

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

**In vitro Untersuchung von  
Bulk-Fill Kompositmaterialien  
unter besonderer Betrachtung der  
Transluzenz, Aushärtetiefe sowie  
mikromechanischen Eigenschaften**

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

Vorgelegt von Katharina Stark  
aus  
Ingolstadt

2014

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstattein: Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie

Mitberichterstattein: Prof. Dr. Peter Thomas  
Priv. Doz. Dr. Christoph Görlach

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 09.07.2014

*Für meine Familie*

*Zeit, die wir uns nehmen, ist Zeit,  
die uns etwas gibt.*

*- Johann Wolfgang von Goethe -*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1. Einleitung</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Literaturübersicht</b> .....	<b>2</b>
<b>2.1. Einführung</b> .....	<b>2</b>
<b>2.2. Unterschiede in der Verarbeitungsweise</b> .....	<b>4</b>
<b>2.3. Indikationsbereich von Bulk-Fill Komposits</b> .....	<b>5</b>
<b>2.4. Gesteigerte Durchhärtungstiefe</b> .....	<b>6</b>
<b>2.5. Regulierung der Schrumpfung</b> .....	<b>12</b>
<b>2.6. Konversionsrate und mechanische Eigenschaften</b> .....	<b>17</b>
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>20</b>
<b>3.1. Materialcharakterisierung</b> .....	<b>20</b>
<b>3.2. Versuchsaufbau und Probenerstellung</b> .....	<b>22</b>
<b>3.3. Messmethodik</b> .....	<b>26</b>
3.3.1. Spektrometrie (MARC® Resin Calibrator) .....	26
3.3.2. Matrizenherstellung .....	28
3.3.3. Universalhärtemessung (Fischerscope H100C).....	30
3.3.4. Polymerisationslampe (VALO™) .....	32
3.3.5. Statistische Auswertung - Effektstärke der Parameter (partielles Eta-Quadrat) ...	34
<b>4. Ergebnisse</b> .....	<b>35</b>
<b>4.1. Vorversuche</b> .....	<b>35</b>
4.1.1. Wahl der Polymerisationslampe für die Studie.....	35
4.1.2. Veränderung der maximalen Irradianz in Abhängigkeit von der Distanz der Polymerisationslampe .....	37
4.1.3. Voruntersuchungen zur Wahl des Matrizenmaterials.....	38
<b>4.2. Ergebnisse für die untersuchten Bulk-Fill Komposits</b> .....	<b>39</b>
4.2.1. Veränderung der maximalen Irradianz während der Polymerisation .....	39
4.2.2. Gemessene maximale Irradianz sowie Energie .....	43
4.2.3. Vergleich der Polymerisationstiefe in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus und Material .....	45
4.2.4. Materialeigenschaften unter besonderer Betrachtung der Parameter Vickershärte, Indentierungsmodul, Kriechen sowie elastischen Arbeit .....	51
4.2.4.1. Vickershärte (HV) .....	52
4.2.4.2. Indentierungsmodul ( $Y_{HU}$ ) .....	60
4.2.4.3. Kriechen (Cr) .....	64
4.2.4.4. Elastische Arbeit ( $W_e/W_{tot}$ ) .....	68
4.2.4.5. Statistische Auswertung der gemessenen Daten.....	72

4.2.4.5.1. Allgemeines lineares Modell für die gesamte Studie .....	73
4.2.4.5.2. Allgemeines lineares Modell für die Schichtdicke (Inkrement Dicke) .....	73
4.2.4.5.3. Allgemeines lineares Modell für die maximale Irradianz und Energie an der Unterseite einer 6 mm dicken Probe .....	74
4.2.4.5.4. Der Effekt der Füllkörper auf die gemessenen Materialeigenschaften .....	74
4.2.4.5.5. Allgemeines lineares Modell für die untersuchten Bulk-Fill Komposit Materialien .....	75
4.2.4.5.5.1. Hochvisköse Bulk-Fill Komposit Materialien .....	75
4.2.4.5.5.2. Niedrigvisköse Bulk-Fill Komposit Materialien .....	76
<b>5. Diskussion .....</b>	<b>77</b>
<b>5.1. Erkenntnisse aus den Vorversuchen .....</b>	<b>77</b>
<b>5.2. Beurteilung der Transluzenz .....</b>	<b>79</b>
5.2.1. Transluzenz von niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit für blaues Licht .....	79
5.2.2. Transluzenz von hochviskösen Bulk-Fill Komposit für blaues Licht .....	81
<b>5.3. Beurteilung der Aushärtetiefe .....</b>	<b>83</b>
5.3.1. Maximale Schichtdicke der niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus .....	85
5.3.2. Maximale Schichtdicke der hochviskösen Bulk-Fill Komposit in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus .....	87
5.3.2. Mechanische Eigenschaften in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus .....	91
5.3.2.1. Vickershärte .....	92
5.3.2.1.1. Vickershärte der gesamten Bulk-Fill Probe .....	93
5.3.2.1.2. Vickershärte an der Oberfläche der Proben .....	94
5.3.2.2. Indentierungsmodul .....	94
5.3.2.3. Kriechen .....	96
5.3.2.4. Elastische Arbeit .....	97
<b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>98</b>
<b>7. Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>101</b>
<b>8. Literaturverzeichnis .....</b>	<b>102</b>
<b>9. Anhang .....</b>	<b>107</b>
<b>10. Danksagung .....</b>	<b>109</b>
<b>11. Eidesstattliche Versicherung .....</b>	<b>110</b>

# 1. Einleitung

Bei Polymerisation von direkten Komposit-Restaurationen gilt die Inkrementtechnik nach wie vor als Goldstandard in der Zahnheilkunde. Bei dieser Methode wird eine Kavität mit 2 mm dicken Schichten aus Komposit so lange gefüllt und inkrementweise polymerisiert, bis der Zahnhartsubstanzdefekt vollständig geschlossen ist.[1]

Der Erfolg dieser Restaurationsart hängt u. a. auch von den Fähigkeiten des Zahnarztes ab, für eine perfekte Schichtstärke und Form der einzelnen Kompositschichten zu sorgen.[1] Die Nachteile in dieser Technik bestehen darin, dass diese Methode bei tiefen Kavitäten sehr zeitintensiv ist und die Gefahr von Lufteinschlüssen sowie Verunreinigung im Füllungsmaterial besteht. Die Notwendigkeit zu dieser schichtweisen Einbringung des Komposit wird darin gesehen, dass im Komposit die Lichtenergie der Polymerisationslampe mit zunehmender Tiefe im Material abnimmt. In der Folge kommt es in tieferen Schichten zu einer verminderten Konversionsrate (Konversionsrate gibt den prozentualen Anteil der umgesetzten C=C-Doppelbindungen bei der Aushärtung eines Komposit an,[2] siehe Kapitel 2.5.), herabgesetzten physikalischen Eigenschaften, erhöhten Freisetzung von Monomeren, einem Füllungsversagen sowie negativen Einflüssen auf das Endodont.[3]

Um diese zeitaufwendige und techniksensitive Mehrschichttechnik zu umgehen, wurde vor kurzem eine neue Materialklasse auf dem Dentalmarkt eingeführt, die Bulk-Fill Komposits. Diese Materialien können in dickeren Schichten (4 mm oder 5 mm) eingebracht werden und in einem Schritt gehärtet werden.[3, 4]

Im Rahmen der Bulk-Fill Technik scheint es möglich zu sein, dass zugunsten des Zahnarztes und der Patienten die Stuhlzeiten verkürzt werden können und der Restaurationsprozess stressarmer und komfortabler gestaltet wird.[1] Nicht nur innerhalb der Zahnarztpraxis besteht der Wunsch nach Wirtschaftlichkeit, sondern auch das Gesundheitswesen setzt Maßstäbe für die zahnärztliche Behandlung. Im Sozialgesetzbuch ist beispielsweise im §12 (Wirtschaftlichkeitsgebot) festgelegt, dass für gesetzlich krankenversicherte Patienten die Leistungen ausreichend, zweckmäßig und wirtschaftlich sein müssen und das Maß des Notwendigen nicht überschreiten dürfen.[5] Somit scheint diese Materialgruppe derzeit exakt den Nerv der Zeit zu treffen.

Für den Anwender in der zahnärztlichen Praxis stellt sich nun die Frage, wie sich dieses Füllungsmaterial von konventionellen Komposits unterscheidet und ob es bei einer entsprechend hohen Energie der Polymerisationslampe auch bei kürzeren Polymerisationszeiten effizient gehärtet werden kann. Außerdem ist offen, ob sich der Effekt der Polymerisation auf alle Bulk-Fill Kompositmaterialien gleich auswirkt oder ob es Unterschiede zwischen den hoch- und niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits gibt.

## 2. Literaturübersicht

### 2.1. Einführung

Als erstes absatzstärkstes Material dieser Art wurde SDR™ Smart Dentin Replacement, Dentsply auf dem Dentalmarkt eingeführt. Diesem Beispiel folgten weitere Dentalhersteller und führten ihrerseits weitere Bulk-Fill Komposits ein. Die Inkremente dieser Restaurationswerkstoffe können laut Herstellerangaben in Schichtstärken von 4 bzw. 5 mm eingebracht werden.[6-12]

Mit ihrer neuartigen Verarbeitungsweise sollen diese Komposits eine Arbeitserleichterung sowie -beschleunigung ermöglichen.[13]

In Wirklichkeit stellen diese Materialien jedoch keine echten Bulk-Materialien dar. Besonders tiefe approximale Kavitäten sind oft größer als ihre maximal mögliche Schichtstärke und einige von ihnen, die fließfähigen Bulk-Fill Komposits, erfordern zudem eine Deckschicht aus einem Universalkomposit.[13] Dieser Unterschied, ob eine Überkappung des Bulk-Fill Kompositinkrements notwendig ist (siehe **Tab. 2.1.1.**), lässt eine Kategorisierung innerhalb dieser Materialgruppe in hoch- und niedrigvisköse Bulk-Fill Komposit zu. Darüber hinaus unterscheiden sich beide Gruppen in der Applikationsform sowie in ihren mechanischen Eigenschaften.[4]

Zudem werden bei einzelnen Materialien einige Besonderheiten hervorgehoben. Bei einem niedrigviskösen Material (SDR™ Smart Dentin Replacement (Dentsply) wird beispielsweise mit einer guten Adaptation an die Kavitätenwände sowie selbstnivellierendes Verhalten geworben. Neben der höheren Polymerisationstiefe soll dieses Material darüber hinaus einen geringeren Schrumpfstress aufweisen.[14]

Bis November 2012 lagen nur für SDR™ positive zwei Jahres Daten vor. Klinische Langzeitdaten stehen für diese Materialgruppe hingegen noch aus.[15] Daher spielen die in vitro gesammelten Daten der Bulk-Fill Komposits zum jetzigen Zeitpunkt eine wichtige, vorläufige Entscheidungsgrundlage für deren Einsatz.

Die nachfolgende Tabelle (**Tab. 2.1.-1.**) gibt einen Überblick über die derzeit auf dem Dentalmarkt erhältlichen Bulk Fill Komposits. Die Informationsgrundlage für diese Tabelle bilden die nachfolgend genannten Quellen (Quellenangaben: X-tra base [10, 16], X-tra fil [17-19], Tetric Evo Ceram® Bulk Fill [20], Venus® Bulk Fill [9], Sonic Fill™ [12, 21-24], Filtek™ Bulk Fill [6], SDR® Smart Dentin Replacement [8, 25], Omni Ceram Bulk Fill [26-28], Capo Bulk Fill [29-31], QuiXX®, QuiXfil® [32]).

Die in der Tabelle verwendeten Kurzbezeichnungen können aus dem Abkürzungsverzeichnis (siehe **Kapitel 7**) entnommen werden.



Bulk-Fill Komposit		Kompositmatrix	Füllkörper	Füllkörper	Deckschicht erforderlich?	max. Schicht- dicke [mm]	Polymerisation	
				Gew%/Vol%			[mW/cm <sup>2</sup> ]	Zeit [s]
hochviskös	<b>Tetric Evo Ceram® Bulk Fill</b> Ivoclar Vivadent	Bis-GMA, UDMA	Ba-Al-Si-Glas, Mischoxid, Yb-F <sub>3</sub> , Präpolymer	79-81/60-61 (inkl. 17% Präpolymer)	nein	4	≥ 500 ≥ 1000	20 10
	<b>Sonic Fill™</b> Kerr	Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA	SiO <sub>2</sub> , silanisiertes Ba-Al-B-Si-Glas, ZnO, TiO <sub>2</sub>	83,5/	nein	5	≥ 1000	10*
	<b>X-tra fil</b> Voco GmbH	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Ba-B-Al-Si-Füller	86/70,1	nein	4	500-800 > 800	20 10
	<b>Capo Bulk Fill</b> Schütz Dental GmbH	UDMA, BDDMA		77/	nein	4		40 je Inkrement
	<b>OmniCeram Bulk Fill</b> OMNIDENT®	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA, BHT		86/70,1	nein	4	500-800 > 800	20 10
	<b>QuiXX®/QuiXfil®</b> Dentsply	Bis-EMA, UDMA, TEGDMA, TMPTMA, TCB-Harz	St-Glas	86/66	nein	4	500-800 ≥ 800	20 10
niedrigviskös	<b>Filtek™ Bulk Fill</b> 3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA(6), Procrylat-Harze	Yb-F <sub>3</sub> , Zr/SiO <sub>2</sub>	64,5/42,5	2 mm	4	550-1000 1000-2000	20 10
	<b>SDR® Smart Dentin Replacement</b> Dentsply	modif. UDMA, ethoxyliertes Bis-GMA, TEGDMA, BHT, CQ	Ba-Al-F-B-Silikatglas, St-Al-F-Silikatglas	68/45	2 mm	4	≥ 550	20
	<b>Venus® Bulk Fill</b> Heraeus Kulzer GmbH	UDMA, EBADMA	Ba-Al-F-Silikatglas, YbF <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub>	65/38	2 mm	4	≥ 550	min. 20*
	<b>X-tra base</b> Voco GmbH	Bis-GMA, UDMA		75/	2 mm	4	500-800 > 800	10 10

\* von jeder Seite der Restauration

**Tab. 2.1.-1.:** Übersicht über die Bulk-Fill Komposits unterteilt in hoch- (oben) und niedrigvisköse Konsistenz (unten)

Quellnachweis siehe **Kap. 2.1.**

## 2.2. Unterschiede in der Verarbeitungsweise

Die Bulk-Fill Komposits können hinsichtlich ihrer Verarbeitung in Materialien mit niedrig- und hochvisköser Konsistenz eingeteilt werden. Dabei werden erstere als Dentinersatz angesehen und sind insbesondere für die minimalinvasive Behandlung oder als Unterfüllungen indiziert.[8, 10, 33]

Die niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits erfordern meist eine Deckschicht (2 mm) aus Universalkomposit, da sie weniger gefüllt sind und oft größere Füllkörper aufweisen. Darüber hinaus haben sie aufgrund ihrer raueren Oberfläche eine geringere Abrasionsfestigkeit und lassen sich wegen ihrer niedrigviskösen Konsistenz schwieriger modellieren.[4, 15, 24]

Trotz der meist erforderlichen Deckschicht versprechen die Hersteller der Bulk-Fill Komposits im Vergleich zur Anwendung der Inkrementtechnik einen Zeitgewinn.[34] Diese abschließende Deckschicht ist bei den hochviskösen Bulk-Fill Komposits nicht erforderlich.[12, 17-24]

Die meisten Hersteller beschränken die maximal mögliche Schichtdicke dieser Komposits auf 4 mm.[6, 8-11, 20, 21, 35] Nur ein Hersteller (Kerr, Sonic Fill™) erlaubt eine maximale Schichtdicke von bis zu 5 mm. Dieses Material kann zudem mittels Schallaktivierung appliziert werden (Sonic Fill™ Handstück, Kerr, Washington, USA).[23] Besondere Modifikatoren würden die Viskosität des Komposit unter Schallenergie um 87 % reduzieren.[33] Diese vorübergehende, niedrigvisköse Konsistenz des Komposits würde das Füllen der Kavitäten erleichtern sowie die Adaption des Füllungsmaterials an die Kavitätenwände verbessern.[23]

Im Weiteren variieren die Angaben der Hersteller hinsichtlich der Belichtungsdauer sowie -intensität für die Bulk-Fill Inkremente (**Tab. 2.1.-1.**). Die eingangs gezeigte Tabelle (**Tab. 2.1.-1.**) gibt einen Gesamtüberblick über die derzeit verfügbaren Materialien, deren chemische Zusammensetzung, Füllkörpergehalt und ihre Verarbeitungsunterschiede.

Die meisten Bulk-Fill Komposits sind in einer Universalfarbe erhältlich. Da diese Materialgruppe oftmals nur im Seitenzahnbereich eingesetzt wird, kann eine exakte Farbestimmung, wie es im sichtbaren Frontzahnbereich erforderlich ist, vernachlässigt werden.

Ein wirtschaftlicher Vorteil könnte auch darin bestehen, dass auf eine Lager- und Vorratshaltung von verschiedenen farbigen Komposits verzichtet werden kann.

Es sind keine besonderen Adhäsive für die Bulk-Fill Komposits erforderlich. Die Zahnhartsubstanzkonditionierung kann mit konventionellen, methacrylatbasierten Adhäsiven erfolgen.[6-12]

## 2.3. Indikationsbereich von Bulk-Fill Komposit

Wie eingangs erwähnt, steht mit den Bulk-Fill Komposit die Verbesserung der zeitlichen und ökonomischen Effizienz in der Verarbeitung von Füllungswerkstoffen im Vordergrund, da eine zeitaufwendige Mehrschichttechnik entfällt.[4]

Die hochviskösen Bulk-Fill Komposit können für Stumpfaufbauten,[11] Milchzahnfüllungen, Füllungen im Seitenzahnbereich (Klasse I und II), sowie Füllungen der Klasse V verwendet und als Material für die erweiterte Fissurenversiegelung an Molaren und Prämolaren eingesetzt werden.[7]

Darüber hinaus bieten die niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit ein breiteres Indikationsspektrum, da sie beispielsweise als Unterfüllung von Klasse I und II Kavitäten, Liner (unter Füllungsmaterialien für die direkte Füllungstherapie, Klasse II Kastenliner),[8-10] Aufbaumaterial (Stumpfaufbau), Fissurenversiegler, kleine Klasse I Füllungen [8] bzw. minimalinvasive Restaurationen (inkl. kleinen, nicht okklusionstragenden Restaurationen), Restaurationen der Klasse III und V, Ausblocken von Unterschnitten, zur Reparatur von kleinen Schmelzausbrüchen, kleiner Defekte bei ästhetisch indirekten Restaurationen und zur Ausbesserung von provisorischen Materialien auf Kunstharz- und Acrylbasis [6] verwendet werden können.

In einer Untersuchung aus dem Jahr 2009 konnte belegt werden, dass beispielsweise SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) mit den gängigen Kompositmaterialien auf Methacrylatbasis kombinierbar ist.[34] Dieser Sachverhalt wurde auch für ein weiteres niedrigvisköses Bulk-Fill Komposit wissenschaftlich überprüft (Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH).[36]

Als Kontraindikation für diese Materialien werden von Seiten der Hersteller meist eine unzureichende Trockenlegung und eine Überempfindlichkeit des Patienten gegenüber Materialbestandteile beschrieben.[6-11]

## 2. 4. Gesteigerte Durchhärtungstiefe

Das Potential von Bulk-Fill Kompositen in 4 mm dicken Schichten suffizient gehärtet werden zu können, konnte bereits mit in vitro Studien belegt werden. Dabei verhielten sich die Konversionsrate und die mikromechanischen Eigenschaften innerhalb dieser Schichtstärke bei einer Polymerisationszeit von 20 s annähernd konstant (Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH; SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply).[37] Es stellt sich somit die Frage, wie sich die Bulk-Fill Kompositen von anderen Materialien auf Methacrylatbasis unterscheiden und welcher Mechanismus der größeren Durchhärtungstiefe zugrunde liegt.

Die höhere Aushärtetiefe kann in einer erhöhten Transluzenz des Materials begründet liegen.[1] Transluzenz ist dabei definiert als die partielle Lichtdurchlässigkeit eines Körpers. Ein Stoff wird als transluzent bezeichnet, wenn er teilweise Licht durchlässig ist, aber nicht transparent (blickdurchlässig) ist.[38] Die nachfolgende Tabelle (**Tab. 2.4.-1.**) gibt Herstelleruntersuchungen zur Transluzenz von Bulk-Fill Kompositen im Vergleich zu konventionellen Universalkompositen wieder.[39]

Material	Transluzenz in [%]	Viskosität
X-tra fil	23	hoch
Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	15	hoch
konventionelle Universalkomposite	10 bis 12	hoch
X-tra base	20,7	niedrig
Venus® Bulk Fill	38,6	niedrig
Filtek™ Bulk Fill	17,8	niedrig
SDR® Smart Dentin Replacement	18,6	niedrig

**Tab. 2.4.-1.:** Transluzenz von Bulk-Fill Kompositen im Vergleich zu Universalkompositen

**Datenquelle [39]**

Entsprechend zu oben genannter Tabelle (**Tab. 2.4.-1.**) konnte bei einer vergleichenden Studie zwischen zwei Materialien (X-tra base, Voco GmbH; Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) eine höhere Lichtdurchlässigkeit bei X-tra base festgestellt werden. Es erlaubt somit eine bessere Penetration des Lichts in tiefere Schichten des Materials. Da bisher keine Informationen zu der chemischen Struktur der Füller von diesem Material verfügbar sind, kann man nicht ausschließen, dass die höhere Transluzenz auf eine besondere Füllstoffzusammensetzung zurückzuführen ist.[40]

Für eine höhere Lichtdurchlässigkeit kann ein reduzierter Füllergehalt und eine erhöhte Füllergröße ursächlich sein.[4] Außerdem ist die Lichtdurchlässigkeit von der Füllkörpergrößenverteilung innerhalb des Komposit abhängig.[41] In einigen Bulk-Fill Kompositen sind die Füllpartikel bis zu einer Größe von 20 µm erhöht (X-tra base, Voco GmbH, siehe **Abb. 2.4.-1.**). Wie man an den nachfolgenden Aufnahmen des

Rasterelektronenmikroskops (REM) sehen kann (**Abb. 2.4.-1. u. Abb. 2.4.-2.**), sind in einigen Materialien größere Füllkörper vorhanden, welche man an ihrer homogenen, dichten und weißen Struktur erkennen kann. Mit diesen größeren Füllerpartikeln in der Kompositmatrix ist bei gleicher Füllermenge die Gesamtoberfläche der Füller reduziert, woraus auch eine verringerte Füllstoff-Matrix-Grenzfläche resultiert. Damit wird die Gesamtlichtstreuung an der Füller-Matrix-Grenzfläche vermindert und weniger Licht geht im Material durch Streuung verloren. Somit kann das Licht das Material intensiver durchdringen und für eine bessere Aushärtung in der Tiefe sorgen.[40] Wenn die Füllpartikel zudem größer sind, als die Wellenlänge des einfallenden Lichts, so ist die Lichtstreuung im Komposit vermindert. Ist jedoch die Füllergröße entsprechend oder kleiner gleich als die Wellenlänge des einwirkenden Lichts, so entsteht mehr Lichtstreuung und die Lichtdurchlässigkeit des Materials wird vermindert.[41] Dies ist bei einem anderen Bulk-Fill Komposit (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) der Fall. Hier sind die Füllkörper schmäler und ähnlich der Füllkörper, wie sie in Hybridkompositen Verwendung finden,[24] was zu der besagten, verminderten Transluzenz des Komposit führt.

Die Füllerpartikelgröße, ihre Silanisierung und die Wellenlänge des Emissionsspektrums der Polymerisationslampe sind weitere Faktoren, die für eine Penetration des Lichts in tiefere Kompositen sorgen.[40] Darüber hinaus sorgen aufeinander abgestimmte Brechungsindizes zwischen Füllern und Matrix für eine höhere Transluzenz und eine Verbesserung der optischen Eigenschaften eines Komposit, da so wiederum weniger Licht an der Grenzfläche zwischen Matrix und Füllkörper gestreut wird. Eine hohe Lichtstreuung an dieser Stelle würde zu den erwähnten opakeren, lichtundurchlässigeren Materialeigenschaften führen.[1]

Bei einer Untersuchung zu fließfähigen Bulk-Fill Komposit (SureFil SDR Flow (Dentsply), Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH)) wurde hinsichtlich der Transluzenz im Vergleich zu Universalkomposit (Filtek Supreme Flow XT A3, Filtek Universal Supreme XTE A3B) festgestellt, dass die Bulk-Fill Kompositen einen geringeren Maskierungseffekt aufwiesen. Bulk-Fill Kompositen sind generell transluzenter. Dies zeigte sich auch im direkten Vergleich von Venus® Diamond mit Venus® Bulk Fill. Die Lichtmenge, welche unter einer 2 mm dicken Schicht Venus® Diamond messbar ist, entspricht der Lichtmenge, welche man unter einer 6 mm Schicht Venus® Bulk Fill erfassen kann.[4] Diese höhere Transluzenz bzw. der verminderte Maskierungseffekt sollte nicht außer Acht lassen, wenn es um eine genaue Farbabstimmung und um ein optimales ästhetisches Resultat geht.[42]

Nachfolgende Tabelle (**Tab. 2.4.-2.**) gibt die Größe der Füllkörper wieder (Herstellerangaben).[6, 8, 9, 20, 25]

Der Füllergehalt (Vol%, Gew%) der nachfolgend nicht aufgeführten Materialien ist aus der eingangs gezeigten Tabelle (**Tab. 2.1.-1.**) entnehmbar.

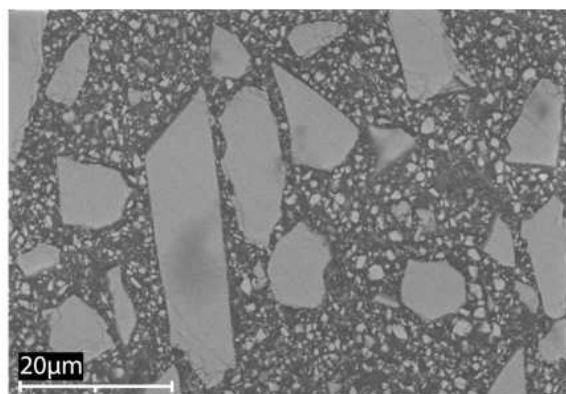
Material	Viskosität	Füllkörperart	Füllkörpergröße	Füllkörper Gew%/Vol%
Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	hoch	Ba-Glas, Yb-F <sub>3</sub> , Mischoxid, Präpolymer	0,04-3 µm*	79-81/60-61 (inkl. 17 % Präpolymer)
Venus® Bulk Fill	niedrig	Ba-Al-F-Silikatglas, YbF <sub>3</sub> , SiO <sub>2</sub>	0,02-5 µm	65/38
Filtek™ Bulk Fill	niedrig	Ba-Al-Si-Glas Yb-F <sub>3</sub> Zr/SiO <sub>2</sub>	0,4 µm 0,1-0,5 µm 0,01-0,5 µm	64,5/42,5
SDR® Smart Dentin Replacement	niedrig	Ba-Al-F-B-Silikatglas, St-Al-F-Silikatglas	4,2 µm	68/45

\*mittlere Füllergröße 0,5 µm

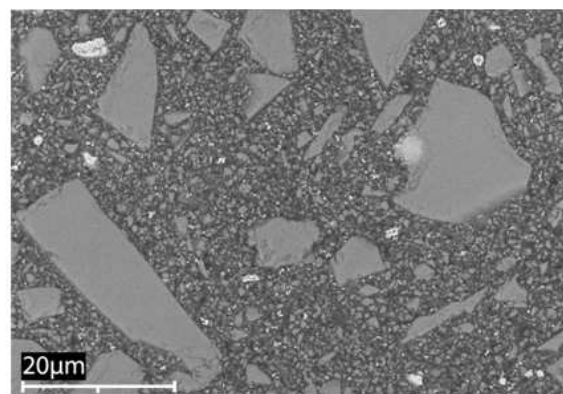
**Tab 2.4.-2.:** Füllergrößen entsprechend der Herstellerangaben

**Bilddatenquelle [6, 8, 9, 20, 25]**

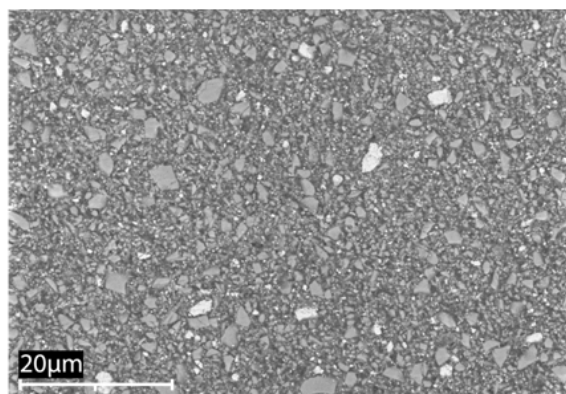
Die bereits erwähnte Darstellung der Bulk-Fill Komposits (unterteilt in niedrig- und hochviskös) im Rasterelektronenmikroskop wird in den folgenden Abbildungen gezeigt (**Abb. 2.4.-1, Abb. 2.4.-2**).[24]



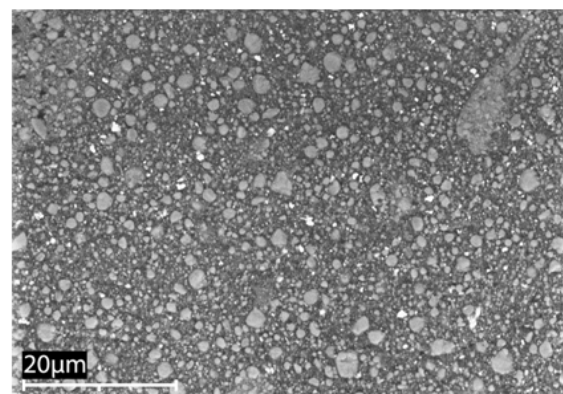
SureFil® SDR™ flow (Dentsply)



X-tra base (Voco GmbH)

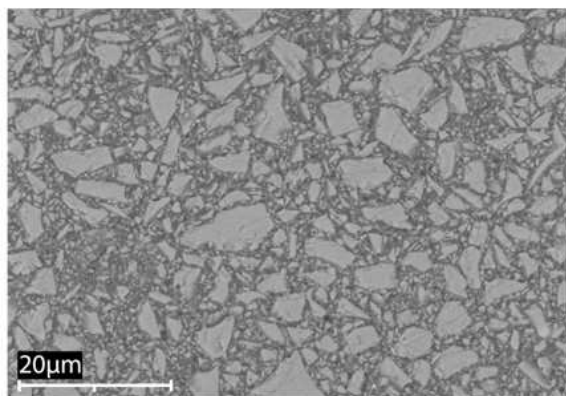


Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH)

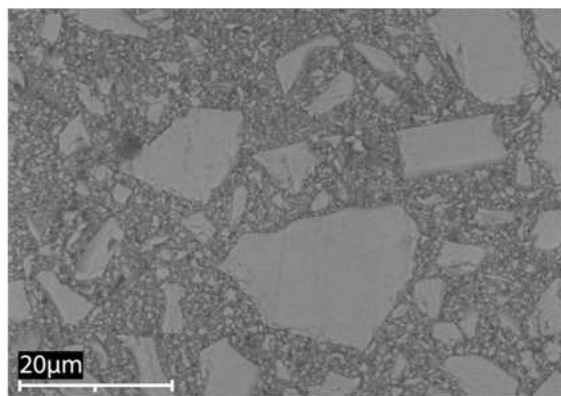


Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE)

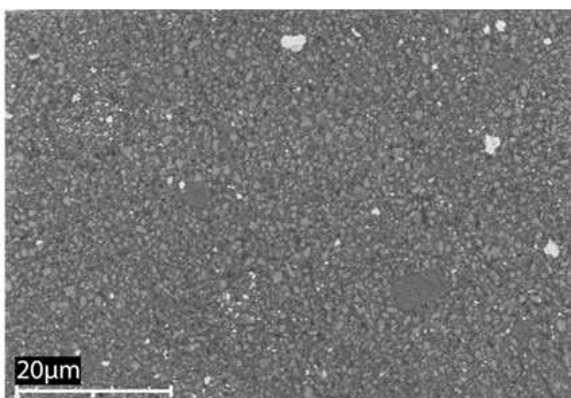
**Abb. 2.4.-1.:** REM Aufnahmen von niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits



Sonic Fill™ (Kerr)



X-tra fil (Voco GmbH)



Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (ivoclar vivadent)

**Abb. 2.4.-2.:** REM Aufnahmen von hochviskösen Bulk-Fill Kompositen

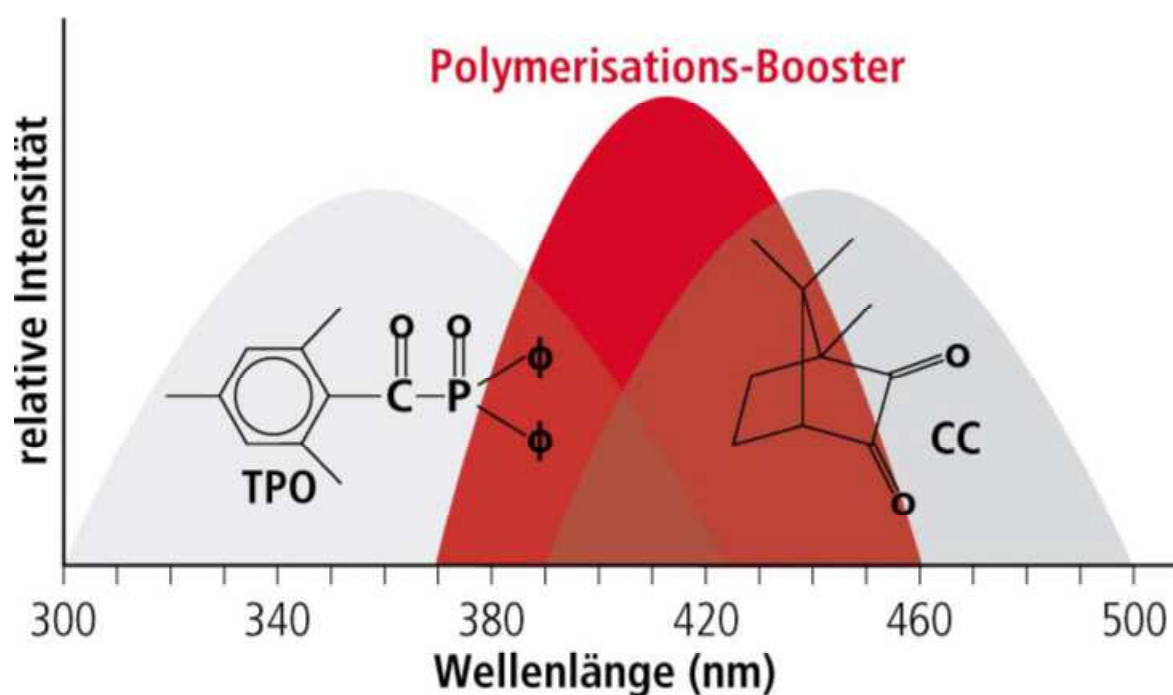
**Bildquelle (Abb. 2.4.-1 und Abb. 2.4.-2) [24]**

Diese Aufnahmen mit dem Feldemissionselektronenmikroskop erfolgten im Rückstreumodus. Die Proben wurden dabei nicht mit einer Edelmetallschicht (wie beispielsweise mit Gold) bedampft. Bei diesem Abbildungsverfahren werden die zurückgestrahlten Elektronen des primären Elektronstrahls des Feldemissionselektronenmikroskop ermittelt. Die vom untersuchten Objekt zurückgestreuten Elektronen und damit die Intensität des Signals sind von der mittlern Ordnungszahl des Materials abhängig. Schwerere Objekte zeigen dabei eine stärkere Rückstreuung, so dass diese Bereiche in der Abbildung heller erscheinen.[43] Wie man aus den Abbildungen sehen kann, weisen einige Materialien (SDR®, X-tra base, X-tra fil) größere, hellere Areale auf. An diesen Stellen kam es zu einer stärkeren Rückstreuung, welche von den Füllerpartikeln verursacht wurde. Die Füllkörper sind in diesen drei Materialien größer. In einem Material (Tetric Evo Ceram®) sind homogene, gräuliche Areale vorhanden, bei welchen es sich um die vom Hersteller angegebenen Präpolymere handeln muss.

Bei allen Materialien ist Kampherchinon als Initiator enthalten. Nur bei einem Material (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) unterscheidet sich die chemische Zusammensetzung der Polymerisationsinitiatoren von konventionellem Komposit.[24] Der Hersteller wirbt damit, einen neuen patentierten Initiator namens Ivocerin zu verwenden, welcher zusätzlich zum Standardinitiatorsystem aus Kampherchinon und

Lucirin enthalten sei und den Polymerisationsprozess beschleunigen würde (**Abb. 2.4.-3.**).[39]

Dieser neue Initiator (Polymerisations-Booster) würde eine höhere Quantenausbeute erzielen und so für eine schnellere Polymerisation sowie Durchhärtung in tieferen Schichten sorgen.[20] Hierzu sei das Absorptionsspektrum sowie die Fotoaktivität des Initiators erhöht. Dabei soll es sich um Dibenzoyl-Germaniumderivate handeln, welche eine höhere Absorption zu Blaulicht hätten und bei der Belichtung in Folge von Fotozersetzung Radikale bilden würden. Das Material hätte somit sein Absorptionsmaximum im Blaulichtspektrum von etwa 370 bis 460 nm (**Abb. 2.4.-3.**).[39]



**Abb. 2.4.-3:** Absorptionsspektrum der Initiatoren (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill)

**Bildquelle [39]**

Bei diesem germaniumbasierten Initiatorsystem wird eine höhere Aktivität als bei Kampferchinon erzielt, da es eine höhere Absorption im Bereich zwischen 370 nm bis 460 nm aufweist. Dieser Initiator kommt zudem ohne den Zusatz von Co-Initiatoren wie Aminen aus und bildet zwei Radikale, welche eine radikalistische Polymerisation starten können. Dies ist weitaus effektiver als das Kampferchinon-/Aminsystem, bei welchem nur ein Aminoalkylradikal zur Polymerisationseinleitung gebildet wird.[44]

Im Vergleich zu einem anderen Material (X-tra base, Voco GmbH) konnte in tieferen Materialschichten bei diesem Initiatorsystem eine geringere Unempfindlichkeit gegenüber unzureichender Bestrahlung gezeigt werden.[40]



Der neben dem Kampferchinon (Absorptionsbereich 400 bis 500 nm, Absorptionsmaximum bei 470 nm) und Ivocerin enthaltene Initiator Lucirin (Absorptionsbereich 375 bis 410 nm, Absorptionsmaximum bei 420 nm) ist nicht kompatibel zu vielen konventionellen LED-Polymerisationslampen, welche ein Emissionsspektrum von 450 bis 500 nm aufweisen. Einige Polymerisationslampenhersteller haben daher eine sogenannte dritte Generation der LED-Polymerisationslampen eingeführt: In diesen Lampen sind LEDs mit zwei oder mehreren verschiedenen Wellenlängen kombiniert, so dass sie alternative Fotoinitiatoren wie das Lucirin (TPO, 2,4,6-Trimethylbenzoyl-Diphenyl-Phosphinoxid) anregen können.[45-47]

Bei Polymerisationslampen mit einem breiteren Absorptionsspektrum begünstigt der weitere Initiator (Ivocerin) die Penetration des Lichts in die Tiefe, da dieser Initiator, wie man anhand der oberen Grafik (**Abb. 2.4.-3.**) sehen kann, in einem Spektralbereich liegt, in welchem keine anderen Polymerisationsinitiator-komponenten ihr Absorptionsmaximum aufweisen. Außerdem handelt es sich bei Lucirin (TPO) um einen Initiator, welcher nach der Aktivierung verblasst und somit eine verminderte Absorption des Lichts aufweist, was die Penetration von Lichts in die Tiefe begünstigt.[48]

Alle genannten Faktoren tragen dazu bei, dass bei diesen Kompositen eine Aushärtung in höheren Inkrementstärken (4 bzw. 5 mm) möglich ist. [6, 8-11, 20, 21, 35]

## 2.5. Regulierung der Schrumpfung

Bei der Lichthärtung von Kompositen kommt es bei der radikalistischen Polymerisationsreaktion durch die Vernetzung der Monomere zu einem Polymer zur Verringerung der intermolekularen Abstände. Daraus resultiert eine Volumenschrumpfung des Kompositen, was sich an der Verbundstelle zwischen Zahn und Komposit in einem Schrumpfstress äußert. Die Schrumpfung ist umso größer, je höher die Konversionsrate (Anzahl der umgesetzten Doppelbindungen) ist.[49-52] Die entstehenden Kontraktionskräfte wirken sich auch auf den Rand der Kavität aus [53] und es kommt so zur Ausbildung eines Randspalts. Dieser ist klinisch meist nicht feststellbar, ermöglicht aber die Passage von Bakterien, chemischen Stoffen sowie Flüssigkeiten zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit.[54] In der Folge des Schrumpfstress kann es zu Verminderung der Frakturfestigkeit der Zahnhöcker, Schmelzrisse,[49] Höckerdeformation, Bakterieninvasion mit Pulpazellentzündung bzw. -nekrosen, postoperativen Schmerzen, Randspalten, Versagen des adhäsiven Verbundes und zur Bildung von Sekundärkaries (Karies im Randbereich von Restaurationen) kommen.[55-58] Diese Faktoren sind am häufigsten dafür verantwortlich, dass Füllungen ersetzt werden müssen.[58]

Im letzten Jahrzehnt bestanden daher die Bestrebungen den adhäsiven Verbund zwischen Zahn und Komposit zu verbessern.[59] Außerdem wurde versucht ein schrumpfungärmeres Restaurationsmaterial zu entwickeln. Zunächst bestanden die Bemühungen darin, das Bowen-Monomer zu verbessern.[60] Zudem wurde von einigen Herstellern das Verdünnermolekül Triethylenglykol-Dimethacrylat (TEGDMA) reduziert, um den Schrumpfstress zu reduzieren. Auch die Erhöhung des Füllergehalts auf über 60 Vol% durch die Kombination von Nanopartikeln mit größeren Füllern zeigte eine Verminderung des Schrumpfstress.[56] Aber auch andere Systeme wurden eingeführt, um beispielsweise über eine Ringöffnung (Silorane) eine geringere Polymerisationsschrumpfung zu erzielen.[60]

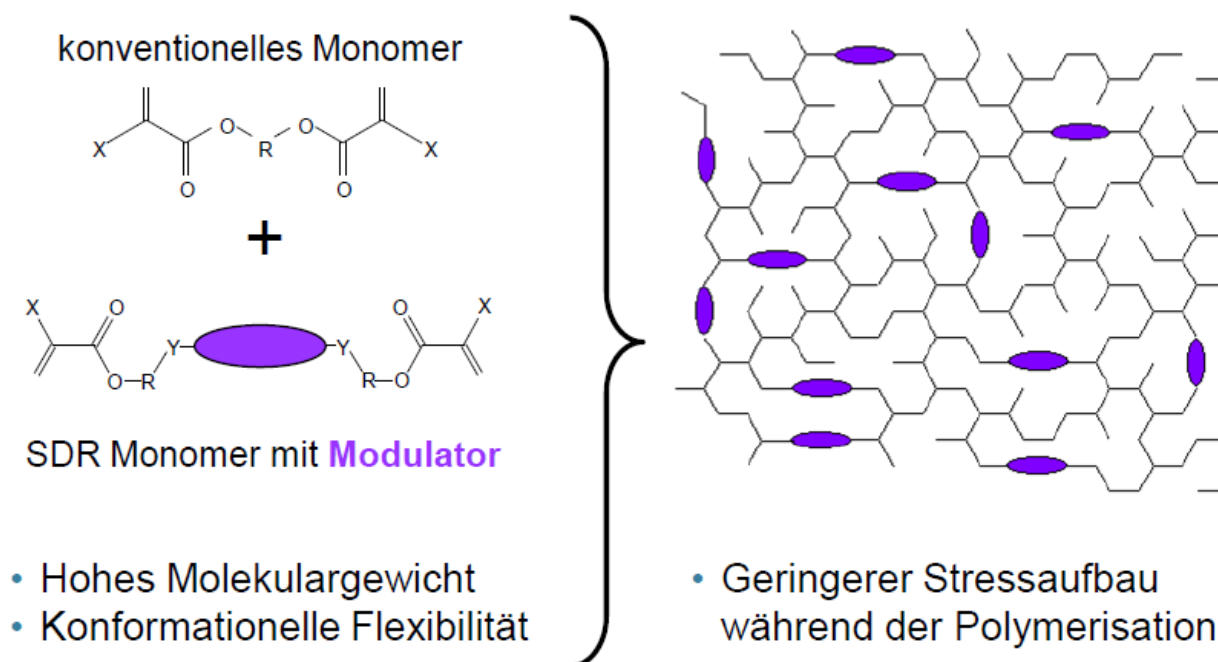
Es hat sich gezeigt, dass fließfähige Kompositen eine höhere Volumenschrumpfung und einen verlängerten Gelpunkt, das heißt einen verzögerten Start der Gelation, aufweisen.[60] Um eine niedrigere Viskosität dieser Materialien zu erzielen, wurde ihr Füllergehalt um 20 - 25 % im Vergleich zu konventionellen Kompositen reduziert. In der Folge zeigen sie eine vergleichsweise geringere Steifigkeit, ein um 20 - 30 % niedrigeren E-Modul, einen höheren volumetrischen Schrumpf und einen größeren Polymerisationsschrumpfstress als konventionelle Hybridkompositen.[61] Mit der Erhöhung der Füller (an- und organische) im Komposit kann der Gesamtschrumpf eines Kompositen reduziert werden, da mit dem erhöhten Füllergehalt weniger Monomere für die Polymerisationsreaktion im Komposit zur Verfügung stehen. Jedoch kommt es mit einem höheren Fülleranteil zur Versteifung des Materials, was zu einem höheren Schrumpfstress führen kann.[60]

Obwohl retropektiv Verbesserungen in der Polymerisationsschrumpfung und Verschleißfestigkeit verzeichnet werden konnten, scheint die Inkrementtechnik immer noch maßgeblich für eine randdichte Restauration zu sein.[59] Das Besondere in dieser Technik besteht darin, dass das Füllungsmaterial in Schichten von maximal 2 mm eingebracht, gehärtet und von einem weiterem Inkrement der maximalen Schichtstärke von 2 mm überdeckt wird, bis die Kavität vollständig verschlossen ist.[1] In der Materialgruppe der Bulk-Fill Komposit, insbesondere bei den hochviskosen, steht dieser Mechanismus um die Polymerisationsschrumpfung auszugleichen nicht zur Verfügung, da das Material in einer Schicht eingebracht wird. Die Auffassung, dass die Inkrementtechnik den Polymerisationsstress reduzieren kann, vertreten die meisten Anwender, obwohl einige in vitro Studien keine signifikanten Unterschiede zwischen den einzelnen Füllungstechniken feststellen konnten.[57]

Des Weiteren spielt die Kavitätengeometrie eine wichtige Rolle für die Adaptation des Komposit.[62] Der C-Faktor (Kavitätenkonfigurationsfaktor) gibt an, dass die Schrumpfkraft von dem Verhältnis gebundener zu freier Oberfläche abhängen. Je mehr gebundene Oberflächen vorhanden sind, desto höher ist der C-Faktor und umso mehr Polymerisationsstress tritt auf, welcher im Zusammenhang mit einem gesteigerten Schrumpfstress steht.[63] Der Zahnarzt kann im Allgemeinen u. a. durch Steuerung der Kavitätengröße (Volumenreduktion), Mehrschichttechnik und Wahl eines schrumpfarmen Komposit diesen Prozess beeinflussen.[54] Bei Kavitäten der Klasse I und II (Kavitätenklassen nach Black, 1889) [64] sind mindestens fünf Flächen durch die Zahnhartsubstanz (im Einzelnen: Kavitätenboden und -wände (Klasse I) bzw. Matrize (Klasse II)) determiniert und so kann bei der Bulk-Fill Technik von einem hohen C-Faktor und folglich einem kavitätengeometrisch bedingten erhöhten Polymerisationsstress ausgegangen werden.

Mit dem niedrigviskosen Bulk-Fill Komposit wurde ein fließfähiges Material auf dem Dentalmarkt eingeführt, welches aufgrund eines verminderten Polymerisationsstress in 4 mm Schichten appliziert werden kann (SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply).[59] Bei diesem Material wurde zur Steuerung der Polymerisation ein Polymerisationsmodulator in den urethandimethacrylatbasierten (UDMA) Komposit integriert, welcher eine um 60 - 70 % reduzierte Schrumpfspannung im ungefüllten Komposit im Vergleich zu konventionellen, methacrylatbasierten Komposit zeigte.[60, 65] Auch die Polymerisationsschrumpfung soll durch den Modulator reduziert sein.[14] Eine fotoaktive Gruppe innerhalb des UDMA verändere dabei die Dynamik des Polymerisationsprozesses und führe so zu einer Verlangsamung der Polymerisationsrate.[60, 65] Der Modulator, welcher chemisch in die Monomere integriert wurde (**Abb. 2.3.-1.**, [49]), soll aufgrund seines hohen Molekulargewichts und seiner räumlichen Flexibilität dem Material eine optimale Flexibilität und Netzwerkstruktur verleihen (**Abb. 2.3.-1.**).[14] Das visko-elastische Verhalten des Monomers und die Gesamtzusammensetzung des fließfähigen Komposit würde es so dem Material ermöglichen, wesentlich mehr Energie abzuleiten als während des Aushärtungsvorgangs durch die Polymerisation der Monomere entstehen würde.

