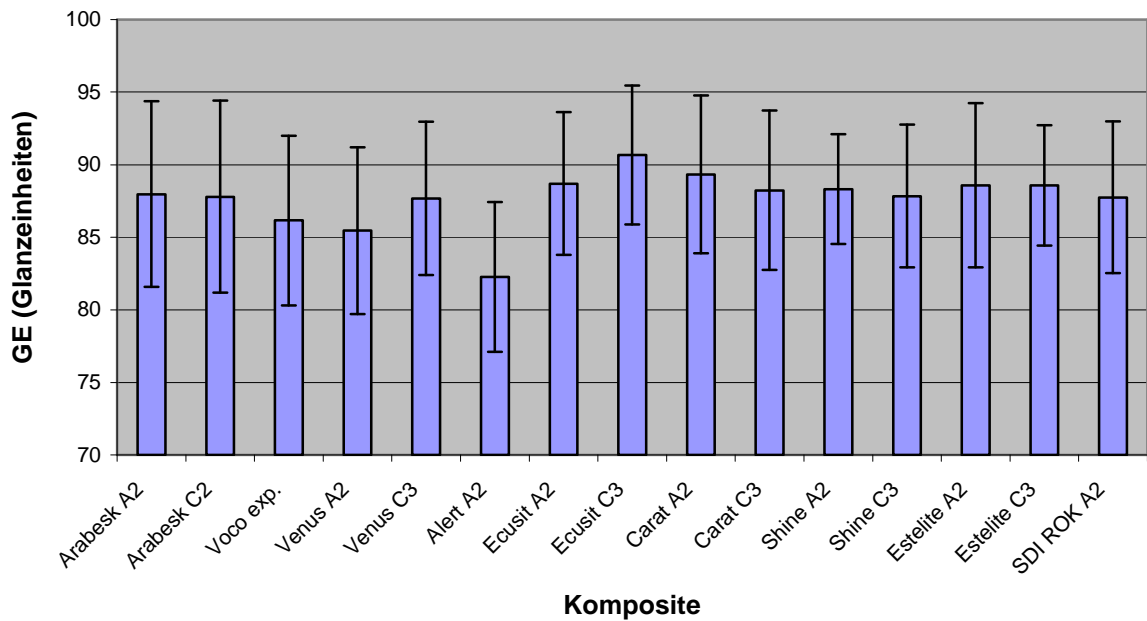


ABBILDUNG 17: MESSWERTE BEI 85° GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Bei 85°, also der Geometrie für das Messen von matt glänzenden Oberflächen, sind sehr hohe Standardabweichungen und nicht reproduzierbare Messwerte die Folge des abflachenden Kurvenverlaufes im Endbereich ab 80 GE.

## 5.2 Messungen nach Bearbeitung

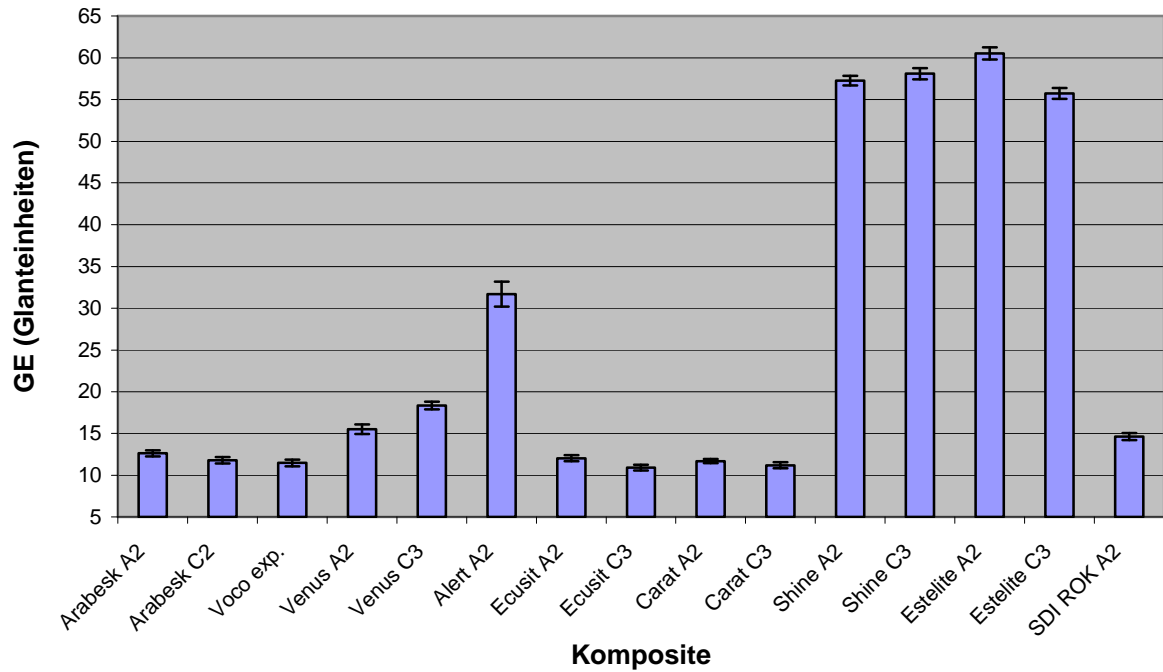


ABBILDUNG 18: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 20°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

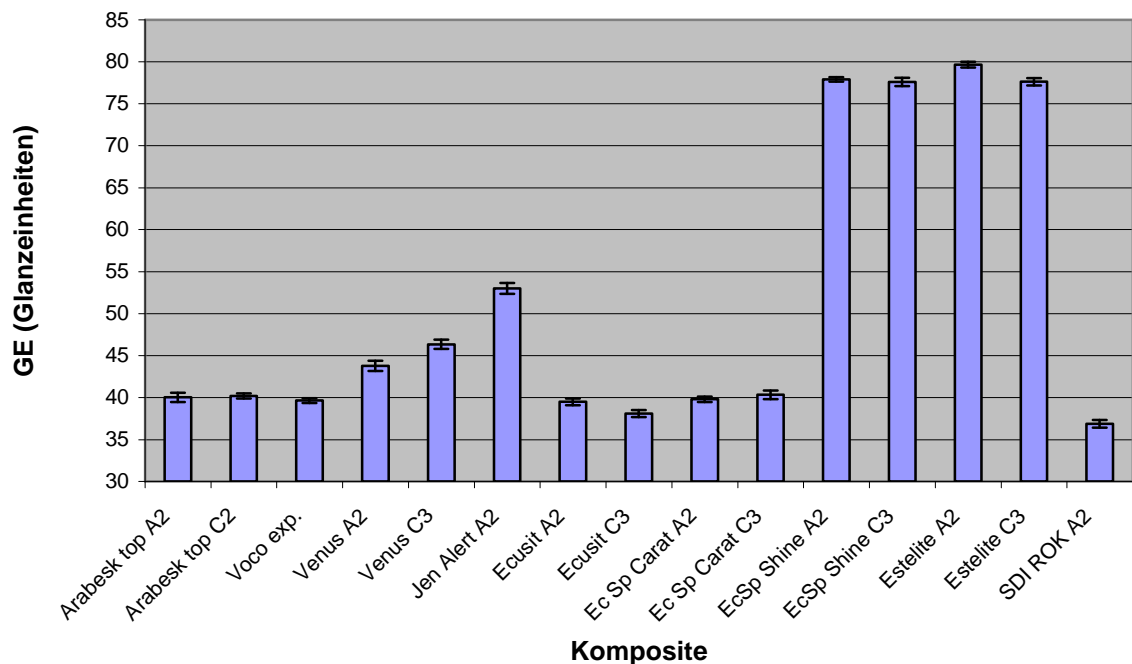


ABBILDUNG 19: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 60°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Die nicht-bearbeiteten Kompositoberflächen erreichen höhere Glanzwerte als die Proben nach der Politur. Im Anschluss an die Bearbeitung mit einem Äquivalent zur feinsten Sof-Lex-Scheibe ergibt die Reflektometermessung deutlich niedrigere Glanzwerte als bei nicht polierten Proben.

Im Hochglanzbereich bei 20° werden nur bei dem Mikrofüllerkomposit „Eclusphere Shine“ und dem Hybridkomposit „Estelite“ annehmbare Werte von über 55 GE erzielt (Abbildung 18). Bei der Einstellung des für die Messung besser geeigneten Winkels 60° ist tendenziell die gleiche Werteverteilung wie auch bei 20° zu erkennen, wenn auch in höheren Messwertbereichen (Abbildung 19).

An dieser Stelle bekommt die Klassifikation der Komposite nach Füllkörpern Bedeutung [57]. Da die weichere Matrix während der Bearbeitung abgetragen wird, wodurch die sehr harten Füllkörper entweder an der Oberfläche herausragen oder

aus der Matrix herausbrechen und so zu Oberflächenrauigkeiten führen, werden die den Glanz beeinflussenden Reflexionseigenschaften verändert.

Das mikrogefüllte Komposit „Eclusphere Shine“ erreicht konsekutiv hohe Glanzwerte nach der Politur. Das Produkt „Estelite“ beweist mit seinen guten Messwerten, dass ein konventionelles Hybridkomposit den Mikrofüllern im Bezug auf den Glanz nicht unbedingt unterlegen sein muss.

Als problematisch für die Reflektometermessung erwies sich allerdings die unterschiedliche Homogenität der Composite. Bereits beim Entleeren der Spritzen waren Lufteinschlüsse und Verunreinigungen durch andere Materialien wie z. B. Teile des Verpackungskunststoffs keine Seltenheit. Nach Probenherstellung wiesen die Proben mancher Hersteller schlierige, inhomogene Oberflächen auf, welche nicht vermessen werden konnten. Erst nach einigen Versuchen gelang die Herstellung der fünf Proben, die reproduzierbare Werte lieferten. Damit berücksichtigt die Studie letztlich nur das unter optimalen Laborbedingungen zu erreichende Produkt. Unter den neun getesteten Materialien stellte sich die Probenherstellung bei drei Kompositen als schwierig heraus. Die Standardabweichung bei den Messgeometrien bei 20° und 60° korrelieren in ihren Werten mit dem Grad der Inhomogenität der Oberflächen.

