

Aus der Klinik und Polikliniken für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Universität Würzburg

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Direktor: Professor Dr. med. dent. Gabriel Krastl

Aushärtung von Kompositen bei Belichtung durch unterschiedliche Schichtstärken von Keramik

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung der Doktorwürde der

Medizinischen Fakultät

der

Julius-Maximilians-Universität zu Würzburg

vorgelegt von

Arsim Kelmendi

aus Labjane / Kosovo / Nürnberg

Würzburg, Januar 2022



Referent: Priv. -Doz. Dr. med. dent Norbert Hofmann
Korreferent: Prof. Dr. Marc Schmitter
Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 06.04.2022

Der Promovend ist Zahnarzt

Meiner Frau

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung.....	1
1.1. Klinischer Hintergrund.....	1
1.2. Literaturübersicht.....	2
1.2.1. Entwicklung, Einteilung und Eigenschaften der Inlaykeramiken.....	2
1.2.2. Herstellungsverfahren.....	4
1.2.2.1. Additiv formgebende Herstellungsverfahren.....	4
1.2.2.1.1. Sintern.....	4
1.2.2.1.2. Gießen und Pressen.....	4
1.2.2.2. Abtragende Herstellungsverfahren.....	5
1.2.3. Adhäsive Befestigung.....	6
1.2.3.1. Befestigungskomposten.....	6
1.2.3.2. Polymerisation und Initiatorsystem.....	7
1.2.3.3. Chemisch-härtende Komposite.....	7
1.2.3.4. Licht-härtende Komposite.....	8
1.2.3.5. Dual-härtende Komposite.....	8
1.2.4. Polymerisationsgeräte.....	8
1.2.4.1. Halogengeräte.....	9
1.2.4.2. Plasmabogengeräte.....	9
1.2.4.3. Laserpolymerisation.....	10
1.2.4.4. LED-Geräte.....	10
1.2.5. Durchhärtungstiefe (DHT).....	11
1.2.5.1. Quantifizierung der Polymerisation.....	11
1.2.5.2. Beeinflussende Faktoren.....	11

1.2.5.3. Nachhärtung.....	12
1.2.5.4. Oberflächenhärte.....	12
1.2.5.5. Verfahren zur Messung der Durchhärtungstiefe (DHT).....	13
1.2.5.5.1. Direkte Methoden.....	14
1.2.5.5.2. Indirekte Methoden.....	15
1.2.5.5.3. Knoop-Härte und Durchhärtungstiefe (DHT).....	15
1.3. Fragestellung der vorliegenden Arbeit.....	16
2. Material und Methoden.....	17
2.1. Untersuchte Kompositmaterialien.....	17
2.2. Wahl der Lichthärtegeräte und Belichtungsdauer.....	18
2.3. Herstellung der Proben.....	19
2.4. Lagerung der Proben.....	22
2.5. Einbetten der Proben.....	22
2.6. Beschleifen der Proben.....	22
2.7. Härtemessung nach Knoop.....	23
2.8. Keramik.....	24
2.9. Statistische Auswertung.....	24
3. Ergebnisse.....	25
3.1. Tetric Ceram®.....	25
3.1.1. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 1M2.....	28
3.1.2. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 2M2.....	32
3.1.3. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 3M2.....	35

3.1.4. Vergleich der Keramikfarben.....	37
3.2. Härte des Komposits Variolink® in Abhängigkeit von Belichtungszeitpunkt und Belichtungsdauer mit und ohne Durchstrahlung von Keramik.....	37
4. Diskussion	40
4.1. Kritik der Methode.....	40
4.1.1. Auswahl der Keramik.....	40
4.1.2. Photopolymerisation.....	41
4.1.3. Polymerisationsgeräte.....	42
4.1.4. Auswahl des Befestigungskomposits.....	43
4.1.5. Herstellung der Proben.....	44
4.1.6. Lagerung der Proben.....	45
4.1.7. Härtebestimmungen von Kompositen.....	45
4.2. Diskussion der Ergebnissen.....	46
4.2.1. Härtung des lichthärtenden Komposits Tetric Ceram durch die unterschiedlichen Keramikschichtstärken und Farben.....	46
4.2.2. Einfluss der Lichtgeräte und Belichtungsdauer.....	49
4.2.3. Aushärtung des dualhärtenden Materials Variolink.....	51
4.2.4. Vergleich von lichthärtenden und dualhärtenden Kompositen.....	53
5. Zusammenfassung.....	55
6. Literaturverzeichnis.....	57
7. Anhang: Herstellerverzeichnis.....	73

Danksagung

Lebenslauf

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1. Zusammensetzung Tetric Ceram®	17
Tabelle 2. Zusammensetzung Variolink®	18
Tabelle 3. Lichthärtegeräte und Belichtungsdauer in Sekunden.....	19
Tabelle 4. Versuchsprotokoll Tetric Ceram®	21
Tabelle 5. Versuchsprotokoll Variolink®	22
Tabelle 6. Gruppen ohne Messung der Knoop-Härte	25
Tabelle 7. Mittlere Komposithärte in Abhängigkeit von Belichtungsmodus, Keramikschichtstärke und Keramikfarbe	26
Tabelle 8. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 1M2.....	31
Tabelle 9. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 2M2.....	34
Tabelle 10. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 3M2.....	36
Tabelle 11. Komposithärte Variolink® (KHN [MW ± SD]) in Abhängigkeit von sofortige oder verzögerte oder ohne Belichtung, Keramik 5mm 2M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die nicht statistisch signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$).....	39

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1. Schema der Vorrichtung zur Herstellung von Kompositproben	20
Abbildung 2. Härte (KHN 0.5/30; MW ± SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 1M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$).....	28
Abbildung 3. Härte (KHN 0.5/30; MW ± SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 2M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$).....	32
Abbildung 4. Härte (KHN 0.5/30; MW ± SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 3M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$).....	35
Abbildung 5. Variolink®: Knoop-Härte und Belichtungsdauer.....	38

1. Einleitung

1.1. Klinischer Hintergrund

Im Zeitalter der ästhetischen Zahnheilkunde stehen Zahnarzt und Zahntechniker vor neuen Ansprüchen der Patienten. Heute werden im Front- und- Seitenzahnbereich zahnfarbene Restaurationen verlangt, sie sind fast schon selbstverständlich.

Im Vergleich zu den früher verwendeten plastischen Füllungen und Einlagefüllungen aus metallischen Werkstoffen bieten sich heute Komposite und Keramik als zahnfarbene Alternativen zu metallischen Restaurationen an. Durch ihre Lichtreflexion und -transmission unterstützt Vollkeramik das natürliche Erscheinungsbild der Zähne und einer vitalen Rotfärbung der Gingiva. Sie ist auch biokompatibel, besitzt kein allergisches Potential und gewährleistet eine geringe Plaqueanlagerung.

Anfänglich wurden Keramikinlays mit Phosphatzement oder Glasionomerezement befestigt. Damals war aber der Randschluss noch verbesserungswürdig, denn die Rate von Inlayfrakturen oder –verlusten war zu hoch. Bald wurde dieser Mangel mit Befestigungskompositen mit höherer Adhäsion und besserem Abschluss der Restaurationsränder überwunden, die einen langlebigeren Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration gewährleisten (Geppert und Roulet, 1986; Roulet et al., 1988; van Dijken et al., 1998; van Dijken und Hörstedt, 1994). Befestigungskomposite erlauben auch eine bessere farbliche Anpassung an den natürlichen Zahn und haben eine erhöhte Frakturresistenz und Höckerstabilisierung (Malament et al., 2003).

Auch bei ihnen muss wie bei jeder indirekten Versorgung ein kraftschlüssiger und dauerhafter Verbund zwischen Kavität und der Unterseite von Inlays, Veneers oder Teilkronen aus Keramik hergestellt werden. Der Randschluss bei eingesetzten Keramikinlays mit Phosphatzement oder Glasionomerezement war aber noch verbesserungswürdig, denn die Rate von Inlayfrakturen oder Inlayverlusten war zu hoch. Bald wurde mit Befestigungskompositen mit höherer Adhäsion und besserem Abschluss der Restaurationsränder überwunden, die einen langlebigeren Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration gewährleisten (Geppert und Roulet, 1986; Roulet et al., 1988; van Dijken et al., 1998; van Dijken und Horstedt, 1994).

Komposit-Kunststoffe enthalten Substanzen, die prinzipiell allergische Reaktionen auslösen können; allerdings werden diese nur selten beobachtet (Ortengren, 2000). Toxische Wirkungen oder allergische Reaktionen werden bislang für die Vollkeramik nicht beschrieben, da sie biologisch inert ist (Messer et al., 2003).

Mittlerweile ist die Eingliederung von keramischem Zahnersatz im Front und Seitenzahnbereich Routine.

1.2. Literaturübersicht

1.2.1. Entwicklung, Einteilung und Eigenschaften der Inlaykeramiken

Inlays, Teilkronen und Kronen aus Keramik lassen sich nach ihrer klinischen Anwendung oder ihrem Herstellungsverfahren einteilen. Anfänglich wurden Metallkeramikverblendkronen verwendet, bei denen Keramik auf der sichtbaren Außenfläche eines Kronenkäppchens aus Metall aufgebrannt wird. Später wurde bei Galvanokronen ein Innengerüst aus reinem Gold erzeugt und mit Keramik vollverblendet (Wall und Cipra, 1992). Vollkeramikronen und -inlays sind dagegen völlig metallfrei, kaum wasserlöslich und zu etwa 30% kristallin. Silikatische Keramiken bestehen zu 60-80% aus Feldspat, zu 15-35% aus Quarz und zu 0-5% aus Kaolin. Diese werden noch nach Zusammensetzung und Atomanordnung in silikatische (nicht-oxidische) und oxydische Keramiken unterteilt (Hohmann und Hielscher, 2013).

Silikatkeramik (Feldspatkeramik bzw. Glaskeramik) besteht zu mindestens 20 Gew.-% aus Siliziumdioxid (SiO_2). Bei Dentalkeramik sind in die transparente Glasphase kristalline Partikel wie Leuzit eingeschlossen. Sie verleihen der Restauration durch die veränderte Lichtstreuung eine dem Zahnschmelz ähnliche Transluzenz und gewährleisten auch die nötige Standfestigkeit beim Brennen und die erforderliche Endhärte, denn die Atome bzw. oxidischen Molekülgruppen beider Komponenten werden beim Brennvorgang unter hohen Temperaturen kovalent verknüpft. Dann sind höhere Kräfte erforderlich, um diese kovalenten Bindungen zu zerstören. Hat sich aber ein Riss erst einmal gebildet, wächst er weiter. Silikatkeramiken haben deshalb eine geringe Zug- und Biegefestigkeit im Bereich von 100 Megapascal (MPa). Diese Keramiken werden als Sinter-, Gieß-, oder Presskeramik verarbeitet. Sie eignen sich für Verblendungen oder Veneers, Inlays und Teilkronen. Bei ihrer Eingliederung ist eine adhäsive Befestigung erforderlich (Lawson und Burgess, 2014).

Feldspatkeramik wird meist als Verblendkeramik oder in Jacket-Kronen verwendet. Bei ihr entstehen während des Sinterprozesses aus der Feldspatphase Leuzitkristalle, welche beim Brennen die Standfestigkeit und Endfestigkeit erhöhen und es entsteht eine ästhetisch erwünschte Trübung der transparenten Glasphase (Tinschert et al., 2000).

Glaskeramik besteht aus einer Glasphase, in der kristalline Strukturen erst sekundär durch Wärmezufuhr gebildet werden. Dadurch erhält die Keramik eine höhere Stabilität. Zu diesen Glaskeramiken zählt die Presskeramik Empress® (Ivoclar Vivadent), bei denen die Glasphase durch einen erhöhten Leuzitgehalt verstärkt wird. So wird eine Biegefestigkeit von 300-400 MPa und eine Risszähigkeit von 2.8-3.5 MP erreicht (Albakry et al., 2003). Mit einer kristallinen Verstärkung durch Lithiumdisilikat und Lithiumorthophosphat werden bei der Presskeramik Empress2® Festigkeitswerte erreicht, die auch den Einsatz von dreigliedrigen Endpfeilerbrücken bis zum Prämolarenbereich erlauben (Kunzelmann et al., 2005).

Oxidkeramik (oxidisch verstärkte Keramik) wird aus, Aluminiumoxid (Al_2O_3), Magnesiumoxid (MgO) oder Zirkonium(IV)-oxid (ZrO_2) gefertigt oder enthält in ihrem Kristallgitter Kationen verschiedener Elemente. Sie hat neben einer geringen Glasphase eine überwiegend kristalline Struktur. Daraus resultieren bessere mechanische Eigenschaften, vor allem ein verbessertes kritisches Sprödbbruchverhalten. Die Biegefestigkeit der Aluminiumoxidkeramik liegt in einem Bereich von 300–700 MPa. Sie eignet sich deshalb für Einzelkronen und kleine Brücken. Zirkonoxidkeramiken haben unter den Oxidkeramiken das größte Indikationsspektrum und sind am weitesten verbreitet. Sie sind aufgrund ihrer hohen Biegefestigkeit von 900–1200 MPa und der hohen Risszähigkeit für Kronen, große Brücken, Primärkronen und Implantat-Abutments geeignet (Haller et al., 2006; Tinschert et al., 2001).

Oxidkeramiken sind röntgenopak. Ihre hohe Opazität im Bereich des sichtbaren Lichtes verursacht aber einen ästhetischen Nachteil. Ihre Eigenfarbe kann durch Zufügung weiterer Elemente während des Sinterprozesses verändert werden, aber die Transluzenz silikatischer Keramiken bzw. des natürlichen Zahnes erzielen oxidische Keramiken nicht (Pekkan et al., 2011).

Bei allen Oxidkeramiken ist eine Anätzung nicht möglich.

1.2.2. Herstellungsverfahren

Die Herstellungsverfahren werden in „additiv formgebende“ oder „subtraktive bzw. abtragende“ Herstellungsverfahren unterteilt.

1.2.2.1. Additiv formgebende Herstellungsverfahren

Zu den additiven Verfahren zählen die Sintertechnologie sowie das Gießen und Pressen.

1.2.2.1.1. Sintern

Bei diesem Verfahren werden die pulverförmigen Komponenten der Keramik unter Hitzeeinwirkung ohne vollständiges Aufschmelzen zunächst in einem Dubliermodell aus feuerfesten Stümpfen verfestigt und anschließend in mehreren Brennvorgängen gesintert. Die Keramik wird sodann von der Stumpfmasse entfernt, auf dem Meistermodell eingeschliffen und ausgearbeitet (Hickel und Kunzelmann, 2000; Lohbauer et al., 2019).

Dabei muss der thermische Expansionskoeffizient der Modellmasse und der Keramik aufeinander abgestimmt sein, damit die Schrumpfung und Spannungsentwicklung im Material während des Sintervorgangs minimiert wird. Denn beide werden von Faktoren wie Kondensationstechnik, Brenntemperatur, Aufheizzeit der Brenntemperatur, Vakuum und Abkühlzeit unterschiedlich beeinflusst. Dabei sind Lufteinschlüsse in der Keramik zu vermeiden.

1.2.2.1.2. Gießen und Pressen

Seit der Einführung fließfähiger Glasschmelzen lassen sich keramische Restaurationen auch nach dem Prinzip der Lost-Wax-Technik herstellen. Dabei wird zunächst eine Gussform nach einem Wachsmo- dell erzeugt. Die auf dem Meistermodell modellierten Wachsformen werden in eine feuerfeste Masse eingebettet, die nach dem Schmelzen des Wachses als Hohlform zurückbleibt. Diese Hohlform wird sodann nach dem Schleudergussverfahren (Dicor®) oder Pressverfahren (Empress®) mit verflüssigter plastischer Keramik gefüllt (Hickel und Kunzelmann, 2000).

Dicor® wird nach dem Guss mit der Zufuhr von Wärme in einen teilweise kristallinen Zustand überführt und abschließend glasiert.

Bei Empress® erfolgt die Umwandlung des Glases in die Keramik bereits vor der Formgebung unter konstanten Bedingungen beim Hersteller. Durch das Heißpressen in die Hohlform wird die Keramikstruktur verdichtet und durch den hohen Gehalt an Leuzit eine gute Biegefestigkeit erzielt. Dieses Einpressen führt auch zu vergleichsweise homogenen Werkstücken mit weniger Luftporen und einer höheren Passgenauigkeit. So wird die nach ihrer Eingliederung verbleibende Fuge zwischen Restauration und Kavitätenwand kleiner (Hickel und Kunzelmann 2000).

1.2.2.2. Abtragende Herstellungsverfahren

Bei abtragenden Herstellungsverfahren kommen vorgefertigte Keramikrohlinge zum Einsatz. Sie werden industriell hergestellt und haben eine homogene Materialstruktur mit maximaler Verdichtung und porenfreier Sinterung. Diese Keramikrohlinge werden angepasst an die Gestalt der Kavität vom Behandler (chairside) oder im Labor (labside) zu Inlays oder Onlays geschliffen (Mehl et al., 2004). Sie haben eine hohe Biege- und Bruchfestigkeit. Das erste Cerec®-Material war noch grobkörnig und deshalb abrasiv, was anfänglich zu einem großen Antagonistenverschleiß führte. Besonders Vita Mk II ist neben DICOR oder Empress so wenig abrasiv wie der natürliche Zahnschmelz (Krejci et al., 1994).

Die abtragenden Verarbeitungsverfahren sind sehr zeitaufwendig und mit hohen Investitionskosten für die entsprechenden Apparate verbunden.

Von den subtraktiven Verfahren ist das CAD/CAM-Verfahren (Computer Aided Design/Computer Aided Manufacturing, Cerec® Sirona, Bensheim, Deutschland) etabliert: Die Kavität wird direkt im Mund des Patienten mit einer CCD (Charged-Coupled Device)-Miniaturkamera optisch vermessen (optischer Abdruck). Aus den gewonnenen Signalen kann der Zahnarzt über einen Rechner ein Inlay oder Onlay virtuell konstruieren und auf einem Monitor sichtbar machen. Dieses virtuelle Konstrukt wird später aus einem Keramikkörper heraus gefräst und das Werkstück kann noch in derselben Sitzung eingesetzt werden. Für die CAD-CAM-Fertigung keramischer Restaurationen sind präzise Präparationsregeln entwickelt worden (Frankenberger et al., 2015; Hickel und Kunzelmann, 2000). Mit diesem Chairside-System wird die

Herstellung und Eingliederung von Inlays, Onlays, Teilkronen, Veneers und Kronen in nur einer Sitzung möglich (Hickel und Kunzelmann, 2000).

Ein älteres subtraktives Verfahren ist das Kopierschleifen. Hier wird ein Abdruck oder ein Stumpfmodell der Kavität vom Techniker hergestellt. Die Konturen dieses Modells werden von einem Abtaster wie bei einer Schlüssel-Kopiermaschine mechanisch passgenau auf einen Schleifer übertragen, der das Inlay aus einem Werkstoffrohling herausgefräst (Pröbster et al., 1996). Mit einem nachträglichen Optimierungsbrand lässt sich der Randschluss noch verbessern

1.2.3. Adhäsive Befestigung

Ein kraftschlüssiger, dauerhafter und unlösbarer Verbund zwischen Schmelz-, Dentin- und Inlayoberflächen sowie einer Teilkronenunterseite hat eine besondere Bedeutung und wird als „Schlüssel zum Erfolg“ angesehen. Zunächst wurden Keramikinlays mit Phosphatzement befestigt. Keramikinlays bestehen aus einem spröden Werkstoff. Ihre Frakturrate war deshalb sehr hoch (Hickel und Kunzelmann, 2000; van Dijken et al., 1998; van Dijken und Horstedt, 1994). Bald wurde deshalb versucht, diesen Mangel mit Befestigungskompositen mit höherer Adhäsion zu überwinden. Dadurch sollte ein verlässlicher Abschluss der Restaurationsränder und ein möglichst langlebiger Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restauration hergestellt werden. Für den Zahnarzt entfallen damit auch mikro- oder makroretentive Präparationstechniken. Befestigungskomposite gewährleisten zudem auch eine bessere farbliche Anpassung, eine erhöhte Frakturresistenz und eine bessere Höckerstabilisierung (Kawai und Leinfelder, 1995).

1.2.3.1. Befestigungskomposite

Für Komposite gibt es mehrere Einteilungssysteme. Nach der Füllkörpergröße werden sie in makro-, mikro-, und Hybridkomposite unterteilt. Neue Feinpartikel-Hybridkomposite enthalten gemahlene Glasfüllkörper mit einer mittleren Füllkörpergröße im Mikrometerbereich und Siliziumdioxid-Mikrofüller im Nanometerbereich (Eichner und Kappert, 2008). Hybridkomposite haben eine gute Randstabilität mit guter Farbstabilität und eine geringere Abrasion (Leibrock et al., 1997).

Nach der Füllkörpermenge werden niedrig-, mittel- und hochvisköse Komposite unterschieden; nach der Einsetztechnik die herkömmliche von der Ultraschall-Einsetztechnik. Nach der Art der Polymerisationsmechanismen werden Komposite in chemisch-härtende, lichthärtende und dualhärtende Komposite unterteilt (Hellwig et al., 2003).

