

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
(Direktor: Prof. Dr. Reinhard Hickel)

Einfluß verschiedener Parameter auf die Polymerisation von  
Befestigungskompositen

Dissertation  
zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnheilkunde  
an der Medizinischen Fakultät der  
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von  
Mia Peters  
2004

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. I. Rudzki – Janson

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 27.01.2004

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	1
<b>2. Literaturübersicht</b> .....	2
2.1. Klassifikation der Komposite .....	2
2.1.1. Initiatorsystem .....	2
2.1.1.1. chemisch-härtend .....	3
2.1.1.2. lichthärtend .....	3
2.1.1.3. dualhärtend .....	4
2.1.2. Füllkörpergrösse .....	4
2.1.2.1. Makrofüller .....	4
2.1.2.2. Mikrofüller und mikrogefüllte Komposite .....	4
2.1.2.3. Hybridkomposite .....	5
2.1.2.4. Komplexe Füllkörpersysteme .....	6
2.1.3. Füllkörpermenge .....	7
2.1.3.1. niedrige Viskosität .....	7
2.1.3.2. hohe Viskosität .....	7
2.1.4. Matrix .....	8
2.1.4.1. reine Methacrylate .....	8
2.1.4.2. säuremodifizierte Methacrylate .....	9
2.1.4.3. Epoxidbasis .....	9
2.1.5. Hauptprobleme plastisch verarbeiteter Komposite .....	9
2.1.5.1. Schrumpfung .....	9
2.1.5.2. Verschleiß .....	10
2.1.6. Zahnfarbene Alternativen zu plastisch verarbeiteten Kompositen im kaubelasteten Bereich .....	11
2.1.6.1. Kompositinlay .....	11
2.1.6.2. Keramikinlay .....	12
2.2. Entwicklung, Einteilung und Eigenschaften der Inlaykeramiken .....	13
2.2.1. Entwicklung .....	13
2.2.2. Einteilung und Eigenschaften .....	13
2.2.2.1. Silikatkeramik .....	14
2.2.2.2. Oxidkeramik .....	14

2.2.3. Herstellungsverfahren.....	15
2.2.3.1. Additiv formgebende Herstellungsverfahren.....	15
2.2.3.1.1. Sintertechnologie.....	15
2.2.3.1.2. Gießen und Pressen.....	15
2.2.3.2. Subtraktiv formgebende Herstellungsverfahren .....	16
2.2.3.2.1. CAD/CAM-Fertigung .....	16
2.2.3.2.1.1. Cerec .....	16
2.2.3.2.1.2. Decim AB .....	18
2.2.4. Adhäsive Befestigung.....	18
2.2.4.1. DBA.....	18
2.2.4.2. Befestigungskomposite .....	19
2.3. Entwicklung, Einteilung und Eigenschaften der Lampen.....	21
2.3.1. Entwicklung.....	21
2.3.2. Prinzipien der Photopolymerisation .....	21
2.3.3. Lampengliederung .....	22
2.3.3.1. QTH.....	22
2.3.3.2. High intensity curing lights.....	23
2.3.3.2.1. QTH.....	23
2.3.3.2.2. Plasma .....	24
2.3.3.2.3. LED .....	24
2.3.3.2.4. Laser .....	25
2.4. Ziel der Untersuchung.....	27
<b>3. Material und Methode.....</b>	<b>28</b>
3.1. Untersuchte Variablen.....	28
3.1.1. Komposite.....	28
3.1.2. Inlaywerkstoffe.....	29
3.1.3. Lampen .....	30
3.2. Probenherstellung.....	32
3.3. Härteprüfung nach Vickers .....	35
3.4. Versuchsaufbau .....	36
<b>4. Ergebnisse .....</b>	<b>38</b>
4.1. Tetric cavifill classic mit 3, 9 und 40 Sekunden Belichtung .....	38
4.2. Rely X ARC mit 3, 9 und 40 Sekunden Belichtung .....	40

4.3. Variolink high mit 3, 9 und 40 Sekunden Belichtung.....	42
4.4. Unterschiede der Keramik in Abhängigkeit der Schichtstärke.....	44
4.5. Unterschiede der absoluten Härte der Komposite, sowie deren Lichtempfindlichkeit.....	45
4.6. Abhängigkeit der Vickershärte von Keramikschichtstärke und Belichtungszeit.....	46
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>49</b>
5.1. Diskussion der Bedeutung von Füllergehalt, Katalysator sowie Aushärtemechanismus des Komposites.....	49
5.2. Diskussion der Bedeutung der Keramikart, Schichtstärke und Farbe ..	51
5.3. Diskussion der Bedeutung von Belichtungsdauer, Wellenlänge und Lichtintensität.....	52
5.4. Abhängigkeit der Parameter.....	54
5.5. Methodenkritik .....	55
5.5.1. Vickershärte als Maß der Polymerisation.....	55
5.5.2. Probenherstellung .....	57
5.5.3. Lichtintensität .....	57
5.5.4. Das Vickershärtemeßgerät.....	58
5.5.5. Der Versuchsaufbau .....	58
<b>6. Zusammenfassung.....</b>	<b>59</b>
<b>7. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>61</b>
<b>8. Danksagung .....</b>	<b>69</b>
<b>9. Lebenslauf .....</b>	<b>70</b>

## 1. Einleitung

Keramikinlays im Seitenzahnbereich werden von einer zunehmend wachsenden Zahl von Patienten gewünscht, da sie ästhetisch optimale Ergebnisse erreichen (Richter 1987). Keramikinlays werden mit Hilfe eines Kompositklebers eingesetzt. Als Schwachstelle der Versorgung gilt die resultierende Kompositfuge (Rose 1990). Komposite weisen bei der Aushärtung eine Polymerisationsschrumpfung auf, welche zur Entstehung von Spannungen innerhalb des Komposites führt. Durch eine unzureichende Polymerisation verbleiben ungebundene Restmonomere in der Kunststoffmatrix, wodurch die mechanischen Eigenschaften sowie die Verschleißbeständigkeit negativ beeinflusst werden. Es kommt zur Randspaltbildung und eventuell zu Sekundärkaries (Thonemann et al. 1994). Diese Ereignisse verkürzen die Lebensdauer der Restauration erheblich. Zusätzlich ist die Eluation einzelner Bestandteile der Kunststoffmatrix nicht unproblematisch, da die Gefahr der Pulpaschädigung besteht, sowie die Frage der Biokompatibilität in Bezug auf Allergie und Kanzerogenität nicht abschließend geklärt ist (Stanley 1992). Der Polymerisationsgrad entspricht der Anzahl der gebildeten Doppelbindungen. Da die direkte Meßmethode sehr aufwendig ist, verwendet man die Vickershärte als indirektes Maß der Polymerisation.

Ziel der Untersuchung war herauszufinden welche Faktoren einen entscheidenden Einfluss auf die Vickershärte haben. Verglichen werden verschiedene Komposite, wobei das Hauptunterscheidungskriterium das verwendete Initiatorsystem darstellt. Möglich ist auch ein Einfluss der Keramik auf die Aushärtung, woraus sich die Untergruppen Keramikart, Farbe und Schichtstärke ergeben. Nicht außer Acht gelassen werden darf die Dauer und Intensität der Belichtung.

Die Fragestellung bedingt, dass jedes Material mit jedem kombiniert werden muß. Daher war es nötig sich auf eine exemplarische Auswahl von Materialien zu beschränken. Die Versuchsreihe wurde bei 80 % der absoluten Vickershärte

beendet, da dieser Wert im allgemeinen als Grenzwert für eine ausreichende Polymerisation akzeptiert wird.

## **2. Literaturübersicht**

### **2.1. Klassifikation der Komposite**

#### 2.1.1. Initiatorsystem

Die Polymerisation von Kompositen verläuft in drei Stufen:

##### 1. Startreaktion (initiation):

Um die Polymerisation zu starten ist ein freies Radikal notwendig. Hierzu sind den Kompositen sogenannte Initiatoren beigegeben, die durch Zerfall die notwendigen Radikale bereitstellen. Unabhängig von der Art der Bildung des freien Radikals, bindet sich dieses an ein Monomermolekül, indem es die Doppelbindung öffnet und das freiwerdende Elektron an das Ende der sich bildenden Kette transferiert.

##### 2. Wachstumsreaktion (propagation)

Dieses Monomermolekül ist nun aktiviert und kann sich mit einem weiteren Monomermolekül unter Freisetzung eines Elektrons, das wiederum an das Ende transferiert wird, verbinden. Binnen weniger Sekunden addieren sich tausende von Molekülen und es kommt zur Bildung eines Makroradikals. Es wird zwischen unvernetzten oder linearen Polymeren (keine Verknüpfung zwischen den einzelnen Polymerketten, aus monofunktionellen Monomeren) und vernetzten Polymeren (Verbindung zwischen den einzelnen Ketten, aus multifunktionellen Monomeren) unterschieden. Bei Dentalkompositen handelt es sich meist um difunktionelle Monomere mit hohem Vernetzungsgrad. Diese Wachstumsreaktion setzt sich solange fort, bis alle freien Radikale gebunden sind und es zum Abbruch der Polymerisation kommt.

### 3. Abbruchreaktion (termination)

Der Abbruch der Reaktion kann durch das Aufeinandertreffen von zwei Radikalenden (Kombination oder Disproportionierung) oder durch die Begegnung eines Initiatorradikals mit einem Kettenende zustande kommen.

#### 2.1.1.1. Chemisch-härtende Komposite

Im Jahre 1942 fand Kulzer heraus, dass ausreichend freie Radikale bereits bei Raumtemperatur gebildet werden können, wenn chemische Beschleuniger wie tertiäre Amine mit den Peroxiden reagieren. Es kommt dabei zu einer Redox-Reaktion zwischen dem Amin und dem Peroxid (z.B. Benzoylperoxid = BPO), bei der die für die Polymerisation notwendigen freie Radikale entstehen. Bei den Kaltpolymerisaten handelt es sich deshalb immer um Zwei-Komponenten-Systeme, d.h. die Aminkomponente (Base) muß mit dem BPO (Katalysator) vermischt werden. Dabei können die Materialien als Paste-Paste oder als Pulver-Flüssigkeit System vorliegen.

#### 2.1.1.2. Lichthärtende Komposite

1970 kam die Idee der Photopolymerisation auf, 1977 kamen lichthärtende Komposite auf den Markt, als Starter dienen Diketone (z.B. Kampferchinon) und Benzoinalkylether (Viohl et al. 1986). Das Diketon wird durch die Energie der Lichtquanten angeregt und geht mit einem Reduktionsagens (aliphatisches Amin) eine Reaktion ein. Es entsteht ein angeregter Komplex, der in Radikale zerfällt und die Reaktion startet (Hellwig et al. 1999). Vorteile der Lichthärtung, gegenüber der chemischen Härtung, sind der höhere Polymerisationsgrad, die präzise Bestimmung des Polymerisationsbeginns und die schnellere vollständige Polymerisation im Bereich von Federrändern wo die endgültige chemische Aushärtung Stunden bis Tage dauern kann. Vor allem die homogene Struktur mit der reduzierten Anzahl von Lufteinschlüssen verbessert die Oberflächenbeschaffenheit und die mechanischen Eigenschaften. Von Nachteil sind die

beschränkte Polymerisationstiefe und die Gefahr der vorzeitigen Polymerisation unter der Tageslichtlampe (Nolden 1986).

#### 2.1.1.3. Dualhärtende Komposite

Anfang der 80er Jahre wurden dualhärtende Komposite entwickelt. Sie vereinigen sowohl Photoinitiatoren sowie chemische Initiatorsysteme. Die Vorteile werden in einer vollständigen Polymerisation, welche durch die chemische Komponente bewerkstelligt wird, gesehen. Außerdem verfügt man über eine verlängerte Verarbeitungszeit und die Polymerisation wird auch nach Entfernen der Lichtquelle fortgesetzt (Sargison 1995). Andererseits wurde von Hasewaga et al. (1991) beschrieben, dass viele dualhärtenden Produkte bei zu kurzer Lichtbestrahlung ihre maximale Aushärtung nicht erreichen, weil bei ungenügender Lichtzufuhr auch die Initiation der chemisch induzierten Polymerisation unzureichend ist. Eine mögliche Erklärung für dieses Phänomen ist, dass sich die Moleküle ab dem Gelzeitpunkt kaum noch bewegen und so eine vollständige Aushärtung nicht erreicht wird.

### 2.1.2. Füllkörpergrösse

#### 2.1.2.1. Makrofüller

Herkömmliche Makrofüllkörper werden durch Zermahlen von Quarz, Glas, Borosilikat oder Keramik hergestellt und sind deshalb rein anorganisch und von splitterförmiger Gestalt. Ihre Kornfeinheit liegt zwischen 0,1-100  $\mu\text{m}$  und die mittlere Teilchengröße bei 20-30  $\mu\text{m}$ . Bei heutigen makrogefüllten Kompositen geht die Tendenz jedoch zu einer Korngröße von  $< 1 \mu\text{m}$  um besser polierbare Oberflächen zu erhalten (Craig 1980).

#### 2.1.2.2. Mikrofüller und mikrogefüllte Komposite

Bei Mikrofüllern handelt es sich um pyrogenes Siliciumdioxid (99 % amorphes  $\text{SiO}_2$ ). Sie unterscheiden sich von den anderen Füllkörpern, da sie durch einen

Brennvorgang, dem Flammenhydrolyseverfahren (Hydrolyse von Siliciumtetrachlorid in einer Knallgasflamme) hergestellt werden.

1974 wurden mikrogefüllte Komposite eingeführt (Rümann et al. 1980), die im Gegensatz zu den makrogefüllten polierbar sind und für abrasionsresistenter gehalten werden (Kollmannsperger et al. 1977). Im Pyrolyseverfahren werden feinst disperse, röntgenunsichtbare  $\text{SiO}_2$ -Partikel erzeugt. Die Größe der Füllkörper betrug anfangs etwa  $0,04 \mu\text{m}$ , inzwischen bevorzugt man etwas grössere Primärteilchen oder Agglomerate (Nolden 1986) bis zur mittleren Größe von  $0,15 \mu\text{m}$  (Lutz et al. 1983). Das verwendete pyrogene  $\text{SiO}_2$  bewirkt einen ausgeprägten Verdickungseffekt, so dass der größtmögliche anorganische Füllstoffgehalt beschränkt ist und meist unter 50 Massenprozent liegt (Manneberg et al. 1983). Dadurch haben Formstabilität, Elastizitätsmodul, Zugfestigkeit und Härte der mikrogefüllten Komposite gegenüber den Vergleichswerten der makrogefüllten abgenommen, während ihre Polymerisationsschrumpfung und Wasseraufnahme sowie ihr Wärmeausdehnungskoeffizient erhöht sind (Wegmann et al. 1983 und Vougiouklakis et al. 1980).

#### 2.1.2.3. Hybridkomposite

Hybridkomposite enthalten Makrofüller ( $>5 \mu\text{m}$ ), Midifüller ( $1-5 \mu\text{m}$ ) oder Minifüller ( $0,5-1 \mu\text{m}$ ) vom Typ der konventionellen Komposite und haben zusätzliche eine mit Mikrofüllern angereicherte organische Matrix.

Die Mikrofüller der Hybridkomposite sind feinstdisperse und röntgenunsichtbare  $\text{SiO}_2$ -Perlen einer Größe von  $0,04 \mu\text{m}$  (Craig 1981). Daraus resultiert ein hoher Füllstoffgehalt von 70-80 Vol. % und eine geringe Abnutzung der Matrix.

Zwar weisen Hybridkomposite bessere Oberflächeneigenschaften hinsichtlich Ausarbeitung und Polierbarkeit auf, dennoch treten die Nachteile der konventionellen Komposite, wie aus der Matrix herausragende oder in toto aus der Matrix herausgerissene Füller auch hier auf und führen dadurch zu einer ungünstigen Oberflächenbeschaffenheit. Dieses Problem versuchte man durch die

Verwendung von kleineren Füllkörpern mit einer durchschnittlichen Größe von 0,5-1  $\mu\text{m}$  bei den neueren Feinstpartikel-Hybridkompositen zu lösen (Kunzelmann 2001).

Hybridkomposite können nach ihrem Füllkörpersystem eingeteilt werden, siehe Tabelle:

<b>Füllkörpersystem</b>	<b>Beispiele</b>
Quarz + $\text{SiO}_2$	Pertac II/Espe
Kompakte Gläser + $\text{SiO}_2$	TPH Spektrum/Dentsply, Charisma/Kulzer etc.
Kompakte Gläser + $\text{SiO}_2$ + sphärische, gesinterte Mischoxide	Tetric Ceram/Vivadent
Poröse Gläser + kompakte Gläser + $\text{SiO}_2$	Solitaire/Kulzer
Fasern + kompakte Gläser + $\text{SiO}_2$	Alert/Jeneric Pentron
Ionenfreisetzende Füllkörper + kompakte Gläser + $\text{SiO}_2$	Ariston/Vivadent

Tabelle 1: Füllkörpersysteme der Hybridkomposite

#### 2.1.2.4. Komplexe Füllkörpersysteme

Um dennoch ein mikrogefülltes Komposit mit hohem anorganischem Fülleranteil zu erzielen, wurden als Alternativen die Mikrofüllerkomplexe entwickelt. Es lassen sich drei verschiedene Arten unterscheiden:

- a) splitterförmige, vorpolymerisierte mikrogefüllte Komplexe (Splintered prepolymerised microfilled complexes, kurz SPP).

Herstellung durch Heißpolymerisation von hochdisperssem  $\text{SiO}_2$  und organischer Matrix. Das Produkt wird anschließend zu Füllkörperteilchen mit einer Größe von 1-200  $\mu\text{m}$  zermahlen.

- b) kugelförmige, vorpolymerisierte mikrogefüllte Komplexe (spherical polymer-based microfilled complexes, kurz SphPB).

Herstellung durch Inkorporation von pyrogenem  $\text{SiO}_2$  in unvollständig polymerisierte 10-50  $\mu\text{m}$  Kugeln aus Diacrylat/Polymethylacrylat.

c) Mikrofülleragglomerate (agglomerated microfiller complexes, kurz AMC).

Herstellung durch Sinterung und Hitzebehandlung von pyrogenem  $\text{SiO}_2$  zu 0,5-50  $\mu\text{m}$  großen, rein organischen Partikeln.

### 2.1.3. Füllkörpermenge

In der von Willems et al. (1992) vorgeschlagenen Einteilung der Komposite wird auch der Füllgrad berücksichtigt. Diese Einteilung gewinnt an Bedeutung seit es Komposite gibt, die fließfähig oder stopfbar sind. Durch geringe Variationen der Füllkörpermenge oder -größe kann die Viskosität eines Komposites stark beeinflusst werden.

#### 2.1.3.1. Niedrige Viskosität

Die niedrigviskösen, fließfähigen Komposite wurden ursprünglich für den Zahnhalsbereich konzipiert. Sie weisen ein geringeres Elastizitätsmodul auf. Dies ist bei Klasse-V-Kavitäten dann vorteilhaft, wenn sich Zähne durch okklusale Belastungen deformieren. Durch elastische Kompensation dieser Bewegungen innerhalb des Materials soll die Bildung von Randspalten oder Absplitterungen des Materials im Randbereich reduziert sein. Des weiteren eignen sich niedrigvisköse Komposite auch für minimal-invasive Kavitäten, da sie eine sehr gute Benetzung des Dentins ermöglichen. Erweiterte Fissurenversiegelungen gehören auch in den Indikationsbereich der fließfähigen Komposite.

#### 2.1.3.3. Hohe Viskosität

Die Entwicklung der hochgefüllten und somit hochviskösen Komposite sollte zum einen eine bessere Verschleißresistenz garantieren und zum anderen die Gestaltung des Approximalkontaktes erleichtern helfen. Der Anspruch einer höheren Verschleißresistenz konnte nicht bestätigt werden (Manhart et al. 2000) und die

Gestaltung des Approximalkontaktes ist primär eine Verarbeitungsfrage. Durch den höheren Füllgrad ergibt sich eine etwas reduzierte Polymerisations-schrumpfung, so dass bei gleicher Nettoschrumpfung größere Inkremente verwendet werden könnten. Aufgrund der Kontraktionsspannung sind jedoch weiterhin kleinere Inkremente empfehlenswert.

#### 2.1.4. Matrix

Die Entwicklung neuer Matrixmonomere (Ferracane 1999) erfordert, bei zukünftigen Einteilungen die Monomermatrix als Gliederungsgrundlage zu berücksichtigen. Die Einteilung orientiert sich an den funktionellen Gruppen, die im wesentlichen an der Polymerisation beteiligt sind.

##### 2.1.4.1. Reine Methacrylate

Reine Methacrylate enthalten Bis-GMA, ein aromatisches Diacrylat, UDMA und TEGDMA (Triethylenglycodimethacrylat) und bilden die klassische Dentalmatrix. Die Polarität der Matrix variiert je nach Zusammensetzung. Die Komposite weisen eine hohe Härte auf. Bekannte Vertreter dieser Gruppe sind Tetric Ceram® (Vivadent) und Filtek Z250 (3M ESPE).

Die Einteilung der klassischen Orcomere in die Gruppe der reinen Methacrylate ist mit der Polymerisation der C-C-Doppelbindungen zu begründen. Die eigenständige Kategorie der klassischen Orcomere innerhalb der reinen Methacrylate ist darauf zurückzuführen, dass die Orcomermoleküle eine anorganische Kerngruppe, im nicht reaktiven Teil, mit einer Si-O-Si-Kette aufweisen. Sie werden daher auch als anorganisch-organische-Copolymere bezeichnet und auch die Namensgebung „Orcomer“ (organically modifies ceramics) ist auf diese Zusammensetzung zurückzuführen. Die Matrix ist hydrophob und weist eine geringe Monomerauslösung auf. Ein Vertreter dieser Gruppe ist Definite (Degussa).

#### 2.1.4.2. Säuremodifizierte Methacrylate

Die säuremodifizierten Methacrylate härten zwar überwiegend durch die Polymerisation der C-C-Doppelbindungen aus, die Carboxylatgruppe ermöglicht jedoch auch Ionenbindungen zwischen den Carboxylatgruppen und den säurelöslichen Füllkörpern der Kompomere. Die Carboxylatgruppe dürfte außerdem dafür verantwortlich sein, dass die Fluoridfreisetzung der Kompomere deutlich höher als die der reinen Methacrylatcomposite ist. Kompomere unterscheiden sich durch eine hydrophile, organische Matrix durch polare Gruppen wie COOH von der reinen Methacrylatmatrix. Außerdem weisen sie eine geringere Festigkeit auf. Vertreter dieser Gruppe sind Dyract AP (Dentsply) und Compoglass F (Vivadent).

