

Diplomarbeit

**Abrasionsbeständigkeit von verschiedenen
Amalgamersatzmaterialien**

eingereicht von
Sophie-Juliette Proschka

zur Erlangung des akademischen Grades

**Doktorin 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, 28.07.2023

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 28.07.2023

Sophie-Juliette Proschka eh.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen, um mich bei all jenen zu bedanken, die mich bei der Erstellung dieser Arbeit unterstützt und diese Arbeit ermöglicht haben.

Ganz besonders möchte mich bei Herrn Ao. Univ.-Prof. Dr.med.univ. Karl Glockner und Herrn Univ. ZA Dr. med. dent. Alexander Behlau bedanken, die mir mit ihrer großartigen Unterstützung und Betreuung jederzeit sehr geholfen haben und immer viel Geduld für mich hatten.

Ein herzliches Dankeschön geht auch an meine Eltern und meine Großeltern. Ihr habt mir nicht nur ein zweites Studium ermöglicht, sondern mich in meinen Entscheidungen stets ermutigt und unterstützt. Auch ein großes Danke an meinen Bruder, dass du in den Momenten des Zweifels immer die richtigen Worte gefunden und mich neu motiviert hast.

Danke an all meine Freunde, die Graz zu einer Familie und einem Zuhause gemacht haben. Danke an alle Studienfreunde und -freundinnen für die schöne gemeinsame Zeit und eure Unterstützung, gerade im letzten Jahr.

Besonders möchte ich Ela danken, die in all den Jahren stets ein Anker für mich war.

In liebevollem Gedenken an meine gute Freundin und Studienkollegin Sophie.

Inhaltsverzeichnis

Danksagung	III
Abkürzungen und deren Erklärung	1
Abbildungsverzeichnis	3
Tabellenverzeichnis	3
Kurzfassung	4
Abstract	6
1 Einleitung	7
1.1 Amalgam	7
1.1.1 Vorteile einer Amalgamfüllung.....	7
1.1.2 Nachteile einer Amalgamfüllung	7
1.1.3 Das Minamata Abkommen.....	8
1.2 Alternative Füllmaterialien	9
1.2.1 Glasionomerezemente (GIZ)	9
1.2.2 Komposite	11
1.2.3 Bulk-Fill-Komposite	12
1.2.3 Derzeitiger Forschungsstand.....	13
1.3 Ziel der Studie.....	14
1.4 Physikalischer Hintergrund des Kaukraftsimulators	15
1.4.1 Definition Reibung	15
1.4.2 Definition Verschleiß	16
1.4.3 Zahnmedizinischer Bezug.....	17
2 Material und Methoden	19
2.1 Betrachtete Materialien	19
2.1.1 Equia Forte HT (GC Europe).....	19
2.1.2 Ketac™ Universal (3MEspe)	19
2.1.3 Ionostar Molar (Voco)	20
2.1.4 DeltaFil (DMG)	20
2.1.5 Cention Forte (Ivoclar Vivadent)	20
2.1.6 Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent)	21
2.2 Herstellung der Proben	22
2.3 Herstellung des Antagonisten.....	23
2.4 Kaukraftsimulator	24
2.4.1 Vermessung	26
3 Ergebnisse	27

3.1 Auswertung der Ergebnisse	27
3.2 Auswertung der einzelnen Materialien	32
3.2.1 Equia Forte HT.....	32
3.2.2 Ketac™ Universal.....	32
3.2.3 IonoStar Molar.....	33
3.2.4 DeltaFil	34
3.2.5 Cention Forte.....	34
3.2.6 Tetric® PowerFill	35
3.3 Statistische Auswertung der Abrasion	36
3.4 Vergleich der Materialien	38
4 Diskussion	39
4.1 Diskussion der Ergebnisse	39
4.2 Klinische Relevanz	41
4.3 Andere Studienergebnisse im Vergleich	41
5 Schlussfolgerung	44
Literaturverzeichnis	45

Abkürzungen und deren Erklärung

bzw. beziehungsweise

ca. circa

Na Natrium

Ca Calcium

Al Aluminium

Sr Strontium

Bis-GMA Bisphenol A-glycidyl Methacrylat

UDMA Urethan Dimethacrylat

PEG-PU Polyethylen glycol - Polyurethane

3-D dreidimensional

N Newton

mm Millimeter

µm Mikrometer

s Sekunde

Hz Herz

kg Kilogramm

s Sekunden

P Druck

F Kraft

A Fläche

°C Grad Celsius

% Prozent

F_R Reibungskraft

A_R Reibungsarbeit

s_R	Reibweg
F_N	Normalkraft
W_V	Verschleißvolumen
k	Verschleißkoeffizienten
s	zurück gelegten Strecke
m	Masse
a	Beschleunigung

Komponentenverschleiß = Verschleiß an einer Komponente

Systemverschleiß = Summe aus dem Verschleiß der Komponenten

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Verschleißmechanismen aus „Interaktive Lehre des Ingenieursstudiums“ (58).....	17
Abbildung 2: Kapsel Equia Forte HT	19
Abbildung 3: Kapsel Ketac Universal	19
Abbildung 4: Kapsel Ionostar Molar	20
Abbildung 5: Kapsel DeltaFil.....	20
Abbildung 6: Kapsel Cention Forte.....	20
Abbildung 7: Kapsel Tetric® PowerFill.....	21
Abbildung 8: 3-D gedruckte Kavitäten	22
Abbildung 9: Befüllte Probenbehälter	22
Abbildung 10: Antagonistenhalterung mit Steatitkugel	23
Abbildung 11: Sandgestrahlte Steatitkugeln mit Retentionen	23
Abbildung 12: fertige Antagonisten	23
Abbildung 13: Kaukraftsimulator der Firma SD Mechatronik.....	24
Abbildung 14: Einstellen der Startposition	25
Abbildung 15: Versuch 1	28
Abbildung 16: Versuch 2	28
Abbildung 17: Versuch 3	28
Abbildung 18: Versuch 4	29
Abbildung 19: Versuch 5	29
Abbildung 20: Versuch 6	29
Abbildung 21: Versuch 7	30
Abbildung 22: Versuch 8	30
Abbildung 23: Versuch 9	30
Abbildung 24: Versuch 8 - nicht geglättete Daten	31
Abbildung 25: Versuch 8 - geglättete Daten	31
Abbildung 26: Abrasion Equia Forte HT	32
Abbildung 27: Abrasion Ketac Universal	32
Abbildung 28: Abrasion Ionostar Molar.....	33
Abbildung 29: Abrasion DeltaFil.....	34
Abbildung 30: Abrasion Cention Forte.....	34
Abbildung 31: Abrasion Tetric® PowerFill.....	35
Abbildung 32: Vertikaler Materialverlust in mm über alle Zeitpunkte	38

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Probenpositionen	25
Tabelle 2: mittlere Abrasion in mm nach unterschiedlicher Zyklenzahl	35

Kurzfassung

Nach der Unterzeichnung des Minamata Abkommens 2013 wird ein Phase Down von dentalem Amalgam angestrebt, was folglich ein Phase In von Amalgamalternativen beinhaltet. Andere Studien untersuchen als mögliche Amalgamalternativen nur die Materialklasse der Kompositkunststoffe. Da diese jedoch teurer und zeitaufwändiger in der Applikation sind als Amalgame und auch nicht von der Krankenkasse gezahlt werden, könnte eine soziale Ungleichheit die Folge sein. Um eine bestmögliche Versorgung weiterhin gewährleisten zu können ist es deshalb wichtig, kostengünstige und zeitsparende Amalgamersatzmaterialien zu identifizieren und vergleichen.

Zielsetzung:

Ziel dieser Diplomarbeit ist es, die Haltbarkeit und Langlebigkeit verschiedener Amalgamersatzmaterialien *in vitro* zu untersuchen, um somit mögliche, kostengünstige Alternativversorgungen zu ermitteln. Ein Indikator dafür ist die Abrasion, die bei diesem Versuch mittels des vertikalen Materialverlusts in μm bestimmt wird. Um dies zu standardisieren, wurde der Kaukraftsimulator CS 4.8 verwendet.

Material und Methoden:

Hierfür wurden die Materialien Equia Forte HT (GC Europe), Ketac™ Universal (3MEspe), Ionostar Molar (Voco), DeltaFil (DMG), Cention Forte (Ivoclar Vivadent) und Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent) in einem Kaukraftsimulator thermomechanischen Kräften ausgesetzt. Pro Material wurden 9 Proben mit einer wirkenden Kraft von 50N 200.000 Zyklen lang belastet, während diese simultan zwischen 5°C und 55°C temperiert wurden.

Ergebnisse:

Alle Materialien unterschieden sich signifikant untereinander $p < .001$. Den geringsten Abtrag wies Cention Forte auf, gefolgt von Tetric® PowerFill, Equia Forte HT, DeltaFil, Ionostar Molar und Ketac™ Universal.

Es konnte bei allen Materialien, bis auf Tetric® PowerFill, ein signifikanter Abrieb festgestellt werden.

Schlussfolgerung:

Die Materialklasse der Glasionomerezemente stellt eine gute Alternative zu Amalgam her. Die physikalischen Eigenschaften werden stets weiterentwickelt und verbessert, sodass für unterschiedliche Indikationen aus mehreren Materialien gewählt werden kann.

Abstract

After the signing of the Minamata Agreement in 2013, a phase down of dental amalgam is targeted, which consequently includes a phase in of amalgam replacement materials. Other studies only investigate the material class of composite resins as possible amalgam alternatives. However, as these are more expensive and time-consuming to apply than amalgams and are also not paid for by health insurance, social inequality could be the result. In order to continue to provide the best possible care, it is therefore important to identify and compare cost-effective and time-saving amalgam replacement materials.

Objective:

The aim of this diploma thesis is to investigate the durability and longevity of various amalgam replacement materials in vitro in order to thus determine possible, cost-effective alternative restorations. One indicator for this is the abrasion, which is determined in this test by means of the vertical material loss in μm . To standardize this, the CS 4.8 chewing force simulator was used.

Material and methods:

For this purpose, the materials Equia Forte HT (GC Europe), Ketac™ Universal (3MEspe), Ionostar Molar (Voco), DeltaFil (DMG), Cention Forte (Ivoclar Vivadent) and Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent) were subjected to thermomechanical forces in a chewing force simulator. For each material, 9 specimens were loaded with an effective force of 50N for 200,000 cycles while being simultaneously tempered between 5°C and 55°C.

Results:

All materials differed significantly from each other $p < .001$. Cention Forte had the lowest abrasion rate, followed by Tetric® PowerFill, Equia Forte HT, DeltaFil, Ionostar Molar and Ketac™ Universal. Significant wear was observed for all materials, except for Tetric® PowerFill.

Conclusio:

The material class of glass ionomer cements provides a good alternative to amalgam. The physical properties are constantly being developed and improved, so that a choice can be made from several materials for different indications.

1 Einleitung

1.1 Amalgam

Amalgam hat sich bereits vor mehreren hundert Jahren als Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich etabliert und ist seitdem ein wesentlicher Bestandteil der Zahnerhaltungskunde geworden (1). Es besteht im Wesentlichen aus einem Legierungspulver Silber, Kupfer und Zinn gemischt mit Quecksilber (1,2).

1.1.1 Vorteile einer Amalgamfüllung

Ein großer Vorteil von Amalgamfüllungen besteht darin, dass Amalgam im Vergleich zu vielen anderen Materialien eine gute marginale Adaptation (Randschlussverhalten), als auch eine hohe Verschleißfestigkeit aufweist (3). Auch wird Amalgam als Ganzes in die Kavität appliziert und innerhalb eines Zeitraumes von sechs bis zehn Minuten ausgearbeitet. Die damit verbundene Zeitersparnis stellt zusammen mit den vergleichsweise geringen Materialkosten (4) einen wesentlichen Vorteil des Amalgams dar. Letzteres hat zur Folge, dass auch die Gesundheitskassen die Kosten für Amalgamfüllungen komplett übernehmen, was für die zu behandelnden Personen oft ein wichtiger Aspekt ist (2).

Aber es gibt noch weitere wesentliche Vorteile einer Amalgamfüllung. So sind Füllungen mit Amalgam aufgrund seiner Feuchtigkeitstoleranz auch auf subgingivalem Niveau noch möglich (2). Auch bei größeren Füllungen hat Amalgam einen entscheidenden Vorteil, denn es treten selbst bei großen Kavitäten nur sehr selten Füllungsfrakturen auf. Zusätzlich besitzt es eine antibakterielle Wirkung (5), welche das Risiko von Sekundärkaries herabgesetzt. Daneben sei noch die Dimensionsstabilität von Amalgam erwähnt (2).

Durch lange klinische Erfahrungen weiß man, dass Amalgamfüllungen eine Überlebensrate von 50 % nach 11,5 Jahren aufweisen (6). Zudem weisen sie eine ähnliche Abrasionsstabilität wie der Zahnschmelz auf (7).

1.1.2 Nachteile einer Amalgamfüllung

Neben der nicht ästhetisch ansprechenden Farbe spielt der erhöhte Zahnhartsubstanzverlust eine große Rolle. Gesunde Zahnhartsubstanz muss entfernt werden, um Unterschnitte für die Retention zu generieren (2).

1.1.3 Das Minamata Abkommen

Auch eine toxikologische Komponente hat das in Amalgam enthaltene Quecksilber (8).

Mitte der 1950er Jahre brach in dem Ort Minamata in Japan die gleichnamige Krankheit aus, nachdem eine Chemiefirma Quecksilberverbindungen in der Umwelt entsorgt hatte und daraufhin die Lebensmittel und das Trinkwasser verseucht hatte (9). Diese griffen bei Menschen und Tieren das zentrale Nervensystem an und führten zu Lähmungen, Psychosen bis hin zum Tod (10).

Am 10. Oktober 2013 wurde ein Abkommen zum Schutz der menschlichen Gesundheit sowie zur Reduktion von Quecksilber in der Umwelt von über 90 Staaten unterschrieben, das mit seinem Namen „Minamata-Abkommen“ an das Unglück damals erinnern soll (11). Dies enthält folgende Beschlüsse:

„Ziel dieses Übereinkommens ist es, die menschliche Gesundheit und die Umwelt vor anthropogenen Emissionen und Freisetzungen von Quecksilber und Quecksilberverbindungen zu schützen“ (12).

Dabei wird unter anderem die Verwendung und Emission von Quecksilber in Produktion und Prozessen geregelt, ebenso die Freisetzung in Böden und Gewässern, der Abfallwirtschaft, aber auch gesundheitliche Aspekte (13).

Für die Verwendung von Dentalamalgam wurde ein sogenanntes „Phase Down“, also eine Reduktion, beschlossen. Diese sollte die Versorgungssicherheit der zu Behandelnden sichern und gleichzeitig die Möglichkeit schaffen an alternativen Versorgungsmaterialien zu forschen („Phase In“ von Amalgamersatzmaterialien) (2).

Im selben Zuge wurde Dentalamalgam jedoch für Schwangere, Kinder unter 15 Jahren und Menschen mit Nierenfunktionsstörungen verboten (14). Daneben gibt es Amalgam nur noch in verkapselter Form. Bei sachgerechter Verwendung und Bearbeitung von Amalgam besteht jedoch kein gesundheitliches Risiko für die zu Behandelnden (15).

1.2 Alternative Füllmaterialien

Für das geplante Phase Down und somit ein eventuelles Phase Out von Dentalamalgam kommen einige Materialklassen auf Harzbasis in Betracht, die entweder als inert oder als weniger schadstoffbelastet gelten. Diese Materialkategorie umfasst Dentinadhäsive, Komposite, modifizierte Glasionomerzemente und Befestigungsmaterialien auf Harzbasis (16).

Im Folgenden soll ein grober Überblick über die in dieser Studie untersuchten Materialklassen gegeben werden.