1.2.3.2. Polymerisation und Initiatorsystem

Die Aushärtung von Kompositen erfolgt als radikalische Polymerisation von Monomermolekülen zu einem größeren Polymer. Für den Start der Polymerisation ist ein freies Radikal notwendig. Deshalb werden Kompositen Initiatoren beigemischt. Diese zerfallen durch chemische oder physikalische Aktivierung zu freien Radikalen, d.h. energiereichen Molekülen, die mit den Doppelbindungen der Monomere reagieren und dabei Polymerketten bilden. Der Polymerisationsgrad (Anteil der in Polymere eingebauten Monomere) und die Konversionsrate (Prozentsatz der umgesetzten Doppelbindungen) sind abhängig vom Initiatorsystem bzw. Härtingsmechanismus des Kompositmaterials (Bouschlicher und Rueggeberg, 2000; Yoshida und Greener, 1994).

Initiatoren werden in selbsthärtende (Dibenzoylperoxid-Amin-System) und lichthärtende (Kampherchinon-Amin) eingeteilt. Abhängig von der Konversionsrate bestimmen sich dann die Härte und weitere mechanisch-physikalischen Eigenschaften des Komposits (Lutz et al., 1992).

1.2.3.3. Chemisch-härtende Komposite

Chemisch härtende (autopolymerisierende) Komposite bestehen aus einem Zwei-Pasten-System; einer Basispaste mit Aminkomponente als Akzelerator und einer Katalysatorpaste, meist mit Benzoylperoxid. Nach dem Zusammenmischen wirkt Dibenzoylperoxid in Verbindung mit einem Amin bereits bei Zimmertemperatur als Initiator. Das Komposit wird in einer einzigen Schicht appliziert und härtet in seinem Gesamtvolumen aus. Einmal angemischt, läuft die Aushärtung solange weiter, wie sich im System noch Reaktionspartner finden. Dies führt zu einer niedrigeren Konversionsrate und damit zu einem höheren Restmonomergehalt, der für eine herabgesetzte Pulpaverträglichkeit und für schlechtere mechanische Eigenschaften verantwortlich sein kann (Geurtsen et al., 1998).

So entstehen leicht Randspalten und eine Desintegration des Verbundes mit der Füllung. Beim Zusammenmischen der beiden Pasten können sich zudem Lufteinschlüsse bilden, die nach dem Aushärten an der Oberfläche als Porositäten mit geringerer Abrasionsfestigkeit und Farbstabilität erscheinen (Ferracane, 2005).

Wegen dieser Nachteile haben chemisch härtende Komposite heute einen nur noch engen Anwendungsbereich (Hellwig et al., 2003).

1.2.3.4. Licht-härtende Komposite

Die Photopolymerisation wird durch eine Lichtquelle mit der Wellenlänge 400-500 nm ausgelöst. Dadurch werden freie Radikale gebildet, welche die Polymerisationsreaktion in Gang setzen. Lichthärtende Komposite sind auch abrasionsbeständiger mit hoher Farbstabilität und können direkt nach der Aushärtung ausgearbeitet werden. An der dem Polymerisationslicht zugewandten Oberfläche des Komposits wird eine Konversionsrate von rund 70% erreicht, die jedoch mit zunehmender Tiefe des Materials sinkt. Deshalb wird das Komposit in mehreren Schichten von jeweils etwa 2 mm appliziert, damit auch in der Tiefe eine ausreichende Durchhärtung zu erreichen ist.

1.2.3.5. Dual-härtende Komposite

Mit dualhärtenden Kompositen sollen die Vorteile der steuerbaren Polymerisationsreaktion bei lichthärtenden Kompositen mit der lichtunabhängigen Aushärtung durch chemisch-härtende Komposite verbunden werden. So kann über die primäre Lichthärtung hinaus eine lichtunabhängige Aushärtung erreicht werden, die besonders in den Tiefen der Kavität notwendig wird (Jung et al., 2006).

1.2.4. Polymerisationsgeräte

Die Polymerisation lichthärtender Komposite lässt sich mit verschiedenen Lichthärtegeräten anregen. Anfänglich waren Halogen- und Plasmabogengeräte in Gebrauch. Bei ihnen muss das Nutzlicht im Wellenlängenbereich zwischen 400 und 500 nm (blaues Licht) aus einem kontinuierlichen Spektrum ausgefiltert werden. Laser- und LED- Geräte können dieses Spektrum direkt erzeugen (Frankenberger, 2008; Lohbauer et al., 2005).

Die erreichbare Durchhärtungstiefe (DHT) lichthärtender Komposite ist dann neben der Wellenlänge des emittierten Lichtes von der Geräteleistung bzw. der Strahlungsflussdichte (mW/cm^2) und der Belichtungsdauer abhängig (Baharav et al., 1988; Rueggeberg et al., 1994).

1.2.4.1. Halogengeräte

Zunächst wurden UV-Lichtgeräte verwendet, die aber für Behandler wie Patienten mit gesundheitlichen Risiken verbunden sind und auch für die Induktion der Polymerisation nicht besonders geeignet sind (Reinhardt und Vahl, 1979).

An ihre Stelle traten später Halogengeräte. In ihnen wird von elektrischem Strom in einem dünnen Wolframfaden Licht erzeugt. Im Widerstand des Metallfadens geht elektrische Energie in Form von Wärme verloren, ein Teil der Energie wird als sichtbares weißes Licht abgestrahlt, von dem durch Blaulichtfilter das erwünschte Nutzlicht im Spektrum von 370 bis 520 nm durchgelassen wird. Dieses Nutzlicht bildet aber nur 1-2% der erzeugten Strahlungsleistung. Halogengeräte haben also einen sehr geringen Wirkungsgrad; der größte Teil der Energie geht als Wärme verloren und macht ein eigenes Luftkühlungssystem notwendig (Dietschi et al., 2003). Der hohe Verschleiß von Bestandteilen der Halogengeräte beeinträchtigt bald auch die erzeugte Lichtintensität, was zu einer reduzierten Polymerisation führt. Der Behandler muss deshalb für regelmäßige und zeitaufwändige Kontrollen der Geräte und den Austausch von Verschleißteilen sorgen (Mills et al., 2002).

1.2.4.2. Plasmabogengeräte

Plasmabogengeräte haben eine höhere Strahlungsintensität als Halogengeräte. In ihnen wird durch eine hohe Spannung zwischen zwei nebeneinander liegenden Elektroden ein Lichtbogen erzeugt. Aus dem dabei entstehenden kontinuierlichen und breitbandigen Spektrum wird wie bei den Halogengeräten das erwünschte Nutzlicht ausgefiltert. Ihr Emissionsmaximum liegt im Wellenlängenbereich zwischen 450 und 490 nm. So kommt eine hohe Kongruenz mit dem Fotoinitiator Kampferchinon zu Stande. Eine Belichtung von Kompositmaterialien führt deshalb zu einem unmittelbaren Start und einer raschen Progression der Polymerisationsreaktion. Komposite mit anderen Initiatorsystemen als Kampferchinon, werden dann mit

Plasmabogengeräten nicht ausreichend polymerisiert (Hofmann et al., 2003a; Hofmann et al., 2000).

1.2.4.3. Laserpolymerisation

Laserstrahlgeräte erzeugen Licht von genau einer Wellenlänge oder von einer geringen Anzahl an verschiedenen Wellenlängen (Liniencharakter). Man wählt dann den Laser so aus, dass das Emissionsspektrum präzise auf das Initiatorsystem in einem Komposit abgestimmt ist. Die applizierte Lichtenergie ist sehr hoch. Dies führt zu einem raschen Start der Polymerisation und zu einer hohen Konversionsrate. Umgekehrt wird eben dadurch aber eine hohe interne Spannung erzeugt, welche die marginale Integrität zwischen Komposit und Schmelz bzw. Dentin verletzen kann.

1.2.4.4. LED-Geräte

LED (Light Emitting Diodes)-Geräte erzeugen auf Basis des Prinzips der Elektrolumineszenz Licht bestimmter Wellenlängen. Dabei werden Kristalle vierwertiger chemischer Elemente (Si, Ge) entweder mit drei- oder mit fünfwertigen Elementen dotiert. Die fünfwertigen Elemente (n-Halbleiter) stellen zusätzliche Elektronen (Überschusselektronen) zur Verfügung, während die dreiwertigen Elemente (p-Halbleiter) freie Plätze auf einer Elektronenschale („Defektelektronen“) zur Verfügung stellen. Legt man eine Spannung an einen Halbleiter aus n-Halbleiter und p-Halbleiter an, so bewegen sich die Überschusselektronen und Defektelektronen auf die Grenzschicht zwischen den beiden Halbleitern zu. In der Grenzschicht kann dann ein Überschusselektron auf einen freien Platz in einer Elektronenschale springen. Da das Überschusselektron ein höheres Energielevel aufweist als der freie Platz, wird die Energiedifferenz in Form eines Lichtquants abgegeben. Durch die Wahl der Dotierungselemente kann die Energiedifferenz zwischen Überschuss- und „Defekt“elektron, und somit die Wellenlänge des emittierten Lichtquants ausgewählt werden. So wird die Verwendung von Filtern wie bei den vorgenannten Polymerisationsgeräten überflüssig. Die höchste Emissionsrate kann, je nach gewählter LED, bei 468 nm und somit, wie bei den Plasmabogengeräten, im Bereich des Absorptionsmaximums von Kampferchinon liegen. Dadurch können die meisten emittierten Photonen diesen Initiator anregen. So soll bei gleicher Lichtintensität eine höhere Durchhärtungstiefe und eine gesteigerte Konversionsrate der Komposite bei

geringerer Belichtungszeit erreicht werden. Wegen ihres höheren Wirkungsgrads benötigen LED-Geräte auch kein Kühlungssystem und haben einen geringeren Verschleiß. Der hohe Energieausstoß von LED-Lichtgeräten kann allerdings auch Gingiva- und Pulpagewebe schädigen (Krämer et al., 2008).

1.2.5. Durchhärtungstiefe (DHT)

Die Durchhärtungstiefe (DHT) eines Komposits gilt als allgemein gebräuchliches Maß für die Effektivität der (Licht)härtung des plastischen Füllungsmaterials.

1.2.5.1. Quantifizierung der Polymerisation

Dabei ist allerdings von Bedeutung, ob die Polymerisation gleichmäßig in allen, besonders den tieferen Schichten des Materials erfolgt. Die lässt sich aber nur mit aufwändigen und teuren Verfahren bestimmen, die bislang nur in der Materialforschung Anwendung finden; vielmehr werden als indirekte Verfahren Härtemessungen durchgeführt. Sie führen aber zu eingeschränkt aussagekräftigen, teilweise sogar verfälschenden Ergebnissen. Deshalb gilt seit einiger Zeit als Gütekriterium, dass die geforderte Härte eines Komposits mindestens 80% der experimentell bestimmten Maximalhärte betragen sollte (DeWald und Ferracane, 1987; Lohbauer et al., 2010; Pilo und Cardash, 1992).

1.2.5.2. Beeinflussende Faktoren

Die resultierende Durchhärtungstiefe ist ihrerseits von einer Reihe weiterer Faktoren abhängig. Dazu zählen Art und Zusammensetzung des Komposits, die Größe der Füllerpartikel, der Anteil von Farbpigmenten und die Wellenlänge, Leistung und Belichtungsdauer des Polymerisationsgeräts.

Deshalb sollte das Emissionsprofil der Lichthärtegeräte mit der Lichtabsorption von dentalen Photoinitiatoren korrelieren (Neumann et al., 2005).

Die Wirksamkeit der Lichthärtegeräte wird dabei von der Zusammensetzung der Komposite beeinflusst, von der wiederum die Transluzenz der Materialien abhängt. Ist der Lichtbrechungsindex von Füllern und Matrix sehr ähnlich, so ist das Komposit transluzent. Sind die Indices jedoch stark unterschiedlich, so kommt es an jeder Phasengrenze von Füllern und Matrix zur Streuung des Lichtes, und das Komposit ist

sehr opak (Shortall et al., 1995). Des Weiteren spielt die Größe der Füllerpartikel und der Anteil von Farbpigmenten eine Rolle für die Streuung des vom Härtegerät einfallenden Lichtes (Arikawa et al., 2007).

Auch die Lichttransmission durch Keramiken hat Einfluss auf die Aushärtung von Kompositen, denn diese Transmission wird durch die Schichtstärke und Färbung von Keramiken eingeschränkt. In ihren Untersuchungen mit verschiedenen Schichtstärken (0.7, 1.4, 2 mm) einer leuzitverstärkten Glaskeramik (Empress® Esthetic, Ivoclar Vivadent) und einer Belichtungsdauer von 40 Sekunden stellten Pazin et al. (2008) ab einer Schichtstärke von 1.4 mm Keramik eine signifikante Reduktion der Härte des darunterliegenden lichthärtenden Komposits fest.

Schließlich hängt vom Lichthärtegerät selbst die erreichbare DHT eines Komposits entscheidend ab. Denn vom Polymerisationsgerät wird die Wellenlänge des emittierten Lichts, die Geräteleistung bzw. Strahlenflussdichte (mW/cm^2) und die Belichtungsdauer definiert.

So konnten Rasetto et al. (2004) im Vergleich von 3 Polymerisationsgeräten mit unterschiedlicher Strahlenflussdichte (660, 1050, 2475 mW/cm^2) nachweisen, dass mit konventionellen Halogenlichtgeräten keine ausreichende Lichttransmission durch dickere Veneers oder Keramikkrone erreicht wird, um eine adäquate Lichtpolymerisation von Kompositen zu gewährleisten.

1.2.5.3. Nachhärtung

Auch nach Abschluss der Lichtzufuhr durch ein Polymerisationsgerät findet über einen Zeitraum von etwa 24 Stunden eine weitere Polymerisation der Monomere und damit eine Steigerung der Härte von Kompositen statt (Al-Ahdal et al., 2015; Johnston et al., 1985; Pilo und Cardash, 1992). Sie kann aber nicht eine unzureichende Materialhärtung während der eigentlichen Lichtpolymerisation kompensieren (Uhl et al., 2004).

1.2.5.4. Oberflächenhärte

Unmittelbar unterhalb der Oberfläche von Kompositen erfolgt die größte Aushärtung, da die Strahlungsflussdichte des Polymerisationsgeräts nicht von dazwischenliegenden Materialien abgeschwächt wird. Deshalb ist in diesem Bereich die Leistung

eigentlich aller Polymerisationsgeräte ausreichend (Hofmann et al., 2003b). Nur direkt an der Oberfläche kommt es durch die Wirkung der Sauerstoffinhibitionsschicht zu Einschränkungen dieser Aushärtung. Reinhardt (1991) konnte in diesem Bereich einen Anteil von 29-48% nicht umgesetzter Doppelbindungen nachweisen und erklärt sich dieses Phänomen über den „Grenzflächeneffekt“, d.h. darüber, dass an den Kontaktflächen den freien Radikalen die Reaktionspartner fehlen, mit dem Resultat, dass es zu einem geringeren Umsatz der Doppelbindungen kommt.

Direkt unterhalb dieser Grenzfläche werden aber bereits nach wenigen Sekunden 75% der Maximalhärte erreicht, weshalb der Behandler leicht eine nicht ausreichende Polymerisation übersehen kann (Lutz et al., 1992).

Bereits ab einer Tiefe von 2 mm ist allerdings der Polymerisationsprozess nachweislich von der Dauer und Intensität der Belichtung abhängig. Deshalb wurde in der Vergangenheit eine Belichtungsdauer von mindestens 60 Sekunden und die Verwendung eines Lichthärtegeräts mit einer Leistung von mindestens 400 mW/cm² als Routine empfohlen. Das Komposit sollte seinerseits schrittweise in Schichten von höchstens 2 mm Stärke aufgetragen werden (Rueggeberg, 1994).

1.2.5.5. Verfahren zur Messung der Durchhärtungstiefe (DHT)

Die Effizienz der Lichthärtung von Kompositen und die resultierende DHT lässt sich mit verschiedenen Verfahren bestimmen, die sich nach Aufwand und Präzision unterscheiden.

Die Härte von Kompositen hängt vom Grad der Vernetzung bzw. des Umsatzes der vernetzenden Gruppen ab. Bei Dentalpolymeren ist dies im Wesentlichen der Umsatz der Methacrylat-Doppelbindungen. Der Erfolg der Polymerisationsreaktion wäre direkt und präzise nur durch Messungen dieser Vorgänge in der Tiefe des Materials zu überprüfen. Dazu wären aber aufwändige Verfahren wie die Spektroskopie im mittleren oder nahen Infrarot notwendig (Ferracane, 1985; Ferracane und Greener, 1984). Deshalb hat sich die Härtemessung als indirektes Verfahren zur Beurteilung der Polymerisation durchgesetzt. In der vorliegenden Studie wird die Härtemessung nach Knoop verwendet, eine verbesserte Variante der Methode nach Vickers, bei der das Zurückfedern des Materials nach Beendigung der Belastung eingerechnet wird.

DeWald und Ferracane (1987) konnten zudem nachweisen, dass die Knoop-Härte mit den Ergebnissen der Infrarotspektroskopie korreliert.

1.2.5.5.1. Direkte Methoden

Die Konzentration nicht polymerisierter aliphatischer Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen in einer Kompositprobe lässt sich mit der Infrarotspektroskopie bestimmen, mit unterschiedlicher Aussagekraft im nahem und mittlerem Infrarot (IR).

Nach den Untersuchungen von Stansbury und Dickens (2001) bietet die Untersuchung im nahen IR den Vorteil, dass in diesem Spektrum Glaspartikel nicht sichtbar sind und Füllpartikel die Strahlung nicht beeinflussen. So lassen sich auch Messungen in tieferen Schichten von Kompositen vornehmen. Allerdings gibt es keinen internen Standard, weshalb die Schichtstärke der zu vermessenden Proben bekannt sein muss (Lovell et al., 2001).

Im mittleren IR machen sich dagegen die Füllpartikel störend bemerkbar, weshalb nur sehr dünne Schichten gemessen werden können (Rueggeberg et al., 1994). Dafür haben die aromatischen Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen eine Absorptionsbande, die als interner Standard mit einem Absorptionsmaximum bei 1608 nm bei den Messungen verwendet werden kann.

Die eingesetzten Analyseverfahren im mittleren IR-Bereich gliedern sich wie folgt:

- **ATR** (Attenuated Total Reflection): Für das Verfahren der abgeschwächten Totalreflexion wird die Kompositprobe auf einem Kristall polymerisiert und die Grenzfläche des Materials bestrahlt. Bei Totalreflexion bilden sich hinter der reflektierenden Grenzfläche evaneszente Wellen mit der Reichweite von etwa einer Wellenlänge. Aus diesen kann die Verteilung definierter Absorptionsmaxima errechnet werden.

- **Transmission:** Beim Verfahren der Transmission wird das Komposit als dünner Film zwischen zwei Schichten eines Trägermaterials polymerisiert. Dieser dünne Film wird sodann mit Infrarotlicht durchstrahlt und der Anteil der Messstrahlung gemessen, der die Probe durchdrungen hat. IR-aktive Bindungen (hier: Kohlenstoff/Kohlenstoff-Doppelbindungen), werden im Bereich geringerer Intensität (Absorptionsbanden) erkannt.

- **KBr-Methode:** Für die KBr-Methode wird die Kompositprobe zerspant, und die entstandene Späne mit KBr (Kaliumbromid)-Pulver vermischt. Die entstandene Mischung wird zu einem dünnen Film gepresst und mit dem vorgenannten Verfahren der Transmission analysiert (Reinhardt, 1991).

1.2.5.5.2. Indirekte Methoden

Ein etabliertes indirektes Verfahren ist die „scraping method“ (ISO4049). Bei ihr werden die ungehärteten Anteile von einer zylinderförmigen Kompositprobe nach der Polymerisation mit einem Plastikspatel abgeschabt und die verbleibende Länge des Zylinders mit einer Mikrometerschraube gemessen. Von der ISO wird die DHT als 50% der verbleibenden Länge definiert. Die Methode ist einfach durchzuführen, erlaubt aber keine Aussagen über den Verlauf und die Effektivität der Polymerisation (Fan et al., 2002).

Bei penetrometrischen Messungen dringt eine Nadel mit einer definierten Last in die lichtabgewandte, weniger polymerisierte Seite eines Kompositprüfkörpers ein, bis der ausgehärtete Bereich erreicht ist. Die Eindringtiefe wird als Maß für die DHT definiert (Bennett und Watts, 2004; Jandt et al., 2000).

1.2.5.5.3. Knoop-Härte und Durchhärtungstiefe (DHT)

Am Ende der Belichtungszeit ist die Oberfläche der Restauration aus lichthärtenden Kompositen nahezu ausgehärtet. In der Tiefe der Füllung, die nicht mit der gleichen Strahlungsintensität erreicht wird, wird die Polymerisationsreaktion verzögert initiiert und dauert noch Stunden, in geringerem Umfang noch mehrere Tage an. Der deutlichste Anstieg der Härte erfolgt innerhalb der ersten 20 - 60 Minuten nach der Belichtung. Innerhalb von 24 Stunden nach Belichtung ist an dem Anstieg der Härte noch eine geringere Polymerisation nachzuweisen. Nach 24 Stunden scheint die Polymerisation abgeschlossen, da nur noch eine geringe Zunahme des Härtegrades gemessen werden kann (Cassoni et al., 2011).

