

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

**Einfluss der Schichtdicke auf die Transluzenz und die
Biegefestigkeit von zahnmedizinischen
Restaurationsmaterialien**

Dissertation

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

vorgelegt von

Thomas Sciuk

aus Augsburg

2023

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

| | |
|--|---|
| Berichterstatter: | Prof. Dr. med. dent. Jan-Frederik Güth |
| Mitberichterstatter: | apl. Prof. Dr. Nicoleta Ilie Priv. Doz. Dr. Uwe Baumert |
| Mitbetreuung durch die Mitarbeiter: | Dr. rer. biol. Hum. Dipl. Ing. Kurt Erdelt Josef Schweiger M.Sc. |
| Dekan: | Prof. Dr. med. Thomas Gudermann |
| Tag der mündlichen Prüfung: | 06.02.2023 |

Meiner Familie in großer Dankbarkeit

Hinweise:

- 1) Die im nachfolgenden Text genannten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Aus dem Fehlen eines besonderen Hinweises bzw. des Zeichens ® darf nicht geschlossen werden, dass kein Schutz besteht.
- 2) Um die Lesbarkeit der vorliegenden Arbeit zu erleichtern, wird auf die zusätzliche Formulierung der weiblichen Form verzichtet. Die ausschließliche Verwendung der männlichen Form ist explizit als geschlechtsunabhängig zu interpretieren.

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|---|----|
| 1. | Einleitung..... | 3 |
| 2. | Literaturübersicht | 5 |
| 2.1. | Farbbestimmung in der Zahnmedizin..... | 5 |
| 2.1.1. | Visuelle Farbbestimmung..... | 5 |
| 2.1.2. | Fotografie | 6 |
| 2.1.3. | Instrumentelle Farbbestimmung | 9 |
| 2.1.4. | Einflussfaktoren auf die Farbbestimmung | 9 |
| 2.2. | Lichttransmission von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien | 10 |
| 2.2.1. | Transluzenz | 10 |
| 2.2.2. | Opazität und Transparenz..... | 14 |
| 2.2.3. | Opaleszenz | 15 |
| 2.3. | Mechanische Parameter von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien | 16 |
| 2.3.1. | Biegefestigkeit vs. Bruchfestigkeit | 16 |
| 2.3.2. | Prüfvarianten zur Ermittlung der Biegefestigkeit | 18 |
| 2.3.2.1. | 3-Punkt-Biegeversuch..... | 18 |
| 2.3.2.2. | 4-Punkt-Biegeversuch..... | 19 |
| 2.3.2.3. | Biaxialer-Biegeversuch | 20 |
| 2.3.3. | Risszähigkeit | 22 |
| 3. | Ziel der Studie | 24 |
| 4. | Material und Methoden..... | 25 |
| 4.1. | Studienaufbau | 26 |
| 4.2. | Verwendete Geräte | 26 |
| 4.3. | Verwendete Materialien | 28 |
| 4.4. | Prüfkörperherstellung..... | 32 |
| 4.4.1. | Prüfkörperherstellung für die Transluzenzmessung | 32 |
| 4.4.2. | Prüfkörperherstellung für den Biaxialen-Bruchversuch..... | 34 |
| 4.4.3. | Schneiden | 36 |
| 4.4.4. | Einfärben und thermische Vorbehandlung..... | 37 |
| 4.4.4.1. | Einfärben und Dichtsintern von LV..... | 37 |
| 4.4.4.2. | Kristallisation von EX | 39 |
| 4.4.5. | Planparallelschleifen und Polieren der Prüfkörper | 39 |
| 5. | Ablauf der Studie..... | 43 |
| 5.1. | Lichttransmissionsmessung | 43 |
| 5.1.1. | Beschreibung der Lichttransmissionsmessung und Einstellungen am Spektrophotometer..... | 43 |
| 5.1.2. | Beschreibung des Messvorgangs | 44 |
| 5.1.3. | Berechnung der Transmission..... | 45 |
| 5.2. | Bruchfestigkeitsmessung..... | 46 |
| 5.2.1. | Beschreibung des Messvorgangs | 46 |

| | | |
|--------|--|----|
| 5.2.2. | Beschreibung des Bruchvorgangs..... | 47 |
| 5.2.3. | Berechnung der Biegefestigkeit..... | 49 |
| 6. | Statistische Auswertung..... | 50 |
| 6.1. | Datenanalyse der Transluzenzmessung..... | 50 |
| 6.2. | Datenanalyse der Biegefestigkeit..... | 50 |
| 7. | Ergebnisse..... | 51 |
| 7.1. | Ergebnisse der Transluzenzmessung..... | 51 |
| 7.2. | Ergebnisse des Bruchversuchs..... | 58 |
| 8. | Diskussion..... | 63 |
| 8.1. | Material und Methoden..... | 63 |
| 8.2. | Lichttransmission..... | 64 |
| 8.3. | Biegefestigkeit..... | 71 |
| 9. | Zusammenfassung..... | 75 |
| 10. | Literaturverzeichnis..... | 76 |
| 11. | Abkürzungsverzeichnis..... | 82 |
| 12. | Abbildungsverzeichnis..... | 84 |
| 13. | Tabellenverzeichnis..... | 86 |
| 14. | Danksagung..... | 87 |
| 15. | Eidesstattliche Erklärung..... | 88 |

1. Einleitung

Die Anforderungen an die ästhetischen zahnmedizinischen Restaurationen nehmen beständig zu, da die metallkeramischen Restaurationen als nicht mehr ästhetisch genug empfunden werden. Die gestiegenen ästhetischen Erwartungen des Patienten haben dazu geführt, dass verschiedenste Dentalmaterialien entwickelt wurden, welche hervorragende mechanische Eigenschaften aufweisen sowie biologisch verträglich sind, um dem Patienten die gewünschte hochwertige zahnmedizinische Versorgung zu ermöglichen.[1] Um das beste Ergebnis zu erzielen, steht der Behandler bzw. Zahntechniker vor der Herausforderung, aus verschiedenen Werkstoffen, das für die Situation beste Material zu wählen.[2] Das Restaurationsmaterial muss die optischen und funktionellen Eigenschaften des natürlichen Zahnes bestmöglich nachahmen, um die hohen Erwartungen des Patienten an die Ästhetik und Funktion zu erfüllen.[3] Die unterschiedlichen Materialien aus Keramik, Komposit und Kunststoff so miteinander zu kombinieren, dass sie der Farbe der des natürlichen Zahnes entsprechen, stellt für das Team aus Zahnarzt und Zahntechniker jedes Mal eine neue große Herausforderung dar.[4] Die meisten Materialien sind monolithische Blöcke oder Ronden und für die Bearbeitung in so genannten computer-aided-design und computer-aided-manufacturing (CAD-CAM) Systemen gedacht. Diese Art der Fertigungstechnik ist im heutigen Zeitalter der unaufhaltsamen Digitalisierung nicht mehr wegzudenken. Obwohl der Preisverfall der Computertechnik unaufhaltsam ist, zugleich die benötigte Rechenleistung zur Berechnung von CAD/CAM Restauration immer weiter zunimmt, lässt sich mit dieser Technologie kostengünstiger Zahnersatz für den zahnmedizinischen bzw. zahntechnischen Alltag herstellen.[5]

In den ästhetisch anspruchsvollen Bereichen spielt die Transluzenz eine wesentliche Rolle, denn durch diese Materialeigenschaft kann das natürliche Aussehen des Zahnes simuliert werden. Wenn ein Lichtstrahl auf eine Restauration trifft, kann es entweder zur Reflexion, Ablenkung oder Durchleuchtung kommen. Diese Effekte helfen dabei, das natürliche Erscheinungsbild zu kopieren.[6] Chemische Verbände, Korngrößen, Kristallgitter, Poren und Einschlüsse im Material sind wesentliche Faktoren, die die Transluzenz eines zahnmedizinischen Restaurationsmaterials beeinflussen.[7, 8] Nicht zu vernachlässigen ist auch die Variation der Schichtstärke, die sich erheblich auf die Transmission auswirkt.[2] Die Industrie versucht mit immer neuen Werkstoffen die

Transluzenz und farbliche Anpassung zu verbessern, z.B. gibt es fast kaum noch monolithische Ronden, sondern nur noch sog. Multilayer.[9] Eine Alternative, um die Transluzenz zu optimieren, ist die Veränderung der Korngröße oder die Zugabe verschiedener Substanzen.

Es wurden mehrere Studien [2, 6, 7, 10-15] publiziert, die einen Zusammenhang von Transluzenz und Schichtstärke berichten. Die Ergebnisse der Studien bestätigen das Vorhandensein einer Korrelation. Das bedeutet, je dünner die Schicht, desto höher die Transluzenz, aber auch desto geringer die mechanische Belastbarkeit. Ob ein mathematischer Zusammenhang besteht und falls ja, welcher, konnte jedoch nicht eindeutig geklärt werden. Die Aussagen variieren sehr stark. Es gibt verschiedene Testmethoden, um die Widerstandskraft von zahnmedizinischen Werkstoffen zu prüfen: Biaxial-Bruchversuch, 3-Punkt-Biegeversuch, 4-Punkt-Biegeversuch und den diametralen Zugversuch. Vergleicht man diese untereinander, so zeigt sich, dass der 3-Punkt-Biegeversuch der Standard für zahnmedizinische Restaurationsmaterialien ist, der Biaxial-Biegeversuch aber besser verwertbare und präzisere Daten liefert.[7, 13, 14, 16] Dies liegt daran, dass er die klinische Situation genauer widerspiegelt und weniger anfällig für Defekte an den Prüfkörperkanten ist, die bei der Herstellung der Versuchskörper unvermeidbar sind.[13] Restaurationen werden im Mund einer multiaxialen Belastung ausgesetzt.[7] Auch unter standardisierten Bedingungen kann die maximale Belastbarkeit aufgrund von ungleichmäßig verteilten Defekten bzw. Einschlüssen stark variieren.

Ziel dieser in-vitro Studie ist es, die Transluzenz und Bruchlast in Abhängigkeit zur Schichtdicke für unterschiedliche zahnmedizinische Restaurationsmaterialien zu bestimmen. Basierend auf diesen Daten sollen die geeignetsten mathematischen Kurven und Kurvenparameter ermittelt werden, die das Verhältnis zwischen Schichtstärke und Transluzenz, sowie der Bruchlast darstellen. Dies würde es ermöglichen, die Transluzenz und Biegefestigkeit über die Schichtdicke mit mathematischen Formeln zu beschreiben. Der praktische Nutzen wäre, Zahnärzte und Zahntechniker bei der Suche nach der geeignetsten Schichtdicke zu unterstützen, sowie deren Auswirkungen auf die Biegefestigkeit vorherzusagen.

2. Literaturübersicht

2.1. Farbbestimmung in der Zahnmedizin

Kein zahnärztlicher Arbeitstag vergeht, an dem nicht die Zahnfarbe eines Patienten für das passende Restaurationsmaterial bestimmt wird. Die Bestimmung der passenden Farbe ist vor allem im Frontzahnbereich von großer Bedeutung, da sie neben Funktion und Form unmittelbar vom Patienten wahrgenommen werden kann. Die richtige Zahnfarbe zu bestimmen, stellt sich nicht immer einfach dar, wegen sowohl störender Einflussfaktoren von außen als auch fehlender bzw. mangelnder Kommunikation zwischen Zahnarzt und Zahntechniker. Jeder Restauration sind jedoch technische und werkstoffspezifische Grenzen gesetzt.

2.1.1. Visuelle Farbbestimmung

Vergleicht man die visuelle mit der instrumentellen Farbbestimmung, so stellt man fest, dass die visuelle Zahnfarbbestimmung heute noch in den zahnärztlichen Praxen dominiert. Von entscheidender Bedeutung für eine korrekte Farbnahme ist die Farbsehtüchtigkeit des Betrachters, die mit unterschiedlichen Farbsehtests, z.B. den Ishihara-Farbtafeln bestimmt werden kann.[17, 18] Eine Studie von *Ross* fand heraus, dass unter 2800 Zahnärzten und Zahntechnikern ca. 8% der Teilnehmenden eine gestörte Farbwahrnehmung haben.[19] Bei der visuellen oder subjektiven Farbbestimmung bzw. Farbauswahl kommt es auf drei wesentliche Punkte an. Zum einen müssen das Farbsystem, der Farbring und dessen Konzept aufeinander abgestimmt sein. Prothesenzähne sind konfektioniert und standardisiert, sie entsprechen genau den Farbproben auf dem Farbring. Für individuell verblendete Restaurationen stellt der Farbring lediglich eine Orientierung dar, an die sich der Zahntechniker hält. Zum anderen ist ein systematisches Vorgehen zu beachten, denn eine korrekte Farbnahme erfordert ein umfassendes Wissen zu den verwendeten Keramik- und Kompositsystemen und internen Farbmodifikationen. Zudem ist die Lichtquelle von essenzieller Bedeutung. Die Farbnahme am Patienten erfolgt schrittweise. Die Zahngrundfarbe wird gemäß den drei Farbdimensionen Helligkeit, Farbintensität und Farbton, die den Farbeindruck bestimmen, festgelegt. Um eine brauchbare Farbbestimmung durchführen zu können, sollte die Zahnfarbbestimmung durch den Betrachter (Zahnarzt bzw. Zahntechniker)

unter drei verschiedenen Lichtquellen erfolgen: Tageslicht, farbkorrigiertes Licht und gedämpftes Licht.[20] Optimal ist es, wenn in der Praxis dieselben Lichtbedingungen herrschen wie im Labor. Die Farbbestimmung sollte immer vor Beginn einer restaurativen Therapie erfolgen, da Zähne während einer längeren Behandlung austrocknen. Im Zuge dessen ersetzt die Luft das Wasser zwischen den Schmelzprismen und es kommt zu einer Veränderung des Brechungsindex, was den Schmelz opak und weiß erscheinen lässt.[21] Eine korrekte Farbauswahl setzt voraus, dass Zahnarzt und Zahntechniker denselben Farbschlüssel verwenden und dieser mit dem jeweiligen Keramik- bzw. Kompositsystem kompatibel ist.[22] Bei der subjektiven Farbbestimmung stellt der Farbschlüssel ein gutes Mittel zur Kommunikation zwischen Zahnarzt und Techniker dar. Um eine detailliertere Nachbildung des natürlichen Zahnes wiederzugeben, empfiehlt es, sich ein handgefertigtes Farbdiagramm zu erstellen. Die Anfertigung einer solchen Skizze erfordert sowohl vom Zahnarzt als auch vom Techniker ein umfassendes Wissen zu Zahnmorphologie, Zahnfarbe und Restaurationsmaterial. Dennoch ist es so, dass bei der visuellen Methode die erhobenen Werte zwischen einzelnen Individuen und sogar in den Augen der gleichen Person variieren.[23, 24]

2.1.2. Fotografie

Die Fotografie stellt eine Art Kombination aus der visuellen und instrumentellen Farbbestimmung dar und ist so ein essenzielles diagnostisches und kommunikatives Hilfsmittel zwischen Zahnarzt und Zahntechniker. Bereits 1921 brachte Frederick Barnads dies mit seiner uralten Maxime „ein Bild sagt mehr als tausend Worte“ genau auf den Punkt.[25] Die heutige Digitalfotografie bringt eine Reihe von Vorteilen mit, wie die „Sofortentwicklung“ des Films, die unmittelbare Betrachtung des Fotos und die Möglichkeit der elektronischen Übermittlung zwischen den Teammitgliedern.[26] Sollte der Zahnarzt bei der Farbnahme nicht alle Details sofort erkennen, so dokumentiert er diese und sein Zahntechniker kann sich das Bild beliebig oft anschauen. Zugleich hat er die Möglichkeit, das Farb-Foto in ein Schwarz-Weiß-Bild umzuwandeln, wodurch die Oberflächentextur besser zur Geltung kommt und Unterschiede in der Helligkeit (value) beim Vergleichen von Farbproben gleichen Farbtons (hue) besser erfasst werden.[27] Ebenso kommen die im Zahn vorkommenden Strukturen wie der Halo-Effekt, proximale und inzisale Transluzenz und Mamelons besser zum Vorschein.[25, 28] Um eine ordentliche Aufnahme zu machen, wird eine Grundausstattung benötigt, die aus einer

Spiegelreflexkamera mit einem Makroobjektiv, einem Ringblitz und intraoralen Spiegeln besteht. Von der Handhabung am einfachsten ist der klassische Ringblitz, der für eine gleichmäßige Verteilung des Lichts und Verhinderung von Schatten sorgt. Diese Art von direktem Frontalblitz erzeugt spiegelnde Reflexionen und verhindert so eine konsistente Darstellung subtiler Schmelzmerkmale. Dabei kann es passieren, dass einzelne Merkmale auf und unter der Zahnoberfläche verschwinden, was eine korrekte Farbbestimmung behindert. Bei der reflexiven kreuzpolarisierten Fotografie wird die chromatische Farbgebung mit Hilfe von zwei bilateralen parallelen Doppelpolarisatoren und einem weiteren Polarisator (Analysator), der sich im 90-Grad Winkel zu den Doppelpolarisatoren vor dem Objektiv befindet, signifikant verbessert.[29]

- *Kreuzpolarisierte Fotografie*: Hier kommt ein spezieller kreuzpolarisierter Filter (polar_eyes®) zum Einsatz, der unerwünschte Reflexionen verhindert, Zahnmerkmale definiert und die Quantifizierung der Farbkoordinaten im CIELab-System ermöglicht.[30] Mit Hilfe einer zusätzlichen Graukarte (white-balance®) lässt sich eine sehr präzise Farbbestimmung erzielen.[31] Dies eignet sich ideal bei einer Frontalaufnahme in Kombination mit einem Ringblitz. Als Alternative können zwei Blitze, die wie zwei Satelliten um das Objektiv platziert sind, verwendet werden.[29]
- *Reflexive dentale Fotografie*: Dieses Fotografie-Set-up besteht aus zwei lateralen Blitzern, deren Position sich beliebig einstellen lässt. Für den versierten Zahnarzt macht allerdings lediglich theoretisch ein Seitenblitz mit einer $45^\circ - 0^\circ$ -Geometrie Sinn, denn gemäß dem Gesetz von Snell wird an jeder Grenzfläche, an der sich der Brechungsindex ändert, ein Teil des Lichtes reflektiert und ein Teil übermittelt.[29] Alle anderen Einstellungen haben eher künstlerische Bedeutung. Das Ausmaß, in dem die Richtung des Lichtstrahls verändert wird, hängt von der Veränderung des Brechungsindex ab (relativer Brechungsindex). Der Ausbreitungswinkel lässt sich gemäß der fresnelschen Gleichung berechnen, nach der sich bei einem Einfallswinkel von 45° mit einem durchschnittlichen Brechungsindex von $nd1$ 1,64 (menschlicher Zahnschmelz) und $nd2$ 1,0 (Luft) bei einem Sammelwinkel von 0° (Objektiv) eine Oberflächenreflexion von 7% aufzeichnen lässt, wobei 93% des Lichtes in den natürlichen Zahn gelangen, wo es zur komplexen Lichtstreuung kommt.[29]

Der Goldstandard für die Fotodokumentation ist die Verwendung von digitalen Spiegelreflexkameras („digital single-lens reflex cameras, DSLR-Kamera), allerdings ist auch die rasche und qualitative Entwicklung von Smartphone-Kameras nicht zu vernachlässigen. Die Schweizer Firma Smile Line (St. Imier, Schweiz) hat 2017 ein mobiles Belichtungsgerät *Smile Lite MDP (Mobile Dental Photography)* (Abbildung 1) auf den Markt gebracht, das ein Vielzahl von Belichtungseinstellungen ermöglicht.[32]



Abbildung 1: Smile Lite MDP mit Zentralleuchte, Seitenleuchten, Diffusoren und Polarisationsfilter [32]

Das mobile Minifotostudio emittiert ein Dauerlicht von 5500K (Tageslicht), wodurch ein optimales Belichtungsverhältnis geschaffen wird. Das Ergebnis ist im Gegensatz zur DSLR-Kamera direkt auf dem Bildschirm des Smartphones zu sehen.[32] Das Smile Lite MDP lässt sich mit sämtlichen Smartphones kombinieren, somit kann der Umgang deutlich schneller erlernt werden als mit einer DSLR-Kamera [33]. Mit dem Smile Lite MDP lässt sich aus polarisiertem Zentrallicht und diffusem Seitenlicht ein einzigartiger Effekt erzeugen, der mit einer DSLR-Kamera nur äußerst schwer möglich ist.[32]

Sinnvolle wäre es, eine gewisse Standardisierung einzuführen. Diese fehlt leider bis heute in der dentalen Fotografie. Die Standardisierung dient als Grundlage für die Wiederholbarkeit und somit auch Vorhersagbarkeit. Dieses Problem muss im Rahmen einer Konsensuskonferenz zur dentalen Fotografie geklärt werden.

2.1.3. Instrumentelle Farbbestimmung

Die instrumentelle Zahnfarbbestimmung wird auch als objektive oder computergestützte Farbbestimmung bezeichnet. *Paul et al.* [34] verglichen in einer Studie die Bestimmung der Zahnfarbe zwischen einem Spektrophotometer (LUA005.MHT, CH-Zürich) und drei Testpersonen. Die Reproduzierbarkeit der Farbauswahl mittels Farbmessgerät lag um 33% höher als bei der Auswahl mit dem menschlichen Auge. Die Technologie der computergestützten Farbanalyse ist äußerst komplex. Hierbei nimmt der Scanner feinste Unterschiede wahr, die sich aus verschiedenen Graden, Winkeln und Regionen der Zähne ergeben. Die objektive Farbbestimmung kann somit Farbe quantitativ erfassen, d.h. eine einheitliche, standardisierte, wiederholbare und präzise objektive Farbmessung ist möglich.[34] Heutige für den dentalen Einsatz konzipierte Messsysteme unterscheiden sich hinsichtlich des Anwendungskonzepts nur im Detail. Sie basieren entweder auf einer Punkt- (spot measurement) oder einer Flächenmessung (complete tooth measurement). Bei den Punktmessgeräten wird lediglich ein Bereich von ca. 3mm² vermessen, während bei den Flächenmessgeräten eine Aufnahme der labialen Fläche des Zahnes erfolgt und die L*a*b - Werte für den Zervikal-, Körper- und Inzisalbereich angegeben werden Info. [35, 36] Intraoralscanner werden von Generation zu Generation immer präziser, so dass es nur noch eine Frage der Zeit sein wird, mit ihnen vor der Präparation eines Zahnes auch die Zahnfarbe zu bestimmen.

2.1.4. Einflussfaktoren auf die Farbbestimmung

Die Farbbestimmung wird durch eine Reihe verschiedener Faktoren beeinflusst. Diese spielen bei der visuellen Farbnahme eine deutlich entscheidendere Rolle, da sie bei der instrumentellen Analyse bis auf wenige Punkte zu vernachlässigen sind. Folgende Punkte sind besonders zu beachten:

- Eine saubere Oberfläche der Zähne, da die Form eines Gegenstandes die Farbempfindung wesentlich beeinflusst.
- Die Farbbestimmung soll sowohl unter natürlichem, künstlichem als auch unter gedämpftem Licht durchgeführt werden.
- Im Umfeld störende Einflussfaktoren, sog. Farbreize, wie z.B. Lippenstift, Make-Up, sehr farbige Kleidung, etc. sind zu vermeiden

- Die Betrachtungsdauer sollte max. 5sec. dauern, da es sonst zu einer Umstimmung des Auges kommt. „*Ein umgestimmtes Auge ist [...] keinesfalls in der Lage, Farben objektiv richtig zu erkennen.*“[37]
- Den Farbringzahn in gleicher Richtung wie die natürlichen Zähne halten.
- Die Farbbestimmung sollte nicht nach einer langen Behandlungssitzung erfolgen, da die Zähne austrocknen und dann eine höhere Opazität aufweisen.

Ein weiterer Einflussfaktor bei der Bestimmung der Zahnfarbe ist die Metamerie. Unter Metamerie versteht man, dass manche Farben / Körper unter denselben Beleuchtungsverhältnissen beim Betrachter dieselbe Farbempfindung (Farbvalenz) auslösen. [28] Ändert sich die spektrale Zusammensetzung des Lichts, so werden diese nicht mehr als gleich angesehen. Farben die ein solches Phänomen aufweisen, nennt man metamere oder bedingt gleiche Farben.[28, 38] Aus diesem Grund stellte bereits 1978 *Küppers* fest, dass eine sogenannte „originalgetreue Wiedergabe“ eines verlorengegangenen Zahnes unmöglich ist.[37] Um dieses Problem zu nivellieren weisen zahnmedizinische Restaurationsmaterialien je nach Hersteller und Materialart einen unterschiedlich starken sog. Chamäleon-Effekt auf, durch den sich die Restauration an die Umgebung anpasst.[39]

Bei der objektiven Farbbestimmung gibt es fast keine Einflussfaktoren, die das Ergebnis beeinflussen, was dazu führt, dass das Ergebnis reproduzierbarer ist, als bei der individuellen Farbnahme. Es ist lediglich darauf zu achten, dass keine großflächigen Labialflächen gescannt werden, da es zu einer überproportionalen Reflexion des Lichts kommt.

2.2. Lichttransmission von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien

2.2.1. Transluzenz

Die größte Herausforderung bei der Herstellung von zahnmedizinischen Restaurationen ist das richtige Maß an Transluzenz zu ermitteln, da sie größtenteils für das natürliche Erscheinungsbild des Zahnes verantwortlich ist.[2, 40]

Die Transluzenz (lat.: *trans* „(hin)durch, *lucere* „scheinen, leuchten“) beschreibt die Eigenschaft einer partiellen Lichtdurchlässigkeit und kann am einfachsten mit einer

Milchglasscheibe verglichen werden. Der einfallende Lichtstrahl wird an Einschlüssen, Porositäten oder Kristallen diffus gestreut, passiert aber dennoch unter Reduzierung seiner Intensität das Objekt. Physikalisch betrachtet spricht man hierbei auch von der Transmission (lat.: *trans* „(hin)durch“, *mittere* „schicken“). Die Transluzenz kann mit verschiedenen Messmethoden bestimmt werden. Die folgenden drei werden in wissenschaftlichen Studien am häufigsten beschrieben.