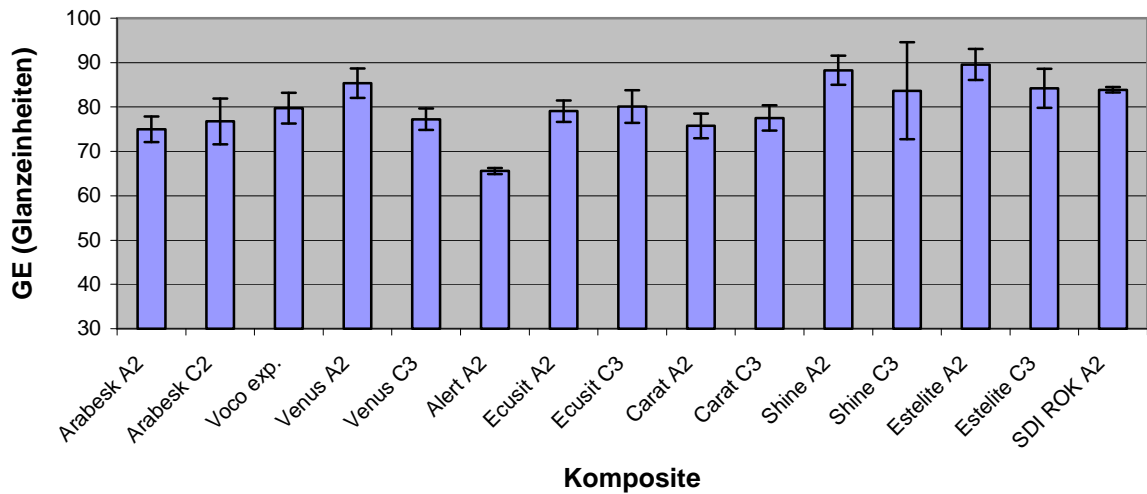


ABBILDUNG 20: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 85°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG)

Der 85°-Winkel der Messapparatur liefert wie erwartet keine verlässlichen Ergebnisse und hohe Standardabweichungen, da der Messwert bei der 60°-Geometrie größer als 10 GE ist. Nur bei Werten unter 10 GE ist die Betrachtung bei 85° sinnvoll (siehe Prinzipskizze Seite 49).

## **6 Diskussion**

### **6.1 Diskussion der Fehlermöglichkeiten**

Als Hauptfehlerquellen für die Glanzwerte kommen die Herstellung der Proben sowie die spätere standardisierte Bearbeitung in Frage. Das Vermessen mit dem Reflektometer birgt hingegen nur wenige Fehlermöglichkeiten in sich.

#### **6.1.1 Probenherstellung**

Die Produktion von sauberen Kompositschichten ohne Einschlüsse auf einer 3 cm<sup>2</sup> messenden Glasplatte gestaltete sich als schwierig. Das anfänglich große Problem der zahlreichen Lufteinschlüsse im Probenkomposit konnte bereits durch die Verwendung der 4-g-Kompositspritzen deutlich reduziert werden. Wie sich herausstellte, befinden sich allerdings diverse Lufteinschlüsse und Kunststoffpartikel der Verpackungsspritzen in den Kompositen, welche vor Probenherstellung nur anteilig entfernt werden konnten. Auffällig war die Häufung der nicht erwünschten Verunreinigungen (z. B. Reste des Spritzenkunststoffs im Komposit oder Lufteinschlüsse) bei einigen Herstellern, wobei die Proben anderer Hersteller nahezu keine Einschlüsse aufwiesen. Dieser Nebenbefund wurde in der Arbeit nicht berücksichtigt, da nur unverschmutzte, homogene Proben verwendet wurden, welche eine reproduzierbare Glanzmessung ermöglichten.

Beim Verarbeiten der Komposite mit Anmischspatel und Kompositinstrumenten sind Unreinheiten durch Fremdstoffe oder Polymerisationsinhibitionen durch das in den Handschuhen enthaltene Pulver in dem Maß auszuschließen, wie es auch im Patientenmund der Fall ist. Auch hier fielen herstellertypische Häufungen in Bezug auf die Verarbeitungsanfälligkeit auf. So reagierten manche Komposite extrem empfindlich auf den Kontakt mit Latexhandschuhen, während man bei anderen Kompositen keine Veränderungen erkennen konnte: Zu Beginn testweise hergestellte Proben, welche mit Handschuhen auf die Glasplatte aufgetragen wurden, wiesen auffällige, matte, schmierig weiche Schlieren auf, welche eine aussagekräftige Messung verhinderten.

Durch Matrizensysteme erreichter Glanz wurde beispielsweise von Barbosa et al. als beste Methode für das Erreichen einer glatten Oberfläche bestimmt [2]. Andere Studien schließen sich diesem Ergebnis an [7; 85].

Ob mit unterschiedlichen Polierinstrumenten gearbeitet wurde oder Polierpasten die Oberflächenbeschaffenheit verbessern sollten: Es konnten keine höheren Glanzwerte gemessen werden als nach dem Pressen gegen die Glasplatte, was durch die Vorversuche belegt wurde.

Eine Erklärung dafür bieten die Oberflächeneigenschaften von Glasplatten: Glas als eine erstarrte Flüssigkeit hat eine außerordentlich geringe durchschnittliche Relieftiefe von 0,4 nm, welche nach dem Pressen eine sehr glatte Kompositoberfläche erzeugt.

Die Matrizenplatten waren stets trocken und frei von Verunreinigungen oder Oberflächenbeschädigungen, bevor eine Probe hergestellt wurde.

Wie bereits in Kapitel 3.2 (Probenherstellung) beschrieben, wurden Trägerplatten aus satiniertem Glas – ebenfalls sauber, trocken und mit einem entsprechenden Bondingagent benetzt – verwendet. Fehler, welche das Trägermaterial betrafen, konnten sich allerdings nicht auswirken, da diese Proben beim Ablösen der Matri-



zenplatte zerbrechen oder sich von der Trägerplatte lösen und demnach nicht mehr benutzt werden konnten.

Nach dem Pressvorgang und dem beidseitigen Aushärten gestaltete sich das Ablösen des Matrizenglases auch bei korrekter Herstellung als schwierig, da die Kompositschicht am Matrizenglas fast ebenso gut haftete wie am Trägerglas.

Nach vorsichtiger mechanischer Scherbelastung oder wechselndem Abkühlen und Erhitzen der Matrizenplatte mit Leitungswasser ließen sich die Proben jedoch in den meisten Fällen lösen. Falls das nicht der Fall war, wurden die Proben verworfen.

### **6.1.2 Probenbearbeitung**

Bei der Bearbeitung haben – wie in den Vorversuchen dokumentiert – verschiedene Parameter entscheidenden Einfluss auf die später entstehenden Oberflächen [5].

Sensibilisiert durch diese Versuche wurde genau auf die Sauberkeit der Schleifpapierscheiben geachtet, mit denen die Komposite letztendlich bearbeitet wurden. Geringgradige Schwankungen in der Körnung der Schleifmittel können jedoch nicht verhindert werden.

Eine stete Wasserzufuhr gewährleistete eine konstante Temperatur und den Abtransport des Schleifschlammes.

Das Drehen der Testkörper während der Politur führte zu einer Bearbeitung von allen Seiten, was bessere Politurergebnisse bewirkt als die Bearbeitung aus nur einer Richtung.

Die unterschiedliche Härte der getesteten Komposite kann sich ebenfalls auf die Ergebnisse dieser Arbeit auswirken. Da die 60 µm starke Oberflächenschicht höhere Glanzwerte aufweist als das darunterliegende Komposit, war ein Oberflächenabtrag von mindestens 100 µm unabdingbar. Dieser Abtrag wurde mit einer digitalen Schieblehre überprüft, welche im Bereich von 10 µm genau misst. Somit liegt der zu vermessende Wert klar im Messbereich des Instruments.

Der schlussendlich erreichbare Glanz einer Füllung wird nach Angaben der Hersteller durch die Verwendung unterschiedlicher Polierinstrumente erzielt. Demnach werden in den Produktinformationen verschiedenartige Instrumente empfohlen, was diese Arbeit nicht erfasst.

Wenige wissenschaftliche Arbeiten beschäftigen sich mit den Vor- und Nachteilen der derzeit bevorzugten Poliermethoden [46; 117].

Um einen einheitlichen Standard festzulegen, bietet die Sof-Lex-Scheibe viele Vorteile: Sie findet – praktisch im Gebrauch – im klinischen Alltag häufig Verwendung, erzielt gute Ergebnisse der Politur in relativ kurzer Zeit und ist einfach zu benutzen. Große, glatte Flächen wie bei Oberkieferfrontzähnen können durch die große Auflagefläche der Scheibe gut über die verschiedenen Politurstufen glänzend poliert werden [26].

Der bei der Bearbeitung mit der feinsten Sof-Lex-Scheibe entstehende Glanz kann durch andere Poliermittel sicherlich noch verbessert werden, was in dieser Studie nicht berücksichtigt wird. In zu Beginn der Studie durchgeführten Versuchen zum Festlegen einer geeigneten Poliermethode konnte der durch das Sof-Lex-System erreichte Glanz noch gesteigert werden. Manche Silikonpolierer und im Besonderen Karbonbürstchen ließen die Oberfläche subjektiv noch glänzender erscheinen. Das konnte metrisch jedoch nicht erfasst werden, da diese Methode nicht zu vollkommen ebenen Oberflächen führte und so keine einheitliche, reproduzierbare Reflektometermessung durchgeführt werden konnte.

Die Untersuchungen in den Vorversuchen stellen die für eine Politur wichtigen Parameter heraus: Anpressdruck, verwendetes Poliermaterial, Bearbeitungszeit, Wasserkühlung und Drehzahl wirken sich demnach maßgeblich auf das Endergebnis aus.

Außerdem belegen diese Versuche wie auch die Hauptuntersuchungen, dass eine Bearbeitung der gegen Glas gepressten Proben zu keiner weiteren Glättung der Kompositoberflächen führte, was Bose und Ott beziehungsweise auf Polierpasten bereits 1996 beschrieben haben [7].

Konsekutiv sollten Restaurationen falls möglich mit der Matrizentechnik gelegt und nachfolgend nicht mehr komplett bearbeitet werden. So kann die durch die Matrize erzeugte günstige Oberfläche erhalten werden. Bei Füllungen beispielsweise im okklusalen Bereich sollte die Modellation weitestgehend an den gewünschten Zustand herankommen, sodass eine Bearbeitung mit diamantierten Schleifkörpern möglichst entfällt. Die hier dargestellten Ergebnisse belegen, dass eine stark angeraute Oberfläche mit den zur Verfügung stehenden Mitteln kaum noch zu glätten ist.

### **6.1.3 Glanzmessung**

Das verwendete Glanzmessgerät wurde durch wiederholtes Kalibrieren auf einem im Köcher befindlichen Schwarzglasstandard überprüft und kann somit als Fehlerquelle nahezu ausgeschlossen werden.

Unterschiede in der Transparenz der Proben schlugen sich nicht nachweisbar in den Messergebnissen nieder. Rein visuell wich lediglich das von Tokuyama angebotene „Estelite Sigma“ vor der Politur vom objektiven Eindruck ab, da es, wie bereits erwähnt, einen Glanzschleier aufweist. Auch das Vermessen von Proben mit stärkerer Materialschicht und der Wechsel der Hintergründe hatten keinen Einfluss auf die sich ergebenden Werte, was eine Rückstreuung des in das Material eingedrungenen Lichtes nahezu ausschließt.

Da sich die dargestellten Ergebnisse aus 25 Einzelmessungen von je fünf Proben eines Komposites einer Farbe zusammensetzen, können die Werte als repräsentativ betrachtet werden.