1.2.1 Glasionomerzemente (GIZ)

Glasionomerzemente wurden in den 1970er Jahren in die Zahnmedizin eingeführt (17) und stellen eine Materialgruppe dar, die aus einem Pulver und einer Flüssigkeit besteht und durch eine Säure-Base-Reaktion aushärtet. Diese Zemente finden vielfältige Anwendungen in der zahnärztlichen Praxis, insbesondere im Milchgebiss und in der Kinderzahnheilkunde (18). In den letzten Jahren wurden sie kontinuierlich weiterentwickelt, um verbesserte mechanische Eigenschaften sowie eine einfachere Verarbeitbarkeit zu bieten (19).

Der Pulveranteil der Glasionomerzemente enthält Kieselerde, Aluminiumoxid, Kalziumfluorid, Kryolith, Natriumfluorid und/oder Aluminiumphosphat (20). Diese Rohstoffe werden erhitzt, wodurch Fluoraluminiumsilikatglas entsteht, das zu einem Pulver vermahlen wird. Der flüssige Anteil besteht aus copolymerisierter Acryl- und Itaconsäure oder Malein- oder Tricarbonsäure (20). Bei der Abbindereaktion der Glasionomerzemente spielen hydratisierte Protonen, Ionen wie Na^+ und Ca^{2+} (oder Sr^{2+}) sowie Al^{3+} -Ionen eine entscheidende Rolle. Diese Reaktionen führen zur Bildung von ionischen Vernetzungen und bilden das Gerüst für den abgebundenen Zement (21).

Die Haftung von Glasionomerzementen am Zahn erfolgt sowohl durch mikromechanische Verzahnung als auch durch chemische Bindungen zwischen den Carboxylatgruppen der Polysäuremoleküle und den Kalziumionen auf der Zahnoberfläche. Die Haftfestigkeit entwickelt sich schnell und erreicht innerhalb von 15 Minuten etwa 80% der endgültigen Festigkeit (21). Dabei ist dieser Verbund im Bereich des Schmelzes doppelt so stark wie im Bereich des Dentins (22).

Die Fluoridfreisetzung aus Glasionomerzementen gilt als einer der wichtigsten Vorteile dieser Materialgruppe, da sie einen begrenzten Kariesschutz bietet (17). Sie kann über sehr lange Zeiträume aufrechterhalten werden und zeigt das Muster einer anfänglich schnellen Freisetzung ("early burst"), gefolgt von einer anhaltenden, auf Diffusion basierenden Freisetzung auf niedrigerem Niveau. Die Fluoridfreisetzung aus Glasionomeren erhöht sich unter sauren Bedingungen. Darüber hinaus können diese Zemente in der Lage sein, einer solchen Säure entgegenzuwirken, indem sie den pH-Wert des externen Mediums erhöhen. Dieser Prozess wird als Pufferung bezeichnet und kann klinisch von Vorteil sein, da er den Zahn vor weiterer Karies schützen kann (21).

Glasionomerzemente werden in verschiedenen klinischen Anwendungen eingesetzt. Sie dienen als Restaurationsmaterialien, insbesondere im Milchgebiss, als Liner und Base, als Fissurenversiegler und als Haftvermittler für kieferorthopädische Brackets. Je nach Verwendungszweck lassen sie sich in drei Typen einteilen: Befestigungs- und Klebezemente, Restaurationszemente sowie Unterfütterungs- oder Basiszemente (21). Insbesondere in der atraumatischen restaurativen Behandlung (ART) werden Glasionomerzemente eingesetzt, um die zahnärztliche Versorgung in Ländern mit niedrigem und mittlerem Einkommen zu verbessern (19,23).

Obwohl Glasionomerzemente viele Vorteile bieten, wie Adhäsion, Fluoridfreisetzung und Biokompatibilität, haben sie im Vergleich zu Komposit-Restaurationsmaterialien geringere mechanische Eigenschaften (23,24). Dies schränkt ihre Verwendung in Bereichen mit höherer Kaubelastung ein. Daher werden konventionelle Glasionomerzemente im Seitenzahnbereich oftmals als Material für provisorische Restaurationen verwendet, insbesondere bei mehrflächigen Restaurationen (17).

Die Werkstoffklasse der Glasionomerzemente wurde deshalb im Laufe der Jahre stets weiterentwickelt, um bessere physikalische und mechanische Eigenschaften und eine noch leichtere Verarbeitbarkeit zu ermöglichen (25). So stehen heute neben den konventionellen Glasionomerzementen auch metall- und kunststoffverstärkte Glasionomerzemente sowie Glasionomerzemente mit hoher Viskosität zur Verfügung (19,22,25), die auch für dauerhafte Restaurationen der Klassen I,II und V konzipiert wurden (26).

1.2.2 Komposite

Komposite sind plastische, zahnfarbene Restaurationsmaterialien, die früher überwiegend im Frontzahnbereich ihre Anwendung fanden. Mittlerweile erstreckt sich das breite Indikationsspektrum der Komposite von der Verwendung als Fissurenversiegler, für Aufbaufüllungen, Inlays, Onlays, Kronen bis hin zur Befestigung von Brackets in der Kieferorthopädie. Darüber hinaus wird es in faserverstärkter Form auch als Wurzelkanalstift verwendet (22).

Komposite bestehen aus 3 Komponenten: einer organischen Matrix, einer dispersen Phase (Füller), sowie aus einer Verbundphase (Silane, Kopolymere). Bestandteile der organischen Matrix sind Monomere, Initiatoren, Stabilisatoren, Farbstoffe, Pigmente und andere Additiva (16,22).

Es gibt verschiedene Systeme zur Aushärtung von Kompositen. Neben den Kompositen, die auf chemischem Wege aushärten, gibt es Komposite, die durch Licht aushärten, als auch eine Kombination beider Varianten, sogenannte dualhärtende Systeme (27). Unabhängig vom verwendeten System wandelt das Initiator-molekül sich nach seiner Aktivierung in ein Radikal um, welches die Vernetzung der Monomergruppen auslöst (22). Durch die Applikation eines hydrophilen Dentinhaftvermittlers bildet sich eine Hybridschicht, an der das hydrophobe Komposit anbinden kann. Die resultierende Mikroretention fixiert die Füllung am Zahn (28).

Die geringe Transluzenz des Materials begrenzt die Dicke der Kompositschicht bei Restaurationen mit herkömmlichen Kompositmaterialien auf 2 mm (29,30). Während der Polymerisation kann es zu Defekten an der adhäsiven Grenzfläche kommen. Kompositmaterialien erzeugen Schrumpfung (Polymerisationsschrumpfung), die von der Materialzusammensetzung und dem Volumen abhängt. Die Schrumpfung kann Spannungen erzeugen, die zur Bildung von Mikrorandspalten führen kann, was wiederum zu undichten Stellen und damit zur Kontamination von Speichel und Bakterien führen kann. Folglich können Sekundärkaries und pulpale Veränderungen entstehen. Klinisches Versagen der Restauration kann resultieren. Die inkrementelle Insertionstechnik wird empfohlen, um eine bessere marginale Integrität zu gewährleisten, weil sie die Entwicklung von

Polymerisations- und Schrumpfstress reduziert. Diese Technik ist jedoch technisch sensibler und zeitaufwendiger (31).

1.2.3 Bulk-Fill-Komposite

Um die Platzierung von Kompositfüllungen zu vereinfachen, wurden Bulk-Fill-Kompositmaterialien entwickelt. Ihr Vorteil ist die Möglichkeit der Anwendung in 4 bis 5 mm dicken Schichten, was ein kürzeres und einfacheres klinisches Verfahren ermöglicht. Um die Aushärtungstiefe von 2 mm auf bis zu 5 mm ohne negative Folgen zu erhöhen, musste die Zusammensetzung der Kompositmaterialien geändert werden (30).

Durch die Verwendung von UDMA anstelle von Bis-GMA als Hauptbestandteil der Matrix, als auch die Verwendung größerer Füllkörper, wird ein suffizientes Aushärten in tieferen Schichten ermöglicht (32,33). Daraus resultierend wird eine höhere Transluzenz, ein geringerer Schrumpfstress und eine geringere Lichtstreuung erreicht (22). Auf diese Weise wird Zeit gespart und das Risiko von Defekten oder einer ungleichmäßigen Oberfläche verringert. Daneben könnten kürzere Behandlungszeiten zu einer besseren Compliance der erkrankten Personen, vor allem bei Kindern, beitragen (34).

Des Weiteren weisen Bulk-Fill-Komposite eine höhere Festigkeit als traditionelle Komposite auf, wodurch die Überlebensrate im Mund erhöht wird, sowie die Wahrscheinlichkeit eines Füllungsbruchs reduziert wird (22,35).

1.2.3 Derzeitiger Forschungsstand

Es existieren bereits zahlreiche Untersuchungen zur Entwicklung der Materialeigenschaften verschiedener Füllungsmaterialien. Diese Studien umfassen eine umfangreiche und ständig wechselnde Anzahl von Eigenschaften zur Charakterisierung der Materialien. Allerdings besteht bisher keine Verbindung zur klinischen Leistung dieser Materialien (27).

Zurzeit fehlen Langzeitstudien zu Alternativen für Amalgamfüllungen (27). Es gibt zwar eine beträchtliche Anzahl von in-vivo-Studien, die die Haltbarkeit von Füllungsmaterialien untersuchen, doch sind diese Ergebnisse nicht reproduzierbar, da die veröffentlichten Arbeiten keine Informationen über die Versuchsbedingungen liefern (24). Ein standardisierter Vergleich der Materialien ist daher nicht möglich.

Es liegen Studien zu dem Versuch vor, Bruchzähigkeit mit klinischem Bruch, sowie Biegefestigkeit mit der Abrasion in Korrelation zu setzen. Allerdings mangelt es an Studien, die den Abrieb der Materialien selbst untersuchen und somit deren Langlebigkeit bewerten. Daher ist es von besonderer Bedeutung, umfangreiche in-vitro-Materialstudien unter standardisierten Bedingungen durchzuführen, um Aussagen über die Langlebigkeit treffen zu können und diese miteinander vergleichen zu können (27).

1.3 Ziel der Studie

Die Anforderungen, die an ein Amalgamersatzmaterial gestellt werden, sind: abrasionsstabil, langlebig, haltbar und biokompatibel. Eine remineralisierende und kariostatische Wirkung wären wünschenswert. Daneben sollten sie einfach in der Anwendung sein und für den kaulasttragenden Seitenzahnbereich geeignet sein, hinsichtlich vieler, unterschiedlicher Parameter (4).

Ziel der Studie ist es, ein Material, das diesen Anforderungen entspricht, für ein Phase-In zu identifizieren. Dabei werden die verschiedenen Materialien standardisierten thermomechanischen Kräften ausgesetzt, und im Anschluss wird der vertikale Materialverlust in μm gemessen. Dies geschieht mittels des Kaukraftsimulators CS-4 der Firma SD Mechatronik GmbH. Hierbei soll die Belastung imitiert werden, die auf eine Füllung über mehrere Jahre hinweg wirkt. Dabei wird neben einem stetigen Temperaturwechsel der Proben auch eine lineare Belastungsbewegung durchgeführt. Hierbei handelt es sich also um eine 2-Medien-Abrasion, da ein zahnähnliches Material direkt auf die Restauration trifft. Im Gegensatz dazu würde sich bei der 3-Medien-Abrasion noch eine zusätzliche Schicht zwischen Probe und Antagonisten befinden, die den Nahrungsbrei imitieren soll (36,37).

Es wird das Augenmerk lediglich auf die Abrasionsstabilität gelegt, andere Phänomene wie die Biegefestigkeit, Bruchzähigkeit, Farbbeständigkeit und Randdichtigkeit werden nicht berücksichtigt. Somit ergibt sich als Hauptzielgröße die Abrasion gemessen in μm .

Für ein mögliches Phase Down von Amalgam ist es deswegen wichtig ein Amalgamersatzmaterial zu identifizieren, um die Versorgungssicherheit zu gewährleisten. Soziale Ungleichheit sollte vermieden werden, da besonders Menschen aus niederen Einkommensschichten sich oftmals keine Versorgung mit teuren Materialien leisten können. Zusätzlich lässt sich in den sozioökonomisch schwächeren Gebieten der Gesellschaft ein erhöhtes Kariesaufkommen nachweisen. Folglich käme es vermehrt zu Extraktionen (2).

1.4 Physikalischer Hintergrund des Kaukraftsimulators

Die Mechanismen des Kausimulators lassen sich auf zwei wesentliche Funktionen eingrenzen. Zum einen wirkt auf die Proben eine mechanische Belastung (50N), indem ein Antagonist eine Relativbewegung auf der Probe ausführt, zum anderen findet eine periodische thermische Belastung statt, indem die Probe mit Wasser unterschiedlicher Temperaturen (5-55°C) umspült wird (37,38). Hierbei wurden die Werte so gewählt, dass sie den vorherrschenden physiologischen Bedingungen während eines Kauvorgangs entsprechen, wobei wirkende Kräfte zwischen 20N und 160N in der Literatur angegeben werden (38).

Der dadurch entstandene Materialverlust wird protokolliert und ist ein Resultat des durch Reibung entstandenen Verschleißes.

1.4.1 Definition Reibung

Trifft der Antagonist auf die Probe auf, muss zuerst die Haftreibung überwunden werden, um eine Relativbewegung einzuleiten. Anschließend findet die Gleitreibung statt. Dabei steht die Reibungskraft F_R und die Reibungsarbeit A_R , die zur Aufrechterhaltung der Bewegung unter Reibung erbracht werden muss, in folgender Relation zu dem Reibweg s_R :

$$A_r = \int_{s_R} F_r ds_R$$

Mikroskopisch sind Oberflächen von Materialien nie ideal glatt, sondern bestehen aus stochastisch verteilten Rauheitshügeln. Treffen nun die beiden Materialien aufeinander, entstehen Mikrokontakte durch Rauheitshügel im Material, die sich bei der Bewegung gegenseitig verschieben. Die Anzahl der Mikrokontakte ist dabei proportional zur wirkenden Normalkraft F_N . Da Reibung einen Energieaufwand erfordert, wird ein Teil dieser Energie in andere Energieformen umgewandelt, es können auch dissipative Effekte stattfinden. Durch die Bewegung finden so Verschleißprozesse wie Adhäsion, Abrasion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktionen statt (39).

1.4.2 Definition Verschleiß

Durch die translatorische Relativbewegung des Antagonisten auf die Probe tritt eine tribologische Beanspruchung auf, die einen Materialverlust an der Oberfläche der Probe und des Antagonisten zur Folge hat. „In der Tribologie wird Reibung und Verschleiß als ein Resultat aus Dissipationseffekten in örtlich und zeitlich stochastisch verteilten Mikrokontakten (Wirkorte) innerhalb der geometrischen Kontaktfläche in Abhängigkeit vom Beanspruchungskollektiv (Kräfte, Geschwindigkeit, Beanspruchungsdauer, Temperatur) und der Systemstruktur beschrieben“(40).

Dabei kann unterschieden werden in Komponentenverschleiß und Systemverschleiß, wobei bei ersterem der Verschleiß beider Komponenten einzeln betrachtet wird, bei dem Systemverschleiß die Summe beider Komponenten (39).

Das Verschleißvolumen W_V lässt sich in Abhängigkeit des Verschleißkoeffizienten k , sowie der wirkenden Kraft F_N und der zurück gelegten Strecke s in folgenden Zusammenhang bringen:

$$W_V = k * F_N * s$$

(39)

Die wichtigsten Verschleißmechanismen lassen sich in Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Effekte unterteilen. Als Abrasion wird dabei der Materialverlust genannt, bei dem es durch wiederholtes Ritzen und Mikrozerspannungen der Rauheitshügel zu Verschleiß kommt. Im Gegensatz dazu kommt es bei der Adhäsion zur Materialübertragung auf den härteren Reibpartner, da sich atomare Mikroverbindungen an plastisch deformierten Mikrokontakten bilden. Bei der Oberflächenzerrüttung bilden sich aufgrund der Materialermüdung durch Belastung Rissbildungen und Risswachstum mit der Folge, dass sich Verschleißpartikel abtrennen. Tribochemische Reaktionen treten auf, wenn es durch reibbedingte Aktivierung zu einer chemischen Reaktion zwischen dem Grundkörper, dem Gegenkörper und oder dem Umgebungsmedium kommt (40).

