

AUS DEM LEHRSTUHL
FÜR ZAHNÄRZTLICHE PROTHETIK
PROF. DR. SEBASTIAN HAHNEL
DER FAKULTÄT FÜR MEDIZIN
DER UNIVERSITÄT REGENSBURG

Abhängigkeit der Oberflächengüte aktueller fließfähiger
Kompositmaterialien von Polymerisationsprozess und Politurverfahren

Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnmedizin

der
Fakultät für Medizin
der Universität Regensburg

vorgelegt von
Charlotte Bohr, geb. Eysholdt

2025

Dekan

1. Berichterstatter

2. Berichterstatter

Tag der mündlichen Prüfung

Prof. Dr. Dirk Hellwig

Prof. Dr. Dipl.-Ing. (FH) Martin Rosentritt

Prof. Dr. med. Dr. med. dent. Peter Proff

21. Oktober 2025

Hinweis

Die im nachfolgenden Text genannten Handelsnamen, Warenbezeichnungen und Gebrauchsbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein patent- oder urheberrechtlicher Schutz besteht.

1	Inhaltsverzeichnis	
2	Einleitung	6
3	Grundlagen	8
3.1	Direkte Komposite – Historie und Zusammensetzung.....	8
3.2	Matrix	8
3.3	Füllkörper	11
3.4	Direkte Komposite heute – Variationen	13
3.5	Fotopolymerisation - Lichtquellen und Initiatoren	15
3.6	Fotopolymerisation – Reaktionsstart.....	18
3.7	Fotopolymerisation – Wachstum und Abbruch	19
3.8	Fotopolymerisation – Begriffe	20
3.9	Politur.....	21
3.10	Direkte Komposite heute – Werkstoffeigenschaften	23
4	Material und Methoden	25
4.1	Komposit	25
4.1.1	GrandioSO Flow (VOCO).....	26
4.1.2	GrandioSO Heavy Flow (VOCO).....	26
4.1.3	GrandioSO Light Flow (VOCO)	27
4.2	Herstellung der Probekörper	28
4.2.1	Formgebung	28
4.2.2	Lichthärtung.....	28
4.2.3	Politur	29
4.3	Werkstoffprüfverfahren	33
4.3.1	Glanzmessung	33
4.3.2	Rauheitsmessung.....	34
4.3.3	Härtemessung	36
4.3.4	Farbbestimmung	37
4.3.5	Statistische Auswertung	39
5	Ergebnisse	40
5.1	Glanz.....	40
5.1.1	Polymerisationszeit:	40
5.1.2	Material:.....	40
5.1.3	Polierer:	40
5.2	Rauheit (R_a/R_z).....	43
5.2.1	Arithmetischer Mittenrauwert (R_a)	43

5.2.2	Gesamthöhe des Profils (R_z)	46
5.3	Martenshärte MH	49
5.3.1	Polymerisationszeit:	49
5.3.2	Material:	50
5.3.3	Polierer:	50
5.4	Verfärbungsneigung ΔE	52
5.4.1	Polymerisationszeit:	53
5.4.2	Material:	53
5.4.3	Polierer:	53
5.5	Korrelationen	55
6	Diskussion	57
6.1	Methodische Diskussion	58
6.1.1	Materialauswahl	58
6.1.2	Probekörperherstellung	58
6.1.3	Polymerisationsprozess	59
6.1.4	Lagerung der Probekörper	61
6.1.5	Politurprozess	61
6.1.6	Glanzmessung	62
6.1.7	Rauheitsmessung	63
6.1.8	Härtemessung	64
6.1.9	Verfärbungsneigung	65
6.2	Diskussion der Ergebnisse	66
6.2.1	Glanz	67
6.2.2	Rauheit	69
6.2.3	Härte	71
6.2.4	Verfärbung	74
6.2.5	Korrelationen zwischen den Oberflächenparametern	76
6.3	Schlussfolgerung	78
6.3.1	Allgemein	78
6.3.2	Klinische Relevanz	79
6.3.3	Ausblick	80
7	Zusammenfassung	80
8	References	82
9	Anhang	88
9.1	Abbildungsverzeichnis	88

9.2	Tabellenverzeichnis	90
9.3	Abkürzungsverzeichnis	92
10	Lebenslauf	94
11	Danksagung	95

2 Einleitung

Die ästhetischen und funktionellen Anforderungen an moderne Kompositmaterialien sind in den letzten Jahren stetig gestiegen. Komposite sollen nicht nur langlebig und widerstandsfähig, sondern auch in Farbe, Glanz und Lichttransmission möglichst naturgetreu sein. Zudem muss sich ihre Verarbeitung einfach und effizient in klinische Abläufe integrieren lassen. Vor diesem Hintergrund haben sich Nano-Hybridkomposite als besonders vielseitige Werkstoffe etabliert. Sie vereinen hohe Festigkeit, verbesserte Polierbarkeit und gute Farbstabilität durch ihre Kombination aus Mikro- und Nanofüllern (1–3).

Neben den klassischen hochviskösen Materialien kommen zunehmend fließfähige Komposite (Flowables) zum Einsatz. Diese bieten Vorteile in der Applikation, der Adaptation an Kavitätenwände und in der Handhabung bei minimalinvasiven Restaurationen (4,5). Aufgrund ihres geringeren Füllstoffgehalts unterscheiden sie sich jedoch in ihren mechanischen Eigenschaften und ihrer Oberflächenstabilität von pastösen Varianten. Die systematische Bewertung dieser Unterschiede ist entscheidend für den gezielten klinischen Einsatz.

Ein zentrales Qualitätskriterium für Kompositrestaurationen stellt die Oberflächengüte dar. Glanz, Rauheit, Härte und Farbstabilität beeinflussen maßgeblich sowohl die ästhetische Wirkung als auch die biologische Verträglichkeit einer Restauration. Glatte, homogene Oberflächen erschweren Plaqueanlagerung, reduzieren Abrasion und verbessern die Farbbeständigkeit über die Tragedauer hinweg (6,7). Zahlreiche Studien belegen, dass diese Eigenschaften nicht nur materialbedingt sind, sondern auch durch Verarbeitungsschritte wie Polymerisation und Politur wesentlich beeinflusst werden (8,9).

Externe Einflüsse während der Mundverweildauer, wie mechanische Belastung und Farbstoffaufnahme aus Nahrungsmitteln können die Oberflächeneigenschaften zusätzlich verändern. Kolbeck et al. (2006) und Zhao et al. (2019) zeigten bereits, dass färbende Nahrungsmittel wie Kaffee oder Rotwein zu einer deutlichen Oberflächenveränderung und Verfärbung führen können (10,11). Hickl et al. (2022) konnten im Rahmen von Zahnbürstensimulationen an modernen CAD/CAM- und Druckmaterialien darüber hinaus nachweisen, dass die dabei erzeugte mechanische Belastung zu messbaren Veränderungen in Glanz, Rauheit und Farbe führen (12).

Die Auswahl eines geeigneten Poliersystems sowie die korrekte Polymerisationsdauer sind daher entscheidend für die Qualität des restaurativen Ergebnisses. Klinisch wird häufig mit verkürzten Belichtungszeiten gearbeitet, um Arbeitszeit zu sparen. Gleichzeitig kommen einstufige Poliersysteme zum Einsatz, die in kurzer Zeit zu einem klinisch akzeptablen Ergebnis führen sollen. Ob diese Vereinfachungen mit qualitativen Einbußen einhergehen, ist bisher nicht abschließend geklärt und bedarf einer differenzierten Betrachtung – insbesondere bei Flowables, deren Materialstruktur bereits eine geringere Festigkeit und Dichte aufweist (13,14).

Ziel der vorliegenden Dissertation ist daher, den Einfluss unterschiedlicher Polymerisationszeiten sowie verschiedener Poliersysteme auf die Oberflächeneigenschaften von drei Nano-Hybridkompositen der GrandioSO-Flow-Serie (VOCO) zu untersuchen. Im Fokus standen dabei der Glanzgrad, die Oberflächenrauheit (R_a , R_z), die Martenshärte sowie die Verfärbungsneigung der Materialien. Durch die systematische Variation der Lichtpolymerisationsdauer (10 s, 20 s, 40 s) und den Einsatz zweier klinisch relevanter Poliersysteme (Unique-Polierer von NTI-Kahla und Dimanto-Polierer von VOCO) sollte ermittelt werden, inwieweit diese Parameter die Qualität der restaurativen Oberfläche beeinflussen. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen einen Beitrag zur Optimierung klinischer Arbeitsabläufe bei der Anwendung fließfähiger Komposite leisten.

3 Grundlagen

3.1 Direkte Komposite – Historie und Zusammensetzung

Seit Beginn der 1990er Jahre haben sich die bereits Mitte der 1950er Jahre eingeführten und stetig weiter entwickelten Komposite auf Polymethylmethacrylat-Basis im zahnärztlichen Behandlungsalltag fest etabliert (4,15,16). Die ersten dentalen Komposite waren autopolymerisierend, ab ca. 1970 hielt die Fotopolymerisation Einzug in die Zahnheilkunde. Ihre grundlegende Zusammensetzung aus zwei Phasen, einer polymeren organischen Matrix und darin eingebettete anorganischen Füllkörpern, sowie den zwischen diesen beiden Hauptbestandteilen als chemischen Haftvermittler fungierenden Silanen blieb dabei weitestgehend gleich (17,18) und ist Tabelle 1 zu entnehmen. Die Steuerung der Polymerisationsreaktion übernehmen weitere Bestandteile, die ebenfalls in Tabelle 1 zusammengefasst sind.

Bestandteil	chemische Bezeichnung
Matrix	Mono- & multifunktionale Monomer
Füllkörper	Gläser, Glaskeramik, Quarz, Silikate, Metalloxide
Haftvermittler	organofunktionelle Silane, verzweigte Multimethacrylate
Initiatoren	Peroxide, Diketone
Inhibitoren	substituierte Phenole
Akzeleratoren	aliphatische & aromatische Amine
Weitere Additive	Konservierungsmittel, Pigmente/Farbstoffe

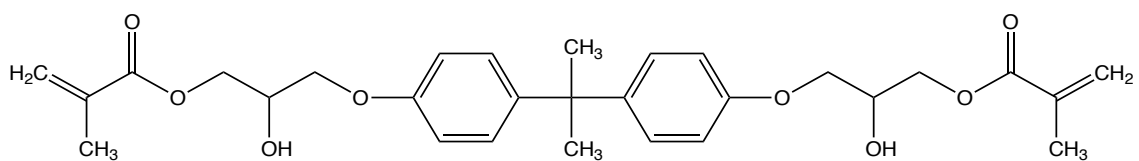
Tabelle 1: Zusammensetzung dentaler Komposite (17)

3.2 Matrix

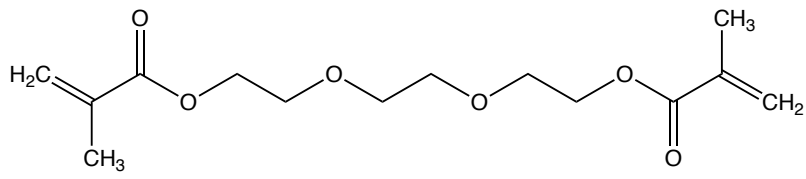
Die kleinsten Baueinheiten der Matrix sind Monomere. Diese mono- oder multifunktionalen Grundbausteine sind in der Lage, sich durch kovalente Bindungen und Wasserstoffbrückenbindungen (17) zunächst zu linearen Makromolekülen und

dann zu langen Polymerketten oder zu dreidimensionalen Netzwerken zu verbinden (18). Die wichtigste Monomerkategorie zahnmedizinischer Kunststoffe sind die Methacrylate (1). In dentalen Kompositen finden am häufigsten Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), Triethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA), Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat (Bis-EMA/EBPDMA) und Urethandimethacrylat (UDMA) Anwendung (1,19).

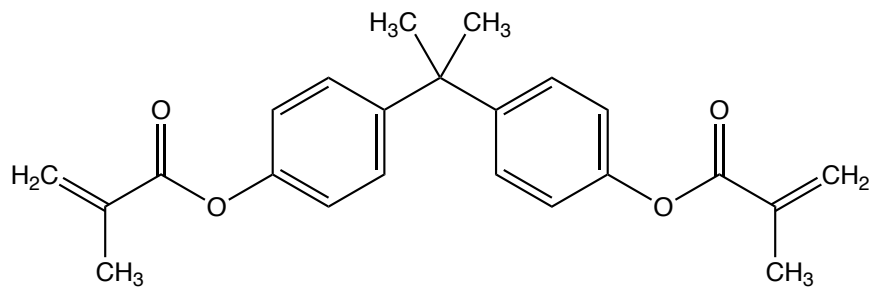
Das in den 1960ern von Bowen entwickelte Bis-GMA zeichnet sich durch seine gegenüber PMMA geringere Polymerisationskontraktion aus und besitzt eine hohe Viskosität (18). TEGDMA dient als Verdünnungsmittel für Bis-GMA, reduziert aber die Zähigkeit und erhöht die Polymerisationsschrumpfung. Bis-EMA zeigt eine niedrige Viskosität und ist in der Lage, die Hydrophilie des polymerisierten Komposits zu senken. In den 1970er Jahren synthetisierten Foster und Walker das UDMA, welches sich durch eine gegenüber Bis-GMA erhöhte Flexibilität und Zähigkeit, sowie durch eine niedrige Viskosität auszeichnet (18). Um die Ansprüche an die sich zum Teil widersprüchlich gegenüberstehenden Eigenschaften des Kunststoffs während der Verarbeitung und im polymerisierten Zustand zu erfüllen werden in dentalen Kompositen hauptsächlich Kombinationen aus diesen Monomeren und weiteren Bestandteilen verwendet (18).



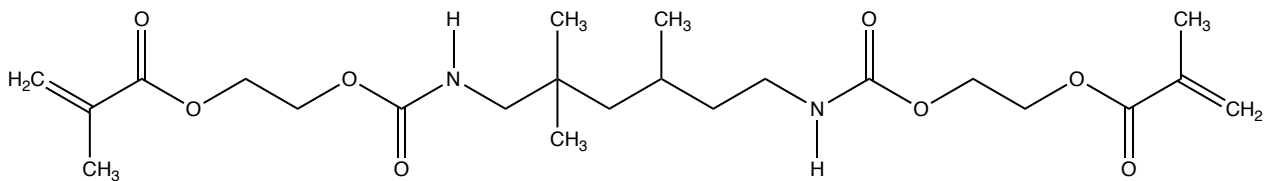
Bis-GMA



TEGDMA



Bis-EMA



UDMA

Abbildung 1: Chemische Strukturformeln der Monomere Bis-GMA, TEGDMA und UDMA (20)

3.3 Füllkörper

Ein klassischer Füllkörper in dentalen Kompositen ist Siliziumdioxid (17). Die Korngröße bewegt sich, je nach Herstellungsmethode, in einem breiten Spektrum, das von einigen hundert Mikrometern bis zu wenigen Nanometern reicht (17). Außerdem werden Bariumglas (BaO) und Strontiumglas (SrO) sowie die Metalloxide Zirkonoxid (ZrO_2), Aluminiumoxid (Al_2O_3), Titanoxid (TiO_2) und Zinkoxid (ZnO) verwendet, welche die Röntgenopazität der Komposite steigern (17,18).

Während die organische Matrix seit den 1960er Jahren kaum verändert wurde, wurden dentale Komposite im Laufe der Zeit insbesondere hinsichtlich der Größe, der Zusammensetzung und der Menge ihrer Füllstoffpartikel modifiziert (18,21,22). Die Größe der Füllkörper hat sich von anfangs ca. $100\mu\text{m}$ im gläsergefüllten Polymethylmethacrylat sukzessive auf mittlerweile bis ca. $5\text{-}100\text{nm}$ in nanogefüllten Kompositen verringert. In Hybridkompositen ist die Kombination aus verschiedenen großen Füllern zu finden, außerdem können poröse oder vorpolymerisierte Filler verwendet werden (22). Die porösen Füllkörper verbessern den mechanischen Verbund zwischen Füllern und Matrix, da die Porositäten vom Monomer penetriert werden können und so eine mikroretentive Verzahnung stattfindet (17). Bei der Herstellung von Präpolymerisaten werden Monomer und Füllkörper bereits vor der Beimengung zur Kompositpaste polymerisiert und im Anschluss gemahlen. So entstehen Partikel, die bei der Aushärtung der Kompositpaste nicht erneut schrumpfen und so die Volumenkontraktion bei der Polymerisation reduzieren (17). Ein Material aus Füllkörpern verschiedener Größen und mit Präpolymerisaten ist beispielhaft in Abbildung 2 dargestellt (3).

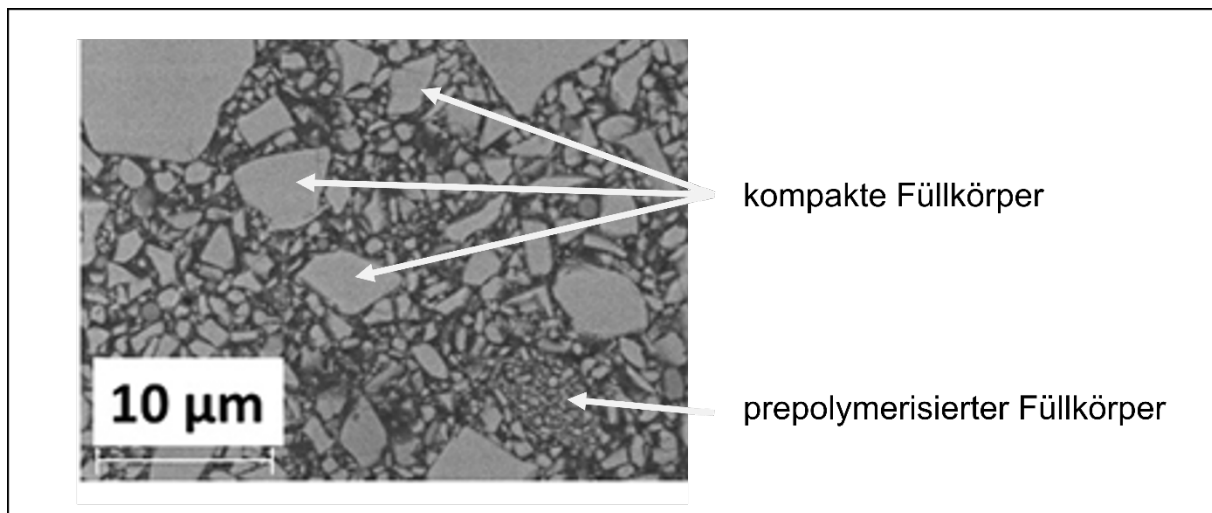


Abbildung 2: Rasterelektronenmikroskopisches Bild: Struktur eines Nanohybridkomposits mit kombinierten großen und kleinen sowie kompakten und präpolymerisierten Füllkörpern [angelehnt an (3)]

Durch die Veränderungen am Füllkörpersystem sollten im Wesentlichen die unzureichende Abrasionsresistenz und die hohe Polymerisationsschrumpfung der ursprünglichen Materialien verbessert werden (18). Eine Reduktion der Polymerisationsschrumpfung wurde durch einen geringeren Monomergehalt erreicht (18). Außerdem konnten weitere mechanisch-physikalischen Eigenschaften wie die Oberflächenrauheit und damit die Polierbarkeit optimiert werden (18). Ebenso ergaben sich Verbesserungen für Handhabung und Ästhetik hinsichtlich Transluzenz und Opaleszenz (18).

Bei der Lichthärtung kommt es durch Absorption und Streuung des Lichts im Material mit zunehmender Kompositschichtdicke zu einer Lichtabschwächung (23–25). Die Transluzenz eines Komposits wird durch die Abstimmung der Brechungsindizes von Füllkörpern und Matrix aufeinander eingestellt (26). Je größer der Unterschied zwischen diesen beiden Brechungsindizes ist, desto größer ist die Streuung an der Grenzschicht zwischen Füller und Matrix (27). Entsprechend kann das Licht tiefere Schichten nicht erreichen (26).

Die Opaleszenz des natürlichen Zahnschmelzes bewirkt durch Lichtstreuung der kurzen Wellenlängen des sichtbaren Lichts im reflektierten Licht ein bläuliches und im durchgelassenen Licht ein orange-bräunliches Aussehen. Diese Eigenschaft ist für zahnärztliche Komposite daher besonders nachahmenswert (27).

Durch all diese Modifikationen, die stetige Verkleinerung der Füller und durch die Kombination mehrerer Füllergrößen und Präpolymerisate kommt eine Einteilung der

Materialklasse in Abhängigkeit von der Partikelgröße zustande, welche Makrofüller (Partikelgröße 10-50µm), Mikrofüller (40-50nm) und Nanofüller (5-100nm) kategorisiert (17,28). Ein Überblick über die nennenswerten Schritte in der Komposit-Entwicklung nach Ferracane (1) ergänzt durch die Kategorisierung der Komposite nach der Größe ihrer Füllkörper nach Lutz und Phillips (28) ist in Tabelle 2 aufgelistet.

Dekade	Entwicklungsschritt nach Ferracane	Füllerkörpergröße nach Lutz & Phillips
1950	Gläsergefülltes PMMA	(ca. 100 µm)
1960	PMMA => Bis-GMA	-
Mitte der 1970er	Selbsthärtend => UV-härtend	-
späte 1970er	UV-härtend => lichthärtend (sichtbares Licht)	-
	Bis-GMA => andere Monomere	-
	makrogefüllt => mikrogefüllt (homogen und heterogen)	10-50 µm => 40-50 nm
frühe 1980er	markgefüllt => hybrid	10-50 µm => 10-50 µm + 40 nm
späte 1980er	hybrid => Feinpartikel	10-50 µm + 40 nm => 0,6-1 µm + 40 nm
Mitte der 1990er	Feinpartikel => mikrohybrid	0,6-1 µm + 40nm => 1-10 µm + 40 nm
	neue Eigenschaften: stopfbar & fließfähig	-
2000	mikrogefüllt => nanogefüllt, nanohybrid	1-10 µm => 5-100nm (+ 0,6-1µm)
Mitte der 2000er	niedrig schrumpfende Zusammensetzung	-

Tabelle 2: Entwicklungsschritte der Komposite nach Ferracane und Klassifikation nach Größe des Hauptanteils der Füllkörper nach Lutz und Philips

3.4 Direkte Komposite heute – Variationen

Heutiger Goldstandard bezüglich der Filler sind die Nano-Komposite und die Nanohybridmaterialien (1,2). Die aktuelle Komposit-Produktpalette der Hersteller reicht von niedrigviskösen, kondensierbaren Kompositen mit einem Füllstoffgehalt von ca. 50-70 Volumenprozent bis zu hochviskösen füllstoffreduzierten fließfähigen Kompositen (4,22) .

Der Füllstoffgehalt dieser seit Mitte der 90er Jahre bekannten Flowables liegt bei ca. 37-65 Volumenprozent und ist für die vergleichsweise höhere Viskosität verantwortlich (4). Die Konsistenz des Materials vor der Polymerisation ist der entscheidende

Unterschied zwischen stopfbaren Kompositen und Flowables (29). In bisherigen Kausimulationsstudien konnten keine Vorteile von stopfbaren Kompositen gegenüber Flowables hinsichtlich Abrasion des Komposits sowie der antagonistischen Schmelzhöcker, Festigkeit, Bruchzähigkeit und Polymerisationsschrumpfung festgestellt werden (29). Stopfbare Komposite zeichnen sich auf Grund ihrer erhöhten Füllkörpergröße durch gesteigerte Festigkeit und Zähigkeit und ein gesteigertes E-Modul aus, während die Vorteile bei niedrig gefüllten Materialien bei Polierbarkeit und Ästhetik liegen (18). Somit sind bei der klinischen Materialauswahl durch den Behandler die Anforderungen an die Versorgung zu beachten. Ist mit großer mechanischer Belastung zu rechnen, ist ein Komposit mit hohem Füllstoffanteil indiziert (30). Steht die Ästhetik im Vordergrund ist ein niedrig gefülltes Komposit mit meist reduzierter Partikelgröße vorteilhaft (30).

Neben der Verwendung für Füllungen mit hohem ästhetischem Anspruch dienen Flowables auch zur Modifikation von Füllungen aus stopfbarem Material. Als Liner verwendet ist eine bessere Benetzbarkeit der Hartsubstanzoberfläche gegenüber hochviskösem Komposit nachgewiesen (31). So kann die Entstehung von Mikroleakages an der Grenzschicht zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit gesenkt werden (5,31). Mikroleakages sind klinisch nicht nachweisbare Randspalten, kleinste Porositäten und Hohlräume, aufgrund derer die Passage von Ionen, Molekülen, Bakterien und Flüssigkeiten zwischen Kavitätenwand und Füllungsmaterial möglich ist, was zu Hypersensibilität führen kann (31,32). Ein im Sinne der Lining-Technik verwendetes Flowable kann als Zwischenschicht mit guter Benetzbarkeit vor dem stopfbaren Füllungskomposit verstanden werden (14). Außerdem ist eine geringere Polymerisationsschrumpfung im Lining-Komposit nachgewiesen (31).

Der Vollständigkeit halber sollen hier abschließend die Bulkfill-Materialien erwähnt werden. Ihr grundlegender Aufbau ist dem der bereits beschriebenen Kunststoffe ähnlich (13). Der wesentliche Unterschied ist, dass im Verarbeitungsprozess Schichtdicken von bis zu 4mm möglich sind, wohingegen bei konventionellen Komposite auf eine maximale Schichtdicke von 2mm geachtet werden muss (Inkrementtechnik) (33).

In dieser Arbeit soll der Fokus auf den fließfähigen Kompositen und ihren mechanischen Eigenschaften liegen.

3.5 Fotopolymerisation - Lichtquellen und Initiatoren

Verglichen mit den ursprünglich selbsthärtenden Kunststoffen um 1970, deren Abbindezeit im Bereich von 5 Minuten lag, diente die Fotopolymerisation der schnelleren Aushärtung von Kompositen (6). Parallel zur Weiterentwicklung der Komposit-Füllungsmaterialien in den frühen 1970er Jahren wurden die ersten Polymerisationslampen eingeführt, die es möglich machten, ein direktes Füllungsmaterial innerhalb von ca. 1 Minute auszuhärten (6,17). Diese Geräte emittierten hochenergetisches kurzwelliges ultraviolettes Licht (6). Ein wesentlicher Nachteil war die potentiell gesundheitsgefährdende Wirkung von UV-Strahlung sowohl auf die Mundschleimhaut und das orale Mikrobiom als auch auf die Augen von Patient und Behandlungsteam (6). Außerdem führten die kurzen Wellenlängen zwischen 40 und 100nm zu einer geringen Polymerisationstiefe (6). Diese Nachteile konnten wenige Jahre später mit der Entwicklung einer Lichtquelle auf der Basis sichtbaren Lichts behoben werden (6). Der Spektralbereich des sichtbaren Lichts liegt zwischen etwa 400nm im violetten Bereich und 750nm im roten Bereich und ist in Abbildung 3 dargestellt. Zunächst kamen Halogenlichtquellen zum Einsatz, bestehend aus einer Quarz-Wolfram-Quelle (engl. Quartz Tungsten Halogen: QTH) und einem wärmeabsorbierendem Glas (6,17). Das entscheidende Bauteil war ein Bandpassfilter, der lediglich die Emission eines bestimmten Wellenlängenspektrums von 400 bis 550nm zuließ. Auf Seiten des Komposits wurde die Zusammensetzung um den Fotoinitiator Campherchinon (QC) und ein tertiäres Amin als Co-Initiator erweitert, sodass das definierte emittierte Wellenlängenspektrum der Lichtquelle genau auf das Absorptionsspektrum des Fotoinitiators (ca. 360 – 550nm mit einem Absorptionsmaximum bei 468nm) abgestimmt war (6,17,34,35). Bis heute ist dieses Fotoinitiatorsystem in dentalen Kompositen eines der am häufigsten verwendeten (34,36). Der Vorteil von Halogenlampen bestand darin, dass Inkremente von bis zu 2mm Materialstärke gehärtet werden konnten. Nachteilig war die extreme Hitzeentwicklung von etwa 3.000°C, die eine Luftkühlung notwendig machte, der hohe Stromverbrauch und die potentielle Schädigung der Netzhaut durch das umschriebene Wellenlängenspektrum (6,17). Die QTH-Lampen sollten bis in die 1990er Jahre ein weit verbreitetes Lichthärtungsinstrument bleiben (6). Im Laufe der Jahre wurden sie technisch optimiert, sodass die Lichtleistung von anfänglich 35W auf bis zu 100W bei

Handinstrumenten und 340W bei Tischinstrumenten gesteigert werden konnte und Intensitätswerte von 400-500 mW/cm² erreicht wurden (6).

Parallel zur Verbesserung der Halogenlampe wurde die Plasmalampe (engl. Plasma Arc Curing: PAC) entwickelt, die darauf abzielten, die Lichthärtungszeit weiter zu verkürzen. Nachdem keine zufriedenstellende Aushärtung des Komposits erreicht werden konnte und sich die PAC-Lampen durch extreme Temperaturentwicklung auszeichnete wurde dieses Konzept nicht weiterverfolgt. Die PAC-Lampen sind heute obsolet (17).

Ende der 1990er Jahre kam der Argonlaser auf den Markt. Technisch unterschied er sich von der Halogenlampe durch Emissionsspitzen bei definierten Wellenlängen (6). Durch seine Emissionspeaks bei 458nm, 468nm, 477nm, 488nm, 514nm und 796nm konnte das Campherchinon-Absorptionsspektrum durch den Argonlaser nicht in voller Breite ausgeschöpft werden (6). Außerdem erwies sich das große Gerät im klinischen Alltag als wenig praktikabel und so wurde auch diese Technologie nicht weiterverfolgt (17).

Seit nunmehr über zehn Jahren stellen die LED-Lampen die Standard-Lichtquelle für die Aushärtung dentaler Komposite dar (6,36). Die lichtemittierende Diode (LED) setzt sich aus zwei unterschiedlich dotierten Halbleitern zusammen, die bei Anlegen einer Spannung Licht in einem klar begrenzten, schmalen Wellenlängenspektrum emittieren (36). Dabei ist der Wellenlängenbereich des entstandenen Lichts vom Material der Halbleiter abhängig (17,36). Ein großer Vorteil ist die geringe Größe der Mikrochips gepaart mit einer effizienten Lichtausbeute von ca. 30%. Daher kommen die Geräte ohne stationäre Stromversorgung lediglich mit einem Akku aus.