In die Gruppe der säuremodifizierten Methacrylate gehören auch die Orcomere bei denen die Matrix durch Carboxylgruppen im organischen Anteil modifiziert wurden. Diese Materialgruppe weist eine geringe Monomerauslösung auf und ist im Handel unter dem Namen Admira® (Voco) erhältlich.

#### 2.1.4.3. Epoxidbasis

Obwohl der systematische Aufbau (Matrix plus silanisierte Füllkörper) im Grunde dem der Komposite entspricht, handelt es sich bei den Siloranen (Siloxan mit Oxiran-Funktion) mit den ringöffnenden Epoxiden um einen völlig neuen chemischen Ansatz in der Matrix-Chemie. Diese Materialien sollen schrumpfarm und hydrophob sein sowie über eine hohe Festigkeit verfügen. Derzeit sind diese Systeme noch nicht kommerziell verfügbar, es wird jedoch erwartet, dass sie nicht mit Primer und Adhäsiv kombinierbar sind.

### 2.1.5. Hauptprobleme plastisch verarbeiteter Komposite

#### 2.1.5.1. Schrumpfung

Während der Polymerisation der Monomere reduziert sich das Volumen, da der Abstand der Monomermoleküle ca. 4 Å beträgt, während der Abstand zwischen

den Kohlenstoffatomen nach der Polymerisation mit nur noch etwa 1,9 Å angegeben wird (Roulet et al. 1987). Je nach Material schwankt die Volumenschrumpfung ungefüllter Monomere zwischen 4–9 Vol. % (Davidson et al. 1996). Durch die Volumensubstitution von Monomer durch Füllkörper kann die Volumenschrumpfung weiter auf Werte zwischen 1–5 Vol. % reduziert werden. Die entstehende Kontraktionsspannung kann durch die nachfolgende Quellung des Komposites, durch Wasseraufnahme, kompensiert werden. Dazu muss die Hydrophilie sorgfältig eingestellt werden, da das Polymernetzwerk durch die Wassermoleküle auch an empfindlicher Stelle gespalten werden kann (Söderholm 1984). Je mehr polare Gruppen in einer Polymermatrix vorhanden sind, umso leichter kann die Wasseraufnahme erfolgen. Da die Zahnhartsubstanz hydrophil ist, ist eine gewisse Hydrophilie des Polymers für eine gute Adaptation und Benetzbarkeit wünschenswert. Durch die wasserbedingte Expansion des Polymers kommt es zur Vergrößerung der Intermolekularabstände, die eine Reorganisation der Polymerketten und somit den Abbau polymerisationsbedingter innerer Spannung erleichtern (Kunzelmann et al. 1990).

#### 2.1.5.2. Verschleiß

Die Verbindung von Füllstoff zur Matrix gilt als Schwachstelle der Komposite (Lutz et al. 1983). So wurden nach drei Jahren an okklusalen Kontaktzonen durchschnittlich 200 µm Werkstoffverlust gemessen (Roulet et al. 1980). Kunzelmann (1998) fand, nach zwei Jahren sogar einen Höhenverlust von 500 µm an Kompositinlays im Molarenbereich. Dabei können große Härte und hohe Zugfestigkeit durchaus mit einer geringen Verschleißfestigkeit einhergehen (Harrison et al. 1976). Der Verschleiß beginnt mit der Schädigung der Matrix. Je größer die einzelnen Füllkörper eines mehrphasigen Materials sind, desto weniger dicht gepackt liegen sie in der Matrix vor (Scheufele 2000). Eine, nicht durch Füllkörper geschützte Matrix, kann durch Verschleißpartikel beschleunigt abgetragen werden. Freigelegte Füllkörper werden herausgelöst oder zertrümmert

und wirken zusätzlich abrasiv (O'Brien et al. 1979 und Finger et al. 1977). Der Nachweis einer Temperaturabhängigkeit der Substanzverluste ließ auf eine Schwächung der Bindung zwischen Füllkörper und Matrix durch deren unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten schließen (Alexandridis et al. 1984). Zusätzlich führt der unterschiedliche thermische Ausdehnungskoeffizient von Schmelz  $17 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ , Dentin  $11 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  und modernen Kompositen  $20\text{--}35 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$  (Versluis et al. 1996) bei häufigen Temperaturwechsel zu Spannungen im Verbundbereich zwischen Füllung und Zahn. Hieraus können Spalten resultieren. Auch chemische Auflösungsvorgänge scheinen zum Substanzverlust beizutragen (Roulet et al. 1978).

#### 2.1.6. Zahnfarbene Alternativen zu plastischen verarbeiteten Kompositen im kaubelasteten Bereich

##### 2.1.6.1. Kompositinlays

Als Alternative zu konventionellen, plastischen Kompositfüllungen in Seitenzahnbereich bieten sich Kompositinlays an (Reinhardt und Smolka 1988). Durch eine Nachvergütung im Lichtofen können die physikalischen Eigenschaften des Komposites verbessert, d.h. eine größere Formstabilität und höhere Verschleißfestigkeit erreicht werden (Mörmann et al. 1986).

Kompositinlays können direkt (chairside, am Patienten) oder indirekt (labside, im Labor) hergestellt werden.

Bei der direkten Herstellung erfolgt die Kompositmodellation und anschließende Polymerisation im Mund. Danach wird das Kompositinlay aus der Kavität entfernt und extraoral im Lichtofen nachvergütet.

Kennzeichnend für die indirekte Herstellungsmethode sind Abdrucknahme und anschließende Modellherstellung (James 1988).

Der große Vorteil der Kompositinlays gegenüber plastischen Kompositfüllungen liegt darin, dass die Polymerisationsschrumpfung nur auf die schmale Klebefuge beschränkt ist (Noack 1992). Insbesondere durch die Nachvergütung verbessern

sich die mechanischen Eigenschaften, wie z.B. die Abrasionsfestigkeit (Hellwig et al. 1999). Kompositinlays sollten ausschließlich für Einzelzahnrestaurationen verwendet werden, wenn die Okklusion ausreichend auf gesunder Zahnhartsubstanz abgestützt ist. Für den Ersatz von tragenden Höckern sind Komposit-Einlagerrestaurationen nicht geeignet (Hellwig et al 1999). Die Suche nach widerstandsfähigeren, zahnfarbenen Materialien mündete in die breitflächige Anwendung von Keramikinlays, da Keramik form- und farbstabil ist.

#### 2.1.6.2. Keramikinlays

Die gebräuchlichen Keramiken und Glaskeramiken sind in ihrer Härte, dem Elastizitätsmodul und thermischen Expansionskoeffizienten dem Zahnschmelz ähnlicher als Komposite (Hellwig et al. 1999). Durch die Möglichkeit des adhäsiven Einsetzens, sowie aufgrund zahlreicher Weiter- und Neuentwicklungen erlebte Keramik als Einlageverfahren Mitte der 80er Jahre eine Renaissance (Kelly et al. 1996). Da die transparenten Keramikmassen den Eigenschaften des Zahnschmelzes sehr nahe kommen, können die ästhetischen Ansprüche der Patienten wesentlich besser erfüllt werden (Jäger et al. 1990). Aufgrund der chemischen Stabilität, der geringen Neigung zur Plaqueanlagerung und der hohen Biokompatibilität wurde das Material außerdem als eine interessante, hochwertige Amalgamalternative diskutiert (Bessing et al. 1990). Der optimierte Verbund zwischen Keramik und Einsetzmedium (Befstigungskomposit im Vergleich zum historischen Phosphatzement) verspricht einen dauerhaften Erfolg aufgrund einer verringerten Frakturgefahr. Die Materialien für die adhäsive, keramische Einlagetechnik entwickelten sich aus den in der Prothetik bekannten Verfahren (u. a. Verblendkeramik).

## **2.2. Entwicklung, Einteilung und Eigenschaften von Inlaykeramiken**

### 2.2.1. Entwicklung

Viele seit Mitte des 19ten Jahrhunderts entwickelten Herstellungsverfahren für Keramikinlays konnten sich nicht durchsetzen, sie gelten jedoch als Wegbereiter der heutigen Methoden. Nach Schmitz (1981) wurde schon 1837 von Murphy, 1885 von Rollin und 1889 von Herbst Glas als Einlagefüllung verwendet. Roulet und Herder (1989) erwähnen einige kommerziell genutzte Keramiksysteme aus den dreißiger Jahren wie z. B. das Gussverfahren Eldentog, die Entwicklung der Glaskeramik durch Stookey 1957 und die Einführung der Glaskeramik durch McGulloch 1968. Eine wesentliche Weiterentwicklung war 1965 die Verwendung von Aluminiumoxidkeramiken durch McLean. Vollkeramische Inlays werden seit Mitte der achtziger Jahre angeboten (Jäger et al. 1990), und gelten bereits als wissenschaftlich anerkannt (Schmalz et al. 2001). Durch die Einführung und Entwicklung von auf feuerfesten Stümpfen sinterbaren, gießbaren und preßbaren Keramiken liegt heutzutage ein breites Spektrum von vollkeramischen Systemen vor (Fairhust 1992, Strub 1992, Brodbeck und Schärer 1992).

### 2.2.2. Einteilung und ausgewählte Eigenschaften :

Keramische Werkstoffe sind anorganisch, nichtmetallisch, in Wasser schwer löslich und mindestens zu 30 % kristallin (Hennicke 1967). Eingeteilt werden die Keramiken nach Zusammensetzung und Atomanordnung in silikatische, oxidische und nichtoxidische Keramiken (Hickel und Kunzelmann 1997). Dentalkeramische Massen stehen hinsichtlich Struktur und Eigenschaften zwischen Glas und Porzellan (Hohmann 1993). Bei den bisher verwendeten Dentalkeramiken handelt es sich ausschließlich um dichte silikatische, feinkeramische Werkstoffe. Die neu entwickelten Hochleistungskeramiken sind oxidisch verstärkte silikatische Keramiken (Hahn und Löst 1992). Diese kombinieren die Charakteristika der Silikatkeramik mit ausgewählten Eigenschaften der Oxidkeramik.

### 2.2.2.1. Silikatkeramik :

Die silikatische Dentalkeramik gehört zum Dreistoffsystem Ton – Feldspat – Quarz. Dieses Dreistoffsystem ist das bedeutungsvollste System der klassischen Keramik.  $\text{SiO}_2$  ist die vorherrschende chemische Komponente und stellt hierbei die glasig amorphe Matrixphase mit einer ausgeprägten Porenstruktur dar. Außerdem finden sich oxidische Zusätze (Schüller 1983). Die physikalischen Eigenschaften entsprechen weitgehend denen glasartiger Werkstoffe mit einer hohen Härte (Druckfestigkeit), einem fehlenden plastischen Verformungsvermögen (geringe Zug- und Biegefestigkeit) und dem Spröbruchverhalten mit subkritischen Risswachstum (Hahn und Löst 1992, Hohmann 1993). Die hohe Transparenz (Schüller 1983, Binns 1984) ermöglicht optimale Farbanpassung aufgrund des Chamäleoneffektes.

### 2.2.2.2. Oxidkeramik :

Optisch verstärkte Keramiken basieren entweder auf dem Oxid eines einzigen Elementes (z. B.  $\text{Al}_2\text{O}_3$ ,  $\text{MgO}$ ) oder enthalten in ihrem Kristallgitter neben Sauerstoffionen Kationen verschiedener Elemente. Bei der reinen Oxidkeramik überwiegt die kristalline Struktur, die amorphe Glasphase ist vernachlässigbar gering. Oxidische Keramiken mit einem niedrigeren  $\text{Al}_2\text{O}_3$  Gehalt enthalten größere Mengen an  $\text{SiO}_2$ ,  $\text{CaO}$  und  $\text{MgO}$  in Form von Silikaten und Spinellen (Hausner 1983). Charakteristisch für oxidkeramische Werkstoffe ist ein im Vergleich zur Silikatkeramik verbessertes kritisches Spröbruchverhalten (Geis-Gerstdorfer et al. 1993). Oxidkeramische Werkstoffe sind aufgrund ihrer Materialzusammensetzung im Gegensatz zu silikatischen Keramiken gut röntgensichtbar (Kreici et al. 1991, El-Mowafy et al. 1991). Oxidkeramiken weisen eine hohe Opazität auf. Ihre Eigenfarbe wird durch Zufügen weiterer chemischer Elemente sowie durch die Bedingungen der Sinteratmosphäre beeinflusst (Hausner 1983).

### 2.2.3. Herstellungsverfahren

Es wird zwischen zwei grundlegend verschiedenen Techniken der Keramikinlayherstellung unterschieden. Zum einen die „Additive Formgebung“ unter die die Verfahren des Sinterns, Gießens und des Pressens fallen. Zum anderen die „Subtraktive Formgebung“ die die CAD-CAM Methode beschreibt.

#### 2.2.3.1. Additiv formgebende Herstellungsverfahren

##### 2.2.3.1.1. Sintertechnologie

Unter Sintern versteht man die Verfestigung eines Pulvers unter Hitzeeinwirkung ohne vollständiges Aufschmelzen aller Komponenten (Öl 1961).

Bei diesem bewährten Verfahren (Weber et al. 1987) wird durch das Auftragen dentalkeramischer Massen direkt auf feuerfesten Modellstümpfen die Zahnform modelliert und das Inlay direkt auf dem Stumpf im Ofen gebrannt (mehrere Brennvorgänge, zuletzt Glanzbrand). Der thermische Expansionskoeffizient der Modellmasse und der Keramik müssen aufeinander abgestimmt sein, um die Schrumpfung während des Sintervorgangs auszugleichen (Witkowski und Wohlwend 1986). Der Sintervorgang ist sehr fehleranfällig, so ist der Einfluss der Kondensationstechnik, Aufheizzeit, Brenntemperatur, Haltezeit der Brenntemperatur, Vakuum und Abkühlzeit ausschlaggebend für die Qualität des entstehenden Gefüges. Das zentrale Problem ist eine Reduzierung der Festigkeit durch Lufteinschlüsse.

##### 2.2.3.1.2. Gießen und Pressen

Die Entwicklung fließfähiger Glasschmelzen erlaubt die Inlaymodellation nach der konventionellen Wachstechnik. Die auf dem Meistermodell modellierten Wachsformen werden von speziellen Einbettmassen umgeben. Nach dem Schmelzen des Wachses bleibt eine Hohlform zurück die bei Dicor® nach dem Schleudergussverfahren und bei Empress® im Pressverfahren gefüllt wird

(Hickel und Kunzelmann 1997). Dicor® wird nach dem Guss mittels einer Wärmebehandlung des Materials in einen teilweise kristallinen Zustand überführt (Keramisierung). Als letzter Arbeitsschritt erfolgt die manuelle Farbgebung mit Porzellanmasse. Jeder Farbschritt wird einzeln im Keramikofen gebrannt (Roulet und Herder 1989). Die Entwicklung von Empress® geht auf den Ansatz zurück, bei Sinterkeramik durch Heißpressen die Polymerstruktur zu verdichten. Durch den hohen Leuzitgehalt in der IPS-Empress® Glaskeramik wird eine gute Biegefestigkeit erzielt. Das Einpressen der plastifizierten Keramik in die vorbereitete Hohlform erlaubt die Herstellung von porenarmen und homogenen Werkstücken. Die Glasschmelze wird unter konstanten Bedingungen beim Hersteller keramisiert (Hickel und Kunzelmann 1997).

## 2.2.3.2. Subtraktiv formgebende Herstellungsverfahren

### 2.2.3.2.1.CAD/CAM-Fertigung

Bei der Formfräsung von Restaurationen aus industriell hergestellten Keramikrohlings wurden die im Zahntechnischen Labor auftretenden Fehlerquellen vermieden. Die computergestützten Systeme bestehen überwiegend aus den Funktionskomponenten „Erfassung der dreidimensionalen Oberflächenform“, „computergestützte Modellierung der Restauration (CAD-computer **a**ided **d**esign)“ und „computergestützte Formgebung des Rohlings (CAM-computer **a**ided **m**anufacturing)“ (Hickel und Kunzelmann 1997).

#### 2.2.3.2.1.1.Cerec

Das Cerec®-System, das als erstes Verfahren serienmäßig hergestellt wurde und mit Abstand am weitesten verbreitet ist, ist nach dem „chairside“-Prinzip konzipiert. Die dreidimensionale Datenerfassung und Herstellung des Inlays aus einem Rohling erfolgt weitgehend automatisch. Mit Hilfe eines optischen Sensors wird die Kavität direkt im Mund des Patienten vermessen (optischer Abdruck)

(Becker 1996). Bei den verwendeten Materialien handelt es sich um Silikatkeramiken.

Beim Cerec®-I-System, das 1988 auf den Markt kam, war keine Kauflächengestaltung der Inlays möglich, so dass diese nach dem Einsetzen mit routierenden Instrumenten ausgearbeitet werden muß.

Das Cerec®-II-System, welches 1994 auf den Markt kam, bietet hinsichtlich der Kauflächengestaltung verschiedene Optionen. Die Verbesserungen betrafen vor allem die Genauigkeit des Sensors, Bedienerführung und die Schleiffinheit.

Das Cerec®-III-System war 2000 kommerziell erhältlich. Es besteht aus einem leistungsfähigen PC, ist MedGV geprüft und enthält Win NT. Durch die integrierte intraorale Kamera und dem digitalen Röntgen ist das Gerät netzwerkfähig. Die Schleifeinheit ist nicht mit dem Cerec-PC verbunden, die Datenübertragung erfolgt drahtlos. Das Schleifsystem enthält keine Schleifscheibe, sondern einen Torpedo und einen Zylinder. Die Standardsoftware ist für die Inlay und Onlay Herstellung. Mit einer Spezialsoftware können Veneers, Kronen und Kronenkappen hergestellt werden.

Vorteile des Verfahrens sind sicherlich der zeitlich begrenzte Aufwand (das Keramikinlay kann in einer Sitzung eingegliedert werden) und der akzeptable Preis, der zu einer relativ weiten Verbreitung des Gerätes führte. Als problematisch wird die maschinelle Diamantbearbeitung sprödharter Dentalporzellane an sich gesehen (Hahn et al 1996). Durch die rotierende Diamantscheibe entstehen oberflächliche Abplatzungen, muschelförmige Aussprengungen oder Initialrisse, die die Festigkeit der bearbeiteten Keramik so beeinflussen, dass gegenüber der Anwendung labortechnisch hergestellter Systeme kein Vorteil vermutet wird (Hahn 1994). Ferner wird als Schwäche die begrenzte Genauigkeit des Systems angeführt (Schug et al. 1995).

#### 2.2.3.2.1.2. Decim AB

Mit diesem Gerät von Ivoclar, das noch in der Projektphase ist und voraussichtlich 2003 auf den Markt kommen wird, können Inlays, Onlays sowie Kronen und Brücken im Labor hergestellt werden. Die Hersteller arbeiten an einem neuen Material, welches den Anforderungen des Gerätes gerecht wird.

Die jährliche Fehlerrate für Kompositinlays liegt bei bis zu 11,8 %, für herkömmliche Keramiken bei bis zu 7,5 % und für CAD/CAM Keramiken bei bis zu 4,4 % (Manhart, Hickel 2001). Aus diesem Grund wurde nur ein Komposit als Inlaymaterial in dieser Arbeit untersucht. Paradigm MZ 100 Blocks (Zirkonium-Silikat Füller) sind Komposite wie Z 100.

Empress und Cerec sind die meistverkauften Systeme. Da ProCAD im Prinzip mit Empress vergleichbar ist, haben wir das Material in die Studie aufgenommen. Vitablocs Mark II von Vivadent wurden für die Cerec Verarbeitung hergestellt.

#### 2.2.4. Adhäsive Befestigung

Alle aktuellen zahnfarbenen Inlaymaterialien werden heute adhäsiv, das heißt klebend eingegliedert. Dieser Haftung kommt besondere Bedeutung zu, wird der dauerhafte, unlösbare Verbund zwischen den beteiligten Substanzen doch als „Schlüssel für den Erfolg“ von zahnfarbenen Systemen gesehen (Inokoshi et al. 1993). Allerdings ist dieses Verbundsystem höchst komplex, da sehr unterschiedliche Substratflächen miteinander verbunden werden müssen.

##### 2.2.4.1. DBA

Bei der Klebung von zahnfarbenen Inlays bieten alle beteiligten Substratoberflächen (Schmelz, Dentin, Komposit- und Keramikoberfläche) im Normalzustand einem Komposit weder eine mechanische noch eine chemische Retention an. Erst nach adäquater Oberflächenvorbehandlung sind klebbare Oberflächenstrukturen vorhanden. Die Zahnhartsubstanz wird mit einem Adhäsivsystem vorbehandelt das

aus einem Konditioner (Säuren, Komplexbildner), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere) besteht. Die Keramik wird mit einer speziellen Säure (in der Regel Flußsäure) angeätzt und anschließend silanisiert. Das Silan geht sowohl mit dem Keramikinlay (hydrophiler Anteil) als auch mit dem Kompositkleber (hydrophober Anteil) eine Bindung ein (Hellwig et al. 1999).