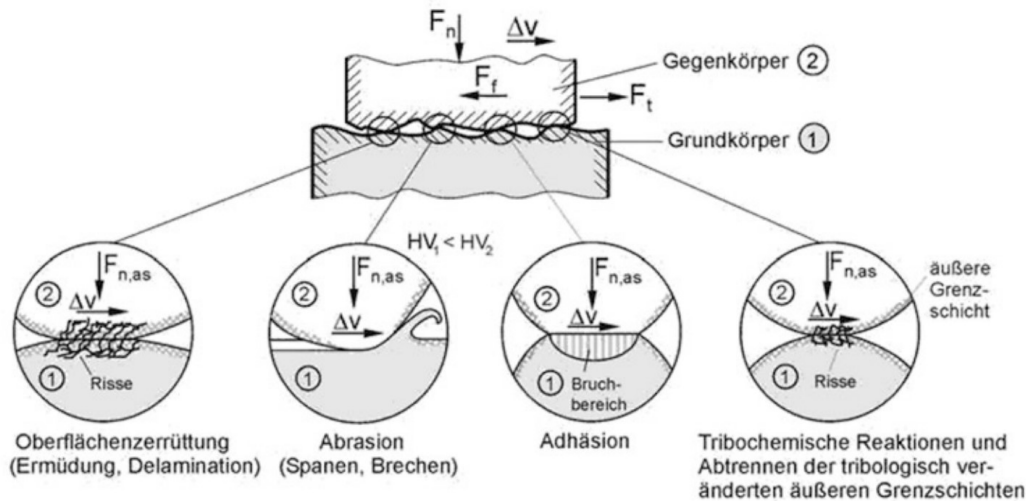


Abbildung 1: Verschleißmechanismen aus „Interaktive Lehre des Ingenieursstudiums“ (58)

Diese Effekte lassen sich durch Temperaturschwankungen deutlich verstärken, sodass es durch die Thermozyklen zu einem erhöhten Verschleiß kommt. Durch die Temperaturschwankungen kommt es zu einer Ausdehnung und einem Zusammenziehen des Materials, wodurch es vermehrt zu Materialermüdung und infolgedessen zu mehr Materialverschleiß kommt (39,41).

1.4.3 Zahnmedizinischer Bezug

Bei der Abrasion von zahnmedizinischen Füllungsmaterialien kommt es, je nach Art der Materialklasse, zu unterschiedlich primär vorherrschenden Verschleißmechanismen.

Bei der Abrasion einer Kompositfüllung wird in erster Linie die Matrix des Kompositmaterials abgetragen, wodurch anschließend die Füllkörper freigelegt werden. Bei sprödharten Materialien wie Kompositen und Keramiken erfolgt dies in der Regel durch einen spanenden Prozess, bei dem das Abrasivteilchen in den Werkstoff eindringt und bei fortgesetzter Bewegung zur Bildung von Mikrospänen führt. Alternativ kann es auch zu einem brechenden Prozess kommen, bei dem Mikrobrüche und muschelförmige Abplatzungen entlang der Ritzspur entstehen (36).

Im Gegensatz dazu treten bei duktilen Materialien wie Amalgam und Gold hauptsächlich "mikropflügende" Prozesse auf, bei denen eine plastische

Verformung in der Abrasionsfurche stattfindet und Wälle entlang dieser Furche gebildet werden. Zudem können Ermüdungsprozesse auftreten, die infolge wiederholter pflügender Beanspruchung entstehen (36).

Frühere Studien haben versucht eine quantitative Relation zwischen der Zyklenzahl der Durchläufe im Kausimulator und der Überlebensrate im Mund herauszufinden. Eine Studie ging davon aus, dass 250.000 Zyklen 1 Jahr in vivo entsprechen. Allerdings fanden bei den Versuchen keine thermischen Zyklen statt und man wählte auch andere Kräfte (13,35N statt 50N), die auf die Probe wirkten (41). Eine andere Studie legte fest, dass 1.200.000 Zyklen mit einer wirkenden Kraft von 50N, 1,6Hz und Temperaturen von 5-55°C in etwa 5 Jahren in vivo entsprechen (38). Allerdings gibt es zu wenig Studien, um eine konkrete zeitliche Relation zwischen in vitro und in vivo abzuleiten (38).

2 Material und Methoden

2.1 Betrachtete Materialien

Die folgenden Materialien wurden aufgrund ihrer Eigenschaften als mögliche Amalgamersatzmaterialien ausgewählt und in der Studie hinsichtlich der Abrasionsstabilität untersucht:

2.1.1 Equia Forte HT (GC Europe)

Equia Forte HT ist ein Langzeit Glas-Hybrid-Bulk-Fill Restaurationssystem bestehend aus einer Füllungskomponente (EQUIA Forte HT Fil) und einem Komposit-Schutzlack (EQUIA Forte Coat) für die Oberflächenbeschichtung. Es beinhaltet Fluor-Alumino-Silikatglas, Wasser, Polyacrylsäure, mehrbasische Carbonsäure, sowie Campherchinon (18,42). Während die Füllungskomponente selbsthärtend ist, muss der Coat noch lichtgehärtet werden. Auch für kaudruckbelastete Füllungen der Klasse II ist dies zugelassen, jedoch mit einem 1-1,5mm Abstand zu den Höckerspitzen (19,43–45).



Abbildung 2: Kapsel Equia Forte HT

2.1.2 Ketac™ Universal (3MEspe)

Ketac™ Universal ist ein reiner, herkömmlicher, radioopaker, vollständig adhäsiver Glasionomerezement, das selbsthärtend ist und auch für kaulasttragende Klasse II Füllungen im Seitenzahnbereich indiziert ist (19,46–48).

Ein Copolymer aus Acrylsäure-Maleinsäure, Weinsäure, Benzoesäure und Wasser bilden den flüssigen Anteil, während das Pulver aus Oxidglas besteht (49).



Abbildung 3: Kapsel Ketac Universal

2.1.3 Ionostar Molar (Voco)

Ionostar Molar ist das Glasionomerzement der Firm Voco. Es ist unter anderem für Füllungen von nicht okklusionstragenden Kavitäten, semipermanente Füllungen, Füllungen von Zahnhalsläsionen, Füllungen von Klasse III-Kavitäten, Restauration von Milchzähnen, sowie temporäre Füllungen empfohlen. Das Pulver besteht aus Fluoralumosilikatglas, Polycarbonsäure, Farb- und Hilfsstoffen, die Flüssigkeit besteht aus wässriger Polycarbonsäurelösung. Durch Variation der Anmischdauer kann man die Konsistenz des GIZ beeinflussen. Es ist selbsthärtend (50,51).



Abbildung 4: Kapsel Ionostar Molar

2.1.4 DeltaFil (DMG)

Das konventionelle Glasionomerzement DeltaFil der Firma DMG ist selbsthärtend und wird mit einer elastomerischen Mizellen-Technologie (EMT) beworben. Diese soll eine Rissausbreitung im Material verhindern und damit für eine erhöhte Bruchzähigkeit sorgen (49,52). Zusammengesetzt ist das Pulver aus Fluoraluminiumsilikatglas und Polyacrylsäure, die Flüssigkeit besteht aus Polyacrylsäure, Weinsäure, PEG-PU-Micellen und Wasser (49).



Abbildung 5: Kapsel DeltaFil

2.1.5 Cention Forte (Ivoclar Vivadent)

Cention Forte ist ein selbsthärtendes röntgenopakes Material für die direkte Behandlung von Front- und Seitenzahnkavitäten. Der flüssige Anteil setzt sich dabei aus vier verschiedenen Monomeren zusammen und enthält auch Photopolymerisations- und Chemopolymerisationsaktivatoren. Der pulvrige Anteil besteht aus nicht reaktiven, silanisierten Füllstoffen, reaktiven,



Abbildung 6: Kapsel Cention Forte

silanisierten Flour-Aluminium-Silikat Füllstoffen, sowie silanisierten Füllstoffen (53).

Es wird daher der Materialgruppe der Alkasite zugeordnet und zeichnet sich durch seine hohe Biegefestigkeit und Biokompatibilität aus (45,54–57).

Die Firma Ivoclar Vivadent empfiehlt es als Amalgamersatzmaterial, da es als Ganzes in die Kavität appliziert werden kann (45,54–57).

2.1.6 Tetric® PowerFill (Ivoclar Vivadent)

Das Tetric® PowerFill von Ivoclar Vivadent ist ein Nano Hybrid Komposit, mit dem sich Schichtstärken von bis zu 4mm lichthärten lassen. Mit dem Multiwellen- Lichthärtegerät (Bluephase PowerCure, Ivoclar Vivadent) wird das Bulk-Fill-Komposit innerhalb von 3 Sekunden mit hoher Strahlungsintensität ausgehärtet (30,58,59).

Durch das β -Allylsulfon-Reagens in der organischen Matrix, findet die Polymerisation schrittweise und homogen statt, da nur kurzkettige Polymere entstehen (30).



Abbildung 7: Kapsel
Tetric® PowerFill

Empfohlen wird dieses Bulk-Fill-Komposit bei der Versorgung von Kavitäten der Klassen I und II von bleibenden Seitenzähnen (30,58,59).

2.2 Herstellung der Proben

Zuerst werden für den Kausimulator passende, 3D-gedruckte genormte in vitro Kavitäten hergestellt. Diese haben einen Ausmesser von 2mm x 4mm x 10mm. Im nächsten Schritt werden diese mit den zu testenden Materialien gefüllt, wobei pro Material 9 Proben erstellt werden. Mit einem Heidemannspatel wird das überschüssige Material abgezogen und nach einer Aushärtephase mit SofLex Scheibchen (SofLex Pop-on, 3M Oral Care; St Paul, MN, USA) poliert (4,60).

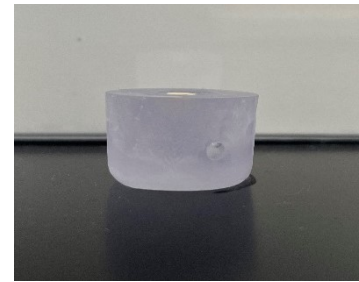


Abbildung 8: 3-D gedruckte Kavitäten

Bei dem Material Equia Forte HT Fil wird der dafür vorgesehene Komposit Schutzlack (Equia Forte Coat) appliziert und lichtpolymerisiert. Da es sich bei dem Material Tetric® PowerFill um ein Bulk-Fill-Komposit handelt, wird dieses Material mit der speziell dafür vorgesehenen Lichtpolymerisationslampe (Bluephase PowerCure, Ivoclar Vivadent) drei Sekunden ausgehärtet (59).

Anschließend werden die Proben auf der Unterseite durchnummeriert, so dass von jeder Probe auf das Material und die Probennummer geschlossen werden kann. Danach wird nach den unterschiedlichen Materialien sortiert und für 30 Tage separiert in destilliertes Wasser gegeben (4).

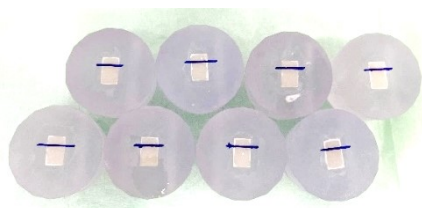


Abbildung 9: Befüllte Probenbehälter

2.3 Herstellung des Antagonisten

Als Antagonist wird eine Kugel aus Steatit, welches ein mehrkomponentiges, halbporöses, kristallines Keramikmaterial ist, mit 6mm Durchmesser gewählt, da diese ein vergleichbares abrasives Verhalten wie der natürliche Zahnschmelz zeigt (4,41). Diese garantiert auch einen standardisierten Antagonisten. Um ein einheitliches Niveau zu schaffen und eine Eindringtiefe des Antagonisten in die Probe von 2mm zu gewährleisten, werden zuerst alle Antagonistenhalterungen mit Komposit angefüllt.

Eine Schicht Epoxidharz garantiert die Fixierung der Steatitkugel mit der Antagonistenhalterung.

Um diesen Verbund zu stärken, wird vorher die Unterseite der Kugel sandgestrahlt, entfettet und Retentionsrillen eingeschliffen, bevor diese in das Epoxidharz eingebettet wird. Um die horizontal wirkenden Kräfte abzufedern, wird ein Flowable Komposit zur Fixierung verwendet. Nach dem Lichthärten der Komposite und 24h Aushärtezeit des Epoxidharzes können die Antagonisten verwendet werden.



Abbildung 10:
Antagonistenhalterung mit
Steatitkugel



Abbildung 11: Sandgestrahlte
Steatitkugeln mit Retentionen



Abbildung 12: fertige Antagonisten

2.4 Kaukraftsimulator

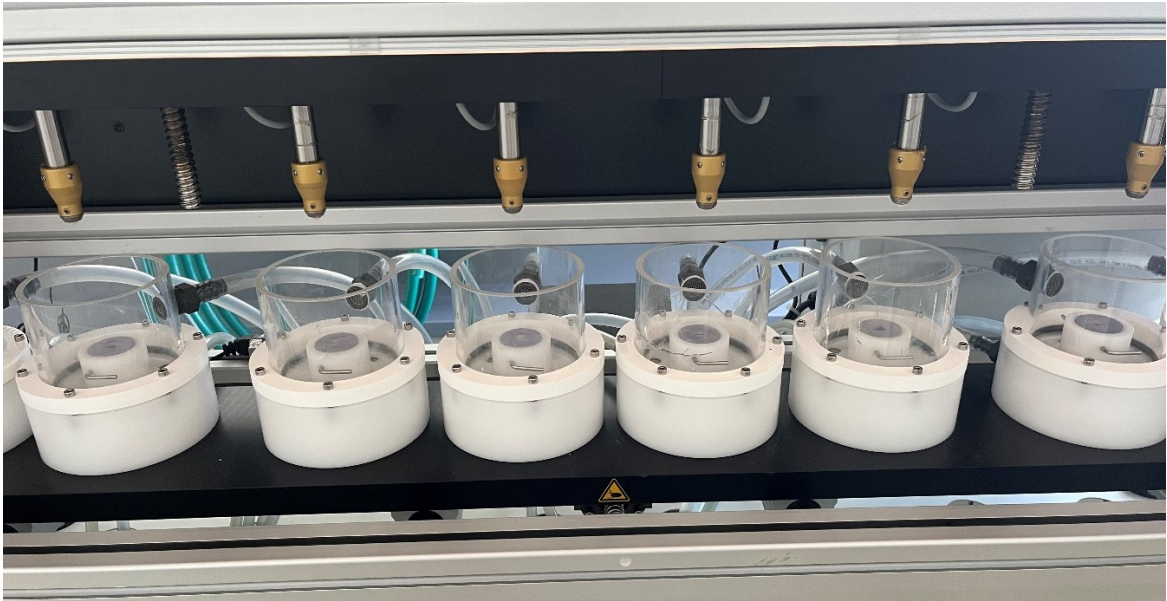


Abbildung 13: Kaukraftsimulator der Firma SD Mechatronik

Vorab werden die Antagonisten und die Proben in den Kaukraftsimulator montiert, wobei pro Material immer eine Probe an einer vorgegebenen Position getestet wird. Wichtig ist hierbei, dass eine symmetrisch gleichmäßige Verteilung der Proben im Kaukraftsimulator gegeben ist. Die Probenpositionen wurden nach jedem Durchlauf verändert, sodass man mögliche Fehlerquellen - wie beispielsweise einen Sensorfehler - erkennen und ausgleichen kann. Die folgende Tabelle gibt die Materialpositionen des jeweiligen Durchlaufs an.

