

Diplomarbeit

Bewertung der Bruchfestigkeit verschiedener Amalgamalternativen

eingereicht von
Miriam-Sophie Teubl

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktor der Zahnheilkunde
(Drⁱⁿ. med. dent.)**

an der
Medizinischen Universität Graz

ausgeführt an der

Universitätsklinik für Zahnmedizin und Mundgesundheit
Klinischen Abteilung für Zahnerhaltung, Parodontologie und
Zahnersatzkunde

unter der Anleitung von
Univ. ZA Dr.med.dent. Alexander Behlau
Ao. Univ.-Prof. Dr. Karl Glockner

Graz, 15.11.2023

Eidesstattliche Erklärung

Ich erkläre ehrenwörtlich, dass ich die vorliegende Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe, andere als die angegebenen Quellen nicht verwendet habe und die den benutzten Quellen wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht habe.

Graz, am 15.11.2023

Miriam-Sophie Teubl eh.

Danksagungen

Ich möchte mich bei allen Menschen bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Diplomarbeit tatkräftig unterstützt und Kraft gegeben haben.

Ein großes Danke an meinen Mann, Lukas, der mich sehr unterstützte und zusammen mit meiner Tochter mir viel Kraft gaben.

Ein großes Danke an meinen Hauptbetreuer Herrn Dr. med. dent. Alexander Behlau für die wunderbare Betreuung und Unterstützung von der Beschaffung des Materials bis hin zum Feedback und Hilfe sonstiger Fragen. Danke für Ihre Geduld.

Einen besonderen Dank gilt meinen Betreuer Herrn Ao. Univ.-Prof. Dr.med.univ. Karl Glockner ohne Ihn diese Diplomarbeit nicht möglich gewesen wäre.

Ebenfalls möchte ich mich bei Frau Dr. rer.nat. Isabelle Behlau bedanken, die mir bei der Statistik eine große Hilfe war.

Weiteres möchte ich mich bei Herrn Erich Häupl bedanken, ohne Ihn die Versuche am 3 Punkt Biegeversuch nicht möglich gewesen wären. Ebenfalls ein Danke an Philipp Tepesch für das Erstellen der notwendigen Form.

Zu guter Letzt möchte ich mich bei meinen Freunden Monja, Steffi, Martin und Hannah bedanken, die immer ein offenes Ohr hatten und mich nach stressigen Zeiten ablenkten.

Vielen lieben Dank!

Kurzfassung

Zielsetzung:

Ziel dieser Arbeit war es unterschiedliche Restaurationsmaterialien, die als Amalgamalternativen dienen, von verschiedenen Herstellern auf Ihre Bruch- und Biegefestigkeit zu prüfen.

Material und Methode:

Es wurden drei Glasionomerzemente, ein Alkasil, ein Glashybrid und ein Komposit untersucht. Pro Material wurden 10 Proben mit den Maßen 2x2x25mm angefertigt. Bei den untersuchten Materialien handelte es sich bei den Glasionomerzementen um DeltaFil (DMG), Ketac Universal Aplicap (3M ESPE) und IonoStar Molar (Voco). Bei dem Alkasil handelte es sich um Cention Forte (Ivoclar) und bei dem Glashybrid um Equia Forte (GC). Das untersuchte Komposit war Tetric Powerfill (Ivoclar). Bei allen Materialien wurde die Biegefestigkeit mithilfe eines 3 Punkt-Biegeversuchs getestet und ausgewertet.

Ergebnisse:

Die mittleren Bruchkraftwerte betragen bei den GIZ Ketac Universal 8,68 N, bei Ionostar Molar 9,26 N, bei DeltaFil 15,83 N und bei dem Glashybrid Equia Forte 14,72 N. Bei dem Komposit, Tetric Powerfill, kam man zu einem mittleren Bruchkraftwert von 37,46 N. Das Alkasil, Cention Forte, erzielte einem mittleren Bruchkraftwert von 44,85 N.

Die mittleren Biegefestigkeitswerte lagen bei den GIZ Ketac Universal bei 24,4 MPa, bei Ionostar Molar 26,18 MPa, bei Deltafil bei 44,52 MPa und bei dem Glashybrid Equia Forte bei 41,39 MPa. Das Komposit, Tetric Powerfill, erzielte einen mittleren Biegefestigkeitswert von 105,38 MPa. Das Alkasil, Cention Forte erzielte einen durchschnittlichen Wert von 126,15 MPa.

Schlussfolgerung:

Die Ergebnisse machen deutlich, dass das Alkasil und das Komposit um Bezug auf die Bruchkraft ein deutlich besseres Ergebnis erwarten lässt als die restlichen untersuchten Materialien.

Abstract

Objective:

The objective of this work was to test different restorative materials, which serve as amalgam alternatives, from different manufacturers for their fracture and flexural strength.

Material and method:

Three glass ionomer cements, one alkazite, one glass hybrid and one composite were investigated. For each material, 10 specimens measuring 2x2x25mm were prepared. The materials examined were DeltaFil (DMG), Ketac Universal Aplicap (3M ESPE), and IonoStar Molar (Voco) glass ionomer cements. The alkazite was Cention Forte (Ivoclar) and the glass hybrid was Equia Forte (GC). The composite examined was Tetric Powerfill (Ivoclar). For all materials, flexural strength was tested and evaluated using a 3-point flexural test.

Results:

The mean breaking strength values were 8.68 N for the GIZ Ketac Universal, 9.26 N for Ionostar Molar, 15.83 N for DeltaFil, and 14.72 N for the glass hybrid Equia Forte. The composite, Tetric Powerfill, was found to have a mean breaking strength value of 37.46 N. The alkazite, Cention Forte, achieved a mean breaking strength value of 44.85 N.

The mean flexural strength values were 24.4 MPa for the GIZ Ketac Universal, 26.18 MPa for Ionostar Molar, 44.52 MPa for Deltafil and 41.39 MPa for the glass hybrid Equia Forte. The composite, Tetric Powerfill, achieved a mean flexural strength value of 105.38 MPa. The alkazite, Cention Forte achieved an average value of 126.15 MPa.

Conclusion:

The results clearly show that the alkazite and the composite are expected to perform significantly better than the rest of the materials studied in terms of fracture strength.

Inhaltsverzeichnis

Danksagungen	2
Kurzfassung	3
Abstract	4
Glossar und Abkürzungen	7
Abbildungsverzeichnis	8
Tabellenverzeichnis	9
1. Einleitung	10
1.1 Restaurationsmaterialien.....	10
1.1.1. Amalgam.....	10
1.1.2. Glasionomerezemente.....	13
1.1.3. Glashybrid.....	14
1.1.4. Alkasite.....	15
1.1.5. Kompomere.....	15
1.1.6. Komposit.....	16
1.2. untersuchte Materialien.....	20
1.2.1. Ketac Univeral – 3M ESPE.....	20
1.2.2. Ionostar Molar – Voco.....	22
1.2.3. DeltaFil – DMG.....	23
1.2.4. Equia Forte – GC.....	24
1.2.5. Cention Forte – Ivoclar-Vivadent.....	26
1.2.6. Tetric PowerFill – Ivoclar-Vivadent.....	28
1.3. 3-Punkt-Biegeversuch.....	30
1.4. Biegefestigkeit.....	32
2. Materialien und Methode	33
2.1. Materialien im Überblick.....	33
Studiendurchführung.....	34
2.2. Form.....	35
2.3. Stanze.....	35
2.4. Kapselmischgerät – Silamat S6.....	37
2.5. Herstellung der Proben.....	37
2.6. Einlagerung der Proben in destilliertem Wasser.....	42
2.7. 3-Punkt-Biegeversuch.....	43

Datenaufbereitung.....	48
Statistische Analyse.....	48
3. Ergebnisse.....	49
3.1. Bruchkraft.....	49
3.1.1. Statistik.....	53
3.1.2. Inferenzstatistische Auswertung.....	54
3.2. Biegefestigkeit.....	56
3.2.1. Deskriptive Beschreibung der Ergebnisse.....	56
3.2.2. Deskriptive Statistik:.....	60
3.2.3. Inferenzstatistische Auswertung.....	60
4. Diskussion.....	63
5. Schlussfolgerung.....	67
Literaturverzeichnis.....	68

Abkürzungen und deren Erklärung

Abb.	Abbildung
Anorg.	Anorganisch
BIS-GMA	Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat
BIS-EMA	ethoxyliertes Bisphenol-A-Dimethacrylat
Co	Kobalt
CoCr	Kobalt-Chrom
Cr	Chrom
DCP	Tricyclodecan-dimethanol dimethacrylat
Et. al.	und andere
EF	Equia Forte
F max	maximale Kraft
Fe	Eisen
FZ	Frontzähne
Gew.-%	Gewichtsprozent
GPa	Gigapascal
ISO	International Organization for Standardization
Mn	Mangan
MPa	Megapascal
MW	Mittelwert
mW/cm ²	Milliwatt pro Quadratcentimeter
N	Stickstoff
Nb	Niob
SD	Standardabweichung
Si	Silicium
SZB	Seitenzahnbereich
t	Tonne
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethan-Dimethacrylat
Vol.-%	Volumenprozent
Mm	Mikrometer
KI	Klasse
W	Wolfram

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Ketac Universal Kapsel (unaktiviert)	21
Abbildung 2: Ketac Universal Kapsel (aktiviert)	22
Abbildung 3: Ionostar Molar Kapsel (unaktiviert)	23
Abbildung 4: Ionostar Molar Kapsel (aktiviert)	23
Abbildung 5: DeltaFil Kapsel (aktiviert)	24
Abbildung 6: Equia Forte Kapsel (aktiviert).....	26
Abbildung 7: Cention Forte Kapsel (unaktiviert)	27
Abbildung 8: Cention Forte Kapsel (aktiviert)	28
Abbildung 9: Tetric Powerfill Spritze	29
Abbildung 10: Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuch	30
Abbildung 11: Form, um gleichmäßige Formen zu erzielen.....	35
Abbildung 12: Stanze von unten.....	36
Abbildung 13: Stanze von der Seite	36
Abbildung 14: Silamat S6 (Kapselmischgerät) von Ivoclar Vivadent	37
Abbildung 15: Ketac Universal (1. Unaktivierte Kapsel; 2. Aktivierte Kapsel)	39
Abbildung 16: Kapsel-Aktivator.....	40
Abbildung 17: Kapsel-Applikator.....	40
Abbildung 18: Ausgestanztes Restaurationsmaterial	41
Abbildung 19: 3-Punkt-Biegeversuch: Shimadzu (Autograph AGS-X 10kN)	43
Abbildung 20: 3-Punkt-Biegeversuch ohne Proben (von vorne)	44
Abbildung 21: 3-Punkt-Biegeversuch ohne Probe (seitlich).....	45
Abbildung 22: Platzierte Probe auf den Stützrollen (von oben)	45
Abbildung 23: eingelegte Probe im 3 Punkt-Biegeversuch	46
Abbildung 24: frakturierte Probe im 3 Punkt-Biegeversuch	46
Abbildung 25: Bsp.: DeltaFil (Probennummer 4 von 10). Nach dem Versuch im 3- Punkt-Biegeversuch angezeigtes Diagramm.....	47
Abbildung 26: Bsp.: DeltaFil (Probennummer 4 von 10). Nach dem Versuch im 3- Punkt-Biegeversuch angezeigten Daten.....	48
Abbildung 27: Diagramm der Bruchkraft der einzelnen Proben.....	50
Abbildung 28: durchschnittlichen Bruchkraft aller Materialien.....	51
Abbildung 29: Durchschnittlichen Bruchkraft der Glasionomerezemente	51
Abbildung 30: Durchschnittliche Bruchkraft vom Komposit und Alkasit	52
Abbildung 31: Biegefestigkeit der einzelnen Proben	57
Abbildung 32: durchschnittliche Biegefestigkeit aller Materialien.....	58
Abbildung 33: durchschnittliche Biegefestigkeit der Glasionomerezemente	58
Abbildung 34: durchschnittliche Biegefestigkeit von Komposit und Alkasit.....	59

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Füllstoffpartikelgröße von Restaurationsmaterialien	18
Tabelle 2: Glasionomerezemente im Überblick	33
Tabelle 3: Alkazit und Komposit im Überblick.....	33
Tabelle 4: Bruchkraftwerte der einzelnen Proben	49
Tabelle 5: Bruchkraft: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standard-Abweichung der Materialien.....	53
Tabelle 6: Friedman-Test (Bruchkraft).....	54
Tabelle 7: Biegefestigkeitswerte der einzelnen Proben	56
Tabelle 8: Biegefestigkeit: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standard-Abweichung der Materialien.....	60
Tabelle 9: Friedman-Test (Biegefestigkeit).....	61

1. Einleitung

1.1 Restaurationsmaterialien

In der Entwicklung von Füllungsmaterialien stehen neben den guten optischen Eigenschaften auch die zahnähnlich physikalischen Eigenschaften, wie die Abriebfestigkeit im Fokus.

Die Abriebfestigkeit sollte dem Zahnschmelz gleichgesetzt sein. Im Röntgenbild sollte das Füllungsmaterial und das Zahngewebe zu unterscheiden sein. Neben diesen Eigenschaften sollte es noch dazu leicht zu verarbeiten und polieren sein. Die Schmelzhaftung oder die Dentinhaftung des Füllungsmaterial mit der Zahnhartsubstanz sollte angemessen sein. Ebenso spielt die Biokompatibilität eine wichtige Rolle. Fast alle dieser Anforderungen werden mit ISO 4049 angegeben. [1]

1.1.1. Amalgam

Das heute verwendete Amalgam enthält im Legierungspulver 12-30% Kupfer, 40-70% Silber und der Rest besteht aus Zinn. Die Freisetzung von Quecksilber war bei den früher verwendeten Amalgamen (konventionelle Amalgame) höher als bei den heute zum Einsatz kommenden Amalgamen (Non-Gamma-2-Amalgame). Seit 2 Jahrhunderten kommt Amalgam als Füllungsmaterial zum Einsatz. Aufgrund der langen klinischen Erfahrung bietet Amalgam eine hohe Sicherheit. Non-Gamma-2-Amalgame, die heute induziert sind, sind korrosionsbeständiger und weisen mit über 10 Jahren eine hohe Haltbarkeit auf. Durch die notwendige retentive Präparation kann es insbesondere im Milchgebiss durch das ausgedehnte Pulpencavum zu einer Eröffnung kommen. [2] [3]

Man unterscheidet zwischen konventionellem (kupferarmes Amalgam) Amalgam und Non-Gamma-2-Amalgam. Amalgamfüllungen sind nicht homogen und bestehen aus verschiedenen Phasen: γ_1 , γ_2 , ϵ und mehr. Vor den 1970er Jahren wurde Kupferamalgam verwendet, welche einen niedrigeren Kupfergehalt (6%) aufweist. Diese waren korrosionsanfällig. Wenn der Kupfergehalt steigt löst sich die γ_2 -Phase

langsam auf. Wenn keine γ -Phase auftritt spricht man von Non-Gamma-2-Amalgam. Diese sind korrosionsresistenter. [4]

Amalgam konnte sich jahrelang klinisch bewähren. Aufgrund von gesundheitspolitischen Aspekten, die Diskussion über gesundheitsschädliche Nebenwirkungen und auch das Anliegen der Patienten und Patientinnen nach Ästhetik, rückt das Füllungsmaterial immer mehr in den Hintergrund. Sowohl Patienten/Patientinnen als auch Zahnärzte/Zahnärztinnen lehnen es zunehmend ab.

[5] Das Quecksilber, ein Schwermetall, weist toxische Eigenschaften auf. Im Irak (Verzehr von Saatgut mit Alkylquecksilber) in der japanischen Minamata Bucht (erhöhte Methylenquecksilberkonzentration in Fischen) hatte es katastrophale gesundheitliche Folgen. [6] Durch das Einatmen von Quecksilberdämpfen oder auch das Verschlucken von Quecksilber gelangt es in den Blutkreislauf und wird so durch den ganzen Körper transportiert. Es kann bei hohen Dosen unter anderem zu Schäden des Gehirns, des Nervensystems und der Nieren kommen. [7]

Bei der Minamata-Krankheit handelt es sich um eine Krankheit bei der hohe Konzentrationen Methylquecksilber (MQS), nach Fischkonsum, ins Gehirn eindringt und es zu neurologischen Symptomen kommt. Über die Plazenta werden auch Föten mit dem MQS belastet. Dies führt nach der Geburt zu Schwierigkeiten bei der Kontrolle der Kopfhaltung, als auch zu Problemen beim Gehen und Sitzen. Die geistige Entwicklung ist ebenfalls beeinträchtigt. [8]

In der Zahnmedizin spielt die Freisetzung von Quecksilber im Körper und die Auswirkungen auf die Umwelt bei der Entsorgung ebenfalls eine Rolle. In Zahnarzt/Zahnärztinnen-Praxen wird Amalgamschlamm abgeschieden und 2019 sammelten sich in Österreich circa 8.000t dieser Schlämme an. [9]

Im August 2017 trat das Minamata-Übereinkommen in Kraft. Dabei handelt es sich um ein internationales Abkommen zum „Schutz der menschlichen Gesundheit und der Umwelt vor anthropogenen Emissionen und Freisetzungen von Quecksilber und Quecksilberverbindungen“. [10] Ziel dieses Abkommens ist die schrittweise Reduktion des Gebrauchs von Quecksilber. Da auch in der Zahnmedizin Quecksilber in dem Füllungsmaterial Amalgam enthalten ist, soll auch der Gebrauch von Amalgam in der zahnärztlichen Praxis eingeschränkt werden. [11]

Worthington et al. analysierten die Auswirkungen von Amalgam - und Kompositfüllungen in einer Übersichtsstudie. Sie fanden heraus, dass Kompositfüllung ein fast doppeltes Risiko für Versagen als Amalgam aufweist. Es gab keine Hinweise auf Unterschiede bezüglich neurologischer Symptome, bei der Immundefunktion als auch bei der Porphyrinausschüttung (im Urin). Die Konzentration des Quecksilbers im Urin sind bei Patienten/Patientinnen mit und ohne Amalgamfüllungen fast gleich. [10] [3]

Jirau-Colón et al. fassten eine Autopsiestudie von Drasch et. al zusammen, in welcher ein direkter Zusammenhang zwischen den Amalgamfüllungen der Mutter und den Quecksilbergehalt im Körpergewebe des Föten besteht. [2]

Drasch et. al. kamen zu dem Schluss, dass bei Föten in der Leber die Quecksilberkonzentration signifikant mit der Anzahl der mütterlichen mit Amalgam versorgten Zähnen (10 oder mehrere Zähne) korrelierten (über 95%). In den anderen Altersgruppen (Kinder bis 5 Jahren) wurde keine Korrelation festgestellt. [12]

Jayanthi und Vinod (2013) überprüften 4 Materialien, die sich für den Stumpfaufbau eignen, auf ihre mechanischen Eigenschaften. Man überprüfte die Biegefestigkeit und Druckfestigkeit von einem Nanokomposit, Filtek Z350 (3M), einem Amalgam (DPI), Vitremer GIZ (3M) und Fluorocore (Dentysply). Die hergestellten Proben wurden mit einer Universal-Instron-Prüfmaschine getestet. Amalgam hatte im Vergleich zu den anderen Materialien die geringste Biegefestigkeit (28,09 MPa). Die höchste Biegefestigkeit hatte Fluorocore (140,42) MPa). In Bezug auf die mittlere Druckfestigkeit erreichte ebenfalls Fluorocore (363,01 MPa) die höchsten Werte. Darauf folgten das Nanokomposit mit einem mittleren Wert von 273,71 MPa und das Amalgam mit 185,14 MPa. Vitremer lag bei 98,35 MPa. [13] In dieser Arbeit wird auf Amalgamalternativen eingegangen, da sich diese als Restaurationsmaterialien für Milchzähne gut eignen und ähnlich effizient in die Kavität eingebracht werden können. Die Fragestellungen lauten „unterscheiden sich die zu untersuchenden Materialien in Ihrer Biegefestigkeit“ und „unterscheiden sich die zu untersuchenden Materialien in Ihrer maximalen Bruchfestigkeit“.

