

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinik der Universität München

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

**Einfluss künstlicher Alterung auf die mechanischen Eigenschaften
moderner Verblendkomposite**

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

Vorgelegt von
Michael Alois Brauneis
aus Rothalmünster
2022

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität München

Berichterstatterin: Prof. Dr. rer. biol. hum. Dipl.-Ing. (FH) Bogna Stawarczyk, M.Sc.

Mitberichterstatter: Prof. Dr. Jürgen Manhart

Betreuung durch die promovierte Mitarbeiterin:

PD Dr. med. dent. Anja Liebermann, M.Sc.

Dekan:

Prof. Dr. med. Thomas Gudermann

Tag der mündlichen Prüfung: 08.12.2022

Michael Brauneis

Hinweise

Hinweis 1:

Die in der Dissertation verwendeten Gebrauchsnamen, Handelsnamen und Warenbezeichnungen sind teilweise patent- und urheberrechtlich geschützt. Auf eine besondere Kennzeichnung dieses Schutzes (®) wurde zugunsten der Lesbarkeit verzichtet. Das Fehlen der Kennzeichnung erlaubt daher keine Rückschlüsse auf fehlenden Schutz.

Hinweis 2:

Teile der vorliegenden Arbeit wurden bereits publiziert.

Liebermann A, Langwieder B, Brauneis M, Eichberger M, Stawarczyk B. Impact of thermocycling on mechanical properties and discoloration of veneering composite resins after storage in various staining media. J Prosthet Dent. 2021;125:940-5 (IF: 3,426)

Stawarczyk B, Brauneis M, Langwieder B, Spintzyk S, Eichberger M, Liebermann A. Mechanical and optical properties of indirect veneering resin composites after different aging regimes. Dent Mater J. 2021;40:279-87 (IF: 2,102)

Eidesstattliche Versicherung

Hiermit erkläre ich, Michael Alois Brauneis, geboren am 28.05.1991 in Rotthalmünster, wohnhaft Augustenstraße 65, 80333 München, an Eides statt, die vorliegende Dissertation mit dem Thema

Der Einfluss künstlicher Alterung auf die mechanischen Eigenschaften moderner Verblendkomposite

selbstständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle den benutzten Quellen wörtlich oder sinngemäß entnommenen Erkenntnisse als solche kenntlich und unter Angaben ihres Fundortes einzeln nachgewiesen zu haben.

Des Weiteren erkläre ich, die hier vorliegende Dissertation nicht an anderer Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

Michael Brauneis

München, den 12.04.2023

Michael Brauneis

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung.....	1
2	Literaturübersicht.....	3
2.1	Chemische Zusammensetzung der Verblendkomposite	3
2.2	Organische Matrix.....	3
2.3	Füllstoffe	6
2.4	Haftvermittler (Silan).....	8
2.5	Photoinitiatoren.....	9
2.6	Biegefestigkeit.....	11
2.7	Härtemessung.....	14
2.8	Künstliche Alterung im Thermolastwechsel	19
2.9	Verbundmechanismen Gerüst-Verblendkomposit	22
2.10	Moderne Anwendung und Indikation	24
3	Ziel der Dissertation.....	27
4	Material und Methode.....	29
4.1	Biegefestigkeit.....	29
4.1.1	Studiendesign.....	29
4.1.2	Prüfkörperherstellung	30
4.1.3	Künstliche Alterung.....	32
4.1.4	Durchführung.....	33
4.1.5	Statistische Auswertung	34
4.2	Martenshärte.....	34
4.2.1	Studiendesign.....	34
4.2.2	Herstellung der Prüfkörper	35
4.2.3	Künstliche Alterung.....	37
4.2.4	Durchführung.....	37
4.2.5	Statistische Auswertung	38
5	Ergebnisse.....	39
5.1	Ergebnisse - Biegefestigkeit	39
5.1.1	Einfluss der künstlichen Alterung auf die Biegefestigkeit der einzelnen Verblendkomposite	41
5.1.2	Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels	44
5.1.3	Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials ...	49
5.2	Ergebnisse - Martenshärte.....	53
5.2.1	Einfluss der künstlichen Alterung auf Schneide- und Dentinmasse der Verblendkomposite	55
5.2.2	Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels	57
5.2.3	Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials ...	60
5.3	Ergebnisse Eindringmodul (EIT).....	62
5.3.1	Einfluss der künstlichen Alterung auf Schneide- und Dentinmasse der einzelnen Verblendkomposite	64
5.3.2	Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels	66
5.3.3	Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials ...	69
6	Diskussion	72

7	Schlussfolgerung	83
8	Zusammenfassung	84
9	Verzeichnis	86
9.1	Literaturverzeichnis.....	86
9.2	Abkürzungsverzeichnis	95
10	Danksagung	97
11	Lebenslauf.....	98

1 Einleitung

In den letzten Jahren bewegt sich der Trend weg von der Verwendung von Legierungen hin zur metallfreien restaurativen Zahnmedizin [1]. Nicht nur die gestiegene Nachfrage seitens der Patienten trägt hierzu bei, sondern auch die Vorteile wie eine verbesserte Ästhetik und das verringerte Risiko unerwünschter Reaktion des umgebenden Weichgewebes auf das Metall [2, 3]. Grundsätzlich unterscheidet man in der prothetischen Versorgung eines Lückengebisses zwischen zwei verschiedenen Möglichkeiten: herausnehmbaren und festsitzenden Restaurationen [4]. Traditionell werden in der Zahnmedizin Einzelzahnrestaurationen aus Metallkeramik oder im posterioren Bereich aus Metall hergestellt [5-7]. Herausnehmbare Teilprothesen bestehen dagegen aus einem Metallgerüst, Basiskunststoff und Prothesenzähnen aus Kunststoff oder Keramik [4]. Für die ästhetische Verblendung festsitzender Gerüststrukturen werden Verblendkeramiken verwendet. Hingegen erfolgt die Verblendung herausnehmbaren Zahnersatzes in der Regel mit Verblendkompositen [4].

Bei einer metallfreien herausnehmbaren Restauration kommen darüber hinaus polymerbasierte Gerüstmaterialien wie PEEK, als Untergruppe der PAEK Materialien, oder glasfaserverstärkte Kunststoff-Hybridmaterialien zum Einsatz [8]. Beide Materialien können zum Beispiel für Klammer-, Doppelkronenprothesen und Primärteleskopkronen verwendet werden [9-11]. Der Einsatz von PEEK bietet dabei zahlreiche Vorteile: PEEK ist ein äußerst biokompatibles Material, das besonders verträglich ist [12, 13]. Zudem führt die geringere Dichte von PEEK im Vergleich zu Metallen zu leichteren Prothesen und einem angenehmeren Tragegefühl für den Patienten [8]. Die Verblendung dieser eher opakeren Gerüstmaterialien erfolgt individuell geschichtet mit Verblendkomposit, vorgefertigten Verblendschalen oder mit CAD/CAM gefrästen Verblendschalen [13].

Neben PEEK kommt für metallfreie festsitzende Restaurationen auch Zirkonoxid in Frage. Im Seitenzahnbereich kann Zirkonoxid, neben der verblendeten Variante, als monolithische Rekonstruktion verwendet werden. Im Frontzahnbereich hingegen werden Zirkonoxidrestaurationen aus ästhetischen Gründen überwiegend verblendet [14]. Klinisch zeigen sich allerdings erhöhte Chippinghäufigkeiten bei verblendeten Zirkonoxidrestaurationen im Vergleich zu

Einleitung

Metallkeramikrestaurationen, insbesondere im Seitenzahnggebiet [15, 16]. Als Alternative könnte daher die Verblendung mit einem Verblendkomposit in Betracht gezogen werden [17]. In-vitro Untersuchungen zeigten vergleichbare Festigkeitswerte von verblendeten Zirkonoxidrestaurationen mit Verblendkeramiken und Verblendkunststoffen bei okklusaler Belastung [18, 19]. Die Versorgung von Einzelzahn­lücken bis hin zur Zahnlosigkeit erfolgt häufig durch Implantate. Als einen begünstigenden Faktor in der Entstehung der Periimplantitis wird die Überlastung des periimplantären Knochens diskutiert [20, 21]. Suprastrukturen aus Verblendkomposit können okklusale Kräfte auf das Implantat teilweise absorbieren und dadurch reduzieren [22, 23].

Als moderne Option für gerüstfreie Restaurationen können Verblendkomposite auch für Inlays, Onlays, minimal-invasiven Restaurationen, Veneers und Frontzahnkronen verwendet werden [24, 25]. Zusätzlich können komplexe Gingivarekonstruktionen bei Rezessionen, Gewebeverlust durch Knochenrückgang und langen Zahnhälsen mit eingefärbten Verblendkompositmassen gelöst werden [26].

Die vielfältigen Anwendungsbereiche und materialspezifischen Vorteile der modernen Verblendkomposite machen diese zu einer spannenden Werkstoffklasse in der zahnärztlichen Prothetik.

2 Literaturübersicht

In diesem Kapitel werden die für die in der nachfolgend beschriebenen Untersuchung notwendigen theoretischen Grundlagen dargestellt und die Ergebnisse vorausgegangener Untersuchungen abgebildet. Dabei wird im ersten Abschnitt der Literaturübersicht die chemische Zusammensetzung der Verblendkomposite sowie der Einfluss der einzelnen Bestandteile auf die mechanischen Eigenschaften der Komposite beleuchtet. Zudem erfolgt in der Literaturübersicht eine Erklärung des Versuchsprinzips, sowie die Darstellung der Messparameter und der Ergebnisse vergleichbarer Untersuchungen. Darauf aufbauend wird das künstliche Altern im Thermolastwechsel erklärt und ein möglicher negativer Einfluss auf die mechanischen Parameter betrachtet. Abschließend erfolgt eine Zusammenfassung der modernen Anwendungen der Verblendkomposite als Verblend- und Restaurationsmaterial.

2.1 Chemische Zusammensetzung der Verblendkomposite

Indirekte Laborkomposite ähneln in ihrem chemischen Aufbau den direkten Füllungskompositen. Ein dreidimensionales Matrix-Netzwerk aus polymerisierten, organischen Methacrylaten - den Monomeren - umgibt anorganische Füllstoffe. Beide Phasen werden über einen Haftvermittler, dem sogenannten Silan, chemisch miteinander verbunden [27]. Der große Unterschied zu den direkten Füllungskompositen besteht in einer zahntechnischen Nachvergütung der Laborkomposite mit einer längeren Lichtpolymerisationszeit oder teils zusätzlicher Wärme- oder Druckbehandlung. Dabei wird die Konversionsrate der Doppelbindungen erhöht und der Anteil an freien Bindungen reduziert [28]. Freie, reaktive Bindungen sind generell anfälliger für degenerative Prozesse. Die mechanischen Eigenschaften eines Komposits steigen unter anderem mit der Konversionsrate, da mehr chemische Bindungen ausgebildet werden und weniger freie Doppelbindungen vorhanden sind [27, 29].

2.2 Organische Matrix

Die Monomere, die in den gebräuchlichsten Laborkompositen verwendet werden, bestehen aus zwei wesentlichen Bausteinen. Der Kohlenstoffkette mit unterschiedlichen Substituenten im Zentrum des Moleküls sowie den beiden

Literaturübersicht

Methacrylatgruppen als Polymerisationsgruppen an deren Enden. Beschaffenheit und Länge der Kohlenstoffkette und die Art der Substituenten bestimmen maßgeblich die Polarität, die Polymerisationsschrumpfung, die Wasseraufnahme und die mechanischen sowie rheologischen Eigenschaften der verschiedenen Monomere [27]. Die Einfachbindung zweier verbundener Kohlenstoffatome in einer aliphatischen Kohlenstoffkette kann sich drehen, wodurch das Monomer flexibel wird. Enthält die Kohlenstoffkette hingegen einen oder mehrere starre, unbewegliche Phenolringe oder Doppelbindungen in ihrer zentralen Kette, verliert es an Flexibilität [30]. Deren Fließfähigkeit wird zum Beispiel durch die Länge der Kohlenstoffketten oder der Anzahl an polaren Gruppen wie etwa den Hydroxylgruppen beeinflusst [31]. Große Moleküle mit langen Kohlenstoffketten sind sperriger und können schlechter aneinander vorbeigleiten [30]. Die Hydroxylgruppen verschiedener Monomere können Wasserstoffbrückenbindungen - vereinfacht eine schwache Anziehung zwischen einem elektrisch negativen Elektronenpaar und einem elektrisch positiven Wasserstoff - bilden, die die Viskosität der Monomerflüssigkeit erhöht. Diese Anziehungen entstehen einerseits zwischen den einzelnen Monomeren, andererseits auch mit weiteren Stoffen von außen, wie etwa Wasser. Viele Hydroxylgruppen und somit viele Wasserstoffbrückenbindungen führen zu einer hohen Hydrophilie und hohen Viskosität, bedingt durch höhere intermolekulare Anziehungskräfte. Das macht die Entwicklung von Verbindungen mit weniger Hydroxylgruppen interessant [27]. Die Verblendkomposithersteller versuchen diese verschiedenen Vor- und Nachteile der verfügbaren Monomere, durch das Mischen der Verbindungen, auszugleichen. Große und starre Moleküle versprechen gute mechanische Eigenschaften, allerdings besitzen sie auch eine hohe Viskosität. Sie werden daher mit kleineren und flexibleren Monomeren gemischt, damit sie eine verarbeitbare Konsistenz erreichen. In ein zähes, hochvisköses Monomer lassen sich nur sehr schwer Füllstoffe einfügen. Erst durch die Kombination der Monomere mit anorganischen Füllstoffen entsteht ein widerstandsfähigen Verbundwerkstoff [27].

Die Grundlagen der modernen, dentalen Polymerchemie schuf 1962 Rafael Bowen mit der Synthese von Bis-GMA (Abb. 1), als er auf der Suche nach einem zahnfarbenen, schrumpfungsarmen Werkstoff für Frontzahnfüllungen war [32]. Die Molekülstruktur von Bis-GMA mit den beiden hydrophilen Hydroxylgruppen und unbeweglichen aromatischen Ringen führt zu einem starren Werkstoff mit

Literaturübersicht

guten mechanischen Eigenschaften, aber hoher Viskosität und hoher Hydrophilie. Die hohe Viskosität erschwert das Vermengen mit Füllstoffen und machen es als alleinigen Bestandteil der Monomerphase unbrauchbar [33]. Aus diesem Grund wird das hoch visköse Bis-GMA-Monomer oftmals mit einem niedrig visköseren Monomeren gemischt, um einen besser verarbeitbaren Kunststoff zu erhalten [27]. Dafür wird häufig TEGDMA (Abb. 1) verwendet. Einem aliphatischen Glycol mit zwei Methacrylatgruppen [34]. Durch seine geringere Größe und frei drehbaren Kohlenstoffbindungen besitzt TEGDMA als Monomer eine ca. 6500-fach geringere Viskosität als Bis-GMA [31]. Das E-Modul als Polymer ist dagegen deutlich niedriger und die Wasseraufnahme signifikant höher [34, 35]. 1974 entwickelten die beiden Wissenschaftler J. Foster und R. Walker das Methacrylatmonomer UDMA (Abb. 1) [36], welches eine ähnliche Größe, ein vergleichbares E-Modul und Biegefestigkeit wie Bis-GMA aufweist, jedoch niedrigvisköser ist [31, 34, 37]. Die drehbaren Kohlenstoffbindungen und fehlenden starren aromatischen Ringe in seiner zentralen Kohlenstoffkette machen UDMA flexibler und weniger viskös [27].

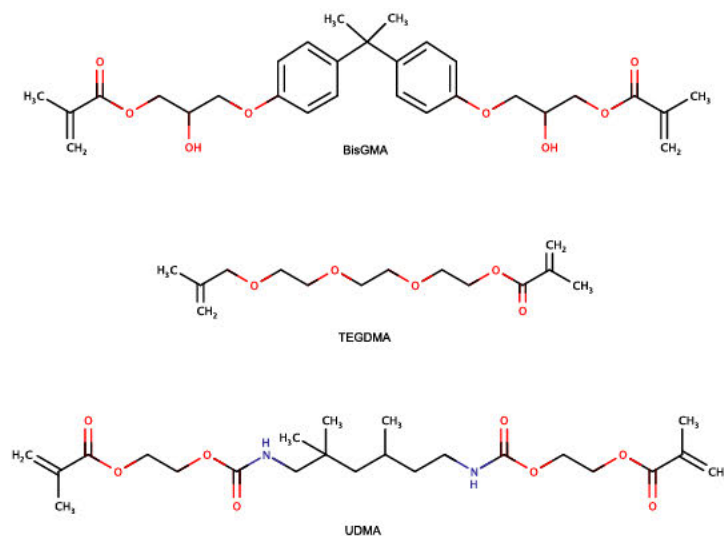


Abbildung 1: Strukturformeln von BisGMA, TEGDMA und UDMA (modifiziert nach [31])

Untersuchungen zu verschiedenen Bis-GMA/TEGDMA/UDMA-Zusammensetzungen zeigen die Komplexität des Zusammenspiels der verschiedenen Komponenten. Dabei lassen sich teilweise diametrale Unterschiede zwischen den Eigenschaften der Monomermischung im Vergleich zu den Eigenschaften der einzelnen Bestandteile feststellen [38, 39]. Die Viskosität verringert sich beispielsweise mit steigendem Anteil an TEGDMA oder beim Ersatz von Bis-GMA durch UDMA. Zudem erhöht sich die Biegefestigkeit,

sobald TEGDMA oder Bis-GMA durch UDMA ersetzt wird - jedoch steigt sie auch bei Substitution des großen starren Bis-GMA-Monomers mit dem kleinen, flexiblen TEGDMA. Darüber hinaus erhöht sich das E-Modul mit einem steigenden Anteil des kleinen, drehbaren TEGDMA-Monomers [38]. Bei Monomerkombinationen mit höherem TEGDMA-Anteil können durch die niedrigere Viskosität mehr Doppelbindungen miteinander reagieren, da die Monomere leichter zueinander finden [37, 38]. Mehr reagierende Doppelbindungen entsprechen mehr chemischen Bindungen zwischen den einzelnen Monomeren und führen zu besseren mechanischen Eigenschaften [40].

Zu weiteren Monomeren, die in den modernen Verblendkompositen verwendet werden, wie etwa dem Molekül DMA, gibt es bisher kaum Untersuchungen.

2.3 Füllstoffe

Neben der organischen Matrix sind die anorganischen Füllkörper der zweite maßgebliche Bestandteil eines Verblendkomposits. Erst die Einarbeitung von widerstandsfähigen Füllkörpern in die Methacrylatmatrix lässt einen Verbundwerkstoff entstehen, der ausreichende physikalische und mechanische Eigenschaften besitzt, um klinisch langfristig bestehen zu können [41].

Ein Blick in die Broschüren der Verblendkomposithersteller zeigt, dass moderne Verblendkomposite einen Füllkörperanteil zwischen 45 und 74 Gew% besitzen und dabei Füllkörper mit einer mittleren Korngröße zwischen 10nm und 700nm verwendet werden. Sie bestehen je nach Produkt aus verschiedenen Werkstoffen, zumeist gemahlenem SiO₂, pyrogener Kieselsäure (synthetisch hergestellte SiO₂-Partikel), gemahlenen Keramikfüllkörpern oder gemahlenen Kompositen (Präpolymer). Es werden häufig verschiedene Füllkörper in einem Komposit verwendet, um die Eigenschaften der einzelnen Füllkörper zu nutzen und das Komposit zu optimieren [42].

Das Einbringen der Füllkörper reduziert die Polymerisationsschrumpfung, erhöht die Festigkeit, verringert die Wasseraufnahme und optimiert die Abrasionsstabilität, Transluzenz, Radioopazität, Rauigkeit und Viskosität der Komposite [43]. Entscheidend für diese Verbesserungen ist der quantitative Anteil, die Größe, die Größenverteilung sowie die Oberfläche der Füllkörper [42, 44-46]. Wird beispielsweise der Füllkörperanteil erhöht, sinkt der relative Anteil der Matrix und dadurch die Polymerisationsschrumpfung [47]. Gleichzeitig

steigen die Biegefestigkeit und das Biegemodul, das Komposit wird widerstandsfähiger [43]. Der quantitative Füllkörperanteil ist so entscheidend für die mechanische und physikalische Güte eines Komposits [42, 43]. Allerdings spielt nicht nur der quantitative Füllkörperanteil eine große Rolle, sondern auch die Füllkörpergröße. Bereits Rafael Bowen verwendete in seinen Dentalmaterialien Glasfüllkörper, um sie zu verstärken, aber die Füllkörper waren im Vergleich zu heute sehr grob (Makrofüllkörper, im Mittel ca. $150\mu\text{m}$) und das Komposit von Bowen dadurch nur unzureichend polierbar. Erst der Einsatz von kleineren Füllkörpern (Mikrofüllkörper) mit einer durchschnittlichen Größe von $0,04\ \mu\text{m}$ macht eine Hochglanzpolitur möglich. Jedoch besitzen kleinere Füllkörper ein größeres Oberflächen/Volumen-Verhältnis und dadurch benötigen Mikrofüllkörper-Komposite einen höheren Monomeranteil, um diese zu benetzen. So sinkt der Füllkörperanteil von 70 Gew% bei Bowens Komposit auf durchschnittlich 35 Gew% eines Mikrofüllkörper-Komposits [33, 42]. Um diese Limitation zu umgehen und höhere Mikrofüllkörperanteile zu ermöglichen, werden Präpolymere verwendet. Hierbei handelt es sich um vorpolymerisierte Kunststoffblöcke mit einem hohen Anteil von Mikrofüllkörpern, die auf ca. $25\mu\text{m}$ Größe gemahlen und anschließend als Füllkörper eingearbeitet werden [42, 45]. Dieses Vorgehen ermöglicht Mikrofüllkörperanteile zwischen 50 und 60 Gew% [42]. Den aktuellen Stand der Füllkörperentwicklung stellen Nanofüllkörper mit einer Größe von 1-100 nm und die daraus gebildeten Nanocluster dar [48]. Sie wurden ursprünglich entwickelt, um die Ästhetik und Transluzenz noch weiter zu optimieren [45]. Nanopartikel sind kleiner als die Wellenlänge des natürlichen Lichts und können so Licht weder absorbieren, noch streuen. [49] Dadurch können die optischen Eigenschaften eines Komposits noch besser gesteuert und an den natürlichen Zahn angepasst werden [50]. Allerdings besitzen kleine diskrete Nanopartikel wegen ihrem geringen Durchmesser eine sehr große spezifische Oberfläche wodurch nur niedrige Füllkörperanteile möglich sind [44]. Es ist ein hoher Monomeranteil notwendig, um die Nanopartikel zu benetzen und eine passende Viskosität zu erreichen [49]. Erst die Verwendung von Nanoclustern, dem kovalenten Zusammenschluss einzelner Nanopartikel zu einem größeren Netzwerk, machen hochgefüllte Nanokomposite möglich [44]. Ihre Größe übersteigt die einzelner Nanopartikel und verringert so die spezifische Oberfläche und den notwendigen Monomeranteil im Komposit [44]. Zusätzlich besitzen Nanocluster keine kompakte Oberfläche, sondern sind porös, wodurch

eine bessere mechanische Einbindung in der Matrix möglich ist als bei singulären Nanopartikeln [48].

2.4 Haftvermittler (Silan)

Die Einbindung der anorganischen Füllkörper in die organische Matrix, bzw. der Verbund zwischen diesen beiden Bestandteilen spielt eine wichtige Rolle für den langfristigen Erfolg eines Verblendkomposits [51]. Die Polymermatrix eines Verblendkomposits weist ein geringeres E-Modul als die Füllkörper auf und verformt sich bei Belastung stärker als die Füllkörper [52]. Dadurch wird die Matrix-Füllkörper-Grenzfläche stark beansprucht und infolgedessen können Hohlräume entstehen, die zu einem schnelleren Verschleiß und Alterung des Komposits führen [53]. Um die Einbindung der Füllkörper in die Matrix zu verbessern und die Matrix-Füllkörper-Grenzfläche widerstandsfähiger zu machen, wird die Oberfläche der Füllkörper vor dem Einarbeiten mit einem Silan chemisch modifiziert [46, 51, 54]. Das Silan ermöglicht eine feste kovalente Bindung zwischen anorganischen Füllkörpern und organischer Polymermatrix [51]. Es muss somit zwei unterschiedliche reaktive Gruppen beinhalten, die einerseits an die Polymermatrix und andererseits an die Füllkörperoberfläche binden können.

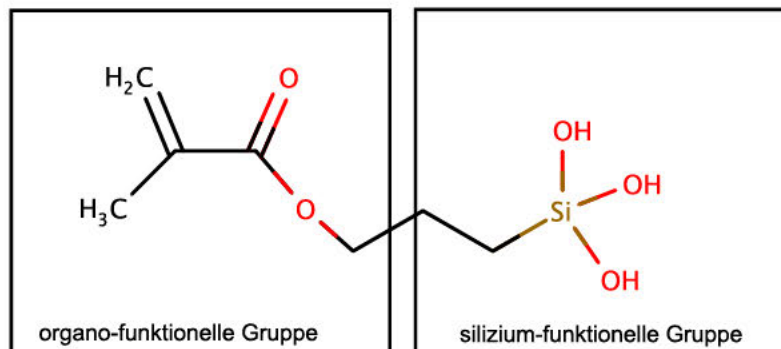


Abbildung 2: Aufbau eines Silans (modifiziert nach [55])

Diese bi-funktionalen Silane bestehen aus einem zentralen Siliziumatom mit silizium-funktionellen und organo-funktionellen Gruppen wie in Abbildung 2 beispielhaft dargestellt. Mit ihren freien Doppelbindungen können die organo-funktionellen Gruppen eine Bindung mit der organischen Matrix eingehen. Die Reaktion wird dabei auch durch das Initiatorsystem, bzw. die davon gebildeten reaktiven Radikale angestoßen [55]. Die silizium-funktionellen Gruppen (-Si-OH)

bilden in einer Kondensationsreaktion (-Si-OH + HO-Füllkörper) Siloxan-Bindungen (-Si-O-Füllkörper) mit den anorganischen Füllkörpern [4, 55]. In dentalen Kompositen wird meist 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPTMS, siehe Abb. 3) als Silan verwendet [51].

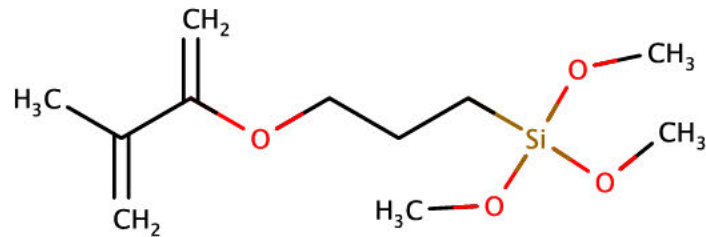


Abbildung 3: 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPTMS) (modifiziert nach [56])

Die Qualität des Haftverbundes hängt nicht nur von der ausreichenden Silanisierung der Füllkörper ab, auch die Füllkörpergröße besitzt einen großen Einfluss. Bei kleineren Füllkörpern ist die Matrix-Füllkörperverbundfläche erhöht und dadurch ist deren Bindung zu der Matrix größer [55]. Steigt die Füllkörpergröße, sinkt die Füllkörperoberfläche und dadurch steigt relativ die Belastung auf die Füllkörper-Matrix Grenzflächen. Daher sind bei gleichem Füllkörpergehalt, Mikrofüllkomposite Makrofüllkompositen mechanisch überlegen [57]. Die Verwendung von gemahlene Präpolymeren als Füllkörper ist ein Versuch den Füllkörperanteil zu erhöhen, allerdings ist es schwierig diese in die Matrix einzubinden, bzw. zu silanisieren. Nach der industriellen Polymerisation und dem Mahlen stehen nur noch wenige freie Bindungen für eine weitere Polymerisationsreaktion zur Verfügung. So zeigen sich niedrigere mechanische Parameter von Kompositen mit gemahlene Präpolymeren im Vergleich zu Kompositen mit ähnlichem Füllkörpervolumen [45, 58].

2.5 Photoinitiatoren

Um die gewünschte Materialaushärtung einer Kompositpaste zu einem Kompositpolymer einzuleiten, enthalten Komposite Initiatoren [46]. Diese Initiatoren werden heute größtenteils durch Licht aktiviert [59]. Die Bestrahlung mit energiereichem Licht, bzw. Photonen lässt dabei die Initiatoren (Photoinitiator) die Energie des eingestrahlt Lichts absorbieren und führt sie in einen angeregten Zustand über. In diesem angeregten Zustand können die Photoinitiatoren reaktive Radikale bilden. Die reaktiven Radikale besitzen

Literaturübersicht

mindestens ein ungepaartes reaktives Elektron und stimulieren damit die Doppelbindungen der funktionellen Methacrylatgruppen der Monomere. Die dadurch angeregten Monomere reagieren weiter in einer Polymerisationsreaktion (radikalische Polymerisation, Abb. 4) zu einem dreidimensionalen Netzwerk [60].

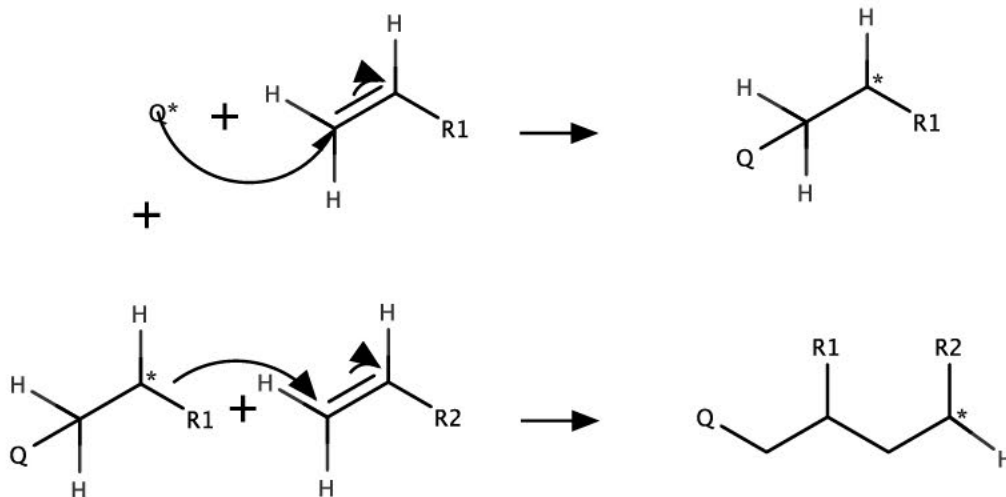


Abbildung 4: Initiation einer radikalischen Polymerisation durch ein reaktives Radikal (Q) mit freiem Elektron ($*$) (modifiziert nach [60])

Die reaktiven Radikale können aus den angeregten Photoinitiatoren durch zwei unterschiedliche Mechanismen entstehen. Einmal in einer Bindungsspaltung zu zwei Radikale, oder durch die Übertragung eines Wasserstoffatoms von einem Hilfs-Initiator (Co-Initiator) auf den Initiator und einer darauffolgender Radikalbildung [60]. Aufgrund der starken Absorption und seiner geringen Toxizität wird in den meisten Kompositen Campherchinon und ein dazugehöriger Co-Initiator als Photoinitiator verwendet [59]. Als Co-Initiator werden hier häufig tertiäre Amine, wie z.B. Ethyl p-dimethylaminobenzoat (EDAMB) herangezogen [46, 61]. Bei der Bestrahlung mit darauf abgestimmtem blauem Licht bilden sich zunächst aus dem Campherchinon ein Campherchinon-Radikal-Anion und aus dem Co-Initiator ein Amin-Radikal-Kation (Abb. 5). Im zweiten Schritt wird ein H-Atom des Amin-Radikal-Kations auf das Campherchinon-Radikal-Anion übertragen (Abb. 3). Es verbleiben ein Campherchinon-Radikal und ein Amino-Radikal (Abb. 3). Das Amino-Radikal leitet die Polymerisation ein und die Campherchinonradikale reagieren untereinander zu Dimere [60].

