

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Reinhard HICKEL



**Mathematisches Modell und klinische Simulation transmittierter
Bestrahlungsstärke bei Lichtpolymerisation durch moderne
CAD/CAM-Komposit-Restaurationen**

**Mathematical model and simulated clinical model for predicting
transmitted irradiance during light curing through recent CAD/CAM
resin composites**

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

vorgelegt von
Maximilian Stefan Benedikt Butterhof

aus
Regensburg

Jahr
2022

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

Berichterstatter: apl. Prof. Dr. rer. biol. hum. Nicoleta Ilie

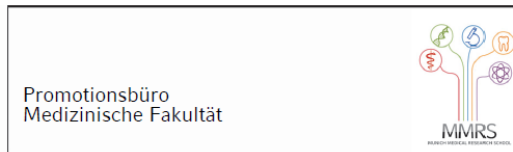
Mitberichterstatter: PD Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.sc.

PD Dr. rer. nat. Uwe Baumert

apl. Prof. Dr. Carl-Peter Cornelius

Dekan: Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 21.01.2022

Affidavit**Eidesstattliche Versicherung**

Butterhof, Maximilian Stefan Benedikt

Name, Vornamen

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel:

Mathematisches Modell und klinische Simulation transmittierter Bestrahlungsstärke bei Lichtpolymerisation durch moderne CAD/CAM-Komposit-Restaurationen

Mathematical model and simulated clinical model for predicting transmitted irradiance during light curing through recent CAD/CAM resin composites

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

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

München, 24.01.2022

Maximilian Butterhof

Ort, Datum

Unterschrift Doktorand

Inhaltsverzeichnis

Affidavit	1
Inhaltsverzeichnis	2
Abkürzungsverzeichnis	3
Publikationsliste	4
1. Beitrag zu beiden Veröffentlichungen	5
1.1 Beitrag zu Paper I.....	5
1.2 Beitrag zu Paper II.....	5
1.3 Präsentationen.....	6
2. Einleitung	7
2.1 Digitalisierung in der Zahnmedizin.....	7
2.2 Lichtpolymerisation als Grundlage der heutigen Zahnmedizin.....	7
2.2.1 Adhäsivsysteme.....	8
2.2.2 Indirekt verarbeitete CAD/CAM-Komposite.....	8
2.3 Anforderungen bei adhäsiv befestigten Restaurationen.....	10
2.3.1 Initiatorsystem und Polymerisationslampe.....	10
2.3.2 Optik: Ästhetik und Transluzenz.....	11
2.3.3 Belichtungsparameter.....	13
3. Zusammenfassung	14
4. Abstract	17
5. Publikationen	19
5.1 Paper I: Mathematical model for assessing true irradiance received by luting materials while curing through modern CAD/CAM resin composites.....	19
5.2 Paper II: Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model.....	20
6. Literaturverzeichnis	21
Danksagung	24

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer Aided-Design	dt. rechnerunterstütztes Konstruieren
CAM	Computer Aided Manufacturing	dt. rechnerunterstützte Fertigung
LED	Light-emitting Diode	dt. Licht-emittierende Diode
RBC	Resin-based Composite	dt. harzbasiertes Komposit
LCU	Light Curing Unit	dt. Polymerisationslampe

Publikationsliste

1. Maximilian Butterhof, Nicoleta Ilie.

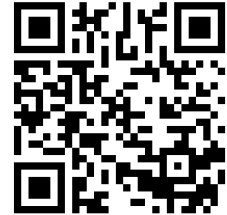
Mathematical model for assessing true irradiance received by luting materials while curing through modern CAD/CAM resin composites.

Dental Materials (ISSN: 0109-5641).

Journal Impact Faktor: 4,495

August 2020. Volume 36, Issue 8, Pages e255-e265.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.018>



2. Maximilian Butterhof, Nicoleta Ilie.

Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model.

Dental Materials (ISSN: 0109-5641).

Journal Impact Faktor: 4,495

Juni 2021. Volume 37, Issue 6, Pages 998-1008.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.002>



1. Beitrag zu beiden Veröffentlichungen

Im Folgenden soll der Eigenanteil an beiden im Journal „Dental Materials“ veröffentlichten Publikationen detailliert dargestellt werden.

1.1 Beitrag zu Paper I

Die Auswahl der zu untersuchenden Materialien für Computer Aided Design und Computer Aided Manufacturing (CAD/CAM) im Hinblick auf neuartige und moderne CAD/CAM-Komposite und die Vergleichsgruppe CAD/CAM-Glaskeramik wurde eigenständig getroffen. Plan-parallel polierte Prüfkörper unterschiedlicher Schichtstärken wurden selbstständig im universitären Forschungslabor mittels halbautomatisierter Diamantsäge und Politur-Apparatur hergestellt. Zur standardisierten Reihenproduktion von Prüfkörpern aus CAD/CAM-Blöcken wurde die Politur-Methodik adjustiert, um den Anforderungen einer beidseitigen, plan-parallelen Politur mit definierten End-Schichtstärken gerecht zu werden. Die Messdaten wurden durch Charakterisierung der Polymerisationslampe und Belichtung der Prüfkörper erhoben. Die Daten-Auswertung und statistische Analyse wurden eigenständig durchgeführt. Es wurde ein Berechnungsmodell anhand der bestehenden Literatur zur Auswertung der Messdaten entwickelt, welches die Berechnung von materialspezifischen Parametern zulässt und den Einfluss von Reflexionsverlusten vertieft. Die statistische und die grafische Aufarbeitung der Ergebnisse mittels Diagrammen und Grafiken waren ebenso wie die Formulierung des Manuskriptes selbstständige Leistungen.

1.2 Beitrag zu Paper II

Kronenförmige Prüfkörper wurden in unterschiedlichen Schichtdicken mittels Präparation eines Studienmodells, Scan mittels CAD/CAM-Intraoralscanner, Prüfkörper-Design via Software und Schleifen per CAD/CAM-Fräse standardisiert hergestellt. Die kaufflächenanalogen Prüfkörper wurden eigenständig im zahntechnischen Labor produziert, nachbearbeitet, poliert sowie vermessen. Hierbei wurde die Messung der Prüfkörperdicke mittels Anfertigung individueller Messspitzen im zahntechnischen Labor modifiziert. Die Messdaten wurden durch Belichtung der Probekörper mit variierenden Polymerisationsparametern erhoben. Das in der ersten Publikation aufgestellte Berechnungsmodell wurde im Rahmen der zweiten Publikation durch Einführung eines zusätzlichen Korrekturfaktors modifiziert, um die theoretischen Grundlagen in einen klinischen Bezug zu setzen. Statistische Analyse, grafische Ausarbeitung und Verfassen des Manuskriptes zur zweiten Veröffentlichung waren wiederum eigenständig erbrachte Leistungen.