1.1.2. Glasionomerzemente

1950 stellten Zahnärzte und Wissenschaftler aus England fest, dass es einen Mangel an der Erforschung von Füllungsmaterialien gibt. Man wollte ein Material erschaffen, welches die gleichen Eigenschaften (thermisch, mechanisch und optisch) eines Zahnes aufweist. Dieses Material sollte Schmelz und Dentin ersetzen. [14] 1972 führten Wilson und Kent GIZ als Restaurationsmaterialien ein. [15]

Glasionomerzemente sind aufgrund ihrer reduzierten mechanischen Belastbarkeit nur für eingeschränkte Indikationen geeignet. [16] Die Bildung von GIZ erfolgt durch die *Reaktion* von schwachen Polymersäuren und anorganischen Glaspulver. [17]

GIZ werden verwendet als Unterfütterungsmaterial, für zervikalen Restaurationen, für Stumpfaufbauten, zum Zementieren von Kronen und Prothesen, Platzhaltern und einzelnen kieferorthopädischen Bändern. Besonders profitieren Patienten/Patientinnen mit erhöhtem Kariesrisiko bei der Verwendung eines Befestigungszementes, welches Fluoridionen beinhaltet. Als Wilson und Kent in den 70er Jahren Glasionomerzemente entwickelten, versuchten sie die Silikatzemente zu verbessern. Man versuchte die positiven Eigenschaften eines Silikatglaspulvers (Festigkeit, Steifigkeit und die Freisetzung von Fluorid) mit den positiven Eigenschaften einer Polyacrylsäureflüssigkeit (Biokompatibilität und Haftung) zu vereinen. Ein Hybridzement kann aus Silikat/Polycarboxylat, welches aus Kalziumfluoraluminosilikat-Gaspulver und Polyacryl- und Itaconsäure-Flüssigkeit besteht. [19]

Der Einsatz von GIZ spielt in der Kinderzahnheilkunde eine große Rolle. Sie weisen sowohl am Schmelz, wie auch am Dentin eine Haftung auf. [18] [19] Ein Eindringen von Bakterien würde zu Pulpitis und Karies führen. [20] Weitere Eigenschaften wären die Freisetzung von Fluorid, eine gute Farbstabilität, absolute Trockenlegung ist nicht von Notwendigkeit und der niedrige zahnähnliche Wärmeausdehnungskoeffizient. Es ist möglich die physikalischen Eigenschaften des Glasionomerzementes durch Ultraschall und Wärme zu verbessern. Dadurch wird die chemische Härtung beschleunigt. [18] [19] Nachteile des Glasionomerzementes sind ihre Ästhetik, ihre

mangelhaften mechanischen Eigenschaften und Verschleißfestigkeit. [21] Noch dazu haben sie keine ausreichende Farbstabilität. [22]

Die Restaurationen sind aufgrund der geringen Bruch- und Biegefestigkeit weniger haltbar. Aufgrund dessen entwickelte man polymerisierbare Glasionomer-Materialien. Der Vorteil dieser photopolymerisierbaren oder kunststoffmodifizierten Glasionomerzemente war eine schnellere Aushärtungszeit, geringere Empfindlichkeit auf Feuchtigkeit, längerer Zeit für Verarbeitung und bessere mechanische Eigenschaften als herkömmliche GIZ. [21]

1.1.3. Glashybrid

Bei dem Glashybrid handelt es sich ebenfalls um GIZ. Das Glashybridrestaurationsmaterial, Equia Forte, wurde 2015 eingeführt. Es enthält ein multifunktionelles Monomer und ist mit ultrafeinen, hochreaktiven Glasparkeln verstärkt. [17] Die Zusammensetzung von Equia Forte und den anderen GIZ wird in Tabelle 2 (Glasionomerzemente im Überblick) gegenübergestellt.

De Aguiar Grossi et. al. untersuchten 60 Zähne mit MIH die mit Glashybrid (Equia Forte) restauriert wurden. Nach 6 und 12 Monaten wurden diese Restaurationen von einem Untersucher überprüft. Nur eine Restauration bei welcher alle Höcker verloren gingen galt als Misserfolg. Man hatte eine Erfolgsquote von 98,3 %. [23]

Kielbassa et. al. beschäftigten sich mit dem abrasiven Verschleiß von hochviskosen GIZ (Equia Fil) und einem Glashybrid (Equia Forte) (mit und ohne Beschichtung) und verglichen diese mit einem konventionellen GIZ (Ketac Fil) und einem Hybridkomposit. Das Restaurationsmaterial mit den schlechtesten Abrasionswerten war das konventionellen GIZ ($12,73 \pm 4,81 \text{mm}^3$). Bei dem hochviskosen GIZ ($5,34 \pm 2,06 \text{mm}^3$) und dem Glashybrid ($5,90 \pm 1,36 \text{mm}^3$) war der Abriebverlust ähnlich. Ein Einfluss des Coats wurde nicht festgestellt. Die Werte bei dem Komposit lagen bei $0,07 \pm 0,02 \text{mm}^3$. Die Beschichtung hat den Sinn während der Aushärtung Feuchtigkeit zu isolieren. Eine Wasserkontamination und eine Dehydrierung wird durch die Beschichtung verringert. Risse und Sprünge werden unterdrückt. [17] [24]

1.1.4. Alkasite

Alkasite sind wie die Kompomere eine Untergruppe von Kompositmaterialien. [25] Ein Vorteil von Alkasit-Füllungsmaterialien ist, dass es „Hydroxid-, Kalzium- und Fluoridionen aus seinem alkalischen (Kalzium-Fluor-Silikat-Glas) Füllstoff freisetzen kann“ Die Freisetzung letzteren Zwei soll zur Remineralisation und Prävention von Karies führen. [26]

Cention N (Ivoclar Vivadent) gehört zu den neu eingeführten zahnfarbenen Materialien, welches als Alkasit klassifiziert wird. Es ist sowohl als Pulverform als auch in Flüssigform erhältlich. (Die Füllstoffpartikelgröße beträgt 0,1-35µm.) [27] Zu 78,4% enthält es anorg. Füllstoff und 24,6 % machen das alkalische Glas aus. [25] Es ist selbsthärtend. Die Aushärtung kann aber durch Lichthärtung beschleunigt werden. [28] Zu weiteren Vorteilen zählen die optimalen physikalischen und mechanischen Eigenschaften, Ästhetik als auch eine ideale Lichthärtung. Zusätzlich ist Cention N röntgenopak. [16] Im Pulver sind Glasfüllstoffe enthalten. Sie besitzen die Fähigkeit alkalische Ionen (Fluorid, Kalzium, Hydroxyl) freizusetzen. Diese neutralisieren die sauren Ionen in deren Umgebung. [25] Durch Freisetzung von K-Ionen und F-Ionen wird Karies an den Füllungsändern verhindert. Cention N ist händisch anzumischen, während Cention Forte in Kapselform vorliegt.

Battula et al. verglichen in ihrer Studie die Bruchzähigkeit, die Biegefestigkeit und die Säurepufferfähigkeit von Alkasitmaterialien und GIZ. Die Proben (2x2x25mm und 2,5x5x25mm) wurden mit einem 3-Punkt-Biegeversuch mit einer Transversengeschwindigkeit von 0,5 mm/min getestet um die Biegefestigkeit und die Bruchzähigkeit zu ermitteln. Man kam zu dem Entschluss, dass Cention N eine höhere Bruchzähigkeit und Biegefestigkeit als GIZ aufweist. [28]

1.1.5. Kompomere

Bei Kompomere handelt es sich um ein Polyacryl-/Polycarbonsäure modifiziertes Komposit. [1] Das Material sollte die positiven Eigenschaften von Kompositen und Glasionomere vereinigen. Durch seine Struktur und Eigenschaften zählt es zur Klasse der dentalen Komposite. [29]

Zu den Vorteilen von Kompomere gehören die Fluoridfreisetzung, die Ästhetik und einfache Anwendung mit Lichthärtung. Durch verschiedene Farben werden sie für Kinder attraktiv. [30]

Grund der Entwicklung von Kompomere war, dass man eine Kombination der mechanischen und ästhetischen Eigenschaften von Kompositen mit den Vorteilen der Fluoridfreisetzung von Glasionomern entwickeln wollte. [31] Kompomere sind aufgrund ihrer Eigenschaften näher den Kompositen, als den Glasionomern zuzuordnen. Kompomere müssen, wie auch Komposite, mithilfe eines Haftvermittlers an die Zahnhartsubstanz verbunden werden, da diese keine direkte chem. Adhäsion an der Zahnstruktur haben. [32]

Bakkal et al beschäftigten sich mit den mechanischen und physikalischen Eigenschaften von drei verschiedenen färbigen Kompomeren, die in der Kinderzahnheilkunde beliebt sind. Neben Vickershärte wurden Druckfestigkeit und Elastizitätsmodul gemessen. Sie kamen zum Ergebnis, dass die Farbe Auswirkungen auf die strukturellen und mechanischen Eigenschaften von Kompomeren hat. Ausschlaggebend dafür ist das Zusammenspiel zwischen Bestrahlungslicht und der chemischen Zusammensetzung. Der Polymerisationsgrad kann von Art und Menge der Monomere beeinflusst werden. Ebenfalls wird der Polymerisationsgrad auch von Füllstoffen, Initiatoren oder Katalysatoren, Farbton und der Transluzenz des Materials beeinflusst werden. Dunklere Farbtöne beeinflussen den Aushärtungsgrad negativ. Ein geringer Aushärtungsgrad führt zu verringerten mechanischen Eigenschaften.[30]

1.1.6. Komposit

Als Komposite werden universell verwendete Materialien bezeichnet. Diese zahnfarbenen Materialien werden zur direkten Restauration der Zähne eingesetzt. Es wurde Dimethacrylate, die aus Epoxidharz und Methacrylsäure bestehen, mit silanisiertem Quarzpulver kombiniert. [1] 1955 entwickelte Bowen Komposite und Buonocore führte die Säure-Ätz-Technik ein. Somit wurde Komposit die Technik der Wahl. [5]

Obwohl Komposite als technisch anspruchsvoll, teuer und zeitaufwändig gelten, gelten sie auch als häufigstes verwendetes Restaurationsmaterialien und die

Nachfrage stieg in den letzten Jahren. Sie bieten eine Reihe von Anwendungsmöglichkeiten. [33] [34] Die heute verwendeten Kompositmaterialien unterscheiden sich in physikalischen, ästhetischen als auch in mechanischen Eigenschaften. Dafür verantwortlich ist ihre Struktur. [35]

Komposite bestehen aus 3 unterschiedlichen chemischen Materialien/Phasen: organische Matrix; den Füllstoffen, der anorganischen Matrix und der Verbundphase. [3] Die organische Matrix, die sogenannte Harzmatrix, besteht vor allem aus Bis-GMA (Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat). Bis-GMA ist ohne weitere Zusätze hochviskos. Die Polymerisationsschrumpfung ist umso höher, je geringer der Bis-GMA Gehalt und je höher der TEGDMA (Triethylenglykol-Dimethacrylat) ist. Wenn man Bis-GMA durch TEGDMA ersetzt wird die Biegefestigkeit negativ beeinflusst. [1] An der Zusammensetzung der organischen Matrix sind Monomere, Verdüner, Weichmacher, Stabilisatoren, Initiatoren als auch Inhibitoren beteiligt. Jedes von Ihnen erfüllt eine wichtige Aufgabe. Durch die chemische Zusammensetzung der Monomere wird die Schrumpfung, die Wasseraufnahme, die Viskosität als auch der Polymerisationsgrad bestimmt. Verdüner sind für die leichtere Verarbeitung von Bedeutung. Initiatoren bilden freie Radikale, dadurch werden die Doppelbindungen eines Monomers gespalten. Die Polymerisationsreaktion wird durch Akzeleratoren beschleunigt. Eine Erhöhung der Farbstabilität erzielt man durch UV-Absorber. Stabilisatoren und Inhibitoren sind dafür verantwortlich, dass die Lagerfähigkeit der verschiedenen Füllungsmaterialien verbessert wird. Für mechanische Eigenschaften, wie die Biegefestigkeit, sind Füllstoffe von großer Bedeutung. [3] Die Füllstoffe bestehen aus Quarz und Keramik, eventuell auch Kieselerde. Neben Silicumdioxidclustern und Nanopartikeln, die zu einer verbesserten Biegefestigkeit führen, werden noch Füllkörper hinzugefügt. Diese wirken sich positiv auf die Wasseraufnahme, welche reduziert wird, die thermische Ausdehnung und auf die Schrumpfung aus, da diese verringert werden. Für diese Arbeit ist ihre Funktion zur Erhöhung der Bruchfestigkeit, genau wie die Steifigkeit und Abrasionsbeständigkeit von Bedeutung. Durch einen zunehmenden Füllstoffgehalt steigt nicht nur die Druck- und Zugfestigkeit, sondern auch die Verschleißfestigkeit und das Elastizitätsmodul. Der Großteil der Komposite hat einen Füllergehalt von 70-80 Gew.-%. Dies entspricht 60-70 Vol.-%. Die Röntgenopazität von Hybridkompositen wird durch das Hinzufügen von Barium und Strontium oder Ytterbiumtrifluorid erreicht. [3] [1]

Je mehr Füllstoffe und je größere Füllstoffpartikeln ein Verbundwerkstoff aufweist, desto höher ist seine Bruchzähigkeit. Bei Verbundwerkstoffen mit Mikrofüllern benötigt man weniger Kraft, als bei Verbundwerkstoffe mit Makrofüller bis es zum Bruch kommt. Wie fest ein Komposit ist hängt von der Druck- und Zugfestigkeit ab. Die Zugfestigkeit hängt von der Verformbarkeit der Matrix auf Belastung und wie weit die Füllstoffpartikel voneinander entfernt sind ab. Eine niedrigere Druckfestigkeit findet man bei Kompositen mit einem Füllstoff aus Mikropartikeln. Der Verschleiß von Füllungsmaterialien entsteht durch Abrieb der Matrix oder auch durch Verlust von Füllstoffpartikel und Brüchen von Füllstoffpartikeln. Die Abrasion des Restaurationsmaterials sollte ähnlich des Zahnschmelzes sein. Deshalb werden Zink-, Barium- oder Glaspartikeln dem Material hinzugefügt. Wenn der Abstand der einzelnen Moleküle kleiner als 0,1 μm ist wird der Abrieb weniger. Den Abstand der Partikel des Füllstoffs kann man verringern indem man die Größe der Partikel verringert. [36]

Komposite werden nach ihrer Füllstoffpartikelgröße klassifiziert. Es gibt Makrofüller, Hybridfüller und Mikrofüller, aber seit ein paar Jahren fallen auch Nanofüller und Nanokomposite in eine neue Klassifizierung. [37] [38]

Tabelle 1: Füllstoffpartikelgröße von Restaurationsmaterialien

Makrofüller	0,1-100 μm
Mikrofüller	0,01-0,1 μm
Nanofüller	20-75 nm

[38]

Makrofüllerkomposite enthalten splitterförmige Partikel die sowohl aus Quarz, Glas oder Keramik bestehen (Größe: 5-10 μm). Mikrofüllerkomposite werden aus pyrogener Kieselsäure hergestellt. Sie haben einen Durchmesser von 0,01-0,04 μm . Da homogene Mikrofüllerkomposite schwer zu verarbeiten sind wurden inhomogene Mikrofüllerkomposite entwickelt. Die Fülleranteil wurde erhöht ohne dass es zur Herabsetzung der Konsistenz geführt hat. [5] Da Makrofüllkomposite guten mechanische Eigenschaften und Mikrofüllerkomposite eine gute Polierbarkeit und Abrasionsfestigkeit (Oberflächenqualität) aufweisen wurden diese miteinander verbunden. Diese Verbindung wird als Hybridkomposit bezeichnet.

Makrofüllerkomposite kommen heute in der Regel nicht mehr zum Einsatz [40] [1]

Die Füllkörper von Hybridkomposite bestehen aus mehreren Einzelkomponenten. Pyrogene Kieselsäure (Mikrofüller) und die Gläser aus den Makrofüllern wurden vermengt. Dies bewirkte optimale physikalische Eigenschaften. Hybridkomposite lassen sich wie folgt einteilen: Normales Hybridkomposit (Füllergröße bis 10 μm), Feinpartikelhybridkomposit (Füllergröße bis 5 μm) Feinstpartikelhybridkomposit (Füllergröße bis 3 μm) und Submikrometerhybridkomposit (Füllergröße unter 1 μm). Bei Feinstpartikelhybridkomposite und Nanofüllerkomposite handelt es sich um Universalkomposite, da diese aufgrund ihrer physikalischen und mech. Eigenschaften die Möglichkeit bieten große Restaurationen im FZB zu restaurieren und „Kaulast tragende Füllungen im SZB dauerhaft zu restaurieren“. [5]

Die mechanischen Eigenschaften von Füllungsmaterialien werden von 3 Faktoren bestimmt: die Art des Füllstoffs, deren Gewinnung und auch die beigefügte Menge. Die Füllstoffe werden der organischen Matrix beigesezt. Dadurch kommt es zu einer Verbesserung der mechanischen und physikalischen Eigenschaften der organischen Matrix. [35] Die Biegebruchfestigkeit wird in MPa (Megapascal) angegeben. Bei Kompositen beträgt die Biegebruchfestigkeit laut Literatur 120-170 MPa und für Glasionomerzemente max. 40 MPa. Bei der Druckfestigkeit erreichen Komposite 250-350 MPa, wohingegen GIZ nur 180-290 MPa erreichen.

Die Letzte dieser drei Phasen ist die Verbundphase. Durch Silanisierung, der Reaktion mit einem Silan, entsteht die Verbundphase zwischen organischer Matrix und Füllstoffe. Die Abrasion wird durch Silanverbindungen beeinflusst.