## **6.2 Diskussion der Ergebnisse**

### **6.2.1 Unterschiede bei den Materialien**

Aus dieser Studie geht hervor, welche Komposite durch ihre Materialeigenschaften die „beste Politur“ ermöglichen und somit im Endeffekt den höchsten Glanz aufweisen. Für sichtbare Restaurationen im Frontzahnbereich ist diese Information klinisch von Bedeutung, während im Seitenzahnbereich andere Parameter wie beispielsweise Druck- und Abrasionsfestigkeit relevanter für die Wahl des Füllungs-materials sind.

Jedoch sollte der Polierbarkeit des Materials beim Legen einer Füllung im Seitenzahnbereich ebenfalls Bedeutung beigemessen werden, da die Oberflächenbeschaffenheit Einfluss auf die Plaqueretention und damit auf die Plaqueakkumulation hat. Somit bildet sie einen nicht zu vernachlässigenden Faktor für die Langlebigkeit der Restauration sowie für den Schutz des Zahnes vor einem Kariesrezidiv.

Das mikrogefüllte Komposit „Ecusphere Shine“ von der Firma DMG erreicht die höchsten Glanzwerte nach Bearbeitung, was vermutlich durch die relativ kleinen Füllkörper und die sich daraus ergebende glatte Oberfläche bewirkt wird [57]. Einzig das Hybridkomposit „Estelite Sigma“ von Tokuyama kann mit dem Mikrofüller konkurrieren. Da es sich um einen Submikrofüller mit einer sehr geringen durchschnittlichen Füllergröße handelt (Füllkörper nach dem Sol-Gel-Verfahren), scheint dessen dadurch bedingte Oberfläche mit geringer Relieftiefe den hohen Glanzgrad zu bewirken.

Diese Aussage leitet sich aus den Glanzmessungen vor der Probenbearbeitung ab, bei der alle Komposite durch das Pressen gegen eine Matrize die gleiche Oberflächenbeschaffenheit aufweisen. Beim Pressvorgang lagern sich die Füllkörper in die organische Phase des Komposits ein, wodurch eine äußerst glatte Oberfläche

entsteht. Bei der Messung nach dem Pressen bewegen sich alle getesteten Komposite in einem Bereich zwischen 88 GE und 96 GE. „Eclusphere Shine“ hat bei dieser Messung sogar die zweitniedrigsten Werte.

Der Eigenglanz aller getesteten Materialien ist demnach annähernd vergleichbar, sodass die Unterschiede nach Politur auf die sich ergebende Oberflächenstruktur zurückzuführen sind.

Durch das Bearbeiten wird die organische Phase der Kompositfüllung um die deutlich härteren Füllkörper herum in einem höheren Maß reduziert, wodurch letztere aus der Matrix hervorragen. Wird die Retention der Füllstoffe zu gering, brechen sie aus der Matrix heraus, was ebenfalls zu einem Anstieg der Relieftiefe führt. Die zerklüftete Oberfläche begünstigt den Anteil der diffusen Reflexion, sobald Licht auf die Grenzfläche auftrifft. Je höher jedoch der Anteil der diffusen Reflexion ist, desto geringer ist zwangsläufig der Anteil der gerichteten, spiegelnden Reflexion. Somit nimmt der Glanz per definitionem ab [65], was bereits in Kapitel 2 (Grundlagen) beschrieben wurde.

Im Gegensatz zu „Eclusphere Shine“ und „Estelite Sigma“ erreichen alle anderen getesteten Komposite deutlich niedrigere Glanzwerte. Nach den beiden genannten Restaurationsmaterialien, bei denen die Glanzeinheiten zwischen 77 GE und 79 GE bei 60°-Messgeometrie liegen, werden bei den anderen Kompositen Werte zwischen 37 GE und 53 GE gemessen.

### **6.2.2 Klinische Relevanz**

Wie bereits erwähnt wirkt sich die Rauigkeit einer Restaurationsoberfläche auf die bakterielle Besiedelung aus [115]. Je mehr Retentionsmöglichkeiten vorhanden sind und je schwieriger die Reinigung dieser Fläche fällt, desto schneller geht die Kolonisation vonstatten. Nicht nur die Geschwindigkeit der Plaquebildung steigt. Durch dauerhaft nicht zu säubernde Bereiche wie z. B. große Höhlen im Komposit durch herausgebrochene Füllkörper etabliert sich der Biofilm. Unter anaeroben

Bedingungen nehmen so die Pathogenität und die Virulenz der Erreger zu, was sich auf das den Zahn umgebende Gewebe auswirken kann.

Neben der parodontalen Wirksamkeit ist das Risiko für die Entstehung einer Sekundärkaries erhöht, da die etablierte Plaque durch synergistische Effekte deutlich mehr säurebildende Mikroorganismen enthält und zusätzlich deren Syntheserate erhöht.

Allerdings trifft dieser Zusammenhang auf die Verknüpfung der Parameter „Rauigkeit“ und „Plaquesiedlung“ zu. Der Glanz setzt sich hingegen aus vielen Faktoren zusammen, wovon nur einer die Rauigkeit ist [115].

In Bezug auf die ästhetische Wirkung stellt sich die Frage, wie glänzend die Umgebung der Restauration – also die natürliche Zahnhartsubstanz – ist, und wie gut sich die Füllung an den Zustand im Mund des Patienten anpasst.

Da der Eigenglanz der Zähne sich ebenso multifaktoriell zusammensetzt wie bei allen Materialien, ist das Maß des Glanzes der Zahnhartsubstanz ein absolut individueller Parameter. Allein die kristalline Struktur des Schmelzes bedingt jedoch einen relativ hohen Eigenglanz.

Klinisch imponieren die meisten Füllungen nach Trocknung deutlich matter als der sie umgebende Zahn. Nur durch eine hochglänzende Oberfläche kann sich die eingebrachte Restauration optisch unauffällig in das Gesamtbild einfügen, und Glanzlichter sowie minimale Farbnuancierungen können die „künstlichen Materialien“ tarnen. Folglich ist die Hochglanzpolierbarkeit eine wichtige Eigenschaft für zahnfarbene Füllungsmaterialien.

### **6.2.3 Glanz und Füllkörpergröße**

Des Weiteren soll diese Arbeit zeigen, dass zwar die Oberflächenrauigkeit nach einer Bearbeitung proportional zur Füllkörpergröße steigt [57; 85], der wahrnehmbare Glanz jedoch nicht zwangsläufig damit korreliert. In weiteren Studien könnten unter diesem Gesichtspunkt die verschiedenen Matrixkunststoffe wie auch die Füllkörper

und deren Verbundphase auf ihren materialbedingten Eigenglanz untersucht werden, um ein optimal glänzendes Komposit zusammenzustellen.

Bisher sind nur wenige unabhängige wissenschaftliche Studien zum Glanz der Kompositmaterialien veröffentlicht worden. So ist die bereits mehrfach zitierte Arbeit von Campbell et al. von 1985 die einzige Studie, die sich explizit mit dem Thema beschäftigt [13].

Generell wäre das Untersuchen der Zusammenhänge zwischen dem Oberflächen- glanz und der Plaqueakkumulation interessant, zumal so Rückschlüsse auf eine Sekundärkariesentstehung möglich wären. Allerdings ist ein direkter Zusammenhang zwischen der Oberflächenrauigkeit und der Plaquebesiedlung wahrscheinlicher, da die Retentionsmöglichkeiten für das Besiedeln einer Fläche sicherlich entscheidender sind als das Lichtbrechungsverhalten. Außerdem stehen Rauigkeit und Glanz nicht in einem linearen Bezug, sodass theoretisch die Relieftiefe der Oberfläche das Kriterium erster Wahl wäre.

Da man die Rautiefe im Patientenmund jedoch nicht bestimmen kann, bildet die Beurteilung des Glanzes für den Zahnarzt praktisch die einzige Möglichkeit zum Bewerten der Oberfläche und macht eine Untersuchung der Zusammenhänge durchaus sinnvoll.

## 7 Zusammenfassung

Die Politur einer Restauration ist aus verschiedenen Gründen für den langfristigen Therapieerfolg entscheidend. Neben der verbesserten Ästhetik spielen auch die verminderte Plaqueanlagerung und das dadurch reduzierte Risiko für Sekundärkaries wie auch der Schutz des Parodonts eine wichtige Rolle. Die Polierbarkeit der verschiedenen Komposite stellt somit für jeden Zahnarzt ein bedeutsames Qualitätskriterium und eine wichtige Materialeigenschaft für den Einsatz in der Praxis dar.

Da sich klinisch erhebliche Unterschiede im Glanz der Restaurationen ergeben, wurden in dieser Studie sieben aktuelle Hybridkomposite, ein mikrogefülltes Komposit und ein experimentelles Komposit hinsichtlich ihres Glanzes mit einer objektiven Meßmethode untersucht. Der Glanz einer Oberfläche kann über deren Reflexionsverhalten spezifiziert werden, wobei die messtechnische Erfassung auf dem unterschiedlichen Streuverhalten des Lichts in Abhängigkeit von der Oberflächenstruktur und den materialbedingten Eigenschaften beruht. Die Glanzeinheiten – im vorliegenden Fall gemessen mit dem Reflektometer Micro-Tri-Gloss – stellen dabei die optische Kenngröße für den Glanz einer Oberfläche dar.

In Übereinstimmung mit anderen wissenschaftlichen Arbeiten werden die besten Glanzwerte beim Pressen vom Kompositmaterial gegen eine Matrize erreicht. Der sich dabei ergebende, maximal erreichbare Glanz wurde vermessen und mit den Werten nach einer standardisierten Bearbeitung der Proben (äquivalent zur Körnung der feinsten Sof-Lex-Scheibe) verglichen.

Nach der Politur erreichten das mikrogefüllte Komposit und ein Submikrofüllerhybridkomposit die höchsten Glanzwerte.