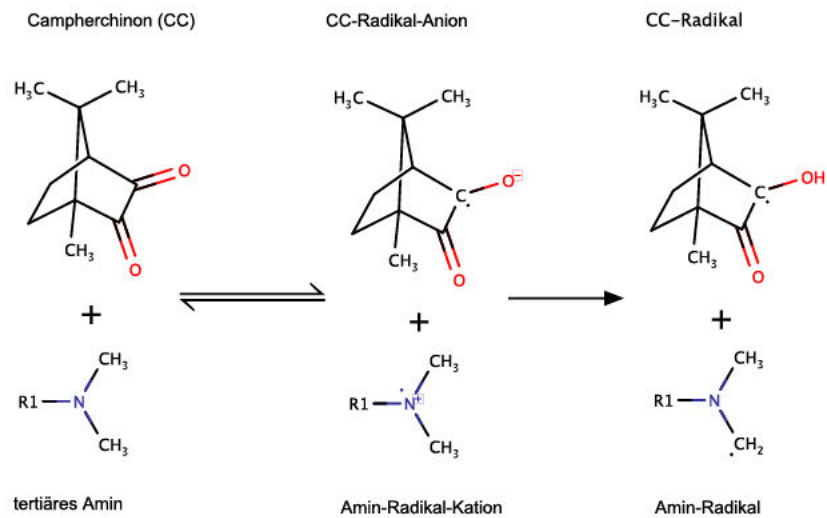


Abbildung 5: Radikalbildung eines Campherchinon-Amin-Systems (modifiziert nach [60])

Nach dem Start der Polymerisation durch die Radikalbildung, öffnen die ungepaarten Elektronen der Radikale die Doppelbindungen (C=C) der funktionellen Methacrylatgruppen der Monomere. Die geöffneten Doppelbindungen der Methacrylatgruppen reagieren mit weiteren Methacrylatgruppen und es entstehen lineare Polymerketten, welche sich im weiteren Verlauf verzweigen und zu Makroradikale reagieren [62]. Die Viskosität erhöht sich durch die länger und größer werdenden Polymerketten und am sogenannten Gel-Punkt bildet sich ein dreidimensionales Netzwerk aus [44]. Im weiteren Fortgang der Polymerisation nimmt die Viskosität durch den steigenden Vernetzungsgrad immer mehr zu und erreicht schließlich die Glasphase, den Abschluss der initialen Polymerisation [63]. Die steigende Viskosität schränkt dabei die Beweglichkeit ungebundener Monomere und Photoinitiatoren immer mehr ein, bis die Polymerisation schließlich zum Erliegen kommt [63, 64]. Eine vollständige Umsetzung der Monomere kann dadurch nicht erreicht werden. Die Umsetzungsrate liegt zwischen 53% und 87% [65]. Nach der Photopolymerisation erfolgen über 24 h Nachpolymerisationen der Komposite, in denen noch wenige freie Doppelbindungen miteinander reagieren [66].

2.6 Biegefestigkeit

In der dentalen Werkstoffkunde ist die Biegefestigkeit der Standardparameter für die Einschätzung der Festigkeit eines Materials [67]. Im Vergleich zu der Ermittlung vergleichbarer in-vivo Daten ist die Messung der in-vitro Biegefestigkeit ein einfacher Test, um verschiedene Materialien vergleichen zu können.

können [68]. Die Biegefestigkeit eines Materials entspricht der maximalen Biegespannung, die ein Prüfkörper aushalten kann, bevor er bleibend verformt wird oder bricht - folglich dem Widerstand gegen den Bruch [69]. Das Versuchsprinzip der Biegeprüfung besteht in einer zweiteiligen Biegevorrichtung, in die der Prüfkörper als Biegebalken oder Scheibe zwischen zwei oder drei äußeren Auflagern eingespannt und über ein oder zwei innere Auflagen belastet wird. Die Prüfung erfolgt bei konstanter Geschwindigkeit bis zu einer vorgegebenen Verformung oder bis zum Versagen des Prüfkörpers [70, 71]. Dabei ist die Beanspruchung nicht homogen und wechselt von Zug zu Druck. Der Bruch beginnt in der Oberfläche mit der höchsten Zugspannung. Oberflächendefekte, Risse, Poren und Verunreinigungen des Materials begünstigen die Bildung von Rissen und das Prüfkörperversagen [72-74]. Die drei Möglichkeiten die Biegefestigkeit zu ermitteln werden als Drei-Punkt-Biegeversuch, Vier-Punkt-Biegeversuch und biaxialer Biegeversuch bezeichnet [68]. Das Prinzip der statischen Belastung eines Prüfkörperbalkens, der zwischen zwei Auflageflächen liegt, unterscheidet sich bei dem Drei-Punkt-Biegeversuch und dem Vier-Punkt-Biegeversuch nicht. Nur die statische Belastung erfolgt im Drei-Punkt-Biegeversuch durch einen Stempel und im Vier-Punkt-Biegeversuch durch zwei symmetrisch angeordnete Stempel über dem Balkenprüfkörper (Abb. 6). Dadurch verändert sich die Belastung des Prüfkörpers. Im Drei-Punkt-Biegeversuch entsteht ein Belastungsmaximum direkt unter dem Druckstempel, im Vier-Punkt-Biegeversuch wird die Belastung homogen verteilt [75]. Das Spannungsfeld ist dabei im Drei-Punkt-Biegeversuch kleiner, als im Vier-Punkt-Biegeversuch (Abb. 6) [72].



Abbildung 6: Schematische Darstellung Dreipunkt-Biegeversuch (links) und Vierpunkt-Biegeversuch (rechts) mit den angezeigten Spannungsfeldern (modifiziert nach [72])

Literaturübersicht

Im biaxiale Biegeversuch wird ein scheibenförmiger Prüfkörper auf drei symmetrisch angeordnete Kugeln gelegt und im Zentrum der Kugeln mit einem zylinderförmigen Stempel bis zum Bruch belastet (Abb. 7) [75]. Die Messwerte sind dabei weniger abhängig von der Lage der produktions- und herstellungsbedingten Fehler. Durch die Verwendung eines scheibenförmigen Prüfkörpers führen Defekte an den Kanten nicht zu einem schnellen Risswachstum und vorzeitigen Versagen [76, 77].

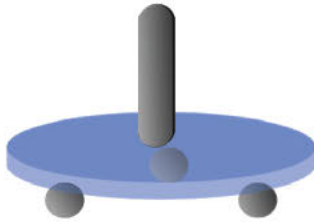


Abbildung 7: Schemazeichnung biaxialer Biegeversuch (modifiziert nach [69])

Alle drei Biegefestigkeitswerte sind nicht proportional zueinander, sondern korrelieren [78]. Die Biegefestigkeitswerte eines Stoffes sind im Drei-Punkt-Biegeversuch höher als im Vier-Punkt-Biegeversuch, da das Spannungsfeld unter den beiden Stempeln der Vier-Punktmessung größer ist und dadurch die Anzahl der möglichen Fehler und die Wahrscheinlichkeit eines vorzeitigen Bruchs steigt [72]. Ähnlich verhält es sich bei den Ergebnissen der biaxialen Versuchsanordnung und des Drei-Punkt-Biegeversuchs. Die statische Belastung wird bei dem biaxialen Biegeversuch auf ein geringeres Volumen des Prüfkörpers verteilt als beim Drei-Punkt-Biegeversuch. Daher sinkt die Fehlerwahrscheinlichkeit und steigen die Messwerte [76].

In der ISO Norm 10447 für die Anforderungen und Prüfverfahren an zahnärztliche Kronen- und Brückenkunststoffe wird nur der Drei-Punkt-Biegeversuch aufgeführt.

Als Mindestanforderung wird darin eine Biegefestigkeit von ≥ 50 MPa gefordert [70]. Initial erreichen in den Untersuchungen alle Materialien die Anforderung, oftmals mit Werten weit über 100 MPa [28, 79-82], erst nach längerer, künstlicher Alterung werden relevante Wertabfälle festgestellt, die sich zum Teil den geforderten 50 MPa annähern [79].

2.7 Härtemessung

Bei einer Härtemessung wird der Widerstand eines Stoffes gegen das Eindringen eines härteren Körpers untersucht (Abb. 8). Das Ergebnis ist abhängig von Gestalt und Eigenhärte des Eindringkörpers, sowie von Art und Größe der Belastung. Dabei folgt aus der Eindruckoberfläche oder der Eindringtiefe der Härtewert [83]. Es haben sich verschiedene Prüfverfahren etabliert, unter anderen die Verfahren nach Brinell, die Vickershärte- und die Martenshärteprüfung, die im Folgenden vorgestellt werden [73].

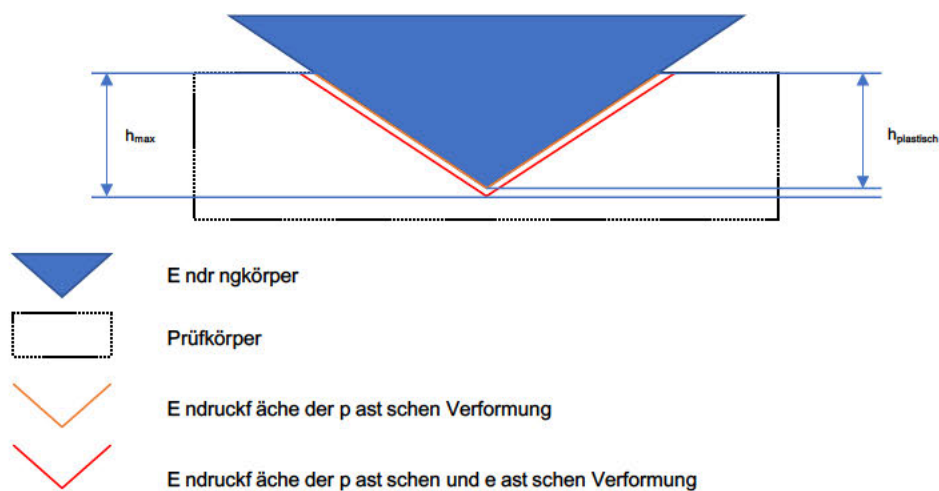


Abbildung 8: Schematische Darstellung der Härteprüfung (modifiziert nach [84])

Verfahren nach Brinell

Bei dem Härteprüfverfahren nach Brinell wird eine Stahlkugel als Eindringkörper verwendet, die mit einer vorher definierten Prüfkraft in die Oberfläche des Prüfkörpers gedrückt wird [85]. Um eine Vergleichbarkeit der ermittelten Werte herzustellen, werden Beanspruchungsgrade für verschiedene Eindringkörper vorgegeben. Das Verhältnis zwischen Prüfkraft und Kugeldurchmesser orientiert sich dabei an einem definierten Beanspruchungsgrad. Für Stahl ist zum Beispiel der Beanspruchungsgrad 30 definiert [83]. Ein Kugeldurchmesser von 1 mm und eine Prüfkraft von 294,2 N würden diese Voraussetzung erfüllen.

$$\text{Beanspruchungsgrad} = \frac{0,102 \times F}{D^2}$$

$$\text{Brinellh\u00e4rte} = \frac{0,102 \times F}{A} = \frac{0,102 \times 2F}{\pi \times D \times (D - \sqrt{D^2 - d^2})}$$

0,102 = Umrechnungsfaktor der \u00e4lteren Einheit Kilopond in Newton

F = Pr\u00fcfkraft

D = Kugeldurchmesser

A = Eindruckoberfl\u00e4che

d = Eindruckdurchmesser

d sollte zwischen 0,24 D und 0,6 D liegen, dann ist die H\u00e4rte weitgehend unabh\u00e4ngig von F und D. Au\u00dferhalb von diesem Bereich sind die gewonnen H\u00e4rtegrade nicht miteinander vergleichbar.

Die Angabe 315 HBW2,5/187,5 entspricht z.B. einer Brinellh\u00e4rte von 315 in einem Versuchsaufbau mit D = 2,5 mm und F = 187,5 Kilopond [83].

Vickersh\u00e4rtepr\u00fcfung

Die Pr\u00fcfung der Vickersh\u00e4rte erfolgt mit einer Diamantpyramide mit quadratischem Grundriss und einem Fl\u00e4chenwinkel von 136 Grad, die f\u00fcr 10-15 s mit einer vorher definierten Pr\u00fcfkraft auf die Oberfl\u00e4che des Pr\u00fcfk\u00f6rpers einwirkt. Anschließend werden die Diagonalen des Eindrucks der Diamantpyramide (Vickerspyramide) gemessen und daraus die Eindruckoberfl\u00e4che und abschlie\u00dfend die Vickersh\u00e4rte errechnet [83].

$$\text{Vickersh\u00e4rte} = 0,189 \times \frac{F}{d^2}$$

F = Pr\u00fcfkraft in N zwischen 1,96 N und 980 N, im Bereich bis 49 N spielt die elastische Verformung eine erh\u00f6hte Rolle, dadurch vergr\u00f6\u00dfern sich die H\u00e4rtewerte.

d = Mittelwert der Diagonalen in mm

0,189 = Umrechnungsfaktor der \u00e4lteren Einheit Kilopond in Newton

Die Angabe 600HV50 entspricht einer Vickersh\u00e4rte von 600 mit der Pr\u00fcfkraft 50 Kilopond. Wenn die Pr\u00fcfdauer 10-15 s \u00fcberschreitet, muss die Pr\u00fcfungsdauer auch mit angegeben werden [86].

Der Vorteil der Vickersh\u00e4rtemessung im Vergleich zur Brinellh\u00e4rtemessung ist eine exaktere H\u00e4rtepr\u00fcfung bei geringerer Oberfl\u00e4chenbesch\u00e4digung [83, 86].

Martenshärte (Universalhärte)

Im Gegensatz zur Brinellhärte- und Vickershärtemessung wird bei der Berechnung der Martenshärte die Eindringtiefe des Eindringkörpers herangezogen [83]. Darüber hinaus beinhaltet die Martenshärte neben der plastischen Verformung auch die elastische Verformung, welche durch die viskoelastische Rückstellung der Eindruckoberfläche bei der Brinellhärte- und Vickerhärtemessung unberücksichtigt bleibt [83]. Als Eindringkörper können dabei verschiedene Geometrien verwendet werden. Sowohl runde als auch pyramidenförmige Eindringkörper sind gebräuchlich. Die unterschiedlichen Geometrien werden bei der Berechnung der Martenshärte durch die zugehörigen Konstanten berücksichtigt [84]. Zusätzlich kann im Gegensatz zur Brinellhärte- und Vickershärtemessung während der Prüfung ein Kraft-Weg-Diagramm (Abb. 9) registriert werden, welches sowohl die Eindringphase als auch die Entlastungsphase umfasst. Aus dem Diagramm können neben der Martenshärte auch noch eine plastische Härte, die Eindringhärte und ein elastischer Eindringmodul ermittelt werden [84].

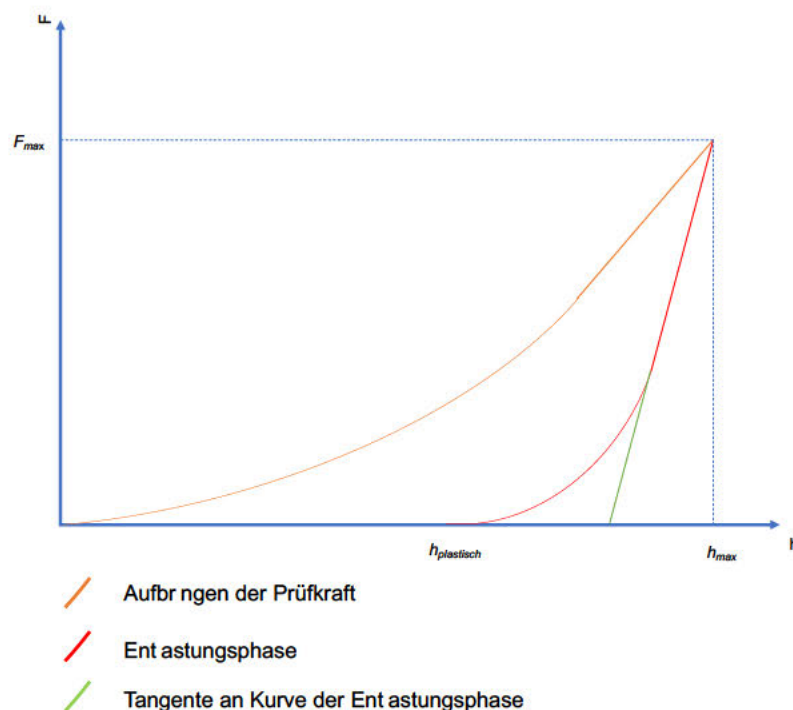


Abbildung 9: Kraft Weg Diagramm Martenshärtemessung (modifiziert nach [84])

Martens-Härte

$$HM = \frac{F}{A} = \frac{F}{26,43xh^2}$$

F = Prüfkraft in N

A = Oberfläche des Eindrucks

h_{max} = Eindringtiefe in mm

26,43 = Konstante, um die Oberfläche für eine Vickers-Pyramide aus der Eindringtiefe ausrechnen zu können [84].

Die Angabe der Martenshärte erfolgt als HM10/20/30=4500 und wird mit der Einheit $\frac{N}{mm^2}$ angegeben. Im gezeigten Beispiel wurde eine Prüfkraft über 10 N wurde für 20 s aufgebracht und für 30 s gehalten [87].

Eindringhärte

Es wird nur die plastische Verformung berücksichtigt und dadurch ist sie bei der Verwendung einer Vickerspyramide mit der Vickershärte vergleichbar [73].

$$H_{IT} = \frac{F_{max}}{A_P} \quad A_P = 24,5xh_c^2$$

im Falle einer Vickers-Pyramide $h_c = h_{max} - \epsilon x (h_{max} - h_r)$

h_r ist der Schnittpunkt mit der Tangente der Prüfkraft-Eindringtiefe-Kurve bei Prüfkraftrücknahme im Punkt F_{max} mit der Eindringtiefenachse [84].

Elastisches Eindringmodul

Das elastische Eindringmodul ist vergleichbar mit dem E-Modul und beschreibt den Widerstand des Prüfkörpers gegen die elastische Verformung durch den Eindringkörper [83]. Graphisch entspricht das Eindringmodul der Steigung der Tangente an die Entlastungskurve. Je größer die Steigung, desto höher das Eindringmodul [84].

$$E_{IT} = \frac{1 - \nu_{probe}^2}{\frac{1}{E_r} - \frac{1 - \nu_{ind}^2}{E_{ind}}}$$

mit

$$E_r = \frac{\sqrt{\pi}}{2xCx\sqrt{A_P}}$$

Literaturübersicht

ν_{Probe} = Poisson-Zahl des Prüfkörpers

ν_{nd} = Poisson-Zahl des Eindringkörpers

E_r = Reduziertes Modul des Eindruckskontakts

E_{nd} = elastische Konstante des Eindringkörpers

C = Kontaktnachgiebigkeit

A_p = Oberfläche des Eindrucks

Zwei Vorteile der Martenshärteprüfung gegenüber der Brinellhärte- und Vickershärteprüfung sind die anwenderunabhängige, automatisierte Prüfung und die Berücksichtigung der elastischen Rückstellung des Prüfkörpereindrucks. Die Festlegung der Fläche eines Eindrucks wird oftmals erschwert durch die optischen Eigenschaften eines Materials und so sind die Brinellhärte- und die Vickershärteprüfung anwendersensibel. Die Messung der Eindringtiefe bei der Martenshärtemessung erfolgt dagegen automatisch und ist anwenderunabhängiger [88]. Außerdem wird die viskoelastische Rückstellung des Prüfkörpereindrucks bei der Brinellhärte- und Vickershärteprüfung unberücksichtigt gelassen, wodurch der Prüfkörpereindruck geringer erscheint. So sind die Brinell- und Vickershärte abhängig von der aufgewendeten Prüfkraft. Bei zu geringen Prüfkraften wird die gemessene Härte verfälscht [89]. Ein Vergleich der Vickershärten eines Komposits mit unterschiedlichen Prüfkraften offenbart signifikante Unterschiede der Ergebnisse [88]. Die Verwendung der Martenshärte stellt eine Vergleichbarkeit der Oberflächenhärten verschiedener Materialien her. Außerdem hilft sie Veränderungen an der Prüfkörperoberfläche während einer künstlichen Alterung zu erkennen [90].

Untersuchungen über den Einfluss künstlicher Alterung auf die Martenshärte von Verblendkompositen existieren kaum. Nur eine Untersuchung fokussiert sich unter anderem auf die Martenshärte von drei verschiedenen Verblendkompositen - GC Gradia (GC Europe), Sinfony (3M) und VITA VM LC (VITA Zahnfabrik) - und deren Messwerte vor und nach künstlicher Alterung im Thermolastwechsel über bis zu 180 Tage. Die Alterung zeigt dabei keinen negativen Einfluss. Es wird angenommen, dass auch nach 180 Tagen keine Oberflächendefekte entstehen. Während die Werte von VITA VM LC konstant bleiben (223,2 - 208,6), steigen die Werte von Sinfony und Gradia (139,8 - 218,1/158,7 - 243,0) im zeitlichen Verlauf an, was möglicherweise für eine andauernde Polymerisation (Nachpolymerisation) steht [79]. Eine weitere Untersuchung beschäftigt sich

unter anderem mit dem Einfluss künstlicher Alterung im Thermolastwechsel über 75 Tage auf die Martenshärte von vier direkten Kompositen. In den ersten fünf Tagen steigen die Werte, zeigen aber im weiteren Verlauf keine signifikanten Veränderungen mehr. Den initialen Anstieg begründen die Autoren mit Nachpolymerisationen. Auch hier kann kein negativer Effekt auf die Härte festgestellt werden [91]. In einer weiteren Untersuchung werden fünf direkte Komposite über 365 Tage in destilliertem Wasser, künstlichem Speichel oder Ethanol gelagert und dabei die Biegefestigkeit, die Vickerhärte und die Oberflächenrauheit gemessen. Die längere künstliche Alterung über 365 Tage in verschiedenen Medien führt hier zu einer Verringerung der Oberflächenhärte [92]. Ähnlich der Biegefestigkeit resultiert ein höherer Füllkörpergehalt in einer höheren Härte eines Verblendkomposits [41, 93-95]. Es zeigt sich teilweise ein negativer Einfluss der Alterung auf die Härte verschiedener Verblendkomposite [79, 96]. Erst eine längere Alterungsdauer über 180 Tage hinaus scheint die Oberflächenhärte zu reduzieren [92].

2.8 Künstliche Alterung im Thermolastwechsel

Die immer höhere Entwicklungsgeschwindigkeit neuer Verblendkomposite und die daraus resultierende Vielzahl an neuen Produkten erschweren deren unabhängige, werkstoffkundliche Prüfung und Einschätzung. Um die klinische Reliabilität vorhersagbarer zu machen, braucht es neben den Herstellerangaben, auch Untersuchungen, die sich nicht nur mit den Initialwerten beschäftigen, sondern zusätzlich mit den Ergebnissen nach künstlicher Alterung [67, 97].

Die künstliche Alterung verschiedener Prüfkörper in einem Thermolastwechsel ist inzwischen eine etablierte Methode in der zahnärztlichen Werkstoffkunde [97]. Die Simulation der dynamischen thermalen Belastung in wässriger Umgebung im Patientenmund erfolgt hierbei durch einen offenen Probenkorb, in dem die Prüfkörper abwechselnd in 5°C kaltes und in 55°C warmes, destilliertes Wasser getaucht werden. Die sich wiederholenden Temperaturwechsel erzeugen hohe Temperaturunterschiede an den Prüfkörperoberflächen. Bei Kompositprüfkörper entstehen durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Füllkörper und der Kompositmatrix Spannungen an den Füllkörper/Matrix-Grenzflächen. Diese Spannungen können zu Mikrorissen an den Grenzflächen führen und in Materialermüdungen resultieren [97, 98].

Zusätzlich zu der thermalen Alterung hat die wässrige Umgebung einen großen Einfluss auf das Komposit und seine chemische Struktur [99, 100]. Wasser wird von Kompositen aufgenommen, wirkt dabei als Weichmacher und hydrolysiert chemischen Bindungen innerhalb des Komposits [101]. Nach einer Polymerisation verbleiben im Polymernetzwerk Porositäten in die sich Wassermoleküle einlagern. Das kleine polare Wassermolekül bindet zusätzlich an die hydrophilen Gruppen der Polymerketten, z.B. der Hydroxylgruppe des Bis-GMA, der Urethangruppe des UDMA oder an unverbrauchte Methacrylatgruppen [100]. Diese Wasserabsorptionen führen zu Volumenzunahme und Veränderungen physikalischer Eigenschaften [79, 82, 92]. Die aufgenommenen Wassermoleküle reduzieren intramolekulare Bindungskräfte zwischen den Polymerketten und damit die Festigkeit des Komposits [100, 102]. Allerdings werden durch das Wasser nicht nur intramolekulare Bindungskräfte verringert, sondern auch chemische Bindungen innerhalb der Polymerketten und die Bindungen zwischen Silan und Füllkörper gespalten [100, 103-105]. Besonders anfällig in Kompositen für eine hydrolytische Spaltung sind die Ester-, Ether-, Urethan- und Hydroxylgruppen [101, 105]. Die dabei abgespaltenen Monomere und Oligomere diffundieren aus den Kompositen und so entstehen weitere Poren, in die weiteres Wasser gelangen kann [104]. Bei der Spaltung der Silan-Füllkörper-Bindung wird die Siloxanbindung zwischen Silan und Füllkörper vom aufgenommenen Wasser hydrolysiert und die Einbindung der Füllkörper in die Polymermatrix geschwächt [103, 106]. Die Wasseraufnahme der Komposite wird von der Umsatzrate der funktionellen Methacrylatgruppen, dem absoluten organischen Matrixanteil und den verwendeten Monomeren bestimmt [45, 82, 107]. TEGDMA mit seinen Ether-Gruppen ist hydrophiler als Bis-GMA mit den beiden Hydroxylgruppen und UDMA ist hydrophober als Bis-GMA. Ein höherer Anteil an TEGDMA in der Polymermatrix führt zu einer höheren Umsatzrate. Allerdings wird dieser positive Effekt durch die größere Hydrophilie des TEGDMA wieder aufgehoben [107, 108]. Nach einer gewissen Zeit erfolgt eine Sättigung der Komposite mit Wasser und es findet keine signifikante Wasseraufnahme und Veränderung der physikalischen Eigenschaften mehr statt [102]. Die meisten Komposite zeigen die höchste Wasseraufnahme in den ersten zwei Wochen und erreichen ihre Sättigung nach ca. drei Monaten [107].

Über die Relation zwischen der Dauer der künstlichen Alterung im Thermolastwechsel, bzw. der Anzahl der Zyklen und der in-vivo Verweildauer im

Patientenmund der Werkstoffe besteht bisher kein Konsens. Mehrere Untersuchungen beschäftigen sich mit dieser Frage [109-111]. Es werden zwischen 3.000 und 50.000 Zyklen pro Nutzungsjahr vorgeschlagen [97]. Eine physiologische Alterung nach Nutzungsjahren ist mit einem Thermolastwechsel aber nicht möglich. In der Mundhöhle müssen dentale Restaurationen vielen verschiedenen Belastungen widerstehen, die der Thermolastwechsel nicht vollumfänglich simulieren kann. Neben der wässrigen Umgebung und den Temperaturschwankungen sind die Materialien weiteren chemischen und physikalischen Stress ausgesetzt. Sie müssen neben der wässrigen Umgebung und den Temperaturwechseln zusätzlich den Angriffen durch die Inhaltstoffe des Speichels und der Nahrung und den Kaukräften standhalten [112, 113]. Eine Lagerung in verschiedenen Lösungen kann diese Einflüsse simulieren und einen Eindruck vermitteln, wie Materialien darin altern und sich deren mechanische Parameter verändern [114]. In der dentalen Werkstoffkunde werden als Lagerungsmedien häufig destilliertes Wasser, Kochsalzlösung (NaCl), Natriumhypochlorid (NaOCl), Enzymlösungen, Nahrungslösungen, Alkohol und künstlicher Speichel verwendet [114]. Um den Verschleiß durch den Kauzyklus zu imitieren, können dentale Materialien in Kausimulatoren künstlich gealtert werden [115]. Dabei werden z.B. in einem Willytec-Kausimulator computergestützt Kauzyklen in vertikale und horizontaler Bewegungsrichtung mit einem Prüfkörper und einem Antagonisten durchgeführt. Im Anschluss an die Alterung im Kausimulator ist es möglich die entstandenen Abrasionen auf der Prüfkörperoberfläche und der Antagonistenoberfläche zu untersuchen [73]. Die wiederkehrende mechanische Beanspruchung während des Kauvorgangs und deren Einfluss auf die Festigkeit eines Prüfkörpers kann durch eine zyklische vertikale Belastung erfolgen. Die Belastung liegt dabei im unkritischen Bereich und führt nicht sofort zum Bruch. Aus der Anzahl der notwendigen Zyklen bis zum Versagen des Prüfkörpers bei einer definierten Prüfkraft kann auf das Ermüdungsverhalten geschlossen werden [116].

Alle künstliche Alterungsmethoden sind vereinfachte technische Versuchsaufbauten, um die Belastbarkeit der Materialien vergleichbar und vorhersagbarer zu machen. Bisher wurde aber noch keine Untersuchung veröffentlicht, die die Relationen zwischen in-vitro gemessenen Werten und klinischen Überlebensraten von Verblendkompositen untersucht hat. Für direkte Seitenzahnkomposite kann eine eingeschränkte Korrelation zwischen der

Biegefestigkeit im Labor und der klinischen Abrasionsstabilität nachgewiesen werden [67, 68, 117]. Eine große Schwierigkeit stellt dabei die Standardisierung und Vergleichbarkeit der klinischen Untersuchungen dar. Der individuelle Einfluss des Behandlers und einzelne Patientenfaktoren, wie z. B. die individuelle Kaukraft oder die Ernährung sind kaum zu quantifizieren [68].

2.9 Verbundmechanismen Gerüst-Verblendkomposit

Die ästhetischen Anforderungen des Zahnarztes und des Patienten an Restaurationen im sichtbaren Bereich des Mundes erfordern eine Verblendung des Gerüstmaterials, sofern das Gerüstmaterial kein ausreichendes ästhetisches Potential besitzt. Restaurationen aus Metall, opaker Keramik und PEEK sind ästhetisch nur im Seitenbereich vertretbar [118, 119]. Erst eine Teilverblendung der vestibulären Flächen oder eine Vollverblendung der Versorgung lässt den Einsatz dieser Materialien im Frontzahnbereich zu [4, 118]. Die Verblendung des Gerüsts erfolgt dabei entweder mit Keramik oder mit Komposit. Als Goldstandard der Verblendkronen gelten Metallkeramikronen, allerdings kann das Metallgerüst im Patientenmund zu einem Grauschimmer führen [4-7]. Dadurch gewinnen metallfreie Restaurationen immer mehr an Bedeutung [1]. Vollkeramikrestaurationen haben sich als Alternative etabliert. Gerüstmaterialien, wie z.B. Zirkonoxid oder PEEK können wahlweise mit Verblendkomposit, vorgefertigten Verblendschalen oder mit CAD/CAM gefrästen Verblendschalen und im Fall von Zirkonoxid noch mit Verblendkeramik verblendet werden [13, 120, 121].

Als Gerüstmaterial und Implantatwerkstoff ist Zirkonoxid inzwischen in der Zahntechnik etabliert. Der Weg zu einer hochästhetischen Restauration aus Zirkonoxid führt aktuell nur über die Schichttechnik [122]. Eine vollkeramische Restauration aus Keramikgerüst und Keramikverblendung ist allerdings sehr spröde und kann auftretende innere Spannungen nicht kompensieren, was zu häufigeren technischen Komplikationsraten wie dem Absplittern von Verblendmaterial führt [121, 123]. Findet der Bruch dabei innerhalb des Verblendmaterials statt, wird diese Komplikation auch als „Chipping“ bezeichnet. Oftmals begünstigen eine fehlerhafte Gerüstgestaltung und Brandsteuerung das Auftreten von inneren Spannungen und Chipping [124, 125]. Da die Verblendkeramik eine geringere Festigkeit als die Gerüstkeramik besitzt, bricht sie schneller. Der Verbund zwischen Verblendkeramik und Zirkonoxidgerüst ist

dabei ausreichend, die Fraktur erfolgt innerhalb der Verblendkeramikschiicht, nicht entlang der Grenzflächen [126]. Eine Verblendung mit Verblendkompositen, mit deren werkstoffspezifischen niedrigeren E-Moduls, geringeren Sprödigkeit und einer höheren Fehlertoleranz während der Verarbeitung, könnte inneren Spannungen und später auftretenden Kaukräften besser entgegenwirken.