Zunächst emittierten die LED-Lampen das charakteristische blaue Wellenlängenspektrum von ca. 420 bis 480nm. Dies lieferte im Bereich des Campherchinon-Absorptionsmaximums von 450 bis 470nm eine deutlich bessere Leistung als die QTH-Lampen (6,37). Allerdings konnten die blauen LEDs die inzwischen entwickelten kurzwelligen, alternativen Initiatoren nicht zufriedenstellend polymerisieren (6). Der Absorptionsbereich dieser Initiatoren liegt im sichtbaren violetten Bereich bei 380 bis 430nm (36). Ein bekannter Vertreter ist das Lucirin (TPO), ein Acylphosphinoxid (APO), welches sein Absorptionsmaximum bei 381nm hat und sich im Gegensatz zum gelb gefärbten Campherchinon durch seine weißliche Farbe auszeichnet (36). Neben der für den dentalen Anwendungsbereich günstigen Farbgebung zählen zu den Vorteilen der alternativen Initiatoren, dass keine Co-

Initiatoren benötigt werden, da je nach Zusammensetzung bei der Polymerisation zwei oder mehr Radikale freigesetzt werden, wohingegen CQ nur ein einziges Radikal aufweist (36). Dadurch ist eine effizientere Polymerisation möglich (38). Weitere alternative Initiatoren sind Ivocerin, welches in Bulkfill-Materialien vorkommt, und Phenylpropandion (PPD mit $\lambda_{\text{max}} = 398\text{nm}$) (36).

Um die bestmögliche Polymerisation zu gewährleisten müssen das Initiatorsystem des Komposits und das Emissionsspektrum der Lichtquelle aufeinander abgestimmt sein (36). Dieser Zusammenhang ist in Abbildung 4 verdeutlicht. Außer dem Emissionsspektrum ist die Verteilung der Lichtintensität über die Fläche des Lichtaustrittsfensters von wichtiger Bedeutung (36). Es wird Energiestahlprofil oder Beam Profile genannt und kann mit speziellen Methoden abgebildet werden. In einer bildlichen Darstellung werden Lichtintensitäten von 500 mW/cm^2 bis $>4500\text{ mW/cm}^2$ in Fünfhunderterschritten mit Hilfe von Regenbogenfarben auf eine Standard-Molarenkavität projiziert, um zu verdeutlichen, in welchen Bereiche der Kavität welche Lichtintensität ankommt (36).

Im Laufe der Zeit konnte die LED-Technologie stetig verbessert werden, sodass die Leistung der Lampen durch die Platzierung mehrerer Dioden-Pads auf einem Chip mit der Einzelleistung von je 1W erheblich gesteigert werden konnte. Der durch die Leistungssteigerung gestiegenen Temperaturentwicklung wurde mit einem wärmeableitenden Metallgehäuse entgegengewirkt. Außerdem profitierten die kabellosen Geräte von den fortschrittlichen Akkus (6).

Den verschiedenen Initiatoren wurde Rechnung getragen, indem Multi-Peak-Lichtquellen entwickelt wurden, deren spektrales Emissionsprofil durch die Kombination aus LEDs für blaues Licht und LEDs für violettes Licht erweitert wurde, sodass sie universell eingesetzt werden können (36,39,40).

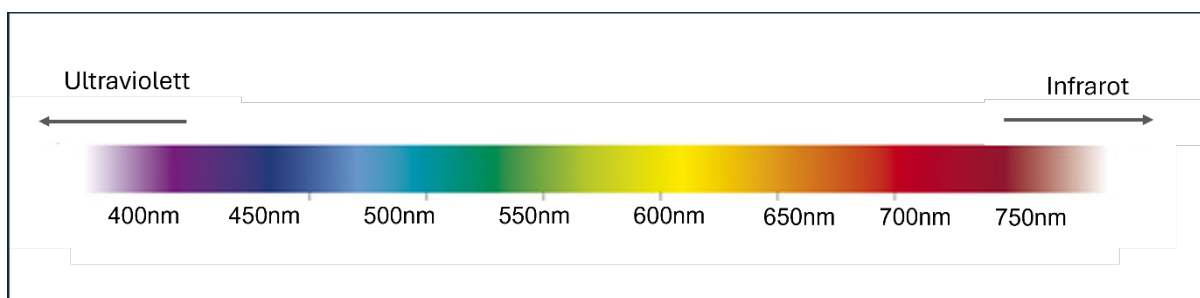


Abbildung 3: Spektrum des sichtbaren Lichts [angelehnt an (17)]

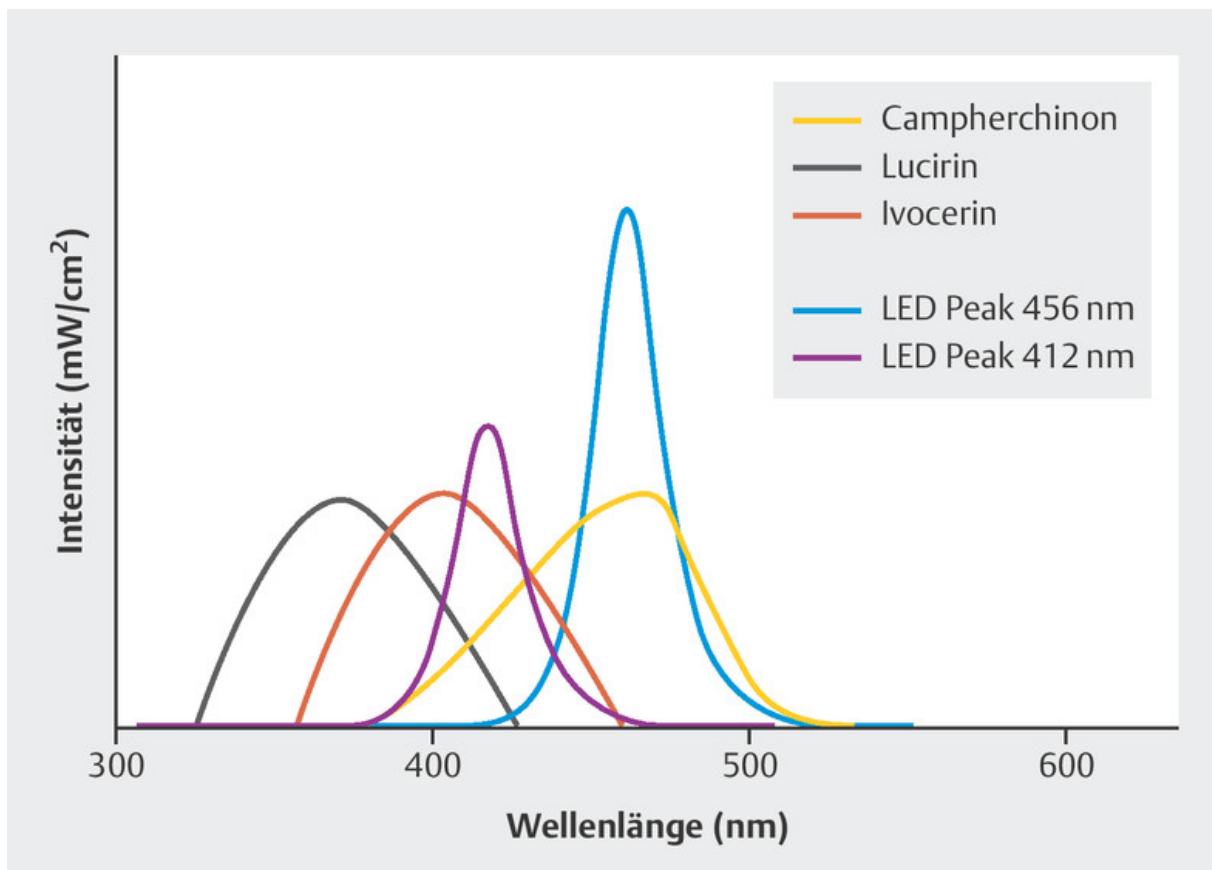


Abbildung 4: Absorptionsspektren der Fotoinitiatoren Campherchinon, Lucirin und Ivocerin und Emissionsspektren von Polymerisationslampen [angelehnt an (37)]

3.6 Fotopolymerisation – Reaktionsstart

Die Polymerisation beginnt, wenn ein Fotoinitiator Licht einer spezifischen Wellenlänge absorbiert und daraufhin reaktive Kationen oder Radikale freigesetzt werden, welche die folgende Kaskade auslösen (17). Lichthärtende Komposite auf Methacrylatbasis beinhalten vorwiegend radikalische Fotoinitiatoren, die durch homolytische Spaltung einer kovalenten Bindung in zwei Radikale R^\bullet zerfallen (17,41). Als bifunktionelle Methacrylate beinhalten die klassischen Monomere direkter dentaler Komposite zwei funktionelle Gruppen mit einer Vinylgruppe, die sich durch ihre Kohlenstoff-Kohlenstoff-Doppelbindung auszeichnet (17,41). Das Initiatorradikal R^\bullet spaltet beim Reaktionsstart die Doppelbindung der Vinylgruppe im Monomermolekül und überträgt dabei seine hochreaktive radikalische Funktion auf eben diese (41). Es entsteht ein wachstumsfähiges Monomerradikal, also ein um ein Monomermolekül erweitertes Radikal (17).

Die Spaltung von Carbonylverbindungen mithilfe elektromagnetischer Strahlung heißt Norrish-Reaktion. Angelehnt an den Reaktionsnamen unterscheidet man die Fotoinitiatoren anhand des initialen Polymerisationsmechanismus (17). Zu den Norrish-Typ-I-Fotoinitiatoren gehören zum Beispiel Mono- und Bis-Acylphosphinoxide. Es handelt sich hierbei um eine Verbindung, aus der durch Bindungsspaltung zwei Radikale entstehen. Im Falle von APO wird die C-P-Bindung gespalten, wodurch ein Acyl- und ein Phosphonyl-Radikal entstehen (17). Generell gelten die alternativen Initiatoren als reaktiver als das CQ-Amin-System (42).

Im Gegensatz dazu wird bei der Norrish-Typ-II-Reaktion das Radikal R^\bullet durch Abspaltung eines Protons von einer Donor-Verbindung freigesetzt. Beispielhaft hierfür ist das Campherchinon-Amin-System. Wird in diesem System das CQ durch Photonen angeregt, übernimmt das tertiären Amin die Aufgabe als Protonen-Donor und bildet freie Startradikale, die die Polyreaktion in der Matrix auslösen (17,43).

Weiterhin lassen sich Fotoinitiatoren in nichtgebundene Initiatoren einteilen, die nach Ablauf der Reaktion nicht im Polymernetz gebunden sind und dadurch ausgewaschen werden können und in copolymerisierbare Fotoinitiatoren, die durch ihre funktionellen Gruppen während der Reaktion eine Bindung mit dem Polymernetz eingehen (17). Zu den nichtgebundenen Fotoinitiatoren zählen sowohl das Campherchinon-Amin-System als auch die Mono- und Bis-Acylphosphinoxide (17). Studien haben gezeigt, dass Campherchinon die Substanz ist, die am meisten aus dentalen Kompositen herausgelöst wird (44). In Kombination mit seinem zytotoxisches Potential kann das dazu führen, dass bei unzureichender Polymerisation die Biokompatibilität des Komposits stark beeinträchtigt wird (45).

3.7 Fotopolymerisation – Wachstum und Abbruch

Während der Wachstumsreaktion läuft prinzipiell derselbe Ablauf ab, wie bei der Initiation. Dabei übernimmt das entstandene Monomerradikal die Aufgabe des Initiatorradikals als aktives Zentrum (17). Es spaltet ebenfalls die Vinylgruppe im Monomer und bindet über kovalente Bindungen weitere Monomermoleküle an das sich vergrößernde Makromolekül (17,41). Auf diese Weise wächst das Makromolekül im Sinne einer Kettenreaktion zu einem Polymernetzwerk (41).

Die Reaktion kann enden, weil im Laufe der Zeit die Verfügbarkeit des Monomers sinkt (41). Außerdem kommt die Abbruchreaktion durch die Reaktion zweier Radikale miteinander zustande (17). Dabei gibt es drei mögliche Szenarien: Entweder verbinden sich zwei Makroradikale durch Kombination miteinander oder es kommt zum Kettenabbruch durch die Reaktion eines Initiatorradikals mit einem Makroradikal (17). Auch die Disproportionierung ist möglich; dabei überträgt sich das freie reaktive Elektron eines Makroradikals auf das andere Makroradikal, ohne dass die beiden eine Bindung eingehen (17). Es entstehen zwei stabile Makromoleküle.

3.8 Fotopolymerisation – Begriffe

Die Lichtleistung ist die Energiemenge pro Zeit, die in Form von elektromagnetischen Wellen von einer Lichtquelle ausgesandt wird (36,46). Ihre Einheit ist Watt [W] (36) bzw. Milliwatt [mW] (46). Diese Größe wird durch den weit verbreiteten Begriff der Intensität ergänzt. Dabei handelt es sich um die spezifische Ausstrahlungsstärke, die pro Zeit von einem Flächenelement abgegeben und in Milliwatt pro Quadratcentimeter [mW/cm^2] angegeben wird (36). Im Bezug auf die Polymerisation direkter dentaler Komposite handelt es sich bei dem Flächenelement um das Lichtaustrittsfenster der Polymerisationslampe. Bei einem internationalen Symposium zum Lichthärtung in der Zahnmedizin einigten sich die Wissenschaftler im Jahr 2014 auf eine Empfehlung für die Intensität am Lichtaustrittsfenster von 800 bis 1500 mW/cm^2 (36,46,47). In diesem Zusammenhang kommt der Fläche des Lichtaustrittsfensters eine Schlüsselbedeutung zu, denn wenn sich die selbe Lichtstärke von 800mW statt auf eine Fläche von 6 mm auf 12 mm verteilt sinkt die Lichtintensität am Lichtaustrittsfenster von 2830 mW/cm^2 um etwa ein Drittel auf 707 mW/cm^2 (36,46,48). Für die Qualität der Lichthärtung ist die Bestrahlungsstärke ausschlaggebend (36). Das ist der Anteil der Lichtleistung, der tatsächlich auf die bestrahlte Oberfläche gelangt (36). Die Bestrahlungsstärke wird ebenfalls in Milliwatt pro Quadratcentimeter [mW/cm^2] angegeben und hängt maßgeblich von Abstand und Winkel zwischen Lichtaustrittsfenster und bestrahlter Oberfläche ab (36,47). In einer Studie von Price et al konnte ein eindrucksvoller Zusammenhang nachgewiesen werden, der zeigt, dass bei einem Abstand zwischen Lichtaustrittsfenster und Kompositoberfläche von 6mm die Lichtstreuung eine Reduktion der Lichtintensität um 50% und bei einem Abstand von 10mm um 80% bewirkt (49). Die Lichtintensität nimmt mit zunehmender

Entfernung exponentiell ab (49). Das erfordert eine Verlängerung der Polymerisationsdauer von Füllungsmaterial in tiefen Kavitäten, im schlecht erreichbaren Zahnzwischenraum und in anderen Situationen, in denen sich ein vergrößerter Abstand zum Material nicht vermeiden lässt (46). Eine ähnliche klinische Relevanz kommt hier den gängigen Schutzfolien zur einmaligen Verwendung zu, in welche die Lichtleiter aus hygienischen Gründen gehüllt werden (46). Sind diese über dem Lichtaustrittsfenster nicht straff gespannt oder liegt die herstellungsbedingte Schweißnaht über dem Lichtaustrittsfenster, ist mit einer erheblichen Beeinträchtigung der Lichtintensität zu rechnen (46).

Das Total Energy Concept gibt vor, dass dem Komposit während der Polymerisation eine bestimmte Energiemenge zugeführt werden muss, welche zunächst die Radikalbildung und anschließend eine suffiziente Verknüpfung der Monomermatrix bewirkt (36). Diese Energiemenge heißt Belichtungsdosis und ist das Produkt aus Bestrahlungsstärke und Belichtungszeit (50). Die vereinfacht dargestellte Linearität gilt dabei für Bestrahlungsstärken von 500 bis 1500 mW/cm². Aufgrund der Variationsbreite verschiedener dentaler Komposite und ihrer Unterschiede in Zusammensetzung und Polymerisationsverhalten gibt es in der Literatur keine allgemeingültige Aussage bezüglich einer ausreichenden Belichtungsdosis (36,51). Als grober Richtwert ist eine beschriebene erforderliche Energiedosis von 12000 bis 16000 mW/cm² zu verstehen (52). Das bedeutet je nach Lichtintensität der verwendeten Lichtquelle unterschiedlich lange Belichtungszeiten (36). Allerdings ist die komplexe Polymerisationskinetik dentaler Komposite dafür verantwortlich, dass eine sehr hohe Lichtintensität eine sehr kurze Belichtungszeit nicht kompensieren kann (36,53).

3.9 Politur

Die Politur stellt den letzten Arbeitsschritt in der direkten Füllungstherapie dar, der sich der formgebenden Ausarbeitung anschließt (54). Das Ziel ist es, eine möglichst glatte Oberfläche mit schmelzähnlicher Textur zu erreichen (54). Eine glatte Oberfläche verleiht der Restauration eine gute Ästhetik und durch ein sensorisch angenehmes Mundgefühl einen höheren Komfort für den Patienten (55,56). Außerdem bewirkt eine glatte Oberfläche eine bessere Verfärbungsresistenz, sie erleichtert die Hygiene und verringert Biofilmretention und Bakterienadhäsion und somit

Zahnfleischentzündungen und Sekundärkaries (55). In der Literatur ist weiterhin ein reduziertes Frakturrisiko infolge einer suffizienten Politur beschreiben (55,57).

Für die Politur kommen meist rotierende Instrumente wie kegel- oder kelchförmige Gummipolierer und beschichtete Scheibchen zum Einsatz (9,58). Die Schleifkörper der Gummipolierer sind häufig aus Aluminiumoxid oder Diamant und sind in eine polymere Matrix eingelagert (9).

Während der Politur findet ein minimaler Materialabtrag an der Kunststoffoberfläche statt, dessen Ausmaß von der Füllkörperform und -größe bestimmt wird (9). Die Matrix wird dabei abgetragen. Verbleibende Füllkörper werden entweder abgeschliffen, komplett aus der Matrix herausgelöst, was eine negative Unebenheit in der Oberfläche auslöst, oder sie verbleiben im Ganzen, was eine positive Unebenheit an der Oberfläche bewirkt (9). Je kleiner und rundlicher die Füllkörper sind, desto besser ist ein Komposit polierbar (9). Ebenso ist ein hoher Füllkörperanteil an der Oberfläche dem Politurergebnis zuträglich (9).

Während dieses Prozesses entsteht Reibungswärme (9). Zum einen kann der regionale Temperaturanstieg der Zahnhartsubstanz eine Reizung der Pulpa bewirken, die potentiell irreversibel ist (54). Außerdem kann durch den Temperaturanstieg an der Kunststoffoberfläche ein thermischer Erweichungsprozess stattfinden, welcher den Verbund zwischen Füllkörpern und Matrix kompromittieren und zur Einlagerung von kleinen Partikeln führen kann, die sich während des Politurprozesses vom Instrument lösen (9). Um einer übermäßigen Hitzeentwicklung entgegen zu wirken, ist daher die intraorale Politur unter Wasserkühlung ratsam (54).

In der Literatur ist als Begründung für klinische Misserfolge direkter Kompositrestaurationen im Frontzahnbereich neben Frakturen das ästhetische Versagen beschrieben (57). Ein wichtiges Kriterium für die Ästhetik einer Füllung ist ihre Farbe, die im Laufe der Zeit durch den Einfluss exogener Substanzen wie Kaffee und Rotwein und andere farbintensive Lebensmittel zunehmend beeinträchtigt werden kann (10). Je rauer eine Füllungsoberfläche ist, desto größer ist ihre Verfärbungstendenz (7). Die Oberflächenbeschaffenheit und die Polierbarkeit sind von den Eigenschaften des verwendeten Komposits abhängig (54,58). Dazu gehören die Art, die Form, die Größe und die Verteilung der Füllstoffpartikel, der Polymerisationsgrad, die Zusammensetzung der Matrix und die Qualität der Füllkörper-Matrix-Verbindung (54,58). Außerdem sind die verwendeten Instrumente, die Härte der Schleifpartikel sowie die individuelle Handhabung entscheidend (54,58).

In einer systematischen Übersichtsarbeit von Jaramillo-Cartagena et al. wurden die Erkenntnisse über die Effektivität verschiedener ein- und mehrstufiger Systeme zur Politur von Nanohybrid- und Nanokompositen analysiert und zusammengefasst (55). Neben insgesamt 22 zwei- bis fünfstufigen Systemen wurden auch sieben einstufige Poliersysteme einbezogen (55). Aus der Studie geht hervor, dass die mehrstufigen Systeme, deren Prinzip auf einer schrittweisen Verringerung der Schleifpartikelgröße beruht, den einstufigen Systemen trotz jüngster Verbesserungen bezüglich ihrer Wirksamkeit überlegen sind (55). Allerdings scheinen die einstufigen Polierer hinsichtlich ihrer kürzeren Anwendungszeit im klinischen Alltag eine akzeptable Lösung zu sein (55). Aluminiumoxid und Diamantpartikel sind als effektivste Schleifkörper gleichwertig zu verstehen (55).

3.10 Direkte Komposite heute – Werkstoffeigenschaften

Eine wichtige Eigenschaft dentaler Füllungsmaterialien ist die Härte, die als Widerstand eines Gegenstandes gegen das Eindringen eines anderen definiert ist (17). Die historische Mohs-Härteskala stützt sich auf den direkten qualitativen Vergleich zweier Materialien und besitzt dadurch eine geringe Aussagekraft (17). Die heutigen Messverfahren zählen alle zu den instrumentierten Eindringprüfungen und sind prinzipiell ähnlich aufgebaut (17,59). Dabei wird ein Stempel in eine plane Probekörperoberfläche eingedrückt; im Anschluss wird der entstandene Abdruck unter mikroskopischer Vergrößerung vermessen (17). Die Bedingungen sind eindeutig festgelegt, die Prüfkraft und das Verfahren sind obligatorisch anzugeben (17). Ein gängiges Verfahren ist die Härtemessung nach Vickers (HV), welche mit einem pyramidenförmigen Stempel aus Diamant arbeitet (17). Die Diagonale des Stempelabdrucks wird vermessen (17). Bei der Härtemessung nach Brinell (HB) dient eine Stahlkugel als Prüfkörper und der Durchmesser des Eindrucks wird bestimmt. Für die Bestimmung der Rockwell-Härte (HR) wird die Eindringtiefe eines kegelförmigen Diamantstempels vermessen (17). Die Martenshärte zählt ebenfalls zu den instrumentierten Eindringprüfungen und wird auch als Härte unter Prüfkraft bezeichnet (59). Grundsätzlich läuft derselbe Ablauf ab, wie zur Bestimmung der Vickershärte; zusätzlich werden Kraft und Weg während des Zyklus von Belastung mit ansteigender Prüfkraft und Entlastung aufgezeichnet.

Eine Studie, die acht verschiedene, gängige Hybrid-, mikrogefüllte und Nanokomposite hinsichtlich ihrer Werkstoffeigenschaften verglich, ergab bezüglich der Vickershärte Werte zwischen 21,6 und 102,7 (Universalhärtemessverfahren mit kontinuierlicher Steigerung der Prüfkraft von 0 mN bis 500 mN) (60).

Die Werkstoffeigenschaften, mit denen sich die Qualität und die Effektivität des Poliervorgangs näher beschreiben lassen, sind die Rauheit und der Glanz (56). Die Oberflächenrauheit ist zum einen durch den arithmetischen Mittenrauwert (R_a in μm) charakterisiert, welcher den rechnerischen Mittelwert aller Abweichungen des Profils von der Mittellinie entlang einer definierten Strecke darstellt (61). Zum anderen ist die Gesamthöhe des Profils (R_z in μm) aussagekräftig, welche als die Strecke zwischen der größten Erhebung und Absenkung des Profils definiert ist (61).

Die gängigen Glanzmessgeräte bedienen sich eines Prinzips, bei dem paralleles Licht in einem bestimmten Winkel auf die zu prüfende Oberfläche gelangt, dort reflektiert und im Anschluss der Grad der Spiegelreflexion detektiert wird (62). Der ermittelte Wert wird mit zwei Referenzwerten verglichen, wovon einer ein schwarzes, hochglänzendes Referenzglas ist, dessen Glanzwert als 100 Glanzeinheiten (GE) definiert ist (62). Der zweite Referenzwert markiert mit 0 GE das untere Ende der Skala und ist eine perfekte, matte Oberfläche (62). Laut DIN EN ISO 2813 stehen je nach erwartetem Glanz für Kunststoffe die Messwinkel von 20° , 60° und 85° zur Verfügung (63). Sowohl die Referenzkörper als auch die Probe sind für die quantitative Glanzbestimmung in der gleichen Messgeometrie zu messen (62).

In der Literatur ist ein kritischer Wert von $0,3\mu\text{m}$ für die Oberflächenrauheit beschrieben, welche von der Zunge sensorisch als rau erkannt wird (56,64,65). Der kritische Wert bezüglich der mikrobiellen Besiedelung durch Kokken liegt in einem ähnlichen Bereich bei $0,2\mu\text{m}$ (56,66,67). Somit ist sowohl für die Akzeptanz von Patientenseite als auch aus hygienischen Gründen eine möglichst glatte Restaurationsoberfläche vorteilhaft und wünschenswert (67). Eine Studie, in der an einem Mikrohybrid- und ein Nanokomposit diverse Poliersysteme verglichen wurden liefert für den arithmetischen Mittenrauwert $0,08 - 0,14 \mu\text{m}$ und für den Glanz Werte zwischen 47,1 GE und 63,9 GE (56).

Eine quantitative Aussage zur Farbstabilität dentaler Komposite kann mithilfe des $L^*a^*b^*$ -Farbraums (CIELab) als internationale Standardskala bezüglich der Farbbestimmung getroffen werden (17). Es handelt sich um ein dreidimensionales Koordinatensystem, dessen Achsen eine Farbe bezüglich ihrer Helligkeit (von schwarz

bis weiß), ihrer Rot- bzw. Grüntönung und ihrer Gelb- bzw. Blautönung quantitativ beschreiben (17,68). Der Unterschied zwischen zwei Farben ist die numerische Differenz zwischen ihren Punkten im Koordinatensystem und wird durch den Vektor ΔE beschrieben (17).

Eine große Studie zur Verfärbungsneigung von Rzanny, Lengert et al. verglich auf Basis dieses Systems die ursprüngliche Farbe von Kompositproben mit der Farbe nach der vierwöchigen Lagerung in verschiedenen gängigen Substanzen, die für die exogene Verfärbung von Füllungen in Frage kommen, wie zum Beispiel Kaffee, Tee, Tabak, Rotwein, Heidelbeersaft und 2%iges Chlorhexidin (66). Für die Lagerung in Rotwein wurde ein ΔE von 15,4 ermittelt, Tee ($\Delta E = 10$) und Kaffee ($\Delta E = 6,11$) führten zu einer geringeren Farbveränderung des Füllungsmaterials (66). Weiterhin ist der Studie zu entnehmen, dass ungefüllte Monomere eine höhere Verfärbungstendenz zeigen (66). TEGDMA weist einen ΔE -Wert von 33,6 auf, Bis-GMA von 45,7 (66). In der Literatur ist ein ΔE von 3,5 als Wahrnehmungsgrenze festgelegt (8,66,69).

Die aktuelle Datenlage bietet keine Studienergebnisse, welche den Einfluss der Polymerisationszeit und des Politurverfahrens auf die Oberflächengüte von fließfähigen Kompositmaterialien untersucht haben.

Im Rahmen dieser Dissertation wurden Probekörperserien aus drei Flowables unterschiedlicher Viskosität im Herstellungsprozess unterschiedlich lang polymerisiert und hinsichtlich Glanz, Rauheit, Härte und Verfärbungstendenz untersucht und verglichen. Die Ergebnisse sollen Aufschluss darüber geben, inwieweit die Polymerisationszeit und der verwendete Polierer die Materialeigenschaften von Flowables mit verschiedenem Füllstoffgehalt beeinflussen.

4 Material und Methoden

4.1 Komposit

Bei den untersuchten direkten dentalen Kompositen handelt es sich um drei fließfähige Nanohybridmaterialien der GrandioSO-Linie aus dem Hause VOCO (Cuxhaven) (70–72). Die verwendeten Materialien haben den grundlegenden Aufbau aus anorganischen Füllstoffen in einer Methacrylatbasis gemein (73,74). Im Wesentlichen unterscheiden sie sich in ihrem Füllstoffgehalt und damit in ihrer Viskosität (70–72).

Für die Lichthärtung wird für alle Flowables der GrandioSO-Serie eine LED- oder Halogenlampe mit einer Lichtleistung von mindestens 500mW/cm² empfohlen (73,74).

4.1.1 GrandioSO Flow (VOCO)

GrandioSO Flow ist ein universell einsetzbares, mittelviskoses Flowable mit einem Füllstoffgehalt von 81 Gewichtsprozent in einer Methacrylatmatrix (72,73).

Es eignet sich zur Restauration von Kavitäten der Black-Klassen I, II, III, IV und V (73). Darüber hinaus können mit diesem Material Unterschnitte ausgeblockt, Kavitäten ausgekleidet und Unterfüllungen gelegt werden (73). Weiterhin kann GrandioSO Flow zur Befestigung lichtdurchlässigen Zahnersatzes, zur Verblockung und Schienung von Zähnen und als Basismaterial in Kombination mit Glasfasern für Interimsversorgungen zum Einsatz kommen (73). Generell ist darauf zu achten, dass eine maximale Schichtstärke von 2mm je Polymerisationsschritt bei der Verarbeitung nicht überschritten wird. Bei tieferen Kavitäten muss das Material schichtweise appliziert und polymerisiert werden (73).

Der durch die Polymerisation verursachte Volumenschrumpf liegt bei 3,2% (72). Nach der Verarbeitung weist GrandioSO Flow eine Röntgenopazität von 250% zum Al-Gleichwert auf (72).

In diesem Projekt wurde ausschließlich die Farbe A2 aller getesteter Komposite verarbeitet, deren Polymerisationszeit laut Herstellerinformation 20 Sekunden beträgt (73).

4.1.2 GrandioSO Heavy Flow (VOCO)

Von VOCO ebenfalls als Universal-Flowable deklariert weist dieses hochviskose Material einen Füllstoffgehalt von 83 Gewichtsprozent (70), eingebettet in eine Methacrylatbasis, auf (73).