#### 2.2.4.2. Befestigungskomposite

Mit der Einführung der Befestigungskomposite erhoffte man sich einen festen und dauerhaften Verbund zwischen den Fügeteilen Zahnhartsubstanz und Einlagefüllung. Des Weiteren wird eine Unterstützung der farblichen Adaptation der Restauration an die Zahnhartsubstanz erwartet. Der Kleber soll auch einen dauerhaft stufenlosen, auf Hochglanz polierbaren Übergang zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz sichern. Eine Höckerstabilisierung, insbesondere bei marktoten Zähnen, sowie eine Pufferfunktion zwischen Zahnhartsubstanz und Einlagematerial bezüglich der Kraftweiterleitung und zum Ausgleich entstehender Spannung zwischen den Fügeteilen wird gewünscht (Krämer 1999). Komposite erfüllen eine Vielzahl dieser Forderungen, jedoch ergeben sich aus dem neuen Einsatzgebiet auch neue Probleme. Zum einen gestaltet sich die Entfernung der Überschüsse als außerordentlich schwierig. Beim Wegwischen im unpolymerisierten Zustand kann das Komposit aus dem Zementierungsspalt gerissen werden, was zu Unterschüssen führt. Andererseits kann es beim Einsetzen mit einer Matrize auch zu Überschüssen führen, welche nur mit rotierenden Instrumenten entfernt werden können. Dieses Vorgehen kann zu Verletzungen am Schmelzmantel und an den Restaurationsoberflächen führen (Krejci et al. 1989). Ein weiterer wichtiger Punkt ist der Haftverbund zwischen Komposit und Zahn sowie Komposit und Keramik. Der Verbund zwischen Keramik und Komposit ist durch neue Techniken wie Diamantbearbeitung, Abstrahlen, Silikatisieren und Anätzen überwiegend hydrolysestabil und erfüllt auch die geforderte Haftfestigkeit

von 70 N/m (Edelhoff et al. 1995). Die Gefahr einer Randspaltbildung durch mechanische und thermische Belastung ist auch gegeben, da das unterschiedliche Verhalten von Zahn und Restauration bei Belastung durch den Kleber kompensiert werden muss (Mehl et al. 1996). Die Anwendung von Kompositen als „Einsetzzement“ wurde bereits 1973 von Ibsen propagiert. Bis heute hat sich diese Materialgruppe erheblich weiterentwickelt, so dass der Behandler unter einer Vielzahl von Befestigungskompositen wählen kann.

In der vorliegenden Arbeit wurde Tetric cavifil classic verwendet, da es zum Zeitpunkt dieser Untersuchung das meistbenutzte Material in der Praxis ist. Viele Zahnärzte besitzen dieses Material schon, da sie es für direkte Kompositversorgungen verwenden. Daher liegt es nahe, dass es auch als Einsetzzement verwendet wird, weil die Handhabung bekannt ist und kein zusätzliches Material gekauft werden muss. Es ist ein Vertreter der rein lichthärtenden Komposite. Zusätzlich wurden zwei Vertreter der dualhärtenden Komposite untersucht.

Rely X ARC war in der Dissertation von M. Schmidt 2002 das beste Einsetzmaterial, außerdem ist es ein Vertreter der niedrigviskösen Kleber.

Variolink high ist ein Vertreter der hochviskösen Kleber. Durch die Einführung der Ultraschallinsertionstechnik erhoffte man sich Erleichterung beim Einsetzen und weniger Substanzverlust des Klebers während der klinischen Belastung. Die Entfernung der plastischen Überschüsse ist unproblematischer als bei dünnfließenden Kompositen, wo immer mehr oder weniger dünne Überschussreste verbleiben (Krämer 1999).

## **2.3. Entwicklung, Aufbau und Eigenschaften der Polymerisationslampen :**

### 2.3.1. Entwicklung :

In den 70er Jahren kamen die UV-Lampen auf den Markt, der Vorteil wurde darin gesehen, dass das Anmischen von zwei Komponenten entfiel. Die UV Lichthärtung wurde vor allem bei Fissurenversiegeln und ungefüllten Monomeren eingesetzt (Watts et al. 1984). Das Absorptionsmaximum des Katalysators Benzomethylester liegt bei einer Wellenlänge von 340 nm. Die auftretenden Probleme waren potentielle Nebenwirkungen, wie Hautkrebs und Augenschädigung, der nahen ultravioletten Bestrahlung der Wellenlänge 320-400 nm (Birdsell et al. 1977). Bereits 1978 wurden sie von Blaulichtlampen abgelöst (Bassiouny und Grant 1978). Ihnen wurde eine höhere Aushärtetiefe und eine geringere Lichtintensitätsreduktion im Laufe des Alterungsprozesses der Lampe nachgesagt (Craig 1981). In den neunziger Jahren wurden „High intensity“ Lampen entwickelt. Diese Lampen versprechen wirtschaftlicher zu sein, da sie durch eine Lichtintensitätssteigerung zu einer Arbeitszeitverkürzung führen.

### 2.3.2. Prinzip der Photopolymerisation

Die Moleküle des Photoinitiators werden aktiviert, indem sie ein Photon absorbieren. Die absorbierte Energie eines Photons wird dazu verwendet, die Molekularstruktur zu verändern und ein Radikal zu bilden. Die Aktivierung des Photoinitiators entspricht seiner Lichtabsorption. Die Menge der aktivierten Photoinitiatoren setzt sich zusammen aus den Initiatoren, die in der Probe enthalten sind (Rueggeberg et al. 1997) und der Anzahl sowie Energie der Photonen. Die Anzahl der Photonen, das entspricht der Lichtdosis, und die Lichtintensität korrelieren wie folgt: Dosis ist das Produkt aus Intensität und Zeit (Elias 1990). Der aktivierte Photoinitiator ist, chemisch gesehen, ein Radikal. Dieses kann an ein Monomer binden und es aktivieren. Nach dem selben Prinzip können weitere Monomere mit der wachsenden Polymerketten verknüpft werden. Das

Kettenwachstum wird durch andere Radikale oder Chemikalien determiniert. Durchschnittlich bleibt ein Radikal zwischen 0,1 bis 1,0 Sekunden aktiviert. In dieser Zeit werden bis zu 50 Monomere in das Polymer integriert. Die Menge der aktivierten Initiatoren ist eine Funktion der Intensität. Jeder aktivierte Initiator kann nicht nur eine Polymerisationsreaktion anstoßen, sondern auch durch Zusammentreffen mit einem anderen aktivierten Initiator oder einem aktivierten Polymerkettenende beenden. So kommt es, dass bei einer höheren Lichtintensität jeder aktivierte Initiator weniger Monomere in das Polymernetzwerk integriert, d. h. dass eine höhere Dosis benötigt wird, um den selben Polymerisationsgrad zu erreichen (Elias 1990).

### 2.3.3. Lampengliederung

Lichthärtende Komposite enthalten gewöhnlich Diketon Initiatoren wie Kampherchinon und eine reduzierende Substanz wie tertiäre Amine. Dadurch werden Ionenradikale produziert, die nach der kontrollierten Belichtung mit sichtbarem Licht die Polymerisation starten. Kampherchinon wird im Bereich der Wellenlänge 400-500 nm, der blaue Anteil des sichtbaren Spektrums, aktiviert (Fan et al. 1985).

#### 2.3.3.1. QTH (Quarz tungsten halogen)

Die konventionellen Polymerisationslampen enthalten eine Lampe mit einer Leistung von 35-75 Watt, die Intensität liegt unter 800 mW/cm<sup>2</sup>. Dank einem Filter wird nur blaues Licht der Wellenlänge 400-515 nm emittiert.

Durch den schnell ablaufenden Polymerisationsprozeß treten vermehrt Eigenspannungszustände im Füllungsmaterial auf. Initial kann das Material die Volumenschrumpfung durch Fließvorgänge ausgleichen (Prä-Gel-Zustand). Sobald das Netzwerk jedoch so dicht wird, dass der Gelpunkt überschritten ist, ist der Spannungsausgleich durch Nachfließen von Material nicht mehr möglich (Post-Gel-Zustand). Die entstehenden inneren Spannungen können zum Ablösen der Füllung vom Kavitätenrand führen oder das Material durch entstehende

Volumendefekte schwächen. Hohe Lichtintensität bzw. hohe Initiatorkonzentration bewirkt eine schnelle Polymerisation und schränkt somit den Spannungsausgleich durch Fließvorgänge ein.

Durch verschiedene Ansätze wurde versucht die Schrumpfung zu reduzieren.

Eine Variante ist die stufenweise Aushärtung, die auf niedrigem Leistungsniveau startet, etwa  $200 \text{ mW/cm}^2$  und dann sprunghaft auf hohe Leistung übergeht.

Eine andere Möglichkeit ist die Softstart-Polymerisation bei der die Leistung initial bis auf etwa  $800 \text{ mW/cm}^2$  exponentiell ansteigt und dann konstant bleibt.

Des Weiteren ist eine gepulste Polymerisation möglich. Hierbei wird jedes Inkrement nur kurz, wenige Sekunden, mit einer geringen Leistung belichtet. Erst die fertige Füllung wird mit voller Intensität für 40 Sekunden belichtet.

#### 2.3.3.2. High intensity curing lights

Der Vorteil einer höheren Intensität liegt in dem höheren Polymerisationsgrad und den damit verbundenen verbesserten mechanischen Eigenschaften. Die Nachteile sind eine größere Schrumpfung, mehr innere Spannung und eine größere Hitzeentwicklung. Außerdem wird eine höhere Dosis benötigt, um denselben Polymerisationsgrad wie bei niedrigerer Intensität zu erreichen (siehe oben).

##### 2.3.3.2.1. QTH

Die naheliegendste Möglichkeit die Lichtintensität zu erhöhen ist QTH Lampen mit höherer Intensität ( $>1000 \text{ mW/cm}^2$ ) zu verwenden. Nach Solomon (1999) arbeiten 45,7 % der Lampen unter der optimalen Intensität, unabhängig von ihrem Alter, der letzten Wartung und einem Austausch der Glühbirne. Da Halogenlampen folglich keine konstante Leistung innerhalb ihrer Lebensdauer garantieren können, wurde nach Alternativen gesucht.

#### 2.3.3.2.2. Plasma

Das Licht wird in einer Xenon-Kurzbogenlampe erzeugt. Im Grundgerät ist ein Hitzefilter installiert um die Übertragung der hohen Wärme, die bei der Lichterzeugung entsteht, zu vermeiden. Zum Schutz des Patienten wird durch zusätzliche Filterung des Spektrums die Wärmeenergie reduziert, so dass viele Lampen nur Licht der Wellenlänge 440-500 nm emittieren. Die erreichte Lichtintensität beträgt 1300 mW/cm<sup>2</sup>. Die Nachteile vieler Xenonlampen zur Polymerisation dentaler Werkstoffe sind das enge Emissionsspektrum, das nur auf den Photoinitiator Kampherchinon abgestimmt ist, sowie die Entstehung von innerer Spannung, da der Post-Gel Zustand zu schnell erreicht wird.

#### 2.3.3.2.4. LED

Wird das Bohr'sche Atommodell zu Grunde gelegt, so können die um den positiv geladenen Atomkern kreisenden negativ geladenen Elektronen nur bestimmte Bahnen einnehmen. Das bedeutet, dass jedes Elektron auf seiner jeweiligen Bahn ein bestimmtes Energieniveau besitzt; weiter peripher liegende Bahnen repräsentieren höhere Energieniveaus. Der stabilste Zustand für das Atom ist jener, bei dem die Elektronen auf kernnahen Bahnen kreisen.

Das Atom kann angeregt werden, wenn Energie in Form eines Photons auf ein Elektron trifft und dabei die kinetische Energie des Photons ganz oder teilweise auf das Elektron übergeht. Das Elektron springt dabei auf eine kernfernere Kreisbahn. Auf diesem energiereicheren Niveau kann sich das Elektron jedoch nur kurzzeitig halten, und es fällt unter Energieabgabe in Form elektromagnetischer Strahlung auf eine kernnahe Kreisbahn zurück. Die Frequenz der abgegebenen Strahlung steht direkt mit der Energiedifferenz der Kreisbahnen in Zusammenhang und wird durch die Bohr'sche Relation:  $E_a - E_b = h\nu$  ab beschrieben, wobei  $E_a$  und  $E_b$  die verschiedenen Energieniveaus und  $h$  die Planck'sche Wirkungskonstante darstellen. Die Frequenz  $\nu$  und die Wellenlänge  $\lambda$  der elektromagnetischen

Strahlung stehen über die Definition der Lichtgeschwindigkeit in Zusammenhang ( $\lambda \nu = c$ ). Die Lichtentstehung der Laser folgt dem selben Prinzip.

Nach Nomura et al. (2002) ist die Knoophärte, die mit LED's erreicht wird höher als die, die mit Halogenlampen erreicht wird. Desweiteren sollen die Komposite einen höheren Polymerisationsgrad erreichen und stabilere drei-dimensionale Strukturen. Nach Jandt et al. (2000) ist die Aushärtetiefe unter LED's deutlich geringer als unter Halogenlampen. Außerdem emittiert die LED vor allem Licht der Wellenlänge 465 nm mit einer Leistung von 350 mW/cm<sup>2</sup>.

LED verfügen über eine hohe Lebensdauer, bis weit über 1000 Stunden, arbeiten teilweise ohne Lüfter und haben eine enges Emissionsspektrum ohne Filter (Kunzelmann 1999).

#### 2.3.3.2.3. Laser

Argonlaser haben Wellenlängen im blau-grünen, sichtbaren Spektrum von 488 nm oder 510 nm. Wie CO<sub>2</sub>-Laser ist ihr aktives Medium gasförmig und wie bei Nd:YAG-Laser läßt sich ihr Licht durch flexible Lichtleiter in die Mundhöhle bringen. An oralem Gewebe wird es nicht reflektiert, Absorption, Transmission und Streuung ist gering. Argonlaser können mit oder ohne Kontakt zum Zielgewebe benutzt werden. Wie Nd:YAG-Laser neigen sie zur Akkumulation von Gewebe an der Lichtleiterspitze und wischende Bewegungen werden zur Anwendung empfohlen (Pick 1993). Die Polymerisationsschrumpfung soll dabei reduziert werden und größere Schichtdicken des Kunststoffes, bis zu 3 cm, bei der Aushärtung sind möglich (Miller 1993 und Sverin 1989). Hierfür wird meistens ein Laser der Wellenlänge 488 nm (blau) benutzt, während für Weichgewebearwendungen und Hämostase das grüne Licht der Wellenlänge 510 nm zum Einsatz kommt.

Das vom Laser emittierte Licht unterscheidet sich von Licht aller anderen Lichtquellen durch folgende Eigenschaften:

Alle Laserstrahlen verlaufen in einem extrem parallelen, schmalen Bündel. Es gibt keine statistisch signifikanten Divergenzen oder Konvergenzen. Diese Eigenschaft der parallelen Laser-Energiewellen wird als Kollimation bezeichnet.

Die Energiewellen des Laserlichts sind zueinander in Phase (Amplitude und Wellenlänge aller Strahlen überlagern sich), so daß dies einen zusätzlich positiven Effekt auf die Leistung bewirkt. Diese Eigenschaft des Lasers nennt man Kohärenz.

Das vom Laser emittierte Licht ist monochromatisch, da alle Photonen die gleiche Wellenlänge aufweisen.

Kohärentes, monochromatisches und kollimiertes Licht wird in der Natur nicht angetroffen.

Nach Fleming und Maillet (1999) liegen die Vorteile des Argon-Lasers in einer größeren Aushärtetiefe sowie einem höheren Aushärtegrad. Es wird weniger Zeit für die Polymerisation benötigt und die mechanischen Eigenschaften der Komposite werden verbessert. Nach Cobbs et al. (2000) liegt der Vorteil des Lasers darin, dass die Temperatur an der Pulpa-Dentin Oberfläche weniger stark ansteigt. Ein zusätzlicher Vorteil des Lasers ist es, daß die Lichtintensität mit zunehmenden Abstand nicht abnimmt so wie es bei den Halogenlampen der Fall ist (Hinoura et al. 1993). Die große Mehrheit der verkauften Geräte sind groß, wartungsintensiv und teuer. Bisher verfügen nur wenige Arztpraxen und Kliniken über solche Geräte.

In der vorliegenden Arbeit wurde eine QTH Lampe (Elipar trilight ESPE) untersucht, da Halogenlampen immer noch Standard sind.

Des Weiteren wurde eine Plasma Lampe (Apollo 95) in den Versuchsaufbau integriert, da diese wegen der kurzen Belichtungsdauer in der Praxis großen Anklang findet.

LED's besitzen zum Zeitpunkt dieser Untersuchung keine ausreichende Intensität für die Aushärtung von Kompositen unter Keramikinlays.

Laser werden sich aufgrund ihrer hohen Anschaffungskosten voraussichtlich nicht als Polymerisationsgerät durchsetzen.

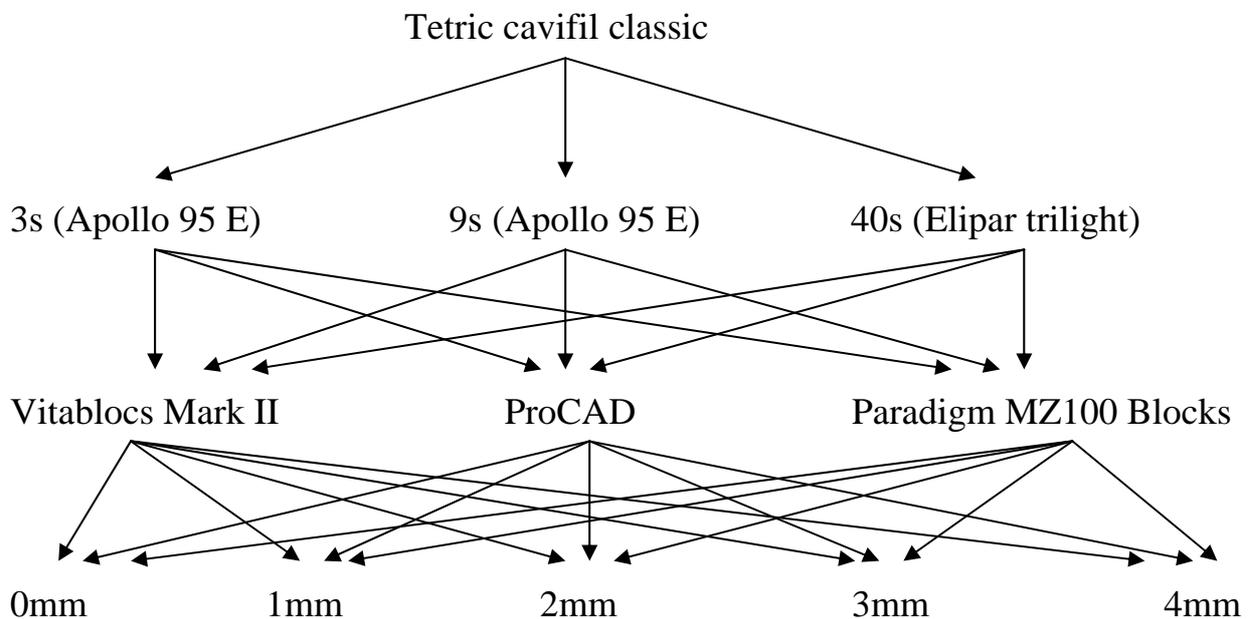
#### **2.4. Ziel der Untersuchung**

Ziel der Untersuchung war es, herauszufinden unter welchen Bedingungen der Polymerisationsgrad der Komposite ausreichend ist. Ferner war von Interesse, ob einer der Parameter: Komposit, Keramik, Polymerisationseinheit den Polymerisationsgrad stärker beeinflusst als die anderen. Um allen möglichen Varianten die in der Praxis auftreten möglichst gerecht zu werden, wurden sowohl rein lichthärtende als auch dualhärtende Komposite untersucht. Die Keramikenarten und Schichtstärken wurden variiert sowie die verwendeten Polymerisationslampen und die Belichtungsdauer.

### 3. Material und Methode:

#### 3.1. Untersuchte Variablen:

Zur Datenerhebung wurden drei unterschiedliche Komposite, drei Keramiken (in den Schichtstärken 1, 2, 3 und 4 mm) sowie zwei Lampen verwendet. Auch die Belichtungszeit variierte zwischen 3, 9 und 40 s. Graphik 1 zeigt den Versuchsaufbau exemplarisch für ein Komposit.



Graphik 1: Beispielhafte Darstellung des Versuchsaufbaus anhand eines Komposites

#### 3.1.1. Komposite

Bei den verwendeten Kompositen handelt es sich um Rely X ARC (3M - ESPE, Seefeld, Deutschland), sowie Variolink II high (Vivadent, Schaan, Lichtenstein), bei beiden Produkten handelt es sich um dualhärtende Kompositkleber, d.h. um Base-Katalysator Systeme, welche im Verhältnis 1:1 angemischt werden. Des weiteren wurde noch ein rein lichthärtender Kunststoff verwendet, Tetric cavifil classic (Vivadent, Schaan, Lichtenstein).

Das Rely X ARC Befestigungskomposit enthält laut Herstellerangaben Acrylharze, BisGMA sowie TEGDMA. Zirkonium-Silikat-Füller trägt zur Röntgendichte und Verschleißfestigkeit bei. Der Füller im gemischten Kleber hat einen Anteil von 67,5 Gew. %. Die durchschnittliche Partikelgröße beträgt 1,5 µm. Der Katalysator enthält Amine und ein Photoinitiatorsystem, welches die Polymerisation bei Licht der Wellenlänge 400-500 nm katalysiert. Die Amine reagieren mit dem Benzoyl-Peroxid der Base und initiieren die Selbsthärtung. Es wurde die Farbe A3 (Lot AHAH 05-01) verwendet.

Die Bestandteile des Befestigungskunststoffes Variolink II high sind Bis-GMA, Urethandimethacrylat und Triethylenglycoldimethacrylat. Die anorganischen Füllstoffe bestehen aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Ba-Al-Fluorsilikatglas und sphäroidalem Mischoxid. Zusätzlich enthalten sind Katalysatoren, Stabilisatoren und Pigmente. Die Partikelgröße liegt zwischen 0,04-3,0 µm. Die Base enthält 26,3 Gew. % Monomer, 73,4 Gew. % Füller sowie 46,7 Vol. % Füller. Der dickflüssige Katalysator, welcher verwendet wurde, enthält 22,0 Gew. % Monomer, 77,2 Gew. % Füller und 52,0 Vol. % Füller. Die mittlere Partikelgröße beträgt 0,7 µm.

Es wurde die Farbe gelb (universal) Chromascop 210, Vita A3 verwendet (Katalysator: Lot B24406, 2001-12, Base: Lot B25605, 2001-12).

Aus der Gebrauchsinformation für Tetric cavifil classic geht hervor, dass es sich um ein lichthärtendes, röntgenopakes, feinteiliges Hybridkomposit (Tetra-Microhybrid). Tetric härtet mit Licht der Wellenlänge 400-500 nm (Blau-Anteil von Halogenlampenlicht) aus. Das Monomer ist eine Mischung aus UDMA, Bis-GMA und TEGDMA. Der Gesamtgehalt an anorganischem Füller beträgt 62 Vol. % resp. 82 Gew. %, die Partikelgröße liegt zwischen 0,04 und 3 µm. Die Farbe A3 (Lot B21065 2003-10) wurde untersucht.