Restaurationsmaterialien sollen verschiedene Anforderungen erfüllen. Dazu gehören unter anderem die Randdichtigkeit, die biologische Verträglichkeit, eine einfache Anwendung, eine vorbeugende Wirkung auf Karies, eine gewünschte Zahnfarbe und noch dazu sollte das Füllungsmaterial chemisch beständig sein. Wichtige Eigenschaften für die Kaubeständigkeit sind die Risszähigkeit, Abrasion, Oberflächenhärte, Biegefestigkeit, Druckfestigkeit und der Füllergehalt. [3]

1.2. untersuchte Materialien

1.2.1. Ketac Universal – 3M ESPE

Bei Ketac™ Universal Aplicap™ (3M ESPE, Neuss, Deutschland) besteht keine Notwendigkeit der Konditionierung und es muss laut Herstellerangaben kein zusätzliches Coat verwendet werden. Es handelt sich genauer gesagt um ein hochviskoses Glasionomer. Das Pulver besteht aus Oxidglas. Die Flüssigkeit setzt sich zusammen aus Copolymer (aus Acrylsäure-Maleinsäure), Weinsäure und Wasser. [41] Seine Anwendungsgebiete sind umfangreich. Laut Hersteller eignet sich dieses GIZ als Unterfütterungsmaterial für einflächige oder mehrflächige Kompositfüllungen, für Stumpfaufbauten, Milchzähnen, Klasse III und V, limitiert kaulasttragende Füllungen der Klasse I und II, einflächige oder mehrflächige temporäre Versorgungen und selbstadhäsive Fissurenversiegelung. [42]

Šalinović et al. analysierten in ihrer Arbeit die Druckfestigkeit und Härte von drei GIZ (Ketac™ Universal Aplicap™, EQUIA Fil® und EQUIA FORTE Fil®). Es wurde keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf die Druckfestigkeit festgestellt (Ergebnisse: Ketac™ Universal Aplicap™: Durchschnitt: 80,0 N/mm², EQUIA Fil® Durchschnitt: 97,6 N/mm² und EQUIA FORTE Fil® Durchschnitt: 99,6 N/mm²). Ketac™ Universal Aplicap wies deutlich höhere Härteergebnisse als die anderen zwei GIZ auf. (Ketac™ Universal Aplicap™ Durchschnitt: 157 HVO,2, EQUIA Fil® Durchschnitt: 47 HVO,2 und die Werte für EQUIA FORTE Fil® war der Durchschnitt 39 HVO,2). Dazu muss gesagt werden, dass bei Letzteren zwei keine Schutzschicht wie bei Ketac™ Universal Aplicap™ angewendet wurde. Alle drei GIZ hatten eine ähnliche Mikrostruktur und ähnliche Brucharten. Deshalb kann man ihre Anwendung für minimalinvasive Restaurationen begründen. [43]

Wafaie et al. verglichen drei hochviskose GIZ (Ketac™ Universal Aplicap™, EQUIA Forte und Riva Self Cure HV) und ein Mikrohybrid-Komposit (Filtek Z250). Nach 5 Jahren wurden die 160 Restaurationen beurteilt. Das Komposit zeigte eine 100% Erfolgsquote. Die Quote bei Ketac™ Universal Aplicap™ lag bei 97,4 %. 94,9% für EQUIA Forte und Riva HV – Restaurationen. Es wurden keine signifikanten Veränderungen bei „Materialbruch, postoperativen Hypersensibilität, Kairesrezidiv,

Zeitintegrität, parodontale Reaktion, angrenzende SH und Mundgesundheit“ festgestellt. Unterschiede stellte man in Bezug auf Oberflächenglanz und Farbe fest. Aus den Ergebnissen schließt man, dass die untersuchten GIZ genauso geeignet sind wie Mikrohybrid-Komposite bei kleinen bis mittleren Klasse II Restaurationen. [44]



Abbildung 1: Ketac Universal Kapsel (unaktiviert)

Kolben befindet sich außerhalb der Kapsel. Kanüle ist noch ungeöffnet (s. Abbildung 1)



Abbildung 2: Ketac Universal Kapsel (aktiviert)

Kolben befindet sich in der Kapsel. Kanüle ist geöffnet (s. Abbildung 2)

1.2.2. Ionostar Molar – Voco

Ionostar Molar ist ein GIZ welches für Kavitäten der Klasse I bis Klasse V, Wurzelkaries, Stumpfaufbauten, Unterfüllungen, temporäre Füllungen als auch für Milchzahnrestaurationen zum Einsatz kommt. [45]

Menezes-Silva et al. untersuchten achtzehn GIZ auf ihre Druckfestigkeit, diametrale Zugfestigkeit, Biegefestigkeit und Knoop-Mikrohärte. Neben GIZ wie Bioglass, Chemfil Rock, Equia Forte (EF), longlass, Ionofil Plus wurde auch Ionostar Plus (IS) getestet. In Bezug auf Ionostar kamen folgende Ergebnisse heraus: Bei der Druckfestigkeit erreichte IS nur mittlere Werte (159,38), während Equia Forte den höchsten Wert erzielte (207,64). Die niedrigsten Werte waren bei Bioglass (43,10) ersichtlich. Bei der Biegefestigkeit erreichten Equia Forte und IS hohe Werte. EF erreichte mit einem Wert von 28,45 den 2. Rang. IS mit 27,95 den 4. Rang. Sie waren mit zwei weiteren GIZ die einzigen Gruppen, die dem ISO-Grenzwert entsprach. [46]



Abbildung 3: Ionostar Molar Kapsel (unaktiviert)



Abbildung 4: Ionostar Molar Kapsel (aktiviert)

1.2.3. DeltaFil – DMG

Bei DeltaFil handelt es sich um „ein moderner Glasionomerezement mit neuartiger Technologie: Elastomerische Mizellen werden innerhalb des GIZ dispergiert, erhöhen die Bruchzähigkeit und stärken somit den Zement“. Mizellen verhindern somit die Ausbreitung von Rissen. Bei Mizellen handelt es sich um molekulare Anordnungen. Laut Hersteller kann es für Klasse I, II, III und V Restaurationen, für erweiterte Fissurenversiegelung und Stumpfaufbauten angewendet werden. Das Material eignet sich für Milchzähne. DeltaFil setzt Fluorid frei. [47] [48]

Auf DeltaFil wurde in der Literatur noch nicht eingegangen, was die Ergebnisse dieser Diplomarbeit noch bedeutungsvoller macht.



Abbildung 5: DeltaFil Kapsel (aktiviert)

1.2.4. Equia Forte – GC

Es handelt sich dabei um ein GlasHybrid. Hersteller ist GC (Tokyo, Japan). Equia Forte setzt sich zusammen aus Fluor-Aluminium-Silikatglas, Polyacrylsäurepulver, Pigmente, Polyacrylsäure, destilliertem Wasser und mehrbasischen Carbonsäure. [49] Das Equia-Restorationssystem wurde 2007 eingeführt. 2015 wurde von GC Equia Forte eingeführt und zählte zu dem ersten Glas-Hybrid-Rest.-System. Gurgan et al. untersuchten Equia Forte mit einem Komposit und verglichen diese. Sowohl Oberflächenbeschaffenheit als auch die Randadaptation erwiesen nach 48 Monaten bei beiden Restaurationsmaterialien optimale Eigenschaften. [50] Ebenfalls

beschäftigten sich Miletic et al. mit Equia Forte und einem Komposit (Nano-Hybrid-K. – Tetric EvoCeram). Es wurden 360 Restaurationen angefertigt (Klasse II), wobei jede/r Patient/in sowohl Equia Forte als auch Komposit bekam. Diese wurden nach einer Woche, einem Jahr und nach 2 Jahren beurteilt. Nach 2 Jahren lag die Überlebensrate bei Equia Forte bei 93,6% und bei Tetric EvoCeram bei 94,5%. Ebenfalls waren keine signifikanten Unterschiede in Bezug auf ästhetische, funktionelle oder biologische Eigenschaften erkennbar. [51] Thongbai-on et Banomyong beschäftigten sich in ihrer Studie, die 2020 veröffentlicht wurde, ob die Applikation eines Coats sich auf die Biegefestigkeit und Porosität von (Fuji II LC) und pulverförmigen (Equia Forte Fil) GIZ auswirkt. Ergebnis dieser Studie war, dass Equia Forte Fil sowohl unbeschichtet als auch beschichtet eine höhere Porosität aufwies. Bei der Biegefestigkeit lag man bei beschichteten und unbeschichteten pulverförmigen GIZ bei 41,47 +/- 0,89 und 15,32 +/- 1,15 MPa. Fuji II LC war deutlich höher (beschichtet: 104,77 +/- 3,97 und unbeschichtet: 52,90 +/- 2,17 MPa). Somit erhöht sich die Biegefestigkeit von GIZ durch die Applikation eines Coats. [52] Das zm – Zahnärztliche Mitteilungen brachte einen Artikel über ein Zwischenergebnis einer klinischen Studie über belegbare Leistungen der Glas-Hybrid-Technologie von GC heraus. Einbezogen wurden 180 Patienten und Patientinnen (Durchschnittsalter: 34,6) und 360 Restaurationen. Die Überlebensrate von Equia Forte nach einem Recall nach 2 Jahren betrug 93,6%. Bei dem zweiten untersuchten Material (Tetric EvoCeram) waren es 94,5%. Es wird somit als Langzeitrestauration angewendet. [53] Friedl K et al. untersuchten in ihrer Studie die Eignung von Equia als dauerhaftes Restaurationsmaterial im Seitenzahnbereich (SZB). Insgesamt wurden nach 2 Jahren 151 (Molaren 94; Prämolaren 57) Restaurationen untersucht, davon waren 26 einflächig (S1), 84 (S2) zweiflächig, 41 drei- und vierflächig (S3+). Es war kein Misserfolg ersichtlich. Das ursprüngliche Volumen blieb bei S1 bei 88,5 % (bei 3,8% war ein höherer Volumenverlust feststellbar), bei S2 bei 64,2% und bei S3+ bei 24,4%. 15,5 % der S1, 14,3% der S2 und 24,4% bei S3+ zeigte sich eine sowohl spürbare als auch erkennbare Rauigkeit. Marginale Desintegrationen zeigten sich sowohl bei S2 (1,2%) als auch bei S3+ (7,3%). Randverfärbungen waren unter 1% feststellbar. [54] Türkün et al. wollten in ihrer Studie die klinische Leistungsfähigkeit von EquiaFil und Riva SC ®, die mit Equia Coat und Fuji Varnish beschichtet waren, untersuchen. Bewertet wurden Restaurationen am Beginn, nach 6, 12 und 18 Monaten als auch nach 6 Jahren bewertet. In der Retentionsrate und der

Farbübereinstimmung unterschieden sich Equia Forte und Riva SC Nach 6 Jahren war der Erfolg bei EquiaFil besser. Sowohl in der Randadaptation, Farbanpassung, anatomischen Form, als auch bei der Retentionsrate schnitt EquiaFil besser ab. [55]



Abbildung 6: Equia Forte Kapsel (aktiviert)

1.2.5. Cention Forte – Ivoclar-Vivadent

Bei Cention Forte handelt es sich um „bioaktive Pulver-Flüssigkeits-Füllungsmaterial“ und ist eine Alternative zu Amalgam. Der Hersteller schreibt von „Langlebigkeit, hoher Biegefestigkeit, natürlicher Ästhetik und bioaktiver Ionenfreisetzung“. [56] Cention Forte (Ivoclar Vivadent, Lichtenstein), ein Pulver-Flüssigkeits-Füllungsmaterial, ist ein selbsthärtendes und dualhärtendes bioaktives Alkasil. Das Pulver setzt sich zusammen aus Barium-Aluminium-Silikatglas, Ytterbiumtrifluorid, Isofiller, Calcium-Barium-Aluminium-Fluor-Silikatglas und Calcium-Fluor-Silikatglas. Die Flüssigkeit besteht aus Urethandimethacrylat, Tricyclodecandimethanoldimethacrylat, Tetramethyl-Xylylendiurethandimethacrylat, Polyethylenglykol-400-Dimethacrylat, Ivocerin und Hydroxyperoxid Z02CMP. [57] Aufgrund der Art der Aushärtungsreaktion ist es den Kompositen zuzuordnen. Der Unterschied liegt an den alkalischen Füllkörper von Cention. Die Belastung durch Milchsäure führt zu einem Absinken des pH-Wertes. Dies führt zur Freisetzung von Kalzium – und Phosphat-Ionen und eine geringe Menge an Fluorid. Dies soll die Remineralisation begünstigen. Die Biegefestigkeit von Cention Forte liegt bei 110-115 MPa und ist daher für den SZB geeignet. [58] Dieses röntgenopake (≥ 200 AL%)

Füllungsmaterial wird für die direkte Füllungstherapie (FZ - und SZB) und zur Wiederherstellung von Okklusalfächen angewendet. Es wird für Klasse I, II und V Restauration im bleibenden Gebiss als auch im Milchgebiss verwendet. [59]



Abbildung 7: Cention Forte Kapsel (unaktiviert)



Abbildung 8: Cention Forte Kapsel (aktiviert)

1.2.6. Tetric PowerFill – Ivoclar-Vivadent

Tetric PowerFill (PFILL) (Ivoclar Vivadent AG, Lichtenstein) gehört zu den hochviskösen Kompositen. Die organische Matrix setzt sich zusammen aus Bis-GMA, Bis-EMA, Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Pentabromophenylacrylat (PBPA), DCP und Beta-Allylsulfon. Der Füllergehalt beträgt 76-77 Gew.-% (53-54 Vol%), der Durchmesser beträgt 0,04-3 μ m. Die vom Hersteller empfohlene Aushärtung soll in 3 Sekunden mit 2700-3300mW/cm² erfolgen. Bei 10 Sekunden mit nur 900-1400mW/cm². [60] Laut Hersteller bietet Tetric PowerFill eine „zuverlässige Durchhärtungstiefe (bis zu 4mm), geringe Schrumpfung und optimale Biegefestigkeit“ und soll die gleiche Leistungsfähigkeit und Ästhetik wie herkömmliche Komposite haben. Dazu ist es einfach zu Verarbeiten. [61]

Marovic et al. untersuchten den Einfluss der 3 Sekunden Lichthärtung bei Bulk Fill Kompositen mit einer Tiefe von 4mm (zwei 2mm dicke Proben wurden gestapelt). Bei den untersuchten Materialien handelte es sich um zwei schnell aushärtende Materialien (Tetric PowerFill und Tetric PowerFlow) und zwei normal aushärtenden

Materialien, die in Ethanol (1, 30 oder 30+3 Tage) eingelagert wurden. Biegefestigkeit und Biegemodul wurden mithilfe einer 3-Punkt-Biegetestung untersucht. Es wurde zwischen der 3 Sekunden Gruppe (polymerisiert mit 3 x 3 Sekunden mit 2700 mW/cm²) und der ISO-Gruppe (polymerisiert mit 6 x 20 Sekunden mit 950mW/cm²) unterschieden. Der Biegemodul erzielte höhere Werte, wenn die Materialien mit dem ISO-Protokoll polymerisiert wurden. Die Werte für Tetric PowerFill lagen am ersten Tag bei 3 Sekunden bei ca. 7 GPa und nach dem ISO-Protokoll über 8 GPa. Bei 30 Tagen kam man auf fast exakt dieselben Werte. Bei 30+3 Tage bei 3 Sekunden über 5 GPa und nach dem ISO-Protokoll ca 8 GPa. Auch bei den anderen untersuchten Materialien kam man mit dem ISO-Härtungsprotokoll auf einen höheren Wert. Zu keinem Unterschied kam es bei den Materialien zwischen den Aushärtungsprotokollen bei der Biegefestigkeit am 1. Tag. [62] Klaric et al. fanden in ihrer Studie heraus, dass eine schnelle Polymerisation zu einer Erhöhung der Löslichkeit führt, welche wiederum die Biokompatibilität von Bulk Fill Kompositen beeinträchtigen könnte, die nicht für die 3 Sekunden Härtung vorgesehen sind. Die Wassersorption bei Tetric PowerFill war höher, wenn mit der Standardmethode (20 Sekunden / Lichtintensität von 1200mW/cm²) polymerisiert wurde. [63] Garoushi et al. kamen zu dem Ergebnis, dass konventionelle Komposite mit schnellem, hochintensiven Lichthärtungsprotokoll zu minderwertigen Materialeigenschaften führt. Komposite müssen eine „ausreichende Energie bei den erforderlichen Wellenlängen“ erhalten. Nur so erreicht es optimalen physikalischen Eigenschaften. Die Lichtdurchlässigkeit von Tetric PowerFill war höher bei beiden Aushärtungsprotokollen, als bei Essentia U (konventionelle Komposit). [64]



Abbildung 9: Tetric Powerfill Spritze

1.3. 3-Punkt-Biegeversuch

Bei dem Biegeversuch handelt es sich um einen einachsigen Verformungsversuch, bei der es zu inhomogenen Spannungs- und Dehnungsverteilung über die Biegehöhe kommt. Es werden Probekörper auf zwei Auflager platziert. Diese werden durch eine Einzelkraft in der Mitte, den sogenannten 3 -Punkt-Biegeversuch oder durch zwei Einzelkräfte an den Enden, den 4-Punkt-Biegeversuch, belastet. [65]

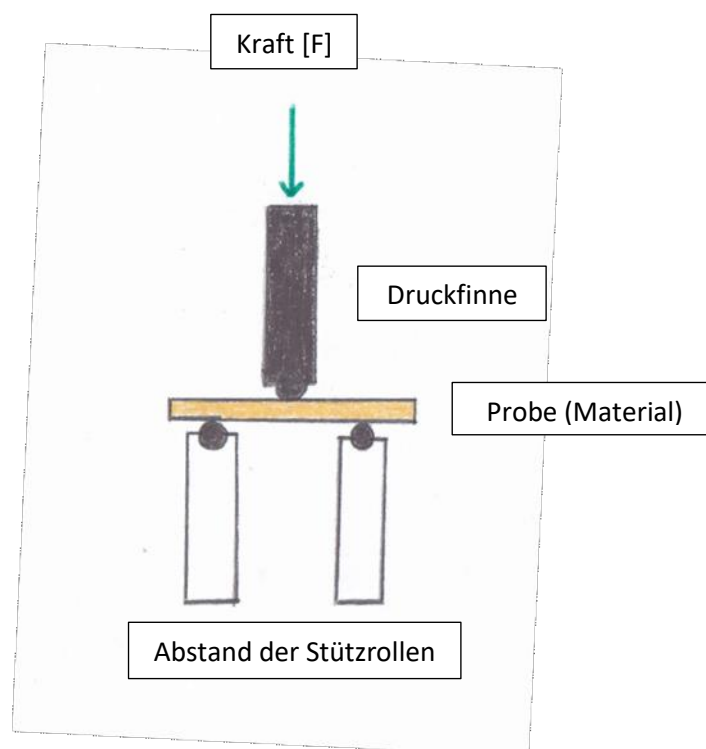


Abbildung 10: Schematische Darstellung des 3-Punkt-Biegeversuch

Die sogenannte 3-Punkt-Biegung wird hauptsächlich für leichtflexible und starre Bauteile eingesetzt. Dadurch kann man die die maximale mechanische Bruchspannung und Stabilität der Materialien unter Biegung bewerten. Das Verhältnis zwischen Spannung und Dehnung kann bestimmt werden. [66] Der 3-Punkt-Biegeversuch ist ein Prüfverfahren, welches für die Beurteilung der Biegefestigkeit von dentalen Verbundwerkstoffen in verschiedenen Studien herangezogen wird. Chung et Al. untersuchten in ihrer Studie Materialien, Komposite, der Firma 3M ESPE. Die Bewertung der Biegefestigkeit der Restaurationsmaterialien

erfolgte durch einen 3-Punkt-Biegeversuch und einer biaxialen Prüfmethode. Bei beiden Methoden waren die Minifüllungen (Z100) stärker als alle anderen Verbundwerkstoffe. Die Biegefestigkeit von Z250 (ebenfalls eine Minifüllung), war deutlich höher als der Mikrofüllung (A110) und des fließfähigen Komposits, ebenso das modifizierte Komposits (F2000). Das fließfähige Komposit war deutlich stärker als F2000 und A110. Schlussendlich kam heraus, dass der 3-Punkt-Biegeversuch und die biaxiale Prüfmethode zu dem gleichen Ergebnis kam. Es gab keinen signifikanten Unterschied zwischen Z250 und fließfähigen Komposits. [67] Ebenfalls beschäftigten sich auch Jager et. al. mit der Biegefestigkeit von Dentalmaterialien. Für die Biegefestigkeit als auch für das Biegemodul wurde ebenfalls der 3-Punkt-Biegetest herangezogen. Die Füllungsmaterialien wurden in 10 Probekörper (2x2x25mm) unter Berücksichtigung der Herstellerangaben hergestellt. Nach einer Verweildauer der Proben von 50 +/- 2h wurden diese aus dem Wasserbad genommen. Für den 3-Punkt-Biegetest wurde eine Universalprüfmaschine (Instron 6022) verwendet. Jede einzelne Probe wurde bis zu ihrem Bruch oder bis zur max. Krümmung getestet. Das Ergebnis war, dass die keramischen Materialien eine höhere Biegefestigkeit und einen höheren Biegemodul aufwiesen im Vergleich zu den Kompositen. Der niedrigste Biegemodul-Wert eines Keramiks (48,7 GPa) war deutlich höher als der niedrigste Wert eines Komposits (17,2 GPa). [68]

1.4. Biegefestigkeit

Die Biegefestigkeit lässt sich durch den 3- und 4-Punkte-Biegeversuch und dem biaxialen Messverfahren ermitteln. Die Proben werden solange belastet bis diese aufgrund der aufgewendeten Kraft brechen. Dabei handelt es sich nicht um klinische Situationen. [69]

Nachdem die Proben in einem 3-Punkt-Biegeversuch getestet wurden kann man folgende Formel anwenden:

Formel:
$$\sigma = \frac{3FL}{2bh^2}$$

σ = Biegefestigkeit [MPa] oder [N]

F = die Kraft die zum Bruch des Prüfkörpers führt [N]

L = der Abstand zwischen den Stützrollen [mm]

b = die Breite des Prüfkörpers [mm]

h = die Höhe des Prüfkörpers [mm]

[70]

2. Materialien und Methode

2.1. Materialien im Überblick

Tabelle 2: Glasionomerezemente im Überblick

Produkt - name	Hersteller	Material	Zusammensetzung
Ketac Universal	3M ESPE	GIZ	Das Pulver besteht aus Oxidglas. Die Flüssigkeit setzt sich zusammen aus Copolymer (aus Acrylsäure-Maleinsäure), Weinsäure und Wasser.
Ionostar Molar	Voco	GIZ	Pulver: Fluoralumosilikatglas, Polycarbonsäure, Farb- und Hilfsstoffe; Flüssigkeit: wässrige Polycarbonsäurelösung
DeltaFil	DMG	GIZ	Ionomerglas, Polyacrylsäure, Wasser, Weinsäure, Additive
Equia Forte	GC	Glashybrid	Fluor-Aluminium-Silikatglas, Polyacrylsäurepulver, Pigmente, Polyacrylsäure, destilliertem Wasser und mehrbasischen Carbonsäure

[41] [49] [71] [72]

Tabelle 3: Alkasit und Komposit im Überblick

Cention Forte	Ivoclar Vivadent	Alkasit	Das Pulver setzt sich zusammen aus Barium-Aluminium-Silikatglas, Ytterbiumtrifluorid, Isofiller, Calcium-Barium-Aluminium-Fluor-Silikatglas und Calcium-Fluor-Silikatglas. Die Flüssigkeit besteht aus Urethandimethacrylat,
---------------	------------------	---------	--

			Tricyclodecandimethanoldimethacrylat, Tetramethyl- Xylylendiurethandimethacrylat, Polyethylenglykol-400-Dimethacrylat, Ivocerin und Hydroxyperoxid Z02CMP
Tetric Powerfill	Ivoclar Vivadent	Komposit	Die organische Matrix setzt sich zusammen aus Bis-GMA, Bis-EMA, Urethan-Dimethacrylat (UDMA), Pentabromophenylacrylat (PBPA), DCP und Beta-Allylsulfon

[57] [60]

Studiendurchführung

In der vorliegenden Arbeit wurden sechs verschiedene Füllungsmaterialien in vorangefertigten Formen appliziert, ausgehärtet und ausgestanzt. Bei den untersuchten Materialien handelte es sich um drei Glasionomerezemente, ein Komposit, ein Alkasit und ein Glas-Hybrid. GIZ die überprüft wurden waren IonoStar Molar (Voco), Ketac Universal Aplicap (3M ESPE) und DeltaFil (DMG). Ein Komposit, Tetric Powerfill (Ivoclar Vivadent) und Cention Forte (Ivoclar Vivadent) wurden ebenfalls geprüft. Bei Letzterem handelt es sich um ein Alkasit. Wie bereits erwähnt wurde auch ein Glas-Hybrid geprüft, das sogenannte Equia Forte (GC).