## 8 Literaturverzeichnis

1. Ashby M.F., Jones D.H.R. (1980) Engineering materials: An introduction to their properties and applications. Pergamon Press, Frankfurt
2. Barbosa S.H., Zanata R.L., Navarro M.F., Nunes O.B. (2005) Effect of different finishing and polishing techniques on the surface roughness of microfilled, hybrid and packable composite resins. *Braz Dent J* 16 (1): 39-44
3. Bartel S., Thompson J.Y. (2003) Farben im Webdesign. Bd 1, Springer Verlag, Heidelberg
4. Bayne S.C., Swift E.J. Jr., Stamatiades P., Wilkerson M. (1998) A characterization of first-generation flowable composites. *J Am Dent Assoc* 129 (5): 567-577
5. Berlage A., Marxkors R. (1969) Die Entstehung der Hochglanzpolitur auf dentalen Kunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 24 (7): 609-613
6. Boer W.-M. (1998) Überblick über Möglichkeiten der ästhetischen Zahnheilkunde mit direkten Kompositfüllungen. *Quintessenz* 49: 871-881
7. Bose M., Ott K.H.R. (1996) Abrieb, Aufrauung und Glättung von Kompositen durch Prophylaxepasten in vitro. *Dtsch Zahnärztl Z* 51 (11): 690-693
8. Bowen R.L. (1962) Dental filling materials comprising vinyl silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate. *US Pat Off*: 3066112
9. Bowen R.L. (1963) Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc* 66: 57-64
10. Braun D. (2003) Kunststofftechnik für Einsteiger. 1 ed, Hanser Fachbuchverlag, München
11. Bungartz H.-J., Griebel M., Zenger C. (2002) Einführung in die Computergrafik. 2 ed, Vieweg + Teubner, Wiesbaden
12. Buonocore M.G. (1955) A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (6): 849-853

13. Campbell P.M., Johnston W.M., O'Brien W.J. (1986) Light scattering and gloss of an experimental quartz-filled composite. *J Dent Res* 65 (6): 892-894
14. Danesh G., Davids H., Dammaschke T., Reinhardt K.-J., Ott K.H.R. (2001) Werkstoffeigenschaften verschiedener Komposite nach Plasma- und Halogenlichtpolymerisation. *Dtsch Zahnärztl Z* 56: 161-166
15. Deutsches Institut für Normung (2001) EN ISO 4049:2000. Füllungs-, restaurative und Befestigungskunststoffe. Beuth-Vertrieb GmbH, Berlin
16. Dietschi D., Campanile G., Holz J., Meyer J.M. (1994) Comparison of the color stability of ten new-generation composites: An in vitro study. *Dent Mater* 10: 353-362
17. Dunn W.J., Bush A.C. (2002) A comparison of polymerization by light-emitting diode and halogen-based light-curing units. *J Am Dent Assoc* 133 (3): 335-341
18. Eick J.D., Robinson S.J., Byerley T.J., Chappelow C.C. (1993) Adhesives and nonshrinking dental resins of the future. *Quintessence Int* 24 (9): 632-640
19. Ernst C.P., Schauer F., Willershausen B., Hickel R. (1996) Leistungsvergleich von Lichtpolymerisationsgeräten. *Acta Med Dent Helv* 1: 58-62
20. Ernst C.P., Willershausen B. (2003) Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. *Zahnärztl Mitt* 7: 30-42
21. Ernst C.P., Brandenbusch M., Canbek K., Meyer G.R., Fiedler T., Gottschalk F., Willershausen B. (2003) Nanofüller- und Feinstpartikel-Hybridkomposit im klinischen Vergleich. *Dental Praxis* 11: 327-335
22. Ernst C.P., Meyer G.R., Müller J., Willershausen B. (2004) Depth of cure of LED vs. QTH light-curing devices at a distance of 7 mm. *J Adhes Dent* 6 (2): 141-150
23. Feilzer A.J., de Gee A.J., Davidson C.L. (1987) Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res* 66 (11): 1636-1639
24. Feilzer A.J., Doreen L.H., de Gee A.J., Davidson C.L. (1995) Influence of light intensity on polymerization shrinkage and integrity of restoration-cavity interface. *Eur J Oral Sci* 103 (5): 322-326
25. Gagliani M., Fadini L., Ritzmann J.M. (2002) Depth of cure efficacy of high-power curing devices vs. traditional halogen lamps. *J Adhes Dent* 4 (1): 41-47

26. Gedik R., Hürmüzlü F., Coskun A., Bektas Ö.Ö., Özdemir A.K. (2005) Surface roughness of new microhybrid resin-based composites. J Am Dent Assoc 136: 1106-1112
27. Geurtsen W. (1999) Kariologie und Füllungstherapie. ed 4: 177-218, Urban und Schwarzenberg, München
28. Geurtsen W. (1989) Kunststofffüllung. In: Heidemann D. (Hrsg) Klinik der Kompositfüllung. Hanser Fachbuchverlag, München
29. Grellmann W., Seidler S. (2005) Kunststoffprüfung und Diagnostik. 1 ed, Hanser Fachbuchverlag, München
30. Heinzlreiter P. (2001) Grundlagen der atmosphärischen Optik. Phys Diss, Berlin
31. Hellwig E., Klimek J., Achenbach K. (1991) Die Auswirkungen der Schichttechnik auf die Polymerisation von zwei lichthärtenden Komposit-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46: 270-273
32. Hellwig E., Klimek J., Attin T. (1999) Restauration mit plastischen Füllungsmaterialien. Urban und Fischer, München
33. Hellwig E., Klimek J., Attin T. (1995) Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Schwarzenberg, München
34. Henning A.C., Helbig E.B., Haufe E., Richter G., Klimm H.W. (2004) Die Versorgung von Klasse-V-Kavitäten mit dem Ormocer-basierenden Füllungssystem Admira. Schweiz Monatsschr Zahnmed 114: 104-114
35. Hickel R., Dasch W., Janda R., Tyas M. (1998) New direct restorative materials: FDI Commission Project. Int Dent J 48 (1): 3-16
36. Hilschmann S. (1998) Experimentelle Untersuchung der Aussagekraft rasterelektronenmikroskopischer Aufnahmen von Kompositen auf ihrer Biegefestigkeit und E-Modul. Zahnmed Diss, Berlin
37. Hofmann H., Spindler J. (2004) Verfahren der Oberflächentechnik. 1 ed, Hanser Fachbuchverlag, München
38. Janda R. (1988) Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe(I). Quintessenz 6: 1067-1073
39. Janda R. (1988) Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe(II). Quintessenz 7: 1243-1253

40. Janda R. (1988) Der Stand der Entwicklung auf dem Gebiet der Zahnfüllungskunststoffe(III). Quintessenz 7: 1393-1398
41. Janda R. (1990) Kunststoffverbundsysteme: Grundlagen, Anwendung, Verarbeitung, Prüfung. Wiley-VCH, Weinheim
42. Janda R. (1992) Polymere Materialien für adhäsive prophylaktische und restaurative Maßnahmen. Zahnärztl Welt 101: 498-506
43. Janda R. (1994) Amalgamalternativen. Teil 1: Materialien für direkte Füllungen. Der Hess Zahnarzt 33: 515-522
44. Janda R. (1996) Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Kappert H.F., Eichner K. (Hrsg) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 5 ed, Bd 1, 173-210, Georg Thieme Verlag, Stuttgart
45. Jandt K.D., Mills R.W., Blackwell G.B., Asworth S.H. (2000) Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 16 (1): 41-47
46. Johnson L.N., Jordan R.E., Lynn J.A.(1971) Effects of various finishing devices on resin surfaces. J Am Dent Assoc 83: 321-331
47. Kaden U. (2001) Der Einfluss zweier verschiedener Poliersysteme auf Oberflächenrauigkeit und Randqualität von Black-Klasse-V-Füllungen aus Komposit- und Kompomermaterialien in vitro. Zahnmed Diss, Berlin
48. Kemp-Scholte C.M., Davidson C.L. (1990) Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. J Dent Res 69 (6): 1240-1243
49. Kimmel K. (1999) Optimale Lichtpolymerisation als wichtiges Kriterium der Füllungsqualität. Dental Spiegel 18: 39-42
50. Kipphan H. (2000) Handbuch der Printmedien: Technologien und Produktionsverfahren. 1 ed, Springer, Heidelberg
51. Klein G.A. (2004) Farbenphysik für industrielle Anwendungen. 1 ed, Springer, Heidelberg
52. Knauer R. (2002) Entwerfen und Darstellen. 2 ed, Ernst und Sohn, Berlin
53. Koran P., Kürschner R. (1997) Stress reduction in composites due to two-step-polymerization. J Dent Res 76: 313
54. Körber K., Ludwig K. (1993) Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie. Georg Thieme Verlag, Stuttgart

55. Kullmann W. (1990) Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit-Kunststoffen. Hanser Fachbuchverlag, München
56. Kullmann W., Pötters G. (1984) Vergleichende Untersuchungen zum thermischen Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen Kunststoff-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 39: 96-10055.
57. Kunzelmann K.-H. (2008) Aufbau der Kompositfüllungswerkstoffe. In: Kappert H.F., Eichner K. (Hrsg) Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. ed 6, Bd 2, 203-241, Georg Thieme Verlag, Stuttgart
58. Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. (1987) Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives. Oper Dent 12 (2): 53-78
59. Lösche G.M., Eisele T., Roulet J.-F. (1996) Einfluß der Zwei-Schicht-Füllungstechnik auf das Randverhalten von Klasse-IV-Füllungen in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 51: 620-622
60. Lutz F., Phillips R.W. (1983) A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 50 (4): 480-488
61. Manhart J., Chen H.Y., Hamm G., Hickel R. (2004) Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. Oper Dent 29: 481-508
62. Marxkors R., Meiners H. (1993) Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. ed 4 Hanser Fachbuchverlag, München
63. Mehl A., Hickel R., Kunzelmann K.-H. (1997) Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without 'softstart-polymerization'. J Dent 25 (3-4): 321-330
64. Mehl A., Sobota M., Hickel R. (1997) Softstartpolymerisation von Kompositen in Klasse-V-Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 52: 824-827
65. Mütze K., Foitzik L., Krug W., Schreiber G. (1961) ABC der Optik. Bd 1, Dausien Werner, Hanau/Main
66. Nakayama W.T., Hall D.R., Grenoble D.E., Katz J.L. (1974) Elastic properties of dental resin restorative materials. J Dent Res 53 (5): 1121-1126
67. Newesely H., Janda R. (1987) Zemente, Composites, Adhäsive und Kleber. In: Voß R., Meiners H. (Hrsg) Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Bd 2: 283-303, Hanser Fachbuchverlag, München

68. Newesely H., Janda R. (1981) Zemente, Composites, Adhäsive und Kleber. In: Voß R., Meiners H. (Hrsg) Fortschritte in der zahnärztlichen Prothetik und Werkstoffkunde. Bd 1: 292-411, Hanser Fachbuchverlag, München
69. Noppen G., Sigalla J. (1985) Oberflächenbeschaffenheit. In: Deutsches Institut für Normung e.V.: Technische Oberflächen. 1 ed, Beuth-Vertrieb GmbH, Berlin
70. O'Brien W. J., Johnston W.M., Fanian F., Lambert S. (1984) The surface roughness and gloss of composites. J Dent Res 63 (5): 685-688
71. Oberbach K., Pabst F., Saechtling H. (2004) Kunststoff-Taschenbuch. 29. Ausgabe, Hanser Fachbuchverlag, München
72. Paffenbarger G.C., Nelsen R.J., Sweeney W.T. (1953) Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties. J Am Dent Assoc 47 (5): 516-524
73. Perez J.-P. (1996) Optik. Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg
74. Peutzfeldt A., Asmussen E. (1997) Composite resins in dentistry: the monomer systems. Eur J Oral Sci 105: 97-116
75. Pietschmann J. (2004) Industrielle Pulverbeschichtung: Grundlagen, Anwendungen, Verfahren. 2 ed, Vieweg + Teubner, Wiesbaden
76. Quance S.C., Shortall S.C. (2001) Effect of exposure intensity and post-cure temperature storage on hardness of contemporary photo-activated composites. J Dent 29 (8): 553-560
77. Reeves G.W., Fitchi J.G., Scarbrough A.R., Hembree J.H. (1995) Microleakage of new dentin bonding systems using human and bovine teeth. Oper Dent 20 (6): 230-235
78. Reinhardt K.J. (1991) Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 46: 204-208
79. Roulet J.-F. (1988) Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkungen auf die Klinik. Dtsch Zahnärztl Z 43: 887-892
80. Roulet J.-F. (1987) Degradation of dental polymers. S. Karger AG, Basel
81. Roulet J.-F. (1984) Zahnfarbene Restaurationen als Amalgam-Alternativen. Dtsch Zahnärztl Z 49 (11): 859-866
82. Roulet J.-F., Blunck U. (1996) Probleme und Lösungsansätze der Adhäsivtechnik im Seitenzahnbereich. Neue Gruppe 9: 10-13