Bei der Härteprüfung nach Knoop wird eine Diamantpyramide mit rhombischer Basis (Längskantenwinkel $172^{\circ} 30'$, Querkantenwinkel 130°) bei vorgegebener Kraft F in den Werkstoff eingedrückt. Die Belastungszeit soll so lange andauern, bis eine

Verlängerung der Belastung keine weiteren Vergrößerung der Impression bewirkt (DeWald und Ferracane, 1987; Hansen, 1983).

1.3. Fragestellung der vorliegenden Arbeit

Mit der vorliegenden Arbeit sollte geprüft werden, inwieweit die Aushärtung von Kompositen unter Keramikrestorationen möglich ist. Dazu wurde überprüft, wie die Aushärtung abhängt von

1. Lichtgerät,
2. Belichtungsdauer,
3. Schichtstärke der Keramik,
4. Farbe der Keramik,
5. Härtungsmodus des Komposits (lichthärtend vs. dualhärtend) und
6. Wartezeit zwischen Anmischen und Lichtpolymerisation bei einem dualhärtenden Komposit.

2. Material und Methoden

Zwei Befestigungskomposite wurden mit zwei verschiedenen Polymerisationsgeräten unterschiedlich lang belichtet. Die Kompositproben wurden entweder direkt belichtet, oder es befanden sich Strahlengang Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke (2.5, 5 und 7.5 mm) und unterschiedlicher Farbe (1M2, 2M2, 3M2).

Zum Einsatz kamen die Befestigungskomposite Variolink® A3 und Tetric Ceram®, A2.

Die beiden Lichtpolymerisationsgeräte waren EMS Swiss Master Light® und Elipar® Trilight, Espe Dental AG, Seefeld

Die Polymerisation der Proben wurde indirekt durch Bestimmung der Knoop-Härte bestimmt. Dazu wurden Proben der Komposite nach folgenden Verfahren hergestellt und untersucht:

2.1. Untersuchte Kompositmaterialien

Getestet wurden zwei verschiedene Komposite, das lichthärtende Hybridkomposit Tetric Ceram® A2 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein) und das dualhärtende Befestigungskomposit Variolink® A3 (Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein).

Tetric Ceram® setzt sich wie folgt zusammen (Tab.1)

Tabelle 1. Zusammensetzung Tetric Ceram®

BIS-GMA	8.3 Gew%
Urethandimethacrylat	7.6 Gew%
Trimethylenglycoldimethacrylat	4.3 Gew%
Bariumglasfüller,silanisiert	50.6 Gew%
Ytterbiumtrifluorid	17.0 Gew%
Mischoxid, silanisiert	5.0 Gew%
Ba-Al-Fluorsilikatglas	5.0 Gew%
Hochdisperses Siliciumdioxid, silanisiert	1.0 Gew%
Katalysatoren und Stabilisatoren	0.3 Gew%
Pigmente	<0.1 Gew%

Tetric Ceram[®] enthält Makrofüller wie auch Mikrofüller. Durch seinen hohen Füllstoffgehalt wird die Polymerisationsschrumpfung reduziert und eine höhere Festigkeit erreicht.

Variolink[®] setzt sich wie folgt zusammen (Tab.2)

Tabelle 2. Zusammensetzung Variolink[®]

Variolink	Monomer [Gew%]	Füller [Gew%]
Base	26.3	73.4
Kathalysator dünnflüssig	27.9	71.2
Kathalysator dickflüssig	22.0	77.2

Die Matrix besteht aus den Monomeren Bisphenol- A- Glycidylmethacrylat (Bis- GMA), Urethandimethacrylat (UDMA) und Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), die anorganischen Füllstoffe aus Bariumglas, Ytterbiumtrifluorid, Barium- Aluminium- Fluorsilikatglas und einem sphäroiden Mischoxid.zusammen mit Katalysatoren, Stabilisatoren und Farbpigmenten. Die Größe der Füllkörper liegt zwischen 0.04 µm und 3.0 µm, der mittlere Partikeldurchmesser bei 0.7 µm. Wegen der radioopaken Füllstoffe Barium- Aluminium- Silikatglas und Ytterbiumtrifluorid hat Variolink eine hohe Röntgenopazität (alle Angaben vom Hersteller).

2.2. Wahl der Lichthärtegeräte und Belichtungsdauer

Verwendet wurden zwei verschiedene Halogenlichtgeräte mit unterschiedlicher Leistung:

- Elipar TriLight[®] 3M ESPE ist ein Standard-Halogenlichtgerät. Die Strahlungsflussdichte kann im Vergleich zu handelsüblichen Halogenlichtgeräten als hoch eingestuft werden.
- EMS Swiss Master Light[®] ist ein Hochleistungs-Halogenlichtgerät mit sehr hoher Lichtintensität. Durch Verwendung einer wassergekühlten Halogenlampe stellt es eine höhere Strahlungsflussdichte zur Verfügung als andere handelsübliche Halogenlichtgeräte.

Die Strahlungsflussdichte des Hochleistungs-Halogenlichtgeräts überschritt den Messbereich des Radiometers (Model 100 Curing Radiometer SN, Demetron Research, Danbury CT, USA). Deshalb wurde zur Messung ein Graufilter aus Folie mit 25% Transmission zwischen Lichtleiter und Messfenster des Radiometers eingelegt. Bei EMS Swiss Master Light betrug die Strahlungsflussdichte 550 mW/cm² bei Filter 25% (errechnete Strahlungsflussdichte 2200 mW/cm²), bei Elipar TriLight[®] betrug sie 800 mW/cm².

Von den unterschiedlichen Belichtungsmodi des Hochleistungs-Halogenlichtgeräts EMS Swiss Master Light[®] wurde nur der Modus „Fast Cure“, allerdings mit unterschiedlichen Belichtungszeiten, verwendet (siehe Tab. 3). Dieses Gerät wird im Text mit der Abkürzung FC (für „Fast Cure“), in Graphiken mit Farbabstufungen von grün bis blau gekennzeichnet, das Standard-Halogenlichtgerät Elipar TriLight[®] mit der Abkürzung TL und Farbabstufungen von gelb bis rot.

Jeweils sechs identische Proben einer Versuchsreihe wurden unter unterschiedlicher Belichtungsdauer und unterschiedlichen Keramikstärken von 2.5 mm; 5mm und 7.5 mm, sowie verschiedenen Keramikfarben 1M2; 2M2; 3M2 getestet. Die Gesamtbelichtungsdauer war immer ein Vielfaches einer durch die Lichthärtegeräte vorgegebenen Belichtungsdauer und unterschied sich bei den einzelnen Geräten wie folgt (Tab. 3).

Tabelle 3. Lichthärtegeräte und Belichtungsdauer in Sekunden

Elipar TriLight [®] (TL)	10s	20s	40s	2*40s	
EMS Swiss Master Light [®] (FC)	2s	4s	2*4s	4*4s	8*4s

2.3. Herstellung der Proben

Zur Messung der Härte wurden Proben der Komposite in einheitlicher Größe (Durchmesser 6 mm, Dicke 0.38 mm) mit Hilfe einer speziell angefertigten Apparatur hergestellt. Diese bestand aus einer Aluminium-Grundplatte, auf der zwei Schnellspanner festgeschraubt waren, mit denen Aluminiumplättchen und Matrizen zusammengepresst und so auf der Grundplatte fixiert werden konnten. Pro Versuchsreihe wurden jeweils sechs Proben hergestellt. Um einen Untergrund von

dentinähnlicher Farbe zu erzielen, lag direkt auf der Grundplatte ein Objektträger aus Glas. Unter diesem befand sich ein Stück sandfarbener Fotokarton (Papierfabrik L. Jansen), der die Farbe menschlichen Dentins simulieren sollte. Darauf wurde ein zwei Zentimeter langes Stück transparente Kunststoffmatrize (Nr. 668, 8 mm, HaWe-Neos Dental) und anschließend ein Platzhalter aus Messingblech (75*25*0.38 mm) aufgelegt.

Der Platzhalter wies zentral eine Aussparung von 10 mm Durchmesser auf und gab hier den Matrizenstreifen frei. An dieser Stelle wurde das jeweilige Komposit mit einem Heidemannspatel (PFIHS1, # 422444, Hu-Friedy) aufgetragen, mit einem weiteren Matrizenstreifen abgedeckt und mithilfe eines Glasobjektträgers zu einer dünnen gleichmäßigen Schicht ausgepresst. Der Objektträger wurde dann durch ein Aluminiumplättchen (75*25*2.15 mm) ersetzt. Dieses wies ebenfalls zentral eine Aussparung von 10 mm Durchmesser auf. An dieser Stelle war jeweils der Keramikblock der jeweiligen Versuchsgruppe bündig mit der Unterseite des Aluminiumplättchens befestigt. Für die Kontrollgruppen wurde ein Aluminiumplättchen ohne eingesetzten Keramikblock verwendet. Der gesamte Versuchsaufbau konnte mit Hilfe der Schnellspanner fixiert werden (Abb.1).

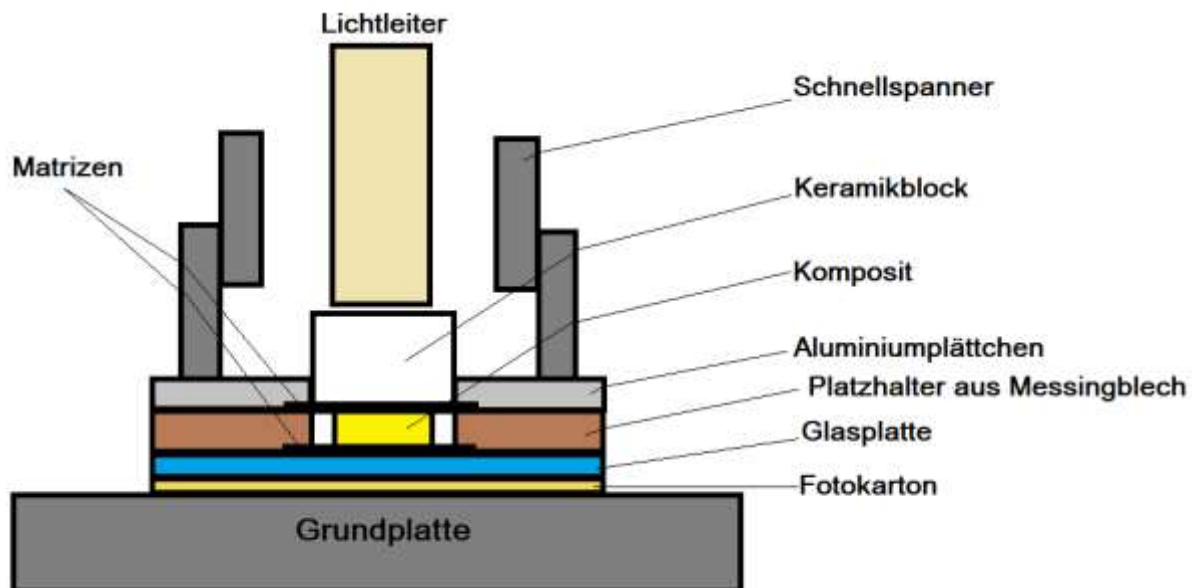


Abbildung 1. Schema der Vorrichtung zur Herstellung von Kompositproben

Um das Lichtleitende so nah und gleichmäßig wie möglich an die Matrize bzw. den Keramikblock zu bringen, wurden die Polymerisationsgeräte starr an einem Stativ befestigt. Die Lichthärtegeräte wurden so angebracht, dass die Oberfläche des Lichtleiters parallel zu der Oberfläche der Proben fixiert war, die Matrize oder den Keramikblock aber nicht berührte.

Proben aus dem Komposit Tetric Ceram® (Tab.4) wurden mit den Halogenlichtgeräten EMS Swiss Master Light® (FC) und Elipar TriLight® (TL) belichtet. Die Belichtungsprotokolle waren dabei TL 10s, TL 20s, TL 40s, TL 2*40s, FC 2s, FC 4s, FC 2*4s, FC 4*4s, FC 8*4s. Die Belichtung erfolgte entweder direkt, d.h. ohne dazwischen gelagerten Keramikblock (Gruppen „0 mm“) oder durch einen Keramikblock der Farben 1M2, 2M2 oder 3M2 mit Schichtstärken von 2.5 mm, 5 mm oder 7.5 mm hindurch. Für jede mögliche Kombination der Parameter wurden n=6 Proben hergestellt.

Tabelle 4. Versuchsprotokoll Tetric Ceram®

Belichtungsprotokolle	Keramik	
	Dicke	Farbe
TL 10s	0mm	-
TL 20s	2.5mm	1M2
TL 40s	2.5mm	2M2
TL 2x40s	2.5mm	3M2
FC 2s	5mm	1M2
FC 4s	5mm	2M2
FC 2x4s	5mm	3M2
FC 4x4s	7.5mm	1M2
FC 8x4s	7.5mm	2M2
	7.5mm	3M2

Proben aus dem Komposit Variolink® (Tab.5) wurden ausschließlich mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL), und zwar mit den Belichtungsprotokollen TL 10s, TL 20s, TL 40s und TL 2*40s belichtet. Die Belichtung erfolgte dabei entweder

sofort oder nach einer Wartezeit von 3 Minuten, sowie entweder direkt oder durch einen Keramikblock (Schichtstärke 5 mm, Farbe 2M2) hindurch. Auch hier wurden für jede Kombination der Parameter n=6 Proben hergestellt. In der Kontrollgruppe wurde auf eine Lichtpolymerisation komplett verzichtet.

Für jedes Belichtungsprotokoll wurden jeweils sechs Proben direkt, d.h. ohne zwischenliegenden Keramikblock, belichtet (Tab.5).

Tabelle 5. Versuchsprotokoll Variolink®

Belichtung		Keramik	3 min. Verzögerung
ohne		-	-
TL 10s	X	ohne	ohne
TL 20s		ohne	mit
TL 40s		5mm 2M2	ohne
TL 2x40s		5mm 2M2	mit

2.4. Lagerung der Proben

Die Proben wurden nach ihrer Herstellung zur Simulierung intraoraler Verhältnisse in einen Wärmeschrank (Typ UNB 100, Memmert) gestellt und in diesem 7 Tagen unter Lichtausschluss bei 37 °C und 100% Luftfeuchtigkeit aufbewahrt.

2.5. Einbetten der Proben

Zur Vorbereitung des Beschleifens wurden die Proben nach zwei Tagen auf eine Trägerplatte (Dicke 2.95 mm) mit einem Tropfen Sekundenkleber (1733-2050, Renfert, Hilzingen) geklebt (Klebedicke ca. 20 µ). Die Gesamtdicke betrug danach 3.49 mm. Dann kamen die Proben für 5 weitere Tage wieder in den Wärmeschrank (Typ UNB 100, Memmert).

2.6. Beschleifen der Proben

Anschließend erfolgte die Höhenreduktion der Proben um 100 Mikrometer mit einer Parallelschleifmaschine (Microgrinding System, Exakt Apparatebau GmbH, D-22851 Norderstedt) und Schleifpapier der Körnung 1000 und 2500 Grit unter Wasserkühlung.

Dabei wurde die Gesamtdicke von 3.49 auf 3.39 reduziert. Die Höhenreduktion wurde mit einer Mikrometerschraube (156-105, Mitutoyo, Lüdenscheid) überprüft.

2.7. Härtemessung nach Knoop

Für die Härtemessung wurde der Objektträger in ein Härteprüfgerät (ZHV10, Zwick, Ulm) eingespannt und die Kompositproben nacheinander mit einem Diamant-Prüfkörper nach Knoop mit rhombischer Grundfläche (Längskantenwinkel $172^\circ 30'$, Querkantenwinkel 130°) belastet.

Mit einem Hebel wurden die Prüfkörper nach Knoop auf die jeweilige Probe abgesenkt und ab dem ersten Kontakt eine Kraft von 4.905 N (0.5 kp) 30 Sekunden lang auf die Kompositoberfläche ausgeübt. Die Zeit wurde mit einer digitalen Stoppuhr (Js-9004, Junghans) gemessen und der Hebel nach abgelaufener Zeit wieder angehoben. Die lange Diagonale des Prüfeindrucks wurde nach Rücknahme des Eindringkörpers unter dem im Härteprüfgerät integrierten Mikroskop bei 200-facher Vergrößerung gemessen. Die Proben wurden mit gefiltertem Licht niedriger Intensität und einer Wellenlänge über 510 nm beleuchtet, um eine Nachpolymerisation der Proben durch die Lichtzufuhr auszuschließen.

Die Knoop-Härte ist umgekehrt proportional zum Quadrat der langen Diagonale der Impression. Ihrer Berechnung liegt folgende Formel zugrunde:

$$HK = 0.102 * F / A$$

HK= Knoop-Härte

F= Prüfkraft

A= Fläche der Impression

Die Fläche A der Impression errechnet sich aus der Formel $A = d^2 * 0.5 (\cot (172^\circ * 30' / 2) * \tan 130^\circ / 2)$, womit sich für die Knoop-Härte folgende Formel ergibt:

$$HK = 0.102 * 4.905 \text{ N} / 0.07028 * d^2$$

Die Härtemessung wurde in der Mitte jeder Probe und jeweils 1 mm rechts und links lateral vorgenommen. Aus den drei Messwerten wurde jeweils der Mittelwert errechnet. Nach der Messung folgte die statistische Auswertung (s. Kap. 2.9).

2.8. Keramik

Als Material für die Keramikblöcke wurden industriell gefertigte Blöcke aus Feldspatkeramik Vita Mk II (Vita, Bad Säckingen) in den Farben 1M2; 2M2; 3M2 verwendet.

Aus diesen Keramikrohlingen wurden unter Wasserkühlung mit der Diamantscheibe 2.5, 5 und 7.5 mm dicke Blöcke herausgetrennt und anschließend in Aluplättchen eingebettet.

2.9. Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte auf einem PC mit dem Programm SPSS for Windows® 19.0 (SPSS Inc., Chicago, USA).

Für jede Versuchsgruppe wurden Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) berechnet.

Unterschiede zwischen den Versuchsgruppen wurden mit Hilfe der einfaktoriellen Varianzanalyse (ANOVA) auf statistische Signifikanz überprüft, und zwar separat für die Komposite Variolink und Tetric Ceram und alle drei Keramikfarben. Zum Zwecke des Einzelgruppenvergleichs wurde als post-hoc Test der Tukey-B-Test verwendet.

Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ festgelegt (Kreienbrock, 2005; Weiß, 2010).

3. Ergebnisse

Mit Tetric Ceram® wurden 540 Proben hergestellt, 102 Proben mit Variolink®.

3.1. Tetric Ceram®

In einigen Gruppen mit Tetric Ceram konnte die Knoop-Härten (KHN) nicht gemessen werden, da der Prüfeindruck länger war als der Messbereich des Mikroskops. In diesem Fall war die Härte niedriger als 16 KHN, da bei dieser Härte der Prüfeindruck gerade noch vermessen werden konnte (Tab.6).

Tabelle 6. Gruppen ohne Messung der Knoop-Härte

Keramikdicke	Elipar Trilight	EMS Swiss Master Light
2.5 mm	-	-
5 mm	-	2s 4s
7.5 mm	10 s	2s 4s

Tabelle 7 zeigt die mittlere Komposithärte (KHN [MW ± SD]) in Abhängigkeit von Belichtungsmodus, Keramikschichtstärke und Keramikfarbe. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Versuchsgruppen, die nicht statistisch signifikant verschieden sind (Ergebnis des multiplen Mittelwertvergleichs mit dem Tukey B-Test). Der Fettdruck markiert Gruppen, bei denen die Unterschiede zwischen den Keramikfarben nicht statistisch signifikant verschieden sind bei gleicher Kombination von Belichtungsmodus und Keramikschichtstärke.