1.3 Präsentationen

Die Studienergebnisse wurden am 21. September 2018 im Rahmen des Forschungswettbewerbes „Voco Dental Challenge 2018“ in Cuxhaven unter dem Titel „Simulation klinisch relevanter Polymerisationsbedingungen bei der Befestigung moderner CAD/CAM-Composite“ der Öffentlichkeit vorgestellt. Weiterhin wurde das Forschungsvorhaben unter genanntem Titel am 09. November 2019 in Frankfurt am Main im Rahmen des Wettbewerbs um den 33. Förderpreis der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK), der Bundeszahnärztekammer (BZÄK) und des Dentalprodukt-Herstellers Dentsply Sirona auf dem Deutschen Zahnärztetag präsentiert.

2. Einleitung

2.1 Digitalisierung in der Zahnmedizin

Im Zentrum der zahnmedizinischen Forschung und Entwicklung steht gegenwärtig der nahezu alle Lebensbereiche erfassende Ausbau der Digitalisierung. Dass dieser Prozess unaufhaltsam fortschreiten und die Zukunft bestimmen wird, dürfte mittlerweile als allgemeingültig angesehen werden [1]. Obwohl in gewissen Details nicht nur Positives über die Digitalisierung berichtet werden kann, wie beispielsweise ein in den letzten Jahren weiter gestiegener Mehraufwand im Bereich der digitalen Sicherheit, hohe Investitions- und Unterhaltskosten der modernen Technik oder das zum optimalen Ausnutzen der Vorteile nötige Knowhow im Umgang mit der Technik, ermöglicht uns die Digitalisierung zum Teil neue Wege. Erst durch die computergestützten Verfahren konnten neue Werkstoffe wie Zirkoniumdioxid-Keramiken oder indirekte CAD/CAM-Komposite in den zahnmedizinischen Alltag gebracht werden. Die digitale Verarbeitung im Rahmen der rechnergestützten Planung mittels Computer-aided Design (CAD) und digitale Herstellung mittels Computer-aided Manufacturing (CAM) wurde innerhalb der letzten Jahre immer weiter etabliert. Eine steigende Zahl an Behandlern und zahntechnischen Laboren investieren in Scanner, Software und Schleifeinheiten. Als neuen Zweig der zur Verfügung stehenden Werkstoffe besteht in diesem Bereich ein hohes Potential für die Forschung an neuen Materialien und Arbeitsabläufen, wie etwa die additive Verarbeitungstechnik. Durch den Fokus der Dentalindustrie auf die Entwicklung neuer und optimierter CAD/CAM-Materialien im Hinblick auf Ästhetik und Mechanik bedarf es der hinreichenden wissenschaftlichen Aufarbeitung und Analyse dieser modernen und hochentwickelten CAD/CAM-Werkstoffe [2, 3].

2.2 Lichtpolymerisation als Grundlage der heutigen Zahnmedizin

Im gegenwärtigen zahnmedizinischen Alltag gibt es nur noch wenige konventionelle Anwendungen, welche ohne lichthärtende Komponenten verarbeitet werden. In vielen Bereichen hat die Verbreitung und Etablierung photo-initiiertes Materialien zu einer Verbesserung der Qualität und Langzeitprognose sowie Effizienz beigetragen [4]. Sei es in der Kinderzahnheilkunde mit Fissurenversiegelung, der konservierenden Zahnheilkunde mit direkten Komposit-Füllungen, in der Prothetik mit Befestigungskompositen oder Kieferorthopädie mit Schmelzadhäsiven: Lichthärtung kann als Grundlage der modernen Zahnmedizin betrachtet werden. Nahezu alle und insbesondere minimalinvasive Versorgung wie Füllungen, Teilkronen, Klebebrücken, Veneers, Inlays oder Onlays stützen sich auf einen haltbaren und dauerhaften adhäsiven Verbund zur Zahnhartsubstanz. Als zentraler Pfeiler des zahnmedizinischen Alltags stellt die korrekte Verarbeitung lichthärtender Komponenten

ten einen der wichtigsten Behandlungsschritte dar [5]. Der Erfolg einer dentalen Versorgung beruht auf der Leistungsfähigkeit der verwendeten Materialien und der korrekten Belichtungsroutine bei der Anwendung lichthärtender Werkstoffe. Unzureichende Aushärtung bedingt unerwünschte Nebeneffekte und Nachteile, sowie unkontrollierbaren Outcome. Es sollten deshalb in der klinischen Anwendung durchdachte Behandlungsroutinen bei Verarbeitung und Belichtung photo-initiiertes Komposite etabliert werden [6]. Detailliertes Wissen über die Belichtungsprozesse stellen fundamentale Grundlagen in der heutigen zahnmedizinischen Behandlung dar, welche in dieser vorliegenden wissenschaftlichen Arbeit weiter vertieft werden sollen.

2.2.1 Adhäsivsysteme

Das von Black postulierte Prinzip "extension for prevention" wurde vom Konzept der Minimalinvasivität und dem reduzierten Eingriff in die Zahnhartsubstanz dank der Entwicklung der adhäsiven Befestigung ersetzt [7, 8]. Die Materialwahl entscheidet über die Präparationsrichtlinien einer Kavität zur Aufnahme einer geeigneten Versorgung. Neben einer klassischen Zementierung können indirekte Versorgungen mit Befestigungskompositen eingesetzt werden, wobei zumeist dualhärtende, aber in definierten Konstellationen auch rein lichthärtende Komposite von den Herstellern empfohlen werden. Während konventionell zementierte Kronen und Inlays zum Erreichen der geforderten Retentionsform parallele Ausrichtung der Kavitätenwände erfordern, ermöglichen Adhäsivsysteme Versorgungen ohne diese Limitationen und erweitern die Anwendungsmöglichkeiten erheblich. Die Ausdehnung der Präparation kann sich betont an der Ausgangssituation und der erhaltungswürdigen Zahnhartsubstanz orientieren, was sich insbesondere bei indirektem Zahnersatz auf der Basis von Dentalkeramiken oder Kompositen zeigt [9].

2.2.2 Indirekt verarbeitete CAD/CAM-Komposite

Die jüngste Entwicklung im Bereich CAD/CAM lässt die Grenzen zwischen direkter Komposit-Füllung und indirekt gefertigten CAD/CAM-Keramik-Versorgungen immer kleiner werden. CAD/CAM-Komposit-Materialien offerieren durch gezielte Optimierung der Herstellungsprozesse verbesserte mechanische Eigenschaften und optische Charakteristika im Vergleich zu licht-härtenden Kompositen [10]. Vorteile eines CAD/CAM-Komposites gegenüber den seit Jahren etablierten CAD/CAM-Keramiken sind die Zeitersparnis bei der Herstellung zahnfarbener Restaurationen durch die Reduktion der zeitintensiven Nachbearbeitungsschritte wie Sinterprozesse oder Glanzbrand, sowie die gesteigerte Kosteneffizienz durch geringeren Verschleiß der rotierenden Instrumente bei Schleifprozessen [11]. Durch die effizientere Produktion, vereinfachte okklusale Anpassung und Polierbarkeit als Vorteil gegenüber CAD/CAM-Keramiken kann die CAD/CAM-Komposit-basierte Anfertigung des Zahnersatzes an Attraktivität gewinnen [1]. Die Indikationsgebiete von CAD/CAM-

Kompositen umfassen neben jener der gängigen Keramiken auch den legitimen Einsatz bei Bruxismus-Patienten, was im Allgemeinen für Dentalkeramiken kritisch betrachtet werden sollte [12-14]. Eine intraorale Reparatur bei kleineren Randausbrüchen oder Abplatzungen ist mit direkten Komposit-Füllungsmaterialien mit einem überschaubaren technischen Aufwand verknüpft und gut handhabbar, im Gegensatz zu Keramikrestaurationen ohne den intraoralen Einsatz von gepufferter Flusssäure [15, 16].