Dadurch sei der Polymerisationsstress im Vergleich zu konventionellen fließfähigen Kompositen deutlich reduziert.[49]



**Abb.: 2.3.-1.:** Chemische Grundlagen der SDR™ Technologie

**Grafikquelle [49]**

Diese Komposit sind patentiert als Stress Decreasing Resin (SDR™) Technology.[65]

Eine bereits durchgeführte, vergleichende Studie zu SDR™ mit Nano-, Hybridkompositen, zwei (konventionellen) fließfähigen Kompositen und einem siloranbasierten Komposit belegte ebenfalls, dass bei SDR™ ein signifikant geringerer Schrumpfstress und eine verminderte Schrumpfrate auftritt.[60] Außerdem zeigte das Material im Vergleich zu anderen Kompositen einen verlängerten Gel-Punkt.[60] Wenn eine Polymerisationsreaktion langsamer verläuft, wird der Gelpunkt später erreicht und es steht im Material mehr Zeit zur Verfügung den Kontraktionsstress durch Fließen auszugleichen.[66]

Dieser verlängerte Gel-Punkt, wie er auch bei den Siloranen auftritt, in Verbindung mit der verlangsamten Polymerisationsrate bildet in diesem Material einen Mechanismus um Stress zu kompensieren. Dabei ist die langsamere Polymerisationsrate bei gleichzeitig erhöhter Fließfähigkeit des Materials mit einem geringeren Stressaufbau und einer besseren Adaption an die Grenzflächen verbunden. Zudem wird in dem Material die niedrigste Schrumpfrate in der kürzesten Zeit erreicht. Diese Studie konnte somit belegen, dass bei diesem Bulk-Fill Material ein anderes Schrumpfungsverhalten vorliegt als bei konventionellem fließfähigen Komposit.[60] Das Material war außerdem steifer (höherer E-Modul), mehr plastisch (geringere elastische Deformation, hohe plastische Deformierbarkeit,

hohe Werte für Kriechen) als reguläres fließfähiges Komposit, was eine Prognose über das Verhalten auf Stress an den Verbundzonen erschwert.[60]

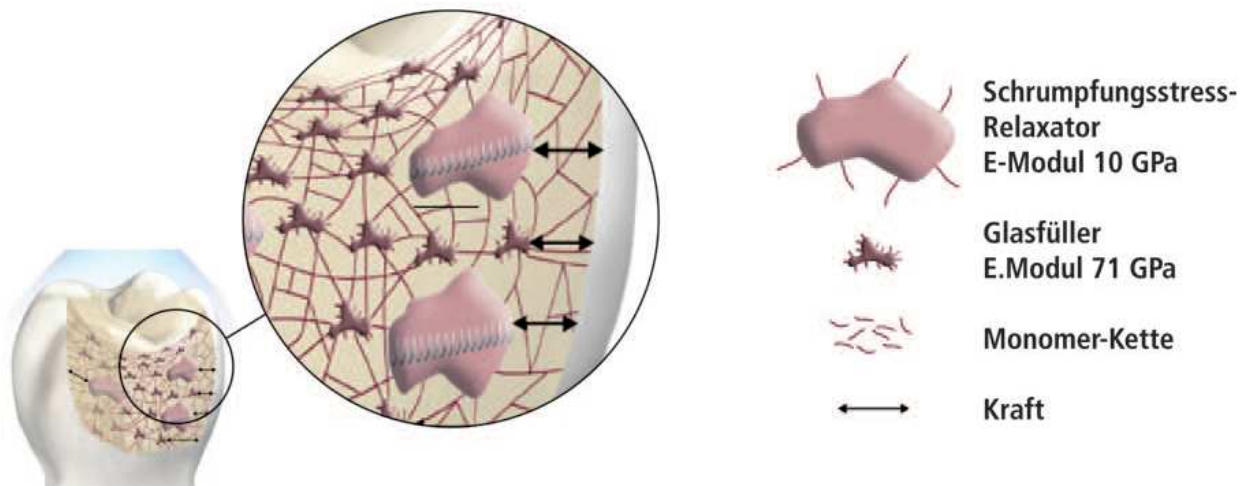
Der Vergleich von konventionellem fließfähigem Komposit hatte gezeigt, dass im höher gefüllten Material weniger Schrumpfung, aber mehr Schrumpfungstress auftritt. Beim Vergleich dieser (zweier) fließfähigen Komposit wiederum mit dem Bulk-Fill Komposit Material (SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply) zeigte sich, dass das Bulk-Fill Material einen geringeren volumetrischen Anteil an Füllkörpern aufwies, aber aufgrund der Zusammensetzung der Füller (neben Ba-Al-F-B-Si-Glas auch St-Al-F-Si-Glas) einen höheren Füller-Gewichts-Prozent-Anteil hatte als die beiden fließfähigen Komposit. Das Strontium (St) sorgt in diesem Material nicht nur für eine höhere Röntgenopazität, sondern auch für einen höheren Gewichts-%-Füller-Anteil. In den mikromechanischen Eigenschaften führte dies im Vergleich zu den zwei konventionellen fließfähigen Komposit zu einem höheren E-Modul. Dieser beeinflusst wiederum den Schrumpfungstress. Der Schrumpfungstress an der Grenzfläche eines Komposit ist mit einer zunehmenden Steifigkeit des Materials erhöht.[60]

In einer Studie über Höckerdeformation zeigte sich, dass bei den Bulk-Fill Materialien (SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply, X-tra base, Voco GmbH) in Bulk-Fill-Technik bei Klasse II Kavitäten eine signifikant niedrigere Höckerdeformation auftrat als bei der Füllung der Kavität mit einem konventionellen Komposit in Inkrementtechnik. In dieser Untersuchung wurde überdies darauf hingewiesen, dass vorangegangene Untersuchungen bereits belegt haben, dass die Inkrementtechnik nicht die Polymerisationsstressentstehung reduzieren könne und dass bei der schrägen Inkrementtechnik die höchsten Belastungen aufträten.[56]

Hinsichtlich der Randqualität zeigte eine weitere Studie, dass bei diesem Bulk-Fill Komposit (SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply) im Vergleich zu konventionellem Komposit mit zwei verschiedenen Adhäsivsystemen (Etch & Rinse, selektive Schmelzätzung und selbstätzend) nicht weniger spaltfreie Ränder auftraten als bei dem konventionellem Komposit in Inkrementtechnik.[59]

Neben diesem fließfähigen Bulk-Fill Komposit wirbt ein Hersteller eines hochviskösen Bulk-Fill Komposit (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) damit, einen Schrumpfungstress-Relaxator (**Abb. 2.3.-2.**, [67]) in seinem Nanohybridkomposit zu verwenden.[39]

Der Schrumpfungstress-Relaxator soll hier ein besonderer Füller sein, der während der Polymerisation elastisch wie eine Feder reagiere. Dieses besondere Verhalten des Füllers läge in dessen Größe sowie niedrigen E-Modul begründet. Der Schrumpfungstress sei damit vermindert und die Randqualität verbessert.[68] Fortführend würde ein Präpolymer-Füllertyp zu einer geringeren Schrumpfung und zu einem geringeren Schrumpfungstress beitragen. Dieser Präpolymer-Füller besteht aus Monomer, Ytterbiumfluorid und Glasfüllern.[20]



**Abb.: 2.3.-2.:** Schwindungsstress-Relaxator

**Bildquelle [67]**

Die Volumenschrumpfung ist somit bei einigen Kompositen in dieser Materialgruppe niedriger, als bei herkömmlichen Kompositen. Interessant wäre nun in diesem Zusammenhang den Betrachtungswinkel darauf zu lenken, ob die Fokussierung des Herstellers auf eine niedrigere Schrumpfung zu Lasten der Konversionsrate des Komposit geht und somit mehr toxische Substanzen (Monomere) aus dem Material schließlich im Mund eines Patienten eluiert werden.[15, 69-72] Dies war jedoch nicht Gegenstand dieser Studie.

## 2.6. Konversionsrate und mechanische Eigenschaften

Die Konversionsrate von lichthärtenden Kompositen ist abhängig von einer suffizienten externen Lichtzufuhr [73] und kann in etwa zwischen 44 bis 74 % betragen.[74] Es besteht ein Zusammenhang zwischen der Konversionsrate und aus dem Komposit in Lösung gehenden Stoffen, wie freien Monomeren und Oligomeren, welche keine Verbindung im Komposit eingegangen sind und einen zytotoxischen Effekt auf Zellkulturen haben.[75]

Über beispielsweise eine spektrometrische Analyse kann der Prozentsatz der nicht umgesetzten Doppelbindungen bestimmt werden. Eine Analyse zweier fließfähiger Bulk-Fill Kompositen (Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH; SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply) zeigte, dass innerhalb der Herstellervorgaben liegenden Schichtstärken (4 mm) eine Polymerisationszeit von 20 Sekunden (LED-(Light Emitting Diode) Polymerisationslampe) ausreichend ist, um ein Inkrement suffizient zu polymerisieren. Die Konversionsrate der untersuchten Materialien (Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH) beträgt 62,4 - 67,4 % und 57,1 - 61,9 % (SDR® Smart Dentin Replacement, Dentsply). Im Vergleich der mikro- und makromechanischen Eigenschaften erzielte ein Material (Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH) schlechtere Ergebnisse. Dabei sollte man beachten, dass eine höhere Konversionsrate nicht mit besseren mechanischen Eigenschaften korreliert, da die Konversionsrate durch eine erhöhte Konzentration an Monomeren oder Verdünnermolekülen künstlich hoch gehalten werden könnte, ohne dass die mechanischen Eigenschaften verbessert würden.[37] Eine weitere Studie in diesem Zusammenhang konnte bei dem Vergleich der mechanischen Eigenschaften von Bulk-Fill Kompositen zu modernen konventionellen Kompositen belegen, dass dies nicht der Fall war.[60] Darüber hinaus zeigte eine andere Untersuchung zu den selbigen fließfähigen Bulk-Fill Kompositen, dass keine signifikanten toxischen Auswirkungen der Materialien auf dentale Stammzellen (Lebensfähigkeit, beschädigte Zellen, Apoptose, mesenchymale Markerveränderungen) ausgingen, so dass eine Verwendung dieser Materialien als unbedenklich eingestuft werden konnte.[76]

Die dauerhafte Randbeständigkeit von Kompositfüllungen wird u. a. negativ beeinflusst, wenn sich die physikalischen Eigenschaften von Zahnhartgeweben und Restaurationsmaterial unterscheiden, da so mechanische und thermische Einflüsse eine destruierende Wirkung auf die Randintegrität haben.[77]

Die durchschnittliche Biegefestigkeit der Bulk-Fill Kompositen liegt im Mittel bei 131,4 (13,3) MPa (erste Zahl gibt den Mittelwert wieder, die Zahl in Klammern die Standardabweichung). Somit liegt sie im Schnitt über der von den fließfähigen Kompositen und Nano-Hybridkompositen. Gering übersteigt ihre Biegefestigkeit die von Mikro-Hybridkompositen. Sie haben somit im Vergleich eine höhere Bruch- und Ermüdungsresistenz als die anderen aufgeführten Materialien.[4]

Kompositart	Biegefestigkeit [MPa]	E-Modul [GPa]	Intendierungsmodul [GPa]	Vickershärte [N/mm <sup>2</sup> ]	Kriechen [%]	Füller [Gew%]	Füller [Vol%]
Micro-Hybrid Komposit	131.2 <sup>A</sup> (29.8)	7.3 <sup>a</sup> (2.6)	14.9 <sup>A</sup> (4.9)	87.0 <sup>a</sup> (28.8)	3.6 <sup>A</sup> (0.5)	78.5 <sup>a</sup> (4.0)	62.8 <sup>A</sup> (12.5)
Nano-Hybrid Komposit	125.9 <sup>A</sup> (32.6)	6.3 <sup>b</sup> (2.1)	14.8 <sup>A</sup> (5.5)	90.9 <sup>a</sup> (35.6)	3.6 <sup>A</sup> (0.5)	78.2 <sup>a</sup> (7.9)	63.8 <sup>A</sup> (8.7)
Bulk-Fill (hochviskös)	133.5 (11.4)	7.0 (2.5)	17.2 (4.5)	98.0 (30.8)	3.5 (0.1)	83.2 (3.0)	65.3 (6.8)*
Bulk-Fill (niedrigviskös)	129.1 (8.1)	4.6 (1.1)	10.7 (2.9)	56.5 (20.2)	4.1 (0.4)	68.1 (4.8)	41.8 (3.5)*
Fließfähige Komposit	119.3 <sup>B</sup> (25.8)	4.2 <sup>d</sup> (1.3)	10.6 <sup>C</sup> (3.6)	65.8 <sup>c</sup> (28.9)	3.8 <sup>B</sup> (0.6)	69.9 <sup>c</sup> (8.2)	51.1 <sup>B</sup> (10.6)

**Tab. 2.6.-1.:** Biegefestigkeit und E-Modul gemessen im 3-Punkt-Biegeversuch sowie Indentierungsmodul, Vickershärte und Kriechen bestimmt mit dem Universalhärtemessverfahren

Die hochgestellten Buchstaben zeigen die statistischen homogenen Untergruppen innerhalb einer Spalte auf (Turkey HSD Test,  $\alpha = 0,05$ ).

\*ohne X-tra base, Voco GmbH und Sonic Fill<sup>M</sup>, Kerr

Quelle der Tabelle [4]



Der Elastizitätsmodul liegt bei den Bulk-Fill Komposits mit 5,6 (2,0) GPa über dem der fließfähigen Komposits und unter den der Mikro- und Nanohybrid-Komposits. Differenziert man die Bulk-Fill Komposits innerhalb ihrer Gruppe in hoch- und niedrigviskös, so zeigt sich, dass die hochviskösen Bulk Fill Komposits die höchste Biegefestigkeit, Indentierungsmodul, Vickershärte und den höchsten Füllergehalt (Gew% und Vol%) aufweisen. Die niedrigviskösen Bulk Fill Komposits zeigen eine höhere Biegefestigkeit als fließfähige Komposits und Nanohybridkomposits. In den anderen untersuchten mechanischen Eigenschaften zeigen sie eine Annäherung an die fließfähigen Komposits. (**Tab. 2.6.-1.**).[4]

Neben den Unterschieden in den mechanischen Eigenschaften wirbt beispielsweise ein Hersteller (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent) damit, dass ein patentierter Licht-Controller im Material vorhanden sei. Dieser soll das Material unempfindlicher gegenüber Umgebungslicht machen. Unter geringen Blaulichtanteilen käme es zu einer erwünschten Verzögerung der Polymerisation. Dieser Effekt würde jedoch bei einer intensiven Blaulichtapplikation (wie es bei einer Polymerisationslampe der Fall sei) aufgehoben werden.[20] Damit würde die Verarbeitungszeit des Materials erhöht werden.[78]

## 3. Material und Methoden

### 3.1. Materialcharakterisierung

In dieser Arbeit wurden sieben Bulk-Fill Komposits untersucht. Die auf der nachfolgenden Seite abgebildete Tabelle (**Tab. 3.1.-1.**) gibt eine Übersicht der untersuchten Materialien, Hersteller, Kompositmatrix, Füllkörperzusammensetzung und –gehalt sowie die empfohlenen Polymerisationszeiten wieder. Die Datengrundlage für die aufgeführte Tabelle (**Tab. 3.1.-1.**) setzt sich aus den im Folgenden genannten Quellen (X-tra base [10, 16], X-tra fil [17-19], Tetric Evo Ceram® Bulk Fill [20], Venus® Bulk Fill [9], Sonic Fill™ [12, 21-24], Filtek™ Bulk Fill [6], SDR® Smart Dentin Replacement [8, 25]) zusammen.

In dieser Arbeit wurden die Materialien bezüglich ihrer Aushärtetiefe sowie der Veränderung der mechanischen Eigenschaften (Vickershärte, Indentierungsmodul, Kriechen, elastische Arbeit) in Abhängigkeit der Polymerisationsdauer, –leistung sowie des Abstands der Polymerisationslampe untersucht und miteinander verglichen.

Bulk Fill Komposite	Kompositmatrix	Füllkörper	Viskosität	Füllkörper	max. Schicht- dicke [mm]	Polymerisation		Farbe
				Gew%/Vol%		[mW/cm <sup>2</sup> ]	Zeit [s]	
<b>Sonic Fill™</b> Kerr	Bis-GMA, TEGDMA, EBADMA	SiO <sub>2</sub> , silanisiertes Ba-Al-B-Si-Glas, ZnO, TiO <sub>2</sub>	hoch	83,5/	5	≥ 1000	10*	A3
<b>Tetric Evo Ceram® Bulk Fill</b> ivoclar vivadent	Bis-GMA, UDMA	Ba-Al-Si-Glas, Mischoxid, Yb-F3, Präpolymer Füller	hoch	79-81/60-61 (inkl. 17% Präpolymer)	4	≥ 500 ≥ 1000	20 10	IVA Bulk
<b>X-tra fil</b> Voco GmbH	Bis-GMA, UDMA, TEGDMA	Ba-B-Al-Si-Füller	hoch	86/70,1	4	500-800 > 800	20 10	Universal
<b>Filtek™ Bulk Fill</b> 3M ESPE	Bis-GMA, UDMA, Bis-EMA(6), Procrylat-Harze	Yb-F3, Zr/SiO <sub>2</sub>	niedrig	64,5/42,5	4	550-1000 1000-2000	20 10	Universal
<b>SDR® Smart Dentin Replacement</b> Dentsply	modif. UDMA, ethoxyliertes Bis-GMA, TEGDMA, BHT, CQ	Ba-Al-F-B-Silikatglas, St-Al-F-Silikatglas	niedrig	68/45	4	≥ 550	20	Universal
<b>Venus® Bulk Fill</b> Heraeus Kulzer GmbH	UDMA, EBADMA	Ba-Al-F-Silikatglas, YbF3, SiO <sub>2</sub>	niedrig	65/38	4	≥ 550	min. 20*	Universal
<b>X-tra base</b> Voco GmbH	Bis-GMA, UDMA		niedrig	75/	4	500-800 > 800	10 10	Universal

\* von jeder Seite der Restauration

**Tab. 3.1.-1.: Untersuchte Bulk-Fill Komposits, unterteilt in hochviskös (oben, grau unterlegt) und niedrigviskös (unten)**  
(Quellenangabe siehe Kapitel 3.1.)

## 3.2. Versuchsaufbau und Probenerstellung

Die Kompositprobenherstellung erfolgte in einer speziell angefertigten Matrize, deren Kern aus einem trepanierten Molar bestand. Da der in Kaltpolymerisat gefasste Zahn nicht mit Adhäsiven behandelt wurde, war davon auszugehen, dass die untersuchten Bulk-Fill Komposits nicht an der Zahnoberfläche der Matrize haften würden (Matrizenherstellung siehe **Kapitel 3.3.2.**). Es erfolgte daher nur jeweils vorab eine Reinigung der Matrize bevor sie mit Komposit gefüllt wurde. Die Polymerisation der Kompositproben geschah schließlich mit einer Polymerisationslampe der 3. Generation (VALO™ Polymerisationslampe, Ultradent Products Inc., South Jordan, USA) in einer Echtzeitanalyse in einem Spektrometer (MARC® Resin Calibrator, Bluelight Analytistics, Halifax, Kanada).

Zum Schutz vor Verunreinigung des Spektrometersensors mit Komposit wurde dieser mit einem Frischhaltefolienstreifen aus Polyethylen (PE) belegt. Auf diesem Streifen wurde im Bodenoberflächensensor nun die zusammengesetzte Matrize positioniert. Eine vorausgegangene Überprüfung der Messergebnisse hatte gezeigt, dass die Ergebnisse des Spektrometers durch die Schutzfolie nicht beeinflusst wurden.

Entsprechend der Materialviskosität erfolgte die Applikation der Bulk-Fill Komposits in die Matrize mit einem Kunststoffspatel oder durch direkte Injektion mit der zu den Bulk-Fill Komposit Kartuschensystem passenden Applikationsnadel des Herstellers. Das von einem Fabrikanten (Sonic Fill™ Handstück, Kerr, Washington, USA) empfohlene System zur Applikation des Komposits fand keine Verwendung.[21] Schließlich wurde die Oberfläche der Bulk-Fill Komposit Probe mit einem weiteren Polyethylenstreifen belegt, um wiederum die Polymerisationslampe vor Verunreinigung zu schützen.

Zur Gewährleistung gleichmäßiger, 6 mm hoher, Proben wurde das Komposit mit einem Stempel auf Höhe der Matrize geglättet. Daraufhin erfolgte die Ausrichtung der Polymerisationslampe. Dabei wurde darauf geachtet, dass die Lampe direkt an der Probenoberfläche platziert wurde, ohne jedoch diese zu verformen (Abstand 0 mm). Um eine klinischen Situation zu simulieren, erfolgte zusätzlich eine Polymerisation im Abstand von 7 mm der Polymerisationsleuchte zum Komposit, da in der Praxis meist das Höckerrelief eines Zahnes eine unmittelbare Platzierung der Lampe am Komposit nicht erlaubt. Neben der Variation in Distanz der Polymerisationslampe vom Komposit wurden zudem die Polymerisationszeit sowie der Aushärte-Modi der Lampe (**Abb. 3.2.-1.** und **Tab.3.2.-1.**) verändert.[79] In dieser Abbildung ist nach den Polymerisationszeiten die jeweilige Energie (in J/cm<sup>2</sup>) aufgelistet, welche auf die Sensoroberfläche bzw. Probenoberfläche im entsprechenden Polymerisationsprogramm wirkte.

Im den folgenden Abschnitten sind die Aushärte-Modi zur besseren Übersichtlichkeit mit den Begriffen Standard (als Betriebsart Standardleistung), High (für die Betriebsart Hochleistung) und Plasma (Aushärtemodus Xtra Power) gekennzeichnet.

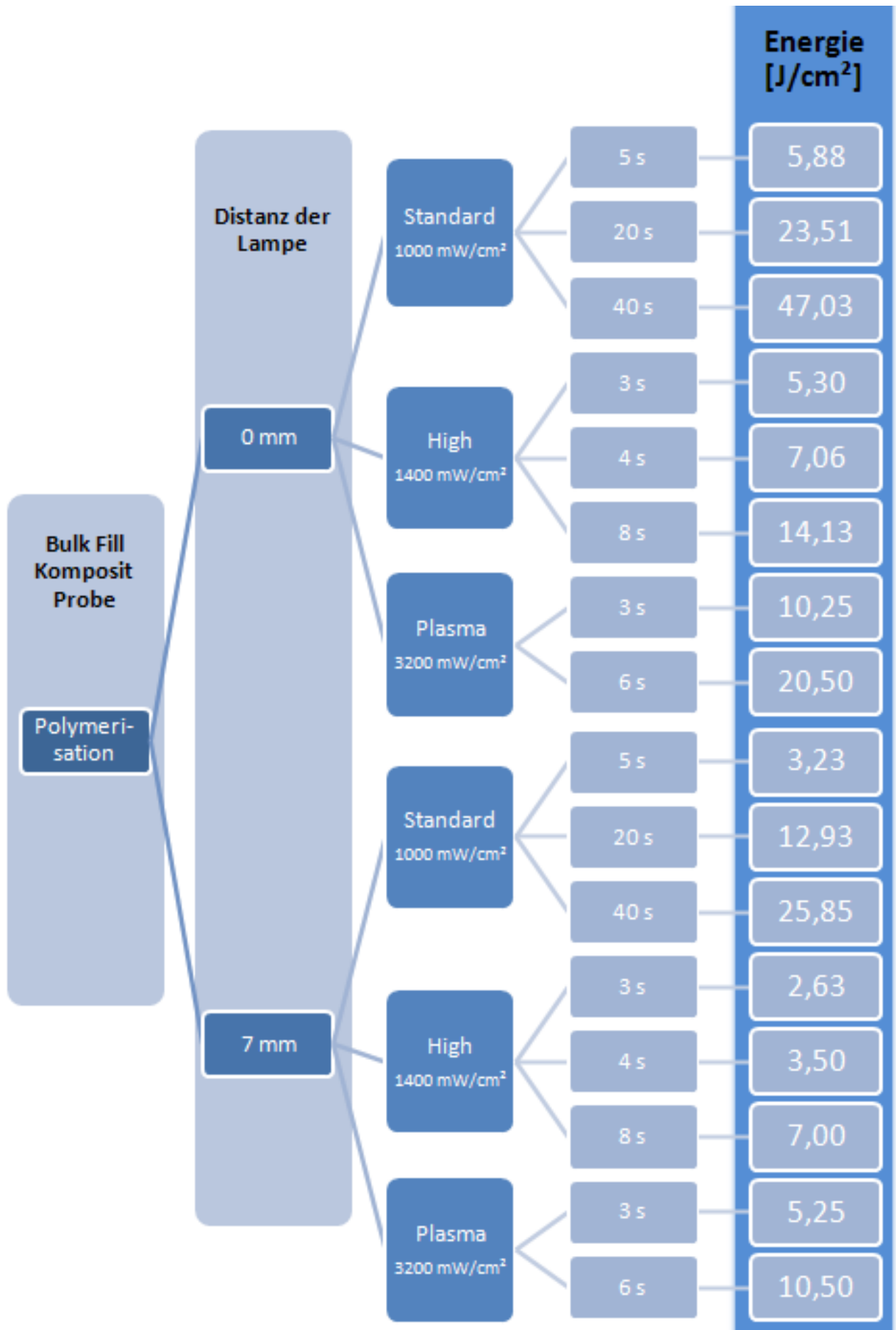


Abb. 3.2.-1.: Grafische Darstellung der Polymerisationsmodi und applizierten Energie

Aushärte-Modi	Betriebsarten	Lichtintensität
Standard	Standardleistung	1.000 mW/cm <sup>2</sup>
High Power	Hochleistung	1.400 mW/cm <sup>2</sup>
Xtra Power	Plasma	3.200 mW/cm <sup>2</sup>

**Tab. 3.2.-1.:** Übersicht über die Aushärte-Modi und entsprechende Lichtintensität

Der Polymerisationslampenausrichtung folgte die Aktivierung des Spektrometer-sensors (Start Test) sowie der Start der Polymerisationsleuchte. Nach Ablauf der gewählten Polymerisationszeit wurde die Lampe entfernt, die Matrize vorsichtig aus dem Sensor entnommen, die Klarsichtfolienstreifen abgezogen, die Matrizenteile manuell getrennt und das Bulk-Fill Komposit am Boden der Matrize mittels eines Kunststoffspatels auf Aushärtung getestet. Für den Fall, dass Material mit dem Kunststoffspatel von der Probe abgeschabt werden konnte, wurde das weiche Material gänzlich entfernt und die verbliebende vertikale Höhe des Prüfkörpers mit einer Schiebleere erfasst. Von jedem Material wurden je Polymerisationsprogramm fünf Proben erstellt (n = 5). Anschließend erfolgte eine 24 stündige Lagerung der Proben in destilliertem Wasser in einem Wärmeschrank bei 37 °C.

Anschließend wurden die gewonnenen Proben auf einem Träger fixiert. Um einen sicheren Klebeverbund zu dem Probenträger gewährleisten zu können, wurde an einer definierten Position der Mantelfläche des zylindrischen Probekörpers mit einem Schleifpapier eine plane Auflagefläche geschaffen und an dieser die Probe mit einem Sekundenkleber auf einem Objektträger aus Kunststoff fixiert. Schließlich wurden mit einem Präzisionsschleifgerät (Tellerschleifgerät, EXAKT 400 CS, EXAKT, Norderstedt, Deutschland) unter Wasserkühlung 2,5 mm von dem Komposit abgetragen und poliert. Die verbliebene Höhe von 2,5 mm entspricht dem halben Probendurchmesser (5 mm).

Daraufhin wurde der Probenträger im Universalhärtemessgerät (siehe **3.3.3.**) auf einer Glasplatte mittels Klebestreifen fixiert und die Parameter Indentierungsmodul, Vickershärte, Kriechverhalten sowie die elastische Arbeit bestimmt.

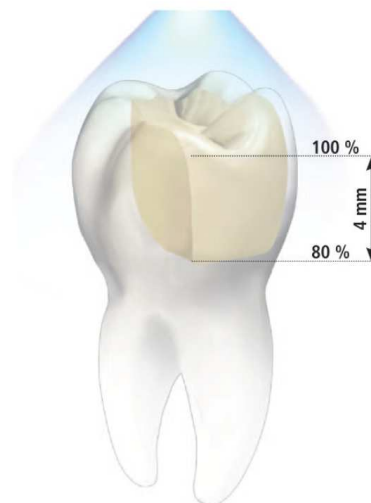
Diese Messung erfolgte dabei ausgehend von der Mitte der Probenoberfläche (Seite der Polymerisationslampe) zur Mitte der Probenunterseite (Sensorseite). Die Messpunkte wurden dabei in Abständen von 200 µm platziert. Im Universalhärtemessgerät wurden 5 Proben (≙ einer Gruppe) in Folge vermessen (**Abb. 3.2.-3.**).

Diese Messung diente unter anderem dazu, die Aushärtetiefe des Materials zu beurteilen. Dabei ist es üblich, die Oberflächenhärte zur Härte an der Probenunterseite ins Verhältnis zu setzen.

Die Unterseite bzw. ein entsprechender Probenabschnitt wird als ausreichend gehärtet betrachtet, wenn ein Wert von 0,80 (bzw. 80 %) der Oberflächenhärte erreicht wird [80] (siehe **Abb. 3.2.-2.**[81]).

Diese Methode fand in dieser Studie Verwendung, um die maximal mögliche Schichtdicke des jeweiligen Materials in einen bestimmten Polymerisationsmodus festlegen zu können.

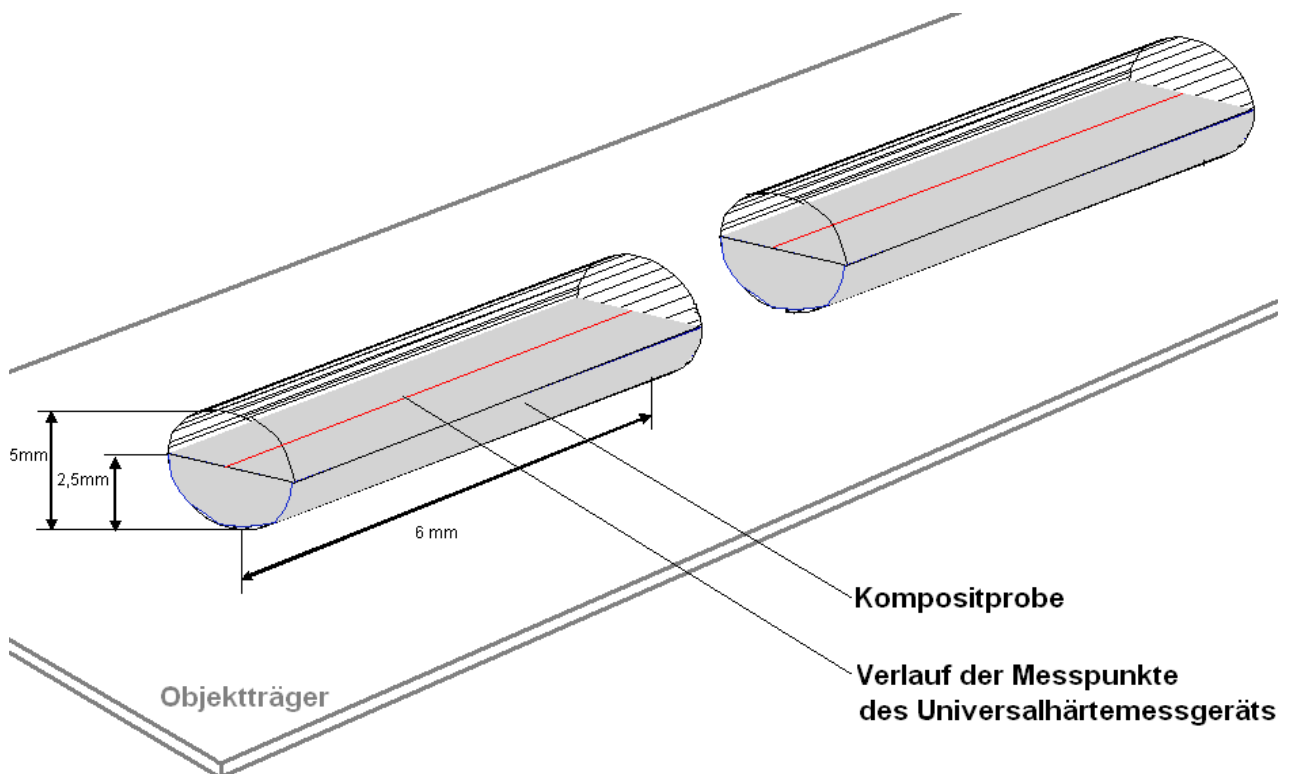
Vickers-Härteprofilmessung nach Watts



**Abb. 3.2.-2.:** Klinisch ausreichende Durchhärtung, wenn der gemessene Wert an der Unterseite der Füllung mindestens 80 % der Oberflächenhärte erreicht

**Bildquelle Abb. 3.2.-2. [81]**

Als Referenzwert für die optimale Güte der Polymerisation wurden die Werte für die Vickershärte aus einer bisher unveröffentlichten Studie herangezogen. In dieser Studie wurden die Proben mit einer Polymerisationslampe für 40 s ausgehärtet.[4]



**Abb. 3.2.-3:** Auf dem Objekttträger fixierte Proben für die Messung im Universalhärtemessgerät. Grau: Probe als Halbzylinder nach Abtrag von 2,5 mm mit dem Präzisions-schleifgerät

## 3.3. Messmethodik

### 3.3.1. Spektrometrie (MARC® Resin Calibrator)



**Abb.: 3.3.1.-1.:** MARC® Resin Calibrator, Bluelight Analytics, Halifax, Kanada

1: Haltevorrichtung für eine Polymerisationslampe, 2: Aluminiumbox mit zwei Sensoren und einem Spektrometer, 3: Laptop zur Datenerfassung, grafischen Darstellung und Datenexport

Die Initialen MARC stehen für **Managing Accurate Resin Curing (Abb. 3.3.1.-1. [82])**. Es handelt sich dabei um eine Messeinrichtung, welche es unter anderem ermöglicht, die genaue Menge, Art und Energiemenge pro Zeit, welche auf eine lichtaktivierte Kompositprobe wirkt mit einer Echtzeitanalyse zu ermitteln oder auch um Polymerisationslampen zu beurteilen.[83]

Das System setzt sich wie folgt zusammen: Eine Haltevorrichtung ermöglicht eine exakte Fixierung, Ausrichtung und Höhenregulation einer gewählten Polymerisationslampe zu einem Sensor. Der Anwender kann zwischen zwei Sensoren wählen: einem Oberflächen- sowie einem Bodensensor.

Beide können jeweils die Menge, Art und Geschwindigkeit der Energieübertragung durch eine Kompositprobe erfassen. Der Sensor, welcher für die Messung nicht herangezogen wird, kann mittels einer schwenkbaren Platte abgedeckt werden.

Die zwei Sensoren (Durchmesser 4 mm, entsprechend einer Klasse I Kavität) sind über ein gegabeltes Glasfaserkabel mit einem Spektrometer verbunden. Das Spektrometer erfasst den Wellenlängenbereich von 360 - 540 nm.

Zusätzlich gehört diesem System ein Laptop an, welcher mittels einer speziellen Software und Benutzeroberfläche die gemessenen Daten erfasst, sammelt und



grafisch darstellt. Die gewonnenen Daten können vom Anwender eingesehen, einzeln oder in Gruppen ausgewählt, grafisch dargestellt sowie exportiert werden. Die Benutzeroberfläche ermöglicht es dem Anwender Prüfparameter einzustellen sowie den gewünschten Sensor (Oberflächen-/Bodensensor) auszuwählen. Mittels Start Test aktiviert der Nutzer den gewählten Sensor.

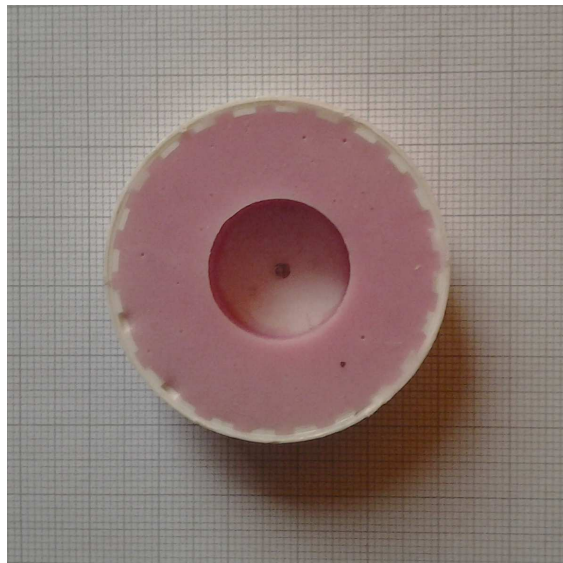
Dieser beginnt jedoch erst mit der Messung, wenn er zusätzlich durch das Licht einer Polymerisationslampe angeregt wird und beendet die Datenerfassung bei Auslösung des Stopp Feldes durch den Benutzer oder automatisch, eine Sekunde nachdem die Lampe abgeschaltet wurde.

Die Software erfasst überdies die Umgebungsbelichtung und filtert diese aus der Messung.

In dieser Arbeit wurde das Augenmerk auf die Erfassung der maximalen Irradianz und Energie an der Probenoberseite sowie an der Unterseite einer 6 mm dicken Bulk-Fill Komposit Probe gelegt. Es erfolgte zudem eine Variation in der Distanz der Lampe (0 mm und 7 mm) zu den Proben. Außerdem wurde die grafische Entwicklung der maximalen Irradianz während der Polymerisation der Bulk-Fill Komposit betrachten und die Leistung der gewählten Polymerisationslampe beurteilt.[82]

### 3.3.2. Matrizenherstellung

Die Herstellung der Bulk-Fill Komposit Proben erfolgte in einer speziell angefertigten Matrize (siehe **Kapitel 3.2.**). Hierzu wurden zum Spektrometer (MARC® Resin Calibrator) passende Teflonmatrizen des Herstellers übereinander geschichtet, mit einem Metallstab fixiert (zentrales Bohrloch im Schraubverschluss), mit Dubliermasse ausgegossen und somit eine Negativform des äußeren Randes der Matrize geschaffen (**Abb. 3.3.2.-1.**).



**Abb. 3.3.2.-1.:** Negativform mit Dubliermasse in einem Schraubverschluss

Zur Aufnahme des Kompositmaterials wurde ein extrahierter Molar herangezogen. Dessen Lagerung erfolgte in einer Natriumazidlösung und abschließend zur Desinfektion in einer 2,5 %igen Natriumhypochloridlösung (NaOCl). Der Zahn wurde trepaniert, die Wurzelspitzen gekappt sowie das Höckerrelief eingeebnet. In der mit Dubliermasse geschaffenen Negativform (**Abb. 3.3.2.-1.**) wurde der Zahn mit einem Metallstab sowie Klebewachs fixiert. Verbliebene Hohlräume im Zahn (Trepanationsöffnung) wurden mit rosa Plattenwachs versiegelt. Zur Fixation des Zahnes im Kaltpolymerisat ( $\cong$  Außenseite der Matrize) wurden mit einem rotierenden Instrument unter Wasserkühlung Retentionsrillen in den Zahnschmelz geschliffen.

Schließlich wurde die Form mit einem Kaltpolymerisat (PalaXpress<sup>®</sup>, Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) ausgegossen und für 15 Minuten in einem Drucktopf (2 bar, 55 °C) gelagert. Der so geschaffene zylindrische Körper wurde mit der Diamantscheibe eines Trimmgeräts unter Wasserkühlung auf die Höhe von 6 mm reduziert und die Trepanationsöffnung auf 5 mm Innendurchmesser mit einem Winkelstück erweitert.

Um die offene Frage zu klären, ob die in der Matrize erstellten Proben aus dieser entfernt werden können, ohne die Proben oder die Matrize zu beschädigen, wurde

eine Plexiglasplatte mit entsprechenden Maßen angefertigt (Dicke 6 mm, Durchmesser der zylindrischen Bohrlöcher 5 mm). Es zeigte sich, dass mit einem Instrument die zylindrischen Proben nicht ohne Weiteres aus solch einer Form gepresst werden konnten. Um die Bulk-Fill Komposit Probenkörper dennoch aus der wiederum zylindrischen Form des Zahns entnehmen zu können, erfolgte daher eine Teilung der Matrize.

Die Innenglättung der Matrize wurde mit Finierdiamanten, Gummipolierern (Brownie, Greenie) und mit Polierpaste (SIDOL CERAN® & Stahl, Henkel AG & Co. KGaA, Düsseldorf, Deutschland) beschickten Ziegenhaarbürstchen sowie Wollschwabbel vorgenommen. Eine weitere Behandlung des Zahnes mit Adhäsiven erfolgte nicht, da es in der vorliegenden Arbeit nicht um den Verbund zwischen dem Zahn und dem Komposit ging und eine Mehrfachverwendung der Matrize so nicht möglich gewesen wäre.



**Abb. 3.3.2.-2.:** Matrize, außen Kaltpolymerisat, innen trepanierter Molar



**Abb. 3.3.2.-3.:** geteilte Matrize

### 3.3.3. Universalhärtemessung (Fischerscope H100C)



**Abb. 3.3.3.-1.:** Universalhärtemessgerät  
(Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen, Deutschland)

**Bildquelle [84]**

Zur Objektivierung der Güte der Polymerisation wurden die mechanischen Eigenschaften der Bulk-Fill Kompositproben in einem Universalhärtemessverfahren (Fischerscope H100C, Fischer, Sindelfingen, Deutschland - **Abb. 3.3.3.-1.** [84]) ausgewertet. Im Einzelnen wurde der Indentierungsmoduls ( $Y_{HU}$ ), die Vickershärte (HV), das Kriechen (Cr) sowie das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgebrachtten Arbeit ( $W_e/W_{tot}$ ) bestimmt.

Das in dieser Studie angewandte Messsystem ist für die Messung der Universalhärte gemäß DIN 50 359, Entwurf DIN 55 676 und Technical Report ISO TR 14 577 konzipiert. Hierfür wurden Kraft/Eindringtiefe-Wertepaare registriert und neben dem Härtewert weitere Informationen wie Elastizitätsmodul, plastische Härte, Anteil der plastischen und elastischen Verformung, Kriechen, plastische Universalhärte gewonnen. Ein Eindringkörper aus Diamant in Form einer geraden Pyramide mit quadratischer Grundfläche und mit einem Winkel  $\alpha = 136^\circ$  zwischen gegenüberliegenden Flächen (Vickerspyramide) wurde in die Oberfläche einer Probe eingedrückt. Während des Prüfvorganges wurden die Prüfkraft  $F$  und die Eindringtiefe  $h$  sowohl bei Prüfkraftzunahme als auch –rücknahme gemessen.

Da die Geometrie des Vickersdiamanten bekannt ist, konnte aus der Eindringtiefe der Universalhärtewert  $HU = F/A$  ( $A$  = Oberfläche des Eindrucks) berechnet werden. Durch eine große Reihe von Messungen verschiedener Materialien konnte der Gerätehersteller einen genauen Zusammenhang zwischen der Universal- und Vickershärte in der Software zu Verfügung stellen, was eine Umrechnung erlaubt.

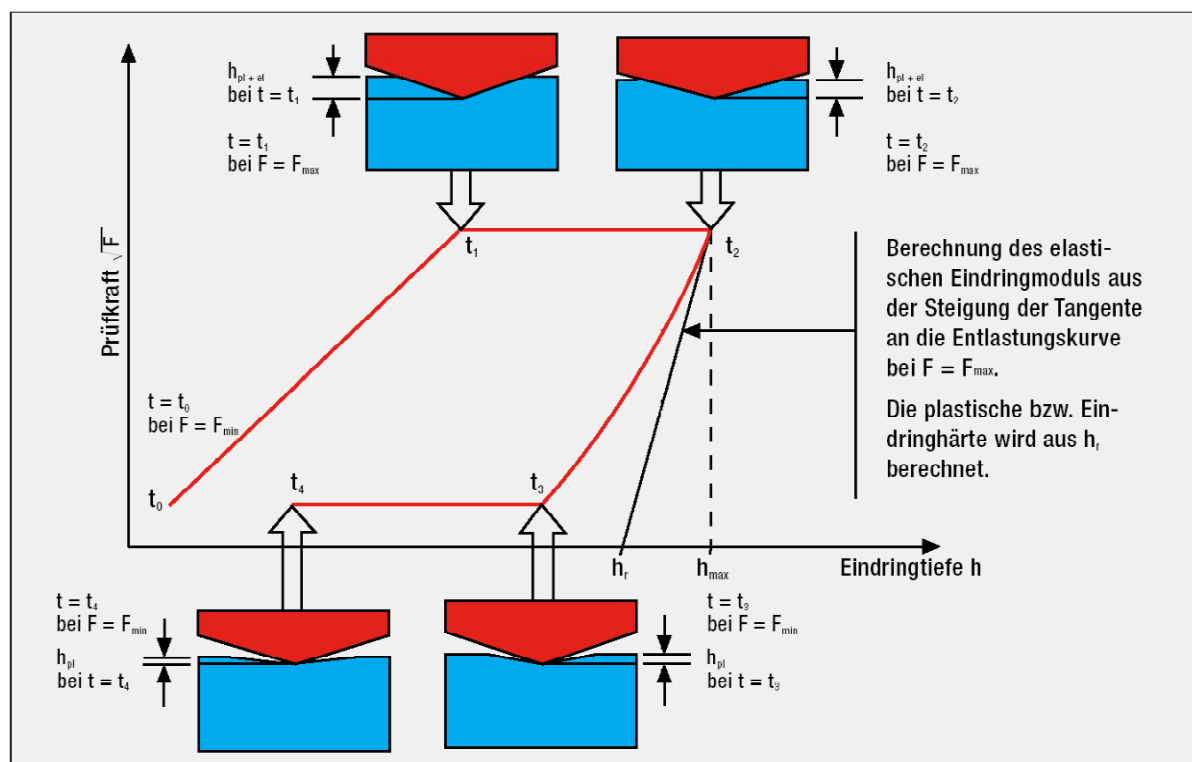
Die Messung erfolgte durch eine kontinuierliche Steigerung der Prüfkraft zwischen 0 mN und 500 mN, wobei gleichzeitig die Eindringtiefe des Vickersdiamanten gemessen wurde.

Aus der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve bei  $F = F_{max}$  wurde das elastische Indentierungsmoduls  $Y_{HU}$  bestimmt, der mit dem Elastizitätsmodul des

Probenwerkstoffes verglichen werden kann. Die Prüfkraft wurde über eine Zeitspanne von 5 s konstant gehalten und die bei konstanter Prüfkraft veränderliche Eindringtiefe in Abhängigkeit von der Haltezeit der Prüfkraft gemessen (Kriechen).

Die beim Eindringen der Diamantpyramide aufgewendete mechanische Arbeit ( $W_{\text{total}}$ ) wird nur teilweise als plastische Deformationsarbeit  $W_{\text{plastisch}}$  verbraucht. Der Rest wird bei Rücknahme der Prüfkraft als Arbeit der elastischen Rückverformung  $W_{\text{elastisch}}$  wieder freigesetzt. Aus der gemessenen Abhängigkeit der Prüfkraft ( $F$ ) und Eindringtiefe ( $h$ ) und entsprechend der Definition der mechanischen Arbeit  $W = \int F dh$  wurde der plastische und elastische Anteil der Eindringarbeit berechnet.[85] Nachfolgende Abbildung (**Abb. 3.3.3.-2.**[85]) gibt den Messzyklus wieder.

**Bildquelle [85]**



**Abb. 3.3.3.-2.:** Messzyklus des Härteprüfgerätes Fischerscope H100C mit folgenden Zeitabschnitten:

$t_0 - t_1$ : Prüfkraftaufbringung von minimaler bis maximaler Prüfkraft. Plastische und elastische Verformung ergeben den gesamten Härteeindruck. Nur in diesem Zeitabschnitt erfolgt eine Härteberechnung.

$t_1 - t_2$ : Die maximale Prüfkraft wird während einer vorwählbaren Zeitdauer konstant gehalten. Die gemessene Eindringtiefenänderung gibt Aufschluss über das Kriechverhalten des Materials.

$t_2 - t_3$ : Rücknahme der Prüfkraft. Aus der Steigung der sich ergebenden Kurve bei  $F_{\text{max}}$  wird der Elastische Eindringmodul berechnet.

$t_3 - t_4$ : Die minimale Prüfkraft wird konstant gehalten.

### 3.3.4. Polymerisationslampe (VALO™)



**Abb. 3.3.4.-1.:** VALO™ Polymerisationslampe

**Bildquelle [79]**

Bei der Polymerisationslampe (VALO™ Polymerisationslampe, Ultradent Products Inc., South Jordan, USA), **Abb. 3.3.4.-1.**[79]) handelt es sich laut Herstellerangaben um eine Hochenergie-Breitband-LED Polymerisationsleuchte.

Im Gegensatz zu herkömmlichen LED Leuchten (430 - 480 nm) besitzt diese Polymerisationslampe vier LEDs sowie ein Lichtspektrum von 395 - 480 nm, welches neben Kampherchinon weitere Fotoinitiatoren wie Lucirin TPO (Diphenyl (2, 4, 6-trimethylbenzoyl)) und PPD (1-phenyl-1,2-propanedione) erfasst.

Eine weitere Besonderheit der Lampe sieht der Hersteller darin, dass der Lichtkegel gebündelt sei. Dadurch nähme die Lichtintensität mit zunehmendem Abstand nicht so deutlich ab wie bei herkömmlichen Lampen. Die Linse von 9,6 mm Durchmesser würde den Lichtstrahl in 10 mm Abstand nur auf 11,7 mm streuen.

Klinisch sei es für den Zahnarzt aufgrund des Lampendesigns und der damit verbundenen niedrigen Bauhöhe möglich, ohne eine extreme Mundöffnung des Patienten, alle Zahnflächen zu erreichen. Für die drei wählbaren Aushärte-Modi sieht der Hersteller verschiedene Indikationen vor (siehe **Tab. 3.3.4.-1.**).[79]

Aushärte-Modi	Lichtintensität	Polymerisationszeiten [s]	Indikation
<b>Standard</b>	1.000 mW/cm <sup>2</sup>	5	Füllungen und Bondings
		10	
		15	
		20	
<b>High Power</b>	1.400 mW/cm <sup>2</sup>	1	Füllungen und Bondings, adhäsive Befestigung von Veneers, keramischen Restaurationsmaterialien u. Brackets
		2	
		3	
		4	
		8	
<b>Xtra Power</b>	3.200 mW/cm <sup>2</sup>	3	tiefe Kavitäten, indirekte Aushärtung

**Tab. 3.3.4.-1.:** Leistungsspektrum der Valo™ Polymerisationslampe

In der Gebrauchsanweisung empfiehlt der Hersteller in Bezug auf die Betriebsart Plasma (Xtra Power) vom Weichgewebe mindestens einen Abstand von 2 mm einzuhalten und nicht länger als 10 s zu bestrahlen, da es aufgrund der Hitzeentwicklung zur Schädigung des Gewebes kommen könnte. Um Schäden vorzubeugen ist in diesem Modus nach Ablauf der Polymerisationszeit von 3 s die Lampe erst nach einer Pause von 2 s wieder aktivierbar.[86]

Zudem verweist der Fabrikant darauf, dass sich Plasma lediglich auf plasmaähnlich beziehen würde und diese Namensgebung in der intensiven Leistungsabgabe und Härtekapazität begründet liege. Lichtbogenplasmalampen würden allerdings einen Breitbandlichtstrahl erzeugen, welcher zur Verminderung der schädlichen UV Strahlung gefiltert werden müsste, was hier nicht zutrifft.[86]

Zur besseren Übersichtlichkeit wurden in dieser Arbeit die Programme mit den Begriffen Standard, High (High Power) und Plasma (Xtra Power) bezeichnet.

Die vom Hersteller beworbene und in dieser Studie gemessene gleichbleibend hohe Lichtleistung war ausschlaggebend für die Wahl der Polymerisationslampe für diese Untersuchung.

Die hier genutzte Lampe hat die Herstellerkennzeichnung V07710.

### 3.3.5. Statistische Auswertung - Effektstärke der Parameter (partielles Eta-Quadrat)

Um zu überprüfen, ob eine normale Verteilung der Daten vorlag, wurde der Kolmogoroff Smirnow-Test angewendet. Die Ergebnisse wurden mit Hilfe einer einfachen ANOVA und Tukey HSD post-hoc-Test ( $\alpha = 0,05$ ) verglichen. Eine multivariante Analyse (allgemeines lineares Modell mit eta-Quadrat-Statistik) beurteilt die Wirkung von Material, Programm (Polymerisationsmodi), Distanz (der Polymerisationslampe), Tiefe (des Messpunkts im Material) und den Effekt der Füllkörper (Gew%, Vol%) auf die mechanischen Eigenschaften (SPSS Inc.; Chicago, IL, USA, Version 20.0).

Des Weiteren wurden die Unterschiede in Indentierungsmodul ( $Y_{HU}$ ), Vickershärte (HV), Kriechen (Cr) und elastische Arbeit ( $We/W_{tot}$ ) in einer Tiefe von 0,2 mm, 2 mm, 4 mm und größer 5 mm untersucht.

Das partielle Eta-Quadrat ( $\eta^2_p$ , Effektstärke) wurde mit dem allgemeinen linearen Modell der Varianzanalyse ermittelt. In den Tabellen gibt der Eta-Quadrat Wert an, wie stark ein Parameter die untersuchten Eigenschaften beeinflusst. Dabei ist der Einfluss des Parameters umso größer, je näher die Zahl an den Wert 1 heranreicht.

Felder in den Tabellen zur statistischen Auswertung, welche mit n. s. (nicht signifikant) gekennzeichnet sind, haben dahingegen keinen bedeutsamen Einfluss auf das Untersuchungsergebnis.