Laut Herstellerangabe deckt GrandioSO Heavy Flow mit der Restaurierbarkeit von Kavitäten der Black-Klassen I-V dasselbe Indikationsspektrum ab wie GrandioSO Flow (73). Auch die Modifikation von Kavitäten wie das Ausblocken von Unterschnitten, das Auskleiden von Kavitäten und Unterfüllungen kann mit diesem Material bewerkstelligt werden (73). Außerdem kann GrandioSO Heavy Flow sowohl zur Befestigung lichtdurchlässigen Zahnersatzes, zur Verblockung und Schienung von Zähnen als

auch als Basismaterial in Kombination mit Glasfasern für temporäre Kronen und Brücken angewendet werden (73). Es ist auf die Maximalschichtstärke von 2mm pro Inkrement zu achten (73).

Nach der Lichthärtung ist ein Schrumpfung von 3% zu verzeichnen, die Röntgenopazität liegt bei 260% zum Al-Gleichwert (70).

4.1.3 GrandioSO Light Flow (VOCO)

Das dritte, geprüfte Material weist mit 76 Gewichtsprozent den geringsten Füllstoffgehalt und damit die niedrigste Viskosität in dieser Untersuchung auf (71). Die Indikationen beschränken sich auf die Versorgung von Kavitäten der Black-Klassen II, IV und V (74). Anders als bei den beiden anderen hier verwendeten Kompositen ist eine Anwendung als Füllungsmaterial im kaulasttragenden Seitenzahnbereich nicht zulässig (74). GrandioSO Light Flow kann neben dem Ausblocken von Unterschnitten auch als Unterfüllungsmaterial, zur Auskleidung von Kavitäten und zur Befestigung von lichtdurchlässigem Zahnersatz eingesetzt werden (74).

Der Hersteller stellt keine Angaben zum Volumenschrumpf und zur Röntgenopazität zur Verfügung.

Material	-	Light Flow	Flow	Heavy Flow
Viskosität		niedrig	mittel	hoch
Füllstoffgehalt in Gewichts-%	DIN 51081	76%	81%	83%
Röntgenopazität in % zum Al-Gleichwert	ISO 4049	230%	250%	260%
Elastizitätsmodul	ISO 4049	8700 MPa	10580 MPa	11850 MPa
3-Punkt-Biegefestigkeit nach Wasserlagerung (24h, 37°C)	ISO 4049	151 MPa	159 MPa	159 MPa
Oberflächenhärte (Mikro-Vickers)	Universität Rostock	121 MHV	158 MHV	175 MHV
Volumenschrumpf	analog Watts et al.	(keine Angabe)	3,2%	3,0%

Tabelle 3: Materialeigenschaften

4.2 Herstellung der Probekörper

4.2.1 Formgebung

Aus den beschriebenen Flowables wurden zylindrische Probekörper hergestellt, indem das Material in eine runde Silikonform mit 10mm Durchmesser und 2mm Tiefe appliziert, mit einem Objektträger geglättet und polymerisiert wurde. So sollte bei allen Probekörpern eine ebene und einheitliche Oberfläche erreicht werden, um für die nachfolgende Politur möglichst ähnliche Ausgangsbedingungen zu schaffen. Außerdem gewährleistete der Objektträger einen konstanten Abstand zwischen Lichtquelle und Kompositoberfläche von 1mm, entsprechend der Objektträgerstärke.



Abbildung 5: Silikonform für Probekörperherstellung

4.2.2 Lichthärtung

Es wurden drei Lichthärtungsintervalle gewählt. Eine aus 8 Probekörpern bestehende Serie wurde gemäß der Herstellerempfehlung 20 Sekunden polymerisiert (73,74), eine weitere Serie wurde mit 10 Sekunden nur halb so lange belichtet und eine dritte Serie wurde mit 40 Sekunden doppelt so lange ausgehärtet. Unmittelbar nach Abschluss der Lichthärtung sowie zwischen den einzelnen Messungen wurden die Probekörper in lichtundurchlässigen Boxen gelagert um, um eine Nach-Polymerisation durch einfallendes Licht zu vermeiden.

Lichtquelle

Zur Lichthärtung aller Kompositproben wurde die in der Teneo Behandlungseinheit fest verbaute Polymerisationslampe Satalec Mini L.E.D. aus dem Hause Sirona verwendet.

Es werden Wellenlängen im Bereich von 420 – 480nm emittiert (75). Im angewendeten Schnellaushärtungsmodus wird in einem Zeitraum von 10 Sekunden die volle Leistung der Mini L.E.D. abgegeben (75). Mit dem Standardlichtleiter, dessen Lichtaustrittsfenster einen Durchmesser von 7,5 mm aufweist, wird in etwa eine Leistung von 1100 mW/cm² (+/- 10%) erreicht (75). Das Lichtaustrittsfenster wurde mit einem in der zahnärztlichen Behandlung gängigen aufsteckbaren Blendschutzkonus versehen.

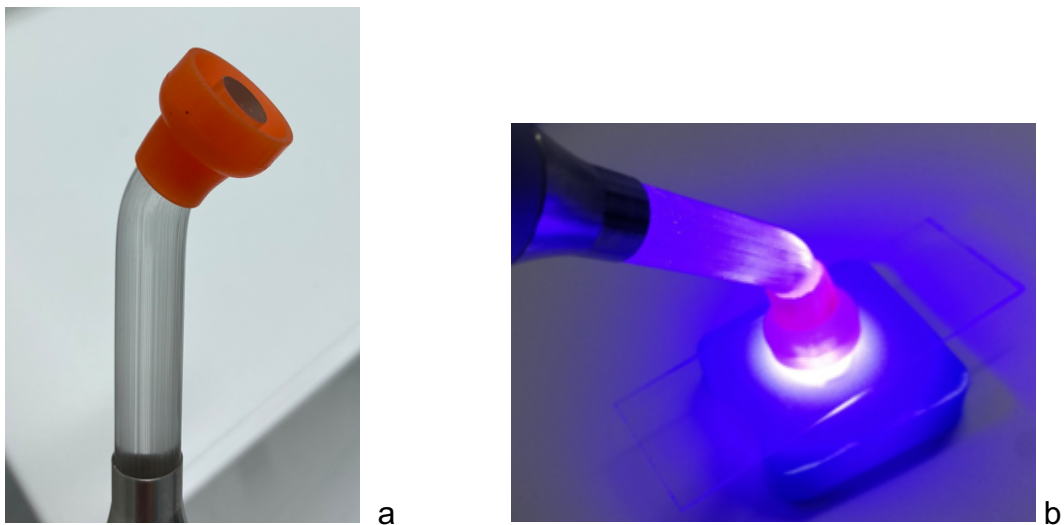


Abbildung 6: a. Lichtleiter mit Blendschutzkonus b. aktiver Lichtleiter auf Probekörper

4.2.3 Politur

Nach der Lichthärtung fand die Oberflächenbearbeitung statt. Je eine Serie (n = 8) desselben Lichthärtungsintervalls wurde mit je einem einstufigen Diamantpolierer poliert (76,77). Hierfür kamen der „Unique“-Polierer aus dem Hause NTI und der „Dimanto“-Polierer aus dem Hause VOCO zum Einsatz.

Unique-Polierer (NTI-Kahla GmbH)

Laut Herstellerangabe ist der Unique-Polierer ein einstufiger Diamantpolierer, der sich für die Ausarbeitung von Kompositfüllungen und Kunststoffverblendungen in einem Arbeitsschritt eignet (76). Sein Drehzahlbereich liegt zwischen 5000 und 7000 1/min, außerdem ist eine Wasserkühlung bei der Verwendung obligat (76). In der Untersuchung kam der große kegelförmige Polierer zum Einsatz.

Dimanto-Polierer (VOCO GmbH)

Der Dimanto ist ein einstufiger diamantdurchsetzter Polierer aus Silikon, der durch Regulation des Anpressdrucks sowohl für die Vor- als auch für die Hochglanzpolitur von finierten Kompositoberflächen geeignet ist (78). Die empfohlene Drehzahl liegt zwischen 3.000 und 8.000 1/min, in jedem Fall ist eine Drehzahl > 20.000 1/min zu vermeiden (78). Es kann mit und ohne Spraykühlung gearbeitet werden (78). Auch hier kam der große kegelförmige Polierer zum Einsatz.

Poliervorgang

Beide Polierer wurden mit einem an die Sirona Teneo-Einheit angeschlossenen grünen Winkelstück (Sirona T1 Line, C 6 L) betrieben, welches eine 6:1-Übersetzung mit einer maximalen Drehzahl von 6.000 1/min aufweist. Der Antrieb der Einheit wurde auf 38.000 1/min eingestellt. Dadurch lag am Polierer etwa eine Drehzahl von 6.000 1/min an. Es wurde unter permanenter Spraykühlung gearbeitet.

Für die Politur wurde in der Forschungsabteilung der Klinik für Zahnärztliche Prothetik am Universitätsklinikum Regensburg eine mechanische Polierapparatur konstruiert. Ein Bestandteil ist die Halterung für das Winkelstück. Über eine Umlenkrolle verläuft ein Nylonseil, welches die Winkelstückhalterung mit einem 850g schweren Gegengewicht verbindet. Mit Hilfe des Gewichts wird der in der Literatur als gängig geltende Anpressdruck auf 150g reguliert (79) und mit einer Waage kontrolliert. Die Winkelstückhalterung ist auf einem Schlitten befestigt, der alternierende Bewegungen des Polierers über einer Vertiefung zulässt, in der der Probekörper positioniert wird. Nach 10 alternierenden Polierbewegungen wurde der Probekörper in zwei Schritten jeweils um 60° gedreht und abermals 10 alternierende Polierbewegungen durchgeführt.

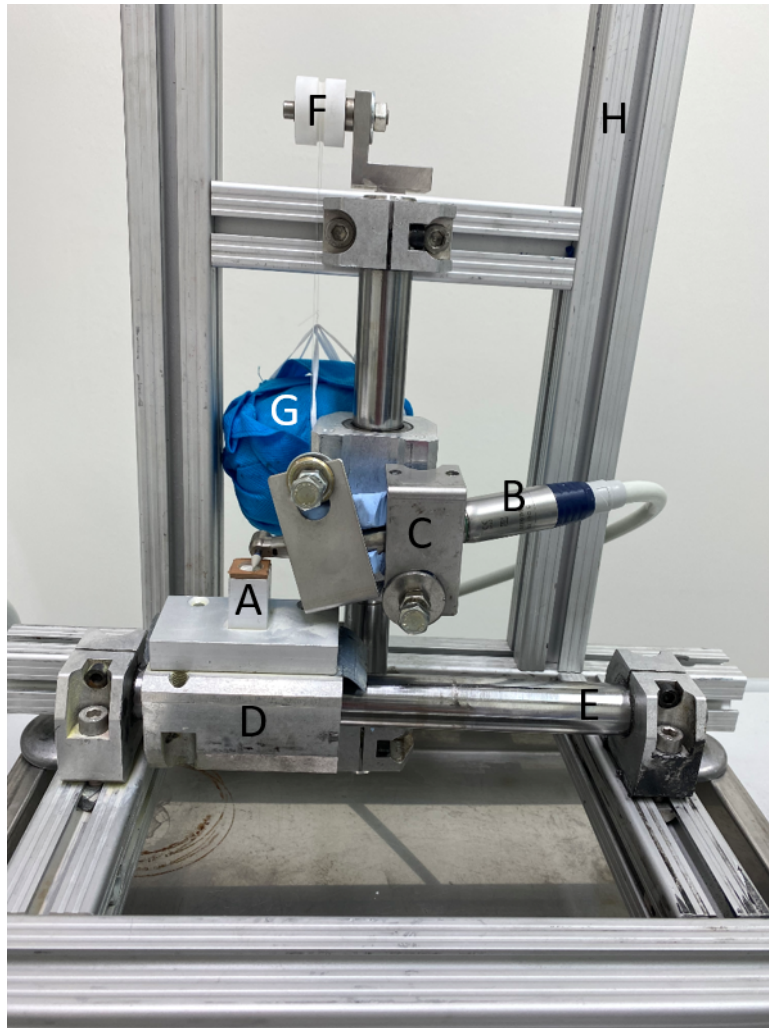


Abbildung 7: mechanische Polierapparatur A: Polierer auf der Probekörperoberfläche, B: Winkelstück mit eingespanntem Polierer, C: Winkelstückhalterung, D: Schlitten mit Probekörperhalterung: eindimensionale, alternierende Bewegungen des Polierers über dem Probekörper in Richtung der Führungsschiene möglich, E: Führungsschiene, F: Umlenkrolle, G: Gegengewicht, H: Halteapparatur

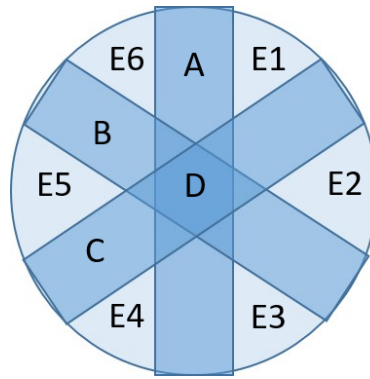


Abbildung 8: A: Polierbahn 1, B: Polierbahn 2, C: Polierbahn 3, D: Kreuzungsbereich der Polierbahnen, E1-6: unpolierte Probekörperoberflächen Aufsicht auf das entstandene Poliermuster (A-E): nach jeweils 10 alternierenden Bewegungen des Polierers über der Probekörperoberfläche wird der Probekörper um 60° gedreht und erneut poliert (A-C)

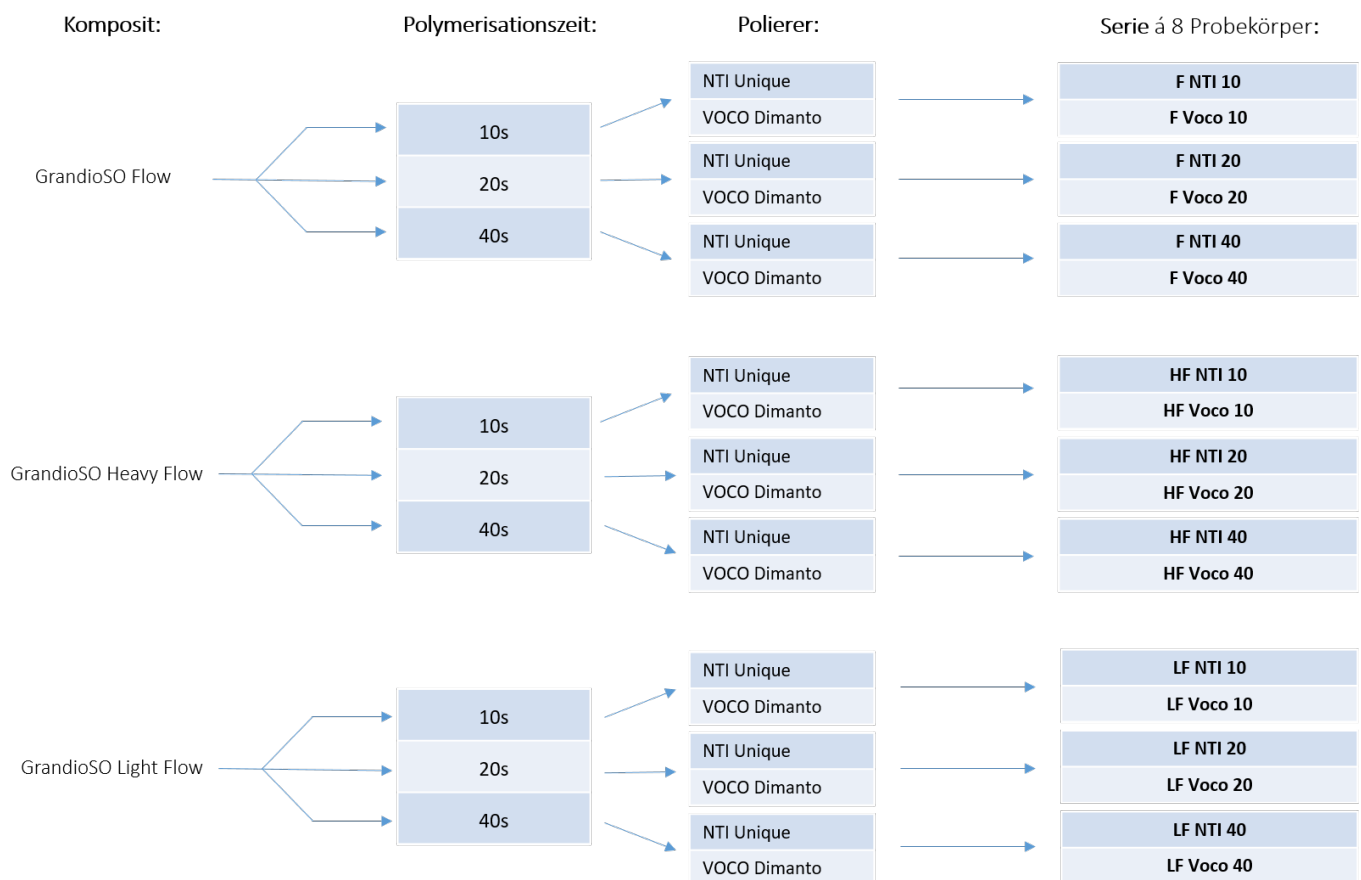


Tabelle 4: Probekörperherstellung

4.3 Werkstoffprüfverfahren

Unmittelbar anschließend an die Politur wurden vier verschiedene Werkstoffeigenschaften ermittelt:

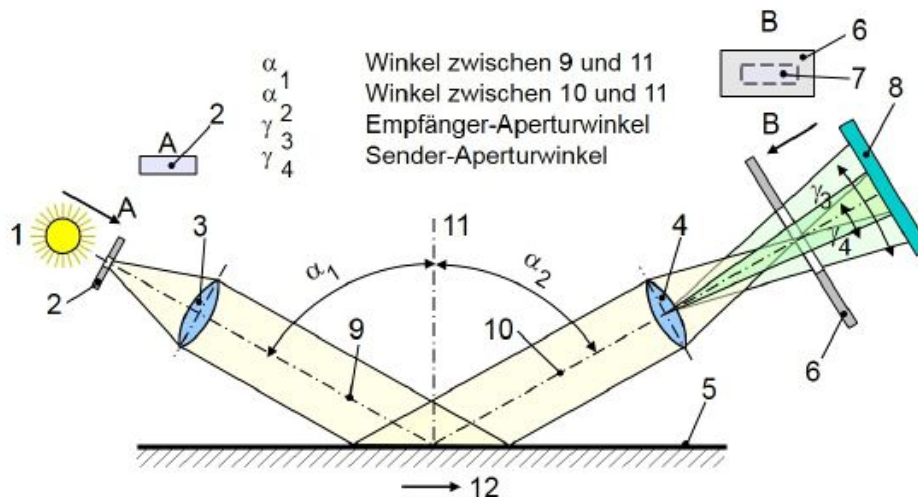
1. Glanz
2. Rauigkeit
3. Härte
4. Farbe

Nachfolgend wurden die Probekörper über einen Zeitraum von zwei Wochen in Rotwein gelagert. Dafür wurden Mikrotiterplatten mit je einem Probekörper und 2ml Rotwein befüllt. Anschließend fand eine zweite Farbermittlung nach dem bereits angewendeten Verfahren statt.

4.3.1 Glanzmessung

Anschließend an die Politur wurde zunächst der Oberflächenglanz bestimmt. Dafür fand das 60°-Einwinkel-Glanzmessgerät Zehntner ZGM 1120 von Anwendung. Es handelt sich hierbei um ein tragbares Messinstrument mit einer Präzisionsoptik, welches paralleles Licht im 60°-Winkel auf die zu prüfende Oberfläche projiziert (80,81). Ein Detektor nimmt simultan das im gleichen, entgegengesetzten Winkel reflektierte Licht auf und bestimmt es quantitativ (81). Dieser Wert wird zu dem Reflexionswert eines schwarzen, polierten Glasstandards mit festgelegter Brechzahl ins Verhältnis gesetzt.

Die Daten wurden mit der zugehörigen Mess- und Auswertungssoftware GlossTools verarbeitet (82).



1) Lichtquelle	7) Bild von 2 in 4	α_1 : Winkel zwischen 9 & 10
2) Senderblende	8) Fotodetektor	α_2 : Winkel zwischen 10 & 11
3) Senderlinse	9) Optische Achse Senderstrahl	γ_3 : Empfänger-Aperturwinkel
4) Empfängerlinse	10) Optische Achse Empfänger	γ_4 : Sender-Aperturwinkel
5) Probenoberfläche	11) Flächennormale der Probe	
6) Empfängerblende	12) Messrichtung	

Abbildung 9 Strahlengang der 60°-Glanzmessung [angelehnt an(83)]

Zunächst wurde aus knetbarem Silikon eine Schablone modelliert, welche die Platzierung des Sensors plan, stabil und mittig über dem maximal polierten Bereich des Probekörpers vereinfachte. Diese Positionierungshilfe wurde für alle folgenden Glanzmessungen angewendet. Die Probekörper wurden lediglich für den Zeitraum der Messung einzeln aus den lichtundurchlässigen Boxen entnommen, mit einem Mikrofasertuch gereinigt und in einer Vertiefung im Silikonschlüssel platziert. Nach Positionierung des Messkopfes mittig auf der Kompositoberfläche wurde der Messvorgang gestartet. Für jeden Probekörper fanden zwei Messungen statt, deren Ergebnisse gemittelt wurden.

4.3.2 Rauheitsmessung

Im nächsten Schritt fand die Ermittlung der Flächenrauheit statt. Dafür wurde das Keyence VK-X 100 Lasermikroskop verwendet. Es verfügt über einen Klasse-2-Laser, der ein Oberflächenprofil gemäß ISO 25178 berührungslos und detailgenau vermessen kann (84,85). Dabei scannt der Laser die Probekörperoberfläche in X- und Y-Richtung (86). Daraufhin bewegt sich das Objektiv in Z-Richtung und es findet ein

erneuter Scan in X- und Y-Richtung statt (86). Dieser Vorgang wiederholt sich, bis die Messtiefe erreicht ist (86). Die untersuchte Fläche ist 2500µm breit und ca. 1900µm hoch.

Das Funktionsprinzip beruht auf der Reflexion des Laserstrahls an der zu prüfenden Oberfläche (86). Der von der Oberfläche reflektierte Anteil des Lichts wird durch einen Halbspiegel an einen Detektor geleitet und zu einer digitalen Abbildung weiterverarbeitet (86). Eine Messung, auch bei hoher Vergrößerung, wird durch die konfokale Lochblendoptik erreicht, welche die Einflüsse durch Umgebungslicht eliminiert (86).

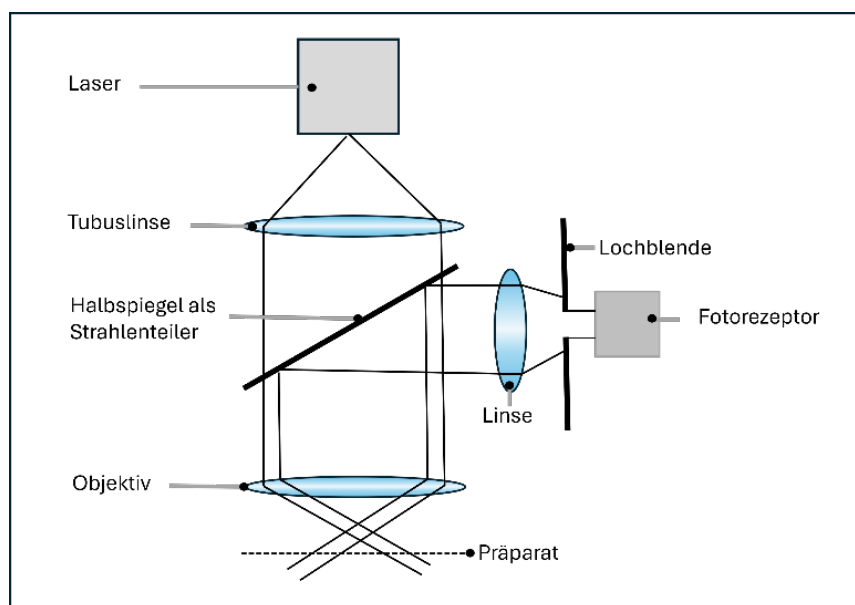


Abbildung 10: Funktionsprinzip der konfokalen Optik [angelehnt an (84)]

Die Steuerung und Bildverarbeitung erfolgte mit den zugehörigen Programmen VK-Viewer und VK-Analyzer. Es wurde ein 5:1-Standardobjektiv mit einer 120-fachen Vergrößerung verwendet (86). Wie bei der vorangegangenen Glanzmessung wurden die Probekörper einzeln den Boxen entnommen, vorsichtig von eventuellen Staubpartikeln und Fingerabdrücken befreit und vermessen. Dabei wurden die Probekörper so unter dem Objektiv platziert, dass die zentrale Zone der maximalen Politur im Messbereich liegt.

Es wurden zwei Parameter zur Charakterisierung der Oberflächenrauheit bestimmt. R_a ist ein Durchschnittswert und beschreibt den arithmetischen Mittenrauwert, R_z

beschreibt die Gesamthöhe des Profils und ist somit die Summe aus der höchsten Spitze und dem tiefsten Tal des vermessenen Profilabschnitts (17).

4.3.3 Härtemessung

Für die Messung der Härte kam mit dem Zwick Roell ZHU2.0/Z2.5 ein universeller Härteprüfer für die statische instrumentierte Eindringprüfung zum Einsatz (87). Die Positionierung der Kompositprobe mittig unter dem Prüfkopf konnte mit dem Messmikroskop und einem 10:1-Objektiv kontrolliert werden. Auch hier sollte der maximal polierte Bereich in der Mitte des Probekörpers vermessen werden. Anschließend fand der Positionswechsel zur Belastungseinheit statt (87). Nach der vollautomatischen Fixierung des Probekörpers mit dem Tastfuß wurde die Messung ausgelöst (87). Ein pyramidenförmiger Prüfkörper aus Diamant wurde mit einer stoßfreien, konstanten Prüfkraft in einem definierten Aufbring- und Einwirkzeitraum senkrecht in den Probekörper eingedrückt. Dabei wurde die Eindringtiefe gemessen und in einer Kraft-Eindringtiefen-Kurve grafisch dargestellt und daraus die Martenshärte nach ISO 14577 bestimmt (87). In diesem Versuch wurde die Standardkraft von 30 Newton appliziert.

Die Datenerhebung und Datenverarbeitung erfolgte mit der abgestimmten Prüfsoftware testXpert (87).

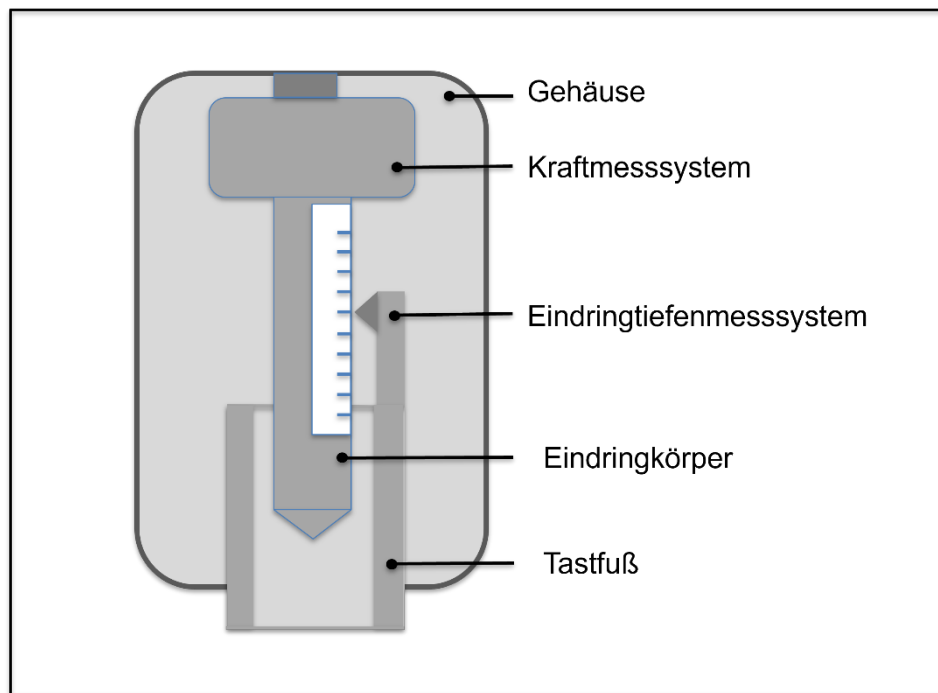


Abbildung 11: Aufbau des Härtemesskopfes[angelehnt an (87)]

4.3.4 Farbbestimmung

Für die Farbbestimmung kam das Spektralfotometer CM-3500d aus dem Hause Minolta zum Einsatz. Nach der obligaten Schwarz-/Weiß-Kalibrierung und der Reinigung der Kompositoberfläche wurde jeder Probekörper einzeln mit Hilfe einer Positionierungshilfe aus Silikon mittig über der Belichtungsöffnung platziert. Darunter erzeugte eine gepulste Xenon-Bogenlampe das Licht, welches in einer Ulbricht-Kugel stark gestreut wird und die Probenoberfläche gleichmäßig beleuchtet (88). Der Anteil des reflektierten Lichts, welcher um 8 Grad von der Senkrechten auf die Probenoberfläche abweicht, wird zunächst durch mehrere technisch-optische Bauelemente geleitet und anschließend mit dem unverfälschten reflektierten Licht aus der Ulbricht-Kugel verglichen (88). So kam ein quantitativer Wert zustande, der durch die vergleichende Beurteilung des Messwerts mit Referenzfarben entstand (68). Für jeden Probekörper wurden drei nacheinander stattfindende Messungen durchgeführt.

Als Skala diente der $L^*a^*b^*$ -Farbraum. Dieser bedient sich eines dreidimensionalen Koordinatensystems, in dem L^* die vertikale Helligkeitsachse darstellt (68). Diese Achse gibt Auskunft über die Helligkeit eines Gegenstandes und reicht von Null bis 100, wobei der Nullpunkt für eine schwarze Tönung steht und das obere Ende der Skala die Farbe Weiß beschreibt (17,68). a^* ist die horizontale Rot-Grün-Achse, b^* ist

die ebenfalls horizontale Blau-Gelb-Achse (68). Hier stehen positive Werte für einen röteren bzw. gelberen Farbton und negative Werte für einen blauerer bzw. grüneren Farbton (68). Der $L^*a^*b^*$ -Farbraum lässt die Quantifizierung des Unterschieds zwischen zwei Farben zu, indem die numerische Differenz ermittelt wird. Dabei charakterisiert der Vektor ΔE den geometrischen Abstand zwischen den Punkten im $L^*a^*b^*$ -Farbraum (17,66).