83. Rueggeberg F.A., Caughman W.F., Curtis J.W.Jr. (1994) Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent* 19 (1): 26-32
84. Ruyter I.E. (1988) Composites – Characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res* 2 (1): 122-129
85. Sarac D., Sarac Y.S., Kulunk S., Ural C., Kulunk T. (2006) The effect of polishing techniques on the surface roughness and color change of composite resins. *J Prosthet Dent* 96 (1): 33-40
86. Schuckar M., Geurtsen W. (1995) Die approximal-zervikale Randdichte von Klasse-II-Kompositfüllungen nach Temperaturwechselbelastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 50: 164-166
87. Schwickerath H. (1982) Der Einfluß auf Steifigkeit und Härte der Composites auf Füllungsrand und Füllungsoberfläche: Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis. Bayer Dental, Leverkusen
88. Schwickerath H., Nolden R. (1982) Der Einfluß des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung. *Dtsch Zahnärztl Z* 37: 442-444
89. Sharkey S., Ray N., Burke F., Ziada H. (2001) Surface hardness of light-activated resin composites cured by two different visible-light sources: an in vitro study. *Quintessence Int* 32 (5): 401-405
90. Shey Z., Oppenheim M. (1979) A clinical evaluation of a radiopaque material in the restoration of anterior and posterior teeth. *J Am Dent Assoc* 98 (4): 569-571
91. Sidhu S.K., Henderson L.J. (1992) Dentin adhesives and microleakage in cervical resin composites. *Am J Dent* 5 (5): 240-244
92. Soltész U., Weidemann A., Klaiber B. (1998) Polymerisationsschrumpfung einiger neuer Komposit-Füllungswerkstoffe. *Zahnärztl Mitt* 89: 1404-1406
93. Soltész U. (1986) Festigkeit von Füllungsmaterialien nach Temperaturwechselbeanspruchung. *Quintessenz* 37: 1261-1267
94. Spahl W. (1995) Analyse zahnmedizinischer Komposite auf extrahierbare Restmonomere und Additive mit Hilfe der Gaschromatographie/ Massenspektrometrie und der Hochleistungsflüssigkeitschromatographie/ Massenspektrometrie. Chem Diss, Köln
95. Sperber K.-H. (2004) *ArchiCAD*. 2 ed, Addison-Wesley, München

96. Stansbury J.W. (1992) Synthesis and evaluation of new oxaspiro monomers for double ring-opening polymerization. *J Dent Res* 71 (7): 1408-1412
97. Stansbury J.W. (1990) Cyclopolymerizable monomers for use in dental resin composites. *J Dent Res* 69 (3): 844-848
98. Stoll R., Remes H., Kunzelmann K.-H., Stachniss V. (2000) Marginal characteristics of different filling materials and filling methods with standardized cavity preparation. *J Adhes Dent* 2 (2): 129-138
99. Strydom C. (2002) Curing lights: the effects of clinical factors on intensity and polymerisation. *SADJ* 57 (5): 181-186
100. Swift E.J. Jr., Triollo P.T. Jr., Barkmeier W.W., Bird J.L., Bounds S.J. (1996) Effect of low-viscosity resins on the performance of dental adhesives. *Am J Dent* 9 (3): 100-104
101. Uhl A., Mills R.W., Vowles R.W., Jandt K.D. (2002) Knoop hardness depth profiles and compressive strength of selected dental composites polymerized with halogen and LED light curing technologies. *J Biomed Mater Res* 63 (6): 729-738
102. Uno S., Finger W.J. (1995) Function of the hybrid zone as a stress-absorbing layer in resin-dentin bonding. *Quintessence Int* 26 (10): 733-738
103. Unterbrink G.L., Liebenberg W.H. (1999) Flowable resin composites as "filled adhesives": literature review and clinical recommendations. *Quintessence Int* 30 (4): 249-257
104. Van Meerbeek B., Perdigão J., Lambrechts P., Vanherle G. (1998) The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26 (1): 1-20
105. Venhoven B.A., de Gee A.J., Davidson C.R. (1996) Light initiation of dental resins: dynamics of the polymerization. *Biomater* 17 (24): 2313-2318
106. Viohl J. (1985) Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Kappert H.F., Eichner K (Hrsg) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. ed 5, Bd 2: 135-171
107. Viohl J. (1982) Spezifikationsprüfungen für Kunststofffüllungswerkstoffe. In: *Technisch wissenschaftliche Abteilung des Bereichs für biomedizinische Materialien und Dental* (Hrsg) *Füllungswerkstoffe auf Kunststoffbasis*. Bayer Dental, Leverkusen
108. Viohl J., Dermann K., Quast D. (1986) *Die Chemie zahnärztlicher Füllungskunststoffe*. Hanser Fachbuchverlag, München



109. Völz H.G. (2001) Industrielle Farbprüfung: Grundlagen und Methoden. 2 ed, Wiley-VCH, Weinheim
110. Watts D.C. (1987) Characterization of aluminium radiopacity standards for restorative materials. *J Dent* 15 (4): 175-177
111. Watts D.C. (1987) Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. *J Dent* 15 (1): 38-43
112. Weeber J. (2004) Vergleichende werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zweier handelsüblicher Hybridkomposite, zweier Kompomere und zweier Ormocere. Zahnmed Diss, Berlin
113. Welsch N., Liebmann C.C. (2004) Farben: Natur, Technik, Kunst. 2 ed, Spektrum Akademischer Verlag, Heidelberg
114. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Celis J.P. (1992) A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mater* 8 (5): 310-319
115. Willems G., Lambrechts P., Braem M., Vanherle G. (1993) Composite resins in the 21st century. *Quintessence Int* 24 (9): 641-658
116. Wirz J., Jungo M., Schmiedli F. (1996) Zahnärztliche Materialien und Werkstoffe auf dem Prüfstand. *Quintessenz* 6: 837-846
117. Yoshida K., Tanagawa M., Atsuta M. (2001) Effects of filler composition and surface treatment on the characteristics of opaque resin composites. *J Biomed Mater Res* 58: 525-530

## 9 Verzeichnis der im Text verwendeten Abbildungen

ABBILDUNG 1: PRINZIP DER REFLEXION .....	4
ABBILDUNG 2: GLANZZWIEBEL .....	5
ABBILDUNG 3: MESSUNG DER GERICHTETEN REFLEXION .....	13
ABBILDUNG 4: MESSGEOMETRIEN .....	14
ABBILDUNG 5: PRESSE .....	35
ABBILDUNG 6: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT DEN UNTERSCHIEDLICHEN POLIERPASTEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG).....	38
ABBILDUNG 7: GRANDIO A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT DEN UNTERSCHIEDLICHEN POLIERPASTEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG).....	40
ABBILDUNG 8: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT KERR-CLEANIC IN MINUTENABSTÄNDEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	40
ABBILDUNG 9: VENUS A2 VOR UND NACH BEARBEITUNG MIT PRIMEDIS-CLEAN POLISH IN MINUTENABSTÄNDEN (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	40
ABBILDUNG 10: VORVERSUCHE MIT GRANDIO BEI 60°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	42
ABBILDUNG 11: VORVERSUCHE MIT FILTEK SUPREME BEI 60°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	43
ABBILDUNG 12: GLANZMESSGERÄT „MICRO-TRI-GLOSS“ .....	45
ABBILDUNG 13: GLANZWERTE BEI 60°-GEOMETRIE .....	46
ABBILDUNG 14: MESSWERTE BEI 20°-GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	47
ABBILDUNG 15: MESSWERTE BEI 60°-GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	48

ABBILDUNG 16: PRINZIPIKIZZE .....	49
ABBILDUNG 17: MESSWERTE BEI 85°-GEOMETRIE (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	50
ABBILDUNG 18: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 20°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	51
ABBILDUNG 19: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 60°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	52
ABBILDUNG 20: MESSWERTE NACH POLITUR BEI 85°-MESSWINKEL (MITTELWERTE UND STANDARDABWEICHUNG) .....	54

## 10 Verzeichnis der im Text verwendeten Tabellen

TABELLE 1: NORMIERUNG .....	15
TABELLE 2: EINTEILUNG DER KOMPOSITE ANHAND DER FÜLLKÖRPERSYSTEME NACH KUNZELMANN [57] .....	20

## 11 Lebenslauf

### Persönliche Daten:

Familienname:	Wefelmeier
Vorname:	Michael
Geburtsdatum:	19.10.1980
Geburtsort:	Hamm, Westfalen
Staatsangehörigkeit:	deutsch
Religion:	konfessionslos
Eltern:	Manfred Wefelmeier, verstorben 2003 Marlies Wefelmeier, geb. Schmitz, Lehrerin
Familienstand:	ledig, keine Kinder

### Schulbildung:

1987 - 1991	Dietrich-Bonhoeffer-Grundschule, Hamm
1991 - 2000	Freiherr-vom-Stein-Gymnasium, Hamm
1996	Schüleraustausch, Le Havre, Frankreich
2000	Allgemeine Hochschulreife



## 12 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt dem Doktorvater, Herrn Univ.-Prof. Dr. K. H. R. Ott, für seine Geduld und Unterstützung bei allen Fragen und Problemen, die im Laufe der Arbeit auftraten.

Außerdem waren Herr OA Dr. Markus Kaup und Herr Dr. Sven Duda stets – und manchmal auch nachts – bereit, über theoretische Hintergründe und praktische Umsetzung zu diskutieren.

Frau Helga Kleemann brachte mit ihren guten Ideen viele der ersten Steine ins Rollen.

Nicht zuletzt mein „Doktorbruder“, Herr Hanno Heo, ist maßgeblich an der Fertigstellung dieser Arbeit beteiligt.

Diesen und allen anderen hier nicht erwähnten Personen danke ich für Motivation, Unterstützung und Hilfe in den vergangenen drei Jahren.