Kontrastverhältnis = Contrast ratio (CR)

Bei dieser Methode wird das Verhältnis zwischen zwei Reflexionsgraden eines Objekts bestimmt. Bei der ersten Messung befindet sich der Prüfkörper vor einem standardisierten schwarzen Hintergrund (Y_b), bei der zweiten Messung vor einem standardisierten weißen Hintergrund (Y_w). [8, 41, 42] Aus diesen Ergebnissen wird das Kontrastverhältnis folgendermaßen berechnet: $CR = Y_b / Y_w$. Lautet das Ergebnis 0, ist der Versuchskörper vollständig transluzent, bei 1 ist sie komplett opak. [43, 44] Bei dieser Art der Definition ist zu beachten, dass die Lichtreflexion der Tristimuluswert Y der Reflexion ist, wie im CIE definiert. [45, 46] Die komplette Messung basierend auf der CIE $L^*a^*b^*$ Farbskala. [47] Die Transluzenz lässt sich als $1 - CR$ beschreiben. Das Kontrastverhältnis vor dem schwarzen Hintergrund ist geringer als vor dem weißen, weshalb sich die CR-Messung vor allem bei der Bestimmung der Opazität eignet, nicht zu verwechseln mit der Opaleszenz-Messung. [46]

Transluzenz Parameter = TP (translucency parameter)

Zur Bestimmung des Transluzenz Parameters wird eine gleichmäßig dicker Prüfkörper entweder mit Hilfe eines Spectrophotometers oder Spektroradiometers zunächst vor einem schwarzem und dann vor einem weißen Hintergrund gemessen. [47] Aus der Farbdifferenz wird der Transluzenz Parameter anhand der folgenden Formel berechnet:

$$TP = [(L_w^* - L_b^*)^2 + (a_w^* - a_b^*)^2 + (b_w^* - b_b^*)^2]^{1/2}$$

L^* : Helligkeit des zu untersuchenden Objekts

a^* : rot/grün - Achse

b^* : blau/gelb - Achse

w : Messung vor dem weißen Hintergrund mit Bezug auf CIE-Koordinaten

b : Messung vor dem schwarzen Hintergrund mit Bezug auf CIE-Koordinaten

Da die Berechnung des TP ebenso, wie die des CR auf der CIE-Kolorimetrie basiert, ist es äußerst wichtig, dass präzise Angaben zur verwendeten Lichtquelle, dem Analysator und den verschiedenen Farbformeln gemacht werden.[46, 48]

Lichttransmission = T % (light transmittance)

Die Lichttransmission ist der Prozentsatz des Lichtes, der den Prüfkörper durchdringt und den Detektor erreicht. Es gibt zwei verschiedene Arten der Lichttransmission, die zur Bestimmung der Transluzenz von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien eingesetzt werden: direkte Lichttransmission (Td%) und totale Lichttransmission (Tt%).[2, 41, 49, 50] Bei der Td% wird lediglich die Lichtmenge bestimmt, die direkt durch den Versuchskörper ohne jegliche Streuung hindurchgeht. Diese Art der Messung wird bei transparenten oder klaren Objekten mit geringen Einschlüssen verwendet. Die Tt% setzt sich aus der direkten und diffusen Lichttransmission zusammen. Deswegen wird die absolute Lichttransmissionsmessung bevorzugt bei der Bestimmung von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien eingesetzt.[41, 50] Als Messinstrument kommt ein Spektrophotometer zum Einsatz, in dessen Inneren sich eine Ulbricht-Kugel befindet. Mit Zunahme der Wellenlänge der Lichtquelle steigt auch die Lichttransmission, was mit einem hohen Grad an Lichtstreuung zu erklären ist. [51]

Vergleicht man die drei Messarten miteinander, so wird in mehreren Studien beschrieben, dass sowohl die Schichtstärke, Oberflächenrauigkeit, Versuchsanordnung als auch die verwendete Lichtquelle einen wesentlichen Einfluss auf den Wert der Transluzenz haben. [6, 46, 47, 51, 52] Vergleicht man CR-Werte mit den TP-Werten stellt man fest, dass der CR-Wert antiproportional zum TP-Wert steigt.[51] Bei der Bestimmung des TP-Werts befinden sich Lichtquelle und Analysator auf der gleichen Seite des Versuchskörpers, was zur Folge hat, dass die Oberflächenrauigkeit bzw. -reflexion und die interne Streuung einen deutlich größeren Einfluss auf die Transluzenzmessung haben als bei der relativen Lichttransmissionsmessung.[52] Bei der TP-Messung wird ein Teil des Lichtstrahl reflektiert, ein anderer innerhalb des Versuchskörpers gestreut, von der Rückwand reflektiert, in dem Prüfkörper erneut gestreut und trifft dann erst auf den Detektor (Abbildung 2).

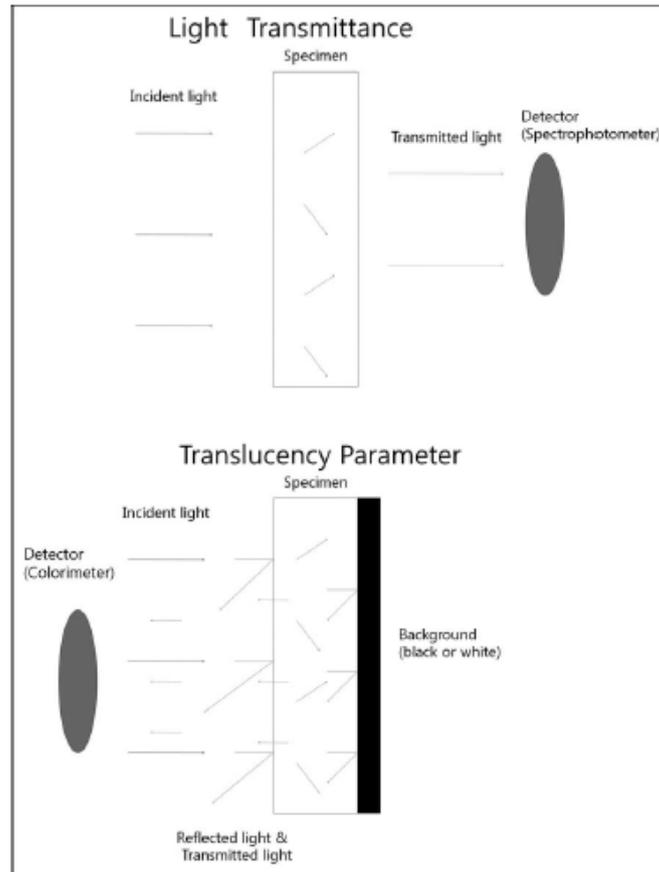


Abbildung 2: Vergleich zwischen der Bestimmung von T % und TP [52]

Bei der Lichttransmissionsmessung geht der Lichtstrahl durch den Prüfkörper, wird mehrfach abgelenkt, verlässt den Versuchskörper wieder und trifft auf den Detektor, wo gemessen wird.[52] Der Transluzenzgrad eines Werkstoffes ist abhängig von der Welllänge und kann somit durch absorptive Partikel bzw. Einschlüsse, wie bestimmte Metalloxide z.B. Aluminiumoxid oder Yttriumoxid beeinflusst werden.[38] Je höher die Partikelkonzentration ist, umso opaker wird das Material. Die Opazität ist das Maß für die Lichtundurchlässigkeit, den Kehrwert nennt man Transluzenz. Die völlige Lichtdurchlässigkeit wird Transparenz genannt.

Für alle drei Messmethoden gilt zum einen, dass die Transluzenz von der Schichtstärke des Prüfkörpers abhängt. Zum anderen, wenn die Berechnung basierend auf der CIE-Kolorimetrie durchgeführt wird, ist es zwingend notwendig, dass die verwendete Lichtquelle und der Analysator exakt beschrieben werden. In der vorliegenden Studie hat man sich für die Bestimmung der totalen Lichttransmission entschieden. Die

Durchführung ist deutlich einfacher, schneller und somit weniger fehleranfällig als die anderen beiden.

2.2.2. Opazität und Transparenz

Die beiden Extrema der Transluzenz sind die Opazität und die Transparenz. Beide stellen zusammen mit der Transluzenz wichtige Parameter bei der Bestimmung der Zahnfarbe dar.

Opazität leitet sich vom lat. *opacitas* „Trübung“, „Beschattung“ ab und bezeichnet allgemein das Gegenteil von Transparenz, also mangelnde Durchsichtigkeit bzw. mangelnde Durchlässigkeit.[53] Der Begriff wird sowohl in der Optik als auch in Bezug auf Materialien verwendet. In der Zahnmedizin findet der Begriff Opazität zum einen Anwendung in der Ästhetik, wo er ein Maß für die Lichtundurchlässigkeit von transluzenten Materialien und Schichten darstellt. Zum anderen wird er bei der Befundung von Röntgenbildern verwendet. Je opaker sich eine Struktur im Röntgenbild darstellt, desto weniger Röntgenstrahlen können durchdringen. Sie kann auch als der Kehrwert der Transmission betrachtet werden.[53, 54] Metallgerüste oder Metallkronen (Abbildung 3 und 4) haben eine totale Opazität und stellen damit im ästhetisch wichtigen Bereich nicht die optimale Lösung dar.

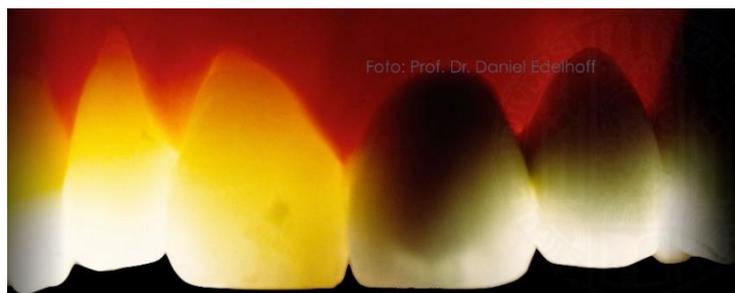


Abbildung 3: Keramisch verblendete Metallkronen/-brücken verhindern aufgrund ihrer Opazität den Lichtdurchlass. Die Zähne wirken dadurch grau und leblos. [55] mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. D. Edelhoff

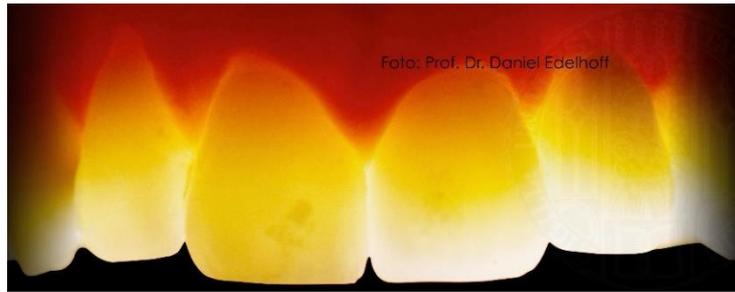


Abbildung 4: Natürliche Zähne im Durchlicht; mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. D. Edelhoff

Die Farbbestimmung sollte daher nicht nach einer längeren Behandlungszeit durchgeführt werden, da Zahnoberflächen, die nicht durch Speichel oder z.B. Wasser benetzt werden, austrocknen. Die Opazität der Zähne nimmt somit zu.

Die entgegengesetzte Transparenz leitet sich vom lateinischen *trans* „(hin)durch“ und *(ap)parere* „sich zeigen, scheinen“ ab und ist die Fähigkeit, von Materie elektromagnetische Wellen ohne Verlust durch Streuung oder Absorption hindurchzulassen (Transmission).[56, 57] Hierfür ist das Fehlen von Oberflächenbeschädigungen, Rissen oder Einschlüssen wichtig, damit keine unregelmäßige Lichtbrechung (Streuung) im oder bereits auf dem Objekt stattfindet, welche dann wieder zur Transluzenz führen würde.[58] Transparente Gegenstände werden durch Aufrauen der Oberfläche undurchsichtig.[57] Eine völlige Transparenz lässt sich an natürlichen Zähnen finden, wie es sich auch bei Luft, klarem Wasser und Glas zeigt.

2.2.3. Opaleszenz

Die Opaleszenz beschreibt den Farbreichtum mancher Stoffe, der durch die Streuung und eventuell Interferenz des Lichts entsteht.[59] Der Name Opaleszenz leitet sich vom Halbedelstein Opal ab. Im Opal kommt es zu einer Streuung von Licht an Cristobalithkugeln innerhalb der nicht kristallisierten, amorphen Kieselsäurematrix.[60] Je nach Größe der streuenden Partikel ergibt sich ein fließender Übergang zwischen Opazität und Opaleszenz. Ein Lichtstrahl, der auf die Oberfläche eines Zahnes trifft, wird je nach Einfallswinkel unterschiedlich stark gebrochen. Sind die Partikel größer als die Wellenlänge des Lichts, tritt die wellenunabhängige Mie-Streuung auf und man spricht von Opazität. Sind die Partikel kleiner als die Wellenlänge, so kommt es

stattdessen zur wellenabhängigen Rayleigh-Streuung.[54] Stimmt die Wellenlänge nahezu mit der Teilchengröße überein, so spricht man vom Tyndall-Effekt.[61]

Wird ein Zahn direkt beleuchtet, so werden die kurzwelligen (blau Anteile), hohen Frequenzen des sichtbaren Lichtes vom Zahnschmelz reflektiert. Die langwelligen, niederfrequenten Anteile werden absorbiert, der Zahnschmelz hat folglich ein bläuliches Erscheinungsbild.[62] Diesen Effekt muss besonders der Zahntechniker beachten, sodass er beim Schichten der Keramikmassen bzw. Bemalen des Zahnes das richtige Verhältnis wählt.

Durchleuchtet man einen Zahn, so erscheint dieser rötlich, orange oder gelblich, weil die langwelligen Frequenzen eines Lichtstrahles an der Oberfläche reflektiert und die kurzwelligen Frequenzen absorbiert werden.

2.3. Mechanische Parameter von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien

Zahnmedizinische Restaurationsmaterialien, die in der Mundhöhle zum Einsatz kommen, sind unter den vorkommenden Bedingungen nicht plastisch verformbar. Bei extrem hoher Krafteinwirkung zeigen Kunststoffe, PMMAs und manche Hybridmaterialien eine wenn auch nur sehr geringe Elastizität. Keramische Restaurationen werden oft als „spröde“ bezeichnet und brechen plötzlich.[63] Keramiken zeigen eine hohe Belastbarkeit gegenüber Druckspannung bei gleichzeitig geringer Widerstandsfähigkeit gegenüber Zugspannungen.[64] Der limitierende Faktor für die Verwendung von Keramiken ist somit die Widerstandsfähigkeit gegenüber Zugspannungen, sodass sich als Methode der Werkstoffprüfung die Feststellung der Biegefestigkeit etabliert hat: Beim Biegen wird auf eine Seite des Versuchskörpers Druck appliziert, was auf der gegenüberliegenden Seite zu Zugspannungen im Material führt.[65] Keramiken können ca. 20 bis 30 mal stärker auf Druck als auf Zug belastet werden.[66]

2.3.1. Biegefestigkeit vs. Bruchfestigkeit

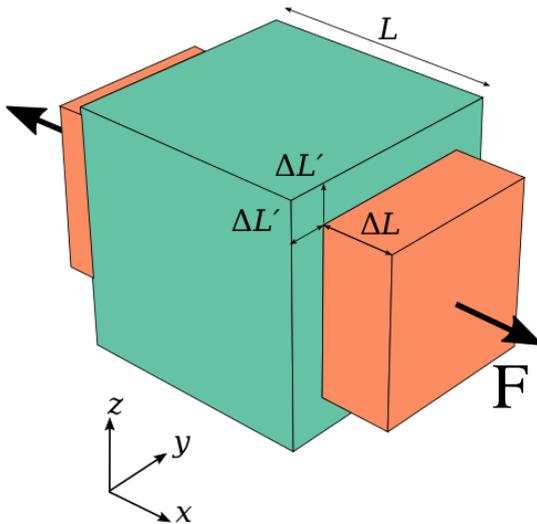
Biegefestigkeit und Bruchfestigkeit sind zwei materialspezifische physikalische Eigenschaften, die von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien bestimmt werden

können. *Tinschert et al.* wiesen darauf hin, dass Biegefestigkeit und Bruchfestigkeit nicht miteinander verwechselt werden dürfen.[67]

Die Bruchfestigkeitsmessung findet an individuellen Restaurationen statt und die dabei aufgewendete Last (Bruchlast) wird in Newton gemessen. Somit haben Bruchlastwerte im klinischen Bereich eine eher orientierende Funktion.

Die Biegefestigkeit hingegen wird anhand von genormten Prüfkörpern ermittelt. Sie wird entweder in MPa oder N/mm² angegeben. Die Biegefestigkeit kann durch spezielle Prüfverfahren bestimmt werden, welche im Anschluss näher erläutert werden. Jedes Testverfahren arbeitet mit entsprechend normierten Prüfkörpern, die mit konstant ansteigender Kraft bis zum Bruch belastet werden.[66, 68]

Wichtig für die Berechnung der Biegefestigkeit ist außerdem die Poissonzahl ν . Sie wird auch Querdehnungszahl oder Querkontraktionszahl genannt und ist ein dimensionsloser Materialkennwert, der zur Berechnung der Querkontraktion bzw. Biegefestigkeit benötigt wird. Die Poissonzahl wurde 1838 vom französischen Physiker und Mathematiker Siméon-Denis Poisson im Zuge seiner Wahrscheinlichkeitstheorie veröffentlicht.[69] Sie ist definiert als linearisiertes negatives Verhältnis aus relativer Dickenänderung $\Delta d/d$ zur relativen Längenänderung $\Delta l/l$ bei Einwirkung einer äußeren Kraft oder Spannung (Abbildung 5).[70] Die Poissonzahl liegt üblicherweise zwischen 0 und 0,5 für isotrope Materialien.[70] Typische Werte für Metalle liegen zwischen 0,25-0,35, für Polymere zwischen 0,3-0,4 und für Diamanten bei 0,2 (kleinster Wert).[71] Bei einer Poissonzahl von $\nu = 0,5$ bleibt das Volumen eines elastischen Körpers unter Belastung konstant, ist der Wert kleiner als 0,5 nimmt das Volumen bei Zugbelastung zu, bei Druckbelastung ab.[70]



Beschreibung:

Auf den grünen Würfel wirkt keine Kraft. In oranger Farbe wirkt an dem gleichen Körper eine Zugkraft in x -Richtung. Diese bewirkt eine Dehnung in x -Richtung um ΔL , dabei kommt es zur Kontraktion in y - und z -Richtung um $\Delta L'$.

Abbildung 5: Dreidimensionales Modell der Querkontraktion [70]

Die gemessenen Werte für die Biegefestigkeit sind von der verwendeten Testmethode (Geometrie der Lasteinleitung, Geschwindigkeit der Lasteinleitung, Umgebungsmilieu) abhängig.[72] Um zuverlässige und somit vergleichbare Werte zur Biegefestigkeit zu erhalten, ist ein standardisiertes Vorgehen sinnvoll. Trotz Normvorgaben kommt es bei ein und demselben Werkstoff zu unterschiedlichen Ergebnissen. Das hängt zum einen damit zusammen, dass man zwar davon ausgeht, dass bei einem Werkstoff immer die gleiche chemische und strukturelle Zusammensetzung herrscht, aber die Anzahl und Größe der im Material eingeschlossenen Defekte variiert, zum anderen der Herstellungsprozess eines Prüfkörpers nicht immer 100% identisch ist. Somit gilt: nimmt die Defektdichte bzw. Defektgröße zu, sinkt die Bruchfestigkeit. Daraus ergibt sich, dass die Bruchfestigkeit eine von der Verteilung der Defekte im Material abhängige Kenngröße ist.[73]

2.3.2. Prüfvarianten zur Ermittlung der Biegefestigkeit

2.3.2.1. 3-Punkt-Biegeversuch

Der 3-Punkt-Biegeversuch zählt zu der am häufigsten verwendeten Methode, um das Elastizitätsmodul (kurz: E-Modul) eines Werkstoffes zu bestimmen. Der Versuchskörper mit einer festgelegten Größe von 3x4x45mm wird auf zwei Auflagerrollen (Widerlager) mit definiertem Abstand gelegt. Um den Prüfkörper kontinuierlich und gleichmäßig zu

belasten, sind die beiden Widerlager um ihre Längsachse frei drehbar und parallel angeordnet. So kann die Einwirkung zusätzlicher Lateralkräfte vermieden werden.[74] Eine dritte Rolle (Belastungsrolle) ist exakt mittig zu den Auflagerrollen positioniert, hat denselben Durchmesser und wirkt senkrecht mit einer Kraft F auf den Versuchskörper. Die Belastungsrolle lässt sich ebenso frei um eine Achse zur Längsachse des Prüfkörpers kippen (Abbildung 6). Der Nachteil des 3-Punkt-Biegeversuchs ist, dass es direkt unterhalb der Belastungsrolle in der Zugzone zu einer Ausbildung von Rissen kommt und somit die Streuung der Messwerte größer werden kann.[75, 76]

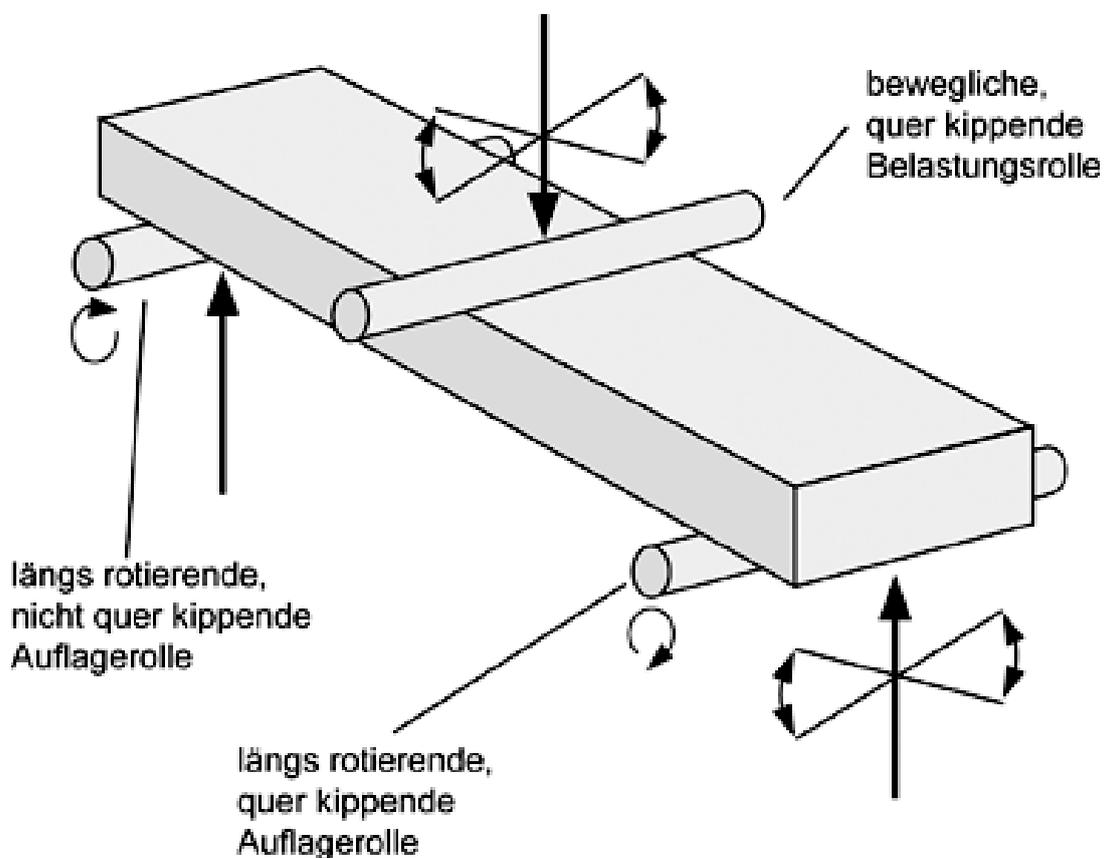


Abbildung 6: Eigene schematische Darstellung des 3-Punkt Biegeversuchs in Anlehnung an [58]

2.3.2.2. 4-Punkt-Biegeversuch

Der wesentliche Unterschied beim 4-Punkt-Biegeversuch zum 3-Punkt-Biegeversuch besteht darin, dass zwei Belastungsrollen einen mit definiertem Abstand gleichmäßigen Druck auf den Prüfkörper ausüben. Dabei muss gewährleistet sein, dass sich beide Druckrollen unabhängig voneinander bewegen und frei um die Längsachse zur

Längsachse des Prüfkörpers rotieren können (Abbildung 7). Der Vorteil ist, dass die Fläche der Zugzone vergrößert wird und somit die Streuung der Messwerte, die beim 3-Punkt-Test als nachteilig betrachtet wird, hier vermieden wird. Die Größe des Versuchskörpers bleibt aber identisch. Allerdings sind die ermittelten Werte beim 4-Punkt-Biegeversuch aufgrund des Volumeneffekts niedriger, weshalb die Prüfmethode immer angegeben werden muss.[74]