Im Gegensatz zu Silikatkeramiken enthalten Oxidkeramiken keine Glasanteile wodurch eine herkömmliche Oberflächenbehandlung vor dem Verblenden durch Ätzen mit Flusssäure und die Konditionierung mit Silanen nicht möglich ist [127]. Mehrere Untersuchungen empfehlen die Oberflächenvergrößerung durch Korundstrahlen mit einem Druck von 0,5-1 bar und einer Partikelgröße von 50 µm [128-131] und die Verwendung von Haftvermittlern, die Phosphorsäure-modifizierten Monomere wie 10-Methacryloyloxydecylhydrogenphosphat (MDP) enthalten [131-134]. Die Natur der Wechselwirkung zwischen Zirkonoxidoberfläche und MDP-Molekül ist noch nicht eindeutig geklärt. Drei mögliche Varianten der Bindung (a) Wasserstoffbrückenbindungen, (b) Ionenbindungen und (c) eine Kombination beider Wechselwirkungen werden diskutiert [135]. Der Versuch, die Haftung von Zirkonoxidrestorationen und Kompositen mit einem zusätzlichen Verblendkeramikbrand der Restauration und anschließender konventioneller Ätzung und Silanisierung zu verbessern, zeigt eine vergleichbare Scherverbundfestigkeit wie bei der Oberflächenvorbehandlung durch Abstrahlen mit Korundpartikeln und Konditionierung mit Haftvermittlern, die Phosphorsäure-modifizierten Monomere wie MDP enthalten [136, 137]. Darüber hinaus verspricht die Silikatisierung eines Zirkonoxidgerüsts in Verbindung mit einem Haftvermittler, der ein Phosphatmonomer (MDP) und ein Silan (3-TMSPMA) enthält, einen dauerhaften Verbund [134].

Neben dem inzwischen in vierter Generation und auch in Kombinationen der Generationen verfügbaren Werkstoff Zirkonoxid ist PEEK ein relativ neues Material in der Prothetik. Ausgestattet mit guten mechanischen Eigenschaften ist verblendetes PEEK ästhetisch vergleichbar mit verblendetem Zirkonoxid [138]. Um einen optimalen Verbund zwischen PEEK und dem Verblendkomposit zu gewährleisten, wird die Kombination einer Oberflächenvorbehandlung mit Korund [139-142] oder mit Schwefelsäure [140, 142, 143] und einer Oberflächenkonditionierung durch ausgewählte Adhäsive empfohlen [139-141, 144, 145]. Die Vorbehandlung mit Schwefelsäure stellt allerdings in der Praxis

eine Schwierigkeit dar, da die Handhabung sehr aufwendig und gefährlich ist. Die besten Verbundwerte erreichen Haftvermittler, die Methylmethacrylate enthalten [139, 141, 144-146]. Visio.link (Bredent) ist hierbei das einzige Adhäsiv, dessen Verbundwerte keine Abhängigkeit von Abstrahl Druck und der Partikelgröße aufweist [146]. Es wird beobachtet, dass ein Strahl Druck von 4 bar zu höheren Verbundwerten führt als ein Strahl Druck von 2 bar [146]. Zusätzlich ist das Auftragen einer dünnen Schicht Opaker zu empfehlen [140].

Trotz der Fortschritte in der Entwicklung von Hochleistungspolymeren haben Metalle als Gerüstmaterialien und damit der Verbund von Metallen und Verblendkompositen weiterhin hohe Relevanz in der restaurativen Zahnheilkunde. Makromechanische Haftung ist eine der ältesten Methoden einen Metall-Kunststoffverbund herzustellen, jedoch kämpfen Zahnärzte und Zahntechniker seit jeher mit unzureichender Ästhetik, unzuverlässigen Haftwerten, Verfärbungen und Undichtigkeiten (Microleakage). Erst die Einführungen adhäsiver und tribochemischer Verfahren in der Zahnmedizin führen zu verlässlichen Verbundfestigkeiten [147, 148]. Aktuelle Untersuchungen konzentrieren sich auf die adhäsive oder chemische Bindung an Metalllegierungen. Sehr erfolgsversprechend erscheinen Haftvermittler mit sauren Monomeren wie MDP oder 4-META für Titan und Co-Cr-Legierungen [148-152]. Für Gold und Goldlegierungen dagegen Haftvermittler, die eine Kombination aus sauren Monomeren und Thionen beinhalten [148-151, 153].

2.10 Moderne Anwendung und Indikation

Die Verarbeitung eines Verblendkomposits folgt dem bekannten Schema. Nachdem der Zahnstumpf oder das Gerüst vorbereitet wurden, schichtet man zuerst mit Dentinmassen und anschließend mit Schneidmassen die Restauration. Zur Farbgebung und Individualisierung verfolgen die Hersteller unterschiedliche Ansätze. Beispielsweise stellt Ivoclar Vivadent für das SR Nexco System ausschließlich eingefärbte Kompositmassen zur Verfügung. Dentsply Sirona und Kulzer hingegen bieten die Möglichkeit die Restauration mit Malfarben zu individualisieren. Zusätzlich stellen mehrere Hersteller (u.a. VITA Zahnfabrik, Kulzer, Creation Willy Geller) ihre Produkte inzwischen in niedrigerer Viskosität zur Verfügung, die so auch mit Pinseln verarbeitet werden können. Die Verblendung von umfangreichen, herausnehmbaren und teilweise

herausnehmbaren Restaurationen lassen sich mit der Überpresstechnik realisieren [154]. Treten kleinere Defekte der Verblendung auf, können diese einfach repariert und eine Neuanfertigung der kompletten Restauration häufig vermieden werden [155]. Moderne Komposite sind nicht nur für die Verblendung von gerüstgetragenen Restaurationen, sondern, je nach Produkt, auch für gerüstfreie Restaurationen, wie z.B. Inlays, Onlays, dünne non-prep Veneers und kleine Additional freigegeben [24, 25]. Der immer größer werdende Anteil an umfangreichen, implantatprothetischen Restaurationen verspricht ein neues Anwendungsgebiet für moderne Verblendkomposite. Als ein begünstigender Faktor in der Entstehung von Periimplantitis wird die Überlastung des periimplantären Knochens diskutiert [20, 21]. Eine Pufferung der Kaukräfte und Vermeidung einer Überlastung wäre von großem Vorteil. Die Dämpfung axialer Belastung auf das Implantat ist durch eine weiche Kompositimplantatkronen größer als durch harte Keramikimplantatkronen mit höherem E-Modul [22, 23]. Der Versuch mit der Finite-Elemente Methode (FEM) die Belastungsverteilung im periimplantären Knochen bei verschiedenen Suprastrukturen zu simulieren, zeigt hingegen keine Unterschiede zwischen den verschiedenen Verblendmaterialien [156, 157]. Eine retrospektive Untersuchung über 8 Jahre zeigt auch keinen signifikanten Einfluss durch verschiedene Implantatkronenmaterialien auf den periimplantären Knochen [158]. Ein natürliches Gebiss unterliegt im Laufe seiner lebenslangen Nutzungsdauer natürlichen Abrasionen. Zweiteilige, keramisch verblendete Arbeiten lassen nach den Einschleifmaßnahmen durch den Zahnarzt geringen Spielraum für individuelle Anpassungsprozesse während der anfänglichen Tragedauer. Verblendkomposite hingegen abradieren stärker als andere Restaurationsmaterialien und so passt sich die zahnärztliche Versorgung schneller dem Patienten an und nicht der Patient sich seiner Versorgung [159]. Fehlende Abrasionsbeständigkeit widerspricht dem Streben nach natürlichem Zahnersatz. Naturnaher, physiologischer Zahnersatz umfasst aber noch mehr Kriterien als sein Abrasionsverhalten. Unter anderem Phonetik, Kauleistung, Plaqueaffinität und die Patientenzufriedenheit. Ein Vergleich dieser Kriterien von Full-Arch-Zirkonoxid-Verblendkeramikversorgungen und Full-Arch-Zirkonoxid-Verblendkompositversorgungen zeigt eine ähnliche Gesamtzufriedenheit bei Patienten [160].

Literaturübersicht

Das erweiterte Indikationsfeld beispielsweise bei der Implantatprothetik oder okklusalen Veneers und die Vorteile den Keramiken gegenüber machen die modernen Verblendkomposite zu einer spannenden Werkstoffgruppe für die Zukunft. Klinische Untersuchungen müssen noch zeigen, ob sich theoretische Überlegungen und in-vitro Versuche auf die Praxis übertragen lassen.

3 Ziel der Dissertation

Die Frequenz an neu herausgebrachten Verblendkompositen nimmt immer mehr zu und eine wissenschaftliche Einordnung fällt schwer. Aussagekräftige klinische Untersuchungen bedeuten einen hohen Arbeits- und Zeitaufwand. Deren Fertigstellung wird häufig von der Einführung neuer Produkte überholt. Eine vereinfachte Einteilung und Vergleich erfolgt deshalb über in-vitro Untersuchungen. Die Biegefestigkeit und Oberflächenhärte haben sich als mechanische Vergleichsparameter für dentale Komposite etabliert. In der dazu bestehenden ISO Norm 10447 wird eine Biegefestigkeit von ≥ 50 MPa im Drei-Punkt-Biegeversuch gefordert. Initial erreichen in Untersuchungen alle Materialien die Anforderung, oftmals mit Werten weit über 100 MPa [28, 79-82], erst nach längerer, künstlicher Alterung im Thermolastwechsel werden relevante Wertabfälle festgestellt, die sich zum Teil den geforderten 50 MPa annähern [79]. Die Oberflächenhärte ist in der genannten Norm nicht enthalten. Um etwaige Veränderungen an der Prüfkörperoberfläche während der künstlichen Alterung zu erkennen, kann zu mehreren Messzeitpunkten eine Härteprüfung erfolgen [90]. Die Martenshärtemessung, als Härtemessung, ist durch ihre Automatisierung und der Berücksichtigung der viskoelastischen Rückstellung von Vorteil [88].

An in-vitro Untersuchungen mit künstlicher Alterung im Thermolastwechsel zu modernen Verblendkompositen mangelt es derzeit. Das Ziel der vorliegenden Dissertation ist daher der Vergleich von sechs modernen Verblendkompositen. Als Grundlage werden zwei verschiedene Parameter herangezogen: die Drei-Punkt-Biegefestigkeit und Martenshärte (MH und EIT). In diesem Zusammenhang soll auch der Einfluss von künstlicher Alterung in einem Thermolastwechsel auf beide Parameter untersucht werden, da nach längerer, künstlicher Alterung im Thermolastwechsel signifikante Abfälle der initialen Biegefestigkeitswerte zu erwarten sind und so aussagekräftigere Werte festgestellt werden können [79].

Ziel der Dissertation

Folgende Hypothesen wurden aufgestellt:

1. Es wird angenommen, dass keine Unterschiede in der Biegefestigkeit und der Martenshärteparameter zwischen den sechs Verblendkompositen beobachtet werden.
2. Es wird angenommen, dass die künstliche Alterung der geprüften Verblendkomposite keinen Einfluss auf die Biegefestigkeit und die Martenshärteparameter zeigt.
3. Es wird angenommen, dass keine Unterschiede in Bezug auf die Biegefestigkeit und die Martenshärteparameter zwischen Dentinmasse und Schneidemasse innerhalb eines Verblendkomposits beobachtet werden.

4 Material und Methode

4.1 Biegefestigkeit

4.1.1 Studiendesign

In der vorliegenden Dissertation wurden elf Verblendkompositmassen von sechs verschiedenen Herstellern untersucht. Von fünf Herstellern lagen jeweils eine Dentin- und eine Schmelzmasse vor und von einem Hersteller ausschließlich die Schmelzmasse. Die verwendeten Verblendkomposite und –massen sind in Tabelle 1 aufgeführt.

Produkt-name	Typ	Hersteller	Zusammensetzung	Polymerisations- ofen und - dauer	Far- be	Lot-Nr..
Ceramage	M kro hybr d	Shofu, Kyoto, Japan	5 15% UDMA; 73 Gew% ZrS O4 Fü körper	So d te V (Shofu) für 3 m n	59	101671
					A3B	111688
dialog Vario	M kro hybr d	Schütz Denta , Rosbach, Deutsch and	D UDMA, B s GMA, BDMA; 74 Gew% G asfü er, Pyrogene K ese säure	H L te (Ku zer) für 3 m n	A59	2017002801
					A3	2017002799
Gradia Plus	Nano hybr d	GC Europe, Leuven, Be gen	1 5% B s GMA, 5 10%TEGDMA,1 5% UDMA; Keram kfü er	Labo ght Duo (GC Europe) für 3 m n	HB ED	1703131
					HB DA3	1703141
in:joy	M kro hybr d	Dentsp y S rona, Benshe m, Deutsch and	≤ 5% Dodecand o DMA, ≤ 5% TEGDMA; 55 Gew% gemah enesPräpo ymer, Pyrogene K ese säure, G as	Ec pse Jun or (Dentsp y S rona) für 10 m n Program "f na "	Med um	10055979
					A3	10055359
Signum composite	M kro hybr d	Ku zer, Hanau, Deutsch and	Decand o DMA (DMA), TEGDMA; 74 Gew% S O ₂ Fü er, gemah enesPräpo ymer	H L te (Ku zer) für 3 m n	EL	010516A
					DA3	010530A
SR Nexco*	Nano hybr d	Ivoc ar V vudent, Schaan, L chten ste n	3 10% Decand o DMA (DMA), 1 2.5% UDMA, 1 2.5% TCDMMA; 82 83 Gew% gemah enes Präpo ymer, S O ₂ , M kro Opa Fü er	H L te (Ku zer) für 3 m n	I3	W04319

Tabelle 1: Untersuchte Mater a en, deren Zusammensetzung und verwendete Po ymer sat onsöfen m t Po ymer sat onse ten (*nur Schme zmasse)

Material und Methode

Für die Ermittlung der Biegefestigkeit wurden von den elf Verblendkompositen jeweils 60 Prüfkörper hergestellt (N=660 Prüfkörper). Die 60 Prüfkörper einer jeden Verblendkompositmasse wurden in sechs Gruppen (n=10) unterteilt. Die Untersuchung der ersten Gruppe erfolgte direkt nach der Herstellung. Die übrigen fünf Gruppen wurden nach künstlicher Alterung über 4 h, 1 d, 7 d, 14 d und 28 d untersucht. Das Studiendesign ist in Abbildung 10 grafisch dargestellt.

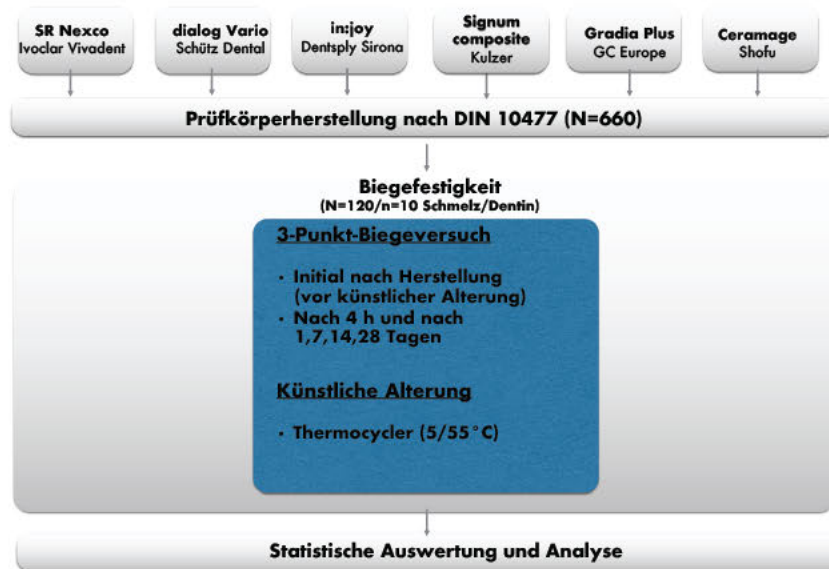


Abbildung 10: Studiendesign Biegefestigkeitstuntersuchung

4.1.2 Prüfkörperherstellung

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte in Anlehnung an DIN 10477 (Abb. 11), dabei wurde zuerst eine Glasplatte mit einer Polyethylenfolie (Poly Separating Sheets, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) bedeckt und anschließend eine teilbare Form aus nicht rostendem Stahl daraufgelegt. In den Hohlraum der Form mit der Dimension 25 mm x 2 mm x 2 mm wurde das Verblendkomposit blasenfrei eingebracht, mit einem LeCron-Modellierinstrument verdichtet (Abb. 12) und mit einer Polyethylenfolie (Poly Separating Sheets, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) abgedeckt. Mit einer weiteren Glasplatte wurde das überschüssige Material herausgepresst (Abb. 13).

Material und Methode

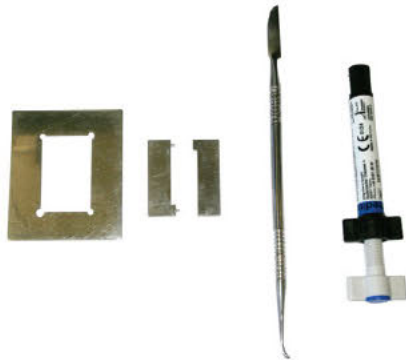


Abbildung 11: Te bare Form



Abbildung 12: E nfü en des Kompos ts



Abbildung 13: Herauspressen der Überschüsse

Nach Herstellerangaben erfolgte eine zweimaligen Endpolymerisation (Tabelle 1) von zwei gegenüberliegenden Seiten. Anschließend wurde der stabförmige Prüfkörper entformt (Abb. 14) und die Pressfahnen und Grate mit Nassschleifpapier P320 (SIC) entfernt (Abb. 15).



Abbildung 14: Entformen des Prüfkörpers

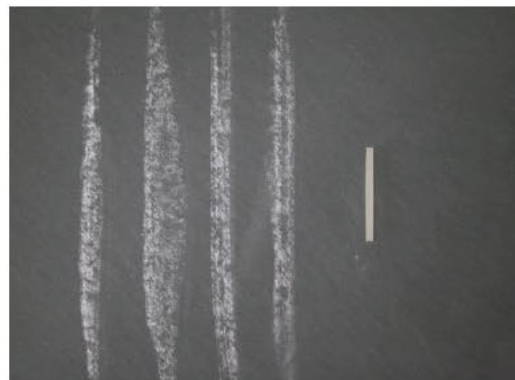


Abbildung 15: Entfernung der Pressfahnen

Am Ende der Herstellung wurden die Höhe und Breite jedes Prüfkörpers mit einer Mikrometerschraube (IP65, Mitutoyo, Kawasaki, Japan) mit einer Genauigkeit von 0,01 mm bestimmt und jeder Prüfkörper mit einer Codierung versehen (Abb. 16).



Abbildung 16: Höhen- und Breitenmessung

4.1.3 Künstliche Alterung

Die künstliche Alterung erfolgte durch zyklische Thermowechselbelastung in einem Thermolastwechsler (THE 1100, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland, Abb. 17). Ein Probenkorb tauchte abwechselnd in 5°C kaltes und in 55°C warmes destilliertes Wasser. Ein Zyklus umfasste je 20 s Verweildauer in den Flüssigkeiten und je 5 s Abtropfdauer.



Abbildung 17: Thermolastwechsler THE 1100, SD Mechatronik GmbH

Um die einzelnen Prüfkörper der unterschiedlichen Prüfkörpergruppen im Probenkorb des Thermolastwechslers leichter identifizieren zu können, wurden die zusammengehörigen Prüfkörper in selbstgenähten Nylonsäckchen verpackt und diese farblich markiert (Abb. 18).



Abbildung 18: Prüfkörper mit Markierung und Nyonsäckchen

4.1.4 Durchführung

Die Biegefestigkeit wurde in einem Drei-Punkt-Biegeversuch in einer Universalprüfmaschine (Zwick 1445 mit der Prüfsoftware testXpert V3.6 Zwick/Roell, Ulm, Deutschland, Abb. 19) mit den folgenden Parametern gemessen: Stützweite 20 mm, Radius der Auflagerrolle 20 mm, Radius des Biegestempels 5 mm, Vorschubgeschwindigkeit 0,5 mm/min.

Die Belastung der Prüfkörper erfolgte mittig bis zum Bruch (Abb. 20).



Abbildung 19: Universalprüfmaschine Zwick 1445



Abbildung 20: Prüfvorrichtung

Aus der maximal ausgeübten Kraft wurde mit folgender Gleichung die Biegefestigkeit in MPa berechnet:

$$\sigma = \frac{3Fl}{2bh^2}$$

Dabei ist:

F = die maximal ausgeübte Kraft

l = die Stützweite in Millimeter

b = die Breite des Prüfkörpers in Millimeter

h = die Höhe des Prüfkörpers in Millimeter

4.1.5 Statistische Auswertung

Alle Messergebnisse wurden mit der Statistiksoftware SPSS Version 26 (SPSS inc. Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Die Überprüfung der Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Der Einfluss der künstlichen Alterung auf die Biegefestigkeit wurde statistisch mit einer einfaktoriellen ANOVA und dem Post-hoc Scheffe-Test erfasst. Mit einem t-Test wurde die Dentinmasse und Schneidemasse innerhalb eines Herstellers verglichen. Bei dem Vergleich der Massen innerhalb eines Alterungslevels kam eine einfaktorielle ANOVA mit Scheffe-Prozedur als Post-hoc-Test zur Anwendung.

4.2 Martenshärte

4.2.1 Studiendesign

Insgesamt wurden von jedem Verblendkomposit 10 Prüfkörper hergestellt. Daraus ergaben sich $N=110$ Prüfkörper.

Die Martenshärteparameter der 10 Prüfkörper einer jeden Verblendkompositmasse wurden direkt nach der Herstellung und nach künstlicher Alterung über 4 h, 1 d, 7 d, 14 d und 28 d ermittelt. In Abbildung 16 ist das Studiendesign grafisch dargestellt.

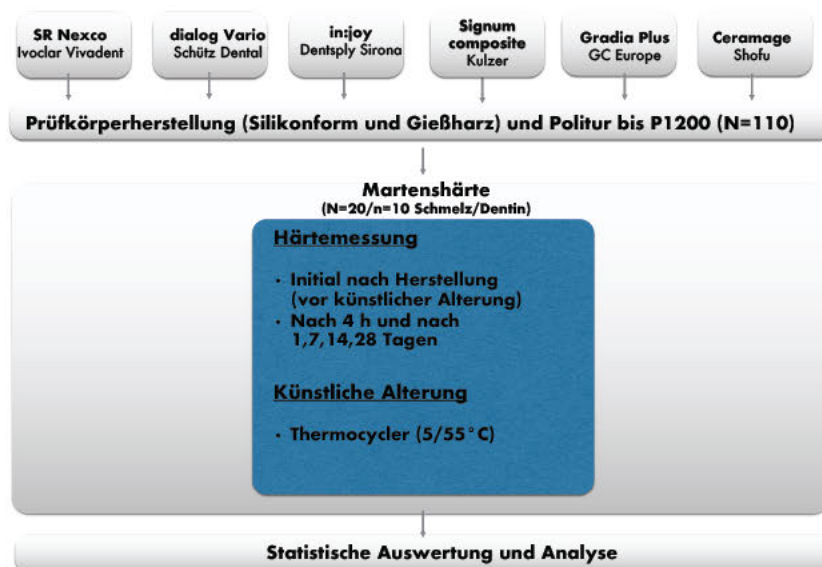


Abbildung 16: Studiendesign Martenshärteparameteruntersuchung

4.2.2 Herstellung der Prüfkörper

Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte in einer Silikonform mit einem scheibenförmigen 16 mm x 3 mm großen Hohlraum (Abb. 22). Das Verblendkomposit wurde in den Hohlraum blasenfrei eingebracht und mit einem Spatel verdichtet (Abb. 23). Anschließend wurde die Silikonform mit einer Polyethylenfolie (Poly Separating Sheets, Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) abgedeckt und die Überschüsse mit einer Glasplatte herausgepresst (Abb. 24). Es erfolgte eine erste Endpolymerisation (Tabelle 1) nach Herstellerangaben. Nach dem Entformen aus der Silikonform erfolgte eine zweite Endpolymerisation der Basisseite (Abb. 25). Die Pressfahnen und Grate wurden anschließend mit Nassschleifpapier P320 (SIC) entfernt.



Abbildung 22: Silikonform

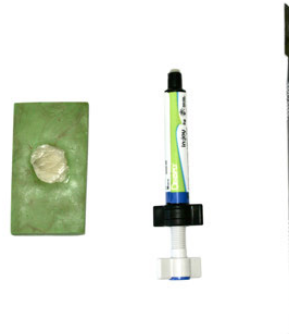


Abbildung 23: Einbringen des Komposits



Abbildung 24: Herauspressen der Überschüsse



Abbildung 25: Entformen des Prüfkörpers

Um den Prüfvorgang zu erleichtern wurden die Prüfkörper in Acryl Gießharz (Abb. 26, ScandiQuick, ScanDia, Hagen, Deutschland) eingebettet. Dazu wurden die Prüfkörper mit der Basisseite nach oben in ein Silikonförmchen gelegt und dieses anschließend mit Acryl Gießharz aufgefüllt (Abb. 27 und 28).

Material und Methode



Abbildung 26: Scand Qu ck Acry harz



Abbildung 27: Anm schen des Acry harzes



Abbildung 28: E nfü en des Acry harzes

Nach 30 min wurden die Prüfkörper ausgebettet und in einem Polierautomat (Abb. 29, Tegramin-20, Struers, Ballerup, Dänemark) unter Wasserkühlung poliert.



Abbildung 29: Po erautomat m t Prüfkörpern

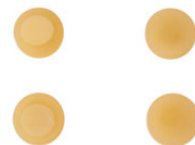


Abbildung 30: Prüfkörper nach Po tur

Um planparallele Oberflächen zu erhalten wurde zuerst die Basisseite mit Polierscheiben der Körnung P120 (Sic Foil #120, Struers, Ballerup, Dänemark) bearbeitet und dann die Oberseite mit den Polierscheiben von P120 bis P1200 poliert (Abb. 30, Sic Foil #120/#500/#800/#1200, Struers, Ballerup, Dänemark). Abschließend wurden die Prüfkörper numerisch markiert (Abb. 31).

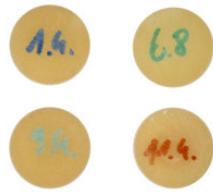


Abbildung 31: Beispiele für die markierten Prüfkörper

4.2.3 Künstliche Alterung

Die künstliche Alterung erfolgte analog zu der Biegefestigkeitsuntersuchung.

4.2.4 Durchführung

Die Härtemessung der Prüfkörper wurde direkt nach der Politur der eingebetteten Prüfkörper und jeweils nach 4 h, 1 d, 7 d, 14 d und 28 d künstlicher Alterung im Thermolastwechsel durchgeführt. Die Untersuchung erfolgte in der Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland, Abb. 32) mit einer Vickerspyramide ($\alpha = 136^\circ$) als Eindringkörper. Die Prüfkörper wurden auf dem Prüftisch positioniert und ein blasen- und füllkörperfreier Prüfbereich mit dem integrierten Mikroskop und den Positionierungsschrauben ausgewählt (Abb. 33).



Abbildung 32: Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2,5

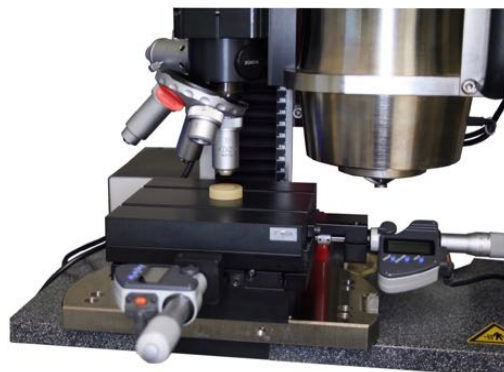


Abbildung 33: Auswahl des Prüfbereichs

Anschließend wurde die Messung automatisch durchgeführt (Abb. 34). Das Programm TestXpert v.12.3 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) protokollierte die Messwerte der Martenshärte (HM) und des Elastischen Eindringmoduls (EIT).

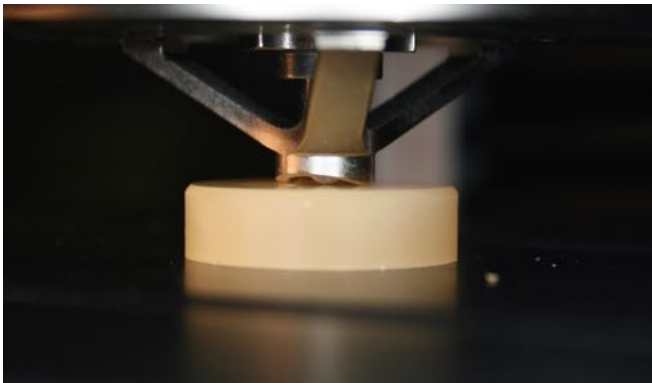


Abbildung 34: Automatische Härtemessung mit Vickerspyramide

Messparameter

LE-Geschwindigkeit 50 mm/min

Geschwindigkeit Vorlaufweg 50 mm/min

Meßspitzabstand zur Probe nach Tastvorlaufweg 30 μm

Geschwindigkeit Tastvorlaufweg 50 mm/min

Belastungspunkt Standardkraft 9,807 N

Geschwindigkeit Belastung 0,5 mm/min

Wartezeit am Belastungspunkt 10 s

Geschwindigkeit Entlastung 0,1 mm/min

Poisson-Zahl 0,4

4.2.5 Statistische Auswertung

Alle Messergebnisse wurden mit der Statistiksoftware SPSS Version 26 (SPSS inc. Chicago, Illinois, USA) ausgewertet. Das Signifikanzniveau wurde auf $p < 0,05$ festgelegt.

Die Überprüfung der Normalverteilung erfolgte mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test. Der Einfluss der künstlichen Alterung auf die Martenshärteparameter wurde statistisch mit einer univariaten Varianzanalyse (ANOVA) und dem Mann-Whitney-U-Test untersucht.

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse - Biegefestigkeit

Die 66 Prüfgruppen der Biegefestigkeitsuntersuchung wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Normalverteilung hin geprüft. 62 (94 %) von 66 Prüfgruppen waren normalverteilt. Daher wurde die Normalverteilung der Daten angenommen und diese parametrisch ausgewertet. Die statistische Auswertung erfolgte mit einer univariaten Varianzanalyse (ANOVA) und dem t-Test.

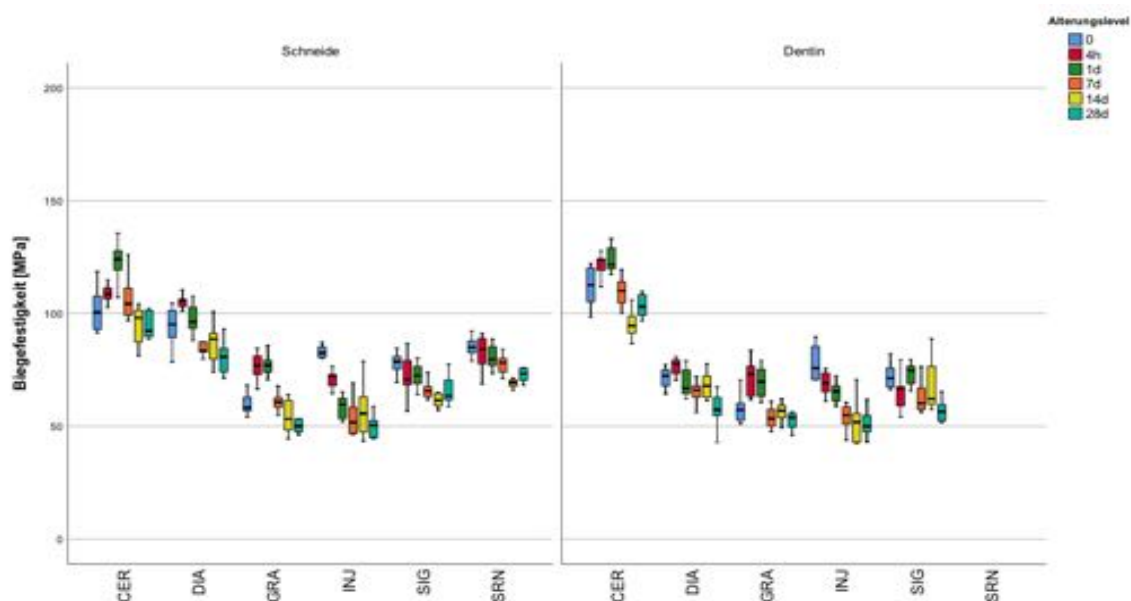


Abbildung 35: Übersicht über die Biegefestigkeitswerte in MPa der Verbundkomposite unterteilt nach Alterungsstufen. Getrennt nach Schneide- und Dentinmasse

Insgesamt zeigte sich bei allen Materialien ein Einfluss der künstlichen Alterung auf die Biegefestigkeit. Innerhalb der Schneidmassen erreichte CER1 ($p < 0,001$) gefolgt von DIA0 die höchsten Werte ($p < 0,001$). Die niedrigsten Biegefestigkeitswerte wiesen INJ1, SIGE und GRAE auf ($p < 0,001$). Innerhalb der Dentinmassen wurden die höchsten Werte für CERD beobachtet ($p < 0,001$). Nach 28 Tagen zeigten INJD und GRAD die niedrigsten Werte ($p < 0,001$). Die Auswertung der ANOVA ergab die höchste Effektstärke auf die Biegefestigkeit für den Faktor Verbundkomposit ($\eta P^2 = 0,877$; $p < 0,001$), gefolgt von der Dauer der künstlichen Alterung ($\eta P^2 = 0,525$; $p < 0,001$) und der Kompositmasse ($\eta P^2 = 0,121$; $p < 0,001$).