Die Etablierung von Hochdruck- und Hochtemperatur-Verfahren bei der industriellen Herstellung der CAD/CAM-Rohlinge erweitert die Anwendbarkeit und Indikationsgebiete dieser hoch-performanten Materialien [1, 10, 17]. Eine homogene Polymerisation kann durch chemische statt licht-initiierte Polymerisationssysteme bei der Produktion indirekter CAD/CAM-Komposit-Systeme erfolgen [10, 17], womit Bedingungen weit außerhalb der Grenzen der intraoralen Gegebenheiten genutzt werden. Die mechanischen Eigenschaften von Kompositen können durch den Einsatz von Hochdruck und Hochtemperatur gegenüber unter Normalbedingungen gehärteten Kompositen gesteigert werden [10]. Im Vergleich zu den bewährten Dentalkeramiken sind sie jedoch durch geringeres E-Modul, geringere Härte und Biegefestigkeit weiterhin unterlegen [1, 3, 11]. Kritisch gesehen werden sollte zudem der Einsatz bei Allergien auf Methacrylaten oder ähnlichen Bestandteilen. Gleichwohl die Hochdruck-/Hochtemperatur-Verfahren unter anderem eine Verringerung des Restmonomergehaltes im Vergleich zu direkten, lichthärtenden Komposit-Versorgungen ermöglichen sollen, kann ein gewisser Restanteil an Monomeren nicht ausgeschlossen werden [18]. Da die Befestigung eines CAD/CAM-Komposites ebenso wie eine CAD/CAM-Glaskeramik mittels eines geeigneten Adhäsivsystems erfolgen soll, bedingt der geforderte Befestigungskomposit wiederum das Verwenden zumeist methacrylat-basierter Materialien.

Für die vorliegenden Publikationen wurden sieben moderne CAD/CAM-Komposite und als Kontrollgruppe eine seit Jahren etablierte CAD/CAM-Glaskeramik in der Zahnfarbe A3 (Vita Farbskala) und hoher Transluzenzstufe ausgewählt. Für die erste Studie wurden 432 beidseitig planparallel polierte Prüfkörper in Schichtstärken von 0,5 bis 5 mm (in 0,5-mm-Schritten, n = 6) hergestellt. Bei einer Dicke von 5 mm wurde teilweise die absolute Opazität der Materialien erreicht, womit die Grenze der Transluzenzmessungen gezeigt und eine vollumfängliche Analyse der Materialien ermöglicht wurde. Für die zweite Publikation wurden drei der sieben CAD/CAM-Komposite ausgewählt, um insgesamt 45 kronenähnliche Prüfkörper in drei Schichtstärkegruppen (1,0, 1,5 und 2,0 mm, n = 5) zu produzieren. Die Oberseite dieser Prüfkörper wurde dem okklusalen Kauflächenrelief eines unteren ersten Molars (Zahn 46) nachempfunden und poliert. Die Unterseite wurde zur standardisierten Messung plan gestaltet und rau belassen, um die klinische Anwendung der Restaurationsmaterialien zu simulieren. Die Festlegung der Schichtdicken wurde anhand der Herstellerangaben getroffen, welche für die untersuchten Materialien okklusale Mindestschichtstärken von 1,2 bis 1,5 mm und für rein lichthärtende Befestigungssysteme eine Wanddicke von

maximal 2 bis 3 mm (Voco Grandio Blocs, Coltene Brilliant Crios) betragen. Die Schichtstärke dieser kronen-ähnlichen Prüfkörper wurde am tiefsten Punkt der Hauptfissur mittels einer speziell adjustierten Messspitze gemessen. Um eine direkte Vergleichbarkeit der ermittelten Materialparameter zu gewährleisten, wurden die Prüfkörper beider Untersuchungen anhand identischer Produktchargen mit übereinstimmenden LOT-Nummern angefertigt.

2.3 Anforderungen bei adhäsiv befestigten Restaurationen

2.3.1 Initiatorsystem und Polymerisationslampe

Da die Gesamtmenge des zur Polymerisation verfügbaren Lichts Einfluss auf den Erfolg der adhäsiven Befestigung und somit die Haltbarkeit der Restauration nimmt, ist detailliertes Wissen über die zur Photopolymerisation verfügbare Bestrahlungsstärke essenziell [19, 20]. Die transmittierte Bestrahlungsstärke ist signifikant vom jeweilig durchleuchteten CAD/CAM-Material abhängig [21], wodurch die Bestimmung materialspezifischer Parameter von herausragender Bedeutung für die Vorhersage einer zur Polymerisation zur Verfügung stehenden Lichtleistung ist.

Das Polymerisationsergebnis hängt entscheidend vom Umsatz des eingesetzten Initiatorsystems ab, wobei die Spezifikationen der Polymerisationslampe über Anwendung und Handhabung bestimmen. Die Entwicklung von Polymerisationslampen basierend auf lichtemittierenden Dioden (LEDs) und die Kombination aus violetten und blauen LEDs ermöglicht die Kompatibilität mit modernen Initiatoren, welche neben Campherchinon auch auf Acylphosphinoxiden und weiteren Photoinitiatoren mit Absorptionsmaximum im violetten Spektrum basieren [22]. Entscheidend ist die Übereinstimmung von Absorptionsmaximum des Initiatorsystems und Emissionsspektrum der Polymerisationslampe besonders im Hinblick auf von Campherchinon abweichenden violett-sensitiven Initiatorsystemen [23-25]. Bei der adhäsiven Befestigung moderner CAD/CAM-Komposite werden von den jeweiligen Herstellern dualhärtende und zum Teil rein lichthärtende Befestigungskomposite empfohlen. Studien zeigten, dass durch eine zusätzliche Lichthärtung bei dualhärtenden Systemen eine signifikant erhöhte Zugfestigkeit und ein gesteigerter Konversionsgrad erzielt wird [20, 26]. Für die korrekte Verarbeitung lichthärtender Systeme ist das Vorhandensein einer ausreichenden Lichtmenge zur Polymerisation unabdingbar. Eine optimale Aushärtung sollte angestrebt werden, wobei die idealen Belichtungsparameter stark von Befestigungskomposit und Initiator abhängig sind.