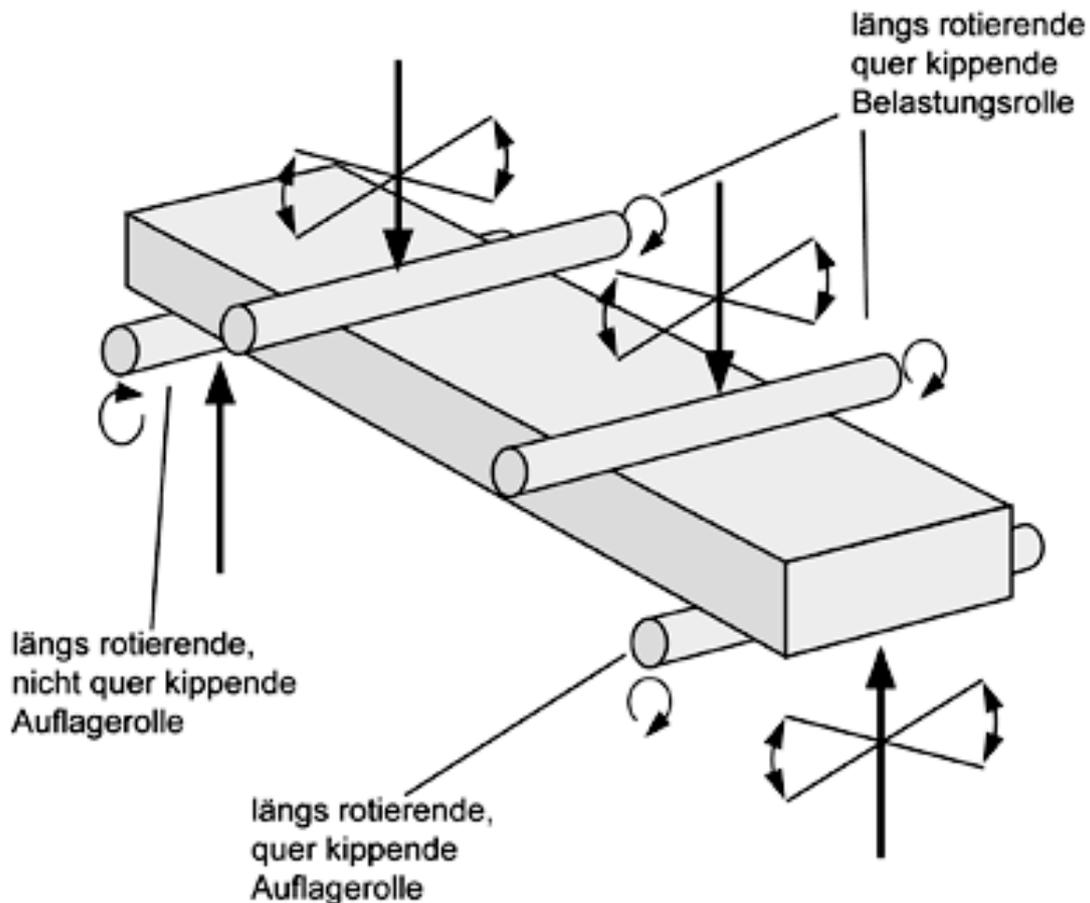


Abbildung 7: Eigene schematische Darstellung des 4-Punkt Biegeversuchs in Anlehnung an [58]

2.3.2.3. Biaxialer-Biegeversuch

Der Biaxiale-Biegeversuch, auch „Kolben-auf-drei-Kugeln-Prüfung“ oder „piston-on-three-balls-test“ genannt, hat gegenüber den beiden soeben dargestellten Versuchsmethoden den Vorteil, dass Fehler und kleinere Defekte an den Kanten der Prüfkörper, wie sie bei der Herstellung der Prüfkörper nicht zu vermeiden sind, das Messergebnis unwesentlich beeinflussen.[77, 78] Die genauen Prüfvorgaben lassen sich der DIN EN ISO-Norm 6872 entnehmen. Für diese Messmethode werden 10 Scheiben

mit einem Durchmesser von 12-16 mm und einer Dicke von $1,2 \pm 0,2$ mm benötigt. Die Ober- und Unterfläche sind so zu beschleifen, dass sie planparallel zueinander sind und eine Toleranz von $\pm 0,5$ mm aufweisen. Die drei Stahlkugeln haben jeweils einen Durchmesser von $3,2 \pm 0,5$ mm, sind kreisförmig auf einem Radius von $5 \pm 1,0$ mm und konzentrisch in einem Winkel von 120° angeordnet. Sie bilden ein gleichseitiges Dreieck mit einer Kantenlänge von 10-12 mm. Der Prüfkörper ist so zu positionieren, dass der Mittelpunkt des kreisrunden Prüfkörpers mit dem Schnittpunkt der Mittelsenkrechten des Dreiecks aufeinander fallen. Der Prüfstempel hat einen Durchmesser von 1,2-1,6 mm und nähert sich mit gleichbleibender Geschwindigkeit dem Versuchskörper. Die Spannungsspitze entsteht direkt unter ihm und nicht an den Kanten wie beim 3-Punkt- bzw. 4-Punkt-Biegeversuch, was gleichzeitig den Vorteil dieser Prüfmethode ausmacht. Die Bruchlast P, die den Prüfkörper zum Versagen bringt, wird von der Prüfmaschine bestimmt (Abbildung 8).

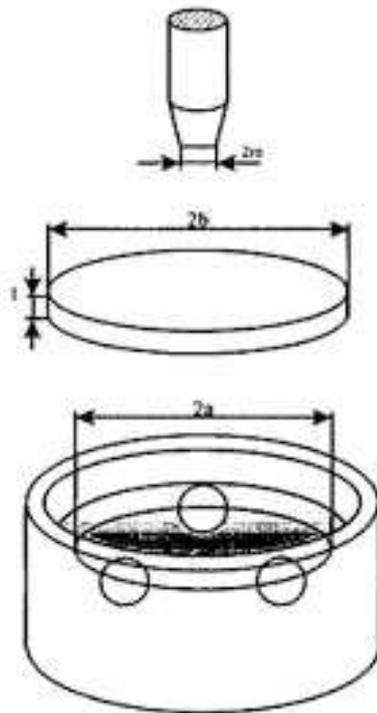


Abbildung 8: Eigene schematische Darstellung des Biaxialen-Bruchversuchs in Anlehnung an [58]

2.3.3. Risszähigkeit

Die Risszähigkeit oder Bruchzähigkeit beschreibt in der Bruchmechanik den Widerstand eines Restaurationsmaterials gegen die Rissinitiierung. Sie spielt vor allem bei keramischen Materialien eine wichtige Rolle, weil sie sowohl eine hohe Härte und Festigkeit als auch ein sprödes Materialverhalten aufweisen. Wiedergegeben wird die Bruchzähigkeit mit dem sog. Spannungsintensitätsfaktor K_{IC} , der ein Maß für die Rissanfälligkeit bzw. Sprödigkeit des Werkstoffes ist.[79, 80] Je höher die Risszähigkeit ist, desto sicherer ist bei gleicher Fehlerverteilung das Langzeitverhalten.[79]

Die Risszähigkeit kann mittels des 3-Punkt-Biegeversuchs (Abbildung 6), 4-Punkt-Biegeversuchs (Abbildung 7) oder durch den Spaltzugversuch (Abbildung 9) bestimmt werden.[81]

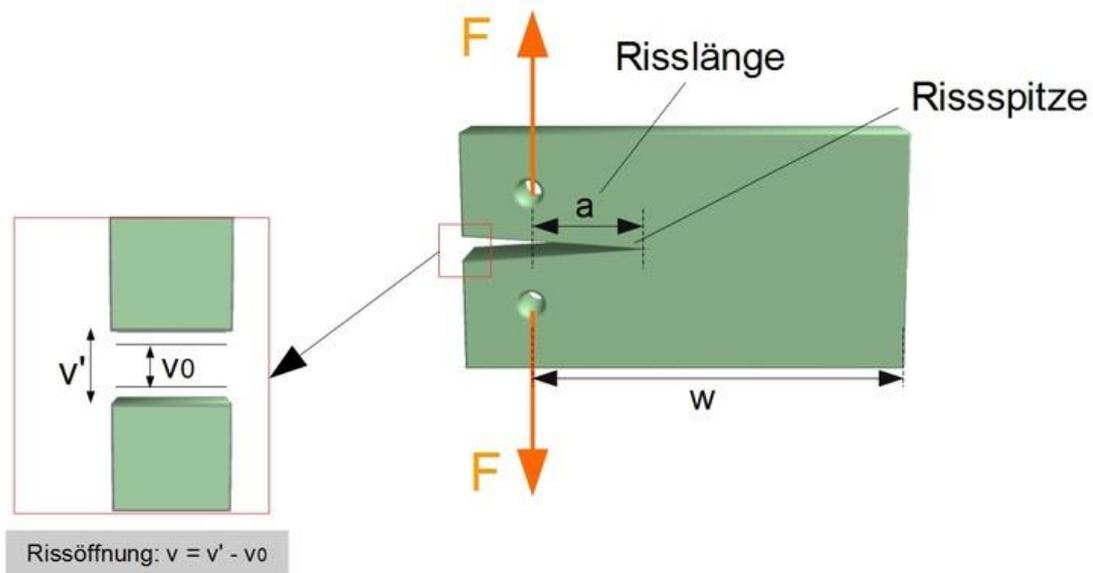


Abbildung 9: Risszähigkeit (Schema) – Zugversuch [82]

Wird ein symmetrischer Prüfkörper auf Biegung beansprucht (Abbildung 10), so kommt es an der einen Seite des Versuchskörpers zu einer Druckspannung und auf der gegenüberliegenden Seite zu einer Zugspannung.[83] Die Faser, die sich genau in der Mitte des Prüfkörperquerschnittes befindet, wird als sogenannte Neutralfaser bezeichnet und zeichnet sich durch einen unveränderten Abstand zwischen den Atomen aus.[78] Mit zunehmendem Abstand von der Neutralfaser wächst gleichzeitig die Spannung auf die Atome und erreicht in der Randfaser das Maximum.[84]

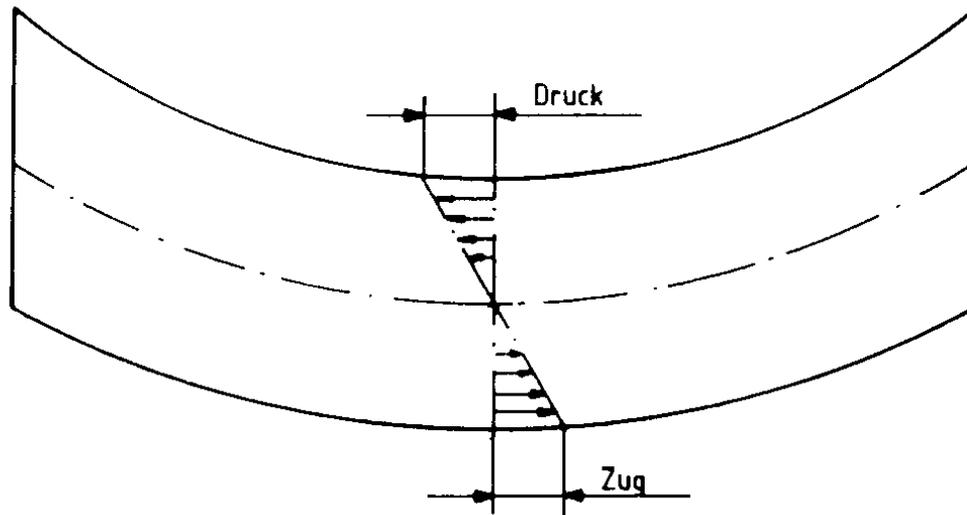


Abbildung 10: Spannungsverteilung innerhalb eines Prüfkörperquerschnittes bei Beanspruchung auf Biegung

3. Ziel der Studie

Ziel der vorliegenden Studie war es, einen mathematischen Zusammenhang zwischen der Materialstärke und Transluzenz als auch zwischen der Materialstärke und der Biegefestigkeit eines Materials zu untersuchen. Zusätzlich sollte evaluiert werden, ob Transluzenz bzw. Biegefestigkeit anhand einer mathematischen Formel für beliebige Materialstärken berechnet werden können.

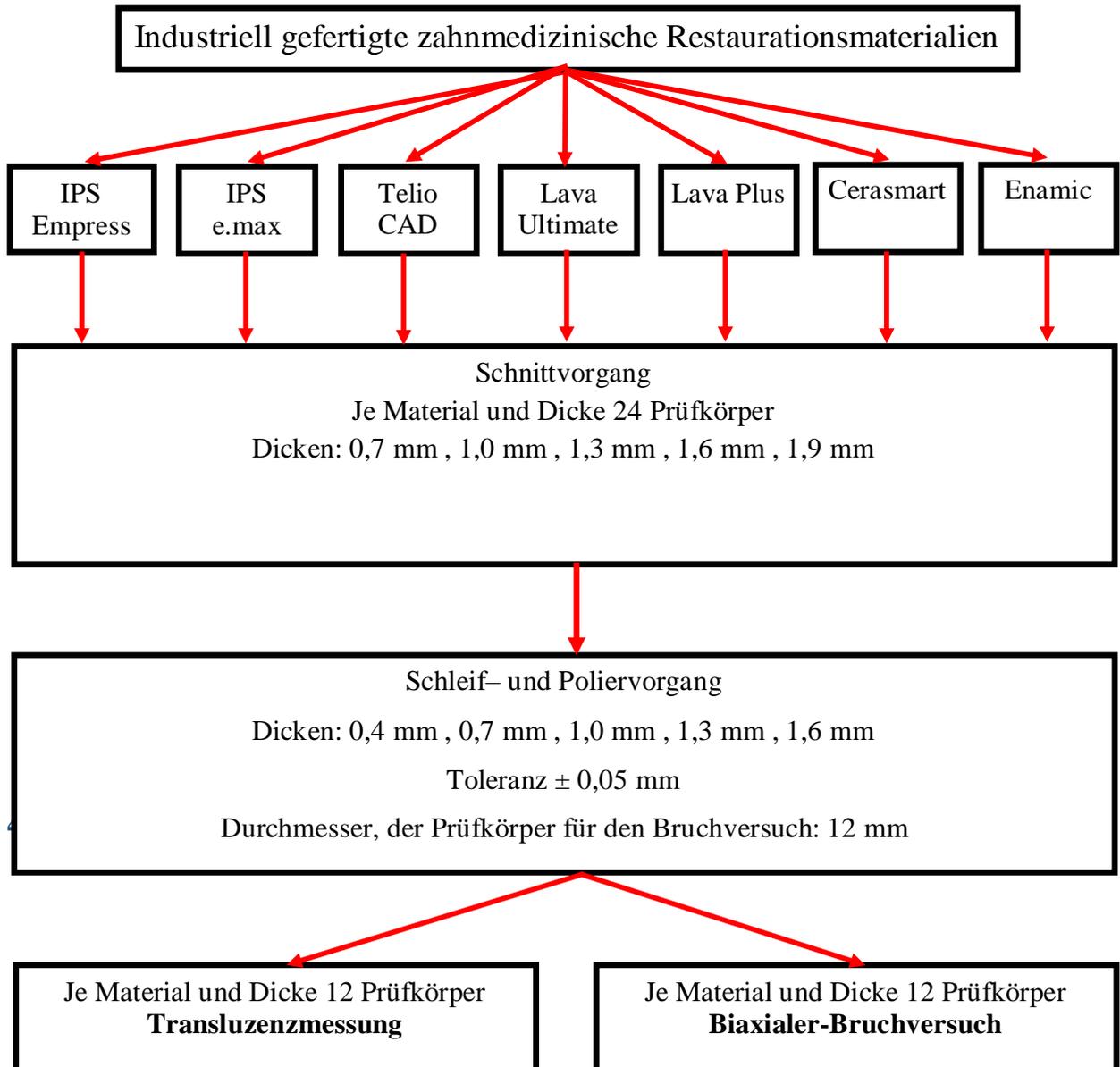
4. Material und Methoden

Aus drei keramischen, einem hybridkeramischen und drei hochleistungspolymeren zahnmedizinischen Restaurationsmaterial wurden jeweils 60 Prüfkörper für die Lichttransmissionsmessung und 60 für den Biaxialen-Bruchversuch hergestellt.

Vor jeder Transluzenzmessung wurde eine Baselinemessung ohne Prüfkörper durchgeführt. Dieser Wert diente als Referenzwert für die Berechnung der Lichttransmission. Mit Hilfe einer Computersoftware und des ermittelten Referenzwertes konnte die Transmission berechnet werden.

Die maximale Bruchlast bzw. die Biegefestigkeit wurden mit Hilfe einer universellen Prüfmaschine bestimmt und der dazugehörigen Software graphisch und tabellarisch ausgewertet.

4.1. Studienaufbau



4.2. Verwendete Geräte

Mit Hilfe einer CAD/CAM Fräse und der herstellereigenen Konstruktionssoftware wurden aus den Materialrohlingen vorläufige Prüfkörper für die Transluzenzmessung und den Biaxial-Versuch herausgefräst. Mit Hilfe einer Präzisionsschneidemaschine wurden die vorläufigen Prüfkörper in gleichmäßig dicke Scheiben von 0,7 mm / 1,0 mm / 1,3 mm / 1,6 mm / 1,9 mm geschnitten. Die Prüfkörper der LV und EX Versuchsgruppe mussten noch thermisch vorbehandelt werden. Anschließend wurden die Versuchskörper mit einer

Schleif- und Poliermaschine auf eine exakte Schichtstärke von 0,4 mm / 0,7 mm / 1,0 mm / 1,3 mm / 1,6 mm geschliffen. Mit einem Fotospectrometer wurde die Transluzenzmessung im Wellenlängenbereich 400nm – 780nm durchgeführt und mit der dazugehörigen Software die Lichttransmission berechnet.

Zur Bestimmung des Biaxialen-Bruchwerts der Versuchskörper diente eine universelle Prüfmaschine (Abbildung 11) und das herstellereigene Programm.

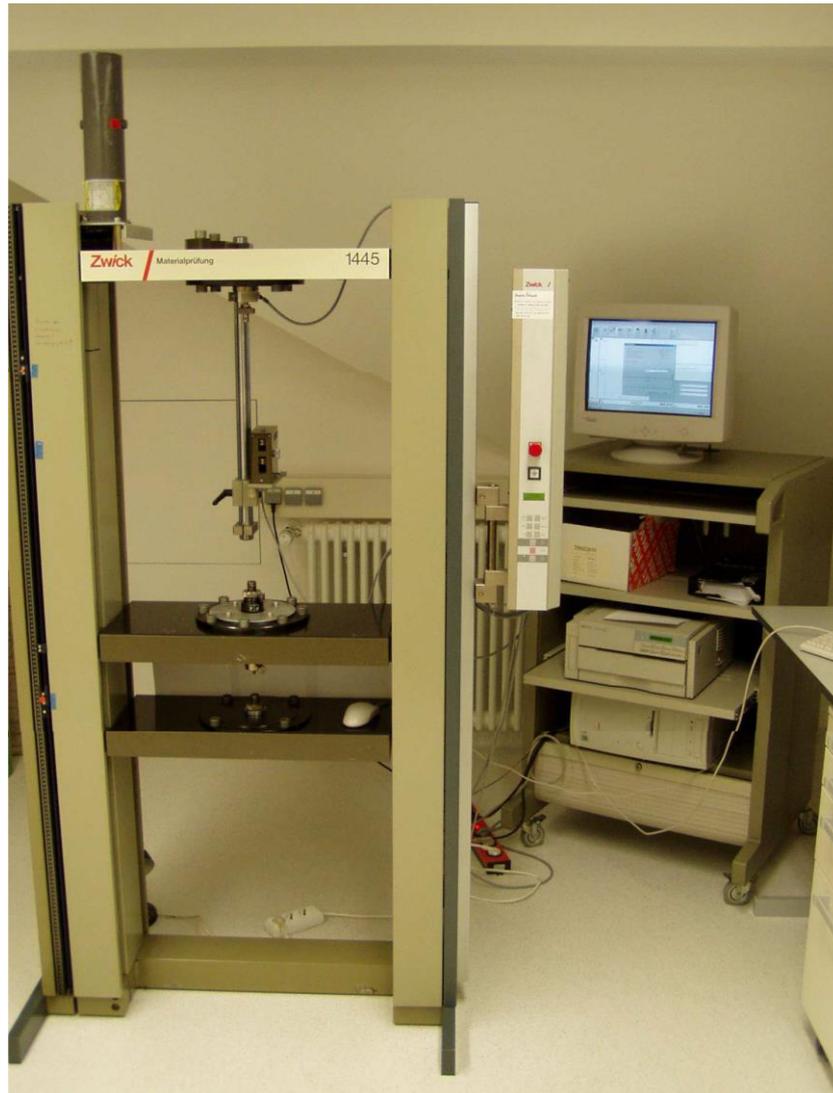


Abbildung 11: universelle Prüfmaschine

4.3. Verwendete Materialien



Abbildung 12: In der Studie verwendete zahnmedizinische Restaurationsmaterialien

Im folgenden Abschnitt werden die Herstellerangaben der verwendeten zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien aufgelistet:

| Material | Abkürzung | Farbe | Biegefestigkeit [MPa] | Elastizitätsmodul [GPa] | Dichte [g/cm ³] | Vickershärte [MPa] |
|----------|-----------|---------------------------------|-----------------------|-------------------------|-----------------------------|--------------------|
| 1 | LV | Weißling Färbelösung A2 | > 1100 | 210 | 6,08 | > 1200 |
| 2 | EX | Low Translucency LT A2 | 360 ± 60 | 95 ± 5 | 2,5 | 5800 ± 200 |
| 3 | EM | Low Translucency LT A2 | 160 | 62 | k.A. | k.A. |
| 4 | VE | High Translucency HAT 2M2 | 150 - 160 | 30 | 2,1 | k.A. |
| 5 | GC | High Translucency HT A2 | 231 | 9,6 | 1,84 | k.A. |
| 6 | LU | High Translucency HT A2 | 204 | 12,77 | k.A. | k.A. |
| 7 | TE | Low Translucency LT A2 | 130 ± 10 | 3,2 | 1,18 | 190 ± 5 |

Tabelle 1: Abkürzungen und werkstoffkundliche Kennzahlen der verwendeten Materialien laut herstellereigenen Produktinformationsbroschüre (Homepage)

1. 3M – Lava Plus (3Y-TZP_LA)

Hersteller: 3M

Produktname: Lava Plus

Indikation: Kronen, bis zu fünfgliedrige Brücken, Freidendbrücken, Marylandbrücken, Kronen auf Implantat

Bestandteile: 3mol-%-iges Yttrium teilstabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkonoxid, 0,1% Aluminiumoxid

Lava Plus ist ein klassisches Zirkonoxid mit einem Anteil von 3 Mol-%-Yttriumoxid. Es eignet sich sowohl für Einzelzahnrestaurationen als auch für große prothetische Versorgung mit bis zu fünf Gliedern. Lava Plus kann entweder als Voll-Zirkonoxid oder als verblendetes Gerüst verwendet werden.

2. Ivoclar Vivadent –IPS e.max® CAD ($LS_2 = \text{Lithium-Disilikat}$)

Hersteller: Ivoclar Vivadent

Produktname: IPS e.max® CAD

Indikationen: Veneer, Inlay, Onlay, Teilkrone, 3-gliedrige Brücke im Frontzahn- und Prämolarenbereich

IPS e.max CAD ist eine Lithium-Disilikat-Glaskeramik, die sich äußerst vielseitig einsetzen lässt vom Veneer bis hin zur 3-gliedrigen Brücke oder individuell gefertigtem Abutment. Es liegt in einer Vielzahl an transluzenten Stufen, Farben und Blockgrößen vor. IPS e.max CAD wird somit sehr hohen ästhetischen Ansprüchen gerecht.

3. Ivoclar Vivadent –IPS Empress CAD (Leucitverstärkte-Glaskeramik)

Hersteller: Ivoclar Vivadent

Produktname: IPS Empress CAD

Indikationen: Front- und Seitenzahnkronen, Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen

Bestandteile: Kombination aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen 35 – 45 Vol. %

IPS Empress CAD ist eine Kombination aus einer Glasmatrix und Leuzitkristallen, bei der die Kristalle einen Durchmesser von 1 – 5 µm haben. Überall wo es um Ästhetik und Einzelzahnrestaurationen geht, kann das Material sehr gut eingesetzt werden.

4. VITA –Enamic (PICN = Polymer Infiltrated Ceramic Network = Hybridkeramik)

Hersteller: VITA

Produktname: VITA Enamic

Indikationen: Front- und Seitenzahnkronen, Veneers, Inlays, Onlays, Teilkronen, Kronen auf Implantat

Bestandteile: Mischung aus 86 Gew.% angereicherten aluminiumoxid-Feltpatkeramik und 14 Gew.% Polymer (UDMA und TEGDMA)

Vita Enamic ist eine Hybridkeramik, bei der das dominierende Feinstruktur-Netzwerk durch ein Acrylpolymer-Netzwerk verstärkt wird. Der Werkstoff zeichnet sich vor allem dadurch aus, dass er eine geringere Sprödigkeit hat.

5. GC – Cerasmart (Composite)

Hersteller: GC

Produktname: Cerasmart

Indikationen: Inlay, Onlay, Veneers, Einzelkronen, Teilkronen

Bestandteile: Netzwerk aus ultrafeinen, homogen verteilten Füllern

GC Cerasmart ist ein Hochleistungspolymer bei dem feinste Nanokeramik-Partikel in eine hochgehärtete Kunststoffmatrix eingebettet sind.[85] Somit hat das Material eine kraftabsorbierende Wirkung

6. 3M – Lava Ultimate (RNC = Resin Nano Ceramic)

Hersteller: 3M, Seefeld, Deutschland

Produktname: Lava Ultimate (OP)

Indikation: Inlay, Onlay, Veneer, Einzelkronen, Implantatkronen

Bestandteile: Mischung aus 80% Gewichtsgehalt Nanokeramikpartikel und Kunststoff (monodisperse, nicht aggregierte und nicht agglomerierte Nanocluster zweier Typen, die sowohl an das chemisch gebundene Silan binden, als auch aus Siliziumoxid - Partikeln der Größe (D = 20 nm) und Zirkoniumdioxid-Nanomer- Partikeln der Größe (D = 4-11 nm) bestehen.

Lava Ultimate ist eine Resin-Nanokeramik, die aus bis zu 80% Gewichtsgehalt an nanokeramischen Material besteht. Es enthält zwei verschiedene Typen an Nanopartikel: Siliziumoxid-Nanomere und Zirkoniumoxid-Nanomere

7. Ivoclar Vivadent – Telio CAD (PMMA)

Hersteller: Ivoclar Vivadent, Schaan, Liechtenstein

Produktname: Telio CAD (TC)

Indikation: Einzelkronenprovisorien, bis zu viergliedrige Frontzahn- und Seitenzahnbrückenprovisorien

Bestandteile: 99,5% PMMA - Polymere, 0,5% Pigmente

Bei Telio CAD handelt es sich um einen Kunststoff aus Polymethylmethacrylat (PMMA), der sowohl für Einzelzähne als auch ein- oder mehrgliedrige vollanatomische Provisorien benutzt wird. Aufgrund der industriellen Fertigung weist das Material keinen hohen Restmonomergehalt und keine Polymerisationsschrumpfung auf. Es ist für den Einsatz als Langzeitprovisorien zugelassen.