Tabelle 7. Mittlere Kompositihärte in Abhängigkeit von Belichtungsmodus, Keramikschichtstärke und Keramikfarbe

Belichtungsmodus	Keramik Schichtstärke [mm]	Keramikfarbe		
		1M2	2M2	3M2
TL 10s	0	59.6 ± 0.8 hi		
TL 20s	0	64.6 ± 0.4 d		
TL 40s	0	66.4 ± 0.5 b		
TL 2x40s	0	70.4 ± 0.4 a		
FC 2s	0	48.1 ± 0.1 tu		
FC 4s	0	60.4 ± 0.3 gh		
FC 2x4s	0	62.2 ± 0.4 f		
FC 4x4s	0	65.7 ± 0.4 c		
TL 10s	2.5	51.6 ± 0.3 pq	49.2 ± 0.4 s	48.8 ± 0.2 st
TL 20s	2.5	59.1 ± 0.3 i	57.5 ± 0.4 j	56.7 ± 0.4 jkl
TL 40s	2.5	62.3 ± 0.4 f	61.8 ± 0.2 f	60.1 ± 0.3 h
TL 2x40s	2.5	65.3 ± 0.2 cd	64.8 ± 0.2 d	63.2 ± 0.3 e
FC 2s	2.5	28.0 ± 0.1 5	27.2 ± 0.1 6	14.5 ± 0 8
FC 4s	2.5	52.3 ± 0.3 nop	51.7 ± 0.3 opq	42.3 ± 0.3 y
FC 2x4s	2.5	57.3 ± 0.3 j	57.2 ± 0.2 jk	52.9 ± 0.2 n
FC 4x4s	2.5	62.3 ± 0.2 f	61.7 ± 0.3 f	57.0 ± 0.5 jk
TL 10s	5	44.1 ± 0.2 w	41.9 ± 0.2 y	25.0 ± 0.1 7
TL 20s	5	56.9 ± 0.4 jkl	52.9 ± 0.3 n	40.1 ± 0.2 z
TL 40s	5	59.0 ± 0.5 i	54.9 ± 1.9 m	51.6 ± 0.5 pq
TL 2x40s	5	63.3 ± 0.2 e	60.0 ± 0.5 h	57.5 ± 0.5 j
FC 2x4s	5	49.9 ± 0.2 r	48.4 ± 0.3 tu	43.3 ± 0.3 x
FC 4x4s	5	57.4 ± 0.3 j	57.0 ± 0.2 jk	52.4 ± 0.3 no
FC 8x4s	5	61.0 ± 0.4 g	60.2 ± 0.2 gh	56.1 ± 0.3 l
TL 20s	7.5	39.9 ± 0.2 z	36.0 ± 0.3 2	14.5 ± 0 8
TL 40s	7.5	47.8 ± 0.4 u	45.1 ± 0.2 v	33.2 ± 0.2 3
TL 2x40s	7.5	56.5 ± 0.3 kl	54.6 ± 0.2 m	43.7 ± 0.3 wx
FC 2x4s	7.5	24.3 ± 0.1 7	24.5 ± 0.1 7	14.5 ± 0 8
FC 4x4s	7.5	37.9 ± 0.3 1	38.1 ± 0.2 1	30.2 ± 0.1 4
FC 8x4s	7.5	51.4 ± 0.3 q	51.3 ± 0.3 q	43.9 ± 0.2 wx

Die Abbildungen 2-4 zeigen die Knoophärte für die unterschiedlichen Kombinationen von Belichtungsmodus und Keramikschichtstärke separat für die Keramikfarben 1M2, 2M2 und 3M2.

3.1.1. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 1M2

Abbildung 2 zeigt die Knoop-Härte (MW \pm SD) für das Komposit Tetric Ceram® bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch unterschiedliche Keramik-Schichtstärken der Farbe 1M2.

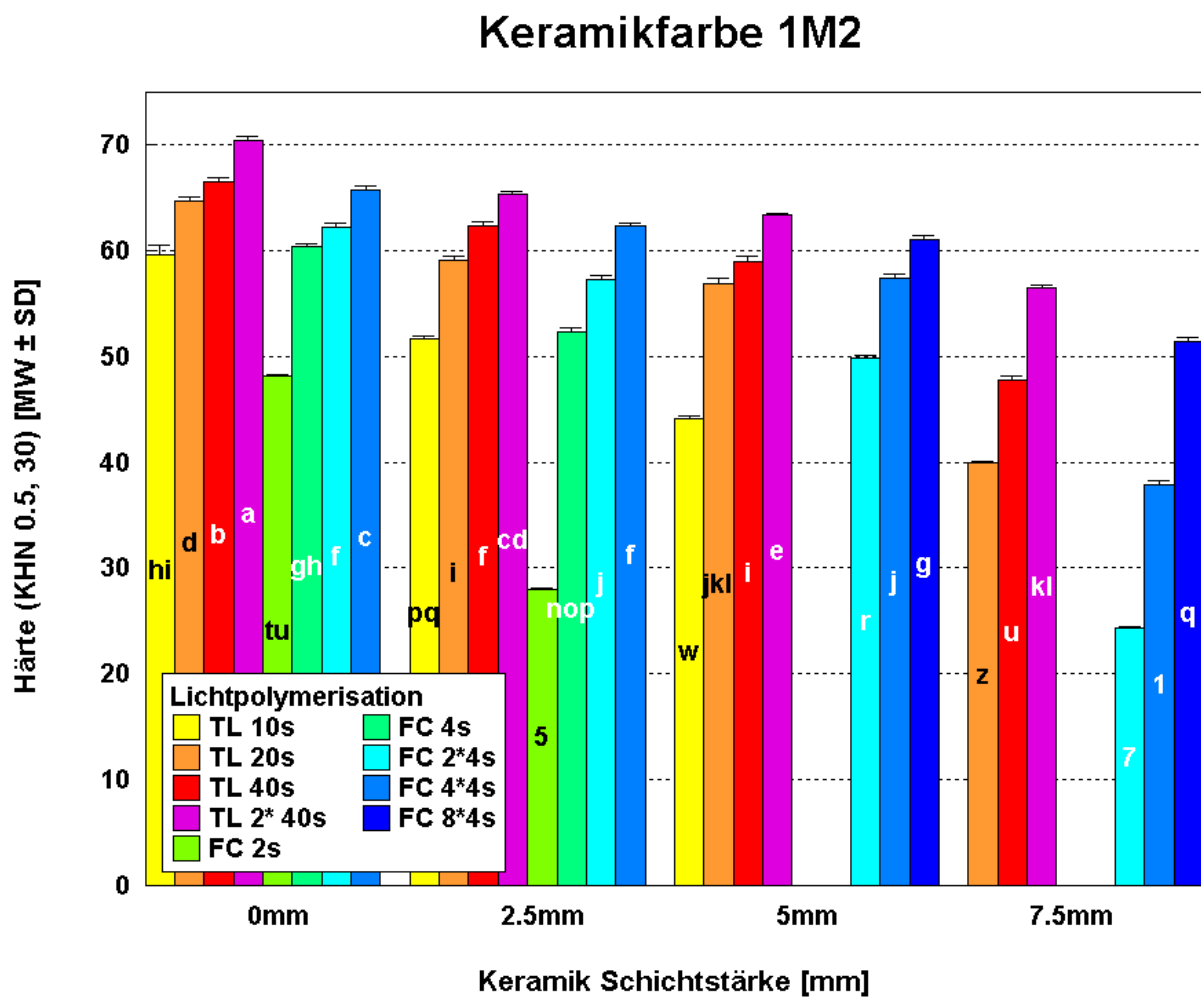


Abbildung 2. Härte (KHN 0.5/30; MW \pm SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 1M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$)

Bei direkter Belichtung wurde bei Verwendung jedes Lichtgeräts mit zunehmender Dauer der Belichtung eine höhere Härte des Komposits erreicht.

Die höchste Knoophärte von 70.4 ± 0.4 wurde bei direkter Belichtung mit dem Gerät Elipar TriLight (TL) für 2x40s erreicht. Bei Verwendung des Lichtgerätes EMS Swiss Master Light wurde die höchste Knoophärte von 65.7 ± 0.4 bei direkter Belichtung für 4x4s beobachtet. Bei beiden Lichtgeräten waren die Unterschiede zwischen den Belichtungszeiten statistisch signifikant (Tukey B-Test: $p < 0.05$).

Der größeren Leistung des Halogengerätes EMS Swiss Master Light® (FC) entsprechend, waren für eine vergleichbare Knoop-Härte des Komposits Tetric Ceram® kürzere Belichtungszeiten erforderlich als bei Verwendung des Lichtgerätes Elipar TriLight. So lag der Härtewert für FC 4x4s mit 65.7 ± 0.4 (homogene Untergruppe: c) zwischen den Werten von TL20s und TL40s (64.6 ± 0.4 bzw. 66.4 ± 0.5 ; Gruppe d bzw. b).

Bei beiden Lichtgeräten führte die jeweils längste Belichtungszeit zu einer signifikant höheren Härte als die nächstniedrigere getestete Belichtungszeit; somit war die Sättigungsgrenze hinsichtlich der Belichtungsdauer möglicherweise noch nicht erreicht.

Nach Durchstrahlung der drei verschiedenen Keramikschichten wurde die Knoophärte geringer. Dies war bei Verwendung des Halogengerätes EMS Swiss Master Light® (FC) tendenziell stärker ausgeprägt als bei dem Gerät Elipar TriLight.

Bei einer Schichtstärke von 2.5 mm wurde mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 4x4s mit 62.3 ± 0.2 noch eine vergleichbare Knoophärte erreicht wie mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL) bei Belichtung für 40s (Härte: 62.3 ± 0.4 ; Gruppe jeweils f).

Bei einer Schichtstärke von 5 mm wurde mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 4x4s mit 57.4 ± 0.3 eine niedrigere Knoophärte erreicht als mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL) bei Belichtung für 40s (Härte: 59.0 ± 0.5 ; Gruppen: j vs. i); die Härte war jetzt nur noch vergleichbar der Härte, die bei Belichtung mit Elipar Trilight für 20s erzielt wurde (Härte: 56.9 ± 0.4 ; Gruppe jkl).

Nach Durchstrahlung einer Keramikschicht von 7.5 mm wurde mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 4x4s mit 37.9 ± 0.3 schon nur noch eine geringere Knoophärte erreicht als mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL) nach Belichtung für 20s mit 39.9 ± 0.2 (1 vs. z).

Die größte Knoop­härte nach Durchstrahlung einer Keramik­schicht von 2.5 mm wurde mit dem Halogenlicht­gerät Elipar TriLight® (TL) mit 65.3 ± 0.2 nach 2x40s (cd) erreicht, die in der Größen­ordnung von TL 20 mit 64.6 ± 0.4 (d) bei direkter Belichtung liegt.

Bei 5 mm Keramik liegt die Knoop­härte bei dem Halogenlicht­gerät Elipar TriLight® (TL) 2x40s (e) mit 63.3 ± 0.2 zwischen TL 20s (d) 64.6 ± 0.4 und TL 10s (hi) 59.6 ± 0.8 bei direkter Belichtung. Mit Keramik­schicht von 7.5 mm liegt Elipar TriLight® (TL) nach 2x40s bei 56.5 ± 0.3 (kl), niedriger als nach direkter Belichtung mit TL 10s (e).

Mit der Keramik­schicht von 7.5 mm liegt die Knoop­härte nach Belichtung mit dem EMS Swiss Master Light® (FC) für 8x4s mit 51.4 ± 0.3 (q) niedriger als nach direkter Belichtung für 4s (Wert: 60.4 ± 0.3 [gh]).

Tabelle 8 zeigt für die 3 Schicht­stärken der Keramik 1M2 und jedes Licht­gerät die Gruppe mit dem höchsten beobachteten Härte­wert und die Gruppen mit direkter Belichtung, bei denen eine vergleichbare Härte erzielt wurde. Falls keine direkt belichtete Gruppe mit vergleichbarer Härte existiert, werden die Gruppen mit der nächst höheren bzw. niedrigeren Härte angegeben. Aus diesen Angaben wird ein für jede Keramik­schicht­stärke und jedes Licht­gerät abgeschätzter Ver­längerungs­faktor abgeleitet, der zu einer äquivalenten Aushärtung durch die Keramik hindurch im Vergleich zur direkten Belichtung führen sollte (Tab.8).

Tabelle 8. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 1M2

Keramik Schichtstärke	Gruppe mit höchster Härte	Vergleichsgruppe(n) mit direkter Belichtung	Faktor
2.5 mm	FC4x4s: 62.3 ± 0.2 f	FC2x4s: 62.2 ± 0.4 f	2
2.5 mm	TL2x40s: 65.3 ± 0.2 cd	TL20s: 64.6 ± 0.4 d	4
5 mm	FC8x4s: 61 ± 0.4 g	FC4s: 60.4 ± 0.3 gh	8
5 mm	TL2x40s: 63.3 ± 0.2 e	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi TL20s: 64.6 ± 0.4 d	4 – 8
7.5 mm	FC8x4s: 51.4 ± 0.3 q	FC2s: 48.1 ± 0.1 tu FC 4s: 60.4 ± 0.3 gh	8 – 16
7.5 mm	TL2x40s: 56.5 ± 0.3 kl	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi	> 8

Diesen Vergleichen zufolge erfordert die Belichtung durch 2.5 mm Keramik der Farbe 1M2 hindurch eine Verlängerung der Belichtungszeit um den Faktor 2 (Swiss Master Light) bzw. 4 (Elipar TriLight), wenn eine vergleichbare Härte wie bei direkter Belichtung erzielt werden soll. Bei 5 mm Keramikschichtstärke betragen die Verlängerungsfaktoren 8 bzw. 4 – 8, bei 7.5 mm 8 – 16 bzw. > 8 (jeweils für Swiss Master Light bzw. Elipar TriLight).

3.1.2. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 2M2

Abbildung 3 zeigt die Knoop-Härte (MW \pm SD) für das Komposit Tetric Ceram® bei Belichtung durch unterschiedliche Keramik-Schichtstärken der Farbe 2M2.

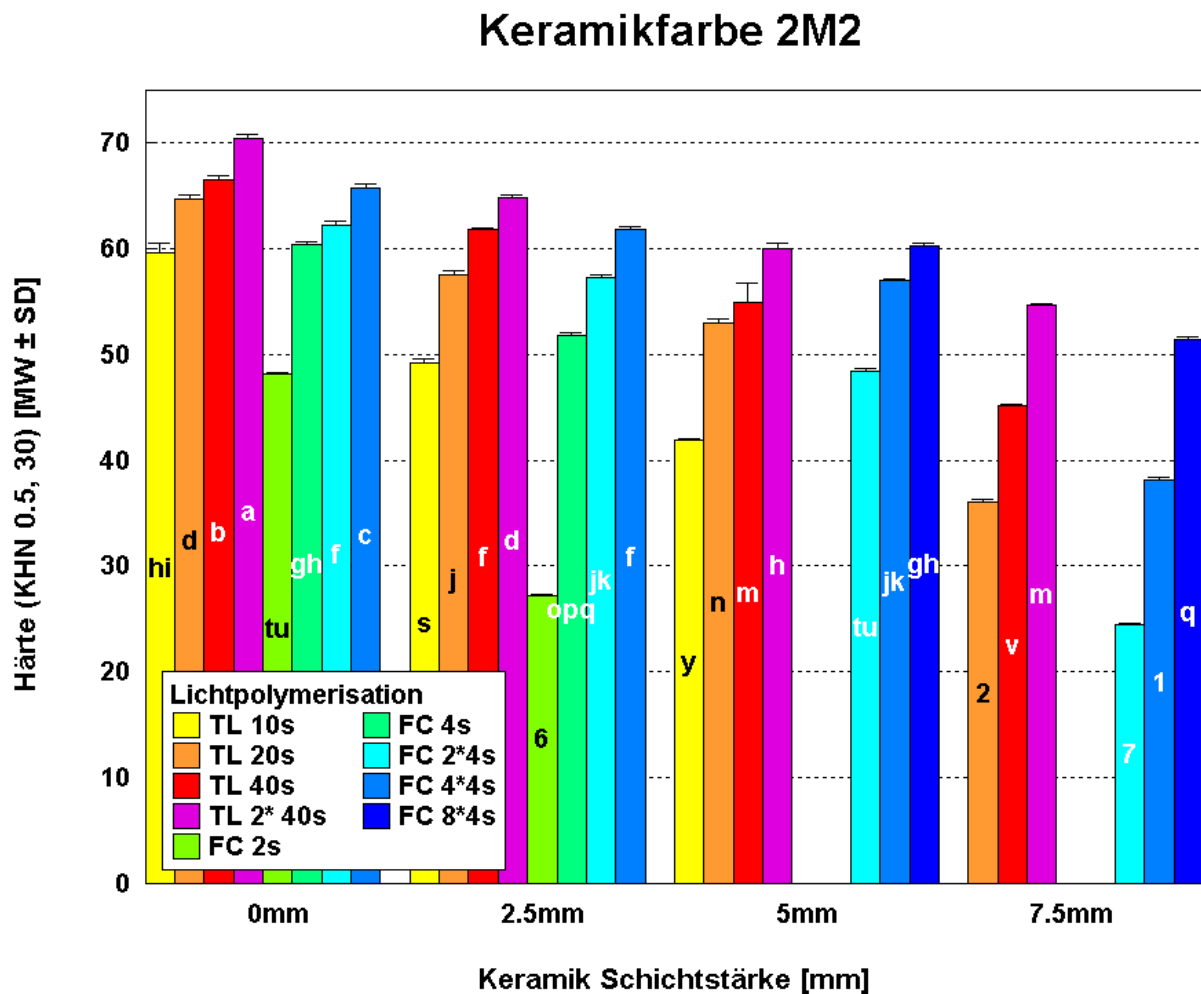


Abbildung 3. Härte (KHN 0.5/30; MW \pm SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 2M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$)

Auch bei Keramikfarbe 2M2 wurde mit zunehmender Schichtstärke der Keramik eine jeweils geringere Komposithärte erzielt.

Bei einer Schichtstärke von 2.5 mm wurde mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 4x4s mit 61.7 ± 0.3 noch eine vergleichbare Knoophärte erreicht wie mit einer Belichtungszeit von 2x4s bei direkter Belichtung (Härte: 62.2 ± 0.4 ; Gruppen: beide f). Das Lichtgerät Elipar Trilight führte mit 2x40s Belichtung durch 2.5 mm Keramik zu einer ähnlichen Härte wie 20s direkte Belichtung (Härte 64.8 ± 0.2 bzw. 64.6 ± 0.2 ; beide d).

Bei einer Schichtstärke von 5 mm wurde mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 8x4s mit 60.20 ± 0.2 eine ähnliche Knoophärte erreicht wie mit 4s direkter Belichtung (Härte: 60.4 ± 0.4 ; Gruppen jeweils gh).

Nach Durchstrahlung einer Keramikschicht von 7.5 mm lag die Komposithärte mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) nach 8x4s mit 51.3 ± 0.3 (Gruppe q) zwischen den Vergleichswerten für 2s bzw. 4s direkter Belichtung (48.1 ± 0.1 bzw. 60.4 ± 0.3 ; Gruppen tu bzw. gh). Das Lichtgerät Elipar Trilight erzielte nach 2x40s Belichtung durch 7.5 mm Keramik mit 54.6 ± 0.2 KHN eine geringere Härte als mit der kürzesten Belichtungszeit (TL 10s) bei direkter Belichtung (59.6 ± 0.8 ; Gruppen m vs. hi).

Tabelle 9 zeigt für die 3 Schichtstärken der Keramik 2M2 und jedes Lichtgerät die Gruppe mit dem höchsten beobachteten Härtewert und die Gruppen mit direkter Belichtung, bei denen eine vergleichbare Härte erzielt wurde. Falls keine direkt belichtete Gruppe mit vergleichbarer Härte existiert, werden die Gruppen mit der nächst höheren bzw. niedrigeren Härte angegeben. Aus diesen Angaben wird ein für jede Keramikschichtstärke und jedes Lichtgerät abgeschätzter Verlängerungsfaktor abgeleitet, der zu einer äquivalenten Aushärtung durch die Keramik hindurch im Vergleich zur direkten Belichtung führen sollte (Tab.9).

Tabelle 9. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 2M2

Keramik Schichtstärke	Gruppe mit höchster Härte	Vergleichsgruppe(n) mit direkter Belichtung	Faktor
2.5 mm	FC4x4s: 61.7 ± 0.3 f	FC2x4s: 62.2 ± 0.4 f	2
2.5 mm	TL2x40s: 64.8 ± 0.2 d	TL20s: 64.6 ± 0.4 d	4
5 mm	FC8x4s: $60.2 \pm$	FC4s: 60.4 ± 0.3 gh	8
5 mm	TL2x40s: 60.0 ± 0.5 h	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi	8
7.5 mm	FC8x4s: 51.3 ± 0.3 q	FC2s: 48.1 ± 0.1 t FC 4s: $60.4 \pm$	8 - 16
7.5 mm	TL2x40s: $54.6 \pm$	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi	> 8

Diesen Vergleichen zufolge erfordert die Belichtung durch 2.5 mm Keramik der Farbe 2M2 hindurch eine Verlängerung der Belichtungszeit um den Faktor 2 (Swiss Master Light) bzw. 4 (Elipar TriLight), wenn eine vergleichbare Härte wie bei direkter Belichtung erzielt werden soll. Bei 5 mm Keramikschichtstärke betragen die Verlängerungsfaktoren bei beiden 8, bei 7.5 mm 8 – 16 bzw. > 8 (jeweils für Swiss Master Light bzw. Elipar TriLight).

3.1.3. Härte des Komposits Tetric Ceram in Abhängigkeit von Belichtungsmodus und Schichtstärke der durchstrahlten Keramik für Keramikfarbe 3M2

Abbildung 4 zeigt die Knoop-Härte (MW \pm SD) für das Komposit Tetric Ceram[®] bei Belichtung durch unterschiedliche Keramik-Schichtstärken der Farbe 3M2.