Pro Materialien wurden genau 10 Proben hergestellt. Insgesamt standen 60 Proben für die Testung zur Verfügung. Diese wurden in einer vorgefertigten Form appliziert, nach Herstellerangaben gehärtet und mithilfe einer passenden vorgefertigten Stanze aus der Form gedrückt.

2.2. Form

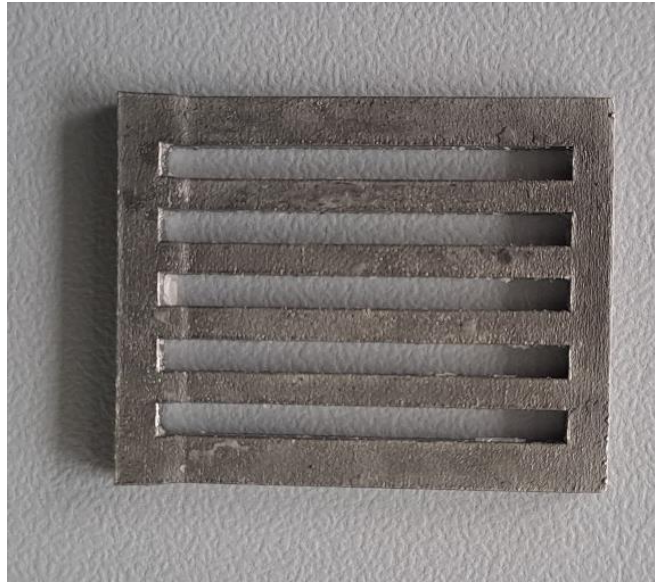


Abbildung 11: Form, um gleichmäßige Formen zu erzielen

Die Form hat die Maße 24x2x30mm (b x h x l) in der sich fünf befüllbare rechteckige Formen befinden. Jede einzelne Form hat die Maße 2x2x25mm (b x h x l). Das Material aus dem die Form besteht ist eine Legierung namens Remanium Star CL. Dabei handelt es sich um eine CoCr-Legierung die zusammengesetzt ist aus Co (60,5%), Cr (28%), W (9%) und Si (1,5%). Der restliche Anteil besteht aus Mn, N, Nb, und Fe (<1%). [73]

2.3. Stanze

Die Stanze wurde genau die Form von einem 3D-Drucker angefertigt und besteht ebenfalls aus Remanium Star CL. Die Maße der breiteren Fläche, auf die Druck ausgeübt wurde um die Formen auszudrücken, waren 28 x 5 x 2 mm (l x b x h) und die Fläche, die kleiner war als die Proben um das Material aus der Form zu drücken, war 23 x 1,5 x 2,5 mm (l x b x h). Mithilfe der Stanze war es möglich das in der Form befindliche Material aus ihren einzelnen Formen zu bekommen.



Abbildung 12: Stanze von unten

Stanze von unten mit der schmalen Fläche, mit der die Proben aus der Form gedrückt wurden (s. Abbildung 12).

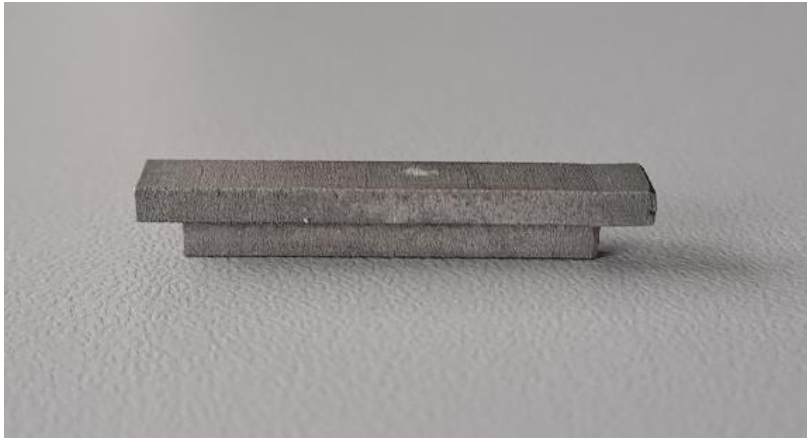


Abbildung 13: Stanze von der Seite

Die Fläche mit der die Proben aus der Form gedrückt wurden befindet sich unten. Die Fläche, auf der Druck ausgeübt wurde, befindet sich oben (s. Abbildung 13)

2.4. Kapselmischgerät – Silamat S6

Mithilfe eines Kapselmischgerätes (Drehzahl von 4500 rpm) wurde ein homogenes Mischverhältnis geschaffen.



Abbildung 14: Silamat S6 (Kapselmischgerät) von Ivoclar Vivadent

2.5. Herstellung der Proben

Die Herstellung der einzelnen Proben erfolgte laut Gebrauchsanweisung der Hersteller.

Benötigt wurden die sechs verschiedenen Materialien, die Form in welche diese appliziert wurden, Vaseline, ein Pinsel, ein Spatel, ein Kapselmischer, Kapselaktivator und Kapsel-Applikator,

Bevor die einzelnen Restaurationsmaterialien in die rechteckigen Formen appliziert wurden, wurde die gesamte Form mit Vaseline mithilfe eines Pinsels benetzt, um das Haften der Materialien an der Form zu verhindern. Nach und nach wurden die einzelnen Restaurationsmaterialien in die Formen appliziert. Je nachdem ob es vom

Hersteller angegeben wurde, wurde der Kapsel-Mixer, Silamat S6 von Ivoclar Vivadent, verwendet und erst dann in die Formen appliziert. Das applizierte Material wurde durch einen Spatel glattgestrichen und auf eine Ebene gebracht. Die Aushärtung wurde nach Angaben des Herstellers durchgeführt.

Cention Forte Kapseln wurden durch andrücken des Kolbens gegen eine stabile Unterlage (Tisch) aktiviert. Wichtig dabei ist, wie auch bei den anderen Materialien, ein vollständiges eindrücken des Kolbens um ein optimales Durchmischen von Pulver und Flüssigkeit zu erzielen. Anschließend wurde die Kapsel in einen Mischer eingebracht und für 15 Sekunden durchgemischt. Danach wurde die Kapsel in den Applikator eingebracht und der Auslösegriff betätigt bis das Material aus dem Applikationsrüssel kam und in die Formen eingebracht. Die Belichtungszeit betrug 20 Sekunden.

Equia Forte Kapseln wurden vor der Aktivierung mehrfach auf einer stabilen Auflage (Tisch) geklopft um das sich darin befindliche Pulver zu lockern. Um es zu aktivieren wurde der Kolben unter Aufwendung von Kraft, ebenfalls auf einer stabilen Unterfläche, in die Kapsel gedrückt und in einen Mischer für 10 Sekunden eingebracht. Nun wurde die Kapsel in den Applikator eingesetzt und der Auslösegriff bis zum Anschlag durchgedrückt. Danach wurde das Material in die Formen appliziert.

Tetric Powerfill wurde durch Drehung aus der Spritze gedreht und mithilfe eines geeigneten Instrumentes (Heidemannspatel) in die Formen eingebracht und durch Lichtpolymerisation an mehreren Stellen für 3 Sekunden gehärtet.

Die drei GIZ wurden wie folgt hergestellt:

Ionostar Molar Kapseln wurden aktiviert indem man diese auf einer stabilen Unterfläche bis zum Anschlag drückt (1.). Gleich darauf wurde eine aktivierte Kapsel in den Kapselmixer eingespannt und für 10 Sekunden gemischt. Nun ist es für circa 1,5 Minuten verarbeitbar. Nach dem Einsetzen in einen Applikator wurde die Kanüle angehoben und bis zum Anschlag geöffnet (2.). Das Material wurde durch

zusammendrücken des Hebels des Applikators gleichmäßig in die Formen appliziert und mit einem Spatel glattgestrichen.

Die Gesamtabbindezeit liegt bei 5-6 Minuten.

Ketac Universal Aplicap wurde unter aufwenden von Kraft auf eine stabilen Arbeitsfläche (Tisch) für 2 Sekunden aktiviert (1) und gleich darauf wurde die Aplicap Kapsel in den Aktivator (Kapsel-Aktivator) eingelegt. Für 3 Sekunden wurde dann der Aktivatorhebel mit Kraft heruntergedrückt und gehalten. Falls man den Hebel zu kurz drückt wird das Pulver und die Flüssigkeit nicht vollständig vermischt. Die gewünschte Viskosität wird dadurch nicht erreicht. Für 10 Sekunden kam diese dann in den Hochfrequenzmischer (Kapselmixer). Die Kapsel wurde nach dem Entfernen aus dem Kapselmixer/Kapselmischer in den Applier (Applikator) appliziert. Nun wurde das Material sofort in die vorgefertigte Form appliziert, um ein Abbinden des Materials zu verhindern, und mit einem Spatel glattgestrichen.

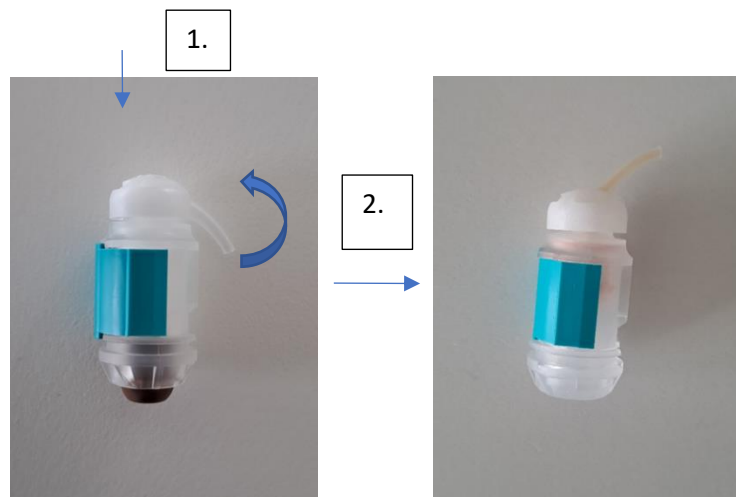


Abbildung 15: Ketac Universal (1. Unaktivierte Kapsel; 2. Aktivierte Kapsel)



Abbildung 16: Kapsel-Aktivator

Der Kapsel-Aktivator dient dazu die Kapsel zu aktivieren (s. Abbildung 16).



Abbildung 17: Kapsel-Applikator

Bei **DeltaFil** wurde das Pulver in der Kapsel aufgeschüttelt und dann in den Kapsel-Applikator eingelegt. Die Kapsel wurde durch einmaliges, kräftiges Zusammendrücken des Applikators aktiviert. Der Sicherheitsring hat sich dabei gelöst. Die Kapsel wurde daraufhin wieder aus dem Applikator entnommen und in einen Kapselmischer eingespannt und für 10 Sekunden gemischt. Gleich nach der Entnahme der Kapsel aus dem Mischer wurde diese wieder in einen Applikator eingebracht und dessen Verschluss entfernt. Nach mehrfachen zusammendrücken des Applikatorgriff konnte man das Material in die Formen applizieren.

Nach der Applikation der einzelnen Materialien wurden alle Materialien unter Verwendung eines Spatels in die gewünschte Form gestrichen, geglättet und soweit es möglich war die Überstände entfernt.

In den einzelnen Formen befinden sich die Materialien. Das Optosil wurde verwendet um einen Abstand zwischen Form und Arbeitsfläche zu erhalten. Somit konnten die Proben gut aus der Form ausgestanzt werden.

Mithilfe der Stanze wurden die einzelnen Proben unter Aufwendung von Kraft ausgedrückt. Obwohl es meistens ohne Probleme funktionierte, frakturierten insgesamt 7 Proben (5xTetric Powerfil und 2x Ketac Universal). Diese Proben wurden sofort erneut angefertigt.



Abbildung 18: *Ausgestanztes Restaurationsmaterial*

Das ausgestanzte Restaurationsmaterial wurden sofort nach dem Ausstanzen in destilliertes Wasser gelegt.

2.6. Einlagerung der Proben in destilliertem Wasser

Die Proben wurden nach ihrer Herstellung sofort in destilliertem Wasser eingelegt. Das destillierte Wasser wurde vorab in 6 Behälter gegossen die durch einen passenden Deckel verschließbar waren. Für jedes Material stand ein eigener Behälter zur Verfügung. Damit es zu keinen Verwechslungen kommen konnte, wurden die Behälter mit den darin befindlichen Materialien gekennzeichnet. Die Proben wurden so eingelegt, so dass es zu keinem Kontakt der einzelnen Proben kam. Die Behälter wurden mit einem Deckel verschlossen und vor Sonnenlicht geschützt gelagert.

Die Proben wurden über 30 Tage in destilliertem Wasser gelagert und dann im 3-Punkt-Biegeversuch getestet.

2.7. 3-Punkt-Biegeversuch



Abbildung 19: 3-Punkt-Biegeversuch: Shimadzu (Autograph AGS-X 10kN)

Die Biegefestigkeitsprüfung wurde gemäß ISO 4049 durchgeführt.

Die 3 Punkt- Biegeversuche wurden mit einer Universalprüfmaschine (AGS-X) durchgeführt (s. Abbildung 19). Die Kraftmessdose betrug 50kN. Davor wurde eine Kraftmessdose von 1000kN verwendet. Aufgrund von zu ungenauen Werten wurde die Dose mit einer 50kN Dose ausgetauscht. Die Transversalgeschwindigkeit betrug 1mm/min. Das Gerät bestand aus 2 Stützrollen und einem Belastungskeil. Der Abstand der Stützrollen betrug 15mm. Jede einzelne Probe wurden bis zu Ihrem Bruch belastet.

Die Proben wurden einzeln in den 3 Punkt-Biegeversuch eingelegt, um ihre Biegefestigkeit zu überprüfen (s. Abbildung 20 – 24).

Die dabei entstandene Kraft wurde am Computer mitaufgezeichnet und in einem Diagramm wieder gespiegelt (s. Abbildung 25).

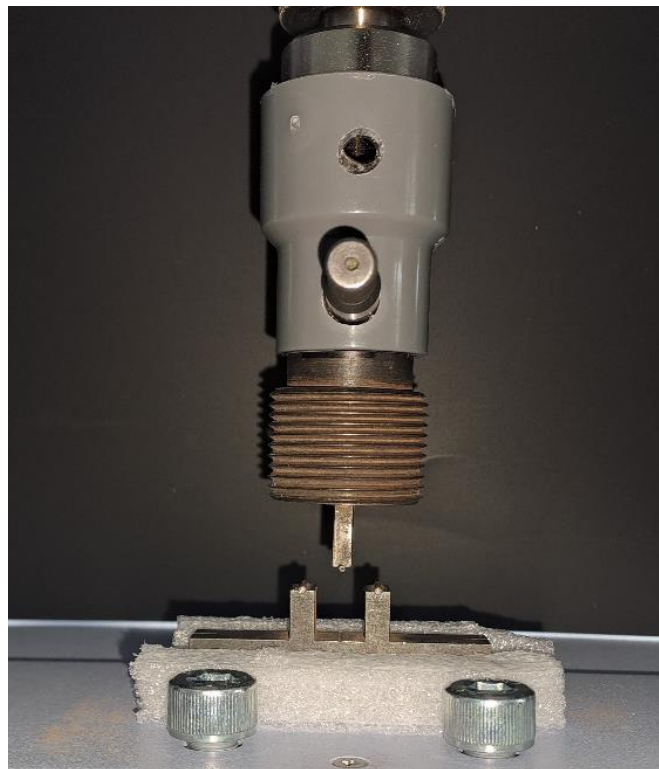


Abbildung 20: 3-Punkt-Biegeversuch ohne Proben (von vorne)

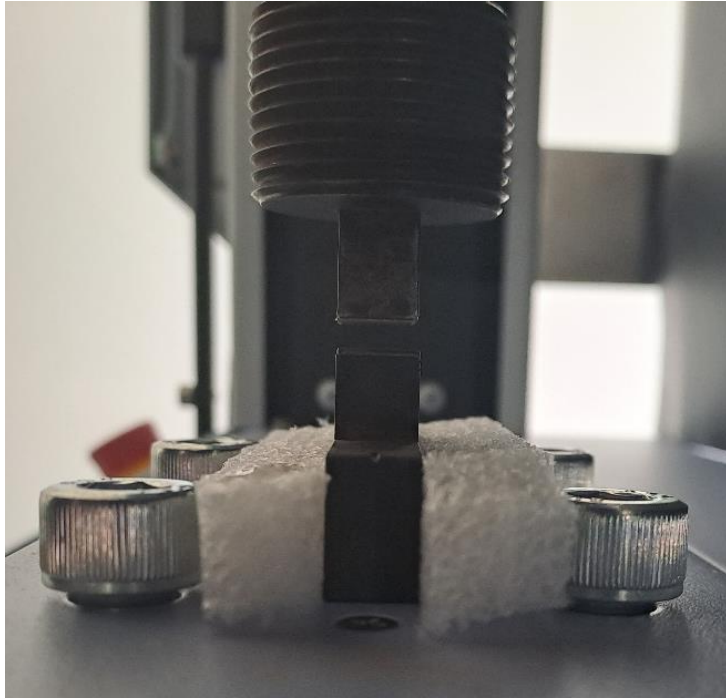


Abbildung 21: 3-Punkt-Biegeversuch ohne Probe (seitlich)

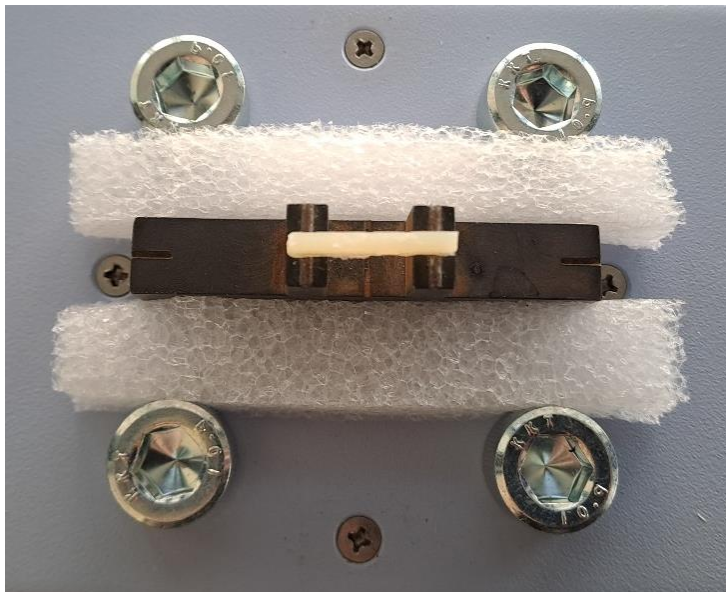


Abbildung 22: Platzierte Probe auf den Stützrollen (von oben)