### 3.1.2. Inlaywerkstoffe

Bei den verwendeten Inlaywerkstoffen handelt es sich um Vitablocs Mark II für Cerec (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), ProCAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lichtenstein) und Paradigm MZ100 Blocks (3M - ESPE, Seefeld, Deutschland).

Laut Herstellerangaben bestehen Vitablocs Mark II aus  $\text{SiO}_2$  (56-64 Gew. %),  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (20-23 Gew. %),  $\text{Na}_2\text{O}$  (6-9 Gew. %),  $\text{K}_2\text{O}$  (6-8 Gew. %),  $\text{CaO}$  (0,3-0,6 Gew. %) und  $\text{TiO}_2$  (0,0-0,1 Gew. %). Der Volumenanteil kristalliner Feldspatpartikel im Gefüge wird mit 30 Vol. % angegeben. Die Dichte ist bei  $2,44 \text{ g/cm}^3$  anzusetzen die Brechzahl bei 1,501. Der Wärmeausdehnungskoeffizient ( $20\text{-}500^\circ$ ) beträgt  $9,4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$ . Der Transformationsbereich liegt bei  $780\text{-}790^\circ\text{C}$ . Die Knoophärte HK 0,2/30 wird mit 521 angegeben und die Vickershärte HV 0,1/15 mit 640. Das E-Modul beträgt 63 GPa.

Aus dem Technischen Datenblatt des Herstellers ist zu entnehmen, dass ProCAD Blocs vor allem aus  $\text{SiO}_2$  (ca.: 60 Gew. %),  $\text{Al}_2\text{O}_3$  (ca.: 18 Gew. %) und  $\text{K}_2\text{O}$  (ca.12 Gew. %) zusammengesetzt sind. Des Weiteren sind  $\text{B}_2\text{O}_3$ ,  $\text{BaO}$ ,  $\text{CaO}$ ,  $\text{CeO}_2$ ,  $\text{Na}_2\text{O}$ ,  $\text{TiO}_2$  und Pigmente in geringen Mengen enthalten.

Der Ausdehnungskoeffizient ( $25\text{-}500^\circ\text{C}$ ) erreicht  $17,00 \mu\text{m} / \text{mK}$ . Die Transformationstemperatur liegt bei  $625^\circ\text{C}$ .

Die Paradigm MZ100 Blocks enthalten zu 85 Gew. % Zirkonium-Silikat Füller. Die Polymer Matrix besteht aus BisGMA und TEGDMA. Die enthaltenen Partikel haben eine sphäroidale Form und eine durchschnittliche Grösse von  $0,6 \mu\text{m}$ .

### 3.1.3. Lampen

Bei den verwendeten Lampen handelt es sich um die Elipar trilight von ESPE (Abb. 1). Die Lampe wurde im Standardmodus, Belichtungszeit 40 s, benützt. Die mit einem Model 100 Curing Radiometer (Demetron Research Corp., Danbury, U.S.A.) gemessene Lichtintensität betrug  $580 \text{ mW/cm}^2$ . Die angezeigte Lichtintensität im Kalibrierungsmodus der Elipar trilight Lampe hingegen betrug

750 mW/cm<sup>2</sup>. Der Kalibrierungsmodus, der in die Lampe integriert ist, soll eine softwaregestützte, elektronische Möglichkeit bieten, die Lichtintensität über die gesamte Lebensdauer der Lampe konstant zu halten. Beide Messgeräte erlauben keine exakte Messung. Sie dienen nur der Kontrolle einer konstanten Qualität während der Versuche. Es ist möglich zwischen drei verschiedenen Funktionen zu wählen. Der Standard Modus bringt eine konstant hohe Leistung, die laut Herstellerangaben bei 800 mW/cm<sup>2</sup> liegt. Eine weitere Möglichkeit bietet die Multistep-Polymerisation (exp-Modus), welche einen exponentiellen Anstieg der Lichtintensität innerhalb der ersten 15 s, von etwa 150 mW/cm<sup>2</sup> auf 800 mW/cm<sup>2</sup>, vollbringt. Schließlich gibt es noch den med-Modus, welcher eine niedrige Lichtintensität von 450 mW/cm<sup>2</sup> bietet. Bei dieser Funktion verdoppelt sich die nötige Beleuchtungsdauer um eine suffiziente Aushärtung zu erreichen. Das Licht wird in einer Wolfram-Halogen-Lampe erzeugt und dann gefiltert, so dass nur Blaulicht der Wellenlänge 400-515 nm emittiert wird. Die Leistungsaufnahme des gesamten Gerätes liegt bei 100 W die der Lampe bei 75 W.

Des weiteren wurde die Apollo 95 E (Henry Schein, Konstanz, Deutschland), welche mit den Belichtungszeiten 3 und 9 s verwendet wurde, in den Versuchsaufbau integriert (Abb. 2). Das Plasmalichtgerät weist einen sehr schmalen Emissionspeak zwischen 440 nm und 495 nm auf. Es kann zwischen vier verschiedenen Belichtungszeiten gewählt werden. Programm 1 entspricht einer Sekunde, Programm 2 zwei Sekunden, Programm drei 3 s und Programm vier 5,5 s. Zum Schutz der Gerätefunktion ist es erforderlich, zwischen zwei Belichtungszyklen eine Wartezeit von knapp 3 s einzuhalten, die vom Gerät durch einen Signalton vorgegeben wird. Gemäß Herstellerangaben entspricht die Beleuchtungsstärke bei Programm 1 – 3 ca. 1370 mW/cm<sup>2</sup>. Bei Programm 4 erfolgt zuerst 1,5 s eine Belichtung mit halber Intensität, anschließend 4 s mit voller Intensität. Zusätzlich zum Lichthärtemodus („Curing“) ist eine Einstellung zum Bleichen von Zähnen („Bleaching“) möglich. Im Bleichmodus wird die

Lichtintensität bei gleichen Wellenlängenbereich auf ca.: 700 mW/cm<sup>2</sup> abgesenkt. Im vorliegenden Gerät wird das Licht in einer Xenon-Kurzbogenlampe mit extrem hoher Lichtintensität erzeugt. Das Licht wird durch ein semi-flexibles, ca. 180 cm langes Flüssiglichtführungsstück zu einem abnehmbaren, autoklavierbaren Aufsatz von 5,5 mm Durchmesser am Austrittsfenster geleitet. Laut Herstellerangaben reicht eine Belichtungsdauer von 1 bis 2 s pro Millimeter Komposit für leichtfarbige Verbundwerkstoffe und 2 bis 3 s pro Millimeter Komposit für dunkelfarbige Verbundstoffe zum Zweck der adäquaten Aushärtung.



Abb. 1 Elipar trilight (ESPE)



Abb. 2 Apollo 95 E (Henry Schein)

### 3.2. Probenherstellung:

Das zu untersuchende Komposit wurde in einen Probenhalter eingebracht und mit einem Frasacostreifen bedeckt. Daraufhin erfolgte die Glättung des Komposites mit einem Glasobjektträger (Abb. 3). Das Komposit wurde durch den Frasacostreifen

ausgehärtet, d.h. die Keramikscheiben wurden auf den Frasacostreifen gelegt. Zwischen Mischbeginn und Lichthärtung vergingen durchschnittlich 60 s. Die Keramiken wurden in Scheiben der Schichtstärken 1, 2, 3 und 4 mm geschnitten. Dazu wurde das Gerät Var/Cut VC-50 von Leco Corporation, St. Joseph, U.S.A verwendet (Abb. 4). Anschließend wurde die Probe auf Schleifpapier mit der Körnung 1200 geschliffen, um die Sauerstoffinhibitionsschicht zu entfernen. Nun wurden die Schleifpartikel von den Proben gewaschen. Schließlich wurden die Proben auf einer rotierenden Filzscheibe (Dap-7 von Struers, Copenhagen, Dänemark) mit Wasser und Diamantsparay (DP-Spray, P von Struers, 1 $\mu$ ) poliert (Abb. 5). Die Proben wurden 24 Stunden bei 37°C in einem mit destillierten Wasser gefülltem Gefäß im Wasserbad gelagert.



Abb. 3 Schutzbrille, Glasobjektträger, Probenhalter, Frasacostreifen



Abb. 4 Var/Cut VC-50 (Leco corporation, St. Joseph, U.S.A.)



Abb. 5 Dap-7 von Struers

### 3.3. Härteprüfung nach Vickers:

Um die Polymerisation von Befestigungskompositen unter verschiedenen Keramiken untersuchen zu können, kann die Vickershärtemessung als indirektes Maß der Polymerisation herangezogen werden. Bei der Vickershärte handelt es sich um eine statische Härteprüfung bei der eine vierseitige Diamantpyramide mit einem Flächenöffnungswinkel von  $136^\circ$  in den zu prüfenden Werkstoff eindringt und eine vorgegebene Zeit (40 s) unter konstanter Belastung (200g) im Werkstoff verbleibt und nach dem Entfernen einen Eindruck hinterlässt. Anschließend werden die Diagonalen des Eindrucks vermessen. Die Eindringtiefe der Pyramide beträgt ca.  $1/7$  der Diagonallänge des Eindrucks. Die Vickershärte HV ergibt sich als Quotient aus der aufgebrauchten Kraft F und der Oberfläche A des bleibenden Eindrucks zu

$$HV = \frac{0,102F}{A}$$

F Prüfungskraft in N

A Eindruckoberfläche in  $\text{mm}^2$

und wird ebenfalls ohne Einheit angegeben.

Die Oberfläche A errechnet sich aus der Beziehung

$$A = \frac{d^2}{2 \cos 22^\circ} = \frac{d^2}{2 \sin \frac{136}{2}} = \frac{d^2}{1,854} \quad \text{in mm}$$

D Länge der Diagonalen in mm

Damit ergibt sich

$$HV = \frac{0,102F * 1,854}{d^2} = \frac{0,189F}{d^2}$$

Zur Berechnung der Vickershärte wird der Mittelwert der beiden Diagonalen zugrunde gelegt.

Das verwendete Vickershärtemeßgerät ist in Abbildung 6 zu sehen.

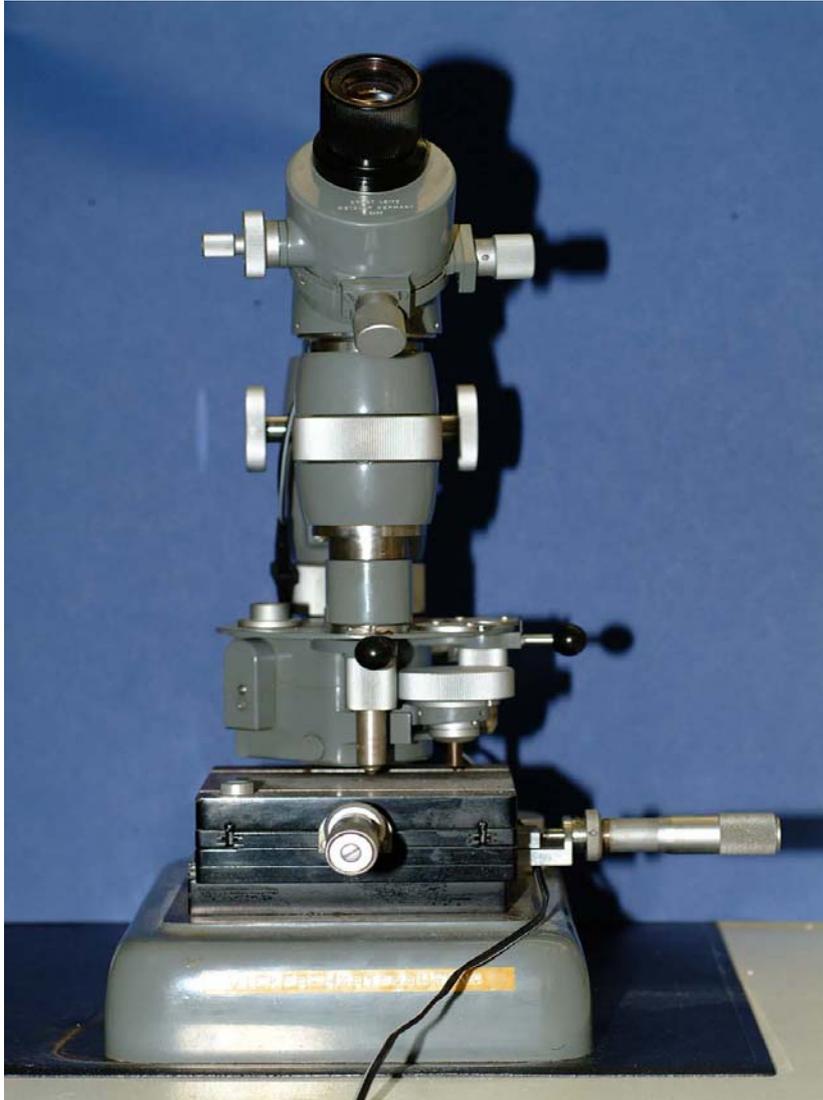


Abb. 6 Vickershärtemeßgerät

### 3.4. Versuchsaufbau:

Es wurden jeweils drei identische Proben, d.h. alle Variablen blieben gleich, hergestellt. Jede Probe wurde viermal vermessen. Die Oberflächenhärte wurde als Referenz gewählt und mit 100 % gleichgesetzt, wenn zwischen Komposit und Lichtquelle keine Keramik war und die Probe mit der Elipar trilight (ESPE) vierzig Sekunden belichtet wurde, da alle Komposite ihre maximal gemessene Härte unter dieser Versuchsbedingung erreichten. Die relative Härteänderung wurde in Prozent ausgedrückt. Eine Aushärtung von weniger als 80 % wurde als unzureichend

angesehen (Watts et al. 1984). Erreichte ein Komposit mit einer Lampe unter einer bestimmten Schichtstärke bereits eine Aushärtung von weniger als 80 %, wurde darauf verzichtet die nächstdickere Schichtstärke zu verwenden. Die nachfolgende Tabelle veranschaulicht das Prinzip beispielhaft.

Komposit 1 unter der Keramik 1 :

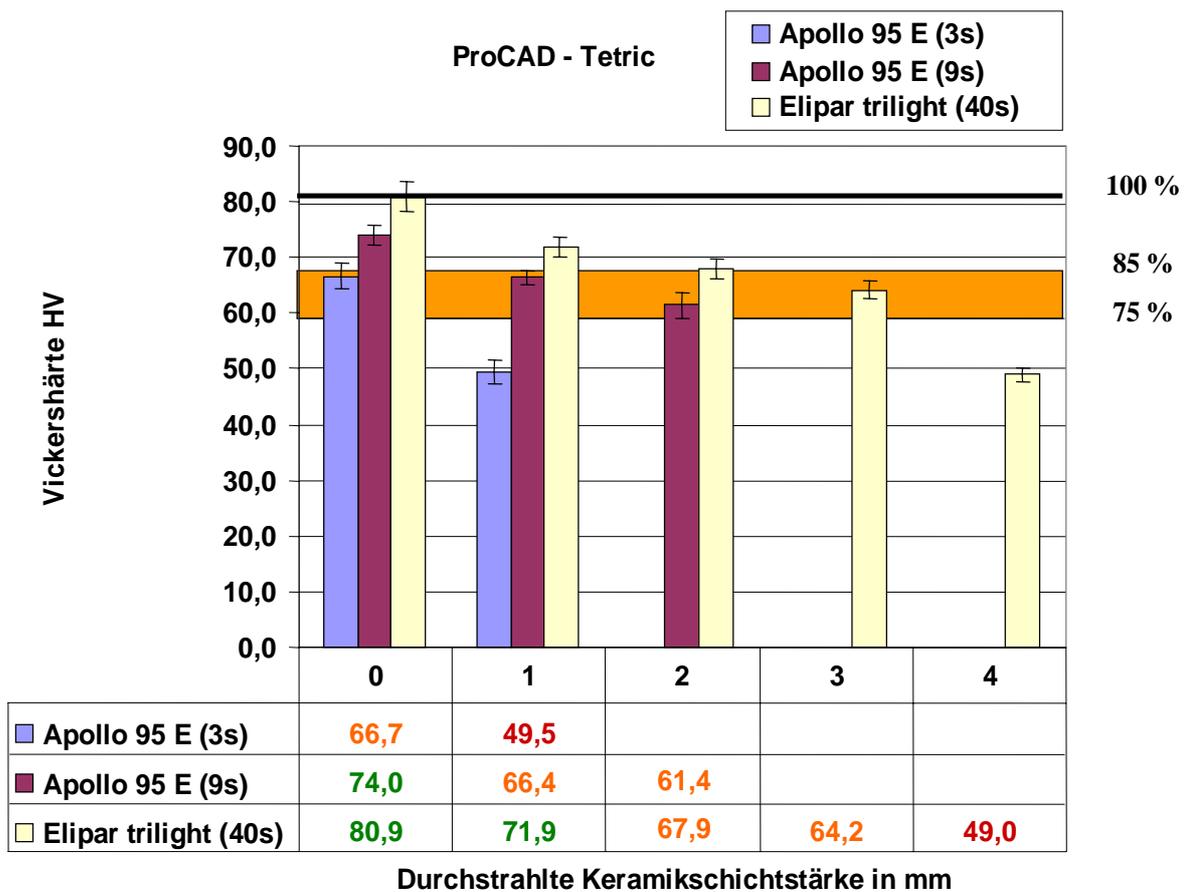
	Lampe 1 ( 3 s )	Lampe 1 ( 9 s )	Lampe 2 ( 40 s )
0 mm Schichtstärke	85 %	89 %	100 % (maximal erreichte Vickershärte)
1 mm Schichtstärke	82 %	83 %	96 %
2 mm Schichtstärke	78 %	81%	92 %
3 mm Schichtstärke	--	76 %	84 %
4 mm Schichtstärke	--	--	81 %

Tabelle 2: Beispielhafte Erläuterung des Versuchaufbaus. Bei 80 % wird auf eine zusätzliche Messung verzichtet.

## 4. Ergebnisse

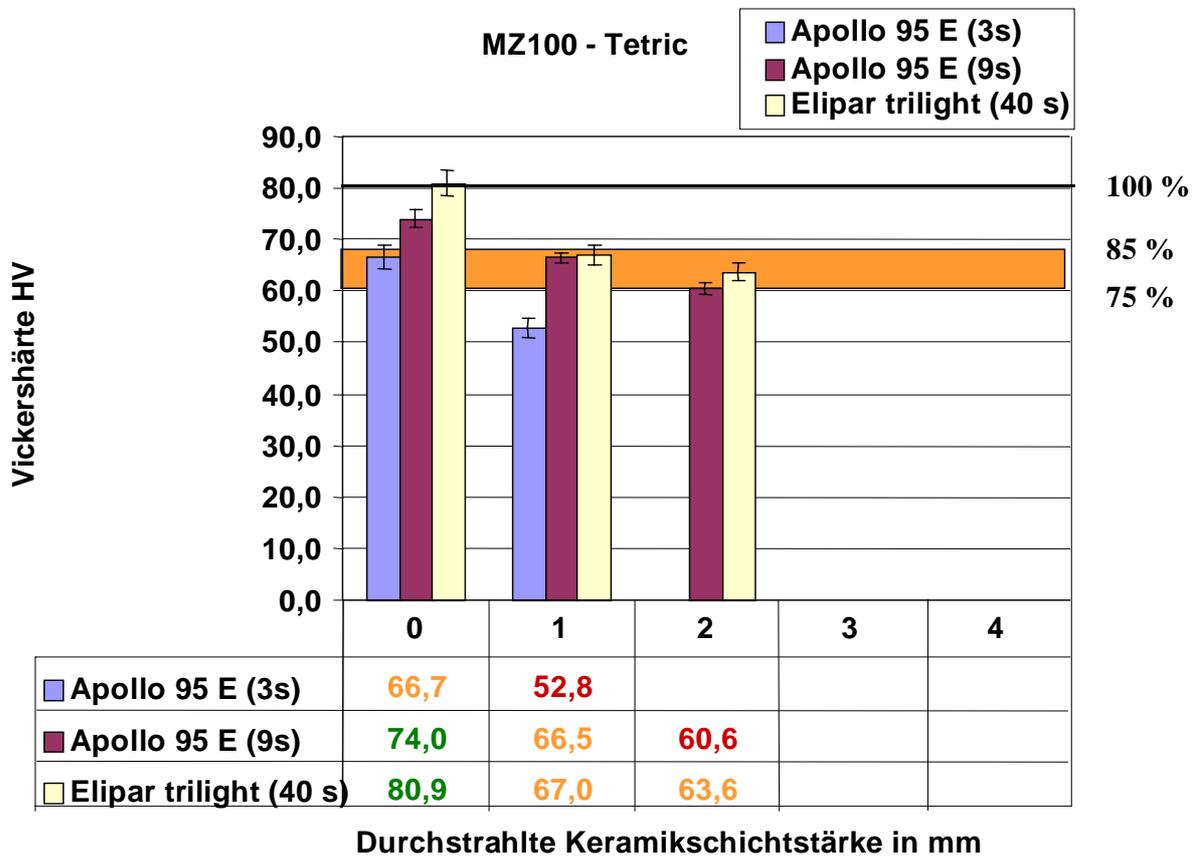
Die Ergebnisse lassen sich auf verschiedene Weise darstellen. Es ist möglich jeweils zwei Parameter konstant zu halten und so den Einfluss einer Variablen auf die Vickershärte darzustellen. Da der Zahnarzt während der Behandlung am ehesten die Belichtungszeit beeinflussen kann wird hier die Vickershärte in Abhängigkeit der Belichtungsdauer dargestellt. Wie der nachfolgenden Grafik zu entnehmen ist fällt die Vickershärte bei einer Belichtung von 3 s steil ab und ist ab einer Keramikschichtstärke von 1 mm unzureichend.