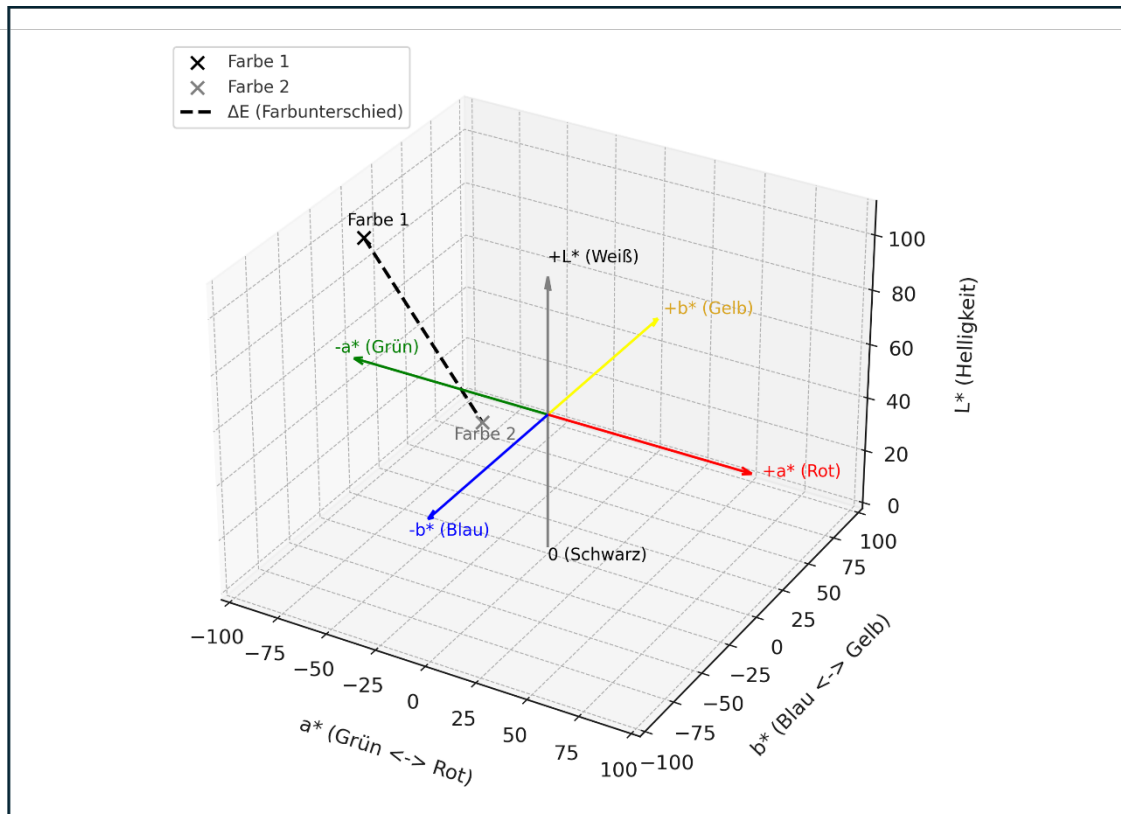


Abbildung 12 $L^*a^*b^*$ -Farbraum mit Visualisierung des Farbunterschieds (ΔE) zwischen zwei Messpunkten

(Farbe 1: $L^* = 105$, $a^* = -80$, $b^* = -20$ und Farbe 2: $L^* = 20$, $a^* = -57.5$, $b^* = 40$)

Die Achsen zeigen die Helligkeit L^* (vertikal, 0 = Schwarz bis 100 = Weiß), die Rot-Grün-Komponente a^* (horizontal, positiv = Rot, negativ = Grün) und die Blau-Gelb-Komponente b^* (horizontal, positiv = Gelb, negativ = Blau).

Nach initialer Farbermittlung der Probekörper wurden diese für zwei Wochen auf Mikrotiterplatten lichtgeschützt in Rotwein gelagert. Nach vierzehn Tagen wurden die Proben entnommen, abgetrocknet und mit demselben Kolorimeter ein zweites Mal vermessen. Mit Hilfe untenstehender Formel wurde die Farbveränderung (ΔE) gegenüber dem Ausgangswert berechnet. Dabei ist L_1 der Helligkeitswert, a_1 der Rot-

Grün-Wert und b1 der Blau-Gelb-Wert des Probekörpers nach Herstellung. L2, a2 und b2 markieren die entsprechenden Werte nach Rotweinlagerung.

$$\Delta E = \sqrt{(L1^* - L2^*)^2 + (a1^* - a2^*)^2 + (b1^* - b2^*)^2}$$

Werkstoffprüfung	Messgerät	Hersteller	Software	Parameter		Einheit
Glanzmessung	Zehntner ZGM 1120 60°	Proceq AG Schwerzenbach, Schweiz	GlossTools	60° Value		GE
Rauheitsmessung	VK-X 100	Keyence Corporation Osaka, Japan	VK-Viewer & VK-Analyzer	R _a	R _z	µm
Härtemessung	ZHU 2.0/Z2.5	Zwick Roell GmbH Ulm, Deutschland	testXpert	HM		N/mm ²
Farbmessung	CM-3500d	Konica Minolta Osaka, Japan	mqc	L*a*b*		

Tabelle 5: Übersicht über Werkstoffprüfungen mit Prüfgeräten, Verarbeitungssoftware, Parametern und Einheiten

4.3.5 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung und die grafische Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit der Statistik- und Analyse-Software SPSS (IBM, USA). Es wurden Mittelwerte und Standardabweichungen erfasst. Anhand der einfaktoriellen ANOVA wurden die Probekörperserien miteinander verglichen. Mit Hilfe des Signifikanzniveaus wurde ermittelt, ob ein signifikanter Unterschied vorliegt. Durch den paarweisen Vergleich von Mittelwerten mittels des Bonferroni post hoc Tests konnte dargestellt werden, zwischen welchen Serien ein signifikanter Unterschied mit einem Signifikanzniveau von $\alpha \leq 0,05$ besteht.

Außerdem wurde der Zusammenhang zwischen den einzelnen Variablen mittels t-Test und der Pearson-Korrelation untersucht und die zweizeitige Signifikanz bestimmt.

5 Ergebnisse

5.1 Glanz

Die Mittelwerte der Glanzmessung lagen für alle Materialien zwischen $4,7 \pm 0,5$ GE (LF-Voco-10s) und $65,1 \pm 13,0$ GE (HF-Voco-40s). Die geringsten Glanzwerte wiesen die Proben des zehnssekündigen Lichthärtungsintervalls mit $8,6 \pm 1,5$ GE (LF-NTI-10s), $6,0 \pm 1,1$ GE (F-Voco-10s), $4,7 \pm 0,6$ GE (HF-Voco-10s) und $4,7 \pm 0,5$ GE (LF-Voco-10s) auf. Die höchsten Werte fanden sich mit $54,2 \pm 19,9$ GE (F-NTI-40s, F-Voco-40s), $62,6 \pm 7,7$ GE (LF-Voco-40s) und $65,1 \pm 13,0$ GE (HF-Voco-40s) jeweils bei den Proben mit der längsten Polymerisationszeit von 40 Sekunden.

5.1.1 Polymerisationszeit:

Bei der Polymerisationszeit von 10 Sekunden zeigten sich Mittelwerte zwischen $4,7 \pm 0,5$ (LF-Voco-10s) und $12,5 \text{ GE} \pm 5,2$ (F-NTI-10s). Für das zwanzigsekündige Polymerisationsintervall wurden Mittelwerte zwischen $15,5 \pm 2,8$ GE (HF-NTI-20s) und $39,4 \pm 26,0$ GE (HF-Voco-20s) erhoben. In der Gruppe der 40 Sekunden lichtgehärteten Probekörper lagen die Mittelwerte für den Glanz zwischen $21,4 \pm 12,6$ GE (HF-NTI-40s) und $65,1 \pm 13,0$ GE (HF-Voco-40s).

5.1.2 Material:

Bezüglich des Materials Light Flow lag der niedrigste Mittelwert bei $4,7 \pm 0,5$ GE (LF-Voco-10s) und der höchste Mittelwert bei $62,6 \pm 7,7$ GE (LF-Voco-40s). Die Probekörper aus Flow wiesen Mittelwerte zwischen $6,0 \pm 1,1$ GE (F-Voco-10s) und $64,2 \pm 20,0$ GE (F-NTI-40s) auf. In der Probekörpergruppe aus dem Material Heavy Flow wurden für den Glanz Mittelwerte $4,7 \pm 0,6$ GE (HF-Voco-10s) und $65,1 \pm 13,0$ GE (HF-Voco-40s) berechnet.

5.1.3 Polierer:

Bei der Verwendung des NTI-Polierers wurde als geringster Wert $8,6 \pm 1,5$ GE (LF-NTI-10s) und als höchster Wert $54,2 \pm 20,0$ GE (F-NTI-40s) berechnet.

In Bezug auf den VOCO-Polierer zeigte sich der geringste Mittelwert mit $4,7 \pm 0,5$ GE bei LF-Voco-10s und der höchste Mittelwert mit $65,1 \pm 13,0$ GE bei HF-Voco-40s.

Alle Mittelwerte und die Standardabweichungen sind in Tabelle 6 und Abbildung 12 dargestellt.

Im Gruppenvergleich (ANOVA) konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden ($p = 0,00$). Der Einzelvergleich der Glanzwerte (Bonferroni) der Probekörper aus unterschiedlichen Materialien, unterschiedlichen Polymerisationszeiten und unterschiedlichen Polierern zeigte in 44,4% der Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$). Detaillierte statistische Ergebnisse mit Unterschieden zwischen den einzelnen Gruppen sind in Tabelle 7 dargestellt.

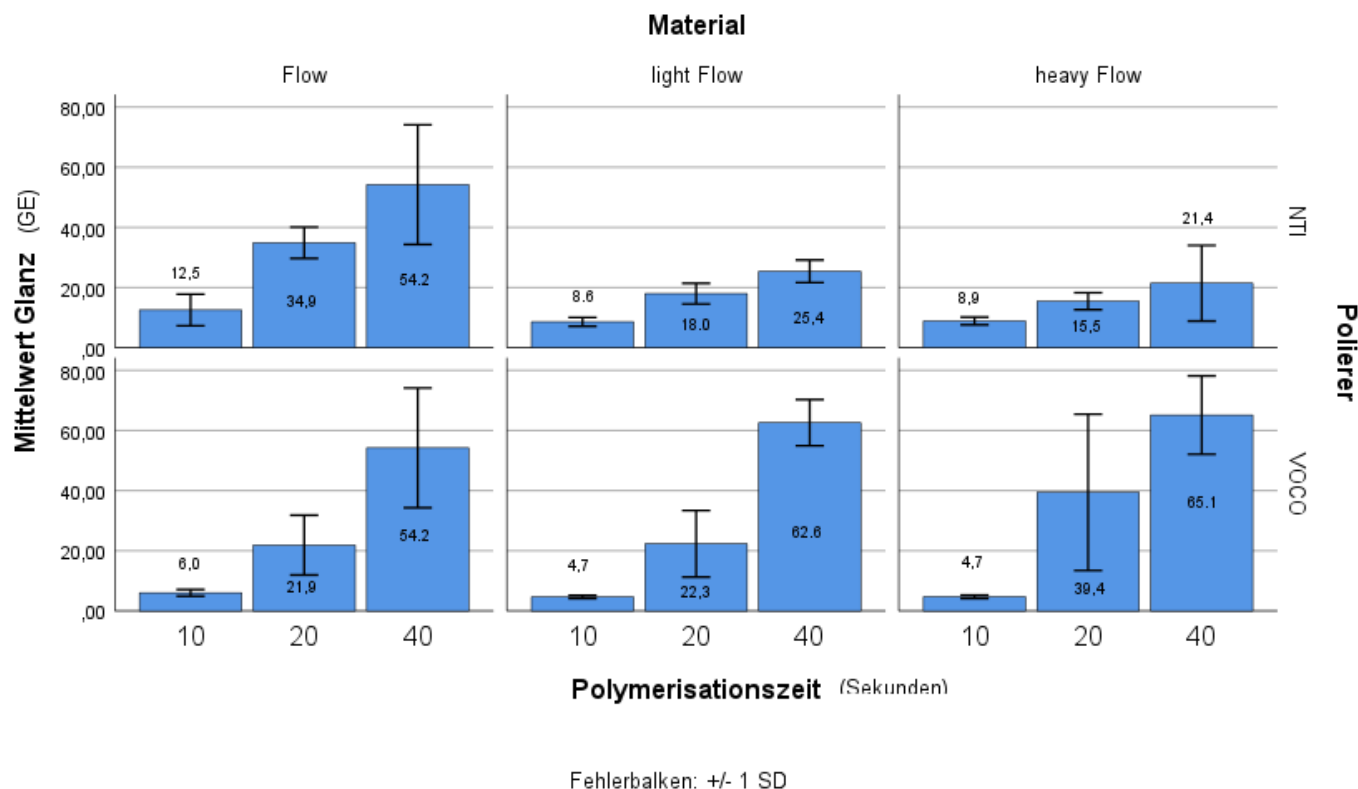


Abbildung 13:Glanz (Mittelwerte in GE und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer

	F NTI 10	F NTI 20	F NTI 40	F Voco 10	F Voco 20	F Voco 40	LF NTI 10	LF NTI 20	LF NTI 40	LF Voco 10	LF Voco 20	LF Voco 40	HF NTI 10	HF NTI 20	HF NTI 40	HF Voco 10	HF Voco 20	HF Voco 40
F NTI 10		0,013	0,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000
F NTI 20	0,013		0,091	0,000	1,000	0,091	0,001	0,389	1,000	0,000	1,000	0,000	0,001	0,086	1,000	0,000	1,000	0,000
F NTI 40	0,000	0,091		0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	1,000
F Voco 10	1,000	0,000	0,000		0,695	0,000	1,000	1,000	0,089	1,000	0,548	0,000	1,000	1,000	0,888	1,000	0,000	0,000
F Voco 20	1,000	1,000	0,000	0,695		0,000	1,000	1,000	1,000	0,324	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,334	0,269	0,000
F Voco 40	0,000	0,091	1,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	1,000
LF NTI 10	1,000	0,001	0,000	1,000	1,000	0,000		1,000	0,410	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000
LF NTI 20	1,000	0,389	0,000	1,000	1,000	0,000	1,000		1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,023	0,000
LF NTI 40	1,000	1,000	0,000	0,089	1,000	0,000	0,410	1,000		0,037	1,000	0,000	0,486	1,000	1,000	0,038	1,000	0,000
LF Voco 10	1,000	0,000	0,000	1,000	0,324	0,000	1,000	1,000	0,037		0,252	0,000	1,000	1,000	0,421	1,000	0,000	0,000
LF Voco 20	1,000	1,000	0,000	0,548	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,252		0,000	1,000	1,000	1,000	0,260	0,346	0,000
LF Voco 40	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,007	1,000
HF NTI 10	1,000	0,001	0,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	0,486	1,000	1,000	0,000		1,000	1,000	1,000	0,000	0,000
HF NTI 20	1,000	0,086	0,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000		1,000	1,000	0,004	0,000
HF NTI 40	1,000	1,000	0,000	0,888	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,421	1,000	0,000	1,000	1,000		0,433	0,206	0,000
HF Voco 10	1,000	0,000	0,000	1,000	0,334	0,000	1,000	1,000	0,038	1,000	0,260	0,000	1,000	1,000	0,433		0,000	0,000
HF Voco 20	0,000	1,000	1,000	0,000	0,269	1,000	0,000	0,023	1,000	0,000	0,346	0,007	0,000	0,004	0,206	0,000		0,000
HF Voco 40	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,001		

Tabelle 6: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Glanzwerte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden

	Glanz	Mittelwert [GE]	SD
GrandioSO Light Flow	LF NTI 10	8,6	1,5
	LF NTI 20	18,0	3,4
	LF NTI 40	25,4	3,8
	LF Voco 10	4,7	0,5
	LF Voco 20	22,3	11,1
	LF Voco 40	62,6	7,7
GrandioSO Flow	F NTI 10	12,5	5,2
	F NTI 20	34,9	5,2
	F NTI 40	54,2	19,9
	F Voco 10	6,0	1,1
	F Voco 20	21,9	9,9
	F Voco 40	54,2	19,9
GrandioSO Heavy Flow	HF NTI 10	8,9	1,3
	HF NTI 20	15,5	2,8
	HF NTI 40	21,4	12,6
	HF Voco 10	4,7	0,6
	HF Voco 20	39,4	26,0
	HF Voco 40	65,1	13,0

Tabelle 7: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Glanzmessung

5.2 Rauheit (R_a/R_z)

5.2.1 Arithmetischer Mittenrauwert (R_a)

Der niedrigste Mittelwert für R_a lag bei der Betrachtung aller Materialien bei $4,6 \pm 0,9$ μm (LF-Voco-40s), der höchste Mittelwert wurde für LF-Voco-10s bei $9,8 \pm 0,7$ μm ermittelt. Die geringsten Mittenrauwerte wiesen die Proben mit einer Polymerisationszeit von 40 Sekunden mit $5,4 \pm 1,0$ μm (F-Voco-40s), $4,9 \pm 1,0$ μm (HF-Voco-40s) und $4,6 \pm 0,9$ μm (LF-Voco-40s) auf. Die höchsten Werte fanden sich mit $8,7 \pm 1,0$ μm (F-NTI-10s), $9,4 \pm 0,7$ μm (HF-Voco-10s) und $9,8 \pm 0,7$ μm (LF-Voco-10s) jeweils bei den Proben mit der kürzesten Polymerisationszeit von 10 Sekunden.

5.2.1.1 Polymerisationszeit:

Für das zehnstündige Lichthärtungsintervall zeigten sich Mittelwerte zwischen $6,8 \pm 1,7 \mu\text{m}$ (HF-NTI-10s) und $9,8 \pm 0,7 \mu\text{m}$ (LF-Voco-10s). Für die Polymerisationszeit von 20 Sekunden wurden Mittelwerte zwischen $6,6 \pm 1,8 \mu\text{m}$ (F-Voco-20s) und $8,6 \pm 1,2 \mu\text{m}$ (LF-NTI-20s) erhoben. In der Gruppe der 40 Sekunden polymerisierten Probekörper lagen die Mittelwerte für R_a zwischen $4,6 \pm 0,9 \mu\text{m}$ (LF-Voco-40s) und $7,8 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (HF-NTI-40s).

5.2.1.2 Material:

Bezüglich des Materials Light Flow lag der niedrigste Mittelwert bei $4,6 \pm 0,9 \mu\text{m}$ (LF-Voco-40s) und der höchste Mittelwert bei $9,8 \pm 0,7 \mu\text{m}$ (LF-Voco-10s). Die Probekörper aus Flow wiesen Mittelwerte zwischen $5,4 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (F-NTI-40s und F-Voco-40s) und $8,7 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (F-NTI-10s) auf. In der Probekörpergruppe aus dem Material Heavy Flow wurden für den arithmetischen Mittenrauwert Mittelwerte von $4,9 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (HF-Voco-40s) bis $9,4 \pm 0,7 \mu\text{m}$ (HF-Voco-10s) berechnet.

5.2.1.3 Polierer:

Bei der Verwendung des NTI-Polierers wurde der geringste Wert von $5,4 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (LF-NTI-40s) und der höchste Wert von $8,7 \pm 1,0 \mu\text{m}$ (F-NTI-10s) berechnet.

Bezüglich des VOCO-Polierers zeigte sich der geringste Mittelwert von $4,6 \pm 0,9 \mu\text{m}$ bei LF-Voco-40s und der höchste Mittelwert mit $9,8 \pm 0,7 \mu\text{m}$ bei LF-Voco-10s.

Alle Mittelwerte sind in Tabelle 8 und Abbildung 13 dargestellt.

Im Gruppenvergleich (ANOVA) konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden ($p = 0,00$). Der Einzelvergleich der R_a -Werte (Bonferroni) der Probekörper aus unterschiedlichen Materialien, unterschiedlichen Polymerisationszeiten und unterschiedlichen Polierern zeigte in 22,2% der Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$). Detaillierte statistische Ergebnisse mit Unterschieden zwischen den einzelnen Gruppen sind in Tabelle 9 dargestellt.

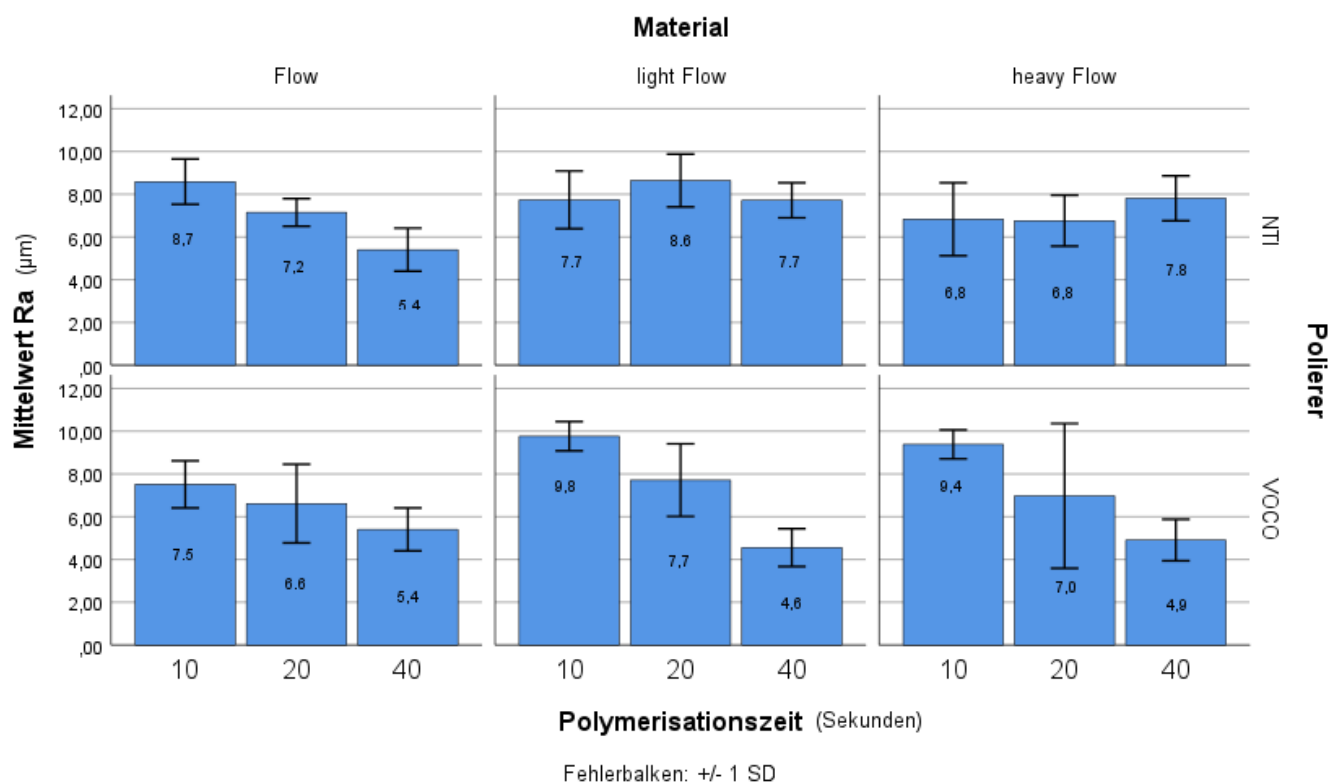


Abbildung 14: Ra (Mittelwerte in µm und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer

	F NTI 10	F NTI 20	F NTI 40	F Voco 10	F Voco 20	F Voco 40	LF NTI 10	LF NTI 20	LF NTI 40	LF Voco 10	LF Voco 20	LF Voco 40	HF NTI 10	HF NTI 20	HF NTI 40	HF Voco 10	HF Voco 20	HF Voco 40
F NTI 10		1,000	0,001	1,000	0,520	0,001	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	0,995	1,000	1,000	1,000	0,000
F NTI 20	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,037	1,000	0,042	1,000	1,000	1,000	0,245	1,000	0,234
F NTI 40	0,001	1,000		0,437	1,000	1,000	0,158	0,001	0,171	0,000	0,175	1,000	1,000	1,000	0,109	0,000	1,000	1,000
F Voco 10	1,000	1,000	0,437		1,000	0,437	1,000	1,000	1,000	0,226	1,000	0,006	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,039
F Voco 20	0,52	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,621	1,000	0,002	1,000	0,547	1,000	1,000	1,000	0,016	1,000	1,000
F Voco 40	0,001	1,000	1,000	0,437	1,000		0,158	0,001	0,171	0,000	0,175	1,000	1,000	1,000	0,109	0,000	1,000	1,000
LF NTI 10	1,000	1,000	0,158	1,000	1,000	0,158		1,000	1,000	0,609	1,000	0,002	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,012
LF NTI 20	1,000	1,000	0,001	1,000	0,621	0,001	1,000		1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
LF NTI 40	1,000	1,000	0,171	1,000	1,000	0,171	1,000	1,000		0,566	1,000	0,002	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,013
LF Voco 10	1,000	0,037	0,000	0,226	0,002	0,000	0,609	1,000	0,566		0,555	0,000	0,007	0,005	0,846	1,000	0,015	0,000
LF Voco 20	1,000	1,000	0,175	1,000	1,000	0,175	1,000	1,000	1,000	0,555		0,002	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,013
LF Voco 40	0,000	0,042	1,000	0,006	0,547	1,000	0,002	0,000	0,002	0,000	0,002		0,202	0,276	0,001	0,000	0,102	1,000
HF NTI 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,007	1,000	0,202		1,000	1,000	0,052	1,000	0,957
HF NTI 20	0,995	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,005	1,000	0,276	1,000		1,000	0,037	1,000	1,000
HF NTI 40	1,000	1,000	0,109	1,000	1,000	0,109	1,000	1,000	1,000	0,846	1,000	0,001	1,000	1,000		1,000	1,000	0,008
HF Voco 10	1,000	0,245	0,000	1,000	0,016	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,052	0,037	1,000		0,106	0,000
HF Voco 20	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,015	1,000	0,102	1,000	1,000	1,000	0,106		0,518
HF Voco 40	0,000	0,234	1,000	0,039	1,000	1,000	0,012	0,000	0,013	0,000	0,013	1,000	0,957	1,000	0,008	0,000	0,518	

Tabelle 8: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Arithmetischen Mittenrauwerte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell:

Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden

	R _a	Mittelwert R _a [µm]	SD R _a
GrandioSO Light Flow	LF NTI 10	7,7	1,4
	LF NTI 20	8,6	1,2
	LF NTI 40	7,7	0,8
	LF Voco 10	9,8	0,7
	LF Voco 20	7,7	1,7
	LF Voco 40	4,6	0,9
GrandioSO Flow	F NTI 10	8,7	1,0
	F NTI 20	7,2	0,7
	F NTI 40	5,4	1,0
	F Voco 10	7,5	1,1
	F Voco 20	6,6	1,8
	F Voco 40	5,4	1,0
GrandioSO Heavy Flow	HF NTI 10	6,8	1,7
	HF NTI 20	6,8	1,2
	HF NTI 40	7,8	1,1
	HF Voco 10	9,4	0,7
	HF Voco 20	7,0	3,4
	HF Voco 40	4,9	1,0

Tabelle 9: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Ra-Messung

5.2.2 Gesamthöhe des Profils (R_z)

Die Mittelwerte für R_z lagen für alle Materialien zwischen 37,1 ± 9,5 µm (LF-Voco-40s) und 83,5 ± 8,9 µm (LF-Voco-10s). Die geringsten Werte für R_z wurden bei den Probekörpern mit dem vierzigsekündigen Polymerisationsintervall verzeichnet: 49,8 ± 14,7 µm (F-Voco-40s und F-NTI-40s), 38,7 ± 9,4 µm (HF-Voco-40s), 37,1 ± 9,5 µm (LF-Voco-40s). Die höchsten Werte fanden sich mit 73,5 ± 6,7 µm (F-NTI-10s), 78,2 ± 4,2 µm (HF-Voco-10s) und 83,5 ± 8,9 µm (LF-Voco-10s) jeweils bei den Proben mit der kürzesten Lichthärtungsdauer von 10 Sekunden.

5.2.2.1 Polymerisationszeit:

Bei der Polymerisationszeit von 10 Sekunden zeigten sich Mittelwerte zwischen $66,8 \pm 5,7 \mu\text{m}$ (HF-NTI-10s) und $83,5 \text{ GE} \pm 8,9 \mu\text{m}$ (LF-Voco-10s). Für das zwanzigsekündige Polymerisationsintervall wurden Mittelwerte zwischen $60,7 \pm 16,0 \mu\text{m}$ (F-Voco-20s) und $71,8 \pm 6,5 \mu\text{m}$ (LF-NTI-20s) erhoben. In der Gruppe der 40 Sekunden lichtgehärteten Probekörper lagen die Mittelwerte für R_z zwischen $37,1 \pm 9,5 \mu\text{m}$ (LF-Voco-40s) und $66,1 \pm 10,4 \mu\text{m}$ (HF-NTI-40s).

5.2.2.2 Material:

Bezüglich des Materials Light Flow lag der niedrigste Mittelwert bei $37,1 \pm 9,5 \mu\text{m}$ (LF-Voco-40s) und der höchste Mittelwert bei $83,5 \pm 8,9 \mu\text{m}$ (LF-Voco-10s). Die Probekörper aus Flow wiesen für die Probekörpergruppen F-NTI-40s und F-Voco-40s gleichermaßen die niedrigsten Mittelwerte von $49,8 \pm 14,7 \mu\text{m}$ auf. Den höchsten Mittelwert für das Material Flow war $73,5 \pm 6,7 \mu\text{m}$ (F-NTI-10s). In der Probekörpergruppe aus dem Material Heavy Flow wurden für die Gesamtprofilhöhe Mittelwerte zwischen $38,7 \pm 9,5 \mu\text{m}$ (HF-Voco-40s) und $78,2 \pm 4,2 \mu\text{m}$ (HF-Voco-10s) berechnet.

5.2.2.3 Polierer:

Bei der Verwendung des NTI-Polierers wurde der geringste Wert von $49,8 \pm 14,7 \mu\text{m}$ (F-NTI-40s) und der höchste Wert von $73,5 \pm 6,7 \mu\text{m}$ (F-NTI-10s) berechnet.

In Bezug auf den VOCO-Polierer zeigte sich der geringste Mittelwert bei LF-Voco-40s von $37,1 \pm 9,5 \mu\text{m}$ und der höchste Mittelwert bei LF-Voco-10s mit $83,5 \pm 8,9 \mu\text{m}$.

Alle Mittelwerte sind in Tabelle 10 und Abbildung 14 dargestellt.