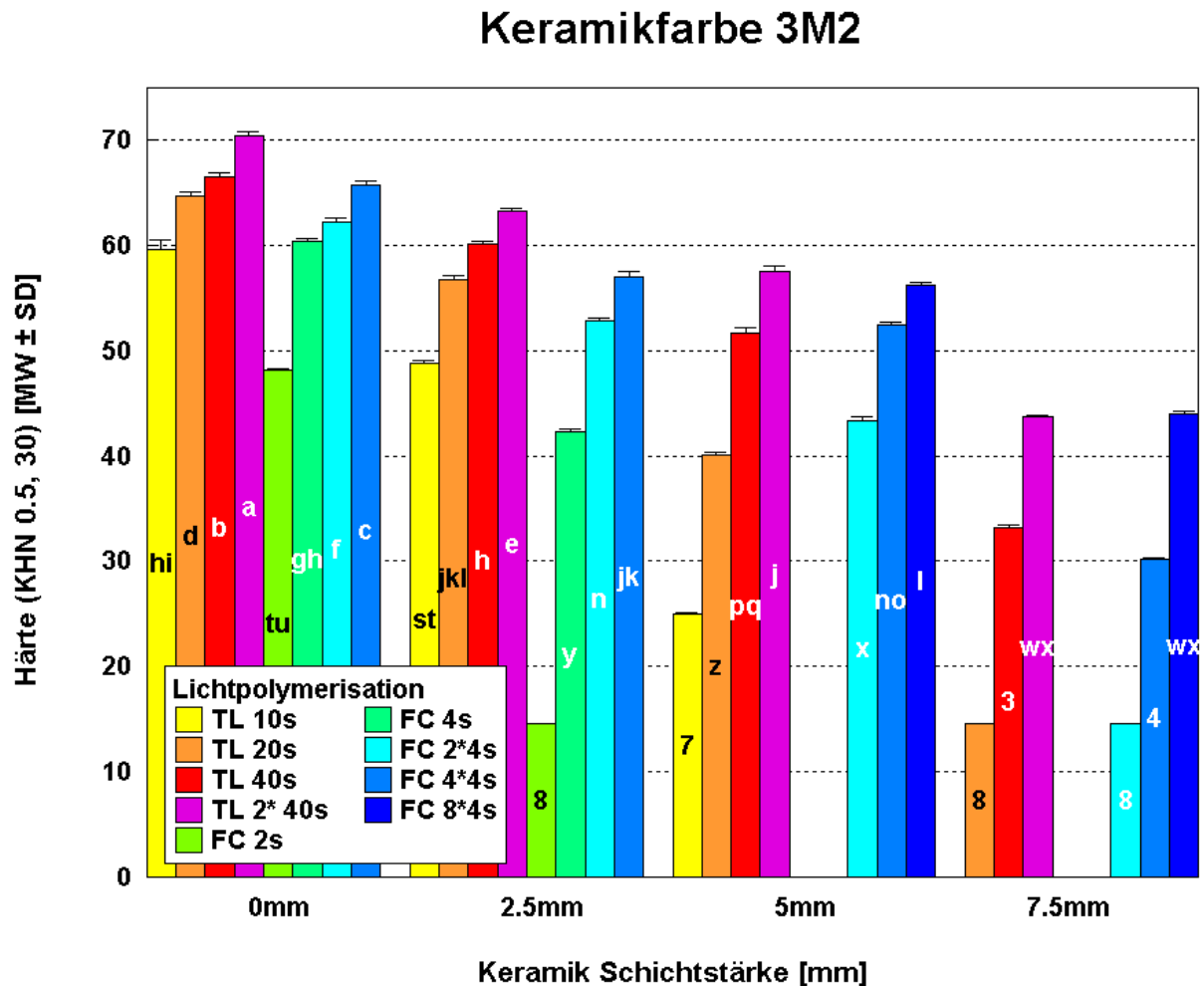


Abbildung 4. Härte (KHN 0.5/30; MW \pm SD) der Komposits Tetric Ceram bei direkter Belichtung oder bei Belichtung durch Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke in der Keramikfarbe 3M2. Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die statistisch nicht signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: $p \geq 0.05$)

Die größte Knoop-Härte nach Durchstrahlung einer Keramikschicht von 2.5 mm wurde mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight[®] (TL) mit 63.2 ± 0.3 nach 2x40s (e) erreicht.

Dieser Wert ist etwas niedriger als die Härte nach 20s direkter Belichtung (64.4 ± 0.4 | d), aber deutlich höher als die Härte nach 10s direkter Belichtung (59.6 ± 0.8 | hi).

Bei 5 mm Keramik liegt die mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL) 2x40s (j) erzeugte Knoophärte mit 57.5 ± 0.5 niedriger als TL 10s mit 59.6 ± 0.8 (hi) bei direkter Belichtung. Nach Durchstrahlung einer Keramikschicht von 7.5 mm liegt Elipar TriLight® (TL) mit 43.7 ± 0.3 nach 2x40s (wx) deutlich niedriger als TL 10s bei direkter Belichtung mit 59.6 ± 0.8 (hi).

Mit Keramikschicht von 7.5 mm liegt die Knoophärte EMS Swiss Master Light® (FC) nach 8x4s bei 43.9 ± 0.3 (wx), niedriger als nach direkter Belichtung mit FC 2s mit einem Wert von 48.1 ± 0.1 (tu).

Tabelle 10 zeigt für die 3 Schichtstärken der Keramik 3M2 und jedes Lichtgerät die Gruppe mit dem höchsten beobachteten Härtewert und die Gruppen mit direkter Belichtung, bei denen eine vergleichbare Härte erzielt wurde. Falls keine direkt belichtete Gruppe mit vergleichbarer Härte existiert, werden die Gruppen mit der nächst höheren bzw. niedrigeren Härte angegeben. Aus diesen Angaben wird ein für jede Keramikschichtstärke und jedes Lichtgerät abgeschätzter Verlängerungsfaktor abgeleitet, der zu einer äquivalenten Aushärtung durch die Keramik hindurch im Vergleich zur direkten Belichtung führen sollte (Tab.10).

Tabelle 10. Eingeschätzter Verlängerungsfaktor bei Keramik Farbe 3M2

Keramik Schichtstärke	Gruppe mit höchster Härte	Vergleichsgruppe(n) mit direkter Belichtung	Faktor
2.5 mm	FC4x4s: 57 ± 0.5 jk	FC2s: 48.1 ± 0.1 tu FC4s: 60.4 ± 0.3 gh	4 – 8
2.5 mm	TL2x40s: 63.2 ± 0.3 e	TL10s: 59.6 ± 0.8 h TL20s: 64.6 ± 0.4 d	4 – 8
5 mm	FC8x4s: 56.1 ± 0.3 l	FC2s: 48.1 ± 0.1 tu FC4s: 60.4 ± 0.3 gh	8 – 16
5 mm	TL2x40s: 57.5 ± 0.5 j	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi	> 8
7.5 mm	FC8x4s: 43.9 ± 0.2 wx	FC2s: 48.1 ± 0.1 tu	> 16
7.5 mm	TL2x40s: $43.7 \pm$	TL10s: 59.6 ± 0.8 hi	> 8

Diesen Vergleichen zufolge erfordert die Belichtung durch 2.5 mm Keramik der Farbe 3M2 hindurch eine Verlängerung der Belichtungszeit um den Faktor 4 - 8 (Swiss Master Light) bzw. 4 - 8 (Elipar TriLight), wenn eine vergleichbare Härte wie bei direkter Belichtung erzielt werden soll. Bei 5 mm Keramikschichtstärke betragen die Verlängerungsfaktoren 8 - 16 bzw. > 8, bei 7.5 mm > 16 bzw. > 8 (jeweils für Swiss Master Light bzw. Elipar TriLight).

3.1.4. Vergleich der Keramikfarben

Vergleicht man gesondert die durch verschiedenfarbige Balken in den Grafiken (Belichtungsmodi) symbolisierten Mittelwerte (MW \pm SD) der gemessenen Knoophärten, sieht man, dass bei fast allen Kombinationen von Belichtungsmodus und Keramikschichtstärke die Knoophärte bei Belichtung durch Keramik der Farbe 1M2 am höchsten ist, bei Farbe 2M2 geringer und bei Farbe 3M2 am niedrigsten. Ausnahmen davon sind nur Schichtstärke 7.5mm FC2x4s 1M2 mit einer Knoophärte von 24.3 ± 0.1 vs. 2M2 mit 24.5 ± 0.1 (beide 7) und FC4x4s 1M2 37.9 ± 0.3 vs. 2M2 38.1 ± 0.2 (beide 1); diese Unterschiede sind allerdings bei Prüfung mit einem Tukey B-Test nicht signifikant (Tab.7).

Bei weiteren 8 (von insgesamt 21) Kombinationen sind die Unterschiede zwischen 1M2 und 2M2 nicht signifikant, ebenso die Unterschiede zwischen 2M2 und 3M2 bei zwei von 21 Kombinationen.

3.2. Härte des Komposits Variolink® in Abhängigkeit von Belichtungszeitpunkt und Belichtungsdauer mit und ohne Durchstrahlung von Keramik

Abbildung 5 und Tabelle 12 zeigen die Härte des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink® für alle Kombinationen der Parameter ohne vs. mit Lichtpolymerisation, 10, 20, 40 oder 2* 40s Belichtungsdauer, sofortige oder um 3 min. verzögerte Belichtung sowie direkte Belichtung vs. Belichtung durch 5mm Keramik der Farbe 2M2 hindurch.

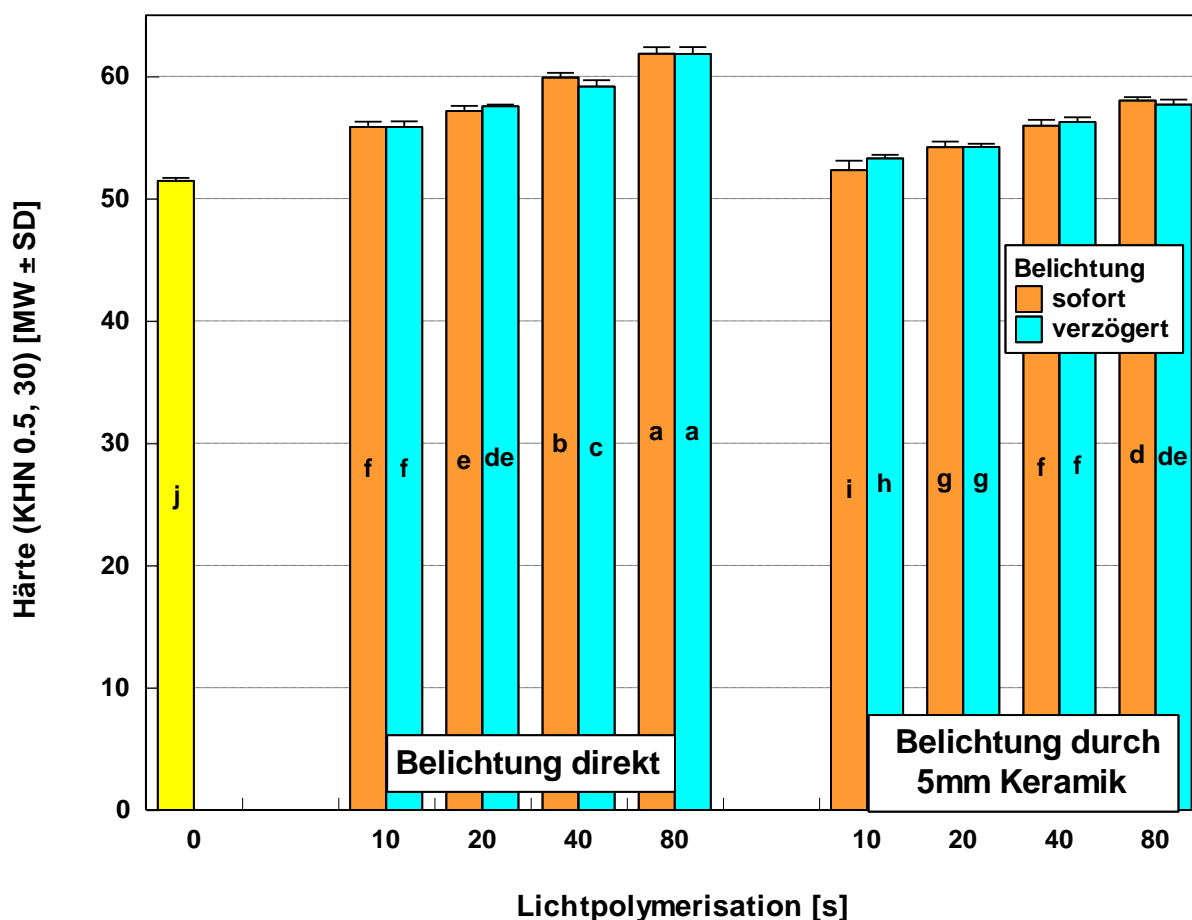


Abbildung 5. Variolink®: Knoop-Härte und Belichtungsdauer

Ohne Verwendung eines Lichthärtegeräts (gelber Balken im Diagramm) resultierte durch die chemisch initiierte Polymerisation bereits eine Knoop-Härte des Komposits Variolink® von 51.5 ± 0.2 (j).

Im Vergleich zur rein chemisch initiierten Härtung führt die direkte Belichtung für 10, 20, 40 und 80s jeweils zu einer signifikant höheren Knoop-Härte. Bei direkter Belichtung für 10, 20 und 80s sind die Härtewerte bei sofortiger im Vergleich zu verzögerter Härtung nicht signifikant verschieden. Lediglich bei Belichtung für 40s ist die Härte bei sofortiger Belichtung geringfügig (aber signifikant) höher als bei verzögerter Belichtung (59.9 ± 0.4 (b) vs. 59.2 ± 0.5 (c)).

Bei Belichtung durch die Keramik hindurch ist die Härte jeweils signifikant niedriger als bei direkter Belichtung für die gleiche Zeit. Die Unterschiede zwischen den Belichtungszeiten sind jeweils statistisch signifikant. Alle belichteten Proben weisen eine signifikant höhere Härte auf im Vergleich zu den unbelichteten Kontrollproben

51.5 ± 0.2 (j), wenn auch der Unterschied bei der kürzesten Belichtungszeit gering ist (51.5 ± 0.2 (j) vs. 52.3 ± 0.8 (i)).

Bei 20s (54.2 ± 0.5 vs. 54.2 ± 0.3 (beide g)), 40s (56.0 ± 0.5 vs. 56.3 ± 0.4 (beide f)) und 80s (58.0 ± 0.3 (d) vs. 57.7 ± 0.4 (de)) sind die Unterschiede zwischen sofortiger und verzögerter Belichtung nicht signifikant. Lediglich bei 10s Belichtung führt die verzögerte Belichtung sogar zu einer höheren Härte im Vergleich zur sofortigen Belichtung (52.3 ± 0.8 (i) vs. 53.3 ± 0.3 (h)).

Tabelle 11. Härte des Komposits Variolink® (KHN [MW ± SD]) in Abhängigkeit von der Belichtung (sofortige, verzögerte oder keine Belichtung; direkte Belichtung vs. Belichtung durch 5mm Keramik der Farbe 2M2). Gleiche Buchstaben / Ziffern kennzeichnen Gruppen, die nicht statistisch signifikant verschieden sind (Tukey B-Test: p >= 0.05)

Belichtung	Keramikschiicht [mm]	Belichtungszeitpunkt	
		sofort	verzögert
keine	0	51.5 ± 0.2 j	
TL 10s	0	55.9 ± 0.4 f	55.9 ± 0.5 f
TL 20s	0	57.2 ± 0.4 e	57.6 ± 0.1 de
TL 40s	0	59.9 ± 0.4 b	59.2 ± 0.5 c
TL 2*40s	0	61.8 ± 0.5 a	61.8 ± 0.6 a
TL 10s	5	52.3 ± 0.8 i	53.3 ± 0.3 h
TL 20s	5	54.2 ± 0.5 g	54,2 ± 0.3 g
TL 40s	5	56.0 ± 0.5 f	56.3 ± 0.4 f
TL 2*40s	5	58.0 ± 0.3 d	57.7 ± 0.4 de

4. Diskussion

Die Qualität einer keramischen Restauration ist abhängig von verschiedenen Parametern: Keramikart, Schichtstärke, Farbe und Opazität der zu durchstrahlenden Keramik, sowie einer adäquaten Polymerisation des Befestigungskomposits, welche der ausschlagende Faktor seiner physikalischen und biologischen Eigenschaften ist, an denen sich die Langlebigkeit einer keramischen Restauration entscheidet (Hofmann et al., 2000). So soll ein möglichst langlebiger, kraftschlüssiger und bakteriendichter Verbund zwischen Restauration und Zahnhartsubstanz erreicht werden (Hofmann et al., 2001). Der Polymerisationsgrad beeinflusst Härte, Abrasionsfestigkeit, Wasserlöslichkeit, Restmonomergehalt und letztlich die Biokompatibilität des Kunststoffes (Ilie et al., 2005b).

Mit der vorliegenden Arbeit sollte geprüft werden, inwieweit die Aushärtung von Kompositen unter Keramikrestorationen möglich ist. Dazu wurde überprüft, wie die Aushärtung abhängt von Lichtgerät, Belichtungsdauer, Schichtstärke der Keramik, Farbe der Keramik, Härtungsmodus des Komposits (lichthärtend vs. dualhärtend) und Wartezeit zwischen Anmischen und Lichtpolymerisation bei einem dualhärtenden Komposit.

4.1. Kritik der Methode

4.1.1. Auswahl der Keramik

In dieser Studie wurden zur Simulation einer vollkeramischen Restauration Keramik (Vita Mk II) in unterschiedlichen Stärken (2.5 mm, 5 mm oder 7.5 mm) verwendet. So sollte das Spektrum von Keramikrestorationen im anterioren und posterioren Bereich abgedeckt werden. Es wurden drei verschiedene Farben (1M2, 2M2, 3M2) gewählt. Laut Herstellerangaben bestehen Vitablocs Mark II aus SiO_2 (56-64 Gew. %), Al_2O_3 (20-23 Gew. %), Na_2O (6-9 Gew. %), K_2O (6-8 Gew. %), CaO (0.3-0.6 Gew. %) und TiO_2 (0.0-0.1 Gew. %). Der Volumenanteil kristalliner Feldspatpartikel im Gefüge wird mit 30 Vol. % angegeben, die Dichte mit 2.44 g/cm^3 , die Brechzahl bei 1.501. Der Wärmeausdehnungskoeffizient ($20-500^\circ$) beträgt $9.4 \times 10^{-6} \text{ K}^{-1}$. Der Transformationsbereich liegt bei $780-790^\circ\text{C}$. Die Knoop Härte HK 0.2/30 wird mit 521 angegeben, die Vickershärte HV 0.1/15 mit 640. Das E-Modul beträgt 63 GPa.

Mit Keramikscheiben in verschiedenen Stärken lässt sich der Einfluss der Dicke der Keramik und der Polymerisationsmethode auf die Härte des polymerisierten Komposits ermitteln (Hickel und Kunzelmann, 1992; Jung et al., 2006).

4.1.2. Photopolymerisation

Bei jeder Photopolymerisation werden durch eine Lichtquelle Moleküle des Photoinitiators im Komposit aktiviert. Die Polymerisationsreaktion muss durch Startmoleküle in Gang gesetzt werden. Bei dem am häufigsten verwendeten Photoinitiator, dem Campherchinon (CQ)-Amin-System, kommt es zunächst nur am Initiator zu einer Umlagerung eines Elektrons, dann zur Übertragung des Elektrons auf das tertiäre Amin und eines Protons vom Amin auf das Kampherchinon. Dieses ist dann das Startradikal, das durch Reaktion mit einem Monomer ein Monomerradikal erzeugt. Dann erst werden in einer Kettenreaktion aus einzelnen Monomeren die Polymerketten gebildet, im Idealfall bis keine Moleküle mit freien Doppelbindungen mehr vorhanden sind (Drost et al., 2019; Hellwig et al., 2018).

Der Verlauf der Polymerisationsreaktion ist von vielen Faktoren beeinflusst. Nach dem aktuellen Kenntnisstand erklären sich fast 80% der Variabilität bei der Polymerisation eines Komposits neben den Materialeigenschaften des Komposits selbst und der Wellenlänge der Belichtung aus den drei Parametern Distanz der Lichtquelle, Belichtungszeit und Polymerisationsgerät (Lussi et al., 2005).

Die Polymerisation von lichthärtenden Kompositen ist ausschließlich von der externen Lichtquelle abhängig. Die Durchhärtung wird deshalb durch zu große Schichtstärken, eine schwache Lichtintensität, zu kurze Belichtungszeit und eine Streuung der Lichtstrahlung durch das Material selber beeinträchtigt.

Der Behandler kann alleine die Schichtstärke des Komposits und von Materialien, die sich im Strahlengang befinden, beeinflussen; ebenso die Lichtintensität und Belichtungszeit des Polymerisationsgeräts (Schattenberg et al., 2008). Die materialabhängige Lichtabsorption wird aber von der Farbe des Komposits, der Partikelgröße der Füllkörper, dem Füllergehalt und der Schichtdicke bestimmt (Davidson-Kaban et al., 1997).

Nach einer unvollständigen Polymerisation verbleibt deshalb ein hoher Anteil an Restmonomeren, welche die Stabilität der Restauration und die Gesundheit des

Patienten gefährden können (Malkiewicz et al., 2017; Rueggeberg und Caughman, 1998; Rueggeberg et al., 2000).

4.1.3. Polymerisationsgeräte

In der vorliegenden Arbeit wurde die Knoop-Härte von Kompositen nach Belichtung mit dem Halogenlichtgerät sehr hoher Lichtintensität (EMS Swiss Master Light®) und dem Halogen-Polymerisationsgerät hoher Intensität (Elipar TriLight®) verglichen. Für eine dem jeweiligen Material angemessene Polymerisation von Kompositen ist die Auswahl des geeigneten Polymerisationsgeräts und einer ausreichenden Belichtungsdauer wichtig. Mit der Entwicklung von Lichtgeräten mit möglichst hoher Strahlungsflussdichte wird versucht, die Belichtungszeit zu verkürzen.