Um die eingesetzten Wellenlängenbereiche zu analysieren, wurde zunächst die verwendete LED-Polymerisationslampe (Valo, Ultradent, South Jordan, Utah, USA) hinsichtlich des emittierten Spektrums und der abgestrahlten Lichtleistung mittels eines Spektralphotometers (MARC Resin Calibrator, BlueLight Analytics Inc., Halifax, Kanada) charakterisiert.

Die Lampe lieferte drei Belichtungsmodi (Standard, Hoch, Plasma), wobei violett-blaues Licht mit Wellenlängen von 390–480 nm in Bestrahlungsstärken von $1231 \pm 10 \text{ mW/cm}^2$ für Standard, $1840 \pm 12 \text{ mW/cm}^2$ für Hoch und $3520 \pm 15 \text{ mW/cm}^2$ für den Plasma-Modus emittiert wurden. Die spektrale Verteilung ergab zwei Maxima, welche im violetten (400 nm) und blauen (458 nm) Wellenlängenbereich lagen. Dies entspricht der Bauform der Polymerisationslampe mit jeweils verschiedenen LED-Chips für blaue und violette Wellenlängen, wodurch ein breiteres Spektrum für den universellen Einsatz ermöglicht werden soll.

2.3.2 Optik: Ästhetik und Transluzenz

Die Essenz einer anspruchsvollen zahnmedizinischen Restauration besteht in einem funktionellen und ästhetischen Zahnersatz, welcher in Form, Funktion und Ästhetik möglichst der natürlichen Dentition entspricht. Das Nachahmen der natürlichen Ausgangssituation mit Ausformung und entsprechendem Ersatz von Schmelz, Dentin und Schmelz-Dentin-Grenze erlaubt einen anatomisch und werkstoffkundlich ansprechenden Zahnersatz. Da Schmelz und Dentin unterschiedliche Transluzenzen und Farbgebungen zeigen, muss für ästhetischen Zahnersatz die optische Erscheinung der natürlichen Zahnhartsubstanz berücksichtigt werden [27].

Eine der optischen Charakteristiken, die eine Restauration der natürlichen Dentition nachempfinden soll, ist unter anderem die Opaleszenz. Kürzere Wellenlängen des sichtbaren Spektrums werden hierbei stärker gestreut, was eine blaue Erscheinung für reflektiertes Licht und eine orange Verschiebung für transmittiertes Licht betont [28]. Für die Konfiguration eines Komposites mit organischer Matrix und anorganischen Nano-Füllkörpern beschreibt die Rayleigh-Streuung die elastische Lichtstreuung an sphärischen Partikeln mit Durchmessern weit unterhalb der Wellenlänge des transmittierenden Lichtes [29]. Hervorzuheben ist hierbei die starke Abhängigkeit von der eingesetzten Wellenlänge (λ^{-4}), was die stärkere Streuung kürzerer Wellenlängen verdeutlicht. Daraus resultierend wird bei der Photopolymerisation violett Licht stärker abgeschwächt als blaue Wellenlängen [30]. Eine signifikante Diskrepanz zwischen der optischen Erscheinung im sichtbaren Spektrum und violett-blauem Licht bei Photopolymerisation durch eine Komposit-Restauration muss beachtet werden [31].

Die optische Erscheinung bestimmt das ästhetische Gesamtbild der Restauration, während die Lichthärtung eines Befestigungssystems beim adhäsiven Eingliedern durch die Transluzenz beeinflusst wird. Bezogen auf eine Komposit-Restauration wird die Transmission von Licht von der spezifischen Materialzusammensetzung und Mikrostruktur, der Oberflächenqualität, und dem Spektrum des von der eingesetzten Polymerisationslampe emittierten Lichts bestimmt [21, 32-35]. Folglich bestimmen die Zusammensetzung der organischen Matrix, die Größe, Form, Art anorganischer Füllkörper und weitere Additive die optischen Eigenschaften einer Komposit-Restauration [29].

Um die Transmission von Licht durch Komposite hinreichend zu analysieren, bedarf es des Verständnisses multipler optischer Phänomene. Die Abnahme einer transmittierten Lichtleistung wird bestimmt durch Absorption, Streuung und Reflexion [36]. Watts beschrieb die Abschwächung einer durch eine Komposit-Restauration transmittierten Lichtleistung als eine dem Lambert-Beer'schen Gesetz entsprechende exponentielle Abnahme mit zunehmender Schichtstärke [37], welche Absorption und Streuung berücksichtigt [36, 38]. Zusätzlich nimmt die Reflexion an den optischen Grenzflächen beim Übergang von Luft und dem zu untersuchenden Material Einfluss auf die transmittierte Lichtleistung. Eine exponentielle Abnahme muss um einen Reflexionsverlust ergänzt werden, um eine exakte Vorhersage treffen zu können. Bisher berücksichtigen nur wenige Publikationen in der bestehenden Literatur diesen Verlust bei der Bestimmung der Transluzenz dentaler Restaurationsmaterialien [36].

Da bei Messungen der transmittierten Strahlungsdichte der Verlust durch Reflexion an optischen Grenzflächen nicht direkt bestimmt werden kann, soll mit den vorliegenden Publikationen eine Korrektur etabliert werden, um diesem Einfluss gerecht zu werden. Diese Korrektur gewinnt vor allem für hohe Lichtintensitäten und niedrige Schichtstärken an Bedeutung, da hierbei hohe Verluste an den optischen Grenzflächen auftreten. Der Reflexionsgrad ist im Allgemeinen von der Polarisation des eingesetzten Lichts abhängig. Anhand der Fresnel-Gleichungen kann eine reflektierte und transmittierte Bestrahlungsstärke aus der einfallenden Lichtintensität, dem Einfallswinkel und paralleler und senkrechter Polarisation berechnet werden. Nur für die Grenzbedingung des senkrechten Einfalls ist der Reflexionsgrad unabhängig von der Polarisation und identisch für den Ein- und Austritt aus einem optischen Medium. Diese Bedingung ist voraussetzend für die dargestellte Berechnung des Reflexionsgrades und reflektierter Verlustleistungen.

Es wurde in der ersten Publikation ein Berechnungsmodell erstellt, welches die theoretische Basis mit einem mathematischen Modell anhand planparalleler Probekörper aufstellte und die Materialparameter Absorptionskoeffizient und Reflexionsgrad für die ausgewählten sieben Komposite und die Glaskeramik bestimmte. Die zweite Publikation stellte den Bezug zur Praxis her, indem die Berechnungen um realistische Einflussfaktoren erweitert wurden. Der Einfluss einer kronenförmigen Prüfkörpergestaltung und die Abweichung von perfekten Polymerisationsbedingungen wurden simuliert. Basierend auf den für optimale Bedingungen berechneten Parametern konnte in diesem zweiten Schritt eine Erweiterung des Korrekturmodells entwickelt werden, welches einen realistischeren okklusalen Korrekturfaktor einführte. Anhand der Materialparameter kann die transmittierte Lichtleistung und damit die zur Photopolymerisation verfügbare Lichtleistung unabhängig von der einfallenden Bestrahlungsstärke und Schichtstärke einer Restauration berechnet und vorherbestimmt werden. Dies gibt dem Anwender einen Anhaltspunkt, mit welchen erwartbaren Bestrahlungsstärken unter optimalen Bedingungen zu rechnen ist.