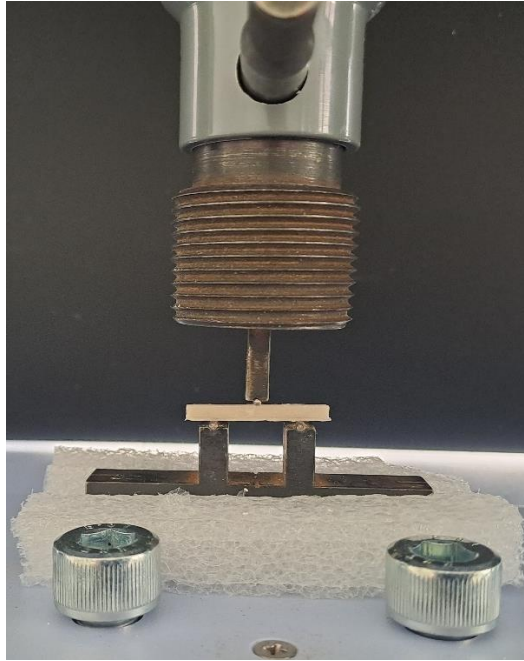


Abbildung 23: eingelegte Probe im 3 Punkt-Biegeversuch

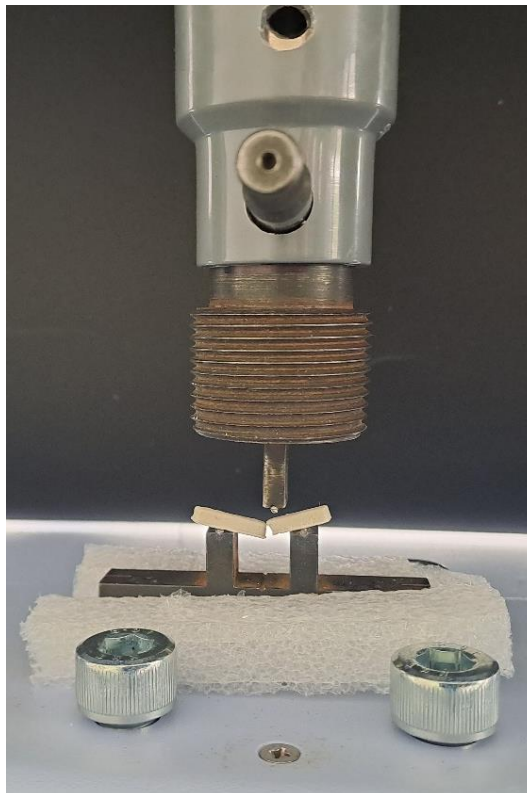


Abbildung 24: frakturierte Probe im 3 Punkt-Biegeversuch

Die einzelnen Werte bei den Versuchen wurden auf dem Computer übertragen und in einem Diagramm wiedergegeben. Bei dem verwendeten Programm für die Datenübertragung handelte es sich um „TrapeziumX Software“ Man konnte angeben

wie die Maße der getesteten Proben sind. Ebenfalls wurde die bevorzugte Transversalgeschwindigkeit und welche Werte man messen wollte. Für diese Arbeit wurde die Bruchkraft, die max. F und die Elastizität vom Programm berechnet. Die Biegefestigkeit wurde ohne Programm mithilfe einer Formel berechnet.

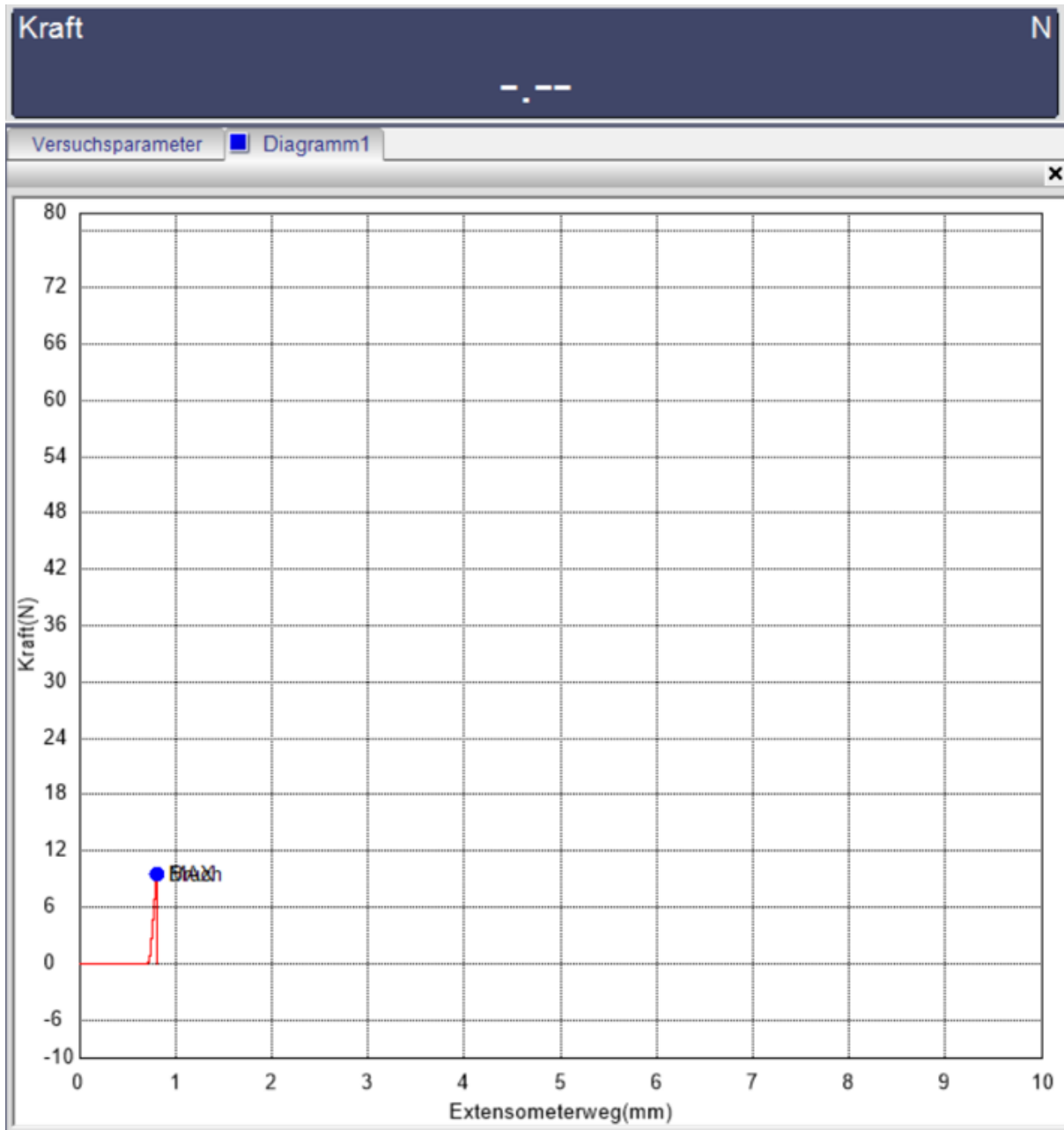


Abbildung 25: Bsp.: DeltaFil (Probennummer 4 von 10). Nach dem Versuch im 3-Punkt-Biegeversuch angezeigtes Diagramm

Die Abbildung 25 zeigt graphische Darstellung der Kraft (N) und der Strecke (mm), wie diese nach dem Versuch am Computer angezeigt wurde.

Strecke		mm		



Ergebnisse(Charge) x				
	Name	Maximum_Kraft	Maximum_Strecke	Bruch_Kraft
	Parameter	Gesamter berechneter Bereich	Gesamter berechneter Bereich	Empfindlichkeit:
	Bestehen/Versagen			
	Einheit	N	mm	N
	 Drucken	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>	<input checked="" type="checkbox"/>
	 1_1	<input checked="" type="checkbox"/>	9,57131	0,80417
	Durchschnitt		9,57131	0,80417
	Standardabweichung			
	Bereich		0,00000	0,00000

Abbildung 26: Bsp.: DeltaFil (Probennummer 4 von 10). Nach dem Versuch im 3-Punkt-Biegeversuch angezeigten Daten

Die Abbildung 26 zeigt die Darstellung am Computer nachdem des zum Bruch der Probe kam. Bsp.: Bei einer Kraft von 9,57 N und einer Strecke von 0,8 mm kam es zu einem Bruch.

Datenaufbereitung

Um die gemessenen Ergebnisse dazustellen wurden die Daten in einer Excel-Tabelle zusammengefasst. Die Proben eines bestimmten Materials wurden in einer Tabelle zusammengefasst und der Durchschnittswert berechnet. Dies wurde mit allen Materialien gemacht. Die Ergebnisse der Bruchkraft wurden in N angegeben. Die Ergebnisse der Biegefestigkeit in MPa.

Statistische Analyse

Es wurde eine statistische Analyse der Bruchkraft und der Biegefestigkeit durchgeführt. Der Mittelwert und seine Standardabweichung für jedes Material wurden berechnet.

3. Ergebnisse

3.1. Bruchkraft

Der Durchschnitt der einzelnen Ergebnisse je Material wurden mithilfe einer Excel-Tabelle berechnet.

Tabelle 4: Bruchkraftwerte der einzelnen Proben

Ketac Universal	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte	Tetric Powerfill	Cention Forte
4,92	9,82	6,84	10,42	44,38	56,98
9,45	7,5	13,13	10,52	33,84	59,81
7,06	12,58	22,43	15,2	22,48	44,18
9,51	8,82	9,57	13,25	69,95	47,76
12,41	7,27	10,54	17,97	35,67	33,95
9,63	11,12	14,27	14,15	27,42	38,2
11,43	13,62	24,22	22,77	37,71	37,67
6,38	7,7	23,06	11,73	29,61	58,5
8,97	6,42	21,35	17,75	38,51	42,05
7	7,71	12,87	13,4	35,07	29,43

Der Durchschnitt der Werte wurde pro Material berechnet und in *Newton [N]* angegeben. Beim Vergleich der Materialien stellt man fest, dass die niedrigste durchschnittliche Bruchkraft bei einem der GIZ, Ketac Universal (8,68 Newton), und die höchste bei dem Alkazit, Cention Forte (44,85 Newton), lag (s. Tabelle 4)

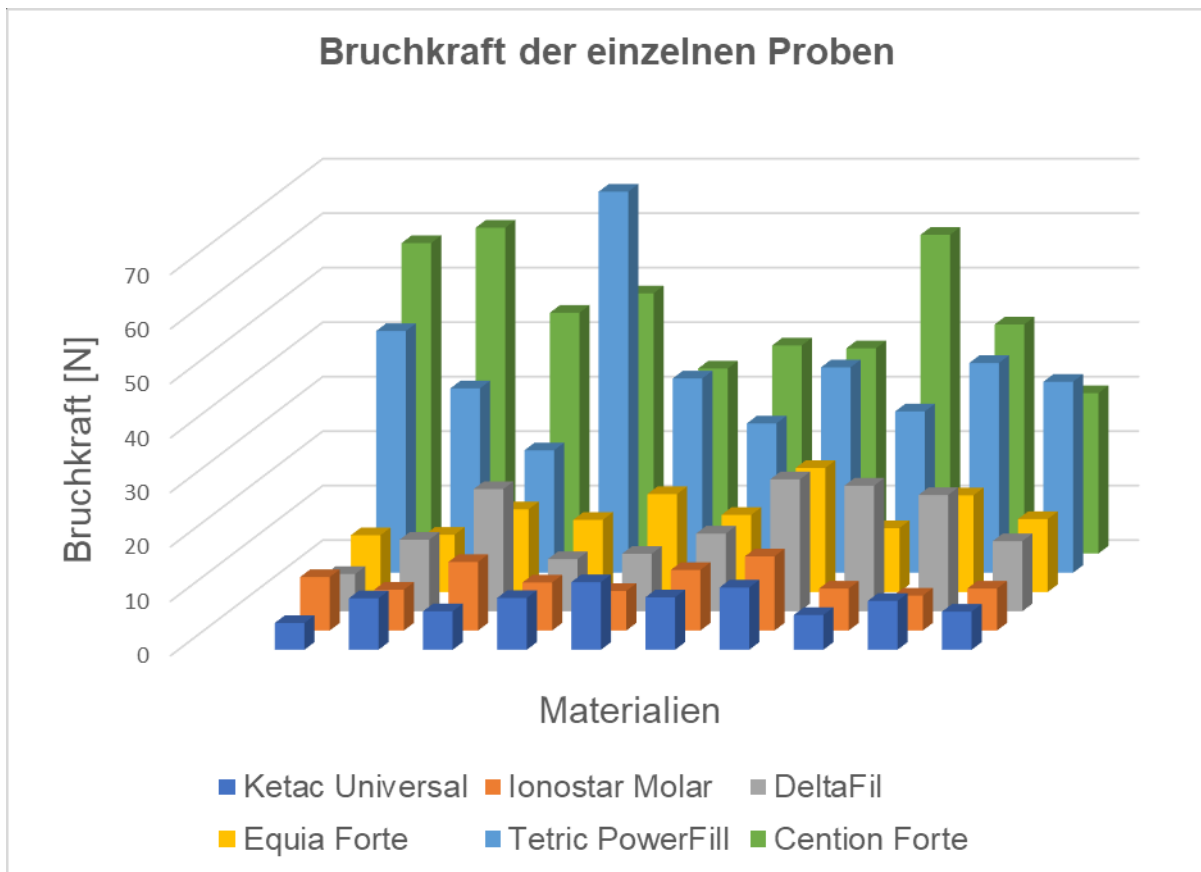


Abbildung 27: Diagramm der Bruchkraft der einzelnen Proben

Bei Betrachtung der einzelnen Materialien und jeder Probe dieser wird deutlich, wie stark die Unterschiede bezüglich ihrer Bruchkraftwerte sein können (s. Abbildung 27)

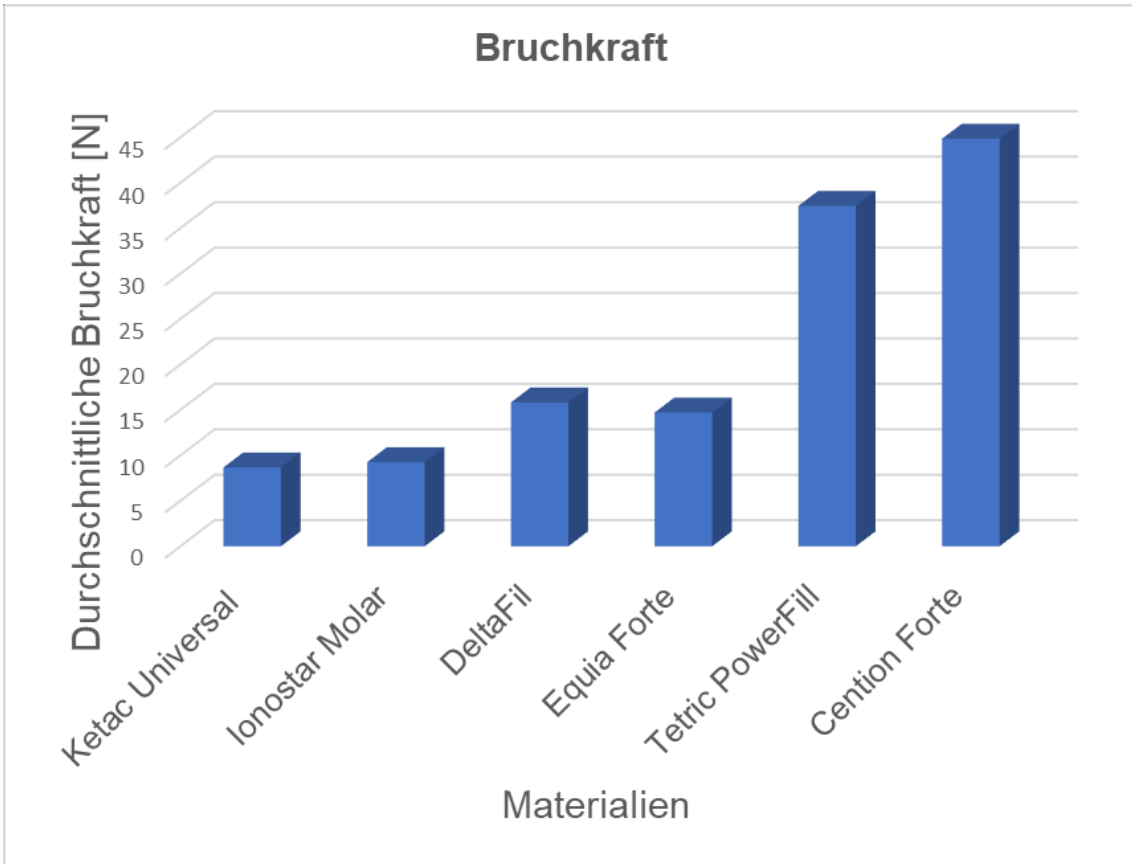


Abbildung 28: durchschnittlichen Bruchkraft aller Materialien

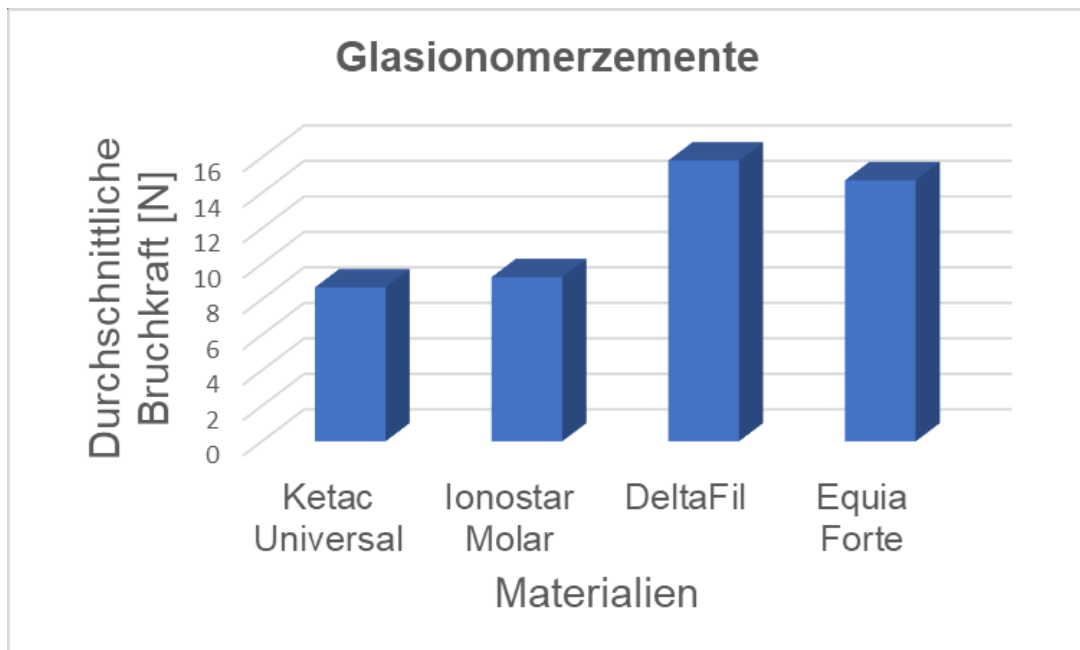


Abbildung 29: Durchschnittlichen Bruchkraft der Glasionomerzemente

Die durchschnittliche Bruchkraft der Glasionomerezemente lag bei Ketac Universal und Ionostar Molar nah bei einander. Wobei die durchschnittliche Bruchkraft bei Ketac Universal bei 8,68 N (4,92N – 12,41N) und bei Ionostar Molar bei 9,26N (6,42N – 13,62N) lag. Bei DeltaFil lag der durchschnittliche Wert bei 15,83N (6,84N – 24,22N). Knapp unter DeltaFil lag Equia Forte mit einem Durchschnittswert von 14,72 N (10,42N-22,77). Von den Glasionomerezementen erreichte DeltaFil die höchste durchschnittliche Bruchkraft (s. Abbildung 28).