Tabelle 1: Probenpositionen

	Position 1	Position 2	Position 3	Position 4	Position 5	Position 6
1	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil
2	DeltaFil	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar
3	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill
4	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal
5	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte HT	Cention Forte
6	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil	Equia Forte HT
7	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil
8	DeltaFil	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar
9	Equia Forte HT	Cention Forte	Ketac™ Universal	Tetric® PowerFill	Ionostar Molar	DeltaFil

Zu Beginn muss nun die Startposition gewählt werden, auf dem der Antagonist auftrifft, bevor er die horizontale Bewegung ausführt. Die Proben können hierfür in der Horizontalen und Transversalen verschoben und mit einer Klemmschraube fixiert werden. Für den horizontalen Startpunkt wurde auf den Proben eine Markierungslinie 3mm nach den Probenbeginn gezogen. Der transversale Startpunkt befindet sich mittig der Probe. Da der Antagonist während der Testung auch eine Abrasion erfährt und somit sich seine Auflagefläche vergrößert, ist es wichtig, den Startpunkt nicht am Probenbeginn, sondern 3mm dahinter zu wählen.

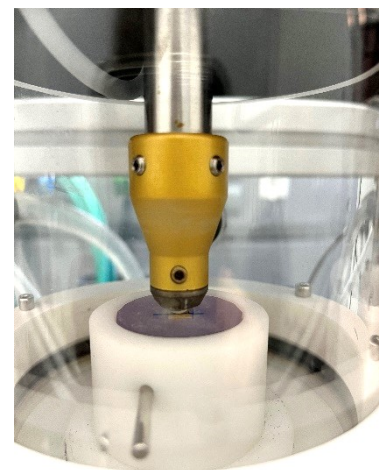


Abbildung 14: Einstellen der Startposition

Setzen nun alle Antagonisten an den Proben auf und befinden sich am Startpunkt der Testung, wird dieser fixiert und im Programm bestätigt. Zu beachten hierbei ist, dass 2mm Abstand zwischen der Antagonistenfixierung an dem horizontalen Verbindungsbalken und der Gewichtsauflage gewährleistet ist. Dies garantiert ein

einheitliches Auftreffen der Antagonisten auf die Proben und gleicht somit Höhenunterschiede aus.

Nun müssen die Sensoren in der richtigen Höhe adjustiert und fixiert werden. Hierbei muss der Wert zwischen 0,50 und 0,99 mm liegen. Da der Antagonist auch eine natürliche Abrasion erfährt, ist es wichtig diese regelmäßig nach 100 Zyklen zu messen. Dafür wird ein beliebiger Punkt außerhalb der Probe gewählt, der sich somit in seiner Höhe nicht verändert. Dieser wird im Programm bestätigt.

Folgend können nun die Gewichte von 4kg auf die Antagonisten angebracht werden. Da jeder Antagonist ein Eigengewicht von 1kg hat, ergibt das ein Gesamtgewicht von 5 kg, also eine Kraft von 50N, die auf die Probe wirkt ($F = m * a$ mit $a = g$). Dies wurde deshalb so gewählt, da auf okklusionstragenden Zähnen im Seitenzahnbereich ebenfalls eine Kraft zwischen 25-50N wirkt (37).

In weiterer Folge werden die Parameter für das Thermocycling bestimmt. Hierbei werden Thermozyklen zwischen 5°C und 55°C durchlaufen, wobei diese jeweils 60s in den Kammern verweilen und 9s für die Ein- und Ausströmzeit gewählt wird. Abschließend werden die Parameter für die simulierte Kaubelastung gewählt. Unterschieden wird hierbei eine Auf- und Abwärtsbewegung, wobei als Nullpunkt die Probenebene fungiert. Für die Aufwärtsbewegung wird eine Distanz von 3mm und eine Geschwindigkeit von 60 mm/s eingestellt, für die Abwärtsbewegung eine Eindringtiefe von 1,7mm und eine Geschwindigkeit von 40 mm/s. In der Horizontalen wird der Antagonist ebenfalls mit einer Geschwindigkeit von 40 mm/s 5mm weit bewegt. Hieraus ergibt sich eine Frequenz von 1,27 Hz. Mit der Einstellung „Low Impact“ verhindert man die Spitzenlastkraft, die sonst am Auftreffpunkt auf die Probe wirken würde. Durch Abbremsen des Antagonisten wirkt dann lediglich nur noch die Gewichtskraft $F_g = m * g$ auf die Probe, jedoch nicht zusätzlich die Beschleunigung nach unten ($F_{res} = m * a + m * g$).

2.4.1 Vermessung

Alle 100 Zyklen misst der Kausimulator den vertikalen Materialverlust der Probe, sowie des Antagonisten an den entsprechenden dafür eingestellten Positionen. Dieser wird in μm bestimmt (4) und in ein Textdokument eingetragen.

3 Ergebnisse

3.1 Auswertung der Ergebnisse

Die generierten Daten wurden in eine Excel-Tabelle übertragen und mittels SPSS ausgewertet. Stellt man die Ergebnisse der Versuche, also die Abrasion der Materialien in mm über die Zyklenzahl, graphisch dar (siehe Abbildungen 15-23), gibt es einige Auffälligkeiten:

Bei den Versuchen 1 bis 4 kam es vermehrt zu Ausbrüchen der Kugeln aus der Antagonisten Halterung. Dies spiegelt sich auch in den unterschiedlichen Diagrammen wider (siehe Abbildungen 15-18). Aus diesem Grund wurden diese Versuche nicht in der Auswertung herangezogen, da sie die Werte sonst verfälschen würden. Ab Versuch 5 wurden die Kugeln mittels eines lichthärtenden Kunststoffes Impression Tray Resin LC der Firma Henry Schein in den Halterungen befestigt.

Auffallend bei den Graphiken der Versuche 5, 7, 8 und 9 ist, dass „Sprünge“ innerhalb der Daten vorhanden sind (siehe Abbildungen 19-2). Dabei werden die Werte aller Proben auf 0 gleichzeitig zurückgesetzt. Da das Material nicht mehr wird, kann es keinen positiven Materialabtrag geben und damit liegt offensichtlich ein Sensorfehler vor.

Beim zeitlichen Vergleich des Phänomens mit den Systemabbrüchen lässt sich immer eine zeitliche Koinzidenz feststellen, sodass der Schluss nahe liegt, dass die falschen Werte beim Materialabtrag ursächlich auf die Systemabbrüche zurückzuführen sind.