### 4.1 . Tetric cavifil classic mit 3, 9 und 40 s Belichtung



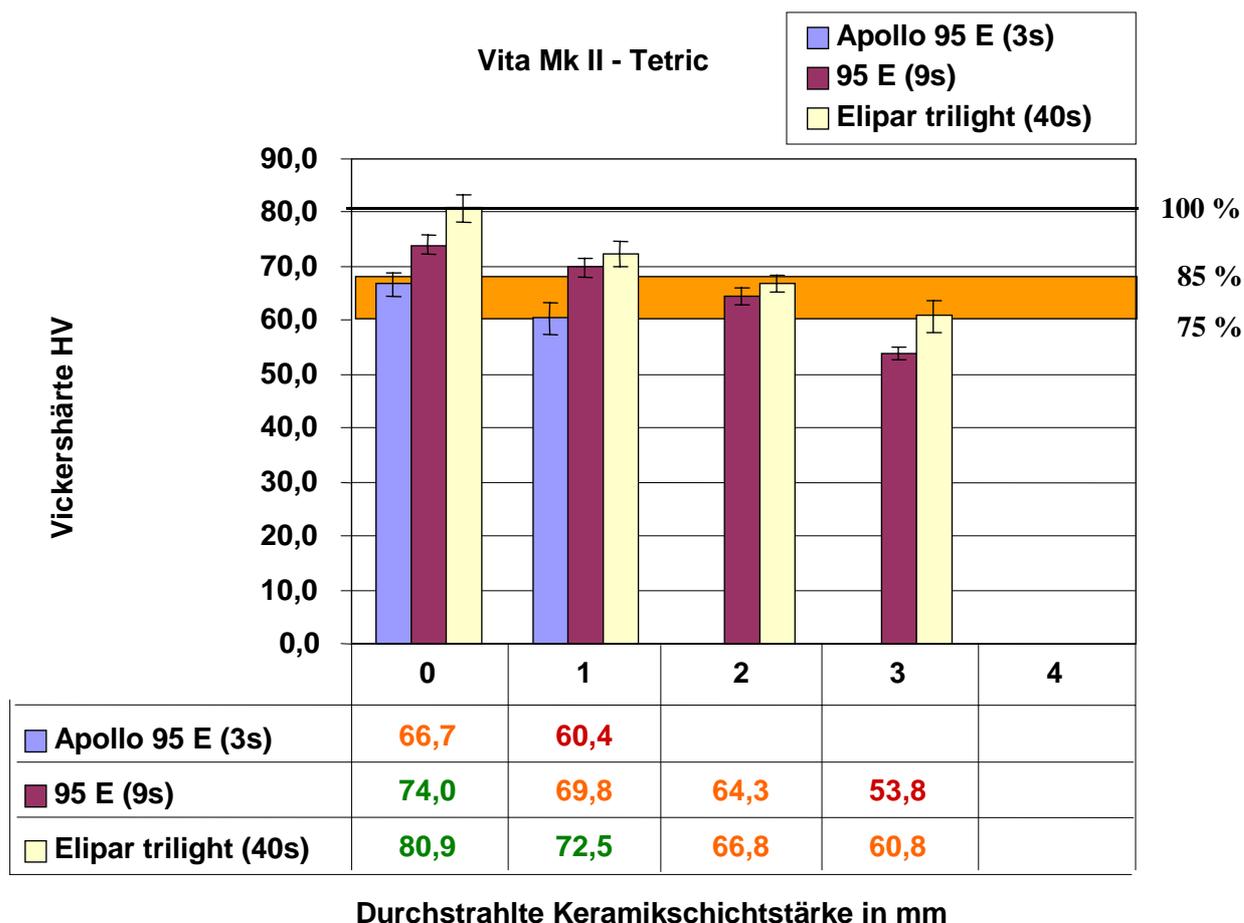
Graphik 4.1.1.: Vickershärte von Tetric cavifil classic unter ProCAD in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke

Neun Sekunden Belichtungszeit sind bei Tetric cavifil classic unter ProCAD ab 2 mm unzureichend. Bei 40 s Belichtung ist erst bei einer Schichtstärke von 4 mm keine ausreichende Härte mehr gegeben.



Graphik 4.1.2.: Vickershärte von Tetric cavifil classic unter Paradigm MZ100 in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke

Tetric cavifil classic erreicht unter der Paradigm MZ100 Blocks Komposit ab einer Schichtstärke von 2 mm keine ausreichende Härte mehr.

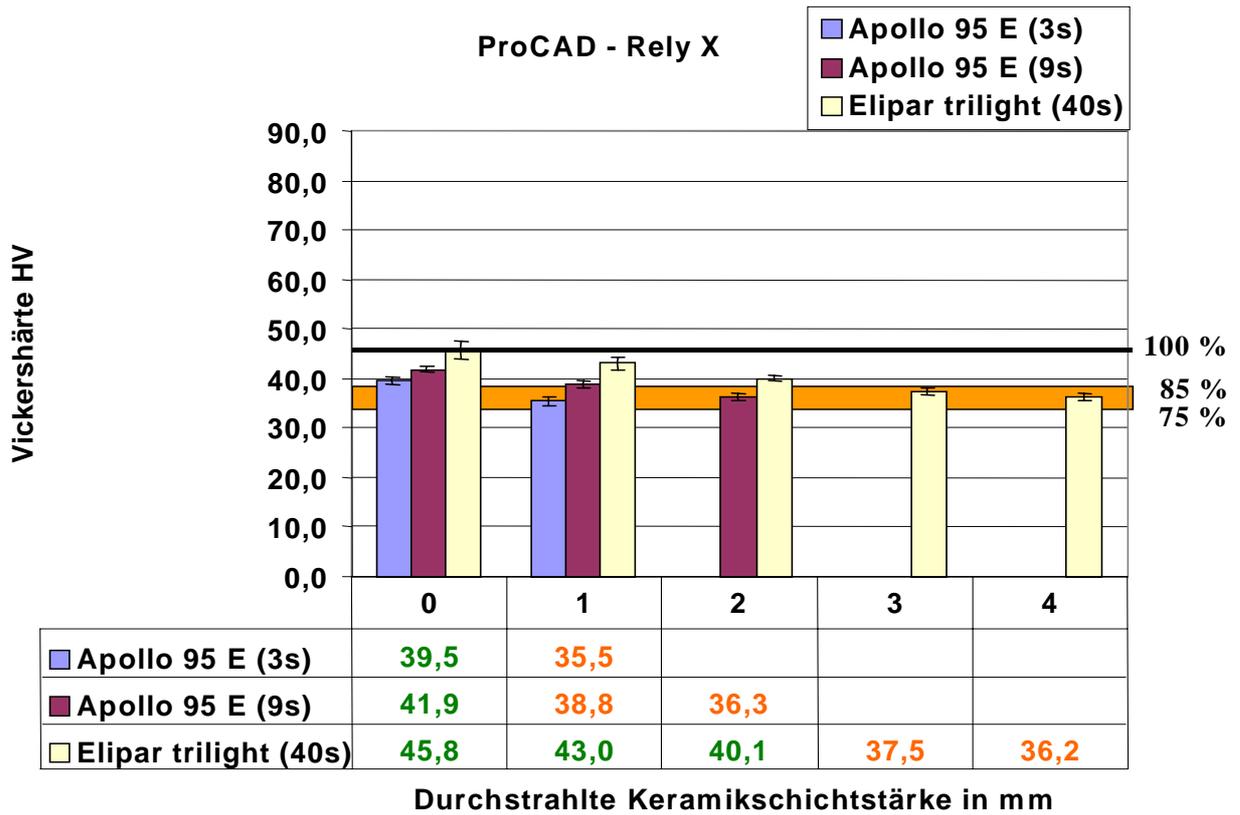


Graphik 4.1.3.: Vickershärte von Tetric cavifil classic unter Vita Mk II in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke

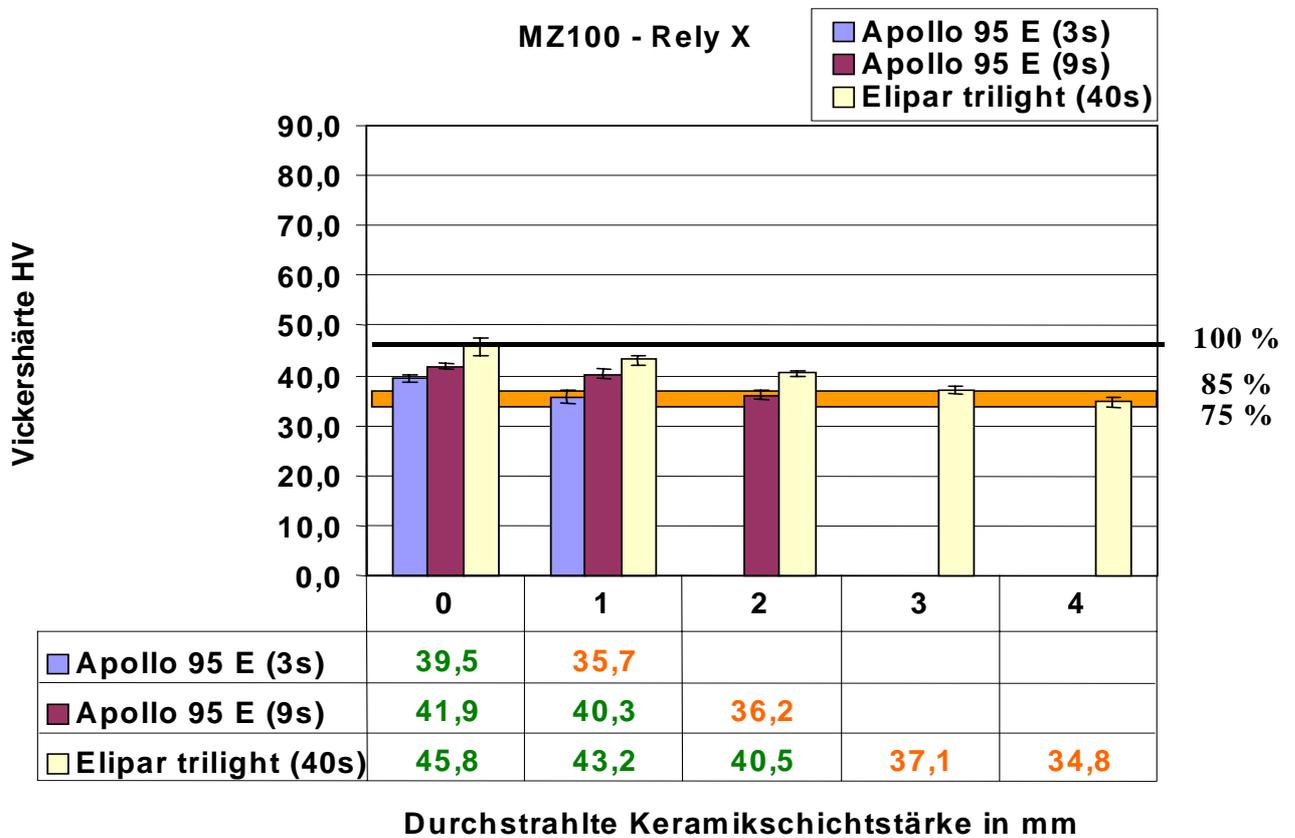
Tetric cavifil classic wird unter der Vita Mk II Keramik ab einer Schichtstärke von 3 mm nicht mehr ausreichend ausgehärtet.

#### 4.2. Rely X ARC mit 3, 9 und 40 s Belichtung

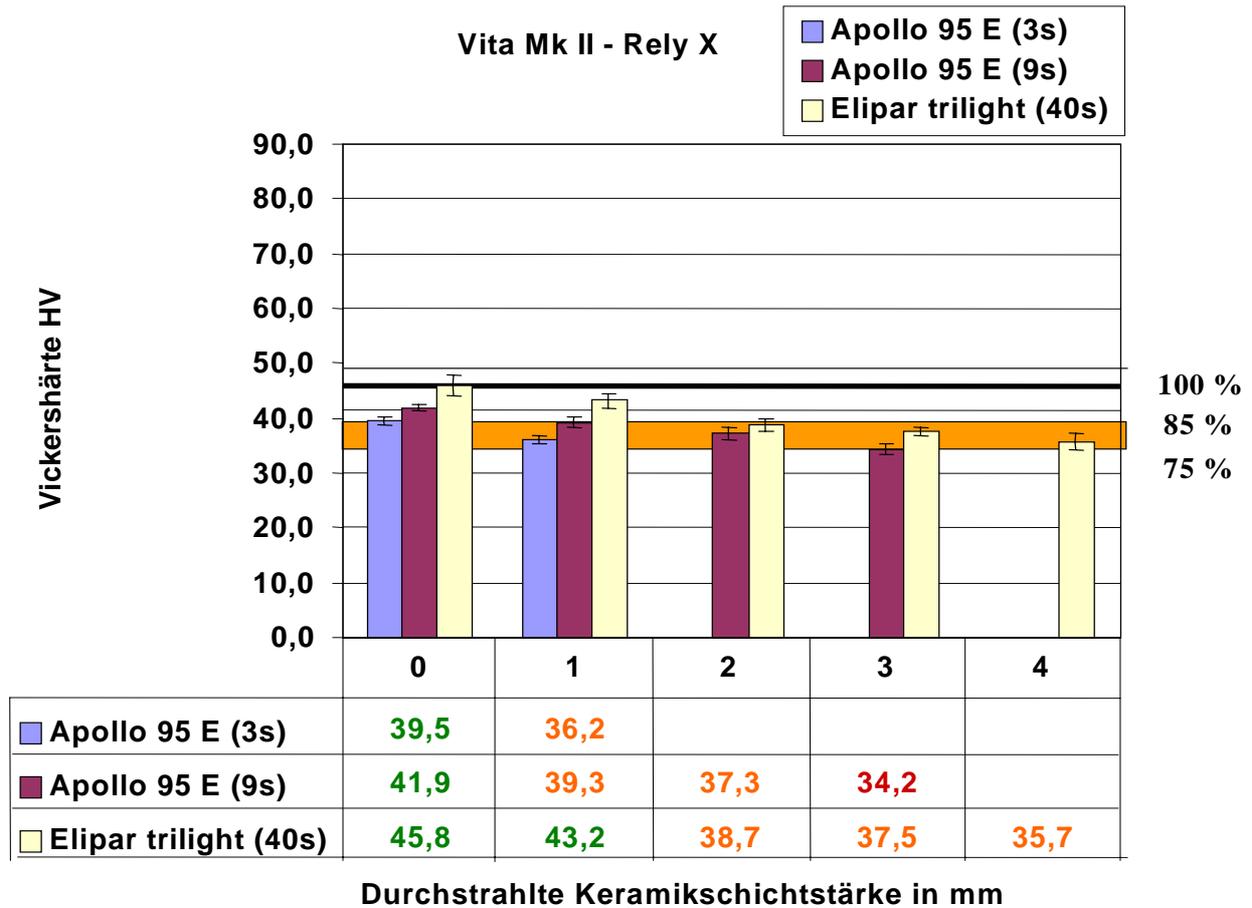
Die absolute Härte, die bei Rely X ARC erreicht wird, ist geringer als diejenige die Tetric cavifil classic, als rein lichthärtendes Komposit, erreicht. Der Härteabfall ist flacher als bei Tetric cavifil classic. Unter allen verwendeten Keramiken sind 3 s Belichtung bereits ab einer Schichtstärke von 1 mm zu kurz. 9 s Belichtung sind bereits ab 2 mm zu kurz, außer unter der Vita Mk II. Das Komposit zeigte bei 40 s Belichtung unter 4 mm Schichtstärke gerade noch eine ausreichende Härte.



Graphik 4.2.1.: Vickershärte von Rely X ARC unter ProCAD in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke



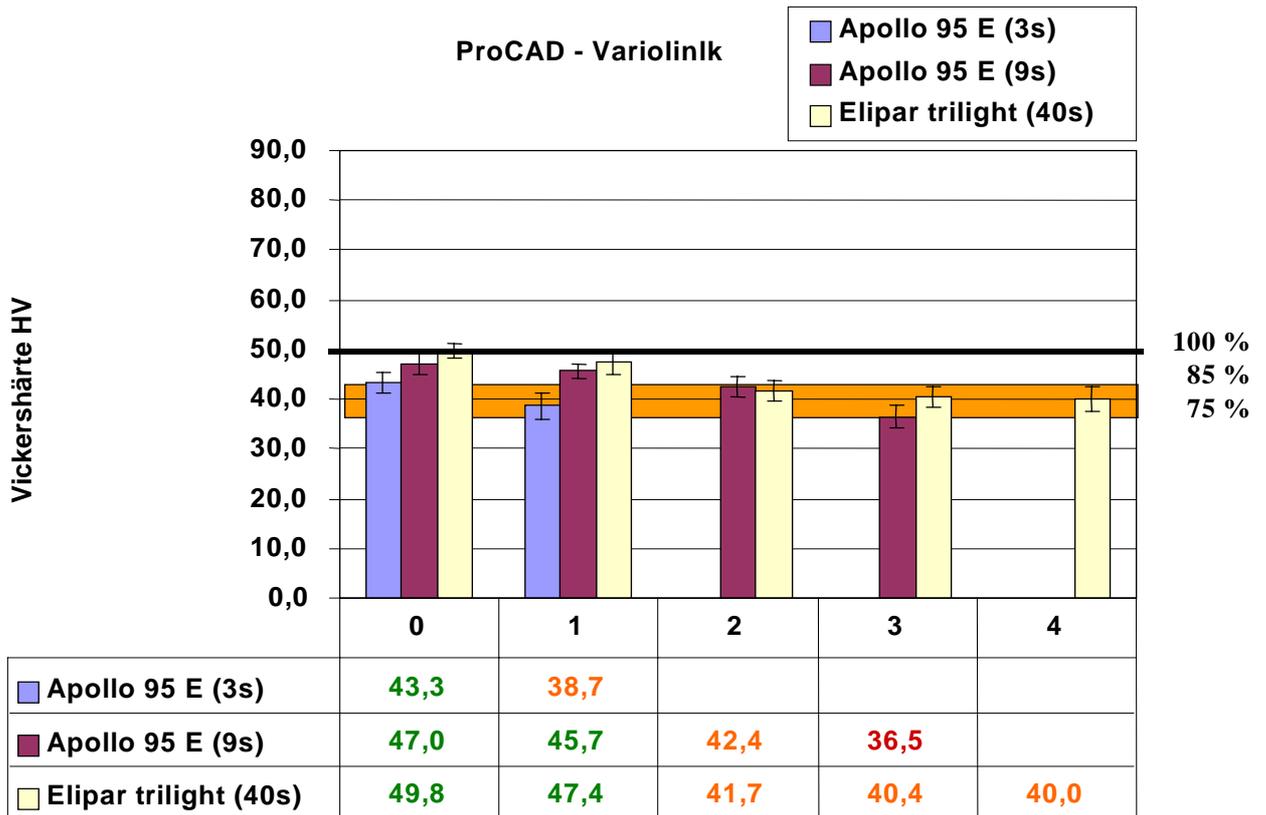
Graphik 4.2.2.: Vickershärte von Rely X ARC unter Paradigm-MZ100 in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke



Graphik 4.2.3.: Vickershärte von Rely X ARC unter Vita Mk II in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke

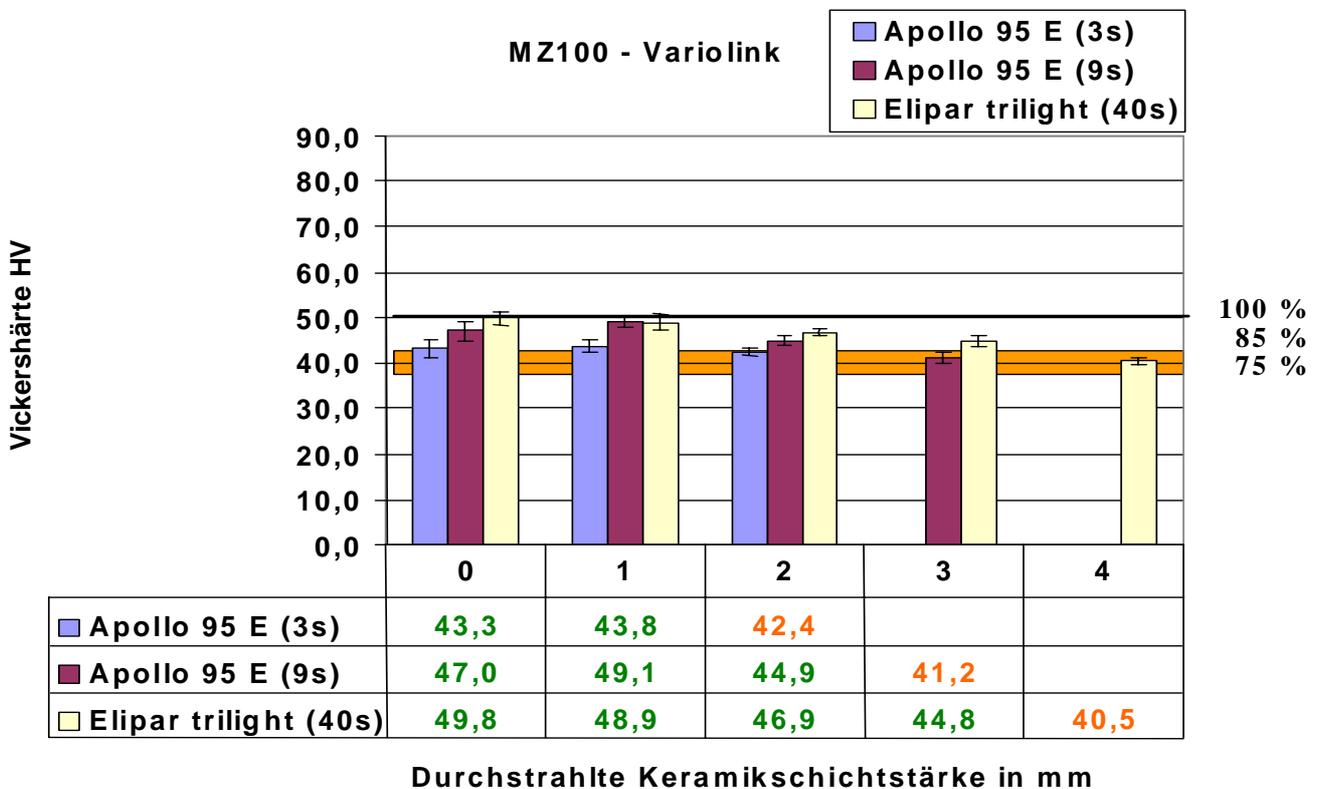
#### 4.3. Variolink II high mit 3, 9 und 40 s Belichtung

Bei Variolink II high unter ProCAD ist eine Belichtungszeit von 9 s bis zu einer Schichtstärke von 3 mm ausreichend. Bei einer Keramikschichtstärke von 2 mm ist kein Härteunterschied zwischen einer Belichtung von 9 und 40 s feststellbar.