Im Gruppenvergleich (ANOVA) konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden ($p = 0,00$). Der Einzelvergleich der R_z -Werte (Bonferroni) der Probekörper aus unterschiedlichen Materialien, unterschiedlichen Polymerisationszeiten und unterschiedlichen Polierer zeigte in 29,4% der Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$). Detaillierte statistische Ergebnisse mit Unterschieden zwischen den einzelnen Gruppen sind in Tabelle 11 dargestellt.

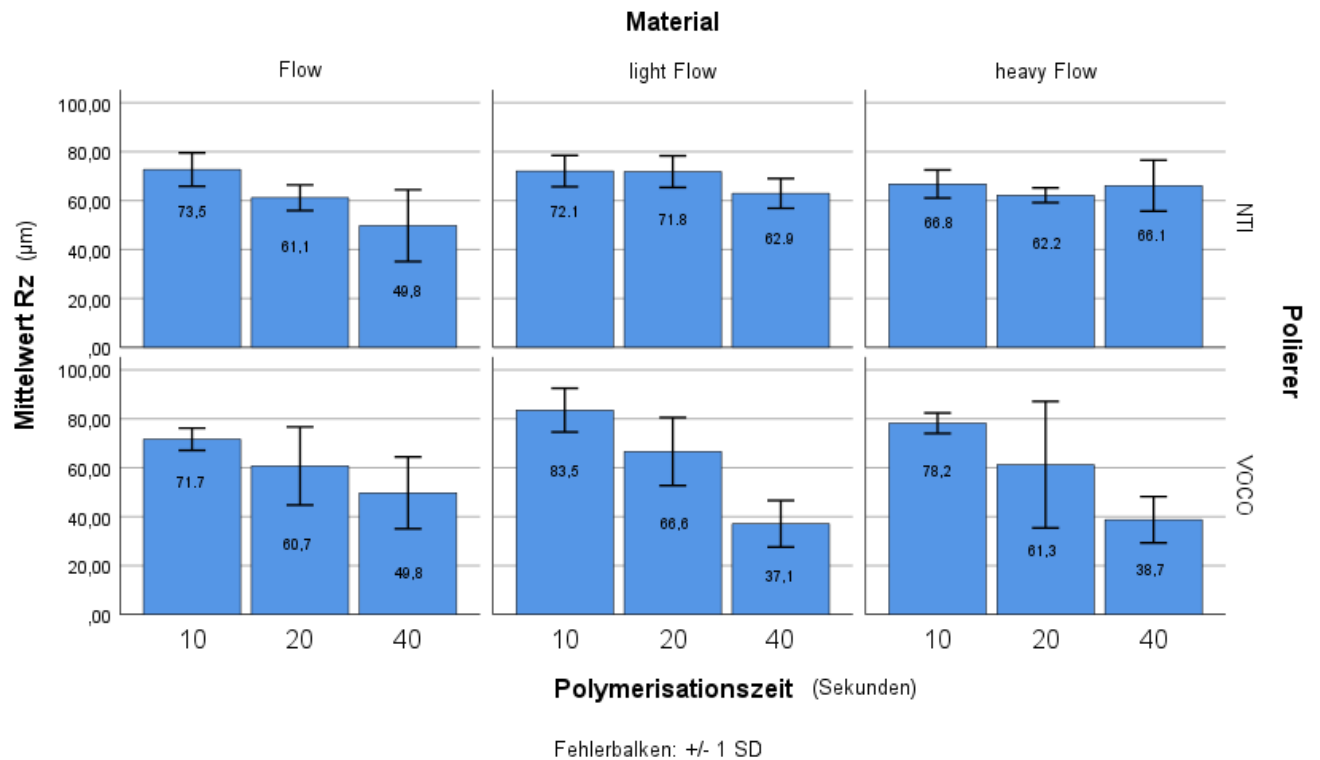


Abbildung 15: Rz (Mittelwerte in µm und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer

	F NTI 10	F NTI 20	F NTI 40	F Voco 10	F Voco 20	F Voco 40	LF NTI 10	LF NTI 20	LF NTI 40	LF Voco 10	LF Voco 20	LF Voco 40	HF NTI 10	HF NTI 20	HF NTI 40	HF Voco 10	HF Voco 20	HF Voco 40
F NTI 10		1,000	0,005	1,000	1,000	0,005	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
F NTI 20	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,013	1,000	0,004	1,000	1,000	1,000	0,372	1,000	0,013
F NTI 40	0,005	1,000		0,018	1,000	1,000	0,013	0,016	1,000	0,000	0,410	1,000	0,380	1,000	0,555	0,000	1,000	1,000
F Voco 10	1,000	1,000	0,018		1,000	0,018	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
F Voco 20	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	0,010	1,000	0,006	1,000	1,000	1,000	0,288	1,000	0,017
F Voco 40	0,005	1,000	1,000	0,018	1,000		0,013	0,016	1,000	0,000	0,410	1,000	0,380	1,000	0,555	0,000	1,000	1,000
LF NTI 10	1,000	1,000	0,013	1,000	1,000	0,013		1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
LF NTI 20	1,000	1,000	0,016	1,000	1,000	0,016	1,000		1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
LF NTI 40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		0,043	1,000	0,001	1,000	1,000	1,000	0,992	1,000	0,004
LF Voco 10	1,000	0,013	0,000	1,000	0,010	0,000	1,000	1,000	0,043		0,408	0,000	0,440	0,026	0,299	1,000	0,014	0,000
LF Voco 20	1,000	1,000	0,410	1,000	1,000	0,410	1,000	1,000	1,000	0,408		0,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
LF Voco 40	0,000	0,004	1,000	0,000	0,006	1,000	0,000	0,000	0,001	0,000	0,000		0,000	0,002	0,000	0,000	0,004	1,000
HF NTI 10	1,000	1,000	0,380	1,000	1,000	0,380	1,000	1,000	1,000	0,440	1,000	0,000		1,000	1,000	1,000	1,000	0,000
HF NTI 20	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,026	1,000	0,002	1,000		1,000	0,658	1,000	0,006
HF NTI 40	1,000	1,000	0,555	1,000	1,000	0,555	1,000	1,000	1,000	0,299	1,000	0,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,000
HF Voco 10	1,000	0,372	0,000	1,000	0,288	0,000	1,000	1,000	0,992	1,000	1,000	0,000	1,000	0,658	1,000		0,394	0,000
HF Voco 20	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,014	1,000	0,004	1,000	1,000	1,000	0,394		0,012
HF Voco 40	0,000	0,013	1,000	0,000	0,017	1,000	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000	1,000	0,000	0,006	0,000	0,000	0,012	

Tabelle 10: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Werte für die Gesamtprofilhöhe (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden

	R _z	Mittelwert R _z [µm]	SD R _z
GrandioSO Light Flow	LF NTI 10	72,1	6,4
	LF NTI 20	71,8	6,5
	LF NTI 40	62,9	6,1
	LF Voco 10	83,5	8,9
	LF Voco 20	66,6	13,9
	LF Voco 40	37,1	9,5
GrandioSO Flow	F NTI 10	73,5	6,7
	F NTI 20	61,1	5,2
	F NTI 40	49,8	14,7
	F Voco 10	71,7	4,5
	F Voco 20	60,7	16,0
	F Voco 40	49,8	14,7
GrandioSO Heavy Flow	HF NTI 10	66,8	5,7
	HF NTI 20	62,2	3,0
	HF NTI 40	66,1	10,4
	HF Voco 10	78,2	4,2
	HF Voco 20	61,3	25,8
	HF Voco 40	38,7	9,5

Tabelle 11: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Rz-Messung

5.3 Martenshärte MH

Die Mittelwerte der Härtemessung lagen für alle Materialien zwischen $187,4 \pm 32,1$ N/mm² (LF-NTI-10s) und $439,1 \pm 92,0$ N/mm² (HF-NTI-40s). Die geringsten Glanzwerte wiesen die Proben aus Light Flow mit $265,8 \pm 50,8$ N/mm² (LF-NTI-20s), $242,1 \pm 87,0$ N/mm² (LF-Voco-20s) und $187,4 \pm 32,1$ N/mm² (LF-NTI-10s) auf. Die höchsten Werte fanden sich mit $426,0 \pm 110,3$ N/mm² (HF-Voco-40s), $433,3 \pm 64,1$ N/mm² (HF-Voco-20s) und $439,1 \pm 92,0$ N/mm² (HF-NTI-40s) jeweils bei den Probekörpergruppen aus Heavy Flow.

5.3.1 Polymerisationszeit:

Bei der Polymerisationszeit von 10 Sekunden zeigten sich Mittelwerte zwischen $166,8 \pm 44,3 \text{ N/mm}^2$ (LF-Voco-10s) und $332,5 \pm 65,5 \text{ N/mm}^2$ (F-Voco-10s). Für das zwanzigsekündige Polymerisationsintervall wurden Mittelwerte zwischen $242,1 \pm 87,0 \text{ N/mm}^2$ (LF-Voco-20s) und $433,3 \pm 64,1 \text{ N/mm}^2$ (HF-Voco-20s) erhoben. In der Gruppe der 40 Sekunden lichtgehärteten Probekörper lagen die Mittelwerte für die Martenshärte zwischen $296,8 \pm 171,6 \text{ N/mm}^2$ (LF-NTI-40s) und $439,1 \pm 92,0 \text{ N/mm}^2$ (HF-NTI-40s).

5.3.2 Material:

In der Probekörpergruppe aus Light Flow lag der niedrigste Mittelwert bei $166,8 \pm 44,3 \text{ N/mm}^2$ (LF-Voco-10s) und der höchste Mittelwert bei $304,6 \pm 52,6 \text{ N/mm}^2$ (LF-Voco-40s). Die Probekörper aus Flow wiesen Mittelwerte zwischen $280,5 \pm 80,5 \text{ N/mm}^2$ (F-NTI-10s) und $386,9 \pm 73,4 \text{ N/mm}^2$ (F-Voco-40s) auf. Bezüglich des Materials Heavy Flow wurden für die Martenshärte Mittelwerte zwischen $321,5 \pm 85,4 \text{ N/mm}^2$ (HF-NTI-10s) und $439,1 \pm 92,0 \text{ N/mm}^2$ (HF-NTI-40s) berechnet.

5.3.3 Polierer:

Bei den mit dem NTI-Polierer polierten Probekörpern wurde der geringste Mittelwert von $187,4 \pm 32,1 \text{ N/mm}^2$ (LF-NTI-10s) und der höchste Mittelwert von $439,1 \pm 92,0 \text{ N/mm}^2$ für HF-NTI-40s berechnet.

In Bezug auf den VOCO-Polierer zeigte sich der geringste Mittelwert bei LF-Voco-10s von $166,8 \pm 44,3 \text{ N/mm}^2$ und der höchste Mittelwert mit $433,3 \pm 64,1 \text{ N/mm}^2$ bei HF-Voco-20s. Alle Mittelwerte sind in Tabelle 12 und Abbildung 15 dargestellt.

Im Gruppenvergleich (ANOVA) konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden ($p = 0,00$). Der Einzelvergleich der Martenshärte-Werte (Bonferroni) der Probekörper aus unterschiedlichen Materialien, unterschiedlichen Polymerisationszeiten und unterschiedlichen Polierer zeigte in 17,6 % der Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$). Detaillierte statistische Ergebnisse mit Unterschieden zwischen den einzelnen Gruppen sind in Tabelle 13 dargestellt.

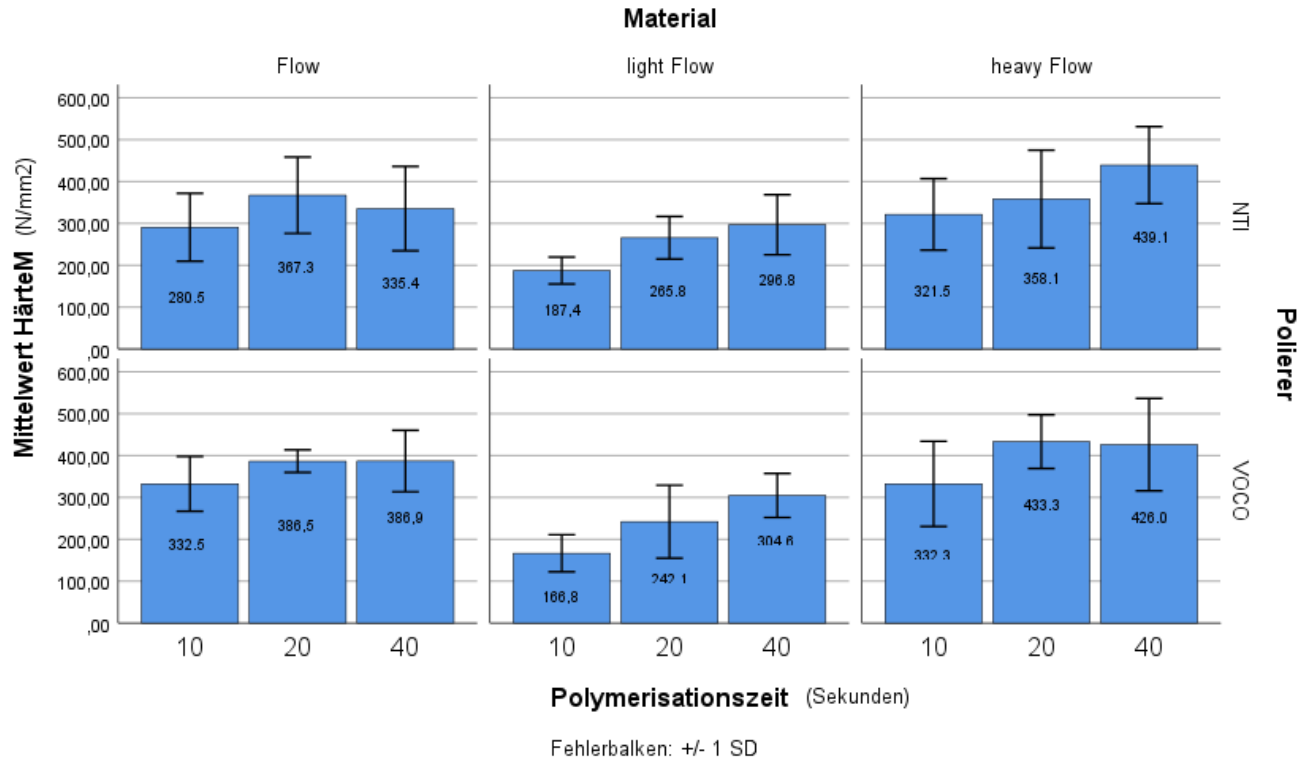


Abbildung 16: MH (Mittelwerte in N/mm² und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer

	F NTI 10	F NTI 20	F NTI 40	F Voco 10	F Voco 20	F Voco 40	LF NTI 10	LF NTI 20	LF NTI 40	LF Voco 10	LF Voco 20	LF Voco 40	HF NTI 10	HF NTI 20	HF NTI 40	HF Voco 10	HF Voco 20	HF Voco 40
F NTI 10		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,785	1,000	1,000	1,000	1,000	0,018	1,000	0,031	0,060
F NTI 20	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	0,020	1,000	1,000	0,000	0,329	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
F NTI 40	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	0,227	1,000	1,000	0,007	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
F Voco 10	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,278	1,000	1,000	0,009	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
F Voco 20	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	0,004	0,463	1,000	0,000	0,066	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
F Voco 40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		0,004	0,450	1,000	0,000	0,064	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000
LF NTI 10	1,000	0,020	0,227	0,278	0,004	0,004		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,588	0,041	0,000	0,283	0,000	0,000
LF NTI 20	1,000	1,000	1,000	1,000	0,463	0,450	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,004	1,000	0,008	0,016
LF NTI 40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		0,223	1,000	1,000	1,000	1,000	0,079	1,000	0,130	0,237
LF Voco 10	0,785	0,000	0,007	0,009	0,000	0,000	1,000	1,000	0,223		1,000	0,116	0,026	0,001	0,000	0,010	0,000	0,000
LF Voco 20	1,000	0,329	1,000	1,000	0,066	0,064	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000	0,664	0,000	1,000	0,001	0,002
LF Voco 40	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,116	1,000		1,000	1,000	0,154	1,000	0,249	0,441
HF NTI 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,588	1,000	1,000	0,026	1,000	1,000		1,000	0,588	1,000	0,909	1,000
HF NTI 20	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,041	1,000	1,000	0,001	0,664	1,000	1,000		1,000	1,000	1,000	1,000
HF NTI 40	0,018	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,004	0,079	0,000	0,000	0,154	0,588	1,000		1,000	1,000	1,000
HF Voco 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,283	1,000	1,000	0,010	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000		1,000	1,000
HF Voco 20	0,031	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,008	0,130	0,000	0,001	0,249	0,909	1,000	1,000	1,000		1,000
HF Voco 40	0,060	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,016	0,237	0,000	0,002	0,441	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	

Tabelle 12: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Martenshärtewerte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden

	Martenshärte	Mittelwert [N/mm ²]	SD
GrandioSO Light Flow	LF NTI 10	187,4	32,1
	LF NTI 20	265,8	50,8
	LF NTI 40	296,8	71,6
	LF Voco 10	166,8	44,3
	LF Voco 20	242,1	87,0
	LF Voco 40	304,6	52,6
GrandioSO Flow	F NTI 10	280,5	80,5
	F NTI 20	367,3	91,2
	F NTI 40	335,4	100,7
	F Voco 10	332,5	65,5
	F Voco 20	386,5	27,0
	F Voco 40	386,9	73,4
GrandioSO Heavy Flow	HF NTI 10	321,5	85,4
	HF NTI 20	358,1	116,9
	HF NTI 40	439,1	92,0
	HF Voco 10	332,3	101,8
	HF Voco 20	433,3	64,1
	HF Voco 40	426,0	110,3

Tabelle 13: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Härtemessung

5.4 Verfärbungsneigung ΔE

Der niedrigste Mittelwert für die Verfärbungstendenz lag bei der Betrachtung aller Materialien bei $2,2 \pm 0,4$ (LF-Voco-40s), der höchste Mittelwert wurde für LF-NTI-40s bei $11,9 \pm 0,7$ ermittelt. Die geringsten Mittelwerte wiesen die Proben mit einer Polymerisationszeit von 40 Sekunden auf: $4,5 \pm 1,2$ (HF-Voco-40s), $4,1 \pm 1,2$ (F-Voco-40s) und $2,2 \pm 0,4$ (LF-Voco-40s). Die höchsten Werte fanden sich mit $11,2 \pm 1,0$ bei HF-Voco-10s, mit $11,9 \pm 1,1$ bei LF-NTI-20s und mit $11,9 \pm 0,7$ bei LF-NTI-40s.

5.4.1 Polymerisationszeit:

Für das zehnhundertsekündige Lichthärtungsintervall zeigten sich Mittelwerte zwischen $5,9 \pm 1,3$ (LF-NTI-10s) und $11,2 \pm 1,0$ (HF-Voco-10s). Für die Polymerisationszeit von 20 Sekunden wurden Mittelwerte zwischen $4,6 \pm 1,4$ (LF-Voco-20s) und $11,9 \pm 1,1$ (LF-NTI-20s) erhoben. In der Gruppe der 40 Sekunden polymerisierten Probekörper lagen die Mittelwerte für ΔE zwischen $2,2 \pm 0,4$ (LF-Voco-40s) und $11,9 \pm 0,7$ (LF-NTI-40s).

5.4.2 Material:

Bezüglich des Materials Light Flow lag der niedrigste Mittelwert bei $4,6 \pm 1,4$ (LF-Voco-20s) und der höchste Mittelwert bei $11,9 \pm 0,7$ (LF-NTI-40s). Die Probekörper aus Flow wiesen Mittelwerte zwischen $4,1 \pm 1,2$ (F-Voco-40s) und $8,0 \pm 1,1$ (F-Voco-10s) auf. In der Probekörpergruppe aus dem Material Heavy Flow wurden für die Verfärbungsneigung Mittelwerte von $4,5 \pm 1,2$ (HF-Voco-40s) bis $11,2 \pm 1,0$ (HF-Voco-10s) berechnet.

5.4.3 Polierer:

Bei der Verwendung des NTI-Polierers wurde der geringste Wert von $4,6 \pm 1,0$ (F-NTI-40s) und der höchste Wert von $11,9 \pm 0,7$ (LF-NTI-40s) berechnet.

Bezüglich des VOCO-Polierers zeigte sich der geringste Mittelwert von $4,1 \pm 1,2$ bei F-Voco-40s und der höchste Mittelwert mit $11,2 \pm 1,0$ bei HF-Voco-10s.

Alle Mittelwerte sind in Tabelle 14 und Abbildung 16 dargestellt.

Im Gruppenvergleich (ANOVA) konnten signifikante Unterschiede zwischen den Gruppen gefunden werden ($p = 0,00$). Der Einzelvergleich der ΔE -Werte (Bonferroni) der Probekörper aus unterschiedlichen Materialien, unterschiedlichen Polymerisationszeiten und unterschiedlichen Polierer zeigte in 43,1% der Fälle einen signifikanten Unterschied ($p \leq 0,05$). Detaillierte statistische Ergebnisse mit Unterschieden zwischen den einzelnen Gruppen sind in Tabelle 15 dargestellt.

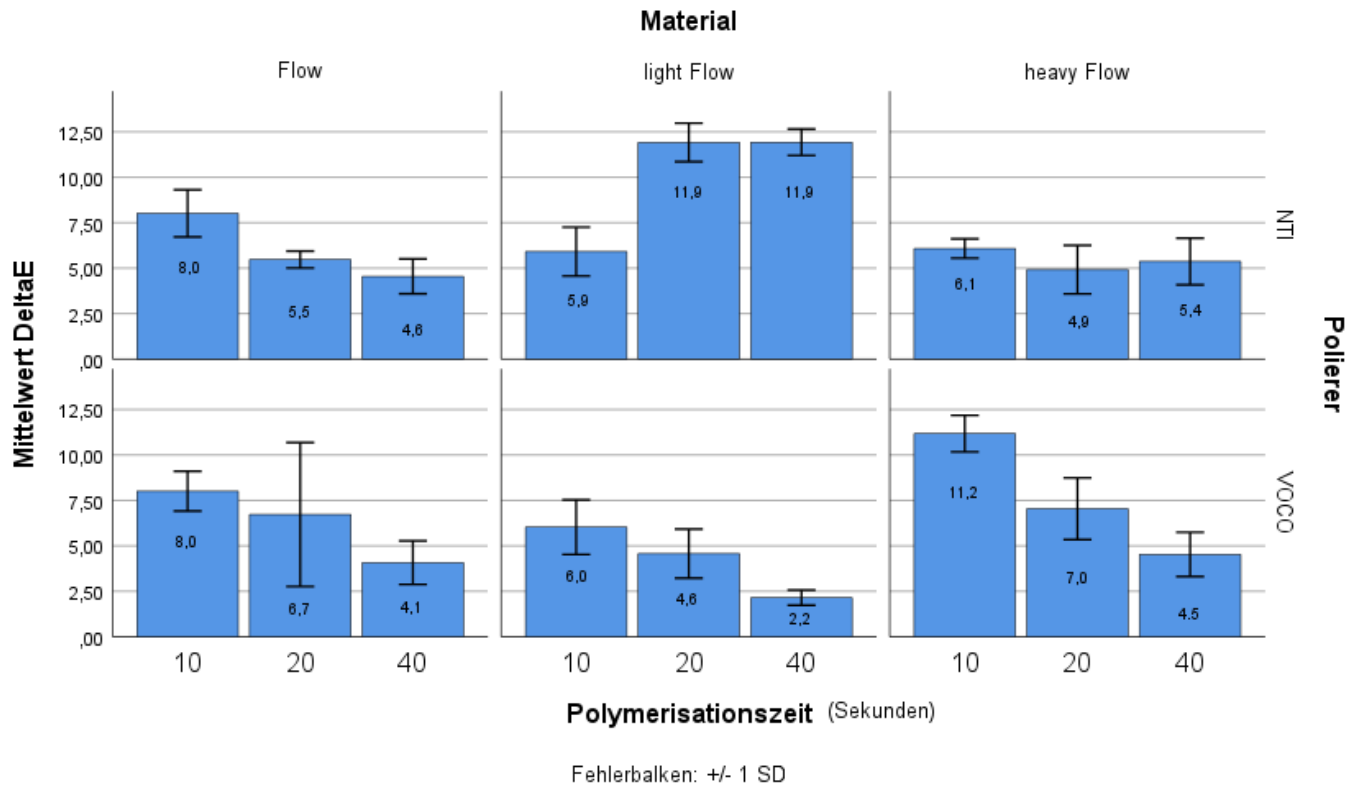


Abbildung 17: ΔE (Mittelwerte und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer

	F NTI 10	F NTI 20	F NTI 40	F Voco 10	F Voco 20	F Voco 40	LF NTI 10	LF NTI 20	LF NTI 40	LF Voco 10	LF Voco 20	LF Voco 40	HF NTI 10	HF NTI 20	HF NTI 40	HF Voco 10	HF Voco 20	HF Voco 40
F NTI 10		0,102	0,001	1,000	1,000	0,000	0,708	0,000	0,000	1,000	0,001	0,000	1,000	0,006	0,062	0,004	1,000	0,001
F NTI 20	0,102		1,000	0,096	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,002	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000
F NTI 40	0,001	1,000		0,001	0,482	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,184	1,000	1,000	1,000	0,000	0,119	1,000
F Voco 10	1,000	0,096	0,001		1,000	0,000	0,673	0,000	0,000	1,000	0,001	0,000	1,000	0,006	0,058	0,004	1,000	0,001
F Voco 20	1,000	1,000	0,482	1,000		0,056	1,000	0,000	0,000	1,000	0,535	0,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	0,450
F Voco 40	0,000	1,000	1,000	0,000	0,056		1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,993	1,000	1,000	0,000	0,012	1,000
LF NTI 10	0,708	1,000	1,000	0,673	1,000	1,000		0,000	0,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000
LF NTI 20	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000
LF NTI 40	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000		0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000
LF Voco 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000		1,000	0,000	1,000	1,000	1,000	0,000	1,000	1,000
LF Voco 20	0,001	1,000	1,000	0,001	0,535	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000		0,164	1,000	1,000	1,000	0,000	0,134	1,000
LF Voco 40	0,000	0,002	0,184	0,000	0,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,164		0,000	0,031	0,003	0,000	0,000	0,197
HF NTI 10	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	0,993	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,000		1,000	1,000	0,000	1,000	1,000
HF NTI 20	0,006	1,000	1,000	0,006	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,031	1,000		1,000	0,000	0,620	1,000
HF NTI 40	0,062	1,000	1,000	0,058	1,000	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,003	1,000	1,000		0,000	1,000	1,000
HF Voco 10	0,004	0,000	0,000	0,004	0,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000	0,000		0,000	0,000
HF Voco 20	1,000	1,000	0,119	1,000	1,000	0,012	1,000	0,000	0,000	1,000	0,134	0,000	1,000	0,620	1,000	0,000		0,111
HF Voco 40	0,001	1,000	1,000	0,001	0,450	1,000	1,000	0,000	0,000	1,000	1,000	0,197	1,000	1,000	1,000	0,000	0,111	

Tabelle 14: Darstellung der signifikanten Unterschiede Werte für die Verfärbungsneigung (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden

	ΔE	Mittelwert	SD
GrandioSO Light Flow	LF NTI 10	5,9	1,3
	LF NTI 20	11,9	1,1
	LF NTI 40	11,9	0,7
	LF Voco 10	6,0	1,5
	LF Voco 20	4,6	1,4
	LF Voco 40	2,2	0,4
GrandioSO Flow	F NTI 10	8,0	1,2
	F NTI 20	5,5	0,5
	F NTI 40	4,6	1,0
	F Voco 10	8,0	1,1
	F Voco 20	6,7	4,0
	F Voco 40	4,1	1,2
GrandioSO Heavy Flow	HF NTI 10	6,1	0,5
	HF NTI 20	4,9	1,3
	HF NTI 40	5,4	1,3
	HF Voco 10	11,2	1,0
	HF Voco 20	7,0	1,7
	HF Voco 40	4,5	1,2

Tabelle 15: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Messung der ΔE -Werte

5.5 Korrelationen

Die erhobenen Werte wurden dann als signifikant angesehen, wenn $p < 0,05$ war.

Die Glanzwerte korrelierten signifikant mit dem verwendeten Polierer (Pearson: 0,204, $p = 0,014$) und der Polymerisationszeit (Pearson: 0,721, $p < 0,001$), nicht aber mit dem Material (Pearson: -0,088, $p = 0,296$).

Im Zusammenhang mit R_a konnte eine signifikante, negative Korrelation mit dem Lichthärtungszeitraum (Pearson: - 0,498, $p < 0,001$) festgestellt werden. Bezüglich des Poliersystems (Pearson: - 0,113, $p = 0,178$) und des Materials (Pearson: 0,067, $p = 0,424$) fanden sich keine signifikanten Korrelationen.

Auch bei der Betrachtung von R_z stellte sich eine signifikante, negative Korrelation mit dem Polymerisationsintervall (Pearson: - 0,601, $p < 0,001$) heraus, wohingegen keine

signifikanten Korrelationen zu Polierer (Pearson: - 0,135, $p = 0,107$) und Material bestanden.

Die Martenshärte korrelierte signifikant mit dem Polymerisationsintervall (Pearson: 0,318, $p < 0,001$), wohingegen sich sowohl zwischen Härte und Material (Pearson: 0,145, $p = 0,086$) als auch zwischen Härte und Poliersystem (Pearson: 0,057, $p = 0,499$) keine signifikanten Korrelationen zeigten.

Die ΔE -Werte korrelierten signifikant negativ mit der Politur (Pearson: - 0,183, $p = 0,028$) und der Polymerisationszeit (Pearson: - 0,291, $p < 0,001$), nicht aber mit dem Material (Pearson: 0,052, $p = 0,535$).

Eine Übersicht über die Pearson-Korrelation und die zweiseitige Signifikanz zwischen den geprüften Werkstoffeigenschaften und den Variablen Material, Polierer und Polymerisationszeit ist in Tabelle 16 dargestellt.