4.4. Prüfkörperherstellung

4.4.1. Prüfkörperherstellung für die Transluzenzmessung

Das Material LV lag nur als große Ronde vor. Mit Hilfe des haptischen Eingabegeräts SensAble und der dazugehörigen Software Freeform v2014.0 wurde ein Zylinder mit 18 mm Höhe und 12 mm Durchmesser konstruiert. Nachdem die Größe des Prüfkörpers für die Transluzenzmessung keine relevante Rolle spielt, wurden die Maße so gewählt, dass der gewonnene Datensatz auch für den Biaxialen-Bruchversuch verwendet werden konnte. Die Datei wurde im sog. STL (Standard-Triangulation-Language) – Format gespeichert, um sie anschließend in der Konstruktionssoftware ceramind 1.0 (Amann Girrbach / Pforzheim / Deutschland) weiterzuverarbeiten. LV lag als einziges Material in Form einer Ronde vor und wurde mit Hilfe der cermill motion 2 (Amann Girrbach / Pforzheim / Deutschland) bearbeitet (Abbildung 13 + 14). Die Zylinder wurden anschließend mit einem in ein K5plus-Handstück (KAVO / Biberach / Deutschland) eingespannten Fissurenbohrer (Komet / Lemgo / Deutschland) vorsichtig an einer Seite bei ca. 10.000 U/min aus der Ronde herausgetrennt (Abbildung 15). Alle anderen Materialien lagen in Form von CEREC-Blöcken vor, die in einer Sirona inLab MCXL–Schleifeinheit (Densplysirona / York, Pennsylvania / USA) bearbeitet werden. Somit mussten diese nicht weiter für die Transluzenzmessung geformt werden.



Abbildung 13: ceramill motion 2 v. Amann Girschbach mit LV-Ronde bestückt



Abbildung 14: Zylinder noch in der Ronde

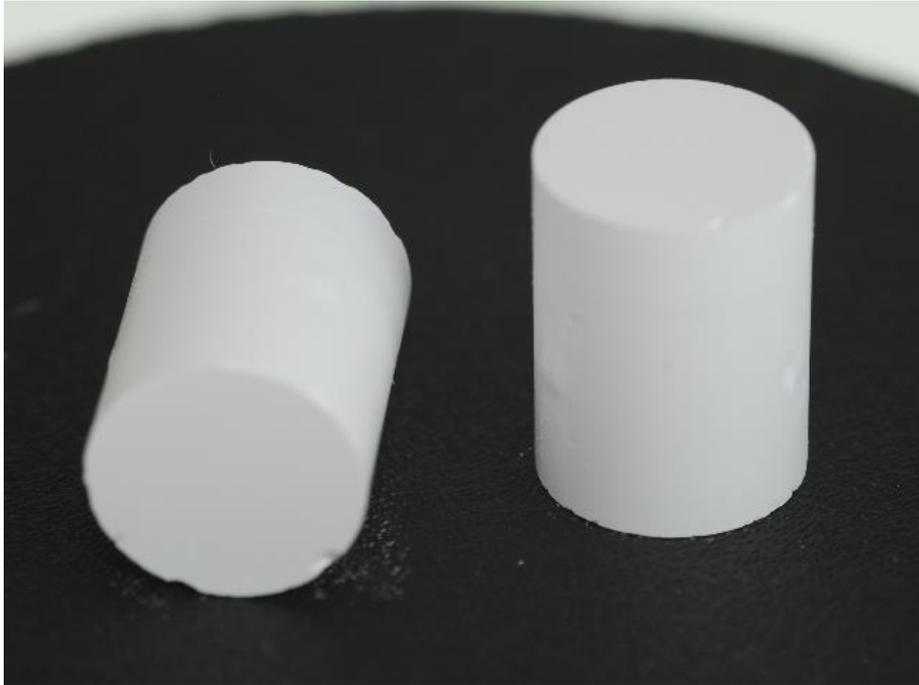


Abbildung 15: Herausgetrennte LV-Zylinder

4.4.2. Prüfkörperherstellung für den Biaxialen-Bruchversuch

Laut DIN-Norm Vorschrift ISO 6872 musste der Prüfkörper für den Biaxialen-Bruchversuch einen Durchmesser von 14 ± 2 mm haben, deshalb mussten aus allen Materialien entsprechend große Zylinder gefräst werden. Für das Material LV konnten die Zylinder der Transluzenzmessung verwendet werden. Aus den anderen Materialien wurden mit Hilfe der Sirona inLab MCXL– Schleifeinheit (Abbildung 17) die passenden Zylinder herausgefräst. Hierfür wurde in der herstellereigenen Software inLab CAM SW 15.1 (Densplysirona / York, Pennsylvania / USA) (Abbildung 16) zunächst das entsprechende Material ausgewählt und anschließend der zuvor konstruierte STL-Datensatz des Zylinders hochgeladen.

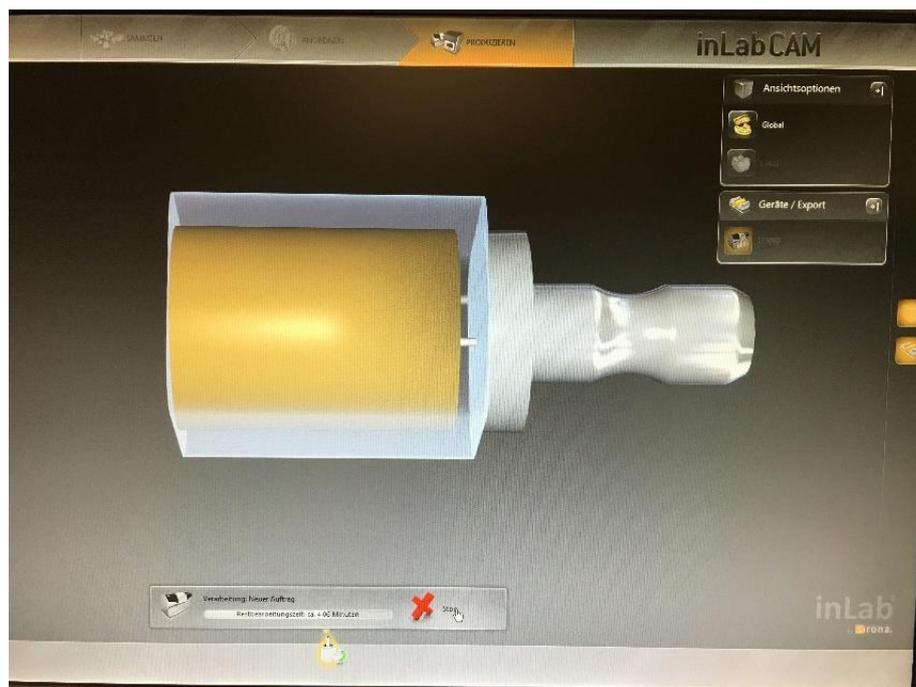


Abbildung 16: Konstruktion des Prüfkröpers

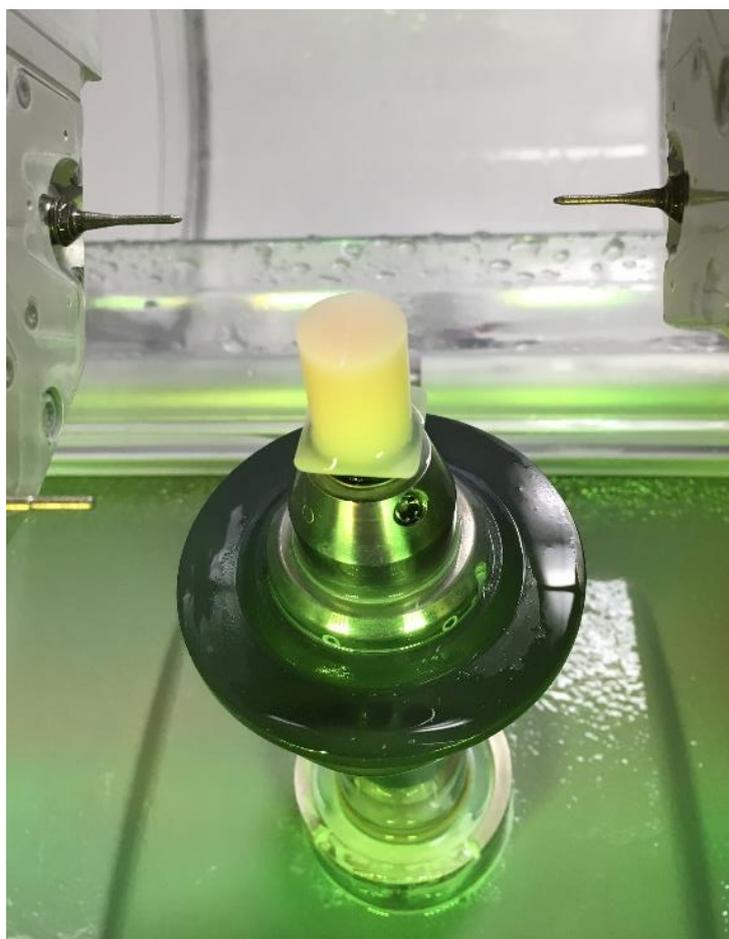


Abbildung 17: Mit Sirona inLab MCXL-Schleifeinheit gefräster Lava Ultimate Zylinder

4.4.3. Schneiden

Die industriell gefertigten CEREC-Blöcke und die gefrästen Zylinder wurden mit der Präzisionsschneidemaschine (Secutom-50 / Struers / Willich / Germany) unter kontinuierlicher Wasserkühlung geschnitten (Abbildung 18). Die diamantierte Trennscheibe (Diamond Cut-off wheel, M1D13 / Struers / Willich / Germany) hat unter konstantem Vorschub gleichmäßig parallele Scheiben geschnitten.



Abbildung 18: In Secutum-50 eingespannter GC-Cerec-Block

4.4.4. Einfärben und thermische Vorbehandlung

LV lag als sogenannter Weißlinge vor und EX befand sich in der Metasilikat-Phase. Beide Materialien mussten vor ihrer Weiterverarbeitung einer thermischen Vorbehandlung unterzogen werden. Bei den anderen Materialien konnte darauf verzichtet werden, da sie für den anschließenden Schleif- und Poliervorgang bereits notwendige Schichtstärken von 0,7 mm / 1,0 mm, 1,3 mm / 1,6 mm und 1,9 mm aufwiesen.

4.4.4.1. Einfärben und Dichtsintern von LV

Die LV-Prüfkörper befanden sich in einem vorgesinterten und ungefärbten Zustand. Um sie später mit den anderen Materialien vergleichen zu können, mussten die Versuchskörper mit der herstellereigenen Flüssigkeit (FS 3 Lava Frame Shade / 3M Espe / Seefeld / Deutschland) eingefärbt werden. Jeder Prüfkörper wurde 2 min. in die Färbelösung getaucht (Abbildung 19). Dabei wurde darauf geachtet, dass sie vollständig mit der Flüssigkeit bedeckt war. Anschließend wurde mit Hilfe eines Zellstofftuches vorsichtig überschüssiges Liquid von den Prüfkörper abgetupft, da diese im Weiteren Verlauf 45 min. unter eine Trockenlampe gestellt wurden (Abbildung 20). Die nun eingefärbten Weißlinge wurden auf ein Bett aus Sinterperlen gelegt und in einem speziellen Sinterofen (Nabertherm) bei 1450°C gesintert (Abbildung 21).



Abbildung 19: LV Prüfkörper in der Färbelösung



Abbildung 20: LV Prüfkörper unter Trockenlampe



Abbildung 21: Sinterschale mit fertigen LV Prüfkörpern

Während des Sinterprozesses reduziert sich die Größe der Prüfkörper um ca. 25%. Damit erreichen sie somit ihre endgültige Härte und Farbe. Die Brennparameter sind der Tabelle 2 zu entnehmen.

| Heizrate/Abkühlrate [°C/min] | Temperatur [°C] | Haltezeit [min] |
|---------------------------------|-----------------|-----------------|
| 20 | 800 | 0 |
| 10 | 1450 | 0 |
| 0 | 1450 | 120 |
| 15 | 800 | 0 |
| 20 | 250 | 0 |

Tabelle 2: Brennparameter für LV

4.4.4.2. Kristallisation von EX

Die EX-Prüfkörper wurden in einem herstellereigenen Ofen (Programat EP 5000 / Ivoclar Vivadent / Schaan / Lichtenstein) einem Kristallisationsbrand unterzogen. Die Brennparameter sind der Tabelle 3 zu entnehmen.

| Heizrate/Abkühlrate [°C/min] | Temperatur [°C] | Haltezeit [min] |
|---------------------------------|-----------------|-----------------|
| 0 | 430 | 6 |
| 60 | 770 | 10 |
| 30 | 850 | 10 |
| 0 | 700 | 0 |

Tabelle 3: Brennparameter für Kristallisationsbrand von EX

4.4.5. Planparallelschleifen und Polieren der Prüfkörper

Die Prüfkörper für die Transluzenz- bzw. Bruchversuchsmessung wurden nach dem identischen Schleif- und Polierprotokolls erstellt.

Die geschnittenen Plättchen wurden mit einem universellen Schleif- und Poliergerät (Abramin / Struers / Willich / Deutschland) bearbeitet. Nach jedem Wechsel der Schleif- bzw. Polierscheibe wurden die Prüfkörper mit Wasser gereinigt. Durch Schleif- und Polieren gelang es, Prüfkörper mit einer finalen Schichtstärke von 0,4 mm, 0,7 mm, 1,0 mm, 1,3 mm, 1,6 mm und einer Varianz von $\pm 0,05$ mm zu erhalten.

Vor dem Schleif- und Poliervorgang wurde die Trägerplatte für die Prüfträger auf einer Herdplatte erhitzt. Und die Plättchen mit Hilfe eines Spezialwachses (Ocon-200 / Logitech Glasgow / United Kingdom) darauf fixiert. Es wurde darauf geachtet, dass die Prüfkörper immer symmetrisch auf der Trägerscheibe platziert wurden und nicht aufschwammen. Zuerst wurde die Vorderseite der Plättchen mit diamantierten Schleifscheiben der Körnung 40 μm (MD Rondo Code: Ronal / Struers / Willich), danach mit der Körnung 20 μm (MD Rondo Code: Ronal / Struers / Willich) unter kontinuierlicher Wasserkühlung bearbeitet (Abbildung 22).

Der Poliervorgang erfolgte in drei Schritten. Zunächst mit einer metallenen Vorpoliturmatte (MD Largo Code: Malax / Struers / Willich) und einem auf Wasser basierenden Diamantpoliermittel mit 9 μm Abrieb (Dia Pro / Struers / Willich), dann mit einer zweiten metallenen Vorpoliturmatte und einem Diamantpoliermittel mit 3 μm . Für die abschließende Hochglanzpolitur wurden eine Gummimatte (MD Chem Code: Meche / Struers / Willich) und eine Hochglanzpoliturmilch (OP-S Suspension Code: Opsot / Struers / Willich) verwendet. Selbiges Vorgehen erfolgte zur Politur der Prüfkörperrückseite.

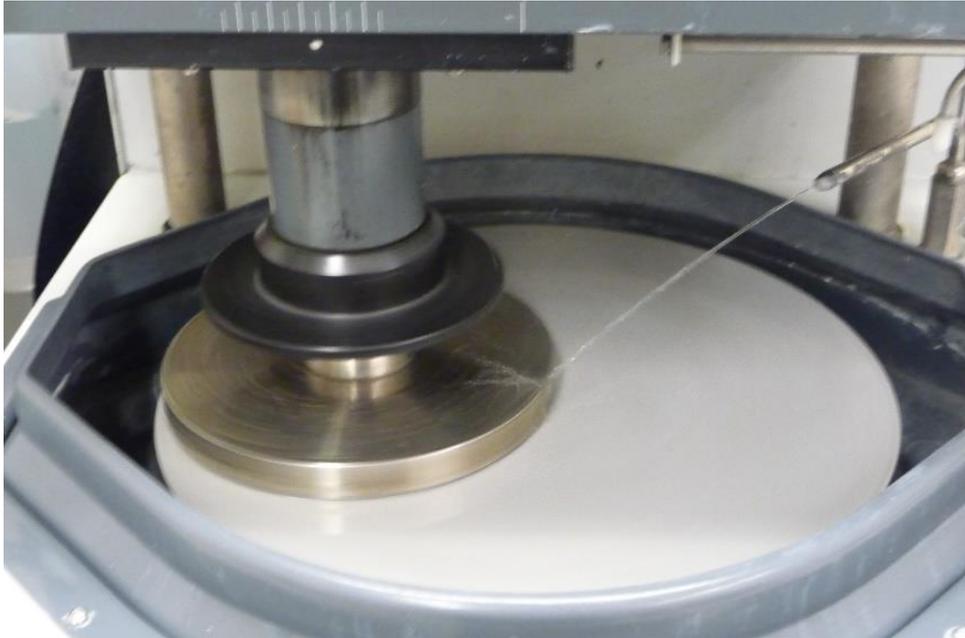


Abbildung 22: Polierprozess mit Abramin, die Trägerplatte wird hydraulisch mit einem definierten Druck auf die Schleifplatte gedrückt. Die beiden Scheiben rotieren in entgegengesetzter Richtung unter Zufuhr von Kühlwasser.

Die Messung der Schichtstärke erfolgte mittels digitaler Mikrometerschraube (0-25 mm Mitutoyo IP65 / Tokio / Japan) (Abbildung 24) und wies eine Fehlertoleranz von $\pm 0,05$ mm auf. Alle 840 Prüfkörper wurden vor den anschließenden Messungen mit destilliertem Wasser in einem Ultraschallgerät (Sonorex RK102H / Bandelin electronic) gereinigt.



Abbildung 23: Mikrometerschraube zum Vermessen der Prüfkörper

Verteilung der Prüfkörper je Schichtstärke und Material

Für die Transluzenz- und Bruchversuche wurden insgesamt 840 Prüfkörper hergestellt.

| | 0,4 mm | 0,7 mm | 1,0 mm | 1,3 mm | 1,6 mm |
|-----------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| LV | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| EX | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| EM | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| VE | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| GC | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| LU | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |
| TE | 12 | 12 | 12 | 12 | 12 |

Tabelle 4: Anzahl der Prüfkörper je Material und Schichtstärke

5. Ablauf der Studie

5.1. Lichttransmissionsmessung

5.1.1. Beschreibung der Lichttransmissionsmessung und Einstellungen am Spektrophotometer

Die Lichttransmissionsmessung erfolgte mit Hilfe eines Spektrophotometers (Lambda 35 UV/VIS PerkinElmer / PerkinElmer / Waltham Massachusetts / USA). Sowohl zur Kalibrierung des Geräts vor jeder Messreihe als auch zur tabellarischen und graphischen Auswertung der Messwerte wurde die herstellereigene Software (UV WinLab / PerkinElmer / Waltham Massachusetts / USA) verwendet. Hierbei wurde überprüft, ob die UV und Deuterium Lampe, der Spiegel, die Filter und die Messpunkte im Welllängenbereich von 200 – 1100 nm korrekt arbeiten.

Im Spektrophotometer kam eine modifizierte Ulbricht-Kugel zum Einsatz. Der Prüfkörper wurde direkt vor der Kugelöffnung fixiert und mit einem Messstrahl mittig von außen beleuchtet. Das auf der Innenseite austretende Licht traf zuerst auf einen Spectralon- Prüfkörper, der aus gesintertem Polytetrafluorethylen bestand und dessen Aufgabe es war, eine möglichst gleichmäßige diffuse Reflexion zu erstellen.

Für jedes Material und jede Schichtstärke wurde eine Scan-Methode festgelegt. Nach der Bestimmung des Gerätetyps und der Auswahl des Aufnahmespektrums von 400 – 700 nm („Scan“) erfolgten weitere Einstellungen. Die Breite des Lichtstrahls betrug 2 nm und die X-Achse bestimmte die absolute Transluzenz des Prüfkörpers. Die Intensität des monochromatischen Lichts I_0 , sowie des Lichtes I , welches durch die Prüfkörper gelangte, wurde im Wellenlängenbereich (λ) des sichtbaren Lichts von 400 nm bis 700 nm gemessen.[86] Im nächsten Menüpunkt „Corrections“ wurde vor jeder Prüfreihe die Durchführung eines sog. „Autozero“ festgelegt. Dies diente dazu, um im gesamten Spektralbereich die Extinktion auf null zurückzusetzen, d.h. Transmission $T = 100 \%$.

Im nächsten Schritt „Sample Table“ wurden die Prüfkörper benannt und durchnummeriert, um eine spätere Verwechslung auszuschließen. Zur Berechnung der gesamten Lichttransmission musste im folgenden Untermenü „Processing“ eine Formel

eingetragen werden, die das Flächenintegral im ausgewählten Wellenlängenspektrum von 400– 700 nm berechnet.

Die Messungen wurden unter Normlicht D65 und einem Sichtfeld von 10° im CIE (Comission Internationale d'Eclairage) L*a*b-Farbraum durchgeführt. Die Normlichtart D repräsentiert das Tageslichtspektrum und stellt einen industriellen Lichtstandard dar. Die Lichtart D65 leitet sich von der Bezeichnung für die Farbtemperatur von 6504K ab und wird in der ISO-Norm ISO:3668, ASTM 1729 sowie DIN6173-2 referenziert und beschrieben.

Per Definition referenzieren sowohl die CIE als auch die ISO-Normen, dass D65 für alle farbmetrischen Berechnungen, die Tageslicht betreffen, verwendet werden soll, sofern es keine Gründe für die Verwendung anderer Lichtarten gibt. (ISO 11664-2:2007(E)/CIE S 014-2/E:2006) [45]

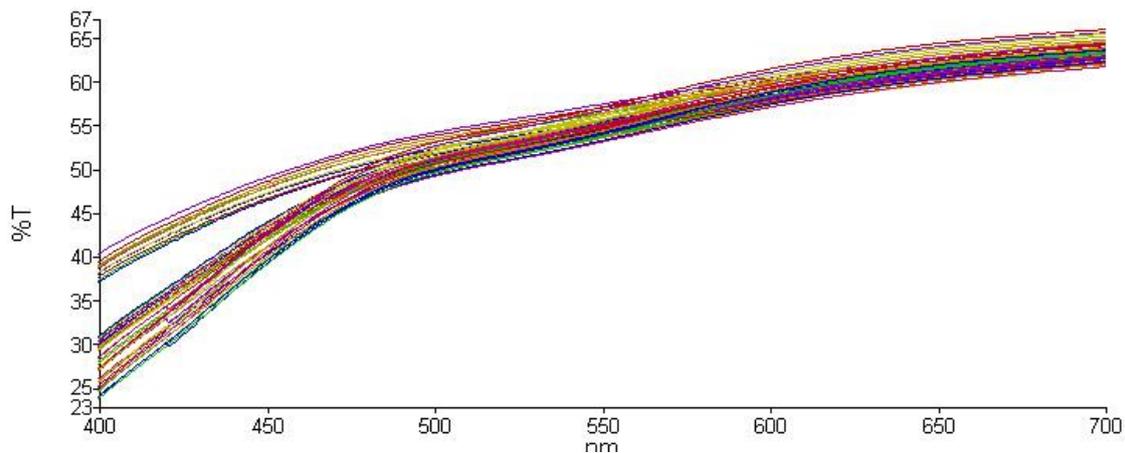


Abbildung 24: Transluzenzmessung der Schichtdicke 0,4 mm über den Wellenlängenbereich 400 - 700 nm

5.1.2. Beschreibung des Messvorgangs

Vor der Transmissionsmessung wurde jeder Prüfkörper nochmals mit destilliertem Wasser im Ultraschallgerät gereinigt und mit Isopropanol von Fettablagerungen befreit. Anschließend wurde er im Prüfkörperhalter fixiert und vor der Öffnung der Ulbricht-Kugel eingespannt.

5.1.3. Berechnung der Transmission

Für die Berechnung der Transmission eines Prüfkörpers war die Bestimmung des Flächenintegrals von 400 nm - 700 nm notwendig. Die entstandenen Messwerte wurden als Graphen in einem X- (Wellenlängenbereich) / Y- (Gesamtlichttransmission) Diagramm eingetragen.

Vor jeder Prüfreihe wurde eine Kalibriermessung ohne Prüfkörper durchgeführt, sodass das Gerät mit der gemessenen Lichtmenge (Lichtmenge_{Quelle}) auf eine 100%-ige Transmission geeicht wurde. Diese Baselinemessung dient zur Bestimmung der maximalen Lichtdurchlässigkeit. Anschließend wurde jeder Prüfkörper vor der Integrationskugel fixiert und die Transluzenzmessung gestartet (Lichtmenge_{Prüfkörper}). Die Versuchskörper wurden mit monochromatischem Licht (I_0) bestrahlt.