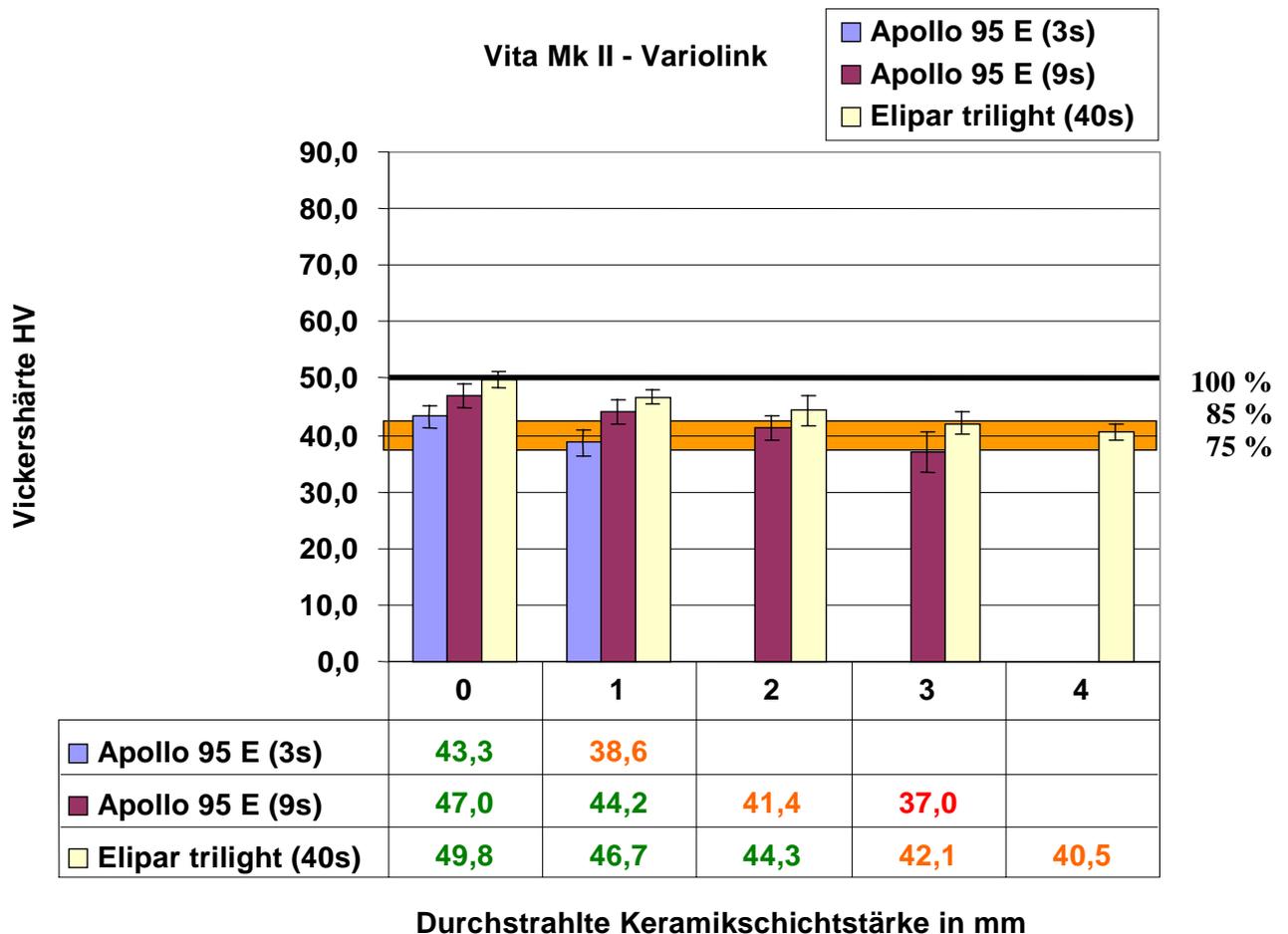
**Durchstrahlte Keramikschichtstärke in mm**

Graphik 4.3.1.: Vickershärte von Variolink unter ProCAD in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke



**Durchstrahlte Keramikschichtstärke in mm**

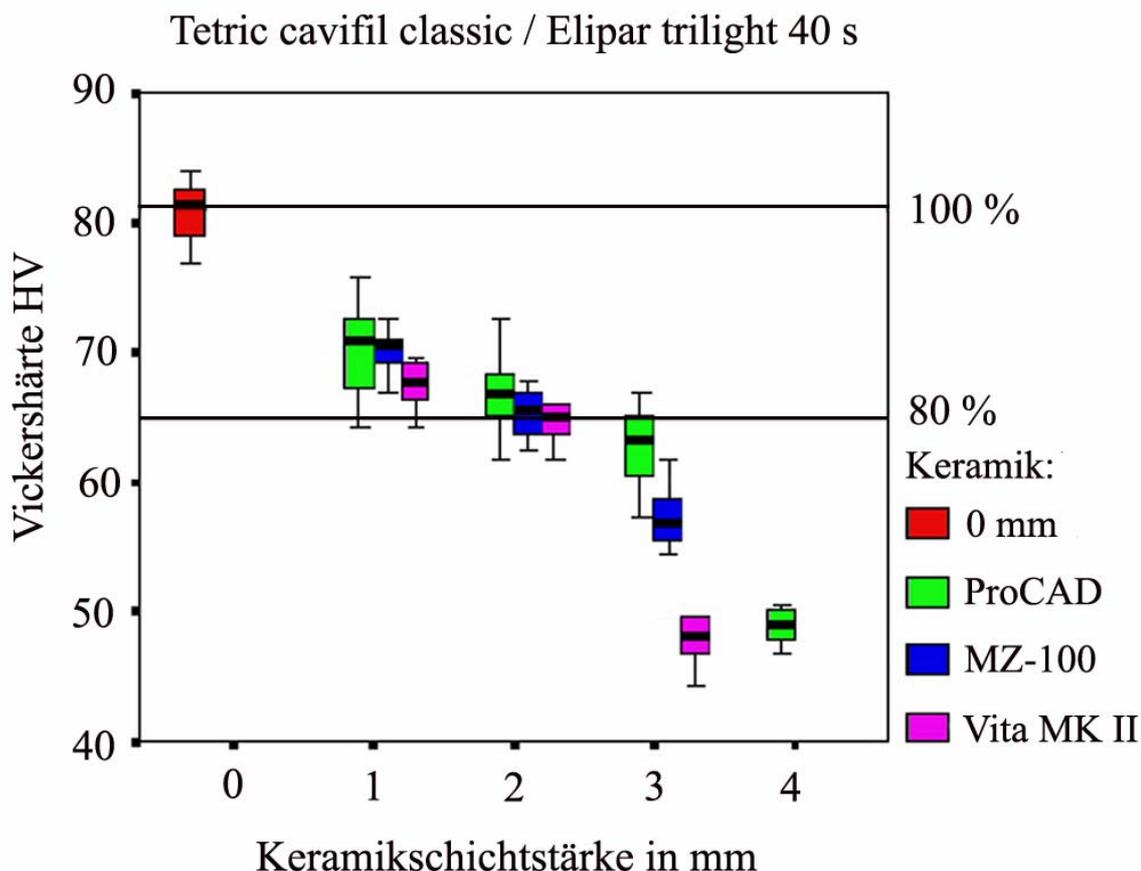
Graphik 4.3.2.: Vickershärte von Variolink unter Paradigm-MZ100 in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke



Graphik 4.3.3.: Vickershärte von Variolink unter Vita Mk II in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer und Keramikschichtstärke

#### 4.4. Unterschiede der Keramik in Abhängigkeit der Schichtstärke

Wie der nachfolgenden Grafik zu entnehmen ist, hat die Keramikart bei Schichtstärken von 1 und 2 mm keinen entscheidenden Einfluss auf die Vickershärte. Zur Veranschaulichung des Einflusses der Keramikart und deren Schichtstärke wurde das lighthärtende Komposit Tetric cavifil classic gewählt, da es am lichtempfindlichsten reagiert. Die Belichtungszeit betrug 40 s. Bei einer Schichtdicke von 3 mm, erreichte das Komposit die größte Härte unter der ProCAD Keramik, gefolgt von der Vita MK II Keramik. Als Schlusslicht tritt das Komposit Paradigm MZ100 Blocks in Erscheinung.

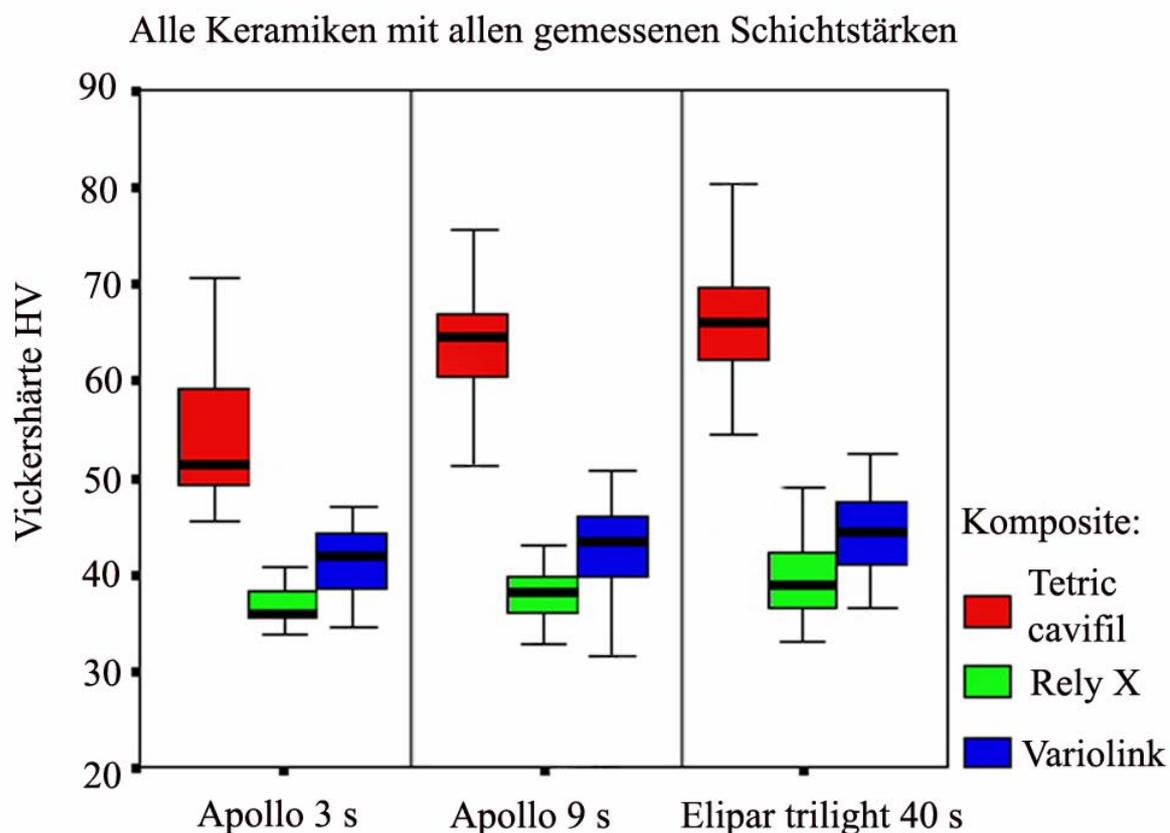


Graphik 4.4.1.: Darstellung der Vickershärte von Tetric cavifil classic bei einer Belichtung von 40 s mit der Elipar trilight in Abhängigkeit von der Keramikart und -schichtstärke

#### 4.5. Unterschiede der absoluten Härte der Komposite, sowie deren Lichtempfindlichkeit

Die untersuchten Komposite zeigten deutliche Unterschiede in ihrem Polymerisationsverhalten. Es ließen sich zwei Gruppen differenzieren. Auf der einen Seite die rein lichthärtenden (Tetric cavifil classic), auf der anderen Seite die dualhärtenden Komposite (Rely X ARC sowie Variolink II high). Tetric cavifil classic erreichte eine größere absolute Härte, war aber durch die Belichtung stärker beeinflussbar. Eine Stichprobe ergab, dass die rein lichthärtende Komponente des dualhärtenden Komposites, Variolink II high, bei 40 s Belichtung ohne dazwischen liegende Keramiksicht signifikant weicher ist als das vermischte Komposit. Ohne Lichthärtung erreichte Variolink II high nur

eine 73,5 % Aushärtung, wenn man die Aushärtung bei 40 s Belichtung ohne Keramikschicht als Referenzwert annimmt. In der nachfolgenden Graphik ist es möglich die erreichte Vickershärte der Komposite in Abhängigkeit der Belichtungszeit darzustellen. Dabei war es möglich alle Keramiken einschließlich aller gemessenen Schichtstärken in einem Balken darzustellen. Diese Möglichkeit ergibt sich zum einen aus der geringen Härte­differenz der Komposite welche unter den unterschiedlichen Keramiken der gleichen Schichtstärke gemessen wurde (siehe oben). Zum anderen wurden bei den dualhärtenden Kompositen vor allem geringere Keramikschichtstärken in den Versuchsaufbau integriert. Das lichthärtende Komposit weist eine deutlich höhere Streuung der Messergebnisse auf, da Keramikschichtstärken bis vier Milimeter auf die Komposite gelegt wurden. Dennoch ist deutlich zu erkennen, dass der Vertreter der rein lichthärtenden Komposite (Tetric cavifil classic) eine größere absolute Härte erreicht als die dualhärtenden Komposite RelyX und Variolink II.

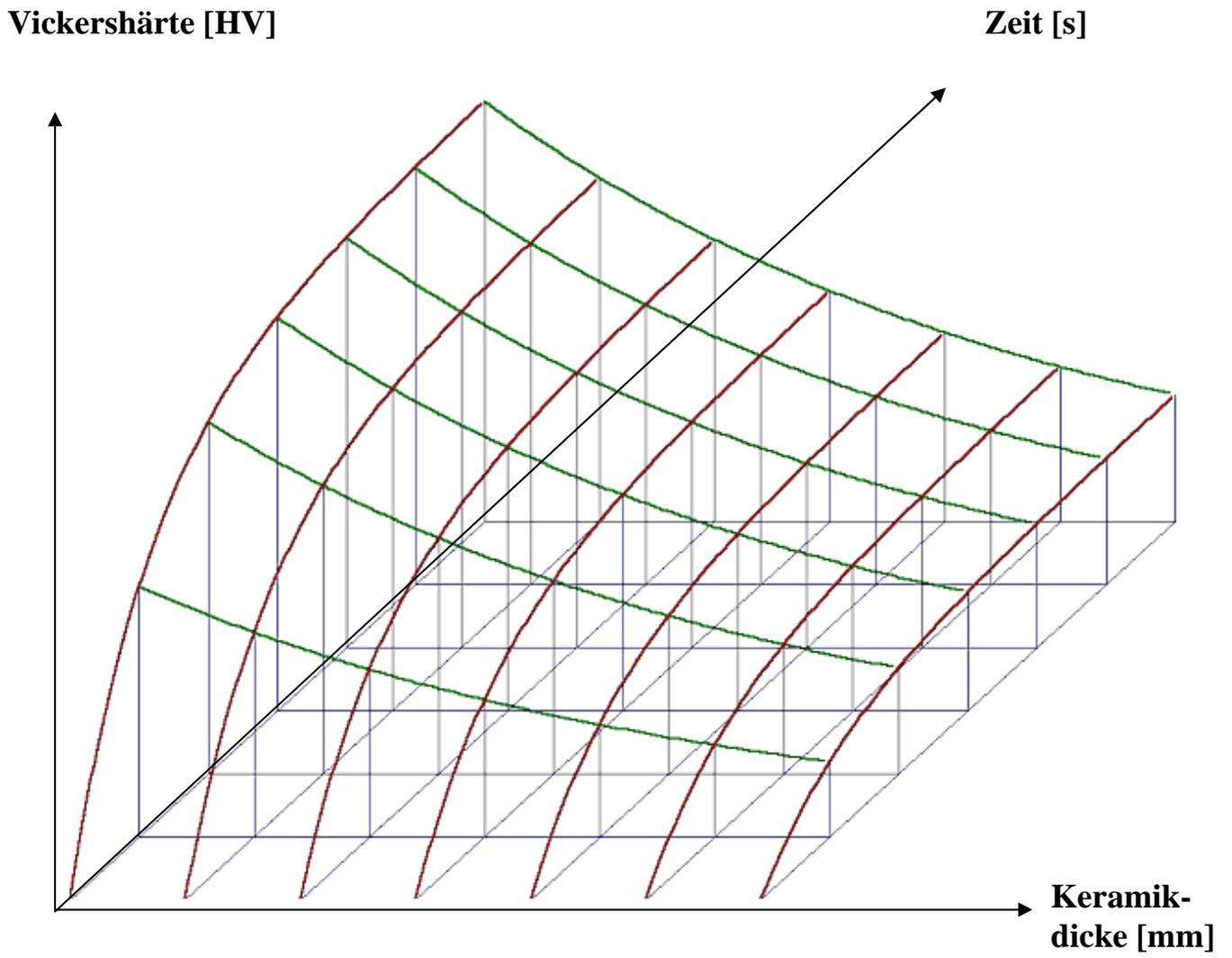


Graphik 4.5.1.: Darstellung der Vickershärte aller Komposite in Abhängigkeit von der Belichtungsdauer

#### **4.6. Abhängigkeit der Vickershärte von Keramikschichtstärke und Belichtungszeit**

Es zeigte sich ein deutlicher Zusammenhang zwischen Belichtungsdauer, Keramikdicke, Komposit und Vickershärte. Auch mit Hilfe einer univariaten Varianzanalyse, ließ sich nicht beweisen, dass ein Faktor allein ausschlaggebend ist. Vielmehr bestimmt das Zusammenwirken aller beteiligten Faktoren das Polymerisationsverhalten der Komposite. Die Messergebnisse zeigen, dass die Vickershärte bei Beleuchtung zuerst rasant anstieg, anschließend veränderte eine längere Belichtungsdauer die Vickershärte nicht mehr so drastisch. Die maximale Vickershärte, die durch dicke Keramikschichten erreicht wurde, war deutlich reduziert.

Die Auswertung der Messdaten ergab eine exponentielle Abhängigkeiten der Vickershärte von der Belichtungszeit sowie von der Keramikdicke. Ein theoretisches Modell erlaubt eine anschauliche Darstellung, der Vickershärte in Abhängigkeit von der Zeit sowie der Keramikdicke, in nur einer Grafik. In Graphik 4.6.1. sieht man einen exponentiellen Anstieg der Vickershärte mit zunehmender Belichtungsdauer und einen exponentiellen Abfall der Vickershärte mit zunehmender Keramikschichtstärke. Die Vickershärte steigt am Anfang der Belichtungsphase am schnellsten. Dieses Phänomen ist am deutlichsten sichtbar wenn auf dem Komposit keine Keramik liegt, ansonsten verläuft der Anstieg der Vickershärte flacher.



Graphik 4.6.1.: 3-D-Modell der Vickershärte in Abhängigkeit von der Zeit sowie der Keramikdicke.

## **5. Diskussion**

### **5.1. Diskussion der Bedeutung von Füllergehalt, Katalysator des Komposites, sowie Aushärtemechanismus**

Die Knoop Härte des Komposites steigt mit steigendem Füllergehalt des Komposites (Li et al. 1985). Das erklärt auch, wieso Tetric classic cavifil mit einem Füllergehalt von 82 Gew. %, deutlich härter ist als Rely X ARC mit 67 Gew. % und Variolink high mit 73 Gew. %. Die Durchhärtetiefe der Komposite wird von der Füllergröße beeinflusst, da kleine Füller mehr Licht streuen als große.

Aus den Ergebnissen ist ersichtlich, dass das lichthärtende Komposit viel empfindlicher auf Licht reagiert als die dualhärtenden. Dennoch ist auch bei den dualhärtenden Kunststoffen eine Abhängigkeit vom Lichteinfluss ersichtlich. Bei den vorliegenden Ergebnissen ist auch bei den dualhärtenden Kompositen bei einer Belichtung von 40 s unter eine Keramikschichtstärke von 4 mm gerade noch eine ausreichende Polymerisation gegeben. Bei dem lichthärtenden Komposit dagegen ist bei 3 mm Schichtstärke bei maximaler Belichtung die 80 % Grenze bereits unterschritten. Es empfiehlt sich daher, ab einer Keramikschichtstärke von 3 mm ein dualhärtendes Komposit zu verwenden.

In einer Stichprobe wurde das dualhärtende Komposit nicht lichtgehärtet und die resultierende Vickershärte gemessen. Es ergab sich eine Aushärtung von 73,5 %, verglichen mit der Härte bei 40 s Belichtung mit der Elipar trilight (ESPE) ohne dazwischen liegende Keramikschichtstärke. Daraus ergibt sich, dass auch das dualhärtende Komposit ohne Belichtung keine ausreichende Polymerisation gewährleistet. Trotzdem ist deren Verwendung bei dickeren Keramikschichtstärken empfehlenswert, da eine „Grundaushärtung“ von 73,5 % auch ohne Lichtzufuhr gegeben ist und durch Belichtung zusätzlich gesteigert wird.

Die Hersteller geben leider nicht an, welche Initiatoren und Katalysatoren sie genau ihren Produkten beimengen, deswegen ist es schwer eine Aussage über den Einfluss dieser Parameter zu treffen. Dennoch lässt sich sagen, dass dualhärtende Komposite aus einer rein lichthärtenden Komponente wie auch aus einem dualhärtenden System bestehen, folglich zwei Initiatorsysteme besitzen. Die Polymerisation schreitet solange fort, bis die Reaktion durch den Zerfall des Initiators oder durch die entstehende Gelbildung limitiert wird. Ab dem Gelzeitpunkt findet kaum noch eine Bewegung der Moleküle statt, d. h. dualhärtende Komposite sind, ab diesem Zeitpunkt, auf die lichthärtende Komponente angewiesen um eine adäquate Aushärtung zu erreichen. Andererseits könnte es sein, dass das durch die Fotopolymerisation entstandene Netzwerk die chemische Nachhärtung behindert. Es besteht zudem die Möglichkeit, dass durch eine zu frühe Lichthärtung die chemische Reaktion nicht ausreichend Zeit hat ein „eigenes“ dichtes Netzwerk zu bilden, so dass Teile des chemischen Initiatorsystems verbleiben. Umgekehrt kann es sein, dass bei unzureichender Belichtung Reste des lichthärtenden Initiatorsystems verbleiben. Verbleibende Initiatorsysteme, egal ob es sich um chemisch- oder lichthärtende Systeme handelt, bilden Störstellen im entstehenden Netzwerk und verringern so die Qualität des Komposites. Es resultieren Schwächen im Netzwerk und begünstigen somit die Gefahr von Allergien. Es wäre denkbar, dass dualhärtende Komposite durch die beim Mischvorgang entstehende Lufteinschlüsse und die dadurch bedingte Sauerstoffinhibition weniger aushärten als die rein lichthärtende Komponente des Komposites. Durch eine Stichprobe mit Variolink II high ergab sich jedoch, dass der gemischte Kleber signifikant härter ist als die rein lichthärtende Komponente des Klebers. Es empfiehlt sich also, das dualhärtende Komposit den Herstellerangaben entsprechend zu verwenden.