		Material	Polierer	Polymerisationszeit
Glanz	Pearson-Korrelation	- 0,088	0,204**	0,721***
	Signifikanz*	0,296	0,014	< 0,001
Martenshärte	Pearson-Korrelation	0,145	0,057	0,318***
	Signifikanz*	0,086	0,499	< 0,001
R_z	Pearson-Korrelation	0,029	- 0,135	- 0,601***
	Signifikanz*	0,733	0,107	< 0,001
R_a	Pearson-Korrelation	0,067	- 0,113	- 0,498***
	Signifikanz*	0,424	0,178	< 0,001
ΔE	Pearson-Korrelation	0,052	- 0,183**	- 0,291***
	Signifikanz*	0,535	0,028	< 0,001

Tabelle 16: Pearson-Korrelation und Signifikanz zwischen Werkstoffeigenschaften und Variablen (= zweiseitig)*

Hinsichtlich der geprüften Werkstoffeigenschaften untereinander bestehen bezüglich ΔE signifikante Korrelationen mit R_a (Pearson: 0,441, $p < 0,001$), R_z (Pearson: 0,401, $p < 0,001$) und dem Glanz (Pearson: - 0,455, $p < 0,001$).

Auch bezüglich der Martenshärte bestanden signifikante Korrelationen mit R_a (Pearson: - 0,320, $p < 0,001$), R_z (Pearson: - 0,331, $p < 0,001$) und Glanz (Pearson: 0,293, $p < 0,001$).

R_z zeigte signifikante Korrelationen mit R_a (Pearson: 0,906, $p < 0,001$) und dem Glanz (Pearson: - 0,857, $p < 0,001$).

Bezüglich R_a konnte lediglich eine signifikante Korrelation mit dem Glanz gefunden werden (Pearson: - 0,735, $p < 0,001$).

Eine Übersicht über die Pearson-Korrelation und die zweiseitige Signifikanz zwischen den Werkstoffeigenschaften untereinander ist in Tabelle 17 dargestellt.

		Martenshärte	R_z	R_a	Glanz
ΔE	Pearson-Korrelation	- 0,136	0,401***	0,441***	- 0,455***
	Signifikanz*	0,109	< 0,001	< 0,001	< 0,001
Martenshärte	Pearson-Korrelation	-	- 0,331***	- 0,320***	0,293***
	Signifikanz*	-	< 0,001	< 0,001	< 0,001
R_z	Pearson-Korrelation	-	-	0,906***	- 0,857***
	Signifikanz*	-	-	< 0,001	< 0,001
R_a	Pearson-Korrelation	-	-	-	- 0,735***
	Signifikanz*	-	-	-	< 0,001

Tabelle 17: Pearson-Korrelation und Signifikanz der Werkstoffeigenschaften im Vergleich (= zweiseitig)*

6 Diskussion

Die Existenz von Flowables unterschiedlicher Viskosität, die im Wesentlichen dasselbe Indikationsspektrum teilen, lässt sich so erklären, dass die Industrie für jeden Behandler, je nach individueller Vorliebe, das perfekte Material hinsichtlich der Handhabung im Verarbeitungsprozess zur Verfügung stellen möchte. Einerseits kann eine hohe Standfestigkeit, etwa beim Legen einer Frontzahnfüllung, andererseits eine hohe Fließfähigkeit, etwa zur Befestigung einer Krone, im Behandlungsablauf die wünschenswerte Eigenschaft eines Flowables sein. Gleichzeitig müssen aber Materialeigenschaften wie eine zahnhartsubstanzähnliche Härte, eine gute Polierbarkeit, eine geringe Rauigkeit und eine geringe Verfärbungstendenz

bestmöglich berücksichtigt werden. Im Rahmen dieser Arbeit wurden die Werkstoffeigenschaften (Glanz, Rauigkeit, Härte und Verfärbungstendenz) von GrandioSO Light Flow, GrandioSO Flow und GrandioSO Heavy Flow aus dem Hause VOCO unter der Anwendung verschiedener Lichthärtungsintervalle und verschiedener einstufiger Poliersysteme verglichen.

6.1 Methodische Diskussion

6.1.1 Materialauswahl

Für die vorliegende Untersuchung wurden drei Nano-Hybridkomposite der GrandioSO-Serie der Firma VOCO (Cuxhaven, Deutschland) ausgewählt: GrandioSO Flow, GrandioSO Heavy Flow und GrandioSO Light Flow (73,74). Die Materialien unterscheiden sich primär in ihrer Viskosität, die durch variierende Füllstoffkonzentrationen bestimmt wird, während ihre grundlegende Zusammensetzung hinsichtlich Matrix und Füllkörperart weitgehend identisch ist (73,74). Diese gezielte Auswahl ermöglicht es, den Einfluss der Viskosität auf die untersuchten Oberflächeneigenschaften – Glanz, Rauheit, Härte und Verfärbungsneigung – systematisch zu analysieren, ohne dass strukturelle Unterschiede der Materialien als Störfaktor wirken. Durch die Fokussierung auf eine Materiallinie eines Herstellers konnten äußere Einflussgrößen minimiert und vergleichbare Bedingungen für alle Probekörper gewährleistet werden. Die Kombination aus viskositätsabhängiger Materialvariation, drei unterschiedlichen Polymerisationszeiten und zwei Poliersystemen erlaubt eine differenzierte Bewertung des Zusammenspiels dieser Parameter auf die finalen Oberflächeneigenschaften der Komposite.

6.1.2 Probekörperherstellung

Für die Herstellung der Probekörper wurde eine Formdimension gewählt, die eine standardisierte Geometrie sowie die uneingeschränkte Durchführung aller vorgesehenen Analysen ermöglichte.

Die Dicke der Probekörper wurde mit 2 mm so gewählt, dass sie der empfohlenen Schichtstärke pro Lichthärtungsintervall konventioneller Kompositmaterialien im Sinne der Inkrementtechnik entspricht (15).

Der Formgeber für die Probekörper war aus additionsvernetzendem Silikon. Dieses Material zeichnet sich durch seine elastische Rückstellkraft aus, wodurch eine beschädigungsfreie Entnahme der polymerisierten Probekörper möglich wurde (17).

Bei der Applikation des Komposits wurde darauf geachtet, Lufteinschlüsse möglichst zu vermeiden, indem die Spitze der Applikationskanüle kontinuierlich im Material verblieb (15).

Für die Modellierung einer glatten Oberfläche kam ein gläserner Objektträger zum Einsatz. Da Glas chemisch inert ist und keine Reaktion mit Kompositmaterialien eingeht, ließ sich der Objektträger nach der Aushärtung problemlos entfernen. Diese Vorgehensweise ermöglichte die Herstellung ebener Probekörper mit homogener Oberfläche und gewährleistete eine reproduzierbare Basis für die anschließenden Messungen (89). Außerdem bewirkt die Abdeckung der Kompositportion mit dem Glasplättchen, ähnlich wie bei der Verwendung eines Matrizenbandes, dass aufgrund der Abwesenheit von Luftsauerstoff während der Aushärtung, keine Sauerstoffinhibitionsschicht auf der Oberfläche entsteht (16,17).

6.1.3 Polymerisationsprozess

Im Rahmen der vorliegenden Untersuchung wurde die Lichthärtung der Probekörper systematisch variiert, um den Einfluss unterschiedlicher Bestrahlungsdauern auf die physikalischen Eigenschaften von drei verschiedenen Kompositen zu analysieren. Dabei wurden drei Intervalle gewählt: eine Belichtungsdauer gemäß Herstellerempfehlung (20 s), eine halbierte (10 s) sowie eine verdoppelte Aushärtezeit (40 s). Durch diese Staffelung war eine direkte vergleichende Beurteilung der Polymerisationsqualität bei unterschiedlichen Energieeinträgen möglich.

Wie bereits in der Literatur beschrieben, basieren die Empfehlungen zur Polymerisationsdauer in der Regel auf standardisierten Laborbedingungen mit optimalem Lichtleiterkontakt und konstantem Abstand (1). Diese Parameter sind im klinischen Alltag jedoch nicht immer gegeben. Variationen der Kavitätenform und -tiefe, Winkelstellungen und die Handhabung der Polymerisationslampe, die durch das eingeschränkte Platzangebot in der Mundhöhle limitiert werden, beeinflussen

maßgeblich die Menge des eingestrahlt Lichts und damit die Umsetzungsrate der Polymermatrix (6).

In der vorliegenden Arbeit wurde versucht, unter idealisierten Bedingungen eine maximale Standardisierung zu erreichen: Der Abstand zwischen Lichtquelle und Probekörperoberfläche betrug konstant 1 mm, bedingt durch die Dicke des verwendeten Objektträgers. Die Dicke der Probekörper wurde auf 2 mm beschränkt, um eine ausreichende Lichthärtung zu ermöglichen, was mit bisherigen Empfehlungen zur Schichtstärke bei Kompositen übereinstimmt (36).

Die eingesetzte Satalec Mini L.E.D. Lampe wies eine mittige Lichtleistung von etwa 1100 mW/cm^2 auf und erfüllte damit die für die getesteten VOCO-Komposite geforderte Mindestleistung von $\geq 1000 \text{ mW/cm}^2$. Die Polymerisation erfolgte unter Zuhilfenahme eines Blendschutzkonus, der eine stabile Positionierung der Lichtquelle über der Probekörperform ermöglichte. Damit konnte eine gleichmäßige, flächige Bestrahlung sichergestellt werden. Dies ist ein entscheidender Faktor, da bereits geringfügige Abweichungen in der Handhabung zu deutlichen Unterschieden bezüglich des Polymerisationsgrades und den damit verbundenen Materialeigenschaften führen können (41).

Eine Besonderheit stellte die Verwendung des gläsernen Objektträgers dar, der nicht nur die Oberfläche glättete, sondern durch seine Transparenz die Lichtdurchleitung unterstützte. Zudem wurde durch den flächigen Kontakt zwischen Glas und Komposit die Ausbildung einer Sauerstoffinhibitionsschicht weitgehend verhindert, da der Luftzutritt zur Oberfläche ausgeschlossen war. Diese Vorgehensweise entspricht gängigen labortechnischen Standards zur Herstellung homogen polymerisierter Kompositoberflächen (16,17).

Die fotochemische Reaktivität der getesteten Materialien hängt maßgeblich von deren Füllkörperanteil und Matrixzusammensetzung ab, was insbesondere bei GrandioSO Light Flow zu einer effizienteren Lichtleitung führen kann (5). Dennoch zeigen in der Literatur auch hochgefüllte Materialien eine reduzierte Transluzenz, was bei dickeren Inkrementen und geringerem Energieeintrag die Polymerisationstiefe limitiert (36).

6.1.4 Lagerung der Probekörper

Die Probekörper wurden in lichtundurchlässigen Behältern aufbewahrt, um unbeabsichtigte Nachhärtung zu vermeiden. Auch während der Messungen wurde auf minimale Lichtbelastung geachtet.

6.1.5 Politurprozess

Für die standardisierte Politur der Probekörper wurde eine mechanische Vorrichtung verwendet, die am Universitätsklinikum Regensburg entwickelt wurde. In diese wurde ein grünes Winkelstück (Sirona T1 Line, C 6 L) eingespannt, welches bei einer 6:1-Übersetzung mit einer eingestellten Motordrehzahl von 38.000 U/min eine effektive Poliergeschwindigkeit von 6.000 U/min am Instrument ermöglichte. Beide Polierer wurden mit identischer Drehzahl (6.000 U/min) betrieben – ein Wert, der im empfohlenen Einsatzbereich beider Hersteller liegt. Für den VOCO Dimanto-Polierer wird eine Drehzahl von 3.000–8.000 U/min und für den NTI Unique 5.000–7.000 U/min angegeben (76,90). Die Standardisierung der Drehzahl erlaubt eine vergleichbare Bewertung der Materialoberflächen ohne den Einfluss unterschiedlicher Rotationskräfte. Die Politur erfolgte unter permanenter Spraykühlung, um einer potenziellen Überhitzung der Kompositoberfläche vorzubeugen, wie sie bei thermisch sensiblen Kunststoffen auftreten kann (54).

Ein Gegengewicht von 850 g erzeugte eine konstante Anpresskraft von 150 g, was den gängigen Empfehlungen aus der Literatur für die klinische Anwendung entspricht, wobei die Obergrenze der Anpresskraft von 200g oder 2N nicht überschritten werden sollte (79). Hersteller wie VOCO und NTI machen keine verbindlichen Angaben zur exakt anzuwendenden Anpresskraft, verweisen aber auf eine moderate Druckausübung mit Reduktion für die Hochglanzphase (76,78,90). Die gewählte Konfiguration entsprach damit den typischen Rahmenbedingungen für die effektive Oberflächenbearbeitung mit diamantierten Gummipolierern.

Zum Einsatz kamen zwei einstufige Gummipolierer mit Diamantbestandteil: der Dimanto-Polierer von VOCO und der Unique-Polierer von NTI Kahla. Beide sind sowohl für die Vorpolitur als auch für die Hochglanzpolitur geeignet. Polierer mit Diamantpartikeln gelten aufgrund ihrer abrasiven Eigenschaften als besonders effizient in der Erzeugung glatter, ebenmäßiger Oberflächen, insbesondere bei

hochgefüllten Nano-Hybridkompositen wie den hier untersuchten GrandioSO-Materialien (67).

Ein weiterer Aspekt der Standardisierung war die Wahl einer einheitlichen Polierform. Beide Instrumente kamen in der sogenannten „großen Spitzenform“ zum Einsatz, die auch für die intraorale Anwendung präferiert wird. Trotz leicht unterschiedlicher Geometrie wurde so eine ähnliche Kontaktfläche zur Kompositoberfläche realisiert.

Der Poliervorgang selbst bestand aus drei Durchgängen zu je 10 alternierenden Bewegungen mit dazwischenliegender Rotation des Probekörpers um 60°. Auf diese Weise entstand eine sternförmige Polierstruktur über die gesamte Oberfläche mit einer gleichmäßig polierten Überschneidungsfläche der Polierbahnen im Zentrum der Probekörperoberfläche. Die standardisierten Bedingungen gewährleisteten eine reproduzierbare Vergleichbarkeit der Oberflächeneigenschaften zwischen den beiden Poliergruppen.

Obwohl mehrstufige Systeme in der Literatur häufig als Goldstandard angesehen werden, zeigte sich auch bei einstufigen Polierern eine überzeugende Wirksamkeit hinsichtlich Oberflächenqualität, insbesondere bei korrekt gewählter Drehzahl, kontrolliertem Druck und ausreichender Kühlung (67). Diese Parameter wurden in der vorliegenden Arbeit konsequent eingehalten, um eine verzerrungsfreie Bewertung der Materialreaktionen auf die Politur zu ermöglichen.

6.1.6 Glanzmessung

Zur objektiven Bewertung des Oberflächenglanzes der untersuchten Komposite kam das Einwinkel-Glanzmessgerät Zehntner ZGM 1120 (Screening Eagle Technologies) zum Einsatz. Das Gerät arbeitet mit einer präzisen Optik, bei der Licht unter einem definierten Winkel von 60° auf die Probekörperoberfläche gerichtet wird. Ein gegenüberliegend platzierter Detektor erfasst das im gleichen Winkel reflektierte Licht und vergleicht es mit dem Reflexionswert eines schwarzen, polierten Glasstandards mit definierter Brechzahl (81). Das Gerät ist speziell für kleine Oberflächen ausgelegt und eignet sich daher besonders gut für die Analyse der Kompositoberflächen der verwendeten Probekörper (82). Durch die Anwendung eines fixierten 60°-Messwinkels konnten die erhobenen Werte vergleichbar aufbereitet und systematisch zwischen den Probekörpergruppen ausgewertet werden. Die Messung erfolgte stets unter

gleichbleibenden Bedingungen: Zur standardisierten Ausrichtung des Messkopfes wurde eine dafür angefertigte Silikonschablone verwendet, die sowohl eine stabile Zentrierung als auch eine Abschirmung gegenüber Umgebungslicht ermöglichte. Dieses Hilfsmittel unterstützte die Reproduzierbarkeit der Messungen, da der Sensor bei allen Probekörpern in identischer Weise mittig aufgesetzt wurde und Veränderungen an der lichtempfindlichen Oberfläche weitestgehend verhindert wurden. Ein solches Vorgehen trägt wesentlich zur Reduktion potenzieller Messfehler bei (67). Trotz der Validität der gewählten Messmethode ist zu betonen, dass der Glanz als physikalisch messbare Eigenschaft nicht zwingend dem subjektiven Glanzeindruck des Patienten entspricht. Dieser hängt stark vom individuellen Lichteinfall, der Position im Mundraum sowie von persönlichen Wahrnehmungskriterien ab. Dennoch ermöglicht die objektive Messung mit dem Glanzmessgerät eine reproduzierbare und belastbare Beurteilung des Glanzverhaltens der GrandioSO Flowables.

6.1.7 Rauheitsmessung

Die mikroskopische Analyse der Oberflächenrauheit lieferte wichtige Erkenntnisse zur Bewertung der Effektivität der gewählten Polierprotokolle. Für die Bestimmung der Rauheit wurde das Keyence VK-X 100 Lasermikroskop verwendet, das ein berührungsloses Messprinzip auf Grundlage von Laser-Scanning und konfokaler Lochblendoptik bietet (86). Dieses Verfahren ermöglicht hochauflösende Abbildungen feinsten Topografien, ohne die Oberfläche durch taktile Sonden zu beschädigen. Die Messung orientierte sich an den Vorgaben der ISO 25178, die eine dreidimensionale Oberflächenanalyse erlaubt und somit als Standard für moderne Rauheitsanalysen gilt (85).

Der Laser tastet die Oberfläche in der X- und Y-Richtung ab und erfasst über Z-Verschiebung die Höhenstruktur der Oberfläche. Diese 3D-Daten werden im Anschluss digital aufbereitet und lassen die Berechnung klassischer 2D-Parameter wie den arithmetischen Mittenrauwert (R_a) sowie die gemittelte Rautiefe (R_z) zu. Der R_a -Wert stellt einen Durchschnittswert dar, der über die gesamte Profilstruktur gemittelt wird, während der R_z -Wert gezielt die Differenz zwischen den höchsten Spitzen und tiefsten Tälern innerhalb des Profils beschreibt. Da der R_a -Wert allein das Rauheitsbild nur eingeschränkt widerspiegeln kann, wurde, wie in der Literatur empfohlen,

ergänzend der R_z -Wert herangezogen, um Oberflächenstrukturen differenzierter zu beschreiben (65,79).

Die kontaktfreie Messung bietet gegenüber taktilen Verfahren klare Vorteile – insbesondere bei weichen oder thermisch sensiblen Materialien wie Kompositen. Während mechanische Taster lokale Verformungen hervorrufen können, bleibt die Oberfläche beim Einsatz konfokaler Systeme vollständig intakt. Somit konnten auch nachfolgende Prüfverfahren unbeeinflusst durchgeführt werden, wodurch die Reproduzierbarkeit der Gesamtergebnisse gestärkt wird.

Wie bereits im Zusammenhang mit der Glanzmessung beschrieben, wurden auch hier alle Probekörper unter standardisierten Bedingungen analysiert. Die Platzierung der Messfläche erfolgte stets über der zentralen Politurbahn, um den Bereich maximaler Polierintensität abzubilden. Dies erlaubt einen direkten Rückschluss auf die Leistungsfähigkeit des jeweiligen Poliersystems.

In der Literatur wird mehrfach betont, dass sowohl das Poliersystem als auch die Materialzusammensetzung des Komposits wesentliche Einflussgrößen auf die resultierende Oberflächenbeschaffenheit darstellen (69). Besonders der Füllstoffanteil, die Partikelgröße und -verteilung, aber auch die Flexibilität des Polierers wirken sich messbar auf R_a - und R_z -Werte aus (91). Die hier untersuchten Kombinationen aus drei verschiedenen Flowable-Kompositen und zwei diamantierten Gummipolierern führten zu deutlichen Unterschieden in der Oberflächengüte – was die Notwendigkeit einer individuellen Material-Polierer-Anpassung unterstreicht.

6.1.8 Härtemessung

Zur Ermittlung der Martenshärte der untersuchten Kompositmaterialien kam ein instrumentiertes Eindringprüfverfahren nach ISO 14577 zum Einsatz. Die Messung erfolgte mit der Universalprüfmaschine Zwick Roell ZHU2.0/Z2.5, wobei ein pyramidenförmiger Diamanteindringkörper mit einer konstanten Prüfkraft von 30 N stoßfrei in die zentrale Zone der jeweils polierten Probekörperoberfläche eingedrückt wurde (87). Die Messung der Eindringtiefe und deren kontinuierliche Aufzeichnung erlaubten die exakte Bestimmung der Martenshärte (HM), wobei sämtliche Proben unter identischen Prüfbedingungen vermessen wurden.

Das gewählte Verfahren beruht auf einem Tiefenmessprinzip, bei dem sowohl die Kraft F als auch die Eindringtiefe h über den gesamten Prüfverlauf hinweg erfasst werden.

Im Gegensatz zur klassischen Vickershärte basiert die Martenshärte nicht auf der optischen Vermessung des Eindrucks, sondern auf einer rein physikalisch bestimmten Kraft-Tiefen-Kurve – ein Aspekt, der die Messung unabhängig von der subjektiven Auswertung des Prüfers macht. Zudem ist dieses Verfahren besonders für kleinflächige Proben geeignet, wie sie in der vorliegenden Studie verwendet wurden (67). Die gewählte Messreihenfolge – Härtemessung erst im Anschluss an Glanz- und Rauheitsmessung – verhinderte, dass durch die verbleibenden Eindrücke auf der Kompositoberfläche andere Oberflächeneigenschaften beeinflusst wurden. Dieses Vorgehen entspricht den Empfehlungen für kombinierte Untersuchungsprotokolle an Dentalwerkstoffen (67). In der Literatur wird die Martenshärte als robuster Kennwert angesehen, um das mechanische Verhalten von Kompositmaterialien unter statischer Last zu beschreiben. Im Unterschied zur Vickershärte ist sie weniger anfällig für Oberflächeneffekte wie Lichtstreuung oder die optische Abgrenzung des Eindrucks. Damit eignet sich diese Methode besonders für Materialien mit hoher Elastizität oder transparenter Matrix, wie sie bei modernen, hochgefüllten Nano-Hybridkompositen üblich sind (26). In den vorliegenden Versuchen bot die Bestimmung der Martenshärte eine belastbare Grundlage für die Beurteilung der Materialreaktion auf unterschiedliche Polymerisationszeiten sowie der verschiedenen Polierer und stärkte dabei die Aussagekraft im Zusammenhang mit den Ergebnissen zu Glanz und Rauheit.

6.1.9 Verfärbungsneigung

Die ästhetische Beständigkeit eines Komposits ist ein entscheidender Faktor für dessen klinischen Langzeiterfolg. Da extrinsische Verfärbungen im Praxisalltag regelmäßig auftreten, war die Untersuchung der Verfärbungsneigung nach Rotweinlagerung ein integraler Bestandteil der Oberflächenbewertung in dieser Studie.

Zur quantitativen Bestimmung der Farbveränderung wurde ein Spektralfotometer CM-3500d (Minolta) eingesetzt, das im international etablierten $L^*a^*b^*$ -Farbraum arbeitet. Die dreidimensionale Erfassung der Farbinformationen, bestehend aus Helligkeit (L), Rot-Grün-Komponente (a) und Blau-Gelb-Komponente (b) – ermöglicht eine präzise Beschreibung auch kleiner Farbverschiebungen. Die daraus berechnete numerische

Farbdifferenz ΔE liefert einen standardisierten Wert, der unabhängig vom verwendeten Messsystem verglichen werden kann (17,67).

Die Platzierung der Probekörper auf einer Positionierungshilfe aus Silikon gewährleistete dabei eine reproduzierbare und zentrale Ausrichtung auf der Belichtungsöffnung des Geräts. Die einheitliche Probekörperdicke von 2 mm sowie die flache Geometrie minimierten Einflüsse durch Lichtdurchlässigkeit oder Formverzerrungen, welche bekanntermaßen die $L^*a^*b^*$ -Werte beeinflussen können (92).

Die gewählte Lagerung in Rotwein über 14 Tage stellt ein etabliertes In-vitro-Modell zur Untersuchung extrinsischer Verfärbungen dar. Die stark färbenden Polyphenole und Farbstoffe im Rotwein sind bekannt dafür, in Mikrounregelmäßigkeiten der Kompositoberfläche einzudringen und dort Adsorptionseffekte auszulösen (10,11). Somit eignet sich dieses Medium besonders gut, um Unterschiede in der Farbstabilität abhängig von der Politurqualität und Materialzusammensetzung aufzudecken (69,88). In der vorliegenden Arbeit wurden zwei verschiedene einstufige diamantierte Gummipolierer eingesetzt. Frühere Studien haben gezeigt, dass sich die Verfärbungsneigung signifikant mit der resultierenden Oberflächenglätte verändert – je rauer die Oberfläche, desto höher die Wahrscheinlichkeit für Pigmentanlagerungen und Biofilmadhäsion (92). Vor diesem Hintergrund ist auch die zuvor bestimmte Oberflächenrauheit (R_a / R_z) als einflussgebender Parameter zu interpretieren, der in direktem Zusammenhang mit den ΔE -Werten steht (92).

Die Kombination aus standardisierter Messmethodik, kontrollierter Lagerung und abgestimmter Geometrie ermöglichte eine zuverlässige Bestimmung der Farbstabilität der drei untersuchten GrandioSO-Komposite und erlaubte differenzierte Rückschlüsse auf die Eignung verschiedener Material-Polierer-Kombinationen im Hinblick auf deren Widerstandsfähigkeit gegenüber exogenen Verfärbungen.

6.2 Diskussion der Ergebnisse

Die Ergebnisse dieser Arbeit wurden hinsichtlich der Mittelwerte der Glanz-, Rauheits-, Härte- und Verfärbungsmessungen analysiert. Die Betrachtung erfolgte jeweils im Hinblick auf die eingesetzten Polymerisationszeiten und Poliersysteme. Die nachfolgende Diskussion orientiert sich an der systematischen Abfolge der experimentellen Untersuchungen.

6.2.1 Glanz

Alle Ergebnisse blieben im mittleren Glanzbereich, was auch durch frühere Studien gestützt wird, die bei Verwendung einstufiger Poliersysteme tendenziell geringere Glanzwerte als bei mehrstufigen Verfahren beschreiben (7,67). Das Fehlen von Hochglanzwerten über 80 GE könnte auf die Limitierung des verwendeten Polierverfahrens zurückzuführen sein. Sowohl für Dimanto als auch für Unique wurde ein festgelegter Politurzyklus angewendet, ohne zusätzliche Reduktion der Anpresskraft, wie sie beispielsweise vom Hersteller VOCO für die finale Hochglanzpolitur mit Dimanto empfohlen wird (80).

Ähnliche Glanzwerte wurden in der Studie von Amaya-Pajares et al. (2021) für verschiedene Bulk-Fill- und konventionelle Komposite berichtet, wobei ebenfalls festgestellt wurde, dass die Wahl des Poliersystems einen deutlichen Einfluss auf das Endergebnis hat. Insbesondere diamantdurchsetzte Ein-Schritt-Systeme zeigten signifikant bessere Glanzwerte als konventionelle Mehrschritt-Systeme, sofern die Applikation standardisiert erfolgte (93).

Darüber hinaus definierten Da Costa und Ferracane (2021) eine klinisch relevante Glanzschwelle zwischen 40 und 50 GE, ab der Restaurationen von Behandlern als ästhetisch akzeptabel wahrgenommen werden. Dieser Wert wurde in der vorliegenden Arbeit bei optimalen Polymerisationsbedingungen (40 s) mit Dimanto-Politur in mehreren Materialgruppen erreicht oder überschritten, was die klinische Relevanz der Glanzmessungen unterstreicht (94).

Ein signifikanter Einfluss des Poliersystems auf den Glanz konnte bestätigt werden. Die Dimanto-Polierer von VOCO erzielten im Vergleich zum Unique-System von NTI-Kahla in allen Materialgruppen höhere Glanzwerte. Dies deckt sich mit der Arbeit von Wolff und Staehle (2016), die zeigt, dass diamantimprägnierte Silikonpolierer im Gegensatz zu abrasiven Systemen mit mittlerer Körnung effizientere Glättung und Reflektivität auf Kompositoberflächen erzeugen (67). Die Partikelgröße und gleichmäßige Einlagerung der Diamantkörner scheinen hierbei einen entscheidenden Vorteil zu bieten.

Neben dem Poliersystem hatte auch die Polymerisationsdauer einen signifikanten Einfluss auf das Glanzniveau. So zeigten insbesondere die mit 40 Sekunden belichteten Probekörper durchweg höhere Glanzmittelwerte als die Proben mit 10 Sekunden Polymerisation. Dieses Ergebnis unterstützt die Annahme, dass eine

verlängerte Belichtungszeit zu einer besseren Oberflächenhärtung und damit zu einer glatteren Mikrostruktur führt (6). Umgekehrt könnten zu kurze Belichtungszeiten zu einem unvollständigen Aushärtungsgrad führen, was eine mikrorauere, weniger glanzfähige Oberfläche zur Folge hat.

Im Vergleich der drei getesteten GrandioSO-Komposite zeigten sich ebenfalls signifikante Unterschiede. GrandioSO Flow erreichte im Mittel die höchsten Glanzwerte, gefolgt von GrandioSO Light Flow und Heavy Flow. Diese Reihenfolge lässt sich durch die Viskosität der Materialien erklären: niedrigviskose Komposite lassen sich glatter applizieren und polieren, da sich durch eine geringere Materialsteifigkeit feinere Oberflächenkonturen ausbilden. Die verwendeten Materialien besitzen trotz unterschiedlicher Viskosität eine weitgehend identische Matrix- und Füllstoffzusammensetzung, was vermuten lässt, dass die Unterschiede primär auf die Fließfähigkeit und die daraus resultierende Polierbarkeit zurückzuführen sind, was sich mit Beobachtungen aus der werkstoffkundlichen Literatur deckt (8).

Die verwendeten Nano-Hybridkomposite entsprechen in ihrer Füllkörperstruktur der aktuellen Definition moderner Restaurationsmaterialien: eine Kombination aus nano- und mikrostrukturierten Füllstoffen mit hoher Packungsdichte und guter mechanischer Belastbarkeit (66). Dennoch war zu beobachten, dass trotz dieser günstigen Voraussetzungen unter den gegebenen Bedingungen kein Hochglanzniveau erreicht wurde. Dies lässt sich möglicherweise durch den Verzicht auf mehrstufige Polierverfahren sowie das Fehlen einer Vorbehandlung mit Finierern erklären. In der klinischen Praxis ist es üblich, vor der eigentlichen Politur mit diamantierten Finierern oder abrasiven Scheiben eine gezielte Glättung der Makrostruktur vorzunehmen, um die Effizienz des eigentlichen Polierprozesses zu erhöhen.