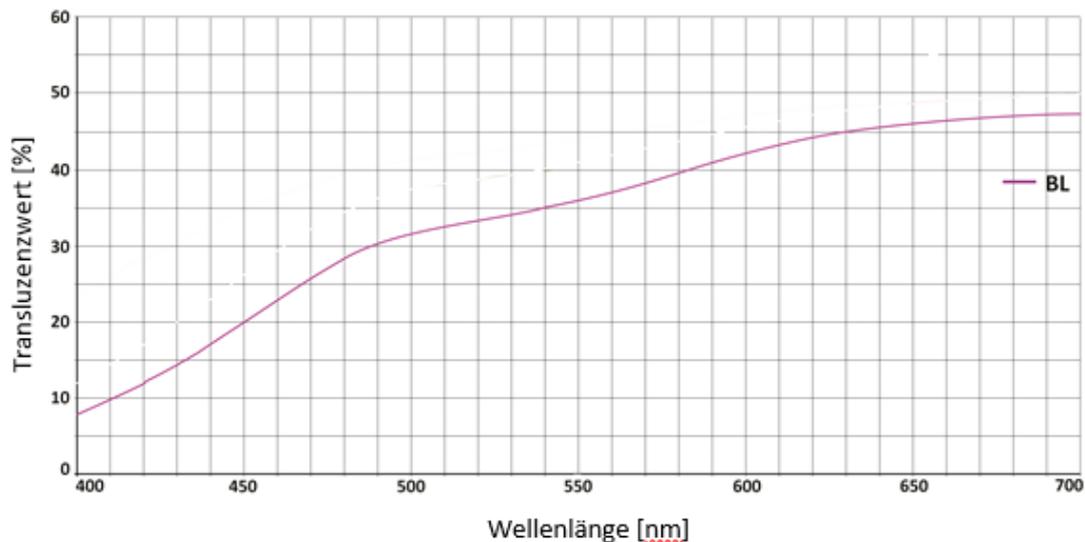


Abbildung 25: Transluzenzverlauf über die Wellenlänge des sichtbaren Lichts (400 - 700 nm)

Die Software des Spektrophotometers berechnet aus dem Intensitätsquotienten den Transmissionskoeffizienten t_c [%] für jede Wellenlänge unter Anwendung der folgenden Gleichung (Abbildung 26).

$$I / I_0 = t_c (x)$$

Abbildung 26: Formel für den Transmissionskoeffizienten

Die Gesamtdurchlässigkeit (T%) für jeden Prüfkörper wurde durch Integration ermittelt (Abbildung 27).

$$\int_{400}^{700} t_c(\lambda) d\lambda$$

Abbildung 27: Formel für die Gesamtdurchlässigkeit mittels Integration

Die gesamte Lichttransmission wurde durch folgende Gleichung (Abbildung 28) für jeden Prüfkörper berechnet:

$$T\% = (\text{Lichtmenge Prüfkörper} / \text{Lichtmenge Quelle}) \times 100$$

Abbildung 28: Abbildung für die gesamte Lichttransmission

Ein Transluzenzwert $T\% = 100\%$ entspricht kompletter Transparenz, $T\% = 0\%$ entspricht vollständiger Opazität. Abbildung 25 zeigt den Transluzenzverlauf eines repräsentativen Prüfkörpers von 1 mm Dicke im Wellenlängenbereich des sichtbaren Lichts (400 - 700 nm, 2 nm Intervalle).

5.2. Bruchfestigkeitsmessung

5.2.1. Beschreibung des Messvorgangs

Zur Bestimmung der Biaxialen-Bruchfestigkeit, basierend auf der DIN-Norm 6872, wurde eine universelle Prüfmaschine (Zwick Roell / Zwick / Ulm / Deutschland), mit der eine Belastung von maximal 10 kN gemessen werden kann, verwendet. Die Maschine hat eine kontinuierlich zunehmende Kraftentwicklung bis zum Kraftabfall (Bruch des Prüfkörper), die in einem Spannungsdehnungsdiagramm aufgezeichnet wurde. Die Vorschubgeschwindigkeit mit der der Prüfstempel auf den Prüfkörper trifft, ist variabel von 0,0005 – 2000 mm/min. Zur Kalibrierung sowie graphischen und tabellarischen Auswertung wurde die herstellereigene Software (testXpert® II V3.6 / Zwick / Ulm /

Deutschland) verwendet. Beim Biaxialen-Bruchversuch wird der Prüfkörper symmetrisch auf drei Metallkugeln mit einem Durchmesser von je 3,2 mm gelegt. Diese waren in einem Winkel von 120° und auf einem Kreis mit 11 mm Durchmesser angeordnet. Senkrecht dazu wurde ein Prüfstempel mit planer Auflagefläche und 1,6 mm Durchmesser eingespannt.

Für jedes Material und Schichtstärke wurde eine eigene Messreihe angelegt. Die Einstellungen waren jedes Mal identisch, lediglich die Poissonzahl musste passend zum Material eingegeben werden. Die jeweilige Zahl wurde bei den Herstellern angefragt. Die Poissonzahl wird auch Querdehnungszahl oder Querkontraktionszahl genannt und dient der Berechnung der Querkontraktion.

Zuerst wurden die Testmethode und die Anzahl der Prüfkörper festgelegt, um später Verwechslungen auszuschließen. Anschließend wurde die Geschwindigkeit mit der der Stempel durch den Prüfkörper fährt auf 1 mm/min eingestellt. Ein vollständiger Bruch des Prüfkörpers führte zum sofortigen Abbruch. Zur Berechnung der Biegefestigkeit mussten der genaue Radius und die Dicke jedes Prüfkörpers in die Software eingegeben werden.

5.2.2. Beschreibung des Bruchvorgangs

Eine Prüfkörper wurde konzentrisch auf den drei Auflagekugeln des Prüfgeräts platziert, sodass die Kraftanwendung in der Mitte des Prüfkörpers erfolgt. (Abbildung 29) Der Bruchvorgang wurde dann über die Software gestartet. Der Stempel bewegte sich mit konstanter Geschwindigkeit nach unten, solange bis es zum vollständigen Bruch des Prüfkörpers kam (Abbildung 30).



Abbildung 29: Prüfstempel (oben), Prüfkörper auf Prüfkörperauflage (unten)

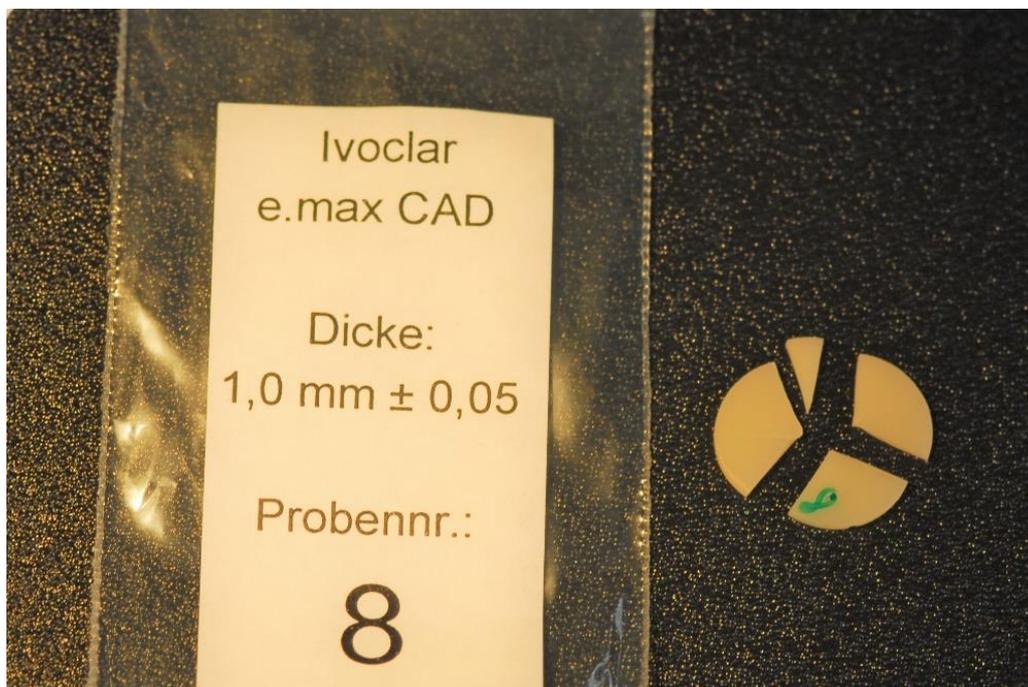


Abbildung 30: zerbrochener EX-Prüfkörper

5.2.3. Berechnung der Biegefestigkeit

Die herstellereigene Software berechnete anhand von folgenden drei Formeln die Biegefestigkeit jedes Prüfkörper:

$$S = -0,2387P(X-Y) / d^2$$

$$X = (1+\nu) \ln(r_2/r_3)^2 + [(1-\nu)/2](r_2/r_3)^2$$

$$Y = (1+\nu) [1+\ln(r_1/r_3)^2] + (1-\nu)(r_1/r_3)^2$$

S: Biaxiale-Biegefestigkeit [MPa]

P: mit wieviel Kraft der Prüfkörper belastet wurde [N]

ν : Poissonzahl

r_1 : Radius auf dem die drei Kugeln liegen (5,5 mm)

r_2 : Radius des Stempels (0,8 mm)

r_3 : Radius jedes Prüfkörpers [mm]

6. Statistische Auswertung

6.1. Datenanalyse der Transluzenzmessung

Nach Abschluss der Datenerhebung erfolgte die Auswertung aller Messwerte mit dem Statistikprogramm SPSS® Version 25.0 für Windows® (International Business Machines Corporation, Armonk / New York / USA) und dem Kalkulationsprogramm Excel 2016 (Microsoft® Corporation / Redmond / Washington / USA).

Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test wurden die Daten auf ihre Normalverteilung hin untersucht. Zur statistischen Analyse der Materialien wurde die einfaktorielle ANOVA verwendet. Das Signifikantsniveau wurde auf 0,05 gesetzt.

Mit der Regressionsanalyse wurden lineare, exponentielle und logarithmische Kurvenverläufe erstellt und basierend auf den Messwerten die Anpassungswerte (R-Quadrat) ermittelt.

6.2. Datenanalyse der Biegefestigkeit

Nach Abschluss der Datenerhebung erfolgte die Auswertung aller Messwerte mit dem Statistikprogramm SPSS® Version 25.0 für Windows® (International Business Machines Corporation, Armonk / New York / USA) und dem Kalkulationsprogramm Excel 2016 (Microsoft® Corporation / Redmond / Washington, USA). Mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test wurden die Daten auf ihre Normalverteilung untersucht. Mit der Regressionsanalyse für linear, quadratisch und kubisch Kurvenverläufe wurden die Anpassungswerte (R-Quadrat) ermittelt. Zur Berechnung der Transluzenz-Mittelwerte der Materialien und der Standardabweichung wurde die deskriptive Statistik angewendet. Um die Abhängigkeit der Materialbruchfestigkeitswerte innerhalb der Schichtstärke zu bestimmen, wurde die einfaktorielle ANOVA verwendet. Bei der ANOVA Analyse wurde das Signifikantsniveau auf 0,05 festgelegt. Als Post-hoc-Einstellung wurde Scheffe gewählt.

7. Ergebnisse

7.1. Ergebnisse der Transluzenzmessung

Der Kolmogorov-Smirnov-Test ergab für alle ermittelten Daten eine Normalverteilung. Für alle Materialien galt, dass eine Reduzierung der Schichtstärke, eine Erhöhung der Transluzenz bedeutete (Tabelle 5).

| | 0,4 mm | 0,7 mm | 1,0 mm | 1,3 mm | 1,6 mm |
|-----------------|----------------|-----------------|----------------|----------------|----------------|
| Material | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD |
| LV | 27,87 ± 1,013 | 23,0167 ± 2,031 | 18,884 ± 2,339 | 14,751 ± 0,868 | 13,186 ± 1,725 |
| EX | 55,952 ± 1,173 | 45,623 ± 1,333 | 39,579 ± 1,469 | 34,711 ± 0,659 | 30,481 ± 0,619 |
| EM | 65,957 ± 1,141 | 54,272 ± 0,525 | 46,875 ± 0,385 | 41,235 ± 0,539 | 36,692 ± 0,382 |
| VE | 69,277 ± 0,741 | 56,719 ± 0,465 | 48,213 ± 0,361 | 37,804 ± 0,257 | 37,710 ± 0,281 |
| GC | 70,181 ± 0,768 | 58,719 ± 0,482 | 51,845 ± 0,847 | 46,406 ± 0,349 | 40,658 ± 0,397 |
| LU | 70,290 ± 0,761 | 57,715 ± 0,351 | 49,484 ± 0,439 | 42,982 ± 0,534 | 39,465 ± 0,231 |
| TE | 64,317 ± 1,529 | 51,433 ± 0,416 | 44,642 ± 0,478 | 38,906 ± 0,440 | 33,914 ± 0,348 |

Tabelle 5: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Lichttransmission T% der verwendeten Materialien in den 5 Schichtstärken

Bei der Analyse der Regressionskurven (linear, exponentiell und logarithmisch) der fünf zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien zeigte sich, dass die logarithmische Funktion die beste Anpassung (R-Quadrat) aufwies. Je näher R-Quadrat am Wert 1,0 liegt, desto besser werden die Transluzenzmesspunkte von der Regressionsfunktion beschrieben (Tabelle 6).

| Material | linear | exponentiell | logarithmisch |
|-----------------|--------|--------------|---------------|
| Lava Plus | 0,895 | 0,901 | 0,907* |
| IPS e.max CAD | 0,954 | 0,978 | 0,987* |
| IPS Empress CAD | 0,960 | 0,986 | 0,996* |
| Enamic | 0,934 | 0,949 | 0,978* |
| Cerasmart | 0,970 | 0,989 | 0,994* |
| Lava Ultimate | 0,952 | 0,979 | 0,997* |
| Telio CAD | 0,953 | 0,984 | 0,997* |

*** Transluzenzwert passt am besten an die Kurve**

Tabelle 6: R-Quadrat Werte der linearen, exponentiellen und logarithmischen Kurven für alle sieben Materialien

Die logarithmische Kurvenanpassung kann somit den Transluzenzverlauf der untersuchten Materialien in Abhängigkeit von den Materialdicken am besten beschreiben (Abbildung 31 bis 34).

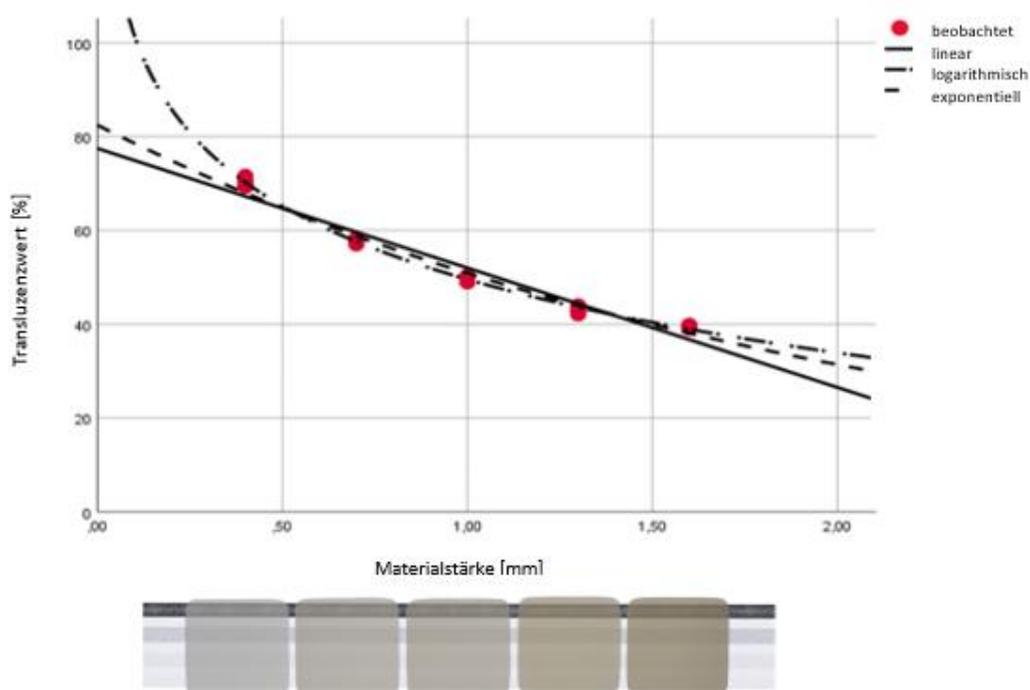


Abbildung 31: Regressionskurven für Lava Ultimate A2-HT CAD/CAM mit Prüfkörpern in 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht

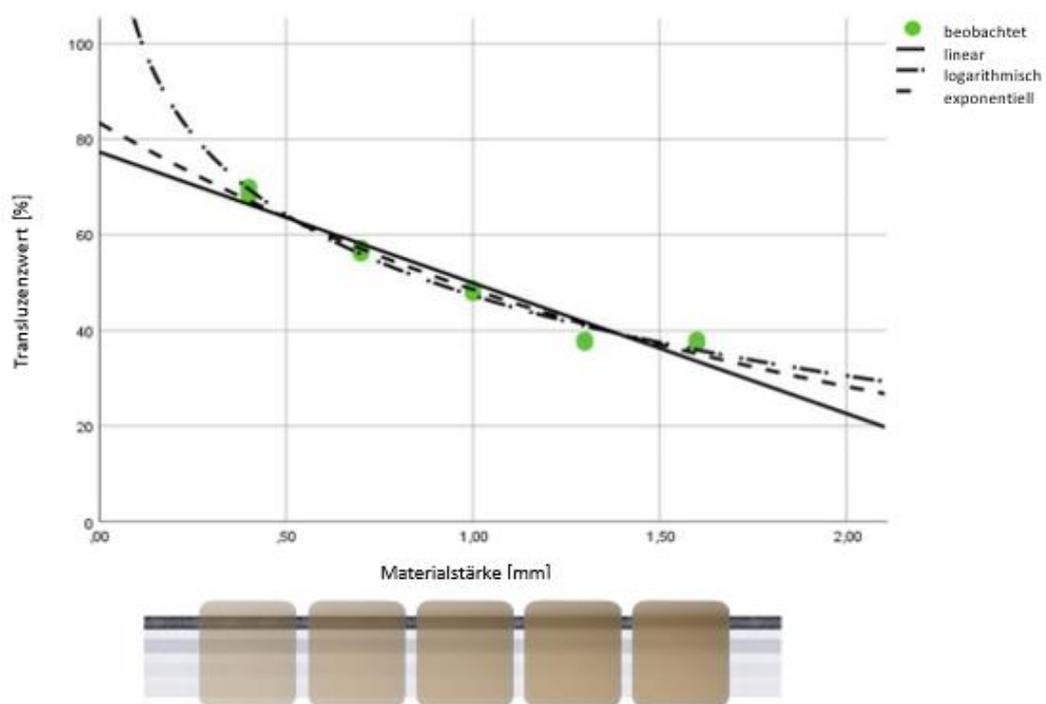


Abbildung 32: Regressionskurven für Vita Enamic 2 M2-HT EM 14 mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht

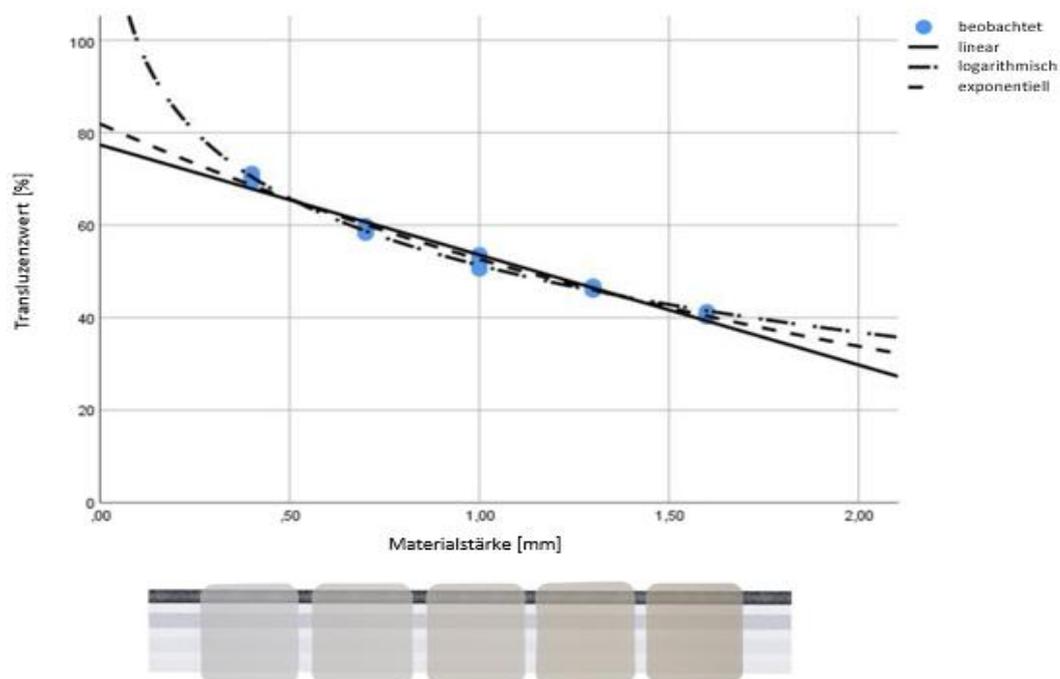


Abbildung 33: Regressionskurven für GC Cerasmart A2 HT 14 mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht

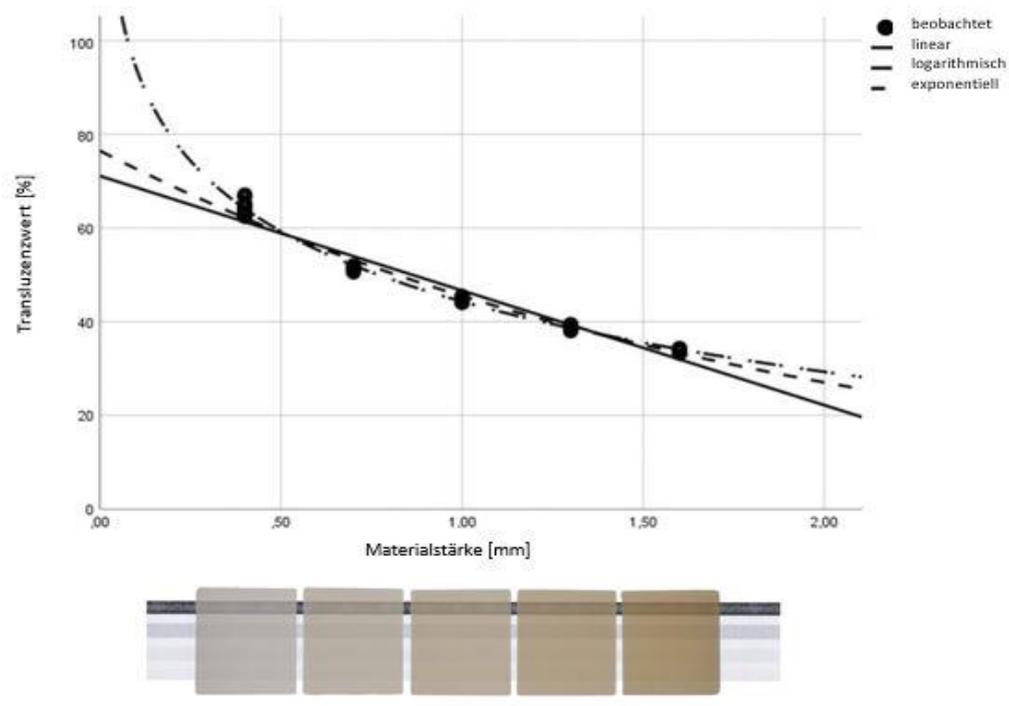


Abbildung 34: Regressionskurven für Telio CAD LT A2/B40 L mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht

Mit Hilfe des materialspezifischen Transmissions-Koeffizienten a und b sowie der Transluzenz-Gleichung (Tabelle 7, Abbildung 35) kann die Lichttransmission der Materialien im Voraus theoretisch berechnet werden. Die Materialkonstante a ist der Abstand der Regressionskurven zur x -Achse bei $x = 1$ und stellt somit das Basis-Level der Transluzenz dar. Die Materialkonstante b bestimmt das Krümmungsverhalten der logarithmischen Kurve und entspricht der Steigung der logarithmischen Kurve bei $x = 1$ (Abbildung 36).

| Material | logarithmisch | |
|------------------------|----------------|-----------------|
| | a ± SD | b ± SD |
| Lava Plus | 18,366 ± 0,231 | -10,947 ± 0,461 |
| IPS E.max CAD | 39,339 ± 0,138 | -18,182 ± 0,276 |
| IPS Empress CAD | 46,723 ± 0,084 | -21,073 ± 0,167 |
| Enamic | 47,322 ± 0,473 | -24,322 ± 0,237 |
| Cerasmart | 50,305 ± 0,105 | -20,875 ± 0,105 |
| Lava Ultimate | 49,545 ± 0,082 | -22,587 ± 0,163 |
| Telio CAD | 44,305 ± 0,111 | -21,631 ± 0,222 |

Tabelle 7: Transluzenz-Koeffizienten a und b mit Mittelwerten und Standardabweichung

Transluzenz-Gleichung

$$f(x) = (a + b) \ln(x)$$

Abbildung 35: x Materialdicke; f(x) = Lichttransmission [%]

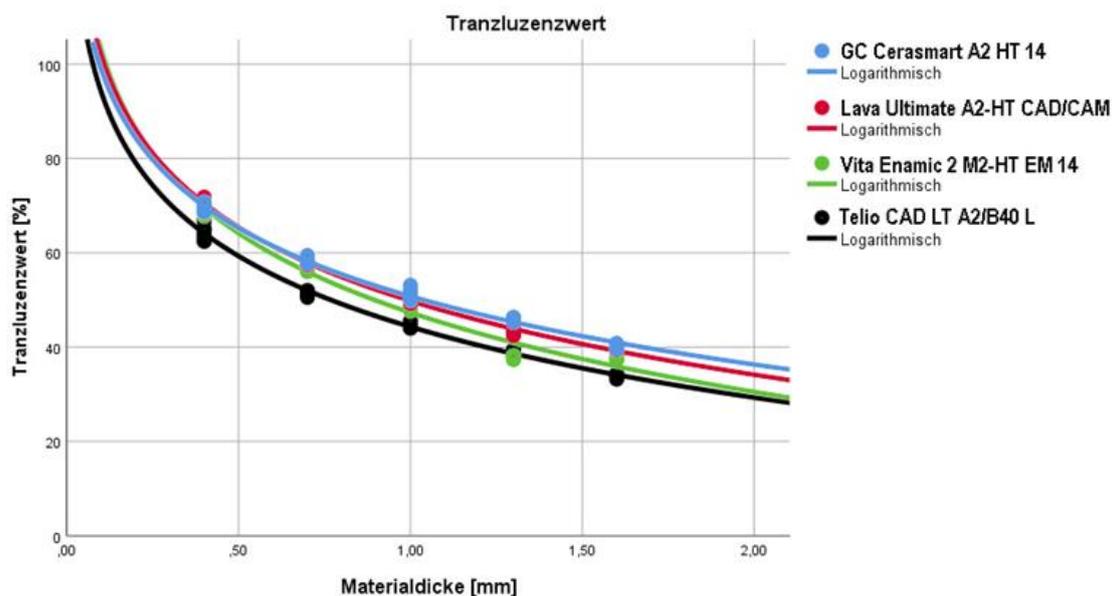


Abbildung 36: Logarithmische Regressionskurven für Hybridkomposite und Hochleistungspolymere

Bei der Analyse der Materialkonstanten (a, b) von den logarithmischen Transluzenzkurven aller Materialien (Tabelle 7) mit Hilfe der statistischen Regressionsanalyse (SPSS Version 25.0 / IBM) zeigte sich ein linearer Zusammenhang der Materialkonstanten a und b mit einem R-Quadrat Wert von 0,926 (Abbildung: 37).