In den nachfolgenden Tabellen zu den erzielten Messwerten für die Vickershärte, Indentierungsmodul, Kriechen, elastische Arbeit sowie Inkrementstärke kennzeichnen die hochgestellten Buchstaben die homogenen Gruppen der einfaktoriellen ANOVA. Die Unterscheidung in Klein- und Großbuchstaben erfolgt zur Differenzierung der unterschiedlichen Gruppen.

In der linken Spalte bezeichnet Material die untersuchten Bulk-Fill-Materialien, der gewählte Polymerisationsmodus der Polymerisationslampe ist mit Programm (siehe **Tab./Abb. 3.2.-1.**) gekennzeichnet. Distanz bedeutet hierbei den Abstand der Polymerisationslampe zur Probe (0 mm oder 7 mm). Die Tiefe beschreibt den Abstand des Messpunkts innerhalb der Probe von der Oberfläche (Seite der Polymerisationslampe) zur Probenunterseite.



## 4. Ergebnisse

### 4.1. Vorversuche

#### 4.1.1. Wahl der Polymerisationslampe für die Studie

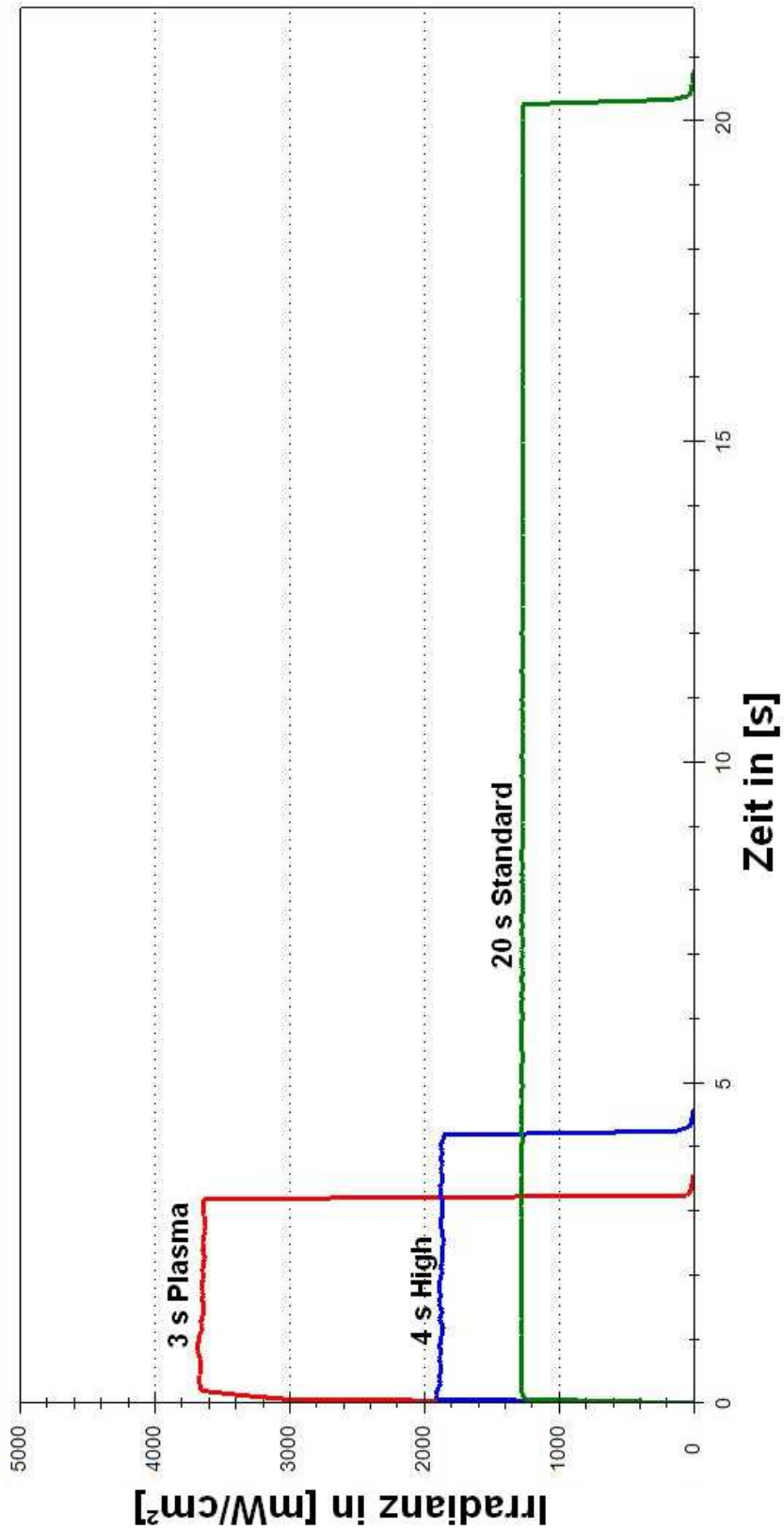
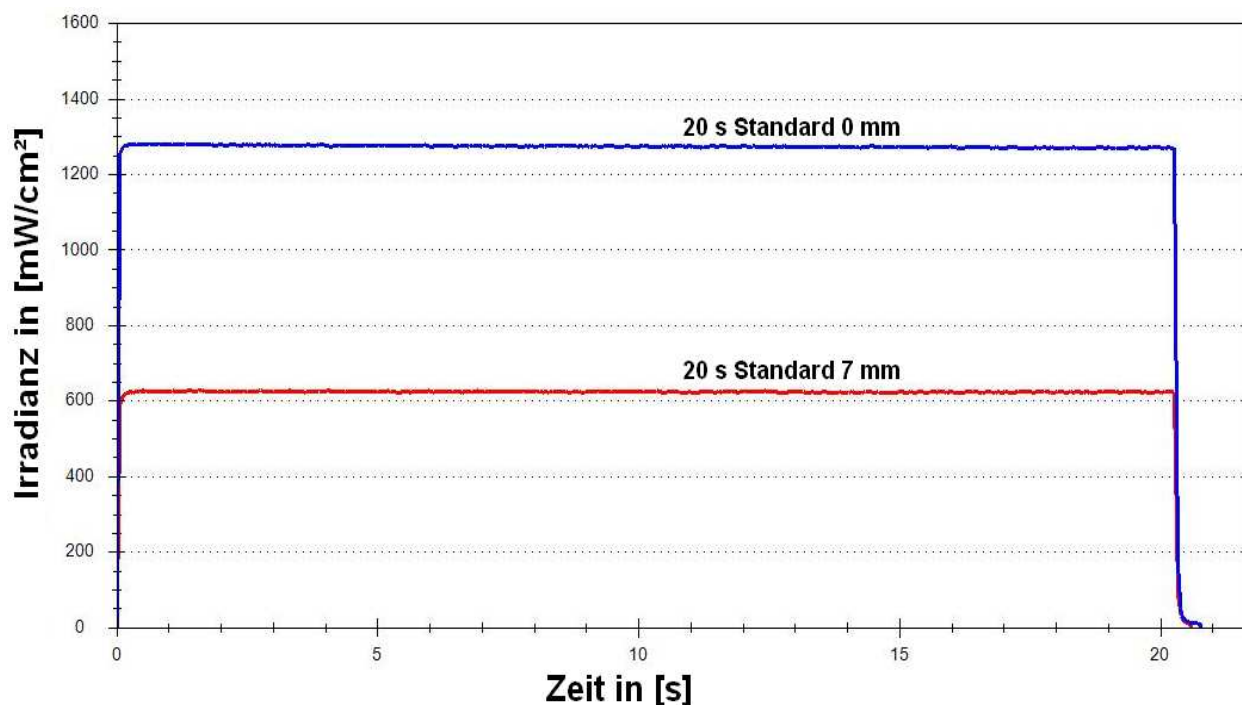


Abb. 4.1.1.-1.: Darstellung Irradianz der Polymerisationslampe mit dem Spektrometer

Die Abbildung (**Abb. 4.1.1.-1.**) zeigt den Kurvenverlauf der gemessenen maximalen Irradianz der Polymerisationslampe im Spektrometer für die Polymerisationsprogramme 20 s Standard (grün), 4 s High (blau) und 3 s Plasma (rot). Die gemessene maximale Irradianz ist während der Laufzeit der Polymerisationslampe annähernd konstant.

Zur besseren Übersichtlichkeit wurden in dieser Arbeit die drei Programmstufen der Polymerisationslampe mit den Begriffen Standard, High und Plasma bezeichnet (**Tab. 3.3.4.-1.**).

Die nachfolgende Abbildung zeigt die Darstellung eines Polymerisationsprogramms (20 s Standard) in den Abständen von 0 mm und 7 mm der Polymerisationslampe zum Sensor des Spektrometers. In größerem Abstand der Lampe zum Sensor ist die gemessene maximale Irradianz vermindert.



**Abb. 4.1.1.-2.:** Im Spektrometer erfasste maximale Irradianz für das Programm 20 s Standard im Abstand der Polymerisationslampe von 0 mm und 7 mm

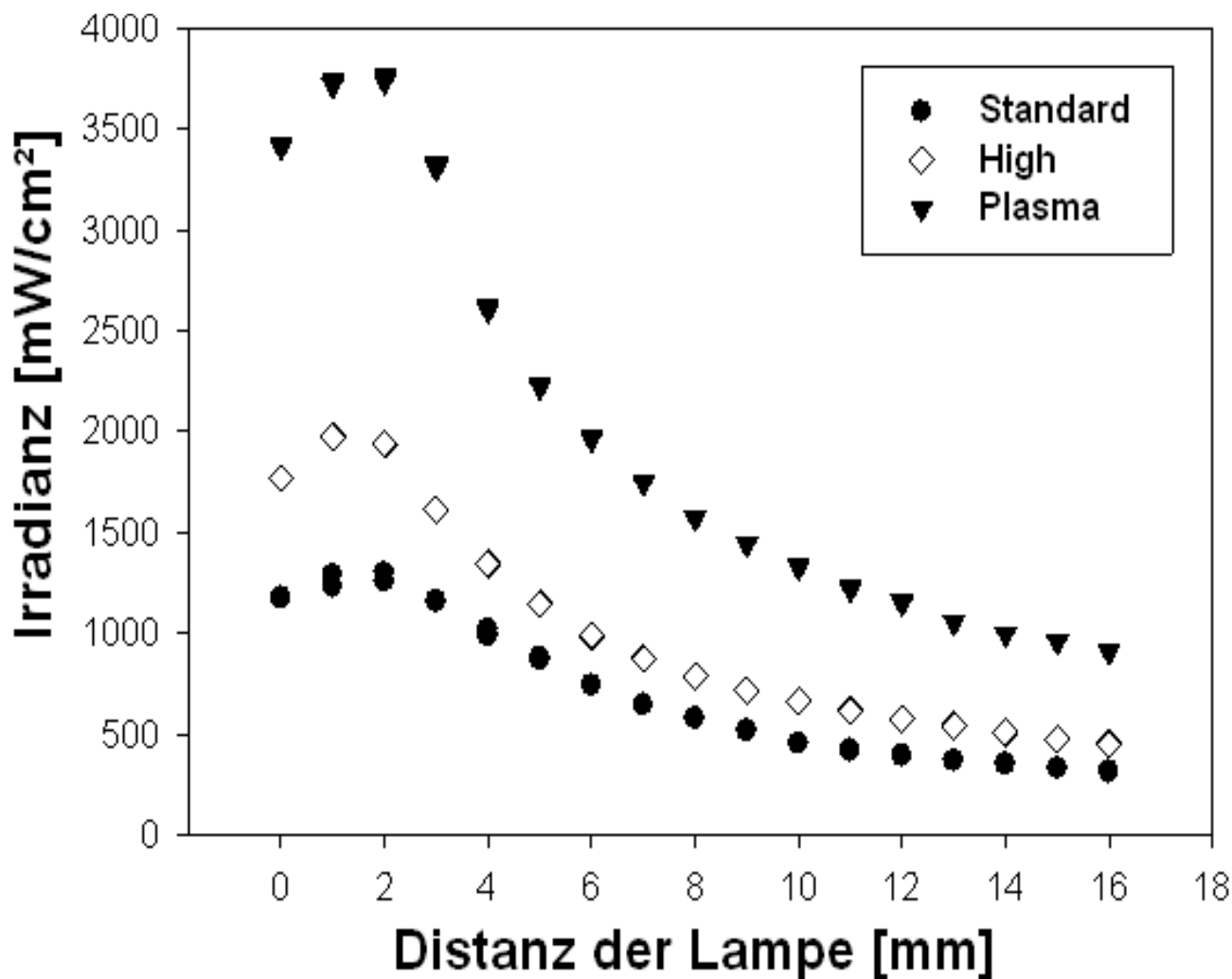
Aus dem Anhang (**Kapitel 9**) ist eine weitere Abbildung (**Abb. 9.-1.**) zu entnehmen, die alle Programmmodi der Polymerisationslampe (**Tab. 3.3.4.-1.**) zeigt, welche in dieser Studie verwendet wurden.

Da die verwendete Polymerisationslampe nach Ablauf von 3 s (Plasma), 4 s (High) und 20 s (Standard) sich automatisch abschaltet, fällt die Kurve nach Ablauf dieser Zeit (**Abb. 9.-1.**) bis auf den Wert 0 mW/cm<sup>2</sup> ab. Um die Gesamtpolymerisationszeit von 6 s (Plasma), 8 s (High) und 40 s (Standard) erzielen zu können, musste die Lampe deshalb erneut aktiviert werden, weshalb sich ein Abfall der maximalen Irradianz auf 0 mW/cm<sup>2</sup> zwischen den Kurven zeigt.

### 4.1.2. Veränderung der maximalen Irradianz in Abhängigkeit von der Distanz der Polymerisationslampe

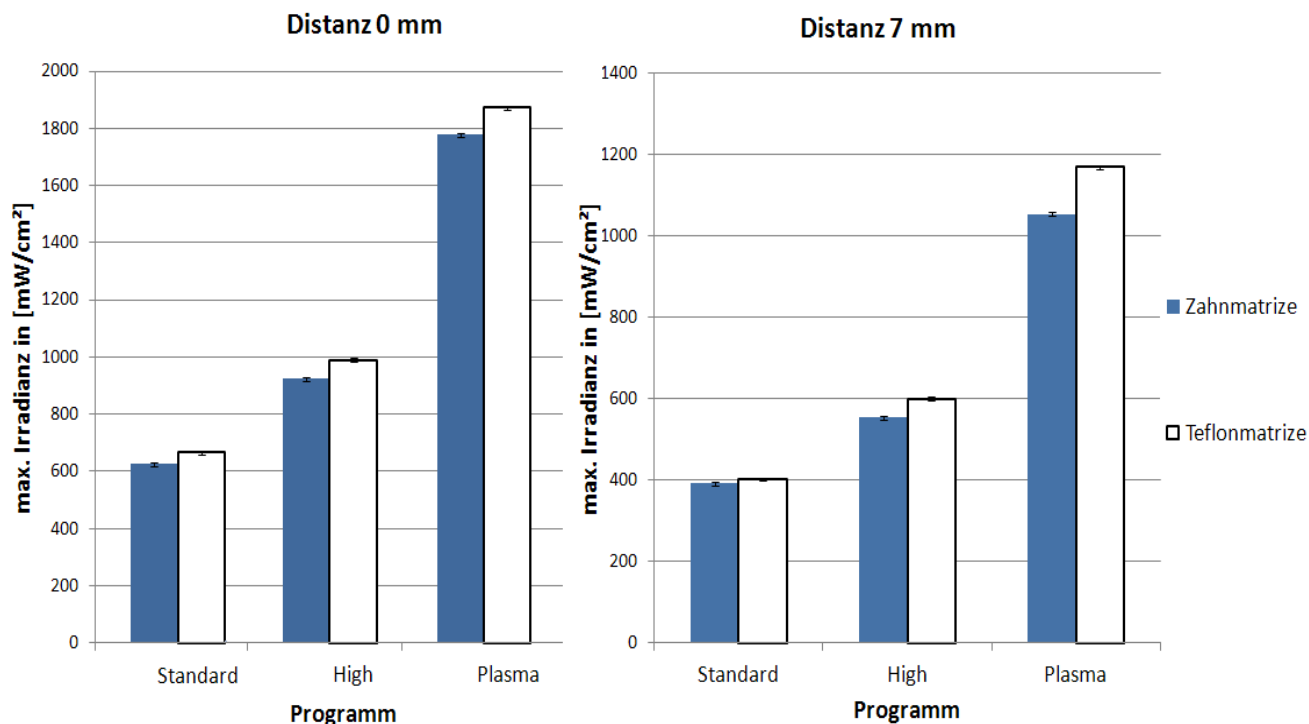
Die Messung (**Abb. 4.1.2.-1.**) zeigt die Veränderung der gemessenen maximalen Irradianz in Abhängigkeit von der Distanz der Lampe. Hierbei wurde mit dem Spektrometer die maximale Irradianz der Polymerisationslampe mit zunehmendem Abstand (in Millimeterschritten) der Lampe zum Sensor gemessen.

Aus der unten abgebildeten Grafik kann man schließen, dass mit Zunahme der Distanz der Polymerisationsleuchte zum Sensor des Spektrometers die maximale Irradianz abnimmt. Der initiale Anstieg im Kurvenverlauf (Lampendistanz 0 - 2 mm) ist ein Effekt der verwendeten Polymerisationslampe. Bei dieser Lampe ist das Lichtaustrittsfenster nicht plan, sondern konvex gestaltet. Daraus resultiert, dass erst im Abstand von 2 mm der Polymerisationslampe zum Sensor die höchste Irradianz gemessen werden kann.

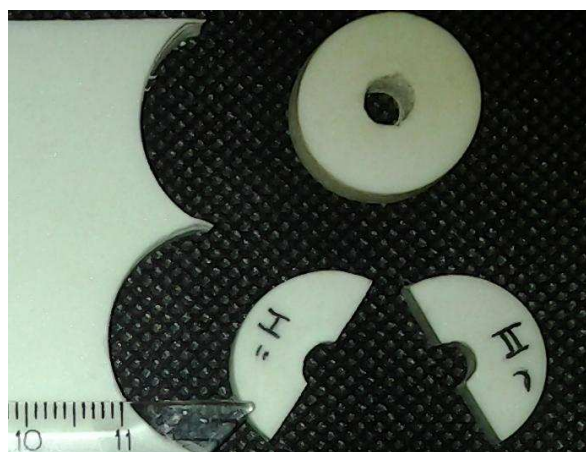


**Abb. 4.1.2.-1.:** Veränderung der maximalen Irradianz in Abhängigkeit von dem Abstand der Polymerisationslampe zum Sensor des Spektrometers

### 4.1.3. Voruntersuchungen zur Wahl des Matrizenmaterials



**Abb. 4.1.3.-1.:** Maximale Irradianz in Abhängigkeit von der gewählten Matrize sowie der Distanz (inklusive Standardabweichung)



**Abb. 4.1.3.-2.:** Polytetrafluoräthylenmatrize (Teflon)

Das Säulendiagramm (**Abb. 4.1.3.-1.**) zeigt die Veränderung der maximalen Irradianz im Zusammenhang mit der in der Studie verwendeten Zahnmatrize (siehe **Abb. 3.3.2.-2.** und **Abb. 3.3.2.-3.**), und einer hergestellten Teflonmatrize (siehe **Abb. 4.1.3.-2.**).

Die Irradianzbestimmung mit den zwei Matrizen erfolgte für alle drei Programme (Standard, High, Plasma).

Neben einer Messung im Abstand von 0 mm erfolgte eine Messung im Abstand von 7 mm. Für die Distanz von 7 mm wurden deutlich niedrigere Werte gemessen.

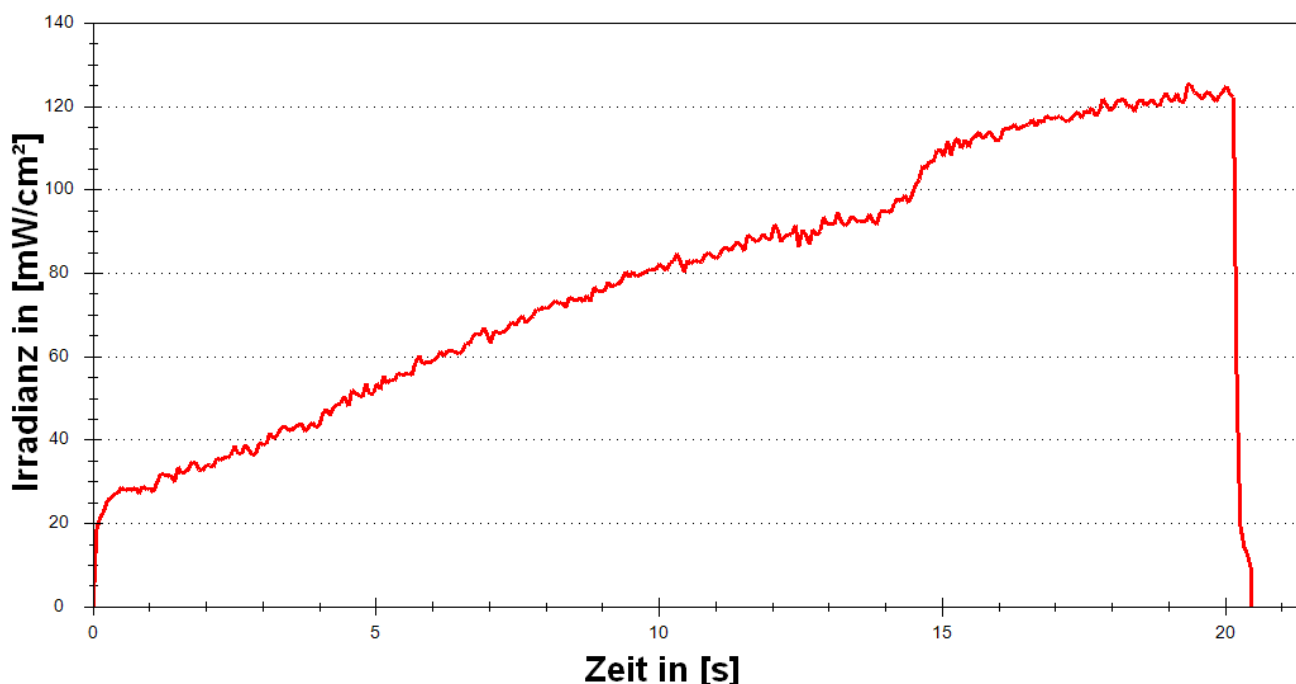
Die Skalierung der Y-Achse für die Säulendiagramme wurde bei dieser Messung an die niedrigeren Werte für die maximale Irradianz angepasst, um die Unterschiede zwischen den zwei Matrizenmaterialien deutlicher darstellen zu können.

## 4.2. Ergebnisse für die untersuchten Bulk-Fill Komposits

### 4.2.1. Veränderung der maximalen Irradianz während der Polymerisation

In den nachfolgenden Grafiken wird die Veränderung der Irradianz an der Unterseite einer 6 mm dicken Bulk-Fill Komposit Probe in einer Echtzeitmessung im Spektrometer während der Polymerisation (20 s Standard, 0 mm Abstand) mit der Polymerisationslampe dargestellt. An dieser Stelle muss vorweggenommen werden, dass die Darstellung für ein Material (Material Sonic Fill™ (Kerr)) entfällt, da in dieser Einstellung keine Irradianz unter einer 6 mm dicken Probe messbar war. Der Sensor des Spektrometers benötigt eine Irradianz von mindestens 11 mW/cm<sup>2</sup> um aktiviert zu werden. Dieser Wert wurde bei diesem Material (Sonic Fill™) in dieser Einstellung nicht erreicht. Daher ist diesbezüglich keine Darstellung möglich.

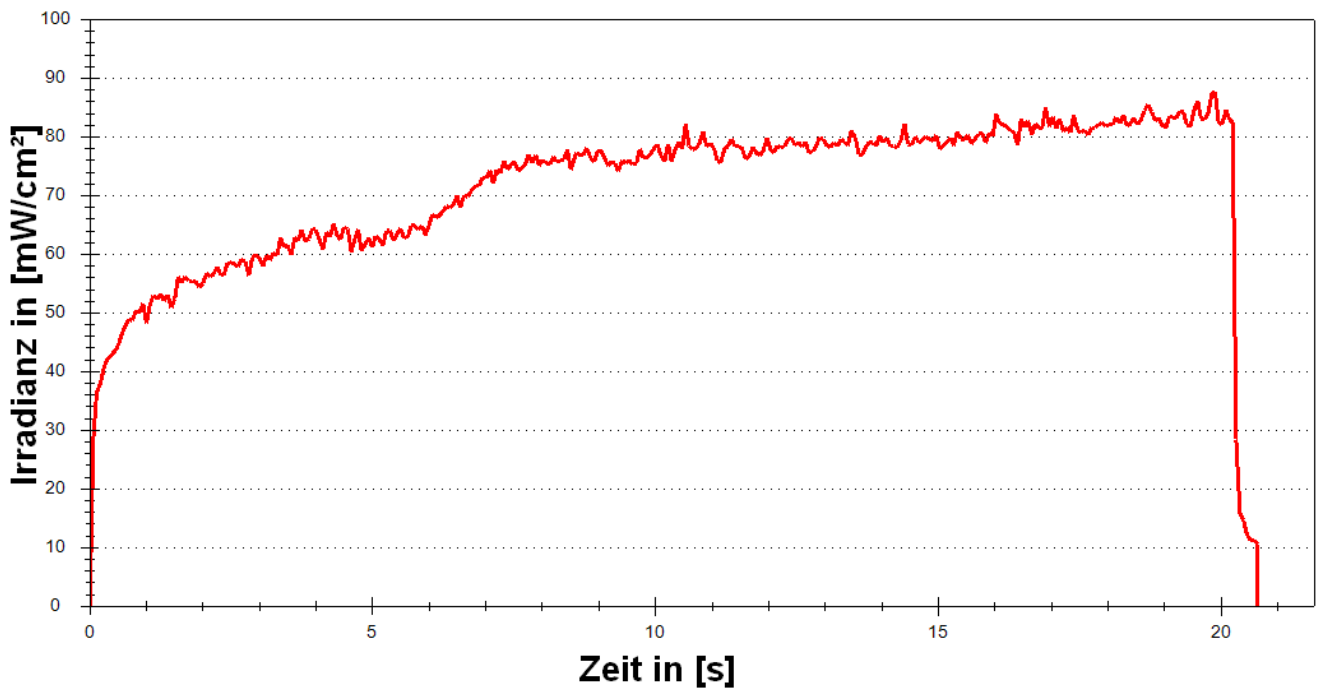
Es zeigten sich charakteristische Unterschiede zwischen den Materialien. In einem Fall (Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH)) folgte einem kontinuierlichen Anstieg der Irradianz ab einer Polymerisationszeit von 14 s eine deutliche Zunahme der Messwerte (**Abb. 4.2.1.-1.**).



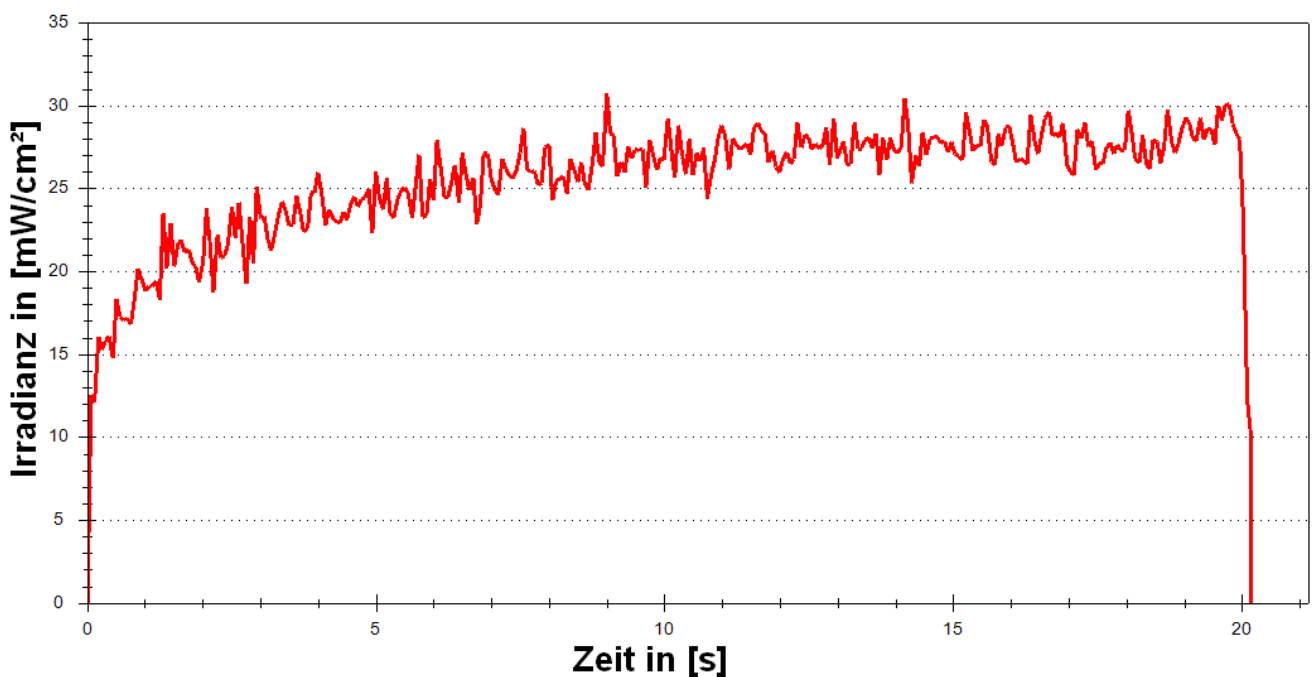
**Abb. 4.2.1.-1.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH)

Diese stufenartige Steigerung in der Transluzenz ist auch bei einem weiteren Material (X-tra base (Voco GmbH)) sichtbar. Hier nimmt die gemessene Irradianz wie im Fall von dem eingangs gezeigten Material (Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer

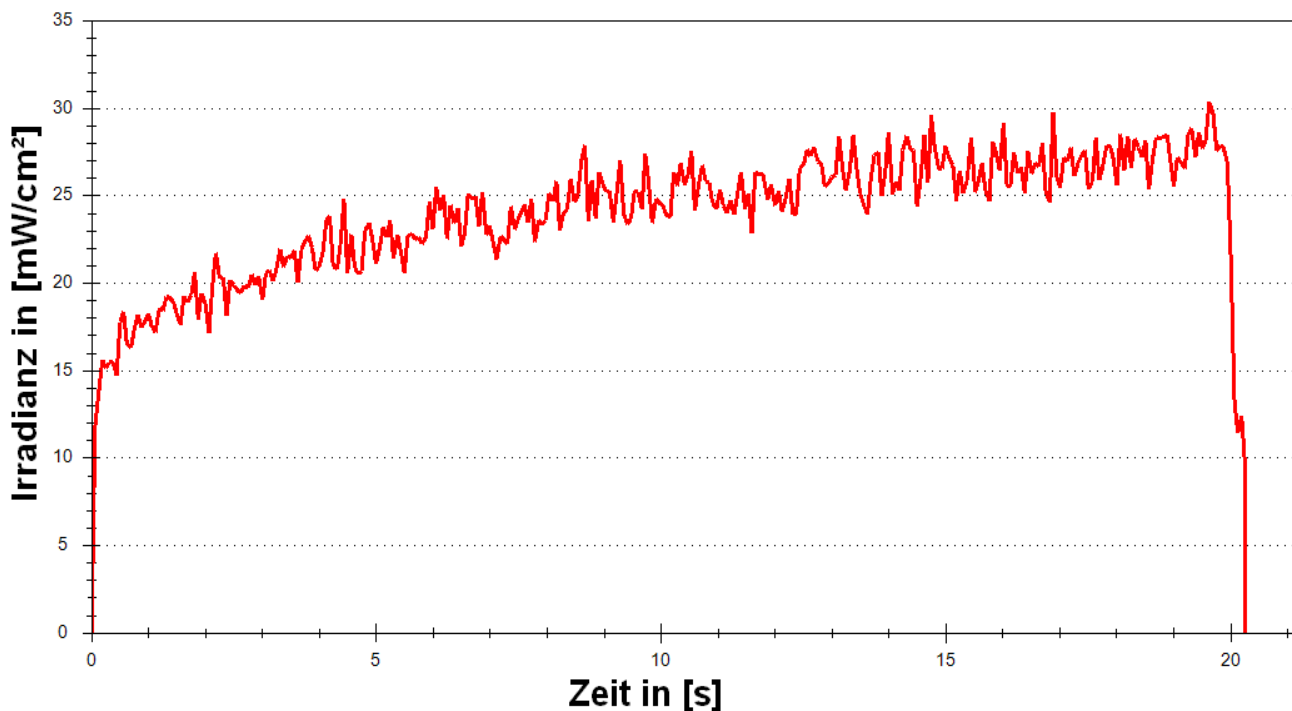
GmbH)) ebenfalls kontinuierlich zu, jedoch befindet sich die Veränderung im Kurvenverlauf bei einer Polymerisationszeit zwischen fünf und zehn Sekunden (**Abb. 4.2.1.-2.**).



**Abb. 4.2.1.-2.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von X-tra base (Voco GmbH)

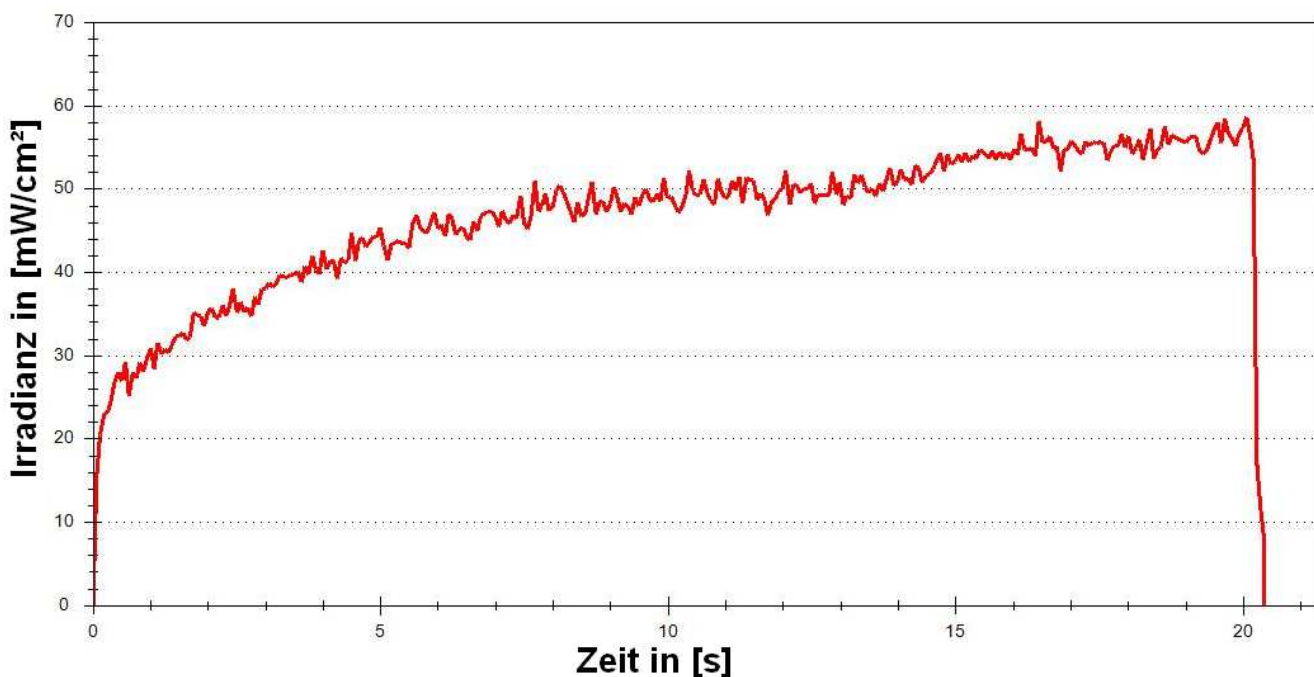


**Abb. 4.2.1.-3.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von X-tra fil (Voco GmbH)



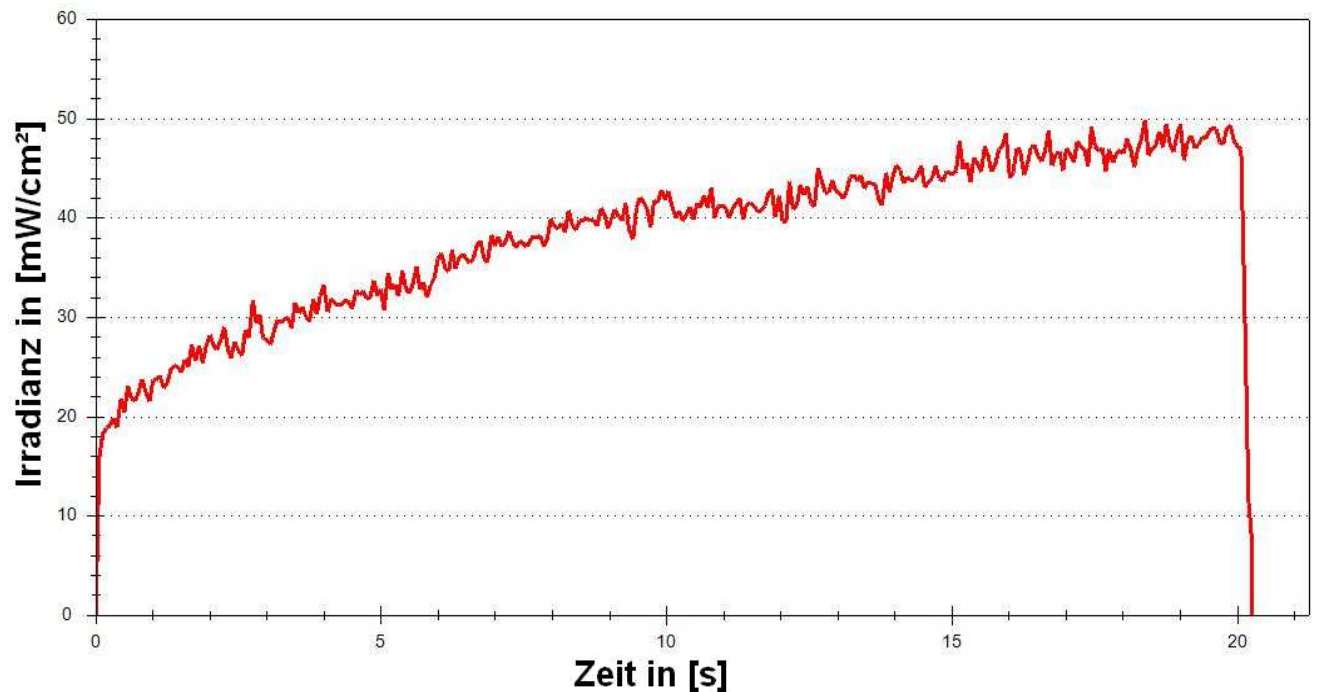
**Abb. 4.2.1.-4.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von Tetric Evo Ceram Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)

In den zwei oberen Abbildungen (**Abb. 4.2.1.-3.**, **Abb. 4.2.1.-4.**) zeigen beide Materialien eine Zunahme der gemessenen Irradianzwerte, jedoch in einem geringeren Ausmaß als das Material X-tra base (Voco GmbH) sowie ohne eine deutliche Veränderung im Kurvenverlauf. Im Verhältnis zu den ersten zwei Abbildungen (**Abb. 4.2.1.-1.** und **Abb. 4.2.1.-2.**) liegen zudem die gemessenen Werte für die Irradianz niedriger (Skalierung der Y-Achse, Irradianz in [mW/cm²]). Dabei werden für das eine Material (X-tra fil, Voco GmbH) etwas höhere Werte erzielt als bei dem letztgezeigten Material (Tetric Evo Ceram Bulk Fill, Ivoclar Vivadent).



**Abb. 4.2.1.-5.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE)

Die Darstellung des Kurvenverlauf für die Materialien Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) sind aus **Abb. 4.2.1.-5. und Abb. 4.2.1.-6.** entnehmbar. Beide zeigen eine kontinuierliche Zunahme im Kurvenverlauf.



**Abb. 4.2.1.-6.:** Grafische Darstellung der gemessenen Irradianz unter einer 6 mm Kompositprobe von SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply)

SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) (**Abb. 4.2.1.-6.**) erzielt im direkten Vergleich etwas niedrigere Werte für die gemessene Irradianz als Filtek™ Bulk Fill, jedoch höhere Werte als X-tra fil (Voco GmbH) und Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent).



## 4.2.2. Gemessene maximale Irradianz sowie Energie

Die nachfolgende Tabelle (**Tab. 4.2.2.-1.**) zeigt für alle Programme auf der linken Seite (Spalte: an der Oberfläche) die Mittelwerte für die Energie sowie für die maximale Irradianz welche auf die Kompositproben einwirkten. Rechts davon sind die Mittelwerte für die gemessene Energie und maximale Irradianz, welche unter einer 6 mm dicken Materialprobe gemessen werden konnten.

Der Schwellenwert für den Sensor des Spektrometers liegt bei 11 mW/cm<sup>2</sup>. Wurde dieser Wert nicht erreicht, so ist dies in der Tabelle (**Tab. 4.2.2.-1.**) mit <11 mW/cm<sup>2</sup> bzw. mit nicht messbar (n. m.) gekennzeichnet. Dieser Schwellenwert wurde für alle Messungen von Sonic Fill™ (Kerr) nicht erreicht. Außerdem kam es ebenfalls bei der Messung für Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) im Abstand von 7 mm in dem Programm 5 s Standard zu keiner Aktivierung des Sensors. Zudem konnte bei diesen Materialien in den Programmen 5 s Standard, 3 s und 4 s High im Abstand von 7 mm nicht ausgehärtetes Komposit vom Boden der Probe mit einem Kunststoffspatel geschabt werden.

Es zeichnet sich im Allgemeinen ab, dass sich mit dem größeren Abstand der Lampe (7 mm) die gemessene maximale Irradianz sowie Energie sich in etwa halbieren. Meist erzielt der Modus Plasma höhere Messwerte für die maximale Irradianz als die anderen Modi. Das Programm 6 s Plasma erreicht in beiden Abständen der Lampe (0 mm und 7 mm) für alle Materialien die höchsten Werte für die gemessene maximale Irradianz, gefolgt von 3 s Plasma für beide Distanzen. Nur bei Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) wird bei der Polymerisation im Modus 40 s Standard, in beiden Abständen, ein höherer Wert für die maximale Irradianz gemessen als bei 3 s Plasma. Die niedrigsten Werte für die Irradianz erzielt der Modus 5 s Standard.

Vergleicht man die Materialien untereinander, so erreicht X-tra base für beide Messergebnisse (max. Irradianz, Energie) die höchsten Ergebnisse. Nur in den Programmmodi 20 s und 40 s Standard erzielt Venus® Bulk Fill höhere Werte. Hinsichtlich der anderen Programme unterliegt Venus® Bulk Fill in der Transluzenz jedoch Filtek™ Bulk Fill (5s Standard (0 mm, 7 mm) sowie 3 s, 4 s High und 3 s Plasma (7 mm)).

Niedrigere Werte werden schließlich bei SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) erreicht. Diese werden von X-tra fil (Voco GmbH) und nachfolgend von Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) unterschritten. Das Schlusslicht bildet, wie eingangs erwähnt Sonic Fill™ (Kerr). Die Abnahme der maximalen Irradianz sowie Energie ist in diesen Materialien am höchsten.

Programm	an der Oberfläche		Distanz [mm]	X-tra fil		Tetric Evo Ceram® Bulk Fill		Sonic Fill™		Venus® Bulk Fill		X-tra base		Filtek™ Bulk Fill		SDR®	
	max. Irradianz [mW/cm²]	Energie [J/cm²]		[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]	[mW/cm²]	[J/cm²]
5 s Standard	1282	5,88	0	24,6	0,09	20,0	0,07	<11	n. m.	45,2	0,16	64,2	0,27	47,4	0,19	29,6	0,11
20 s Standard	1282	23,51		32,6	0,51	27,8	0,43	<11	n. m.	118,2	1,52	80,8	1,40	56,2	0,93	48,6	0,76
40 s Standard	1291	47,03		45,2	1,48	27,0	0,82	<11	n. m.	136,4	4,12	92,8	3,16	56,8	1,87	47,8	1,60
3 s High	1936	5,30		33,4	0,08	27,6	0,07	<11	n. m.	55,0	0,13	84,2	0,22	53,6	0,13	47,8	0,12
4 s High	1916	7,06		34,4	0,11	27,6	0,09	<11	n. m.	67,2	0,20	89,6	0,31	57,8	0,19	47,4	0,16
8 s High	1918	14,13		50,0	0,29	33,2	0,19	<11	n. m.	115,2	0,59	110,8	0,76	66,2	0,46	53,0	0,36
3 s Plasma	3690	10,25		60,2	0,15	51,2	0,13	<11	n. m.	120,8	0,29	174,0	0,45	119,8	0,31	85,4	0,22
6 s Plasma	3663	20,50		82,8	0,40	61,4	0,31	<11	n. m.	198,4	0,82	203,4	1,08	135,6	0,74	99,2	0,53
5 s Standard	632	3,23		7	16,8	0,05	<11	n. m.	<11	n. m.	20,0	0,06	34,2	0,14	23,4	0,09	19,8
20 s Standard	631	12,93	19,5		0,26	18,6	0,26	<11	n. m.	46,4	0,59	37,6	0,64	30,0	0,49	23,2	0,36
40 s Standard	636	25,85	21,3		0,61	19,0	0,53	<11	n. m.	58,4	1,66	37,8	1,29	32,8	1,03	24,0	0,73
3 s High	931	2,63	18,8		0,04	17,4	0,04	<11	n. m.	27,0	0,06	42,6	0,11	30,4	0,07	22,8	0,05
4 s High	949	3,50	19,3		0,06	17,6	0,06	<11	n. m.	30,6	0,10	46,4	0,16	32,2	0,11	24,4	0,07
8 s High	960	7,00	22,3		0,13	20,2	0,13	<11	n. m.	45,8	0,25	47,8	0,35	37,6	0,25	29,6	0,20
3 s Plasma	1821	5,25	34,2		0,08	24,2	0,06	<11	n. m.	52,0	0,13	84,4	0,22	61,0	0,15	42,8	0,11
6 s Plasma	1839	10,50	40,3		0,21	26,6	0,13	<11	n. m.	87,6	0,38	94,0	0,53	72,8	0,39	49,6	0,26

n. m. = nicht messbar

**Tab. 4.2.2.-1.:** Mittelwerte der Energie sowie maximalen Irradianz der untersuchten Bulk-Fill Komposits in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus

### 4.2.3. Vergleich der Polymerisationstiefe in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus und Material

Im Nachfolgenden wurden die mit dem Universalhärtemessverfahren (**Kapitel 3.3.3.**) gewonnenen Vickers-Härtemesswerte ausgewertet, um Schlüsse daraus zu ziehen, in wie weit die jeweilige Herstellerempfehlung für die maximale Schichtdicke der Bulk-Fill Komposits tatsächlich umgesetzt werden kann und welcher Polymerisationsmodus sich am günstigsten auf das jeweilige Komposit auswirkt.

Da die Kompositproben bei der Polymerisation mit einem Polyäthylenstreifen abgedeckt wurden, sollte sich an der Oberfläche keine Sauerstoffinhibitionsschicht gebildet haben. Die Aushärtung eines Probenabschnitts wurde dabei für die klinischen Anforderung als suffizient gewertet, wenn ein Härtewert gemessen werden konnte, der mindestens 80 % der Oberflächenhärte entsprach.[81] Der Tiefenwert (in [mm]) im Material, welcher diesem Kriterium entsprach, wird in der Tabelle (**Tab. 4.2.3.-1.**) angegeben. Es handelt sich dabei um den Wert bei welchem die Härte auf 80 % des HV-Referenzwertes abgesunken ist. Die homogenen Untergruppen sind als Buchstabenindizes a-j bzw. A-J dargestellt. Die nachfolgende Zahl in Klammern gibt die Standardabweichung von dem gemessenen vorderen Zahlenwert an.

Die nachfolgenden Grafiken stellen die erzielten Ergebnisse hinsichtlich der maximalen Schichtdicke (mit Standardabweichung) übersichtlich nach den Programmmodi der Polymerisationslampe gegliedert dar (**Abb. 4.2.3.-2. bis Abb. 4.2.3.-8.**).

Die Daten zeigen, dass bei direktem Kontakt der Polymerisationslampe mit dem Komposit im Modus Standard für die Polymerisationsdauer von 40 s, in welchem die höchste Energie auf die Proben wirkte, die besten Ergebnisse hinsichtlich der Aushärtetiefe erzielt werden.

Das Material Sonic Fill™ (Kerr) erzielte im Vergleich zu den anderen Bulk-Fill Komposit Materialien in dieser Einstellung (Polymerisationsmodus) die niedrigste Aushärtetiefe.

Beim Polymerisationsmodus 40 s Standard im Abstand von 0 mm wird eine suffiziente Aushärtung bis in die Tiefe von 5,4 mm mit einer Standardabweichung von 0,38 mm erzielt. Bei fünf Materialien (X-tra base, X-tra fil (Voco GmbH), Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH), Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply)) wird im Modus 20 s sowie 40 s Standard unter direkten Kontakt der Polymerisationslampe die gesamte Probe (6 mm) ausgehärtet.