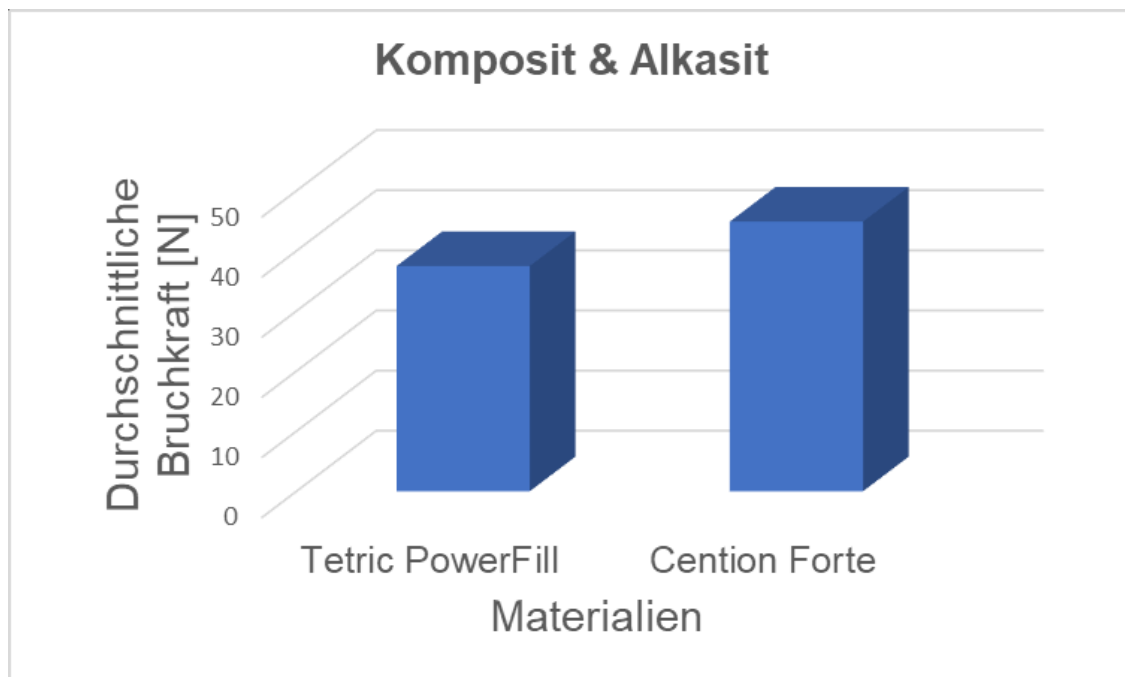


Abbildung 30: Durchschnittliche Bruchkraft vom Komposit und Alkazit

Die durchschnittliche Bruchkraft lag bei dem Komposit, Tetric Powerfill, bei 37,46 N (22,48N – 69,95N). Das Alkazit, Cention Forte, lag um einen kleinen Wert darüber und zwar bei 44,85N (s. Abbildung 30).

3.1.1. Statistik

Eine Art der deskriptiven Statistik ist die Standardabweichung. Diese gibt an wie weit die Werte von ihrem Mittelwert abweichen. [74]

Tabelle 5: Bruchkraft: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standard-Abweichung der Materialien

Materialien	Minimum	Maximum	Mittelwert	Standard- Abweichung
Ketac Universal	4,92	12,41	8,68	2,32
Ionostar Molar	6,42	13,62	9,26	2,45
DeltaFil	6,84	24,22	15,83	6,35
Equia Forte	10,42	22,77	14,72	3,86
Tetric Powerfill	22,48	69,95	37,46	12,97
Cention Forte	29,43	59,81	44,85	10,68

In der oben angeführten Tabelle (s. Tabelle 5) wurde das Minimum, das Maximum und der Mittelwert der einzelnen Materialien bezüglich ihrer Bruchkraft angegeben. Zudem wurde die Standardabweichung der Materialien aufgelistet.

3.1.2. Inferenzstatistische Auswertung

3.1.2.1. Normalverteilung

Bei der Normalverteilung der untersuchten Materialien gilt:

$$p > .05 = \text{normalverteilt}$$

$$p < .05 = \text{nicht normalverteilt}$$

Dabei wurde ersichtlich, dass alle Materialien (GIZ, Glashybrid und Alkazit), bis auf Tetric Powerfill (Composit), normalverteilt sind:

$$\text{Ketac Uni. } (X^2(10) = .963, p = .819)$$

$$\text{Ionostar Molar } (X^2(10) = .897, p = .205)$$

$$\text{DeltaFil } (X^2(10) = .897, p = .201)$$

$$\text{Equia Forte } (X^2(10) = .918, p = .343)$$

$$\text{Tetric Powerfill } (X^2(10) = .820, p = .025)$$

$$\text{Cention Forte } (X^2(10) = .931, p = .453)$$

3.1.2.2. Nicht-parametrische Friedman-Test

Friedman-Test wird für jedes Material angewendet.

Tabelle 6: Friedman-Test (Bruchkraft)

N		10
Chi-Quadrat		43.657
df		5
Asymp. Sig.		< .001

Man erkannte, dass sich die Materialien bezüglich ihrer Bruchkraft signifikant voneinander unterscheiden ($X^2(5) = 43.657, p < .001$) (s. Tabelle 6).

Aufgrund dessen wurden die Materialien mithilfe des Wilcoxon-Tests verglichen, um die Unterschiede zu bestimmen.

3.1.2.3. Wilcoxon-Test

Der Wilcoxon-Test ermöglicht einen Vergleich zwischen zwei Materialien. [75]

Man kam zu folgenden Ergebnissen:

Bezüglich ihrer Bruchkraft unterscheiden sich Ionostar M. (MW = 9,26, SD = 2,45) und Ketac Univ. (M = 8,68; SD = 2,32) nicht signifikant voneinander ($Z = -.561$, $p = .575$). DeltaFil (MW = 15,83; SD = 6,35) unterscheidet sich signifikant von Ketac Univ. ($Z = -2.599$, $p = .009$). Das Glashybrid, Equia Forte (MW = 14,72; SD = 3,86) unterscheidet sich ebenfalls signifikant von Ketac Univ. ($Z = -2.803$, $p = .005$)

Das Komposit, Tetric Powerfill (MW = 37,46; SD = 12,97), unterscheidet sich signifikant ($Z = -2.803$, $p = .005$), genauso wie das Alkasit, Cention Forte (MW = 44,85; SD = 10,68), von Ketac Universal ($Z = -2.803$, $p = .005$)

Ionostar Molar unterscheidet sich signifikant von den restlichen Restaurationsmaterialien.

DeltaFil unterscheidet sich signifikant zu Ionostar Molar ($Z = -2.599$, $p = .009$). Tetric Powerfill unterscheidet sich signifikant von Ionostar Molar ($Z = -2.803$, $p = .005$). Equia Forte unterscheidet sich signifikant von Ionostar Molar ($Z = -2.803$, $p = .005$). Auch Cention Forte unterscheidet sich signifikant zu Ionostar Molar ($Z = -2.803$, $p = .005$).

Bezüglich DeltaFil unterscheidet sich dieses signifikant von Tetric Powerfill ($Z = -2.803$, $p = .005$) und Cention Forte ($Z = -2.803$, $p = .005$). Nur bei Equia Forte gab es keinen signifikanten Unterschied ($Z = -.459$, $p = .646$).

Tetric Powerfill unterscheidet sich signifikant von Equia Forte ($Z = -2.803$, $p = .005$), aber nicht signifikant von Cention Forte ($Z = -1.274$, $p = .203$). Cention Forte und Equia Forte unterscheiden sich signifikant voneinander ($Z = -2.803$, $p = .005$).

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass bezüglich der Bruchkraft Ionostar Molar (GIZ) und Ketac Universal (GIZ) sich nicht signifikant voneinander unterscheiden. Auch Equia Forte (Glashybrid) und DeltaFil (GIZ) weisen keinen signifikanten

Unterschied auf. Das Gleiche gilt für das Cention Forte (Alkasisit) und Tetric Powerfill (Komposit). Ansonsten konnte man signifikante Unterschiede feststellen.

Die GIZ Ionostar Molar und Ketac Universal weisen niedrigere Bruchkraftwert auf als DeltaFil und Equia Forte. Im Vergleich zu diesen erreichten Cention Forte und Tetric Powerfill deutlich höhere Bruchkraftwerte auf.

3.2. Biegefestigkeit

Die Kraft die zum Bruch der Proben führte wurde verwendet um die Biegefestigkeit auszurechnen mit der Formel:

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

Die Werte wurden in der Einheit MPa angegeben.

3.2.1. Deskriptive Beschreibung der Ergebnisse

Die im Biegeversuch durchgeführten Ergebnisse wurden in einer Excel-Tabelle übertragen und deren Durchschnittswerte ausgerechnet.

Tabelle 7: Biegefestigkeitswerte der einzelnen Proben

Ketac Universal	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte	Tetric Powerfill	Cention Forte
13,84	27,62	19,24	29,31	124,82	160,26
26,58	22,5	36,93	29,59	95,18	168,22
19,86	35,38	63,08	42,75	63,23	124,26
26,75	24,81	26,92	37,27	196,73	134,33
34,9	20,45	29,64	50,54	100,32	95,48
27,08	31,28	40,13	39,8	77,19	107,44
32,15	38,31	68,12	64,04	106,06	105,95
17,94	21,66	64,86	32,99	83,28	164,53
25,23	18,06	60,05	49,92	108,31	118,27
19,69	21,68	36,2	37,69	98,63	82,77

Der Durchschnitt der Werte der Biegefestigkeit wurde pro Material berechnet und in *Megapascal [MPa]* angegeben (s. Tabelle 7)

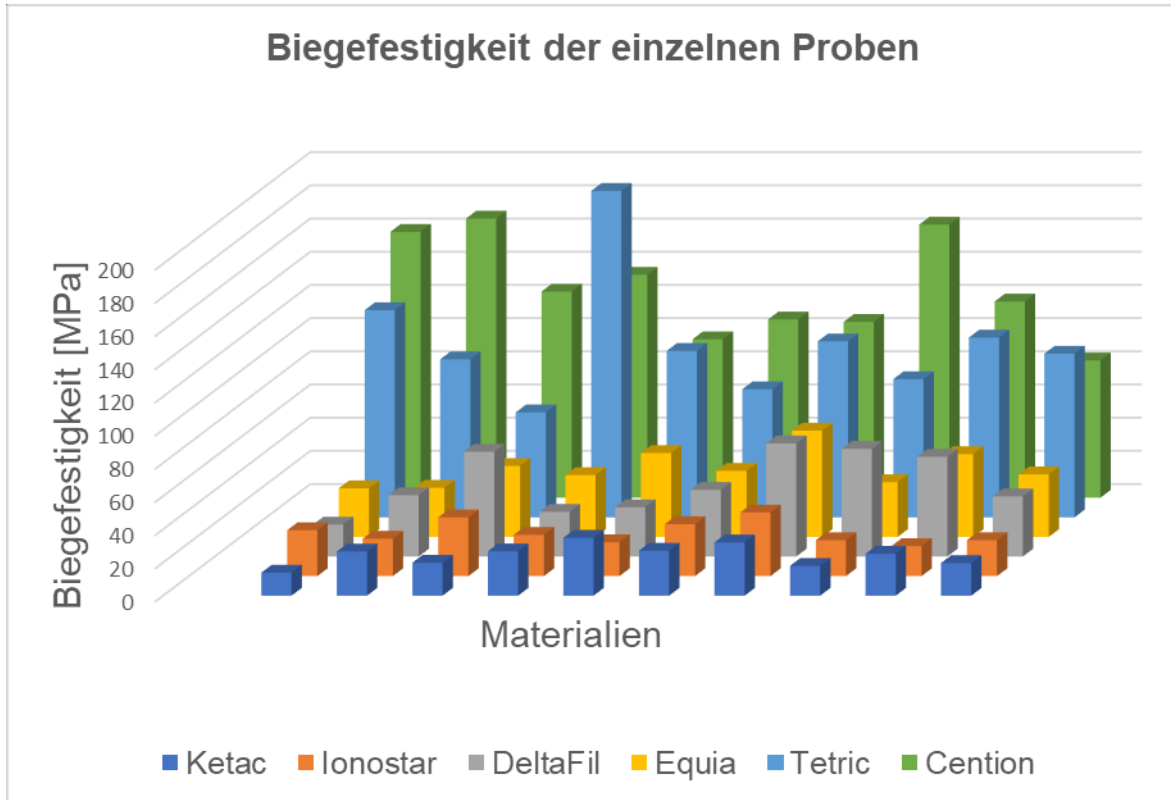


Abbildung 31: Biegefestigkeit der einzelnen Proben

Bei Betrachtung der einzelnen Materialien und jeder Probe dieser wird deutlich wie stark die Unterschiede bezüglich ihrer Biegefestigkeitswerte sein können (s. Abbildung 31)

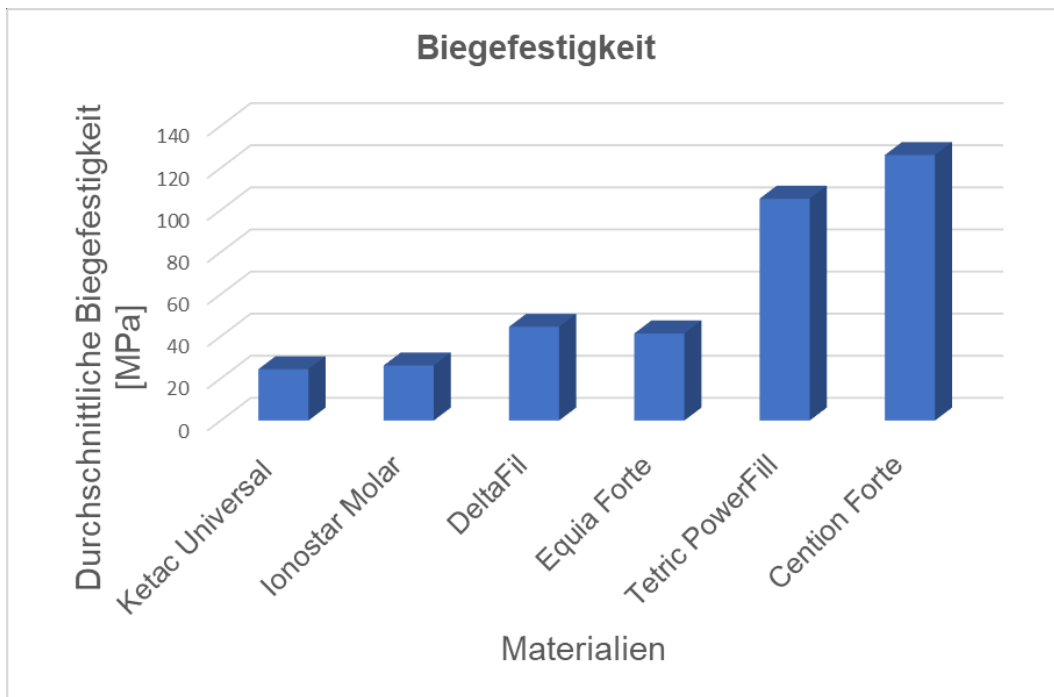


Abbildung 32: durchschnittliche Biegefestigkeit aller Materialien

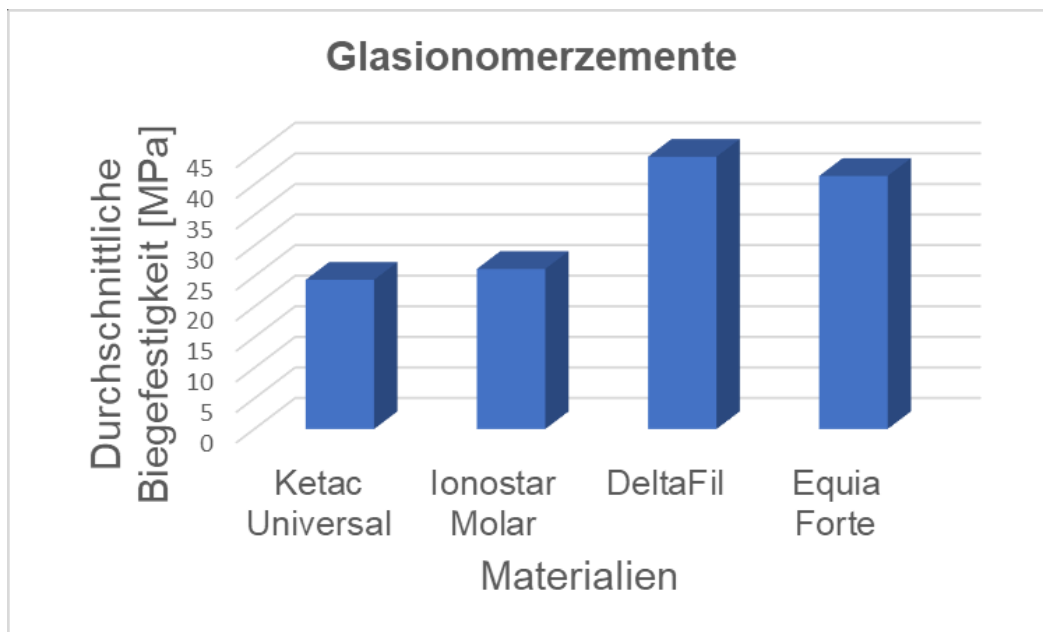


Abbildung 33: durchschnittliche Biegefestigkeit der Glasionomerezemente

Die durchschnittliche Biegefestigkeit der Glasionomerezemente lag bei Ketac Universal und Ionostar Molar nah bei einander. Wobei die durchschnittliche Biegefestigkeit bei Ketac Universal bei 24,4 MPa (13,84 MPa - 32,31 MPa) und bei Ionostar Molar bei 26,18 MPa (18,06 MPa – 38,31 MPa) lag. Bei DeltaFil lag der durchschnittliche Wert bei 44,52 MPa (19,24 MPa – 68,12 MPa). Knapp unter

DeltaFil lag Equia Forte mit einem Durchschnittswert von 41,39 MPa (29,31 MPa – 64,04 MPa) Von den Glasionomernzementen (s. Abbildung 36) erreichte DeltaFil die höchste durchschnittliche Bruchkraft (s. Abbildung 33).

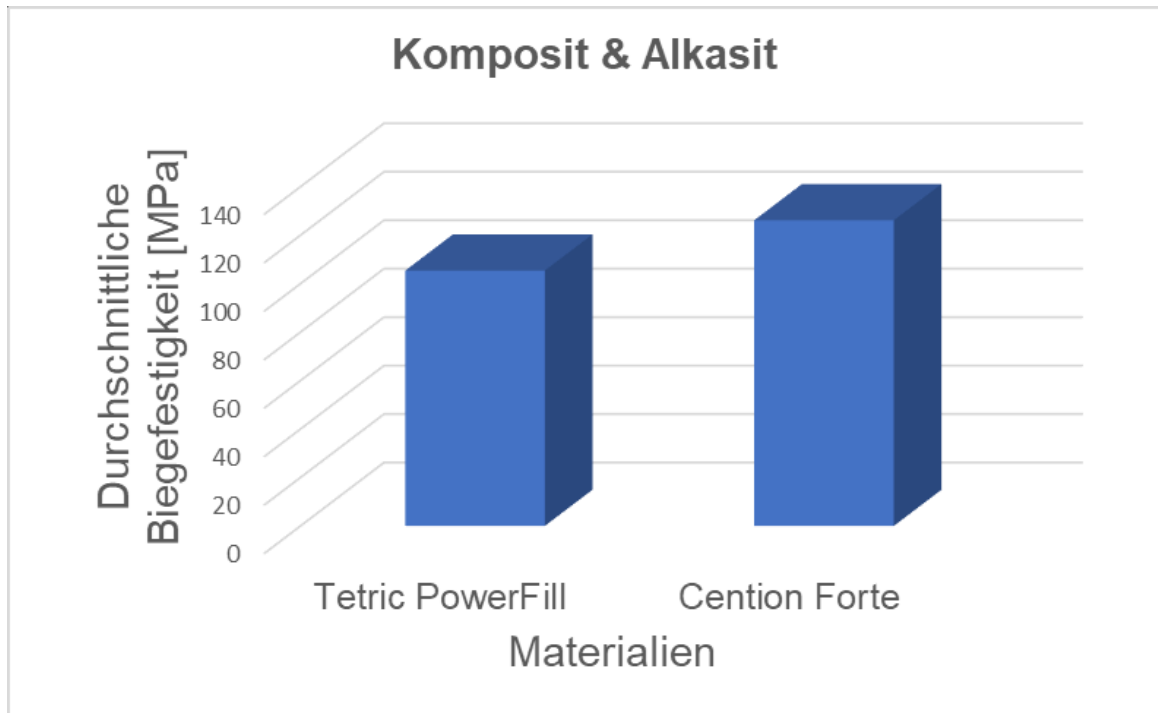


Abbildung 34: durchschnittliche Biegefestigkeit von Komposit und Alkazit

Die durchschnittliche Biegefestigkeit lag bei dem Komposit, Tetric Powerfill, bei 105,38 MPa (63,23 MPa – 196,73 MPa). Das Alkazit, Cention Forte, lag darüber und zwar bei 126,15 MPa (82,77 MPa – 168,22 MPa) (s. Abbildung 34).