Ein weiterer Einflussfaktor könnte die verwendete Messmethode sein. Wie von Screening Eagle und PolymerService Merseburg ausgeführt, ist die Glanzmessung stark von Oberflächentopografie, Messwinkel und Lichteinfall abhängig. Zudem beeinflussen auch die optischen Eigenschaften des Materials wie Transluzenz und Pigmentierung das Glanzverhalten (81). Die GrandioSO-Komposite unterscheiden sich nicht in der Pigmentzusammensetzung, jedoch ist anzunehmen, dass die Viskositätsunterschiede das Reflexionsverhalten der Oberfläche mitbestimmen.

Die vorliegenden Ergebnisse legen nahe, dass Glanz nicht allein durch das Material definiert wird, sondern in hohem Maße von prozessualen Parametern beeinflusst wird: Politurtechnik, Lichtpolymerisation und Applikationsmethode. Der Glanzvergleich

zwischen den verschiedenen Materialien bestätigt die Sensitivität der Glanzentwicklung gegenüber scheinbar kleinen Abweichungen im Vorgehen. Auch die standardisierte Probekörperherstellung unter einem Glasplättchen, wie sie hier angewendet wurde, konnte initial einen vergleichsweise hohen Oberflächenglanz erzeugen, der sich jedoch durch den anschließenden Politurvorgang deutlich reduzierte – ein Effekt, der auch in der Literatur dokumentiert ist (8).

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass sich durch den Einsatz des Dimanto-Poliersystems, in Kombination mit längerer Polymerisationsdauer, im Rahmen dieser Versuchsbedingungen signifikant höhere Glanzwerte erzielen ließen. Die Ergebnisse bewegten sich im erwartbaren Bereich für einstufig polierte Nano-Hybridkomposite, bleiben jedoch unterhalb des klinisch wahrgenommenen Hochglanzniveaus. Weiterführende Studien könnten untersuchen, inwieweit zusätzliche Polierphasen, veränderte Anpressdrücke oder differenzierte Vorbehandlungen das Glanzniveau weiter anheben können.

6.2.2 Rauheit

Die gemessenen R_a - und R_z -Werte erschienen im Vergleich zur Literatur zunächst hoch, sind jedoch durch die gewählte kontaktlose Messmethode erklärbar. Studien zeigen, dass optische Verfahren, insbesondere Lasermethoden, systematisch höhere Rauheitswerte liefern als taktile Profilometer, da auch mikroskopische Strukturen an der Oberfläche erfasst werden (41,69). Auch laut Angaben von Screening Eagle Testing Instruments (2022) ist bei Laserrasterverfahren mit größeren Werten zu rechnen, insbesondere bei inhomogenen Oberflächen wie Kompositen (81).

Im Vergleich zu anderen Studien, in denen R_a -Werte polierter Komposite mit taktilen Systemen typischerweise im Bereich von 0,1–0,5 μm liegen, erschienen die in dieser Arbeit erhobenen Werte deutlich größer. Diese Abweichung lässt sich nicht nur durch die Messmethode erklären, sondern auch durch die Wahl eines einstufigen Polierprotokolls, den Verzicht auf Finierer und Polierpasten sowie durch die Materialwahl: Bei den getesteten Kompositen handelte es sich um fließfähige Nano-Hybridkomposite mit reduzierter Füllstoffdichte, die tendenziell weniger polierfähig sind als hochgefüllte Materialien (8). In einer aktuellen Studie von Bozoğulları et al. (2022) konnte gezeigt werden, dass die Versiegelung von Kompositoberflächen zu einer signifikanten Zunahme der Oberflächenrauheit führte. Diese Ergebnisse

verdeutlichen, wie empfindlich die Rauheit auf Veränderungen im Nachbearbeitungsprozess reagiert (95).

Ergänzend bestätigte Basheer et al. (2024) in einer vergleichenden In-vitro-Analyse, dass hochvisköse Flowables im Vergleich zu konventionellen Kompositen eine geringere Oberflächenhärte und eine vergleichbare, teils jedoch variierende Oberflächenrauheit aufwiesen (96).

Wie bereits in der Glanzanalyse, zeigte sich auch bei der Rauheit ein signifikanter Einfluss der Polymerisationsdauer. Längere Belichtungszeiten führten zu niedrigeren Rauheitswerten – insbesondere bei GrandioSO Light Flow und GrandioSO Heavy Flow. Dies steht im Einklang mit der Hypothese, dass ein höherer Aushärtungsgrad zu einer glatteren, widerstandsfähigeren Oberfläche führt, wie es auch Rueggeberg (2011) beschreibt (6). Kürzere Belichtungszeiten können dagegen zu einer unvollständigen Vernetzung und klebrigeren Oberflächen führen, was sich negativ auf das Polierergebnis auswirkt.

Auch das verwendete Poliersystem hatte einen messbaren Einfluss: Obwohl beide verwendeten Polierer diamantdurchsetzt sind, zeigten die mit Dimanto polierten Oberflächen durchweg niedrigere R_a - und R_z -Werte im Vergleich zu den mit Unique bearbeiteten Gruppen. Die von VOCO hergestellten Dimanto-Polierer bestehen aus Silikon, welches mit Diamantpartikeln durchsetzt ist und zeigen laut Herstellerangabe insbesondere bei harten Kompositen sehr gute Polierergebnisse (78). Der Unique-Polierer besteht laut Herstellerangabe aus Diamantpartikeln mittlerer Körnung in einer Gummibindung und ist für den selben Einsatzbereich vorgesehen wie der Dimanto (76). Nachdem beide Hersteller keine genauen Angaben zur Korngröße der Diamantpartikel veröffentlicht haben, kann nur vermutet werden, dass die Unterschiede bei der Rauheitsmessung dadurch zustande kommen, dass in der Produktion der Polierer von VOCO und NTI unterschiedlich große Partikel verarbeitet werden.

Trotz seiner höheren Viskosität wies GrandioSO Heavy Flow teilweise geringere Rauheitswerte auf als GrandioSO Light Flow. Diese Beobachtung widerspricht zunächst der Erwartung, da innerhalb der hier getesteten niedrigviskösen Kompositgruppe das Material mit der höchsten Viskosität am schwersten zu polieren sein sollte (4). Eine mögliche Erklärung könnte in einer kompakteren Füllkörperstruktur oder einer stabileren Matrixanbindung der Filler bei Heavy Flow liegen. GrandioSO Flow lag hinsichtlich der Rauheit im mittleren Bereich, was im Zusammenhang mit

seiner höheren Fließfähigkeit als vorteilhaft interpretiert werden kann, da sich glattere Übergänge und weniger Applikationsfehler ergeben.

Die Messung wurde entlang des zentralen Politurareals durchgeführt, wodurch eine standardisierte Erhebung gewährleistet war. Alle Probekörper wurden unter identischen Bedingungen poliert, um systematische Abweichungen zu vermeiden. Die Wahl eines einstufigen Polierverfahrens stellt einen praxisnahen, aber auch begrenzenden Faktor dar: Mehrstufige Systeme ermöglichen in der Regel eine differenziertere Bearbeitung der Makro- und Mikrostruktur und können damit zu einer deutlicheren Reduktion der Oberflächenrauheit führen. Rzanny (2006) betont in diesem Zusammenhang die Bedeutung abgestufter Poliersysteme für die Optimierung von Oberflächeneigenschaften (8).

Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass sich sowohl das Poliersystem als auch die Polymerisationsdauer signifikant auf die Rauheitswerte auswirkten. Die gewählten Dimanto-Polierer erwiesen sich als effektiver in der Glättung der Oberfläche, während längere Belichtungszeiten zur Ausbildung homogenerer und härterer Oberflächenschichten führten. Die gemessenen Rauheitswerte erscheinen unter Berücksichtigung der Methodik und Materialwahl als plausibel und liegen – trotz ihrer Höhe – im Rahmen der in der Literatur berichteten Werte für kontaktlose Verfahren. Zur weiteren Optimierung der Oberflächenqualität könnten mehrstufige Polierprotokolle, die Kombination mit Vorfinierern oder auch nanogefilterte Versiegelungen in zukünftigen Studien untersucht werden.

6.2.3 Härte

Die Ergebnisse zeigten, dass die Polymerisationszeit einen signifikanten Einfluss auf die Härteentwicklung der getesteten Nano-Hybridkomposite hatte. Mit zunehmender Belichtungsdauer stiegen die Härtewerte kontinuierlich an. Diese Ergebnisse stimmen mit den werkstoffkundlichen Grundlagen überein, wonach eine längere Lichthärtung zu einer höheren Vernetzungsdichte der Polymermatrix und damit zu einer erhöhten mechanischen Festigkeit führt (41,65).

Die in der vorliegenden Arbeit gemessenen Unterschiede in der Martenshärte zwischen den getesteten Flowables decken sich mit den Ergebnissen von Basheer et al. (2024), die zeigten, dass sämtliche getesteten Flowables eine geringere Oberflächenhärte aufwiesen als konventionelle Kontrollkomposite. Diese geringere

Härte ist möglicherweise auf die reduzierte Füllstoffdichte und eine weniger vernetzte Polymermatrix zurückzuführen (96).

Interessanterweise berichteten Berto-Inga et al. (2023), dass schon geringe Kontaminationen der Kompositoberfläche, beispielsweise durch Handschuhe oder Spatel, die Oberflächenhärte signifikant verringern können. Diese Erkenntnis betont die Wichtigkeit einer sauberen Verarbeitung und könnte erklären, warum insbesondere bei den kürzeren Belichtungszeiten in dieser Arbeit geringere Härtewerte beobachtet wurden (97).

Im Materialvergleich zeigte sich, dass GrandioSO Heavy Flow in nahezu allen Polymerisationsgruppen die höchsten Härtewerte erzielte. Diese Beobachtung ist plausibel, da Heavy Flow den höchsten Füllstoffgehalt und die höchste Viskosität innerhalb der untersuchten Materialien aufweist. Ein hoher Füllstoffanteil führt in der Regel zu einer verbesserten mechanischen Widerstandsfähigkeit, da die anorganischen Partikel die Lastaufnahme verbessern und die Polymermatrix stabilisieren (8). Die geringsten Härtewerte wurden hingegen bei GrandioSO Flow, dem Komposit mit dem mittleren Füllstoffgehalt der getesteten Serie, festgestellt.

Interessanterweise zeigten GrandioSO Flow und GrandioSO Light Flow keine signifikanten Unterschiede bezüglich ihrer Härte zwischen den Polymerisationszeiten von 10, 20 und 40 Sekunden. Dieses Ergebnis könnte auf die höhere Transluzenz dieser Materialien im Vergleich zu Heavy Flow zurückzuführen sein, die eine tiefere und effizientere Lichtdurchdringung ermöglicht. Dadurch lässt sich bereits bei kürzeren Belichtungszeiten eine ausreichende Aushärtung erzielen. Dieser Effekt wird in der Literatur bereits diskutiert (6). Im Gegensatz dazu absorbiert GrandioSO Heavy Flow möglicherweise aufgrund seiner höheren Füllstoffkonzentration mehr Licht, was eine längere Expositionsdauer erforderlich macht, um eine vergleichbare Polymerisationsqualität zu erreichen.

Die Wahl des Poliersystems hatte hingegen keinen signifikanten Einfluss auf die Härtemessung. Unabhängig davon, ob die Proben mit dem Dimanto-Polierer (VOCO) oder dem Unique-Polierer (NTI-Kahla) bearbeitet wurden, ergaben sich bei identischer Polymerisationszeit keine systematischen Unterschiede in den Härtewerten. Diese Beobachtung steht im Einklang mit früheren Arbeiten, die zeigen, dass die Härte primär durch die Materialzusammensetzung und die Belichtung beeinflusst wird, während die Oberflächenpolitur nur einen geringen Einfluss auf das strukturelle Härteverhalten hat (65,66).

Ein weiterer Aspekt betrifft die Messmethode: Die in dieser Arbeit eingesetzte statisch-instrumentierte Eindringprüfung erlaubt eine präzise und reproduzierbare Bewertung der Oberflächenhärte. Im Gegensatz zu klassischen Vickers- oder Knoop-Prüfungen berücksichtigt die Martenshärte sowohl die elastischen als auch plastischen Verformungsanteile, was sie besonders aussagekräftig für Materialien mit komplexer Polymermatrix macht. Die gemessenen Werte bewegen sich im Bereich dessen, was in der Literatur für moderne Nano-Hybridkomposite beschrieben wird (41,69).

Besonders bemerkenswert ist der hohe Härtegrad der Proben aus GrandioSO Heavy Flow über alle Belichtungszeiten hinweg. Diese Eigenschaft spricht für eine gute interne Lichtleitung, die trotz hoher Viskosität eine effektive Aushärtung über die gesamte Materialtiefe ermöglicht – vorausgesetzt, die Expositionszeit ist ausreichend lang. In der klinischen Anwendung bedeutet dies, dass bei hochgefüllten Materialien wie Heavy Flow eine verlängerte Belichtungsdauer gezielt eingesetzt werden kann, um eine verbesserte mechanische Qualität der Restauration sicherzustellen.

Umgekehrt weisen die Ergebnisse auch auf eine mögliche Überhärtung hin, insbesondere bei sehr langen Polymerisationszeiten in Kombination mit hochviskösen Materialien. Hier besteht die Gefahr, dass sich Spannungen im Material aufbauen, die sich langfristig auf die Rissanfälligkeit und die Randqualität auswirken könnten – ein Aspekt, der in zukünftigen Studien genauer untersucht werden sollte.

Insgesamt belegen die Daten, dass die Härteentwicklung stark durch die Polymerisationszeit und die Materialviskosität determiniert wird. Eine verlängerte Belichtungsdauer führt zu höherer Härte, jedoch nicht bei allen Materialien in gleichem Maße. Die Rolle der Materialtransluzenz, der Füllstoffkonzentration und der Matrixstruktur sollten in künftigen Arbeiten differenzierter betrachtet werden, insbesondere im Hinblick auf die Optimierung lichtinitiiertter Polymerisationsprotokolle. Darüber hinaus ist die erzielte Härte auch unter klinischen Gesichtspunkten von zentraler Bedeutung: Härtere Materialien zeigen eine bessere Beständigkeit gegenüber Kaubelastung, okklusaler Abrasion und funktionellen Mikrobewegungen – insbesondere in stressbelasteten Bereichen wie Molaren oder okklusalen Aufbauten. Ein unzureichend gehärtetes Komposit kann hingegen zu vorzeitigem Verschleiß, Materialfrakturen oder einem mikrosplattbedingten Versagen an den Rändern führen (8).

Zudem kann eine ausreichende Härte im Bereich von 350–450 N/mm², wie sie bei GrandioSO Heavy Flow nach längerer Belichtung erreicht wurde, als Indikator für eine

gute Langzeitstabilität angesehen werden – insbesondere dann, wenn diese Werte durchgängig auch in klinisch relevanten Bereichen des Füllungskörpers vorliegen. Im Vergleich zu traditionellen Hybridkompositen bieten moderne Nano-Hybridmaterialien mit optimierter Füllkörperanordnung die Möglichkeit, mechanische Belastbarkeit und ästhetische Bearbeitbarkeit zu kombinieren (41).

6.2.4 Verfärbung

Die meisten ΔE -Werte lagen oberhalb des häufig als klinisch akzeptabel definierten Schwellenwerts, wie er in der Literatur mehrfach vorgeschlagen wird (6,8).

Ein signifikanter Einfluss des verwendeten Poliersystems auf die Verfärbungsneigung war deutlich erkennbar: In allen drei Materialgruppen wiesen die mit Dimanto (VOCO) polierten Proben signifikant niedrigere ΔE -Werte auf als jene, die mit dem Unique-System (NTI) behandelt wurden. Dieses Ergebnis ist analog zu den niedrigeren Werten der Rauheitsmessung dieser Messreihe und ebenso zu interpretieren.

Glattere Oberflächen bieten Farbstoffmolekülen aus dem Lagerungsmedium weniger Retentionsmöglichkeiten, was die Adhäsion reduziert und damit die Farbaufnahme einschränkt. Diese Beobachtung steht im Einklang mit der Literatur, in der mehrfach der Zusammenhang zwischen Oberflächenglätte und Farbbeständigkeit beschrieben wurde (65,78).

Die Ergebnisse der Farbmessung stimmen in ihrer Tendenz mit der Untersuchung von Bozoğulları et al. (2022) überein, die zeigten, dass sowohl das verwendete Material an sich, als auch potentielle Oberflächenversiegelung signifikanten Einfluss auf die ΔE -Werte hatten. Ihre Arbeit betont zudem, dass eine raue Oberfläche signifikant stärkere Verfärbungen begünstigt (95). Dieser Zusammenhang wird durch die vorliegenden Korrelationen zwischen Rauheit und ΔE gestützt.

Paolone et al. (2023) beschreiben in Ihrer Übersichtsarbeit zur Farbstabilität von Kompositen, dass die exogene Verfärbung stark vom verwendeten Polierprotokoll sowie von der Materialzusammensetzung abhängig ist (98).

Ein weiterer wesentlicher Einflussfaktor war die Materialzusammensetzung der geprüften Komposite. Die stärkste Verfärbung wurde bei GrandioSO Light Flow beobachtet, während GrandioSO Heavy Flow in nahezu allen Gruppen die niedrigsten ΔE -Werte erzielte. Die Unterschiede lassen sich durch die Materialdichte, die Porosität der Oberfläche sowie den Füllstoffgehalt erklären. Hochvisköse, stark gefüllte

Materialien wie Heavy Flow verfügen über eine dichtere, weniger poröse Matrix und neigen daher weniger zur Aufnahme von Flüssigkeiten und Farbstoffen. Im Gegensatz dazu könnten niedrigvisköse Komposite, wie Light Flow, durch ihren reduzierten Füllstoffanteil und eine potenziell durchlässigere Polymermatrix anfälliger für Farbstoffeinlagerungen sein (8).

Auch die Polymerisationsdauer hatte einen signifikanten Einfluss auf die Farbstabilität. In allen getesteten Gruppen zeigten Proben mit längerer Belichtungszeit tendenziell geringere Farbveränderungen. Dies ist auf die intensivere Netzwerkausbildung innerhalb der Polymermatrix zurückzuführen, die zu einer geringeren Wasseraufnahmefähigkeit führt und die Diffusion von Farbstoffmolekülen reduziert (6). Kürzere Belichtungszeiten führen dagegen zu einer unvollständigen Aushärtung mit erhöhtem Anteil ungebundener Monomere, die hydrophiler sind und somit eine höhere Affinität zu farbigen Molekülen aufweisen.

Die gewählte Lagerung in Rotwein stellt ein praxisnahes Modell dar, da Rotwein in der Lage ist, sowohl durch seine intensive Farbstoffzusammensetzung (z. B. Anthocyane) als auch durch seinen sauren pH-Wert die Oberfläche von Kompositen zu beeinflussen (11). Die standardisierte Lagerdauer von 14 Tagen ermöglichte eine kontrollierte Bewertung unter vergleichbaren Bedingungen.

Trotz des Versuchsdesigns mit hoher Standardisierung kann die Aussagekraft der Farbstabilitätswerte durch weitere Einflussfaktoren ergänzt werden. Dazu zählen die genaue chemische Zusammensetzung der Matrixmonomere (z. B. Bis-GMA, TEGDMA), die Art der eingesetzten Fotoinitiatoren sowie die Pigmentierung. So könnten bestimmte Farbstoffe oder Opaquer im Komposit selbst mit extrinsischen Stoffen Wechselwirkungen eingehen und so eine verstärkte Farbveränderung auslösen. In dieser Studie wurden ausschließlich Materialien der GrandioSO-Serie von VOCO verwendet, deren Pigmentzusammensetzung innerhalb der Produktlinie zwar grundsätzlich gleich ist, aber in Bezug auf Transluzenz und Opazität variieren kann.

Die Ergebnisse lassen zudem vermuten, dass die Kombination aus geringer Polymerisationsdauer, niedriger Viskosität und rauerer Oberfläche das Risiko extrinsischer Verfärbungen signifikant erhöht. Dies hat klinische Relevanz insbesondere in ästhetisch exponierten Bereichen wie Frontzahnrestorationen oder bei Patienten mit stark färbenden Ernährungsgewohnheiten. Umgekehrt zeigt sich, dass durch einfache Maßnahmen – wie eine längere Belichtungszeit oder der Einsatz

eines hochwertigeren Poliersystems – die Farbstabilität erheblich verbessert werden kann.

Insgesamt belegt diese Untersuchung, dass Materialwahl, Belichtungsdauer und Politurstrategie in einem komplexen Zusammenspiel die extrinsische Farbbeständigkeit von Kompositen beeinflussen. Während moderne Nano-Hybridkomposite wie GrandioSO Heavy Flow in Kombination mit der Dimanto-Politur und ausreichender Lichthärtung stabile Ergebnisse lieferten, zeigten andere Konfigurationen signifikante Schwächen. Künftige Studien könnten untersuchen, ob versiegelnde Schutzlacke, fotostabile Matrixmonomere oder spezifische Nachpoliturtechniken zu einer weiteren Reduktion der ΔE -Werte beitragen können – insbesondere unter verlängerten Lagerungsbedingungen oder unter Einfluss multipler Färbemedien.

6.2.5 Korrelationen zwischen den Oberflächenparametern

Die Untersuchung der Zusammenhänge zwischen Glanz, Rauheit, Härte und Verfärbungsneigung liefert wertvolle Hinweise auf die interaktive Wirkung material- und prozessbedingter Faktoren. Diese Korrelationen ermöglichen ein besseres Verständnis darüber, welche Eigenschaften sich wechselseitig beeinflussen und inwieweit sich bestimmte Materialkombinationen klinisch bewähren könnten. In der vorliegenden Studie wurden daher neben den Einzelparametern auch Korrelationsanalysen zwischen den Oberflächeneigenschaften durchgeführt.

6.2.5.1 Glanz und Rauheit

Wie bereits in früheren Studien beschrieben, besteht zwischen Glanz und Oberflächenrauheit ein negativer Zusammenhang, da eine glatte Oberfläche das einfallende Licht gleichmäßiger reflektiert und somit einen höheren Glanz erzeugt (6,65). Diese Tendenz wurde auch in der vorliegenden Arbeit bestätigt. Zwischen dem arithmetischen Mittenrauwert R_a und dem gemessenen Glanz (GE) zeigte sich eine stark negative Korrelation ($r = -0,74$), was bedeutet, dass niedrigere Rauheitswerte mit höheren Glanzwerten einhergingen. Der Zusammenhang mit dem R_z -Wert war

schwächer ausgeprägt, was darauf hindeutet, dass punktuelle Makrovertiefungen (wie sie R_z beschreibt) weniger Einfluss auf den Gesamtglanz haben als die feineren Mikrostrukturen, die R_a abbildet.

Interessanterweise waren nicht alle Material-Polier-Kombinationen mit den höchsten Glanzwerten auch diejenigen mit den niedrigsten Rauheitswerten. Dies könnte auf zusätzliche optische Faktoren wie Pigmentverteilung, Transluzenz oder Füllkörperanordnung zurückzuführen sein, die den Glanzeindruck ebenfalls modulieren.

6.2.5.2 Härte und Verfärbung (ΔE)

Zwischen der Martenshärte und der Farbveränderung ΔE konnte eine moderate negative Korrelation festgestellt werden ($r = -0,53$). Diese Beziehung legt nahe, dass Materialien mit höherer Vernetzungsdichte und damit höherer Härte weniger anfällig für Farbstoffaufnahme sind. Eine gut polymerisierte Matrix mit geringem Anteil an ungebundenen Monomeren weist eine geringere Wasseraufnahmefähigkeit auf, wodurch die Penetration von Farbstoffen gehemmt wird. Dieser Mechanismus wurde bereits in mehreren werkstoffkundlichen Studien beschrieben wurde (6,8).

Besonders deutlich wurde dieser Zusammenhang bei GrandioSO Heavy Flow, das in Kombination mit längerer Polymerisationszeit sowohl die höchsten Härtewerte als auch die geringsten ΔE -Werte erzielte. Umgekehrt zeigten Kombinationen mit geringerer Härte (z. B. LF-Voco-10s) eine signifikant erhöhte Verfärbungsneigung. Diese Ergebnisse unterstützen die Hypothese, dass eine vollständige Aushärtung nicht nur mechanische, sondern auch ästhetische Vorteile bietet.

6.2.5.3 Rauheit und ΔE

Erwartungsgemäß wurde auch zwischen Oberflächenrauheit und Farbstabilität ein Zusammenhang festgestellt. Zwischen R_a und ΔE bestand eine moderate positive Korrelation ($r = 0,47$), was bedeutet, dass rauere Oberflächen tendenziell stärker zur Verfärbung neigten. In der Literatur ist belegt, dass, mikroskopische Unebenheiten die Retention von Farbstoffpartikeln fördern und durch Kapillareffekte die Flüssigkeitseinlagerung in der Oberfläche erhöhen können (7). Allerdings war die Korrelation nicht durchgängig stark, was auf die Beteiligung weiterer Einflussfaktoren

hindeutet. So könnten etwa Unterschiede in der chemischen Zusammensetzung der Matrix, der Füllkörpergröße oder der Art der Pigmentierung dazu führen, dass einige Materialien trotz höherer Rauheit eine bessere Farbstabilität aufweisen. Auch der Einfluss des pH-Werts der Lagerlösung sowie die Materialreaktion auf Farbstoffmoleküle können variieren und sollten in künftigen Studien differenzierter analysiert werden.

Die Korrelation zwischen Glanz und Härte war in dieser Untersuchung leicht positiv, aber nicht statistisch signifikant. Dies weist darauf hin, dass beide Parameter eher parallel durch die Polymerisationsqualität beeinflusst werden, ohne sich direkt gegenseitig zu determinieren. Ein härteres Material kann unter Umständen besser polierbar sein, muss aber nicht zwangsläufig einen höheren Glanz erreichen, wenn z. B. die Oberflächenstruktur unregelmäßig bleibt.

Die analysierten Korrelationen belegen, dass eine differenzierte Beurteilung der Oberflächenparameter notwendig ist, um die Materialeigenschaften dentaler Komposite adäquat zu bewerten. Besonders hervorzuheben ist der negativ lineare Zusammenhang zwischen Härte und ΔE , der die Bedeutung der vollständigen Polymerisation für die Farbstabilität unterstreicht. Ebenso bestätigt der Zusammenhang zwischen Glanz und Rauheit die zentrale Rolle der Oberflächentopografie für die ästhetische Wirkung von Füllungsmaterialien.

Diese Befunde legen nahe, dass zukünftige Materialentwicklungen nicht nur auf einzelne Kenngrößen wie Härte oder Füllstoffgehalt abzielen sollten, sondern auch auf optimierte Oberflächenstrukturierung und Lichtdurchlässigkeit, um ein langfristig stabiles ästhetisches Ergebnis zu erzielen.

6.3 Schlussfolgerung

6.3.1 Allgemein

Die vorliegende Untersuchung zeigt, dass sowohl die Polymerisationsdauer als auch das verwendete Poliersystem einen signifikanten Einfluss auf die Oberflächeneigenschaften moderner Nano-Hybridkomposite haben. In allen untersuchten Parametern – Glanz, Rauheit, Härte und Farbstabilität – konnten klare Trends identifiziert werden, die wertvolle Hinweise für die klinische Anwendung liefern.

Insbesondere die verlängerte Belichtungszeit (40 Sekunden) erwies sich in den meisten Materialgruppen als vorteilhaft: Sie führte zu signifikant höheren Glanzwerten, glatteren Oberflächen, höherer Härte und einer reduzierten Verfärbungsneigung. Diese Ergebnisse bestätigen die Relevanz eines ausreichend langen Polymerisationsintervalls zur Sicherstellung optimaler physikalischer und ästhetischer Materialeigenschaften. Die Tatsache, dass sich bei GrandioSO Flow und Light Flow keine signifikanten Härtesteigerungen zeigten, legt jedoch nahe, dass bei transluzenteren Materialien bereits mit kürzerer Belichtungszeit eine adäquate Durchhärtung erreicht wird.

Auch das Poliersystem hatte einen deutlichen Einfluss auf die Ergebnisqualität. Die diamantdurchsetzten Dimanto-Polierer erzielten durchwegs bessere Resultate hinsichtlich des Glanzes, der Rauheit und der Farbstabilität als die Unique-Polierer. Damit unterstreichen die Ergebnisse die Bedeutung einer hochwertigen und materialadaptierten Politur für den Langzeiterfolg von Kompositrestaurationen. Gleichzeitig zeigt sich, dass selbst einstufige Systeme – bei korrekter Anwendung – zu klinisch zufriedenstellenden Resultaten führen können.

Bezüglich der getesteten Materialien schnitt GrandioSO Heavy Flow in nahezu allen Kategorien am besten ab. Dies ist vor allem auf den hohen Füllstoffgehalt und die daraus resultierende dichte, widerstandsfähige Matrixstruktur zurückzuführen. Demgegenüber war GrandioSO Light Flow aufgrund seiner geringeren Materialdichte am anfälligsten für extrinsische Verfärbungen. GrandioSO Flow lag in vielen Messwerten im mittleren Bereich, zeigte aber besonders gute Glanzwerte.

Die Ergebnisse der Korrelationsanalysen verdeutlichen, dass Glanz, Rauheit, Härte und Farbstabilität in engem Zusammenhang stehen. Eine glatte und gut polymerisierte Oberfläche begünstigt sowohl die optische als auch die funktionale Beständigkeit der Restauration. Diese Erkenntnis kann für die Praxis bedeuten, dass der Fokus nicht auf einem einzelnen Parameter liegen sollte, sondern auf dem harmonisierten Zusammenspiel von Lichthärtung, Materialwahl und Politurtechnik.

6.3.2 Klinische Relevanz

Für die zahnärztliche Praxis bedeutet dies, dass durch einfache, aber konsequent umgesetzte Maßnahmen – wie ausreichende Belichtungszeit und Auswahl eines effektiven Poliersystems – die Langlebigkeit und Ästhetik von Kompositrestaurationen

deutlich verbessert werden können. Insbesondere in ästhetisch sensiblen Bereichen wie den Frontzähnen oder bei stark färbenden Ernährungsgewohnheiten sollte der Fokus auf einer optimalen Polymerisations- und Politurstrategie liegen.

6.3.3 Ausblick

Die vorliegenden Daten legen nahe, dass es sinnvoll wäre, in zukünftigen Studien weitere Variablen wie Mehrschichtpolitur, Schutzversiegelungen, neue Fotoinitiatoren oder Langzeitlagerung in verschiedenen Medien zu untersuchen. Darüber hinaus könnte die Bewertung subjektiver Parameter – wie der visuelle Eindruck durch Behandler oder Patient – zusätzliche Perspektiven auf die Materialqualität eröffnen. Insgesamt zeigen die Ergebnisse, dass moderne Nano-Hybridkomposite in Kombination mit optimierter Belichtung und abgestimmter Politur das Potenzial besitzen, sowohl mechanisch als auch ästhetisch höchsten Ansprüchen gerecht zu werden.