Die exponentielle Wachstumskurve der Vickershärte in Bezug auf die Belichtungszeit, erklärt sich vermutlich aus der Polymerisationskinetik, da am Anfang der Reaktion sehr viel Umsatz auf Grund der vielen Radikale möglich ist. Später wird der Umsatz geringer, da die Radikale längere Diffusionswege

zurücklegen müssen und nicht nur zum Kettenwachstum führen, sondern auch zur Abbruchreaktion (siehe oben).

## **5.2. Diskussion der Bedeutung der Keramikart, Schichtstärke und Farbe**

Mit zunehmender Schichtstärke der Keramik nimmt die Vickershärte des darunter liegenden Komposites ab (Warren 1990), da weniger Licht das Komposit erreicht und so die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfindet (Blackman et al. 1990). Es wurde aber von Yearn (1985) festgestellt, dass die Härte des Kunststoffes bereits dadurch abnimmt, dass sich die Lichtquelle von der Kompositoberfläche entfernt. Dentale Keramiken sind transluzent. Die Lichtmenge, welche durch ein transluzentes Material dringt kann mit  $I = I_0 t_c^x$  angenommen werden, wobei  $I$  die Lichtintensität ist, welche durch die Keramik dringt und  $I_0$  die Lichtenergie welche die Lampe verlässt.  $X$  ist die Keramikdicke und  $t_c$  die Materialkonstante (Brodbelt et al. 1980). Der für die Aushärtung des Komposites wichtige Parameter ist die totale Transmission durch Keramiken, d.h. die Menge an Licht, welche am Kunststoff ankommt, inklusive der Streustrahlung. Der Wert wird bei Brodbelt et al. (1980) mit 27 % angegeben. Die direkte Transmission beträgt dagegen, schon bei Keramikschichtstärken von 1mm, weniger als 1 %. Rueggeberg et al. (1988) hat die Transmission von Kompositen verschiedener Schichtstärken vermessen und ist zu dem Ergebnis gekommen, dass bei 1,5 mm die Transmission noch 22 % beträgt und bei 4 mm Schichtstärke nur noch 2,5 %. Es ergab sich eine exponentielle Abhängigkeit zwischen der Transmission und der Schichtdicke. Dies macht den, in der vorliegenden Arbeit, gefundenen exponentiellen Zusammenhang, zwischen Härte und Keramikdicke, verständlich. Den meisten Keramiken werden Opaker und Oxide zur Farbgebung beigemischt. Diese dienen als Streuzentrum innerhalb der Keramik. Durch die diffuse Lichtstreuung wird ein transluzentes Erscheinen gefördert, welches zur Verbesserung der Ästhetik führt, da sie ein natürlicheres

Aussehen zu Folge hat. Die Zusammensetzung der Keramik spielt bei der Frage, welche Lichtmenge an das Komposit gelangt eine entscheidende Rolle und beeinflusst somit den Polymerisationsgrad des Komposites entscheidend. Da sich mit zunehmender Schichtstärke auch die Opazität der Keramik erhöht, kann man die beiden Parameter nur schlecht unabhängig voneinander diskutieren (Uctalsi et al. 1994). Folgerichtig kam Cardash et al. (1993) zu dem Schluss, dass ab 2 mm Keramikschichtstärke die Farbe einen wesentlichen Einfluss auf die Menge des absorbierten Lichtes hat. Der hier gefundene Unterschied, dass die Keramikart erst ab 3 mm ausschlaggebend ist, lässt sich eventuell dadurch erklären, dass Keramiken verschiedener Hersteller mit äquivalenter Farbe verglichen wurden. Es wurde eine helle Farbe (A 3) gewählt; möglicherweise wären die individuellen Unterschiede der Keramiken bei einer dunkleren Farbe bereits bei geringeren Schichtstärken in Erscheinung getreten. Heid fand in ihrer Dissertation (1998) heraus, dass die Durchhärtetiefe des Klebers primär nicht von der Art der Keramik abhängig ist, sondern von deren Dicke und Farbe. Wahrscheinlich kommen die Unterschiede in der Zusammensetzung der Keramiken, und somit in der Lichtstreuung sowie Absorption, bei der Farbe A 3, erst ab einer Schichtstärke von 3 mm zum Ausdruck.

### **5.3. Diskussion der Bedeutung von Belichtungsdauer, Wellenlänge und Lichtintensität**

Chan und Boyer (1989) fanden das die Belichtungsdauer eines Komposites durch Keramik mit  $t = t_0 T_c^{-\ell/2}$  geschätzt werden kann, wobei  $t_0$  die Zeit ist, die benötigt wird, die maximale Oberflächenhärte des Kunststoffes ohne darüber liegende Keramik zu erreichen und  $t$  ist die Zeit, die benötigt wird, um maximale Härte mit darüber liegender Keramik zu erreichen.  $T_c$  ist der Transmissionskoeffizient und  $\ell$  die Keramikdicke. Folglich heißt das, dass dickere Keramikschichtstärken sowie dunklere Keramikfarben durch eine Verlängerung der Belichtungsdauer

kompensiert werden können. Bei dunkleren Keramiken verlängert sich die benötigte Belichtungszeit mit dickeren Schichtstärken viel schneller (Yearn 1985). Jedoch fanden Blackman et al. (1990), dass unter Keramiken mit der Schichtstärke von 4 mm, auch bei einer Erhöhung der Belichtungszeit auf 120 s, keine maximale Aushärtung erreicht wird.

Kampherchinon, der Initiator in lighthärtenden Kompositen, hat ein Absorptionspeak bei 470 nm, aber trotzdem absorbiert er Licht in einem Spektrum von 410-510 nm (Cook 1982). Die Lichtstreuung sinkt mit steigender Wellenlänge (Brodbelt et al. 1980). Yearn (1985) fand eine Härtesteigerung des Komposites bei einer Steigerung der Wellenlänge von 454 nm auf 476 nm. Jedoch war die Härte bei einer Wellenlänge von 501 nm deutlich geringer. Es ist daher wünschenswert, dass die verwendeten Lampen ihr Leistungsmaximum bei 470 nm haben. Die Apollo 95 E hat ein sehr enges Emmissionsspektrum zwischen 440 nm und 495 nm, dies kann sich negativ auf die Aushärtung einiger Komposite auswirken, da neben Kampherchinon auch Initiatoren mit wesentlich tieferen Absorptionsmaximum verwendet werden. Die Härte von lichtaktivierten Kompositen hängt von der Lichtintensität ab (Watts et al. 1984), eine Verringerung der Lichtintensität lässt sich laut Chan et al. (1989) durch eine Verlängerung der Belichtungszeit kompensieren. Also müsste auch der Umkehrschluss gültig sein, dass eine Verringerung der Belichtungszeit sich durch eine Vergrößerung der Lichtintensität kompensieren lässt. Die möglichen Probleme bei der Polymerisation mit erhöhter Lichtintensität sind erhöhte Schrumpfung und mehr Stress innerhalb des Kunststoffes, da der Gelzeitpunkt, ab dem keine Bewegung der Moleküle mehr möglich ist, viel schneller erreicht wird. Zusätzlich kann es zur vermehrten Wärmebildung kommen, welche zu Pulpaschäden führen könnte. In der vorliegende Arbeit hat sich gezeigt, dass eine Erhöhung der Lichtintensität von 580 mW/cm<sup>2</sup> auf 1370 mW/cm<sup>2</sup> nicht erlaubt, die Belichtungszeit von 40 s auf 9 s zu reduzieren. 3 s Polymerisation mit einer Lichtintensität von 1370 mW/cm<sup>2</sup> waren schon ab 1 mm Keramiksichtstärke unzureichend.

## 5.4. Abhängigkeit der Parameter

Die univariate Varianzanalyse ergab eine Abhängigkeit aller Parameter, d.h. es ist nur eingeschränkt möglich, den Einfluss eines einzelnen Parameters auf die Vickershärte zu bestimmen. Für die univariate Varianzanalyse wäre ein vollständiges faktorielles Design wünschenswert gewesen. Da aber für jeden möglichen Fall je drei Proben erstellt wurden und an jeder Probe vier Messungen durchgeführt wurden, wäre es bei einem vollständig faktoriellen Design zu einer unübersichtlich großen Menge an Messungen gekommen. Es wurde probiert, im Rahmen von Vorversuchen, die Datenmenge durch die Anwendung orthogonaler Arrays zu reduzieren. Mit den von Taguchi vorgeschlagenen Versuchsplänen war es jedoch nicht möglich, vier Einflußfaktoren mit bis zu drei verschiedenen Niveaus in einem Design zu untersuchen. Daraus ergaben sich Probleme in der Anwendung und Auswertung, vor allem in Bezug auf eventuelle Wechselwirkungen der Parameter. Schließlich wurde der Versuchsaufbau so gewählt, dass die Oberflächenhärte als Referenz gewählt und mit 100 % gleichgesetzt wurde, wenn zwischen Komposit und Lichtquelle keine Keramik war und die Probe mit der Elipar trilight (ESPE) 40 s belichtet wurde. Die relative Härteänderung wurde in Prozent ausgedrückt. Eine Aushärtung von weniger als 80 % wurde als unzureichend angesehen (Watts et al. 1984). Erreichte ein Komposit mit einer Lampe unter einer bestimmten Schichtstärke bereits eine Aushärtung von weniger als 80 %, wurde darauf verzichtet die nächstdickere Schichtstärke zu verwenden.

Die Probenherstellung dauerte etwa 15 Minuten pro Probe. Dabei entfielen fünf Minuten auf das Einbringen in den Probenhalter sowie die Lichthärtung und die Entfernung der Inhibitionsschicht. Die restlichen zehn Minuten nahm die Politur der Proben in Anspruch. Das Messen einer Probe dauerte 20 Minuten, da pro Probe vier Stichproben erhoben wurden und der Prüfkörper eine Minute lang belastet wird. Hinzu kommt die Zeit für die Suche nach einem geeigneten Messort und das Ablesen der Diagonalen. Da für jeden möglichen Fall je drei

Proben hergestellt wurden und sich 75 zu untersuchende Fälle ergaben, dauerte die gesamte Probenherstellung etwa 60 Stunden und deren Vermessung etwa 80 Stunden. Hinzu kamen etwa drei Stunden für die Herstellung der Keramikscheiben in den Schichtstärken 1, 2, 3 und 4 mm. Die Eingabe der Daten und deren Auswertung summierte sich auf etwa 12 Stunden.

## **5.5. Methodenkritik**

### 5.5.1. Vickershärte als Maß der Polymerisation:

Die Aushärtung kann durch mehrere Methoden getestet werden. Optische Mikroskope, Kratztest, Härtetest und Infrarot-Spektroskopie (FT-IR) sind mögliche Verfahren. Wobei nur die Infrarotspektroskopie ein direktes Verfahren zur Messung des Konversionsgrades darstellt, die anderen sind nur indirekte Verfahren.

Bei dem direkten Vergleich der vier Methoden fanden DeWald et al (1987), dass die optische Methode und der Kratztest ähnliche Ergebnisse brachten, aber beide das Ausmaß der Aushärtung überschätzen. Die Infrarotspektroskopie und die Härtemessungen ergaben auch eine hohe Korrelation (DeWald et al. 1987). Die Infrarotspektroskopie wurde als empfindlichste Methode zur Polymerisationsmessung angesehen.

Bei der optischen Methode wird die Änderung der Transluzenz der Komposite gemessen, um die Aushärtetiefe zu bestimmen (DeWald et al. 1987). Newman et al. (1983) verwendete diese Methode, um die Linie zwischen ausgehärteten und nicht ausgehärteten Material zu bestimmen.

Beim Kratztest wird der nicht ausgehärtete, weiche Anteil der Probe entfernt und die Dicke des verbleibenden Komposites vermessen, wobei der Wert halbiert wird, und als ausgehärtet angenommen wird.

Bei der Infrarot-Spektroskopie wird der Prozentsatz der Doppelbindungen, die während der Polymerisation in Einfachbindungen umgewandelt werden, gemessen (Asmussen 1982). Die Kohlenstoffdoppelbindungen erzeugen einen

Peak bei  $1640\text{ cm}^{-1}$  und der aromatische Ring des Bis-GMA bei  $1620\text{ cm}^{-1}$  (DeWald et al. 1987). Diese Auswertungsmethode erlaubt jedoch nur qualitative Aussagen zur Polymerisation, wenn die Zusammensetzung der Komposite und der jeweilige Anteil der Einzelkomponente genau bekannt ist. Manche Kunststoffe, wie Variolink II high und Tetric cavifil classic, enthalten Urethandimethacrylat das keinen aromatischen Ring enthält und sich somit der Messung entzieht. Des weiteren muss berücksichtigt werden, dass die Komposite meistens Kampherchinon als Photoinitiator enthalten, welcher auch einen Phenolring beinhaltet, und somit die Messergebnisse zusätzlich verfälscht. Weiterhin gibt es keine universelle Methode für die Bestimmung der Konversionsrate, welche sowohl aromatische und aliphatische Monomere berücksichtigt. Auf Grund dieser Schwierigkeiten und der fehlenden Information über alle Bestandteile, wie Stabilisatoren, Initiatoren usw., wurde der Vickershärtemessung, als einfache und verlässliche Methode, der Vorzug gegeben.

Da verschiedene Komposite eine unterschiedliche Härte erreichen können (siehe oben), ist es möglich, dass zwei verschiedene Komposite dieselbe Härte erreichen, aber nicht denselben Polymerisationsgrad erreicht haben (DeWald et al. 1987). Daher darf die Härte nur innerhalb eines Komposites als Maß der Polymerisation angesehen werden. Härte kann jedoch auch durch innere Spannungen im Komposit entstehen. Zum einen kann es zur Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung kommen (Kunzelmann et al. 1990), zum anderen besteht auch die Möglichkeit, dass durch die Verwendung von Lampen mit sehr hohen Intensitäten der Gelzeitpunkt sehr früh erreicht wird. Das frühzeitige Überschreiten des Gelzeitpunktes führt zu Spannungen, da es die Moleküle „einfriert“ bevor sie ihre optimale Endposition erreichen konnten in der sie einen relaxierten Verbund bilden. Obwohl diese Spannungen die Härte des Komposites steigern sind sie nicht als Vorteil zu betrachten, da sie den Klebeverbund zwischen Komposit und Zahn schwächen, bzw. zu Randspalten zwischen Komposit und Zahn führen können.

### 5.5.2. Probenherstellung

Ein Problem bei der Probenherstellung ist die Entfernung der Inhibitionsschicht. Die Proben wurden so lange poliert bis sie eine glänzende Oberfläche hatten. Für die Messung der Vickershärte ist dieses Vorgehen notwendig, da nur lichtreflektierende Oberflächen unter dem Mikroskop wahrgenommen werden können. Es ist also nicht klar, in welcher Tiefe der Probe genau gemessen wurde. Da aber das verwendete Schmiergelpapier 1200 Körnung aufwies und das Polierspray 1  $\mu\text{m}$  Polierpartikel hatte, ist davon auszugehen, dass der Substanzverlust durch die Politur 50  $\mu\text{m}$  nicht überschritten hat. Dieser Wert beeinflusst die Messergebnisse erheblich, da er ein Maß für die Genauigkeit darstellt. Außerdem besteht die Gefahr, dass bei zu hohem Materialverlust die Durchhärtung unterschätzt wird. Andererseits werden die oberflächlichen 150  $\mu\text{m}$  des Komposites, durch die Sauerstoffinhibitionsschicht, nicht richtig gehärtet und müssen somit, vor der Messung, entfernt werden (Marxkors et al. 1978). Durch die Verwendung von Frasacostreifen wird versucht die Sauerstoffinhibitionsschicht auf ein Minimum zu reduzieren, die Effektivität dieses Verfahrens ist aber nicht nachhaltig gesichert. Dieser Sachverhalt relativiert die Messergebnisse zusätzlich. Es wäre genauer, ein Härteprofil der Probe durch Messungen in die Tiefe zu erstellen. Das unzureichende Anmischen bei den dualhärtenden Kompositen ist zusätzlich eine mögliche Fehlerquelle, die aber systemimmanent ist und sich daher nicht beseitigen lässt.

### 5.5.3. Lichtintensität

Die mit dem Model 100 curing radiometer gemessene Lichtintensität der Elipar trilight (ESPE) betrug 580  $\text{mW}/\text{cm}^2$ . Der Kalibrierungsmodus der Lampe zeigte hingegen eine Lichtintensität von 750  $\text{mW}/\text{cm}^2$  an. Beide Messungen sind nicht geeichte Relativmessungen, da z. B. die Wellenlänge nicht linear interpoliert wird. Diese Geräte dienen nur der Qualitätssicherung. Solange kein Leistungsabfall, relativ zum Ausgangswert beobachtet wird, ist die Lampe in Ordnung. Da die Geräte, die in der Doktorarbeit verwendet wurden, bereits

gebraucht waren, lässt sich nicht sagen, ob ein Leistungsabfall stattgefunden hat. Bei der Apollo 95 E (Henry Schein) war es nicht möglich die Lichtintensität zu messen, da so hohe Lichtintensitäten nicht mehr auf der Skala des Messgerätes waren. Es lässt sich also nicht sagen, ob die vom Hersteller propagierten 1370 mW/cm<sup>2</sup> tatsächlich erreicht werden.

#### 5.5.4. Das Vickershärtemessgerät

Bei dem verwendeten Gerät ist der subjektive Einfluss des Messenden sehr hoch, da die Diagonalen, die die Pyramide hinterlässt, unter dem Mikroskop vermessen werden. Die Oberflächen der Kunststoffe, auch bei Politur, reflektieren das Licht jedoch nur mäßig. Es war daher schwierig, Anfang und Ende der Diagonalen genau zu definieren. Dies führte zu einer erhöhten Streuung der Werte, welches die statistische Trennschärfe herabsetzte. Außerdem darf nicht außer Acht gelassen werden, dass ein Teil der Verformung, der durch das Eindringen des Prüfkörpers in den Kunststoff entsteht, elastisch ist, sich also der Messung entzieht. Der Eindruck den der Prüfkörper im Komposit hinterlässt ist geringfügig kleiner als jener während der Belastung, da das Komposit nach Entfernen des Prüfkörpers relaxiert, was in den elastischen Anteilen der Matrix begründet liegt.

#### 5.5.5. Der Versuchsaufbau

Die Oberflächenhärte wurde als Referenz gewählt und mit 100 % gleichgesetzt, wenn zwischen Komposit und Lichtquelle keine Keramik war und die Probe mit der Elipar trilight (ESPE) vierzig Sekunden belichtet wurde, da alle Komposite ihre maximal gemessene Härte unter dieser Versuchsbedingung erreichten. Die relative Härteänderung wurde in Prozent ausgedrückt. Da die Vickershärte als 100 % angenommen wurde, welche unter der besten Lampe mit der längsten Belichtungszeit gefunden wurde fallen die anderen Lampen sehr schnell ab. Hätte man für jede Lampe einen eigenen 100 % Wert definiert wäre auch ein Vickershärteabfall bis auf 50 % tolerierbar gewesen. Für einen direkten Vergleich der Lampen wäre diese Methode aber ungeeignet gewesen.

## 6. Zusammenfassung:

Ziel der Studie war, festzustellen welchen Einfluss die einzelnen Parameter wie Belichtungsdauer, Lichtintensität, Keramikdicke, Keramikart und Farbe sowie Aushärtemechanismus der Kunststoffe auf den Polymerisationsgrad von Kompositen haben. In die Versuchsreihe wurden die Komposite Rely X ARC (3M – ESPE, Seefeld, Deutschland), sowie Variolink II high (Vivadent, Schaan, Lichtenstein) aufgenommen, wobei es sich um dualhärtende Resin Zemente handelt. Zusätzlich wurde das rein lichthärtende Komposit Tetric cavifil classic (Vivadent, Schaan, Lichtenstein) verwendet. Bei den Keramiken handelte es sich um Vitablocs Mark II für Cerec (Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen, Deutschland), ProCAD (Ivoclar, Vivadent, Schaan, Lichtenstein) sowie das Komposit Paradigm MZ 100 Blocks (3M – ESPE, Seefeld, Deutschland). Die Schichtstärken variierten zwischen einem und vier mm. Die verwendeten Keramiken und Komposite waren jeweils Fabrikate der Farbe A 3. Es wurden die Lampen Elipar trilight (ESPE, Seefeld, Deutschland) und die Apollo 95 E (Henry Schein, Konstanz, Deutschland) in den Versuchsaufbau integriert. Bei der Elipar trilight handelt es sich um eine Halogen Lampe, welche im Standardmodus mit einer Belichtungszeit von 40 s benützt wurde. Die Apollo 95 E ist eine Plasmalampe und weist somit eine deutlich höhere Lichtintensität als eine Halogenlampe auf. Die untersuchten Belichtungszeiten mit der Apollo 95 E betragen 3 und 9 s.

Um die Anzahl der nötigen Versuche auf ein sinnvolles Maß zu reduzieren, wurde die Vickershärte, die bei einer Belichtungsdauer von 40 s mit der der Elipar trilight (ESPE) und ohne Keramik zwischen Komposit und Lichtquelle erreicht wurde, als 100 % Aushärtung angenommen. Erreichte eine Probe weniger als 80 %, wurde darauf verzichtet die nächst dickere Keramiksichtstärke zu untersuchen.