Inkrement Dicke	Energie	Distanz		Tetric Evo Ceram® Bulk Fill		Venus® Bulk Fill		Filtek™ Bulk Fill	
Programm	[J/cm²]	[mm]	X-tra fil		Sonic Fill™		X-tra base		SDR®
5 s Standard	5,88	0	4.5 <sup>bode</sup> (0.54)	3.7 <sup>DE</sup> (0.11)	2.7 <sup>cdef</sup> (0.30)	3.7 <sup>D</sup> (0.39)	2.7 <sup>cd</sup> (0.52)	4.6 <sup>D</sup> (0.09)	5.0 <sup>bcd</sup> (0.43)
20 s Standard	23,51		6.0 <sup>f</sup> (0.00)	5.6 <sup>IJ</sup> (0.46)	4.3 <sup>i</sup> (0.23)	6.0 <sup>G</sup> (0.00)	6.0 <sup>h</sup> (0.09)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.00)
40 s Standard	47,03		6.0 <sup>f</sup> (0.00)	6.0 <sup>J</sup> (0.00)	5.4 <sup>k</sup> (0.38)	6.0 <sup>G</sup> (0.00)	6.0 <sup>h</sup> (0.00)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.00)
3 s High	5,30		3.7 <sup>abc</sup> (0.58)	3.2 <sup>BCD</sup> (0.20)	2.2 <sup>abcd</sup> (0.17)	1.9 <sup>B</sup> (0.27)	1.8 <sup>bc</sup> (0.57)	4.2 <sup>C</sup> (0.26)	5.0 <sup>bcd</sup> (0.47)
4 s High	7,06		4.4 <sup>bcd</sup> (0.45)	3.4 <sup>CD</sup> (0.22)	2.7 <sup>def</sup> (0.18)	3.6 <sup>D</sup> (0.17)	2.6 <sup>cd</sup> (0.70)	5.5 <sup>E</sup> (0.33)	5.4 <sup>bcd</sup> (0.79)
8 s High	14,13		4.7 <sup>cde</sup> (0.50)	4.9 <sup>GH</sup> (0.27)	3.6 <sup>gh</sup> (0.26)	6.0 <sup>G</sup> (0.09)	4.2 <sup>fg</sup> (0.68)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.09)
3 s Plasma	10,25		4.9 <sup>def</sup> (0.64)	4.2 <sup>EF</sup> (0.22)	3.0 <sup>ef</sup> (0.09)	4.3 <sup>E</sup> (0.18)	3.1 <sup>de</sup> (0.67)	4.8 <sup>D</sup> (0.30)	5.6 <sup>bcd</sup> (0.79)
6 s Plasma	20,50		5.8 <sup>f</sup> (0.26)	5.7 <sup>IJ</sup> (0.27)	4.0 <sup>hi</sup> (0.09)	6.0 <sup>G</sup> (0.00)	6.0 <sup>h</sup> (0.00)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.00)
5 s Standard	3,23	7	3.0 <sup>a</sup> (0.65)	2.7 <sup>AB</sup> (0.30)	2.2 <sup>abc</sup> (0.14)	2.2 <sup>BC</sup> (0.22)	0.0 <sup>a</sup> (0.00)	3.6 <sup>B</sup> (0.22)	4.4 <sup>ab</sup> (0.75)
20 s Standard	12,93		5.9 <sup>f</sup> (0.12)	5.3 <sup>HI</sup> (0.23)	3.9 <sup>hi</sup> (0.23)	6.0 <sup>G</sup> (0.00)	5.2 <sup>gh</sup> (0.38)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.00)
40 s Standard	25,85		6.0 <sup>f</sup> (0.00)	5.9 <sup>I</sup> (0.27)	4.8 <sup>i</sup> (0.22)	6.0 <sup>G</sup> (0.00)	5.9 <sup>h</sup> (0.27)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	6.0 <sup>d</sup> (0.00)
3 s High	2,63		2.9 <sup>a</sup> (0.90)	2.4 <sup>A</sup> (0.26)	1.8 <sup>a</sup> (0.22)	0.0 <sup>A</sup> (0.00)	0.4 <sup>a</sup> (0.36)	3.0 <sup>A</sup> (0.22)	3.6 <sup>a</sup> (0.74)
4 s High	3,50		3.6 <sup>ab</sup> (0.59)	2.9 <sup>ABC</sup> (0.27)	2.2 <sup>ab</sup> (0.26)	2.1 <sup>BC</sup> (0.41)	0.6 <sup>a</sup> (0.20)	3.6 <sup>B</sup> (0.24)	4.8 <sup>abc</sup> (0.65)
8 s High	7,00		5.6 <sup>ef</sup> (0.49)	4.2 <sup>EF</sup> (0.28)	3.2 <sup>fg</sup> (0.17)	5.0 <sup>F</sup> (0.14)	3.8 <sup>ef</sup> (0.36)	5.8 <sup>EF</sup> (0.20)	5.7 <sup>cd</sup> (0.72)
3 s Plasma	5,25		3.8 <sup>abc</sup> (0.30)	3.2 <sup>BCD</sup> (0.17)	2.5 <sup>bode</sup> (0.11)	2.4 <sup>C</sup> (0.26)	1.0 <sup>ab</sup> (0.76)	3.9 <sup>BC</sup> (0.30)	4.9 <sup>bcd</sup> (0.67)
6 s Plasma	10,50		5.5 <sup>def</sup> (0.38)	4.4 <sup>FG</sup> (0.36)	3.8 <sup>hi</sup> (0.20)	5.6 <sup>G</sup> (0.17)	4.6 <sup>fg</sup> (0.68)	6.0 <sup>F</sup> (0.00)	5.8 <sup>cd</sup> (0.36)
HV-Referenzwert	47,03	0 mm	133,5 <sup>d</sup> (32,0)	78,4 <sup>C</sup> (6,7)	89,4 <sup>f</sup> (10,1)	38,1 <sup>A</sup> (11,8)	85,1 <sup>c</sup> (11,2)	48,4 <sup>B</sup> (1,3)	54,2 <sup>b</sup> (1,9)

Tab. 4.2.3.-1.: Mittelwerte der Polymerisationstiefen für die Bulk-Fill Komposit in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus

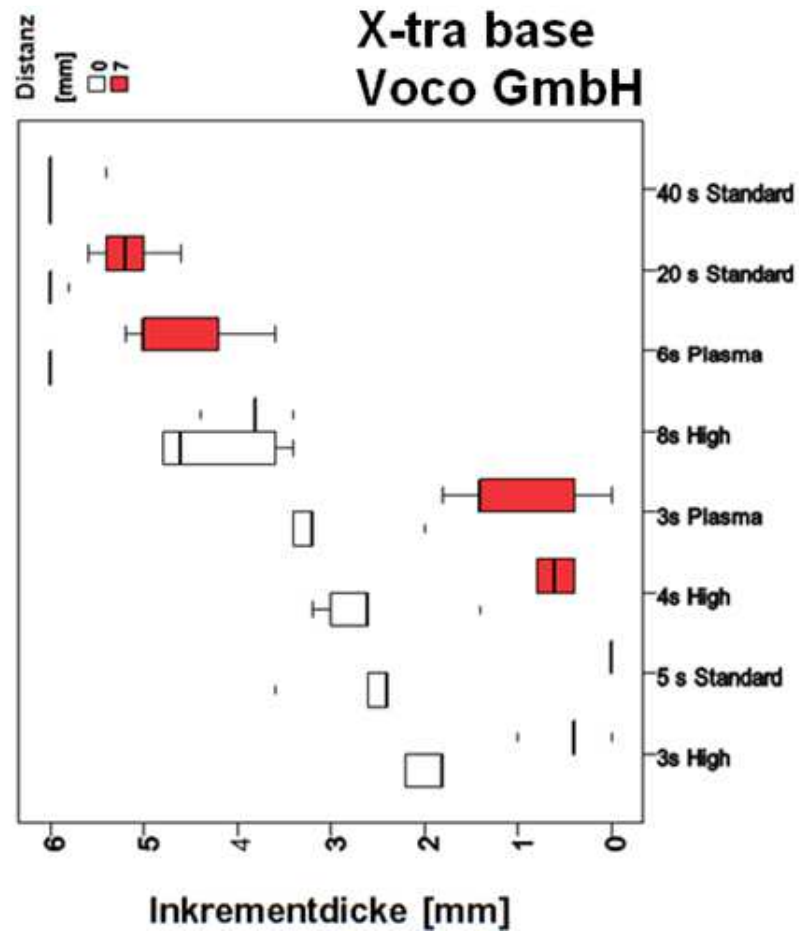


Abb. 4.2.3.-2.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

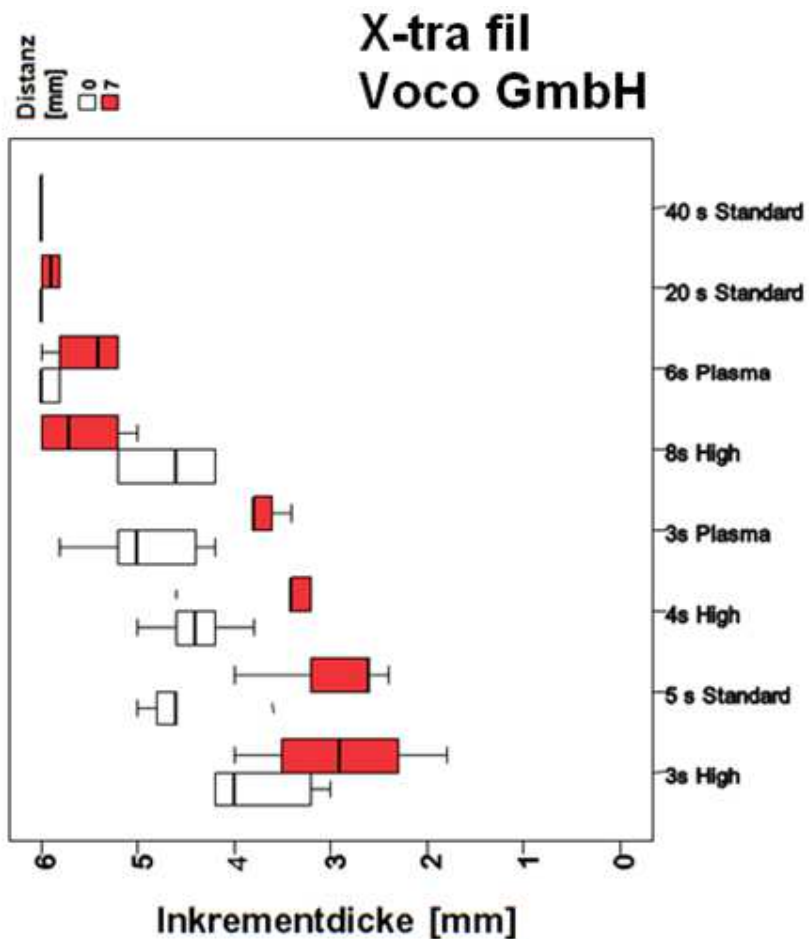


Abb. 4.2.3.-3.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

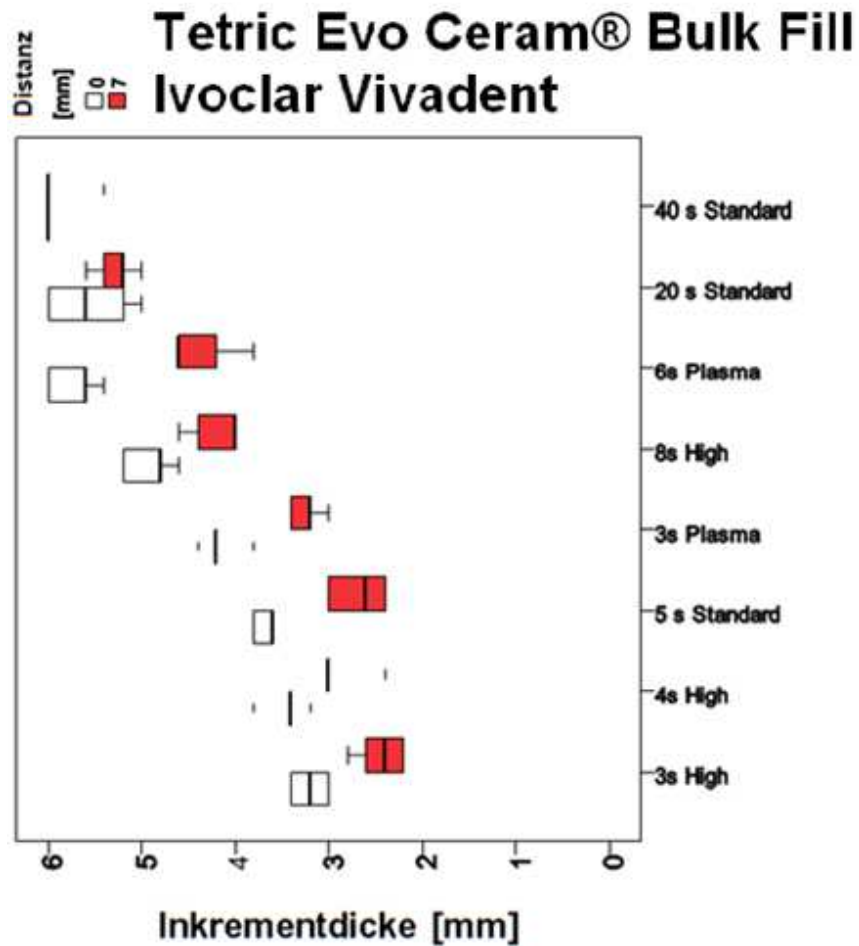


Abb. 4.2.3.-4.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

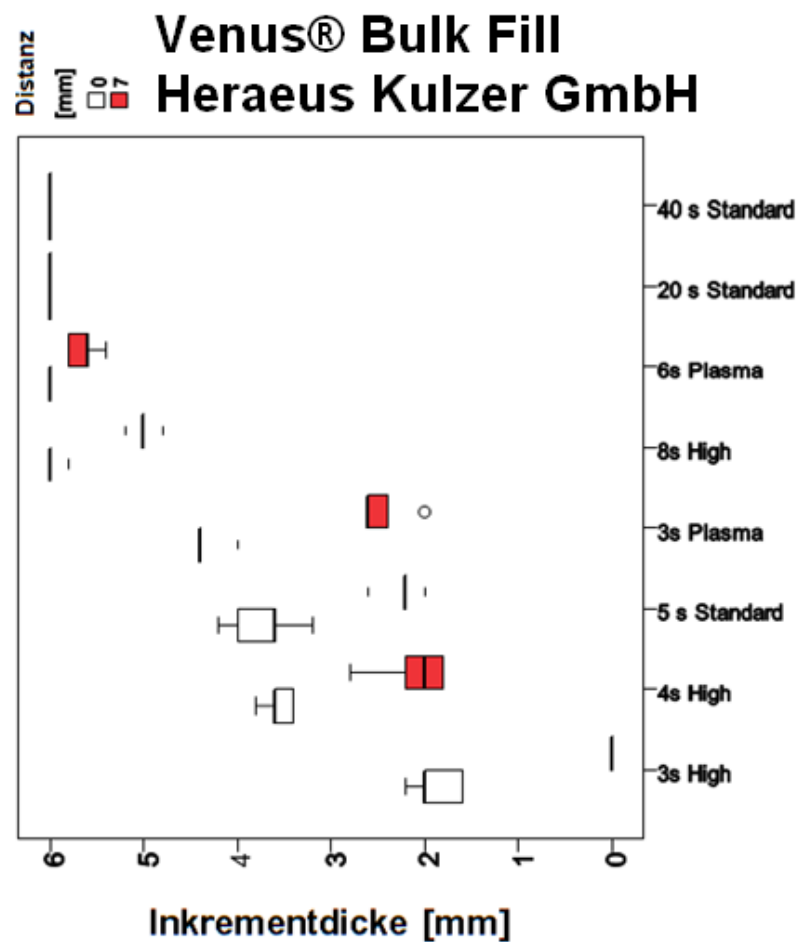


Abb. 4.2.3.-5.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

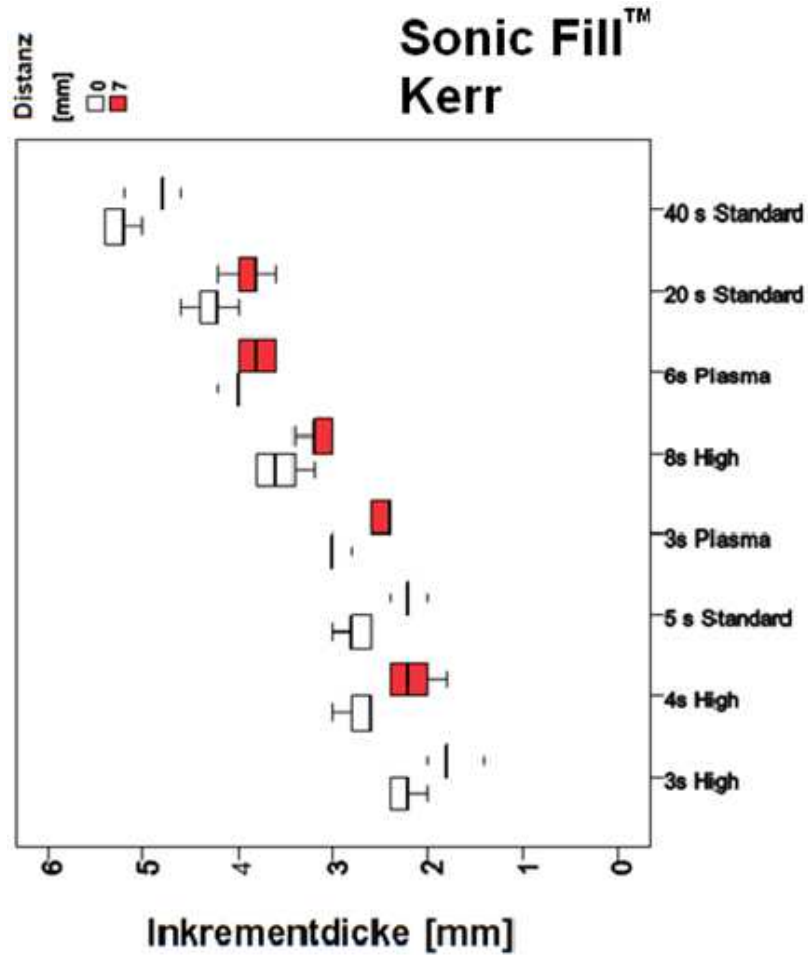


Abb. 4.2.3.-6.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

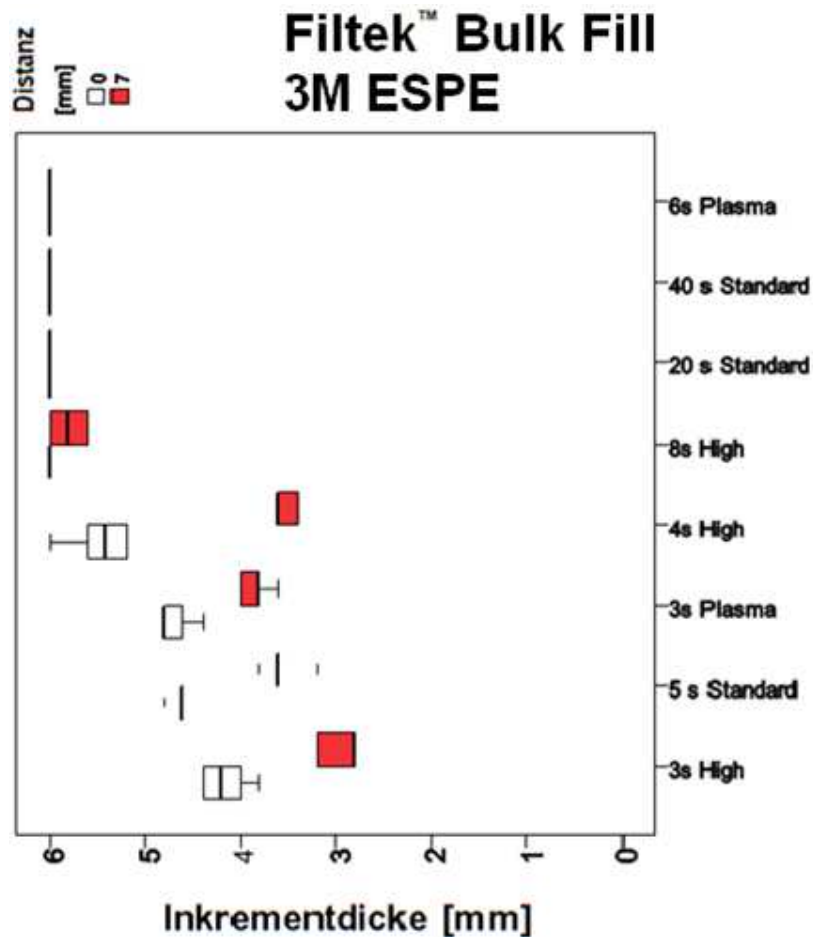
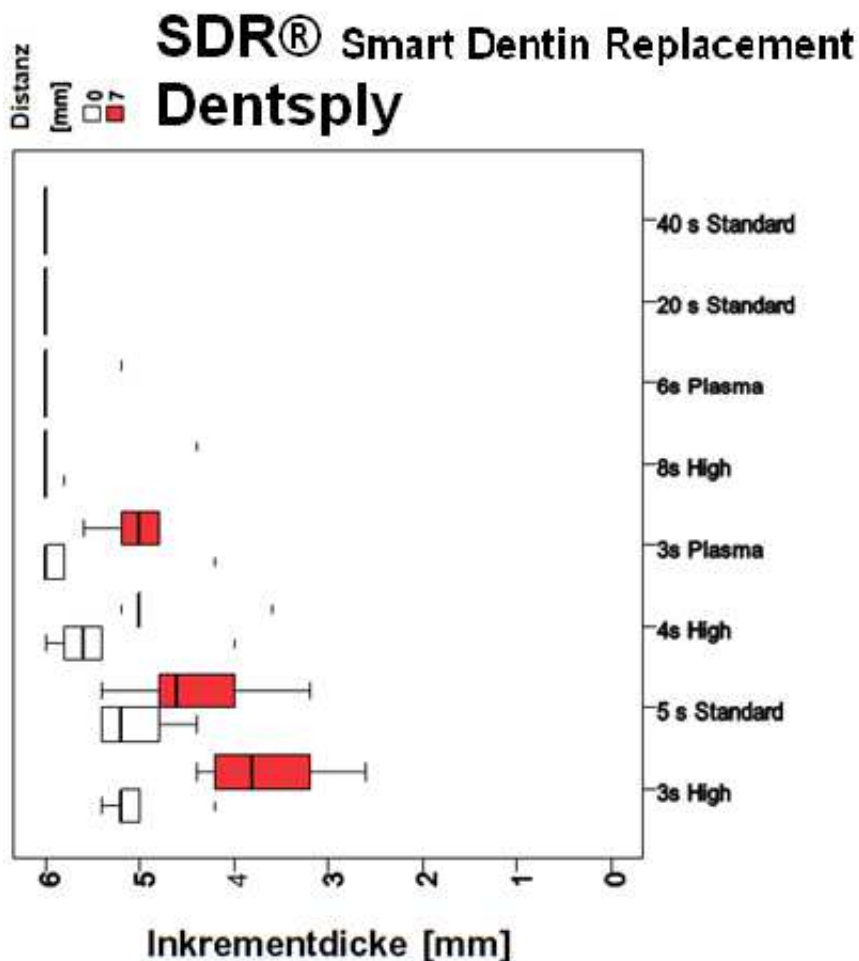


Abb. 4.2.3.-7.: Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung



**Abb. 4.2.3.-8.:** Gemessene maximale Inkrementstärke in [mm] mit Standardabweichung

Dieses Ergebnis, die Aushärtung der gesamten Probe, trifft auch auf die Distanz von 7 mm bei den Materialien Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH), Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) zu. Im Abstand von 7 mm ist die auf die Kompositprobe einwirkende Energie der Lampe um ca. 45% vermindert. Dennoch konnte bei diesen drei Materialien ein Inkrement der Stärke von 6 mm vollständig gehärtet werden.

Das Material X-tra base (Voco GmbH) zeigte besonders bei sehr kurzen Polymerisationszeiten und einer niedrigen applizierten Energie geringe Tiefenwerte. Die Werte für die Polymerisationstiefe liegen im direkten Vergleich für die Zeiten unter 5 s (Standard, High, Plasma) unter den Werten für das Material Sonic Fill™ (Kerr).

Bei Betrachtung aller Modi hat das Material SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) gefolgt von Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) die höchsten Tiefenwerte erzielt.



#### 4.2.4. Materialeigenschaften unter besonderer Betrachtung der Parameter Vickershärte, Indentierungsmodul, Kriechen sowie elastischen Arbeit

Mit dem Universalhärtemessgerät (siehe 3.3.3.) wurden neben der Vickershärte (HV) auch die Parameter für Indentierungsmodul ( $Y_{HU}$ ), Kriechen (Cr) sowie das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgebrachtten Arbeit ( $We/W_{tot}$ ) bestimmt. Die Messung dieser Werte erfolgte in einem Messpunktabstand von 200  $\mu\text{m}$ . Für die statistische Auswertung wurden die gemessenen Ergebnisse in einer Tiefe von 0,2 mm, 2 mm, 4 mm und größer 5 mm herangezogen.

Die abschließende statistische Auswertung erfolgte wie in **Material und Methode** beschrieben über eine multivariante Analyse (allgemeines lineares Modell mit eta-Quadrat-Statistik, SPSS Inc.; Chicago, IL, USA, Version 20.0). Diese zeigte (**Kapitel 4.2.4.5.**) für alle Materialien, dass die gewonnenen Ergebnisse für die untersuchten Parameter besonders von dem gewählten Material abhängig waren. Der partielle Eta-Quadrat Wert war mit 0,941 für den Indentierungsmodul am höchsten, gefolgt von der Vickershärte ( $\eta^2_p = 0,926$ ), Kriechen ( $\eta^2_p = 0,767$ ) und der elastischen Arbeit ( $\eta^2_p = 0,519$ ).

Des Weiteren war die Lage des Messpunktes im Material (Tiefe; 0 mm bis 6 mm) entscheidend für die Höhe der gemessenen Werte ( $Y_{HU}$ :  $\eta^2_p = 0,837$ ; HV:  $\eta^2_p = 0,732$ ; Cr:  $\eta^2_p = 0,729$  und  $We/W_{tot}$ :  $\eta^2_p = 0,226$ ). Das gewählte Programm beeinflusste nachfolgend die Ergebnisse für den Indentierungsmodul ( $\eta^2_p = 0,609$ ), Vickershärte ( $\eta^2_p = 0,492$ ), Kriechen ( $\eta^2_p = 0,546$ ) sowie elastische Arbeit ( $\eta^2_p = 0,071$ ). Außerdem bestand ein geringerer, jedoch signifikanter, Zusammenhang zwischen dem Abstand der Polymerisationslampe von dem Bulk-Fill Komposit und den gemessenen Materialeigenschaften ( $Y_{HU}$ :  $\eta^2_p = 0,168$ , HV  $\eta^2_p = 0,101$ , Kr:  $\eta^2_p = 0,109$  sowie  $We/W_{tot}$ :  $\eta^2_p = 0,002$ ) (siehe Kapitel 4.2.4.5.1.).

Die Energie, welche auf die Probenoberfläche einwirkte, ist in den nachfolgenden Tabellen jeweils in der linken Spalte für die einzelnen Programme wiedergegeben. In der untersten Zeile sind die jeweiligen Referenzwerte für die gemessenen Materialkennwerte angegeben. Wie in **Kapitel 3.2.** ausgeführt, erfolgte die Bestimmung der Referenzwerte (HV,  $Y_{HU}$ , Cr) an Kompositproben, welche für 40 s polymerisiert wurden.[87]

Vergleicht man nun die Werte für den Vickershärte Referenzwert in der letzten Zeile der Tabelle miteinander, so fällt auf, dass die niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits im Allgemeinen eine niedrigere Vickershärte als die hochviskösen Bulk-Fill Komposits aufweisen. So zeigt Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) die geringste Härte, gefolgt von Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply).

Für die untersuchten Proben zeigte sich, dass die Vickershärte bei Venus® Bulk Fill für die ausgewählten Tiefen von 0,2 mm, 2 mm, 4 mm und größer 5 mm ebenso im Vergleich am niedrigsten ausfiel. Wiederum gefolgt von Filtek™ Bulk Fill und SDR® Smart Dentin Replacement. Lediglich bei der Tiefe ab 5 mm erwies sich das Material Sonic Fill™ (Kerr) für einige Polymerisationsstufen als weicher.

Vergleicht man die Werte in der Tiefe von größer 5 mm mit dem Referenzwert, so fällt auf, dass für Sonic Fill™ die Abweichung zum Härtereferenzwert am höchsten ist. Die Differenz beträgt 31 N/mm<sup>2</sup>. Dieser Unterschied zum Referenzwert ist in der Polymerisationsstufe 20 s Standard (0 mm) noch stärker ausgeprägt (45,2 N/mm<sup>2</sup>). Das Material mit dem höchsten Referenzwert für die Vickershärte ist ein hochvisköses Bulk-Fill Komposit (X-tra fil (Voco GmbH)).

#### 4.2.4.1. Vickershärte (HV)

In den folgenden Tabellen (**Tab. 4.2.4.1.-1. bis 4.**) sind die erzielten Durchschnittswerte für die Vickershärte vorangestellt. Die homogenen Untergruppen sind als Buchstabenindizes dargestellt und gelten jeweils innerhalb des untersuchten Materials. Nachfolgend in Klammern ist die Standardabweichung angegeben. In der untersten Zeile jeder Tabelle ist außerdem der Härtereferenzwert aufgeführt (vgl. **Tab. 4.2.3.-1.**)

In den darauf folgenden Grafiken (**Abb. 4.2.4.1.-1. bis Abb. 4.2.4.1.-3.**) sind die Mittelwertskurven exemplarisch für die Materialien Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) dar- sowie gegenübergestellt. Die Mittelwertskurven setzten sich aus den 150 Messpunkten (30 Messpunkte á 5 Proben) zusammen.

Aus diesen Grafiken kann man entnehmen, dass die gemessene Vickershärte an der Oberfläche der Materialproben am höchsten ist und zum Boden der Materialprobe (zum Sensor des Spektrometers) hin abnimmt. Des Weiteren ist ersichtlich, dass die Kurven für die Härtemessung bei der Polymerisation im Abstand von 7 mm (gestrichelte Linien) stärker abfallen, als wenn die Polymerisationslampe direkt am Komposit platziert wurde (0 mm, durchgezogene Linie). Folglich ist das Material, welches im Abstand von 7 mm polymerisiert wurde, weicher.

Vergleicht man die zwei Materialien miteinander, so fällt auf, dass der Abfall im Kurvenverlauf bei Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) deutlicher ausgeprägt ist, als bei Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE). Somit nimmt die Härte im direkten Vergleich bei Tetric Evo Ceram® Bulk Fill deutlicher ab, jedoch erzielt dieses Material an der Oberfläche höhere Werte für die Vickershärte, als Filtek™ Bulk Fill. Im Schnitt scheinen beide Materialien in einer Tiefe von mehr als 5 mm annähernd die gleichen Ergebnisse in Bezug auf die Härte zu erzielen.

HV [N/mm <sup>2</sup> ]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	134,2 <sup>a</sup> (7,78)	79,4 <sup>AB</sup> (3,62)	92,2 <sup>a</sup> (4,38)	36,8 <sup>EF</sup> GH(1,59)	69,6 <sup>abc</sup> (12,04)	48,3 <sup>ABC</sup> (2,36)	56,2 <sup>c</sup> (4,28)
<b>20 s Standard</b>	23,51		129,8 <sup>a</sup> (9,60)	83,2 <sup>B</sup> (6,84)	93,6 <sup>a</sup> (3,40)	42,3 <sup>H</sup> (1,87)	78,2 <sup>c</sup> (11,30)	53,0 <sup>C</sup> (1,97)	55,6 <sup>bc</sup> (4,46)
<b>40 s Standard</b>	47,03		135,5 <sup>a</sup> (15,18)	80,9 <sup>AB</sup> (1,18)	88,4 <sup>a</sup> (3,03)	39,0 <sup>F</sup> GH(1,65)	82,1 <sup>c</sup> (4,30)	53,5 <sup>C</sup> (2,11)	53,5 <sup>abc</sup> (2,39)
<b>3 s High</b>	5,30		141,1 <sup>a</sup> (16,51)	80,8 <sup>AB</sup> (6,80)	85,4 <sup>a</sup> (10,84)	26,8 <sup>A</sup> (4,06)	72,3 <sup>bc</sup> (17,46)	46,6 <sup>AB</sup> (4,96)	53,2 <sup>abc</sup> (3,54)
<b>4 s High</b>	7,06		130,7 <sup>a</sup> (7,07)	77,4 <sup>AB</sup> (5,79)	93,0 <sup>a</sup> (8,37)	33,8 <sup>C</sup> DEF(4,53)	74,0 <sup>bc</sup> (22,00)	49,0 <sup>BC</sup> (4,12)	52,7 <sup>abc</sup> (2,17)
<b>8 s High</b>	14,13		147,0 <sup>a</sup> (27,90)	81,2 <sup>AB</sup> (2,49)	96,0 <sup>a</sup> (3,33)	40,4 <sup>GH</sup> (3,26)	78,8 <sup>c</sup> (8,49)	51,2 <sup>BC</sup> (1,23)	47,4 <sup>ab</sup> (3,14)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		119,3 <sup>a</sup> (4,95)	76,8 <sup>AB</sup> (6,46)	86,8 <sup>a</sup> (11,55)	30,5 <sup>AB</sup> CD(1,96)	81,2 <sup>c</sup> (9,13)	46,8 <sup>AB</sup> (2,51)	49,8 <sup>abc</sup> (2,54)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		125,0 <sup>a</sup> (15,04)	80,7 <sup>AB</sup> (2,01)	92,4 <sup>a</sup> (2,96)	36,5 <sup>EF</sup> GH(3,01)	78,8 <sup>c</sup> (7,65)	48,5 <sup>ABC</sup> (2,45)	46,1 <sup>a</sup> (8,06)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	135,1 <sup>a</sup> (27,85)	75,6 <sup>AB</sup> (1,36)	95,4 <sup>a</sup> (9,34)	32,8 <sup>BC</sup> DE(2,27)	51,8 <sup>ab</sup> (7,35)	49,0 <sup>BC</sup> (2,84)	53,5 <sup>abc</sup> (1,55)
<b>20 s Standard</b>	12,93		136,7 <sup>a</sup> (6,07)	81,7 <sup>AB</sup> (0,74)	93,5 <sup>a</sup> (2,00)	42,1 <sup>H</sup> (1,09)	80,7 <sup>c</sup> (8,30)	51,6 <sup>BC</sup> (2,53)	49,5 <sup>abc</sup> (1,70)
<b>40 s Standard</b>	25,85		136,3 <sup>a</sup> (9,56)	80,5 <sup>AB</sup> (3,74)	93,7 <sup>a</sup> (3,41)	41,0 <sup>GH</sup> (1,31)	79,9 <sup>c</sup> (6,09)	51,2 <sup>BC</sup> (1,83)	50,9 <sup>abc</sup> (3,62)
<b>3 s High</b>	2,63		120,8 <sup>a</sup> (7,34)	73,9 <sup>A</sup> (3,74)	83,1 <sup>a</sup> (4,36)	27,9 <sup>AB</sup> (1,32)	47,0 <sup>a</sup> (3,86)	42,6 <sup>A</sup> (2,59)	49,7 <sup>abc</sup> (3,51)
<b>4 s High</b>	3,50		121,9 <sup>a</sup> (10,51)	73,7 <sup>A</sup> (5,15)	89,6 <sup>a</sup> (1,49)	28,6 <sup>ABC</sup> (2,45)	62,4 <sup>abc</sup> (5,91)	49,4 <sup>BC</sup> (3,11)	51,2 <sup>abc</sup> (2,60)
<b>8 s High</b>	7,00		143,2 <sup>a</sup> (16,48)	82,2 <sup>AB</sup> (3,70)	94,0 <sup>a</sup> (3,25)	37,6 <sup>EF</sup> GH(2,35)	79,5 <sup>c</sup> (12,2)	51,0 <sup>BC</sup> (0,76)	53,1 <sup>abc</sup> (1,19)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		135,4 <sup>a</sup> (10,60)	78,7 <sup>AB</sup> (1,70)	89,4 <sup>a</sup> (3,51)	33,3 <sup>BC</sup> DEF(2,79)	58,3 <sup>abc</sup> (8,72)	45,9 <sup>AB</sup> (1,84)	52,5 <sup>abc</sup> (5,46)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		137,6 <sup>a</sup> (21,80)	80,7 <sup>AB</sup> (1,01)	90,1 <sup>a</sup> (0,65)	35,5 <sup>DE</sup> FG(3,07)	78,0 <sup>c</sup> (7,62)	50,5 <sup>BC</sup> (2,01)	52,5 <sup>abc</sup> (2,54)
<b>Referenz HV</b>	47,03	0 mm	133,5 <sup>d</sup> (32,0)	78,4 <sup>C</sup> (6,7)	89,4 <sup>*</sup> (10,1)	38,1 <sup>A</sup> (11,8)	85,1 <sup>c</sup> (11,2)	48,4 <sup>B</sup> (1,3)	54,2 <sup>b</sup> (1,9)

Tab. 4.2.4.1.-1.: Mittelwerte für die Vickershärte in einer Tiefe von 0,2 mm in [N/mm<sup>2</sup>]

HV [N/mm <sup>2</sup> ]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	110,8 <sup>a</sup> (18,49)	68,7 <sup>ABC</sup> (8,14)	81,1 <sup>cde</sup> (3,55)	36,9 <sup>C</sup> (0,94)	73,8 <sup>abcd</sup> (4,32)	48,6 <sup>CDEF</sup> (0,35)	56,1 <sup>c</sup> (3,16)
<b>20 s Standard</b>	23,51		140,5 <sup>a</sup> (17,91)	77,3 <sup>DE</sup> (1,46)	94,1 <sup>a</sup> (3,70)	44,9 <sup>H</sup> (0,93)	86,3 <sup>d</sup> (7,25)	53,9 <sup>IJ</sup> (1,50)	55,3 <sup>bc</sup> (3,13)
<b>40 s Standard</b>	47,03		136,0 <sup>a</sup> (1,14)	80,2 <sup>E</sup> (2,01)	92,9 <sup>a</sup> (1,68)	44,1 <sup>GH</sup> (1,38)	82,9 <sup>cd</sup> (2,69)	53,7 <sup>IJ</sup> (1,15)	54,3 <sup>abc</sup> (4,02)
<b>3 s High</b>	5,30		123,3 <sup>a</sup> (11,08)	72,4 <sup>ABCD</sup> (2,25)	72,4 <sup>ab</sup> (3,40)	30,2 <sup>B</sup> (0,97)	73,7 <sup>abcd</sup> (15,16)	44,6 <sup>AB</sup> (1,48)	55,0 <sup>bc</sup> (5,87)
<b>4 s High</b>	7,06		116,3 <sup>a</sup> (8,03)	72,8 <sup>BCD</sup> (2,27)	79,2 <sup>bc</sup> (2,99)	36,3 <sup>C</sup> (0,68)	76,9 <sup>abcd</sup> (10,37)	49,4 <sup>DEFG</sup> (1,29)	53,8 <sup>abc</sup> (3,18)
<b>8 s High</b>	14,13		149,1 <sup>a</sup> (35,19)	80,5 <sup>E</sup> (1,73)	88,5 <sup>efg</sup> (1,21)	42,2 <sup>EFG</sup> (0,27)	83,2 <sup>cd</sup> (12,99)	52,9 <sup>GHIJ</sup> (2,92)	51,6 <sup>abc</sup> (1,50)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		132,9 <sup>a</sup> (19,50)	74,6 <sup>CDE</sup> (2,05)	80,4 <sup>cd</sup> (6,57)	35,7 <sup>C</sup> (1,12)	74,0 <sup>abcd</sup> (6,43)	45,9 <sup>BC</sup> (0,56)	50,5 <sup>abc</sup> (2,77)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		129,2 <sup>a</sup> (9,55)	80,0 <sup>F</sup> (0,83)	91,1 <sup>fg</sup> (4,06)	42,1 <sup>EFG</sup> (0,74)	82,0 <sup>bcd</sup> (5,70)	50,8 <sup>Fghi</sup> (1,78)	53,7 <sup>abc</sup> (2,57)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	128,9 <sup>a</sup> (30,57)	67,4 <sup>AB</sup> (1,55)	72,4 <sup>ab</sup> (2,39)	31,5 <sup>B</sup> (1,35)	59,3 <sup>a</sup> (4,64)	45,1 <sup>ABC</sup> (1,23)	51,9 <sup>abc</sup> (2,53)
<b>20 s Standard</b>	12,93		134,9 <sup>a</sup> (9,19)	75,9 <sup>DE</sup> (3,27)	87,7 <sup>defg</sup> (3,77)	43,7 <sup>FGH</sup> (0,48)	85,0 <sup>d</sup> (13,91)	53,0 <sup>HIJ</sup> (0,72)	53,8 <sup>abc</sup> (1,96)
<b>40 s Standard</b>	25,85		141,6 <sup>a</sup> (21,69)	80,2 <sup>E</sup> (1,94)	91,2 <sup>fg</sup> (2,66)	41,4 <sup>DEF</sup> (0,95)	86,1 <sup>d</sup> (10,12)	54,6 <sup>J</sup> (0,86)	54,8 <sup>abc</sup> (2,84)
<b>3 s High</b>	2,63		110,8 <sup>a</sup> (9,26)	65,7 <sup>A</sup> (1,27)	65,9 <sup>a</sup> (2,63)	23,6 <sup>A</sup> (1,17)	63,5 <sup>ab</sup> (6,41)	42,2 <sup>A</sup> (1,84)	48,3 <sup>a</sup> (2,46)
<b>4 s High</b>	3,50		113,6 <sup>a</sup> (16,74)	69,1 <sup>ABC</sup> (2,36)	71,8 <sup>ab</sup> (4,08)	30,2 <sup>B</sup> (0,92)	58,2 <sup>a</sup> (1,82)	46,7 <sup>BCDE</sup> (2,42)	52,3 <sup>abc</sup> (2,29)
<b>8 s High</b>	7,00		139,2 <sup>a</sup> (16,74)	74,5 <sup>CDE</sup> (1,59)	84,5 <sup>cdef</sup> (4,49)	39,7 <sup>D</sup> (0,81)	76,3 <sup>abcd</sup> (3,85)	52,6 <sup>GHIJ</sup> (2,40)	54,2 <sup>abc</sup> (1,47)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		126,2 <sup>a</sup> (23,27)	70,5 <sup>ABCD</sup> (2,73)	76,8 <sup>bc</sup> (2,81)	32,0 <sup>B</sup> (1,28)	65,0 <sup>abc</sup> (5,21)	45,9 <sup>BCD</sup> (0,62)	49,3 <sup>ab</sup> (2,30)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		131,6 <sup>a</sup> (12,53)	74,5 <sup>CDE</sup> (4,34)	87,4 <sup>defg</sup> (3,03)	41,3 <sup>DE</sup> (1,38)	80,7 <sup>bcd</sup> (6,15)	49,6 <sup>FGH</sup> (1,06)	51,1 <sup>abc</sup> (2,19)
<b>Referenz HV</b>	47,03	0 mm	133,5 <sup>d</sup> (32,0)	78,4 <sup>C</sup> (6,7)	89,4 <sup>*</sup> (10,1)	38,1 <sup>A</sup> (11,8)	85,1 <sup>c</sup> (11,2)	48,4 <sup>B</sup> (1,3)	54,2 <sup>b</sup> (1,9)

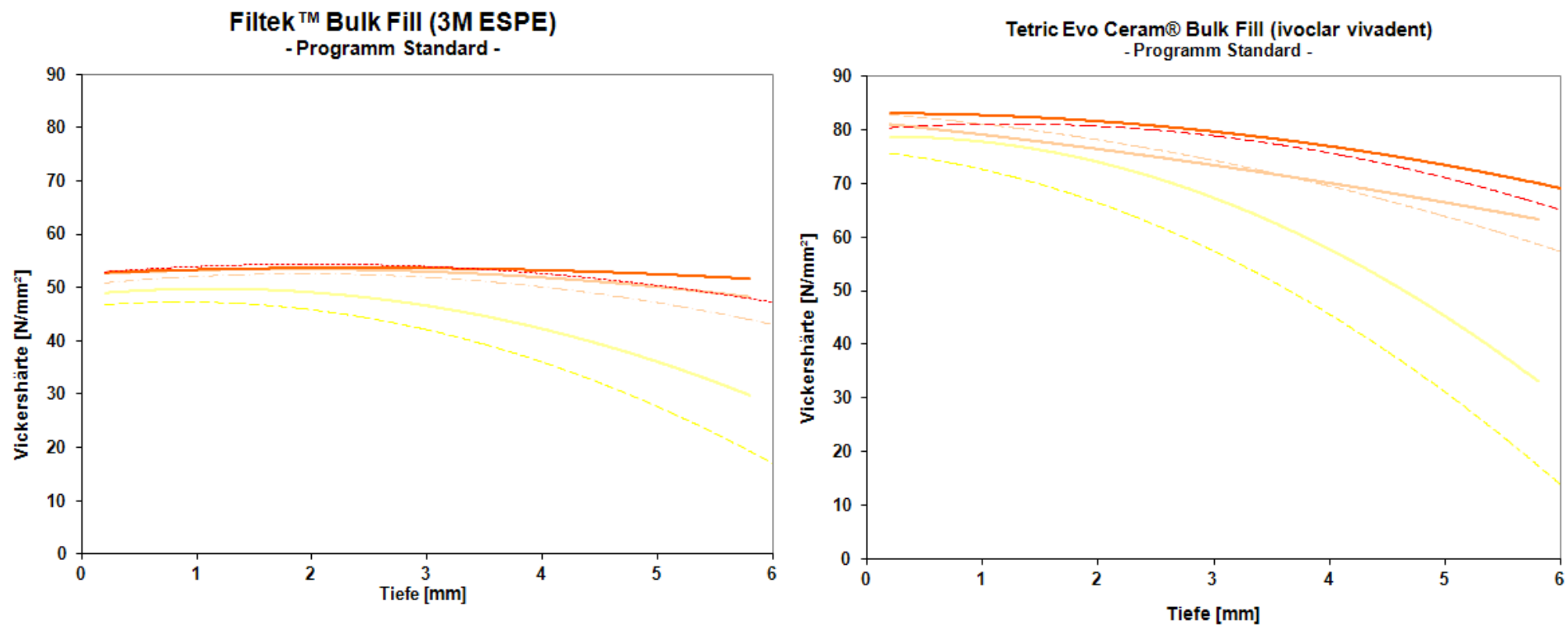
Tab. 4.2.4.1.-2.: Mittelwerte für die Vickershärte in einer Tiefe von 2 mm in [N/mm<sup>2</sup>]

HV [N/mm <sup>2</sup> ]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	118,9 <sup>abcde</sup> (16,55)	57,5 <sup>BC</sup> (2,41)	51,1 <sup>bc</sup> (2,62)	29,5 <sup>E</sup> (1,74)	60,6 <sup>abc</sup> (4,06)	41,5 <sup>C</sup> (1,10)	48,6 <sup>a</sup> (5,57)
<b>20 s Standard</b>	23,51		128,8 <sup>bode</sup> (6,93)	69,8 <sup>DE</sup> (4,17)	76,6 <sup>igh</sup> (1,60)	43,5 <sup>IJ</sup> (0,90)	78,5 <sup>de</sup> (5,01)	52,8 <sup>G</sup> (2,50)	55,5 <sup>ab</sup> (1,71)
<b>40 s Standard</b>	47,03		127,0 <sup>bode</sup> (10,24)	77,6 <sup>F</sup> (1,63)	85,0 <sup>h</sup> (1,65)	44,2 <sup>J</sup> (0,47)	83,4 <sup>e</sup> (2,72)	52,9 <sup>G</sup> (1,09)	55,9 <sup>ab</sup> (4,7)
<b>3 s High</b>	5,30		111,0 <sup>abc</sup> (14,88)	55,8 <sup>B</sup> (4,11)	39,4 <sup>a</sup> (8,80)	24,3 <sup>CD</sup> (1,12)	51,9 <sup>a</sup> (10,59)	38,4 <sup>B</sup> (0,58)	48,9 <sup>a</sup> (2,82)
<b>4 s High</b>	7,06		119,8 <sup>abcde</sup> (10,81)	54,1 <sup>AB</sup> (1,84)	49,1 <sup>ab</sup> (9,67)	28,8 <sup>E</sup> (0,76)	68,2 <sup>bode</sup> (13,29)	44,4 <sup>CD</sup> (1,47)	47,4 <sup>a</sup> (6,21)
<b>8 s High</b>	14,13		137,6 <sup>cde</sup> (13,87)	69,6 <sup>DE</sup> (2,07)	65,0 <sup>de</sup> (4,48)	39,8 <sup>H</sup> (0,43)	75,3 <sup>cde</sup> (11,30)	49,9 <sup>FG</sup> (1,15)	52,2 <sup>a</sup> (4,03)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		117,6 <sup>abcde</sup> (8,08)	64,4 <sup>CD</sup> (4,47)	54,3 <sup>bcd</sup> (2,49)	31,0 <sup>F</sup> (1,13)	64,0 <sup>abcd</sup> (2,78)	42,0 <sup>C</sup> (1,74)	48,6 <sup>a</sup> (1,26)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		123,2 <sup>abcde</sup> (3,48)	70,5 <sup>DEF</sup> (1,05)	70,3 <sup>efg</sup> (1,98)	41,9 <sup>HI</sup> (1,02)	75,3 <sup>cde</sup> (3,21)	48,7 <sup>EF</sup> (0,89)	52,7 <sup>a</sup> (2,45)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	95,7 <sup>a</sup> (20,50)	47,0 <sup>A</sup> (3,06)	53,0 <sup>bc</sup> (5,98)	21,6 <sup>B</sup> (1,80)	50,3 <sup>a</sup> (1,99)	35,3 <sup>AB</sup> (1,35)	43,5 <sup>a</sup> (2,73)
<b>20 s Standard</b>	12,93		145,1 <sup>e</sup> (15,57)	70,0 <sup>DE</sup> (3,87)	67,7 <sup>ef</sup> (4,92)	41,2 <sup>H</sup> (0,48)	79,6 <sup>e</sup> (5,04)	50,2 <sup>FG</sup> (1,23)	50,9 <sup>a</sup> (3,31)
<b>40 s Standard</b>	25,85		142,5 <sup>de</sup> (11,50)	75,1 <sup>EF</sup> (3,79)	80,3 <sup>gh</sup> (3,39)	40,8 <sup>H</sup> (0,94)	82,5 <sup>e</sup> (9,64)	52,7 <sup>G</sup> (1,34)	53,1 <sup>a</sup> (2,77)
<b>3 s High</b>	2,63		103,0 <sup>ab</sup> (14,21)	48,1 <sup>A</sup> (2,13)	49,6 <sup>ab</sup> (8,74)	18,7 <sup>A</sup> (0,88)	50,0 <sup>a</sup> (4,45)	32,3 <sup>A</sup> (0,99)	42,6 <sup>a</sup> (5,00)
<b>4 s High</b>	3,50		111,9 <sup>abc</sup> (9,18)	54,4 <sup>AB</sup> (3,35)	49,8 <sup>ab</sup> (3,77)	22,8 <sup>BC</sup> (0,67)	49,3 <sup>a</sup> (5,14)	36,7 <sup>B</sup> (1,72)	46,6 <sup>a</sup> (6,01)
<b>8 s High</b>	7,00		121,4 <sup>abcde</sup> (12,47)	64,9 <sup>CD</sup> (4,63)	61,6 <sup>cde</sup> (1,80)	34,3 <sup>F</sup> (0,92)	70,8 <sup>bode</sup> (3,69)	46,6 <sup>DE</sup> (1,25)	52,9 <sup>a</sup> (1,48)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		115,0 <sup>abcde</sup> (19,07)	54,4 <sup>AB</sup> (2,51)	52,0 <sup>bc</sup> (4,35)	25,4 <sup>D</sup> (0,42)	56,4 <sup>ab</sup> (8,35)	36,9 <sup>B</sup> (1,75)	47,3 <sup>a</sup> (2,73)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		114,7 <sup>abcd</sup> (5,79)	66,3 <sup>D</sup> (5,29)	65,2 <sup>de</sup> (2,57)	37,2 <sup>G</sup> (0,61)	68,2 <sup>bode</sup> (2,26)	46,2 <sup>DE</sup> (0,71)	49,3 <sup>a</sup> (1,47)
<b>Referenz HV</b>	47,03	0 mm	133,5 <sup>d</sup> (32,0)	78,4 <sup>C</sup> (6,7)	89,4 <sup>*</sup> (10,1)	38,1 <sup>A</sup> (11,8)	85,1 <sup>c</sup> (11,2)	48,4 <sup>B</sup> (1,3)	54,2 <sup>b</sup> (1,9)

Tab. 4.2.4.1.-3.: Mittelwerte für die Vickershärte in einer Tiefe von 4 mm in [N/mm<sup>2</sup>]