2.3.3 Belichtungsparameter

Adhäsiv befestigte Restaurationen mittels dualhärtenden und in definierten Konditionen rein lichthärtenden Befestigungssystemen implizieren die Notwendigkeit einer adäquaten Lichthärtung und Handhabung der Polymerisationslampe. Die den Befestigungskomposit erreichende Lichtmenge wird bestimmt durch die Anwendung der Polymerisationslampe, wobei Einfallswinkel und Belichtungsabstand von Bedeutung sind [39]. Es konnte ein signifikanter Einfluss von Bauart, Behandlerposition und Handhabung auf die effektiv emittierte Bestrahlungsstärke nachgewiesen werden [40, 41]. Eine Abweichung von idealen Belichtungsparametern führt in Abhängigkeit von der individuellen Patientensituation zu einer falschen Beurteilung der effektiv angewendeten Lichtleistung. Aus unzureichend belichteten Arealen resultiert vorzeitiger Haftverlust, geringere Biokompatibilität, erhöhte Abnutzung der Kompositfuge und bakterielle Unterwanderung der Restauration mit Sekundärkaries [42]. Überhöhte Belichtung mit intensiven Bestrahlungsstärken hingegen führt zu Hitzeschäden an oralen Weichgeweben. Bereits geringe Temperaturüberhöhungen der Pulpa führen zu irreversiblen Schäden, welche bis zum Vitalitätsverlust mit periapikalen Parodontiden führen können [43]. Eine korrekte Handhabung und ein Hintergrundwissen über die möglichen Fehler bei der Photopolymerisation sind maßgebend für einen langanhaltenden Behandlungserfolg.

Mit der zweiten Publikation wurde der Einfluss variierender Belichtungsparameter analysiert, um den Bezug zur Praxis an kauflächen-ähnlichen Formen bei der klinisch relevanten Abweichung von idealen Polymerisationsbedingungen, dem senkrechten Einfall in direktem Kontakt, herzustellen. Der Belichtungsabstand wurde in 1-mm-Schritten von 0 bis 10 mm Distanz erweitert, der Einfallswinkel wurde von 0° (senkrechtem Einfall) auf 10°, 20° und 30° erhöht, und unterschiedliche Belichtungsrichtungen in Bezug zur Zahnanatomie (okklusal, mesial, lingual, distal, verstibulär) sowie die Kombination aus schrägem Einfall und erhöhtem Belichtungsabstand (10–30° bei 0–6 mm Distanz) wurden simuliert. Bei schrägem Lichteinfall ist die effektiv zur Messung zur Verfügung stehende Sensorfläche sowie bei Einstellungen aus unterschiedlichen Richtungen das durchleuchtete Prüfkörper-Volumen zu berücksichtigen. Eine von den Prüfkörpern abweichende realistische Kronengestaltung mit anatoformer okklusaler und basaler Ausgestaltung muss bei der klinischen Anwendung für die jeweilige Patientensituation beachtet werden.

3. Zusammenfassung

Zielsetzung. Die bei der Photopolymerisation durch eine CAD/CAM-Kompositrestauration transmittierte Lichtleistung zur Aushärtung eines Befestigungskomposites kann nicht direkt gemessen und vorherbestimmt werden, da die Messung einem Reflexionsverlust unterliegt. Ein mathematisches Berechnungsmodell zur Vorhersage der real transmittierten Bestrahlungsstärke durch eine CAD/CAM-Restauration wurde entwickelt, um die klinisch relevante Lichtmenge zu beziffern, die bei einer adhäsiven Befestigung zur Verfügung stehen kann. Der Einfluss unterschiedlicher Belichtungsparameter, wie die einfallende Bestrahlungsstärke, Belichtungsabstand, Einfallswinkel und -richtung, bei der Lichtpolymerisation durch indirekte CAD/CAM-Komposit-Restaurationen unterschiedlicher Schichtstärken wurde analysiert.

Methodik. Es wurden sieben moderne CAD/CAM-Komposite und als Referenz eine CAD/CAM-Glaskeramik in der gängigen Zahnfarbe A3 und hohen Transluzenzstufe untersucht. Aus diesen acht Materialien wurden beidseitig planparallel polierte Prüfkörper in Schichtstärken von 0,5 bis 5 mm hergestellt (in 0,5 mm-Schritten, $n = 6$), resultierend in 432 planparallelen Prüfkörpern. Drei der CAD/CAM-Komposite wurden zudem verwendet, um insgesamt 45 Probekörper mit okklusalem Kauflächenrelief und planer Unterseite mit einer Schichtstärke im Bereich der Zentralfissur von 1,0, 1,5 und 2,0 mm ($n = 5$) zu produzieren. Die durch die Prüfkörper transmittierte Bestrahlungsstärke einer violett-blauen LED-Polymerisationslampe (Belichtungsmodi: Standard, Hoch, Plasma) wurde mittels eines Spektralphotometers bei senkrechtem Einfall in direktem Kontakt aufgezeichnet. Anhand der kronenähnlichen Prüfkörper wurden zusätzlich durch Variation von Belichtungsmodus, Einfallswinkel, Belichtungsabstand und -richtung pro Krone 180 Belichtungsparameter simuliert. Die Daten wurden anhand des Vergleichs von 95%-Konfidenzintervallen sowie mittels univariater ANOVA gefolgt von Tukey HSD ($\alpha = 0,05$) statistisch ausgewertet.

Ergebnisse. Die durch die Prüfkörper gemessene transmittierte Bestrahlungsstärke nahm für alle Messungen mit zunehmender Schichtdicke exponentiell ab. Diese exponentielle Abnahme ist in Übereinstimmung mit dem Lambert-Beer'schen Gesetz, sofern ein Verlust durch Reflexion an Ober- und Unterseite berücksichtigt wird. Mit vergrößertem Belichtungsabstand und sinkender einfallender Bestrahlungsstärke (Modi: Standard, High, Plasma) nahm die transmittierte Bestrahlungsstärke signifikant ab. Mittels linearer Regression der Messdaten ($p < 0,001$) wurden materialspezifische Parameter berechnet: der dekadische Absorptionskoeffizient, ein Korrekturfaktor des Reflexionsverlustes für plane Prüfkörper, der Reflexionsgrad an planparallel polierten Oberflächen und ein okklusaler Korrekturfaktor für Kronen.