## **13 Anhang**

### **13.1 Herstellernachweis**

#### **13.1.1 Probenmaterial**

##### **Heraeus Kulzer GmbH**

Grüner Weg 11  
63450 Hanau

Venus A2: Artikelnr. 010109

Venus C3: Artikelnr. 010131

##### **Jeneric Pentron Deutschland GmbH**

Raiffeisenstr. 18  
72127 Kusterdingen  
Postfach 1155

Alert C2: Artikelnr. 138462

Rok A2: Artikelnr. 8500002

Rok C3: Artikelnr. 068382

**Tokuyama Europe GmbH**

Oststrasse 10

40211 Düsseldorf

Estelite  $\Sigma$  A2: Artikelnr. EE42696S

Estelite  $\Sigma$  C3: Artikelnr. EW90647

**VOCO GmbH**

Anton-Flettner-Straße 1-3

27474 Cuxhaven

Arabesk top A2: Artikelnr. 01533E1

Arabesk top C2: Artikelnr. 01539E1

**DMG**

Chemisch-Pharmazeutische Fabrik GmbH

Elbgaustrasse 248

22547 Hamburg

Ecusit<sup>®</sup> Composite A2: Artikelnr. 210877

Ecusit<sup>®</sup> Composite C3: Artikelnr. 21087



EcuSphere® Carat A2: Artikelnr. 220267

EcuSphere® Carat C3: Artikelnr. 220264

EcuSphere® Shine A2: Artikelnr. 220261

EcuSphere® Shine C3: Artikelnr. 220259

### **13.1.2 Vermessen und Bearbeiten**

#### **Polierscheibe:**

##### **Struers GmbH**

(Karl-Arnold-Straße 13B, 47877 Willich)

- SiC Grinding Paper # 4000
- For wet grinding of materials (HV30-400)
- Plain back.
- Size: 200 mm dia.
- Cat. no: 40 400 117, Batch no: 7150
- Waterproof Silicium Carbide Paper, FEPA p # 4000

(SiC 1200 = 15 µm, 2400 = 10 µm, 4000 = 5 µm)

#### **SOF-LEX**

##### **3M ESPE**

- Sehr fein: 1 - 7 µm
- Fein: 3 - 9 µm
- Mittel: 10 - 50 µm
- Grob: 50 - 90 µm

#### **Poliermaschine:**

##### **SCAN-DIA**

Hans P. Tempelmann GmbH & Co. KG  
Lütkenheider Straße 11, 58099 Hagen-Boele  
P.O. Box 3031, 58030 Hagen  
Trägerscheibe:  
Kunststoff, Size: 200 mm dia.

**Glanzmessgerät:**

**BYK-Gardener GmbH**

(Lausitzerstr.8, 82538 Geretsried)

- DIN 67530, ISO 2813, ASTM D-523
- Produkt: „micro-TRI-gloss mit Köcherstandard“
- Kat.Nr.: 4430                      Ser.Nr.: 1022846
- Kurzbeschreibung: Messgerät zur Bestimmung von Glanz
- Prüfung: Die Prüfung erfolgt durch Vergleichen des Prüflings mit geprüften Standards
- Prüfmittel: Referenzinstrument: micro-TRI-gloss Ser.No. 1000049  
Referenzstandard: „BAM-Satz-Z“-Zeugnis Nr. S1E1638 vom  
11.08.2005 von der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung, Berlin

**Polierpasten:**

**Ivoclar Vivadent GmbH**

Dr. Adolf-Schneider-Str. 2  
73479 Ellwangen, Jagst

Universalpolierpaste: Artikelnr.: 313-66847

**Primedis GmbH**

Jagdweg 1 - 3  
01159 Dresden

Clean Polish: ArtikelNr. 045360

**KerrHawe SA**

Via Strecce 4, P.O. BOX 268  
6934 Bioggio, Schweiz

Cleanic: ArtikelNr. 3140

**13.2 Wertetabellen****13.2.1 Messwerte vor der Bearbeitung**

20°	Venus A2 1	5	87,6	86,5	88,5	0,7
	Venus A2 2	5	88,5	88,1	89,5	0,5
	Venus A2 3	5	92,3	91,0	92,9	0,7
	Venus A2 4	5	91,6	91,5	91,9	0,2
	Venus A2 5	5	91,8	90,5	93,0	0,8
	Venus C3 1	5	91,9	91,4	92,4	0,3
	Venus C3 2	5	89,9	89,3	90,4	0,5
	Venus C3 3	5	89,0	87,5	90,3	1,0
	Venus C3 4	5	91,8	90,2	92,4	0,8
	Venus C3 5	5	90,3	89,7	90,9	0,5
	Arabesk A2 1	5	84,6	83,6	85,8	0,7
	Arabesk A2 2	5	87,3	86,8	87,8	0,3
	Arabesk A2 3	5	87,1	86,0	88,3	0,8

Arabesk A2 4	5	88,7	88,4	89,5	0,4
Arabesk A2 5	5	88,2	87,3	88,5	0,5
Arabesk C2 1	5	86,2	85,9	86,6	0,3
Arabesk C2 2	5	85,4	84,2	86,9	1,0
Arabesk C2 3	5	88,0	87,9	88,1	0,1
Arabesk C2 4	5	86,6	86,3	87,4	0,4
Arabesk C2 5	5	87,8	87,4	88,5	0,4
VocoEx 1	5	80,7	79,8	81,3	0,6
VocoEx 2	5	81,4	80,0	82,4	0,9
VocoEx 3	5	81,4	79,0	83,2	1,5
VocoEx 4	5	82,6	81,0	83,8	0,9
VocoEx 5	5	81,9	81,5	82,7	0,4
Jen Alert A2 1	5	89,1	88,7	89,5	0,3
Jen Alert A2 2	5	87,1	86,8	87,5	0,3
Jen Alert A2 3	5	88,8	88,5	89,2	0,3
Jen Alert A2 4	5	88,6	88,2	89,0	0,3
Jen Alert A2 5	5	89,1	88,9	89,3	0,1
Ecusit A2 1	5	91,7	91,6	91,8	0,1
Ecusit A2 2	5	91,0	90,7	91,7	0,3
Ecusit A2 3	5	91,3	91,1	91,4	0,1
Ecusit A2 4	5	91,1	90,9	91,3	0,1
Ecusit A2 5	5	90,6	90,0	91,0	0,3
Ecusit C3 1	5	91,4	91,3	91,7	0,2
Ecusit C3 2	5	88,7	88,0	89,1	0,4
Ecusit C3 3	5	91,4	91,0	91,5	0,2
Ecusit C3 4	5	90,5	89,9	91,0	0,4
Ecusit C3 5	5	91,3	91,1	91,4	0,1
Carat A2 1	5	91,3	90,8	91,6	0,3
Carat A2 2	5	87,9	87,1	88,4	0,5
Carat A2 3	5	91,5	91,0	91,9	0,3
Carat A2 4	5	90,6	89,8	91,1	0,5
Carat A2 5	5	90,2	89,8	90,4	0,2
Carat C3 1	5	91,4	90,9	91,8	0,4
Carat C3 2	5	91,2	90,8	91,4	0,2
Carat C3 3	5	89,8	89,6	90,0	0,2
Carat C3 4	5	90,5	89,6	91,4	0,7
Carat C3 5	5	91,1	90,7	91,6	0,4
Shine A2 1	5	74,3	73,1	75,1	0,7
Shine A2 2	5	67,2	62,6	71,0	3,8
Shine A2 3	5	75,7	74,7	76,7	0,7
Shine A2 4	5	82,8	81,6	83,9	0,9
Shine A2 5	5	83,8	83,1	84,3	0,4
Shine C3 1	5	83,4	81,9	84,3	0,8
Shine C3 2	5	77,1	76,0	77,8	0,6
Shine C3 3	5	78,2	75,3	79,7	1,7
Shine C3 4	5	84,0	83,3	84,5	0,5
Shine C3 5	5	81,8	79,9	82,7	1,0
Estelite A2 1	5	76,1	72,4	78,2	2,3
Estelite A2 2	5	83,4	82,5	84,4	0,6
Estelite A2 3	5	81,1	79,9	83,5	1,3

	Estelite A2 4	5	82,2	79,7	85,1	1,8
	Estelite A2 5	5	82,9	82,2	84,5	0,8
	Estelite C3 1	5	75,5	73,9	76,1	0,8
	Estelite C3 2	5	74,1	70,5	75,5	1,8
	Estelite C3 3	5	68,2	66,8	69,3	0,9
	Estelite C3 4	5	67,6	64,8	70,0	1,9
	Estelite C3 5	5	72,4	70,3	73,8	1,4
	SDI ROK A2 1	5	81,2	80,6	81,6	0,3
	SDI ROK A2 2	5	82,1	81,5	82,5	0,4
	SDI ROK A2 3	5	82,3	81,8	82,8	0,4
	SDI ROK A2 4	5	81,3	80,3	82,0	0,7
60°	Venus A2 1	5	95,4	94,4	95,9	0,6
	Venus A2 2	5	93,4	92,7	94,1	0,5
	Venus A2 3	5	95,4	92,5	97,1	1,6
	Venus A2 4	5	96,1	95,0	96,9	0,7
	Venus A2 5	5	95,7	95,1	96,9	0,7
	Venus C3 1	5	95,1	94,3	96,0	0,7
	Venus C3 2	5	95,5	93,8	96,4	0,9
	Venus C3 3	5	95,4	94,2	95,9	0,6
	Venus C3 4	5	96,0	95,3	97,3	0,7
	Venus C3 5	5	95,3	94,3	96,3	0,8
	Arabesk A2 1	5	91,6	91,1	92,2	0,4
	Arabesk A2 2	5	92,8	92,5	93,4	0,3
	Arabesk A2 3	5	92,9	92,6	93,5	0,3
	Arabesk A2 4	5	93,5	93,1	93,8	0,2
	Arabesk A2 5	5	93,2	92,3	93,7	0,5
	Arabesk C2 1	5	92,9	92,2	93,4	0,4
	Arabesk C2 2	5	90,8	89,8	91,9	0,7
	Arabesk C2 3	5	92,4	91,8	93,2	0,4
	Arabesk C2 4	5	93,1	92,2	93,7	0,6
	Arabesk C2 5	5	92,5	92,1	92,8	0,2
	VocoEx 1	5	92,7	92,0	93,3	0,5
	VocoEx 2	5	91,0	90,2	92,2	0,7
	VocoEx 3	5	90,0	89,3	90,7	0,5
	VocoEx 4	5	91,4	90,9	91,7	0,3
	VocoEx 5	5	90,6	90,1	90,8	0,2
	Jen Alert A2 1	5	93,6	93,5	93,7	0,1
	Jen Alert A2 2	5	93,5	92,3	94,0	0,6
	Jen Alert A2 3	5	92,7	89,6	93,8	1,6
	Jen Alert A2 4	5	93,2	92,9	93,5	0,2
	Jen Alert A2 5	5	93,6	93,2	94,0	0,2
	Ecusit A2 1	5	95,8	95,6	95,9	0,1
	Ecusit A2 2	5	95,5	95,2	95,8	0,2
	Ecusit A2 3	5	95,3	95,2	95,5	0,1
	Ecusit A2 4	5	95,4	95,2	95,7	0,2
	Ecusit A2 5	5	95,1	94,6	95,3	0,3
	Ecusit C3 1	5	95,3	94,0	95,6	0,7
	Ecusit C3 2	5	95,4	94,8	95,9	0,4
	Ecusit C3 3	5	95,8	95,4	96,0	0,2