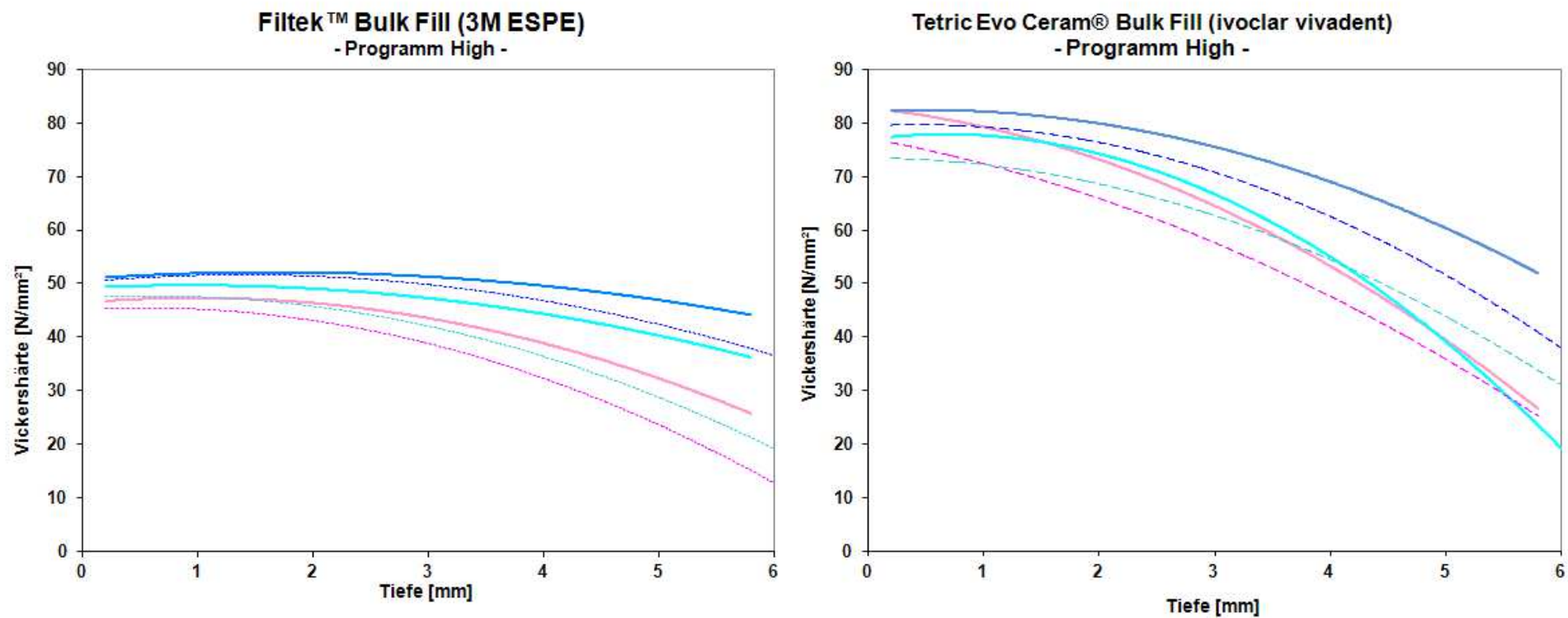
HV [N/mm <sup>2</sup> ]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	89,6 <sup>bcd</sup> (9,21)	28,5 <sup>CD</sup> (4,14)	23,8 <sup>abcde</sup> (10,66)	5,4 <sup>ABC</sup> (1,27)	38,8 <sup>cd</sup> (7,95)	25,5 <sup>B</sup> (3,96)	32,3 <sup>cd</sup> (13,96)
<b>20 s Standard</b>	23,51		124,9 <sup>ef</sup> (22,24)	63,5 <sup>FG</sup> (3,28)	36,8 <sup>cdef</sup> (6,41)	40,0 <sup>IJ</sup> (0,88)	78,6 <sup>f</sup> (12,55)	48,2 <sup>FG</sup> (1,22)	53,5 <sup>a</sup> (5,86)
<b>40 s Standard</b>	47,03		133,7 <sup>f</sup> (25,36)	68,8 <sup>G</sup> (2,71)	51,0 <sup>f</sup> (3,17)	42,1 <sup>J</sup> (2,17)	82,3 <sup>f</sup> (7,87)	51,9 <sup>G</sup> (1,88)	56,0 <sup>a</sup> (11,96)
<b>3 s High</b>	5,30		65,5 <sup>abc</sup> (36,15)	22,0 <sup>ABC</sup> (4,69)	13,5 <sup>ab</sup> (8,11)	8,9 <sup>CD</sup> (3,24)	11,3 <sup>ab</sup> (3,64)	12,9 <sup>A</sup> (3,22)	22,0 <sup>bcd</sup> (10,28)
<b>4 s High</b>	7,06		67,3 <sup>abc</sup> (21,07)	11,5 <sup>AB</sup> (2,09)	17,2 <sup>abc</sup> (15,45)	5,7 <sup>ABC</sup> (1,27)	41,6 <sup>cd</sup> (19,16)	34,6 <sup>CD</sup> (6,80)	33,0 <sup>def</sup> (13,61)
<b>8 s High</b>	14,13		112,7 <sup>def</sup> (18,13)	49,3 <sup>EF</sup> (2,43)	11,1 <sup>a</sup> (4,52)	31,3 <sup>G</sup> (3,46)	74,2 <sup>f</sup> (7,72)	45,4 <sup>EFG</sup> (3,11)	46,4 <sup>efg</sup> (4,13)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		92,6 <sup>bcd</sup> (21,81)	28,4 <sup>CD</sup> (4,36)	8,5 <sup>a</sup> (6,03)	10,3 <sup>D</sup> (1,51)	25,4 <sup>bc</sup> (9,61)	28,7 <sup>BC</sup> (5,10)	43,0 <sup>efg</sup> (11,37)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		119,2 <sup>ef</sup> (22,92)	61,7 <sup>FG</sup> (2,33)	26,0 <sup>abcde</sup> (5,96)	33,5 <sup>GH</sup> (2,40)	74,6 <sup>f</sup> (6,22)	46,0 <sup>EFG</sup> (1,11)	48,9 <sup>efg</sup> (2,21)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	61,6 <sup>ab</sup> (6,75)	8,6 <sup>A</sup> (8,51)	18,1 <sup>abcd</sup> (6,24)	1,3 <sup>A</sup> (0,25)	5,1 <sup>a</sup> (0,65)	12,4 <sup>A</sup> (3,27)	15,9 <sup>abc</sup> (6,66)
<b>20 s Standard</b>	12,93		114,4 <sup>def</sup> (10,81)	57,9 <sup>FG</sup> (2,08)	20,5 <sup>abcde</sup> (10,23)	32,9 <sup>GH</sup> (1,91)	64,8 <sup>ef</sup> (8,11)	43,4 <sup>EF</sup> (1,32)	48,2 <sup>efg</sup> (1,98)
<b>40 s Standard</b>	25,85		124,8 <sup>ef</sup> (10,39)	65,9 <sup>G</sup> (3,38)	40,2 <sup>ef</sup> (6,01)	37,4 <sup>HI</sup> (1,62)	82,1 <sup>f</sup> (11,08)	47,8 <sup>EFG</sup> (1,44)	49,8 <sup>fg</sup> (2,48)
<b>3 s High</b>	2,63		28,1 <sup>a</sup> (5,59)	21,6 <sup>ABC</sup> (11,13)	6,7 <sup>a</sup> (5,84)	5,1 <sup>ABC</sup> (1,68)	8,3 <sup>ab</sup> (2,14)	8,1 <sup>A</sup> (2,95)	4,2 <sup>a</sup> (2,67)
<b>4 s High</b>	3,50		76,0 <sup>bcd</sup> (6,58)	24,2 <sup>BC</sup> (15,82)	22,8 <sup>abcde</sup> (10,28)	6,5 <sup>BCD</sup> (1,86)	15,0 <sup>ab</sup> (2,83)	13,5 <sup>A</sup> (3,25)	11,4 <sup>ab</sup> (5,81)
<b>8 s High</b>	7,00		122,0 <sup>ef</sup> (11,91)	26,2 <sup>BCD</sup> (4,08)	19,4 <sup>abcd</sup> (5,61)	16,0 <sup>F</sup> (2,80)	39,7 <sup>cd</sup> (3,64)	35,6 <sup>CD</sup> (3,54)	46,2 <sup>efg</sup> (0,74)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		74,2 <sup>bcd</sup> (9,84)	15,6 <sup>ABC</sup> (9,10)	33,9 <sup>bcd</sup> (16,09)	2,9 <sup>AB</sup> (0,88)	27,1 <sup>bc</sup> (9,36)	14,2 <sup>A</sup> (2,28)	15,8 <sup>abc</sup> (4,72)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		107,8 <sup>cdef</sup> (9,84)	40,4 <sup>DE</sup> (7,88)	38,0 <sup>def</sup> (12,28)	26,4 <sup>F</sup> (1,51)	53,7 <sup>de</sup> (1,71)	40,9 <sup>DE</sup> (1,34)	46,8 <sup>efg</sup> (3,82)
<b>Referenz HV</b>	47,03	0 mm	133,5 <sup>d</sup> (32,0)	78,4 <sup>C</sup> (6,7)	89,4 <sup>*</sup> (10,1)	38,1 <sup>A</sup> (11,8)	85,1 <sup>c</sup> (11,2)	48,4 <sup>B</sup> (1,3)	54,2 <sup>b</sup> (1,9)

Tab. 4.2.4.1.-4.: Mittelwerte für die Vickershärte in einer Tiefe ab 5 mm (tiefster Wert) in [N/mm<sup>2</sup>]



**Abb. 4.2.4.1.-1.:** Veränderung der Vickershärte in Abhängigkeit von der Tiefe des Messpunktes in der Materialprobe  
(Modus der Polymerisationslampe: Standard)





**Abb. 4.2.4.1.-2.:** Veränderung der Vickershärte in Abhängigkeit von der Tiefe des Messpunktes in der Materialprobe (Modus der Polymerisationslampe: High)

— 3 s High 0 mm

— 4 s High 0 mm

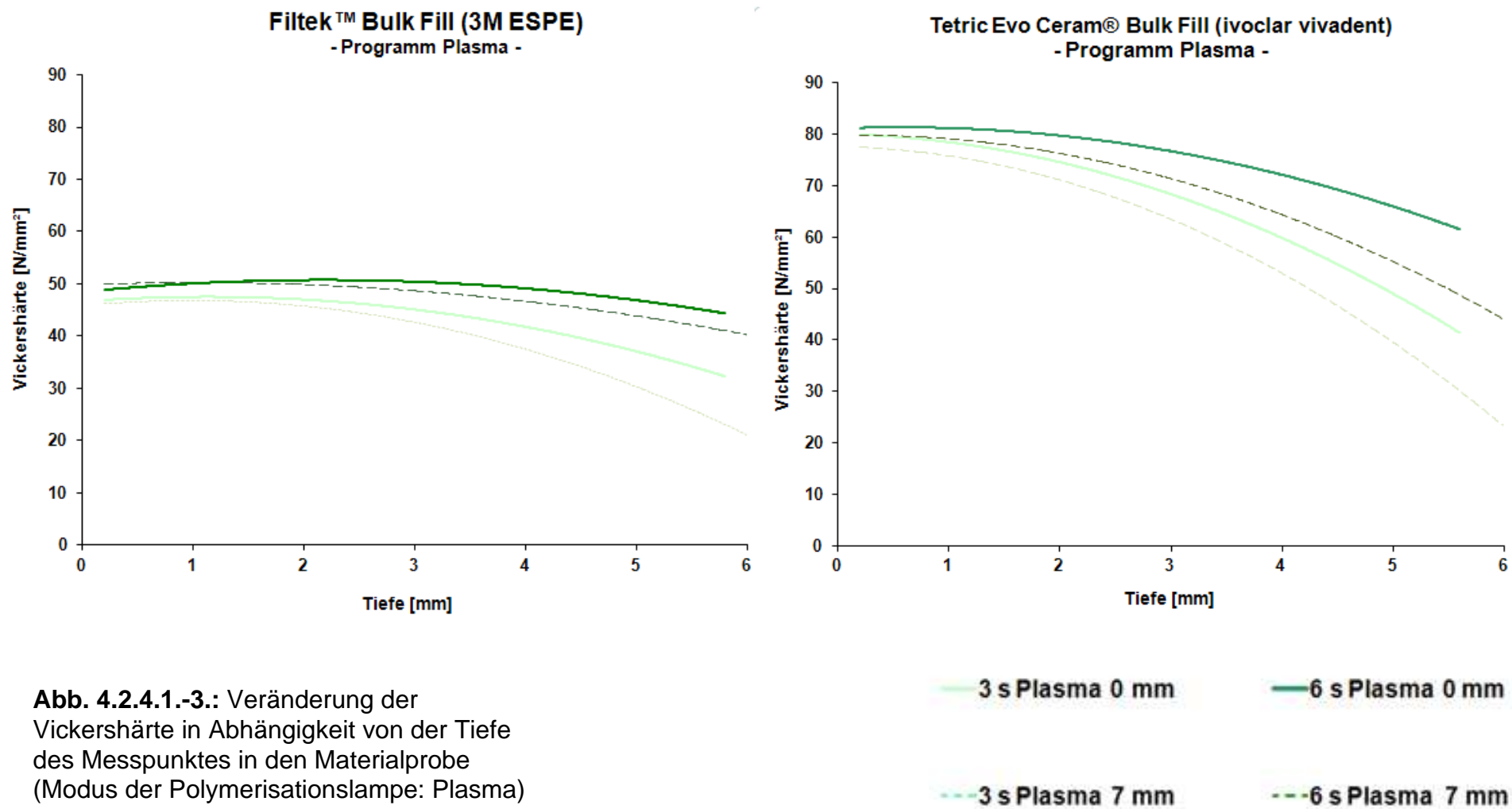
— 8 s High 0 mm

- - - 3 s High 7 mm

- - - 4 s High 7 mm

- - - 8 s High 7 mm





**Abb. 4.2.4.1.-3.:** Veränderung der Vickershärte in Abhängigkeit von der Tiefe des Messpunktes in den Materialprobe (Modus der Polymerisationslampe: Plasma)

4.2.4.2. Indentierungsmodul ( $Y_{HU}$ )

$Y_{HU}$ [GPa]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	21,0 <sup>ab</sup> (1,37)	13,6 <sup>AB</sup> (0,45)	15,7 <sup>abc</sup> (0,72)	7,0 <sup>EF</sup> (0,44)	11,3 <sup>bcd</sup> (1,26)	8,3 <sup>ABCD</sup> (0,48)	11,0 <sup>a</sup> (0,38)
<b>20 s Standard</b>	23,51		21,5 <sup>ab</sup> (0,71)	13,7 <sup>AB</sup> (0,78)	16,8 <sup>c</sup> (0,36)	7,7 <sup>F</sup> (0,43)	13,6 <sup>d</sup> (1,63)	8,9 <sup>D</sup> (0,45)	10,5 <sup>a</sup> (0,31)
<b>40 s Standard</b>	47,03		20,8 <sup>ab</sup> (0,97)	13,4 <sup>AB</sup> (0,73)	15,9 <sup>abc</sup> (0,83)	7,1 <sup>EF</sup> (0,45)	13,2 <sup>d</sup> (0,81)	9,1 <sup>D</sup> (0,33)	10,5 <sup>a</sup> (0,39)
<b>3 s High</b>	5,30		20,2 <sup>ab</sup> (2,40)	13,2 <sup>AB</sup> (0,26)	14,4 <sup>ab</sup> (1,98)	5,1 <sup>A</sup> (0,70)	9,8 <sup>abc</sup> (1,49)	7,7 <sup>ABC</sup> (0,67)	9,0 <sup>a</sup> (1,72)
<b>4 s High</b>	7,06		20,4 <sup>ab</sup> (1,08)	13,0 <sup>AB</sup> (1,01)	16,2 <sup>bc</sup> (1,24)	6,3 <sup>BCDE</sup> (0,55)	11,5 <sup>bcd</sup> (2,21)	8,1 <sup>ABCD</sup> (0,91)	9,9 <sup>a</sup> (0,60)
<b>8 s High</b>	14,13		22,9 <sup>b</sup> (2,35)	13,4 <sup>AB</sup> (0,71)	16,4 <sup>c</sup> (0,66)	7,3 <sup>EF</sup> (0,65)	12,3 <sup>cd</sup> (1,34)	8,8 <sup>CD</sup> (0,19)	9,6 <sup>a</sup> (0,66)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		20,0 <sup>ab</sup> (0,90)	13,2 <sup>AB</sup> (0,91)	15,4 <sup>abc</sup> (0,80)	5,8 <sup>ABCD</sup> (0,55)	13,2 <sup>d</sup> (1,11)	7,4 <sup>AB</sup> (0,55)	10,2 <sup>a</sup> (0,54)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		18,9 <sup>ab</sup> (1,65)	13,9 <sup>B</sup> (0,36)	16,3 <sup>bc</sup> (0,72)	6,7 <sup>DEF</sup> (0,52)	13,2 <sup>d</sup> (0,67)	8,3 <sup>ABCD</sup> (0,60)	9,2 <sup>a</sup> (2,16)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	21,0 <sup>ab</sup> (1,81)	12,7 <sup>AB</sup> (0,36)	15,4 <sup>abc</sup> (0,90)	6,4 <sup>BCDE</sup> (0,40)	8,4 <sup>a</sup> (1,18)	8,5 <sup>BCD</sup> (0,50)	8,8 <sup>a</sup> (1,80)
<b>20 s Standard</b>	12,93		20,6 <sup>ab</sup> (2,86)	14,1 <sup>B</sup> (0,45)	15,5 <sup>abc</sup> (0,82)	7,5 <sup>EF</sup> (0,42)	13,5 <sup>d</sup> (1,37)	8,4 <sup>ABCD</sup> (0,71)	10,6 <sup>a</sup> (0,27)
<b>40 s Standard</b>	25,85		21,0 <sup>ab</sup> (1,63)	13,3 <sup>AB</sup> (1,07)	16,5 <sup>c</sup> (0,44)	7,2 <sup>EF</sup> (0,21)	13,3 <sup>d</sup> (1,45)	8,6 <sup>CD</sup> (0,29)	10,2 <sup>a</sup> (0,50)
<b>3 s High</b>	2,63		17,4 <sup>a</sup> (1,40)	12,0 <sup>A</sup> (1,33)	14,0 <sup>a</sup> (1,22)	5,5 <sup>ABC</sup> (0,24)	8,4 <sup>a</sup> (0,80)	7,3 <sup>A</sup> (0,40)	10,0 <sup>a</sup> (0,32)
<b>4 s High</b>	3,50		20,7 <sup>ab</sup> (0,96)	12,1 <sup>A</sup> (1,14)	15,4 <sup>abc</sup> (0,58)	5,4 <sup>AB</sup> (0,43)	10,9 <sup>abcd</sup> (0,66)	8,2 <sup>ABCD</sup> (0,45)	10,3 <sup>a</sup> (0,57)
<b>8 s High</b>	7,00		19,5 <sup>ab</sup> (2,24)	13,1 <sup>AB</sup> (1,00)	16,6 <sup>c</sup> (0,61)	6,9 <sup>EF</sup> (0,62)	12,1 <sup>bcd</sup> (1,07)	8,8 <sup>CD</sup> (0,49)	10,9 <sup>a</sup> (0,33)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		21,2 <sup>ab</sup> (0,66)	13,0 <sup>AB</sup> (0,26)	15,8 <sup>abc</sup> (0,96)	6,5 <sup>CDE</sup> (0,56)	9,4 <sup>ab</sup> (0,38)	8,0 <sup>ABCD</sup> (0,45)	10,1 <sup>a</sup> (0,73)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		20,5 <sup>ab</sup> (3,54)	13,3 <sup>AB</sup> (0,41)	16,2 <sup>bc</sup> (0,52)	6,6 <sup>DEF</sup> (0,68)	12,1 <sup>bcd</sup> (0,81)	8,8 <sup>CD</sup> (0,41)	10,3 <sup>a</sup> (0,83)
<b>Referenz <math>Y_{HU}</math></b>	47,03	0 mm	22,2 <sup>a</sup> (1,7)	13,4 <sup>D</sup> (0,8)	16,8 <sup>*</sup> (0,7)	7,7 <sup>A</sup> (2,0)	14,4 <sup>e</sup> (1,1)	9,3 <sup>B</sup> (0,2)	11,3 <sup>c</sup> (0,5)

Tab. 4.2.4.2.-1.: Mittelwerte für den Indentierungsmodul in einer Tiefe von 0,2 mm in [GPa]

$Y_{HU}$ [GPa]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	20,4 <sup>ab</sup> (1,14)	13,9 <sup>ABCD</sup> (0,83)	15,9 <sup>cd</sup> (0,70)	8,0 <sup>D</sup> (0,37)	13,6 <sup>bcd</sup> (0,66)	9,4 <sup>DEFG</sup> (0,05)	12,4 <sup>b</sup> (0,39)
<b>20 s Standard</b>	23,51		23,8 <sup>abc</sup> (1,03)	14,8 <sup>DEF</sup> (0,28)	18,2 <sup>f</sup> (0,43)	9,2 <sup>GH</sup> (0,23)	15,4 <sup>d</sup> (0,59)	10,0 <sup>HI</sup> (0,27)	12,4 <sup>b</sup> (0,39)
<b>40 s Standard</b>	47,03		24,1 <sup>bc</sup> (1,31)	15,2 <sup>F</sup> (0,36)	18,2 <sup>f</sup> (0,21)	9,2 <sup>GH</sup> (0,15)	14,5 <sup>d</sup> (0,74)	10,1 <sup>i</sup> (0,23)	12,1 <sup>b</sup> (0,45)
<b>3 s High</b>	5,30		22,3 <sup>abc</sup> (1,38)	14,0 <sup>ABCDE</sup> (0,31)	14,3 <sup>ab</sup> (0,50)	6,8 <sup>BC</sup> (0,17)	12,4 <sup>abc</sup> (1,42)	8,9 <sup>BC</sup> (0,19)	11,1 <sup>a</sup> (0,83)
<b>4 s High</b>	7,06		22,2 <sup>abc</sup> (0,90)	13,9 <sup>ABCD</sup> (0,43)	15,6 <sup>c</sup> (0,32)	7,8 <sup>D</sup> (0,20)	13,8 <sup>cd</sup> (0,63)	9,4 <sup>CDEF</sup> (0,22)	12,0 <sup>ab</sup> (0,46)
<b>8 s High</b>	14,13		26,0 <sup>c</sup> (3,85)	14,9 <sup>EF</sup> (0,36)	17,2 <sup>ef</sup> (0,48)	9,0 <sup>FGH</sup> (0,11)	14,5 <sup>d</sup> (1,71)	10,0 <sup>i</sup> (0,33)	12,1 <sup>b</sup> (0,31)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		23,1 <sup>abc</sup> (1,68)	14,1 <sup>ABCDE</sup> (0,54)	16,0 <sup>cd</sup> (1,01)	7,8 <sup>D</sup> (0,15)	13,6 <sup>bcd</sup> (0,74)	9,1 <sup>BCE</sup> (0,08)	11,9 <sup>ab</sup> (0,59)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		22,3 <sup>abc</sup> (1,29)	14,6 <sup>CDEF</sup> (0,28)	17,7 <sup>ef</sup> (0,61)	8,9 <sup>EFG</sup> (0,19)	15,0 <sup>d</sup> (0,40)	9,8 <sup>Fghi</sup> (0,24)	12,4 <sup>b</sup> (0,54)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	21,3 <sup>ab</sup> (2,58)	13,4 <sup>A</sup> (0,35)	14,0 <sup>ab</sup> (0,25)	7,1 <sup>BC</sup> (0,15)	11,2 <sup>a</sup> (0,46)	8,8 <sup>B</sup> (0,27)	12,1 <sup>b</sup> (0,43)
<b>20 s Standard</b>	12,93		23,1 <sup>abc</sup> (1,44)	14,7 <sup>DEF</sup> (0,48)	17,3 <sup>ef</sup> (0,38)	9,4 <sup>H</sup> (0,09)	15,4 <sup>d</sup> (1,25)	9,5 <sup>EFG</sup> (0,34)	12,1 <sup>b</sup> (0,31)
<b>40 s Standard</b>	25,85		23,5 <sup>abc</sup> (1,21)	14,5 <sup>BCDEF</sup> (0,69)	17,4 <sup>ef</sup> (0,56)	9,0 <sup>EFGH</sup> (0,13)	15,4 <sup>d</sup> (1,52)	10,0 <sup>HI</sup> (0,33)	12,3 <sup>b</sup> (0,43)
<b>3 s High</b>	2,63		19,8 <sup>a</sup> (0,68)	13,4 <sup>A</sup> (0,19)	13,4 <sup>a</sup> (0,33)	5,6 <sup>A</sup> (0,15)	11,4 <sup>a</sup> (0,54)	8,2 <sup>A</sup> (0,13)	11,4 <sup>ab</sup> (0,30)
<b>4 s High</b>	3,50		21,4 <sup>ab</sup> (1,81)	13,6 <sup>ABC</sup> (0,21)	14,3 <sup>ab</sup> (0,96)	6,8 <sup>B</sup> (0,16)	11,7 <sup>ab</sup> (0,27)	8,9 <sup>BCD</sup> (0,11)	12,1 <sup>b</sup> (0,32)
<b>8 s High</b>	7,00		20,6 <sup>ab</sup> (2,27)	14,4 <sup>ABCDEF</sup> (0,38)	15,9 <sup>cd</sup> (0,36)	8,6 <sup>EF</sup> (0,16)	14,2 <sup>cd</sup> (0,80)	9,9 <sup>GHI</sup> (0,23)	12,0 <sup>ab</sup> (0,42)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		22,8 <sup>abc</sup> (2,08)	13,6 <sup>AB</sup> (0,26)	14,8 <sup>bc</sup> (0,40)	7,2 <sup>C</sup> (0,20)	11,8 <sup>ab</sup> (0,62)	9,1 <sup>BCE</sup> (0,05)	11,7 <sup>ab</sup> (0,33)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		22,9 <sup>abc</sup> (0,42)	14,1 <sup>ABCDE</sup> (0,51)	16,8 <sup>de</sup> (0,36)	8,6 <sup>E</sup> (0,13)	14,3 <sup>cd</sup> (0,34)	9,5 <sup>EFGH</sup> (0,12)	11,9 <sup>ab</sup> (0,42)
<b>Referenz <math>Y_{HU}</math></b>	47,03	0 mm	22,2 <sup>a</sup> (1,7)	13,4 <sup>D</sup> (0,8)	16,8 <sup>*</sup> (0,7)	7,7 <sup>A</sup> (2,0)	14,4 <sup>e</sup> (1,1)	9,3 <sup>B</sup> (0,2)	11,3 <sup>c</sup> (0,5)

Tab. 4.2.4.2.-2.: Mittelwerte für den Indentierungsmodul in einer Tiefe von 2 mm in [GPa]

Y <sub>HU</sub> [GPa]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	20,2 <sup>bcd</sup> (1,04)	11,9 <sup>BCD</sup> (0,27)	10,5 <sup>bcd</sup> (0,70)	6,6 <sup>D</sup> (0,34)	11,9 <sup>bc</sup> (0,90)	8,3 <sup>CD</sup> (0,25)	11,4 <sup>a</sup> (0,47)
<b>20 s Standard</b>	23,51		23,3 <sup>de</sup> (0,67)	13,6 <sup>F</sup> (0,47)	15,2 <sup>a</sup> (0,27)	9,1 <sup>G</sup> (0,13)	14,9 <sup>fg</sup> (0,86)	10,1 <sup>G</sup> (0,64)	12,5 <sup>ab</sup> (0,61)
<b>40 s Standard</b>	47,03		22,1 <sup>cde</sup> (1,76)	14,5 <sup>F</sup> (0,26)	16,6 <sup>a</sup> (0,28)	9,1 <sup>G</sup> (0,21)	15,3 <sup>a</sup> (0,80)	10,1 <sup>G</sup> (0,12)	12,6 <sup>ab</sup> (0,75)
<b>3 s High</b>	5,30		19,8 <sup>bc</sup> (1,46)	11,6 <sup>BCD</sup> (0,43)	7,9 <sup>a</sup> (1,84)	5,7 <sup>C</sup> (0,38)	9,6 <sup>a</sup> (1,40)	7,7 <sup>BC</sup> (0,15)	10,3 <sup>a</sup> (0,78)
<b>4 s High</b>	7,06		21,4 <sup>bcd</sup> (0,95)	11,4 <sup>BC</sup> (0,40)	9,9 <sup>ab</sup> (2,38)	6,5 <sup>D</sup> (0,05)	12,1 <sup>bc</sup> (1,18)	8,4 <sup>D</sup> (0,32)	11,3 <sup>a</sup> (0,84)
<b>8 s High</b>	14,13		23,9 <sup>e</sup> (1,11)	13,5 <sup>EF</sup> (0,48)	12,5 <sup>def</sup> (0,19)	8,4 <sup>F</sup> (0,18)	14,6 <sup>efg</sup> (0,69)	9,5 <sup>EF</sup> (0,05)	11,9 <sup>a</sup> (0,60)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		21,5 <sup>cde</sup> (0,83)	12,0 <sup>BCD</sup> (0,40)	10,8 <sup>bcd</sup> (0,84)	7,0 <sup>D</sup> (0,25)	12,4 <sup>cd</sup> (0,37)	8,3 <sup>D</sup> (0,34)	11,7 <sup>a</sup> (0,27)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		22,3 <sup>cde</sup> (1,22)	13,7 <sup>F</sup> (0,55)	14,4 <sup>fg</sup> (0,18)	8,6 <sup>FG</sup> (0,18)	14,0 <sup>defg</sup> (0,75)	9,3 <sup>EF</sup> (0,07)	12,4 <sup>ab</sup> (0,23)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	18,1 <sup>ab</sup> (2,37)	10,2 <sup>A</sup> (0,44)	10,1 <sup>abc</sup> (1,46)	5,1 <sup>AB</sup> (0,36)	9,7 <sup>a</sup> (0,51)	7,5 <sup>B</sup> (0,23)	10,8 <sup>a</sup> (0,27)
<b>20 s Standard</b>	12,93		22,7 <sup>cde</sup> (1,40)	13,6 <sup>F</sup> (0,26)	12,7 <sup>def</sup> (0,47)	8,6 <sup>FG</sup> (0,28)	14,1 <sup>defg</sup> (0,34)	9,6 <sup>EF</sup> (0,09)	12,0 <sup>a</sup> (0,18)
<b>40 s Standard</b>	25,85		23,6 <sup>e</sup> (1,01)	14,6 <sup>F</sup> (0,38)	15,6 <sup>a</sup> (0,29)	8,7 <sup>FG</sup> (0,22)	15,5 <sup>a</sup> (1,09)	9,8 <sup>FG</sup> (0,15)	12,5 <sup>ab</sup> (0,27)
<b>3 s High</b>	2,63		16,1 <sup>a</sup> (1,36)	10,1 <sup>A</sup> (0,56)	9,9 <sup>ab</sup> (1,61)	4,6 <sup>A</sup> (0,19)	9,8 <sup>a</sup> (0,33)	6,8 <sup>A</sup> (0,19)	10,5 <sup>a</sup> (0,72)
<b>4 s High</b>	3,50		20,7 <sup>bcd</sup> (1,89)	11,3 <sup>BC</sup> (0,44)	9,9 <sup>ab</sup> (0,77)	5,4 <sup>BC</sup> (0,16)	9,6 <sup>a</sup> (0,58)	7,6 <sup>B</sup> (0,15)	11,3 <sup>a</sup> (0,69)
<b>8 s High</b>	7,00		18,2 <sup>ab</sup> (2,30)	12,5 <sup>DE</sup> (0,47)	12,3 <sup>cdef</sup> (0,12)	7,6 <sup>E</sup> (0,15)	12,9 <sup>cde</sup> (0,41)	9,1 <sup>E</sup> (0,21)	12,0 <sup>a</sup> (0,52)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		19,9 <sup>bc</sup> (1,27)	11,0 <sup>AB</sup> (0,48)	10,9 <sup>bcd</sup> (0,69)	5,9 <sup>C</sup> (0,11)	10,4 <sup>ab</sup> (0,61)	7,7 <sup>B</sup> (0,16)	11,3 <sup>a</sup> (0,59)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		21,6 <sup>cde</sup> (0,62)	12,2 <sup>CD</sup> (0,99)	12,8 <sup>ef</sup> (0,24)	7,9 <sup>E</sup> (0,26)	13,3 <sup>cdef</sup> (0,30)	9,2 <sup>E</sup> (0,15)	11,8 <sup>a</sup> (0,36)
<b>Referenz Y<sub>HU</sub></b>	47,03	0 mm	22,2 <sup>a</sup> (1,7)	13,4 <sup>D</sup> (0,8)	16,8 <sup>a</sup> (0,7)	7,7 <sup>A</sup> (2,0)	14,4 <sup>e</sup> (1,1)	9,3 <sup>B</sup> (0,2)	11,3 <sup>c</sup> (0,5)

Tab. 4.2.4.2.-3.: Mittelwerte für den Indentierungsmodul in einer Tiefe von 4 mm in [GPa]

$Y_{HU}$ [GPa]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	16,3 <sup>bcdef</sup> (1,20)	6,5 <sup>DE</sup> (0,52)	4,7 <sup>abcdef</sup> (1,55)	1,2 <sup>ABC</sup> (0,34)	7,6 <sup>de</sup> (1,43)	4,8 <sup>B</sup> (0,53)	7,4 <sup>cde</sup> (2,65)
<b>20 s Standard</b>	23,51		20,1 <sup>f</sup> (2,28)	11,2 <sup>GH</sup> (0,71)	7,1 <sup>defg</sup> (1,28)	7,5 <sup>G</sup> (0,39)	13,0 <sup>f</sup> (0,76)	8,5 <sup>E</sup> (0,22)	10,7 <sup>ef</sup> (1,09)
<b>40 s Standard</b>	47,03		19,9 <sup>ef</sup> (2,32)	12,6 <sup>H</sup> (0,43)	10,0 <sup>g</sup> (0,68)	7,8 <sup>G</sup> (0,72)	13,5 <sup>f</sup> (0,43)	8,8 <sup>E</sup> (0,31)	11,5 <sup>f</sup> (3,15)
<b>3 s High</b>	5,30		11,6 <sup>b</sup> (3,96)	5,2 <sup>B<sup>C</sup>D<sup>E</sup></sup> (0,76)	2,6 <sup>abc</sup> (1,49)	2,0 <sup>C</sup> (0,67)	2,3 <sup>a</sup> (0,80)	2,7 <sup>A</sup> (0,51)	4,8 <sup>bc</sup> (1,71)
<b>4 s High</b>	7,06		12,1 <sup>b</sup> (3,18)	2,6 <sup>AB</sup> (0,48)	3,5 <sup>abc</sup> (2,75)	1,4 <sup>ABC</sup> (0,31)	6,9 <sup>cd</sup> (1,55)	5,9 <sup>BC</sup> (1,07)	7,2 <sup>cd</sup> (2,27)
<b>8 s High</b>	14,13		18,4 <sup>cdef</sup> (0,94)	9,4 <sup>FG</sup> (0,54)	2,1 <sup>ab</sup> (0,75)	5,7 <sup>E</sup> (0,92)	12,2 <sup>f</sup> (0,95)	7,7 <sup>DE</sup> (0,62)	9,3 <sup>def</sup> (0,61)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		14,5 <sup>bode</sup> (2,16)	5,8 <sup>CDE</sup> (0,76)	1,8 <sup>ab</sup> (0,72)	2,3 <sup>CD</sup> (0,38)	5,2 <sup>bc</sup> (1,63)	5,3 <sup>BC</sup> (0,90)	9,0 <sup>def</sup> (1,44)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		19,1 <sup>def</sup> (1,70)	10,6 <sup>GH</sup> (1,39)	5,3 <sup>bodef</sup> (0,91)	6,3 <sup>EF</sup> (0,48)	13,4 <sup>f</sup> (0,21)	8,0 <sup>E</sup> (0,27)	10,5 <sup>ef</sup> (0,59)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	10,8 <sup>ab</sup> (0,71)	2,0 <sup>A</sup> (1,31)	3,6 <sup>abcd</sup> (1,10)	0,3 <sup>A</sup> (0,07)	1,2 <sup>a</sup> (0,17)	2,6 <sup>A</sup> (0,59)	4,2 <sup>abc</sup> (0,99)
<b>20 s Standard</b>	12,93		18,1 <sup>cdef</sup> (3,50)	11,1 <sup>GH</sup> (0,50)	3,8 <sup>abcde</sup> (1,73)	5,7 <sup>E</sup> (0,90)	12,0 <sup>f</sup> (0,80)	7,7 <sup>DE</sup> (0,31)	10,3 <sup>def</sup> (0,70)
<b>40 s Standard</b>	25,85		19,9 <sup>ef</sup> (0,69)	11,6 <sup>GH</sup> (0,31)	7,7 <sup>fg</sup> (1,12)	7,0 <sup>FG</sup> (0,48)	14,2 <sup>f</sup> (1,67)	8,2 <sup>E</sup> (0,43)	10,6 <sup>ef</sup> (0,63)
<b>3 s High</b>	2,63		5,8 <sup>a</sup> (1,18)	4,3 <sup>ABCD</sup> (1,77)	1,7 <sup>a</sup> (1,03)	1,2 <sup>ABC</sup> (0,34)	1,8 <sup>a</sup> (0,34)	1,7 <sup>A</sup> (0,56)	1,4 <sup>a</sup> (0,88)
<b>4 s High</b>	3,50		13,1 <sup>bc</sup> (0,67)	5,1 <sup>B<sup>C</sup>D<sup>E</sup></sup> (3,11)	4,6 <sup>abcdef</sup> (1,61)	1,5 <sup>BC</sup> (0,35)	3,3 <sup>ab</sup> (0,49)	2,8 <sup>A</sup> (0,71)	3,4 <sup>ab</sup> (1,50)
<b>8 s High</b>	7,00		14,3 <sup>bcd</sup> (4,63)	5,6 <sup>CDE</sup> (0,63)	3,8 <sup>abcde</sup> (1,05)	3,4 <sup>D</sup> (0,50)	7,6 <sup>de</sup> (0,44)	6,5 <sup>CD</sup> (0,60)	9,9 <sup>def</sup> (0,29)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		13,3 <sup>bc</sup> (2,32)	3,4 <sup>ABC</sup> (1,81)	6,2 <sup>cdef</sup> (2,63)	0,7 <sup>AB</sup> (0,17)	5,3 <sup>bc</sup> (1,74)	2,9 <sup>A</sup> (0,41)	4,2 <sup>abc</sup> (0,96)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		17,7 <sup>cdef</sup> (1,42)	7,6 <sup>EF</sup> (1,75)	7,2 <sup>efg</sup> (2,29)	5,4 <sup>E</sup> (0,26)	9,6 <sup>e</sup> (0,46)	7,6 <sup>DE</sup> (0,27)	9,7 <sup>def</sup> (0,67)
<b>Referenz <math>Y_{HU}</math></b>	47,03	0 mm	22,2 <sup>g</sup> (1,7)	13,4 <sup>D</sup> (0,8)	16,8 <sup>*</sup> (0,7)	7,7 <sup>A</sup> (2,0)	14,4 <sup>e</sup> (1,1)	9,3 <sup>B</sup> (0,2)	11,3 <sup>c</sup> (0,5)

Tab. 4.2.4.2.-4.: Mittelwerte für den Indentierungsmodul in einer Tiefe von größer 5 mm in [GPa]

## 4.2.4.3. Kriechen (Cr)

Cr [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	3,3 <sup>a</sup> (0,48)	3,5 <sup>AB</sup> (0,05)	3,6 <sup>ab</sup> (0,10)	4,9 <sup>ABCD</sup> (0,08)	4,3 <sup>abcd</sup> (0,73)	4,3 <sup>CDEF</sup> (0,11)	4,4 <sup>ab</sup> (0,26)
<b>20 s Standard</b>	23,51		3,2 <sup>a</sup> (0,17)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,09)	3,4 <sup>ab</sup> (0,11)	4,6 <sup>A</sup> (0,07)	3,7 <sup>abc</sup> (0,30)	4,0 <sup>AB</sup> (0,12)	4,3 <sup>ab</sup> (0,31)
<b>40 s Standard</b>	47,03		3,4 <sup>a</sup> (0,58)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,04)	3,5 <sup>ab</sup> (0,08)	4,8 <sup>ABC</sup> (0,22)	3,5 <sup>ab</sup> (0,12)	4,1 <sup>ABCD</sup> (0,08)	4,2 <sup>a</sup> (0,13)
<b>3 s High</b>	5,30		3,4 <sup>a</sup> (0,37)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,17)	3,7 <sup>ab</sup> (0,41)	6,1 <sup>G</sup> (0,46)	4,7 <sup>cd</sup> (0,78)	4,7 <sup>G</sup> (0,23)	4,6 <sup>ab</sup> (0,32)
<b>4 s High</b>	7,06		3,2 <sup>a</sup> (0,43)	3,7 <sup>ABC</sup> (0,05)	3,5 <sup>ab</sup> (0,09)	5,5 <sup>DEF</sup> (0,38)	4,5 <sup>bcd</sup> (1,18)	4,4 <sup>CDEF</sup> (0,15)	4,5 <sup>ab</sup> (0,30)
<b>8 s High</b>	14,13		3,0 <sup>a</sup> (0,45)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,05)	3,4 <sup>ab</sup> (0,16)	4,7 <sup>AB</sup> (0,18)	3,6 <sup>abc</sup> (0,35)	4,2 <sup>ABCDE</sup> (0,04)	4,9 <sup>ab</sup> (0,15)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		3,2 <sup>a</sup> (0,29)	3,7 <sup>ABC</sup> (0,08)	3,4 <sup>ab</sup> (0,29)	5,5 <sup>EF</sup> (0,43)	4,2 <sup>abcd</sup> (0,44)	4,5 <sup>F</sup> (0,05)	4,5 <sup>ab</sup> (0,44)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		3,6 <sup>a</sup> (0,28)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,11)	3,4 <sup>ab</sup> (0,14)	4,9 <sup>ABCD</sup> (0,26)	3,5 <sup>ab</sup> (0,19)	4,1 <sup>ABCD</sup> (0,05)	4,9 <sup>ab</sup> (1,20)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	3,2 <sup>a</sup> (0,47)	3,8 <sup>BC</sup> (0,08)	3,5 <sup>ab</sup> (0,21)	5,4 <sup>DEF</sup> (0,27)	4,8 <sup>d</sup> (0,30)	4,3 <sup>BCDEF</sup> (0,21)	4,6 <sup>ab</sup> (0,17)
<b>20 s Standard</b>	12,93		3,0 <sup>a</sup> (0,29)	3,5 <sup>AB</sup> (0,11)	3,4 <sup>ab</sup> (0,08)	4,4 <sup>A</sup> (0,16)	3,3 <sup>a</sup> (0,23)	4,1 <sup>ABC</sup> (0,12)	4,4 <sup>ab</sup> (0,20)
<b>40 s Standard</b>	25,85		3,2 <sup>a</sup> (0,28)	3,5 <sup>A</sup> (0,14)	3,3 <sup>a</sup> (0,16)	4,7 <sup>AB</sup> (0,19)	3,5 <sup>ab</sup> (0,31)	4,0 <sup>A</sup> (0,05)	4,5 <sup>ab</sup> (0,15)
<b>3 s High</b>	2,63		3,4 <sup>a</sup> (0,42)	3,8 <sup>C</sup> (0,00)	3,8 <sup>b</sup> (0,15)	5,9 <sup>FG</sup> (0,08)	4,9 <sup>d</sup> (0,41)	4,9 <sup>G</sup> (0,16)	4,6 <sup>ab</sup> (0,17)
<b>4 s High</b>	3,50		3,3 <sup>a</sup> (0,30)	3,7 <sup>ABC</sup> (0,22)	3,4 <sup>ab</sup> (0,15)	5,9 <sup>FG</sup> (0,16)	4,3 <sup>abcd</sup> (0,31)	4,4 <sup>DEF</sup> (0,08)	5,1 <sup>b</sup> (0,38)
<b>8 s High</b>	7,00		3,0 <sup>a</sup> (0,05)	3,7 <sup>ABC</sup> (0,09)	3,5 <sup>ab</sup> (0,07)	4,9 <sup>ABCD</sup> (0,18)	4,1 <sup>abcd</sup> (0,42)	4,1 <sup>ABCD</sup> (0,04)	4,4 <sup>ab</sup> (0,30)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		3,1 <sup>a</sup> (0,24)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,11)	3,5 <sup>ab</sup> (0,04)	5,3 <sup>CDEF</sup> (0,19)	4,5 <sup>bcd</sup> (0,28)	4,4 <sup>EF</sup> (0,15)	4,9 <sup>ab</sup> (0,24)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		3,3 <sup>a</sup> (0,41)	3,6 <sup>ABC</sup> (0,08)	3,4 <sup>ab</sup> (0,15)	5,2 <sup>BCDE</sup> (0,37)	3,9 <sup>abcd</sup> (0,18)	4,1 <sup>ABCD</sup> (0,08)	4,4 <sup>ab</sup> (0,14)
<b>Referenz Cr</b>	47,03	0 mm	3,4 <sup>a</sup> (0,3)	3,5 <sup>AB</sup> (0,2)	3,4 <sup>*</sup> (0,2)	4,6 <sup>E</sup> (0,4)	3,6 <sup>b</sup> (0,3)	4,3 <sup>D</sup> (0,1)	4,0 <sup>c</sup> (0,2)

Tab. 4.2.4.3.-1.: Mittelwerte für Kriechen (Cr) in einer Tiefe von 0,2 mm in [%]

Cr [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	3,2 <sup>a</sup> (0,52)	3,8 <sup>ABCD</sup> (0,07)	3,7 <sup>abcd</sup> (0,20)	5,0 <sup>C</sup> (0,12)	3,8 <sup>abcd</sup> (0,44)	4,3 <sup>BCDEF</sup> (0,05)	4,4 <sup>ab</sup> (0,15)
<b>20 s Standard</b>	23,51		3,3 <sup>a</sup> (0,23)	3,7 <sup>AB</sup> (0,33)	3,4 <sup>a</sup> (0,17)	4,4 <sup>A</sup> (0,09)	3,4 <sup>ab</sup> (0,34)	4,0 <sup>ABC</sup> (0,16)	4,5 <sup>ab</sup> (0,34)
<b>40 s Standard</b>	47,03		3,0 <sup>a</sup> (0,22)	3,6 <sup>A</sup> (0,09)	3,4 <sup>a</sup> (0,15)	4,4 <sup>A</sup> (0,04)	3,4 <sup>ab</sup> (0,20)	4,0 <sup>ABC</sup> (0,07)	4,2 <sup>a</sup> (0,21)
<b>3 s High</b>	5,30		3,2 <sup>a</sup> (0,47)	3,9 <sup>BCDE</sup> (0,11)	4,1 <sup>ef</sup> (0,11)	5,6 <sup>E</sup> (0,13)	4,6 <sup>d</sup> (1,05)	4,6 <sup>F</sup> (0,15)	4,3 <sup>ab</sup> (0,49)
<b>4 s High</b>	7,06		3,1 <sup>a</sup> (0,30)	3,9 <sup>BCDE</sup> (0,16)	3,8 <sup>bode</sup> (0,17)	5,1 <sup>C</sup> (0,05)	3,8 <sup>abcd</sup> (0,55)	4,4 <sup>CDEF</sup> (0,10)	4,6 <sup>ab</sup> (0,31)
<b>8 s High</b>	14,13		3,0 <sup>a</sup> (0,19)	3,7 <sup>ABC</sup> (0,12)	3,5 <sup>ab</sup> (0,09)	4,6 <sup>AB</sup> (0,04)	3,4 <sup>ab</sup> (0,09)	4,1 <sup>ABCDE</sup> (0,07)	4,5 <sup>ab</sup> (0,08)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		3,3 <sup>a</sup> (0,36)	3,9 <sup>BCD</sup> (0,04)	3,7 <sup>abcd</sup> (0,13)	5,1 <sup>C</sup> (0,09)	3,5 <sup>ab</sup> (0,23)	4,4 <sup>DEF</sup> (0,08)	4,7 <sup>ab</sup> (0,22)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		3,3 <sup>a</sup> (0,19)	3,6 <sup>A</sup> (0,21)	3,4 <sup>a</sup> (0,16)	4,6 <sup>AB</sup> (0,05)	3,3 <sup>a</sup> (0,19)	3,8 <sup>A</sup> (0,59)	4,5 <sup>ab</sup> (0,23)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	3,6 <sup>a</sup> (0,70)	4,2 <sup>E</sup> (0,07)	3,9 <sup>def</sup> (0,12)	5,4 <sup>D</sup> (0,04)	4,3 <sup>bcd</sup> (0,26)	4,3 <sup>BCDEF</sup> (0,05)	4,2 <sup>ab</sup> (0,30)
<b>20 s Standard</b>	12,93		3,0 <sup>a</sup> (0,17)	3,6 <sup>AB</sup> (0,05)	3,4 <sup>a</sup> (0,09)	4,4 <sup>A</sup> (0,05)	3,3 <sup>a</sup> (0,32)	4,0 <sup>ABCD</sup> (0,09)	4,7 <sup>ab</sup> (0,48)
<b>40 s Standard</b>	25,85		3,3 <sup>a</sup> (0,22)	3,6 <sup>AB</sup> (0,04)	3,5 <sup>a</sup> (0,11)	4,6 <sup>AB</sup> (0,05)	3,3 <sup>ab</sup> (0,53)	4,0 <sup>AB</sup> (0,15)	4,1 <sup>a</sup> (0,23)
<b>3 s High</b>	2,63		3,8 <sup>a</sup> (0,44)	4,1 <sup>DE</sup> (0,07)	4,2 <sup>f</sup> (0,15)	6,1 <sup>F</sup> (0,08)	4,5 <sup>cd</sup> (0,70)	4,7 <sup>F</sup> (0,11)	4,9 <sup>b</sup> (0,35)
<b>4 s High</b>	3,50		3,7 <sup>a</sup> (0,38)	4,0 <sup>CDE</sup> (0,04)	4,0 <sup>def</sup> (0,14)	5,4 <sup>DE</sup> (0,11)	4,2 <sup>abcd</sup> (0,09)	4,5 <sup>EF</sup> (0,18)	4,8 <sup>ab</sup> (0,49)
<b>8 s High</b>	7,00		3,2 <sup>a</sup> (0,39)	3,8 <sup>ABCD</sup> (0,04)	3,6 <sup>abc</sup> (0,08)	4,7 <sup>B</sup> (0,07)	3,6 <sup>abc</sup> (0,19)	4,0 <sup>ABCD</sup> (0,05)	4,2 <sup>a</sup> (0,23)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		3,3 <sup>a</sup> (0,30)	3,9 <sup>BCDE</sup> (0,13)	4,0 <sup>def</sup> (0,18)	5,3 <sup>D</sup> (0,11)	4,0 <sup>abcd</sup> (0,26)	4,4 <sup>DEF</sup> (0,08)	4,6 <sup>ab</sup> (0,12)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		3,3 <sup>a</sup> (0,57)	3,6 <sup>AB</sup> (0,18)	3,5 <sup>ab</sup> (0,09)	4,7 <sup>B</sup> (0,09)	3,8 <sup>abcd</sup> (0,37)	4,1 <sup>ABCDE</sup> (0,00)	4,3 <sup>ab</sup> (0,34)
<b>Referenz Cr</b>	47,03	0 mm	3,4 <sup>a</sup> (0,3)	3,5 <sup>AB</sup> (0,2)	3,4 <sup>*</sup> (0,2)	4,6 <sup>F</sup> (0,4)	3,6 <sup>b</sup> (0,3)	4,3 <sup>D</sup> (0,1)	4,0 <sup>c</sup> (0,2)

Tab. 4.2.4.3.-2.: Mittelwerte für Kriechen (Cr) in einer Tiefe von 2 mm in [%]