Ergebnisse

Außerdem konnten signifikante Interaktionen zwischen den Faktoren Verblendkomposit und Kompositmasse ($\eta P^2 = 0,382$; $p < 0,001$), sowie Verblendkomposit und Alterungsdauer ($\eta P^2 = 0,347$; $p < 0,001$), und Verblendkomposit mit Kompositmasse und Alterungsdauer ($\eta P^2 = 0,087$; $p < 0,001$) festgestellt werden.

5.1.1 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Biegefestigkeit der einzelnen Verblendkomposite

Die Tabelle 2 zeigt die Biegefestigkeitswerte der verschiedenen Verblendkomposite zu den sechs Messzeitpunkten mit Mittelwert, Standardabweichung und dem homogenen Wertebereichen innerhalb eines Komposits.

Biegefestigkeit						
Verblendkomposit/ Alterungslevel	0 h	4 h	1 d	7 d	14 d	28 d
Ceramage Incisal	101 ±8.98 ^{BC}	108 ±3.75 ^B	122.1 ±9.17 ^A	106.4 ±9.17 ^{BC}	94.7 ±8.46 ^C	94.7 ±5.65 ^C
Ceramage Body	111 ±8.59 ^B	121 ±4.53 ^B	123 ±5.35 ^C	109 ±6.32 ^{AB}	95.4 ±6.80 ^A	103 ±4.63 ^A
Dialog Vario Occlusal	93.4 ±8.87 ^{BC}	105 ±2.65 ^A	97.7 ±5.93 ^{AB}	86.2 ±5.81 ^{CD}	87.1 ±7.95 ^{CD}	80.4 ±6.74 ^{CD}
Dialog Vario	71.4 ±4.27 ^{AB}	76.3 ±3.54 ^A	*69.6 ±6.01 ^{AB}	64.6 ±5.45 ^{BC}	68.4 ±5.78 ^{AB}	57.4 ±6.72 ^C
Gradia Plus Heavy Body Enamel	60.9 ±7.33 ^B	76.3 ±6.00 ^A	77.2 ±4.65 ^A	60.8 ±3.69 ^B	54.4 ±6.75 ^B	52.4 ±6.61 ^B
Gradia Plus Heavy Body Dentin	58.3 ±6.46 ^B	71.6 ±7.11 ^A	69.9 ±6.47 ^A	54.0 ±4.51 ^B	56.1 ±4.26 ^B	52.7 ±3.68 ^B
in:joy Incisal	82.1 ±3.95 ^A	71.6 ±4.87 ^B	58.4 ±5.09 ^C	53.8 ±7.93 ^C	57.9 ±10.7 ^C	49.8 ±4.57 ^C
in:joy Dentin	78.0 ±7.87 ^A	69.0 ±4.84 ^{AB}	65.1 ±4.36 ^{BC}	55.6 ±7.44 ^{CD}	*54.5 ±13.25 ^{CD}	51.4 ±6.68 ^D
Signum composite enamel	79.0 ±6.04 ^A	71.7 ±8.57 ^{ABC}	72.9 ±4.99 ^{AB}	66.5 ±4.52 ^{BC}	62.8 ±5.52 ^C	66.0 ±5.92 ^{BC}
Signum composite dentine	72.3 ±5.50 ^A	65.4 ±7.06 ^{AB}	73.0 ±4.83 ^A	63.0 ±6.79 ^{AB}	*68.1 ±11.29 ^A	56.6 ±4.63 ^B
SR Nexco Paste Incisal	85.0 ±4.16 ^A	82.7 ±7.11 ^{AB}	80.7 ±5.28 ^{ABC}	76.5 ±6.32 ^{BCD}	68.7 ±3.54 ^D	72.8 ±2.93 ^{CD}
^{ABCD} Buchstaben zeigen homogene Wertebereiche innerhalb eines Komposits (Schmelz- und Dentinmassen getrennt) *Gruppe nicht normverteilt						

Tabelle 2: Deskriptive Statistik für die Biegefestigkeit in MPa für alle Verblendkomposite zu den unterschiedlichen Alterungsebenen in Stunden (h) und Tagen (d). Schmelz- und Dentinmassen getrennt

Schneidmassen

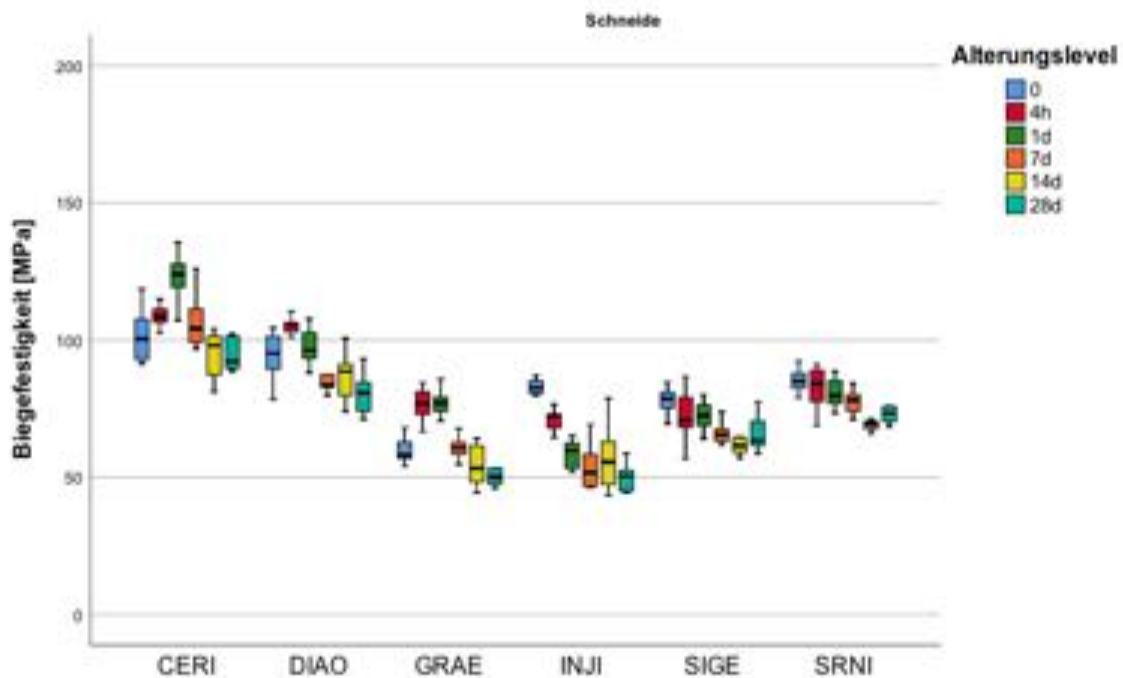


Abbildung 36: Biegefestigkeiten [MPa] der Schneidmassen der Verbundkomposite zu den unterschiedlichen Alterungsstufen

Das Verblendkomposit CERI zeigte den signifikant höchsten Biegefestigkeitswert nach 1 d ($\leq 0,019$). Der Vergleich der Messwerte zu den Zeitpunkten 0, 7 d, 14 d, 28 d offenbarte keine signifikanten Unterschiede. Alle Werte bildeten einen homogenen Wertebereich ($p=0,633-0,812$).

Nach 4 h konnte für DIAO eine signifikante Zunahme der Messwerte beobachtet werden ($p=0,014$). Eine signifikante Abnahme der Biegefestigkeit zeigte sich nach 7 d ($p=0,018$).

Unter den Messwerten des Verblendkomposits GRAE konnten nach 4 h und 1 d die signifikant höchsten Biegefestigkeitswerte dokumentiert werden ($p < 0,001$). Zwischen den initialen Werten, und den Werten nach 7 d, 14 d und 28 d bestanden keine signifikanten Unterschiede ($p=0,091-0,999$).

Ergebnisse

Das Verblendkomposit INJI wies initial die signifikant höchsten Werte auf ($p=0,040$). Nach 4 h ($p=0,040$) und 1 d ($p=0,004$) zeigten sich jeweils signifikante Verringerungen der Biegefestigkeit. Im weiteren Verlauf wurden keine signifikanten Veränderungen mehr beobachtet.

Bei dem Vergleich der Messwerte des Verblendkomposits SIGE zeigten sich initial die höchsten Werte. Zu den Zeitpunkten 7 d, 14 d und 28 d wurden signifikant niedrigere Werte als zu Beginn beobachtet ($p\leq 0,002$).

Die Dokumentation der Messwerte des Verblendkomposits SRNI zeigte initial die höchsten Werte. Nach 7 d, 14 d und 28 d wurden signifikant niedrigere Werte als initial beobachtet ($p\leq 0,028$).

Dentinmassen

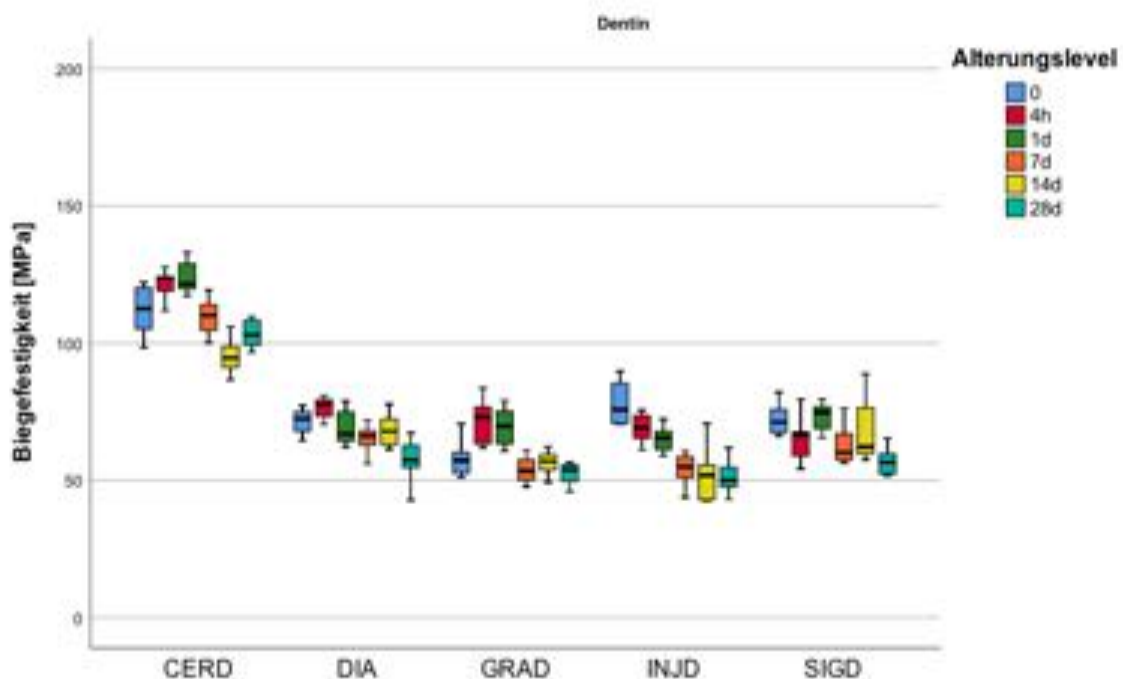


Abbildung 37: Biegefestigkeit in MPa der Dentinmassen der Verblendkomposite zu den unterschiedlichen Alterungsebenen

Das Verblendkomposit CERD erreichte zu den Zeitpunkten 4 h und 1 d die signifikant höchsten Werte ($p\leq 0,041$). Nach 7 d erfolgte eine signifikante Abnahme der Biegefestigkeitswerte ($p<0,001$). Es lag kein signifikanter Unterschied zwischen den Messzeitpunkten 0 und 28 d vor ($p=0,112$).

Ergebnisse

Die Gegenüberstellung der Messwerte des Verblendkomposits DIA ergab die höchsten Werte zu den Zeitpunkten 0, 4 h, 1 d und 14 d, welche im gleichen Wertebereich lagen ($p=0,077-0,531$). Ein signifikanter Abfall der Werte wurde nach 28 d festgestellt ($p=0,003$).

Die Analyse der Biegefestigkeitswerte des Verblendkomposits GRAD zeigte die signifikant höchsten Werte nach 4 h und 1 d ($p\leq 0,002$). Die übrigen Werte unterschieden sich nicht signifikant ($p=0,411-0,978$).

Es stellte sich heraus, dass die Biegefestigkeitswerte des Verblendkomposits INJD initial und nach 4 h Alterung am höchsten waren. Beide Werte bildeten einen gemeinsamen Wertebereich ($p=0,284$). Nach 7 d wurde eine signifikante Verringerung der Werte im Vergleich zu den Werten nach 4 h dokumentiert ($p=0,024$). Die Biegefestigkeitswerte zeigten im weiteren Verlauf keine signifikanten Unterschiede mehr ($p=0,924-0,999$).

Nach 28 d konnte für SIGD eine signifikante Abnahme der gemessenen Biegefestigkeit im Vergleich zu den Werten nach 14 d beobachtet werden ($p=0,033$). Die übrigen Werte bilden einen homogenen Wertebereich ($p=0,758-0,980$).

5.1.2 Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels

Die Tabelle 3 zeigt die Biegefestigkeitswerte der verschiedenen Verblendkomposite zu den sechs Messzeitpunkten mit Mittelwert, Standardabweichung und den homogenen Wertebereichen innerhalb eines Alterungslevels.

Biegefestigkeit						
Verblendkomposit/ Alterungslevel	0 h	4 h	1 d	7 d	14 d	28 d
Ceramage Incisal	101 ±8.98 ^a	108 ±3.75 ^a	122.1 ±9.17 ^a	106.4 ±9.17 ^a	94.7 ±8.46 ^a	94.7 ±5.65 ^a
Ceramage Body	111 ±8.59 ^a	121 ±4.53 ^a	123 ±5.35 ^a	109 ±6.32 ^a	95.4 ±6.80 ^a	103 ±4.63 ^a
Dialog Vario Occlusal	93.4 ±8.87 ^a	105 ±2.65 ^a	97.7 ±5.93 ^b	86.2 ±5.81 ^b	87.1 ±7.95 ^a	80.4 ±6.74 ^b
Dialog Vario	71.4 ±4.27 ^b	76.3 ±3.54 ^b	*69.6 ±6.01 ^{bc}	64.6 ±5.45 ^b	68.4 ±5.78 ^b	57.4 ±6.72 ^b
Gradia Plus Heavy Body Enamel	60.9 ±7.33 ^d	76.3 ±6.00 ^{bc}	77.2 ±4.65 ^c	60.8 ±3.69 ^{de}	54.4 ±6.75 ^c	52.4 ±6.61 ^d
Gradia Plus Heavy Body Dentin	58.3 ±6.46 ^c	71.6 ±7.11 ^{bc}	69.9 ±6.47 ^{bc}	54.0 ±4.51 ^d	56.1 ±4.26 ^{bc}	52.7 ±3.68 ^b
in:joy Incisal	82.1 ±3.95 ^c	71.6 ±4.87 ^c	58.4 ±5.09 ^d	53.8 ±7.93 ^e	57.9 ±10.7 ^c	49.8 ±4.57 ^d
in:joy Dentin	78.0 ±7.87 ^b	69.0 ±4.84 ^{bc}	65.1 ±4.36 ^c	55.6 ±7.44 ^{cd}	*54.5 ±13.25 ^c	51.4 ±6.68 ^b
Signum composite enamel	79.0 ±6.04 ^c	71.7 ±8.57 ^c	72.9 ±4.99 ^c	66.5 ±4.52 ^{cd}	62.8 ±5.52 ^{bc}	66.0 ±5.92 ^c
Signum composite dentine	72.3 ±5.50 ^b	65.4 ±7.06 ^c	73.0 ±4.83 ^b	63.0 ±6.79 ^{bc}	*68.1 ±11.29 ^b	56.6 ±4.63 ^b
SR Nexco Paste Incisal	85.0 ±4.16 ^{bc}	82.7 ±7.11 ^b	80.7 ±5.28 ^c	76.5 ±6.32 ^{bc}	68.7 ±3.54 ^b	72.8 ±2.93 ^{bc}
^{abcde} Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede innerhalb eines Alterungslevels (Schmelz- und Dentinmassen getrennt) *Gruppe nicht normiert						

Tabelle 3: Deskriptive Statistik für die Biegefestigkeit in MPa für alle Verbendkomposite zu den unterschiedlichen Alterungslevels in Stunden (h) und Tagen (d). Schmelz- und Dentinmassen getrennt

Schneidmassen

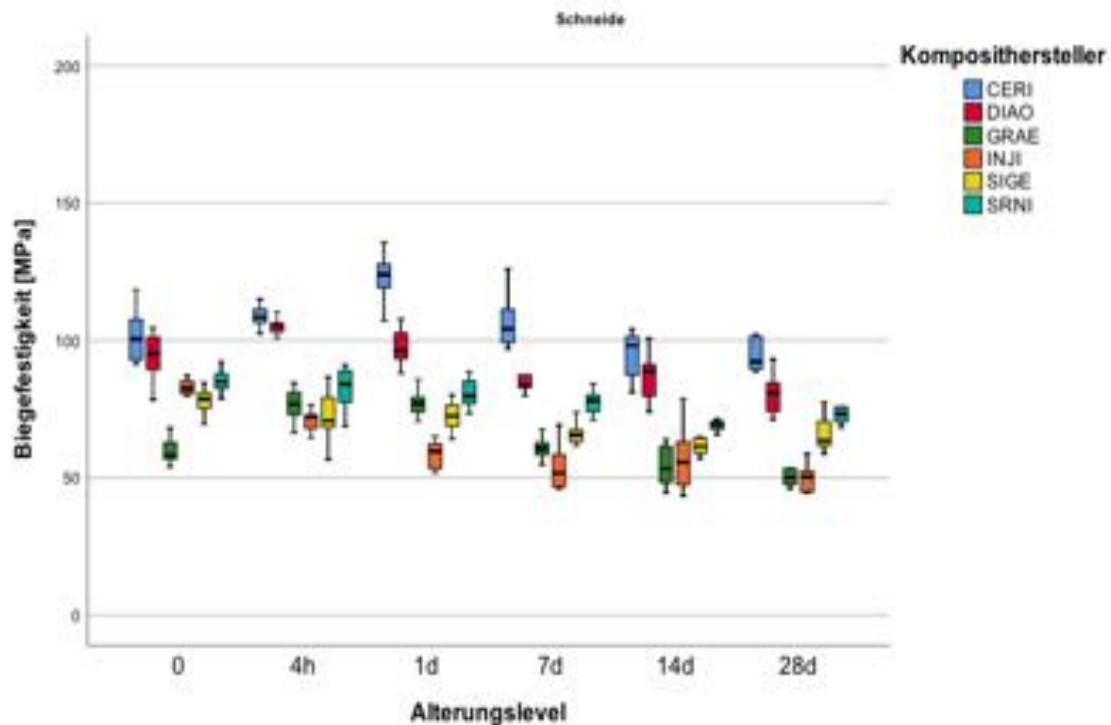


Abbildung 38: Vergleich der Biegefestigkeiten [MPa] der Schneidmassen der einzelnen Verbendkomponentenhersteller über die Alterungsstufen

Der Vergleich der initialen Biegefestigkeitswerte der Schneidmassen zeigte, dass CERI die höchsten Werte erreichte und es zwischen CERI und DIAO keine signifikanten Unterschiede gab ($p=0,289$). Der signifikant niedrigste Mittelwert wurde bei GRAE beobachtet ($p<0,001$). Die Verblendkomposite SIGE, INJI und SRNI wiesen keine signifikanten Unterschiede auf ($p=0,961-0,971$).

Nach 4 h erreichten CERI und DIAO die signifikant höchsten Werte ($p<0,001$). Die INJI-, GRAE- und SIGE-Verblendkomposite bildeten zu diesem Zeitpunkt eine homogene Gruppe ($p=0,657-0,999$).

Es stellte sich heraus, dass nach 1 d künstlicher Alterung die signifikant höchsten Biegefestigkeitswerte bei dem Verblendkomposit CERI gemessen wurden ($p<0,001$). SIGE, GRAE und SRNI zeigten keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse ($p=0,167-0,900$). Die niedrigsten Werte traten bei dem Verblendkomposit INJI auf ($p<0,001$).

Ergebnisse

Auch nach 7 d konnte beobachtet werden, dass CERI die signifikant höchsten Werte erreichte ($p < 0,001$). DIAO und SRNI zeigten keine signifikanten Unterschiede ($p = 0,066$). INJI und GRAE bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,338$).

Die Analyse der Werte nach 14 d ergab die signifikant höchsten Werte für die Verblendkomposite CERI und DIAO ($p < 0,001$). Außerdem zeigte sich, dass die Verblendkomposite GRAE, INJI und SIGE eine homogene Gruppe bildeten ($p = 0,297-0,985$) und SRNI signifikant höhere Messwerte erreichte als GRAE ($p = 0,006$).

Das Verblendkomposit CERI erlangte die signifikant höchsten Werte am Ende der Untersuchung ($p < 0,001$). SRNI und DIAO bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,110$). Für die Komposite INJI und GRAE wurden nach 28 d die signifikant niedrigsten Werte beobachtet ($p < 0,001$).

Dentinmassen

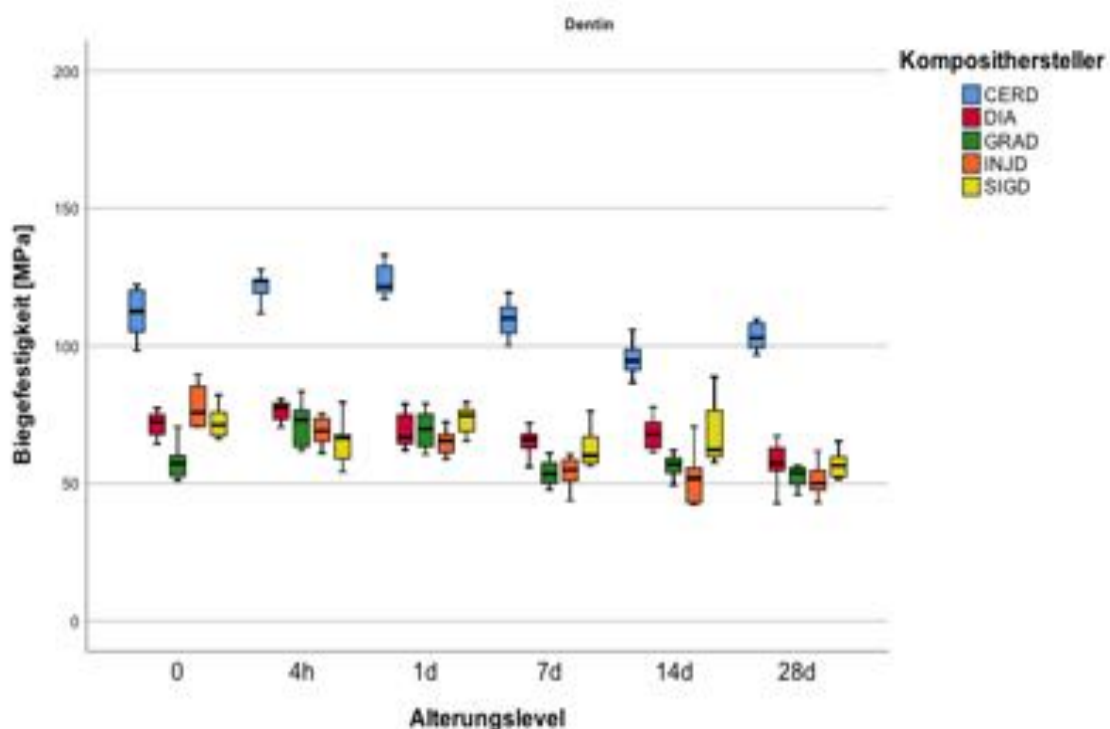


Abbildung 39: Vergleich der Biegefestigkeit in MPa der Dentinmassen der einzelnen Verblendkomposite innerhalb einer Alterungsstufe

Ergebnisse

Das Verblendkomposit CERD zeigte bei den initialen Messungen die signifikant höchsten Werte ($p < 0,001$). Im Gegensatz dazu erreichte GRAD die signifikant niedrigsten Messwerte ($p \leq 0,003$). Die übrigen Komposite DIA, SIGD und INJD unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,309 - 0,999$).

Nach 4 h künstlicher Alterung im Thermolastwechsel konnte beobachtet werden, dass CERD die signifikant höchsten Werte erzielte ($p < 0,001$). INJD, GRAD und DIA bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,096 - 0,895$). SIGD erreichte signifikant niedrigere Biegefestigkeitswerte als DIA ($p \leq 0,003$).

Es lag bei der Messung nach 1 d ein signifikanter Unterschied zwischen den höchsten Werten von CERD und niedrigeren Werten der übrigen Komposite vor ($p < 0,001$). Die Messwerte von DIA, GRAD und SIGD unterschieden sich nicht signifikant und bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,741 - 0,999$). INJD zeigte signifikant niedrigere Werte als SIGD ($p \leq 0,048$).

Die Analyse der Messwerte nach der Alterung über 7 d hat die signifikant höchsten Werte für CERD ergeben ($p < 0,001$). Außerdem wurden für die Verblendkomposite GRAD und INJD signifikant niedrigere Werte als für DIA dokumentiert ($p \leq 0,046$). DIA und SIGD bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,987$).

Die höchsten Biegefestigkeitswerte nach 14 d erzielte CERD. Sie wiesen signifikante Unterschiede zu allen übrigen Verblendkompositen auf ($p < 0,001$). Weiterhin wurden für INJD signifikant niedrigere Werte dokumentiert als für SIGD und DIA ($p \leq 0,033$). INJD und GRAD bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,996$).

Nach Abschluss der künstlichen Alterung über 28 d erreichte CERD die signifikant höchsten Werte ($p < 0,001$). Die übrigen Verblendkomposite DIA, SIGD, GRAD und INJD unterschieden sich nicht voneinander ($p = 0,219 - 0,999$).

5.1.3 Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials

Die Tabelle 4 zeigt die Biegefestigkeitswerte der verschiedenen Verblendkomposite zu den sechs Messzeitpunkten mit Mittelwert, Standardabweichung und den homogenen Wertebereichen innerhalb eines Alterungslevels und eines Verblendkomposits.

Biegefestigkeit						
Verblendkomposit/ Alterungslevel	0 h	4 h	1 d	7 d	14 d	28 d
Ceramage Incisal	101 ±8.98 ^a	108 ±3.75 ^a	122.1 ±9.17 ^a	106.4 ± 9.17 ^a	94.7 ±8.46 ^a	94.7 ±5.65 ^a
Ceramage Body	111 ±8.59 ^b	121 ±4.53 ^b	123 ±5.35 ^a	109 ±6.32 ^a	95.4 ±6.80 ^a	103 ±4.63 ^b
Dialog Vario Occlusal	93.4 ±8.87 ^a	105 ±2.65 ^a	97.7 ±5.93 ^a	86.2 ±5.81 ^{aA}	87.1 ±7.95 ^a	80.4 ±6.74 ^a
Dialog Vario	71.4 ±4.27 ^b	76.3 ±3.54 ^b	*69.6 ±6.01 ^b	64.6 ±5.45 ^{bB}	68.4 ±5.78 ^b	57.4 ±6.72 ^b
Gradia Plus Heavy Body Enamel	60.9 ±7.33 ^a	76.3 ±6.00 ^a	77.2 ±4.65 ^a	60.8 ±3.69 ^a	54.4 ±6.75 ^a	52.4 ±6.61 ^a
Gradia Plus Heavy Body Dentin	58.3 ±6.46 ^a	71.6 ±7.11 ^a	69.9 ±6.47 ^b	54.0 ±4.51 ^b	56.1 ±4.26 ^a	52.7 ±3.68 ^a
in:joy Incisal	82.1 ±3.95 ^a	71.6 ±4.87 ^a	58.4 ±5.09 ^a	53.8 ±7.93 ^{aA}	57.9 ±10.7 ^a	49.8 ±4.57 ^a
in:joy Dentin	78.0 ±7.87 ^a	69.0 ±4.84 ^a	65.1 ±4.36 ^b	55.6 ±7.44 ^{aA}	*54.5 ±13.25 ^a	51.4 ±6.68 ^a
Signum composite enamel	79.0 ±6.04 ^a	71.7 ±8.57 ^a	72.9 ±4.99 ^a	66.5 ±4.52 ^a	62.8 ±5.52 ^a	66.0 ±5.92 ^a
Signum composite dentine	72.3 ±5.50 ^b	65.4 ±7.06 ^a	73.0 ±4.83 ^a	63.0 ±6.79 ^a	*68.1 ±11.29 ^a	56.6 ±4.63 ^b
^{abcde} Buchstaben zeigen signifikante Unterschiede innerhalb eines Alterungslevels und eines Verblendkomposits *Gruppe nicht normiert						

Tabelle 4: Deskriptive Statistik für die Biegefestigkeit in MPa für alle Verblendkomposite zu den unterschiedlichen Alterungslevels in Stunden (h) und Tagen (d). Schneid- und Dentmassen getrennt

Ergebnisse

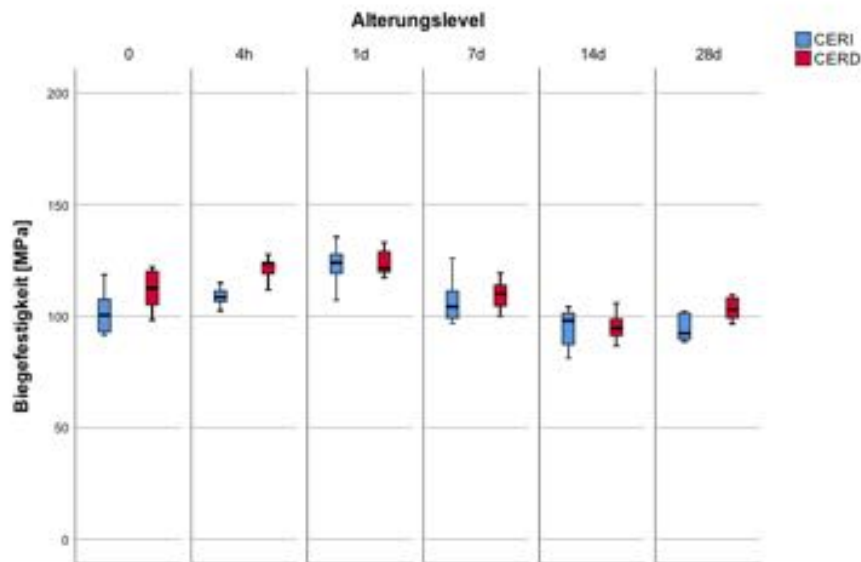


Abbildung 40: Biegefestigkeit in MPa zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von CER zu den verschiedenen Alterungsebenen

Der Vergleich der Messwerte der Dentin- und Schneidmassen innerhalb eines Alterungslevels des Verblendkomposits CER zeigte signifikante Unterschiede bei den initialen Messungen ($p=0,014$) und den Werten nach 4 h ($p<0,001$) und 28 d ($p=0,002$).

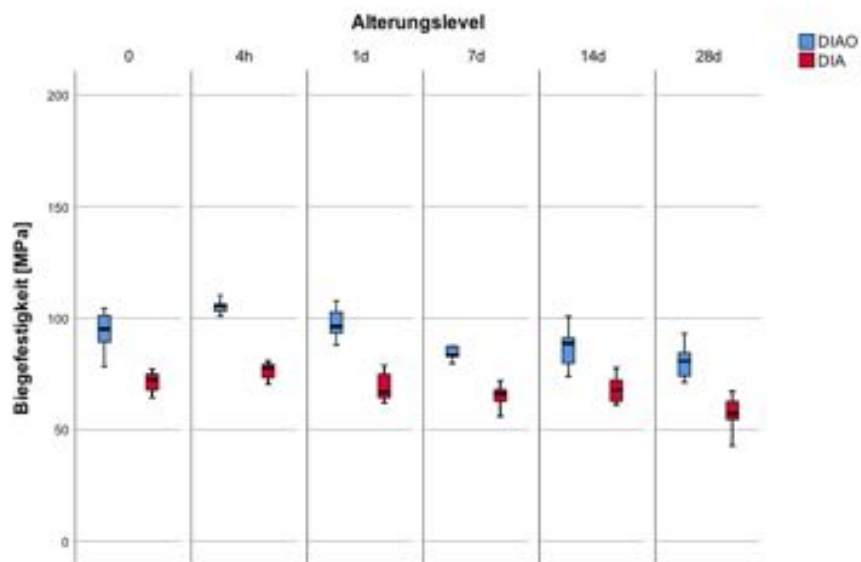


Abbildung 41: Biegefestigkeit in MPa zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von DIA zu den verschiedenen Alterungsebenen

Ergebnisse

Bei den beiden Verblendkompositmassen von Schuetz Dental konnten zu allen Zeitpunkten signifikant höhere Werte von DIAO beobachtet werden ($p < 0,001$).