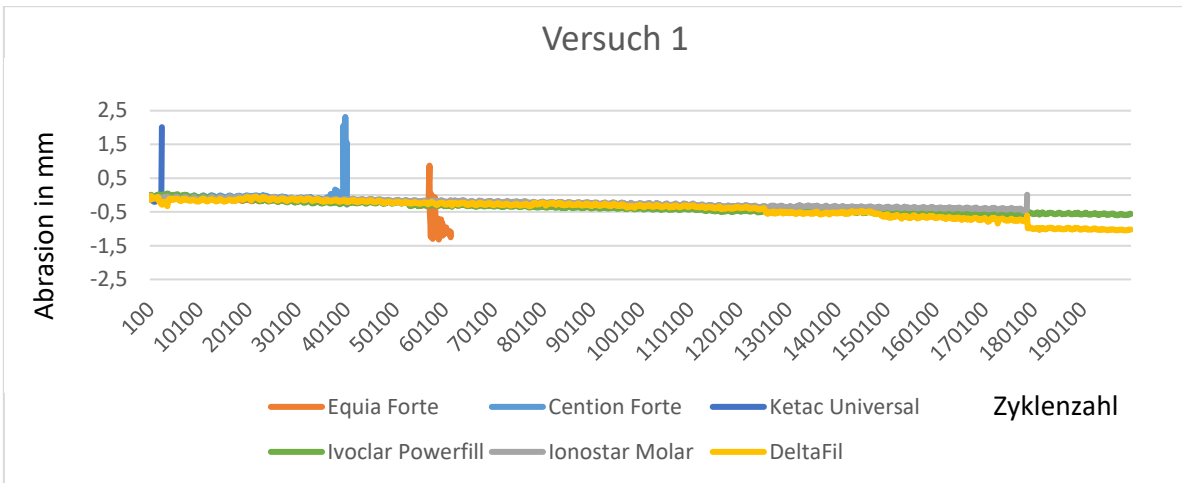


Abbildung 15: Versuch 1

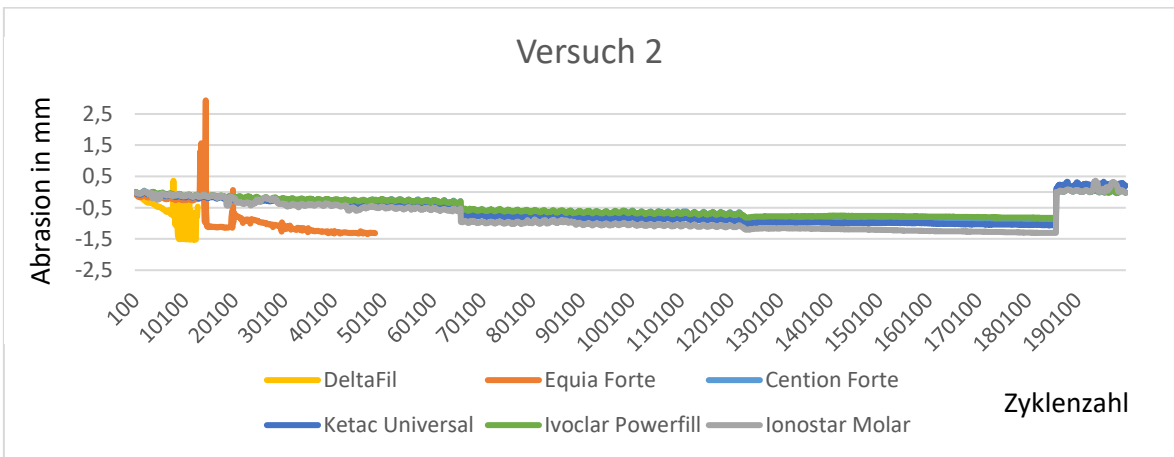


Abbildung 16: Versuch 2

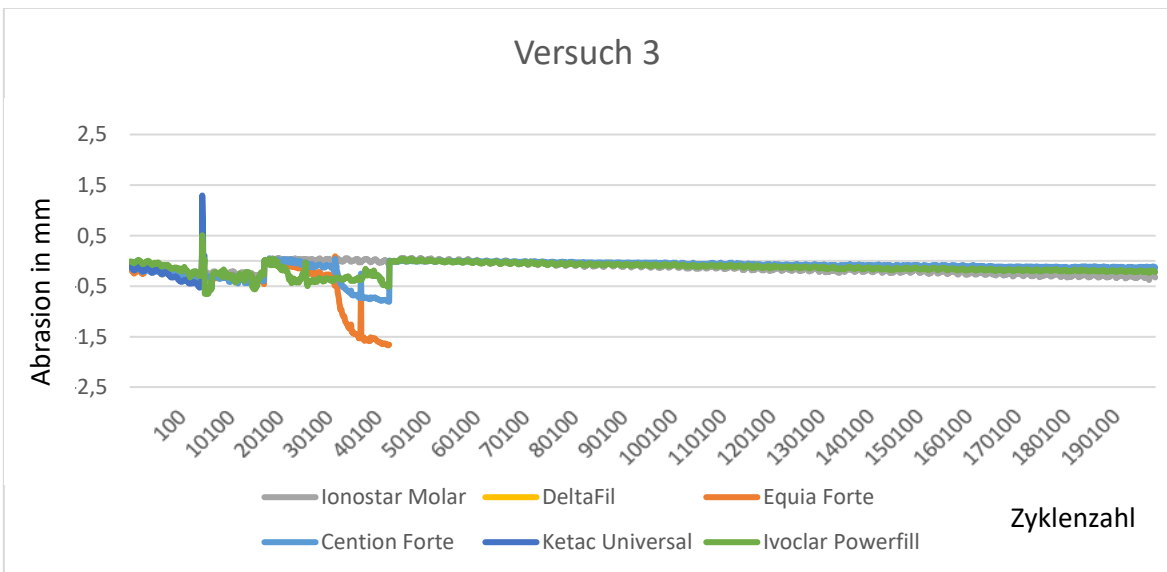


Abbildung 17: Versuch 3

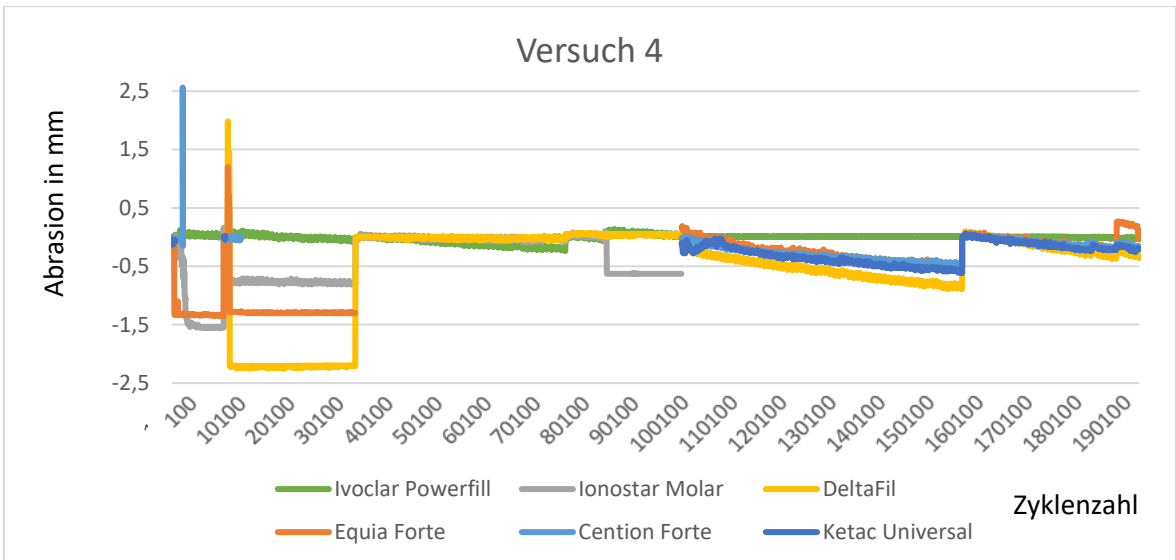


Abbildung 18: Versuch 4

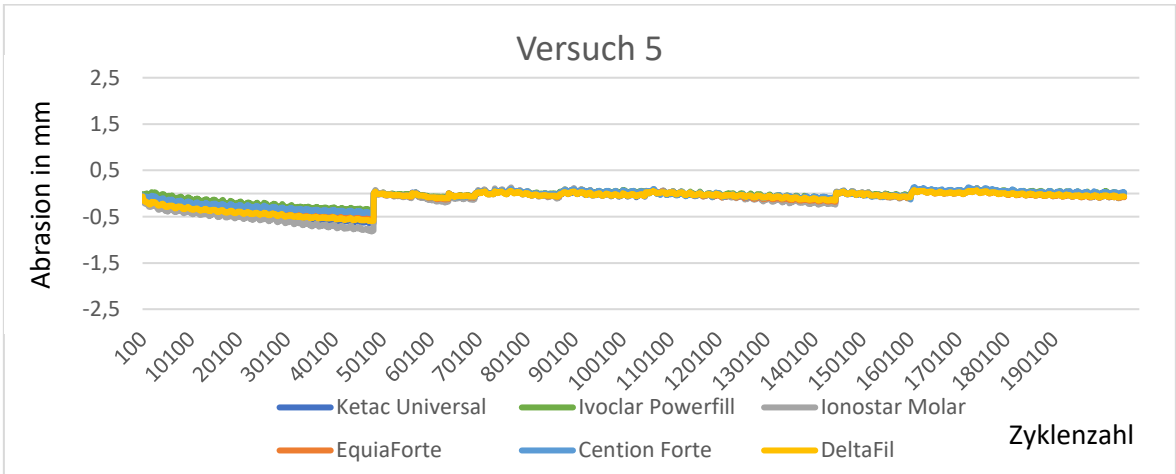


Abbildung 19: Versuch 5

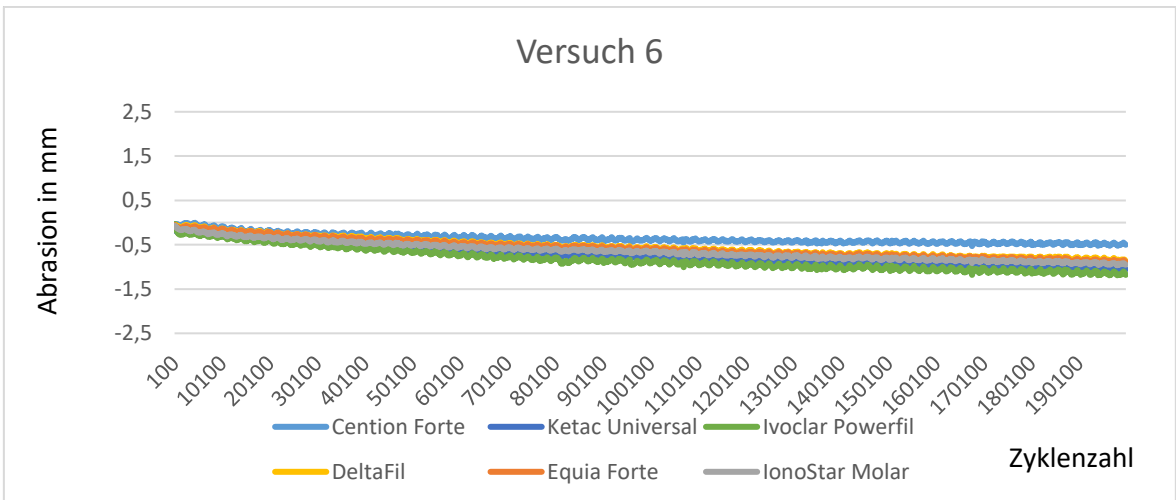


Abbildung 20: Versuch 6

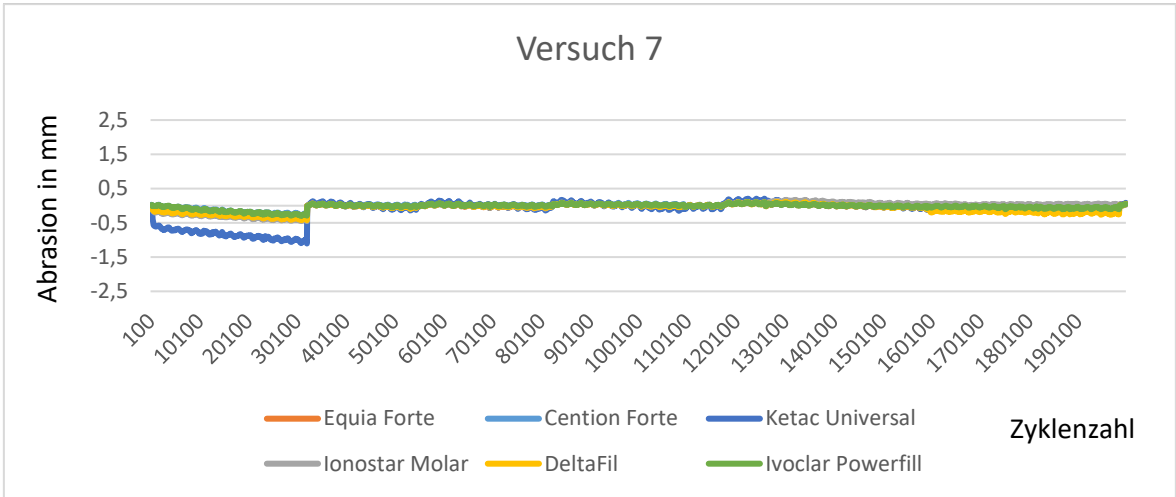


Abbildung 21: Versuch 7

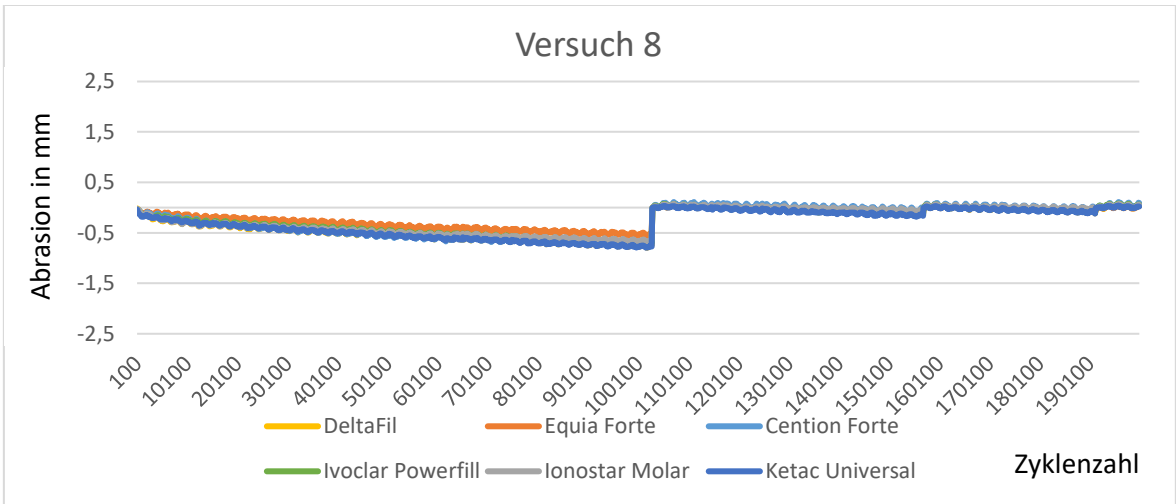


Abbildung 22: Versuch 8

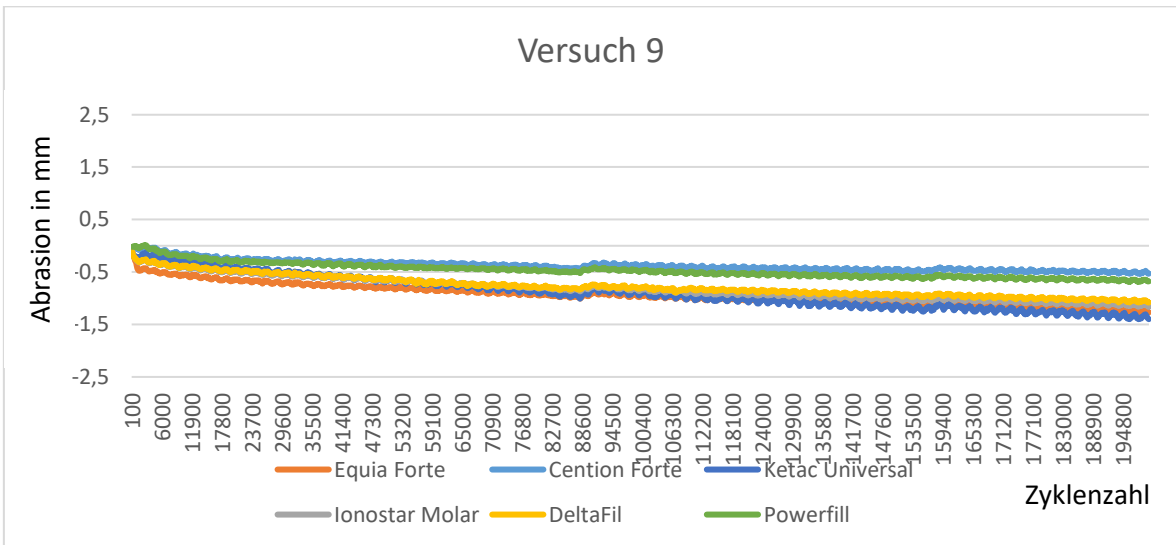


Abbildung 23: Versuch 9

Für die Auswertung der Ergebnisse werden die Sprünge eliminiert. Dabei werden die Systemabbrüche der unterschiedlichen Versuche notiert. Im Folgenden sei $n \in \mathbb{N}$ als der Zyklus des Systemabbruchs und $x \in \mathbb{R}$ als der Wert der gemessenen Abrasion definiert. Da im Falle eines Systemabbruchs $x_n = 0$ ist, da das System den Versuch zurücksetzt, definieren wir diesen Wert neu als $x_{n_{neu}} = x_{n-1} + x_n$. Folglich sind auch alle weiteren Werte als $x_{n+1_{neu}} = x_{n-1} + x_{n+1}$, usw. definiert.

Dieses System wird bei allen Materialien an derselben Zyklusstelle n des Versuchs angewendet. Somit bleiben die Materialien miteinander vergleichbar und nach 200.000 Zyklen lassen sich die Werte auswerten.

Die beiden folgenden Abbildungen 24 und 25 veranschaulichen das Verfahren:

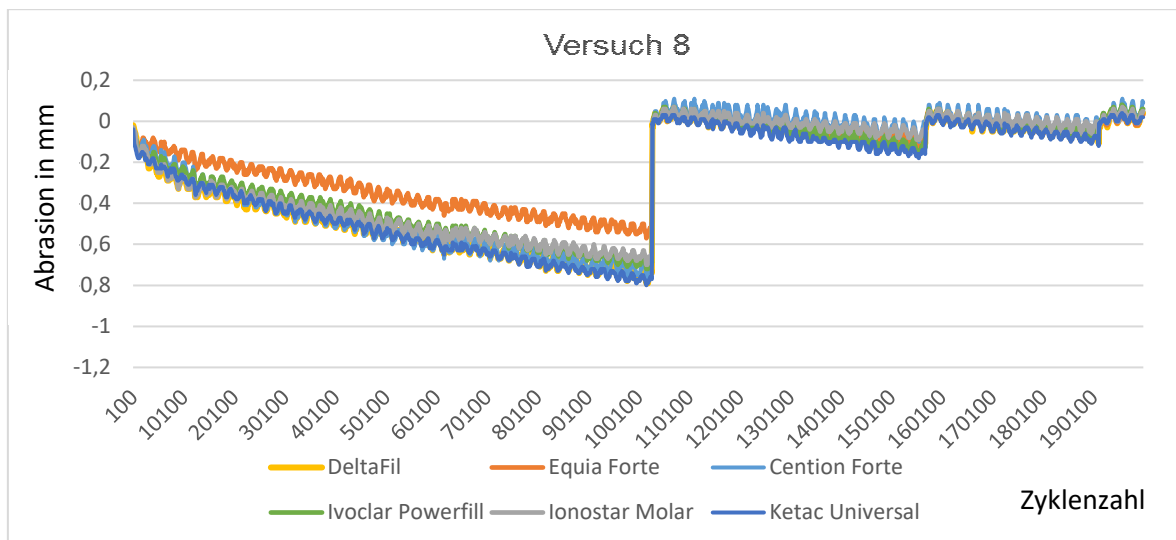


Abbildung 24: Versuch 8 - nicht geglättete Daten

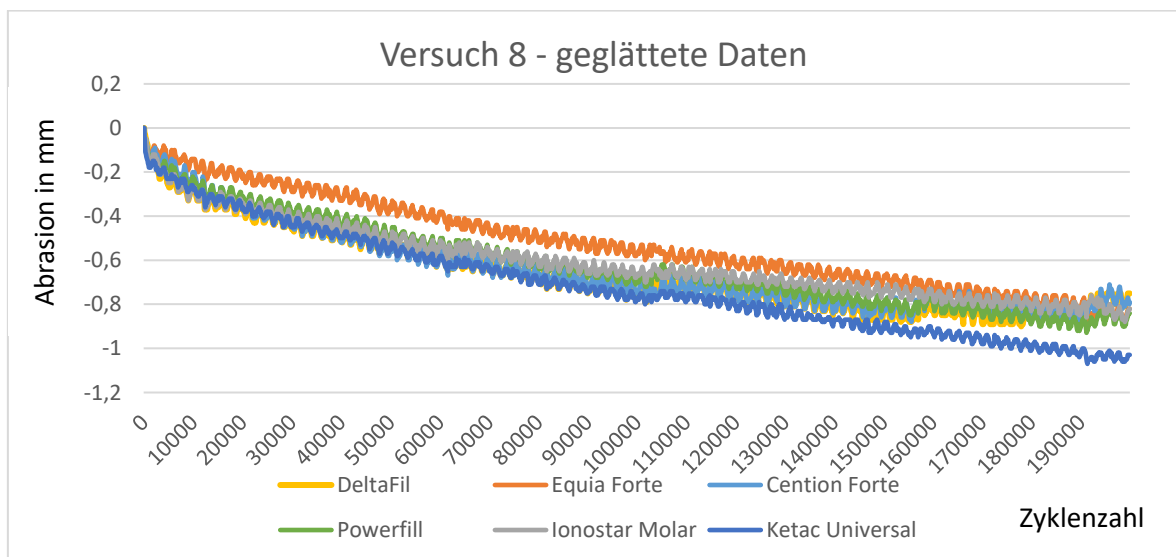


Abbildung 25: Versuch 8 - geglättete Daten

3.2 Auswertung der einzelnen Materialien

3.2.1 Equia Forte HT

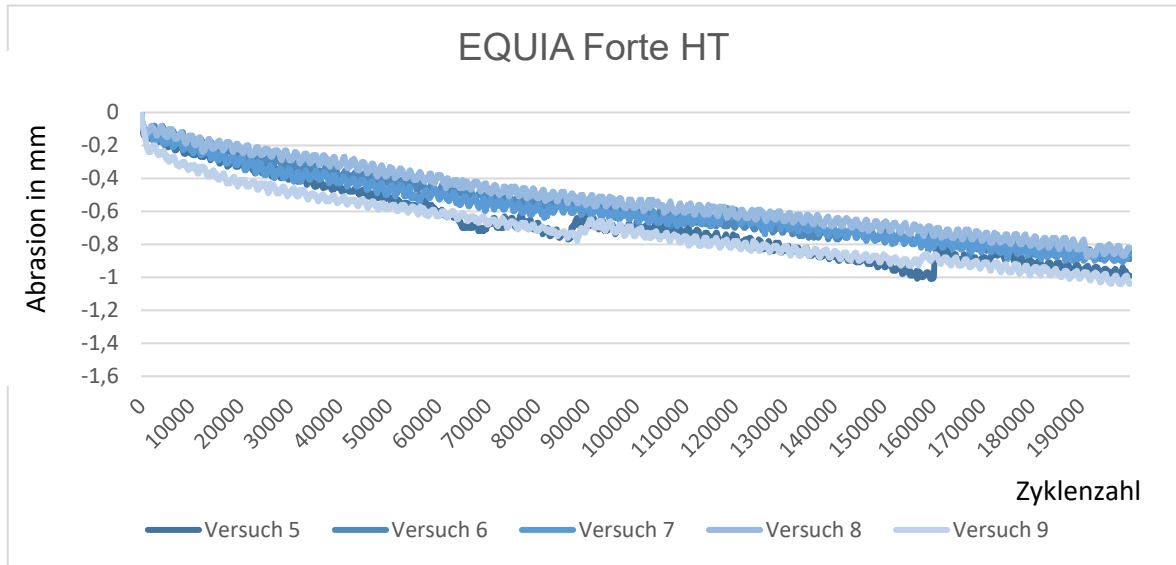


Abbildung 26: Abrasion Equia Forte HT

Bei dem Material Equia Forte HT lässt sich nach 200.000 Zyklen ein vertikaler Materialverlust von 0,92 mm mit einer Standardabweichung von -0,10 mm berechnen. Die Antagonisten rieben sich dabei um durchschnittliche -0,46 mm ab. Dies ergibt einen mittleren Systemverschleiß von -1,38 mm.