Cr [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	3,4 <sup>abc</sup> (0,17)	4,3 <sup>DEFG</sup> (0,11)	4,6 <sup>efg</sup> (0,26)	5,6 <sup>FG</sup> (0,16)	4,0 <sup>abcd</sup> (0,55)	4,6 <sup>C</sup> (0,08)	4,7 <sup>bc</sup> (0,27)
<b>20 s Standard</b>	23,51		3,1 <sup>a</sup> (0,10)	3,9 <sup>ABC</sup> (0,07)	3,9 <sup>abc</sup> (0,15)	4,5 <sup>AB</sup> (0,05)	3,5 <sup>ab</sup> (0,20)	4,1 <sup>AB</sup> (0,21)	4,3 <sup>ab</sup> (0,22)
<b>40 s Standard</b>	47,03		3,1 <sup>a</sup> (0,36)	3,7 <sup>A</sup> (0,13)	3,6 <sup>a</sup> (0,13)	4,4 <sup>A</sup> (0,04)	3,4 <sup>ab</sup> (0,30)	4,1 <sup>AB</sup> (0,04)	3,6 <sup>a</sup> (0,88)
<b>3 s High</b>	5,30		3,7 <sup>abc</sup> (0,21)	4,4 <sup>EFGH</sup> (0,15)	5,1 <sup>g</sup> (0,25)	5,9 <sup>HI</sup> (0,04)	4,5 <sup>cde</sup> (0,53)	5,0 <sup>E</sup> (0,08)	4,9 <sup>bc</sup> (0,57)
<b>4 s High</b>	7,06		3,4 <sup>abc</sup> (0,33)	4,5 <sup>FGH</sup> (0,07)	4,7 <sup>efg</sup> (0,51)	5,6 <sup>G</sup> (0,04)	4,3 <sup>bode</sup> (0,75)	4,6 <sup>CD</sup> (0,09)	5,0 <sup>bc</sup> (0,48)
<b>8 s High</b>	14,13		3,0 <sup>a</sup> (0,39)	4,0 <sup>ABCD</sup> (0,05)	4,3 <sup>cdef</sup> (0,17)	4,8 <sup>CD</sup> (0,05)	3,3 <sup>a</sup> (0,52)	4,3 <sup>AB</sup> (0,05)	4,2 <sup>ab</sup> (0,33)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		3,3 <sup>ab</sup> (0,26)	4,3 <sup>EFG</sup> (0,22)	4,7 <sup>fg</sup> (0,11)	5,4 <sup>F</sup> (0,10)	4,1 <sup>abcde</sup> (0,38)	4,6 <sup>C</sup> (0,19)	4,6 <sup>bc</sup> (0,59)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		3,3 <sup>ab</sup> (0,26)	3,8 <sup>AB</sup> (0,13)	4,0 <sup>abcd</sup> (0,15)	4,6 <sup>BC</sup> (0,08)	3,5 <sup>ab</sup> (0,40)	4,2 <sup>AB</sup> (0,11)	4,5 <sup>abc</sup> (0,18)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	3,6 <sup>abc</sup> (0,30)	5,0 <sup>I</sup> (0,19)	4,7 <sup>fg</sup> (0,23)	6,2 <sup>J</sup> (0,19)	4,7 <sup>de</sup> (0,25)	5,1 <sup>E</sup> (0,15)	4,9 <sup>bc</sup> (0,29)
<b>20 s Standard</b>	12,93		3,3 <sup>ab</sup> (0,32)	3,9 <sup>ABC</sup> (0,09)	4,1 <sup>bcd</sup> (0,13)	4,6 <sup>BC</sup> (0,07)	3,6 <sup>abc</sup> (0,45)	4,1 <sup>AB</sup> (0,08)	4,6 <sup>bc</sup> (0,26)
<b>40 s Standard</b>	25,85		3,1 <sup>a</sup> (0,14)	3,7 <sup>A</sup> (0,13)	3,7 <sup>ab</sup> (0,18)	4,6 <sup>ABC</sup> (0,05)	3,2 <sup>a</sup> (0,19)	4,1 <sup>A</sup> (0,05)	4,3 <sup>ab</sup> (0,23)
<b>3 s High</b>	2,63		4,1 <sup>c</sup> (0,17)	4,8 <sup>HI</sup> (0,16)	4,7 <sup>fg</sup> (0,29)	6,6 <sup>K</sup> (0,08)	4,7 <sup>de</sup> (0,36)	5,5 <sup>F</sup> (0,11)	5,4 <sup>c</sup> (0,47)
<b>4 s High</b>	3,50		3,6 <sup>abc</sup> (0,40)	4,5 <sup>FGH</sup> (0,31)	4,7 <sup>fg</sup> (0,22)	6,0 <sup>IJ</sup> (0,07)	4,9 <sup>de</sup> (0,19)	5,1 <sup>E</sup> (0,07)	5,0 <sup>bc</sup> (0,13)
<b>8 s High</b>	7,00		3,2 <sup>a</sup> (0,18)	4,2 <sup>CDEF</sup> (0,10)	4,5 <sup>def</sup> (0,09)	5,1 <sup>E</sup> (0,11)	4,2 <sup>bode</sup> (0,31)	4,3 <sup>AB</sup> (0,07)	4,6 <sup>bc</sup> (0,11)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		3,9 <sup>bc</sup> (0,41)	4,6 <sup>GHI</sup> (0,13)	4,6 <sup>efg</sup> (0,21)	5,8 <sup>GH</sup> (0,05)	5,0 <sup>e</sup> (0,77)	4,9 <sup>DE</sup> (0,04)	5,0 <sup>bc</sup> (0,57)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		3,3 <sup>ab</sup> (0,29)	4,1 <sup>BCDE</sup> (0,19)	4,2 <sup>bode</sup> (0,07)	5,0 <sup>DE</sup> (0,11)	3,7 <sup>abc</sup> (0,11)	4,3 <sup>B</sup> (0,09)	4,4 <sup>ab</sup> (0,43)
<b>Referenz Cr</b>	47,03	0 mm	3,4 <sup>a</sup> (0,3)	3,5 <sup>AB</sup> (0,2)	3,4 <sup>*</sup> (0,2)	4,6 <sup>E</sup> (0,4)	3,6 <sup>b</sup> (0,3)	4,3 <sup>D</sup> (0,1)	4,0 <sup>c</sup> (0,2)

Tab. 4.2.4.3.-3.: Mittelwerte für Kriechen (Cr) in einer Tiefe von 4 mm in [%]



Cr [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	3,7 <sup>abc</sup> (0,18)	5,7 <sup>CD</sup> (0,15)	4,8 <sup>a</sup> (0,78)	8,1 <sup>FGH</sup> (0,41)	4,9 <sup>bcd</sup> (0,53)	6,4 <sup>D</sup> (0,46)	6,3 <sup>bcd</sup> (1,79)
<b>20 s Standard</b>	23,51		3,3 <sup>ab</sup> (0,41)	4,1 <sup>AB</sup> (0,11)	5,5 <sup>a</sup> (0,32)	4,7 <sup>AB</sup> (0,08)	3,8 <sup>ab</sup> (0,18)	4,2 <sup>A</sup> (0,04)	4,6 <sup>ab</sup> (0,57)
<b>40 s Standard</b>	47,03		3,7 <sup>abc</sup> (0,48)	3,9 <sup>A</sup> (0,09)	4,9 <sup>a</sup> (0,22)	4,5 <sup>A</sup> (0,07)	3,6 <sup>a</sup> (0,19)	4,2 <sup>A</sup> (0,12)	4,0 <sup>a</sup> (0,80)
<b>3 s High</b>	5,30		4,5 <sup>bode</sup> (0,64)	6,0 <sup>DEF</sup> (0,31)	4,9 <sup>a</sup> (0,44)	8,3 <sup>GH</sup> (0,32)	6,2 <sup>a</sup> (0,35)	7,8 <sup>E</sup> (0,21)	8,0 <sup>de</sup> (1,36)
<b>4 s High</b>	7,06		4,9 <sup>cde</sup> (0,73)	7,6 <sup>G</sup> (0,15)	4,6 <sup>a</sup> (0,53)	8,5 <sup>H</sup> (0,13)	5,7 <sup>de</sup> (1,28)	5,5 <sup>C</sup> (0,70)	6,5 <sup>cd</sup> (1,44)
<b>8 s High</b>	14,13		3,4 <sup>ab</sup> (0,77)	4,9 <sup>BC</sup> (0,18)	5,3 <sup>a</sup> (0,26)	5,5 <sup>CD</sup> (0,33)	4,3 <sup>abc</sup> (0,26)	4,6 <sup>A</sup> (0,22)	4,9 <sup>abc</sup> (0,46)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		4,2 <sup>abcd</sup> (0,66)	6,4 <sup>DEF</sup> (0,38)	4,5 <sup>a</sup> (1,43)	8,2 <sup>GH</sup> (0,38)	5,7 <sup>de</sup> (0,66)	6,0 <sup>CD</sup> (0,47)	6,1 <sup>bc</sup> (0,68)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		3,2 <sup>ab</sup> (0,31)	4,4 <sup>AB</sup> (0,19)	5,2 <sup>a</sup> (0,25)	5,4 <sup>BCD</sup> (0,21)	3,6 <sup>a</sup> (0,43)	4,5 <sup>A</sup> (0,07)	4,8 <sup>abc</sup> (0,47)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	5,0 <sup>de</sup> (0,44)	5,8 <sup>CDE</sup> (0,89)	5,3 <sup>a</sup> (1,19)	6,5 <sup>E</sup> (0,25)	6,2 <sup>a</sup> (0,27)	8,0 <sup>E</sup> (0,38)	9,1 <sup>e</sup> (0,72)
<b>20 s Standard</b>	12,93		3,2 <sup>a</sup> (0,44)	4,5 <sup>AB</sup> (0,17)	5,4 <sup>a</sup> (0,31)	5,3 <sup>BCD</sup> (0,24)	3,6 <sup>a</sup> (0,39)	4,5 <sup>A</sup> (0,11)	5,2 <sup>abc</sup> (0,33)
<b>40 s Standard</b>	25,85		3,3 <sup>ab</sup> (0,64)	4,2 <sup>AB</sup> (0,05)	5,1 <sup>a</sup> (0,43)	4,8 <sup>ABC</sup> (0,11)	3,7 <sup>a</sup> (0,66)	4,2 <sup>A</sup> (0,10)	4,6 <sup>ab</sup> (0,21)
<b>3 s High</b>	2,63		5,6 <sup>e</sup> (0,21)	6,3 <sup>DEF</sup> (0,56)	4,0 <sup>a</sup> (1,19)	8,1 <sup>FGH</sup> (0,30)	6,6 <sup>a</sup> (0,40)	8,1 <sup>E</sup> (0,19)	9,3 <sup>e</sup> (0,49)
<b>4 s High</b>	3,50		4,3 <sup>abcde</sup> (0,22)	6,1 <sup>DEF</sup> (0,93)	4,7 <sup>a</sup> (0,44)	8,1 <sup>FGH</sup> (0,43)	6,1 <sup>e</sup> (0,29)	7,8 <sup>E</sup> (0,36)	9,2 <sup>e</sup> (0,92)
<b>8 s High</b>	7,00		3,7 <sup>abc</sup> (0,40)	6,7 <sup>EFG</sup> (0,39)	5,5 <sup>a</sup> (0,31)	7,5 <sup>F</sup> (0,60)	5,4 <sup>cde</sup> (0,61)	5,3 <sup>BC</sup> (0,39)	5,1 <sup>abc</sup> (0,72)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		5,0 <sup>cde</sup> (1,05)	7,0 <sup>FG</sup> (0,48)	5,1 <sup>a</sup> (0,63)	7,7 <sup>FG</sup> (0,62)	5,5 <sup>de</sup> (0,37)	7,8 <sup>E</sup> (0,30)	8,8 <sup>e</sup> (0,55)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		3,7 <sup>abc</sup> (0,17)	5,6 <sup>CD</sup> (0,61)	5,1 <sup>a</sup> (0,29)	6,0 <sup>DE</sup> (0,11)	4,7 <sup>abcd</sup> (0,34)	4,7 <sup>AB</sup> (0,07)	5,5 <sup>abc</sup> (0,34)
<b>Referenz Cr</b>	47,03	0 mm	3,4 <sup>a</sup> (0,3)	3,5 <sup>AB</sup> (0,2)	3,4 <sup>a</sup> (0,2)	4,6 <sup>E</sup> (0,4)	3,6 <sup>b</sup> (0,3)	4,3 <sup>D</sup> (0,1)	4,0 <sup>c</sup> (0,2)

Tab. 4.2.4.3.-4.: Mittelwerte für Kriechen (Cr) in einer Tiefe von größer 5 mm in

## 4.2.4.4. Elastische Arbeit (We/Wtot)

We/Wtot [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	45,5 <sup>a</sup> (1,96)	46,3 <sup>A</sup> (1,57)	43,6 <sup>a</sup> (0,95)	42,1 <sup>A</sup> (0,79)	44,5 <sup>a</sup> (4,45)	45,5 <sup>A</sup> (0,66)	38,6 <sup>ab</sup> (2,16)
<b>20 s Standard</b>	23,51		44,1 <sup>a</sup> (3,06)	46,1 <sup>A</sup> (2,68)	42,7 <sup>a</sup> (0,85)	43,3 <sup>A</sup> (0,86)	43,5 <sup>a</sup> (1,37)	46,0 <sup>A</sup> (1,16)	39,7 <sup>ab</sup> (0,92)
<b>40 s Standard</b>	47,03		44,2 <sup>a</sup> (3,78)	45,9 <sup>A</sup> (1,91)	42,6 <sup>a</sup> (0,86)	43,2 <sup>A</sup> (0,68)	46,8 <sup>a</sup> (1,11)	45,5 <sup>A</sup> (0,99)	39,1 <sup>ab</sup> (0,58)
<b>3 s High</b>	5,30		47,3 <sup>a</sup> (3,16)	46,6 <sup>A</sup> (2,51)	43,5 <sup>a</sup> (1,72)	41,6 <sup>A</sup> (1,08)	47,5 <sup>a</sup> (5,35)	45,5 <sup>A</sup> (1,76)	42,2 <sup>ab</sup> (4,21)
<b>4 s High</b>	7,06		45,1 <sup>a</sup> (1,62)	45,7 <sup>A</sup> (1,15)	42,8 <sup>a</sup> (0,94)	42,1 <sup>A</sup> (1,48)	45,9 <sup>a</sup> (2,79)	46,1 <sup>A</sup> (0,65)	40,1 <sup>ab</sup> (1,33)
<b>8 s High</b>	14,13		43,3 <sup>a</sup> (4,63)	45,7 <sup>A</sup> (1,23)	43,3 <sup>a</sup> (1,53)	43,6 <sup>A</sup> (1,27)	47,7 <sup>a</sup> (3,48)	45,6 <sup>A</sup> (0,68)	32,9 <sup>a</sup> (10,40)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		45,1 <sup>a</sup> (2,49)	44,6 <sup>A</sup> (0,86)	43,2 <sup>a</sup> (0,90)	42,0 <sup>A</sup> (1,03)	46,3 <sup>a</sup> (2,36)	46,8 <sup>A</sup> (1,03)	38,2 <sup>ab</sup> (1,33)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		45,8 <sup>a</sup> (3,60)	45,4 <sup>A</sup> (1,24)	42,7 <sup>a</sup> (1,35)	43,1 <sup>A</sup> (1,19)	46,6 <sup>a</sup> (2,05)	46,1 <sup>A</sup> (1,12)	37,0 <sup>ab</sup> (1,43)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	47,6 <sup>a</sup> (1,92)	45,3 <sup>A</sup> (1,06)	45,0 <sup>a</sup> (1,54)	41,7 <sup>A</sup> (0,55)	45,8 <sup>a</sup> (1,59)	45,7 <sup>A</sup> (0,75)	43,4 <sup>b</sup> (5,01)
<b>20 s Standard</b>	12,93		47,2 <sup>a</sup> (5,32)	44,8 <sup>A</sup> (1,20)	44,2 <sup>a</sup> (1,11)	44,0 <sup>A</sup> (0,59)	47,1 <sup>a</sup> (1,39)	46,7 <sup>A</sup> (0,64)	32,1 <sup>a</sup> (12,25)
<b>40 s Standard</b>	25,85		46,5 <sup>a</sup> (1,31)	46,5 <sup>A</sup> (0,56)	42,6 <sup>a</sup> (0,86)	44,1 <sup>A</sup> (1,16)	46,1 <sup>a</sup> (0,19)	46,4 <sup>A</sup> (0,73)	38,8 <sup>ab</sup> (1,83)
<b>3 s High</b>	2,63		48,6 <sup>a</sup> (3,35)	45,8 <sup>A</sup> (1,94)	43,9 <sup>a</sup> (1,09)	41,6 <sup>A</sup> (0,23)	42,5 <sup>a</sup> (2,53)	45,8 <sup>A</sup> (0,53)	38,2 <sup>ab</sup> (1,37)
<b>4 s High</b>	3,50		43,6 <sup>a</sup> (3,12)	46,2 <sup>A</sup> (1,52)	43,2 <sup>a</sup> (0,87)	53,4 <sup>A</sup> (26,10)	43,4 <sup>a</sup> (2,99)	46,3 <sup>A</sup> (1,82)	38,5 <sup>ab</sup> (0,68)
<b>8 s High</b>	7,00		47,0 <sup>a</sup> (3,62)	46,5 <sup>A</sup> (1,09)	43,3 <sup>a</sup> (0,60)	42,5 <sup>A</sup> (0,64)	46,2 <sup>a</sup> (0,50)	45,8 <sup>A</sup> (1,00)	37,5 <sup>ab</sup> (1,24)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		46,8 <sup>a</sup> (0,70)	46,2 <sup>A</sup> (1,09)	43,3 <sup>a</sup> (0,72)	41,6 <sup>A</sup> (0,95)	44,1 <sup>a</sup> (3,29)	45,3 <sup>A</sup> (0,54)	40,0 <sup>ab</sup> (2,64)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		47,6 <sup>a</sup> (4,00)	45,7 <sup>A</sup> (0,75)	42,8 <sup>a</sup> (0,58)	42,0 <sup>A</sup> (0,80)	46,5 <sup>a</sup> (1,09)	45,7 <sup>A</sup> (0,40)	39,1 <sup>ab</sup> (2,07)

Tab. 4.2.4.4.-1.: Mittelwerte für die elastische Arbeit in einer Tiefe von 0,2 mm in [%]

We/Wtot [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	40,7 <sup>a</sup> (3,72)	41,1 <sup>A</sup> (2,38)	41,1 <sup>ab</sup> (0,97)	40,0 <sup>CDEF</sup> (0,39)	43,1 <sup>ab</sup> (1,70)	43,4 <sup>ABC</sup> (0,30)	37,8 <sup>a</sup> (1,00)
<b>20 s Standard</b>	23,51		43,7 <sup>a</sup> (1,14)	43,5 <sup>AB</sup> (2,24)	41,5 <sup>ab</sup> (0,72)	41,4 <sup>H</sup> (0,60)	43,9 <sup>ab</sup> (1,98)	44,3 <sup>BCD</sup> (0,95)	37,0 <sup>a</sup> (1,20)
<b>40 s Standard</b>	47,03		43,5 <sup>a</sup> (1,59)	43,1 <sup>AB</sup> (0,51)	41,0 <sup>ab</sup> (0,90)	41,2 <sup>GH</sup> (0,48)	43,6 <sup>ab</sup> (2,12)	43,7 <sup>ABCD</sup> (0,59)	37,8 <sup>a</sup> (1,37)
<b>3 s High</b>	5,30		43,1 <sup>a</sup> (2,84)	42,2 <sup>AB</sup> (1,23)	40,5 <sup>ab</sup> (0,48)	38,9 <sup>AB</sup> (0,28)	41,2 <sup>a</sup> (1,64)	42,5 <sup>A</sup> (0,21)	38,3 <sup>a</sup> (2,26)
<b>4 s High</b>	7,06		42,0 <sup>a</sup> (1,20)	42,7 <sup>AB</sup> (1,12)	40,9 <sup>ab</sup> (0,58)	40,3 <sup>FG</sup> (0,53)	44,8 <sup>ab</sup> (2,22)	43,6 <sup>ABCD</sup> (0,65)	37,8 <sup>a</sup> (1,42)
<b>8 s High</b>	14,13		44,1 <sup>a</sup> (3,70)	43,5 <sup>AB</sup> (0,50)	40,7 <sup>ab</sup> (0,68)	40,3 <sup>FG</sup> (0,05)	45,3 <sup>ab</sup> (2,78)	43,7 <sup>ABCD</sup> (0,82)	34,7 <sup>a</sup> (0,71)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		44,2 <sup>a</sup> (1,80)	42,9 <sup>AB</sup> (1,82)	40,1 <sup>a</sup> (0,72)	39,8 <sup>BCDE</sup> (0,32)	45,6 <sup>ab</sup> (1,74)	42,7 <sup>AB</sup> (0,36)	35,4 <sup>a</sup> (1,72)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		43,3 <sup>a</sup> (1,99)	44,3 <sup>a</sup> (0,97)	41,4 <sup>ab</sup> (1,35)	40,6 <sup>FGH</sup> (0,28)	43,1 <sup>ab</sup> (2,75)	43,7 <sup>ABCD</sup> (0,48)	35,3 <sup>a</sup> (0,67)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	41,9 <sup>a</sup> (3,78)	41,5 <sup>AB</sup> (0,97)	40,8 <sup>ab</sup> (0,46)	38,9 <sup>AB</sup> (0,34)	42,7 <sup>ab</sup> (2,22)	43,6 <sup>ABCD</sup> (0,87)	34,8 <sup>a</sup> (1,00)
<b>20 s Standard</b>	12,93		44,5 <sup>a</sup> (1,93)	42,3 <sup>AB</sup> (0,54)	40,8 <sup>ab</sup> (1,11)	40,3 <sup>FG</sup> (0,25)	46,4 <sup>b</sup> (2,99)	45,2 <sup>D</sup> (0,91)	48,6 <sup>a</sup> (28,74)
<b>40 s Standard</b>	25,85		45,7 <sup>a</sup> (3,11)	43,9 <sup>AB</sup> (1,40)	41,9 <sup>ab</sup> (0,43)	40,1 <sup>DEF</sup> (0,45)	43,4 <sup>ab</sup> (3,44)	44,7 <sup>CD</sup> (1,02)	37,0 <sup>a</sup> (1,30)
<b>3 s High</b>	2,63		43,4 <sup>a</sup> (1,39)	41,1 <sup>A</sup> (0,47)	40,2 <sup>ab</sup> (0,57)	38,3 <sup>A</sup> (0,50)	43,2 <sup>ab</sup> (1,00)	43,3 <sup>ABC</sup> (1,10)	35,0 <sup>a</sup> (1,27)
<b>4 s High</b>	3,50		43,0 <sup>a</sup> (2,19)	42,0 <sup>AB</sup> (1,25)	40,7 <sup>ab</sup> (1,36)	39,1 <sup>ABCD</sup> (0,47)	41,9 <sup>ab</sup> (1,14)	43,6 <sup>ABCD</sup> (1,33)	35,5 <sup>a</sup> (1,38)
<b>8 s High</b>	7,00		46,1 <sup>a</sup> (6,95)	42,5 <sup>AB</sup> (0,78)	42,0 <sup>b</sup> (0,85)	39,9 <sup>BCDEF</sup> (0,30)	43,7 <sup>ab</sup> (1,56)	44,4 <sup>BCD</sup> (0,66)	37,3 <sup>a</sup> (1,59)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		43,7 <sup>a</sup> (4,15)	42,3 <sup>AB</sup> (1,32)	40,7 <sup>ab</sup> (0,49)	39,0 <sup>ABC</sup> (0,42)	44,0 <sup>ab</sup> (2,31)	42,8 <sup>AB</sup> (0,34)	34,3 <sup>a</sup> (1,80)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		44,1 <sup>a</sup> (4,18)	43,9 <sup>AB</sup> (0,93)	42,0 <sup>b</sup> (0,92)	40,8 <sup>FGH</sup> (0,92)	44,4 <sup>ab</sup> (2,24)	43,7 <sup>ABCD</sup> (0,55)	36,7 <sup>a</sup> (0,63)

Tab. 4.2.4.4.-2.: Mittelwerte für die elastische Arbeit in einer Tiefe von 2 mm in [%]

We/Wtot [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	44,4 <sup>a</sup> (4,49)	40,4 <sup>ABC</sup> (1,01)	39,4 <sup>ab</sup> (0,72)	38,5 <sup>BC</sup> (0,95)	43,3 <sup>a</sup> (0,89)	42,6 <sup>ABCD</sup> (0,40)	36,0 <sup>ab</sup> (1,93)
<b>20 s Standard</b>	23,51		42,8 <sup>a</sup> (2,29)	41,9 <sup>ABC</sup> (1,09)	40,6 <sup>abc</sup> (0,18)	40,8 <sup>E</sup> (0,19)	43,6 <sup>a</sup> (0,95)	42,5 <sup>ABCD</sup> (3,14)	36,3 <sup>ab</sup> (1,10)
<b>40 s Standard</b>	47,03		43,4 <sup>a</sup> (4,38)	43,4 <sup>BC</sup> (1,37)	41,1 <sup>bc</sup> (0,94)	41,2 <sup>E</sup> (0,52)	43,4 <sup>a</sup> (0,74)	43,3 <sup>ABCD</sup> (0,30)	37,4 <sup>b</sup> (2,83)
<b>3 s High</b>	5,30		43,6 <sup>a</sup> (1,35)	40,6 <sup>ABC</sup> (1,51)	39,8 <sup>abc</sup> (1,10)	38,5 <sup>BC</sup> (0,76)	43,1 <sup>a</sup> (6,05)	42,3 <sup>ABCD</sup> (0,64)	36,8 <sup>ab</sup> (2,48)
<b>4 s High</b>	7,06		42,5 <sup>a</sup> (2,08)	39,9 <sup>A</sup> (0,40)	39,9 <sup>abc</sup> (1,73)	38,8 <sup>BC</sup> (0,45)	41,7 <sup>a</sup> (3,73)	43,7 <sup>CD</sup> (0,13)	34,2 <sup>ab</sup> (1,65)
<b>8 s High</b>	14,13		45,5 <sup>a</sup> (3,57)	42,4 <sup>ABC</sup> (1,52)	40,9 <sup>bc</sup> (1,13)	40,2 <sup>DE</sup> (0,40)	43,2 <sup>a</sup> (1,18)	43,7 <sup>CD</sup> (0,61)	35,9 <sup>ab</sup> (1,70)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		42,7 <sup>a</sup> (1,73)	43,4 <sup>C</sup> (1,75)	40,0 <sup>abc</sup> (1,22)	38,9 <sup>BC</sup> (0,33)	42,3 <sup>a</sup> (1,15)	42,8 <sup>ABCD</sup> (0,51)	34,7 <sup>ab</sup> (0,63)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		42,4 <sup>a</sup> (1,12)	42,6 <sup>ABC</sup> (1,38)	39,6 <sup>abc</sup> (0,49)	40,7 <sup>E</sup> (0,79)	42,2 <sup>a</sup> (2,10)	43,4 <sup>BCD</sup> (0,26)	35,8 <sup>ab</sup> (2,16)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	41,4 <sup>a</sup> (4,08)	39,4 <sup>A</sup> (1,04)	40,7 <sup>ab</sup> (1,02)	37,9 <sup>AB</sup> (0,32)	41,8 <sup>a</sup> (1,72)	41,7 <sup>AB</sup> (0,18)	34,1 <sup>ab</sup> (0,89)
<b>20 s Standard</b>	12,93		46,2 <sup>a</sup> (1,54)	42,7 <sup>ABC</sup> (2,19)	41,6 <sup>c</sup> (0,84)	40,7 <sup>E</sup> (0,47)	43,7 <sup>a</sup> (2,21)	43,7 <sup>CD</sup> (0,23)	35,5 <sup>ab</sup> (1,92)
<b>40 s Standard</b>	25,85		46,0 <sup>a</sup> (0,87)	42,3 <sup>ABC</sup> (1,01)	40,9 <sup>bc</sup> (0,97)	40,4 <sup>DE</sup> (0,43)	42,9 <sup>a</sup> (2,27)	44,1 <sup>D</sup> (0,38)	35,7 <sup>ab</sup> (1,10)
<b>3 s High</b>	2,63		44,9 <sup>a</sup> (3,71)	40,1 <sup>AB</sup> (0,40)	40,1 <sup>abc</sup> (0,91)	37,3 <sup>A</sup> (0,29)	41,1 <sup>a</sup> (1,17)	41,4 <sup>A</sup> (0,41)	33,9 <sup>ab</sup> (1,04)
<b>4 s High</b>	3,50		41,2 <sup>a</sup> (2,58)	40,7 <sup>ABC</sup> (1,26)	40,2 <sup>abc</sup> (0,44)	38,2 <sup>ABC</sup> (0,46)	41,8 <sup>a</sup> (1,49)	41,5 <sup>AB</sup> (0,43)	33,3 <sup>a</sup> (1,21)
<b>8 s High</b>	7,00		46,5 <sup>a</sup> (1,97)	42,5 <sup>ABC</sup> (1,77)	39,9 <sup>abc</sup> (0,40)	39,3 <sup>CD</sup> (0,33)	43,7 <sup>a</sup> (2,11)	43,3 <sup>ABCD</sup> (0,54)	35,7 <sup>ab</sup> (1,10)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		42,1 <sup>a</sup> (3,24)	41,1 <sup>ABC</sup> (1,63)	38,7 <sup>a</sup> (0,64)	38,4 <sup>ABC</sup> (0,44)	41,9 <sup>a</sup> (2,00)	41,8 <sup>ABC</sup> (0,40)	34,0 <sup>ab</sup> (2,03)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		41,1 <sup>a</sup> (1,69)	43,3 <sup>BC</sup> (2,43)	40,6 <sup>abc</sup> (0,72)	40,2 <sup>DE</sup> (0,69)	42,1 <sup>a</sup> (1,43)	42,6 <sup>ABCD</sup> (0,15)	35,4 <sup>ab</sup> (1,11)

Tab. 4.2.4.4.-3.: Mittelwerte für die elastische Arbeit in einer Tiefe von 4 mm in [%]

We/Wtot [%]	Energie [J/cm <sup>2</sup> ]	Distanz [mm]	X-tra fil	Tetric Evo Ceram® Bulk Fill	Sonic Fill™	Venus® Bulk Fill	X-tra base	Filtek™ Bulk Fill	SDR®
<b>5 s Standard</b>	5,88	0 mm	41,0 <sup>a</sup> (1,89)	38,3 <sup>ABCD</sup> (1,64)	38,8 <sup>b</sup> (4,10)	37,3 <sup>A</sup> (2,17)	40,7 <sup>abcd</sup> (2,36)	42,3 <sup>A</sup> (1,28)	34,5 <sup>bcd</sup> (4,50)
<b>20 s Standard</b>	23,51		44,5 <sup>ab</sup> (2,17)	43,5 <sup>DE</sup> (1,47)	39,9 <sup>b</sup> (0,74)	42,6 <sup>CD</sup> (0,78)	45,6 <sup>d</sup> (3,18)	38,4 <sup>A</sup> (14,7)	38,1 <sup>d</sup> (0,69)
<b>40 s Standard</b>	47,03		45,6 <sup>ab</sup> (2,57)	42,8 <sup>CDE</sup> (0,66)	39,8 <sup>b</sup> (0,46)	43,0 <sup>D</sup> (1,23)	45,4 <sup>cd</sup> (2,26)	45,4 <sup>A</sup> (0,55)	38,7 <sup>d</sup> (1,82)
<b>3 s High</b>	5,30		39,2 <sup>a</sup> (5,87)	37,0 <sup>AB</sup> (2,60)	38,8 <sup>b</sup> (3,00)	37,1 <sup>A</sup> (1,36)	37,2 <sup>a</sup> (3,34)	38,4 <sup>A</sup> (1,55)	33,2 <sup>abcd</sup> (3,03)
<b>4 s High</b>	7,06		38,9 <sup>a</sup> (4,63)	36,6 <sup>AB</sup> (1,53)	36,1 <sup>ab</sup> (5,19)	36,1 <sup>A</sup> (0,50)	40,7 <sup>abcd</sup> (4,73)	44,9 <sup>A</sup> (1,88)	34,4 <sup>bcd</sup> (3,87)
<b>8 s High</b>	14,13		43,8 <sup>ab</sup> (2,08)	41,5 <sup>BCDE</sup> (0,71)	39,7 <sup>b</sup> (2,69)	42,5 <sup>CD</sup> (0,98)	45,0 <sup>cd</sup> (3,88)	45,2 <sup>A</sup> (1,47)	38,0 <sup>d</sup> (1,13)
<b>3 s Plasma</b>	10,25		44,5 <sup>ab</sup> (4,91)	39,4 <sup>BCDE</sup> (2,59)	37,1 <sup>ab</sup> (8,75)	37,6 <sup>AB</sup> (0,60)	39,9 <sup>abcd</sup> (1,29)	43,3 <sup>A</sup> (1,10)	35,7 <sup>cd</sup> (3,42)
<b>6 s Plasma</b>	20,50		44,5 <sup>ab</sup> (2,44)	44,1 <sup>E</sup> (2,53)	39,0 <sup>b</sup> (1,03)	42,0 <sup>CD</sup> (0,74)	44,8 <sup>cd</sup> (2,21)	45,0 <sup>A</sup> (0,80)	36,5 <sup>d</sup> (1,97)
<b>5 s Standard</b>	3,23	7 mm	40,6 <sup>a</sup> (3,40)	33,2 <sup>A</sup> (5,88)	39,1 <sup>b</sup> (2,32)	41,3 <sup>CD</sup> (0,33)	37,8 <sup>ab</sup> (0,40)	39,6 <sup>A</sup> (1,26)	30,7 <sup>abc</sup> (3,41)
<b>20 s Standard</b>	12,93		45,8 <sup>ab</sup> (1,26)	42,0 <sup>BCDE</sup> (0,98)	41,3 <sup>b</sup> (1,38)	43,5 <sup>D</sup> (2,61)	42,5 <sup>abcd</sup> (2,18)	44,5 <sup>A</sup> (0,64)	34,1 <sup>abcd</sup> (1,92)
<b>40 s Standard</b>	25,85		43,9 <sup>ab</sup> (5,09)	44,1 <sup>E</sup> (1,33)	40,1 <sup>b</sup> (0,41)	42,3 <sup>CD</sup> (0,87)	45,4 <sup>cd</sup> (2,50)	46,0 <sup>A</sup> (0,93)	36,1 <sup>cd</sup> (1,21)
<b>3 s High</b>	2,63		37,5 <sup>a</sup> (1,74)	38,2 <sup>ABCD</sup> (4,09)	27,8 <sup>a</sup> (11,73)	37,1 <sup>A</sup> (1,00)	38,3 <sup>ab</sup> (1,93)	39,6 <sup>A</sup> (0,61)	28,8 <sup>ab</sup> (2,01)
<b>4 s High</b>	3,50		43,4 <sup>ab</sup> (1,74)	37,9 <sup>ABC</sup> (2,91)	38,7 <sup>b</sup> (2,37)	36,9 <sup>A</sup> (0,73)	38,5 <sup>ab</sup> (0,75)	39,9 <sup>A</sup> (0,72)	28,3 <sup>a</sup> (4,10)
<b>8 s High</b>	7,00		52,1 <sup>b</sup> (9,61)	38,2 <sup>ABCD</sup> (0,58)	40,0 <sup>b</sup> (1,28)	38,6 <sup>AB</sup> (1,00)	39,7 <sup>abc</sup> (2,89)	43,7 <sup>A</sup> (0,84)	37,1 <sup>d</sup> (0,97)
<b>3 s Plasma</b>	5,25		40,5 <sup>a</sup> (3,51)	37,7 <sup>ABC</sup> (1,78)	39,8 <sup>b</sup> (3,31)	38,2 <sup>AB</sup> (0,98)	40,9 <sup>abcd</sup> (1,76)	40,1 <sup>A</sup> (1,49)	30,5 <sup>abc</sup> (1,88)
<b>6 s Plasma</b>	10,50		44,6 <sup>ab</sup> (1,74)	41,9 <sup>BCDE</sup> (1,58)	39,9 <sup>b</sup> (2,03)	40,1 <sup>BC</sup> (0,91)	43,3 <sup>bcd</sup> (0,98)	44,0 <sup>A</sup> (0,55)	37,2 <sup>d</sup> (0,92)

Tab. 4.2.4.4.-4.: Mittelwerte für die elastische Arbeit in einer Tiefe von größer 5 mm in [%]

#### 4.2.4.5. Statistische Auswertung der gemessenen Daten

Nachfolgende Tabellen (Kapitel 4.2.4.5.1. bis 4.2.4.5.5.) zeigen das partielle Eta-Quadrat ( $\eta^2_p$ , Effektstärke, allgemeines lineares Modells der Varianzanalyse). Der Eta-Quadrat Wert gibt dabei an, wie stark beispielsweise der Parameter Distanz (linke Spalte) die Materialeigenschaften (Indentierungsmodul, Vickershärte, Kriechen und elastische Arbeit) beeinflusst. Umso näher der Eta-Quadratwert dabei an den Wert 1 heranreicht, desto bedeutender ist der Faktor für die gemessenen Eigenschaften.

Die Felder, welche mit n. s (nicht signifikant) gekennzeichnet sind, haben dahingegen keinen bedeutsamen Einfluss auf das Untersuchungsergebnis.

Die Abkürzungen in der obersten Zeile ( $Y_{HU}$ , HV, Cr und We/Wtot) stehen dabei für den Indentierungsmodul, die Vickershärte, das Kriechen sowie für die elastische Arbeit.

In der linken Spalte bezeichnet Material die untersuchten Bulk-Fill-Materialien und der gewählte Polymerisationsmodus der Polymerisationslampe ist mit Programm (siehe Tab. 4.2.4.5.-1., siehe Abb. 3.2.-1.) gekennzeichnet.

Aushärte-Modi	Betriebsarten	Lichtintensität	Polymerisationszeit [s]
Standard	Standardleistung	1.000 mW/cm <sup>2</sup>	5
			20
			40
High Power	Hochleistung	1.400 mW/cm <sup>2</sup>	3
			4
			8
Xtra Power	Plasma	3.200 mW/cm <sup>2</sup>	3
			6

**Tab. 4.2.4.5.-1.:** Übersicht über die Aushärte-Modi, Lichtintensität sowie gewählte Polymerisationszeiten

Distanz gibt dabei den Abstand der Polymerisationslampe zur Probe (0 mm oder 7 mm) an. Die Tiefe beschreibt den Abstand des Messpunkts innerhalb der Probe von der Oberfläche (Seite der Polymerisationslampe) zur Probenunterseite.

#### 4.2.4.5.1. Allgemeines lineares Modell für die gesamte Studie

Parameter	Y <sub>HU</sub>	HV	Cr	We/Wtot
Material	0,941	0,926	0,767	0,519
Programm	0,609	0,492	0,546	0,071
Distanz	0,168	0,101	0,109	0,002
Tiefe	0,837	0,732	0,729	0,226
Material&Programm	0,190	0,169	0,239	0,032
Material&Distanz	0,038	0,022	0,028	0,010
Material&Tiefe	0,561	0,434	0,253	0,037
Programm&Distanz	0,038	0,023	0,033	0,011
Programm&Tiefe	0,408	0,317	0,400	0,095
Distanz&Tiefe	0,040	0,026	0,056	0,006
Material&Programm&Distanz	0,137	0,052	0,063	0,033
Material&Programm&Tiefe	0,206	0,163	0,347	n. s
Material&Distanz&Tiefe	0,037	0,028	0,081	n. s
Programm&Distanz&Tiefe	0,022	0,020	0,023	n. s
Material&Programm&Distanz&Tiefe	0,148	0,126	0,189	n. s

Auf die untersuchten mechanischen Eigenschaften hat der Parameter Material den höchsten Einfluss, gefolgt von der Tiefe des Messpunkts im Material. Die Wirkung des Polymerisationsprogramms ist größer auf die untersuchten Materialeigenschaften als die Distanz der Lampe von der Probe. Alle Parameter zeigen einen signifikanten Einfluss. In Kombination der Parameter zeigt sich, dass vor allem Material & Tiefe sowie Programm & Tiefe sich am stärksten auf die mechanischen Eigenschaften auswirken.

#### 4.2.4.5.2. Allgemeines lineares Modell für die Schichtdicke (Inkrement Dicke)

Parameter	Inkrement Dicke
Material	0,846
Programm	0,929
Distanz	0,563
Material&Programm	0,708
Material&Distanz	0,189
Programm&Distanz	0,331
Material&Programm&Distanz	0,273

Die maximale Schichtstärke ist besonders von dem Polymerisationsmodus abhängig, gefolgt von dem gewählten Material. Die Kombinationseffekte für Material & Programm haben einen höheren Einfluss auf die Inkrementdicke als der einzelne Parameter Distanz.

#### 4.2.4.5.3. Allgemeines lineares Modell für die maximale Irradianz und Energie an der Unterseite einer 6 mm dicken Probe

Parameter	max. Irradianz	Energie
Material	0,98	0,755
Programm	0,958	0,894
Distanz	0,946	0,52
Material&Programm	0,918	0,8
Material&Distanz	0,884	0,373
Programm&Distanz	0,757	0,542
Material&Programm&Distanz	0,655	0,495

Die gemessene maximale Irradianz an der Unterseite einer 6 mm dicken Bulk-Fill Komposit Probe ist besonders vom gewählten Material abhängig. Insgesamt ist der Einfluss von den Parametern auf die unter einer 6 mm dicken Probe gemessene Energie geringer als auf die gemessene maximale Irradianz.

#### 4.2.4.5.4. Der Effekt der Füllkörper auf die gemessenen Materialeigenschaften

Parameter	$Y_{HU}$	HV	Cr	We/Wtot
Gewichts% Füllkörper	0,634	0,682	0,302	0,371
Volumen% Füllkörper	0,769	0,798	0,336	0,406

Für die gemessenen Materialeigenschaften ist der volumetrische Füllergehalt bedeutsamer. Beide Parameter zeigen jedoch einen signifikanten Einfluss auf die gemessenen Materialeigenschaften.



#### 4.2.4.5.5. Allgemeines lineares Modell für die untersuchten Bulk-Fill Komposit Materialien

##### 4.2.4.5.5.1. Hochvisköse Bulk-Fill Komposit Materialien

Material	Parameter	$Y_{HU}$	HV	Cr	We/Wtot
X-tra fil Voco GmbH	Programm	0,418	0,348	0,255	0,104
	Distanz	0,149	0,037	0,017	0,011
	Tiefe	0,673	0,440	0,376	0,093
	Programm&Distanz	0,170	0,044	0,051	0,070
	Programm&Tiefe	0,328	0,254	0,246	0,147
	Distanz&Tiefe	0,031	n. s	0,049	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	n. s	n. s	0,129	n. s

Material	Parameter	$Y_{HU}$	HV	Cr	We/Wtot
Tetric Evo Ceram® Bulk Fill ivoclar vivadent	Programm	0,755	0,818	0,745	0,342
	Distanz	0,286	0,306	0,194	0,016
	Tiefe	0,928	0,940	0,920	0,657
	Programm&Distanz	0,196	0,160	0,217	n. s
	Programm&Tiefe	0,682	0,711	0,720	0,278
	Distanz&Tiefe	0,101	0,099	0,113	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	0,250	0,269	0,422	0,137

Material	Parameter	$Y_{HU}$	HV	Cr	We/Wtot
Sonic Fill™ Kerr	Programm	0,710	0,670	0,317	0,143
	Distanz	0,050	0,017	n. s	n. s
	Tiefe	0,946	0,948	0,82	0,522
	Programm&Distanz	0,107	0,054	n. s	0,041
	Programm&Tiefe	0,429	0,440	0,520	0,360
	Distanz&Tiefe	0,059	0,057	0,038	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	0,222	0,232	n. s	0,129

Hinsichtlich des Indentierungsmoduls, der Vickershärte und des Kriechen ist die Tiefe des Messpunkts im Material bei den hochviskösen Bulk-Fill Komposit der bedeutendste Parameter. Bei Tetric Evo Ceram® Bulk Fill und Sonic Fill™ wird auch die elastische Arbeit am stärksten von dem Parameter Tiefe beeinflusst. Das Polymerisationsprogramm hat einen etwas niedrigeren Einfluss.

## 4.2.4.5.5.2. Niedrigvisköse Bulk-Fill Komposit Materialien

Material	Parameter	Y <sub>HU</sub>	HV	Cr	We/Wtot
X-tra base Voco GmbH	Programm	0,838	0,717	0,626	0,139
	Distanz	0,362	0,240	0,158	0,022
	Tiefe	0,802	0,636	0,511	0,23
	Programm&Distanz	0,272	0,132	0,121	n. s
	Programm&Tiefe	0,522	0,403	0,275	0,128
	Distanz&Tiefe	0,084	0,072	n. s	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	0,204	0,158	n. s	n. s

Material	Parameter	Y <sub>HU</sub>	HV	Cr	We/Wtot
Venus® Bulk Fill Heraeus Kulzer GmbH	Programm	0,932	0,958	0,937	0,162
	Distanz	0,503	0,646	0,363	n. s
	Tiefe	0,945	0,943	0,924	0,24
	Programm&Distanz	0,130	0,183	0,098	n. s
	Programm&Tiefe	0,795	0,847	0,817	0,143
	Distanz&Tiefe	0,192	0,250	0,152	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	0,262	0,341	0,605	n. s

Material	Parameter	Y <sub>HU</sub>	HV	Cr	We/Wtot
Filtek™ Bulk Fill 3M ESPE	Programm	0,875	0,904	0,896	0,090
	Distanz	0,358	0,488	0,366	n. s
	Tiefe	0,924	0,916	0,922	0,161
	Programm&Distanz	0,131	0,221	0,242	0,073
	Programm&Tiefe	0,776	0,812	0,859	0,117
	Distanz&Tiefe	0,304	0,392	0,472	n. s
	Programm&Distanz&Tiefe	0,223	0,254	0,452	n. s

Material	Parameter	Y <sub>HU</sub>	HV	Cr	We/Wtot
SDR® Smart Dentin Replacement Dentsply	Programm	0,465	0,453	0,436	0,048
	Distanz	0,068	0,146	0,113	0,018
	Tiefe	0,730	0,652	0,663	0,150
	Programm&Distanz	0,071	0,079	0,063	n. s
	Programm&Tiefe	0,475	0,551	0,537	0,157
	Distanz&Tiefe	0,134	0,154	0,196	0,029
	Programm&Distanz&Tiefe	0,159	0,170	0,150	n. s

Für die niedrigviskösen Bulk-Fill Kompositproben war bei X-tra base der Polymerisationsmodus der stärkste Einflussfaktor auf die gemessenen mechanischen Eigenschaften (Y<sub>HU</sub>, HV, Cr, We/Wtot). Bei Venus zeigte sich, dass das Polymerisationsprogramm besonders die Vickershärte und das Kriechen beeinflusste, das Indentierungsmodul und die elastische Arbeit waren hingegen stärker von der Lage des Messpunkts im Material abhängig. Bei den anderen untersuchten niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit war hingegen die Tiefe der bedeutende Faktor für die untersuchten mechanischen Eigenschaften.

## 5. Diskussion

Die vorliegende Studie wurde in zwei Untersuchungsschritte gegliedert. Zum einen galt es herauszufinden, welche Energie sowie Irradianz mit einem Spektrometer unter einer 6 mm dicken Bulk Fill Kompositprobe gemessen werden kann.

Überdies wurden die mikromechanischen Eigenschaften der Bulk-Fill Komposit Proben in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus im Universalhärtemessversuch gemessen. Im Einzelnen wurden dafür sieben verschiedene Bulk-Fill Komposits überprüft sowie auch die klinische Situation simuliert, in welcher die Polymerisationslampe nicht direkt an der Probe platziert werden kann, sondern im Abstand von 7 mm zur Probenoberfläche (entspricht der Behinderung der Lampenausrichtung durch die Seitenzahnhöcker).

### 5.1. Erkenntnisse aus den Vorversuchen

Ausschlaggebend für die Wahl der Polymerisationslampe (Valo™ Polymerisationslampe) für diese Arbeit war ihre homogene Leistung. Wie man aus der Grafik (**Abb. 4.1.1.-1.**) entnehmen kann, gibt die Lampe eine stabile Lichtleistung in allen Programmmodi ab.

Mit der konstanten Leistung der Lampe war es möglich, den Verlauf der Irradianz über die gesamte Polymerisationszeit für die einzelnen Bulk-Fill Komposit darzustellen, ohne einen Effekt der Lampe berücksichtigen zu müssen. Daher war ein Polymerisationsprogramm mit Softstartpolymerisation-, [88] Ramp- oder Pulse-Modus [89] nicht erwünscht, da man allein die Reaktion des Bulk-Fill Komposit auf die Polymerisation deutlich machen wollte (**4.2.1. Veränderung der maximalen Irradianz während der Polymerisation**).

Für die Polymerisation eines Komposits ist es bedeutend, wie der Lichtleiter der Polymerisationslampe platziert wird. Es besteht eine Korrelation zwischen dem zunehmenden Abstand der Polymerisationslampe von der Kompositoberfläche und der Abnahme der Irradianz. In der klinischen Situation beträgt der Abstand zwischen dem Inkrement und dem Lichtleiter häufig mehr als 7 mm. [90, 91]

Besonders bei okklusalen Seitenzahnfüllungen kommt es vor, dass aufgrund des Kauflächenreliefs es nicht möglich ist, die Polymerisationslampe direkt am Komposit zu positionieren. Daraus erging in den Vorversuchen der Wunsch, die Veränderung der maximalen Irradianz in Abhängigkeit von dem Abstand der Polymerisationslampe zu messen und darzustellen (siehe **Abb. 4.1.2.-1.**). Der Zusammenhang zwischen der Abnahme der Irradianz bei Zunahme der Entfernung der Lichtleiterspitze der Polymerisationslampe zu dem Inkrement konnte auch in dieser Studie gezeigt werden. Aus dem Kurvenverlauf ist ersichtlich, dass die maximale Irradianz mit zunehmender Distanz der Polymerisationslampe vom Sensor abnimmt. Im

Kurvenverlauf ist der Abfall im Distanzbereich bis zu 7 mm am gravierendsten. Der initiale Anstieg im Kurvenverlauf ist ein Effekt der Lampe, welcher durch das konvexe Ende des Lichtleiters bedingt ist.

Im Modus Standard fällt der Mittelwert der gemessenen maximalen Irradianz bei der Zunahme der Distanz auf 7 mm um 45,1 %, also um 530 mW/cm<sup>2</sup> auf 646 mW/cm<sup>2</sup> (Standardabweichung 1,86 mW/cm<sup>2</sup>) ab. Bei 14 mm Distanz, also der doppelten Strecke, beträgt der Abfall 70,1 %. Die Irradianz im Abstand von 14 mm beträgt somit 351 mW/cm<sup>2</sup> (Standardabweichung 2,99 mW/cm<sup>2</sup>). Bei einer Distanz von 16 mm beträgt die Gesamtreduzierung der Irradianz 73,4 % (313 mW/cm<sup>2</sup> (3,67 mW/cm<sup>2</sup>)). Im Modus High wirkt im Abstand von 0 mm zur Probenoberfläche eine Irradianz von 1766 mW/cm<sup>2</sup> (0,13 mW/cm<sup>2</sup>) ein, welche sich in 7 mm Distanz um 50,4 % auf 875 mW/cm<sup>2</sup> (3,55 mW/cm<sup>2</sup>) verringert, sowie im Abstand von 16 mm um 74,4 % vom Ausgangswert auf 452 mW/cm<sup>2</sup> vermindert ist. In diesem Zusammenhang nimmt im Modus Plasma die Irradianz (3416 mW/cm<sup>2</sup>) im Abstand von 7 mm um 48,8 % ab auf 1750 mW/cm<sup>2</sup> (4,73 mW/cm<sup>2</sup>). Bei der Distanz von 16 mm reduziert sich die Irradianz um 73,3 % vom Ausgangswert auf 911 mW/cm<sup>2</sup> (3,08 mW/cm<sup>2</sup>). Die relative Veränderung der Irradianz mit zunehmender Distanz von der Probenoberfläche ist in den unterschiedlichen Polymerisationsprogrammen ähnlich. Diese Verminderung der Irradianz mit zunehmendem Abstand der Lampe vom Sensor zeigt, wie wichtig eine exakte Ausrichtung der Polymerisationslampe ist.