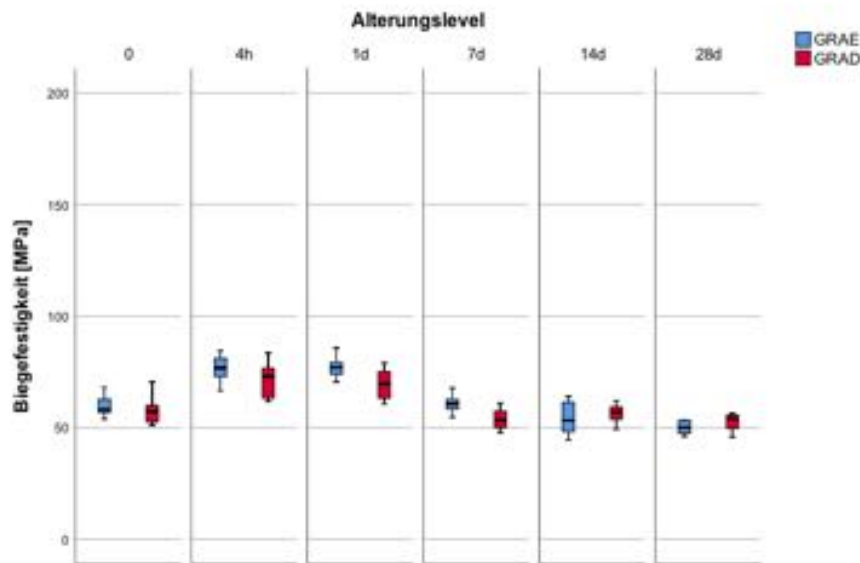


Abbildung 42: Biegefestigkeit in MPa zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von GRA zu den verschiedenen Alterungsebenen

Es stellte sich heraus, dass GRAE im Vergleich zu GRAD nach 1 d ($p=0,010$) und nach 7 d ($p=0,002$) signifikant höhere Messerwerte erreichte.

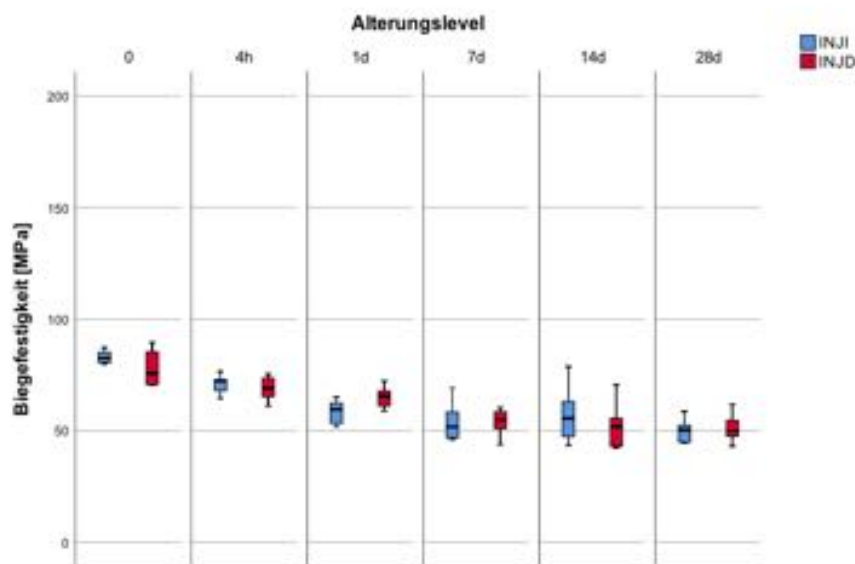


Abbildung 43: Biegefestigkeit in MPa zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von INJ zu den verschiedenen Alterungsebenen

Die Dentin- und Schneidmassen INJD und INJI wiesen nur nach 1 d signifikante Unterschiede auf ($p=0,005$).

Ergebnisse

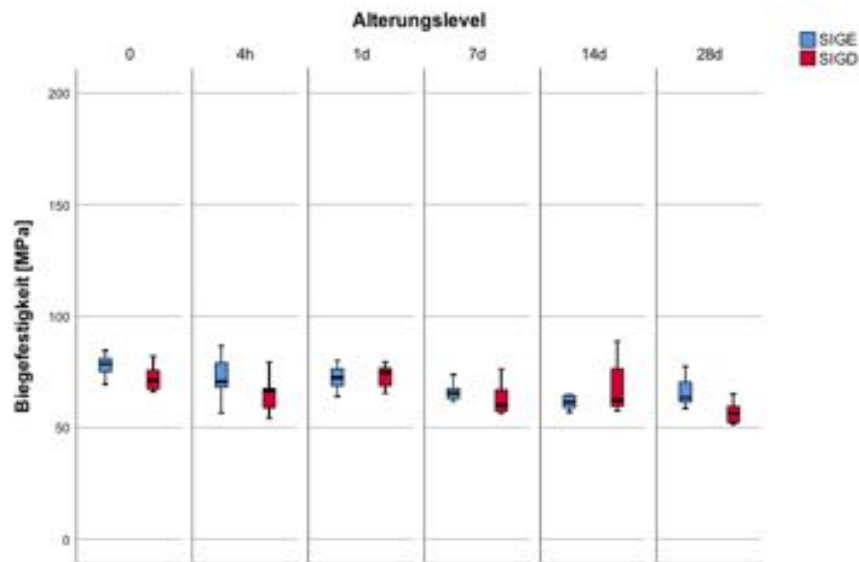


Abbildung 44: Biegefestigkeit in MPa zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von SIG zu den verschiedenen Alterungsebenen

Eine Analyse der Biegefestigkeitswerte von SIGD und SIGE zeigte signifikant höhere Werte von SIGE initial ($p=0,018$) und nach 28 d ($p<0,001$).

5.2 Ergebnisse - Martenshärte

Die Tabelle 5 zeigt die Martenshärte werte der verschiedenen Verblendkomposite zu den sechs Messzeitpunkten mit Mittelwert, Standardabweichung und den untersuchten, homogenen Wertebereichen.

Verblendkomposit/ Alterungslevel		0	4 h	1 d	7 d	14 d	28 d
Ceramage	Inc sa	505 ±26.5 ^{cA}	500 ±14.1 ^{dA}	508 ±17.6 ^{dA}	488 ±16.1 ^{dA}	493 ±24.7 ^{dA}	498 ±9.2 ^{eA}
	Body	489 ±18.9 ^{eA}	468 ±20.0 ^{dB}	473 ±22.5 ^{dB}	451 ±48.0 ^{*cB}	450 ±44.2 ^{*cB}	456 ±16.0 ^{dB}
dialog Vario	Occ usa	552 ±13.5 ^{dA}	547 ±22.6 ^{eA}	540 ±17.9 ^{eA}	498 ±35.8 ^{dA}	500 ±18.1 ^{dA}	510 ±14.4 ^{eA}
	Dent n	441 ±19.4 ^{dB}	427 ±17.1 ^{cB}	424 ±10.5 ^{cB}	401 ±25.2 ^{*cB}	392 ±14.8 ^{bb}	392 ±18.4 ^{cB}
Gradia Plus Heavy Body	Ename	388 ±14.2 ^{bA}	414 ±15.4 ^{cA}	434 ±23.8 ^{*cA}	418 ±8.7 ^{cA}	418 ±7.7 ^{cA}	413 ±4.5 ^{dA}
	Dent n	353 ±16.1 ^{cB}	386 ±24.8 ^{bb}	396 ±28.4 ^{bb}	394 ±10.3 ^{bb}	371 ±36.1 ^{bb}	380 ±13.6 ^{cB}
in:joy	Inc sa	278 ±21.8 ^{aA}	275 ±12.3 ^{aA}	283 ±8.9 ^{aA}	274 ±9.5 ^{aA}	268 ±11.4 ^{aA}	264 ±9.5 ^{aA}
	Dent n	280 ±10.3 ^{aA}	275 ±12.3 ^{aA}	278 ±9.0 ^{aA}	273 ±10.4 ^{aA}	263 ±17.4 ^{aA}	261 ±13.6 ^{aA}
Signum composite	Ename	305 ±11.4 ^{*aA}	296 ±11.0 ^{aA}	294 ±13.8 ^{*aA}	287 ±6.1 ^{aA}	277 ±16.4 ^{*aA}	288 ±5.6 ^{bA}
	Dent n	308 ±10.3 ^{*bA}	295 ±11.0 ^{aA}	299 ±6.6 ^{aA}	294 ±5.6 ^{aB}	290 ±7.5 ^{aA}	289 ±5.1 ^{aA}
SR Nexco Paste	Inc sa	367 ±17.3 ^b	357 ±7.8 ^b	371 ±9.8 ^b	364 ±10.3 ^b	367 ±10.5 ^b	360 ±10.6 ^c

^{abcde} Buchstaben zeigensignifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb des Alterungszeitpunktes und der Masse.
^{AB} Buchstaben zeigensignifikante Unterschiede zwischen Schmelz- und Dentinmasse innerhalb des Alterungszeitpunktes und Verbundkomposits
 Römische Ziffern zeigensignifikante Unterschiede innerhalb des Verbundkomposits und der Masse.
 *Gruppe nicht normiert

Tabelle 5: Deskriptive Statistik für die Martenshärte in N/mm² für alle Verbundkomposite zu den unterschiedlichen Alterungszeitpunkten. Schmelz- und Dentinmassen getrennt

Ergebnisse

Die 66 Prüfgruppen der Martenshärteuntersuchung wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Normalverteilung hin geprüft. 8 (12,1 %) von 66 Prüfgruppen waren nicht normalverteilt. Die statistische Auswertung erfolgte mit der univariaten Varianzanalysen (ANOVA) und dem Mann-Whitney-U-Test.

Zusammenfassend erreichten INJ und SIG gefolgt von SRNI die niedrigsten und DIAO sowie CER die höchsten Martenshärtewerte ($p < 0,001$). Die künstliche Alterung im Thermolastwechsel zeigte keinen Einfluss auf CER ($p = 0,191$), DIAO, GRAD, INJI, INJD, SRNI ($p = 0,098$). Die Verblendkomposite DIA, SIGE und SIGD hingegen wiesen nach 28 d signifikant niedrigere Werte und GRAE höhere Werte auf als bei der initialen Messung.

Den größten Einfluss auf die Martenshärtewerte übte die Wahl des Verblendkomposits ($\eta^2 = 0.960$; $p < 0,001$), gefolgt von der Wahl der Masse ($\eta^2 = 0.502$; $p < 0,001$) und die künstliche Alterung ($\eta^2 = 0.157$; $p < 0,001$) aus. Es konnte eine signifikante Interaktion zwischen der Wahl des Verblendkomposits und der Wahl der Masse ($\eta^2 = 0.589$; $p < 0.001$) und zwischen der Wahl des Verblendkomposits und der Dauer der künstlichen Alterung (HM: $\eta^2 = 0.272$; $p < 0.001$) beobachtet werden.

5.2.1 Einfluss der künstlichen Alterung auf Schneide- und Dentinmasse der Verblendkomposite

Schneidmassen



Abbildung 45: Martenshärten in N/mm² der Schneidmassen zu den verschiedenen Alterungszeitpunkten

Auf die Messwerte von CERI ($p \geq 0,594$) und SRNI ($p \geq 0,759$) zeigte die künstliche Alterung keinen signifikanten Einfluss. DIAO wies nach 7 d eine Verringerung der Werte auf ($p = 0,009$). GRAE hingegen wies initial die niedrigsten Messwerte aus, welche sich nach 4 Stunden signifikant steigerten ($p = 0,008$) und anschließend keine signifikanten Veränderungen mehr zeigte ($p = 0,072-0,999$). Bei INJI lagen nur signifikante Unterschiede zwischen den Werten nach 1 d und den Werten nach 28 d vor ($p = 0,046$). Für SIGE konnten initial signifikant höhere Werte gemessen werden als nach 14 und 28 d ($p \leq 0,019$).

Ergebnisse

Dentinmassen

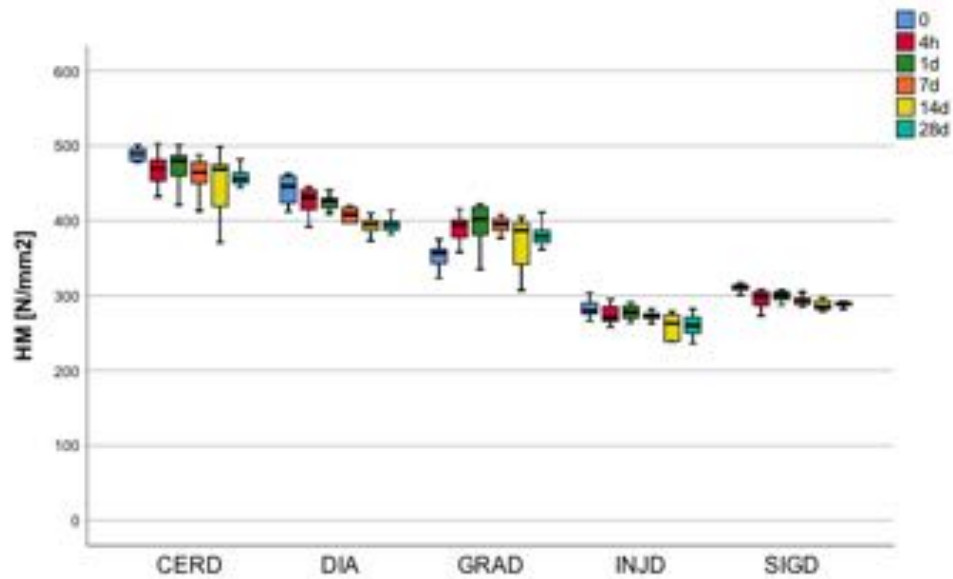


Abbildung 46: Martenshärten in N/mm² der Dentinmassen zu den verschiedenen Alterungszeitpunkten

Das Verblendkomposit CERD wies keine signifikanten Unterschiede der Messwerte auf ($p \geq 0,175$). Die Gegenüberstellung der Messwerte von DIA zeigte die höchsten Werte vor der künstlichen Alterung und signifikant niedrigere Werte nach 7 d und im weiteren Verlauf ($p < 0,001$). Bei der Analyse der Messungen von INJD traten initial signifikante höhere Werte im Vergleich zu den Werten nach 14 d auf ($p = 0,045$). Für SIGD stellten sich signifikant niedrigere Werte ab 7 d im Vergleich zu den Initialwerten heraus ($p \leq 0,014$). Im Gegensatz dazu wurde bei GRAD nach 1 d ein signifikant höherer Wert gemessen als initial ($p = 0,012$).

5.2.2 Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels

Schneidmassen

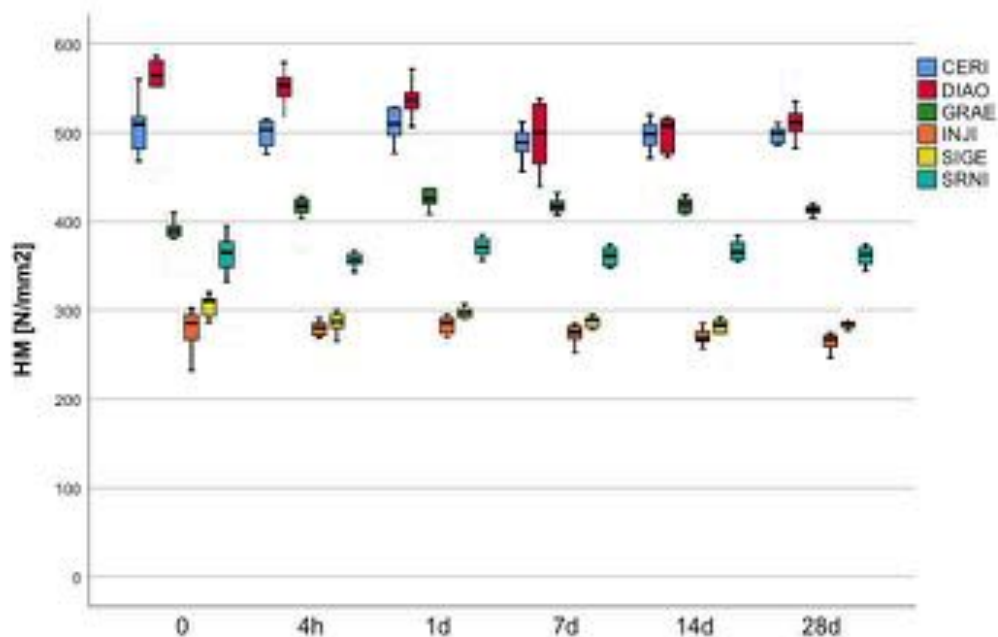


Abbildung 47: Vergleich der Martenshärten in N/mm² der Schneidmassen innerhalb eines Alterungslevels

Der Vergleich der initialen Martenshärte werte der Schneidmassen zeigte, dass DIAO signifikant höhere Werte als CERI erreicht ($p=0,017$). Die signifikant niedrigsten Mittelwerte wurden bei INJI und SIGE beobachtet ($p\leq 0,007$), die zusammen einen homogenen Wertebereich bildeten ($p=0,417$). Die Verblendkomposite GRAE und SRNI wiesen untereinander keine signifikanten Unterschiede auf ($p=0,265$).

Nach 4 h erreichten INJI und SIGE die niedrigsten Werte und bildeten einen homogenen Wertebereich ($p=0,990$). DIAO wies die signifikant höchsten Werte auf ($p<0,001$). Alle übrigen Verblendkomposite unterschieden sich ebenfalls signifikant voneinander ($p<0,001$).

Es stellte sich heraus, dass nach 1 d künstlicher Alterung wiederum CERI und DIAO die signifikant höchsten Martenshärte werte aufwiesen ($p<0,001$) und einen homogenen Wertebereich bildeten ($p=0,257$). Gefolgt von GRAE und SRNI ($p<0,001$). Die niedrigsten Werte traten bei SIGE und INJI auf ($p<0,001$), welche ebenfalls einen gemeinsamen Wertebereich bildeten ($p=0,899$).

Ergebnisse

Auch nach 7 d konnten für CERI und DIAO gemeinsam die signifikant höchsten Werte beobachtet werden ($p < 0,001$). Im Vergleich zu GRAE und SRNI wurden für INJI und SIGE signifikant niedrigere Werte dokumentiert ($p < 0,001$), wobei INJI und SIGE wieder eine homogene Gruppe bildeten ($p = 0,826$).

Die Analyse der Werte nach 14 d ergab die signifikant höchsten Werte für die beiden Verblendkomposite CERI und DIAO ($p < 0,001$). Außerdem zeigte sich, dass die Verblendkomposite SIGE und INJI eine homogene Wertebereich bildeten ($p = 0,884$) und signifikant niedrigere Messwerte erreichten als SRNI und GRAE ($p < 0,001$).

Die Verblendkomposite DIAO und CERI erlangten nach insgesamt 28 d die höchsten Werte ($p < 0,001$) und INJI die niedrigsten ($p \leq 0,011$). CERI und DIAO unterschieden sich statistisch nicht signifikant voneinander ($p = 0,087$).

Dentinmassen

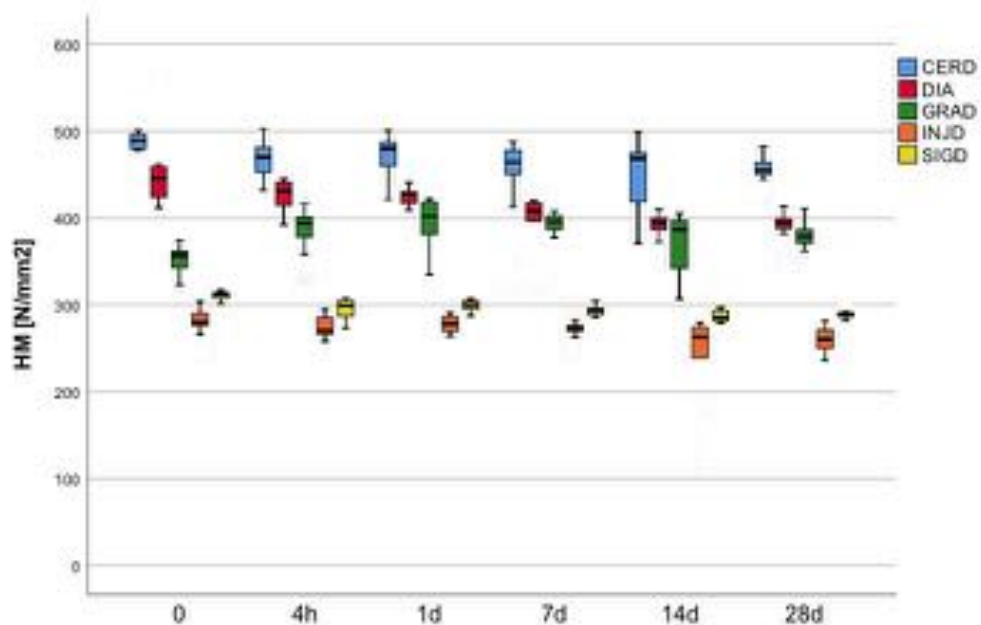


Abbildung 48: Vergleich der Martenshärten in N/mm^2 der Dentinmassen innerhalb eines Aterungszyklus

Das Verblendkomposit CERD zeigte bei den initialen Messungen die signifikant höchsten Werte ($p = 0,016$). Im Gegensatz dazu erreichten INJD und SIGD die signifikant niedrigsten Messwerte ($p < 0,001$) und bildeten einen gemeinsamen Wertebereich ($p = 0,120$).

Ergebnisse

Nach 4 h künstlicher Alterung im Thermolastwechsel konnte beobachtet werden, dass CERD signifikant höhere Werte als DIA erzielte ($p < 0,001$). INJI und SIGE erreichten die niedrigsten Werte ($p < 0,001$) und bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,178$).

Bei den Messungen nach 1 d lag ein signifikanter Unterschied zwischen den höchsten Werten von CERD und den niedrigeren Werten der Verblendkomposite DIA und GRAD vor ($p < 0,001$). Die Messwerte von INJD und SIGD unterschieden sich nicht signifikant ($p = 0,132$).

Die Analyse der Messwerte nach der Alterung über 7 d hat die signifikant höchsten Werte für CERD ergeben ($p \leq 0,002$). Die beiden Kunststoffe INJD und SIGD ($p = 0,506$), sowie GRAD und DIA ($p = 0,985$) bildeten jeweils homogene Wertebereiche, welche sich signifikant unterschieden ($p < 0,001$).

Die höchsten Martenshärtemesswerte nach 14 d erzielte CERD. Sie wiesen signifikante höhere Werte zu allen übrigen Verblendkompositen auf. Weiterhin wurden für die homogene Gruppe ($p = 0,092$) mit INJD und SIGD signifikant niedrigere Werte dokumentiert ($p < 0,001$), als für die andere homogene Gruppe ($p = 0,770$) mit DIA und GRAD.

Nach Abschluss der künstlichen Alterung über 28 d erreichte CERD die signifikant höchsten und INJD die niedrigsten Werte ($p < 0,001$). GRAE und DIA unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,501$).

Ergebnisse

5.2.3 Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials

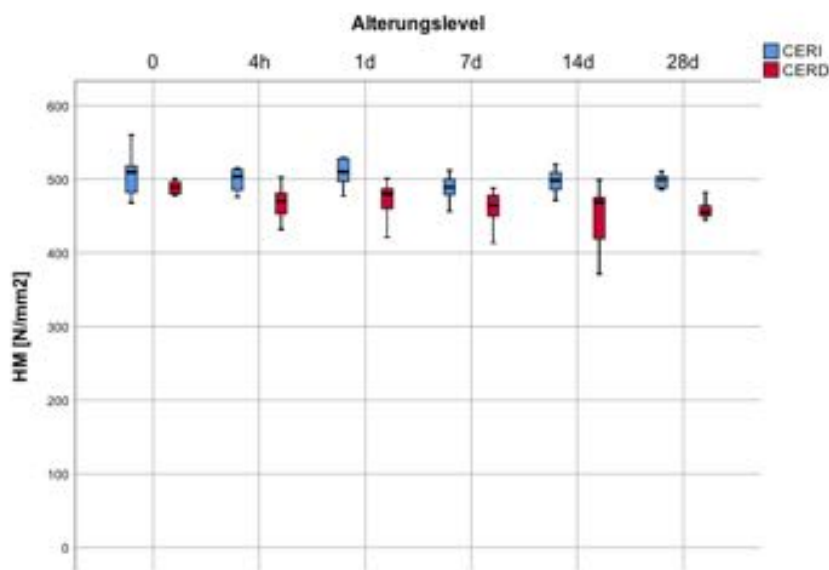


Abbildung 49: Martenshärte in N/mm² zum Vergleich der Schneid- und Dentinmasse von CER zu den verschiedenen Alterungsebenen

Die statistische Betrachtung der Verblendkomposite CERI und CERD zeigt bei den initialen Messwerten keine Unterschiede ($p=0,218$). Alle übrigen CERI-Gruppen erreichen signifikant niedrigere Werte als CERD-Gruppen ($p\leq 0,007$).

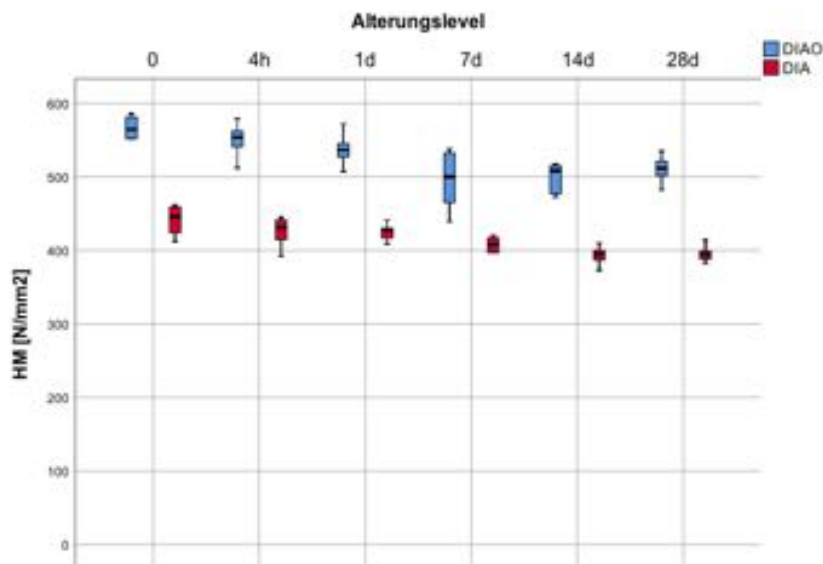


Abbildung 50: Martenshärte in N/mm² zum Vergleich der Schneid- und Dentinmasse von DIA zu den verschiedenen Alterungsebenen

Es konnte beobachtet werden, dass DIAO in allen Alterungsstufen signifikant höhere Werte, als DIA zeigte ($p<0,001$).

Ergebnisse

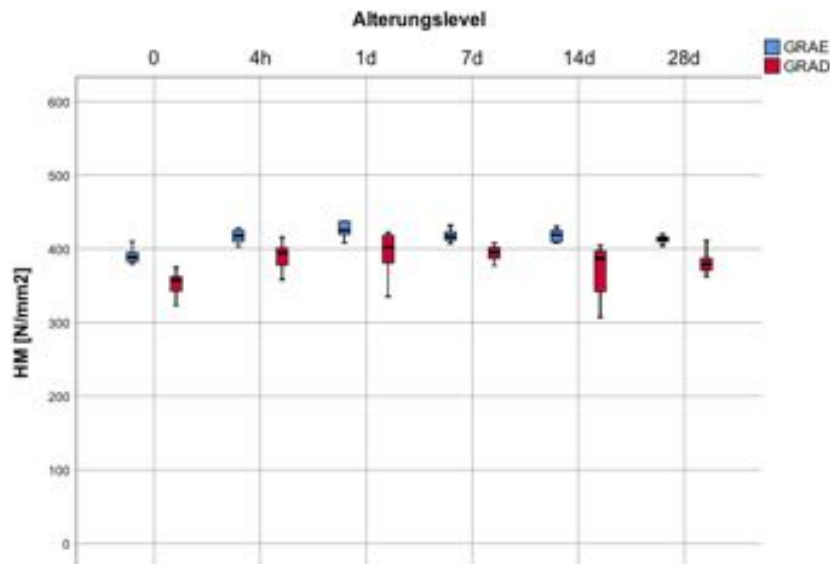


Abbildung 51: Martenshärte in N/mm² zum Vergleich der Schneide- und Dentnasse von GRAE zu den verschiedenen Alterungseve

Die Martenshärte werte von GRAD waren zu allen Messzeitpunkten signifikant niedriger als GRAE ($p=0,001-0,003$).

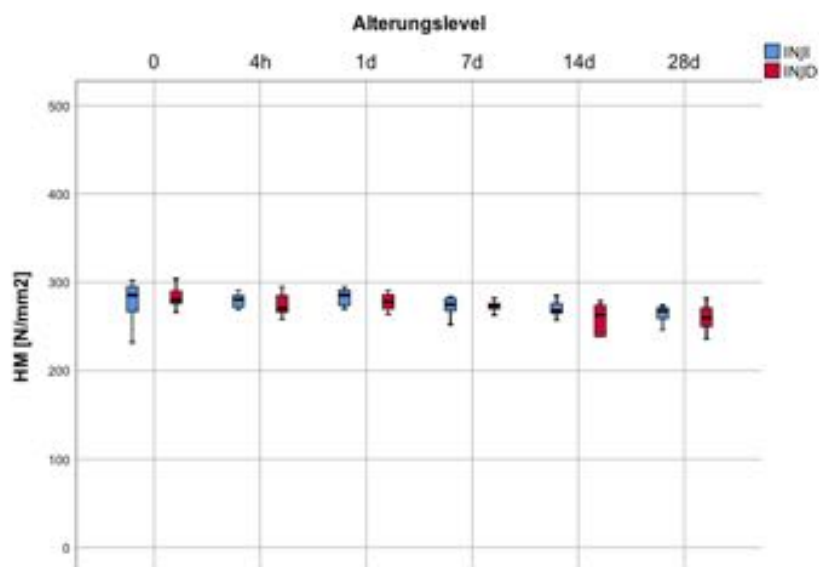


Abbildung 52: Martenshärte in N/mm² zum Vergleich der Schneide- und Dentnasse von INJ zu den verschiedenen Alterungseve

Bei der Gegenüberstellung der INJI-Messwerte und INJD-Messwerte fanden sich keine signifikanten Unterschiede ($p=0,143-0,853$).

Ergebnisse

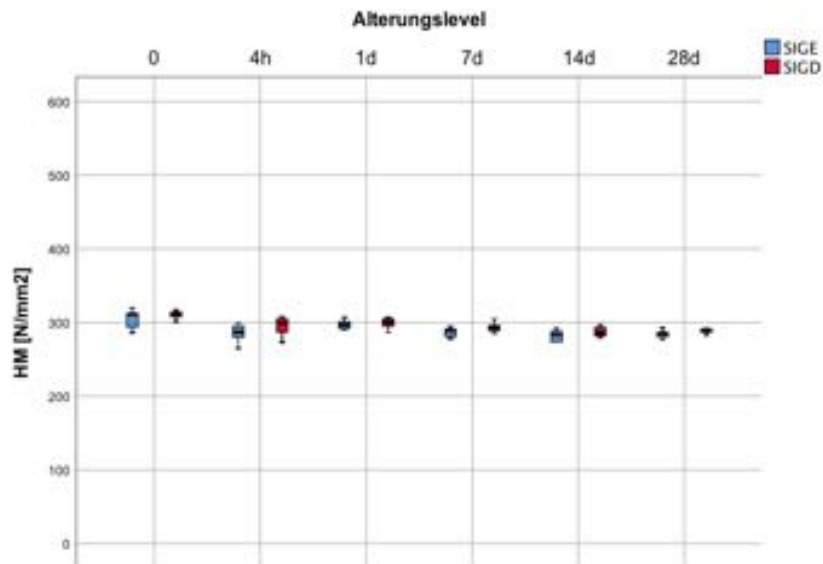


Abbildung 53: Martenshärte in N/mm^2 zum Vergleich der Schneide- und Dentinmasse von SIG zu den verschiedenen Alterungseve

Nur nach 7 d künstlicher Alterung wies SIGD signifikant höhere Werte als SIGE auf ($p=0,035$).