Die Lichtpolymerisation findet besonders im Blaulichtbereich von 400 nm bis 505 nm statt, da das Kampherchinon, der am meisten verwendete Photoinitiator, im Wellenlängenbereich von 360 bis 520 nm mit einem Maximum bei 468 nm absorbiert. LEDs weisen schmale Emissionsspektren auf (Breite bei halber Peak-Höhe: 22-28 nm). Hersteller können für ihre Lichtgeräte LEDs auswählen, deren Emissionsspektrum optimal mit dem Absorptionsbereich des Fotoinitiators Kampherchinon übereinstimmt.

In den Anfangszeiten der Lichtpolymerisation von Kompositen wurden hauptsächlich Halogengeräte verwendet. Goldstandard war eine Belichtung mit Elipar TriLight Halogengeräten mit 800 mW/ cm² für 40 s. Swiss Master Licht ist ein Vertreter der Höchstleistungs-Polymerisationsgeräte, laut Hersteller mit 3000 mW/ cm². Damit soll die Zeit einer Polymerisation verkürzt werden.

Das Licht wird hier durch einen auf 3.000 °C aufgeheizten Wolframfaden erzeugt, davon allerdings nur 8% sichtbares Licht. Sie haben breitbandige Emissionsspektren und können alle lichthärtenden Materialien polymerisieren. In diesem breiten Lichtspektrum ist aber auch ein großer Teil an Hitzestrahlung (> 550 nm) enthalten, weshalb durch die Vorschaltung optischer Filter das sichtbare Licht auf 400–500 nm eingegrenzt und die Wärme durch Kühlsysteme abgeführt werden muss (Jandt und Mills, 2013; Rueggeberg, 2011).

LED-Polymerisationsgeräte hatten anfänglich nur eine Belichtungsleistung von etwa 400 mW/cm². Heute reicht die Lichtintensität der modernen Geräte bis über 3.000 mW/cm² (Ilie et al., 2004; Nitta, 2005). Dies führt zu einer Reduktion der

Aushärtungsdauer sowie der notwendigen Belichtungszeit einer Kompositrestauration und verringert gleichzeitig die Möglichkeit von Behandlungsfehlern.

LED-Lichtgeräte haben bei konstanter Lichtleistung und Intensität gegenüber den Halogen- und Plasma-Lichtgeräten eine deutlich geringere Wärmeentwicklung. Mit den leistungsschwächeren LED-Geräten der ersten Generation führte eine Aktivierung der Polymerisation im Vergleich zu Halogengeräten zu einer geringeren Kontraktionsspannung (MPa) im Kompositmaterial (Hofmann et al., 2002). Dies ist von großer Bedeutung für die Haltbarkeit von Kompositrestaurationen, denn ein rascher Aufbau von Kontraktionsspannung bei der Polymerisation und Bildung einer hohen Spannung im Material können den Komposit-Dentinverbund wieder aufheben und zum Verlust einer Füllung führen. Moderne Polymerisationsgeräte sind deshalb auch mit Soft-Start- oder Ramp-Cure-Programmen ausgestattet, die erlauben, dass das Komposit zunächst mit geringer Intensität bestrahlt und erst nach 5-10 Sekunden die volle Strahlungsintensität erreicht wird. So soll durch die Verlängerung der Pre-Gel-Phase ein längerer Materialfluss im Komposit während der Polymerisation möglich werden, der zu einem internen Stressabbau führt. Es gibt allerdings auch Hinweise, dass dieses Verfahren mit einer geringeren Aushärtungstiefe und unveränderten Randqualität von Kompositfüllungen verbunden ist (Hofmann und Hunecke, 2006; Ilie et al., 2005a; Ilie et al., 2011; Ilie et al., 2005b; Krämer et al., 2008).

4.1.4. Auswahl des Befestigungskomposits

In der vorliegenden Arbeit wurde das lichthärtende Komposit Tetric Ceram Cavifil A2 als Modell für viele andere Komposite verwendet. Es ist ein in der zahnärztlichen Praxis sehr weit verbreitetes Material. Es wird für direkte Kompositversorgungen benutzt, seine Handhabung ist bekannt.

In dieser Studie wurde der Einfluss von Keramik in unterschiedlichen Schichtstärken und Farben auf das Komposit bei Photopolymerisation getestet. Es wurde festgestellt, dass jeder einzelne Parameter (Keramikdicke, Farbe, Lichtaktivierung) einen signifikanten Einfluss auf die Knoop Härte hat.

Bei dem verwendeten dualhärtenden Komposit handelt es sich um Variolink II A3, ein Base-Katalysator-System, dessen Bestandteile im Verhältnis 1:1 angemischt werden. Der Hersteller bietet Variolink II Katalysatoren mit niedriger oder hoher Viskosität an,

von denen letztere für die Studie ausgewählt wurde. Bei Kompositen mit hoher Viskosität ist zudem die Entfernung der plastischen Überschüsse unproblematischer als bei dünnfließenden Kompositen, bei denen öfter dünne Überschussreste verbleiben können (Krämer et al., 1999).

Diese mechanischen Eigenschaften der Befestigungskomposite werden weiter durch Typ und Zusammensetzung der Matrix, den Füllertyp, den Füllergehalt und das Polymerisationsverfahren beeinflusst (Asmussen und Peutzfeldt, 2003; Hofmann et al., 2001; Peutzfeldt et al., 2000).

Um die Beeinflussung dieser Parameter zu evaluieren, kommen in dieser Studie licht- und dualhärtende Befestigungskomposite zum Einsatz, die jedoch beide den Photoinitiator Campherchinon beinhalten.

Bei der klinischen Anwendung der adhäsiven Befestigungstechnik sind einige Probleme zu beachten: Die Entfernung der Überschüsse ist nämlich schwierig und beim Wegwischen im unpolymerisierten Zustand kann Komposit aus dem Zementierungsspalt gerissen werden, was zu Unterschüssen führt. Andererseits kann das Einsetzen mit einer Matrize auch zu Überschüssen führen, welche nur mit rotierenden Instrumenten entfernt werden können. Dieses Vorgehen kann auch zu Verletzungen am Schmelzmantel und an den Restaurationsoberflächen führen (Krejci und Lutz, 1989).

Die Anwendung von Kompositen als „Einsetzzement“ wurde bereits 1973 von Ibsen propagiert (Ibsen, 1973). Dieses Material wurde weiterentwickelt und differenziert, der Zahnarzt kann heute unter vielen Befestigungskompositen auswählen.

4.1.5. Herstellung der Proben

Zur Messung der Härte wurden Proben der Komposite in einheitlicher Größe (Durchmesser 6 mm, Dicke 0.38 mm) mit Hilfe einer speziell angefertigten Apparatur hergestellt. Diese bestand aus einer Aluminium-Grundplatte, auf der zwei Schnellspanner festgeschraubt waren, mit denen Aluminiumplättchen und Matrizen zusammengepresst und so auf der Grundplatte fixiert werden konnten. Pro Versuchsreihe wurden jeweils sechs Proben hergestellt. Um einen Untergrund von dentinähnlicher Farbe zu erzielen, lag direkt auf der Grundplatte ein Objektträger aus

Glas. Unter diesem befand sich ein Stück sandfarbener Fotokarton, der die Farbe menschlichen Dentins simulieren sollte.

4.1.6. Lagerung der Proben

Die Proben wurden nach ihrer Herstellung zur Simulierung intraoraler Verhältnisse in einen Wärmeschrank gestellt und für 7 Tagen unter Lichtausschluss bei 37 °C und 100% Luftfeuchtigkeit aufbewahrt. Nach Pilo und Cardash (1992) hat die nachträgliche Härtung nach 24 Stunden ihr Maximum erreicht. Leung et al. (1985) kamen zu dem Ergebnis, dass die Nachhärtung von Kompositen erst nach einem Tag abgeschlossen ist.

In vielen Studien wurde eine Lagerung von Kompositproben in isotonischer, steriler Kochsalzlösung bei 37°C angewandt. Das ist ein anerkanntes Verfahren (Abate et al., 2001; Asmussen und Peutzfeldt, 2003). Damit soll die Körpertemperatur und Wirkung von Speichel nachgeahmt werden. So kann der Einfluss von Quellungseffekten und Hydrolyse auf das Kompositmaterial beurteilt werden. In der vorliegenden Arbeit wurde die trockene und dunkle Lagerungsform gewählt, wie in vergleichbaren Untersuchungen (Ernst et al., 2000; Jung et al., 2006).

Anschließend erfolgte eine Höhenreduktion der Proben um 100 Mikrometer mit einer Parallelschleifmaschine unter Wasserkühlung, um die weichere Grenzflächenschicht zu entfernen. Damit sollte der sog „Grenzflächeneffekt“ mit insuffizienter Aushärtung und resultierendem Volumenverlust des Komposits eliminiert werden (Reinhardt, 1991; Van Landuyt et al., 2007).

4.1.7. Härtebestimmungen von Kompositen

Die mechanischen Eigenschaften der organischen Matrix von Kompositmaterialien werden hauptsächlich von der molekularen Struktur und der Konversionsrate der Kohlenstoffdoppelbindungen der Acrylgruppen bestimmt. Diese Konversionsrate lässt sich direkt spektroskopisch bestimmen und indirekt durch Härtemessung (Braden et al., 1997). Spektroskopische Verfahren sind allerdings aufwendig und zeitintensiv. Indirekte Methoden wie die Messung der Vickers- oder Knoop-Härte sind dagegen einfach durchzuführen und haben fast den gleichen Aussagewert, weil ihre Messresultate untereinander korrelieren (Hofmann et al., 2000) und sie die

Polymerisation und Konversionsrate am Resultat genauso sensitiv bestimmen können (Rueggeberg und Craig, 1988). Gelegentlich wird auch die Barcol-Härte bestimmt (Abate et al. 2001a), ohne dass dabei Vorteile gegenüber der Knoop- oder Vickers-Härte genannt würden (Abate et al., 2001a; Mills et al., 2002).

In der vorliegenden Arbeit wurde die Knoop-Härte gewählt. Die Messresultate einer Härtemessung nach Knoop hängen von der gewählten Prüflast ab (Uhl et al., 2004). Deshalb wurde bei jedem Belastungstest die gleiche Last von 4.905 N (0.5 kp) für 30 Sekunden gewählt. Die geringe Streuung der Messwerte und der Nachweis signifikanter Unterschiede der Knoop-Härte unter verschiedenen Testbedingungen belegt, dass die angewandte Methode eine gute Reproduzierbarkeit aufweist und hinreichend geeignet ist, die Knoop-Härte auch im Bereich hoher Konversionsraten zu differenzieren.

Die Härtemessung erfolgte in der Mitte jeder Probe und jeweils 1 mm rechts und links lateral.

Von der Knoop-Härte an der Oberfläche kann allerdings nicht auf die Durchhärtungstiefe geschlossen werden. Besonders bei lichthärtendem Kompositmaterial lässt sich eine geringere oder ungleichmäßige Aushärtung in verschiedenen Tiefen des Materials nachweisen (Koupis et al., 2006; Monte Alto et al., 2006; Price et al., 2005).

4.2. Diskussion der Ergebnisse

4.2.1. Härtung des lichthärtenden Komposits Tetric Ceram durch die unterschiedlichen Keramiksichtstärken und Farben

Es sollte überprüft werden, wie sich die Schichtstärke der Keramik auf die Härte des Befestigungskomposit auswirkt. Am Datenmaterial der vorliegenden Arbeit bestätigte sich, dass die Knoop-Härte der Komposit-Prüfkörper jeweils (signifikant) sank, wenn sich Keramik mit einer Schichtstärke von 2.5, 5 oder 7.5 mm und unterschiedlicher Farbe im Strahlengang des Polymerisationsgeräts befand.

Während bei direkter Belichtung eine mittlere Knoop-Härte von minimal 48.1 ± 0.1 nach Bestrahlung mit dem Halogengerät EMS Swiss Master Light® (FC) für 2s und von maximal 70.4 ± 0.4 nach Bestrahlung mit dem Halogenlichtgerät Elipar TriLight® (TL) für 2x40s erreicht wurde, verminderte sie sich nach Durchstrahlung von Keramik.

Dieser Zusammenhang wurde bereits in früheren Studien beobachtet (Lussi et al., 2005; Manhart et al., 2001).

Die Keramikstärke hat bei der Polymerisation durch Lichtaktivierung einen signifikanten Einfluss auf die Knoop Härte. Klinisch relevant sind große Keramikstärken, besonders in sehr tiefen Approximalkästen.

Brodbeck et al. (1980) geben die Formel $I = I_0 * t_c^x$ an, nach der die Lichtmenge, die durch Keramik dringt, berechnet werden kann. Dabei ist I die Lichtintensität, welche durch die Keramik dringt und I_0 die Lichtenergie welche das Lichtgerät verlässt, x die Keramikstärke und t_c die Materialkonstante. Damit ist für die Aushärtung des Komposits die totale Transmission durch die Keramik entscheidend, welche den Kunststoff erreicht. Transmission und Schichtstärke der Keramik stehen in exponentieller Abhängigkeit.

Neben der Schichtstärke der Keramik reduziert zusätzlich auch ihre Farbe die Lichttransmission und damit die nachfolgende Aushärtung von lighthärtenden Kompositen.

Am Datenmaterial der vorliegenden Arbeit zeigte sich, dass die Knoop Härte bei Keramik der Farbe 1M2 am höchsten ist, bei Farbe 2M2 geringer und bei Farbe 3M2 am niedrigsten. Ausnahmen davon sind nur bei einer Schichtstärke von 7.5mm zu beobachten bei Belichtungsmodus FC2x4s und Farbe 1M2 mit einer Knoop Härte von 24.3 ± 0.1 vs. Farbe 2M2 mit einer Knoop Härte von 24.5 ± 0.1 und bei Belichtungsmodus FC4x4s und Farbe 1M2 mit einer Knoop Härte von 37.9 ± 0.3 vs. 38.1 ± 0.2 bei Farbe 2M2 mit einer Knoop Härte von 38.1 ± 0.2 sowie bei Belichtungsmodus FC8x4s und Farbe 1M2 mit einer Knoop Härte von 51.4 ± 0.3 vs. Farbe 2M2 mit einer Knoop Härte von 51.3 ± 0.3 . Diese Unterschiede waren bei Prüfung mit dem Tukey B-Test nicht signifikant (Tab.7).

Bei weiteren 8 von insgesamt 21 Kombinationen waren die Unterschiede zwischen 1M2 und 2M2 nicht signifikant, ebenso die Unterschiede zwischen 2M2 und 3M2 bei zwei von 21 Kombinationen (Tab.7).

Der Einfluss der Keramikfarbe auf die Aushärtung von Kompositen bei Lichtpolymerisation durch die jeweiligen Keramiken wurde in der Literatur bereits mehrfach beschrieben:

Borges et al. (2021) untersuchten die Knoop-Härte des Befestigungskomposits Variolink® Esthetic LC nach Belichtung durch Lithium-Disilikat-Glaskeramik (IPS e.max® Press, Ivoclar Vivadent) mit Schichtstärken von 0,5, 1,5 und 2,0 mm, Keramikfarben A1, A3.5 und BL2 und unterschiedlicher Transluzenz. Alle drei Parameter (Keramikfarbe, -transluzenz und -schichtstärke) hatten einen signifikanten Einfluss auf die Komposit-Härte. Interessanterweise war die Härte nach Belichtung durch Keramikproben der Farbe A3.5 höher als nach Belichtung durch Proben der Farbe A1. Dies galt allerdings nur bei Verwendung der Transluzenz „High Translucency“. Bei Verwendung der anderen Transluzenzen („Low Translucency“, „Medium Opacity“) waren die Unterschiede zwischen A1 und A3.5 nicht signifikant. Der Widerspruch zu den Daten der vorliegenden Studie ist möglicherweise auf die unterschiedliche Keramik zurückzuführen.

Kilinc et al. (2011) messen, in Übereinstimmung mit der vorliegenden Untersuchung, der Keramikschichtstärke einen größeren Effekt auf die Kompositpolymerisation zu als der Keramikfarbe. In ihrer Untersuchung hing der Einfluss der Keramik auf die Kompositpolymerisation auch vom verwendeten Komposit ab.

Hickel und Kunzelmann (1992) geben an, dass die Durchhärtungstiefe des Befestigungskomposits primär von der Stärke und Farbe der Keramik abhängt und nicht von der Art des Keramikmaterials. Bei ihrer Vergleichsstudie von lichteitenden und dualhärtenden Kompositen stellten Cardash et al. (1993) bei Messungen der Knoop-Härte nach 48, 72 und 120 Sekunden Bestrahlungszeit fest, dass mit dualhärtenden Kompositen stets höhere Härtewerte erreicht wurden, und dass deshalb bei allen Restaurationen mit einer Schichtstärke der Keramik von ≥ 2 mm dualhärtende Komposite zu bevorzugen wären.

Nach den Untersuchungen von Koch et al. (2007) gilt, dass auch bei dualhärtenden Kompositen die Durchhärtungstiefe und Vickers-Härte von der Transluzenz der Keramik und damit vom Lichteintrag des Polymerisationsgeräts signifikant abhängig sind. Deshalb ist nur bei Keramikrestaurationen hoher Transluzenz und bei einem direkten Kontakt des Polymerisationsgeräts mit der Keramik eine gleiche

Durchhärtung von lighthärtenden Kompositen zu erreichen wie mit dual- oder selbsthärtenden Kompositen (Koch et al., 2007).

4.2.2. Einfluss der Lichtgeräte und Belichtungsdauer

In der vorliegenden Arbeit wurde sowohl bei direkter als auch bei Belichtung durch die Keramik hindurch bei Verwendung jedes Lichtgeräts mit zunehmender Dauer der Belichtung eine höhere Härte des Komposits erreicht. Die höchste Knoophärte von 70.4 ± 0.4 wurde bei direkter Belichtung mit dem Gerät Elipar TriLight (TL) für 2x40s erreicht, die niedrigste mit 48.1 ± 0.4 mit EMS Swiss Master 2s.

Der größeren Leistung des Halogengeräts EMS Swiss Master Light entsprechend, waren für eine vergleichbare Knoop-Härte des Komposits Tetric Ceram kürzere Belichtungszeiten bei der direkten Belichtung erforderlich als bei Verwendung des Lichtgeräts Elipar TriLight. So lag der Härtewert für 4x4s zwischen den Werten von 20s und 40s. Bei TL 10 s entspricht dies etwa 4s TC.

Die Knoop-Härte von Proben aus Tetric Ceram war unter Keramik der Farbe 1M2 am höchsten. Bei Belichtung durch Keramik der Farbe 3M2 war die Knoop-Härte am geringsten, bei 2M2 lag sie dazwischen.

Mit zunehmender Schichtstärke der im Strahlengang liegenden Keramik wurde die Knoophärte des so belichteten Komposits jeweils geringer. Dies war bei Verwendung des Halogengeräts EMS Swiss Master Light® (FC) tendenziell stärker ausgeprägt als bei dem Gerät Elipar TriLight. Dieser Schluss ergibt sich aus folgenden (exemplarisch angeführten) Beobachtungen:

- 1) Die Belichtung durch 2.5 mm Keramik der Farbe 1M2 hindurch erfordert eine gleiche Verlängerung der Belichtungszeit wie bei der Farbe 2M2 um den Faktor 2 (Swiss Master Light) bzw. 4 (Elipar TriLight), wenn eine vergleichbare Härte wie bei direkter Belichtung erzielt werden soll. Bei 5 mm Keramikschichtstärke betragen die Verlängerungsfaktoren bereits 8 bzw. 4 – 8, bei 7.5 mm 8 – 16 bzw. > 8 (jeweils für Swiss Master Light bzw. Elipar TriLight; Tab.8).
- 2) Bei Farbe 3M2 erfordert die Belichtung durch 2.5 mm Keramik hindurch eine Verlängerung der Belichtungszeit um den Faktor 4 - 8 (Swiss Master Light) bzw. 4 - 8 (Elipar TriLight), wenn eine vergleichbare Härte wie bei direkter Belichtung

erzielt werden soll. Bei 5 mm Keramikschichtstärke betragen die Verlängerungsfaktoren 8 - 16 bzw. > 8, bei 7.5 mm > 16 bzw. > 8 (jeweils für Swiss Master Light bzw. Elipar TriLight), weil die Färbung der Keramik den Lichtdurchfluss weiter behindert (Tab.10).

Möglicherweise ist dieser Unterschied zwischen den Lichtgeräten auf ihre unterschiedliche Strahlungsflussdichte zurückzuführen. Die höhere Strahlungsflussdichte des Geräts Swiss Master Light führt, insbesondere bei direkter Belichtung, zu einer höheren Anzahl von Startzentren für die Polymerisation und außerdem zu einer stärkeren Erwärmung des Komposits. Beide Effekte könnten in synergistischer Weise die Polymerisation der Komposits in einer Weise verbessern, die durch die Strahlungsflussdichte alleine nicht erklärbar wäre. Es ist denkbar, dass dieser besondere synergistische Effekt bei Belichtung durch dickere Keramikschichtstärken nicht mehr zustande kommt.

Die Abhängigkeit der Polymerisation von der Dicke der durchstrahlten Keramikschicht wurde schon in früheren Untersuchungen beobachtet (Calgaro et al., 2013; Ilie, 2017).