Der dekadische Absorptionskoeffizient erreichte für CAD/CAM-Komposite Werte zwischen 0,292 und 0,387 mm^{-1} , während die Kontrollgruppe Glaskeramik einen signifikant niedrigeren Wert von 0,283 mm^{-1} ergab. Der Korrekturfaktor für plane Komposit-Prüfkörper

per reichte von 0,117–0,177 (Glaskeramik: 0,178), was für planparallel polierte Oberflächen einem Reflexionsgrad von 12,6%–18,4% (Glaskeramik: 18,5%) entsprach. Es konnten signifikante Unterschiede zwischen den getesteten CAD/CAM-Materialien und vor allem zwischen den beiden Werkstoffklassen Komposit und Glaskeramik festgestellt werden. Die Kontrollgruppe Glaskeramik erreichte bei vergleichbar hohem Reflexionsgrad einen signifikant niedrigeren Absorptionskoeffizienten und insgesamt höhere transmittierte Bestrahlungsstärken. Für die ausgewählten CAD/CAM-Komposit-Kronen erhöhte sich der okklusale Korrekturfaktor für Reflexionsverluste signifikant auf 0,305–0,337 verglichen mit planen Prüfkörpern (0,136–0,177). Dieser signifikant höhere Korrekturfaktor für Kronen verdeutlichte die Veränderung zu planen Prüfkörpern und die Notwendigkeit eines okklusalen Korrekturmodells, welches durch die realistischere Prüfkörpergestaltung den Reflexionsverlust an der Kaufläche, den Mindestabstand der Polymerisationslampe zum tiefsten Punkt der Fissur und die raue Unterseite abdeckte. Bei der Übertragung der Ergebnisse auf die klinische Anwendung muss die tatsächliche und patientenindividuelle anatoforme Gestaltung einer indirekten Restauration als Limitation beachtet werden.

Die maximal erreichbare transmittierte Bestrahlungsstärke konnte aus diesen Materialparametern bei variierender einfallender Lichtleistung und Schichtstärke für senkrechten Einfall in direktem Kontakt berechnet werden. Exemplarisch für ein 2-mm-Inkrement angewendet, ergab die Berechnung für plane Prüfkörper verglichen mit der von der Polymerisationslampe emittierten Lichtleistung eine Reduktion der real transmittierten Bestrahlungsstärke (vor Reflexion an der planparallel polierten Unterseite) um 77–86% (messbare transmittierte Bestrahlungsstärke nach Reflexion: 80–89%). Das Modell für Kronen ergab mit einer Reduktion der einfallenden Lichtleistung um 88–92% im Mittel 32% niedrigere transmittierte Bestrahlungsstärken im Vergleich zu planen Prüfkörpern. Demnach können für plane Proben unter idealen Laborbedingungen maximal 14–23% und für Kronen circa 8–12% der Bestrahlungsstärke zur Aushärtung eines Befestigungssystems zur Verfügung stehen.

Die Simulation der Belichtungsparameter bestätigte, dass die höchsten transmittierten Bestrahlungsstärken bei senkrechtem Einfall und minimalem Abstand zwischen Restauration und Polymerisationslampe zu erwarten sind. Vergrößerter Belichtungsabstand resultierte in signifikant niedrigeren transmittierten Bestrahlungsstärken (ab einer Distanz > 4 mm, $p < 0,001$), ebenso für Einfallswinkel über 10° (–11% für 20° und –23% für 30° , $p < 0,05$). Aus vestibulärer Belichtungsrichtung konnten signifikant niedrigere Bestrahlungsstärken (bis zu –15%, $p < 0,02$) gemessen werden, da hierbei durch den mediovestibulären Höcker des nachempfundenen unteren ersten Molars und damit durch ein größeres Prüfkörper-Volumen belichtet wurde.

Schlussfolgerung. Ein Korrekturmodell ermöglicht es, die durch einen Restaurationswerkstoff transmittierte Bestrahlungsstärke als Funktion der jeweils spezifischen Material-

parameter, für variable emittierte Bestrahlungsstärken der Polymerisationslampe und unterschiedliche Restaurationsdicken zu berechnen. Der Anwender profitiert durch dieses Modell von der Möglichkeit, die Materialwahl von Restauration und adhäsivem Befestigungssystem an die jeweilige Behandlungs- und Patientensituation gezielt anzupassen. Eine Abweichung der Belichtungsparameter von optimalen Einstellungen führt beim Eingliedern einer Restauration zu unkontrollierbar niedrigeren transmittierten Lichtmengen, wobei Belichtungswinkel, -richtung und -abstand signifikanten negativen Einfluss auf die transmittierte Bestrahlungsstärke ausüben und demnach limitiert werden sollten.

4. Abstract

Statement of problem: Pre-estimating the irradiance passing through a CAD/CAM composite restoration for properly curing a luting composite is challenging due to irradiance loss by reflection and the influence of various exposure conditions.

Objective: To establish a mathematical model for predicting the true transmitted irradiance through CAD/CAM resin-based composites (RBCs) and the clinically relevant transmitted irradiance that can be expected when luting a CAD/CAM restoration. The influence of irradiance, exposure distance, light curing unit (LCU) angulation and direction of polymerization was analyzed when curing through specimens of different thicknesses.

Methods: Seven modern CAD/CAM RBCs and one CAD/CAM glass-ceramic (control group) were sectioned and polished to plane-parallel specimens of 0.5 to 5 mm thickness (in 0.5 mm steps, $n = 6$, resulting in 432 specimens in total). Three of the CAD/CAM RBCs were additionally used to produce 45 crown-shaped specimens with fissure thicknesses of 1.0, 1.5 and 2.0 mm ($n = 5$). Irradiance of a violet-blue LED light curing unit (LCU) (power modes: Standard, High and Plasma) was measured with a spectrometer after passing through each specimen. 180 exposure conditions per crown were investigated by variation in LCU curing mode, angulation, exposure distance and direction. Material specific parameters were calculated based on linear regression of the measured irradiances. Data was compared based on comparison of 95% confidence intervals and using univariate ANOVA followed by Tukey HSD ($\alpha = 0.05$).

Results: The measured transmitted irradiance passing through the specimens decreased exponentially for increasing specimen thickness. Significantly highest values of transmitted irradiance were measured for 0.5 mm thick specimens for all materials ($p < 0.05$). The decadic absorption coefficient for CAD/CAM-RBCs ranged from 0.292 mm^{-1} to 0.387 mm^{-1} while the control group (glass-ceramic) reached a significantly lower value of 0.283 mm^{-1} . The reflection correcting factor for plane RBC specimens reached values from 0.117 to 0.177 (glass-ceramic: 0.178), resulting in a reflection ratio for plane-parallel polished surfaces from 12.6% to 18.4% (glass-ceramic: 18.5%). Significant difference between the RBCs and control group is noted, as the glass-ceramic offers a comparably high reflection ratio and the significantly lowest absorption coefficient, overall resulting in the highest transmitted irradiances. The modified reflection correcting factor for the selected RBC crowns ranges from 0.305 to 0.337, which was significantly higher than the correction for plane specimens (0.136–0.177). The correction model enables the calculation of transmitted irradiances based on the obtained material parameters and for varying radiant emittance and restoration thickness. Exemplarily calculated for 2-mm increments, the model predicts a reduction of measurable transmitted irradiance compared to the incident irradiance by 80–89% for plane specimens and by 88–92% for crowns, thus the crowns offered an averaged 32% lower transmitted irradiance compared to plane specimens. For photopolymerization, 8–12% of the LCU's radiant emittance can be expected after passing

through an RBC based crown of 2-mm fissure thickness. Transmitted irradiance decreases significantly with increasing exposure distance and decreasing incident irradiance. For tilt angles greater than 10°, transmitted irradiances are significantly reduced (-11% for 20°, -23% for 30°, $p < 0.05$). Significantly lowest transmitted irradiances were measured for vestibular curing direction (up to -15%, $p < 0.02$).