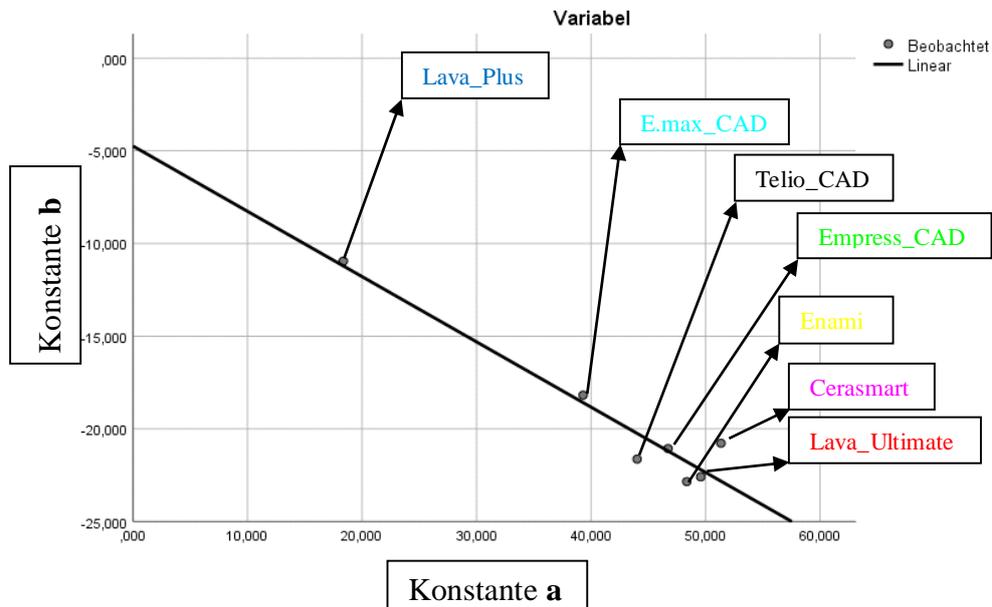


Abbildung 37: Lineare Regressionskurve der logarithmischen Materialkonstanten (a, b)

Der Regressionskoeffizient R-Quadrat der Regressionsanalyse zeigt, wie stark der lineare Zusammenhang von a und b ist. Die Abweichung von R-Quadrat von 1 zeigt den Einfluss unbekannter Parameter an. Die Abweichung von R-Quadrat könnte am Einfluss der unterschiedlichen Materialeigenschaften der untersuchten Materialgruppen (Keramik, Hybridkeramik, Kunststoff) auf die Materialkonstanten a und b liegen.

Für die untersuchten keramischen Materialien wurde ein linearer Zusammenhang der Materialkonstanten a, b mit dem Regressionskoeffizient R-Quadrat Wert von 0,997 hergestellt (Abbildung 38).

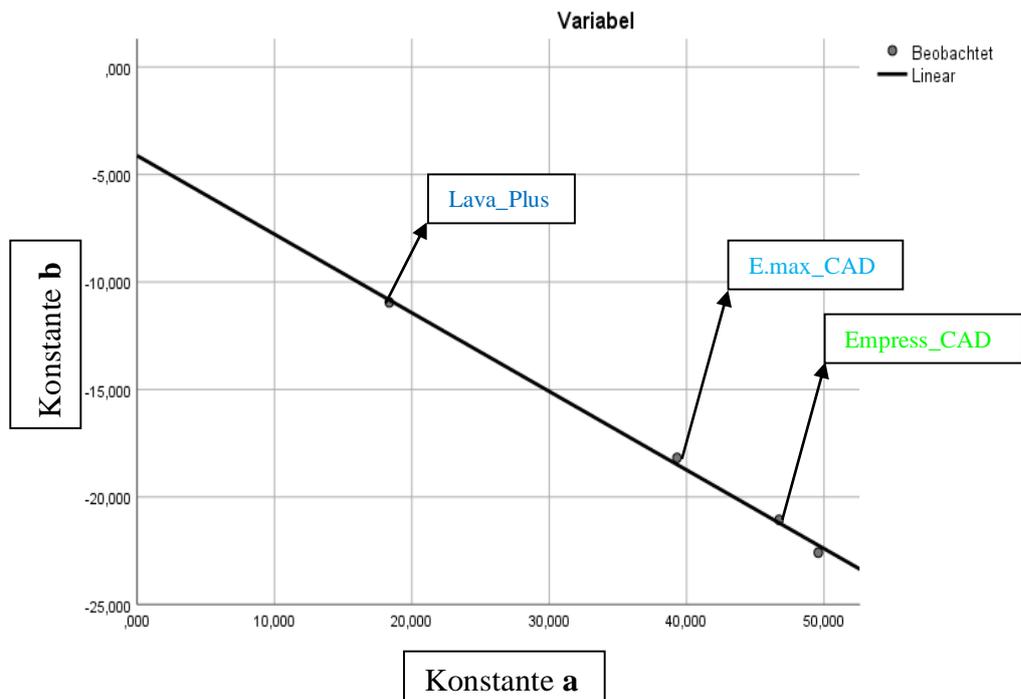


Abbildung 38: lineare Regressionskurve der keramischen logarithmischen Materialkonstanten (a, b)

Wie sich durch die Unterschiede in den R-Quadrat Werten der linearen Anpassung für alle in der Studie verwendeten Materialien ($r = 0,926$) und der linearen Anpassung für die keramische Werkstoffgruppe ($r = 0,997$) zeigt, könnte es für jede Materialgruppe eine eigene lineare Anpassungsfunktion aus den Materialkonstanten a und b geben.

Für die Hybridkeramiken und dentalen Kunststoffe wurde wegen der geringen Anzahl von Messpunkten keine Regressionsanalyse durchgeführt.

7.2. Ergebnisse des Bruchversuchs

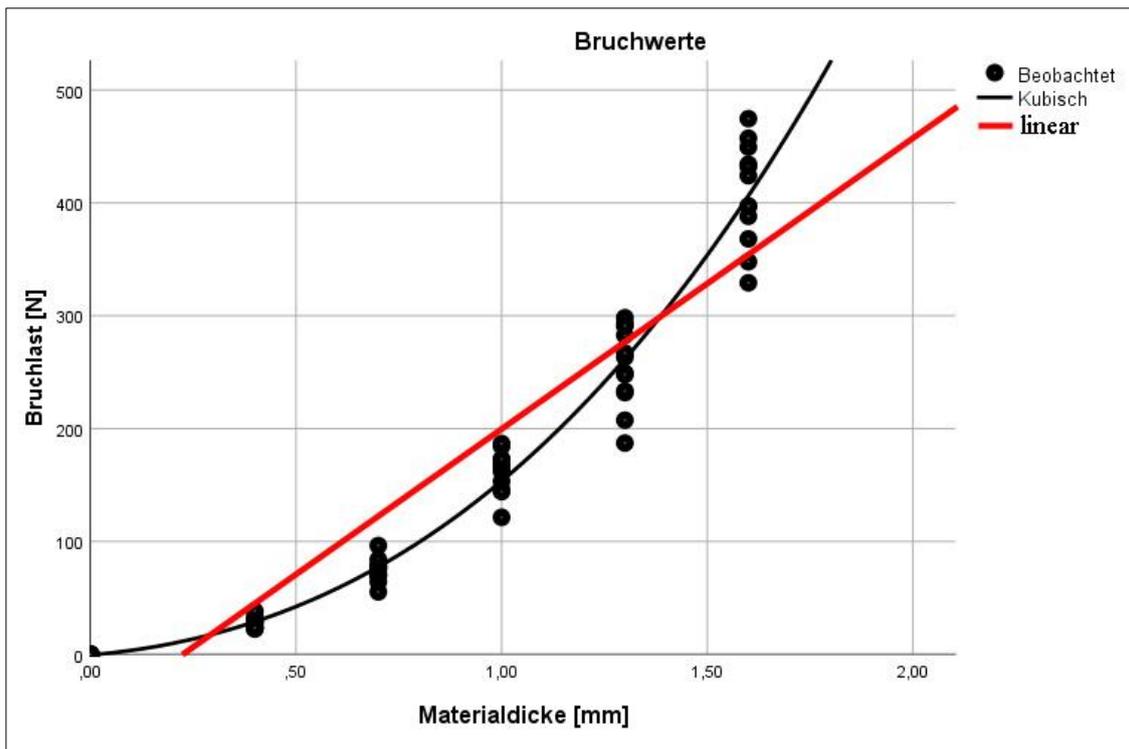
Mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov-Tests wurde eine Normalverteilung der Bruchwerte festgestellt. In Tabelle 7 sind die Mittelwerte, die Standardabweichungen für die Bruchfestigkeitswerte und die Biegefestigkeit für die sieben getesteten Materialien dargestellt. Da alle Bruchwerte eine Normalverteilung aufwiesen, konnten alle statistischen Analysen mit parametrischen Testverfahren durchgeführt werden. Des Weiteren galt für alle Materialien, je geringer die Schichtstärke wurde, desto niedriger wurde die Bruchlast, mit der der Prüfkörper zerbrach. Von allen getesteten Materialien wies LV die größten Bruchwerte bei jeder Prüfkörperdicke auf. Das schwächste Material war TE. Vergleicht man alle Materialien miteinander so ergab sich folgendes Ranking $LV > EX > GC > LU > TE > EM > VE$.

| | 0,4mm | 0,7mm | 1,0mm | 1,3mm | 1,6mm | Biegespannung [MPa] |
|-----------------|----------------|----------------|-----------------|------------------|------------------|--------------------------------|
| Material | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD | MW ± SD |
| LV | 104,97 ± 19,71 | 348,76 ± 68,40 | 768,17 ± 140,31 | 1244,02 ± 129,01 | 1844,81 ± 216,77 | 1204,75 ± 213,90 |
| EX | 41,29 ± 7,03 | 124,95 ± 15,60 | 209,29 ± 36,39 | 355,65 ± 100,76 | 709,00 ± 87,37 | 288,41 ± 54,93 |
| EM | 14,65 ± 2,25 | 48,65 ± 6,17 | 90,92 ± 11,32 | 154,02 ± 13,50 | 246,45 ± 31,35 | 136,25 ± 16,60 |
| VE | 13,30 ± 1,01 | 32,61 ± 7,92 | 88,80 ± 7,34 | 153,35 ± 14,72 | 230,01 ± 20,48 | 132,41 ± 10,20 |
| GC | 27,74 ± 4,71 | 74,64 ± 10,18 | 162,13 ± 18,46 | 254,29 ± 35,06 | 408,23 ± 44,89 | 276,33 ± 40,99 |
| LU | 21,32 ± 83,12 | 58,87 ± 9,32 | 132,10 ± 12,78 | 218,17 ± 35,03 | 289,81 ± 35,03 | 223,33 ± 20,06 |
| TE | 32,29 ± 16,94 | 69,19 ± 15,97 | 122,50 ± 19,05 | 203,98 ± 29,54 | 315,57 ± 22,51 | 187,83 ± 27,56 |

Tabelle 8: Bruchlastmittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der verwendeten Materialien in den 5 Schichtstärken, sowie die Biegefestigkeit [MPa]

Berechnung der Regressionskurven

Zur Berechnung der Regressionskurven der Dentalmaterialien wurde eine zusätzliche Stützstelle definiert, nämlich die Bruchlast bei der Materialdicke 0,0 mm. Diese ist per Definition 0 N, der Wert wurde bei allen verwendeten Materialien eingetragen. In der Regressionsanalyse wurden lineare, quadratische und kubische Abhängigkeiten getestet.



(Der Graph für die quadratische Funktion fehlt, da die Grafik sonst zu unübersichtlich ist)

Abbildung 39: Darstellung der kubischen und linearen Regressionskurven der Bruchlast in Abhängigkeit von der Materialdicke am Beispiel von IPS Empress_CAD

Nach der Durchführung der Regressionskurvenanalyse (linear, quadratisch und kubisch) zeigte sich, dass die quadratischen und kubischen Regressionskurven die beste Anpassung für alle Materialien aufwiesen (Tabelle 9). Je näher der Wert für R-Quadrat am Wert 1,0 liegt, desto besser beschreiben die Bruchwerte die Regressionsfunktion.

| Material | linear | quadratisch | Kubisch |
|-----------------|---------------|--------------------|----------------|
| LV | 0,895 | 0,969* | 0,969* |
| EX | 0,802 | 0,931 | 0,947* |
| EM | 0,882 | 0,973 | 0,974* |
| VE | 0,888 | 0,981* | 0,981* |
| GC | 0,886 | 0,971* | 0,971* |
| LU | 0,886 | 0,944 | 0,947* |
| TE | 0,896 | 0,969 | 0,971* |

*** Bruchwert passt am besten an die Kurve**

Tabelle 9: R-Quadrat Werte der linearen, quadratischen und kubischen Kurven

Die kubische Kurvenanpassung beschreibt den Bruchfestigkeitsverlauf der untersuchten Materialien über die Materialdicke am besten.

Kubische Formel:

$$f(x) = b_0 + b_1 * x + b_2 * x^2 + b_3 * x^3$$

Abbildung 40: Formel für den kubischen Verlauf des Graphen

Mit Hilfe der kubischen Formel und den in der Versuchsdurchführung ermittelten Materialkonstanten b_0 , b_1 , b_2 , b_3 aus Tabelle 10 kann die Bruchfestigkeit der untersuchten Materialien theoretisch für die Zwischenwerte der einzelnen Stützstellen berechnet werden (Abbildung 41).

| Material | Kubisch | | | |
|-----------|-------------------|----------------------|----------------------------|----------------------------|
| | b_0 [N] | b_1 [N/mm] | b_2 [N/mm ²] | b_3 [N/mm ³] |
| LV | $0,25 \pm 34,30$ | $-136,64 \pm 319,98$ | $1028,33 \pm 131,87$ | $-139,57 \pm 34,30$ |
| EX | $-4,87 \pm 15,97$ | $263,94 \pm 97,32$ | $-352,46 \pm 153,94$ | $289,65 \pm 63,60$ |
| EM | $-0,50 \pm 3,72$ | $23,29 \pm 23,75$ | $44,75 \pm 38,07$ | $23,03 \pm 15,80$ |
| VE | $1,046 \pm 3,47$ | $-30,65 \pm 20,11$ | $129,688 \pm 31,28$ | $-12,98 \pm 12,85$ |
| GC | $-0,57 \pm 7,15$ | $30,99 \pm 42,51$ | $95,77 \pm 66,72$ | $27,33 \pm 27,50$ |
| LU | $1,11 \pm 7,50$ | $-45,05 \pm 44,59$ | $230,00 \pm 69,97$ | $-53,13 \pm 28,84$ |
| TE | $0,02 \pm 5,50$ | $69,90 \pm 51,30$ | $9,77 \pm 21,15$ | $43,66 \pm 5,50$ |

Tabelle 10: Materialspezifische Parameter der Bruchfestigkeitsgleichung (Mittelwerte und Standardabweichung)

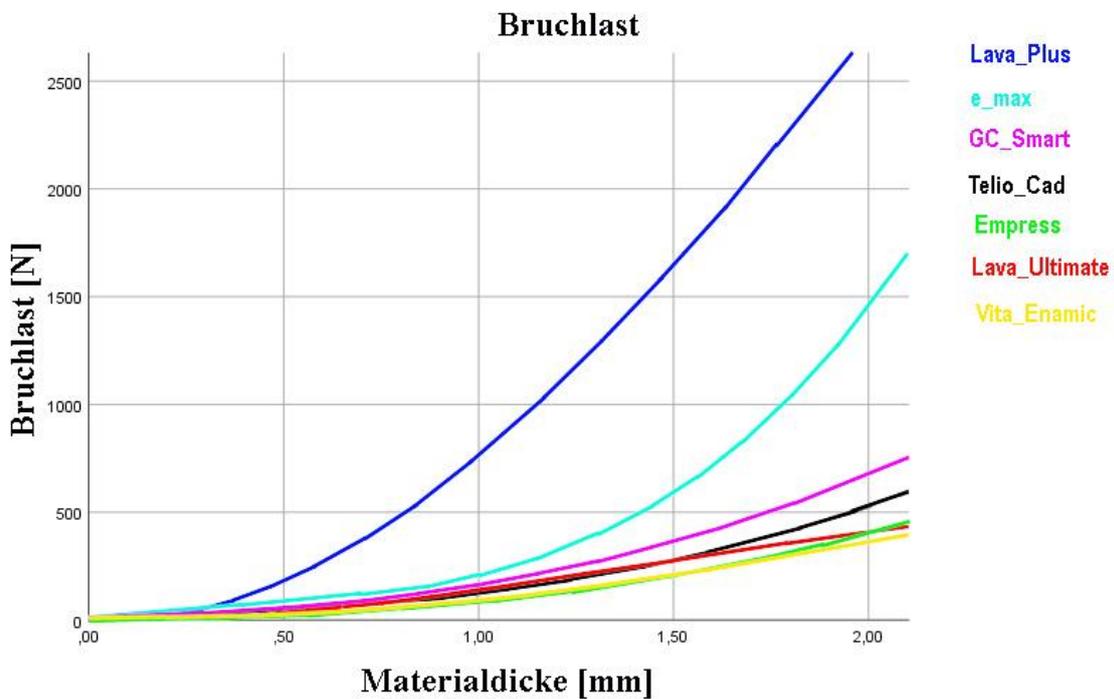


Abbildung 41: Kubische Regressionskurven der Bruchlast in Abhängigkeit von der Materialdicke für alle Materialien

8. Diskussion

In der vorliegenden Studie wurden sieben verschiedene zahnmedizinische Restaurationsmaterialien so aufbereitet, um sie hinsichtlich ihrer Transluzenz und Bruchfestigkeit zu untersuchen. Es ließ sich sowohl ein mathematischer Zusammenhang zwischen dem Material und der Transluzenz als auch zwischen dem Material und der Biegefestigkeit eines Material beweisen. Zusätzlich wurde evaluiert, ob die Transluzenz bzw. Biegefestigkeit anhand einer mathematischen Formel für beliebige Materialstärken berechnet werden können.

8.1. Material und Methoden

In der vorliegenden Studie wurde von verschiedenen zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien die Lichttransmission, Bruchfestigkeit und ihre Beziehung zueinander untersucht. Die Prüfkörper für beide Versuchsreihen wurden bis auf wenige Ausnahmen identisch hergestellt. Es handelt sich um geometrisch sehr einfach geformte Versuchskörper. Prothetische Restaurationen unter in-vivo Bedingungen stellen hingegen komplexe geometrische Gebilde dar.[65] Je einfacher die Geometrie eines Versuchskörpers ist, desto leichter lässt sich dieser in einer größeren Stückzahl herstellen und desto eher lässt sich das Ergebnis reproduzieren. Komplexe Prüfkörper wie z.B. Krone entsprechen zwar deutlich eher der Realität, aber die Gefahr, dass sich Fehler bei der Herstellung oder der anschließenden Berechnung bzw. statistischen Auswertung einschleichen ist deutlich erhöht.

Für die Transluzenzmessung sind Größe und Form nicht von entscheidender Bedeutung, da die Versuchskörper zentral von einem Messstrahl von 0,5 mm durchleuchtet werden. Die Dimensionen der Prüfkörper für den Biaxialen-Biegeversuch werden in der DIN EN ISO NORM eindeutig definiert und besagen, dass der Versuchskörper ein Plättchen mit einem Durchmesser von 14 ± 2 mm, einer Dicke von $1,2 \pm 0,2$ mm und eine Parallelitätstoleranz von 0,05 mm haben muss. Die Prüfkörper wurden anhand dieser Vorgaben gefertigt, mit der Ausnahme, dass die Schichtstärken variierten. In dieser Studie wurden folgende Dicken 0,4 mm / 0,7 mm / 1,0 mm / 1,3 mm und 1,6 mm untersucht und unter- bzw. überschritten somit deutlich die Vorgaben zur Varianz der Stärke der DIN-Norm.[86]

Alle in der vorliegenden Studie verwendeten Materialien wurden direkt vom Hersteller geliefert und anschließend, ohne die Struktur oder Oberfläche zu verändern, geschnitten und poliert. Somit konnten Herstellungsfehler ausgeschlossen werden. Lediglich das Einfärben der LV Prüfkörper erfolgte manuell. Der Vorgang erfolgte zwar entsprechend der vom Hersteller mitgelieferten Anleitung, aber es ist nicht auszuschließen, dass es hierbei zu geringen Abweichungen gekommen ist. Die Beschaffenheit von industriell gefertigtem Material ist deutlich besser, was die Politur der Versuchskörper deutlich leichter macht.[87]

Zur Politur wurden die Prüfkörper mit Hilfe von Wachs auf eine Trägerplatte geklebt. Hier kann kritisch angemerkt werden, dass feinste Bestandteile des aufgetragenen Wachses aufgrund der Erwärmung in die Prüfkörper diffundieren. Um dies ausschließen zu können, wurde eine Kontrollgruppe angefertigt, bei der das Wachs lediglich zirkulär um den Versuchskörper angebracht wurde und nicht zwischen Versuchskörper und Trägerplatte. Bei einer anschließenden Transluzenzuntersuchung konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Verfahren erkannt werden.

Die Biegefestigkeit ist eine der wesentlichen physikalischen Kenngrößen eines zahnmedizinischen Restaurationsmaterials. Sowohl in-vitro als auch in-vivo Studien zeigen jeweils dieselbe Ausgangsstelle für Frakturen dentaler Restaurationen und zwar an der gegenüberliegenden Seite der Krafteinwirkung, wo die größten Zugspannungen auftreten.[88-91] Die in der vorliegenden Studie verwendete Biaxial-Prüfmethode zur Untersuchung der Biegefestigkeit der Restaurationsmaterialien kommt den alltäglichen Belastungen einer prothetischen Krone oder Brücke am nächsten [7, 92]. Alternative Testmethoden wären ein Dreipunkt- oder Vierpunktbiegeversuch gewesen, bei denen stäbchenförmige Versuchskörper verwendet werden. Der Nachteil bei diesen Verfahren ist, dass sie sehr anfällig für kleinste Fehler an den Kanten der Prüfkörper sind, welche bei den spröden Werkstoffen herstellungsbedingt nicht komplett auszuschließen sind [77, 78]. Selbst bei der gleichen Testmethode lassen sich die Ergebnisse nur schwer miteinander vergleichen, da bereits die Versuchsaufbauten variieren [88].

8.2. Lichttransmission

In der vorliegenden Studie wurden fünf Schichtstärken von sieben verschiedenen zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien daraufhin untersucht, welche Beziehung

zwischen der Transluzenz und der Schichtdicke besteht. Das Ergebnis war, dass eine Reduzierung der Prüfkörperdicke eine Zunahme der Transluzenz zufolge hat. Von allen getesteten Materialien wies GC die höchste Transluzenz, gefolgt von $LU > VE > EM > TE > EX > LV$.

In der Studie von *Antonson und Anusavice* [77] bewerteten die Autoren vier Kernkeramiken und vier Verblendkeramiken mit variablen Dicken (0,7 mm / 1,10 mm / 1,25 mm / 1,5 mm). Sie beschrieben eine lineare Beziehung zwischen Schichtdicke und Transluzenz. Dies bedeutet, nimmt die Lichttransmission zu, muss die Prüfkörperdicke um denselben prozentualen Betrag reduziert werden.

Kim et al. [93] untersuchten ein mit einer Färbelösung gefärbtes monolithisches Zirkoniumoxid und berichteten ebenfalls über eine lineare Beziehung. Die Autoren erstellten für jedes Material lediglich einen Versuchskörper. Dieser wurde zwischen den Transluzenzmessungen schrittweise in der Dicke reduziert. Sie kamen zu dem Ergebnis, je größer die Reduzierung der Prüfkörperdicke ist, desto größer ist auch die Zunahme der Transluzenz.

Wang et al. [6] untersuchten acht Glaskeramiken und fünf Zirkoniumdioxidkeramiken. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass zwischen Schichtdicke und Transluzenz eine exponentielle Beziehung besteht. Anders ausgedrückt, die Lichttransmission nimmt exponentiell um denselben Wert zu, wie die Prüfkörperdicke abnimmt.

Sulaiman et al. [43] untersuchten die Transluzenz von fünf monolithischen Zirkoniumoxiden und stellten eine materialabhängige inverse Beziehung zwischen Transluzenz und Dicke fest. Sie dokumentierten bei allen Materialien ein exponentielles Verhältnis zwischen Prüfkörperdicke und Transluzenz.

Brodbelt et al. [50] beschrieben bei ihrer Untersuchung eines Dentalporzellans (Ceramco Incisal Porcelain) als erste eine logarithmische Beziehung zwischen der Lichttransmission und der Schichtdicke. Der Transluzenzverlauf des Dentalporzellans wurde anhand drei verschiedener Schichtdicken (0,8 mm / 1,0 mm / 1,4 mm) bestimmt.

In der Studie von *Erdelt et al.* [94] werden fünf Prüfkörperdicken (1,6 mm / 1,3 mm / 1,0 mm / 0,7 mm / 0,4 mm) zweier Multilayer-Zirkonia (*KATANA Zirkonia Super Translucent Multi-Layered Disk* und *NORITAKE Zirkonia Ultra Translucent Multi-Layered Disk*) untersucht. Die Autoren berichteten ebenfalls von einer logarithmischen Beziehung zwischen der Schichtdicke und der Transluzenz.