Um innerhalb der untersuchten Gruppen gleiche Bedingungen zu schaffen, war es notwendig, die Proben in einer einheitlichen, der Studie angepassten und zum Spektrometer passenden Matrize herzustellen. Im Rahmen der Vorversuche war die Wahl zunächst auf das Material Polytetrafluoräthylen (Teflon) gefallen, da die Originalmatrizen des Spektrometers ebenfalls aus diesem Material bestanden. Die Originalmatrizen wiesen jedoch nicht die für die Studie gewünscht Füllhöhe von 6 mm auf. Daher galt es diese Matrizen selbst aus einem Polytetrafluoräthylenblock herzustellen (**Abb. 4.1.3.-2.**). Teflon versprach weiterhin eine geringere Adhäsion des Bulk-Fill Komposits an der Matrize, was für die Entnahme der Proben und die Haltbarkeit der Matrize förderlich sein sollte. Es stellte sich jedoch die Frage, inwiefern die grelle, weiße Farbe der Matrize die Ergebnisse beeinflussen würde. Außerdem bestand der Wunsch einen näheren klinischen Bezug herzustellen, um dem anatomischen Aufbau eines Zahnes (Schmelz, Dentin [92]) und dessen optischen Qualität [93] Rechnung tragen zu können.

Daher wurde im Rahmen der Vorversuche eine weitere Matrize mit einem natürlichen, menschlichen Zahn (Molar) hergestellt und beide Matrizenarten im Spektrometer verglichen (**Abb. 4.1.3.-1.**). Für die Teflonmatrize wurden in allen Einstellungen höhere Messwerte erzielt (Standard + 6,0 %, High +10,0 %, Plasma +14,2 %). Dies könnte in einer höheren Ablenkung des Lichtes im Sinne einer Lichtstreuung an dem hellen Material begründet liegen.[94] Der Zahn hingegen scheint eine geringere Reflexion auf das Licht auszuüben, weshalb für die Zahnmatrize niedrigere Werte gemessen wurden. Aufgrund des näheren klinischen Bezugs wurde schließlich die Zahnmatrize gewählt.

## 5.2. Beurteilung der Transluzenz

Es ist bekannt, dass die Tiefenwirkung des Lichts der Polymerisationslampe innerhalb einer Kompositfüllung exponentiell abfällt.[88] Von dieser Studie unabhängige Untersuchungen zur Transluzenz von fließfähigen Bulk-Fill Komposit (Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) mittels Reflexionsspektrometrie) haben ergeben, dass die Transluzenz signifikant mit der Dicke einer Kompositprobe zusammen hängt.[42]

In der hier vorliegenden Arbeit wurde für alle Proben die Höhe von 6 mm gewählt. Diese einheitliche Dicke der Proben erlaubt so den direkten Vergleich der Transluzenzen der Bulk-Fill Komposit Materialien für Blaulicht untereinander. Die Messergebnisse zu diesem Teilbereich sind im **Kapitel 4.2.2.** dargestellt. Im nachfolgenden ist die Beurteilung der Transluzenz der einzelnen Produkte in niedrig- und hochvisköse Bulk-Fill Komposit unterteilt. Im Allgemeinen haben Studien bereits belegt, dass die Bulk-Fill Materialien im Vergleich zu konventionellen Universalfüllungskomposit eine höhere Transluzenz aufweisen.[42]

Die statistische Auswertung (**4.2.4.5.3.**) der gesammelten Messwerte zeigte, dass besonders die gemessene maximale Irradianz materialabhängig war ( $\eta^2_p = 0,98$ ), gefolgt vom gewählten Programm ( $\eta^2_p = 0,958$ ) sowie dem Abstand der Lampe ( $\eta^2_p = 0,946$ ).

Für die gemessene Energie unter einer 6 mm hohen Probe war das gewählte Programm ( $\eta^2_p = 0,894$ ) von größerer Bedeutung als das gewählte Material ( $\eta^2_p = 0,755$ ). Die Variation in der Distanz spielte hier hingegen eine geringere Rolle ( $\eta^2_p = 0,52$ ) für die Messergebnisse. In Kombination der Parameter sind für die maximale Irradianz ( $\eta^2_p = 0,918$ ) und Energie ( $\eta^2_p = 0,8$ ) das Material&Programm bedeutender, als eine andere Kombination der Parameter.

### 5.2.1. Transluzenz von niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit für blaues Licht

Ein niedriger Füllergehalt, wie es bei den niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit der Fall ist, führt zu einer höheren Transluzenz im Material.[95] Dies war auch im allgemeinen Vergleich zwischen den niedrig- und hochviskösen Bulk-Fill Materialien ersichtlich: Die hochviskösen und höher gefüllten Komposit dieser Gruppe (siehe **Tab. 3.1.-1.**) zeigten an der Unterseite einer 6 mm dicken Probe im Vergleich zu den niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit eine geringere Transluzenz für blaues Licht.

Zwei niedrigvisköse Materialien (X-tra base, Voco GmbH und Venus® Bulk Fill, Heraeus Kulzer GmbH) wiesen die höchsten Mittelwerte für die gemessene maximale Irradianz unter einer 6 mm dicken Probe auf. Das eine Produkt (Venus® Bulk Fill) hatte sich in einer anderen Studie (im Vergleich zu SDR® Smart Dentin

Replacement) ebenfalls als transluzenter erwiesen, was in aufeinander abgestimmten Brechungsindizes zwischen Füllern und Matrix begründet liegt. [42]

Diese Studie stellte zudem heraus, dass in den zwei untersuchten Bulk-Fill Komposit Materialien (Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply)) ein weiterer Fotoinitiator wie 2,4,6-Tri-methylbenzoyl-Diphenylphosphine Oxid (TPO) enthalten könnten, der sein Absorptionsmaximum näher am UV-Licht Spektrum habe und somit den spektralen Reflexionsgrad des Komposits beeinflussen würde.[42]

Ergebnisse in dieser Arbeit zeigen, dass die Transluzenz für blaues Licht innerhalb der Gruppe der niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits für SDR® Smart Dentin Replacement am niedrigsten war. Die höchste Transluzenz weisen, wie eingangs erwähnt, bei den niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits X-tra base (Voco GmbH) und Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) auf. Im Zusammenhang mit X-tra base könnte die erhöhte Transluzenz an der bisher unbekanntem Zusammensetzung der Füllkörper liegen. In diesem Material sind die Füllkörper, wie auch in SDR® Smart Dentin Replacement, vergrößert (über 20 µm).[24] Wie in der Literaturübersicht erwähnt (**Kapitel 2.4.**) ist durch die größeren Füllerpartikel die Gesamtoberfläche der Füller reduziert und somit auch die Lichtstreuung im Material an der Material-Füller-Grenze vermindert. X-tra base zeigt zudem im direkten Vergleich eine höhere Transluzenz für blaues Licht, so dass bei diesem Material ein weiterer Mechanismus für die erhöhte Transluzenz ausschlaggebend sein muss.

Vergleicht man im Einzelnen bei Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) die Polymerisationszeit von 5 s mit 20 s Standard, so fällt auf, dass die Messwerte sich deutlich unterscheiden. Dies mag neben einem rascheren Anstieg der maximalen Irradianz im Kurvenverlauf vor allem in dem weiteren sprunghaften Verlauf der Kurve (**Abb. 4.2.1.-1.**) nach 14 Sekunden Polymerisationszeit begründet sein. Dem Material Venus® Bulk Fill kommt eine höhere Polymerisationszeit entgegen. Die Transluzenz nimmt deutlich zu, was sich auf die Aushärtung in tieferen Schichten bei einer längeren Polymerisationszeit positiv auswirken könnte (**4.2.4.1. Vickershärte**).

Auch bei X-tra base (Voco GmbH) ist dieser Effekt der Transluzenzsteigerung sichtbar. Zudem besteht ebenfalls bei SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) eine deutlichere Diskrepanz in den Werten hinsichtlich einer verlängerten Polymerisationszeit. Dies mag daran liegen, dass die Steigung im Kurvenverlauf (**Abb. 4.2.1.-6.**) bei diesem Material ebenfalls deutlicher ausfällt. Um sicherstellen zu können, dass es sich dabei tatsächlich um einen materialspezifischen Effekt handelt, müsste durch weitere spektrometrische Analysen in anderen Schichtstärken eruiert werden.

Für die Programme mit der höchsten Gesamtlichtintensität (40 s und 20 s Standard) fallen die Messwerte für die gemessene Energie höher aus (**Tab. 4.2.2.-1.**). X-tra base sowie Venus® Bulk Fill erzielen hierbei im Vergleich die besten Ergebnisse.

## 5.2.2. Transluzenz von hochviskösen Bulk-Fill Kompositen für blaues Licht

Wie im **Kapitel 4.2.2.** bereits erwähnt, erzielte ein Material (Sonic Fill™, Kerr) die niedrigsten Messwerte, welche unter der Sensorschwelle des Spektrometers lagen. Diese befindet sich bei 11 mW/cm<sup>2</sup>. Der Verlust der maximalen Irradianz sowie Gesamtenergie ist bei diesem Material am höchsten.

Die Materialien, welche geringere mechanische Eigenschaften aufweisen, zeigten im Umkehrschluss eine geringe Lichtdurchlässigkeit für Blaulicht. Neben X-tra fil (86 Gew%/70,1 Vol%) weist das Material den höchsten Füllergehalt unter den hochviskösen Bulk-Fill Materialien auf (83,5 Gew%) (siehe **Tab. 3.1.-1.**). Mit dem höheren Füllergehalt hat das Material eine geringere Durchlässigkeit für blaues Licht. Die verminderte Transluzenz (Sonic Fill™ (Kerr)) könnte zudem in der Farbe A3 begründet liegen. Wie eingangs in **3.1. Materialcharakterisierung** erwähnt, ist die Farbe Universal für dieses Material nicht erwerbbar. Ein Zusammenhang zwischen der Farbe eines Komposit und seiner Transluzenz konnte bereits in anderen Studien nachgewiesen werden.[96]

Ebenso erscheint der Farbton bei Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) im Vergleich zu den anderen Bulk-Fill Komposit gelblicher. Der Fotoinitiator Kampferchinon ist neben dem weiteren Fotoinitiatorsystem in diesem Material enthalten. Kampferchinon ist der häufigste Initiator in Dentalkompositen und zeigt einen deutlichen Gelbstich, welcher bei der Polymerisation nicht vollständig verschwindet. Neben der Ästhetik des Materials ist dadurch auch die Lichtdurchlässigkeit im Material vermindert.[46] Dieser Faktor kann auch für reduzierte Lichtdurchlässigkeit für Blaulicht in dieser Studie verantwortlich sein.

Bei beiden Materialien (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), Sonic Fill™, Kerr) konnte bei einer Distanz von 7 mm in den Programmen 5 s Standard, 3 s und 4 s High nicht ausgehärtetes Komposit vom Boden der Probe mit einem Kunststoffspatel geschabt werden. Die verminderte Transluzenz führt dazu, dass das Licht im Material stärker gebremst wird und somit das Photoinitiatorsystem des jeweiligen Materials nicht ausreichend angeregt wird. Das Licht durchdrang die Kompositprobe in Höhe von 6 mm nicht bzw. kaum (<11 mW/cm<sup>2</sup>). Diese geringe Transluzenz ist besonders bei einem Füllungsmaterial nachteilig, dessen Zweck im Besonderen darin besteht, in dickeren Schichten appliziert werden zu können.

Nach Herstellerinformationen ist in dem oben genannten Material (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)) ein zusätzlicher Initiator für die Absorption von blauem Licht bei einem Maximum von ca. 370 nm bis 460 nm Wellenlänge enthalten.[81] Die zusätzliche Absorption von blauem Licht kann ursächlich dafür sein, dass in einer 6 mm dicken Probe vermehrt blaues Licht abgefangen wird und so an der Sensorseite, unter einer 6 mm dicken Probe, eine geringere maximale Irradianz messbar wird. Zusätzlich kann die verminderte Lichtdurchlässigkeit durch

die Präpolymere im Komposit verursacht werden.[7] Es konnte in einer Studie gezeigt werden, dass im Übergang vom Monomer zu Polymer sich die Lichtstreuung erhöht.[42] Durch die bereits vorhandenen Präpolymere kann somit die Lichtdurchlässigkeit aufgrund einer vermehrten Lichtstreuung vermindert sein.

Unter den hochviskösen Bulk-Fill Kompositen zeigte X-tra fil (Voco GmbH) die höchste Transluzenz für blaues Licht. Die Lichtdurchlässigkeit dieses Materials ist etwas geringer als die des lichtundurchlässigsten, niedrigviskösen Bulk-Fill Kompositen (SDR® Smart Dentin Replayment, Dentsply). Dieses Material weist unter den hochviskösen Bulk-Fill Kompositen den höchsten Füllergehalt auf, was erklärend für die verminderte Transluzenz im Vergleich zu den niedrigviskösen Bulk-Fill Kompositen ist. Mit der größeren Füllerpartikelgröße von X-tra fil scheint trotz des hohen Füllergehalts (86 Gew%/70,1 Vol%) eine relativ hohe Transluzenz des Materials erreicht werden zu können.[4]

Außerdem zeichnet sich ab, dass sich durch den größeren Abstand der Lampe mit 7 mm die gemessene maximale Irradianz sowie Gesamtenergie sich in etwa halbieren. Im klinischen Alltag können aufgrund einer schlechten Positionierung der Lampe, z. B. durch die Seitenzahnhöcker oder eine geringe Mundöffnung, somit niedrigere Werte erreicht werden, als wenn die Lampe dem Inkrement direkt aufliegen würde.



### 5.3. Beurteilung der Aushärtetiefe

Um die Aushärtetiefe eines Materials zu beurteilen kann man die Oberflächenhärte zur Härte an der Probenunterseite ins Verhältnis setzen (**Abb. 3.3.-2.**). Die Unterseite wird als ausreichend gehärtet betrachtet, wenn ein Wert von 0,80 (bzw. 80%) erreicht wird.[80] Diese Methode fand in dieser Arbeit Verwendung um die maximal mögliche Schichtdicke des jeweiligen Materials für einen bestimmten Polymerisationsmodus zu bestimmen. In der Tabelle (**Tab. 4.2.3.-1.**) sind die Mittelwerte für die maximale Inkrementstärke aufgeführt. Der nachfolgende Wert zeigt die Standardabweichung der gemessenen Werte.

Die statistische Auswertung der gesammelten Daten hatte gezeigt, dass die Tiefe der Polymerisation vor allem von dem gewählten Programm (Modus sowie Zeit) abhängig war ( $\eta^2_p = 0,929$ ). Nachfolgend beeinflusste das Material ( $\eta^2_p = 0,846$ ) die Ergebnisse. Der Abstand der Polymerisationslampe spielte eine Rolle ( $\eta^2_p = 0,563$ ) bei den Ergebnissen, jedoch wirkte sich dieser Parameter geringer aus als die Kombinationsparameter für Polymerisationsmodus und Material ( $\eta^2_p = 0,708$ ) (siehe Kapitel 4.2.4.5.3.).

Aus den Daten ist ersichtlich, dass bei direktem Kontakt der Polymerisationslampe mit der Probe im Modus Standard für die Polymerisationsdauer von 40 s für alle Materialien die besten Ergebnisse hinsichtlich der Durchhärtetiefe erzielt werden. Dabei ist zu beachten, dass die von der Polymerisationslampe emittierte Energie entscheidend die mechanischen Eigenschaften beeinflusst.[80] In der Polymerisationsstufe 40 s Standard (0 mm) wirkte in dieser Studie höchste Energie (47,03 J/cm<sup>2</sup>) auf die Kompositproben. Im Modus High werden insbesondere im Abstand von 7 mm die schlechtesten Ergebnisse erzielt. Die höchste Polymerisationszeit in diesem Modus liegt bei 8 s. Hinsichtlich der einwirkenden Energie wird im Modus 3 s High die niedrigste Energie (5,30 J/cm<sup>2</sup>) auf die Probe mit der Polymerisationslampe appliziert. Für den Polymerisationsmodus Plasma werden trotz der kürzeren Applikationszeit der Lampe gute Ergebnisse erzielt. Dies mag auch darin begründet liegen, dass im Modus Plasma eine höhere Energie (10,25 J/cm<sup>2</sup> bei 3 s) auf die Probe wirkt als im Modus High.

Im Modus 4 s High (0 mm, 7,06 J/cm<sup>2</sup>) sowie 8 s High (7 mm, 7,00 J/cm<sup>2</sup>) wirkt annähernd die gleiche Energie auf die Kompositproben. Im Vergleich beider Polymerisationsmodi zeigt sich, dass im Modus 8 s High (7 mm) für alle untersuchten Materialien eine höhere Aushärtetiefe erzielt werden konnte (**Abb. 5.3.-1.**).

Die verlängerte Bestrahlungszeit der Kompositproben (8 s statt 4 s) wirkt sich folglich positiv auf die Polymerisation des Komposits aus und führt zu einer höheren Aushärtetiefe. Der höhere Abstand der Lampe (7 mm) konnte mit der längeren Polymerisationszeit ausgeglichen werden.

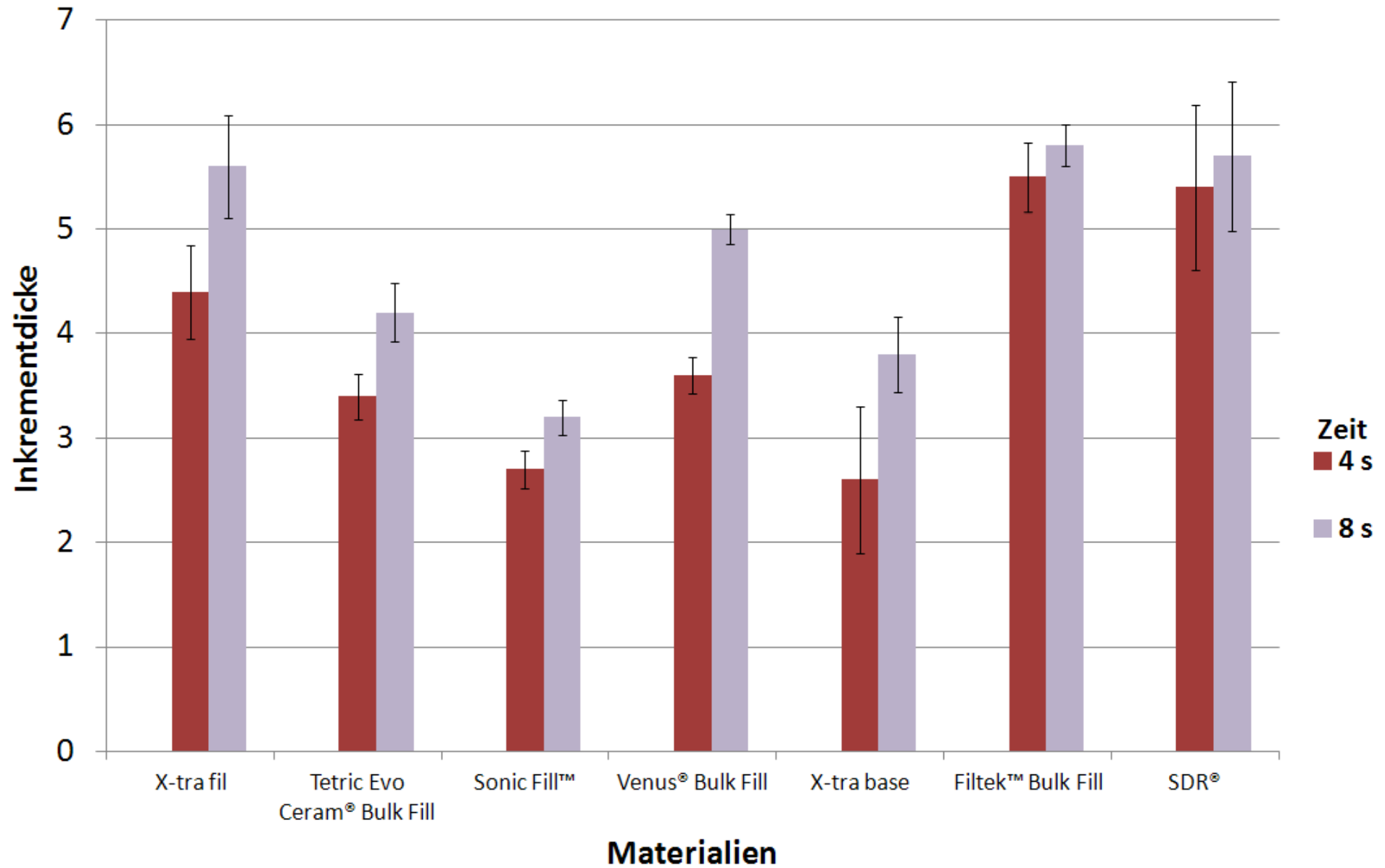


Abb. 5.3.-1.: Vergleich der Inkrementstärke bei einer Energie von ca. 7 J/cm<sup>2</sup>

Im Allgemeinen Vergleich der Bulk-Fill Komposits zeigte sich bei einem höheren Abstand der Lampe von der Probe, dass die Tiefe der Polymerisation im Material vermindert war. Die einwirkende Gesamtenergie halbiert sich in etwa mit der höheren Distanz (7 mm) der Lampe zum Komposit (bei gleichem Polymerisationsmodus). Daher kann vorab die allgemeine Empfehlung ausgesprochen werden, dass die Lampe generell so nah wie möglich am Inkrement platziert werden sollte. In der simulierten klinischen Situation (7 mm Distanz) würden zwar fast alle Materialien (abgesehen von Sonic Fill™, Kerr) bei 6 s Plasma ein Inkrement der Dicke von 4 mm aushärten, aber eine Aushärtung bis in die Tiefe von 6 mm erreichte im Plasmamodus 6 s nur ein Material (Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE)). Man sollte dabei zwei Fakten nicht außer Acht lassen, nämlich, dass der Hersteller der Polymerisationslampe in diesem Modus eine Pause empfiehlt, da die Wärmeentwicklung der Lampe die Weichgewebe schädigen könnte [86] und dass diese Aushärtetiefen nur auf die in der Studie verwendete Lampe zu treffen. Bei einer anderen Lampe mit gegebenenfalls abweichenden Emissionsspektrum und einer anderen Leistung kann dieses Ergebnis unter Umständen gar nicht erzielt werden – vielleicht aber sogar ein besseres.

### **5.3.1. Maximale Schichtdicke der niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus**

Bei den niedrigviskösen Bulk-Fill Materialien fällt auf, dass in den Modi 20 s, 40 s Standard und 6 s Plasma im Abstand von 0 mm die vollständige Probe der Höhe von 6 mm ausgehärtet werden konnte (6,0 mm (Standardabweichung: 0,00)).

Für drei Materialien ((Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH), Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply)) war zudem im Modus 8 s High (0 mm Abstand) sowie 20 s und 40 s Standard in der Distanz von 7 mm es möglich die ganze Probe auszuhärten.

Die vom Hersteller vorgegebene maximale Schichtstärke von 4 mm (**Tab. 3.1.-1.**) konnte für zwei Materialien (Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE) und SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) im Abstand der Polymerisationslampe von 0 mm in allen untersuchten Programmmodi ausgehärtet werden. Auch in der Negativkontrollgruppe von 5 s Standard wurden die Proben in einer Tiefe von 4,6 mm (Standardabweichung 0,09) und 5,0 mm (Standardabweichung 0,43) suffizient gehärtet.

Bei Gesamtbetrachtung aller Modi für die fließfähigen Bulk-Fill Komposits hat am Besten das Material SDR® Smart Dentin Replacement (Dentsply) abgeschnitten, gefolgt von Filtek™ Bulk Fill (3M ESPE). Ein Material in dieser Gruppe (X-tra base (Voco GmbH)) wies die niedrigsten Aushärtetiefen auf. Besonders bei kurzen Polymerisationszeiten war hier die Aushärtetiefe geringer. Die Polymerisationstiefe für die Zeiten unter 5 s (Standard, High, Plasma) lag bei diesem Material unter den

Aushärtetiefen für das hochvisköse Kompositmaterial mit den schlechtesten Werten seiner Gruppe (Sonic Fill™ (Kerr)).

Im Vergleich zur Messung für die Irradianz sowie Gesamtenergie, bei welcher X-tra base sich durch sehr hohe Zahlenwerte auszeichnete, zeigt sich, dass diese niedrige Aushärtetiefe nicht mit einer verminderten Transluzenz des Materials zusammen hängen kann (**Tab. 4.2.2.-1.**). Das Material zeigt im Verlauf der Polymerisation ab einer Zeit von 5 s eine deutliche Veränderung, im Sinne einer Steigerung, in der maximalen Irradianz (**Abb. 4.2.1.-2.**, grafische Darstellung der gemessenen maximalen Irradianz unter einer 6 mm dicken Kompositprobe von X-tra base, Voco GmbH). Dieser Effekt könnte vielleicht bewusst induziert sein, wenn man den Betrachtungswinkel auf eine ausreichende Verarbeitungszeit, Lichtunempfindlichkeit des Materials gegenüber Umgebungslicht sowie bei der Lagerfähigkeit richtet.[97] In wie weit dieser gemessene Effekt materialabhängig ist müsste jedoch in anderen Schichtstärken noch spektrometrisch weiter untersucht werden.

Leider war es nicht möglich alle Inhaltsstoffe des Materials (**Tab. 3.1.-1.**) im Einzelnen für diese Arbeit ausfindig zu machen, daher kann man an dieser Stelle nicht schlussfolgern, ob ein Stabilisator für diesen Effekt verantwortlich ist und gegebenenfalls um welchen es sich dabei handelt. Stabilisatoren (Inhibitoren) sind meist sterische Phenole, wie Hydrochinomonomethyläther, welche den Komposit beigefügt werden um vorzeitig entstandene Radikale zu binden und somit eine frühzeitige Polymerisation zu verhindern.[97]

Es könnte sein, dass ab einer Polymerisationszeit von 5 s dieser Stoff im Material ausreichend umgesetzt wird, um den negativen Einfluss auf die Aushärtung aufzuheben. Diesen Effekt sieht man auch bei Venus® Bulk Fill (**Abb. 4.2.1.-1.**). Wie erwähnt, kann dieser Effekt durchaus gewünscht sein, für den Anwender bedeutet jedoch dies, dass bei diesem Material besonders auf eine ausreichende Polymerisationszeit geachtet werden sollte.

Unter der Betrachtung der in den Materialien enthaltenen Füllkörper (Gew%, Vol%) fällt auf, dass das Material, welches am schlechtesten für die Aushärtetiefe abgeschnitten hat (X-tra base, Voco GmbH) mit 75 Gewichtsprozent (siehe **Tab. 3.1.-1.**) den höchsten Gehalt an Füllkörpern aufweist (andere 64,5 - 68 Gew%). Ein hoher Fülleranteil kann für eine schlechtere Wirkung des Lichts in die Tiefe verantwortlich sein.[95]

Wie in der Literaturübersicht beschrieben, ist der Fokus für diese Materialien nicht allein auf eine höhere Aushärtetiefe sondern auch auf die Materialschrumpfung gelegt. Es kann sein, dass einige Hersteller der Komposit zur Erzielung niedrigeren Schrumpfung des Materials weniger Initiatoren beigefügt haben, was die Güte der Aushärtung herabsetzen würde.[15] Unter Betrachtung der hier ermittelten Daten bezüglich der Aushärtetiefe (**Tab 4.2.3.-1.**) und der ermittelten Vickershärte (**4.2.4.1. Vickershärte**) erhärtet sich dieser Verdacht nicht.

In einer anderen Studie konnte für Venus® Bulk Fill im Vergleich mit Surefil® SDR™ flow eine höhere Konversionsrate gezeigt werden.[37] (Bei dem Material Surefi® SDR™ flow handelt es sich um SDR® Smart Dentin. Das Material wurde auf amerikanischen Markt unter diesem Namen eingeführt.[60])

In einer weiteren, davon unabhängigen in vitro Untersuchung zeigte sich zudem, dass weder Venus® Bulk Fill noch SDR® Smart Dentin Replacement einen signifikant negativen Einfluss auf dentale Stammzellen hatten.[98] Dies lässt mutmaßen, dass kaum toxische Substanzen im Sinne von unpolymerisierten Kompositbestandteilen aus dem Material freigesetzt werden.

### 5.3.2. Maximale Schichtdicke der hochviskösen Bulk-Fill Komposit in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus

Im Allgemeinen fallen die Aushärtetiefen für die hochviskösen Bulk-Fill Komposit niedriger aus als die der niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit Materialien. Der höhere Fülleranteil in den hochviskösen Bulk-Fill Komposit (siehe **Tab. 3.1.-1.**) kann für die schlechtere Penetration des Lichts in die Tiefe verantwortlich sein.[95]

Unter den hochviskösen Bulk-Fill Komposit konnte nur ein Material (X-tra fil, Voco GmbH) in den Programmen 20 s, 40 s Standard (0 mm) sowie 40 s Standard (7 mm) vollständig ausgehärtet werden. Für das zweitbeste Material (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill) in dieser Gruppe war dies nur im Modus 40 s Standard (0 mm) möglich.

Das beste Material hinsichtlich der Aushärtetiefe seiner Gruppe (hochvisköse Bulk Fill Komposit, X-tra fil, Voco GmbH) zeigte überwiegend bessere Werte als das niedrigvisköse Bulk-Fill Material des gleichen Herstellers (X-tra base, Voco GmbH). Es hat auch mit 86 Gew% und 70,1 Vol% den höchsten Füllergehalt unter den Bulk-Fill Komposit. Die von den Herstellern freigegebenen Schichtstärke von 4 mm (X-tra fil (Voco GmbH), Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent), siehe **Tab. 3.1.-1.**) konnte in den Modi 20 s und 40 s Standard (0 mm, 7 mm) und 8 s High (0 mm, 7 mm) sowie 3 s Plasma (0 mm) und 6 s Plasma (0 mm, 7 mm) ausgehärtet werden. Bei dem Material mit der höchsten Aushärtetiefe wurde in der Negativkontrolle (5 s Standard, 0 mm) eine Inkrementstärke von 4,5 mm (0,54) erreicht. Im Gegensatz zum niedrigviskösen Material des gleichen Herstellers (Voco GmbH) scheint dieses Material sehr empfindlich auf eine Belichtung zu reagieren. Man kann somit mutmaßen, dass ein Stabilisator oder Inhibitor, wie unter Abschnitt **5.3.1.** erwähnt, kaum bzw. in anderen, gegebenenfalls geringen Konzentrationen beigefügt worden ist.

Wie zu Beginn erwähnt, wirkt ein höherer Füllergehalt der Tiefenwirkung des Lichts entgegen.[95] Bei der Betrachtung dieser beiden Materialien (X-tra fil und X-tra base (Voco GmbH)) fällt auf, dass gerade das Material mit dem höheren Füllergehalt eine größere Aushärtetiefe erzielen konnte. Dies steht somit im Widerspruch zu der eingangs aufgestellten These. In Studien zu Fotoinitiatoren konnte gezeigt werden,

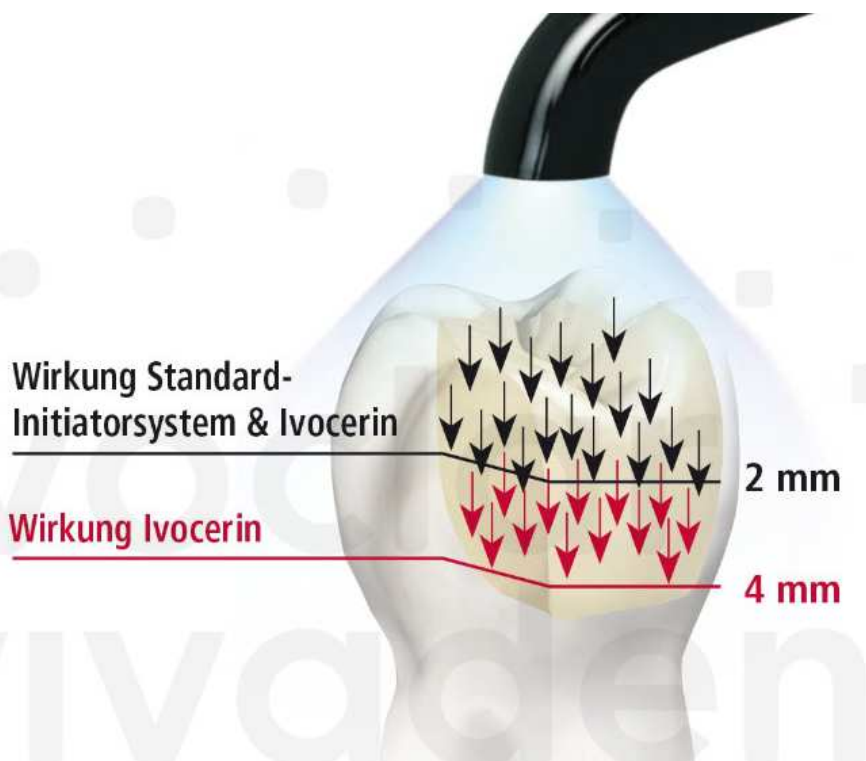
dass im Zusammenhang mit CQ basierten, gefüllten Komposit eine höhere Konversionsrate und Aushärtetiefe erzielt werden konnte (als bei TPO), wenn eine hohe Irradianz auf die Kompositprobe wirkte. Erklärt wurde dieser Effekt damit, dass aufgrund der räumlichen Begrenzung der Matrix durch die Füller und der Viskositätssteigerung im Material eine Radikal- zu Radikalreaktion verhindert wird. Diese Verbindung zweier Radikale führt zum Stopp der Kettenreaktion und wirkt somit limitierend auf die Aktivierung der Polymerisation.[99] Die in dieser Studie verwendete hohe Irradianz (ab 1000 mW/cm<sup>2</sup>, Standard) könnte im Zusammenhang mit dem Füllergehalt und dass womöglich CQ als Initiator in diesem Material enthalten ist, zu dem positiven Ergebnis geführt haben. Das Material zeigte auch eine deutlich niedrigere Lichtdurchlässigkeit für blaues Licht als das niedrigvisköse Material des gleichen Herstellers. Der Faktor der Transluzenz war somit für die höhere Aushärtetiefe nicht allein ausschlaggebend.

Vergleicht man die Ergebnisse zur maximalen Schichtdicke (**Tab. 4.2.3.-1.**) mit den Ergebnissen für die Transluzenz (**Tab. 4.2.2.-1.**) der Materialien, so fällt auf, dass die zwei Materialien, die hinsichtlich der Transluzenz schlecht abgeschnitten hatten (Sonic Fill™ (Kerr) und Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)) wiederum für die Tiefe der Polymerisation schlechtere Ergebnisse geliefert haben. Besonders deutlich ist es bei Sonic Fill™ (Kerr), welches die niedrigste Transluzenz für blaues Licht aufwies. Abgesehen von dem Modus 40 s Standard (0 mm) hat es als einziges Material keine zufriedenstellende Polymerisation in der vom Hersteller (**Tab. 3.1.-1.**) frei gegebenen Schichtdicke (5 mm) erzielt. Paradox ist in diesem Zusammenhang, dass dieser Fabrikant der Bulk-Fill Komposits als einziger eine Schichtdicke von 5 mm für sein Material zulässt.

Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) zeigt zwar für die Inkrementstärke schlechtere Werte als die meisten Bulk-Fill Kompositmaterialien, bewegt sich hier jedoch noch an der Grenze zum Mittelfeld. Die niedrige Transluzenz der Materialien scheint einen negativen Einfluss auf die Aushärtetiefe zu haben. Die Fotoinitiatoren Kampferchinon und Lucirin [100] sowie der Polymerisationsbooster (Beschleuniger, Ivocerin® in Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)), welcher zu einer Aushärtung des Komposit beitragen soll, scheinen besonders bei kurzen Polymerisationszeiten in Kombination mit einer niedrigeren Leistung der Lampe (5 s Standard, 3 s, 4 s High, 0 mm und 7 mm) nicht angeregt zu werden. In Untersuchungen zu den Fotoinitiatoren TPO und CQ konnte gezeigt werden, dass für CQ basierte Materialien eine geringere Konversionsrate sowie Aushärtetiefe erzielt werden konnte, wenn eine niedrige Bestrahlungsstärke (J/cm<sup>2</sup>) auf das Material einwirkt. Für CQ basierte Materialien konnte jedoch eine höhere Aushärtetiefe erzielt werden, was wohl daran liegen mag, dass TPO eine höhere Absorption aufweist. Es absorbiert mehr Photonen, so dass die Lichtpenetration in die Tiefe des Materials vermindert ist.[99] Wenn die TPO Konzentration in einem Material vermindert würde, könnte so die Aushärtungstiefe gesteigert werden. Die zwei Initiatoren TPO und CQ sind auch in konventionellen Komposits (mit maximaler Schichtstärke bis zu 2 mm [1]) enthalten und daher nicht allein auf die Gruppe der Bulk-Fill Komposits limitiert.

Die Variation der Konzentrationen dieser Fotoinitiatoren in den Bulk-Fill Komposit könnte jedoch so aufeinander abgestimmt sein, dass man aus der Kombination der positiven Effekte beider Systeme den größten Nutzen ziehen könnte. Der Vorteil der hohen Konversionsrate von TPO, besonders bei einer kurzen Polymerisationszeit unter hoher Irradianz, liegt in der hohen Absorptionsfähigkeit und Quantenausbeute dieses Initiators begründet. Bei TPO werden mehr Radikale gebildet und es entstehen hier mehr Wachstumszentren. Außerdem verläuft die Reaktion schneller, da im Vergleich zu CQ keine Zwischenprodukte zum Reaktionsstart erforderlich sind. Für die Aushärtung in der Tiefe des Materials wirkt sich jedoch die hohe Absorptionsfähigkeit von TPO jedoch negativ aus, da es in oberflächlicheren, der Lampe näheren Schichten, die Photonen stärker absorbiert (als CQ) und somit abfängt, so dass in der Tiefe des Materials weniger Photonen zum Reaktionsstart zur Verfügung stehen. Besonders in Materialien mit Füllkörpern erfolgt an diesen eine Streuung des kurzwelligeren Lichts, welches verstärkt von TPO absorbiert wird.[99] Eine Variation des Verhältnisses zwischen TPO und CQ, um beide Vorteile nutzen zu können, könnte ein weiterer Faktor zur Beeinflussung der Aushärtetiefe der Bulk-Fill Komposits sein. In Abhängigkeit von der Tiefe im Material könnten die Vorteile des jeweiligen Initiators verstärkt zu tragen kommen. Die hohe Reaktivität von TPO in den oberflächlichen Schichten und die hohe Aushärtetiefe des CQ für tiefere Bereiche.

Diese Einteilung in oberflächliche und tiefe Schichten des Komposit entspricht dem Prinzip des Herstellers Ivoclar Vivadent. Bei seinem Material wirbt er damit, dass für den Polymerisationsbooster wenige Photonen reichen würden, um eine chemische Reaktion in vier Millimeter Tiefe und darüber hinaus starten zu können.[81]



**Abb. 5.3.2.:** Wirkung des Ivocerin (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill, Ivoclar Vivadent)

Quelle **Abb. 5.3.2.** [101]

In Hinsicht auf eine klinische Situation, in welcher z. B. die Seitenzahnhöcker eine nähere Positionierung des Lichtaustrittsfensters der Polymerisationslampe als 7 mm zum Inkrement nicht erlauben würden, könnte durch den Modus 40 s Standard mit diesem Material (Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent)) ein Inkrement der Höhe von 5,9 mm (Standardabweichung 0,27 mm) ausreichend polymerisiert werden. Daher scheint es so, dass der Hersteller in der Tat die verminderte Transluzenz, welche sich auf eine Aushärtung negativ auswirken könnte, mit diesem patentierten Initiator namens Ivocerin® als Zusatz zum Standard-Initiatorsystem aus Lucirin und Champherchinon, annähernd ausgleichen kann [39] und somit in den unterschiedlichen Schichtstärken im Materialien die jeweiligen Vorteile der Initiatoren zum Tragen kommen.

Weiterführend sollte man beachten, dass die Hersteller der Bulk-Fill Komposits neben der maximalen Schichtdicke von 4 mm (Sonic Fill™, Kerr: 5 mm) auch Empfehlungen bezüglich der Polymerisation aussprechen: Die Polymerisationslampe (VALO™ Polymerisationslampe) erreicht in allen Modi mindestens 1000 mW/cm<sup>2</sup> (siehe **Tab. 3.3.4.-1.**). Als Mindestzeit werden in diesem Zusammenhang oft 10 s angegeben. Der Vermerk von jeder Seite der Restauration würde bei mehrflächigen Kavitäten eine entsprechende Verlängerung der Polymerisationszeit verlangen. Dies ist hier nicht der Fall, da in dieser Arbeit die Matrize die klinische Situation einer okklusalen, einflächigen Füllung simuliert. In der Gebrauchsanweisung eines Herstellers (Kerr) wird bei Klasse I Kavitäten, wie es hier der Fall war, eine zusätzliche Härtung von faszial und lingual empfohlen,[21] was hier nicht geschah. Für die Polymerisationszeiten sind keine weiteren allgemeinen Richtlinien vom Hersteller aufgestellt, sondern es erfolgt in der Gebrauchsanweisung der explizite Verweis auf bestimmte Polymerisationslampen (z. B. Demi/Demi Plus/L.E. DemetronII, Optilux501) und eine Polymerisationsdauer von 20 s bis 40 s.[21]

Die geringste empfohlene Zeit von 10 s wurde in dieser Arbeit lediglich im Modus Standard umgesetzt (20 s, 40 s Polymerisationsdauer). In den andern Modi sind die Polymerisationszeiten unter 10 s.

Zwar gibt der Hersteller an (Kerr, Sonic Fill™) für eine höhere Aushärtetiefe mehr Fotoinitiatoren in das Komposit beigefügt zu haben,[102] jedoch zeigte dieses Material hinsichtlich der Aushärtetiefe und Vickershärte in der Tiefe der Materialproben die schlechtesten Ergebnisse, so dass es wichtig wäre, die Konversionsrate dieses Bulk-Fill Komposits in der Tiefe der Proben zu bestimmen sowie die Toxizität des Materials auf den Prüfstand zu stellen.



### 5.3.2. Mechanische Eigenschaften in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus

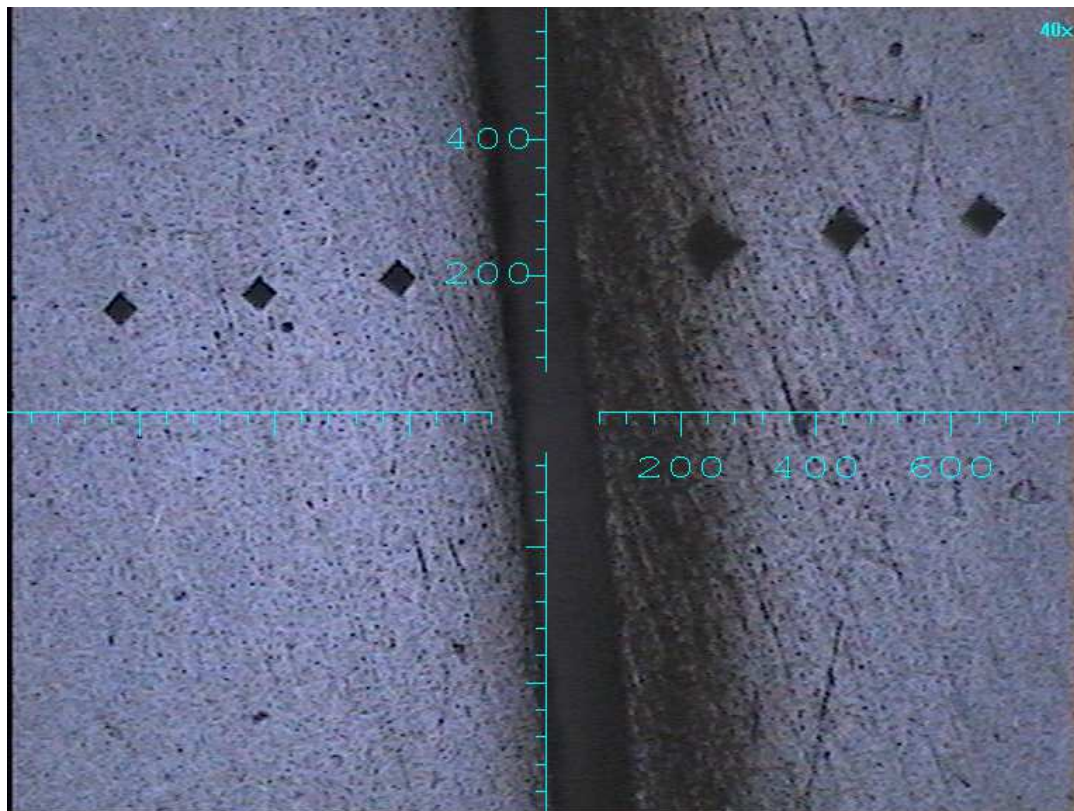
In vorangegangenen Studien konnte gezeigt werden, dass zwischen der Polymerisationstiefe und der Härte, dem Elastizitätsmodul und der Biegefestigkeit von Komposit eine signifikante Korrelation besteht.[80] Des Weiteren besagt das exposure reciprocity Gesetz (Irradianz x Polymerisationszeit), dass die Gesamtenergie der Polymerisation die mechanischen Eigenschaften und die Konversionsrate der lighthärtenden Komposit bestimmt. Die Gültigkeit dieses Gesetzmäßigkeits wurde jedoch in einigen Studien bereits eingeschränkt.[99, 103]

Es hat sich jedoch gezeigt, dass eine verlängerte Polymerisationszeit die mechanischen Eigenschaften verbessert, wohingegen eine Erhöhung der Distanz der Polymerisationslampe zur Probe zu einer Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften führt. Besonders bei einem höheren Abstand der Lampe zeigt es sich, wenn die Polymerisationslampe nicht auf das Initiatorsystem des Komposit abgestimmt ist.[45]

In dieser Arbeit erfolgte, wie in Material und Methode erwähnt, nach der Aushärtung eine visuelle Inspektion der Kompositprobe in der Matrize und eine Prüfung mittels Kunststoffspatels, ob auch zur Sensorseite die Kompositprobe ausgehärtet wurde. Falls sich an der Unterseite der Probe weiches Kompositmaterial befand, so wurde dies mit einem Kunststoffspatel entfernt und die Höhe der Probe mittels Messschieber vermessen. Wie bereits erwähnt, konnte bei Proben von Sonic Fill™ (Kerr) und Tetric Evo Ceram® Bulk Fill unpolymersiertes Material abgeschabt werden.

Nach der Wasserlagerung und Aufbereitung der Proben erfolgte eine indirekte Methode zur Bestimmung der Güte der Polymerisation, nämlich das Universalhärtemessverfahren (siehe **Material und Methode, Kapitel 3.3.3.**), bei welchem die mechanischen Eigenschaften wie die Vickershärte, der Indentierungsmodul, Kriechen sowie das Verhältnis der elastischen Eindringarbeit des Indentors zur totalen aufgetragenen Arbeit ( $W_e/W_{tot}$ ) bestimmt wurden.

### 5.3.2.1. Vickershärte



**Abb. 5.3.2.1.-1.:** Aufnahme unter dem Mikroskop. Zwischen zwei Prüfkörpern des Materials Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH). Rechts: Boden des Prüfkörpers. Links: Oberfläche des nachfolgenden Prüfkörpers. Polymerisation 4 s High bei 7 mm Abstand der Polymerisationslampe von dem Komposit.

Härte ist definiert als der mechanische Widerstand, den ein Werkstoff der mechanischen Eindringung eines härteren Prüfkörpers entgegensetzt.[104]

Die Abbildung (**Abb. 5.3.2.1.-1.**) zeigt eine Mikroskopaufnahme unter dem Universalhärtemessgerät. Es ist dabei der Übergang zwischen zwei Prüfblöcken (Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH)) sichtbar. Der rechte Prüfblock zeigt die Probenunterseite (Sensorseite) und der linke Prüfblock zeigt die Oberfläche einer Kompositprobe. Wie man aus der Abbildung entnehmen kann, sind die Materialdeformationen durch den Vickersdiamanten an der Probenunterseite im Durchmesser größer als auf der Probenoberseite. Die Diamantpyramide drang ins weichere Material tiefer ein. Es ist hier somit mikroskopisch sichtbar, dass das Material an der Probenunterseite weicher sein muss als an der Probenoberseite. Die Härteprüfung nach Vickers ist vielseitig einsetzbar und gehört zu den quasi zerstörungsfreien Prüfungen, da nur eine kleine Beschädigung des Probekörpers erfolgt, die oftmals akzeptiert werden kann.[104] In diesem Fall war mit dem Universalhärtemessverfahren der Versuch am Material abgeschlossen, so dass eine mechanische Schädigung irrelevant war, da im Anschluss keine weiteren Untersuchungen am Material durchgeführt wurden.

### 5.3.2.1.1. Vickershärte der gesamten Bulk-Fill Probe

Die Tabellen (**Tab. 4.2.4.1.-1. bis 4.**) geben die gemessene Vickershärte in einer Tiefe von 0,2 mm, 2 mm, 4 mm und größer 5 mm für alle untersuchten Materialien wieder.

Wie im folgenden näher unter **5.3.2.1.2. Vickershärte an der Oberfläche der Proben** ausgeführt, erzielte das Material X-tra fil an der Oberfläche die höchsten Werte für die Vickershärte. Am Weichesten ist hingegen das Material Venus® Bulk Fill. In einer Tiefe von mehr als 5 mm zeigt X-tra fil wiederum die höchsten Werte bezüglich der Härte und Venus® Bulk Fill zeigte sich meist als das weichste Material.

Im Vergleich zur Härteprofilmessung nach Watts (**Tab. 4.2.3.-1.**) ist ersichtlich, dass Venus® Bulk Fill nicht eine geringe Aushärtetiefe aufweist. Das Material ist generell weicher, dennoch zeigt es, dass die Modi 40 s und 20 s Standard ausreichen, um die ganze Probe in Höhe von 6 mm zu polymerisieren.

Der relative Unterschied zum Härtereferenzwert ist bei 40 s Standard in einer Tiefe von größer 5 mm bei Sonic Fill™ am höchsten. Dieses Material zeigte auch die niedrigsten maximal möglichen Schichtdicken (**Tab. 4.2.3.-1.**).

Hinsichtlich des Füllergehalts hatten vorangegangene Untersuchungen bereits herausgestellt, dass der Füller-Volumen%-Gehalt deutlicher die messbaren mechanischen Eigenschaften beeinflusste als der Gewichts-%Fülleranteil.[24] Dies hatte sich auch in der statistischen Analyse der hier gesammelten Daten bestätigt (siehe Kapitel **4.2.4.5.4.**). Der ermittelte partielle Eta-Quadratwert war für gemessenen Parameter Indentierungsmodul, Vickershärte, Kriechen und elastische Arbeit für den Vol%-Gehalt ( $Y_{HU}$ :  $\eta^2_p = 0,769$ ; HV:  $\eta^2_p = 0,798$ ; Cr:  $\eta^2_p = 0,336$ ; We/Wtot:  $\eta^2_p = 0,406$ ) höher als bei den Gew%-Füllergehalt ( $Y_{HU}$ :  $\eta^2_p = 0,634$ ; HV:  $\eta^2_p = 0,682$ ; Cr:  $\eta^2_p = 0,302$ ; We/Wtot:  $\eta^2_p = 0,371$ ). Bei dem Vergleich des Füllergehalts (**Tab. 3.1.-1.**) zeigt sich, dass bei den untersuchten Materialien X-tra fil mit 70,1 Vol% den höchsten Fülleranteil aufweist. Dieser hohe Fülleranteil mag wohl dazu beitragen, dass für dieses Material die höchsten Werte bezüglich der Vickershärte gemessen werden konnten.

Die Materialien mit dem niedrigsten Füllergehalt, 42,5 Vol% (Filtek™ Bulk Fill) und 38 Vol% (Venus® Bulk Fill), zeigten bezüglich der Härte die niedrigsten Werte, was ebenfalls im Zusammenhang mit dem niedrigen Füllkörpergehalt liegen mag. Der Füllkörpergehalt beeinflusste am stärksten die Vickershärte, gefolgt von dem Indentierungsmodul (siehe oben).