Conclusion: A correction model can predict the transmitted irradiance after passing through a dental restoration as function of radiant emittance, restoration thickness and material specific parameters. The practitioner can be supported by this model to adapt material choice of dental restoration and adhesive system to the individual situation. Variation in exposure conditions shows significant negative effect on the transmission of light and should be limited.

5. Publikationen

5.1 Paper I: Mathematical model for assessing true irradiance received by luting materials while curing through modern CAD/CAM resin composites.

Maximilian Butterhof, Nicoleta Ilie.

Mathematical model for assessing true irradiance received by luting materials while curing through modern CAD/CAM resin composites.

Dental Materials (ISSN: 0109-5641).

Journal Impact Faktor: 4,495

August 2020. Volume 36, Issue 8, Pages e255-e265.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2020.04.018>



5.2 Paper II: Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model.

Maximilian Butterhof, Nicoleta Ilie.

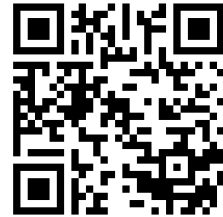
Predicting transmitted irradiance through CAD/CAM resin composite crowns in a simulated clinical model.

Dental Materials (ISSN: 0109-5641).

Journal Impact Faktor: 4,495

Juni 2021. Volume 37, Issue 6, Pages 998-1008.

<https://doi.org/10.1016/j.dental.2021.03.002>



6. Literaturverzeichnis

- [1] Ruse ND, Sadoun MJ. Resin-composite blocks for dental CAD/CAM applications. *J Dent Res.* 2014;93:1232-4. <https://doi.org/10.1177/0022034514553976>
- [2] Strasser T, Preis V, Behr M, Rosentritt M. Roughness, surface energy, and superficial damages of CAD/CAM materials after surface treatment. *Clin Oral Investig.* 2018;22:2787-97. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2365-6>
- [3] Zhi L, Bortolotto T, Krejci I. Comparative in vitro wear resistance of CAD/CAM composite resin and ceramic materials. *J Prosthet Dent.* 2016;115:199-202. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2015.07.011>
- [4] Ferracane JL. Resin composite - State of the art. *Dent Mater.* 2011;27:29-38. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.10.020>
- [5] Federlin M, Price R. Improving light-curing instruction in dental school. *J Dent Educ.* 2013;77:764-72. <https://doi.org/10.1002/j.0022-0337.2013.77.6.tb05528.x>
- [6] Kopperud SE, Rukke HV, Kopperud HM, Bruzell EM. Light curing procedures – performance, knowledge level and safety awareness among dentists. *J Dent.* 2017;58:67-73. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2017.02.002>
- [7] Augusti D, Augusti G, Ionescu A, Brambilla E, Re D. Natural Tooth Pontic Using Recent Adhesive Technologies: An Esthetic and Minimally Invasive Prosthetic Solution. *Case Rep Dent.* 2020;2020:1-10. <https://doi.org/10.1155/2020/7619715>
- [8] Cardoso M, De Almeida Neves A, Mine A, Coutinho E, Van Landuyt K, De Munck J, et al. Current aspects on bonding effectiveness and stability in adhesive dentistry. *Aust Dent J.* 2011;56:31-44. <https://doi.org/10.1111/j.1834-7819.2011.01294.x>
- [9] Boitelle P. Contemporary management of minimal invasive aesthetic treatment of dentition affected by erosion: case report. *BMC Oral Health.* 2019;19:123. <https://doi.org/10.1186/s12903-019-0807-4>
- [10] Nguyen JF, Migonney V, Ruse ND, Sadoun M. Resin composite blocks via high-pressure high-temperature polymerization. *Dent Mater.* 2012;28:529-34. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2011.12.003>
- [11] Lawson NC, Bansal R, Burgess JO. Wear, strength, modulus and hardness of CAD/CAM restorative materials. *Dent Mater.* 2016;32:e275-e83. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.08.222>
- [12] Winter A, Schurig A, Rasche E, Rösner F, Kanus L, Schmitter M. The flexural strength of CAD/CAM polymer crowns and the effect of artificial ageing on the fracture resistance of CAD/CAM polymer and ceramic single crowns. *J Mater Sci Mater Med.* 2020;31:9. <https://doi.org/10.1007/s10856-019-6347-2>
- [13] Mainjot AKJ. The One step-No prep technique: A straightforward and minimally invasive approach for full-mouth rehabilitation of worn dentition using polymer-infiltrated ceramic network (PICN) CAD-CAM prostheses. *J Esthet Restor Dent.* 2018;32:141-9. <https://doi.org/10.1111/jerd.12432>
- [14] Granell-Ruiz M, Granell-Ruiz R, Fons-Font A, Roman-Rodriguez J, Sola-Ruiz M. Influence of bruxism on survival of porcelain laminate veneers. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal.* 2014;19:e426-e32. <https://doi.org/10.4317/medoral.19097>
- [15] Moura DMD, Verissimo AH, Leite Vila-Nova TE, Calderon PS, Ozcan M, Assuncao Souza RO. Which surface treatment promotes higher bond strength for the repair of resin nanoceramics and polymer-infiltrated ceramics? A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2021. Epub 2021/02/08. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2020.06.009>