3.2.2. Deskriptive Statistik:

Tabelle 8: Biegefestigkeit: Minimum, Maximum, Mittelwert und Standard-Abweichung der Materialien

Materialien	Minimum	Maximum	Mittelwert	Std.- Abweichung
Ketac Universal	13,84	34,90	24,4	6,54
Ionostar Molar	18,06	38,31	26,18	6,79
DeltaFil	19,24	68,12	44,52	17,87
Equia Forte	29,31	64,04	41,39	10,85
Tetric Powerfill	63,23	196,73	105,38	36,46
Cention Forte	82,77	168,22	126,15	30,04

In der oben angeführten Tabelle (s. Tabelle 8) wurde das Minimum, das Maximum und der Mittelwert der einzelnen Materialien bezüglich ihrer Biegefestigkeit angegeben. Zudem wurde die Standardabweichung der Materialien aufgelistet.

3.2.3. Inferenzstatistische Auswertung

Die Voraussetzungsüberprüfung der Normalverteilung erfolgte vor dem Vergleich der Materialien auf deren Biegefestigkeit.

3.2.3.1. Normalverteilung:

Es wurde ersichtlich welches Material normalverteilt und welches nicht normalverteilt ist:

Wenn $p > .05$ = normalverteilt

Wenn $p < .05$ = nicht normalverteilt

Dabei wurde ersichtlich, dass alle Materialien (GIZ, Glashybrid und Alkazit), bis auf Tetric Powerfill (Composit), normalverteilt sind:

Ketac Uni. ($X^2(10) = .963$, $p = .818$)

Ionostar Molar ($X^2(10) = .909$, $p = .272$)

DeltaFil ($X^2(10) = .897$, $p = .201$)

Equia Forte ($X^2(10) = .918$, $p = .343$)

Tetric Powerfill ($X^2(10) = .819$, $p = .025$)

Cention Forte ($X^2(10) = .931$, $p = .453$)

3.2.3.2. Nichtparametrische Friedman-Test

Nicht alle Materialien waren normalverteilt. Deshalb erfolgte die inferenzstatistische Auswertung mit einem **nonparametrischen Friedman-Test**.

Tabelle 9: Friedman-Test (Biegefestigkeit)

N	10
Chi-Quadrat	43,657
df	5
Asymp.Sig.	< .001

Es wurde ersichtlich, dass sich die Materialien bezüglich ihrer Biegefestigkeit signifikant voneinander unterscheiden ($X^2(5) = 43,657$, $p < .001$). Aufgrund dessen wurden, genau wie bei der Bruchkraft, die Materialien mithilfe des Wilcoxon-Tests verglichen, um die Unterschiede zu bestimmen.

3.2.3.3. Wilcoxon-Test

Man kam zu folgenden Ergebnissen:

Bezüglich der Biegefestigkeit konnte gezeigt werden, dass sich die Materialien Ionostar Molar ($M = 26,18$, $SD = 6.69$) und Ketac Universal ($M = 24.40$, $SD = 6.54$) nicht signifikant voneinander unterscheiden ($Z = -.663$, $p = .508$). Betrachtet man Ketac Universal mit den restlichen Restaurationsmaterialien wird ersichtlich, dass sich diese signifikant davon unterscheiden.

Ionostar Molar unterscheidet sich signifikant von DeltaFil ($Z = -2.599$; $p = .009$), Tetric Powerfill ($Z = -2.803$; $p = .005$), als auch von Equia Forte ($Z = -2.803$; $p = .005$) und Cention Forte ($Z = -2.803$; $p = .005$).

Bei Tetric Powerfill lag der Mittelwert bei 105,38 MPa ($SD = 36,46$) und bei Cention Forte bei 126,15 MPa ($SD = 30,04$).

DeltaFil ($MW = 44,52$; $SD = 17,87$) unterscheidet sich signifikant von Tetric Powerfill ($Z = -2.803$; $p = .005$) und Cention Forte ($Z = -.2.803$; $p = .005$), aber nicht signifikant von Equia Forte ($Z = -.459$; $p = .646$).

Equia Forte ($MW = 41,39$; $SD = 10,85$) unterscheidet sich signifikant von Tetric Powerfill ($Z = -2.803$; $p = .005$) und Cention Forte ($Z = -2.803$; $p = .005$). Cention Forte unterscheidet sich aber nicht signifikant von Tetric Powerfill ($Z = -1.274$; $p = .203$)

Zusammengefasst lässt sich sagen, dass durch den Wilcoxon-Test ersichtlich wird, dass sich Ionostar Molar (GIZ) und Ketac Universal (GIZ), bezüglich ihrer Biegefestigkeit, nicht signifikant voneinander unterscheiden. Auch Equia Forte (Glashybrid) und DeltaFil (GIZ) weisen keinen signifikanten Unterschied auf. Das Gleiche gilt für das Cention Forte (Alkasit) und Tetric Powerfill (Komposit). Ansonsten konnte man signifikante Unterschiede feststellen

Die GIZ Ionostar Molar und Ketac Universal weisen niedrigere Biegefestigkeitswert auf als DeltaFil und Equia Forte. Im Vergleich zu diesen erreichten Cention Forte und Tetric Powerfill deutlich höhere Biegefestigkeitswerte auf.

4. Diskussion

Im August 2017 trat das sogenannte „Minamata Abkommen“ in Kraft, um die menschliche Gesundheit und die Umwelt vor Emissionen und Freisetzung von Quecksilber zu schützen. Ziel war es das quecksilberhaltige Amalgam in Praxen einzuschränken oder zu entfernen. Schon Jahre zuvor rückte Amalgamersatz immer mehr in den Vordergrund. Erwartet wird, dass die neuen Amalgamalternativen nicht nur bessere mechanische Eigenschaften aufweisen, sondern auch dem Wohle der Patienten/Patientinnen dient.[10][5]

In dieser Studie wurde auf neueren Amalgamalternativen und deren Bruch- und Biegefestigkeit eingegangen. Gemäß ISO 4049 über Restaurationsmaterialien wird die Biegefestigkeit eines Materials mithilfe eines 3 Punkt-Biegeversuch bestimmt. [76] Die Formen in denen die Materialien gehärtet wurden hatten die Maße 2x2x25mm. Die untersuchten Restaurationsmaterialien waren drei GIZ (DeltaFil, Ketac Univ., IonoStar Molar), ein Glashybrid (Equia Forte), bei dem es sich um ein modernes GIZ handelt. Weiteres wurde ein Alkazit (CentionForte) und ein Komposit (Tetric Powerfill) untersucht. Die Biegefestigkeit dieser Restaurationsmaterialien wurde mithilfe eines 3-Punkt-Biegeversuches analysiert. Wenn man nur die GIZ auf ihre Bruchkraft betrachtet, dann lässt sich erkennen, dass Ionostar Molar (Durchschnittliche Bruchkraft: 9,26N) und Ketac Universal (8,68N) keinen signifikanten Unterschied aufweisen im Gegensatz zu DeltaFil (15,83N). Bei dem Glashybrid (Equia Forte) lag die durchschnittliche Bruchkraft bei 14,72N. Es gab keinen signifikanten Unterschied. Das Komposit (Tetric Powerfill) lag mit 37,46N deutlich über den bereits erwähnten Restaurationsmaterialien. Das Alkazit (Cention Forte) erreichte eine durchschnittlichen Bruchkraft von 44,85N. Ketac Universal und Ionostar Molar unterschieden sich nicht signifikant voneinander, aber zu den anderen Restaurationsmaterialien. DeltaFil und Equia Forte unterschieden sich nicht signifikant voneinander, aber zu den anderen Restaurationsmaterialien. Tetric Powerfill und Cention Forte unterschieden sich nicht signifikant voneinander, aber zu den anderen Restaurationsmaterialien. Bezogen auf die Biegefestigkeit kann man erkennen, dass Ionostar Molar (26,18 MPa) und Ketac Universal (24,4 MPa) keinen signifikanten Unterschied aufweisen. Equia Forte (41,39 MPa) und DeltaFil (44,52 MPa) weisen ebenfalls keinen signifikanten Unterschied zu einander auf. Das Gleiche gilt für Cention Forte (126,15 MPa) und Tetric Powerfill (105,38 MPa). Die

GIZ Ionostar Molar und Ketac Universal weisen niedrigere Biegefestigkeitswerte als DeltaFil und Equia Forte auf. Im Vergleich zu diesen erreichen Cention Forte und Tetric Powerfill deutlich größerer Werte auf. Signifikante Unterschiede konnten bei Ketac Universal mit den anderen Restaurationsmaterialien festgestellt werden, außer mit Ionostar Molar. Das gleiche gilt für Ionostar Molar. DeltaFil unterschied sich signifikant von Tetric PowerFill und Cention Forte, aber nicht zu Equia Forte. Das gleiche gilt für Equia Forte. Cention Forte und Tetric PowerFill unterschieden sich nicht signifikant voneinander.

Da Glasionomerzemente aufgrund ihrer mangelnden Belastbarkeit nur für eingeschränkt Indikationen verwendet werden war es nicht überraschend, dass diese schlechtere Werte erzielten als den mechanisch und physikalisch überlegeneren Alkazit und Komposit. [16] Nicht zu vergessen ist, dass die mechanischen Eigenschaften von Restaurationsmaterialien durch die Art des Füllstoffs, deren Gewinnung und auch die beigefügte Menge bestimmt. [35]

Bei dieser Studie handelt es sich um eine In-Vitro Studie. Klinische Studien (In-Vivo) sind ebenfalls für die Vorhersage von Langlebigkeit, Sicherheit und Wirksamkeit von Restaurationsmaterialien von Bedeutung, da ein guter Vergleich erzielt werden kann. Es gibt zahlreiche Autoren/Autorinnen die sich mit der klinischen Leistung von Restaurationsmaterialien beschäftigen. Dazu gibt es einige In-Vivo Studien. Einige dieser Autoren/Autorinnen, die sich damit befassten, waren Miletic et al. Sie kamen zu folgendem Ergebnis als sie Equia Forte (Glashybrid) und Tetric EvoCeram (Nanohybrid-Komposit) als Restauration bei Patienten/Patientinnen verwendeten: Die Überlebensrate nach 2 Jahren lag bei 93,6% (Equia Forte) und bei 94,5% (Tetric EvoCeram). Es gab keinen signifikanten Unterschied. Auch bezüglich ihrer biologischen, ästhetischen und funktionellen Eigenschaften gab es keinen signifikanten Unterschied. [51] Auch Heintze et al. beschäftigten sich mit der Überlebensrate von Restaurationsmaterialien unter Berücksichtigung verschiedener Kriterien und kamen bei ihrer Übersichtsarbeit zu folgenden Ergebnissen: Die Überlebensrate von Kompositen sank nach 10 Jahren auf 85-90 %. Es wurde kein signifikanter Unterschied zwischen Nanohybrid-, Hybrid- und Mikrohybrid – Kunststoffen festgestellt. Bei GIZ lag die mittlere Gesamtüberlebensrate nach 6 Jahren bei etwa 80%. Gründe für den Austausch von Kompositfüllungen waren Frakturen und Abnutzungen. Dies Gründe machte 70% der ausgetauschten

Füllungen aus. Weitere Gründe für Füllungswechsel waren bei 20% Karies an den Rändern und 10% aufgrund von Retentionsverlust oder Frakturen der Höcker. Bei GIZ waren häufig der Verlust der anatomischen Kontur, der Verlust der Kontaktpunkte und der Retentionsverlust Gründe für den Austausch einer Füllung. [77] Füllungsdefekte können durch das Übersehen von Karies, falsche Präparationstechnik, unzureichende okklusale Gestaltung als auch falsche Indikation für das jeweilige Material entstehen. Folgen dieser Fehler können zu einer Überbelastung des Zahnes und Fraktur der Füllung, weiteren Verlust von Hartsubstanz bis hin zu einer Infektion des betroffenen Zahnes führen. Sekundärkaries und Isthmusfrakturen können als Gründe für einen Füllungsverlust von Amalgam- und Kompositfüllungen genannt werden. Verfärbungen und Verlust der anatomischen Form sind Probleme die Kompositfüllungen und GIZ betrifft. [3] [78] Uzel I. et al. untersuchten die Überlebensrate von Glasionomerezementen und Komposite (Insgesamt 68 Restaurationen). Es zeigte sich sowohl bei den GIZ als auch bei den Kompositen eine 100%ige Überlebensrate nach 12 Monaten. Bei den GIZ-Restaurationen traten zwei Abplatzungen (Chipping) auf. Nach 24 Monaten gab es bei den GIZ (Klasse-II-Kavitäten) nur drei Fälle von Chipping. Beide Materialien zeigten ein gutes klinisches Ergebnis innerhalb dieser 2 Jahren. Bei Chipping kommt es zum Abplatzen oder Bruch an den Rändern oder an Kanten die nicht abgestützt sind. [79] [80] Auch Friedl et al. kamen in ihrer klinischen Studie zu dem Schluss, dass sich Equia für Klasse-I-Kavitäten und kleinere Klasse-II-Kavitäten eignet. [54] Krämer und Frankenberger beschäftigten sich mit der Füllungstherapie mit hochviskosen GIZ von Milchzähnen. Im Approximalbereich kam es häufiger bei größeren Füllungen zu Teilfrakturen. Ein Haarriss kann nach einiger Zeit zu einem Verlust der gesamten Füllung führen. 30% der mehrflächigen Füllungen haben nach 2 Jahren versagt. Das Versagen ließ sich aufgrund einer Fraktur oder eines Retentionsverlustes zurückführen. Hochvisköse GIZ bewährten sich aber bei Klasse-I-Kavitäten und ebenfalls bei weniger kooperativen Kindern. [81] Türkün und Kanik werteten 248 Restaurationen nach 18 Monate aus von denen nur 176 Restaurationen nach 6 Jahren ausgewertet werden konnten. Bis zum 18-Monats-Recall wurden alle Klasse-I-Restaurationen als erfolgreich befunden, aber neun Klasse-II-Restaurationen mussten erneuert werden. Bei der Retentionsrate war sowohl der Teilverlust als auch der vollständige Verlust als Misserfolg gewertet worden. Bei den Restaurationen mit EquiaFil wurde eine Füllung ersetzt und sechs repariert. Bei Riva SC kam es bei fünf

Füllungen zu einem Teilverlust und zwei Füllungen wurden ersetzt. In Bezug auf die Retentionsrate war Equia Fil erfolgreicher als Riva S. [55] Alrahlah beschäftigte sich 2018 mit fünf Restaurationsmaterialien. Eines davon war Ketac Universal Aplicap. Bezüglich der Biegefestigkeit erzielte es die geringsten Werte. Die Biegefestigkeit war ohne Thermocycling niedriger (7,24 MPa) als mit Thermocycling (12,68 MPa). Das nächst bessere Material (Fuji) erzielte im Vergleich höhere Biegefestigkeitswerte (37,49 bzw. 35,82 MPa). Diese Ergebnisse wurden mit einer Transversalgeschwindigkeit von 0,5 mm/min. gemessen [82] In der vorliegenden Studie wurde hingegen mit einer höheren Transversalgeschwindigkeit von 1 mm/min gemessen. Mit einer niedrigeren Transversalgeschwindigkeit werden im Vergleich höhere Werte gemessen, wodurch die Werte nicht vergleichen lassen. Nicht veröffentlichte Daten des Herstellers DMG aus dem Jahr 2018 zeigt einen Vergleich von DeltaFil mit anderen Glasionomern. Darunter wird auch Ketac Universal und Equia Forte herangezogen. DeltaFil zeigt in dieser Studie eine signifikante höhere Biegefestigkeit als die anderen beiden Glasionomern auf. [47] Im Vergleich zu der vorliegenden Studie stimmt es mit unseren Ergebnissen überein, dass DeltaFil sich bezüglich der Biegefestigkeit signifikant von Ketac Universal unterscheidet, nicht aber von Equia Forte. In dieser Studie wurden nur unbeschichtete Materialien untersucht. Thongbai-on und Banomyong beschäftigten sich in ihrer Studie, die 2020 veröffentlicht wurde, mit beschichteten und unbeschichteten GIZ und kamen zu dem Ergebnis, dass die Biegefestigkeit von z.B. Equia Forte Fil durch die Beschichtung mit einem Coat sich deutlich erhöht. Bei beschichteten Equia Forte Fil lag die Biegefestigkeit bei 41,47 +/- 0,89 MPa und bei unbeschichteten Equia Forte Fil bei 15,32 +/- 1,15 MPa. Das ausgehärtete Material wurde 15 Minuten im Wasserbad belassen, poliert und beschichtet oder nicht beschichtet und danach für 72 Stunden in einem Inkubator gelagert und dann die Biegefestigkeit mithilfe eines 3-Punkt-Biegeversuch gemessen. In der vorliegenden Studie wurde keine zusätzliche Beschichtung der Materialien vorgenommen. Bei den Versuchen zu den Materialien Equia Forte Fil und Fuji II LC kam es zu ähnlichen Biegefestigkeitswerten. Thongbai-on et Banomyong erzielten einen durchschnittlichen Biegefestigkeitswert von 41,47 MPa bei beschichteten Equia Forte Fil. In dieser Arbeit kam man auf einen Mittelwert von 41,39 MPa ohne Beschichtung von Equia Forte. Es wurden bei beiden Studien die gleiche Probegröße (2x2x25mm) verwendet. In dieser Arbeit wurde im Vergleich zur oben erwähnten Arbeit keine

Politur vorgenommen und die Proben verweilten nicht nur 72 Stunden, sondern über einen Monat in einem Wasserbad. Man könnte daraus schließen, dass wenn die Materialien zusätzlich beschichtet und zudem noch poliert geworden wären, bessere Werte entstanden wären. [52]

Man kann davon ausgehen, dass die Materialien die in dieser In-Vitro Studie eine höhere Bruch- und Biegefestigkeit aufweisen, auch In-Vivo eine höhere Bruch- und Biegefestigkeit aufweisen. Das Verhältnis der Belastbarkeit der unterschiedlichen Materialien wird voraussichtlich ähnlich sein.

Bezüglich DeltaFil gibt es noch keine veröffentlichten Studien. Weitere klinische Studien sollten durchgeführt werden um es als Alternative zu den anderen Materialien zu erproben. Die objektiv erhobenen Daten dieser Studie ermöglichen ein besseres Verständnis, wie Füllungsmaterialien sich bei der Verwendung im klinischen Betrieb bewähren. Um die Haltbarkeit zu validieren sind noch weitere klinische Studien nötig. Aufgrund der schnellen Aushärtung von 3 Sekunden und der dadurch reduzierten Behandlungszeit wäre es von großer Bedeutung Tetric Powerfill weiter zu untersuchen. Vor allem für die Kinderzahnheilkunde könnte es eine große Rolle spielen, da Kinder unkooperativ sein können und je schneller die Lichthärtung umso besser für das Kind.

5. Schlussfolgerung

Auf der Grundlage der erzielten Ergebnisse kommt man zu dem Schluss, dass es sich bei Cention Forte und Tetric Powerfill in Bezug auf die Bruchkraft und Biegefestigkeit um sehr gut geeignete Amalgamalternativen handelt, welche gerade bei großen stärker belasteten Klasse II Füllungen verwendet werden sollten. Im Gegensatz zu den anderen Materialien erzielten diese beiden Materialien deutlich bessere Biegefestigkeitswerte und höhere Bruchkraftwerte. Von den GIZ schnitt DeltaFil im Vergleich zu den anderen Glasionomern sowohl bei der Bruchkraft als auch bei der Biegefestigkeit mit den höchsten Werten ab und eignete sich ebenfalls als gute und effiziente Alternative in der Zahnarzt/innen-Praxis.