Angesichts der Vielzahl an Studien und unterschiedlichen Aussagen, wurden in der hier vorliegenden Studie alle Transluzenzmessungen der jeweiligen Schichtstärke hinsichtlich der drei möglichen Beziehung logarithmisch, linear und exponentiell untersucht. Aus theoretischer Sicht scheint ein logarithmischer Kurvenverlauf für die einzelnen Materialien am besten geeignet zu sein. Bei einer Prüfkörperdicke von 0 soll sich die Lichttransmission dem Wert $T\% = 100\%$ nähern und bei einer Versuchskörperdicke unendlich soll sich der Lichttransmissionswert asymptotisch dem Wert 0% annähern (Abbildung 42).

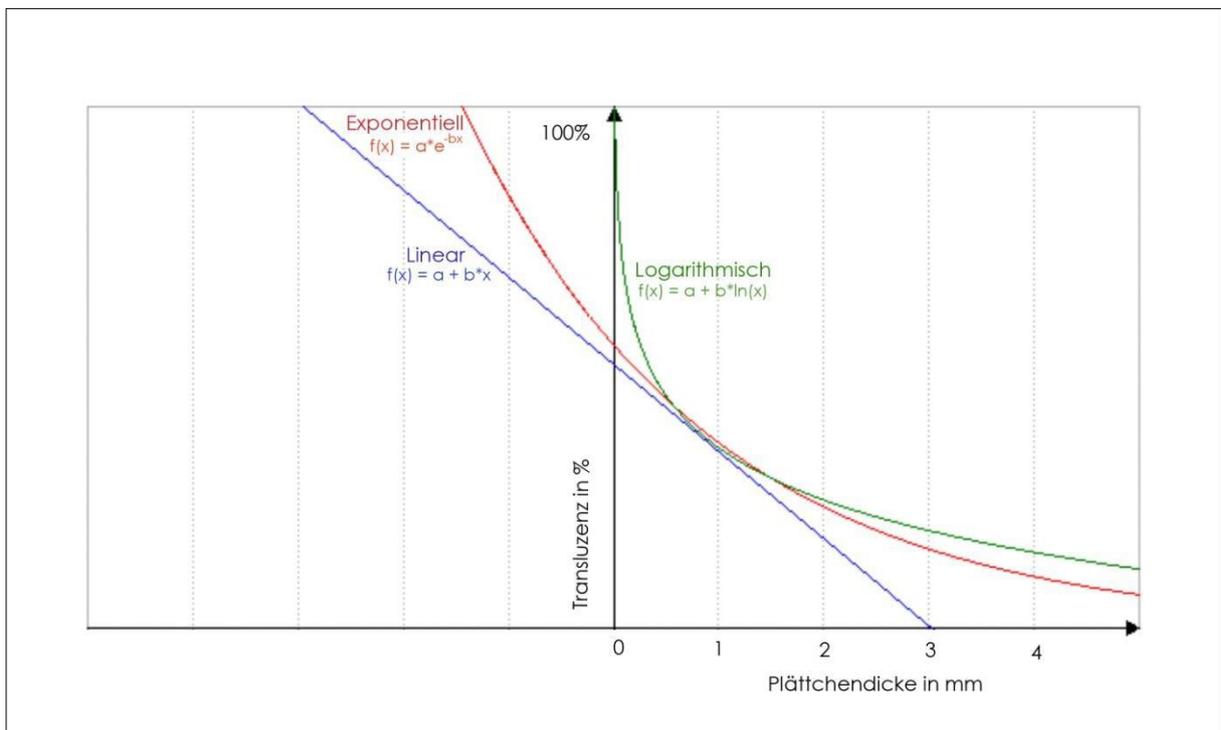


Abbildung 42: Mögliche theoretische Funktionsgraphen für den Zusammenhang von Transluzenz und Prüfkörperdicke [94]

Um diese theoretische Aussage zu untermauern, ermöglichte die statistische Auswertung der Daten eine Regressionsanalyse bezüglich der drei Graphen (logarithmisch, exponentiell und linear). Je näher die Ergebnisse der Analyse dem Wert 1 kommen, desto genauer beschreiben sie die Funktion bzw. den Graphen. Die Aussagekraft der Regressionsanalyse hängt zudem entscheidend von der Anzahl der Stützstellen (Schichtdicken) und der Standardabweichung ab. Je mehr unterschiedliche Schichtdicken untersucht werden bzw. je geringer die Standardabweichung ist, desto präziser ist das Ergebnis und desto aussagekräftiger eine Studie. Das Ergebnis der Regressionsanalyse deutet ebenfalls auf einen logarithmischen Kurvenverlauf hin.

Eine logarithmische Funktion enthält zwei materialspezifischen Konstanten **a** und **b**. Bei einer genaueren Analyse wurde für die keramischen Materialien ein linearer Zusammenhang zwischen beiden festgestellt (Abbildung 38). Zu jeder Materialkonstanten **a** kann so eine Materialkonstante **b** bestimmt werden. *Erdelt et al.* [94] kamen bei der Untersuchung ihrer Keramiken ebenfalls zu einer linearen Anpassungskurve für die Materialkonstanten **a** und **b**.

Der Koeffizient **a** beschreibt die Transluzenz [T%] bei einer Materialdicke von 1 mm oder anders ausgedrückt, er beschreibt das Ausgangslevel für die Transluzenzberechnung. Der Koeffizient **b** bestimmt die Krümmung der Kurve. Dies hat zur Folge, dass die Transluzenzkurven für die verwendeten keramischen Materialien allein durch die Kenntnis der Materialkonstanten **a** beschrieben werden können. Auf Grund dessen reicht es aus, den Transluzenzwert einer „neuen“ Keramik bei 1 mm Schichtdicke zu bestimmen, um den logarithmischen Transluzenzverlauf für die Keramik zu verifizieren. Somit kann erstmals die Transluzenz für jede beliebige Materialstärke berechnet werden (Tabelle 11).

| α | Materialstärke-[mm] | | | | | | | | | | | | | | | | β | | |
|----------------|---------------------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-------|-----|
| | 0.3 | 0.4 | 0.5 | 0.6 | 0.7 | 0.8 | 0.9 | 1.0 | 1.1 | 1.2 | 1.3 | 1.4 | 1.5 | 1.6 | 1.7 | 1.8 | | 1.9 | 2.0 |
| Material | | | | | | | | | | | | | | | | | | | |
| Empress CAD | 72.09 | 66.03 | 61.33 | 57.49 | 54.24 | 51.43 | 48.94 | 46.72 | 44.71 | 42.88 | 41.19 | 39.63 | 38.18 | 36.82 | 35.54 | 34.34 | 33.20 | 32.12 | |
| e.max CAD | 61.29 | 56.05 | 51.98 | 48.65 | 45.84 | 43.41 | 41.26 | 39.34 | 37.60 | 36.01 | 34.55 | 33.20 | 31.94 | 30.77 | 29.66 | 28.62 | 27.63 | 26.70 | |
| Lava Plus | 31.55 | 28.40 | 25.95 | 23.96 | 22.27 | 20.81 | 19.52 | 18.37 | 17.32 | 16.37 | 15.49 | 14.68 | 13.93 | 13.22 | 12.56 | 11.93 | 11.34 | 10.78 | |
| | Transluzenz[%] | | | | | | | | | | | | | | | | | | |

Tabelle 11: Transluzenzwerte [%] IPS Empress CAD, IPS e.max CAD und Lava Plus

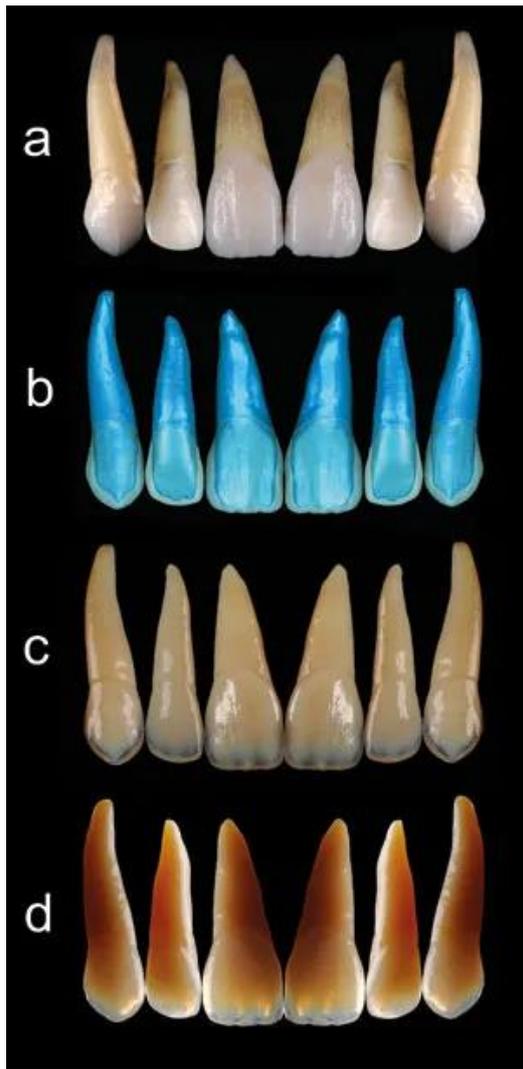
Eine weitere Schlussfolgerung der logarithmischen Unabhängigkeit ist, dass dünnes Material noch dünner gemacht wird, was einen relativen Anstieg der absoluten Transluzenz [%] zur Folge hat (hellgrün / hellblau / hellrot). Eine Zunahme der Schichtdicke hat dagegen nur eine vergleichsweise geringe Auswirkung auf die absolute Transluzenz [%] (grün / blau / rot).

Daraus ergeben sich für den praktischen Alltag folgende zwei Kernaussagen:

- Bei dünnen Schichtdicken, wie sie vor allem im Frontzahnbereich auftreten, hat die Dicke der Restauration einen erheblichen Einfluss auf die Transluzenz.
- Bei dicken Schichtdicken, wie sie im Seitenzahnbereich auftreten, hat die Dicke der Restauration kaum Einfluss auf die Transluzenz

Neben der Farbe und Oberflächenbeschaffenheit eines Zahnes, hat die Transluzenz einen signifikanten Einfluss auf die Ästhetik einer zahnmedizinischen Restauration. Somit besteht die Möglichkeit die Transluzenz einer Restauration nur mit der Kenntnis deren Stärke zu berechnen. Anders ausgedrückt, sind die Schichtdicke und die gewünschte Transluzenz bekannt, kann das am besten passende Material ausgewählt werden. Jedoch sind zwei wesentliche Probleme damit verbunden:

1. Die Farbe und Transluzenz werden aktuell noch fast immer mit analogen Methoden bestimmt. Obwohl es zwar mittlerweile Systeme gibt, die die Transluzenz von Inzisalkanten bestimmen, können sie keine Aussage über die Transluzenz des restlichen Zahnes machen.
2. Industriell gefertigte Zähne werden heutzutage Schicht für Schicht gefertigt. Die Transluzenz von Dentin und Enamel sind allerdings unterschiedlich [51, 95]. Aktuell scheint es nicht möglich, die optischen Eigenschaften künstlicher Zähne in einer monolithischen Restauration wiederzugeben.



a) ehemals natürliche Frontzähne

b) STL-Datensatz des DEJ und der OES

c) 3D-gedruckte Frontzähne mit frontaler Beleuchtung

d) 3D-gedruckte Frontzähne von hinten durchleuchtet

Abbildung 43: vom natürlichen Zahn zum 3D-gedruckten Zahn [83]

Intraorale 3D-Scanner sind mittlerweile in der Lage die Zahnfarbe reproduzierbar zu bestimmen und können darüber einen detaillierten Bericht erstatten. Es ist ihnen aber momentan noch nicht möglich Messungen der Transluzenz vorzunehmen. Die NIR (Near Infrared) Technologie stellt aktuell einen möglichen Lösungsansatz des Problems dar. Diese Art der Technik ermöglicht es, nicht nur Daten von der Zahnoberfläche, sondern auch tiefere Dentinstrukturen zu erfassen z.B. „the dentinoenamel junction“. [96, 97]

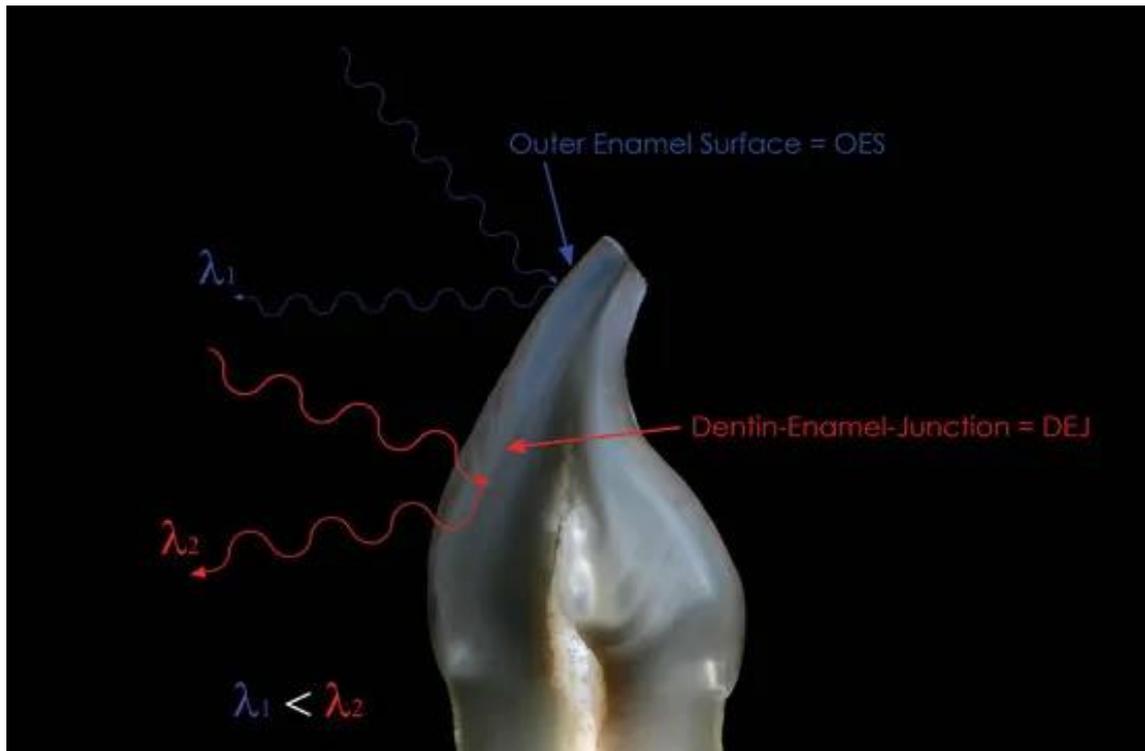


Abbildung 44: Dentin-Enamel-Junction(DEJ) und Outer-Enamel-Surface(OES) [97]

8.3. Biegefestigkeit

In der hier vorliegenden Untersuchung wurden fünf verschiedene Schichtdicken von sieben unterschiedlichen zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien hinsichtlich der Biegefestigkeit untersucht und in wieweit ein mathematischer Zusammenhang zwischen der Biegefestigkeit und der Schichtdicke besteht. Das Ergebnis war, dass LV die höchste Biegefestigkeit aufwies gefolgt von $EX > GC > TE > LU > EM > VE$.

Nordahl et al. [11] untersuchten zwei verschiedene Zirkonoxide (high translucent und low translucent) und eine Glaskeramik auf ihre Bruchfestigkeit hin. Sie gelangten zu ähnlichen Ergebnissen wie in der hier vorliegenden Studie. Allerdings führten sie ihre Versuche anhand von Kronen und nicht an standardisierten Versuchskörpern durch. Die Autoren untersuchten nicht, ob es einen mathematischen Zusammenhang zwischen der Biegefestigkeit und der Schichtdicke besteht.

Die Autoren *Ya-Ming Chen et al.* [10] verglichen vier verschiedenen Keramiken mit einem Durchmesser von 14 mm und einer Dicke von 0,5 mm hinsichtlich der Transluzenz

und Biegefestigkeit miteinander. Die Ergebnisse sind etwas niedriger als in der vorliegenden Arbeit. Die Gründe dafür sind möglicherweise die unterschiedlichen Dimensionen der Prüfkörper oder nicht identische Versuchsbedingungen. Die Referenten treffen abschließend keine Aussage zur einer mathematischen Beziehung zwischen Biegefestigkeit und Schichtstärke.

Yilmaz et al. [14] untersuchten sechs verschiedene Keramiken mit einer Stärke von 1,2 mm hinsichtlich ihrer Biaxialen Bruchfestigkeit. Sie kamen zwar zu den selben Ergebnissen, aber berichteten nicht weiter über einen mathematischen Zusammenhang zwischen der Schichtstärke und der Biegefestigkeit der Prüfkörper.

In der Studie von *Sen et al.* [1] untersuchen die Autoren fünf monolithische CAD/CAM Restaurationsmaterialien. Sie kamen zur selben Abstufung der untersuchten Materialien. Die Ergebnisse sind allerdings etwas höher als in der vorliegenden Studie. Unterschiedliche Versuchsbedingungen und Testkörperdimensionen können eine mögliche Ursache dafür sein. *Sen et al.* berichten ebenfalls von keinen mathematischen Zusammenhängen.

Bei dem Vergleich mit anderen Studien ist es wichtig, die Biegefestigkeit nicht mit der Bruchfestigkeit zu verwechseln. *Tinschert et al.* [67] haben bereits darauf hingewiesen, dass die Biegefestigkeit an einer DIN-Norm mit definierten Prüfkörpern bestimmt und in MegaPascal [MPa] dargestellt wird. Die Bruchfestigkeit hingegen basiert auf der Prüfkörpergeometrie oder den individuellen Restaurationen. Es wird hier nur die Bruchlast in Newton [N] gemessen, welche beim Versagen der Prüfkörpers eintritt. Daher sind die Bruchlastergebnisse von verschiedenen Testkörpergeometrien nur bedingt vergleichbar und dienen dadurch lediglich zur Orientierung[67]. So können beim Vergleich von unterschiedlichen Prüfkörpergeometrien nur allgemeine Aussagen getroffen werden.

Die Bruchfestigkeit von zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien kann anhand von drei verschiedenen Versuchsmethoden analysiert werden. In dieser Studie wurde der Biaxiale-Biegeversuch entsprechend der (ISO) Norm 6872 verwendet. [10, 15] Man hätte zur Bestimmung der Bruchfestigkeit auch den 3-Punkt-Biegeversuch oder den 4-Punkt-Biegeversuch verwenden können. Der Biaxiale-Versuch hat gegenüber den anderen Verfahren den Vorteil, dass ein mehrachsiger Spannungszustand im Prüfkörper erzeugt wird. Dieser mehrachsige Spannungszustand kommt dem Spannungszustand bzw. der Belastung von Dentalwerkstoffen im Mundraum am nächsten, denn in vivo werden

prothetische Versorgungen während ihrer Verweildauer im Mundraum mehrachsrig belastet. Es gilt jedoch für alle drei Versuchsmethoden, dass sie mit symmetrisch genormten Versuchskörpern durchgeführt werden, die so im Alltag der Zahnmedizin selten vorkommen. In einer Reihe von Studien [2, 7, 10, 12, 14, 91, 98] kommt entweder der 3-Punkt-, 4-Punkt oder Biaxial-Biegeversuch zur Anwendung. Für diese Versuchsaufbauten gilt, dass die Prüfkörper entweder zwei Auflagepunkte, wie beim 3-Punkt- und 4-Punkt-Biegeversuch oder drei Auflagepunkte, wie beim Biaxial-Biegeversuch, haben. Die Belastung findet jeweils zentral statt. Der Versuchsaufbau gleicht eher einer Brückenkonstruktion und untersucht somit nicht die Bruchlast einer Einzelkrone. Dass für die Konstruktion von Brücken bzw. der Brückenkonnektoren eigene Gesetze gelten, wies *Erdelt et. al* nach [99].

Die theoretischen Betrachtungen dieser Studie, basierend auf der Analyse der maximalen Biegespannung, wurden durch eine mögliche statistische Auswertung der Daten mit Hilfe einer Regressionsanalyse hinsichtlich der drei Graphen (kubisch, quadratisch und lineaer) bestätigt. Ausschlaggebend zur Beurteilung der Verläufe der Biegefestigkeit ist der R-Quadrat Wert. Je näher die R-Quadrat Werte der Kurvenanpassung an 1 liegen, desto genauer beschreiben sie die Funktion. Der R-Quadrat Wert kann durch die Verringerung der Standardabweichung der Bruchfestigkeitsmessung oder durch eine Erhöhung der Stützstellen für die Kurvenanpassung verbessert werden. In dieser Studie wurde versucht, die Aussagekraft dadurch zu erhöhen, dass man die Bruchfestigkeitswerte an sechs Stützstellen (0 / 0,4 mm / 0,7 mm / 1,0 mm / 1,3 mm und 1,6 mm) ermittelt, sowie die Standardabweichung der einzelnen Bruchlastmessungen durch Standardisierung der manuellen Arbeitsabläufe so gering wie möglich hält. Die Null darf auf Grund der Definition einer kubischen Funktion als weitere Stützstelle hinzugenommen werden.

Hinzukommt, dass das Widerstandsmoment einen starken Einfluss auf die maximale Biegefestigkeit hat, denn die Schichtdicke wirkt sich in der dritten Potenz auf das Ergebnis des Widerstandsmoments aus. Die auftretende Biegespannung in dem Versuchskörper wird somit durch die Schichtdicke entscheidend beeinflusst. Der Verlauf der Bruchlast kann von mehreren technologischen Kennwerten, wie beispielsweise der Gefügeausbildung, der Größe und Anzahl der Gefügeeinschlüsse und der plastischen Stützzahl beeinflusst werden. Die plastische Formzahl bestimmt die Tragkraftreserven eines Materials bei Belastung und ist von der Spannungsverteilung innerhalb des Prüfkörpers abhängig.

Im Rahmen dieser Studie wurde ein kubischer Bruchfestigkeitsverlauf der Materialien über die Schichtdicke ermittelt. Die Kenntnis der Bruchfestigkeitsverläufe von Dentalmaterialien kann dabei helfen, das jeweils passende Material für die prothetische Versorgung auszuwählen. Inwieweit diese neuen Erkenntnisse Auswirkungen auf den klinischen Alltag haben, muss durch weitere Untersuchungen ermittelt werden, da klinische Studien nie vollständig in Laborversuchen reproduziert werden können. [11, 77] Während der Tragedauer werden die zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien mehrachsig belastet. Diese Belastungen können durch in-vitro-Tests nur eingeschränkt simuliert werden.

9. Zusammenfassung

Im Rahmen dieser Studie konnte gezeigt werden, dass die Transluzenzwerte unterschiedlichen Materialien (Keramik, Hybridkeramik und Kunststoff) in Abhängigkeit ihrer Schichtstärke einem logarithmischen Kurvenverlauf folgen. Die Verwendung der logarithmischen Funktionen und der Materialkonstanten a und b könnte somit zukünftig als Grundlage dienen, die ästhetische Wirkung von Restaurationen besser zu verstehen und prospektiv abzuschätzen. Ferner zeigt die Studie, dass es einen linearen Zusammenhang der Materialkonstanten a und b bei keramischen Materialien gibt. Dies lässt eine Berechnung der Transluzenzverläufe für keramische Materialien zu, jedoch nur durch die Kenntnis der Materialkonstante a . Dies wäre in diesem Fall der Transluzenzwert bei 1 mm Schichtstärke.

Des Weiteren konnte im Zuge der vorliegenden Studie dargelegt werden, dass die Biegefestigkeit von verschiedenen zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien in Abhängigkeit zur Materialdicke steht. Dieser Zusammenhang lässt sich in eine mathematische Formel fassen, die einem kubischen Kurvenverlauf mit vier materialspezifischen Parametern folgt. Eine weitere Erkenntnis dieser Studie ist, dass, wenn sich die Restaurationsdicke der Mindestwandstärke nähert, eine adhäsive Befestigung aufgrund der Ergebnisse empfohlen werden kann, da Materialien mit geringerer Biegespannung bei geringerer Schichtdicke ein ähnliches Kurvenverhalten aufwiesen.

Eine logische Schlussfolgerung aus den Erkenntnissen beider Messreihen, wäre eine Integration in eine computergestützte Design-/ Konstruktionssoftware. So könnte man beispielsweise mittels Intraoralscanner zunächst digital die Zahnfarbe bestimmen und dann mit Hilfe einer entsprechenden Software den benötigten Abtrag berechnen, der für das gewünschte Material notwendig ist, um die gewünschte ästhetische Erscheinungsbild zu erzielen. Diese könnte den Behandler in seinem täglichen digitalen Workflow sinnvoll unterstützen und zu einer Verbesserung der Planungsfähigkeit von Restaurationen führen.

10. Literaturverzeichnis

1. Sen, N., I.B. Sermet, and S. Cinar, *Effect of coloring and sintering on the translucency and biaxial strength of monolithic zirconia*. J Prosthet Dent, 2017.
2. Awad, D., et al., *Translucency of esthetic dental restorative CAD/CAM materials and composite resins with respect to thickness and surface roughness*. J Prosthet Dent, 2015. **113**(6): p. 534-40.
3. Kanchanasavita, W., et al., *Contrast ratio of six zirconia-based dental ceramics*. J Prosthodont, 2014. **23**(6): p. 456-61.
4. Guth, J.F., et al., *Optical properties of manually and CAD/CAM-fabricated polymers*. Dent Mater J, 2013. **32**(6): p. 865-71.
5. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. British Dental Journal, 2008. **204**(9): p. 505-511.
6. Wang, F., H. Takahashi, and N. Iwasaki, *Translucency of dental ceramics with different thicknesses*. J Prosthet Dent, 2013. **110**(1): p. 14-20.
7. Sen, N. and Y.O. Us, *Mechanical and optical properties of monolithic CAD-CAM restorative materials*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2017.
8. Heffernan, M.J., et al., *Relative translucency of six all-ceramic systems. Part I: core materials*. J Prosthet Dent, 2002. **88**(1): p. 4-9.
9. Ueda, K., et al., *Light transmittance by a multi-coloured zirconia material*. Dental Materials Journal, 2015. **34**(3): p. 310-314.
10. Chen, Y.M., et al., *Translucency and biaxial flexural strength of four ceramic core materials*. Dent Mater, 2008. **24**(11): p. 1506-11.
11. Nordahl, N., P. Vult von Steyern, and C. Larsson, *Fracture strength of ceramic monolithic crown systems of different thickness*. J Oral Sci, 2015. **57**(3): p. 255-61.
12. Stawarczyk, B., et al., *Evaluation of mechanical and optical behavior of current esthetic dental restorative CAD/CAM composites*. J Mech Behav Biomed Mater, 2015. **55**: p. 1-11.
13. Wagner, W.C. and T.M. Chu, *Biaxial flexural strength and indentation fracture toughness of three new dental core ceramics*. J Prosthet Dent, 1996. **76**(2): p. 140-4.
14. Yilmaz, H., C. Aydin, and B.E. Gul, *Flexural strength and fracture toughness of dental core ceramics*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2007. **98**(2): p. 120-128.
15. Pallis, K., et al., *Fracture resistance of three all-ceramic restorative systems for posterior applications*. J Prosthet Dent, 2004. **91**(6): p. 561-9.