5.3 Ergebnisse Eindringmodul (EIT)

Die 66 Prüfgruppen der Eindringmoduluntersuchung wurden mit dem Kolmogorov-Smirnov-Test auf ihre Normalverteilung hin geprüft. 10 (15,2 %) von 66 Prüfgruppen waren nicht normalverteilt. Die statistische Auswertung erfolgte mit der univariaten Varianzanalyse (ANOVA) und dem Mann-Whitney-U-Test.

Die Tabelle 6 zeigt die Eindringmodulwerte der verschiedenen Verblendkomposite zu den sechs Messzeitpunkten mit Mittelwert, Standardabweichung und den untersuchten, homogenen Wertebereichen.

Ergebnisse

Verblendkomposit/Alterungslevel		0	4 h	1 d	7 d	14 d	28 d
Ceramage	Inc sa	12.4 ±0.5 ^{dA}	12.1 ±0.5 ^{dA}	12.4 ±0.4 ^{dA}	12.0 ±0.4 ^{dA}	12.0 ±0.4 ^{dA}	12.1 ±0.4 ^{dA}
	Body	11.1 ±0.5 ^{dB}	10.8 ±0.7 ^{cB}	10.9 ±0.7 ^{cB}	10.3 ±1.5 ^{cB}	10.3 ±1.1 ^{cB}	10.5 ±0.6 ^{cB}
dialog Vario	Occ usa	13.5 ±0.3 ^{eA}	13.1 ±0.4 ^{eA}	12.6 ±1.1 ^{*dA}	11.8 ±1.1 ^{dA}	12.1 ±0.5 ^{dA}	12.2 ±0.6 ^{dA}
	Dent n	9.8 ±0.3 ^{cB}	9.7 ±0.2 ^{bb}	9.6 ±0.2 ^{cB}	9.1 ±0.5 ^{*bB}	8.9 ±0.3 ^{bb}	8.9 ±0.5 ^{*bB}
Gradia Plus Heavy Body	Ename	9.5 ±0.3 ^{cA}	10.0 ±0.4 ^{*cA}	10.1 ±0.4 ^{cA}	10.1 ±0.3 ^{cA}	10.1 ±0.2 ^{cA}	10.0 ±0.1 ^{cA}
	Dent n	8.8 ±0.3 ^{bb}	10.0 ±0.4 ^{bb}	9.8 ±0.4 ^{bb}	9.8 ±0.2 ^{bcB}	9.3 ±0.5 ^{bb}	9.3 ±0.3 ^{bb}
in:joy	Inc sa	6.0 ±0.5 ^{aA}	5.9 ±0.2 ^{aA}	6.0 ±0.2 ^{*aA}	5.8 ±0.2 ^{*aA}	5.7 ±0.2 ^{*aA}	5.5 ±0.3 ^{aA}
	Dent n	6.0 ±0.2 ^{aA}	5.9 ±12.3 ^{aA}	5.9 ±0.2 ^{aA}	5.8 ±0.2 ^{aA}	5.7 ±0.2 ^{aA}	5.6 ±0.2 ^{aA}
Signum composite	Ename	6.4 ±0.2 ^{aA}	6.0 ±0.3 ^{aA}	6.2 ±0.3 ^{aA}	6.0 ±0.1 ^{aA}	5.8 ±0.2 ^{aA}	5.9 ±0.2 ^{aA}
	Dent n	6.4 ±1.3 ^{aA}	6.2 ±0.2 ^{*aA}	6.3 ±0.2 ^{*aA}	6.1 ±0.1 ^{*aB}	6.1 ±0.1 ^{*aB}	6.1 ±0.1 ^{*aB}
SR Nexco Paste	Inc sa	8.3 ±0.4 ^b	8.2 ±0.2 ^{*b}	8.4 ±0.2 ^b	8.3 ±0.2 ^b	8.3 ±0.2 ^b	8.2 ±0.3 ^b

^{abcde} Buchstaben zeigensignifikante Unterschiede zwischen den Materialien innerhalb des Alterungszeitraums und einer Masse.
^{AB} Buchstaben zeigensignifikante Unterschiede zwischen Schmelz- und Dentinmasse innerhalb des Alterungszeitraums und Verbundkomposits.
 Römische Ziffern zeigensignifikante Unterschiede innerhalb des Verbundkomposits und einer Masse.
 *Gruppen nicht normiert

Tabelle 6: Deskriptive Statistik für das Endringmodul für alle Verbundkomposite zu den unterschiedlichen Alterungszeitraums. Schmelz- und Dentinmassen getrennt

Ergebnisse

Die Eindringmodul- und Martenshärteuntersuchung zeigten vergleichbare Ergebnisse. Es erreichten auch bei der Eindringmoduluntersuchung INJ und SIG die niedrigsten und CER die höchsten Werte. Die künstliche Alterung im Thermolastwechsel zeigte keinen Einfluss auf CERI, CERD, DIAO, SRNI. Die Verblendkomposite DIA, SIGE und SIGD hingegen wiesen nach 28 d signifikant niedrigere Werte auf als bei der initialen Messung.

Den größten Einfluss auf das Eindringmodul übte die Wahl des Verblendkomposits ($\eta P^2=0,968$; $p<0,001$), gefolgt von der Wahl der Masse ($\eta P^2=0,580$; $p<0,001$) und die künstliche Alterung ($\eta P^2=0,112$; $p<0,001$) aus. Es konnte eine signifikante Interaktion zwischen der Wahl des Verblendkomposits und der Wahl der Masse ($\eta P^2=0,663$; $p<0,001$) und zwischen der Wahl des Verblendkomposits und der Dauer der künstlichen Alterung (HM: $\eta P^2=0,214$; $p<0,001$) beobachtet werden.

Eine stark positive Korrelation bestand zwischen der Martenshärte und dem Eindringmodul ($R=0,983$, $p<0,001$).

5.3.1 Einfluss der künstlichen Alterung auf Schneide- und Dentinmasse der einzelnen Verblendkomposite



Abbildung 54: Elastisches Eindringmodul aller Verblendkomposite zu den verschiedenen Alterungszeiten. Getrennt nach Schneide- und Dentinmasse

Schneidmassen

Bei CERI konnten kein Einfluss der künstlichen Alterung auf die Eindringmodulwerte beobachtet werden ($p=0,478$).

Das Verblendkomposit DIAO zeigte keine signifikanten Veränderungen während der Untersuchung ($p=0,065$).

Bei den Werten von GRAE bildete die initiale Gruppe und die Gruppe nach 28 d einen homogenen Wertebereich ($p=0,064$). Außerdem lagen alle übrigen Werte zusammen mit den Werten nach 28 d in einer weiteren homogenen Gruppe ($p=0,181-0,999$).

Die Gegenüberstellung der Messwerte des Verblendkomposits INJI ergab eine signifikante Verringerung der Messwerte nach 28 d im Vergleich zu den Initialwerten ($p=0,026$).

Für SIGE konnte eine signifikante Abnahme des Eindringmoduls nach 7 d beobachtet werden ($p=0,0013$). Im weiteren Verlauf änderten sich die Werte nicht mehr signifikant.

Auf SRNI hatte die künstliche Alterung keinen signifikanten Einfluss. Alle Messzeitpunkte bildeten eine homogene Gruppe ($p=0,689-0,999$).

Dentinmassen

Es stellte sich heraus, dass sowohl die Schneide-, als auch die Dentinmasse von CER keine signifikanten Veränderungen aufwies ($0,457$).

Für DIA konnten eine Verringerung der Werte beobachtet werden. Die Initialwerte waren signifikant höher als die Werte nach 7 d ($p=0,005$). Im weiteren Verlauf zeigte DIA keine signifikanten Änderungen mehr ($p=0,939-0,999$).

Die Eindringmodulwerte von GRAD stiegen nach 4 h signifikant an ($p=0,007$). Die Initialwerte, sowie die Werte nach 14 d und nach 28 d bildeten eine

Ergebnisse

homogene Gruppe ($p=0,051-0,999$). Eine weitere homogene Gruppe bildeten alle Werte, abgesehen von den Initialwerten ($p=0,123-0,999$).

Die initialen und finalen Werte nach 28 d von INJD lagen in einem homogenen Wertebereich ($p=0,242$).

Die höchsten Werte konnten bei SIGD initial beobachtet werden ($p\leq 0,007$). Die übrigen Werte bildeten einen homogenen Wertebereich ($p=0,110-0,828$).

5.3.2 Unterschied zwischen den Verblendkompositen innerhalb eines Alterungslevels

Schneidmassen

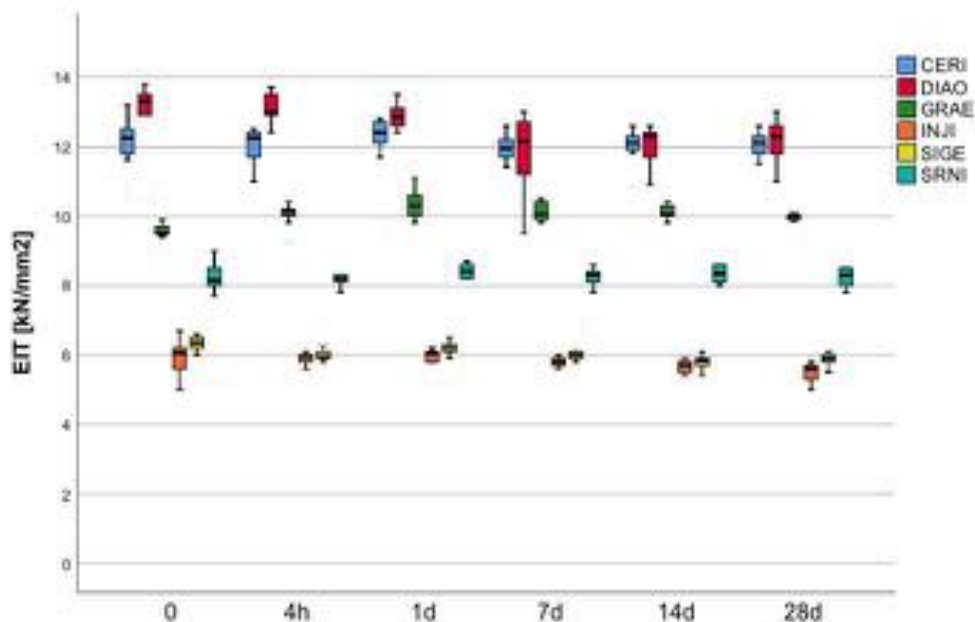


Abbildung 55: Vergleich des Elastischen Endringmoduls der Schneidmassen innerhalb eines Alterungslevels

Der Vergleich der initialen Werte der Schneidmassen zeigte, dass CERI und DIAO die signifikant höchsten Werte erreichten ($p<0,001$). Die signifikant niedrigsten Mittelwerte für EIT wurden bei INJI und SIGE beobachtet ($p<0,001$). Das Verblendkomposit GRAE wies signifikant höhere Werte als SRNI auf ($p=0,001$).

Nach 4 h erreichten INJI und SIGE die niedrigsten Werte und DIAO die signifikant höchsten Werte ($p<0,001$).

Ergebnisse

Es stellte sich heraus, dass nach 1 d künstlicher Alterung wiederum CERl und DIAO die signifikant höchsten Eindringmodulwerte aufwiesen ($p < 0,001$). Die niedrigsten Werte traten bei SIGE und INJI auf ($p < 0,001$).

Auch nach 7 d konnten für CERl und DIAO die signifikant höchsten Werte beobachtet werden ($p < 0,001$). Für INJI und SIGE wurden signifikant niedrigere Werte, als für SRNI dokumentiert ($p < 0,001$).

Die Analyse der Werte nach 14 d ergab die signifikant höchsten Werte für die Verblendkomposite CERl und DIAO ($p < 0,001$). Es fanden sich signifikant höhere Werte für GRAE als für SRNI ($p < 0,001$). Außerdem zeigte sich, dass die Verblendkomposite SIGE und INJI die signifikant niedrigsten Messwerte erreichten ($p < 0,001$).

Die Verblendkomposite DIAO und CERl erlangte zusammen nach insgesamt 28 d die höchsten Werte und INJI mit SIGE die niedrigsten ($p < 0,001$). INJI und SIGE bildeten eine homogene Gruppe ($p = 0,289$).

Dentinmassen

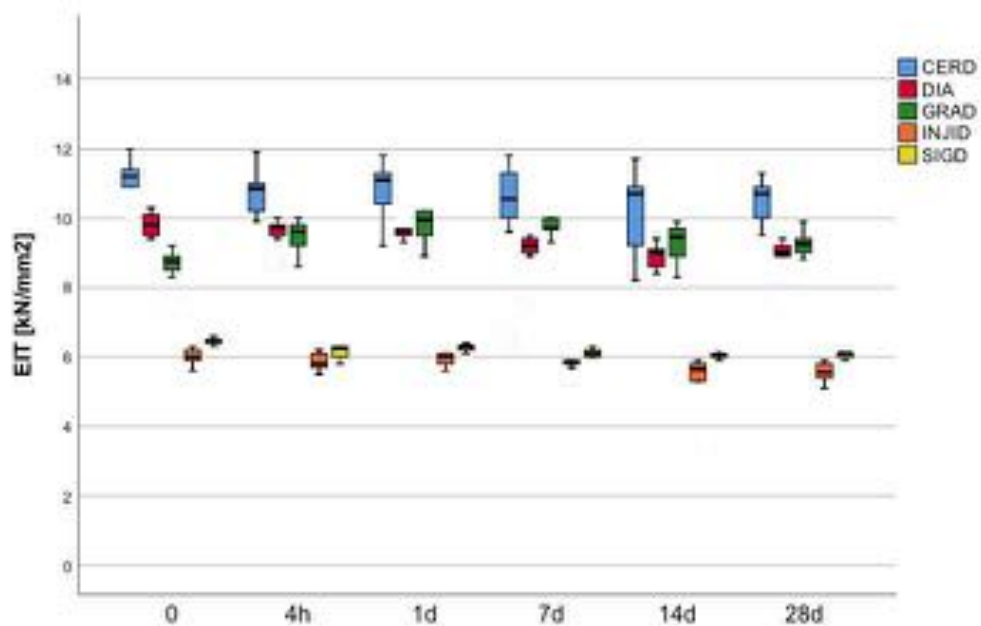


Abbildung 56: Vergleich des Elastischen Eindringsmoduls der Dentinmassen innerhalb eines Alterungszyklus

Das Verblendkomposit CERD zeigte bei den initialen Messungen die signifikant höchsten Eindringmodulwerte ($p < 0,001$). Im Gegensatz dazu erreichten INJD und SIGD die signifikant niedrigsten Messwerte ($p < 0,001$).

Nach 4 h künstlicher Alterung im Thermolastwechsel konnte beobachtet werden, dass CERD signifikant höhere Werte als DIA erzielt ($p < 0,001$). INJI und SIGE erreichten die signifikant niedrigsten Werte ($p < 0,001$). DIA und GRAD bildeten einen homogenen Wertebereich ($p = 0,943$).

Bei den Messungen nach 1 d lag ein signifikanter Unterschied zwischen den höchsten Werten von CERD und den niedrigeren Werten der Verblendkomposite DIA und GRAD ($p < 0,001$) vor, die eine homogene Gruppe bildeten ($p = 0,782$). Die Messwerte von INJD und SIGD waren signifikant niedriger als die der übrigen Verblendkomposite ($p < 0,001$) und bildeten zusammen einen homogenen Wertebereich ($p = 0,547$).

Die Analyse der Messwerte nach einer Alterung über 7 d ergab signifikant höhere Werte für CERD im Vergleich zu DIA ($p = 0,002$). Außerdem wurden für die

Ergebnisse

Kunststoffe INJD und SIGD die signifikant niedrigsten Werte beobachtet ($p < 0,001$). Zwischen DIA und GRAD bestand kein statistischer Unterschied ($p = 0,366$).

Die höchsten Eindringmodulwerte nach 14 d erzielte CERD ($p \leq 0,017$). Es wies signifikant höhere Werte zu allen übrigen Verblendkompositen auf. Weiterhin wurden für INJD und SIGD signifikant niedrigere Werte dokumentiert als für DIA und GRAD ($p < 0,001$). DIA und GRAD unterschieden sich statistisch nicht voneinander ($p = 0,216$).

Nach Abschluss der künstlichen Alterung über 28 d erreichte CERD die signifikant höchsten ($p < 0,001$) und INJD in Verbindung mit SIGD die niedrigsten Werte ($p < 0,001$). GRAE und DIA unterschieden sich nicht signifikant voneinander ($p = 0,320$).

5.3.3 Unterschied zwischen Dentin- und Schneidmasse innerhalb eines Materials

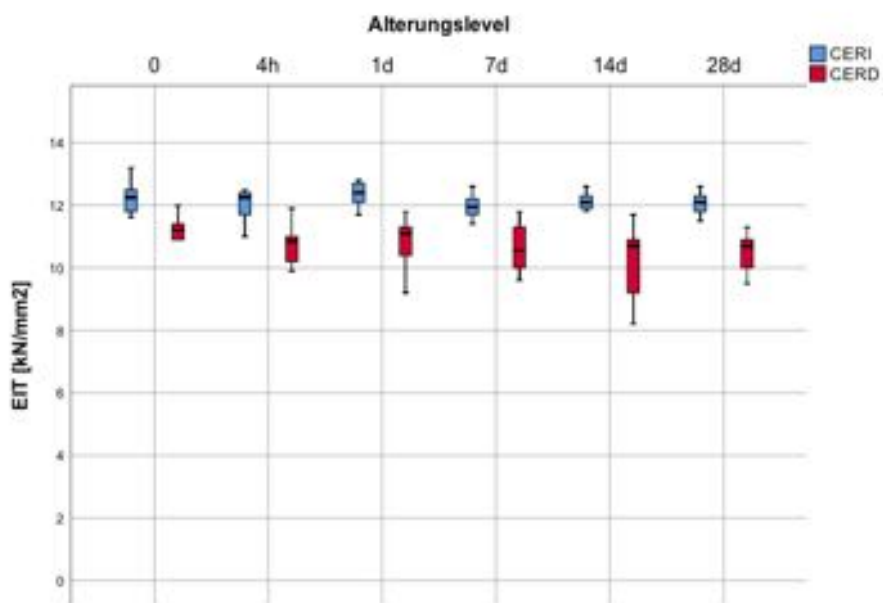


Abbildung 57: Elastisches Eindringmodul zum Vergleich der Schneid- und Dentinmasse von CER zu den verschiedenen Alterungseve

Das Verblendkomposit CERD erreicht zu allen Messzeitpunkten signifikant niedrigere Werte als CER1 ($p < 0,001$).

Ergebnisse

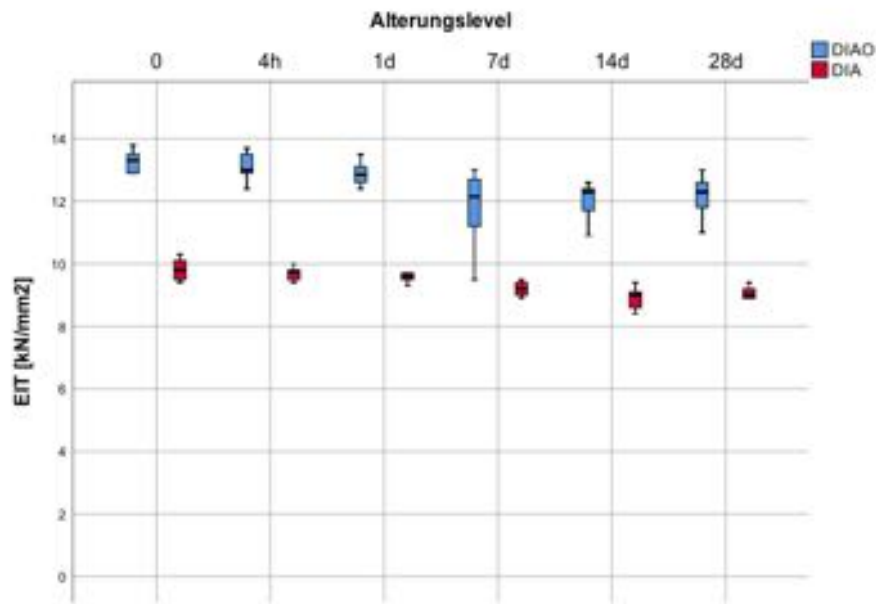


Abbildung 58: Elastisches Endringmodul zum Vergleich der Schneide- und Dentnmasse von DIA zu den verschiedenen Alterungsve

Auch für DIA und DIAO konnten in allen Vergleichsgruppen signifikante geringere Werte für DIA gemessen werden ($p < 0,001$).

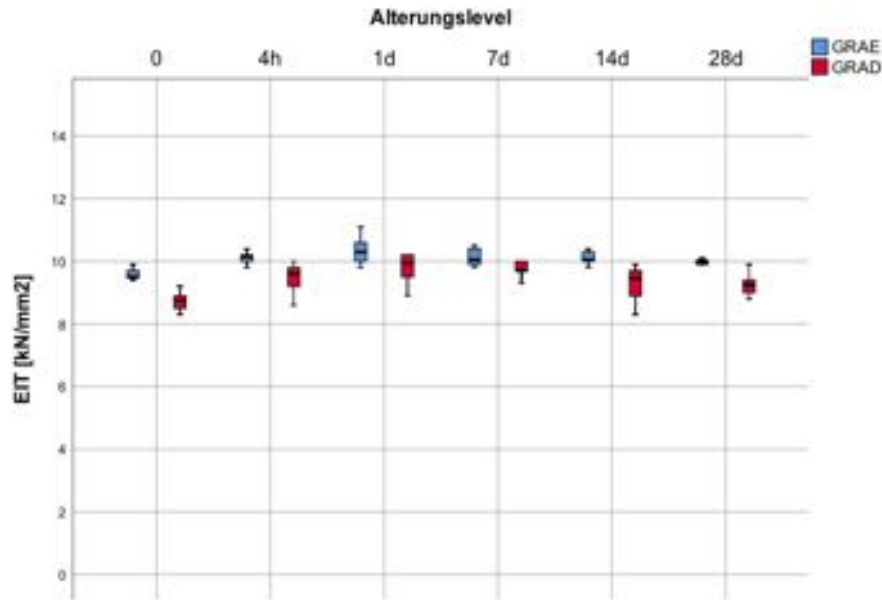


Abbildung 59: Elastisches Endringmodul zum Vergleich der Schneide- und Dentnmasse von GRA zu den verschiedenen Alterungsve

Es stellte sich heraus, dass GRAE zu allen Messzeitpunkten signifikant höhere Eindringmodulwerte als GRAD aufwies ($p \leq 0,015$).

Ergebnisse

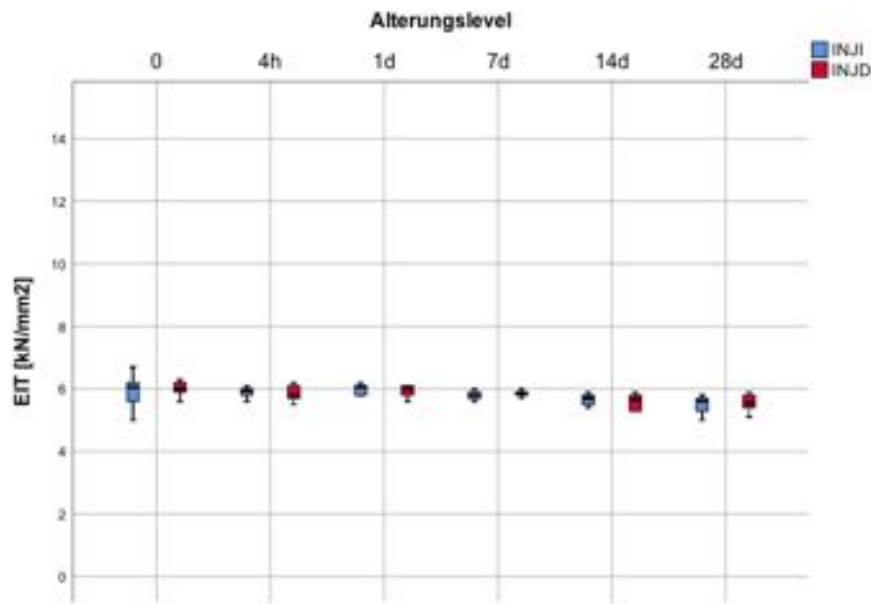


Abbildung 60: Elastisches Endringmodul zum Vergleich der Schneide- und Dentnmasse von INJ zu den verschiedenen Alterungseve

Die Verblendkomposite INJI und INJD unterschieden sich statistisch nicht voneinander ($p=0,393-0,971$).

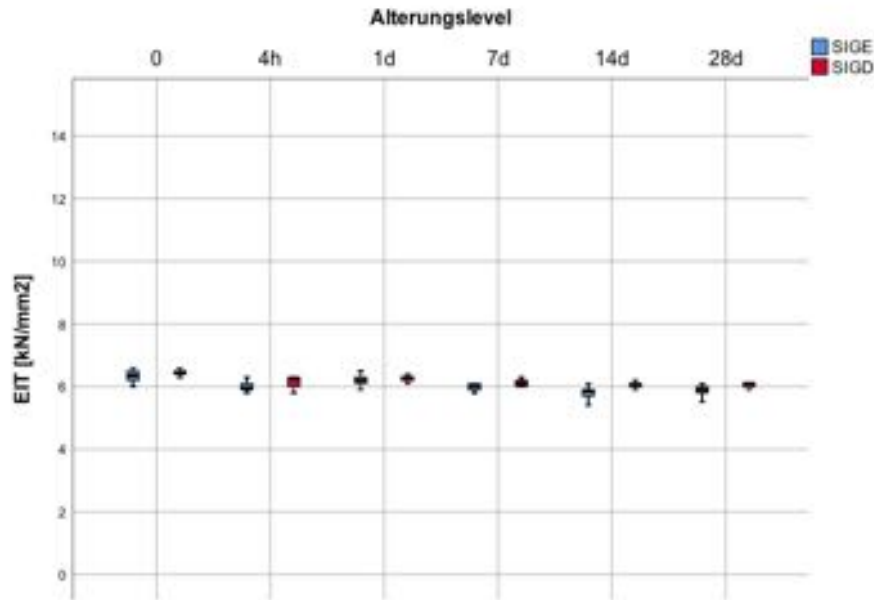


Abbildung 61: Elastisches Endringmodul zum Vergleich der Schneide- und Dentnmasse von SIG zu den verschiedenen Alterungseve

Ab dem Messzeitpunkt 7 d zeigten sich signifikant niedrigere Werte für SIGE ($p \leq 0,035$). Davor bildeten die Messwerte einen homogenen Wertebereich ($p=0,143-0,529$).

6 Diskussion

Der folgende Abschnitt beginnt mit einer Zusammenfassung der Ergebnisse der vorliegenden Dissertation und einer Bewertung der anfangs aufgestellten Nullhypothesen. Anschließend erfolgt eine Betrachtung des Versuchsaufbaus. Daran schließt sich ein Vergleich der Ergebnisse und der Beobachtungen mit bestehenden Untersuchungen an, um in der Folge die Versuchsbedingungen zu diskutieren. Zum Schluss werden die Ergebnisse und Beobachtungen auf chemischer und physikalischer Ebene diskutiert und dann im darauffolgenden Kapitel zusammengefasst.

Die vorliegende Untersuchung zeigte, dass es zwischen den einzelnen Verblendkompositen signifikante Unterschiede in den Werten der Drei-Punkt-Biegefestigkeit gab. Dabei hatte vor allem die künstliche Alterung der Verblendkomposite einen signifikanten Einfluss auf die Drei-Punkt-Biegefestigkeit. Die Analyse der Martenshärteparameter (MH und EIT) offenbarte ebenfalls signifikante Abweichungen zwischen den Verblendkompositen. Allerdings hatte hier die künstliche Alterung einen deutlich geringeren Effekt. Aus diesem Grund kann die erste aufgestellte Nullhypothese abgelehnt werden. Zwischen den Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerten und den Martenshärteergebnissen der untersuchten Verblendkomposite bestanden signifikante Unterschiede.

Auch die zweite Nullhypothese muss in Bezug auf die Drei-Punkt-Biegefestigkeit abgelehnt werden. Die Werte der Verblendkomposite verringerten sich bei zunehmender Dauer der künstlichen Alterung. Auf die Martenshärteparameter hatte die künstliche Alterung nur teilweise einen Einfluss, somit kann die zweite Nullhypothese hier nur teilweise abgelehnt werden.

Darüber hinaus kann die dritte Nullhypothese widerlegt werden. Nur zwischen der Schmelz- und Dentinmasse eines der fünf Hersteller zeigten sich keine signifikanten Unterschiede.

Die Biegefestigkeit in der vorliegenden Arbeit wurde in einem Drei-Punkt-Biegeversuch ermittelt. Diese Versuchsanordnung ist in der dentalen Werkstoffkunde zur Überprüfung der Biegefestigkeit von Kompositen sehr gebräuchlich [73]. Die DIN-Norm 10447 für Kronen- und Brückenkunststoffe fordert zudem eine Drei-Punkt-Biegefestigkeitsprüfung [70], wodurch sich die häufige Verwendung dieser Versuchsanordnung erklären lässt, da so ein

Diskussion

Vergleich und eine Einordnung der Ergebnisse deutlich erleichtert wird. Ein Vorteil dieser Versuchsanordnung ist das kleinere Spannungsfeld während der Belastung der Prüfkörper im Gegensatz zu einem Vier-Punkt-Biegeversuchs. Durch das kleinere Spannungsfeld sinkt die Wahrscheinlichkeit für produktionsbedingte Fehler im Spannungsfeld und somit auch der Einfluss dieser Fehler auf das Gesamtergebnis des Versuchs [72]. Die Herstellung der Prüfkörper erfolgte per Hand. Mögliche Lufteinschlüsse, Porosität oder Defekte an den Kanten können nicht gänzlich ausgeschlossen werden. Eine Verringerung der klinischen Übertragbarkeit der Ergebnisse durch diese produktionsbedingten Fehler ist nicht zu erwarten. Da bei der Schichtung dentaler Restaurationen durch einen Zahntechniker ebenfalls Fehler in den Kompositschichten entstehen können. Allerdings muss auch berücksichtigt werden, dass insgesamt nur ein eingeschränkter Zusammenhang zwischen der in-vitro Biegefestigkeit und der klinischen Abrasion besteht [68].

Die in der vorliegenden Dissertation untersuchten Verblendkomposite wurden nur zum Teil in anderen, vergleichbaren Untersuchungen verwendet. Lediglich zu Ceramage und dem Vorläuferkomposit von Gradia Plus liegen Ergebnisse in weiteren Untersuchungen zur Drei-Punkt-Biegefestigkeit vor [79, 81, 161].

Ceramage erreichte in zwei vergleichbaren Untersuchungen ähnliche Werte. In der ersten Untersuchung wurde die Biegefestigkeit in einem Drei-Punkt-Biegeversuch nach 24 Stunden Wasserlagerung bei 37°C ermittelt. In der Zweiten wurden die Prüfkörper zusätzlich noch einer künstlichen Alterung über 25.000 Zyklen im Thermolastwechsel unterzogen. Die Werte der vorliegenden Arbeit lagen nach 24 Stunden auf vergleichbarem Niveau und nach 14 Tagen (hier 21.000 Zyklen) auf demselben Niveau wie nach 25.000 Zyklen in der zweiten Untersuchung [81, 161]. Die Drei-Punkt-Biegefestigkeit des Vorläuferkomposits von Gradia Plus, Gradia, war Bestandteil einer weiteren Untersuchung mit vergleichbarem Versuchsaufbau gemäß ISO10447. Analog zu der vorliegenden Dissertation wurden die Prüfkörper einer künstlichen Alterung in einem Thermolastwechsel unterzogen. Das Verhalten der dabei ermittelten Werte von Gradia deckte sich mit denen von Gradia Plus in der vorliegenden Dissertation. Nach einem Tag zeigten sich die höchsten Werte, während sich die Werte im weiteren Verlauf immer mehr verringerten. Gradia erzielte aber bedeutend höhere Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte als Gradia Plus (nach 1 d $113 \pm 10,9$ gegenüber $77,2 \pm 4,65$ MPa) [79]. Eine Erklärung hierfür könnte die

Diskussion

unterschiedliche Zusammensetzung der Verblendkomposite sein. Gradia enthält UDMA und EDMA, Gradia Plus hingegen Bis-GMA, TEGDMA und UDMA. Gradia besteht zudem zu 75 Gew% aus Füllkörpern [79], Gradia Plus dagegen zu 71 Gew% [162].