Ecusit C3 4	5	95,4	95,0	95,6	0,2
Ecusit C3 5	5	95,6	95,5	95,8	0,1
Carat A2 1	5	96,1	95,3	96,4	0,4
Carat A2 2	5	93,6	92,9	94,4	0,5
Carat A2 3	5	95,1	94,8	95,4	0,3
Carat A2 4	5	96,1	95,5	96,6	0,4
Carat A2 5	5	95,6	95,4	95,8	0,2
Carat C3 1	5	94,5	93,8	95,1	0,5
Carat C3 2	5	95,0	94,3	95,6	0,4
Carat C3 3	5	95,4	94,8	95,8	0,4
Carat C3 4	5	95,3	94,3	96,2	0,8
Carat C3 5	5	95,4	95,2	95,7	0,2
Shine A2 1	5	88,0	87,7	88,5	0,3
Shine A2 2	5	85,9	84,9	87,0	0,8
Shine A2 3	5	88,2	87,9	88,3	0,1
Shine A2 4	5	90,7	90,3	91,1	0,3
Shine A2 5	5	89,9	89,7	90,1	0,2
Shine C3 1	5	91,4	91,2	92,0	0,3
Shine C3 2	5	89,3	88,4	90,0	0,6
Shine C3 3	5	89,1	88,7	89,9	0,4
Shine C3 4	5	90,2	89,2	91,1	0,7
Shine C3 5	5	90,2	89,6	90,9	0,4
Estelite A2 1	5	93,0	92,6	93,7	0,4
Estelite A2 2	5	93,8	92,6	94,8	0,8
Estelite A2 3	5	92,7	92,3	93,1	0,3
Estelite A2 4	5	94,4	94,2	94,7	0,2
Estelite A2 5	5	93,9	93,1	94,5	0,6
Estelite C3 1	5	92,6	91,7	93,1	0,5
Estelite C3 2	5	93,4	92,4	93,7	0,5
Estelite C3 3	5	92,2	91,8	92,4	0,2
Estelite C3 4	5	91,6	91,3	91,9	0,2
Estelite C3 5	5	90,9	90,5	91,2	0,3
SDI ROK A2 1	5	88,2	87,7	88,7	0,4
SDI ROK A2 2	5	87,4	87,3	87,5	0,1
SDI ROK A2 3	5	89,4	89,0	89,6	0,2
SDI ROK A2 4	5	89,1	88,9	89,3	0,2
85° Venus A2 1	5	87,7	83,3	97,2	5,1
Venus A2 2	5	87,0	78,5	95,5	5,8
Venus A2 3	5	82,0	75,1	87,0	4,2
Venus A2 4	5	84,8	78,6	91,3	5,4
Venus A2 5	5	85,7	71,1	93,6	8,3
Venus C3 1	5	90,9	77,8	97,4	7,5
Venus C3 2	5	87,9	79,5	93,2	4,7
Venus C3 3	5	87,4	81,6	95,7	6,3
Venus C3 4	5	85,2	81,2	89,1	3,1
Venus C3 5	5	86,9	80,1	94,4	4,8
Arabesk A2 1	5	90,7	81,2	98,5	6,9
Arabesk A2 2	5	89,1	78,9	98,1	7,2
Arabesk A2 3	5	84,7	74,7	93,6	7,6

Arabesk A2 4	5	89,9	78,6	96,4	6,1
Arabesk A2 5	5	85,5	79,7	91,7	4,2
Arabesk C2 1	5	89,8	80,2	96,2	6,4
Arabesk C2 2	5	85,8	79,2	97,1	7,7
Arabesk C2 3	5	88,0	75,9	95,6	7,3
Arabesk C2 4	5	83,5	76,1	92,5	5,9
Arabesk C2 5	5	91,9	83,4	97,1	5,7
VocoEx 1	5	85,9	78,9	95,6	6,1
VocoEx 2	5	88,8	80,6	95,2	4,9
VocoEx 3	5	86,4	76,6	98,1	6,9
VocoEx 4	5	86,1	78,6	93,9	6,2
VocoEx 5	5	83,6	76,7	90,6	5,1
Jen Alert A2 1	5	83,0	73,7	89,0	5,4
Jen Alert A2 2	5	86,7	77,2	90,5	5,2
Jen Alert A2 3	5	82,6	66,6	90,7	8,7
Jen Alert A2 4	5	84,4	80,5	88,6	3,3
Jen Alert A2 5	5	74,7	69,4	79,1	3,3
Ecusit A2 1	5	95,2	88,3	99,8	3,8
Ecusit A2 2	5	88,1	78,7	94,8	5,8
Ecusit A2 3	5	87,2	83,2	91,9	3,8
Ecusit A2 4	5	85,9	77,6	93,0	5,0
Ecusit A2 5	5	87,2	79,3	94,3	6,2
Ecusit C3 1	5	89,0	78,9	91,7	5,1
Ecusit C3 2	5	91,9	82,6	98,0	6,0
Ecusit C3 3	5	92,4	86,3	96,9	3,5
Ecusit C3 4	5	89,8	80,8	96,8	5,8
Ecusit C3 5	5	90,3	85,4	95,6	3,6
Carat A2 1	5	90,8	82,5	97,4	5,3
Carat A2 2	5	85,9	74,7	95,9	7,2
Carat A2 3	5	92,9	84,9	96,6	4,3
Carat A2 4	5	89,3	80,9	94,6	4,6
Carat A2 5	5	87,8	79,8	94,9	5,7
Carat C3 1	5	87,0	81,3	95,8	6,0
Carat C3 2	5	89,8	81,0	94,9	5,4
Carat C3 3	5	90,6	81,5	95,1	5,4
Carat C3 4	5	87,9	77,7	95,8	5,9
Carat C3 5	5	85,9	80,1	91,7	4,6
Shine A2 1	5	87,3	82,5	90,8	3,0
Shine A2 2	5	88,9	83,1	91,1	2,9
Shine A2 3	5	89,2	84,5	93,4	3,5
Shine A2 4	5	88,9	83,4	96,3	4,4
Shine A2 5	5	87,4	78,4	94,1	5,1
Shine C3 1	5	88,5	81,8	94,5	4,5
Shine C3 2	5	88,2	82,7	95,6	4,7
Shine C3 3	5	88,4	81,8	96,0	5,1
Shine C3 4	5	86,8	83,1	91,2	3,1
Shine C3 5	5	87,3	78,5	96,2	7,3
Estelite A2 1	5	87,4	79,1	96,9	7,3
Estelite A2 2	5	91,4	83,2	95,9	4,5
Estelite A2 3	5	87,4	76,7	93,7	6,6

Estelite A2 4	5	88,6	81,2	97,3	5,2
Estelite A2 5	5	88,2	79,6	93,6	4,7
Estelite C3 1	5	87,7	79,0	90,8	4,5
Estelite C3 2	5	87,6	78,4	91,2	4,6
Estelite C3 3	5	89,9	86,7	92,8	2,1
Estelite C3 4	5	89,2	79,4	94,9	5,8
Estelite C3 5	5	88,6	82,0	92,7	3,6
SDI ROK A2 1	5	90,5	82,2	96,2	5,3
SDI ROK A2 2	5	89,1	84,5	94,3	3,6
SDI ROK A2 3	5	85,6	75,5	93,7	6,3
SDI ROK A2 4	5	84,2	72,1	94,3	7,4

### 13.2.2 Messwerte nach der Bearbeitung

20° Venus C3 1	5	15,7	15,3	16,1	0,3
Venus C3 2	5	19,3	19,0	19,5	0,2
Venus C3 3	5	18,4	17,7	18,9	0,4
Venus C3 4	5	18,7	16,1	19,9	1,3
Venus C3 5	5	19,5	19,5	19,6	0,0
Venus A2 1	5	15,9	15,3	16,7	0,5
Venus A2 2	5	14,0	12,3	14,7	0,9
Venus A2 3	5	15,1	13,4	15,8	0,9
Venus A2 4	5	16,5	16,2	16,7	0,2
Venus A2 5	5	15,9	15,1	16,4	0,4
Arabesk C2 1	5	12,2	11,7	12,5	0,3
Arabesk C2 2	5	11,8	11,5	12,3	0,3
Arabesk C2 3	5	11,5	10,8	12,3	0,6
Arabesk C2 4	5	12,1	11,8	12,4	0,2
Arabesk C2 5	5	11,4	10,9	12,4	0,5
Arabesk A2 1	5	15,1	15,0	15,2	0,1
Arabesk A2 2	5	11,5	11,2	11,7	0,2
Arabesk A2 3	5	12,0	11,6	12,7	0,4
Arabesk A2 4	5	11,9	11,1	12,1	0,4
Arabesk A2 5	5	12,7	11,9	13,8	0,7
experim. K. 1	5	10,3	10,0	10,6	0,2
experim. K. 2	5	10,7	10,6	10,9	0,1
experim. K. 3	5	12,0	11,2	13,2	0,8
experim. K. 4	5	12,1	11,9	12,2	0,1
experim. K. 5	5	12,3	11,3	13,2	0,8
Jen Alert A2 1	5	33,3	32,5	33,5	0,4
Jen Alert A2 2	5	33,3	33,1	33,6	0,2
Jen Alert A2 3	5	27,3	18,5	32,6	6,4
Jen Alert A2 4	5	31,7	31,5	32,1	0,2
Jen Alert A2 5	5	32,7	32,4	32,9	0,2



Ecusit C3 1	5	12,0	11,1	13,3	0,7
Ecusit C3 2	5	9,6	9,5	9,8	0,2
Ecusit C3 3	5	11,8	11,2	12,7	0,5
Ecusit C3 4	5	11,7	11,4	12,1	0,3
Ecusit C3 5	5	9,5	9,4	9,6	0,1
Ecusit A2 1	5	11,9	11,3	12,7	0,4
Ecusit A2 2	5	12,4	12,0	13,7	0,6
Ecusit A2 3	5	12,1	11,9	12,3	0,2
Ecusit A2 4	5	11,9	11,1	12,2	0,4
Ecusit A2 5	5	11,9	11,8	12,2	0,1
Carat C3 1	5	10,4	9,2	10,9	0,6
Carat C3 2	5	11,6	11,4	11,9	0,2
Carat C3 3	5	9,3	8,3	9,7	0,5
Carat C3 4	5	12,4	11,8	12,8	0,3
Carat C3 5	5	12,3	12,1	12,6	0,2
Carat A2 1	5	11,5	11,3	12,0	0,3
Carat A2 2	5	11,8	11,5	12,7	0,4
Carat A2 3	5	11,6	11,4	11,8	0,1
Carat A2 4	5	11,5	11,3	11,7	0,1
Carat A2 5	5	12,0	11,7	12,2	0,2
Shine C3 1	5	60,4	59,9	60,7	0,3
Shine C3 2	5	56,2	55,5	58,0	0,9
Shine C3 3	5	58,2	57,3	58,9	0,7
Shine C3 4	5	60,0	59,9	60,4	0,2
Shine C3 5	5	55,6	54,5	58,1	1,4
Shine A2 1	5	56,9	55,6	57,9	0,9
Shine A2 2	5	55,5	55,1	55,9	0,3
Shine A2 3	5	59,2	58,3	60,6	0,8
Shine A2 4	5	55,9	55,3	56,9	0,6
Shine A2 5	5	58,8	58,4	59,1	0,3
Estelite C3 1	5	53,8	52,8	54,9	0,7
Estelite C3 2	5	55,9	55,1	57,9	1,0
Estelite C3 3	5	56,1	55,7	56,6	0,4
Estelite C3 4	5	57,4	56,7	58,1	0,6
Estelite C3 5	5	55,3	54,5	56,5	0,7
Estelite A2 1	5	61,0	60,0	62,5	0,9
Estelite A2 2	5	58,0	57,2	59,0	0,6
Estelite A2 3	5	63,9	61,8	64,7	1,1
Estelite A2 4	5	60,5	60,1	60,8	0,2
Estelite A2 5	5	59,3	58,3	60,2	0,8
SDI ROK A2 1	5	15,7	15,1	16,2	0,4
SDI ROK A2 2	5	14,6	14,2	15,0	0,3
SDI ROK A2 3	5	14,3	13,6	14,9	0,5
SDI ROK A2 4	5	14,1	13,7	15,0	0,5
SDI ROK A2 5	5	14,3	14,0	15,1	0,4
60° Venus C3 1	5	46,0	45,4	47,0	0,6
Venus C3 2	5	46,6	46,1	46,9	0,3
Venus C3 3	5	47,3	46,5	48,1	0,6
Venus C3 4	5	46,4	44,9	47,2	0,8