7 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Arbeit war die Untersuchung des Einflusses unterschiedlicher Polymerisationszeiten und Poliersysteme auf die Oberflächeneigenschaften moderner Nano-Hybridkomposite. Im Fokus standen drei Flowables der GrandioSO-Serie (GrandioSO Flow, GrandioSO Light Flow, GrandioSO Heavy Flow) der Firma VOCO. Untersucht wurden die Parameter Glanz, Oberflächenrauheit (R_a , R_z), Martenshärte (HM) sowie die Verfärbungsneigung (ΔE). Die Probekörper wurden mit zwei verschiedenen Poliersystemen (Dimanto von VOCO, Unique von NTI-Kahla) bearbeitet und mit drei verschiedenen Belichtungszeiten (10, 20, 40 Sekunden) polymerisiert. Anschließend erfolgten standardisierte Messungen unter kontrollierten Bedingungen.

Die Ergebnisse zeigten, dass sowohl die Polymerisationszeit als auch das verwendete Poliersystem einen signifikanten Einfluss auf die gemessenen Oberflächeneigenschaften ausübten. In allen Materialgruppen führten längere Belichtungszeiten in der Regel zu höherem Glanz, glatteren Oberflächen, höherer Härte sowie zu einer geringeren Verfärbungsneigung. Die besten Gesamtwerte wurden bei einer Polymerisationszeit von 40 Sekunden erzielt. Besonders bei

GrandioSO Heavy Flow zeigte sich, dass eine verlängerte Belichtungszeit notwendig ist, um eine vollständige Aushärtung zu gewährleisten, während GrandioSO Flow und Light Flow aufgrund ihrer höheren Transluzenz weniger stark von der Belichtungsdauer beeinflusst wurden.

Hinsichtlich der Politur erzielten die Dimanto-Polierer in allen untersuchten Kategorien signifikant bessere Ergebnisse als die Unique-Polierer. Die diamantimprägnierte Oberfläche des Dimanto-Systems führte zu einer effizienteren Glättung, was sich sowohl in niedrigeren Rauheitswerten als auch in höheren Glanzwerten und geringeren ΔE -Werten widerspiegelte. Dies verdeutlicht die klinische Relevanz der Wahl eines geeigneten Poliersystems für den Langzeiterfolg ästhetischer Kompositrestaurationen.

Im Materialvergleich zeigte GrandioSO Heavy Flow in nahezu allen Testreihen die günstigsten mechanischen Eigenschaften und die beste Farbstabilität. Aufgrund seiner hohen Füllstoffkonzentration erzielte es die höchsten Härtewerte und war am wenigsten anfällig für extrinsische Verfärbung. GrandioSO Light Flow schnitt in Bezug auf Glanz und Farbstabilität am schlechtesten ab, was auf die geringere Dichte der Polymermatrix und eine potenziell porösere Oberfläche zurückgeführt werden kann.

Die durchgeführten Korrelationsanalysen belegten eine starke negative Korrelation zwischen Glanz und Rauheit, eine moderate negative Korrelation zwischen Härte und ΔE sowie eine positive Korrelation zwischen Rauheit und Verfärbungsneigung. Diese Zusammenhänge unterstreichen, dass die untersuchten Oberflächenparameter nicht isoliert betrachtet werden können, sondern in einem komplexen Wechselspiel stehen. Insgesamt belegt die vorliegende Untersuchung, dass die Optimierung restaurativer Komposite im klinischen Alltag nicht allein durch die Wahl des Materials, sondern insbesondere durch die Kombination aus angemessener Polymerisationsdauer und effizienter Politurtechnik beeinflusst wird. Die Ergebnisse liefern praxisnahe Empfehlungen für die Ausarbeitung, Härtung und Nachbearbeitung von Kompositfüllungen im Front- und Seitenzahnbereich. Gleichzeitig eröffnen sie Ansatzpunkte für weiterführende Untersuchungen zur Oberflächenversiegelung, Langzeitlagerung sowie zur Bewertung der Patientenwahrnehmung.

References

1. Ferracane JL. Resin composite--state of the art. *Dent Mater* 2011;27(1):29–38. PubMed PMID: 21093034.
2. Chen M-H. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 2010;89(6):549–60. PubMed PMID: 20299523.
3. Ilie N. Neue Komposite – Werkstoffkundliche und klinische Bewertung. *Zahnmedizin up2date* 2017;11(03):247–63.
4. Baroudi K, Rodrigues JC. Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res* 2015;9(6):ZE18-24. PubMed PMID: 26266238; PubMed Central PMCID: PMC4525629.
5. Sadeghi M, Lynch CD. The effect of flowable materials on the microleakage of Class II composite restorations that extend apical to the cemento-enamel junction. *Oper Dent* 2009;34(3):306–11. PubMed PMID: 19544820.
6. Rueggeberg FA. State-of-the-art: dental photocuring--a review. *Dent Mater* 2011;27(1):39–52. PubMed PMID: 21122903.
7. Barakah HM, Taher NM. Effect of polishing systems on stain susceptibility and surface roughness of nanocomposite resin material. *J Prosthet Dent* 2014;112(3):625–31.
8. Rzanny A, Göbel R, Küpper H. Neueste Verblendkomposite-eine werkstoffkundliche Studie. *Quintessenz* 2006:1296–310.
9. Strasser T, Rosentritt M. Politur von polymerbasierten Werkstoffen: Ein Werkstoff-Steckbrief. *Zahntechnik Magazin* [Internet] 2022 [cited 2023 Apr 18];26(05):2–4. Available from: https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/politur-von-polymerbasierten-werkstoffen__11755.html.
10. Kolbeck C, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Discoloration of facing and restorative composites by UV-irradiation and staining food. *Dental Materials* 2006;22(1):63–8.
11. Zhao X, Zanetti F, Wang L, Pan J, Majeed S, Malmstrom H, et al. Effects of different discoloration challenges and whitening treatments on dental hard tissues and composite resin restorations. *J Dent* 2019;89:103182. PubMed PMID: 31430508.
12. Hickl V, Strasser T, Schmid A, Rosentritt M. Effects of storage and toothbrush simulation on color, gloss, and roughness of CAD/CAM, hand-cast, thermoforming, and 3D-printed splint materials. *Clin Oral Invest* 2022;26(5):4183–94.
13. Ilie N, Rencz A, Hickel R. Investigations towards nano-hybrid resin-based composites. *Clin Oral Invest* 2013;17(1):185–93. PubMed PMID: 22392162.
14. Ilie N, Hickel R. Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mater* 2011;27(4):348–55. PubMed PMID: 21194743.
15. Rosentritt M, Ilie N, Lohbauer U. Werkstoffkundliche Aspekte beim Einsatz von zahnfarbenen Materialien. *Der freie Zahnarzt* 2020;64(2):80–5.
16. Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung: Prüfungswissen Kariologie und Parodontologie. Köln: Deutscher Ärzteverlag; 2023. Online-Ressource, 700 Seiten ger.

17. Martin Rosentritt, Nicoleta Ilie, Ulrich Lohbauer, editor. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: Moderne Materialien und Technologien*. S. 260. Stuttgart: Georg Thieme Verlag KG; 2018.
18. Ilie N. Materialkunde Komposit: Welche Materialentwicklungen sind relevant? *Quintessenz* 2015;66(6):619–26.
19. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 1997;105(2):97–116. PubMed PMID: 9151062.
20. Gajewski VES, Pfeifer CS, Fróes-Salgado NRG, Boaro LCC, Braga RR. Monomers used in resin composites: degree of conversion, mechanical properties and water sorption/solubility. *Braz. Dent. J.* 2012;23(5):508–14. PubMed PMID: 23306226.
21. Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 1995;6(4):302–18. PubMed PMID: 8664421.
22. Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. *Monatshefte für Chemie* 2005;136(1):21–45.
23. Emami N, Söderholm K-JM. Influence of light-curing procedures and photo-initiator/co-initiator composition on the degree of conversion of light-curing resins. *J Mater Sci Mater Med* 2005;16(1):47–52. PubMed PMID: 15754143.
24. MUSANJE L, Darvell BW. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dental Materials* 2006;22(9):804–17. PubMed PMID: 16364419.
25. Arikawa H, Kanie T, Fujii K, Takahashi H, Ban S. Effect of filler properties in composite resins on light transmittance characteristics and color. *Dent Mater J* 2007;26(1):38–44. PubMed PMID: 17410891.
26. Shortall AC, Palin WM, Burtscher P. Refractive index mismatch and monomer reactivity influence composite curing depth. *J Dent Res* 2008;87(1):84–8. PubMed PMID: 18096900.
27. Lee Y-K, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dental Materials* 2005;21(11):1068–74. PubMed PMID: 16099029.
28. Lutz F, Phillips RW. A classification and evaluation of composite resin systems. *J Prosthet Dent* 1983;50(4):480–8. PubMed PMID: 6579287.
29. Ferracane JL, Choi KK, Condon JR. In vitro wear of packable dental composites. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999(25):S60-6; quiz S74. PubMed PMID: 11908398.
30. Hervás-García A, Martínez-Lozano MA, Cabanes-Vila J, Barjau-Escribano A, Fos-Galve P. Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 2006;11(2):E215-20. PubMed PMID: 16505805.
31. Chuang S-F, Jin Y-T, Lui J-K, Chang C-H, Shieh D-B. Influence of flowable composite lining thickness on Class II composite restorations. *Oper Dent [Internet]* 2004;29(3):301–8. Available from: <https://meridian.allenpress.com/operative-dentistry/article-pdf/29/3/1/1819338/1559-2863-29-3-1.pdf#page=63>.
32. Kidd EA. Microleakage: a review. *Journal of Dentistry* 1976;4(5):199–206. PubMed PMID: 787027.
33. Ilie N, Keßler A, Durner J. Influence of various irradiation processes on the mechanical properties and polymerisation kinetics of bulk-fill resin based composites. *Journal of Dentistry* 2013;41(8):695–702. PubMed PMID: 23707645.

34. Stansbury JW. Curing dental resins and composites by photopolymerization. *J Esthet Dent* 2000;12(6):300–8. PubMed PMID: 14743525.
35. Rueggeberg F. Contemporary issues in photocuring. *Compend Contin Educ Dent Suppl* 1999(25):S4-15; quiz S73. PubMed PMID: 11908395.
36. Blunck U, Ilie N. Lichtpolymerisation heute. *Zahnmedizin up2date* 2022;16(02):137–61.
37. Stahl F, Ashworth SH, Jandt KD, Mills RW. Light-emitting diode (LED) polymerisation of dental composites: flexural properties and polymerisation potential. *Biomaterials* 2000;21(13):1379–85. PubMed PMID: 10850932.
38. Ikemura K, Endo T. A review of the development of radical photopolymerization initiators used for designing light-curing dental adhesives and resin composites. *Dent. Mater. J.* 2010;29(5):481–501. PubMed PMID: 20859059.
39. Price RBT, Felix CA. Effect of delivering light in specific narrow bandwidths from 394 to 515nm on the micro-hardness of resin composites. *Dent Mater* 2009;25(7):899–908. PubMed PMID: 19243817.
40. Leprince J, Devaux J, Mullier T, Vreven J, Leloup G. Pulpal-temperature rise and polymerization efficiency of LED curing lights. *Oper Dent* 2010;35(2):220–30. PubMed PMID: 20420066.
41. Rueggeberg FA, Giannini M, Arrais CAG, Price RBT. Light curing in dentistry and clinical implications: a literature review. *Brazilian oral research* 2017;31(suppl 1):e61.
42. Neumann MG, Miranda WG, Schmitt CC, Rueggeberg FA, Correa IC. Molar extinction coefficients and the photon absorption efficiency of dental photoinitiators and light curing units. *Journal of Dentistry* 2005;33(6):525–32. PubMed PMID: 15935273.
43. Cook WD. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer* 1992;33(3):600–9.
44. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *Journal of Dentistry* 1998;26(2):137–45. PubMed PMID: 9540311.
45. Volk J, Ziemann C, Leyhausen G, Geurtsen W. Non-irradiated campherquinone induces DNA damage in human gingival fibroblasts. *Dent Mater* 2009;25(12):1556–63. PubMed PMID: 19716169.
46. Blunck U. Lichtpolymerisation heute: Was ist für eine sichere Polymerisation von Kompositfüllungen wirklich relevant? *Quintessenz Zahnmedizin* 2019;70(4):388–99.
47. Price RB. Light curing guidelines for practitioners: a consensus statement from the 2014 symposium on light curing in dentistry, Dalhousie University, Halifax, Canada. *Journal (Canadian Dental Association)* [Internet] 2014;80:e61. Available from: https://www.researchgate.net/profile/richard-price-21/publication/269115147_light_curing_guidelines_for_practitioners_a_consensus_statement_from_the_2014_symposium_on_light_curing_in_dentistry_dalhousie_university_halifax_canada. PubMed PMID: 25437940.
48. Oral Health Group. Illuminating the Resin: What You Need to Know - Oral Health Group [Internet] [cited 2023 Apr 3]. Available from: <https://www.oralhealthgroup.com/features/illuminating-resin-need-know/>.

49. Price RB, Dérand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent* 2000;12(6):320–7.
50. Koran P, Kürschner R. effects of sequential versus continuous irradiation of a light-cured resin composite on shrinkage, viscosity, adhesion, and degree of polymerization. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2001;13(2):140–1.
51. Shortall AC. How light source and product shade influence cure depth for a contemporary composite. *Journal of oral rehabilitation* 2005;32(12):906–11.
52. Photoelastic determination of marginal tensile forces due to composite shrinkage; 1998.
53. MUSANJE L, Darvell BW. Polymerization of resin composite restorative materials: exposure reciprocity. *Dental Materials* 2003;19(6):531–41.
54. Silva JP, Coelho A, Paula A, Amaro I, Saraiva J, Ferreira MM, et al. The Influence of Irrigation during the Finishing and Polishing of Composite Resin Restorations-A Systematic Review of In Vitro Studies. *Materials (Basel, Switzerland)* 2021;14(7).
55. Jaramillo-Cartagena R, López-Galeano EJ, Latorre-Correa F, Agudelo-Suárez AA. Effect of Polishing Systems on the Surface Roughness of Nano-Hybrid and Nano-Filling Composite Resins: A Systematic Review. *Dentistry journal* 2021;9(8).
56. Antonson SA, Yazici AR, Kilinc E, Antonson DE, Hardigan PC. Comparison of different finishing/polishing systems on surface roughness and gloss of resin composites. *J Dent* 2011;39 Suppl 1:e9-17. PubMed PMID: 21256180.
57. Shah YR, Shiraguppi VL, Deosarkar BA, Shelke UR. Long-term survival and reasons for failure in direct anterior composite restorations: A systematic review. *J Conserv Dent* 2021;24(5):415–20. PubMed PMID: 35399771; PubMed Central PMCID: PMC8989165.
58. Marghalani HY. Effect of finishing/polishing systems on the surface roughness of novel posterior composites. *Journal of Esthetic and Restorative Dentistry* 2010;22(2):127–38.
59. Wehstedt A. Das Leben und Wirken von Adolf Martens-Zum 100. Todestag. Deutscher Verband für Materialprüfung [Internet] 2014;N62:Beilage. Available from: https://www.polymerservice-merseburg.de/fileadmin/inhalte/psm/veroeffentlichungen/dvm_das_leben_und_wirken_von_adolf_martens.pdf.
60. Ilie N, Kunzelmann K-H, Hickel R. Werkstoffkundliche Untersuchungen zu Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* [Internet] 2005;60(6):321–34. Available from: https://zahnarztweilenmann.ch/wissenschaftliches/frakturenkomposit/bilder/illie_et_al_2005.pdf.
61. Szyminski S. Oberflächenrauheit. In: Szyminski S, editor. *Toleranzen und Passungen: Grundlagen und Anwendungen*. Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag; 1993. p. 91–110 de.
62. Leloup FB, Audenaert J, Hanselaer P. Development of an image-based gloss measurement instrument. *J Coat Technol Res* 2019;16(4):913–21.
63. DIN EN ISO 2813. 2813: 2015-02 Beschichtungsstoffe-Bestimmung des Glanzwertes unter 20, 60 und 85 (ISO 2813: 2014).

64. Jones CS, Billington RW, Pearson GJ. The in vivo perception of roughness of restorations. *Br Dent J* 2004;196(1):42-5; discussion 31. PubMed PMID: 14966503.
65. Scott DA. Influence of polishing instruments on the surface texture of resin composites. *Yearbook of Dentistry* 2007;2007:2.
66. Rzanny A, Lengert M, Göbel R, Schmidt M, Küpper H. Dentale Kunststoffe und deren Verfärbungsneigung. *ZWR* 2015;124(11):514–20.
67. Wolff D, Staehle H-J, Schick S, Frese C. Ausarbeitung und Politur von Kompositrestaurationen. *Zahnmedizin up2date* 2016;10(01):43–64.
68. CORPORATION K. Anwendungsbeispiele & Lösungen: L*a*b*-Farbraum [Internet]; 2023. Available from: <https://www.keyence.de/ss/products/microscope/vhx-casestudy/chemistry/rgb.jsp>.
69. Schulze K, Tinschert J, Marshall Sea. Der Einfluss der Alterung auf die Farbbeständigkeit und Oberflächenbeschaffenheit von Kompositen. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 2003:266–72.
70. VOCO GmbH. Online Info Heavy Flow [Internet]. online: ; 2022.
71. VOCO GmbH. Online Info Light Flow [Internet]. online: ; 2022.
72. VOCO GmbH. Online Info Flow [Internet]. online: ; 2022.
73. VOCO GmbH. GrandioSO F & HF: Flow & Heavy Flow. Gebrauchsanweisung; 2015.
74. VOCO GmbH. GrandioSO LF: Light Flow. Gebrauchsanweisung; 2019.
75. Sirona Dental Systems GmbH. C2+: Polymerisationslicht Satalec Mini L.E.D. Gebrauchsanweisung; 2009. p. 44–48.
76. NTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments. Unique-Polierer [Internet]. online: ; 2022 [cited 2022 Sep 23].
77. VOCO GmbH. Online Info Diamanto [Internet]. online: ; 2022.
78. VOCO GmbH. Dimanto-Polierer. Gebrauchsanweisung; 2017.
79. Heintze SD, Reinhardt M, Müller F, Peschke A. Press-on force during polishing of resin composite restorations. *Dent Mater* 2019;35(6):937–44. PubMed PMID: 31005330.
80. Sceening Eagle Tchnologies. Online Info Zentner proceq ZGM1120 [Internet]. online: ; 2022.
81. Screening Eagle Testing Instruments. Online Info Glanzmessung Zehntner proceq ZGM 1120 [Internet]. online: [cited 2022 Sep 21].
82. Zehntner GmbH Testing Instruments proceq. Zehntner proceq ZGM 1120: Screeningeagle. Bedienungsanleitung. 2nd ed.; 2015 [cited 2022 Sep 21].
83. Polymer Service Merseburg GmbH. Glanzmessung - Grundlagen, Gerät, Kalibrierung, Durchführung nach DIN EN ISO 2813: Oberflächenprüftechnik [Internet]. online: [cited 2022 Sep 27].
84. CORPORATION K. Bedienungsanleitung 3D Laser Scanning Microscope VK-X100K/X200K 96M11880 [Internet]; 2012 [cited 2022 Sep 25].
85. CORPORATION K. Einführung Rauheitsmessung Keyence [Internet]; 2018 [cited 2022 Sep 25].
86. CORPORATION K. Modellreihe VK-X [Internet]; 2018.
87. ZwickRoell. Härte prüfen mit ZwickRoell [Internet].

88. Konica Minolta Sensing Inc. Bedienungsanleitung CM-3500d Spectrophotometer [Internet]; 1993.
89. Strasser T, Rosentritt M. Politur von polymerbasierten Werkstoffen: Ein Werkstoff-Steckbrief. Zahntechnik Magazin [Internet] 2022 [cited 2023 Apr 18];26(05):2–4. Available from: https://www.ztm-aktuell.de/technik/werkstoffe/story/politur-von-polymerbasierten-werkstoffen__11755.html.
90. VOCO GmbH. Dimanto-Polierer: Gebrauchsanweisung; 2017.
91. Nascimento HdOd, Vieira Junior WF, Basting RT, Turssi CP, Amaral FLBd, França FMG. Effect of different polishing systems and staining solution on surface roughness and color stability of bulk fill resin composites. *Am J Dent* 2022;35(1):37–42. PubMed PMID: 35316591.
92. Ardu S, Rossier I, Di Bella E, Krejci I, Dietschi D. Resin composite thickness' influence on L*a*b* coordinates and translucency. *Clin Oral Invest* 2019;23(4):1583–6. PubMed PMID: 30143901.
93. Amaya-Pajares SP, Koi K, Watanabe H, Da Costa JB, Ferracane JL. Development and maintenance of surface gloss of dental composites after polishing and brushing: Review of the literature. *J Esthet Restor Dent* 2022;34(1):15–41. PubMed PMID: 35088935.
94. Da Costa JB, Ferracane JL, Amaya-Pajares S, Pfefferkorn F. Visually acceptable gloss threshold for resin composite and polishing systems. *Journal of the American Dental Association (1939)* 2021;152(5):385–92. PubMed PMID: 33549304.
95. Bozoğulları HN, Büyükerkmen EB, Büyüközer Özkan H. Comparison of Surface Roughness and Color Stability of Different Denture Characterizing Composite Resins: The Effect of Different Surface Treatments. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists* 2023;32(S1):53–60. PubMed PMID: 35929407.
96. Basheer RR, Hasanain FA, Abuelenain DA. Evaluating flexure properties, hardness, roughness and microleakage of high-strength injectable dental composite: an in vitro study. *BMC oral health* 2024;24(1):1–12.
97. Berto-Inga J, Santander-Rengifo F, Ladera-Castañeda M, López-Gurreonero C, Castro Pérez-Vargas A, Cornejo-Pinto A, et al. Surface Microhardness of Bulk-Fill Resin Composites Handled With Gloves. *Int Dent J* 2023;73(4):489–95. PubMed PMID: 36404177; PubMed Central PMCID: PMC10350598.
98. Paolone G, Mandurino M, Scotti N, Cantatore G, Blatz MB. Color stability of bulk-fill compared to conventional resin-based composites: A scoping review. *J Esthet Restor Dent* 2023;35(4):657–76. PubMed PMID: 36789480.

9 Anhang

9.1 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Chemische Strukturformeln der Monomere Bis-GMA, TEGDMA und UDMA (20)	10
Abbildung 2: Rasterelektronenmikroskopisches Bild: Struktur eines Nanohybridkomposits mit kombinierten großen und kleinen sowie kompakten und präpolymerisierten Füllkörpern [angelehnt an (3)]	12
Abbildung 3: Spektrum des sichtbaren Lichts [angelehnt an (17)].....	17
Abbildung 4: Absorptionsspektren der Fotoinitiatoren Campherchinon, Lucirin und Ivocerin und Emissionsspektren von Polymerisationslampen [angelehnt an (37)]	18
Abbildung 5: Silikonform für Probekörperherstellung	28
Abbildung 6: a. Lichtleiter mit Blendschutzkonus b. aktiver Lichtleiter auf Probekörper	29
Abbildung 7: mechanische Polierapparatur A: Polierer auf der Probekörperoberfläche, B: Winkelstück mit eingespanntem Polierer, C: Winkelstückhalterung, D: Schlitten mit Probekörperhalterung: eindimensionale, alternierende Bewegungen des Polierers über dem Probekörper in Richtung der Führungsschiene möglich, E: Führungsschiene, F: Umlenkrolle, G: Gegengewicht, 31	
Abbildung 8: A: Polierbahn 1, B: Polierbahn 2, C: Polierbahn 3, D: Kreuzungsbereich der Polierbahnen, E1-6: unpolierte Probekörperoberflächen Aufsicht auf das entstandene Poliermuster (A-E): nach jeweils 10 alternierenden Bewegungen des Polierers über der Probekörperoberfläche wird der Probekörper um 60° gedreht und erneut poliert (A-C).....	32
Abbildung 9 Strahlengang der 60°-Glanzmessung [angelehnt an(83)].....	34
Abbildung 10: Funktionsprinzip der konfokalen Optik [angelehnt an (84)].....	35
Abbildung 11: Aufbau des Härtemesskopfes[angelehnt an (87)].....	37

Abbildung 12 L*a*b*-Farbraum mit Visualisierung des Farbunterschieds (ΔE) zwischen zwei Messpunkten	38
Abbildung 13:Glanz (Mittelwerte in GE und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer	42
Abbildung 14: Ra (Mittelwerte in μm und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer	45
Abbildung 15: Rz (Mittelwerte in μm und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer	48
Abbildung 16: MH (Mittelwerte in N/mm^2 und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer.....	51
Abbildung 17: ΔE (Mittelwerte und Standardabweichung) der Materialien mit unterschiedlicher Polymerisationszeit (s) und Polierer	54

9.2 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zusammensetzung dentaler Komposite (17)	8
Tabelle 2: Entwicklungsschritte der Komposite nach Ferracane und Klassifikation nach Größe des Hauptanteils der Füllkörper nach Lutz und Philips	13
Tabelle 3: Materialeigenschaften	27
Tabelle 4: Probekörperherstellung	32
Tabelle 5: Übersicht über Werkstoffprüfungen mit Prüfgeräten, Verarbeitungssoftware, Parametern und Einheiten	39
Tabelle 6: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Glanzwerte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden	42
Tabelle 7: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Glanzmessung	43
Tabelle 8: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Arithmetischen Mittenrauwerte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden	45
Tabelle 9: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Ra-Messung	46
Tabelle 10: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Werte für die Gesamtprofilhöhe (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden	48

Tabelle 11: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Rz-Messung	49
Tabelle 12: Darstellung der signifikanten Unterschiede der Martenshärte- werte (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden	51
Tabelle 13: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Härtemessung	52
Tabelle 14: Darstellung der signifikanten Unterschiede Werte für die Verfärbungsneigung (Kennzeichnung kursiv und fett) zwischen allen getesteten Probekörperserien in Abhängigkeit von Material, Polymerisationszeit und Poliersystem; blau: NTI-Polierer, rosa: VOCO-Polierer, Farbintensität hell: Polymerisationszeit 10 Sekunden, Farbintensität mittel: Polymerisationszeit 20 Sekunden, Farbintensität dunkel: Polymerisationszeit 40 Sekunden	54
Tabelle 15: Übersicht über Mittelwerte und Standardabweichungen der Messung der ΔE -Werte	55
Tabelle 16: Pearson-Korrelation und Signifikanz zwischen Werkstoffeigenschaften und Variablen (* = zweiseitig)	56
Tabelle 17: Pearson-Korrelation und Signifikanz der Werkstoffeigenschaften im Vergleich (* = zweiseitig)	57

9.3 Abkürzungsverzeichnis

Zeichen	Einheit	Bedeutung
a*	-	Rot-Grün-Achse des L*a*b*-Farbraums
APO	-	Acylphosphinoxid
b*	-	Blau-Gelb-Achse des L*a*b*-Farbraums
Bis-EMA/ EBPDMA	-	Bisphenol-A-Ethoxydimethacrylat
Bis-GMA	-	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
-	°C	Grad Celsius
F	-	GrandioSO Flow
LF	-	GrandioSO Light Flow
-	g	Gramm
GE	-	Glanzeinheit
HB	-	Härte nach Brinell
HF		GrandioSO Heavy Flow
HR	-	Härte nach Rockwell
HV	-	Härte nach Vickers
L*	-	Helligkeitsachse des L*a*b*-Farbraums
LED	-	lichtemittierende Diode
MH		Härte nach Martens
MHV		Mikro-Vickershärte
-	1/min	Drehzahl
-	mm	Millimeter
-	MPa	Megapascal
-	mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratzentimeter
-	N	Newton
-	nm	Nanometer
-	N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter

NTI	-	Unique-Polierer von NTI-Kahla
p	-	Signifikanzniveau
PAC	-	Plasma Arc Curing
PMMA	-	Polymethylmethacrylat
PPD	-	Phenylpropandion
	%	Prozent
QC	-	Campherchinon
QTH	-	Quartz Tungsten Halogen / Quarz-Wolfram-Quelle
R•		freies Radikal
-	s	Sekunde
SD	-	Standardabweichung
TPO	-	Lucirin
TEGDMA	-	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	-	Urethandimethacrylat
UV	-	Ultraviolett
Voco		Dimanto-Polierer von VOCO
-	W	Watt
ΔE		Verfärbungsneigung: Unterschied zwischen zwei Farben, beschrieben durch einen Vektor im L*a*b*-Farbraum
-	λ_{\max}	Wellenlänge, bei der eine Substanz die höchste Lichtabsorption aufweist
-	μm	Mikrometer

10 Lebenslauf

Charlotte Bohr, geb. Eysholdt

geboren am 03.09.1987 in Göttingen

Staatsbürgerschaft: Deutsch

2008: Allgemeine Hochschulreife - Marie-Therese-Gymnasium Erlangen

2017: Zahnärztliche Approbation - Friedrich-Alexander-Universität Erlangen

2018-2020: Vorbereitungsassistentin - Zahnarztpraxis Dres. Winkler Regensburg

2020-2023: Wissenschaftliche Mitarbeiterin - Zahnklinik / Uniklinik Regensburg

Seit 2023: angestellte Zahnärztin - Praxis Dr. Klemens Regensburg

11 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich Prof. Dr. Handel und Prof. Dr. Hahnel meinen Dank dafür aussprechen, dass ich die wissenschaftlichen Untersuchungen in den Laborräumen und Behandlungsbereichen der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik am UKR durchführen durfte.

Mein besonderer Dank gilt Prof. Dr. Martin Rosentritt für die Überlassung des Themas, für die fachliche Betreuung und nicht zuletzt für seine Geduld bei der Umsetzung dieser Dissertation.

Des Weiteren möchte ich mich bei Dr. Thomas Strasser für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung für seine Tipps bedanken, sowie bei Dipl.-Ing. Sibylle Schneider-Feyrer und Marlene Rosendahl aus der Forschungsabteilung der zahnärztlichen Prothetik für die Einführung in die Nutzung der Messinstrumente und die hilfsbereite Unterstützung während der Messreihen.

Der VOCO GmbH sowie der NTI-Kahla GmbH gilt mein Dank für die zur Verfügung gestellten Materialien.

Außerdem danke ich meinen Eltern Sabine Ott und Prof. Dr. Dr. Ulrich Eysholdt, meinen Geschwistern Adelheid, Gilla und Wolfgang und vor allem meinem Mann Christopher für die unermüdliche Unterstützung und die Motivation, die zu einem erfolgreichen Abschluss dieses Projekts geführt haben.