3.2.2 Ketac™ Universal

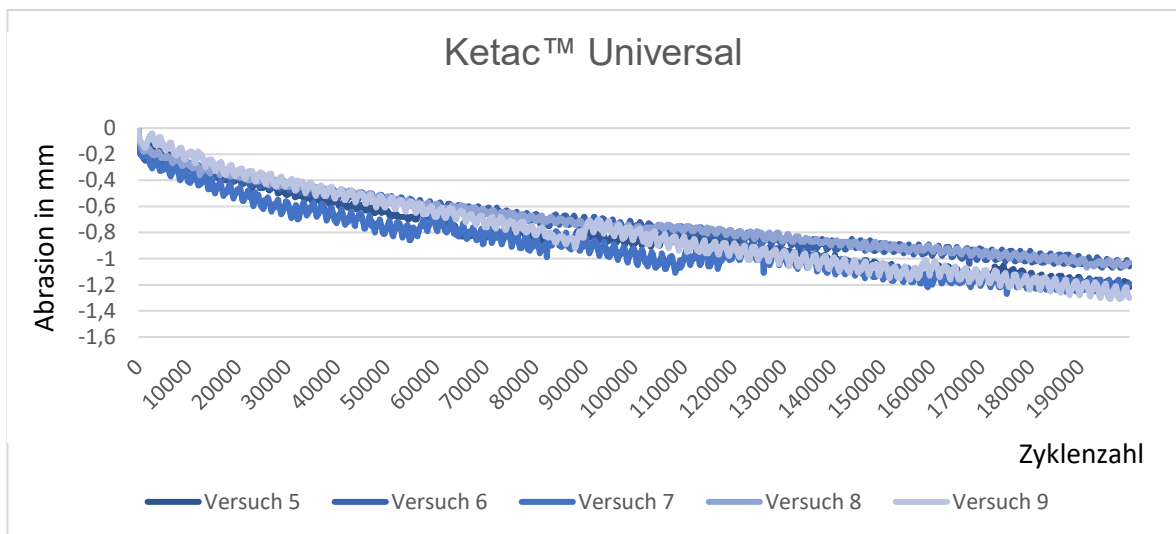


Abbildung 27: Abrasion Ketac Universal

Das Füllungsmaterial Ketac™ hatte nach 200.000 Zyklen durchschnittlich -1,16 mm an vertikalem Material verloren. Der mittlere Systemverschleiß beläuft sich auf -0,62 mm, da die Antagonisten durchschnittlich um -1,78 mm Materialverlust erlitten.

3.2.3 IonoStar Molar

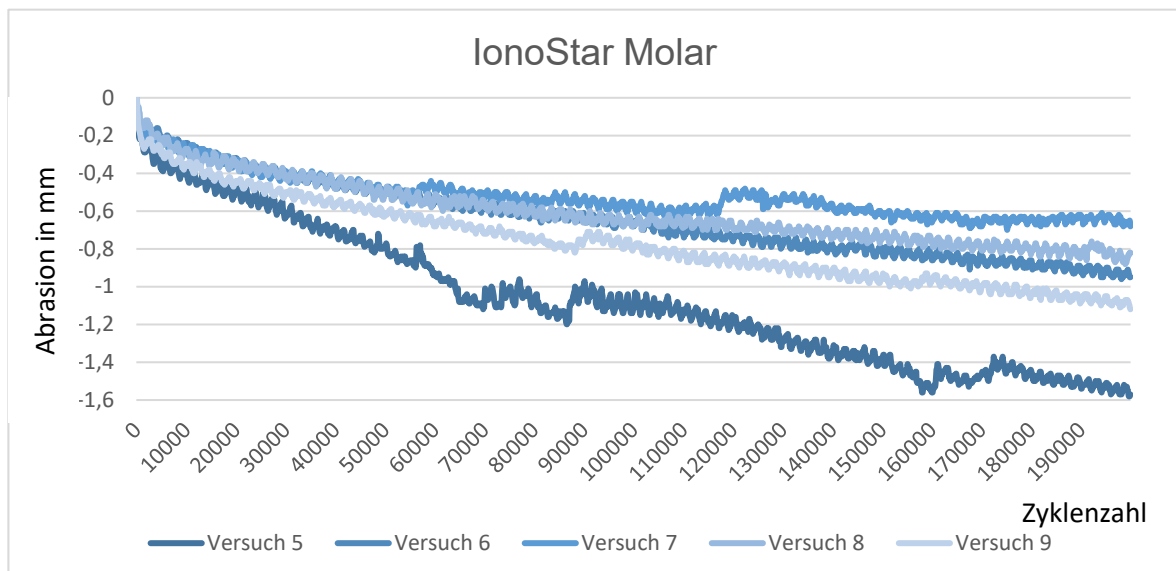


Abbildung 28: Abrasion IonoStar Molar

IonoStar Molar zeigte -1,03 mm vertikalen Materialverlust nach Durchlauf der 200.000 Zyklen. Der Antagonist -0,56 mm. Somit ergibt sich ein Systemverschleiß von -1,59 mm.

3.2.4 DeltaFil

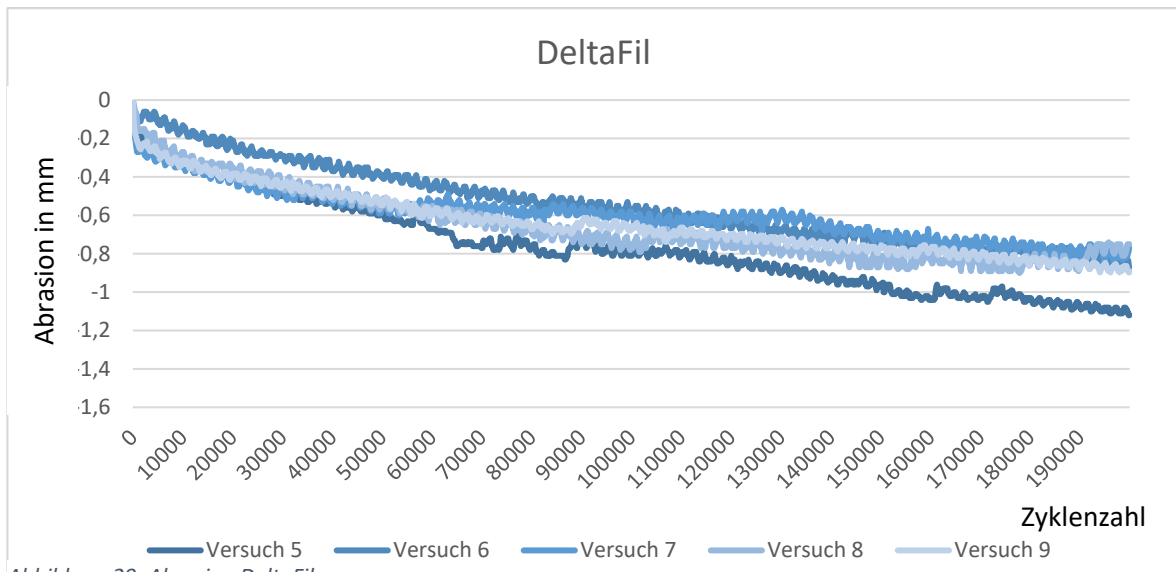


Abbildung 29: Abrasion DeltaFil

DeltaFil hatte einen vertikalen Materialverlust von -0,88 mm nach 200.000 Zyklen. Bei dem Antagonisten war es -0,57 mm. Der Systemverschleiß beträgt -1,44mm.

3.2.5 Cention Forte

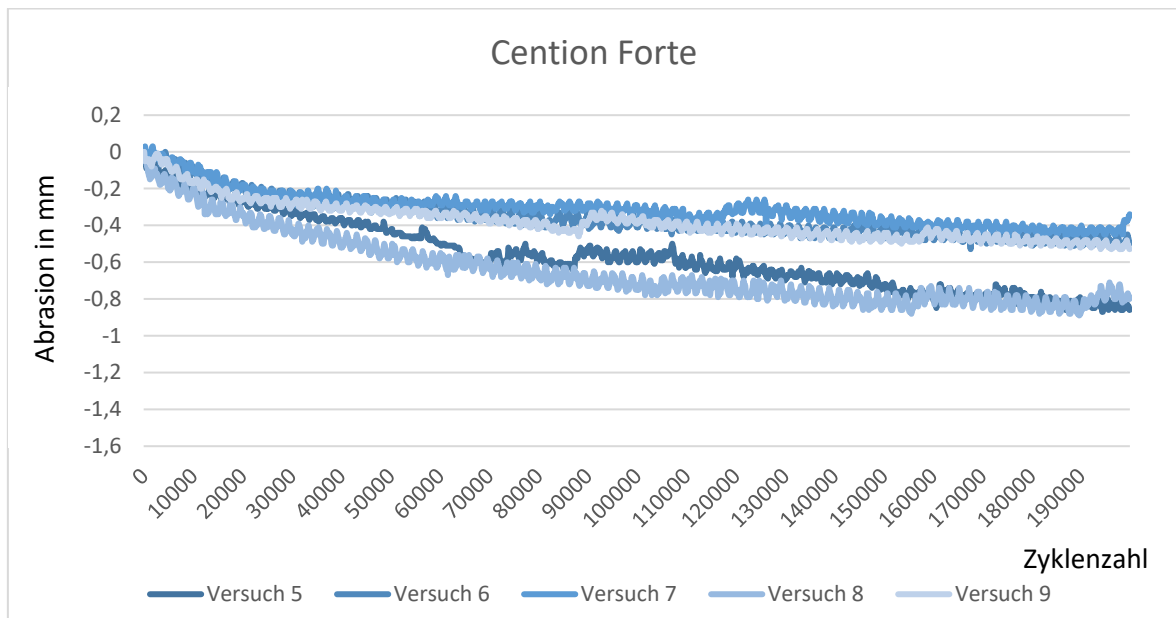


Abbildung 30: Abrasion Cention Forte

Das Material Cention Forte zeigt -0,60 mm vertikalen Materialverlust nach 200.000 Zyklen. -0,24 mm verlor der Antagonist an Höhe. Der Systemverschleiß beläuft sich auf -0,84 mm.

3.2.6 Tetric® PowerFill

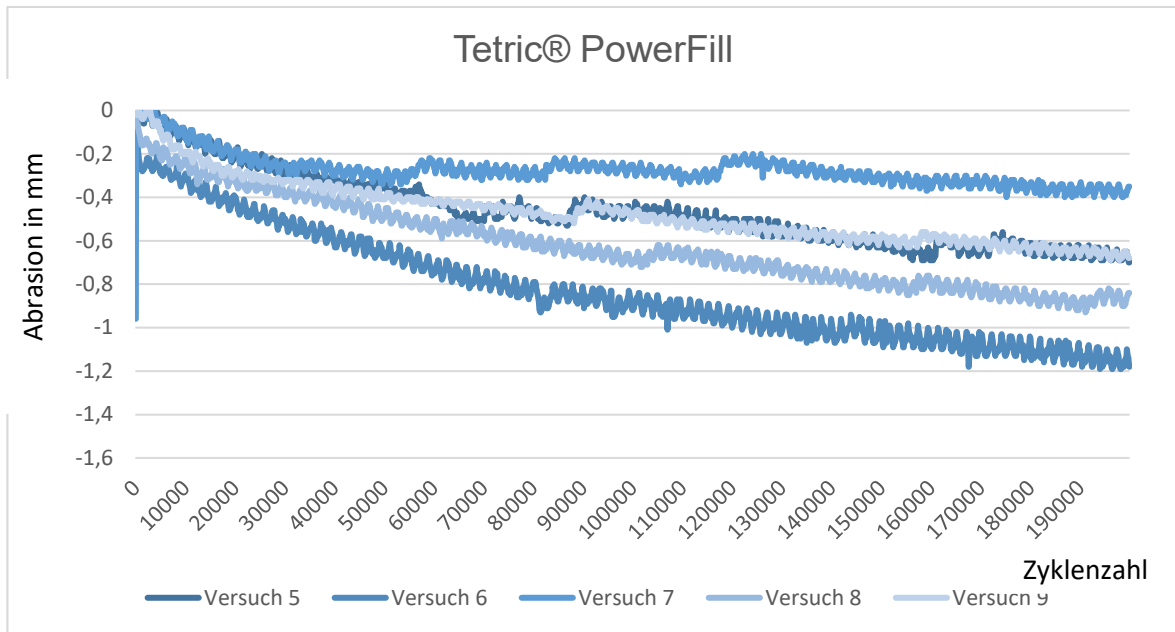


Abbildung 31: Abrasion Tetric® PowerFill

Tetric® PowerFill hatte einen vertikalen Materialverlust von -0,75 mm nach 200.000 Zyklen. Der Antagonist hatte einen Verschleiß von -0,31 mm. Ein Systemverschleiß von -1,06 mm resultierte.

Im Folgenden werden die Werte aller Materialien tabellarisch zusammengefasst:

Tabelle 2: mittlere Abrasion in mm nach unterschiedlicher Zyklenzahl

Zyklenzahl \ Material	50.000	100.000	150.000	200.000
Equia Forte HT	-0,47 ± 0,08	-0,65 ± 0,08	-0,79 ± 0,10	-0,92 ± 0,10
Ketac™ Universal	-0,62 ± 0,97	-0,84 ± 0,06	-1,01 ± 0,10	-1,16 ± 0,11
Ionostar Molar	-0,59 ± 0,12	-0,77 ± 0,22	-0,90 ± 0,29	-1,03 ± 0,34
DeltaFil	-0,53 ± 0,07	-0,69 ± 0,10	-0,80 ± 0,11	-0,88 ± 0,15
Cention Forte	-0,39 ± 0,11	-0,49 ± 0,18	-0,57 ± 0,20	-0,60 ± 0,22
Tetric® PowerFill	-0,45 ± 0,14	-0,57 ± 0,25	-0,66 ± 0,26	-0,75 ± 0,30

3.3 Statistische Auswertung der Abrasion

Die Daten wurden mittels SPSS ausgewertet. Hierbei diente eine einfaktorielle Varianzanalyse. Mittels einer deskriptiven Statistik wurden die Mittelwerte und die Standardabweichungen jedes Materials zu 5 Zeitpunkten ermittelt (siehe Tabelle 2), wobei $t_1 = 0$ Zyklen, $t_2 = 50.000$ Zyklen, $t_3 = 100.000$ Zyklen, $t_4 = 150.000$ Zyklen und $t_5 = 200.000$ Zyklen entsprach.

Anschließend wurde immer ein Mauchly-Test auf Sphärizität ausgeführt und folgend Tests der Innersubjekteffekte durchgeführt. Abschließend wurden bei signifikanten Ergebnissen paarweise Vergleiche zwischen den unterschiedlichen Zeitpunkten gezogen. Als Nullhypothese dient die Annahme, dass es über die fünf Zeitpunkte hinweg kein vertikaler Materialverlust entstanden ist.

Als Signifikanzniveau wurde $p < .05$ festgelegt.

Equia Forte HT: Die Sphärizität der Daten war durch einen nicht signifikanten Mauchly-Test gegeben ($\chi^2(9)=15.279$, $p=.149$). Ein vertikaler, signifikanter Materialverlust fand statt: $F(4,16)=319,612$, $p<.001$. Bei den paarweisen Vergleichen ergaben sich folgende Signifikanzen: $p_{1\rightarrow 2} < .001$, $p_{2\rightarrow 3} = .001$, $p_{3\rightarrow 4} = .001$, sowie $p_{4\rightarrow 5} = .002$. Folglich fand zu allen Zeitpunkten ein Abtrag der Probe statt.

Ketac™ Universal: Der Mauchly-Test auf Sphärizität war nicht signifikant und somit ist die Sphärizität der Daten gegeben ($\chi^2(9)=19.040$, $p=.056$). Es kam zu einem signifikanten Materialabtrag $F(4,16)=286,993$, $p<.001$. Bei den paarweisen Vergleichen ergaben sich folgende Signifikanzen: $p_{1\rightarrow 2} < .001$, $p_{2\rightarrow 3} < .001$, $p_{3\rightarrow 4} = .002$, sowie $p_{4\rightarrow 5} = .002$. Somit lässt sich bestätigen, dass es zu allen Zeitpunkten zu einem signifikanten Materialabtrag kam.

Ionostar Molar: Der Mauchly-Test auf Sphärizität war signifikant ($\chi^2(9)=35.805$, $p < .001$) und deswegen wurde die Greenhouse-Geisser Korrektur angewandt. Der Test der Innersubjekteffekte ergab $F(1,031, 14,126)=41,443$ mit $p=.003$. Bei den paarweisen Vergleichen ergaben sich folgende Signifikanzen: $p_{1\rightarrow 2} < .001$, $p_{2\rightarrow 3} = .017$, $p_{3\rightarrow 4} = .021$, sowie $p_{4\rightarrow 5} = .007$. Demnach findet ein signifikanter Materialabtrag zu allen Zeitpunkten statt.