Venus C3 5	5	45,3	44,4	45,6	0,4
Venus A2 1	5	43,8	43,1	44,6	0,5
Venus A2 2	5	42,7	41,0	43,3	0,9
Venus A2 3	5	44,0	42,3	44,7	0,9
Venus A2 4	5	44,4	44,2	44,6	0,2
Venus A2 5	5	43,9	43,1	44,6	0,5
Arabesk C2 1	5	39,9	39,2	40,2	0,3
Arabesk C2 2	5	40,8	40,6	41,0	0,1
Arabesk C2 3	5	40,3	39,8	40,6	0,3
Arabesk C2 4	5	39,8	39,4	40,2	0,3
Arabesk C2 5	5	40,1	39,6	40,5	0,4
Arabesk A2 1	5	40,7	39,8	41,1	0,5
Arabesk A2 2	5	39,6	38,6	40,6	0,8
Arabesk A2 3	5	38,9	38,4	39,7	0,5
Arabesk A2 4	5	41,7	40,1	42,1	0,8
Arabesk A2 5	5	39,3	38,9	39,5	0,2
experim. K. 1	5	39,1	39,0	39,2	0,1
experim. K. 2	5	40,3	39,4	40,7	0,5
experim. K. 3	5	39,8	39,4	40,2	0,3
experim. K. 4	5	40,1	40,0	40,3	0,1
experim. K. 5	5	38,9	38,5	39,8	0,5
Jen Alert A2 1	5	54,8	53,9	55,6	0,6
Jen Alert A2 2	5	54,9	54,3	55,4	0,5
Jen Alert A2 3	5	49,3	48,6	50,9	0,8
Jen Alert A2 4	5	52,2	50,6	52,6	0,8
Jen Alert A2 5	5	53,8	53,2	54,6	0,6
Ecusit C3 1	5	39,7	38,9	40,3	0,5
Ecusit C3 2	5	38,0	37,6	38,4	0,3
Ecusit C3 3	5	37,7	37,0	38,5	0,5
Ecusit C3 4	5	38,0	37,4	38,3	0,4
Ecusit C3 5	5	37,1	36,7	37,6	0,3
Ecusit A2 1	5	39,9	39,4	40,6	0,5
Ecusit A2 2	5	39,9	39,4	40,9	0,5
Ecusit A2 3	5	38,9	38,3	39,5	0,4
Ecusit A2 4	5	40,0	39,4	40,3	0,3
Ecusit A2 5	5	38,8	38,4	39,0	0,2
Carat C3 1	5	40,0	39,8	40,3	0,2
Carat C3 2	5	40,6	40,3	41,1	0,3
Carat C3 3	5	39,2	38,6	40,2	0,6
Carat C3 4	5	41,5	40,2	43,0	1,0
Carat C3 5	5	40,3	39,3	40,8	0,5
Carat A2 1	5	39,4	39,2	40,0	0,3
Carat A2 2	5	40,1	39,7	40,9	0,4
Carat A2 3	5	39,6	39,3	39,9	0,2
Carat A2 4	5	39,5	39,4	39,7	0,1
Carat A2 5	5	40,4	39,7	41,2	0,6
Shine C3 1	5	78,3	78,1	78,5	0,1
Shine C3 2	5	76,2	75,7	77,3	0,6
Shine C3 3	5	77,8	77,0	79,1	0,9
Shine C3 4	5	78,3	77,4	78,7	0,5

Shine C3 5	5	77,6	77,1	78,0	0,3
Shine A2 1	5	78,8	78,4	79,3	0,3
Shine A2 2	5	76,8	76,3	77,6	0,4
Shine A2 3	5	78,2	77,9	78,4	0,2
Shine A2 4	5	78,3	78,0	78,4	0,1
Shine A2 5	5	77,5	77,3	77,8	0,2
Estelite C3 1	5	77,5	77,1	78,0	0,3
Estelite C3 2	5	76,8	76,5	77,5	0,4
Estelite C3 3	5	77,7	77,3	78,2	0,3
Estelite C3 4	5	78,2	77,0	78,8	0,6
Estelite C3 5	5	78,0	77,1	78,5	0,5
Estelite A2 1	5	80,6	80,3	81,3	0,3
Estelite A2 2	5	80,0	79,1	80,6	0,5
Estelite A2 3	5	80,5	79,8	81,0	0,4
Estelite A2 4	5	78,4	77,8	78,7	0,3
Estelite A2 5	5	78,8	78,6	79,0	0,1
SDI ROK A2 1	5	37,2	36,9	37,7	0,3
SDI ROK A2 2	5	36,5	35,7	37,0	0,4
SDI ROK A2 3	5	37,9	36,9	38,7	0,6
SDI ROK A2 4	5	36,4	35,8	37,2	0,4
SDI ROK A2 5	5	36,5	36,2	37,5	0,5
85° Venus C3 1	5	63,2	62,7	64,2	0,6
Venus C3 2	5	82,5	75,0	85,7	4,0
Venus C3 3	5	86,4	81,4	89,2	2,8
Venus C3 4	5	82,2	76,7	85,6	3,3
Venus C3 5	5	72,0	69,4	73,9	1,5
Venus A2 1	5	83,6	80,6	85,0	1,6
Venus A2 2	5	86,6	75,2	90,1	5,7
Venus A2 3	5	87,0	81,0	89,2	3,2
Venus A2 4	5	86,1	82,1	89,9	2,7
Venus A2 5	5	83,6	77,8	87,3	3,2
Arabesk C2 1	5	80,2	74,7	83,7	3,7
Arabesk C2 2	5	74,3	65,5	80,7	5,6
Arabesk C2 3	5	75,4	68,7	80,9	4,7
Arabesk C2 4	5	77,7	70,5	83,1	4,5
Arabesk C2 5	5	76,2	67,1	83,3	7,1
Arabesk A2 1	5	69,3	67,8	69,7	0,7
Arabesk A2 2	5	76,8	72,1	80,8	3,9
Arabesk A2 3	5	76,6	73,4	80,3	2,5
Arabesk A2 4	5	78,6	71,7	80,6	3,5
Arabesk A2 5	5	73,6	67,2	78,0	3,8
experim. K. 1	5	80,6	74,1	84,1	3,8
experim. K. 2	5	83,0	82,1	83,6	0,5
experim. K. 3	5	80,0	72,7	85,3	4,4
experim. K. 4	5	80,5	78,0	82,0	1,3
experim. K. 5	5	74,7	62,5	82,7	7,1
Jen Alert A2 1	5	67,8	67,2	68,3	0,4
Jen Alert A2 2	5	66,4	65,9	66,7	0,4
Jen Alert A2 3	5	64,7	63,1	67,2	1,8

Jen Alert A2 4	5	63,4	62,4	63,9	0,5
Jen Alert A2 5	5	65,6	65,0	66,3	0,5
Ecusit C3 1	5	79,6	71,2	83,2	4,3
Ecusit C3 2	5	76,8	73,5	80,8	2,9
Ecusit C3 3	5	83,0	75,7	86,5	3,8
Ecusit C3 4	5	81,6	72,1	85,5	5,1
Ecusit C3 5	5	79,4	76,1	81,2	2,2
Ecusit A2 1	5	79,4	76,4	82,5	2,0
Ecusit A2 2	5	79,5	72,7	82,8	3,6
Ecusit A2 3	5	82,4	79,8	84,1	1,7
Ecusit A2 4	5	80,6	74,7	82,7	3,0
Ecusit A2 5	5	73,5	69,6	74,5	1,9
Carat C3 1	5	81,9	76,2	87,5	4,3
Carat C3 2	5	80,7	77,4	82,6	2,1
Carat C3 3	5	75,9	72,1	78,6	2,3
Carat C3 4	5	77,3	69,1	83,7	4,8
Carat C3 5	5	71,8	70,6	72,4	0,7
Carat A2 1	5	77,7	73,0	78,9	2,3
Carat A2 2	5	80,7	79,4	83,5	1,5
Carat A2 3	5	77,5	73,7	80,3	2,2
Carat A2 4	5	77,5	72,0	80,3	2,9
Carat A2 5	5	65,4	61,8	74,6	4,8
Shine C3 1	5	82,7	73,4	90,7	6,1
Shine C3 2	5	87,5	79,2	93,9	5,4
Shine C3 3	5	87,1	79,0	91,0	4,3
Shine C3 4	5	72,7	0,0	91,7	36,3
Shine C3 5	5	88,3	84,1	90,9	2,5
Shine A2 1	5	88,9	80,9	92,6	4,4
Shine A2 2	5	91,5	88,3	93,7	1,9
Shine A2 3	5	90,8	86,2	92,4	2,3
Shine A2 4	5	86,7	78,1	93,0	5,4
Shine A2 5	5	83,5	80,4	85,4	2,3
Estelite C3 1	5	83,9	78,7	90,4	4,5
Estelite C3 2	5	90,8	80,8	93,7	5,0
Estelite C3 3	5	81,9	77,8	88,1	4,1
Estelite C3 4	5	79,7	76,5	86,9	3,8
Estelite C3 5	5	84,9	76,0	88,8	4,7
Estelite A2 1	5	88,6	80,4	95,5	5,0
Estelite A2 2	5	90,4	84,2	92,9	3,2
Estelite A2 3	5	87,4	79,0	90,6	4,5
Estelite A2 4	5	92,0	87,7	95,9	3,2
Estelite A2 5	5	89,5	88,0	92,1	1,7
SDI ROK A2 1	5	83,7	82,8	85,0	0,8
SDI ROK A2 2	5	83,3	82,7	83,7	0,4
SDI ROK A2 3	5	84,1	83,6	85,1	0,6
SDI ROK A2 4	5	83,6	82,4	84,7	0,9
SDI ROK A2 5	5	84,7	84,3	85,3	0,4