16. Ban, S. and K.J. Anusavice, *Influence of test method on failure stress of brittle dental materials*. J Dent Res, 1990. **69**(12): p. 1791-9.
17. Magne, P. and W.H. Douglas, *Additive contour of porcelain veneers: a key element in enamel preservation, adhesion, and esthetics for aging dentition*. J Adhes Dent, 1999. **1**(1): p. 81-92.
18. Zwinge, S., *Untersuchungen zur Lichttransmission und Farbstabilität von PMMA-und Komposit-basierten Hochleistungspolymeren*. 2016, Ludwig-Maximilians-Universität zu München.
19. Ross, F., *Untersuchung zur Reproduzierbarkeit der Zahnfarbbestimmung mit einem neuen Zahnfarbringsystem*. 2002, Verlag nicht ermittelbar.
20. Sproull, R.C., *Color matching in dentistry. 3. Color control*. J Prosthet Dent, 1974. **31**(2): p. 146-54.
21. Terry, D.A., et al., *Anatomical form defines color: function, form, and aesthetics*. Pract Proced Aesthet Dent, 2002. **14**(1): p. 59-67; quiz 68.
22. O'Keefe, K.L., E.R. Strickler, and H.K. Kerrin, *Color and shade matching: the weak link in esthetic dentistry*. Compendium, 1990. **11**(2): p. 116, 118-20.
23. Johnston, W.M. and E.C. Kao, *Assessment of appearance match by visual observation and clinical colorimetry*. J Dent Res, 1989. **68**(5): p. 819-22.
24. Al-Wahadni, A., et al., *Shade-match perception of porcelain-fused-to-metal restorations: a comparison between dentist and patient*. J Am Dent Assoc, 2002. **133**(9): p. 1220-5; quiz 1260-1.
25. Keyes, R., *"Nice guys finish seventh": false phrases, spurious sayings, and familiar misquotations*. 1992: HarperCollins Publishers.
26. Terry, D.A. and W. Geller, *Ästhetik in der Zahnheilkunde: Materialien und Techniken*. 2013: Quintessenz.
27. Miara, P., et al., *Esthetic dentistry and ceramic restorations*. 1998: CRC Press.
28. Wolfahrt, J.R.S.M.K.J.C.T.S.W.G.H.S., *Curriculum Prothetik Band II 4. überarbeitete und erweiterte Auflage*. 2011, Berlin: Quintessenz.
29. Devigus, A., P.K. Bazos, and S. Hein, *Licht in der dentalen Fotografie*.
30. Frank, D.I. *Kreative Dental fotografie – So kommt Licht ins Dunke*. [cited 2019; Available from: <https://www.zwp-online.info/zwpnews/wirtschaft-und-recht/marketing/kreative-dentalfotografie-geht-nicht-gibts-nicht>.
31. Hein, S., J. Tapia, and P. Bazos, *eLABor_aid: a new approach to digital shade management*. Int J Esthet Dent, 2017. **12**(2): p. 186-202.
32. Hardan, L.S. and C. Moussa, *Mobile Dental fotografie – eine einfache Form der Dokumentation und Kommunikation*.

33. Hardan, L., *Mobile dental photography (MDP): A new era in dental documentation*. International Arab Journal of Dentistry, 2017. **8**(3).
34. Paul, S., et al., *Visual and spectrophotometric shade analysis of human teeth*. J Dent Res, 2002. **81**(8): p. 578-82.
35. Chu, S.J., R.D. Trushkowsky, and R.D. Paravina, *Dental color matching instruments and systems. Review of clinical and research aspects*. Journal of dentistry, 2010. **38**: p. e2-e16.
36. Chu, S.J., *The science of color and shade selection in aesthetic dentistry*. Dent Today, 2002. **21**(9): p. 86-9.
37. H., K., *Das Grundgesetz der Farbenlehre*. 1978, Köln: DuMont.
38. Chu SJ, D.A., Mieleszko AJ, *Dentale Farblehre: Farbbestimmung und Farbkommunikation in der ästhetischen Zahnmedizin*. 2005: Quintessenz-Verlag-GmbH.
39. Grünwald, D.S., *Vollkeramik von A bis Z*. Bayrisches Zahnärzte Blatt, 2011. **Mai**.
40. J, S., *Ästhetische Zahnmedizin*. 2008: Thieme.
41. Harada, K., et al., *A comparative evaluation of the translucency of zirconias and lithium disilicate for monolithic restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 2016. **116**(2): p. 257-263.
42. Powers, J.M., J.B. Dennison, and P.J. Lepeak, *Parameters that affect the color of direct restorative resins*. J Dent Res, 1978. **57**(9-10): p. 876-80.
43. Sulaiman, T.A., et al., *Optical properties and light irradiance of monolithic zirconia at variable thicknesses*. Dent Mater, 2015. **31**(10): p. 1180-7.
44. Lee, Y.K., *Influence of scattering/absorption characteristics on the color of resin composites*. Dent Mater, 2007. **23**(1): p. 124-31.
45. CIE, I. 11664-2: 2007 (CIE S 014-2/E: 2006) *Colorimtrie—Partie 2: Illuminants CIE normaliss*. 2007. CIE.
46. Johnston, W.M., *Review of Translucency Determinations and Applications to Dental Materials*. Journal of Esthetic and Restorative Dentistry, 2014. **26**(4): p. 217-223.
47. Lim, H.-N., B. Yu, and Y.-K. Lee, *Spectroradiometric and spectrophotometric translucency of ceramic materials*. Journal of Prosthetic Dentistry. **104**(4): p. 239-246.
48. Mikhail, S.S., et al., *Optical characteristics of contemporary dental composite resin materials*. Journal of dentistry, 2013. **41**(9): p. 771-778.
49. O'Keefe, K., P. Pease, and H. Herrin, *Variables affecting the spectral transmittance of light through porcelain veneer samples*. The Journal of prosthetic dentistry, 1991. **66**(4): p. 434-438.
50. Brodbelt, R.H., W.J. O'Brien, and P.L. Fan, *Translucency of dental porcelains*. J Dent Res, 1980. **59**(1): p. 70-5.

51. Lee, Y.-K., *Translucency of human teeth and dental restorative materials and its clinical relevance*. Journal of biomedical optics, 2015. **20**(4): p. 045002.
52. Kim, D.H. and S.H. Park, *Evaluation of resin composite translucency by two different methods*. Oper Dent, 2013. **38**(3): p. E1-15.
53. *Opazität-Cosmos*. Available from: <https://physik.cosmos-indirekt.de/Physik-Schule/Opazit%C3%A4t>.
54. *Opazität*. 02.11.2019; Available from: <https://de.wikipedia.org/wiki/Opazit%C3%A4t>.
55. Kunzelmann, K.-H., P. Pospiech, and M. Kern, *Vollkeramik-eine Standortbestimmung*. ZMK, 2005. **21**(5): p. 337-343.
56. *Transparenz*. 16.12.2018; Available from: [https://de.wikipedia.org/wiki/Transparenz_\(Physik\)](https://de.wikipedia.org/wiki/Transparenz_(Physik)).
57. Marxkors R, M.H., *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde*. Vol. 5. überarbeitete und ergänzte Auflage. 2005, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag, S. 174.
58. Vieth, B., *Untersuchung zur Korrelation von Transluzenz und Bruchfestigkeit von CAD/CAM gefrästen Vollkeramikronengerüsten*. 2010, Imu.
59. *Opaleszenz*.
60. Marlow, F., et al., *Opals: status and prospects*. Angewandte Chemie International Edition, 2009. **48**(34): p. 6212-6233.
61. Zel, J., et al., *Aesthetic ceramic veneered restoration*. 2005, Google Patents.
62. Edelhoff, D. and O. Brix, *All-ceramic restorations in different indications: a case series*. The Journal of the American Dental Association, 2011. **142**: p. 14S-19S.
63. Kappert, H., *Zur Festigkeit von Dentalkeramiken*. ZM, 2003. **93**(7): p. 802-806.
64. Elsaka, S.E. and A.M. Elnaghy, *Mechanical properties of zirconia reinforced lithium silicate glass-ceramic*. Dent Mater, 2016. **32**(7): p. 908-14.
65. Zebuhr, Y., *Die Biegefestigkeit weißkörperbearbeiteten Yttrium-verstärkten Zirkoniumdioxids unter dem Einfluss künstlicher Alterung und Färbung*. 2010, Imu.
66. Fischer, H. and R. Marx, *WISSENSCHAFT-Festigkeit von Dentalkeramik*. ZWR-Das Deutsche Zahnarzteblatt, 2000. **109**(5): p. 240-245.
67. Tinschert J, N.G., *Oxidkeramiken und CAD/CAM - Technologien. Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*. 2007: Deutscher Zahnärzte Verlag Köln.
68. Hahn, R. and C. Löst, *Experimentelle Festigkeitsbestimmung sprödharter Restaurationswerkstoffe*. Dtsch Zahnärztl, 1993(48): p. 484-487.
69. *Siméon Denis Poisson*. Available from: https://de.wikipedia.org/wiki/Sim%C3%A9on_Denis_Poisson.
70. *Poissonzahl*. Available from: <https://deacademic.com/dic.nsf/dewiki/1118258>.
71. *Querkontraktion*. Available from: https://www.tf.uni-kiel.de/matwis/amat/mw1_ge/kap_7/backbone/r7_1_3.html.

72. Gruber, M., *Untersuchung zur Biegefestigkeit von Zirkoniumdioxid nach unterschiedlicher Oberflächenbearbeitung und künstlicher Alterung*. 2009, lmu.
73. Dorsch, P. and T. Pfeiffer, *Wirkung verschiedener Einflussgrößen auf die biaxiale Festigkeit von Dentalkeramiken*. *QUINTESSENZ DER ZAHNTECHNIK*, 1996. **22**: p. 905-920.
74. Kollenberg, W., *Technische Keramik: Grundlagen, Werkstoffe, Verfahrenstechnik*. 2004: Vulkan-Verlag GmbH.
75. Fischer, J., *Mechanische Eigenschaften metallischer und keramischer Werkstoffe*. *Quintessenz Zahntechnik*, 2009. **35**(12): p. 1540-1549.
76. Geis-Gerstorfer, J. and P. Fassler, *UNTERSUCHUNGEN ZUM ERMUDUNGSVERHALTEN DER DENTALKERAMIKEN ZIRKONDIOXID-TZPUND IN-CERAM*. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*, 1999. **54**(11): p. 692-694.
77. Anusavice, K.J., K. Kakar, and N. Ferree, *Which mechanical and physical testing methods are relevant for predicting the clinical performance of ceramic-based dental prostheses?* *Clin Oral Implants Res*, 2007. **18 Suppl 3**: p. 218-31.
78. Geis-Gerstorfer, J., P. Kanjantra, and H. Weber, *Zum einfluss der prüfmethode auf die biegefestigkeit von IPS-Empress und In-Ceram*. *Dtsch Zahnärztl*, 1992(47): p. 618-621.
79. Peter Neumeier, P.D.F.B., MSC. J. Schweiger, M. Eichberger. www.digital-dentistry.de/zirkonoxid/der-werkstoff-zirkonoxid/eigenschaften.html.
80. Scherrer, S., et al., *Fracture toughness (K_{Ic}) of a dental porcelain determined by fractographic analysis*. *Dental Materials*, 1999. **15**(5): p. 342-348.
81. Zeng, K., A. Odén, and D. Rowcliffe, *Flexure tests on dental ceramics*. *International Journal of Prosthodontics*, 1996. **9**(5).
82. *Risszähigkeitsversuche*. Available from: <https://www.ingenieurkurse.de/werkstofftechnik-1/werkstoffpruefung/mechanische-werkstoffpruefung/risszaehigkeitsversuche.html>
83. Wirthwein, C., *Vergleichende Bewertung der kritischen Festigkeitseigenschaften dentaler Feldspatkeramiken der Firma DCS*. 2006.
84. Tegtmeier, M., *Untersuchungen zur Prüfkörperabmessung und Herstellung bei der Festigkeitsprüfung von Dentalkeramik*. 1989, Universität Köln.
85. Horvath, S.D., F.A. Spitznagel, and P.C. Gierthmühlen, *Hybridmaterialien–Indikation und Bewährung*. *Zahnärztliche Mitteilungen*, 2016. **10**.
86. Zuch, T.C., *Untersuchung zur lichttransmission und Farbstabilitäbität temporärer Kronen-und Brückenmaterialen zur CAD: gestützten Anfertigung dentaler provisorischer Restaurationen*. 2014, Ludwig-Maximilians Universität München.
87. Beuer, F., et al., *CAD/CAM-bearbeitete Hochleistungspolymere als Langzeitprovisorien in der Implantologie*. *Implantologie*, 2010. **18**(4): p. 397-404.

88. Kelly, J.R., J.A. Tesk, and J.A. Sorensen, *Failure of All-ceramic Fixed Partial Dentures in vitro and in vivo: Analysis and Modeling*. Journal of Dental Research, 1995. **74**(6): p. 1253-1258.
89. Wimmer, T., et al., *Effects of differing thickness and mechanical properties of cement on the stress levels and distributions in a three-unit zirconia fixed prosthesis by FEA*. Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists, 2014. **23**(5): p. 358-366.
90. Kelly, J.R., *Clinically relevant approach to failure testing of all-ceramic restorations*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **81**(6): p. 652-661.
91. Shiraishi, T. and I. Watanabe, *Thickness dependence of light transmittance, translucency and opalescence of a ceria-stabilized zirconia/alumina nanocomposite for dental applications*. Dental Materials, 2016.
92. Lohbauer, U., A. Petschelt, and P. Greil, *Lifetime prediction of CAD/CAM dental ceramics*. Journal of Biomedical Materials Research, 2002. **63**(6): p. 780-785.
93. Kim, H.-K., et al., *Effects of surface treatments on the translucency, opalescence, and surface texture of dental monolithic zirconia ceramics*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2016. **115**(6): p. 773-779.
94. Erdelt, K., et al., *Computable translucency as a function of thickness in a multi-layered zirconia*. J Prosthet Dent, 2019. **121**(4): p. 683-689.
95. Ardu, S., *Aesthetic analysis of natural anterior teeth and their restoration with resin composites*. 2010.
96. Schweiger, J., *Method, apparatus and computer program for producing a dental prosthesis*. 2014, Google Patents.
97. Schweiger, J., et al., *Histo-anatomic 3D printing of dental structures*. British Dental Journal, 2016. **221**(9): p. 555-560.
98. Kang, S.H., J. Chang, and H.H. Son, *Flexural strength and microstructure of two lithium disilicate glass ceramics for CAD/CAM restoration in the dental clinic*. Restor Dent Endod, 2013. **38**(3): p. 134-40.
99. Erdelt, K.-J., *Entwicklung einer integrierten, datenbankgestützten Entwicklungsumgebung (CAD/FEM) zur Berechnung und Design von vollkeramischen Brücken*. 2003, lmu.

11. Abkürzungsverzeichnis

| | |
|-----------------|--------------------------------------|
| bzw. | beziehungsweise |
| °C | Grad Celsius |
| Ca. | circa |
| CAM | Computer-Aided-Manufacturing |
| CAD | Computer-Aided-Design |
| CIE | Comission-Internationale-d'Eclairage |
| cm ³ | Kubikzentimeter |
| CR | contrast ratio |
| DEJ | Dentin-Enamel-Junction |
| EM | Empres CAD |
| EX | e.max CAD |
| g | Gramm |
| GC | Cerasmart |
| GPa | Gigapascal |
| K | Kelvin |
| kN | Kilonewton |
| lat. | Lateinisch |
| LV | Lava Plus |
| LU | Lava Ultimate |
| min. | Minuten |
| mm | Millimeter |
| mm ² | Quadratmillimeter |
| mm ³ | Kubikmillimeter |
| MPa | Megapascal |
| mol | Mol |
| MW | Mittelwert |
| N | Newton |
| nm | Nanometer |
| NIR | Near Infrared |
| OES | Outer-Enamel-Surface |
| SD | Standardabweichung |

| | |
|-------|---------------------------------|
| sog. | sogenannt |
| STL | Standard-Triangulation-Language |
| TE | Telio CAD |
| VE | Vita Enamic |
| Vol.% | Volumenprozent |
| µg | Mikrogramm |

12. Abbildungsverzeichnis

| | |
|---|----|
| Abbildung 1: Smile Lite MDP mit Zentralleuchte, Seitenleuchten, Diffusoren und Polarisationsfilter [32]..... | 8 |
| Abbildung 2: Vergleich zwischen der Bestimmung von T % und TP [52]..... | 13 |
| Abbildung 3: Keramisch verblendete Metallkronen/-brücken verhindern aufgrund ihrer Opazität den Lichtdurchlass. Die Zähne wirken dadurch grau und leblos. [55] mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. D. Edelhoff | 14 |
| Abbildung 4: Natürliche Zähne im Durchlicht; mit freundlicher Genehmigung von Prof. Dr. D. Edelhoff | 15 |
| Abbildung 5: Dreidimensionales Modell der Querkontraktion [70]..... | 18 |
| Abbildung 6: Eigene schematische Darstellung des 3-Punkt Biegeversuchs in Anlehnung an [58]..... | 19 |
| Abbildung 7: Eigene schematische Darstellung des 4-Punkt Biegeversuchs in Anlehnung an [58]..... | 20 |
| Abbildung 8: Eigene schematische Darstellung des Biaxialen-Bruchversuchs in Anlehnung an [58]..... | 21 |
| Abbildung 9: Risszähigkeit (Schema) – Zugversuch [82]..... | 22 |
| Abbildung 10: Spannungsverteilung innerhalb eines Prüfkörperquerschnittes bei Beanspruchung auf Biegung..... | 23 |
| Abbildung 11: universelle Prüfmaschine..... | 27 |
| Abbildung 12: In der Studie verwendete zahnmedizinische Restaurationsmaterialien.. | 28 |
| Abbildung 13: ceramill motion 2 v. Amann Girrbach mit LV-Ronde bestückt..... | 33 |
| Abbildung 14: Zylinder noch in der Ronde | 33 |
| Abbildung 15: Herausgetrennte LV-Zylinder | 34 |
| Abbildung 16: Konstruktion des Prüfkörpers..... | 35 |
| Abbildung 17: Mit Sirona inLab MCXL-Schleifeinheit gefräster Lava Ultimate Zylinder | 35 |
| Abbildung 18: In Secutum-50 eingespannter GC-Cerec-Block..... | 36 |
| Abbildung 19: LV Prüfkörper in der Färbelösung | 37 |
| Abbildung 20: LV Prüfkörper unter Trockenlampe | 38 |
| Abbildung 21: Sinterschale mit fertigen LV Prüfkörpern | 38 |
| Abbildung 22: Polierprozess mit Abramin, die Trägerplatte wird hydraulisch mit einem definierten Druck auf die Schleifplatte gedrückt. Die beiden Scheiben rotieren in entgegengesetzten Richtung unter Zufuhr von Kühlwasser. | 41 |
| Abbildung 23: Mikrometerschraube zum Vermessen der Prüfkörper..... | 41 |
| Abbildung 24: Transluzenzmessung der Schichtdicke 0,4 mm über den Wellenlängenbereich 400 - 700 nm..... | 44 |
| Abbildung 25: Transluzenzverlauf über die Wellenlänge des sichtbaren Lichts (400 - 700 nm) | 45 |
| Abbildung 26: Formel für den Transmissionskoeffizienten | 45 |

| | |
|---|----|
| Abbildung 27: Formel für die Gesamtdurchlässigkeit mittels Integration | 46 |
| Abbildung 28: Abbildung für die gesamte Lichttransmission | 46 |
| Abbildung 29: Prüfstempel (oben), Prüfkörper auf Prüfkörperauflage (unten) | 48 |
| Abbildung 30: zerbrochener EX-Prüfkörper | 48 |
| Abbildung 31: Regressionskurven für Lava Ultimate A2-HT CAD/CAM mit Prüfkörpern in 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht | 52 |
| Abbildung 32: Regressionskurven für Vita Enamic 2 M2-HT EM 14 mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht | 53 |
| Abbildung 33: Regressionskurven für GC Cerasmart A2 HT 14 mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht | 53 |
| Abbildung 34: Regressionskurven für Telio CAD LT A2/B40 L mit Prüfkörpern in den 5 verschiedenen Schichtdicken im Durchlicht | 54 |
| Abbildung 35: x Materialdicke; $f(x) = \text{Lichttransmission} [\%]$ | 55 |
| Abbildung 36: Logarithmische Regressionskurven für Hybridkomposite und Hochleistungspolymere | 55 |
| Abbildung 37: Lineare Regressionskurve der logarithmischen Materialkonstanten (a, b) | 56 |
| Abbildung 38: lineare Regressionskurve der keramischen logarithmischen Materialkonstanten (a, b) | 57 |
| Abbildung 39: Darstellung der kubischen und linearen Regressionskurven der Bruchlast in Abhängigkeit von der Materialdicke am Beispiel von IPS Empress_CAD | 60 |
| Abbildung 40: Formel für den kubischen Verlauf des Graphen | 61 |
| Abbildung 41: Kubische Regressionskurven der Bruchlast in Abhängigkeit von der Materialdicke für alle Materialien | 62 |
| Abbildung 42: Mögliche theoretische Funktionsgraphen für den Zusammenhang von Transluzenz und Prüfkörperdicke [94] | 66 |
| Abbildung 43: vom natürlichen Zahn zum 3D-gedruckten Zahn [83] | 70 |
| Abbildung 44: Dentin-Enamel-Junction(DEJ) und Outer-Enamel-Surface(OES) [97] . | 71 |

13. Tabellenverzeichnis

| | |
|---|----|
| Tabelle 1: Abkürzungen und werkstoffkundliche Kennzahlen der verwendeten Materialien laut herstellereigenen Produktinformationsbroschüre (Homepage) .. | 28 |
| Tabelle 2: Brennparameter für LV | 39 |
| Tabelle 3: Brennparameter für Kristallisationsbrand von EX | 39 |
| Tabelle 4: Anzahl der Prüfkörper je Material und Schichtstärke | 42 |
| Tabelle 5: Mittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der Lichttransmission T% der verwendeten Materialien in den 5 Schichtstärken | 51 |
| Tabelle 6: R-Quadrat Werte der linearen, exponentiellen und logarithmischen Kurven für alle sieben Materialien | 52 |
| Tabelle 7: Transluzenz-Koeffizienten a und b mit Mittelwerten und Standardabweichung | 55 |
| Tabelle 8: Bruchlastmittelwerte (MW) und Standardabweichung (SD) der verwendeten Materialien in den 5 Schichtstärken, sowie die Biegefestigkeit [MPa] | 59 |
| Tabelle 9: R-Quadrat Werte der linearen, quadratischen und kubischen Kurven | 61 |
| Tabelle 10: Materialspezifische Parameter der Bruchfestigkeitsgleichung (Mittelwerte und Standardabweichung)..... | 62 |
| Tabelle 11: Transluzenzwerte [%] IPS Empress CAD, IPS e.max CAD und Lava Plus | 68 |

14. Danksagung

Ein herzliches Dankschön richtet sich an all diejenigen, die mich während der Zeit der Forschungs- und Diskussionsarbeit begleitet und unterstützt haben. Ohne deren Hilfe wäre der erfolgreiche Abschluss der Dissertationsschrift weitaus schwerer gewesen.

Bedanken möchte ich mich beim Direktor der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der LMU München Herrn Professor Dr. med. dent. Daniel Edelhoff für die Bereitstellung klinischen Forschungsräume und damit die Ermöglichung dieser Studie.

Ein ganz besonderer Dank gilt meinem Betreuer Professor Dr. med. dent Jan-Frederick Güth für die Überlassung des Dissertationsthemas, seine freundliche Betreuung und stets kompetente Beratung während der gesamten Studiendauer. Ohne seine Hilfsbereitschaft und seine Geduld wäre diese Untersuchung nicht möglich gewesen.

Bedanken möchte ich mich außerdem noch bei Herrn Dr. hum. biol. Dip.-Ing Kurt Erdelt, der mich sowohl bei technischen Fragen, als auch bei der Bewältigung und Auswertung der Daten tatkräftig unterstützt hat. Ebenso gilt mein Dank dem Zahntechnikermeister Herrn Josef Schweiger MSc. und seinem Team, die mir stets mit Rat und Tat während meiner praktischen Versuche zur Seite standen.

Meine größte Dankbarkeit gilt meine Eltern, meiner Schwester und meiner Verlobten, die mich immer wieder motiviert und unterstützt haben. Ebenso bedanke ich mich für ihre Rücksichtnahme und ihr Verständnis für so manche launischen Momente während dieser Arbeit.

That's it!

15. Eidesstattliche Erklärung

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

**Einfluss der Schichtdicke auf die Transluzenz und die Biegefestigkeit von
zahnmedizinischen Restaurationsmaterialien**

selbstständig ohne Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Quellen und Hilfsmittel verfasst habe. Alle den benutzten Quellen wörtlich oder sinngemäß entnommenen Stellen sind als solche einzeln kenntlich gemacht.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation bislang nicht in gleicher oder ähnlicher Form bei einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt worden und auch nicht veröffentlicht worden ist.

Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Erklärung rechtliche Folgen haben wird.

Augsburg, 24.02.2023 Thomas Sciuk

Ort, Datum, Unterschrift