DeltaFil: Die Sphärizität der Daten war durch einen nicht signifikanten Mauchly-Test gegeben: $\chi^2(9)=12.435$, $p=.286$. Ein signifikanter Materialabtrag bestand: $F(4,16)=85,376$ mit $p<.001$. Bei den paarweisen Vergleichen ergaben sich folgende Signifikanzen: $p_{1\rightarrow 2} < .001$, $p_{2\rightarrow 3} = .013$, $p_{3\rightarrow 4} = .001$, sowie $p_{4\rightarrow 5} = .146$. Es fand stets ein signifikanter Materialabtrag zwischen den Zeiten statt, außer zwischen den Zeitpunkten t_4 und t_5 .

Cention Forte: Der Mauchly-Test ergab keine Signifikanz: $\chi^2(9)=25.622$, $p=.008$. Der Test der Innersubjekteffekte ergab $F(4,16)=31,941$ mit $p<.001$. Bei den paarweisen Vergleichen ergaben sich folgende Signifikanzen: $p_{1\rightarrow 2} = .001$, $p_{2\rightarrow 3} = .052$, $p_{3\rightarrow 4} = .018$, sowie $p_{4\rightarrow 5} = .324$. Zwischen 50.000 und 100.000 Zyklen, sowie zwischen 150.000 und 200.000 Zyklen gab es keinen signifikanten Materialverlust. Zwischen den Zeitpunkten t_1 und t_2 , sowie t_3 und t_4 kam es zur signifikanten Abrasion der Proben.

Tetric® PowerFill: Da der Mauchly-Test auf Sphärizität ein signifikantes Ergebnis hervorbrachte ($p<.001$), wurde die Greenhouse-Geisser Korrektur angewandt. Es gab keinen signifikanten vertikalen Materialabtrag zwischen den unterschiedlichen Zeiten, $F(1,012, 4,048)=2,905$ mit $p=.163$.

3.4 Vergleich der Materialien

Um die Materialien miteinander vergleichen zu können wurden nichtparametrische Tests durchgeführt, da die betrachteten Werte negativ sind. Der Friedman-Test war signifikant: $p < .001$. Alle Materialien unterscheiden sich folglich signifikant untereinander $p < .001$.

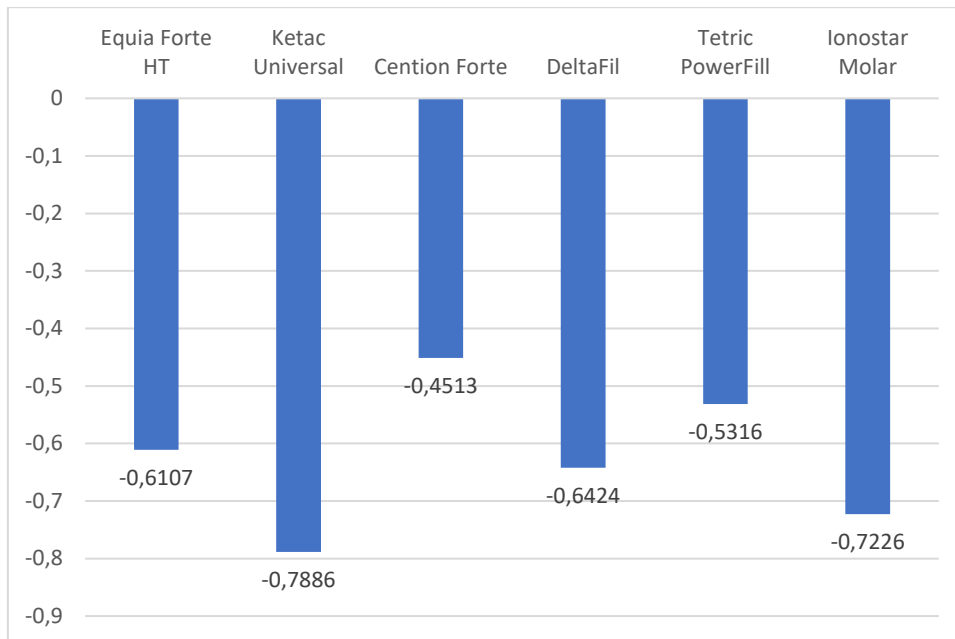


Abbildung 32: Vertikaler Materialverlust in mm über alle Zeitpunkte

Den geringsten vertikalen Materialverlust aller Versuche über alle Zeitpunkte t_1 bis t_5 verzeichnete das Material Cention Forte mit einem mittleren Abrieb von $-0,45 \pm 0,14$ mm. Tetric® PowerFill zeigte mit $-0,53 \pm 0,16$ mm ebenfalls einen geringen Komponentenverschleiß, gefolgt von Equia Forte HT mit $-0,62 \pm 0,21$ mm. DeltaFil hatte einen mittleren Abrieb von $-0,64 \pm 0,18$ mm, während Ionostar Molar $-0,72 \pm 0,21$ mm vertikalen Materialverlust verzeichnete.

Ketac™ Universal wies hingegen die höchste Abrasion mit $-0,79 \pm 0,26$ mm auf.

4 Diskussion

4.1 Diskussion der Ergebnisse

Auffallend bei den Versuchen ist, dass die Abrasion zu Anfangs höher ist als im späteren Versuchsverlauf. Dies lässt sich damit erklären, dass die Antagonisten Kugel anfangs nur punktförmig auf der Probe auftrifft, während sie zu einem späteren Zeitpunkt flächiger aufliegt, da sie ebenfalls Abrasion erfahren hat. Somit verändert sich der auf die Probenkörper wirkende Druck: $p = \frac{F}{A}$ und nimmt im Verlauf des Versuchs ab.

Um aussagekräftigere Versuchsergebnisse zu erzielen, wären mehr Versuche sinnvoll, da die Ergebnisse eine relativ große Streuung aufweisen, welche durch eine hohe Varianz und eine große Standardabweichung gekennzeichnet ist.

Aufgrund der Systemausfälle wurden die Daten zu diesen Zeitpunkten durch ein wie oben beschriebenes standardisiertes Verfahren angepasst, was sowohl die Vergleichbarkeit der Daten gewährleistet, als auch mögliche Fehler innerhalb der Daten minimiert. Da die Systemabbrüche trotz Anpassung eine mögliche Fehlerquelle an sich darstellen könnten, sind Folgestudien zu empfehlen.

Als Gründe für den Systemabbruch erwiesen sich:

1. Wasserfehlleitung der Wassertanks.

Ein Problem, das leider bis Ende der Versuchsreihen nicht behoben werden konnte, war die Fehlleitung von Wasser des Warm- und Kaltwasserbeckens. Der Kaukraftsimulator leitete stetig Wasser aus dem Kaltwasserbecken in das Warmwasserbecken, bis die Mindestmenge im Kaltwasserbecken unterschritten wurde und somit das Thermocycling und infolgedessen der Versuch gestoppt wurde.

2. Das Überschreiten der Zimmertemperatur von 26 Grad Celsius.

3. Ein leerer Reservetank aufgrund eines defekten Ventils.

4. Ein verstopftes Sieb aufgrund der abradierten Partikel des Versuchs.

5. Ein unerklärlicher Systemausfall

Neben den großen Sprüngen aufgrund des Systemabbruchs lassen sich in allen Graphiken der Versuche auch kleinere Schwankungen innerhalb der Messungen erkennen. Da diese periodisch konstant sind, und bei allen Materialien gleichzeitig

auftreten, könnte es sich hierbei um die Expansion und Kontraktion des Materials aufgrund der Temperaturunterschiede des Thermocyclings handeln.

Um die erzielten Ergebnisse mit der tatsächlichen Abrasion im Mund vergleichen zu können, wäre eine Kausimulation mittels 3-Medien Abrasion sinnvoll, da es den physiologischen Bedingungen im Mund näherkommt. Abradierte Partikel wirken dabei in diesem Versuch als Schleifpaste, wodurch ein erhöhter Abrieb erfolgt (41,61). Dies entspricht jedoch nicht der physiologischen Situation. Auch die Kräfte, die während eines Kauzyklus im Mund wirken, können von Person zu Person unterschiedlich sein, und liegen physiologisch zwischen 20N und 120N. Bei Betroffenen mit Bruxismus können Kräfte bis 300N wirken (36). Aus diesen Gründen ist die Abrasion mit der tatsächlichen Abrasion nicht gut vergleichbar.

Nicht berücksichtigt wurde bei diesem Versuch die plastische Verformung. Diese findet gleichzeitig mit der Abrasion statt, ist jedoch nicht mit dem Kaukraftsimulator bestimmbar (62). Höhere Temperaturen führen dabei vermehrt zu plastischen Verformungen.

Ein weiterer wichtiger Aspekt ist die Neigung der Materialien, Risse zu erzeugen (63). Untersucht man die Materialien dahingehend nach dem Versuch, so wird deutlich, dass viele Füllungen Risse zeigen, die sogar mit dem bloßen Auge sichtbar sind. Wie oben bereits beschrieben, kann dies zu einer erhöhten Abrasion führen. Allein Cention Forte wies in keinem der Versuche Risse auf, so dass dieses Material nicht nur im Hinblick auf den Komponenten- und Systemverschleiß, sondern auch in dieser Hinsicht den anderen Materialien überlegen war.

Unterschiedlicher Antagonistenabrieb trotz ähnlicher Abrasion der unterschiedlichen Materialien lassen eine unterschiedliche Partikelgröße und -form vermuten, die zu einem unterschiedlichen Abrieb führt (61).

Weitere Studien zeigen, dass für den Grad der Abrasion besonders die Oberflächenstruktur und -rauigkeit eine wesentliche Rolle spielen und weniger die Oberflächenhärte (18). In Folgestudien könnte diese Korrelation berücksichtigt und genauer untersucht werden.

4.2 Klinische Relevanz

Um das aktuelle Phase Down zu evaluieren, wurde der Firma Deloitte eine Studie in Auftrag gegeben mit dem Ziel, die aktuelle Versorgungssituation in Deutschland mit Amalgam zu eruieren. Das Ergebnis war, dass aktuell in Deutschland ca. 30% aller Füllungen aus Amalgam bestehen, wobei ein Rückgang von Amalgamfüllungen um 43% in den letzten 10 Jahren zu verzeichnen war. Nur noch 5,3% aller neuer Füllungen werden in Deutschland aus Amalgam gemacht (2,64). Es findet also bereits ein natürliches Phase Down von Amalgam statt (65).

4.3 Andere Studienergebnisse im Vergleich

Vergleicht man die Ergebnisse dieses Versuchs mit den Ergebnissen anderer Studien fällt auf, dass ähnliche Ergebnisse erzeugt wurden.

Eine Studie von Frankenberger et al. untersuchte bereits auch den Abrieb verschiedener Amalgamersatzmaterialien im Vergleich zu Amalgam. Dabei wurden für die Abrasion bei Equia Forte HT nach 100.000 Zyklen eine Abrasion von 112µm gemessen, nach 200.000 Zyklen 210µm. Bei dem Material Ketac™ Molar waren es 115µm nach 100.000 Zyklen und 234µm nach 200.000 Zyklen. Diese Werte unterscheiden sich wesentlich von den Werten, die in diesem Versuch gemessen wurden, da Frankenberger et al. nur ca 20% des Abriebs gemessen hatte (4).

Diese Werte sind jedoch nur begrenzt/sehr eingeschränkt vergleichbar. Der geringere Abrieb legt die Vermutung nahe, dass andere Parameter bei der Geschwindigkeit, oder der Länge des Thermocyclings gewählt wurden. Frankenberger et al. (4) wählten für den Versuch eine Frequenz von $f=0,5\text{Hz}$, während bei diesem Versuchsaufbau eine Frequenz von $f=0,96$ gewählt wurde. Dabei setzt sich die Frequenz aus zurückgelegter Strecke und Geschwindigkeit zusammen. Unterschiedliche Geschwindigkeiten führen dabei zu unterschiedlich starken Abrasionen. Die durchschnittliche Kaufrequenz beträgt physiologisch bei Menschen ca. 1,5 Hz (37). Genaue Parameter wurden in der Studie von Frankenberger et al. (4) nicht beschrieben. Vergleicht man jedoch die untersuchten Materialien, fällt auf, dass sowohl in der Studie von Frankenberger et al., als auch in diesem Versuch, das Material Equia Forte HT dem Material Ketac™ Molar überlegen war (4).

Eine weitere Studie von Messer-Hannemann et al. (49) ermittelte das Abrasionsvolumen nach 1.200.000 Zyklen folgender Amalgamersatzmaterialien: DeltaFil, Fuji IX GP und Ketac™ Universal. Dabei wurden die Materialien mit einer Kraft von 50N und einer Frequenz von $f= 1,4\text{Hz}$ mit simultanem Thermocycling zwischen 5°C und 55°C getestet.

Da die Studie von Messer-Hannemann et al. das abgetragene Volumen mittels $\mu\text{-CT}$ erstellt und der 3D Visualisierungssoftware Avizo gemessen hat und nicht die abgetragene Tiefe mit den Werten, die der Kaukraftsimulator ermittelt hat, lässt sich diese Studie nicht quantitativ mit diesen Versuchen vergleichen. Festzustellen ist jedoch, dass DeltaFil in beiden Versuchen weniger Abrieb hatte als Ketac™ Universal. Weiters wurden die Proben in der Studie von Messer-Hannemann et al. nur 24h in destilliertes Wasser gegeben, wodurch die Proben nicht ihre Endhärte erreichten (49).

Um die Abrasionsstabilität von Glasionomorzementen zu erhöhen, haben die verschiedenen Firmen unterschiedliche Herangehensweisen. Neben der Möglichkeit das Material durch Füllstoffe zu modifizieren, empfiehlt GC bei Equia Forte HT einen Schutzlack zu applizieren. Brkanović et al. (17) prüfte, ob dieser einen signifikanten Einfluss auf die Abrasionsstabilität aufzeigte. Dabei wurden Proben sowohl einem niedrigem pH-Wert, als auch einem Abrasionstest ausgesetzt. Ein niedriger pH-Werte führte hierbei zu einem erhöhten Verschleiß der Proben. Der Equia Coat zeigte keinen signifikanten Nutzen, aber trotzdem erwies sich die Füllung mit Coat widerstandsfähiger gegen bürsteninduzierten Verschleiß (17).

Nicht nur die Abrasion spielt bei den Materialeigenschaften eine große Rolle, sondern auch die Verbindung zwischen Füllmaterial und Zahnhartsubstanz. Sadeghyar et al. (66) verglich die Haftwerte zwischen Materialien, die selbsthaftend sind und Materialien, bei denen erst die Zahnhartsubstanz gebondet und anschließend Material eingebracht wurde. Dabei wurde festgestellt, dass die Reduzierung der Einbringungsschritte bei Materialien, also der Verzicht der Vorbehandlung von Dentin dazu führt, dass die Haftwerte dieser Materialien geringer sind. Die höchste mittlere Scherfestigkeit wies das Material Cention N auf, während Equia Forte HT und Ketac™ Molar in dieser Hinsicht schlechtere Werte

aufzeigten. Cention N ist hierbei dasselbe Füllungsmaterial wie Cention Forte, jedoch nicht in verkapselter Form (54).

Des Weiteren zeichnet sich Amalgam nicht nur durch seine physikalischen Eigenschaften aus, sondern auch durch seine geringen Materialkosten. Eine Studie von Schwendicke et al. prüfte hierbei die Kosten-Effizienz zweier möglicher Amalgam-Alternativen. Ein Glas-Hybrid (EQUIA Forte, GC) und ein Komposit (Tetric EvoCeram, IvoclarVivadent) wurde in einer länderübergreifenden in vivo Studie hinsichtlich der anfallenden Kosten und der Überlebensrate verglichen. Dabei gab es keine signifikant unterschiedlichen Überlebensraten zwischen den beiden Materialklassen. Bei einem Versagen der Füllung war das Komposit teurer. Das Glas-Hybrid war sowohl initial, als auch nach 3 Jahren günstiger als das Komposit (67).