Chan und Boyer (1989) geben eine Formel an, nach der die notwendige Verlängerung der Belichtungsdauer eines Komposites bei Belichtung durch Keramik hindurch berechnet werden kann: $t = t_0 \cdot T_c^X$. Dabei ist t_0 die Zeit, die benötigt wird, die maximale Härte eines Komposits bei direkter Belichtung zu erzielen. T_c ist der empirische Transmissionsgrad der Keramik für eine Schichtstärke von 1 mm, und X die Keramikdicke. Für eine Keramikschichtstärke von 0 mm wird für eine erfolgreiche Aushärtung der Ausdruck $t_0 \cdot T_c^X = 1$ angenommen, und keine Verlängerung der Belichtungsdauer ist erforderlich. Mit zunehmender Keramikdicke wird die erforderliche Belichtungsdauer immer länger, wie auch an den Daten der vorliegenden Studie abzulesen ist. Eine Überprüfung dieser Daten mit der obigen Formel würde eine Bestimmung der Transmissionsgrade der verwendeten Keramik voraussetzen, die aber in der Studie nicht durchgeführt wurde.

Dabei hat auch der Abstand der Lichtquelle zum Befestigungskomposit einen Einfluss auf die Polymerisation: Die Härte von lichthärtenden Kompositen nimmt mit der Vergrößerung dieses Abstandes ab (Lussi et al., 2005). Aus diesem Grund wurden in dieser Studie die Polymerisationsgeräte direkt auf die Keramik aufgesetzt.

Der Polymerisationsgrad von Kompositen hängt von der Lichtintensität ab (Watts et al. 1984). Nach Chan und Boyer (1989) lässt sich eine Verringerung der Lichtintensität durch eine Verlängerung der Belichtungszeit kompensieren. Dies würde im Umkehrschluss bedeuten, dass sich eine Verringerung der Belichtungszeit durch eine Vergrößerung der Lichtintensität kompensieren lassen müsste. Bei einer Polymerisation mit erhöhter Lichtintensität stößt man aber auf das Problem, dass der Schrumpfstress innerhalb des Komposites steigt, da der Gelzeitpunkt schneller erreicht wird, ab dem keine Bewegung der Moleküle mehr möglich ist. Durch vermehrte Wärmebildung kann es zudem zu Pulpaschäden kommen.

LED-Polymerisationsgeräte sind eine realistische Alternative zu Halogengeräten und haben sie mittlerweile vollständig ersetzt (Mills et al., 1999; Ozyesil et al., 2004).

Mit zunehmender Stärke der Keramik nimmt die Vickershärte des darunterliegenden Komposites ab, da weniger Licht das Komposit erreicht. Somit kann die lichtabhängige Polymerisation nur bedingt stattfinden (Blackman et al., 1990; Warren, 1990). Die Härte des Kunststoffes nimmt zudem mit der Entfernung der Lichtquelle von der Kompositoberfläche ab. Dieser Zusammenhang zwischen Härte, Keramikdicke und Farbe macht die in der vorliegenden Arbeit gefundene exponentielle Abhängigkeit verständlich. Zur Farbgebung der Keramiken werden Opaker und Oxide beigemischt. Dadurch wird ein transluzentes Erscheinungsbild erzeugt, welches dem natürlicheren Aussehen eines Zahns nahekommt. Die Opazität einer Glaskeramik vermindert aber zusammen mit ihrer Schichtstärke die Lichtmenge, die das Komposit erreicht, und reduziert somit die Härte des Komposites entscheidend, bis schließlich eine mangelhafte Polymerisation durch eine Verlängerung der Bestrahlungszeit nicht mehr kompensiert werden kann (Ilie, 2019; Ilie und Furtos, 2020).

4.2.3. Aushärtung des dualhärtenden Materials Variolink

Eine Verzögerung der Belichtung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Knoop-Härte von Kompositproben aus Variolink.

Durch Belichtung mit dem Polymerisationsgerät Elipar TriLight und ihre Verlängerung lässt sich nur eine vergleichsweise geringere Steigerung der durchschnittlichen Knoop-Härte des Komposites Variolink erzielen, sowohl nach sofortiger wie auch nach verzögerter Belichtung. Die Reduzierung der Knoop-Härte des Komposites Variolink bei

Behinderung des Strahlengangs durch 5 mm Keramik ist auch weit geringer als im Falle des lighthärtenden Komposits Tetric Ceram.

Ohne Verwendung eines Lighthärtegeräts resultierte durch die chemisch initiierte Polymerisation bereits eine Knoop-Härte des Komposits Variolink® von 51.5 ± 0.2 .

Alle belichteten Proben weisen eine signifikant höhere Härte auf im Vergleich zu den unbelichteten Kontrollproben, wenn auch der Unterschied bei der kürzesten Belichtungszeit gering ist. Dies galt sowohl bei direkter Belichtung wie auch bei Belichtung durch 5mm Keramik.

Ähnliche Resultate finden sich in der Literatur: Moraes et al. (2008) überprüften mit einem Infrarotspektrometer die Konversionsrate von RelyX®, einem selbstadhäsiven, dualhärtenden Befestigungskomposit für Vollkeramik nach Photoaktivierung für 40 Sekunden durch Keramik von 0.7, 1.4 oder 2 mm Dicke. Die Messungen wurden im Abstand von 40 Sekunden, 1, 2, 4, 6, 8 und 10 Minuten vorgenommen. 10 min nach Mischende wiesen alle belichteten Proben eine höhere Konversionsrate auf als die nicht belichteten Vergleichsproben. Die Dicke der durchstrahlten Keramiksicht und eine Verzögerung der Belichtung führten nicht zu signifikant verschiedenen Konversionsraten.

Meng et al. (2006) untersuchten die Knoop-Härte einer dünnen Schicht von drei dualhärtenden Befestigungskompositen (Linkmax® HV, Nexus® 2 und Variolink® II HV), die durch Keramiksichten von 1 bis 5 mm mit einem Polymerisationsgerät bestrahlt wurden. Sie stellten einen signifikant inversen Einfluss der Dicke der Keramiksicht auf die Knoop-Härte bei allen dualhärtenden Befestigungskompositen fest, besonders, wenn die Keramiksicht dicker als 4 mm war.

Pazin et al. (2008) untersuchten den Einfluss der Schichtstärke von leuzitverstärkter Glaskeramik (Empress Esthetic®) auf die Aushärtung des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink® II. Nach der Belichtung einer 1 mm dicken Schicht des Komposits durch Keramiksichten von 0.7, 1.4 und 2 mm Dicke für 40 Sekunden mit einem Halogen- bzw. einem LED-Lichtgerät zeigte sich, dass ab einer Schichtstärke der Keramik von 1.4 mm die Knoop-Härte des Komposits gegenüber direkt bestrahltem Material sank. Die Härte von direkt belichtetem Variolink II (Dualhärtung) und direkt belichteter Basispaste (reine Lighthärtung) war vergleichbar

der Härte des dualhärtenden Materials nach Belichtung durch 0.7 mm Keramik. Demgegenüber erzielte das dualhärtende Material nach Belichtung durch 1,4 mm oder 2 mm Keramik nur noch eine Härte, die der Härte des rein chemisch initiierten Materials entsprach.

Im Gegensatz zur vorliegenden Studie beobachteten Meng et al. (2006) bei drei unterschiedlichen dualhärtenden Befestigungskompositen, darunter u.a. Variolink II, bei rein chemischer Initiierung vergleichbare oder allenfalls geringfügig niedrigere (Variolink II) Härtewerte als bei direkter Belichtung. Bei Belichtung durch Keramikschichtstärken von 1, 2 und 3mm war die Härte jeweils geringer (auch geringer als bei rein chemischer Initiierung). Die Autoren argumentieren, die Lichtpolymerisation, auch bei geringer Strahlungsflussdichte, die durch die Keramik durchtritt, behindere die durch die chemische Initiierung hervorgerufene Polymerisation. Pegoraro et al. (2007) gehen sogar so weit zu empfehlen, die dualhärtende Komposite so spät wie klinisch möglich zu belichten, damit die Selbsthärtung nicht durch eine vorzeitige Lichtaktivierung beeinflusst werde. Dies steht im Gegensatz zu Befürchtungen aus der Anfangszeit der adhäsiven Befestigungstechnik, eine verzögerte Belichtung könne wegen der bereits weiter fortgeschrittenen chemisch initiierten Polymerisation nicht mehr zum Tragen kommen.

Die Ergebnisse der vorliegenden Studie deuten jedoch darauf hin, dass der Zeitpunkt des Belichtungsbeginns keinen Einfluss auf die Härte des dualhärtenden Komposits hat.

Diese Ergebnisse stimmen mit denen von Moraes et al. (2008) überein, die nachweisen, dass eine Verzögerung der Belichtung die Konversionsrate von dualhärtenden Kompositen nicht beeinflusst.

4.2.4. Vergleich von lighthärtenden und dualhärtenden Kompositen

Die Knoop-Härte von Proben aus Tetric Ceram und von Variolink sank mit wachsender Schichtstärke der Keramik im Strahlengang des Polymerisationsgerätes.

Gegenüber nicht belichteten Proben von Variolink hatten bestrahlte Kompositproben eine signifikant höhere Knoop-Härte.

Die Knoophärte des Komposites steigt mit steigendem Füllergehalt des Komposites (Li et al., 1985) . Deshalb werden bei direkter Belichtung mit Tetric Ceram mit einem Füllergehalt von 82 Gew. % deutlich höhere Werte der Knoop-Härte erreicht als bei Variolink mit 73 Gew. %. Die Durchhärte tiefe der Komposite wird auch von der Füllergröße beeinflusst, weil kleine Füller das Licht stärker streuen als große. Der Effekt der Reduktion der Strahlungsflussdichte bei Belichtung durch Keramik hindurch zeigt sich bei dem lichthärtenden Komposit Tetric Ceram wesentlich stärker als bei dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink II, weil bei letzterem die geringere Aktivierung des Photoinitiators durch das chemisch initiierte Initiatorsystem kompensiert wird.

Dualhärtende Komposite erleiden aber umgekehrt häufiger Qualitätseinbußen, wenn sie vor Gebrauch nicht korrekt aufbewahrt werden (Gregor et al., 2014; Loher et al., 2009; Park et al., 2004; Rechenberg et al., 2010; Santos et al., 2004).

Durch mehrere Studien ist belegt, dass lichtaktivierte Komposite ab einer Keramikschicht von ≥ 3 mm signifikant geringere Härte werte haben (Warren, 1990). Deshalb werden dualhärtende statt lichthärtende Befestigungskomposite empfohlen, da mit ihnen eine höhere Polymerisationstiefe und -härte erreicht wird (Jung et al., 2006; Jung et al., 2001). Andere empfehlen lichtaktivierte Komposite nur für Veneers, da Inlays oder Teilkronen mit einem dualhärtenden Komposit besser versorgt werden (Barghi und McAlister, 2003; el-Badrawy und el-Mowafy, 1995). Ein Nachteil der dualhärtenden Befestigungskomposite ist der hohe Anteil von Aminen, die eine Nachdunkelung verursachen können. Bei sehr dünnen Keramikrestorationen (z.B. Veneers) führt dies zu einem unschönen Erscheinungsbild, weshalb man diese besser mit rein lichthärtenden Kompositen adhäsiv befestigt (Jung et al., 2001; Warren, 1990).

5. Zusammenfassung

Mit der vorliegenden Arbeit sollte geprüft werden, inwieweit die Aushärtung von Kompositen unter Keramikrestorationen möglich ist. Dazu wurde überprüft, wie die Aushärtung abhängt von:

1. Lichtgerät, 2. Belichtungsdauer, 3. Schichtstärke der Keramik, 4. Farbe der Keramik, 5. Härtingsmodus des Komposits (lichthärtend vs. dualhärtend) und 6. Wartezeit zwischen Anmischen und Lichtpolymerisation bei einem dualhärtenden Komposit.

Methoden:

Ausgewertet wurden jeweils drei Messresultate von Proben des lichthärtenden Hybridkomposits Tetric Ceram[®] A2 (n=426) und des dualhärtenden Komposits Variolink[®] A3 (n=102). Die beiden Komposite wurden mit zwei verschiedenen Polymerisationsgeräten unterschiedlich lang belichtet. Die Kompositproben wurden dabei entweder direkt belichtet, oder es befanden sich im Strahlengang Keramikblöcke unterschiedlicher Schichtstärke (2.5, 5 und 7.5 mm) oder mit verschiedener Farbe (1M2, 2M2, 3M2).

Die beiden Polymerisationsgeräte waren EMS Swiss Master Light[®] und Elipar Trilight[®]. Die Festigkeit der Proben wurde nach der Knoop-Härte bestimmt. Die statistische Auswertung der erhobenen Daten erfolgte mit dem Programm SPSS for Windows[®] 19.0 durch eine parametrische Varianzanalyse und zwar separat für die Komposite Variolink und Tetric Ceram und alle drei Keramikfarben. Zum Zwecke des Einzelgruppenvergleichs wurde als post-hoc Test der Tukey-B-Test verwendet. Als Signifikanzniveau wurde $p < 0.05$ festgelegt.

Folgende Ergebnisse wurden beobachtet:

1. Der größeren Leistung des Halogengeräts EMS Swiss Master Light[®] entsprechend, waren für eine vergleichbare Knoop-Härte des Komposits Tetric Ceram[®] kürzere Belichtungszeiten erforderlich als bei Verwendung des Lichtgeräts Elipar Trilight[®]. Nach Durchstrahlung der drei verschiedenen Keramikschichten wurde die Knoop-Härte geringer. Dies war bei Verwendung des Halogengeräts EMS Swiss Master Light[®] (FC) tendenziell stärker ausgeprägt als bei dem Gerät Elipar Trilight[®].

2. Sowohl bei direkter als auch bei Belichtung durch die Keramik hindurch wurde bei Verwendung jedes Lichtgeräts mit zunehmender Dauer der Belichtung eine höhere Härte des Komposits erreicht.
3. Die Knoop-Härte von Proben aus Tetric Ceram[®] und von Variolink[®] sanken mit wachsender Schichtstärke der Keramik im Strahlengang des Polymerisationsgerätes.
4. Die Knoop-Härte von Tetric Ceram[®] war bei Belichtung durch Keramik der Farbe 1M2 signifikant höher als bei Belichtung durch Keramik der Farbe 3M2; die Härtewerte bei Belichtung durch Keramik bei Farbe 2M2 lagen zwischen den vorgenannten.
5. Gegenüber nicht belichteten Proben von Variolink[®] wiesen belichtete Variolink-Proben eine signifikant höhere Knoop-Härte auf. Die Reduzierung der Knoop-Härte des Komposits Variolink[®] bei Behinderung des Strahlengangs durch 5 mm Keramik war weit geringer als im Falle des lighthärtenden Komposits Tetric Ceram[®].
6. Eine Verzögerung der Belichtung hatte keinen signifikanten Einfluss auf die Knoop-Härte von Kompositproben aus Variolink[®].

Schlussfolgerungen:

Zur Sicherstellung einer ausreichenden Aushärtung und eines guten Haftverbunds von lighthärtenden Befestigungskompositen unter Keramikrestorationen ist bei ungehinderter Belichtung die Belichtung mit einem Polymerisationsgerät für mindestens 25 Sekunden erforderlich, am besten von sechs Richtungen und besonders dann, wenn die Keramik dunkler eingefärbt ist. Bei der Durchstrahlung von Keramikschichten mit einer Wandstärke von ≥ 2 mm empfehlen sich dualhärtende Komposite und eine längere Belichtung.

6. Literaturverzeichnis

Abate, PF, Bertacchini, SM, Garcia-Godoy, F, Macchi, RL. (2001a) Barcoll hardness of dental materials treated with an APF foam. *J Clin Pediatr Dent.* 25(2): 143-146.

Abate PF, Zahra VN, Macchi RL. (2001b) Effect of photopolymerization variables on composite hardness. *J Prosthet Dent* 86 (6):632-635.

Al-Ahdal, K, Ilie, N, Silikas, N, Watts, DC. (2015) Polymerization kinetics and impact of post polymerization on the Degree of Conversion of bulk-fill resin-composite at clinically relevant depth. *Dent Mater.* 31(10): 1207-1213.

Albakry, M, Guazzato, M, Swain, MV. (2003) Biaxial flexural strength, elastic moduli, and x-ray diffraction characterization of three pressable all-ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 89(4): 374-380.

Arikawa, H, Kanie, T, Fujii, K, Takahashi, H, Ban, S. (2007) Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J.* 26(1): 38-44.

Asmussen, E, Peutzfeldt, A. (2003) Polymer structure of a light-cured resin composite in relation to distance from the surface. *Eur J Oral Sci.* 111(3): 277-279.

Baharav, H, Abraham, D, Cardash, HS, Helft, M. (1988) Effect of exposure time on the depth of polymerization of a visible light-cured composite resin. *J Oral Rehabil.* 15(2): 167-172.

Barghi, N, McAlister, EH. (2003) LED and halogen lights: effect of ceramic thickness and shade on curing luting resin. *Compend Contin Educ Dent.* 24(7): 497-500, 502, 504 passim; quiz 508.

Bennett, AW, Watts, DC. (2004) Performance of two blue light-emitting-diode dental light curing units with distance and irradiation-time. *Dent Mater.* 20(1): 72-79.

Blackman, R, Barghi, N, Duke, E. (1990) Influence of ceramic thickness on the polymerization of light-cured resin cement. *J Prosthet Dent.* 63(3): 295-300.

Brodbelt, RH, O'Brien, WJ, Fan, PL. (1980) Translucency of dental porcelains. *J Dent Res.* 59(1): 70-75.

Borges, LPS, Borges, GA, Correr, AB, Platt, JA, Kina, S, Correr-Sobrinho, L, Costa, AR. (2021) Effect of lithium disilicate ceramic thickness, shade and translucency on transmitted irradiance and knoop microhardness of a light cured luting resin cement. *J Mater Sci Mater Med.* 32(8): 90.

Bouschlicher, MR, Rueggeberg, FA. (2000) Effect of ramped light intensity on polymerization force and conversion in a photoactivated composite. *J Esthet Dent.* 12(6): 328-339.

Braden, M, Clarke, R, Nicholson, JW, Parker, J. (1997) *Polymeric dental materials.* Heidelberg. Springer. 1-124.

Calgaro, PA, Furuse, AY, Correr, GM, Ornaghi, BP, Gonzaga, CC. (2013) Influence of the interposition of ceramic spacers on the degree of conversion and the hardness of resin cements. *Braz Oral Res.* 27(5): 403-409.

Cardash H.S., Baharav H., Pilo R., Ben-Amar A. (1993) The effect of porcelain colour on the hardness of luting composite resin cement. *J Prosthet Dent* 69: 620-3.

Cassoni, A, Macarini, P, Leonetti, ES, Shibli, JA, Rodrigues, JA. (2011) Halogen lamp and LED activation of resin-modified glass ionomer restorative material. In vitro microhardness after long-term storage. *Eur J Paediatr Dent*. 12(3): 150-154.

Chan, KC, Boyer, DB. (1989) Curing light-activated composite cement through porcelain. *J Dent Res*. 68(3): 476-480.

Davidson-Kaban, SS, Davidson, CL, Feilzer, AJ, de Gee, AJ, Erdilek, N. (1997) The effect of curing light variations on bulk curing and wall-to-wall quality of two types and various shades of resin composites. *Dent Mater*. 13(6): 344-352.

DeWald, JP, Ferracane, JL. (1987) A comparison of four modes of evaluating depth of cure of light-activated composites. *J Dent Res*. 66(3): 727-730.

Dietschi, D, Marret, N, Krejci, I. (2003) Comparative efficiency of plasma and halogen light sources on composite micro-hardness in different curing conditions. *Dent Mater*. 19(6): 493-500.

Drost, T, Reimann, S, Frentzen, M, Meister, J. (2019) Effectiveness of photopolymerization in composite resins using a novel 445-nm diode laser in comparison to LED and halogen bulb technology. *Lasers Med Sci*. 34(4): 729-736.

Eichner, K, Kappert, HF. (2008) *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung*. 6. Auflage. Stuttgart. Thieme. 1-488.

el-Badrawy, WA, el-Mowafy, OM. (1995) Chemical versus dual curing of resin inlay cements. *J Prosthet Dent.* 73(6): 515-524.

Ernst, CP, Heimeier, I, Stender, E, Willershausen, B. (2000) Härtemessungen zur Ermittlung der maximalen Kompositschichtstärke von Klasse-II-Füllungen bei Polymerisation von okklusal. *Dtsch Zahnärztl Z.* 55(2): 139-144.

Fan, PL, Schumacher, RM, Azzolin, K, Geary, R, Eichmiller, FC. (2002) Curing-light intensity and depth of cure of resin-based composites tested according to international standards. *J Am Dent Assoc.* 133(4): 429-434; quiz 491-423.

Ferracane, JL, Greener, EH. (1984) Fourier transform infrared analysis of degree of polymerization in unfilled resins--methods comparison. *J Dent Res.* 63(8): 1093-1095.

Ferracane, JL. (1985) Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1(1): 11-14.

Ferracane, JL. (2005) Developing a more complete understanding of stresses produced in dental composites during polymerization. *Dent Mater.* 21(1): 36-42.

Frankenberger, R. (2008) *Adhäsiv-Fibel*. 1. Auflage. Balingen. Spitta. 1-220.