Literaturverzeichnis

- [1] B. Zimmerli, M. Strub, F. Jeger, O. Stadler und A. Lussi, „Composite materials: composition, properties and clinical applications. A literature review,“ *Schweiz Monatsschr Zahnmed*, pp. 120(11):972-86, 2010.
- [2] H. Jirau-Colón, L. González-Parrilla, J. Martínez-Jiménez, W. Adam und B. Jiménez-Velez, „Rethinking the Dental Amalgam Dilemma: An Integrated Toxicological Approach,“ *Int J Environ Res Public Health*, p. 16(6):1036, 2019.
- [3] P. Gängler, T. Hoffmann, B. Willershausen, N. Schwenzer und M. Ehrenfeld, *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*, Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2010 (3., unveränderte Auflage).
- [4] U. G. Bengtsson und L. D. Hylander, „Increased mercury emissions from modern dental amalgams,“ *Biometals*, pp. 30(2):277-283, 2017.
- [5] T. Pflaum, E. Glockmann und B. W. Sigusch, „ZWP online - Cosmetic Dentistry,“ 11 02 2011. [Online]. Available: <https://www.zwp-online.info/fachgebiete/cosmetic-dentistry/fuellungstherapie/was-koennen-moderne-komposite-leisten>. [Zugriff am 05 06 2023].
- [6] R. A. Bernhoft, „Mercury toxicity and treatment: a review of the literature. J Environ Public Health,“ *J Environ Public Health*, p. 2012:460508, 2012.
- [7] A. (. A. f. T. S. a. D. Registry), *Toxicological profile for mercury. US Department of Health and Human Services: Public Health Service*, 1999.
- [8] M. Sakamoto, T. Itai und K. Murata, „Effects of Prenatal Methylmercury Exposure: From Minamata Disease to Environmental Health Studies,“ *Nihon Eiseigaku Zasshi*, pp. 72(3):140-148, 2017.
- [9] M. Uhl, A. M. Kaiser, H. Brielmann, T. Dirnböck, C. Hartmann, K. Kratz, K. Lenz, B. Liebmann, D. Müller-Grabherr, T. Spangl, M. Tesar, M. Titz, B. Winter und A. Fürst, „Umweltbundesamt - Minamata-Übereinkommen Österreich,“ 2021. [Online]. Available: <https://www.umweltbundesamt.at/fileadmin/site/publikationen/rep0785.pdf>. [Zugriff am 07 08 2023].
- [10] H. V. Worthington, S. Khangura, K. Seal, M. Mierzwinski-Urban, A. Veitz-Keenan, P. Sahrman, P. R. Schmidlin, D. Davis, Z. Iheozor-Ejiofor und M. G. R. Alcaraz, „Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth,“ *Cochrane Database Syst Rev*, p. 8(8):CD005620, 2021.
- [11] G. Schmalz und M. Widbiller, „Biocompatibility of Amalgam vs Composite - A Review,“ *Oral Health Prev Dent*, pp. 20(1):149-156, 2022.
- [12] G. Drasch, I. Schupp, H. Höfl, R. REinke und G. Roider, „Mercury burden of human fetal and infant tissues,“ *Eur J Pediatr*, pp. 153(8):607-10, 1994.
- [13] N. Jayanthi und V. Vinod, „Comparative evaluation of compressive strength and flexural strength of conventional core materials with nanohybrid composite resin core material an in vitro study,“ *J Indian Prosthodont Soc*, pp. 13(3):281-9, 2013.
- [14] S. Mickenautsch, G. Mount und V. Yengopal, „Therapeutic effect of glass-ionomers: an overview of evidence,“ *Aust Dent J*, pp. 56(1):10-5, 2011.

- [15] N. Iftikhar, Devashish, B. Srivastava, N. Gupta, N. Ghambir und Rashi-Singh, „A Comparative Evaluation of Mechanical Properties of Four Different Restorative Materials: An In Vitro Study,“ *Int J Clin Pediatr Dent*, pp. 12(1):47-49, 2019.
- [16] J. d. J. C. Valencia, V. M. C. Felix und K. I. Afrashtehfar , „Alkasites, a New Alternative to Amalgam. Report of a Clinical Case,“ *ACTA SCIENTIFIC DENTAL SCIENCES*, 2019.
- [17] A. M. Kielbassa, E. P. Oehme, N. Shakavets und M. Wolgin, „In vitro wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems,“ *J Dent*, p. 105:103554, 2021.
- [18] L. F. Francisconi , P. M. C. Scaffa, V. R. d. S. Paes de Barros, M. Coutinho und P. A. S. Francisconi, „Glass ionomer cements and their role in the restoration of non-cariou cervical lesions,“ *J Appl Oral Sci*, pp. 17(5):364-9, 2009.
- [19] A. Miličević , K. Goršeta , R. Nv van Duinen und D. Glavina , „Surface Roughness of Glass Ionomer Cements after Application of Different Polishing Techniques,“ *Acta Stomatol Croat*, pp. 52(4):314-321, 2018.
- [20] N. Alvanforoush , R. Wong , M. Burrow und J. Palamara , „Fracture toughness of glass ionomers measured with two different methods,“ *J Mech Behav Biomed Mater*, pp. 90:208-216, 2019.
- [21] G. Hiremath , P. Horati und B. Naik , „Evaluation and comparison of flexural strength of Cention N with resin-modified glass-ionomer cement and composite - An in vitro study,“ *J Conserv Dent*, pp. 25(3):288-291, 2022.
- [22] H. Balkaya , S. Arslan und K. Pala , „A randomized, prospective clinical study evaluating effectiveness of a bulk-fill composite resin, a conventional composite resin and a reinforced glass ionomer in Class II cavities: one-year results,“ *J Appl Oral Sci*, p. 27:e20180678, 2019.
- [23] J. d. A. Grossi , R. N. Cabral , A. P. D. Ribeiro und S. C. Leal , „Glass hybrid restorations as an alternative for restoring hypomineralized molars in the ART model,“ *BMC Oral Health*, p. 18(1):65, 2018.
- [24] S. Tyagi , A. M. Thomas und N. D. Sinnappah-Kang , „A comparative evaluation of resin- and varnish-based surface protective agents on glass ionomer cement - a spectrophotometric analysis,“ *Biomater Investig Dent*, pp. 7(1):25-30, 2020.
- [25] P. Meshram , V. Meshram , D. Palve , S. Patil , V. Gade und A. Raut , „Comparative evaluation of microleakage around Class V cavities restored with alkasite restorative material with and without bonding agent and flowable composite resin: An in vitro study,“ *Indian J Dent Res*, pp. 30(3):403-407, 2019.
- [26] P. Wiriyasatiankun, R. Sakoolnamarka und P. Thanyasrisung , „The impact of an alkasite restorative material on the pH of Streptococcus mutans biofilm and dentin remineralization: an in vitro study,“ *BMC Oral Health*, p. 22(1):334, 2022.
- [27] F. Naz , A. S. Khan , M. A. Kader , L. O. S. A. Gelban , N. M. A. Mousa , R. S. H. Asiri und A. S. Hakeem , „Comparative evaluation of mechanical and physical properties of a new bulk-fill alkasite with conventional restorative materials,“ *Saudi Dent J*, pp. 33(7):666-673, 2021.

- [28] M. S. Battula , M. Kaushik , N. Mehra und V. Raj , „A comparative evaluation of fracture toughness, flexural strength, and acid buffer capability of a bulk-fill alkasite with high-strength glass-ionomer cement: An in vitro study,“ *Dent Res J (Isfahan)*, p. 19:90, 2022.
- [29] N. D. Ruse, „What is a "compomer"?,“ *J Can Dent Assoc*, pp. 65(9):500-4, 1999.
- [30] M. Bakkal , B. Yılmaz, . A. Durmus , Z. Durmus und S. Ozalp , „Polymerization characteristics of colored compomers cured with different LED units,“ *J Appl Biomater Funct Mater*, p. 17(1):2280800019827805, 2019.
- [31] F. Trachtenberg , N. Maserejian, . J. A. Soncini, C. Hayes und M. Tavares, „Does fluoride in compomers prevent future caries in children?,“ *J Dent Res*, pp. 88(3):276-9, 2009.
- [32] D. Moodley und S. R. Grobler, „Compomers: adhesion and setting reactions,“ *SADJ*, pp. 58(1):21, 24-8, 2003.
- [33] R. M. Abdallah und N. S. Aref , „Development of Newly Formulated Nanoalumina-/Alkasite-Based Restorative Material,“ *Int J Dent*, p. 2021:9944909, 2021.
- [34] A. Parolia , N. Adhaliya, I. C. d. M. Porto und K. Mala, „A comparative evaluation of microleakage around class V cavities restored with different tooth colored restorative materials,“ *Oral Health Dent Manag*, pp. 13(1):120-6, 2014.
- [35] A. Hervás-García , M. A. Martínez-Lozano, J. Cabanes-Vila, A. Barjau-Escribano, und P. Fos-Galve, „Composite resins. A review of the materials and clinical indications,“ *Med Oral Patol Oral Cir Bucal*, pp. 11(2):E215-20., 2006.
- [36] J. Zubrzycki , T. Klepka , M. Marchewka und R. Zubrzycki , „Tests of Dental Properties of Composite Materials Containing Nanohybrid Filler,“ *Materials (Basel)*, p. 16(1):348, 2022.
- [37] S. Bittencourt Berger , A. R. M. Palialol, V. Cavalli und M. Giannini, „Characterization of water sorption, solubility and filler particles of light-cured composite resins,“ *Braz Dent J*, pp. 20(4):314-8, 2009.
- [38] E. Moreira da Silva , . G. S. Almeida, L. T. Poskus und J. G. A. Guimarães, „Relationship between the degree of conversion, solubility and salivary sorption of a hybrid and a nanofilled resin composite,“ *J Appl Oral Sci*, pp. 16(2):161-6, 2008.
- [39] D. Hammerfald, „Durchhärtungstiefe von Kompositen nach Belichtung mit unterschiedlichen Lichtpolymerisationsgeräten,“ Unv. Diss, Universität Würzburg, 2009.
- [40] T. Große, „Klinische Nachuntersuchung und quantitative Randanalyse von im Studentenkurs gelegte Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich. Eine 6-Jahres-Studie,“ Unv. Diss., Universitätsmedizin Berlin , 2009.
- [41] M. Zečević Čulina , V. Brzović Rajić , I. Šalinović , E. Klarić , L. Marković und A. Ivanišević , „Influence of pH Cycling on Erosive Wear and Color Stability of High-Viscosity Glass Ionomer Cements,“ *Materials (Basel)*, p. 15(3):923, 2022.
- [42] 3M ESPE, „Ketac™ Universal Aplicap™,“ 04 2015. [Online]. Available: <https://multimedia.3m.com/mws/media/10528790/ketac-universal-aplicap-folder-d.pdf>. [Zugriff am 13 07 2023].

- [43] I. Šalinović , M. Stunja , Z. Schauerl , Ž. Verzak , A. Ivanišević Malčić und V. Brzović Rajić , „Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials,“ *Acta Stomatol Croat*, pp. 53(2):125-131, 2019.
- [44] R. A. Wafaie , A. Ibrahim Ali , S. A. El-Raof El-Negoly und S. H. Mahmoud , „Five-year randomized clinical trial to evaluate the clinical performance of high-viscosity glass ionomer restorative systems in small class II restorations,“ *J Esthet Restor Dent*, pp. 35(3):538-555, 2023.
- [45] VOCO Dental, „Ionostar Molar,“ [Online]. Available: <https://www.voco.dental/de/produkte/direkte-restauration/glassionomer-materialien/ionostar-molar.aspx>. [Zugriff am 06 06 2023].
- [46] R. Menezes-Silva , B. M. Bertol de Oliveira , A. P. R. Magalhães , L. S. Bueno , A. F. Sanches Borges , M. L. Baesso , M. F. d. L. Navarro , J. W. Nicholson , S. K. Sidhu und R. C. Pascotto , „Correlation between mechanical properties and stabilization time of chemical bonds in glass-ionomer cements,“ *Braz Oral Res*, p. 34:e053, 2020.
- [47] DMG, „DeltaFil,“ [Online]. Available: <https://de.dmg-dental.com/loesungen/direkte-fuellungstherapie/glassionomerzement/deltafil>. [Zugriff am 19 06 2023].
- [48] M. Yoshizawa und L. Catti , „Aromatic micelles: toward a third-generation of micelles,“ *Proc Jpn Acad Ser B Phys Biol Sci*, pp. 99(1):29-38, 2023.
- [49] E. Kaya und S. Yildirim , „The effects of pediatric dentifrices with different types of fluoride on the color change of restorative materials,“ *Eur Oral Res*, pp. 56(1):42-48, 2022.
- [50] „ZWP online,“ Equia , 15 10 2020. [Online]. Available: <https://www.zwp-online.info/zwpnews/dental-news/branchenmeldungen/equia-restaurations-system-leistung-durch-klinische-langzeitstudien-bestaetigt>. [Zugriff am 07 06 2023].
- [51] I. Miletić, A. Baraba, M. Basso, M. G. Pulcini, D. Marković, T. Perić , C. A. Ozkaya und L. S. Turkun , „Clinical Performance of a Glass-Hybrid System Compared with a Resin Composite in the Posterior Region: Results of a 2-year Multicenter Study,“ *J Adhes Dent*, pp. 22(3):235-247, 2020.
- [52] N. Thongbai-On und D. Banomyong , „Flexural strengths and porosities of coated or uncoated, high powder-liquid and resin-modified glass ionomer cements,“ *J Dent Sci*, pp. 15(4):433-436, 2020.
- [53] „zm online,“ Equia Forte , 14 09 2020. [Online]. Available: <https://www.zm-online.de/news/detail/zwischenenergebnisse-klinischer-studie-belegen-leistung-der-glas-hybrid-technologie-von-gc>. [Zugriff am 23 06 2023].
- [54] K. Friedl , K.-A. Hiller und K.-H. Friedl , „Clinical performance of a new glass ionomer-based restoration system: a retrospective cohort study,“ *Dent Mater*, pp. 27(10):1031-7, 2011.
- [55] L. S. Türkün und Ö. Kanik , „A prospective six-year clinical study evaluating reinforced glass ionomer cements with resin coating on posterior teeth: quo vadis?,“ *Oper Dent*, pp. 41(6):587-598, 2016.
- [56] „Ivoclar,“ Cention Forte, [Online]. Available: https://www.ivoclar.com/de_at/products/composites/cention-forte. [Zugriff am 18 06 2023].
- [57] A. Sadeghyar, S. Lettner, D. C. Watts und A. Schedle , „Alternatives to amalgam: Is pretreatment necessary for effective bonding to dentin?,“ *Dent Mater*, pp. 38(11):1703-1709, 2022.

- [58] R. Hickel, „Amalgam Phase down - und was kommt danach?“, 09 2022. [Online]. Available: <https://epaper.zwp-online.info/epaper/9785/export-article/57>. [Zugriff am 18 06 2023].
- [59] MWDental, „Cention Forte“, [Online]. Available: https://www.mwdental.de/pub/media/documents/2dae6103aa577c1e5/Cention%20Forte_219154.pdf. [Zugriff am 22 06 2023].
- [60] D. Marovic, M. Par, M. Macan, N. Klarić, I. Plazonić und Z. Tarle, „Aging-Dependent Changes in Mechanical Properties of the New Generation of Bulk-Fill Composites“, *Materials (Basel)*, p. 15(3):902, 2022.
- [61] Ivoclar Vivadent, „Tetric-Linie“, 2023. [Online]. Available: https://www.ivoclar.com/de_at/products/composites/tetric-line#%C3%9Cbersicht. [Zugriff am 24 06 2023].
- [62] D. Marovic, M. Par, A. Crnadak, A. Sekelja, V. Mandic, O. Gamulin, M. Rakić und Z. Tarle, „Rapid 3 s Curing: What Happens in Deep Layers of New Bulk-Fill Composites?“, *Materials (Basel)*, p. 14(3):515, 2021.
- [63] N. Klarić, M. Macan, M. Par, Z. Tarle und D. Marović, „Effect of Rapid Polymerization on Water Sorption and Solubility of Bulk-fill Composites“, *Acta Stomatol Croat*, pp. 56(3):235-245, 2022.
- [64] S. Garoushi, L. Lassila und P. K. Vallittu, „Impact of Fast High-Intensity versus Conventional Light-Curing Protocol on Selected Properties of Dental Composites“, *Materials (Basel)*, p. 14(6):1381, 2021.
- [65] E. Macherauch und H.-W. Zoch, „Biegeverformung“, in *Praktikum in Werkstoffkunde*, Vieweg+Teubner Verlag, 2011, pp. 268-273.
- [66] R. Saleh, M. Barth, W. Eberhardt und A. Zimmermann, „Bending Setups for Reliability Investigation of Flexible Electronics“, *Micromachines (Basel)*, p. 12(1):78, 2021.
- [67] S. M. Chung, A. U. J. Yap, S. P. Chandra und C. T. Lim, „Flexural strength of dental composite restoratives: comparison of biaxial and three-point bending test“, *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*, pp. 71(2):278-83, 2004.
- [68] N. De Jager, T. Münker, L. Guilardi, V. Jansen, Y. Sportel und C. Kleverlaan, „The relation between impact strength and flexural strength of dental materials“, *J Mech Behav Biomed Mater*, p. 122:104658, 2021.
- [69] J. Tinschert und G. Natt, *Oxidkeramiken und CAD/CAM-Technologien: Atlas für Klinik, Labortechnik und Werkstoffkunde*, Köln: Deutscher Ärzteverlag, 2007.
- [70] J. Jakic, „Einfluss der Messmethode auf die Biegefestigkeit von verstärkten Presskeramiken“, Unv. Diss., Universität München, 2020.
- [71] DMG, „DeltaFil“, [Online]. Available: file:///D:/Downloads/IFU_DeltaFil_092413_int_LAY-3.pdf. [Zugriff am 04 07 2023].
- [72] DentalKompakt, „Ionostar Molar“, 2023. [Online]. Available: https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/ionostar_molar__5874.html. [Zugriff am 04 07 2023].

- [73] M. Mutschler, F. Schweitzer, S. Spintzyk, J. Geis-Gerstorfer und F. Huettig, „Retention Forces of Prosthetic Clasps over a Simulated Wearing Period of Six Years In-Vitro: Direct Metal Laser Melting Versus Dental Casting,“ *Materials (Basel)*, p. 13(23):5339, 2020.
- [74] P. Mishra, C. M. Pandey, U. Singh, A. Gupta, C. Sahu und A. Keshri, „Descriptive statistics and normality tests for statistical data,“ *Ann Card Anaesth*, pp. 22(1):67-72, 2019.
- [75] F. Sierra-Arango, D. M. Castaño, . J. D. Forero , E. D. Pérez-Riveros, G. A. Duarte, M. L. Botero, . A. Cárdenas und . J. De la Hoz-Valle, „A Randomized Placebo-Controlled N-of-1 Trial: The Effect of Proton Pump Inhibitor in the Management of Gastroesophageal Reflux Disease,“ *Can J Gastroenterol Hepatol*, 2019.
- [76] D. Pieniak , K. Przystupa , A. Walczak , A. M. Niewczas , A. Krzyzak , G. Bartnik , L. Gil und P. Lonkwic , „Hydro-Thermal Fatigue of Polymer Matrix Composite Biomaterials,“ *Materials (Basel)*, p. 12(22):3650, 2019.
- [77] S. D. Heintze , A. D. Loguercio , T. A. Hanzen , A. Reis und V. Rousson, „Clinical efficacy of resin-based direct posterior restorations and glass-ionomer restorations - An updated meta-analysis of clinical outcome parameters,“ *Dent Mater*, pp. 38(5):e109-e135, 2022.
- [78] Brandenbusch und Meyer, „Die Prophylaxe in der modernen Zahnheilkunde - Spitta,“ Spitta Verlag, 2005.
- [79] I. Uzel, A. Aykut-Yetkiner , N. Ersin, F. Ertuğrul , E. Atila und M. Özcan , „Evaluation of Glass-Ionomer versus Bulk-Fill Resin Composite: A Two-Year Randomized Clinical Study,“ *Materials (Basel)*, p. 15(20):7271, 2022.
- [80] N. Ilie, T. J. Hilton, S. D. Heintze, S. D. Hickel, D. C. Watts, N. Silikas, J. W. Stansbury, M. Cadenaro und J. L. Ferracane, „Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties,“ *Dent Mater*, pp. 33(8):880-894, 2017.
- [81] N. Krämer und R. Frankenberger, „Füllungstherapie im Milchgebiss,“ 2004, pp. 78-84.
- [82] A. Alrahlah, „Diametral Tensile Strength, Flexural Strength, and Surface Microhardness of Bioactive Bulk Fill Restorative,“ *J Contemp Dent Pract*, pp. 19(1):13-19, 2018.