Im Hinblick auf die Polymerisationsmodi zeigte sich, dass die Materialien Venus® Bulk Fill, X-tra base sowie SDR® in den schwächeren Polymerisationsstufen (5 s Standard, 3 s und 4 s High, insbesondere bei 7 mm Abstand) in Relation zum Härtewert für 40 s Standard, 0 mm in der Tiefe von größer 5 mm am empfindlichsten auf eine unzureichende Polymerisation reagiert haben. Sie weichen in ihren Vickershärten am weitesten von den Werten ab, welche bei einer Polymerisation mit

40 s Standard (0 mm) in dieser Tiefe erzielt wurden. Hier muss besonders auf eine gute Polymerisation geachtet werden.

Bei dem Vergleich der Transluzenzen der Materialien hat sich gezeigt, dass das Material Venus® Bulk Fill besonders nach 14 s Polymerisationszeit (Standard) eine Zunahme der Transluzenz aufwies. Vergleicht man die gemessenen Härtewerte für 5 s, 20 s und 40 s Standard, so zeigt sich, dass in einer Tiefe ab 4 mm der Härteunterschied zwischen 20 und 40 s Standard gering ist, jedoch bei 5 s Standard in dieser Tiefe (4 mm) der Unterschied deutlicher ist. Es könnte ein Zusammenhang zwischen der Polymerisationstiefe und der sprunghaften Transluzenzsteigerung bestehen, da Venus® Bulk Fill (Heraeus Kulzer GmbH) besonders bei niedrigen Polymerisationszeiten schlechte Werte lieferte.

### 5.3.2.1.2. Vickershärte an der Oberfläche der Proben

Alle niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit (X-tra base, Venus®Bulk Fill, Filtek™ Bulk Fill und SDR® Smart Dentin Replacement) benötigen eine Deckfüllung aus herkömmlichen Komposit. Dies liegt darin begründet, dass sie weniger gefüllt sind und vergleichsweise große Partikel aufweisen. Aufgrund ihrer raueren Oberfläche sind sie zudem weniger abrasionsfest.[4]

Im Allgemeinen zeichnete sich bei der Untersuchung der Oberfläche ab, dass die Gruppe der niedrigviskösen Bulk-Fill Komposit bei der Härteprüfung niedrigere Werte aufwiesen, weshalb die Forderung nach einer Überkappung mit konventionellem Komposit gerechtfertigt ist.

Unter alleiniger Betrachtung der Bulk-Fill Komposit, welche keine Deckschicht über ihrem Inkrement erfordern, zeichnet sich X-tra fil durch die größte Härte aus, gefolgt von Sonic Fill™ und Tetric Evo Ceram®. Diese Staffelung korreliert mit dem Füllergehalt der Materialien (siehe **Tab. 3.1.-1.**). Je mehr Füller im Material enthalten sind, desto höher sind die gemessenen Werte für die Vickershärte.

### 5.3.2.2. Indentierungsmodul

Die Tabellen **4.2.4.2-1. bis 4.** zeigen die gemessenen Indentierungsmoduln für die in dieser Arbeit untersuchten Bulk-Fill Komposit auf, in Abhängigkeit von dem Polymerisationsmodus sowie der Tiefe in der Materialprobe.

Als das Material mit dem höchsten Indentierungsmodul zeigt sich hierbei X-tra fil. Es zeigt sich im Vergleich zu den anderen Materialien am unnachgiebigsten gegenüber einer Verformung. Es ist somit steifer und unelastischer als die anderen Materialien mit einem niedrigeren Indentierungsmodul.

Im Allgemeinen sind bei den Bulk-Fill Kompositen mit keiner notwendigen Überkappung (**Tab. 3.1.-1.**) die Indentierungsmoduln höher. Dabei zeigt X-tra fill den höchsten Indentierungsmodul, gefolgt von Sonic Fill™ und Tetric Evo Ceram®.

Bei den fließfähigen Bulk-Fill Kompositen sind sie niedriger. Diese Bulk-Fill Kompositen werden als Dentinersatz angesehen und in diesem Zusammenhang mit einer Deckschicht aus einem Universalkomposit überschichtet.[39]

Mit der Deckschicht ist zwar im okklusalen Randbereich der Füllung der Indentierungsmodul des herkömmlichen Komposit ausschlaggebend, da jedoch im approximalen Kasten (**Abb. 5.3.2.2.**, [105]) bei Klasse II Füllungen aufgrund der Fließfähigkeit des Komposit dieses bei der Applikation direkt mit der Matrize in Kontakt steht, bleibt das Bulk-Fill Komposit in diesem Bereich ungeschützt.[39] In diesem von dem Universalkomposit nicht abgedeckten Bereich zwischen den Zähnen spielt der Indentierungsmodul des Bulk-Fill Komposit somit im Randbereich zwischen Füllung zu der Zahnhartsubstanz sowie zur Deckschicht aus Universal-Komposit eine Rolle.



**Abb. 5.3.2.2.:** Darstellung approximal

Bildquelle [105]

Außerdem kann es sein, dass im approximalen Kasten bei sehr tiefen Zahnhartsubstanzdefekten der Kavitätenrand des Weiteren nicht mehr von Schmelz begrenzt ist (Schmelz-Zement-Grenze).[106] Die Schmelzbegrenzung leistet bei der Schmelz-Ätztechnik im Rahmen der Konditionierung des Zahnes mit Adhäsiven einen wichtigen Beitrag zum Verbund des Adhäsivs und Kompositen am Zahn.[107]

Für die Bulk-Fill Kompositen mit der Überkappung aus einem Universalkomposit zeigte X-tra base den höchsten Indentierungsmodul, gefolgt von SDR® Smart Dentin Replacement, Filtek™ Bulk Fill und Venus® Bulk Fill.

Unter Betrachtung der Tiefe der Messpunkte zeigten die Bulk-Fill Kompositen ohne erforderliche Deckschicht, wie oben erwähnt, bei einer Tiefe von 0,2 mm einen höheren Indentierungsmodul.

In einer Tiefe von 2 mm wurde im Allgemeinen für alle Materialien ein noch etwas höherer Indentierungsmodul gemessen als direkt an der Oberfläche. Bei einer Tiefe ab 5 mm sind die Werte für den Indentierungsmodul für alle Materialien meist deutlich niedriger als an der Oberfläche. Man könnte somit davon sprechen, dass die Materialien tendenziell dazu neigen an der Oberfläche und in der Tiefe von mehr als 5 mm ein niedrigeren Indentierungsmodul aufzuweisen.

Für den höheren Indentierungsmodul in einer Materialtiefe von 2 mm ist die konvexe Form des Lichtaustrittsfensters der Lampe verantwortlich und der damit verbundenen

Variation der emittierten Irradianz. Die von der Lampe freigesetzte Irradianz ist in einer Entfernung von 2 mm am Höchsten (**Kapitel 4.1.2., Abb. 4.1.2.-1.**).

Bei der weiteren Betrachtung der Polymerisationsmodi fällt auf, dass besonders ab einer Tiefe von 2 mm eine Korrelation zwischen der einwirkenden Gesamtenergie und den Indentierungsmodul besteht. Mit einer höheren applizierten Gesamtenergie fällt hier im Allgemeinen der Indentierungsmodul höher aus, als bei den anderen Polymerisationsstufen. So ist der Indentierungsmodul für den Modus Standard für alle Materialien am höchsten. In einer Tiefe von mehr als 5 mm sind die Unterschiede in den Indentierungsmoduln deutlicher. Bei einer niedrigeren Gesamtenergie werden deutlich niedrigere Werte für den Indentierungsmodul gemessen.

### 5.3.2.3. Kriechen

Unter Kriechen versteht man bei Werkstoffen die zeit – und temperaturabhängige, plastische Verformung unter Last. Kunststoffe bestehen aus verknäulten Molekülketten und gleiten bzw. entknäulen sich unter äußerer Belastung, woraus eine Dehnung resultiert. Je nach Herstellung, Material und Füllung kann dabei die Dehnung mehr als 1000 % betragen.[108]

In dieser Arbeit wurden die zeitabhängige Verformung der Bulk-Fill Komposits unter Last gemessen. Dabei wurde für 5 s eine konstante maximale Kraft appliziert um die mechanische Eigenschaft Kriechen bzw. Cr [%]. zu bestimmen. Die gemessenen Werte für Kriechen sind in den Tabellen unter **Kapitel 4.2.4.3.** dargestellt (**Tab. 4.2.4.3.-1. bis 4.**).

Wiederrum erfolgte eine Differenzierung zwischen dem Polymerisationsmodus und der Lage des Messpunkts (Tiefe) im Material (0,2 mm, 2 mm, 4 mm und mehr als 5 mm).

In einer Tiefe von 0,2 mm, 2 mm und 4 mm scheinen die Werte in einem bestimmten Niveau zu liegen (3,5 % - 4,8 % bei 40 s Standard, 0 mm Abstand in 0,2 mm Tiefe). Dabei sind die Abweichungen bei den unterschiedlichen Materialien nicht besonders hoch.

Erst in einer Tiefe von 5 mm weichen die Werte mit mind. 3,2 % und max. 9,3 % weiter auseinander. Bei einer guten Polymerisation scheinen die Werte annähernd konstant und in geringer polymerisierten Arealen (größer 5 mm, geringere Energie [J/cm<sup>2</sup>]) steigt der Materialkennwert besonders bei Venus® Bulk Fill, Filtek™ Bulk Fill und SDR® Smart Dentin Replacement an.

### 5.3.2.4. Elastische Arbeit

Dieser Wert wurde ebenfalls mit dem Universalhärtemessverfahren ermittelt (siehe Kapitel **3.3.3. Universalhärtemessgerät**).

Hierbei handelt es sich um das Verhältnis aus der elastischen Eindringarbeit des Prüfkopfes (Indentors) zur totalen aufgebrauchten Arbeit ( $W_e/W_{tot}$ ).

Der Begriff elastisch beschreibt, dass das Material nach Einwirkung einer Kraft wieder in seinen Ausgangszugstand zurück geht, wobei bei einer plastischen Deformation diese Grenze überschritten wird und eine bleibende Veränderung im Material zurück bleibt.[109]

Bei einem hohen Wert für elastische Arbeit ( $W_e/W_{tot}$ ) liegt ein höherer Anteil an elastischer Eindringarbeit vor und folglich eine geringere plastische Verformung. Die gemessenen Werte lagen bei SDR® Smart Dentin Replacement mit 39,1 % am niedrigsten und rangierten bei den anderen Materialien zwischen 42,6 % bis 46,8 % (bei 40 s Standard, 0 mm Abstand der Polymerisationslampe in 0,2 mm Tiefe).

Tendenziell scheint es so zu sein, dass mit einer geringeren Polymerisation diese Werte sich verringern. Somit wird die plastische Verformbarkeit des Materials mit einer geringeren Polymerisationsgüte höher.

## 6. Zusammenfassung

Im Vergleich der Bulk-Fill Komposits hinsichtlich ihrer Transluzenz hat sich herausgestellt, dass die hochviskösen Bulk-Fill Komposits im Allgemeinen eine geringere Transluzenz für blaues Licht aufweisen als die niedrigviskösen Bulk-Fill Komposits. Die verminderte Lichtdurchlässigkeit steht im Zusammenhang mit ihrem höheren Füllergehalt.

Es ist bereits bekannt, dass die Transluzenz in tieferen Kompositschichten vermindert ist.[42] Daher sollte man bei der Betrachtung der in dieser Studie aufgezeigten Erkenntnisse nicht außer Acht lassen, dass kein Hersteller für die hier untersuchten Bulk-Fill Komposits eine Schichtdicke von 6 mm für sein Material freigegeben hat. Dementsprechend könnte man unter den von den Herstellern freigegebenen Schichtdicken (4 mm bzw. 5 mm) sicherlich höhere Werte hinsichtlich der Irradianz sowie Energie messen.

In dieser Untersuchung hat sich gezeigt, dass ein Zusammenhang zwischen einer verminderten Transluzenz und einer niedrigeren Aushärtetiefe bestehen kann. Ein Material (Sonic Fill™ (Kerr)), welches die niedrigsten Werte hinsichtlich der Transluzenz aufwies, zeigte gleichfalls schlechtere Ergebnisse in der Durchhärtungstiefe. Dies bestätigte sich bei den Versuchen bereits bei der Probenentnahme aus dem Spektrometer. Hier konnte sowohl von Sonic Fill™ (Kerr) als auch von Tetric Evo Ceram® Bulk Fill (Ivoclar Vivadent) Proben in niedrigen Leistungsstufen der Polymerisationslampe nicht ausgehärtetes Komposit vom Boden der Proben geschabt werden.

Das Material Sonic Fill™ schnitt in dieser Hinsicht im Vergleich zu der Konkurrenz schlecht ab. Der Hersteller Kerr ist der einzige Bulk-Fill Fabrikant, der mit einer Inkrementdicke von bis zu 5 mm für sein Material wirbt. Lediglich bei direktem Kontakt der Lampe und einer Polymerisationszeit von 40 s wird bei diesem Material ein solches Inkrement vollständig ausgehärtet. Diesbezüglich sollte somit der Hersteller die Empfehlung für sein Material überarbeiten.

Bei den meisten Herstellern konnten die Vorgaben bzgl. der maximalen Inkrementdicken in der Aushärtung übertroffen werden. Bei einer Polymerisation von 40 s im Modus Standard im Abstand von 7 mm erreichte die verwendete LED Polymerisationslampe für fast alle untersuchten Materialien eine ausreichende Härte des Komposits bis in eine Tiefe von mindestens 5,9 bzw. 6 mm (Ausnahme: Sonic Fill™ (Kerr)).

Für alle Bulk-Fill Komposits kann allgemein die Aussage getroffen werden, dass ein Inkrement der Stärke von 4 mm bei einer Polymerisationszeit von 20 s (Standard, 1000 mW/cm<sup>2</sup>) suffizient gehärtet werden kann.

In einem höheren Abstand reduziert sich die auf die Kompositprobenoberfläche einwirkende Energie der Polymerisationslampe (7 mm, im gleichen



Polymerisationsprogramm) auf etwa die Hälfte. Daher sollte die Lampe so nah wie möglich am Inkrement platziert werden.

Wie in **Kapitel 5.3.** ausgeführt, zeigte sich, wenn eine annähernd gleiche Energie (in diesem Beispiel ca. 7 J/cm<sup>2</sup>) auf die Proben einwirkt, dass trotz eines höheren Abstands (7 mm) der Polymerisationslampe, bei einer doppelt so langen Polymerisationszeit (von 8 s statt 4 s), eine höhere Aushärtetiefe erzielt werden konnte. Eine längere Polymerisationszeit wirkt somit günstiger auf die Aushärtung aus. Somit sollte die Polymerisationslampe inkrementnah positioniert werden und eine längere Polymerisationszeit bevorzugt werden.

Hinsichtlich der Härte hat sich gezeigt, dass die Materialien ohne erforderliche Deckschicht im Allgemeinen eine höhere Vickershärte aufweisen. X-tra fil (Voco GmbH) erwies sich als das härteste Material. Dies mag daran liegen, dass es den höchsten Füllergehalt unter den Bulk-Fill Kompositen aufweist. Zudem zeigte sich X-tra fil (Voco GmbH) als das Material mit dem höchsten Indentierungsmodul.

Für das Kriechverhalten zeigten sich besonders in einer Tiefe größer 5 mm größere Abweichungen in den Messergebnissen. Die plastische Verformbarkeit (elastische Arbeit,  $W_e/W_{tot}$ ) war bei den Materialien mit verminderter Aushärtetiefe am höchsten.

Im Allgemeinen haben die hochviskosen Bulk-Fill Kompositen einen höheren Füllergehalt und in der Konsequenz neben einer geringeren Transluzenz bessere mikromechanische Eigenschaften. Für diese Bulk-Fill Kompositen ist aufgrund ihrer mikromechanischen Eigenschaften eine Übersichtung mit einem Universalkomposit nicht erforderlich.

Da die Ergebnisse aus dieser Arbeit in Zusammenhang mit einer bestimmten Polymerisationslampe (VALO™ Polymerisationslampe) stehen, kann es im klinischen Alltag, besonders unter Verwendung einer anderen Polymerisationslampe, zu Abweichungen von den hier gesammelten Ergebnissen kommen.

Mehrere Studien haben bereits nachgewiesen, dass bei insuffizienter Polymerisation und damit einer niedrigeren Konversionsrate im Komposit mehr Substanzen aus der Füllung gelöst werden können.[110] Für die Zahnärzte ist es hinsichtlich einer zunehmenden Anzahl von Patienten, welche an Nebenwirkungen in Zusammenhang mit Kompositfüllungen leiden,[111] besonders wichtig, verantwortungsvoll Umgang mit diesen Materialien zu sein. Auch ihre eigene Gesundheit sowie die des zahnärztlichen Personals kann durch die Methacrylatverbindungen geschädigt werden.[111]

Außerdem darf man nicht außer Acht lassen, dass eine wissenschaftlich gesicherte Vorhersage der Werkstoffeigenschaften von Komposit allein anhand der Kenntnis ihrer Zusammensetzung nicht möglich ist.[112] Für die Zukunft sind daher noch klinische Langzeituntersuchungen zu den Bulk-Fill Kompositen erforderlich.

Unter dem Aspekt der Einfachheit und Zeiteinsparung sind weitere Komposit auf dem Dentalmarkt erhältlich: selbststützende, selbsthaftende Komposit (z. B. Vertise<sup>TM</sup> Flow, Kerr).[113]

Dabei handelt es sich nicht um ein Bulk-Fill Material, jedoch könnte der Fokus der Hersteller zukünftig in die Richtung gehen, den Zeitfaktor weiter zu reduzieren, indem es dem/r behandelnden Zahnarzt/-ärztin nicht nur ermöglicht wird ein Material in einer höheren Schichtstärke einzubringen, sondern zusätzlich Zeit einzusparen, indem auf die Applikation eines Kompositadhäsivs verzichtet werden kann.

## 7. Abkürzungsverzeichnis

<b>Al</b>	Aluminium
<b>B</b>	Bor
<b>Ba</b>	Barium
<b>BDDMA</b>	Butandioldimethacrylat
<b>BHT</b>	Butylhydroxytoluen
<b>Bis-EMA</b>	ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
<b>Bis-GMA</b>	Bisphenol-Glycidyl-Methacrylat
<b>C-Faktor</b>	Cavity Configuration Factor
<b>CQ</b>	Kampferchinon
<b>Cr</b>	Kriechen
<b><math>Y_{HU}</math></b>	Indentierungsmodul
<b>EBADMA</b>	Ethoxyliertes Bisphenol A-Dimethacrylat
<b>E-Modul</b>	Elastizitätsmodul
<b>F</b>	Fluor
<b>Gew%</b>	Gewichtsprozent
<b>HV</b>	Vickershärte
<b>IDS</b>	Internationalen Dental-Schau
<b>LED</b>	Light-Emitting Diode, dt. Licht-emittierende Diode
<b>Max.</b>	maximale
<b>PE</b>	Polytetrafluoräthylen
<b>REM</b>	Rasterelektronenmikroskop
<b>Si</b>	Silizium
<b>SiO<sub>2</sub></b>	Siliziumdioxid
<b>Sr</b>	Strontium
<b>TCB</b>	Butan-1,2,3,4-Tetracarbonsäure-Bis-2-Hydroxyethyl-Methacrylat-Harz
<b>Teflon</b>	Polytetrafluoräthylen
<b>TEGDMA</b>	Triethylenglykol-Dimethacrylat
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Titandioxid
<b>TMPTMA</b>	Trimethylolpropan-Trimethacrylat
<b>TPO (Lucirin)</b>	2,4,6-Trimethylbenzoyl-Diphenyl-Phosphinoxid
<b>UDMA</b>	Urethandimethacrylat bzw. Urethan-Harz
<b>Yb-F<sub>3</sub></b>	Ytterbium(III)-Fluorid
<b>ZnO</b>	Zinkoxid
<b>Zr</b>	Zirkon
<b>Vol%</b>	Volumenprozent
<b>We/Wtot</b>	Elastische Arbeit
<b><math>\eta^2_p</math></b>	Partielles Eta-Quadrat

## 8. Literaturverzeichnis

1. El-Safty, S., N. Silikas, and D.C. Watts, *Creep deformation of restorative resin-composites intended for bulk-fill placement*. Dent Materials, 2012(28): p. 928-935.
2. Vishnu, S., et al., *Fourier transform infrared spectroscopic evaluation - Degree of conversion of a packable, hybrid and flowable composite resin cured using a light transmitting post*. J Conserv Dent, 2007. **10**(1): p. 38-42.
3. Flury, S., et al., *Depth of cure of resin composites: Is the ISO 4049 method suitable for the bulk fill materials?* Dental Materials, 2012. **28**(5): p. 521-528.
4. Ilie, N., S. Bucuta, and M. Draenert, *Bulk-fill Resin-based Composites: An in vitro assessment of their mechanical performance (Publikation in Druck, bisher unveröffentlichte interne Daten)*. Operative Dentistry, 2013.
5. *Sozialgesetzbuch Fünftes Buch Gesetzliche Krankenversicherung §12 Wirtschaftlichkeitsgebot*  
[http://www.sozialgesetzbuch.de/gesetze/05/index.php?norm\\_ID=0501200](http://www.sozialgesetzbuch.de/gesetze/05/index.php?norm_ID=0501200).
6. *Gebrauchsanleitung 3M ESPE Filtek™ Bulk Fill*  
[http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UF6EVsSyXTtO8TtNx fXEvtQEVs6EVs6EVs6E666666--&fn=filtek\\_bf\\_ifu\\_we.pdf](http://multimedia.3m.com/mws/mediawebserver?mwsId=66666UF6EVsSyXTtO8TtNx fXEvtQEVs6EVs6EVs6E666666--&fn=filtek_bf_ifu_we.pdf). 2012.
7. *Gebrauchsanweisung Tetric EvoCeram® Bulk Fill* <http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/downloadcenter/gebrauchsinformationen-fuer-den-zahnarzt/#T>. 2011.
8. *Gebrauchsinformation Dentsply SDR® Dentsply Smart Dentin Replacement*  
[http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/9180/SDR-WEB\\_2012\\_3.pdf?fd=2](http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/9180/SDR-WEB_2012_3.pdf?fd=2). 2012.
9. *Gebrauchsinformation Heraeus Kulzer GmbH Venus® Bulk Fill* [http://heraeus-venus.com/media/downloads/venusbulkfill\\_2/Venus\\_Bulk\\_Fill\\_66044823.pdf](http://heraeus-venus.com/media/downloads/venusbulkfill_2/Venus_Bulk_Fill_66044823.pdf). 2010.
10. *Gebrauchsinformation Voco GmbH X-tra base*  
[http://www.voco.de/de/products/products/x-tra\\_base/GI\\_x-tra\\_base\\_22spr\\_0811.pdf](http://www.voco.de/de/products/products/x-tra_base/GI_x-tra_base_22spr_0811.pdf). 2011.
11. *Gebrauchsinformation Voco GmbH X-tra fil*  
[http://www.voco.de/de/products/products/x\\_tra\\_fil/x-tra\\_fil\\_22spr\\_049.pdf](http://www.voco.de/de/products/products/x_tra_fil/x-tra_fil_22spr_049.pdf). 2011.
12. *KERR Material Safety Data Sheet Sonic Fill™*  
<http://www.kerrdental.eu/media/Products/ProductFamily/3578/en-US/Documents/88773/SonicFill.pdf>. 2010: p. 1.
13. Falkenberger, R., et al., *Bulk-Fill-Komposite: Mit dicken Schichten einfacher zum Erfolg?* Quintessenz, 2012. **63**(5): p. 579-584.
14. *Wissenschaftliches Kompendium Dentsply SDR® Smart Dentin Replacement*  
[http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8901/SDR\\_Kompendium110815D.pdf?fd=2](http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8901/SDR_Kompendium110815D.pdf?fd=2). 2011.
15. Hickel, R., *Neue Komposite - viele Behauptungen*. BZB, 2012(12): p. 50-53.
16. *Sicherheitsdatenblatt gemäß 1907/2006/EG, Artikel 31 Voco GmbH X-tra base*  
[http://www.voco.de/de/products/products/x-tra\\_base/sdb\\_x-tra\\_base\\_rev\\_00\\_110829.pdf](http://www.voco.de/de/products/products/x-tra_base/sdb_x-tra_base_rev_00_110829.pdf). 2011.
17. *Gebrauchsinformation Voco GmbH X-tra fil (2011)*  
[http://www.voco.de/de/products/products/x\\_tra\\_fil/x-tra\\_fil\\_22spr\\_049.pdf](http://www.voco.de/de/products/products/x_tra_fil/x-tra_fil_22spr_049.pdf).
18. *Wissenschaftliche Information Komposite Klassifikation Voco*  
[http://www.voco.de/de/products/products/twinky\\_star/WI\\_DE\\_KompositeKlassifikation.pdf](http://www.voco.de/de/products/products/twinky_star/WI_DE_KompositeKlassifikation.pdf). 2011.
19. Awan, M., *A Study Investigating the Mechanical Testing of a Novel Dental Restorative Material and its Biocompatibility*  
[http://etheses.bham.ac.uk/1309/2/Awan\\_10\\_MPhil.pdf](http://etheses.bham.ac.uk/1309/2/Awan_10_MPhil.pdf). 2010: p. 27.
20. *Wissenschaftliche Dokumentation ivoclar vivadent Tetric Evo Ceram® Bulk Fill*  
<http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/downloadcenter/wissenschaftliche-dokumentationen/#T>. 2011.

21. *Composite Instructions For Use Kerr Sonic Fill™*  
<http://www.kerrdental.eu/media/Products/ProductFamily/3578/en-US/Documents/88769/EU%20DFU%20FINAL.pdf>. 2011.
22. Sabbagh, J., *Das Sonic Fill™ System: eine klinische Annäherung* [www.kerrdental.de](http://www.kerrdental.de)  
[http://www.sonicfill.de/media/4881/sabbagh\\_d.pdf](http://www.sonicfill.de/media/4881/sabbagh_d.pdf).
23. Jackson, R., *Applikation von Seitenzahnkompositen – eine neue, praktische, rationelle Technik*  
<http://www.kerrdental.de/media/497512/Kerr%20News%20Ausgabe%202.pdf>. 2011.
24. Ilie, N., S. Bucuta, and M. Draenert, *Bulk-fill Resin-based Composites: an in vitro assessment of their mechanical performance*. Operative Dentistry, 2013.
25. *Wissenschaftliches Kompendium Dentsply SDR® Smart Dentin Replacement*  
<http://www.dentsply.de/bausteine.net/f/8946/2011-09SDRWissenschaftlichesKompendiumD.pdf?fd=2>. 2011: p. 48.
26. [http://daten.dentalunion.com/pdf/omnident\\_download/Studie\\_Bulk\\_Fill\\_A4\\_QXP\\_V3.pdf](http://daten.dentalunion.com/pdf/omnident_download/Studie_Bulk_Fill_A4_QXP_V3.pdf).
27. *Sicherheitsdatenblatt Omni Ceram Bulk Fil* <http://www.sico-online.de/index.php/catalog2/products/963843>
28. *OmniCeram Bulk Fill Lichthärtendes Seitenzahn-Füllungsmaterial entspricht EN 24049/ISO4049 Gebrauchsanweisung*.  
[http://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/capo\\_bulk\\_fill\\_komposit\\_5396.html](http://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/capo_bulk_fill_komposit_5396.html).
30. <http://www.schuetz-dental.de/de/artikel/capo-bulk-fill.html>.
31. <http://www.schuetz-dental.de/de/sicherheitsdatenblaetter.html>.
32. <http://www.dentsplymea.com/products/restorative/composites/quixfil>.
33. *Webinar Frankenberger*  
<http://www.dtstudyclub.com/resources/content/editor/files/Webinar%20Frankenberger.pdf>.
34. Ganter, P., *Mehr Effizienz bei Seitenzahnversorgungen*  
[http://www.oemus.com/archiv/pub/qim/zwp/2012/zwp0912/zwp0912\\_102\\_105\\_dentsply.pdf](http://www.oemus.com/archiv/pub/qim/zwp/2012/zwp0912/zwp0912_102_105_dentsply.pdf). ZWP, 2012(9).
35. *Scientific Compendium Dentsply QuiXfil® Restorative*  
<http://www.dentsplymea.com/sites/default/files/Scientific%20Compendium%20Quixfil.pdf>. 2003: p. 4, 28.
36. *Venus Bulk Fill Einfach, schnell und sicher zu langlebigen Seitenzahnrestorationen*  
[http://heraeus-venus.com/de/de/products/neuvenusbulkfill/default\\_venusbulkfill.html](http://heraeus-venus.com/de/de/products/neuvenusbulkfill/default_venusbulkfill.html). 2013.
37. Czasch, P. and N. Ilie, *In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites*. Clin Oral Invest 2012. **17**(1): p. 227-235.
38. *Transluzenz* <http://de.wikipedia.org/wiki/Transluzenz>.
39. Mahn, E., *Paradigmenwechsel in der Füllungstherapie Tetric EvoCeram® Bulk Fill*  
[http://www.google.de/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CDIQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.de%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F16147%2FParadigmenwechsel%2Bin%2Bder%2BFuellungstherapie\\_Special%2BEdition&ei=LMSUZWGlSXPtQaHzoCQAq&usq=AFQjCNHwKwBkhyMTso5v0l1XVVh\\_7m2-Oq&sig2=jNEX5QDHtqvPmB5XUhec\\_w&bvm=bv.41934586.d.Yms](http://www.google.de/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=1&cad=rja&ved=0CDIQFjAA&url=http%3A%2F%2Fwww.ivoclarvivadent.de%2Fzoolu-website%2Fmedia%2Fdocument%2F16147%2FParadigmenwechsel%2Bin%2Bder%2BFuellungstherapie_Special%2BEdition&ei=LMSUZWGlSXPtQaHzoCQAq&usq=AFQjCNHwKwBkhyMTso5v0l1XVVh_7m2-Oq&sig2=jNEX5QDHtqvPmB5XUhec_w&bvm=bv.41934586.d.Yms). Special Edition p. 1-23.
40. Ilie, N., A. Keßler, and J. Durner, *Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites*. Journal of dentistry, 2013.
41. Taira, M., et al., *Refractive index of inorganic fillers in seven visible-light-cured dental composite resins*. Journal of Materials Science Letters, 1994(13): p. 68-70.
42. Lassila, L.V., et al., *Translucency of flowable bulk-filling composites of various thicknesses*. Chin J Dent Res, 2012. **15**(1): p. 31-35.
43. <http://de.wikipedia.org/wiki/Rasterelektronenmikroskop>.

44. Mosznera, N., et al., *Benzoyl germanium derivatives as novel visible light photoinitiators for dental materials*. *Dent Materials*, 2008(24): p. 901-907.
45. Ilie, N. and R. Hickel, *Can CQ be completely replaced by alternative initiators in dental adhesives?* *Dental Materials Journal*, 2008. **27**(2): p. 221-228.
46. Hadis, M.A., A.C. Shortall, and W.M. Palin, *Competitive light absorbers in photoactive dental resin-based materials*. *Dental Materials*, 2012. **28**(8): p. 831-841.
47. Celerino, I.C., et al., *Influence of the photoinitiator system and light photoactivation units on the degree of conversion of dental composites*. *Braz Oral Res*, 2010. **24**(4): p. 475-481.
48. Kenning, N.S., et al., *Spatial and temporal evolution of the photoinitiation rate for thick polymer systems illuminated with polychromatic light*. *Polymer International*, 2006. **55**(9): p. 994-1006.
49. Vyver, P., *Optimale Behandlungskonzepte mit SDRTM (Smart Dentin Replacement)* [http://www.zwp-online.info/archiv/pub/sim/cd/2012/cd0112/cd112\\_034\\_039\\_van\\_der\\_vyver.pdf](http://www.zwp-online.info/archiv/pub/sim/cd/2012/cd0112/cd112_034_039_van_der_vyver.pdf). *cosmetic dentistry*, 2012(1).
50. Venhoven, B.A.M., A.J.d. Gee, and C.L. Davidson, *Light initiation of dental resins: Dynamics of the polymerization*. *Biomaterials*, 1996. **17**(24): p. 2313-2318.
51. Lutz, F., I. Krejci, and F. Barbakow, *Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations*. *Dent Materials*, 1991. **7**(2): p. 107-113.
52. Bouschlicher, M.R., M.A. Vargas, and D.B. Boyer, *Effect of composite type, light intensity, configuration factor and laser polymerization on polymerization contraction forces*. *Am J Dent*, 1997. **10**(2): p. 88-96.
53. Rullmann, I., et al., *Photoelastic determination of polymerisation shrinkage stress in low shrinkage resin composites*. *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, 2012. **122**(4): p. 294-299.
54. *Komposit (Zahnmedizin)* [http://de.wikipedia.org/wiki/Komposit\\_%28Zahnmedizin%29](http://de.wikipedia.org/wiki/Komposit_%28Zahnmedizin%29).
55. Fleming, G.J.P., et al., *The potential of a resin-composite to be cured to a 4mm depth*. *Dent Materials*, 2008(24): p. 522-529.
56. Moorthy, A., et al., *Cuspal deflection and microleakage in premolar teeth restored with bulk-fill flowable resin-based composite base materials*. *Journal of dentistry*, 2012(40): p. 500-505.
57. Loguercio, A.D., et al., *Polymerization shrinkage: effects of boundary conditions and filling technique of resin composite restorations*. *Journal of dentistry*, 2004(32): p. 459-470.
58. Mjör, I. and F. Toffenetti, *Secondary caries: a literature review with case reports*. *Quintessence Int.*, 2000 (31(3)): p. 165-179.
59. Roggendorf, M.J., et al., *Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite*. *Journal of dentistry*, 2011(39): p. 643-647.
60. Ilie, N. and R. Hickel, *Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR<sub>TM</sub> technology*. *Dental Materials*, 2010. **27**(4): p. 248-355.
61. Baloš, S., et al., *Improving mechanical properties of flowable dental composite resin by adding silica nanoparticles*. *Vojnosanit Pregl*, 2013. **70**(5): p. 477-483.
62. Feilzer, A., A.D. Gee, and C. Davidson, *Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration*. *Journal of Dental Research*, 1987(66(11)): p. 1636-1639.
63. Santhosh, L., K. Bashetty, and G. Nadig, *The influence of different composite placement techniques on microleakage in preparations with high C- factor: An in vitro study*. *J Conserv Dent.*, 2008: (11(3)): p. 112-116
64. <http://de.wikipedia.org/wiki/Kavitätenklassen>.
65. Ilie, N. and R. Hickel, *Resin composite restorative materials*. *Australian Dental Journal*, 2011(56): p. 59-66.
66. Hofmann, N., et al., *The influence of plasma arc vs. halogen standard or soft-start irradiation on polymerization shrinkage kinetics of polymer matrix composites*. *Journal of Dentistry*, 2003. **31**(6): p. 393-393.

67. Vogel, K., *Geringe Schrumpfung und wenig Schrumpfungsstress sind entscheidende Grundlage - Die Durchhärtungstiefe: entscheidend für ein Bulk-Material*. Die Zahnarztwoche, 2011(40): p. 11.
68. *NEWSLETTER Competence in Composites Ivoclar Vivadent Newsletter* <http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/newsletter>. 2012(1).
69. C Bastioli, Romano G., and Migliaresi C., *Water sorption and mechanical properties of dental composites*. Biomaterials, 1990(11): p. 219-223.
70. N. Martin, N. M. Jedyakiewicz, and A.C. Fisher, *Hygroscopic expansion and solubility of composite restoratives*. Dental Materials, 2003. **19**(2): p. 77-86.
71. Mortier, E., et al., *Influence of initial water content on the subsequent water sorption and solubility behavior in restorative polymers*. Am J Dent., 2005. **18**(3): p. 177-181.
72. Sideridou, I., V. Tserki, and G. Papanastasiou, *Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins*. Biomaterials, 2003. **24**(4): p. 655-665.
73. Caughman, W.F., et al., *Correlation of cytotoxicity, filler loading and curing time of dental composites*. Biomaterials, 1991. **12**(8): p. 737-40.
74. *Allgemeine Informationen ULTRADENT PRODUCTS INC. VALO® Curing Light* <http://www.ultradent.com/de/Product%20Instruction%20Documents/Valo%2099333.3%20INST.pdf>. 2008.
75. Ferracane, J.L. and J.R. Condon, *Rate of elution of leachable components from composite*. Dent Materials, 1990. **6**(4): p. 282-287.
76. Rodríguez-Lozano, F., et al., *Effects of two low-shrinkage composites on dental stem cells (viability, cell damaged or apoptosis and mesenchymal markers expression)*. J Mater Sci Mater Med., 2013(24(4) ): p. 979-988.
77. Lutz, F., I. Krejci, and F. Barbakow, *Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations*. Dent Mater 7:107-113, April, 1991, 1990. **7**(2): p. 107-113.
78. *Wissenschaftliche Dokumentation ivoclar vivadent Tetric Evo Ceram® Bulk Fill* <http://www.ivoclarvivadent.de/de-de/downloadcenter/wissenschaftliche-dokumentationen/#T>. 2011: p. 11.
79. *Valo Präsentation* [http://www.dental2010.ch/bilder/promo/VALO\\_Praesentation.pdf](http://www.dental2010.ch/bilder/promo/VALO_Praesentation.pdf). 2010.
80. Poggio, C., et al., *Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes*. J Conserv Dent 2012. **15**(3): p. 237-241.
81. Burtscher, P., *Von geschichteten Inkrementen zur Vier-Millimeter-Bulk-Fill-Technik – Anforderungen an Komposit und Lichthärtung*. Die Zahnarztwoche, 2011(39): p. 6-8.
82. *MARC-RC-Brochure-v4* <http://curingresin.com/wp-content/uploads/2012/08/MARC-RC-Brochure-v4.2.pdf>. 2012: p. <http://curingresin.com/wp-content/uploads/2012/08/MARC-RC-Brochure-v4.2.pdf>.
83. *THE LIGHT* <http://www.oemus.com/epaper/pub/4f0b037678b23/#/0>. 2011.
84. Heitland, K., *Mechanische Eigenschaften von Dentinadhäsiven als Funktion der Polymerisationsart und -dauer*. 2006: p. 40.
85. Ilie, N., *Messmethoden zur Charakterisierung von Kompositfüllungswerkstoffen*. 2004: p. 49-51.
86. *Allgemeine Informationen ULTRADENT PRODUCTS, INC. VALO® Curing Light* <http://www.ultradent.com/de/Product%20Instruction%20Documents/Valo%2099333.3%20INST.pdf>. 2008.
87. Ilie, N., *Messmethoden zur Charakterisierung von Kompositfüllungswerkstoffen*. 2004: p. 79.
88. *Polymerisationslampe* <http://de.wikipedia.org/wiki/Polymerisationslampe>.
89. Ilie, N., E. Jelen, and R. Hickel, *Is the soft-start polymerisation concept still relevant for modern curing units?* Clin Oral Invest 2011. **15**(1): p. 21-29.
90. Price, R.B., et al., *Effect of distance on the power density from two light guides*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2000. **12**(6): p. 320-327.

91. Shortall, A., et al., *Initial fracture resistance and curing temperature rise of ten contemporary resin-based composites with increasing radiant exposure*. Journal of Dentistry 2013. **41**(5): p. 455-463.
92. Zahn <http://de.wikipedia.org/wiki/Zahn>.
93. Schmidseider, J. and T. Munz, *Farbatlanten der Zahnmedizin Ästhetische Zahnmedizin* Thieme Verlag, 2009(2., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage).
94. *Polymere Licht und die Wissenschaft von TiO<sub>2</sub>*  
[http://www2.dupont.com/Titanium\\_Technologies/de\\_US/tech\\_info/literature/Plastics/P\\_L\\_B\\_Polymers\\_Light\\_Science.pdf](http://www2.dupont.com/Titanium_Technologies/de_US/tech_info/literature/Plastics/P_L_B_Polymers_Light_Science.pdf). 2007: p. 1-20.
95. Yu, B. and Y.-K. Lee, *Differences in color, translucency and fluorescence between flowable and universal resin composites*. J Dent, 2008. **36**(10): p. 840-846.
96. Akbar, H.N., et al., *Relationship between Color and Translucency of Multishaded Dental Composite Resins*. International Journal of Dentistry, 2011: p. 5.
97. Hellwig, E., J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutsche Zahnärzte Verlag, 2009(5. überarbeitete und erweiterte Auflage): p. 185-188.
98. Rodríguez-Lozano, F.J., et al., *Effects of two low-shrinkage composites on dental stem cells (viability, cell damaged or apoptosis and mesenchymal markers expression)*. J Mater Sci Mater Med., 2013.
99. Leprince, J.G., et al., *Photoinitiator type and applicability of exposure reciprocity law in filled and unfilled photoactive resins*. Dental Materials 2010. **27**(2): p. 157-164.
100. <http://www.ivoclarvivadent.de/zoolu-website/media/document/21521/Newsletter+Direkte+F%C3%BCllungstherapie+2-2013>.
101. *Tetric EvoCeram Bulk Fill*  
<http://www.ivoclarvivadent.de/de/composites/alle/produkte/fuellungsmaterialien/composites/tetric-evoceram-bulk-fill>.
102. *Schneller füllen mit Sonic Energy*  
[http://www.kavo.de/img\\_cpm/global/files/global/Instrumente/sonicfill/SONICfill\\_de\\_1008\\_7403.pdf](http://www.kavo.de/img_cpm/global/files/global/Instrumente/sonicfill/SONICfill_de_1008_7403.pdf). 2011.
103. Poggio, C., et al., *Evaluation of Vickers hardness and depth of cure of six composite resins photo-activated with different polymerization modes*. J Conserv Dent, 2012. **15**(3): p. 237-241.
104. Härte <http://de.wikipedia.org/wiki/H%C3%A4rte>.
105. *Das perfekte Team für zuverlässige Seitenzahnfüllungen* [http://saar-dental.de/fileadmin/pdf/Dentsply\\_Dreamteam.pdf](http://saar-dental.de/fileadmin/pdf/Dentsply_Dreamteam.pdf). 2012.
106. *Zahnwissen-Lexikon Sa - Sm Schmelz-Zement-Grenze*  
[http://www.zahnwissen.de/frameset\\_lexi.htm?lexikon\\_sa-sm.htm](http://www.zahnwissen.de/frameset_lexi.htm?lexikon_sa-sm.htm).
107. Hellwig, E., J. Klimek, and T. Attin, *Einführung in die Zahnerhaltung*. Deutsche Zahnärzte Verlag, 2009(5. überarbeitete und erweiterte Auflage): p. 200-203.
108. *Kriechen (Werkstoffe)* [http://de.wikipedia.org/wiki/Kriechen\\_%28Werkstoffe%29](http://de.wikipedia.org/wiki/Kriechen_%28Werkstoffe%29).
109. *Verformung* <http://de.wikipedia.org/wiki/Verformung>.
110. Durner, J., et al., *Correlation of the degree of conversion with the amount of elutable substances in nano-hybrid dental composites*. Dent Materials, 2012. **28**(11): p. 1146-1153.
111. Reichl, F.-X., *Biokompatibilität und Auswahl des verträglichsten Restaurationswerkstoffes*. Quintessenz, 2011. **62**(4): p. 457-459.
112. Kappert, H.F. and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung* Thieme Verlag, 2008(6., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage): p. 235-239.
113. *Vertise™ Flow* [http://de.vertiseflow.com/de/product\\_details.html?page=fag](http://de.vertiseflow.com/de/product_details.html?page=fag). 2010.



## 9. Anhang

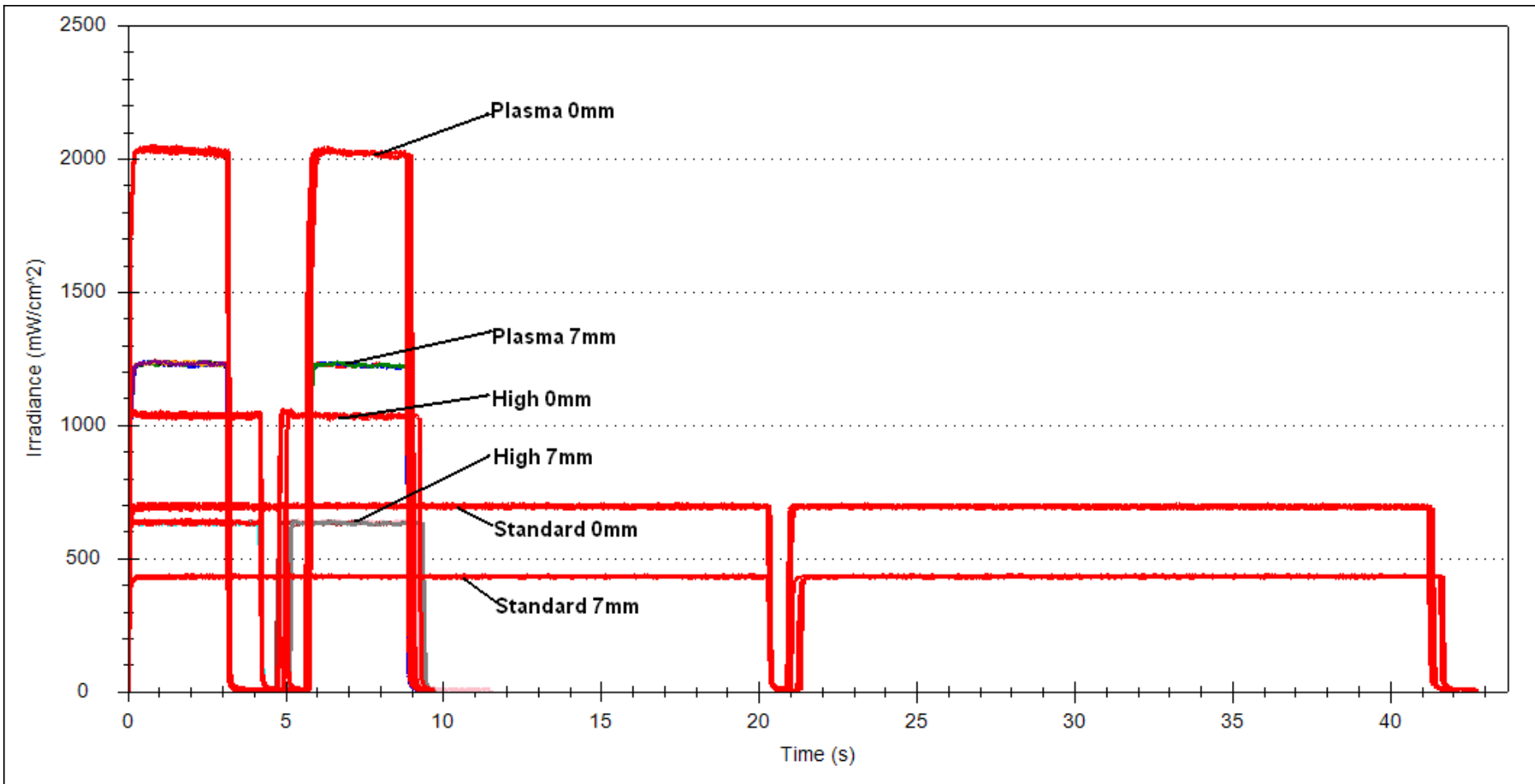
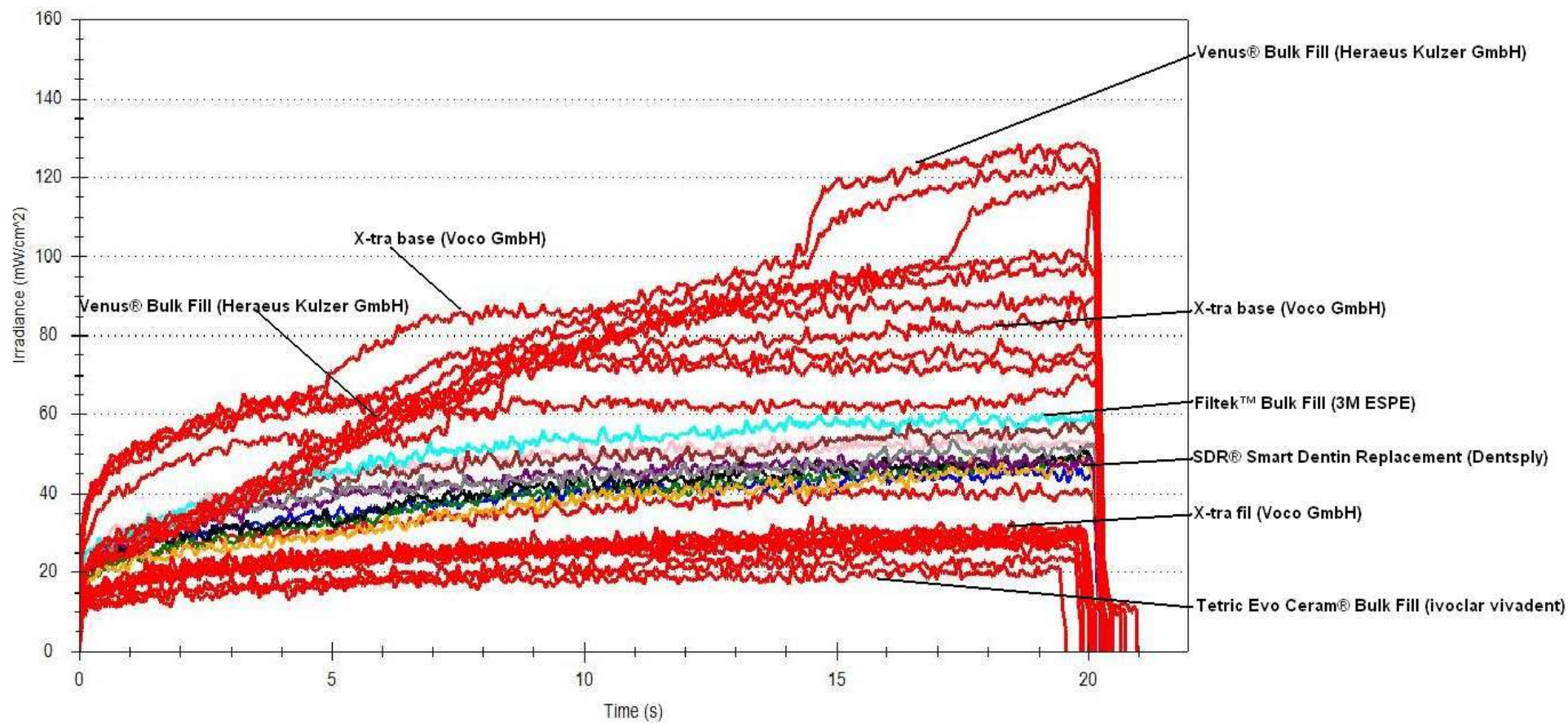


Abb. 9.-1.: Übersicht über alle Polymerisationsprogramme der Polymerisationslampe (gemessene Irradianz ohne Komposit)



**Abb. 9-2.:** Darstellung der Irradianz für jeweils 5 Bulk-Fill Kompositproben für das Programm Standard 20 s (0 mm)

## 10. Danksagung

An dieser Stelle möchte ich all denen Dank sagen, die zur Entstehung dieser Arbeit mit beigetragen haben.

Im Besonderen bedanke ich mich sehr herzlich bei:

Frau Prof. Dr. Dipl.-Ing. Nicoleta Ilie für die Überlassung des Dissertationsthemas, die stets freundliche Unterstützung, die umfassende und hilfsbereite Betreuung bei der technischen Durchführung der Messungen, der theoretischen Ausarbeitung, Korrektur und Umsetzung der Arbeit.

Sie stand jederzeit mit Rat und Tat zur Verfügung.

**Vielen herzlichen Dank!**

# 11. Eidesstattliche Versicherung

Hiermit erkläre ich an Eides statt,  
dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Thema

**In vitro Untersuchung von  
Bulk-Fill Kompositmaterialien unter besonderer Betrachtung der Transluzenz,  
Aushärtetiefe sowie mikromechanischen Eigenschaften**

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorliegende Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift Doktorandin/Doktorand