Frankenberger, R, Hartmann, VE, Krech, M, Krämer, N, Reich, S, Braun, A, Roggendorf, M. (2015) Adhesive luting of new CAD/CAM materials. *Int J Comput Dent.* 18(1): 9-20.

Geppert, W, Roulet, JF. (1986) In vitro marginal integrity of MOD Dicor inlays luted with adhesive techniques. *J Dent Res.* 65(1): 731 (Abstract No. 748).

Geurtsen, W, Spahl, W, Leyhausen, G. (1998) Residual monomer/additive release and variability in cytotoxicity of light-curing glass-ionomer cements and compomers. *J Dent Res.* 77(12): 2012-2019.

Gregor, L, Bouillaguet, S, Onisor, I, Ardu, S, Krejci, I, Rocca, GT. (2014) Microhardness of light- and dual-polymerizable luting resins polymerized through 7.5-mm-thick endocrowns. *J Prosthet Dent.* 112(4): 942-948.

Haller, B, Ernst, CP, Hugo, B, Kunzelmann, KH, Merte, K, Ott, K, Reiss, B, Wiedhahn, K. (2006) Assessment of ceramic restorations according to the Cerec method. *Int J Comput Dent.* 9(2): 153-155.

Hansen, EK. (1983) After-polymerization of visible light activated resins: surface hardness vs. light source. *Scand J Dent Res.* 91(5): 406-410.

Hellwig, E, Kimmek, J, Attin, T. (2003) Einführung in die Zahnerhaltung. 3. Auflage. München. Urban & Fischer. 1-528.

Hellwig, E, Schäfer, E, Klimek, J, Attin, T. (2018) Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie und Parodontologie. 7. Auflage. Köln. Verlag: Deutscher Ärzteverlag. 1-700.

Hickel R., Heid M., Kunzelmann K.-H., Petschelt A. (1992) Durchhärtetiefe von lighthärtenden Kompositen unter Keramik. *Dtsch zahnärztl Z* 47: 182-5.

Hickel, R, Kunzelmann, KH. (2000) *Keramikinlays und -verneers*. München. Carl Hanser. 1-191.

Hofmann, N, Hugo, B, Schubert, K, Klaiber, B. (2000) Comparison between a plasma arc light source and conventional halogen curing units regarding flexural strength, modulus, and hardness of photoactivated resin composites. *Clin Oral Investig.* 4(3): 140-147.

Hofmann, N, Papsthart, G, Hugo, B, Klaiber, B. (2001) Comparison of photo-activation versus chemical or dual-curing of resin-based luting cements regarding flexural strength, modulus and surface hardness. *J Oral Rehabil.* 28(11): 1022-1028.

Hofmann, N, Hugo, B, Klaiber, B. (2002) Effect of irradiation type (LED or QTH) on photo-activated composite shrinkage strain kinetics, temperature rise, and hardness. *Eur J Oral Sci.* 110(6): 471-479.

Hofmann, N, Denner, W, Hugo, B, Klaiber, B. (2003a) The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites. *J Dent.* 31(6): 383-393.

Hofmann, N, Markert, T, Hugo, B, Klaiber, B. (2003b) Effect of high intensity vs. soft-start halogen irradiation on light-cured resin-based composites. Part I. Temperature rise and polymerization shrinkage. *Am J Dent.* 16(6): 421-430.

Hofmann, N, Hunecke, A. (2006) Influence of curing methods and matrix type on the marginal seal of class II resin-based composite restorations in vitro. *Oper Dent.* 31(1): 97-105.

Hohmann, A, Hielscher, W. (2013) *Lehrbuch der Zahntechnik Band 3: Werkstofftechnik.* 5. Auflage. Berlin. Quintessenz Verlag. 1-480.

Ibsen, RL. (1973) One-appointment technic using an adhesive composite. *Dent Surv.* 49(2): 30-32.

Ilie, N, Kunzelmann, K-H, Hickel, R. (2004) Strategien der Lichtpolymerisation und deren Auswirkungen auf die initiale Härte und Polymerisationstiefe. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift.* 59(7): 398-404.

Ilie, N, Felten, K, Trixner, K, Hickel, R, Kunzelmann, KH. (2005a) Shrinkage behavior of a resin-based composite irradiated with modern curing units. *Dent Mater.* 21(5): 483-489.

Ilie, N, Kunzelmann, KH, Visvanathan, A, Hickel, R. (2005b) Curing behavior of a nanocomposite as a function of polymerization procedure. *Dent Mater J.* 24(4): 469-477.

Ilie, N, Jelen, E, Hickel, R. (2011) Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units? *Clin Oral Investig.* 15(1): 21-29.

Ilie, N. (2017) Transmitted irradiance through ceramics: effect on the mechanical properties of a luting resin cement. *Clin Oral Investig.* 21(4): 1183-1190.

Ilie, N. (2019) Sufficiency of curing in high-viscosity bulk-fill resin composites with enhanced opacity. *Clin Oral Investig.* 23(2): 747-755.

Ilie, N, Furtos, G. (2020) A Comparative Study of Light Transmission by Various Dental Restorative Materials and the Tooth Structure. *Oper Dent.* 45 (4): 442–452.

Jandt, KD, Mills, RW, Blackwell, GB, Ashworth, SH. (2000) Depth of cure and compressive strength of dental composites cured with blue light emitting diodes (LEDs). *Dent Mater.* 16(1): 41-47.

Jandt, KD, Mills, RW. (2013) A brief history of LED photopolymerization. *Dent Mater.* 29(6): 605-617.

Johnston, WM, Leung, RL, Fan, PL. (1985) A mathematical model for post-irradiation hardening of photoactivated composite resins. *Dent Mater.* 1(5): 191-194.

Jung, H, Friedl, KH, Hiller, KA, Haller, A, Schmalz, G. (2001) Curing efficiency of different polymerization methods through ceramic restorations. *Clin Oral Investig.* 5(3): 156-161.

Jung, H, Friedl, KH, Hiller, KA, Furch, H, Bernhart, S, Schmalz, G. (2006) Polymerization efficiency of different photocuring units through ceramic discs. *Oper Dent.* 31(1): 68-77.

Kawai, K, Leinfelder, KF. (1995) Effect of resin composite adhesion on marginal degradation. *Dent Mater J.* 14(2): 211-220.

Kilinc, E, Antonson, SA, Hardigan, PC, Kesercioglu, A. (2011) The effect of ceramic restoration shade and thickness on the polymerization of light- and dual-cure resin cements. *Oper Dent.* 36(6): 661-669.

Koch, A, Kröger, M, Hartung, M, Manetsberger, I, Hiller, KA, Schmalz, G, Friedl, KH. (2007) Influence of ceramic translucency on curing efficacy of different light-curing units. *J Adhes Dent.* 9(5): 449-462.

Koupis, NS, Martens, LC, Verbeeck, RM. (2006) Relative curing degree of polyacid-modified and conventional resin composites determined by surface Knoop hardness. *Dent Mater.* 22(11): 1045-1050.

Krämer, N, Frankenberger, R, Pelka, M, Petschelt, A. (1999) IPS Empress inlays and onlays after four years - a clinical study. *J Dent.* 27(5): 325-331.

Krämer, N, Lohbauer, U, Garcia-Godoy, F, Frankenberger, R. (2008) Light curing of resin-based composites in the LED era. *Am J Dent.* 21(3): 135-142.

Krejci, I, Lutz, F. (1989) Tulux-Zement. Ein neuer, zweizeitig lichthärtender Kompositzement für adhäsiv verankerte Restaurationen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 99(4): 454-461.

Krejci, I, Lutz, F, Reimer, M. (1994) Wear of CAD/CAM ceramic inlays: restorations, opposing cusps, and luting cements. *Quintessence Int.* 25(3): 199-207.

Kunzelmann, KH, Pospiech, P, Kern, M. (2005) Vollkeramik - eine Standortbestimmung. *ZMK.* 21(1): 337-343.

Lawson, NC, Burgess, JO. (2014) Dental ceramics: a current review. *Compend Contin Educ Dent.* 35(3): 161-166.

Leibrock, A, Rosentritt, M, Lang, R, Behr, M, Händel, G. (1997) Colour stability of visible light-curing hybrid composites. *Eur J Prosthodont Restor Dent.* 5(3): 125-130.

Leung RL, Adishian SR, Fan PL (1985) Postirradiation comparison of photoactivated composite resins. *J Prosthet Dent* 54 (5):645-649

Li, Y, Swartz, ML, Phillips, RW, Moore, BK, Roberts, TA. (1985) Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 64(12): 1396-1401.

Lohbauer, U, Rahiotis, C, Krämer, N, Petschelt, A, Eliades, G. (2005) The effect of different light-curing units on fatigue behavior and degree of conversion of a resin composite. *Dent Mater.* 21(7): 608-615.

Lohbauer, U, Pelka, M, Belli, R, Schmitt, J, Mocker, E, Jandt, KD, Müller, FA. (2010) Degree of conversion of luting resins around ceramic inlays in natural deep cavities: a micro-Raman spectroscopy analysis. *Oper Dent.* 35(5): 579-586.

Lohbauer, U, Belli, R, Abdalla Alonso, A, Goetz-Neunhoeffler, F, Hurle, K. (2019) Effect of sintering parameters on phase evolution and strength of dental lithium silicate glass-ceramics. *Dent Mater.* 35(10): 1360-1369.

Loher, H, Behr, M, Hintereder, U, Rosentritt, M, Händel, G. (2009) The impact of cement mixing and storage errors on the risk of failure of glass-ceramic crowns. *Clin Oral Investig.* 13(2): 217-222.

Lovell, LG, Lu, H, Elliott, JE, Stansbury, JW, Bowman, CN. (2001) The effect of cure rate on the mechanical properties of dental resins. *Dent Mater.* 17(6): 504-511.

Lussi, A, Zimmerli, B, Aregger, T, Portmann, P. (2005) Kompositaushärtung mit neuen LED-Geräten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* 115(12): 1182-1187.

Lutz, F, Krejci, I, Frischknecht, A. (1992) Lichtpolymerisation. *Schweizer Monatsschr Zahnmed.* 102(6): 575-582.

Malament, KA, Socransky, SS, Thompson, V, Rekow, D. (2003) Survival of glass-ceramic materials and involved clinical risk: variables affecting long-term survival. *Pract Proced Aesthet Dent.* 3(1): 5-11.

Malkiewicz, K, Wychowanski, P, Olkowska-Truchanowicz, J, Tykarska, M, Czerwinski, M, Wilczko, M, Owoc, A. (2017) Uncompleted polymerization and cytotoxicity of dental restorative materials as potential health risk factors. *Ann Agric Environ Med.* 24(4): 618-623.

Manhart, J, Chen, HY, Hickel, R. (2001) The suitability of packable resin-based composites for posterior restorations. *J Am Dent Assoc.* 132(5): 639-645.

Mehl, A, Kunzelmann, KH, Folwaczny, M, Hickel, R. (2004) Stabilization effects of CAD/CAM ceramic restorations in extended MOD cavities. *J Adhes Dent.* 6(3): 239-245.

Meng, X, Yoshida, K, Atsuta, M. (2006) Hardness development of dual-cured resin cements through different thicknesses of ceramics. *Dent Mater J.* 25(1): 132-137.

Messer, RL, Lockwood, PE, Wataha, JC, Lewis, JB, Norris, S, Bouillaguet, S. (2003) In vitro cytotoxicity of traditional versus contemporary dental ceramics. *J Prosthet Dent.* 90(5): 452-458.

Mills, RW, Jandt, KD, Ashworth, SH. (1999) Dental composite depth of cure with halogen and blue light emitting diode technology. *Br Dent J.* 186(8): 388-391.

Mills, RW, Uhl, A, Blackwell, GB, Jandt, KD. (2002) High power light emitting diode (LED) arrays versus halogen light polymerization of oral biomaterials: Barcol hardness, compressive strength and radiometric properties. *Biomaterials.* 23(14): 2955-2963.

Monte Alto, RV, Guimaraes, JG, Poskus, LT, da Silva, EM. (2006) Depth of cure of dental composites submitted to different light-curing modes. *J Appl Oral Sci.* 14(2): 71-76.

Moraes, RR, Brandt, WC, Naves, LZ, Correr-Sobrinho, L, Piva, E. (2008) Light- and time-dependent polymerization of dual-cured resin luting agent beneath ceramic. *Acta Odontol Scand.* 66(5): 257-261.

Neumann, MG, Miranda, WG, Jr., Schmitt, CC, Rueggeberg, FA, Correa, IC. (2005) Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *J Dent.* 33(6): 525-532.

Nitta, K. (2005) Effect of light guide tip diameter of LED-light curing unit on polymerization of light-cured composites. *Dent Mater.* 21(3): 217-223.

Ortengren, U. (2000) On composite resin materials. Degradation, erosion and possible adverse effects in dentists. *Swed Dent J Suppl.* 141(1): 1-61.

Ozyesil, AG, Usumez, A, Gunduz, B. (2004) The efficiency of different light sources to polymerize composite beneath a simulated ceramic restoration. *J Prosthet Dent.* 91(2): 151-157.

Park, SH, Kim, SS, Cho, YS, Lee, CK, Noh, BD. (2004) Curing units' ability to cure restorative composites and dual-cured composite cements under composite overlay. *Oper Dent.* 29(6): 627-635.

Pazin, MC, Moraes, RR, Goncalves, LS, Borges, GA, Sinhoreti, MA, Correr-Sobrinho, L. (2008) Effects of ceramic thickness and curing unit on light transmission through leucite-reinforced material and polymerization of dual-cured luting agent. *J Oral Sci.* 50(2): 131-136

Pegoraro, TA, da Silva, NR, Carvalho, RM. (2007) Cements for use in esthetic dentistry. *Dent Clin North Am.* 51(2): 453-471.

Pekkan, G, Pekkan, K, Hatipoglu, MG, Tuna, SH. (2011) Comparative radiopacity of ceramics and metals with human and bovine dental tissues. *J Prosthet Dent.* 106(2): 109-117.

Peutzfeldt, A, Sahafi, A, Asmussen, E. (2000) Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* 16(5): 330-336.

Pilo, R, Cardash, HS. (1992) Post-irradiation polymerization of different anterior and posterior visible light-activated resin composites. *Dent Mater.* 8(5): 299-304.

Price, RB, Felix, CA, Andreou, P. (2005) Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials.* 26(15): 2631-2641.

Pröbster, L, Girthofer, S, Groten, M, Rein, B. (1996) Copy-milled all-ceramic Celay-InCeram crowns for modified CeraOne abutments: a technical report. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 11(2): 201-204.

Rasetto, FH, Driscoll, CF, Prestipino, V, Masri, R, von Fraunhofer, JA. (2004) Light transmission through all-ceramic dental materials: a pilot study. *J Prosthet Dent.* 91(5): 441-446.

Rechenberg, DK, Göhring, TN, Attin, T. (2010) Influence of different curing approaches on marginal adaptation of ceramic inlays. *J Adhes Dent.* 12(3): 189-196.

Reinhardt, KJ, Vahl, J. (1979) Ein Vergleich lichthärtender und UV-polymerisierbarer Versiegler und Komposite. *Dtsch zahnärztl Z.* 34(3): 245-250.

Reinhardt, KJ. (1991) Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von Kunststoffmaterialien. *Dtsch zahnärztl Z.* 46(3): 204-208.

Roulet, JF, Rosansky, J, Geppert, W. (1988) In vitro marginal seal of MOD Dicor inlays luted with adhesive techniques. *J Dent Res.* 67(1): 310 (Abstr. No 1578).

Rueggeberg, FA, Craig, RG. (1988) Correlation of parameters used to estimate monomer conversion in a light-cured composite. *J Dent Res.* 67(6): 932-937.

Rueggeberg, FA. (1994) Determination of resin cure using infrared analysis without an internal standard. *Dent Mater.* 10(4): 282-286.

Rueggeberg, FA, Caughman, WF, Curtis, JW, Jr. (1994) Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent.* 19(1): 26-32.

Rueggeberg, FA, Caughman, WF. (1998) Factors affecting light transmission of single-use, plastic light-curing tips. *Oper Dent.* 23(4): 179-184.

Rueggeberg, FA, Ergle, JW, Mettenberg, DJ. (2000) Polymerization depths of contemporary light-curing units using microhardness. *J Esthet Dent.* 12(6): 340-349.

Rueggeberg, FA. (2011) State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater.* 27(1): 39-52.

Santos, GC, Jr., El-Mowafy, O, Rubo, JH, Santos, MJ. (2004) Hardening of dual-cure resin cements and a resin composite restorative cured with QTH and LED curing units. *J Can Dent Assoc.* 70(5): 323-328.

Schattenberg, A, Lichtenberg, D, Stender, E, Willershausen, B, Ernst, CP. (2008) Minimal exposure time of different LED-curing devices. *Dent Mater.* 24(8): 1043-1049.

Shortall, AC, Wilson, HJ, Harrington, E. (1995) Depth of cure of radiation-activated composite restoratives--influence of shade and opacity. *J Oral Rehabil.* 22(5): 337-342.

Stansbury, JW, Dickens, SH. (2001) Determination of double bond conversion in dental resins by near infrared spectroscopy. *Dent Mater.* 17(1): 71-79.

Tinschert, J, Zvez, D, Marx, R, Anusavice, KJ. (2000) Structural reliability of alumina, feldspar-, leucite-, mica- and zirconia-based ceramics. *J Dent.* 28(7): 529-535.

Tinschert, J, Natt, G, Mautsch, W, Augthun, M, Spiekermann, H. (2001) Fracture resistance of lithium disilicate-, alumina-, and zirconia-based three-unit fixed partial dentures: a laboratory study. *Int J Prosthodont.* 14(3): 231-238.

Uhl, A, Michaelis, C, Mills, RW, Jandt, KD. (2004) The influence of storage and indenter load on the Knoop hardness of dental composites polymerized with LED and halogen technologies. *Dent Mater.* 20(1): 21-28.

van Dijken, JW, Hörstedt, P. (1994) Marginal breakdown of fired ceramic inlays cemented with glass polyalkenoate (ionomer) cement or resin composite. *J Dent.* 22(5): 265-272.

van Dijken, JW, Hoglund-Aberg, C, Olofsson, AL. (1998) Fired ceramic inlays: a 6-year follow up. *J Dent.* 26(3): 219-225.

Van Landuyt, KL, Snauwaert, J, De Munck, J, Peumans, M, Yoshida, Y, Poitevin, A, Coutinho, E, Suzuki, K, Lambrechts, P, Van Meerbeek, B. (2007) Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials.* 28(26): 3757-3785.

Wall, JG, Cipra, DL. (1992) Alternative crown systems. Is the metal-ceramic crown always the restoration of choice? *Dent Clin North Am.* 36(3): 765-782.

Warren, K. (1990) An investigation into the microhardness of a light cured composite when cured through varying thicknesses of porcelain. *J Oral Rehabil.* 17(4): 327-334.

Watts D C, Amer O, Combe E C: Characteristics of visible-light-activated composite systems. *Br Dent J* 1984;156:209-215

Yoshida, K, Greener, EH. (1994) Effect of photoinitiator on degree of conversion of unfilled light-cured resin. *J Dent.* 22(5): 296-299.

7. Anhang: Herstellerverzeichnis

Polymerisationsgeräte	Elipar TriLight®; 3M Espe AG, D-82229 Seefeld (TL)
	EMS Swiss Master Light®, EMS, CH-1260 Nyon (FC)
Keramik Vita Mk II	Vita Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co KG,
Komposite	Tetric Ceram® Cavifil A2, LOT F09806
	Variolink® Ivoclar Vivadent AG, FL-9494 Schaan
Härteprüfgerät	3212, Zwick, Materialprüfung, D-89079 Ulm
Digitalthermometer	Digitemp D 2000/20, TFA Dostman, D-97977
Digital-Stoppuhr	Conrad, D-38678 Clausthal-Zellerfeld
Wärmeschrank	Typ TV 27; Fa. Memmert
Heidemannspatel	PFIHS1, #422444, Hu-Friedy Mfg.Co., Inc., D- 69181
Applikationspistole	Dentsply De Trey GmbH, D-78467 Konstanz
Glas-Objektivträger	Knittel Gläser, ca. 76*26*1 mm, geschnitten,
Kunststoffmatrizen	No. 686,8 mm, LOT 081-870; HaWe-Neos Dental,
Fotokarton	Art.Nr. 300.284090 tiefenschwarz; Buntpapierfabrik
Sandpapier	Art,Nr. 1242 Trophee“Sand“; Papier Clairefontaine,
Kunststoff-Objektträger	50*100*2 mm, Exakt, 22851 Norderstedt
Nassschleifpapier	1000, 2500 Grit, Struers GmbH Denmark,
Faserstift	Finepen 1511, permanent, Faber-Castell GmbH &
Radiometer	Model 100 Curing Radiometer SN, Demetron
Tellerschleifmaschine	Microgrindig System, Exakt Apparatebau GmbH, D-
Micrometerschraube	Mitutoyo, D-41469 Neuss
Sekundenkleber	Renfert GmbH, D-78247 Hilzingen

8. Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. med. dent. Bernd Klaiber für die Überlassung des Themas und die gewährte wohlwollende Unterstützung.

Herrn Priv.-Doz. Dr. Norbert Hofmann danke ich für die fachliche Beratung und die geduldige Hilfe bei der Abfassung dieser Arbeit.