Die DIN-Norm 10447 für Verblendkomposite fordert zur Erfüllung der Norm eine Messung der Drei-Punkt-Biegefestigkeit 24 Stunden nach Herstellung der Prüfkörper und Werte über 50 MPa. Viele Untersuchungen zu Verblendkompositen gingen über diese Forderung hinaus und untersuchten zusätzlich noch den Einfluss künstlicher Alterung auf die Prüfkörper [79, 80, 82, 96, 161]. Die künstliche Alterung wurde dabei in 37°C warmen, destillierten Wasser oder in einem Thermolastwechsel über 24 Stunden bis zu 180 Tagen durchgeführt. Der Großteil dieser Untersuchungen zeigte eine Verringerung der Drei-Punkt-Biegefestigkeit durch die künstliche Alterung [79, 80, 82, 161]. Diese Beobachtung stimmt mit den Ergebnissen der vorliegenden Dissertation überein. Alle untersuchten Verblendkomposite wiesen nach 28 Tagen signifikant niedrigere Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte auf im Vergleich zu den erreichten Maximalwerten im Verlauf der künstlichen Alterung. Die Prüfkörper der vorliegenden Dissertation wurden in einem Thermolastwechsel künstlich gealtert. Sie waren dabei zwei Einflüssen ausgesetzt: der alternierenden Temperatur und der wässrigen Umgebung in destilliertem Wasser. Die natürliche wässrige Umgebung besteht zu 98% aus Wasser und zusätzlich organischen und anorganischen Komponenten, die destilliertem Wasser fehlen [163]. Der natürliche Speichel enthält spezifische Esterasen, die BisGMA- und TEGDMA-Komposite negativ beeinflussen können [164, 165]. Dadurch haben verschiedene wässrige Umgebungen einen unterschiedlich starken Einfluss auf die Prüfkörper. Eine Alterung in einer S. Mutans-Suspension oder in oralem Speichel hatte signifikant niedrigere Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte zur Folge als eine Lagerung in destilliertem Wasser [99]. Künstlicher Speichel als Alterungsmedium zeigte dagegen einen ähnlichen Einfluss auf die Prüfkörper wie destilliertes Wasser [92]. Die künstliche Alterung in oralem Speichel oder einer S. Mutans-Suspension könnte sich deshalb vorteilhaft auf die klinische Übertragbarkeit der Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte auswirken. Allerdings entwickelte sich bei der Lagerung in natürlichem Speichel ein unangenehmer Geruch, der bei der Verwendung von destilliertem Wasser nicht entstand [166].

Diskussion

In der vorliegenden Dissertation wurden die Prüfkörper über maximal 42.000 Zyklen im Thermolastwechsel künstlich gealtert. Eine wissenschaftliche Einordnung der korrespondierenden klinischen Nutzungsdauer zu der Anzahl an Zyklen scheint schwer, da die vorgeschlagene Zyklenzahl pro Nutzungsjahr zwischen 10.000 Zyklen [110] und 50.000 Zyklen [111] schwankt. In einer Übersichtsarbeit wurde dazu konstatiert, dass bisher noch keine wissenschaftliche Evidenz über diesen Sachverhalt besteht [97]. Die Drei-Punkt-Biegefestigkeit der Verblendkompositprüfkörper wurde in der vorliegenden Arbeit direkt nach der Herstellung, nach 220 (4 h), 1.500 (1 d), 10.000 (7 d), 20.000 (14 d) und 42.000 Zyklen (28 d) im Thermolastwechsel gemessen. In vergleichbaren Untersuchungen wurden die Prüfkörper über 3.000 Zyklen [82], 5.000 Zyklen [80], 25.000 Zyklen [161] und 180 Tage gealtert [79]. In allen Untersuchungen verringerten sich zwar die Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte im Verlauf der künstlichen Alterung signifikant, allerdings zu unterschiedlichen Zeitpunkten. In einer der Untersuchungen konnte bereits nach vier Tagen, in einer anderen aber erst nach 90 Tagen ein signifikanter Abfall der Werte beobachtet werden [79, 82]. In der vorliegenden Dissertation ließen sich die Materialien in zwei Gruppen unterteilen. Gruppe eins mit CER1, CERD, DIAO, GRAE und GRAD zeigte signifikante Verringerung der Werte nach 10.000 Zyklen (7 d). In der zweiten Gruppe mit DIA, INJI, INJD, SIGE und SIGD konnten nach 1.500 Zyklen (1 d) oder auch erst nach 40.000 Zyklen (28 d) signifikant geringere Werte beobachtet werden. Obwohl alle Untersuchungen ihre Biegefestigkeitsprüfung nach DIN-Norm durchführten und die Prüfkörperherstellung auf dieselbe Art und Weise beschrieben wird, zeigten sich sehr unterschiedliche Ergebnisse und Beobachtungen. Meist wurden verschiedene Verblendkomposite, mit unterschiedlichen Füllkörperanteilen und chemischen Zusammensetzungen getestet, was diese Unterschiede erklären könnte. Allerdings widersprechen sich zum Teil Beobachtungen zu denselben Materialien in unterschiedlichen Untersuchungen [28, 79, 80, 82]. Die künstliche Alterung konnte in der vorliegenden Untersuchung wesentliche Unterschiede oder Gemeinsamkeiten zwischen den Materialien aufzeigen. Die einzelnen Dentinmassen unterschieden sich anfangs noch signifikant voneinander. Nach 28 Tagen künstlicher Alterung bestand zwischen vier der fünf Dentinmassen kein signifikanter Unterschied mehr.

Diskussion

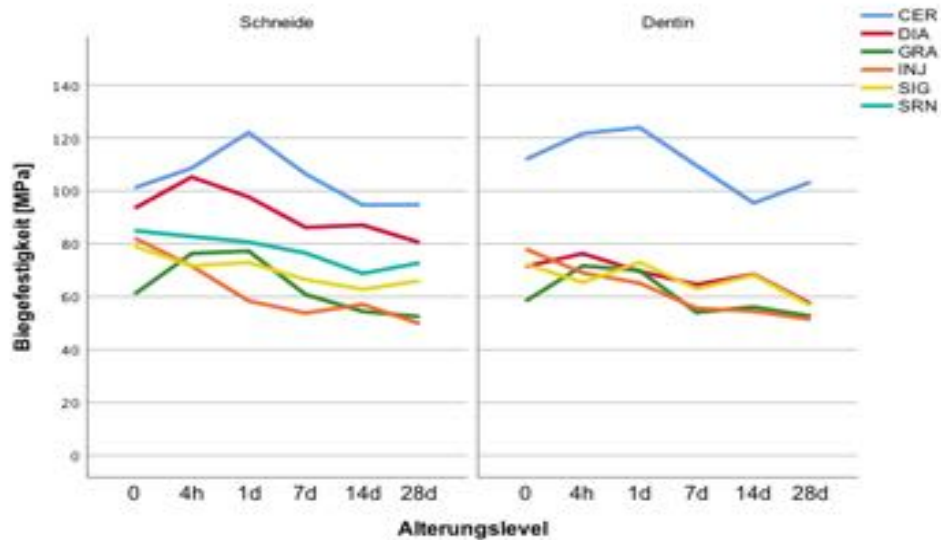


Abbildung 62: Entwicklung der Biegefestigkeit in MPa der einzelnen Verbendkomposite während der künstlichen Alterung über 28 Tage. Getrennt nach Schneide- und Dentinmasse

Die grafische Darstellung der zeitlichen Entwicklung der Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte in Abbildung 61 veranschaulicht zwei Entwicklungen: Einen Maximalwert zu Beginn der Untersuchung sowie der Abfall der Werte nach Erreichen des Maximalwerts. Die Komposite CER I und CER D, GRA E und GRA D und die Schneidemasse DIA O erreichten den Höchstwert nach vier Stunden oder nach einem Tag. Grund hierfür könnten Nachpolymerisationen sein, die zu dem Anstieg der Werte führen und ebenfalls in einer anderen Untersuchung beobachtet werden konnten [79]. Bei den übrigen Kompositen stellten sich die Höchstwerte bereits bei den initialen Messungen ein. Die vollständige Polymerisation war dabei bereits in den Polymerisationsöfen erfolgt. Ein Vergleich der chemischen Zusammensetzungen der Verblendkomposite kann keinen Zusammenhang zwischen der Nachpolymerisation einzelner Komposite und z.B. den darin verwendeten Initiatorsystemen aufzeigen. Auch die Lichtleistung der verschiedenen Polymerisationsöfen oder die unterschiedlichen Polymerisationsdauern der einzelnen Materialien können diese Beobachtung nicht ausreichend erklären.

Der bereits zuvor beschriebene Abfall der Messwerte nach Erreichen des Maximalwerts konnte bei allen Materialien beobachtet werden. Dies lässt sich dadurch erklären, dass die Prüfkörper zwei Einflüssen, der wässrigen Umgebung und einem wiederholten Temperaturwechsel, ausgesetzt waren. Beide Einflüssen hatten eine negative Wirkung auf die chemische Struktur der

Diskussion

Prüfkörper. Aus der wässrigen Umgebung werden Wassermoleküle von den Kompositen aufgenommen, die sich dann in das Polymernetzwerk einlagern. Das Wasser wirkt als Weichmacher und hydrolysiert chemische Bindungen innerhalb des Komposits und reduziert die Festigkeit der Prüfkörper [100, 101]. Der sich wiederholende Temperaturwechsel zwischen 5°C kaltem und 55°C warmen Wasser bewirkt zudem einen Temperaturunterschied in den Prüfkörpern. Durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten der Füllkörper und der Kompositmatrix entstehen Spannungen an den Füllkörper/Matrix- Grenzflächen. Diese Spannungen können zu Mikrorissen an den Grenzflächen führen und resultieren in Materialermüdungen sowie verringerten Messewerten [97, 98].

Die höchsten Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte in der vorliegenden Dissertation innerhalb der Schneidmassen erreichten CER1 und DIAO und die niedrigsten GRAE und INJI. Innerhalb der Dentinmassen zeigte CERD die höchsten Messwerte. Nach 28 Tagen unterschieden sich die vier weiteren Dentinmassen nicht signifikant voneinander. Die Betrachtung der verschiedenen chemischen Zusammensetzungen der Monomerphase oder des Füllstoffgehalts erlaubt keine Rückschlüsse auf die Höhe der Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte. SIG (74 Gew%) mit niedrigen Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerten hat beispielsweise einen ähnlichen Füllstoffgehalt wie CER (73 Gew%) und DIAO (74 Gew%). Diese Beobachtung deckt sich mit den Ergebnissen weiterer Untersuchungen, in denen ebenfalls keine Korrelation zwischen dem Füllstoffgehalt und der Drei-Punkt-Biegefestigkeit festgestellt werden konnte [45, 93, 167-169]. Auch ein Blick auf die verwendeten Monomere zeigt keine kausalen Zusammenhänge zwischen der Höhe der Drei-Punkt-Biegefestigkeit und der chemischen Zusammensetzung. Nur wenige Monomere werden von mehreren Herstellern gemeinsam verwendet. SIGE, INJI und SRNI enthalten gemeinsam DMA und SIG, INJ und GRA TEGDMA. Eine Korrelation kann auch hier nicht hergestellt werden. SRNI erreichte signifikant höhere Werte als SIGE und INJI. In der Literatur wird außerdem ein Zusammenhang zwischen steigendem TEGDMA-Anteil und steigender Biegefestigkeit eines Komposits beschrieben [170, 171], der in der vorliegenden Arbeit nicht beobachtet werden konnte. SRNI, welches kein TEGDMA enthält, und SIGE unterschieden sich nach 28 Tagen künstlicher Alterung nicht signifikant voneinander.

Der Vergleiche der Schneide- und Dentinmassen innerhalb der Hersteller offenbarte keine allgemeinen Unterschiede. Nur die Schneide- und Dentinmasse

Diskussion

von Schuetz Dental unterschied sich zu allen Messzeitpunkten signifikant voneinander, was auf die unterschiedliche chemische Zusammensetzung der Massen zurückzuführen sein könnte. Die Schneidemasse DIAO besteht zu 75 Gew% und 52 Vol%, die Dentinmasse DIA hingegen zu 74 Gew% und 66 Vol% aus anorganischen Füllkörpern. Die Ergebnisse weiterer Untersuchungen, die Schneide- und Dentinmasse einzelner Hersteller verglichen, deckten sich mit dieser Beobachtung [172-174]. Entsprechend kann zusammenfassend festgehalten werden, dass sofern sich die chemische Zusammensetzung der Massen nicht unterscheidet, keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden können.

Die Messung der Martenshärte scheint bisher noch kein Standardverfahren in der dentalen Werkstoffkunde zu sein, wie der Vergleich zu anderen Untersuchungen zeigt. Lediglich bei zwei weiteren Untersuchungen wurde zur Bestimmung der Oberflächenhärte eines Verblendkomposits die Martenshärtemessung verwendet. [79, 175]. Deutlich häufiger wurde die Knoop-Härteprüfung und die Vickershärteprüfung zur Dokumentation der Oberflächenhärte angewandt [28, 80, 96, 98, 161, 172, 176, 177]. Während bei der Martenshärteprüfung die viskoelastische Rückstellung einer Impression berücksichtigt wird, wird dieser Effekt bei den anderen beiden Verfahren außer Acht gelassen. [84]. Allerdings sollte besonders bei polymerbasierten Stoffen wie z.B. Kompositen dieser Effekt eben nicht vernachlässigt werden, da eine teilweise, viskoelastische Rückstellung der Impression in einer unkontrollierbaren Verringerung der Eindringtiefe und folglich höheren Härtewerten resultiert [88]. Elastische Materialien erscheinen so härter als weniger elastische Stoffe [88]. Die Vickershärteergebnisse unterscheiden sich bei unterschiedlichen Prüfkräften, die Martenshärteergebnisse dagegen sind unabhängig von der eingesetzten Prüfkraft. Zusätzlich wird die Martenshärtemessung automatisiert durchgeführt und ist dadurch weniger anwendersensibel als die Vickershärteprüfung [88].

In einer weiteren Untersuchung wurden auch die in der vorliegenden Dissertation betrachteten Verblendkomposite SRNI, GRAE und CERI verwendet [175]. Alle drei Materialien erreichten niedrigere Martenshärtewerte als in der vorliegenden Arbeit. Eine mögliche Erklärung dafür könnte die abweichende Prüfkörperherstellung bzw. Prüfkörperpolymerisation sein. Die scheibenförmigen Prüfkörper der vorliegenden Dissertation wurden einer zweimaligen

Diskussion

Polymerisation (2 x 180 Sekunden) unterzogen, die Prüfkörper in der anderen Untersuchung nur einer einmaligen Polymerisation (180 Sekunden). Eine längere Polymerisationsdauer führt zu einer höheren Umsetzungsrate und höheren Härtewerten [178]. Das könnte die Differenz der Werte erklären.

Die in der vorliegenden Dissertation untersuchten Verblendkomposite verhielten sich während der künstlichen Alterung unterschiedlich, wie die folgenden Beobachtungen zeigen: Auf die Härtewerte (MH und EIT) von SRNI, CER und DIAO hatte die Lagerung im Thermolastwechsel keinen signifikanten Einfluss. Die Werte von DIA, INJ und SIG verringerten sich. Hingegen stiegen die Werte von GRP in den ersten 24 Stunden an, blieben dann allerdings im weiteren Verlauf konstant. Der initiale Anstieg der Martenshärte von GRP deutet auf eine Nachpolymerisation über die ersten Stunden der Alterung hin. Bereits bei dem Vorgängerkomposit GC Gradia konnte in einer vergleichbaren Untersuchung eine Steigerung der Werte im Verlauf der Untersuchung festgestellt werden [79]. Weitere mögliche Nachpolymerisationen der anderen Verblendkomposite könnten möglicherweise durch die Dauer der Prüfkörperherstellung nicht dokumentiert werden. In der vorliegenden Arbeit wurden die Prüfkörper vor der Messung eingebettet und anschließend beidseitig poliert, um planparallele, glatte Oberflächen für die exakte Messung der Martenshärte zu schaffen. Dadurch entstand ein zeitlicher Versatz zwischen Polymerisation und Messung und mögliche signifikante Nachpolymerisationen könnten bis dahin bereits abgelaufen sein.

Die Verringerung der Martenshärte im Vergleich zu den Initialwerten der Komposite DIA, INJ und SIG konnte nach sieben oder 14 Tagen beobachtet werden. Anschließend blieben die Werte konstant und die künstliche Alterung im Thermolastwechsel zeigte keinen weiteren Einfluss mehr auf die Martenshärte der Prüfkörper. Möglicherweise wurde nach sieben bzw. 14 Tagen eine erste Sättigung der Prüfkörper mit Wasser erreicht und die Aufnahme von Wassermolekülen verlangsamte sich. Diese Beobachtung wurde auch in einer weiteren Untersuchung beschrieben, in der 14 direkte Komposite über ein Jahr in destilliertem Wasser oder künstlichem Speichel gelagert wurden. Die höchste Wasseraufnahme zeigten die Komposite dabei in den ersten zwei Wochen und erreichten eine endgültige Sättigung nach drei bis vier Monaten [107].

Zwei weitere Forschungsgruppen führten Untersuchungen über den Einfluss künstlicher Alterung auf die Oberflächenhärte von Verblendkompositen durch.

Diskussion

Die Ergebnisse dieser Forschungsarbeiten waren allerdings konträr zueinander. Während die Martenshärte in der ersten Untersuchung konstant blieben oder anstiegen, verringerten sich die Knoop-Härte der Verblendkomposite in der zweiten Untersuchung während der künstlichen Alterung [79, 172]. Die Martenshärteergebnisse der vorliegenden Dissertation zeigten beide Beobachtungen: Sechs von elf Materialien wiesen keine signifikanten Veränderungen der Oberflächenhärte auf, während bei den übrigen fünf Materialien signifikante Abnahmen der Oberflächenhärten zu beobachten waren. Die künstliche Alterung der Prüfkörper in der vorliegenden Dissertation erfolgte analog zu der Drei-Punkt-Biegefestigkeitsuntersuchung in einem Thermolastwechsel über maximal 28 Tage (42.000 Zyklen) in destilliertem Wasser. Eine Alterung in natürlichem Speichel statt in destilliertem Wasser hätte wohl keine signifikant unterschiedlichen Ergebnisse zur Folge [166]. Ähnlich verhält es sich mit künstlichem Speichel, der als Medium auch keinen signifikanten Einfluss auf die Härte in der Lagerung in destilliertem Wasser hatte [92]. Aus diesem Grund scheint der erhöhte Aufwand bei der Verwendung von künstlichem oder natürlichem Speichel im Vergleich zu destilliertem Wasser als Lagerungsmedium keine Vorteile mit sich zu bringen. Auch eine künstliche Alterung über 28 Tage hinaus scheint nicht zwingend eine Veränderung der Härte zu haben. Oftmals konnten nur in den ersten 30 Tagen signifikante Veränderungen der Härte beobachtet werden [91, 166]. In einer weiteren Untersuchung zeigte eine künstliche Alterung in einem Thermolastwechsel selbst über 180 Tage keinen Einfluss auf die Martenshärte von drei Verblendkompositen [79]. Daher kann davon ausgegangen werden, dass eine künstliche Alterung über 30 Tage im Thermolastwechsel ausreicht, um aussagekräftige Ergebnisse zu erhalten.

Die Betrachtung der Härtemesswerte der einzelnen Komposite zeigt, dass INJ, SIG und SRN die niedrigsten Messwerte und DIAO und Ceramage die höchsten Messwerte erreichten. Ein Blick auf den Füllkörpergehalt der verschiedenen Kunststoffe zeigt, dass kein Zusammenhang zwischen dem Anteil der Füllstoffe und der Höhe der Oberflächenhärte festgestellt werden kann und das obwohl viele vorangegangene Untersuchungen eine Korrelation zwischen Oberflächenhärte und Füllkörpergewicht aufzeigten [41, 93-95]. DIAO (74 Gew%) und SIG (74 Gew%) enthalten zwar vergleichbare Füllkörperanteile, aber die erreichten Martenshärte unterschieden sich

Diskussion

deutlich. Daraus lässt sich schließen, dass die allgemeine Annahme, dass ein hohes Füllkörpervolumen mit hohen mechanischen Parametern bzw. hohen Härtewerten einhergeht, für die vorliegende Arbeit nicht zutrifft. Eine mögliche Erklärung für die Differenz zwischen den Härtewerten von SIG und DIAO ist eine schwächere Einbindung der Füllkörper in die Matrix bei SIG, die zu einer niedrigeren Widerstandsfähigkeit der Füllkörper-Matrix-Grenzfläche bei einer Belastung führt. Komposite mit Füllkörpern, die durch zugefügte Silane kovalente Bindungen mit der Matrix ausbilden und entsprechend besser eingebunden werden können, weisen höhere Oberflächenhärten als Komposite ohne zugefügte Silane auf [179, 180].

Ähnlich zur Untersuchung der Drei-Punkt-Biegefestigkeit konnte auch zwischen der Schmelz- und Dentinmasse kein allgemeiner Unterschied bei der Martenshärteuntersuchung festgestellt werden. Bei drei von fünf Herstellern (CER, DIA und GRP) erreichten die Schmelzmassen signifikant höhere Werte als die Dentinmassen, bei den übrigen Herstellern konnte kein Unterschied beobachtet werden. Die abweichende chemische Zusammensetzung von DIAO und DIA könnte die divergenten Messwerte bei diesem Hersteller erklären. Der Füllkörpergehalt von DIAO und DIA wird dabei von Schuetz Dental mit 75 Gew% für DIAO und 74 Gew% für DIA und das Füllkörpervolumen mit 52 Vol% für DIAO und mit 66 Vol% für DIA angegeben. Daraus lässt sich schließen, dass DIAO und DIA unterschiedliche Füllkörper oder Füllkörperverteilungen beinhalten und dadurch die divergenten Materialeigenschaften entstehen könnten. Die Schneide- und Dentinmasse der übrigen Hersteller unterscheiden sich laut Herstellerangaben nicht in ihrer Zusammensetzung. Zieht man die Beobachtungen zu den Schmelz- und Dentinmassen der Drei-Punkt-Biegefestigkeitsuntersuchung hinzu, zeigen sich diametrale Ergebnisse. Dort erreichten die Dentinmassen bei zwei von fünf Herstellern signifikant höhere Werte. Aus diesem Grund kann aus den Ergebnissen nicht abgeleitet werden, ob Schneide- oder Dentinmassen höhere Werte erreichen oder eben nicht. Auch die Ergebnisse weiterer Untersuchungen deckten sich mit diesen Beobachtungen [172-174]. Entsprechend kann festgehalten werden, sofern sich die chemische Zusammensetzung der Massen nicht unterscheiden, können keine allgemeinen Unterschiede beobachtet werden.

Neben den absoluten Martenshärtewerten wurde in der vorliegenden Dissertation auch das Eindringmodul gemessen. Hier bestand zwischen der Martenshärte

Diskussion

und dem Eindringmodul eine starke, positive Korrelation ($R=0.982$, $p\leq 0.001$). Die Eindringmodulwerte verhielten sich während der künstlichen Alterung analog zu den Martenshärtewerten. Auch der Vergleich zwischen den einzelnen Verblendkompositen lässt keine Unterschiede zu der Martenshärteauswertung erkennen.

7 Schlussfolgerung

Im Rahmen dieser Dissertation kann folgendes Fazit gezogen werden:

Die Wahl des Verblendkomposits hatte einen signifikanten Einfluss auf die Drei-Punkt-Biegefestigkeit. Innerhalb der Schneidmassen erreichten initial Ceramage und Dialog Vario die höchsten und in:joy, Signum composite und Gradia Plus die niedrigsten Werte. Innerhalb der Dentinmassen wurden die höchsten Werte für Ceramage und die niedrigsten für Gradia Plus beobachtet. Die künstliche Alterung im Thermolastwechsel führte bei allen Verblendkompositen zu einer signifikanten Verringerung ihrer Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerte. Nach 28 Tagen wies insgesamt Ceramage die höchsten und in:joy und Gradia Plus die niedrigsten Werte auf. Bis auf Ceramage, Dialog Vario (Schneidmasse) und SR Nexco näherten sich alle Verblendkomposite den geforderten 50 MPa der ISO Norm 10477 nach 28 Tagen künstlicher Alterung an.

Auch bei der Martenshärteuntersuchung hatte die Wahl des Verblendkomposits einen signifikanten Einfluss. Für Dialog Vario und Ceramage konnten die höchsten Messwerte festgestellt werden, für in:joy und Signum composite die niedrigsten. Die künstliche Alterung hatte nicht auf alle Materialien einen Einfluss. Ceramage, SR Nexco und Gradia Plus zeigten keine signifikanten Veränderungen ihrer Martenshärte. Demgegenüber verringerten sich die Messwerte von Dialog Vario, in:joy und Signum composite.

Ein Unterschied zwischen Schneide- und Dentinmasse eines Herstellers wurde nicht beobachtet, sofern sich die chemischen Zusammensetzungen der Massen glichen.

Ein Zusammenhang zwischen Komposition und den Drei-Punkt-Biegefestigkeitswerten oder Martenshärteparametern konnte nicht analysiert werden. Weder der Füllkörpergehalt noch die Zusammensetzung der Polymermatrix konnte in Zusammenhang mit den Werten gebracht werden. Die klinische Übertragbarkeit der Werte ist eingeschränkt. Die ermittelten Daten können bei der Wahl des Komposits nur unterstützen. Klinische Untersuchungen wären notwendig, um in-vivo Überlebensraten erheben zu können.

8 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Dissertation war der Vergleich von sechs modernen Verblendkompositen (Ceramage, Shofu; Dialog Vario, Schuetz Dental; SR Nexco, Ivoclar Vivadent; Signum composite, Kulzer; in:joy, Dentsply Sirona; Gradia Plus, GC), sowie der Vergleich der Schneide- und Dentinmasse innerhalb der Hersteller. Außerdem wurde der Einfluss künstlicher Alterung auf die Materialien untersucht. Dabei lagen von fünf Herstellern jeweils eine Dentin- und eine Schmelzmasse vor, von einem Hersteller (Ivoclar Vivadent) ausschließlich eine Schmelzmasse.

Für die Untersuchung wurden die Drei Punkt-Biegefestigkeit und die Martenshärteparameter HM und EIT herangezogen. Die verschiedenen Versuchsaufbauten dazu werden im Folgenden noch einmal näher beschrieben. Angelehnt an ISO 10477 wurden jeweils 60 stäbchenförmige Prüfkörper eines jeden Verblendkomposits für die Biegefestigkeitsmessung hergestellt und anschließend in sechs Gruppen (n=10/Gruppe) unterteilt. Für die Martenshärteparametermessung wurden jeweils zehn scheibenförmige Prüfkörper hergestellt. Die künstliche Alterung der Prüfkörper erfolgte in einem Thermolastwechsel abwechselnd in 5°C kalten und 55°C warmen destillierten Wasser. Die Messungen wurden initial nach Herstellung und nach vier Stunden, einem Tag, sieben Tagen, 14 Tagen und 28 Tagen künstlicher Alterung erhoben. Die Biegefestigkeitsmessung erfolgte in einer Universalprüfmaschine Zwick 1445 (Zwick/Roell) und die Martenshärteparametermessung automatisiert in einer Härteprüfmaschine ZHU 0,2/Z2.5 (Zwick/Roell).

Bei allen Materialien konnte eine signifikante Verringerung der Biegefestigkeitswerte nach Erreichen ihres Maximalwerts während der Alterung beobachtet werden. Ceramage zeigte sowohl bei den Schneide-, als auch bei den Dentinmassen die höchsten Biegefestigkeitswerte. Innerhalb der Schneidmassen erzielte Dialog Vario die zweithöchsten Werte und Gradia Plus, in:joy und Signum composite die niedrigsten Werte. Innerhalb der Dentinmassen wiesen initial in:joy, Dialog Vario und Signum composite die zweithöchsten Werte auf. Nach 28 Tagen näherten sich alle Dentinmassen außer Ceramage einer Biegefestigkeit von 50 MPa an, die in der ISO Norm 10477 als Anforderung für Verblendkomposite genannt werden. Von allen untersuchten Materialien

Zusammenfassung

erreichten nur Ceramage, Dialog Vario (Schneidemasse) und SR Nexco (Schneidemasse) nach 28 Tagen Werte deutlich über 50 MPa.

Bei der Martenshärteparameteruntersuchung hatte die künstliche Alterung nicht auf alle Materialien einen signifikanten Einfluss. Ceramage, SR Nexco und Gradia Plus zeigten keine signifikanten Veränderungen der Oberflächenhärte. Demgegenüber verringerten sich die Messwerte von Dialog Vario, in:joy und Signum composite. Die Wahl des Verblendkomposits hatte bei der Martenshärteparameteruntersuchung ebenfalls signifikanten Einfluss auf die Messwerte. Für Dialog Vario und Ceramage konnten die höchsten Messwerte festgestellt werden, für in:joy und Signum composite die niedrigsten.

Ein Unterschied zwischen Schneide- und Dentinmasse eines Herstellers wurde bei beiden Parametern nicht beobachtet, sofern sich die chemischen Zusammensetzungen der Massen glichen.

Diesen Ergebnissen zur Folge konnte kein Zusammenhang zwischen Komposition und den Biegefestigkeitswerten oder Martenshärteparameterwerten beobachtet werden. Weder der Füllkörpergehalt noch die Zusammensetzung der Polymermatrix hatten einen Einfluss auf die Werte.

Die ermittelten Daten können bei der Wahl des Komposits nur unterstützen. Entsprechend kann abschließend festgehalten werden, dass klinische Untersuchungen notwendig wären, um in-vivo Überlebensraten erheben zu können und den tatsächlichen Einfluss der Biegefestigkeit und Martenshärteparameter darauf quantifizieren zu können.

9 Verzeichnis

9.1 Literaturverzeichnis

- [1] Raigrodski AJ. Contemporary materials and technologies for all-ceramic fixed partial dentures: a review of the literature. *J Prosthet Dent.* 2004;92:557-62.
- [2] Tanimoto Y. Dental materials used for metal-free restorations: Recent advances and future challenges. *J Prosthodont Res.* 2015;59:213-5.
- [3] Raap U, Stiesch M, Reh H, Kapp A, Werfel T. Investigation of contact allergy to dental metals in 206 patients. *Contact Dermatitis.* 2009;60:339-43.
- [4] Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. *Curriculum Prothetik.* Berlin: Quintessenz; 2011.
- [5] McLean JW. Evolution of dental ceramics in the twentieth century. *J Prosthet Dent.* 2001;85:61-6.
- [6] Sailer I, Pjetursson BE, Zwahlen M, Hämmerle CH. A systematic review of the survival and complication rates of all-ceramic and metal-ceramic reconstructions after an observation period of at least 3 years. Part II: Fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2007;18:86-96.
- [7] Walton TR. A 10-year longitudinal study of fixed prosthodontics: clinical characteristics and outcome of single-unit metal-ceramic crowns. *Int J Prosthodont.* 1999;12:519-26.
- [8] Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry - A Review. *J Med Life.* 2019;12:5-9.
- [9] Hahnel S, Scherl C, Rosentritt M. Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework. *J Prosthet Dent.* 2018;119:315-8.
- [10] Zoidis P, Papathanasiou I, Polyzois G. The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report. *J Prosthodont.* 2016;25:580-4.
- [11] Nakamura M, Tanaka A, Tasaka A, Yoshinari M, Takemoto S, Yamashita S. Comparison of retentive forces between telescopic crowns made of poly(ether ether ketone) and type 4 gold alloy. *Dent Mater J.* 2021;40:129-35.
- [12] Wenz LM, Merritt K, Brown SA, Moet A, Steffee AD. In vitro biocompatibility of polyetheretherketone and polysulfone composites. *J Biomed Mater Res.* 1990;24:207-15.
- [13] Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20:217.
- [14] Takata H, Komine F, Honda J, Blatz MB, Matsumura H. An in vitro evaluation of fracture load of implant-supported zirconia-based prostheses fabricated with different veneer materials. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:396-403.
- [15] Heintze SD, Rousson V. Survival of zirconia- and metal-supported fixed dental prostheses: a systematic review. *Int J Prosthodont.* 2010;23:493-502.
- [16] Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29:184-98.
- [17] Komine F, Kobayashi K, Saito A, Fushiki R, Koizumi H, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite veneering material and zirconia ceramics after thermocycling. *J Oral Sci.* 2009;51:629-34.