Die univariate Varianzanalyse ergab eine Abhängigkeit aller Parameter. Es lässt sich dennoch sagen, dass wenn alle anderen Faktoren gleich bleiben würden und

man immer nur eine Variable verändert, sich folgendes negativ auf den Polymerisationsgrad auswirken würde: Verringerung der Belichtungsdauer, Verringerung der Lichtintensität, Verschmälerung des Emissionsspektrums, Vergrößerung des Abstandes der Lichtquelle zum Komposit, dicke Keramiksichtstärken, opake Keramiken (wobei Keramiken mit der Zunahme der Schichtstärke auch an Opazität zunehmen).

Die größte absolute Härte erreichte Tetric cavifil classic mit 80,9 HV. Die niedrigste absolute Härte wies Rely X ARC, mit 45,8 HV, auf. Tetric cavifil classic, als Vertreter der rein lichthärtenden Komposite, reagierte jedoch viel empfindlicher auf Lichtreduktion, herbeigeführt durch kürzere Belichtungsdauer und dickere Keramiksichtstärken, als die beiden Vertreter der dualhärtenden Komposite.

Ab einer Keramiksichtstärke von 3 mm sollte ein dualhärtendes Komposit verwendet werden, um eine adäquate Polymerisation zu gewährleisten. Diese Forderung kann auch auf Grund der Tatsache, dass eine Stichprobe des dualhärtenden Komposites, Variolink high II, ohne Belichtung, nur eine Aushärtung von 73 % ergab, aufrecht erhalten werden, da durch die chemische Komponente eine „Grundaushärtung“ gegeben ist, welche durch zusätzliche Belichtung, also Aktivierung des lichthärtenden Systems, weiter gesteigert wird. Klinisch relevant ist diese Erkenntnis für das Eingliedern von Teilkronen, da sie leicht entsprechende Dicken erreichen und überschreiten. Bei Veneers hingegen kann ein rein lichthärtendes Komposit durchaus das Mittel der Wahl sein, da Veneers eine Schichtstärke von 2 mm selten überschreiten.

## 7. Literaturverzeichnis

- Alexandridis A, Nolden R:** Neue Erkenntnisse über die Abnutzung von Kompositions-Füllungsmaterialien. *Quintessenz* 1984;4:679
- Althoff O, Hartung M:** Advances in light curing. *Am J Dent* 2000;13:77D-81D
- Asmussen E:** Restauratives resins: hardness and strenght vs. quantity of remaining double bonds. *Scan J Dent Res* 1982;90:484-489
- Barton J A, Burns C L, Chandler H H, Bowen R L:** An experimental radiopaque composite material. *J Dent Res* 1973;52:731
- Bassiouny M A, Grant A A:** A visible light cured composite restorative material. *Br Dent J* 1978;145:327
- Becker J:** CAD/CAM in der Zahnmedizin (Teil 1). *Zahnärztl Welt* 1996;105:119
- Bessing C, Molin M:** An in vivo study of glass ceramic (Dicor®) inlays. *Acta Odontol Scand* 1990;48:351
- Binns D:** Die chemischen und physikalischen Eigenschaften des Dentalporzellans. In: McLean J W (Hrsg): *Dental-Keramik*, Quintessenz 1984;41-81
- Birdsell D C, Bannon P J, Webb P B:** Harmful effects of near ultraviolet radiation used for polymerisation of a sealant and a composite resin. *J Am Dent Assoc* 1977;94:311-314
- Blackmann R, Barghi N, Duke E:** Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent* 1990;63:295-300
- Bowen H K:** Moderne keramische Werkstoffe. In: *Spektrum der Wissenschaft* 1986; 140-149
- Bowen R L:** Compatibility of various materials with oral tissues. I: The components in the composite restauration. *J Dent Res* 1979;58:1493
- Brodbeck U, Schärer P:** Keramikinlays als Seitenzahnrestauration. *Schweiz Monatszeitschr Zahnmed* 1992;102:331-337
- Brodbelt R H W, O'Brien W J, Fan P L:** Translucency of dental porcelains. *J Dent Res* 1980;59:70-75
- Büchner W, Schliebs R, Winter G, Büchel K H:** Industrielle Anorganische Chemie. Verlag Chemie, Weinheim 1984
- Cardash H S, Baharav H, Pilo R, Ben-Amar A:** The effect of porcelain color on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 1993;69:620-3
- Chandler H H, Bowen R L, Pfaffenberger G C, Multineaux A L:** Clinical evaluation of a radiopaque composite restorative material after three and a half years. *J Dent Res* 1973;52:1128

- Chan K C, Boyer D B:** Curing Light-activated Composite Cement through Porcelain. *J Dent Res* 1989;68:476-480
- Cobb D S, Dederich D N, Gardner T V:** In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser. *Lasers Surg Med* 2000;26:386-97
- Cook W D:** Spectral distributions of dental photopolymerization sources. *J Dent Res* 1982 ;61 :1436-1438
- Craig R G :** Composition and properties of composite resins. *Dent Clin North Am* 1981;25:219-239
- Davidson C L, Feilzer A:** Polymerization shrinkage and polymerization shrinkage stress in polymer-based restoratives. *J Dent* 1996;25:435-440
- DeWald J P, Ferracane J L:** A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res* 1987;66:727-730
- Edelhoff D, Marx R:** Adhäsion zwischen Vollkeramik und Befestigungskomposit nach unterschiedlicher Oberflächenbehandlung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995;50:112-117
- El-Mowafy O M, Brown J W, McComb D:** Radiopacity of direct ceramic inlay restoratives. *J Dent* 1991;19:366-368
- Fairhurst C W:** Dental Ceramics: The state of the science. *Adv Dent Res* 1992;6:78-81
- Fan P L, Leung R L, Leinfelder K F:** Visible light-cured composites and activating units. *J Am Dent Assoc* 1985;110:100-103
- Ferracane J L:** Status of research on new fillers and new resins for dental composites. pp. 3 – 29, in: Tagami J, Toledano M, Prati C (Eds.): *Advanced Adhesive Dentistry - 3rd International Kuraray Symposium 1999*. ISBN: 88-87961-00-X, Grafiche Erredue, Cirimido (Como, Italy), 2000
- Finger W, Jørgensen K D:** Porosität von Kompositfüllungsmaterialien. *Schweiz Mschr Zahnheilk* 1977;87:482
- Fleming M G, Maillet W A:** Photopolymerization of composite resin using the argon laser. *J Can Dent Assoc* 1999;65:447-50
- Geist-Gerstdorfer J, Kanjantra P, Pröbster L, Weber H:** Untersuchungen der Bruchzähigkeit und des Risswachstums zweier vollkeramischer Kronen- und Brückensysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993;48:685-691
- Haak R, Noack M:** Möglichkeiten der Röntgendiagnostik bei Amalgamersatzmaterialien. *Quintessenz* 1996;47:1551-1559

- Hahn R:** Kennzeichnende Eigenschaften keramischer Restaurationswerkstoffe und deren Auswirkung auf die klinische Anwendung. Teil 1: Konventionelle Dentalporzellane. Dent Lab 1994;42:51
- Hahn R, Löst C:** Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:484-487
- Hahn R, Löst C:** Konventionelle Dentalporzellane versus bruchzähe Hochleistungskeramiken. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:659-664
- Hahn R, Wolf M:** Fraktographische Bruchflächenanalyse laminiertes vollkeramischer Frontzahnkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:316-320
- Hahn R, Wolf M, Breunig A:** Hochleistungskeramik – eine aktuelle Standortbestimmung. Philip J 1996;13:311
- Harrison A, Draughn R A:** Abrasive wear, tensile strength and hardness of dental composite resin – is there a real relationship? J Prosthet Dent 1976;36:395
- Hasegawa E A, Boyer D B, Chan D C N:** Hardening of dual-cured cements under composite resin inlays. J Prosthet Dent 1991;66:187-92
- Hausner H:** Oxidkeramik. In: Scholze H (Hrsg.): Keramik, Teil 2 Keramische Werkstoffe, 6. Aufl. Springer, Berlin 1983, S.166-202
- Heid M:** Durchhärtetiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik. Dissertation 1998.
- Hellwig E, Klimek J, Attin T:** Einführung in die Zahnerhaltung. Urban und Fischer. München, Jena 1999
- Hennicke H W:** Zum Begriff Keramik und zur Einteilung keramischer Werkstoffe. Ber Deutsch Keram Ges 1967;44:209-211
- Hickel R, Kunzelmann K-H:** Keramikinlays und Veneers. Carl Hanser Verlag München Wien 1997
- Hinoura K, Miyazaki M, Onose H:** Influence of argon laser curing on resin bond strength. Am J Dent 1993;6:69-71
- Hohmann A:** Lehrbuch der Zahntechnik, Bd. 3 (Universalien der Werkstoffkunde), Quintessenz, Berlin, 2. Aufl.,1993
- Ibsen R L:** Fixed prosthetics with a natural crown pontic using an adhesive composite. Case history. J South Calif Dent Assoc 1973;41:100
- Inokoshi S, Willems G, Van Meerbeek P, Lambrechts P, Braem M, Vanherle G:** Dual-cure luting composites, Part I: Filler particle distribution. J Oral Reh 1993;20:133
- Jäger K, Wirz J, Schmidli F:** Porzellaninlays als Amalgamersatz. Schweiz Monatschr Zahnmed 1990;100:1345-1350

- James D F:** Zahnfarbene Inlays mit der SR-Isosit Inlay/Onlay Technik. Quintessenz 1986;37:1665-1671
- Jandt K D, Mills R W, Blackwell G B, Ashworth S H:** Depth of cure and compressive strenght of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). Dent Mater 2000;16:41-7
- Jones D W:** Die Festigkeit der Dentalkeramik und ihre Ursachen. In: Mc Lean J w (Hrsg.), Dental-Keramik, Quintessenz, Berlin 1984;83-141
- Kelly J R, Nishimura I, Campball S D:** Ceramics in dentistry: Historical roots and current perspectives. J Prosthet Dent 1996;75:18
- Kollmannsperger P, Viohl J:** Biegebruchfestigkeit und Füllungskunststoffe in Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis. Dt Zahnärztl Z 1977;32:529
- Krämer N:** Die Klebefuge bei zahnfarbenen Inlays- Ein locus minoris resistentiae? Habilitation. Verlag Lengenfelder. Erlangen 1999
- Krejci I, Lutz F:** Tulux-Zement Ein neuer, zweizeitig lichthärtender Kompositzement für adhäsiv verankerte Restaurationen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1989;99(4):455-459
- Krejci J, Lutz F, Sener B, Jenss J:** Röntgenopazität von zahnfarbenen Inlaymaterialien und Kompositzementen. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1991;101:299-304
- Kunzelmann K-H:** Verschleißanalyse und –quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Habilitation. Shaker Verlag. Aachen 1998
- Kunzelmann K-H, Hickel R:** Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei Komposit-Klebern. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:699
- Li Y, Swartz M L, Phillips R W, Moore B K, Roberts T A:** Effect of filler content and size on properties of composites. J Dent Res 1985;64:1396-1401
- Lutz F, Phillips R, Roulet J – F, Imfeld T:** Komposits – Klassifikation und Wertung. Schweiz Mschr Zahnheilk 1983;93:914
- Mabie C P, Menis D L:** Microporous glass fillers for dental composites. J Biomed Mater Res 1987;12:435
- Manneberg F, Downen B, Göran E:** Kunststoff-Füllungen im Seitenzahnbereich. Fünf Jahre klinische Erfahrung mit Isocap und drei verschiedenen konventionellen Composites I, Quintessenz 1983;5:911
- Manneberg F, Downen B, Göran E:** Kunststoff-Füllungen im Seitenzahnbereich. Fünf Jahre klinische Erfahrung mit Isocap und drei verschiedenen konventionellen Composites II, Quintessenz 1983;6:1135

- Manneberg F, Downen B, Göran E:** Kunststoff-Füllungen im Seitenzahnbereich. Fünf Jahre klinische Erfahrung mit Isocap und drei verschiedenen konventionellen Composites III, Quintessenz 1983; 7: 1319
- Manhart J, Hickel R:** Longevity of restorations. In: CONSEURO 2000. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin (2000).
- Manhart J, Kunzelmann K-H, Chen H Y, Hickel R:** Condensable composites, hybrid composites, ion-releasing composites and ormocers as dental restorative materials: determination of fracture mechanical properties, Vickers hardness and wear resistance. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 53: 353 - 361 (2000).
- Marxkors R, Meiners H:** Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. Carl Hauser Verlag München, Wien 1978
- Marx R:** Moderne keramische Werkstoffe für ästhetische Restaurationen – Verstärkung der Bruchzähigkeit. Dtsch Zahnärztl Z 1993;48:229-236
- McLean J W:** Perspektiven der Zahnärztlichen Keramik. In: Mc Lean J W (Hrsg.), Dental-Keramik, Quintessenz, Berlin 1984,13-40
- Mehl A, Godescha P, Kunzelmann K.H, Hickel R:** Randspaltverhalten von komposit- und Keramikinlays bei ausgedehnten Kavitäten. Dtsch Zahnärztl Z 1996;51:701-704
- Michalske T A, Bunker B C:** Wie Glas bricht. In: Spektrum der Wissenschaft 1988;114-121
- Miller M., Truhe T:** Lasers in dentistry: an overview. JADA, 1993; 124(2): 32-37
- Mörmann W, Ameye C, Lutz F:** Komposit-Inlays: Marginale Adaptation, Randdichtigkeit, Porosität und okklusaler Verschleiss. Dtsch Zahnärztl Z 1986;37:438-441
- Newman S M, Murray G A, Yates J L:** Visible lights and visible light-activated composite resins. J Prosthet Dent 1983;50:31-35
- Noack M J:** Die Passgenauigkeit von Komposit-, Glaskeramik- und Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 1992
- Nolden R :**Die Frontzahnfüllung. Habilitationsschrift, Med Fak D Uni Köln 1978
- Nolden R:** Kompositions – Kunststofffüllungen. Deutscher Zahnärztekalendar 1985, Hanser Verlag München 1986
- Nomura Y, Teshima W, Tanaka N, Yoshida Y, Nahara Y, Okazaki M:** Thermal analysis of dental resins cured with blue light-emitting diodes (LEDs). J Biomed Mater Res 2002;63:209-13
- O'Brien W J, Yee J:** Surface structure of class II composite restorations after clinical wear. J Dent Res 1979;58A:Abstract Nr. 942

- Öl H J:** Characterisation and sintering of powders. Symposium on Agglomeration Philadelphia. Hrsg. W A Kuepper, Interscience Publishers, Wiley, New York 1961
- Pfaffenbarger G C, Nelson R J, Sweeny W T:** Direct and indirect filling resins: A review of some physical and chemical properties. J Am Dent Assoc 1953;47:51
- Pick R M:** Using laser in clinical dental practice. J Am Dent Assoc 1993;124:37-47
- Reinhardt K J, Smolka R:** Kunststoffe im Seitenzahnbereich – Füllung oder Inlay. Dtsch Zahnärztl Z 43 1988;46:132-134
- Richter W:** Inlays und Onlays aus Keramik. Dtsch Zahnärzteblatt 1987;96:336-342
- Rose D, Platzer U, Roth K K F:** Untersuchung zur Kompositfuge bei computererstellten Keramikinlays. Dtsch Zahnärztl Z 1990;45:677-679
- Roulet J F:** Seitenzahnkomposits. Vortrag anlässlich des 25. Hessischen Zahnärztetages am 15.9.1984
- Roulet J F, Herder S:** Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 1989;79:908-913
- Roulet J F, Mettler P, Friedrich U:** Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich. Dtsch Zahnärztl Z 1987;33:206
- Roulet J F, Mettler P, Friedrich U:** Studie über die Abrasion von Komposits im Seitenzahnbereich - Resultate nach drei Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 1980;35:493
- Rueggeberg F A, Craig R G:** Correlation of Parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. J Dent Res 1988;67(6):932-937
- Rümann F, Lutz F:** Komposits als Amalgamersatz – Klinische und experimentelle Resultate. Quintessenz 1980;3:133-143
- Salmang H, Scholze H:** Keramik Teil 1: Allgemeine Grundlagen und wichtige Eigenschaften. 6. Aufl., 1982
- Sarginson A E, McCabe J F, Gordon P H:** An ex vivo study of self-, light-, and dualcured composites for orthodontic bonding. Br J of Orthodont 1995;22:319-323
- Scheufele P:** Einfluß experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite. Dissertation 2000. München
- Schmalz G, Federlin M, Geurtsen M, Sind W:** Sind Keramik-Inlays und Veneers wissenschaftlich anerkannt? Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:197-208
- Schmalz G, Geurtsen W:** Keramik-Inlays und –Veneers. Stellungnahme der DGZMK V 3.0, Stand 2/01
- Schmitz K H:** Dental Keramik In: Eichner K: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung Bd.2, Hüthing, Heidelberg 1981

- Schug J, Pfeiffer J, Sener B, Mörmann W H:** Schleifpräzision und Passgenauigkeit von Cerec-2-CAD/CIM-Inlays. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1995;105:913
- Schüller K H:** Silicatkeramische Werkstoffe. In: Scholze h (Hrsg.): Keramik Teil 2 Keramische werkstoffe 6. Aufl., 1983
- Skjobland K K:** Plaque accumulation on different dental filling materials. Scand J dental Res 1973;81:538
- Söderholm K – J:** Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 1984;10:1248-1254
- Solomon C S, Osman Y I:** Evaluating the efficacy of curing lights. SADJ 1999;54:357-62
- Sproull R C:** Color matching in dentistry. Part III. Color control. J Prosthet Dent 1973;1974:146-154
- Stanley H R:** Local and Systemic Responses to Dental Composites and Glass Ionomers. Adv Dent Res 1992;6:55-64
- Strang R, McCrosson J, Muirhead G M, Richardson S A:** The setting of visible-light-cured resins beneath etched porcelain veneers. Br Dent J 1987;163:149-151
- Strub J R:** Vollkeramische Systeme. Dtsch Zahnärztl Z 1992;47:566-571
- Swartz M L, Philips R W, Rhodes B:** Visible light-activated resins – depth of cure. J Am Dent Assoc 1983;106:634-637
- Sverin C, Maquin M:** Argon laser beams as composite resin light curing agent. Laser in dent, 1st ed., in: Yamamoto H, Atsumi K, Kuskari H, eds. Amsterdam: Excerpta Medica, 1989; 241-242
- Thonemann B, Schmalz G, Brandenstein S, Hiller K A:** Randspaltverhalten von Keramikinlays mit Dentinadhäsiven *in vitro*. Dtsch Zahnärztl Z 1994;49:840-844
- Uctasli S, Hasanreisoglu U, Wilson H J:** The attenuation of radiation by porcelain and its effect on polymerization of resin cements. Journal of Oral Rehabilitation 1994;21:565-575
- Versluis A, Douglas W H, Sakaguchi R L:** Thermal expansion coefficient of dental composites measured with strain gauges. Dent Mater 1996;12:290-294
- Viohl J, Dermann K, Quast D, Venz S:** Die Chemie zahnärztlicher Füllungswerkstoffe. Carl Hanser Verlag München 1986
- Vougiouklakis G, Smith D C:** some mechanical properties of composite restaurativ materials. Can Dent Assoc J 1980;46:504
- Warren K:** An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thickness of porcelain. J Oral Reh 1990;17:327-334
- Watts D C:** Radiopacity vs. composition of some barium and strontium glass composites. J Dent 1987;15:38-43

- Watts D C, Amer O, Combe E C:** Characteristics of visible-light-activated composite systems. Br Dent J 1984;156:209-215
- Weber H, Geis-Gerstdorfer, Simonis A, Diehl J, Frank G:** Voll- und Glaskeramikkronen klinisch betrachtet. Zahnärztl Mitt 1987;16:177-178
- Wegmann U, Darwish M, Nolden R:** In vitro Untersuchungen über die bei unterschiedlichen Kompositions-Füllungsmaterialien erreichbare Oberflächenstruktur. ZWR 1983;92:32
- Willems G, Lambrechts P, Braem M, Celis J P, Vanherle G:** A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. Dent Mater 8:310-319 (1992).
- Witkowski S, Wohlwend A:** Herstellung von Vollporzellan Kronen: Das Aufbrennen auf einen feuerfesten Stumpf. Dent Labor 1986;34:1431-1735
- Xavier D:** Fünf Jahre praktische Erfahrung mit dem Slip-Casting System. Dent Lab 1994;42:473-482
- Yearn J A:** Factors affecting cure of visible light activated composites. Int Dent J 1985;35:218-225

## **8. Danksagung**

Herrn Prof. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann danke ich für die Anregungen zu dieser Arbeit, die wertvollen Ratschläge, die tatkräftige Unterstützung und für die schnelle und profunde Beantwortung aller Fragen.

Bei Frau Dipl. Ing. N. Ilie möchte ich mich ganz besonders für die überaus freundliche und intensive Beratung und Unterstützung bei der Durchführung der Arbeit bedanken.

Herrn Dipl. Physiker G. Hamm danke ich für die kompetente statistische Beratung.

Meinem Freund B. Jelen danke ich für die Vermittlung dieser Arbeit, sowie die schnelle und unbürokratische Behebung aller aufgetretener Computerprobleme. Vielen Dank auch für die unendliche Geduld bei der Beantwortung von banalen Computerfragen (und die Kinofreikarten).

Frau Schunn danke ich für die Erstellung der professionellen Fotos.

Den Zivildienstleistenden F. Tobeck und C. Büttinghaus danke ich für unkomplizierte und zügige Hilfe bei der Literaturbeschaffung.

Bei E. Jelen möchte ich mich herzlich bedanken für die kreativen Übersetzungsformulierungen und die leckeren Mittagessen.

Meinen Eltern will ich besonders danken, dass sie mir die Studienwahl freigestellt haben und dass sie mich bei all meinen Vorhaben immer maximal unterstützt haben, emotional wie finanziell.

## 9. Lebenslauf

Name	Mia Peters, geb. Atanassowa
Geburtsdatum	18.02.1978
Geburtsort	Köln
Staatsangehörigkeit	Deutsch
Eltern	Maria Peters, geb. Atanassowa Boris Peters, geb. Borislav Petkov

### Ausbildung

1984-1988	Besuch der Gebelegrundschule in München
1988-1997	Besuch des Wilhelm-Hausenstein-Gymnasiums in München
1997	Abitur
ab 1997	Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilian-Universität in München
1999	Zahnärztliche Vorprüfung
2003	Staatsexamen