- [16] Al-Turki L, Merdad Y, Abuhaimed TA, Sabbahi D, Almarshadi M, Aldabbagh R. Repair bond strength of dental computer-aided design/computer-aided manufactured ceramics after different surface treatments. *J Esthet Restor Dent*. 2020;32:726-33. <https://doi.org/10.1111/jerd.12635>
- [17] Nguyen JF, Ruse D, Phan AC, Sadoun MJ. High-temperature-pressure polymerized resin-infiltrated ceramic networks. *J Dent Res*. 2014;93:62-7. <https://doi.org/10.1177/0022034513511972>
- [18] Phan AC, Tang M-L, Nguyen J-F, Ruse ND, Sadoun M. High-temperature high-pressure polymerized urethane dimethacrylate - Mechanical properties and monomer release. *Dent Mater*. 2014;30:350-6. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.12.009>
- [19] Niemi A, Perea-Lowery L, Alaqeel SM, Ramakrishnaiah R, Vallittu PK. Dual-curing resin cement with colour indicator for adhesively cemented restorations to dental tissues: Change of colour by curing and some physical properties. *Saudi J Biol Sci*. 2020;27:395-400. <https://doi.org/10.1016/j.sjbs.2019.10.009>
- [20] Lührs A-K, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Composite cements benefit from light-curing. *Dent Mater*. 2014;30:292-301. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.012>
- [21] Awad D, Stawarczyk B, Liebermann A, Ilie N. Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness. *J Prosthet Dent*. 2015;113:534-40. <https://doi.org/10.1016/j.prosdent.2014.12.003>
- [22] Lucey SM, Santini A, Roebuck EM. Degree of conversion of resin-based materials cured with dual-peak or single-peak LED light-curing units. *Int J Paediatr Dent*. 2015;25:93-102. <https://doi.org/10.1111/ipd.12104>
- [23] Santini A, Gallegos IT, Felix CM. Photoinitiators in dentistry: a review. *Prim Dent J*. 2013;2:30-3. <https://doi.org/10.1308/205016814809859563>
- [24] Cardoso KAO, Zarpellon DC, Madruga CFL, Rodrigues JA, Arrais CAG. Effects of radiant exposure values using second and third generation light curing units on the degree of conversion of a lucirin-based resin composite. *J Appl Oral Sci*. 2017;25:140-6. <https://doi.org/10.1590/1678-77572016-0388>
- [25] Al-Zain AO, Eckert GJ, Lukic H, Megremis SJ, Platt JA. Degree of conversion and cross-link density within a resin-matrix composite. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018;106:1496-504. <https://doi.org/10.1002/jbm.b.33960>
- [26] Lührs A-K, Pongprueksa P, De Munck J, Geurtsen W, Van Meerbeek B. Curing mode affects bond strength of adhesively luted composite CAD/CAM restorations to dentin. *Dent Mater*. 2014;30:281-91. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2013.11.016>
- [27] Pop-Ciutnila I-S, Ghinea R, Perez Gomez MDM, Colosi HA, Dudea D, Badea M. Dentine scattering, absorption, transmittance and light reflectivity in human incisors, canines and molars. *J Dent*. 2015;43:1116-24. <https://doi.org/10.1016/j.jdent.2015.06.011>
- [28] Lee YK, Lu H, Powers JM. Measurement of opalescence of resin composites. *Dent Mater*. 2005;21:1068-74. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.03.015>
- [29] Perez MM, Hita-Iglesias C, Ghinea R, Yebra A, Pecho OE, Ionescu AM, et al. Optical properties of supra-nano spherical filled resin composites compared to nanofilled, nano-hybrid and micro-hybrid composites. *Dent Mater J*. 2016;35:353-9. <https://doi.org/10.4012/dmj.2015-126>
- [30] Pacheco RR, Carvalho AO, Andre CB, Ayres APA, de Sa RBC, Dias TM, et al. Effect of indirect restorative material and thickness on light transmission at different

- wavelengths. *J Prosthodont Res.* 2019;63:232-8.
<https://doi.org/10.1016/j.jpor.2018.12.004>
- [31] Guth JF, Kauling AEC, Ueda K, Florian B, Stimmelmayer M. Transmission of light in the visible spectrum (400-700 nm) and blue spectrum (360-540 nm) through CAD/CAM polymers. *Clin Oral Investig.* 2016;20:2501-6. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1755-x>
- [32] Arimoto A, Nakajima M, Hosaka K, Nishimura K, Ikeda M, Foxton RM, et al. Translucency, opalescence and light transmission characteristics of light-cured resin composites. *Dent Mater.* 2010;26:1090-7.
<https://doi.org/10.1016/j.dental.2010.07.009>
- [33] Par M, Repusic I, Skenderovic H, Tarle Z. Wavelength-dependent light transmittance in resin composites: practical implications for curing units with different emission spectra. *Clin Oral Investig.* 2019;23:4399-409. <https://doi.org/10.1007/s00784-019-02896-y>
- [34] Oliveira GU, Mondelli RF, Charantola Rodrigues M, Franco EB, Ishikiriama SK, Wang L. Impact of filler size and distribution on roughness and wear of composite resin after simulated toothbrushing. *J Appl Oral Sci.* 2012;20:510-6.
<https://doi.org/10.1590/s1678-77572012000500003>
- [35] Van Der Laan HL, Zajdowicz SL, Kuroda K, Bielajew BJ, Davidson TA, Gardinier J, et al. Biological and Mechanical Evaluation of Novel Prototype Dental Composites. *J Dent Res.* 2019;98:91-7. <https://doi.org/10.1177/0022034518795673>
- [36] Elgendy H, Maia RR, Skiff F, Denehy G, Qian F. Comparison of light propagation in dental tissues and nano-filled resin-based composite. *Clin Oral Investig.* 2019;23:423-33. <https://doi.org/10.1007/s00784-018-2451-9>
- [37] Watts D, Cash A. Analysis of optical transmission by 400-500 nm visible light into aesthetic dental biomaterials. *J Dent.* 1994;22:112-7.
- [38] Musanje L, Darvell B. Curing-light attenuation in filled-resin restorative materials. *Dent Mater.* 2006;22:804-17. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2005.11.009>
- [39] Konerding KL, Heyder M, Kranz S, Guellmar A, Voelpel A, Watts DC, et al. Study of energy transfer by different light curing units into a class III restoration as a function of tilt angle and distance, using a MARC Patient Simulator (PS). *Dent Mater.* 2016;32:676-86. <https://doi.org/10.1016/j.dental.2016.02.007>
- [40] Soares CJ, Bragança GFD, Pereira RADS, Rodrigues MDP, Braga SSL, Oliveira LRS, et al. Irradiance and Radiant Exposures Delivered by LED Light-Curing Units Used by a Left and Right-Handed Operator. *Braz Dent J.* 2018;29:282-9.
<https://doi.org/10.1590/0103-6440201802127>
- [41] Price RB, Strassler HE, Price HL, Seth S, Lee CJ. The effectiveness of using a patient simulator to teach light-curing skills. *J Am Dent Assoc.* 2014;145:32-43.
<https://doi.org/10.14219/jada.2013.17>
- [42] Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear Bond Strength with Increasing Light-Guide Distance from Dentin. *J Esthet Restor Dent.* 2006;18:19-28.
<https://doi.org/10.2310/6130.2006.00007>
- [43] Mouhat M, Mercer J, Stangvaltaite L, Örtengren U. Light-curing units used in dentistry: factors associated with heat development - potential risk for patients. *Clin Oral Investig.* 2017;21:1687-96. <https://doi.org/10.1007/s00784-016-1962-5>

Danksagung

Ich möchte einen herzlichen Dank an Frau Prof. Dr. Dipl-Ing. Nicoleta Ilie für die Ermöglichung und hervorragende Betreuung bei der Entstehung dieser wissenschaftlichen Arbeit aussprechen.

Vielen herzlichen Dank an meine Familie für den bedingungslosen Rückhalt und die liebevolle Unterstützung.