- [18] Rayyan MM, Abdallah J, Segaan LG, Bonfante EA, Osman E. Static and Fatigue Loading of Veneered Implant-Supported Fixed Dental Prostheses. *J Prosthodont.* 2020;29:679-85.
- [19] Alsadon O, Patrick D, Johnson A, Pollington S, Wood D. Fracture resistance of zirconia-composite veneered crowns in comparison with zirconia-porcelain crowns. *Dent Mater J.* 2017;36:289-95.
- [20] Naert I, Duyck J, Vandamme K. Occlusal overload and bone/implant loss. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23:95-107.
- [21] Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol.* 2010;81:1367-78.
- [22] Rosentritt M, Schneider-Feyrer S, Behr M, Preis V. In Vitro Shock Absorption Tests on Implant-Supported Crowns: Influence of Crown Materials and Luting Agents. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33:116-22.
- [23] Menini M, Conserva E, Tealdo T, Bevilacqua M, Pera F, Signori A, et al. Shock absorption capacity of restorative materials for dental implant prostheses: an in vitro study. *Int J Prosthodont.* 2013;26:549-56.
- [24] Thordrup M, Isidor F, Hörsted-Bindslev P. A 5-year clinical study of indirect and direct resin composite and ceramic inlays. *Quintessence Int.* 2001;32:199-205.
- [25] Brunton PA, Cattell P, Burke FJ, Wilson NH. Fracture resistance of teeth restored with onlays of three contemporary tooth-colored resin-bonded restorative materials. *J Prosthet Dent.* 1999;82:167-71.
- [26] Todd J. Wissenschaftliche Dokumentation SR Nexco Paste. Ivoclar Vivadent AG; 2012.
- [27] Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci.* 1997;105:97-116.
- [28] Borba M, Della Bona A, Cecchetti D. Flexural strength and hardness of direct and indirect composites. *Braz Oral Res.* 2009;23:5-10.
- [29] Ferracane JL, Greener EH. The effect of resin formulation on the degree of conversion and mechanical properties of dental restorative resins. *J Biomed Mater Res.* 1986;20:121-31.
- [30] Mortimer C, Müller U. *Chemie - Das Basiswissen der Chemie* Thieme; 2019.
- [31] Moszner N, Salz U. New developments of polymeric dental composites. *Prog Polym Sci.* 2001;26:535-76.
- [32] Bowen RL. Dental filling material comprising vinyl-silane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl methacrylate. In: Office USP, editor. USA;1962.
- [33] Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc.* 1963;66:57-64.
- [34] Sideridou I, Tserki V, Papanastasiou G. Study of water sorption, solubility and modulus of elasticity of light-cured dimethacrylate-based dental resins. *Biomaterials.* 2003;24:655-65.
- [35] Barszczewska-Rybarek IM. Structure-property relationships in dimethacrylate networks based on Bis-GMA, UDMA and TEGDMA. *Dent Mater.* 2009;25:1082-90.
- [36] Foster J, Walker R. Dental filling materials. In: Office USP, editor. United States of America;1974.
- [37] Floyd C, Dickens S. Network structure of Bis-GMA- and UDMA-based resin systems. *Dent Mater.* 2006;22:1143-9.
- [38] Asmussen E, Peutzfeldt A. Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mater.* 1998;14:51-6.

- [39] Goncalves F, Pfeifer C, Stansbury J, Newman S, Braga R. Influence of matrix composition on polymerization stress development of experimental composites. *Dent Mater.* 2010;26:697-703.
- [40] Esteves RA, Boaro LCC, Goncalves F, Campos LMP, Silva CM, Rodrigues-Filho LE. Chemical and Mechanical Properties of Experimental Dental Composites as a Function of Formulation and Postcuring Thermal Treatment. *Biomed Res Int.* 2018.
- [41] Li Y, Swartz ML, Phillips RW, Moore BK, Roberts TA. Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res.* 1985;64:1396-401.
- [42] Ferracane JL. Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med.* 1995;6:302-18.
- [43] Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig.* 2009;13:427-38.
- [44] Cramer NB, Stansbury JW, Bowman CN. Recent advances and developments in composite dental restorative materials. *J Dent Res.* 2011;90:402-16.
- [45] Randolph LD, Palin WM, Leloup G, Leprince JG. Filler characteristics of modern dental resin composites and their influence on physico-mechanical properties. *Dent Mater.* 2016;32:1586-99.
- [46] Klapdohr S, Moszner N. New Inorganic Components for Dental Filling Composites. *Chemical Monthly.* 2005;136:21-45.
- [47] Gonçalves F, Azevedo CLN, Ferracane JL, Braga RR. BisGMA/TEGDMA ratio and filler content effects on shrinkage stress. *Dent Mater.* 2011;27:520-6.
- [48] Rodríguez HA, Kriven WM, Casanova H. Development of mechanical properties in dental resin composite: Effect of filler size and filler aggregation state. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2019;101:274-82.
- [49] Chen MH. Update on dental nanocomposites. *J Dent Res.* 2010;89:549-60.
- [50] Mitra SB, Wu D, Holmes BN. An application of nanotechnology in advanced dental materials. *J Am Dent Assoc.* 2003;134:1382-90.
- [51] Antonucci JM, Dickens SH, Fowler BO, Xu HH, McDonough WG. Chemistry of silanes: interfaces in dental polymers and composites. *J Res Natl Inst Stand Technol.* 2005;110:541-57.
- [52] Darvell BW. *Materials Science for Dentistry*: Woodhead Publishing; 2009.
- [53] Randolph D, Palin W, Leprince J. *Dental Composite Materials for Direct Restorations*: Springer International Publishing; 2018.
- [54] Lin CT, Lee SY, Keh ES, Dong DR, Huang HM, Shih YH. Influence of silanization and filler fraction on aged dental composites. *J Oral Rehabil.* 2000;27:919-26.
- [55] Matinlinna JP, Lung CYK, Tsoi JKH. Silane adhesion mechanism in dental applications and surface treatments: A review. *Dent Mater.* 2018;34:13-28.
- [56] Matinlinna JP, Ozcan M, Lassila LV, Vallittu PK. The effect of a 3-methacryloxypropyltrimethoxysilane and vinyltriisopropoxysilane blend and tris(3-trimethoxysilylpropyl)isocyanurate on the shear bond strength of composite resin to titanium metal. *Dent Mater.* 2004;20:804-13.
- [57] Tanimoto Y, Kitagawa T, Aida M, Nishiyama N. Experimental and computational approach for evaluating the mechanical characteristics of dental composite resins with various filler sizes. *Acta Biomater.* 2006;2:633-9.
- [58] Blackham JT, Vandewalle KS, Lien W. Properties of hybrid resin composite systems containing prepolymerized filler particles. *Oper Dent.* 2009;34:697-702.
- [59] Ferracane JL. Resin composite—State of the art. *Dent Mater.* 2011;27:29-38.
- [60] Moszner N. Stand der Technik: Photopolymerisation in der Zahnmedizin. *Ivoclar Vivadent Report.* 2013;19:4-10.
- [61] Cook WD. Photopolymerization kinetics of dimethacrylates using the camphorquinone/amine initiator system. *Polymer.* 1992;33:600-9.

- [62] Leprince J, Palin W, Hadis M, Devaux J, Leloup G. Progress in dimethacrylate-based dental composite technology and curing efficiency. *Dent Mater.* 2013;29:139-56.
- [63] Lovell LG, Stansbury JW, Syrpes DC, Bowman CN. Effects of Composition and Reactivity on the Reaction Kinetics of Dimethacrylate/Dimethacrylate Copolymerizations. *Macromolecules.* 1999;32:3913-21.
- [64] Andrzejewska E. Photopolymerization kinetics of multifunctional monomers. *Prog Polym Sci.* 2001;26:605-65.
- [65] Xu T, Li X, Wang H, Zheng G, Yu G, Wang H, et al. Polymerization shrinkage kinetics and degree of conversion of resin composites. *J Oral Sci.* 2020;62:275-80.
- [66] Truffier-Boutry D, Demoustier-Champagne S, Devaux J, Biebuyck JJ, Mestdagh M, Larbanois P, et al. A physico-chemical explanation of the post-polymerization shrinkage in dental resins. *Dent Mater.* 2006;22:405-12.
- [67] Ferracane JL. Resin-based composite performance: are there some things we can't predict? *Dent Mater.* 2013;29:51-8.
- [68] Heintze SD, Ilie N, Hickel R, Reis A, Loguercio A, Rousson V. Laboratory mechanical parameters of composite resins and their relation to fractures and wear in clinical trials-A systematic review. *Dent Mater.* 2017;33:101-14.
- [69] Chung SM, Yap AU, Chandra SP, Lim CT. Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2004;71:278-83.
- [70] DIN EN ISO 10447:2004 Zahnheilkunde - Kronen- und Brückenkunststoffe. Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V.; 2004.
- [71] DIN EN ISO 6872:2015 Zahnheilkunde – Keramische Werkstoffe Berlin: Normenausschuss Dental e.V.; 2015.
- [72] Rodrigues SA, Jr., Ferracane JL, Della Bona A. Flexural strength and Weibull analysis of a microhybrid and a nanofill composite evaluated by 3- and 4-point bending tests. *Dent Mater.* 2008;24:426-31.
- [73] Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater.* 2017;33:880-94.
- [74] Pick B, Meira JB, Driemeier L, Braga RR. A critical view on biaxial and short-beam uniaxial flexural strength tests applied to resin composites using Weibull, fractographic and finite element analyses. *Dent Mater.* 2010;26:83-90.
- [75] Fischer J, Stawarczyk B, Hämmerle CHF. Biegefestigkeit von Verblendkeramiken für Zirkoniumdioxid. *Quintessenz Zahntech.* 2008;34:1138-45.
- [76] Palin WM, Fleming GJ, Burke FJ, Marquis PM, Randall RC. The reliability in flexural strength testing of a novel dental composite. *J Dent.* 2003;31:549-57.
- [77] Abu-Hassan MI, Abu-Hammad OA, Harrison A. Strains and tensile stress distribution in loaded disc-shaped ceramic specimens. An FEA study. *J Oral Rehabil.* 1998;25:490-5.
- [78] Jin J, Takahashi H, Iwasaki N. Effect of test method on flexural strength of recent dental ceramics. *Dent Mater J.* 2004;23:490-6.
- [79] Stawarczyk B, Egli R, Roos M, Özcan M, Hämmerle CHF. The impact of in vitro aging on the mechanical and optical properties of indirect veneering composite resins. *J Prosthet Dent.* 2011;106:386-98.
- [80] Souza RO, Ozcan M, Michida SM, de Melo RM, Pavanelli CA, Bottino MA, et al. Conversion degree of indirect resin composites and effect of thermocycling on their physical properties. *J Prosthodont.* 2010;19:218-25.

- [81] Tanoue N, Sawase T, Matsumura H, McCabe JF. Properties of indirect composites reinforced with monomer-impregnated glass fiber. *Odontology*. 2012;100:192-8.
- [82] Göhring T, Gallo L, Lüthy H. Effect of water storage, thermocycling, the incorporation and site of placement of glass-fibers on the flexural strength of veneering composite. *Dent Mater*. 2005;21:761-72.
- [83] Bargel H-J, Schulze G. *Werkstoffkunde*. Berlin, Heidelberg: Springer Berlin Heidelberg; 2018.
- [84] DIN EN ISO 14577-1:2015 *Metallische Werkstoffe - Instrumentierte Eindringprüfung zur Bestimmung der Härte und anderer Werkstoffparameter*. Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V.; 2015.
- [85] DIN EN ISO 6506-2:2019-03 *Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Brinell*. Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V.; 2019.
- [86] DIN EN ISO 6507-1:2018-07 *Metallische Werkstoffe - Härteprüfung nach Vickers*. Berlin: Deutsches Institut für Normung e.V.; 2018.
- [87] Gibmeier J. *Zum Einfluss von Last- und Eigenspannungen auf die Ergebnisse instrumentierter Eindringhärteprüfungen*. Kassel: Institut fuer Werkstofftechnik; 2004.
- [88] Shahdad SA, McCabe JF, Bull S, Rusby S, Wassell RW. Hardness measured with traditional Vickers and Martens hardness methods. *Dent Mater*. 2007;23:1079-85.
- [89] Bull S. On the origins and mechanisms of the indentation size effect. *Zeitschrift fuer Metallkunde*. 2003;94:787-92.
- [90] Burgin S, Rohr N, Fischer J. Assessing degradation of composite resin cements during artificial aging by Martens hardness. *Head Face Med*. 2017;13:1-7.
- [91] Fischer J, Roeske S, Stawarczyk B, Hammerle CH. Investigations in the correlation between Martens hardness and flexural strength of composite resin restorative materials. *Dent Mater*. 2010;29:188-92.
- [92] Hahnel S, Henrich A, Burgers R, Handel G, Rosentritt M. Investigation of mechanical properties of modern dental composites after artificial aging for one year. *Oper Dent*. 2010;35:412-9.
- [93] Jun SK, Kim DA, Goo HJ, Lee HH. Investigation of the correlation between the different mechanical properties of resin composites. *Dent Mater J*. 2013;32:48-57.
- [94] Chung KH. The relationship between composition and properties of posterior resin composites. *J Dent Res*. 1990;69:852-6.
- [95] Braem M, Finger W, Van Doren VE, Lambrechts P, Vanherle G. Mechanical properties and filler fraction of dental composites. *Dent Mater*. 1989;5:346-8.
- [96] Alves PB, Brandt WC, Neves AC, Cunha LG, Silva-Concilio LR. Mechanical properties of direct and indirect composites after storage for 24 hours and 10 months. *Eur J Dent*. 2013;7:117-22.
- [97] Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M, Gatto R, Marzo G, D'Arcangelo C, et al. Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2014;29:295-308.
- [98] Kawano F, Ohguri T, Ichikawa T, Matsumoto N. Influence of thermal cycles in water on flexural strength of laboratory-processed composite resin. *J Oral Rehabil*. 2001;28:703-7.
- [99] Zhou X, Wang S, Peng X, Hu Y, Ren B, Li M, et al. Effects of water and microbial-based aging on the performance of three dental restorative materials. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018;80:42-50.
- [100] Ferracane JL. Hygroscopic and hydrolytic effects in dental polymer networks. *Dent Mater*. 2006;22:211-22.

- [101] Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* 2001;12:136-51.
- [102] Ferracane JL, Berge HX, Condon JR. In vitro aging of dental composites in water-effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. *J Biomed Mater Res.* 1998;42:465-72.
- [103] Musanje L, Darvell BW. Aspects of water sorption from the air, water and artificial saliva in resin composite restorative materials. *Dent Mater.* 2003;19:414-22.
- [104] Göpferich A. Mechanisms of polymer degradation and erosion. *Biomaterials.* 1996;17:103-14.
- [105] Koin PJ, Kilislioglu A, Zhou M, Drummond JL, Hanley L. Analysis of the degradation of a model dental composite. *J Dent Res.* 2008;87:661-5.
- [106] Zhou M, Wu C, Edirisinghe PD, Drummond JL, Hanley L. Organic overlayer model of a dental composite analyzed by laser desorption postionization mass spectrometry and photoemission. *J Biomed Mater Res A.* 2006;77:1-10.
- [107] Alshali RZ, Salim NA, Satterthwaite JD, Silikas N. Long-term sorption and solubility of bulk-fill and conventional resin-composites in water and artificial saliva. *J Dent.* 2015;43:1511-8.
- [108] Venz S, Dickens B. NIR-spectroscopic investigation of water sorption characteristics of dental resins and composites. *J Biomed Mater Res.* 1991;25:1231-48.
- [109] Stewardson DA, Shortall AC, Marquis PM. The effect of clinically relevant thermocycling on the flexural properties of endodontic post materials. *J Dent.* 2010;38:437-42.
- [110] Gale MS, Darvell BW. Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. *J Dent.* 1999;27:89-99.
- [111] Bayne SC. Correlation of clinical performance with 'in vitro tests' of restorative dental materials that use polymer-based matrices. *Dent Mater.* 2012;28:52-71.
- [112] Deng D, Yang H, Guo J, Chen X, Zhang W, Huang C. Effects of different artificial ageing methods on the degradation of adhesive-dentine interfaces. *J Dent.* 2014;42:1577-85.
- [113] Szczesio-Wlodarczyk A, Sokolowski J, Kleczewska J, Bociong K. Ageing of Dental Composites Based on Methacrylate Resins-A Critical Review of the Causes and Method of Assessment. *Polymers (Basel).* 2020;12.
- [114] Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. *J Esthet Restor Dent.* 2007;19:340-53.
- [115] DeLong R, Douglas WH. Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res.* 1983;62:32-6.
- [116] Lohbauer U, Belli R, Ferracane JL. Factors involved in mechanical fatigue degradation of dental resin composites. *J Dent Res.* 2013;92:584-91.
- [117] Peutzfeldt A, Asmussen E. Modulus of resilience as predictor for clinical wear of restorative resins. *Dent Mater.* 1992;8:146-8.
- [118] Lehmann K, Hellwig E, Wenz H-J. *Zahnärztliche Propädeutik: Deutscher Ärzte-Verlag;* 2015.
- [119] Kern M, Lehmann F. Influence of surface conditioning on bonding to polyetheretherketon (PEEK). *Dent Mater.* 2012;28:1280-3.
- [120] Haselton DR, Diaz-Arnold AM, Hillis SL. Clinical assessment of high-strength all-ceramic crowns. *J Prosthet Dent.* 2000;83:396-401.

- [121] Sailer I, Makarov NA, Thoma DS, Zwahlen M, Pjetursson BE. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part I: Single crowns (SCs). *Dent Mater.* 2015;31:603-23.
- [122] Tabatabaian F. Color Aspect of Monolithic Zirconia Restorations: A Review of the Literature. *J Prosthodont.* 2019;28:276-87.
- [123] Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater.* 2015;31:624-39.
- [124] Guess PC, Bonfante EA, Silva NR, Coelho PG, Thompson VP. Effect of core design and veneering technique on damage and reliability of Y-TZP-supported crowns. *Dent Mater.* 2013;29:307-16.
- [125] Rues S, Kröger E, Müller D, Schmitter M. Effect of firing protocols on cohesive failure of all-ceramic crowns. *J Dent.* 2010;38:987-94.
- [126] Wang G, Zhang S, Bian C, Kong H. Fracture mechanics analyses of ceramic/veneer interface under mixed-mode loading. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2014;39:119-28.
- [127] Kern M, Wegner SM. Bonding to zirconia ceramic: adhesion methods and their durability. *Dent Mater.* 1998;14:64-71.
- [128] Komine F, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Effect of surface treatment on bond strength between an indirect composite material and a zirconia framework. *J Oral Sci.* 2012;54:39-46.
- [129] Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Iwasaki T, Kubochi K, Matsumura H. Effect of various surface preparations on bond strength of a gingiva-colored indirect composite to zirconia framework for implant-supported prostheses. *Dent Mater J.* 2015;34:402-9.
- [130] Su N, Yue L, Liao Y, Liu W, Zhang H, Li X, et al. The effect of various sandblasting conditions on surface changes of dental zirconia and shear bond strength between zirconia core and indirect composite resin. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:214-23.
- [131] Dbradovic-Djuricic K, Medic V, Dodic S, Gavrilov D, Antonijevic D, Zrilic M. Dilemmas in zirconia bonding: A review. *Srp Arh Celok Lek.* 2013;141:395-401.
- [132] Kubochi K, Komine F, Fushiki R, Yagawa S, Mori S, Matsumura H. Shear bond strength of a denture base acrylic resin and gingiva-colored indirect composite material to zirconia ceramics. *J Prosthodont Res.* 2017;61:149-57.
- [133] Komine F, Kobayashi K, Blatz MB, Fushiki R, Koizuka M, Taguchi K, et al. Durability of bond between an indirect composite veneering material and zirconium dioxide ceramics. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:457-63.
- [134] Iwasaki T, Komine F, Fushiki R, Kubochi K, Shinohara M, Matsumura H. Shear bond strengths of an indirect composite layering material to a tribochemically silica-coated zirconia framework material. *Dent Mater J.* 2016;35:461-9.
- [135] Nagaoka N, Yoshihara K, Feitosa VP, Tamada Y, Irie M, Yoshida Y, et al. Chemical interaction mechanism of 10-MDP with zirconia. *Sci Rep.* 2017;7.
- [136] Fushiki R, Komine F, Blatz MB, Koizuka M, Taguchi K, Matsumura H. Shear bond strength between an indirect composite layering material and feldspathic porcelain-coated zirconia ceramics. *Clin Oral Investig.* 2012;16:1401-11.
- [137] Fushiki R, Komine F, Honda J, Kamio S, Blatz MB, Matsumura H. Long-term Bond Strength between Layering Indirect Composite Material and Zirconia Coated with Silicabased Ceramics. *J Adhes Dent.* 2015;17:273-81.
- [138] Alsadon O, Wood D, Patrick D, Copponnex T, Pollington S. Evaluation of the Optical Properties of PEKK Based Restorations. *IADR. Boston2015.*

- [139] Keul C, Liebermann A, Schmidlin PR, Roos M, Sener B, Stawarczyk B. Influence of PEEK surface modification on surface properties and bond strength to veneering resin composites. *J Adhes Dent.* 2014;16:383-92.
- [140] Rosentritt M, Preis V, Behr M, Sereno N, Kolbeck C. Shear bond strength between veneering composite and PEEK after different surface modifications. *Clin Oral Investig.* 2015;19:739-44.
- [141] Caglar I, Ates SM, Yesil Duymus Z. An In Vitro Evaluation of the Effect of Various Adhesives and Surface Treatments on Bond Strength of Resin Cement to Polyetheretherketone. *J Prosthodont.* 2019;28:342-9.
- [142] Fokas G, Guo CY, Tsoi JKH. The effects of surface treatments on tensile bond strength of polyether-ketone-ketone (PEKK) to veneering resin. *J Mech Behav Biomed Mater.* 2019;93:1-8.
- [143] Silthampitag P, Chaijareenont P, Tattakorn K, Banjongprasert C, Takahashi H, Arksornnukit M. Effect of surface pretreatments on resin composite bonding to PEEK. *Dent Mater J.* 2016;35:668-74.
- [144] Stawarczyk B, Jordan P, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Gernet W, et al. PEEK surface treatment effects on tensile bond strength to veneering resins. *J Prosthet Dent.* 2014;112:1278-88.
- [145] Stawarczyk B, Keul C, Beuer F, Roos M, Schmidlin PR. Tensile bond strength of veneering resins to PEEK: impact of different adhesives. *Dent Mater J.* 2013;32:441-8.
- [146] Stawarczyk B, Taufall S, Roos M, Schmidlin PR, Lumkemann N. Bonding of composite resins to PEEK: the influence of adhesive systems and air-abrasion parameters. *Clin Oral Investig.* 2017;22:763-71.
- [147] Ozcan M, Pfeiffer P, Nergiz I. A brief history and current status of metal-and ceramic surface-conditioning concepts for resin bonding in dentistry. *Quintessence Int.* 1998;29:713-24.
- [148] Koizuka M, Komine F, Blatz MB, Fushiki R, Taguchi K, Matsumura H. The effect of different surface treatments on the bond strength of a gingiva-colored indirect composite veneering material to three implant framework materials. *Clin Oral Implants Res.* 2013;24:977-84.
- [149] Choo SS, Huh YH, Cho LR, Park CJ. Effect of metal primers and tarnish treatment on bonding between dental alloys and veneer resin. *J Adv Prosthodont.* 2015;7:392-9.
- [150] Komine F, Koizuka M, Fushiki R, Taguchi K, Kamio S, Matsumura H. Post-thermocycling shear bond strength of a gingiva-colored indirect composite layering material to three implant framework materials. *Acta Odontol Scand.* 2013;71:1092-100.
- [151] Shimizu H, Takahashi Y. Review of adhesive techniques used in removable prosthodontic practice. *J Oral Sci.* 2012;54:205-11.
- [152] Lee SY, Vang MS, Yang HS, Park SW, Park HO, Lim HP. Shear bond strength of composite resin to titanium according to various surface treatments. *J Adv Prosthodont.* 2009;1:68-74.
- [153] Taira Y, Kamada K. Effects of primers containing sulfur and phosphate monomers on bonding type IV gold alloy. *J Dent.* 2008;36:595-9.
- [154] Vivadent I. SR Nexco Flask Press. Lichtenstein 2014.
- [155] Hickel R, Brushaver K, Ilie N. Repair of restorations--criteria for decision making and clinical recommendations. *Dent Mater.* 2013;29:28-50.
- [156] Santiago Junior JF, Pellizzer EP, Verri FR, de Carvalho PS. Stress analysis in bone tissue around single implants with different diameters and veneering materials: a 3-D finite element study. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2013;33:4700-14.

- [157] Wang TM, Leu LJ, Wang J, Lin LD. Effects of prosthesis materials and prosthesis splinting on peri-implant bone stress around implants in poor-quality bone: a numeric analysis. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002;17:231-7.
- [158] Kindberg H, Gunne J, Kronstrom M. Tooth- and implant-supported prostheses: a retrospective clinical follow-up up to 8 years. *Int J Prosthodont*. 2001;14:575-81.
- [159] Sripetchdanond J, Leevailoj C. Wear of human enamel opposing monolithic zirconia, glass ceramic, and composite resin: an in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2014;112:1141-50.
- [160] Merli M, Bianchini E, Mariotti G, Moscatelli M, Piemontese M, Rappelli G, et al. Ceramic vs composite veneering of full arch implant-supported zirconium frameworks: assessing patient preference and satisfaction. A crossover double-blind randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2017;10:311-22.
- [161] Rzanny A, Göbel R, Küpper H. Moderne Verblendkomposite - ein werkstoffkundlicher Vergleich. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2007;62:733-46.
- [162] Tsujimoto A, Jurado C, Villalobos-Tinoco J, Barkmeier W, Fischer N, Takamizawa T, et al. Wear resistance of indirect composite resins used for provisional restorations supported by implants. *J Adv Prosthodont*. 2019;11:232-8.
- [163] Anjum A, Otsuki M, Matin K, Tagami J. Preservation in the liquid media produces alterations in enamel surface properties. *J Dent*. 2009;37:884-90.
- [164] Larsen IB, Munksgaard EC. Effect of human saliva on surface degradation of composite resins. *Scand J Dent Res*. 1991;99:254-61.
- [165] Jaffer F, Finer Y, Santerre JP. Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases. *Biomaterials*. 2002;23:1707-19.
- [166] Liebermann A, Ilie N, Roos M, Stawarczyk B. Effect of storage medium and aging duration on mechanical properties of self-adhesive resin-based cements. *J Appl Biomater Funct Mater*. 2017;15:206-14.
- [167] Ilie N, Hickel R. Macro-, micro- and nano-mechanical investigations on silorane and methacrylate-based composites. *Dent Mater*. 2009;25:810-9.
- [168] Lohbauer U, Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Strength and fatigue performance versus filler fraction of different types of direct dental restoratives. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2006;76:114-20.
- [169] Adabo GL, dos Santos Cruz CA, Fonseca RG, Vaz LG. The volumetric fraction of inorganic particles and the flexural strength of composites for posterior teeth. *J Dent*. 2003;31:353-9.
- [170] Goncalves F, Kawano Y, Pfeifer C, Stansbury JW, Braga RR. Influence of BisGMA, TEGDMA, and BisEMA contents on viscosity, conversion, and flexural strength of experimental resins and composites. *Eur J Oral Sci*. 2009;117:442-6.
- [171] Goncalves F, Boaro LC, Miyazaki CL, Kawano Y, Braga RR. Influence of polymeric matrix on the physical and chemical properties of experimental composites. *Braz Oral Res*. 2015;29.
- [172] Cesar PF, Miranda WG, Jr., Braga RR. Influence of shade and storage time on the flexural strength, flexural modulus, and hardness of composites used for indirect restorations. *J Prosthet Dent*. 2001;86:289-96.
- [173] Mota EG, Oshima HM, Burnett LH, Jr., Pires LA, Rosa RS. Evaluation of diametral tensile strength and Knoop microhardness of five nanofilled composites in dentin and enamel shades. *Stomatologija*. 2006;8:67-9.
- [174] Salgado VE, Rego GF, Schneider LF, Moraes RR, Cavalcante LM. Does translucency influence cure efficiency and color stability of resin-based composites? *Dent Mater*. 2018;34:957-66.

- [175] Mayinger F, Reymus M, Liebermann A, Richter M, Kubryk P, Großekappenberg H, et al. Impact of polymerization and storage on the degree of conversion and mechanical properties of veneering resin composites. *Dent Mater J.* 2020;40:487-97.
- [176] Kakaboura A, Rahiotis C, Zinelis S, Al-Dhamadi YA, Silikas N, Watts DC. In vitro characterization of two laboratory-processed resin composites. *Dent Mater.* 2003;19:393-8.
- [177] Hirata M, Koizumi H, Tanoue N, Ogino T, Murakami M, Matsumura H. Influence of laboratory light sources on the wear characteristics of indirect composites. *Dent Mater J.* 2011;30:127-35.
- [178] Ferracane JL. Correlation between hardness and degree of conversion during the setting reaction of unfilled dental restorative resins. *Dent Mater.* 1985;1:11-4.
- [179] McCabe JF, Wassell RW. Hardness of model dental composites - the effect of filler volume fraction and silanation. *J Mater Sci Mater Med.* 1999;10:291-4.
- [180] Cavalcante LM, Ferraz LG, Antunes KB, Garcia IM, Schneider LFJ, Collares FM. Silane content influences physicochemical properties in nanostructured model composites. *Dent Mater.* 2021;37:85-93.

9.2 Abkürzungsverzeichnis

PEEK	Polyetheretherketon
PAEK	Polyaryletherketon
CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing
Bis-GMA	Bisphenolglycidylmethacrylat
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
DMA	Decanedioldimethacrylat
MPTMS	3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan
EDAMB	Ethyl p-dimethylaminobenzoat
MDP	10-Methacryloyloxydecyl-dihydrogenphosphat
3-TMSPMA	3-(Trimethoxysilyl)propylmethacrylat
4-META	4-Methacryloxyethyltrimellitanhydrid
Gew%	Gewichtsprozent
Vol%	Volumenprozent
SiO ₂	Siliziumdioxid
E-Modul	Elastizitätsmodul
MPa	Megapascal
d	Tag
s	Sekunden
min	Minuten
h	Stunden

Verzeichnis

N	Newton
cm	Zentimeter
mm	Millimeter
µm	Mikrometer
nm	Nanometer
N/mm ²	Newton pro Quadratmillimeter
mm/min	Millimeter pro Minute
ANOVA	Varianzanalyse
CER	Ceramage
CERI	Ceramage Incisal
CERD	Ceramage Dentin
DIA	Dialog Vario
DIAO	Dialog Vario Occlusal
GRA	Gradia Plus
GRAE	Gradia Plus Enamel
GRAD	Gradia Plus Dentin
INJ	in:joy
INJI	in:joy Inzisal
INJD	in:joy Dentin
SIG	Signum composite
SIGE	Signum composite Enamel
SIGD	Signum composite Dentin
SRN	SR Nexco
SRNI	SR Nexco Incisal
MH	Martenshärte
EIT	Elastischer Eindringmodul

10 Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich besonders bei meiner Professorin Frau Prof. Dr. Bogna Stawarczyk für die Möglichkeit der Promotion, ihre hervorragende Betreuung und vor allem für ihre Geduld während der Arbeit an dieser Dissertation bedanken.

Außerdem möchte ich auch Fr. PD Dr. Anja Liebermann meinen Dank aussprechen, die mich die ganze Zeit über tatkräftig, geduldig und immer freundlich unterstützt hat. Fr. PD Dr. Anja Liebermann hat mich auf diesem Weg immer mit Rat und Tat begleitet und so einen maßgeblichen Beitrag zur Fertigstellung dieser Promotion geleistet.

Ebenfalls großer Dank gilt allen Mitarbeitern/-innen und Doktoranden/-innen der Werkstoffkundeforschung der Zahnärztlichen Prothetik der LMU, die mich im Rahmen meiner Dissertation begleitet haben. Besonders Frau Marlis Eichberger muss ich Danke sagen, die mich während der Durchführung der praktischen Versuche stets unterstützt und bei Problemen immer geholfen hat.

Mein herzlicher Dank gilt meiner Freundin Ines, die mich immer weiter motiviert und mir hilfreiche Tipps zum Schreiben einer wissenschaftlichen Arbeit gegeben hat. Ihre Unterstützung war maßgeblich für das Gelingen dieser Promotion.

Nicht zuletzt möchte ich mich besonders bei meinen Eltern bedanken, die meinen bisherigen Lebensweg durch ihre Vorbildfunktion maßgeblich geprägt haben. Ohne ihre enorme Unterstützung hätte ich mein Studium und meine Promotion nicht bewältigen können.