Eine andere klinische Studie von Miletic et al. stellte nach 24 Monaten keine signifikanten Unterschiede zwischen einem Glas-Hybrid und einem Nanohybrid-Komposit hinsichtlich Funktionalität und Ästhetik fest. Die Überlebensraten waren 93,7% bei dem Glas-Hybrid und 94,5% bei den Nanohybrid-Komposit Füllungen (68).

Weiter wurde die post-operative Sensibilität 24 Stunden nach dem Legen der Füllung zwischen unterschiedlichen Materialien von Hirani et al. analysiert. Dabei wies das Material Cention N mehr postoperative Sensibilität auf als die Materialien Equia Forte und ActivaTM Bioactive restorative. Diese nahmen alle nach einem Monat signifikant ab (45).

In vitro Studien sind eine nützliche Informationsquelle, um mögliche Amalgamalternativen zu identifizieren. Jedoch benötigt es noch mehr Daten weiterer klinischer Studien (54).

5 Schlussfolgerung

Für das Phase-In eines Amalgamersatzmaterials wird eine kosteneffiziente und klinisch geeignete quecksilberfreie Alternative zu Dentalamalgam benötigt. Derzeit existiert noch kein Material, das gleiche Materialeigenschaften wie Dentalamalgam aufweist, kostengünstig ist und leicht zu verarbeiten ist. Glasionomerzemente und Bulk-Fill-Komposite haben sich derzeit jedoch als Amalgamalternative etabliert. Um sich als langlebiges Füllungsmaterial durchzusetzen, müssen sich die mechanischen Eigenschaften der Glasionomerzemente noch verbessern, weswegen dies ein Forschungsschwerpunkt der letzten Jahre ist (17).

Abhängig sind die physikalischen Eigenschaften der Materialien von vielen unterschiedlichen Faktoren. Nicht nur die Fähigkeiten der Behandelnden spielt eine wesentliche Rolle, sondern auch die Verhältnisse in der Kavität, wie beispielsweise die Trockenheit (69). Verbessern kann man diese durch Bonding des Dentins vor Applikation der Glasionomerzementfüllung, minimal auch durch eine Applikation eines Schutzlacks (69).

Das Indikationsspektrum einer Füllung mit Glasionomerzement ist groß, da es einen guten Amalgamersatz darstellt. Für manche Indikationen ist es jedoch nicht geeignet, beispielsweise einer Höckerrekonstruktion. Auch spielt die individuelle Situation wie Mundhygiene und die Allgemeinerkrankungen der Betroffenen eine Rolle (70). Möglich für die Zukunft wären unterschiedliche Amalgamalternativen, je nach unterschiedlicher Indikation (2).

Abschließend lässt sich sagen, dass Cention Forte am abrasionsstabilsten war und auch in anderen Studien durch seine guten physikalischen Eigenschaften herausstach.

Literaturverzeichnis

1. Eley BM. The Future of Dental Amalgam: A Review of the Literature—Part 2: Mercury Exposure in Dental Practice. *Br Dent J*. 1997;182:293–307.
2. Frankenberger R, Winter J, Schmalz G. Amalgam and alternatives—discussions on mercury reduction in the environment. *Bundesgesundheitsblatt - Gesundheitsforsch - Gesundheitsschutz*. 2021;64(7):847–55.
3. Kielbassa hc A. Debatte um ein mögliches Verarbeitungsverbot von Quecksilber Weg in die amalgamfreie Zukunft?
4. Frankenberger R, Dudek M-C, Winter J, Braun A, Krämer N, von Stein-Lausnitz M, et al. Amalgam Alternatives Critically Evaluated: Effect of Long-term Thermomechanical Loading on Marginal Quality, Wear, and Fracture Behavior. *J Adhes Dent [Internet]*. 2020;22(1):107–16. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/32030381>
5. Rathore M, Singh A, Pant VA. The Dental Amalgam Toxicity Fear: A Myth or Actuality. *Toxicol Int [Internet]*. 2012 May;19(2):81. Available from: </pmc/articles/PMC3388771/?report=abstract>
6. Bharti R, Wadhvani KK, Tikku AP, Chandra A. Dental amalgam: An update. *J Conserv Dent [Internet]*. 2010 Sep;13(4):204. Available from: </pmc/articles/PMC3010024/>
7. Dunne SM, Gainsford ID, Wilson NHF. Current materials and techniques for direct restorations in posterior teeth: Part 1: silver amalgam. *Int Dent J [Internet]*. 1997 Jun 1;47(3):123–36. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1002/j.1875-595X.1997.tb00777.x>
8. Jirau-Colón H, González-Parrilla L, Martínez-Jiménez J, Adam W, Jiménez-Velez B. Rethinking the Dental Amalgam Dilemma: An Integrated Toxicological Approach. *Int J Environmental Res Public Heal [Internet]*. 2019 [cited 2023 Feb 28]; Available from: www.mdpi.com/journal/ijerph
9. Kessler R. The Minamata convention on mercury: A first step toward protecting future generations. *Environ Health Perspect [Internet]*. 2013;121(10). Available from: <http://dx.doi.org/10.1289/ehp.121-A304>.
10. Yorifuji T. Lessons From an Early-stage Epidemiological Study of Minamata Disease. *J Epidemiol [Internet]*. 2020;30(1):12. Available from:

/pmc/articles/PMC6908841/

11. Worthington H V., Khangura S, Seal K, Mierzwinski-Urban M, Veitz-Keenan A, Sahrman P, et al. Direct composite resin fillings versus amalgam fillings for permanent posterior teeth. *Cochrane Database Syst Rev* [Internet]. 2021 Aug 13;2021(8). Available from: /pmc/articles/PMC8407050/
12. BMUV: Die Minamata-Konvention [Internet]. [cited 2023 May 3]. Available from: <https://www.bmu.de/themen/gesundheitschemikalien/chemikalien/minamata-uebereinkommen>
13. Selin H, Keane SE, Wang S, Selin NE, Davis K, Bally D. Linking science and policy to support the implementation of the Minamata Convention on Mercury. 2018; Available from: www.kva.se/en
14. Amalgam (Part 2): Safe Use and Phase Down of Dental Amalgam: Adopted by the FDI General Assembly: 27-29 September 2021, Sydney, Australia. *Int Dent J* [Internet]. 2022 Feb 1 [cited 2023 Mar 4];72(1):12. Available from: /pmc/articles/PMC9275277/
15. Yuan W, Anne Haendel M, Vieira AR, Silva MB, A Souza KK, A Filho A V, et al. A Pragmatic Study Shows Failure of Dental Composite Fillings Is Genetically Determined: A Contribution to the Discussion on Dental Amalgams. 2017;4:186. Available from: www.frontiersin.org
16. Mulligan S, Hatton P V., Martin N. Resin-based composite materials: elution and pollution. *Br Dent J* [Internet]. 2022 May 13;232(9):644. Available from: /pmc/articles/PMC9106581/
17. Brkanović S, Ivanišević A, Miletić I, Mezdić D, Krmek SJ. Effect of Nano-Filled Protective Coating and Different pH Environment on Wear Resistance of New Glass Hybrid Restorative Material. *Materials (Basel)* [Internet]. 2021 Feb 1;14(4):1–10. Available from: /pmc/articles/PMC7915405/
18. Latta MA, Tsujimoto A, Toshiki Takamizawa /, Barkmeier WW. In Vitro Wear Resistance of Self-Adhesive Restorative Materials. *J Adhes Dent*. 2020;22(1):59–64.
19. Šalinović I, Stunja M, Schauerl Z, Verzak Ž, Malčić AI, Rajić VB. Mechanical Properties of High Viscosity Glass Ionomer and Glass Hybrid Restorative Materials. *Acta Stomatol Croat* [Internet]. 2019;53(2):125. Available from: /pmc/articles/PMC6604565/

20. Frankenberger R, Garcia-Godoy F, Krämer N. Clinical Performance of Viscous Glass Ionomer Cement in Posterior Cavities over Two Years. *Int J Dent*. 2009;2009:1–7.
21. Sidhu S, Nicholson J. A Review of Glass-Ionomer Cements for Clinical Dentistry. *J Funct Biomater*. 2016;7(3):16.
22. Hellwig E, Schäfer E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 2018. 699 p.
23. Sidhu SK. Glass-ionomer cement restorative materials: a sticky subject? *Aust Dent J* [Internet]. 2011 Jun;56(SUPPL. 1):23–30. Available from: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/full/10.1111/j.1834-7819.2010.01293.x>
24. de Lima Navarro MF, Pascotto RC, Borges AFS, Soares CJ, Raggio DP, Rios D, et al. Consensus on glass-ionomer cement thresholds for restorative indications. *J Dent*. 2021 Apr 1;107.
25. Frankenberger R, Krämer N. Glasionomerzemente. In: *Metallfreie Restaurationen, Band 1, Teil 4*. 1999. p. 1415–26.
26. Balkaya H, Arslan S, Pala K. 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* [Internet]. 2019;27. Available from: </pmc/articles/PMC6768121/>
27. German MJ. Developments in resin-based composites. *Br Dent J* [Internet]. 2022 May 13;232(9):638. Available from: </pmc/articles/PMC9106574/>
28. Gängler P, Arnold W. *Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie*. 2010. 402 p.
29. Alshehri A, Alhalabi F, Robaian A, Abuelqomsan MAS, Alshabib A, Ismail E, et al. No-Cap Flowable Bulk-Fill Composite: Physico-Mechanical Assessment. *Polymers (Basel)* [Internet]. 2023 Apr 1;15(8). Available from: </pmc/articles/PMC10144174/>
30. Marovic D, Par M, Macan M, Klarić N, Plazonić I, Tarle Z. Aging-Dependent Changes in Mechanical Properties of the New Generation of Bulk-Fill Composites. *Materials (Basel)*. 2022;15(3).
31. Rizzante FAP, Mondelli RFL, Furuse AY, Borges AFS, Mendonça G, Ishikiriama SK. Shrinkage stress and elastic modulus assessment of bulk-fill composites. *J Appl Oral Sci* [Internet]. 2019 Jan 1;27. Available from: </pmc/articles/PMC6322642/>

32. Francesco P, Gabriele C, Fiorillo L, Giuseppe M, Antonella S, Giancarlo B, et al. The Use of Bulk Fill Resin-Based Composite in the Sealing of Cavity with Margins in Radicular Cementum. *Eur J Dent* [Internet]. 2022 Feb 1;16(1):1. Available from: </pmc/articles/PMC8890938/>
33. Tărăboanță I, Buhățel D, Brînză Concită CA, Andrian S, Nica I, Tărăboanță-Gamen AC, et al. Evaluation of the Surface Roughness of Bulk-Fill Composite Resins after Submission to Acidic and Abrasive Aggressions. *Biomedicines* [Internet]. 2022 May 1;10(5). Available from: </pmc/articles/PMC9138987/>
34. Hamza B, Zimmerman M, Attin T, Tauböck TT. Marginal integrity of classical and bulk-fill composite restorations in permanent and primary molars. *Sci Rep* [Internet]. 2022 Dec 1;12(1):13670. Available from: </pmc/articles/PMC9372112/>
35. Noack MJ. Fortbildung-Zahnerhaltung Wirtschaftliche Füllungstechnik Warum und womit? *ZWR- Das Dtsch Zahnärzteblatt*. 2013;
36. Grottschreiber C-MW. Drei-Medien-Abrasion CAD/CAM-basierter Dentalmaterialien gegen Zirkonoxidantagonisten Der. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg; 2020.
37. Heintze SD. Predictability of Clinical Wear by Laboratory Wear Methods for the Evaluation of Dental Restorative Materials. 2009. 224 p.
38. GSiavikis. Festsitzender Zahnersatz Vergleich in-vivo und in-vitro [Internet]. Medizinischen Fakultät der Universität Regensburg; 2007. Available from: <https://www.researchgate.net/publication/229091391>
39. Meysenbug. Verschleiß. Vol. 3, Materialwissenschaft und Werkstofftechnik. 1972. 57–57 p.
40. Sorko SR, Irsa W. Interaktive Lehre des Ingenieursstudiums. *Interaktive Lehre des Ingenieursstudiums*. 2019. 293 p.
41. Kunzelmann K-H, Gernet W, Rudzki-Janson I, Peter K, Scheufele P. Einfluss experimenteller Parametervariationen am Kausimulator auf das in vitro Verschleißverfahren dentaler Komposite. 2000.
42. Kielbassa AM, Oehme EP, Shakavets N, Wolgin M. In vitro wear of (resin-coated) high-viscosity glass ionomer cements and glass hybrid restorative systems. *J Dent*. 2021 Feb 1;105:103554.
43. GC Europe A.G. Restorations that cross generations. 2019; Available from:

- <http://www.gcamerica.com/products/operatory/EQUIA-Forte-HT/Brochure.pdf>
44. GC EQUIA Forte™ HT von GC Germany GmbH - Produktinformation - www.dentalkompakt-online.de [Internet]. [cited 2022 Oct 27]. Available from: https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/gc_equia_forte____ht__7724.html
 45. Hirani RT, Batra R, Kapoor S. Comparative Evaluation of Postoperative Sensitivity in Bulk Fill Restoratives: A Randomized Controlled Trial. *J Int Soc Prev Community Dent* [Internet]. 2018 Nov 1;8(6):534. Available from: </pmc/articles/PMC6280564/>
 46. Product Dossier KETAC ®-MOLAR.
 47. Füllungsmaterial G, Starkes Z, Schnell E. Ketac™ Universal Aplicap™.
 48. Ketac™ Universal Glasionomer Füllungsmaterial von 3M Deutschland GmbH - Produktinformation - www.dentalkompakt-online.de [Internet]. [cited 2022 Oct 27]. Available from: https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/ketac____universal_glasionomer_f__llungsmaterial__6207.html
 49. Messer-Hannemann P, Samadi M, Böttcher H, Duy S, Duy D, Albrecht N, et al. Evaluation of a Method to Determine Wear Resistance of Class I Tooth Restorations during Cyclic Loading. *Materials (Basel)*. 2022;15(15):1–12.
 50. Voco D. IonoStar® Molar IonoStar® Molar Glasionomer Füllungsmaterial.
 51. IonoStar Molar von VOCO GmbH - Produktinformation - www.dentalkompakt-online.de [Internet]. [cited 2022 Oct 27]. Available from: https://www.dentalkompakt-online.de/produktdetail/produkt/ionostar_molar__5874.html
 52. DeltaFil Stability from the inside.
 53. Francois P, Fouquet V, Attal JP, Dursun E. Commercially Available Fluoride-Releasing Restorative Materials: A Review and a Proposal for Classification. *Materials (Basel)* [Internet]. 2020 May 1;13(10). Available from: </pmc/articles/PMC7287768/>
 54. Sadeghyar A, Lettner S, Watts DC, Schedle A. Alternatives to amalgam: Is pretreatment necessary for effective bonding to dentin? *Dent Mater*. 2022;
 55. Enrico F, Marovic D, Par M, Posavec K, Marić IM, Štajdohar D, et al. Long-Term Assessment of Contemporary Ion-Releasing Restorative Dental Materials. 2022; Available from: <https://doi.org/10.3390/ma15124042>

56. Cention ® Forte N E U Das bioaktive Pulver-Flüssigkeits-Füllungsmaterial * Die neue Amalgam-Alternative.
57. Alternatives to amalgam_ Is pretreatment necessary for effective bonding to dentin? | Elsevier Enhanced Reader [Internet]. Available from: <https://reader.elsevier.com/reader/sd/pii/S0109564122002482?token=4C2133130E2928779C827F483F47A4F9BD9B7A1EF133B8CBE397D76959C5B72BAEF782F6CC565C1B0870D648D8F082CB&originRegion=eu-west-1&originCreation=20221011181504>
58. Die Tetric-Linie Wissenschaftliche Dokumentation.
59. Garoushi S, Lassila L, Vallittu PK. Impact of fast high-intensity versus conventional light-curing protocol on selected properties of dental composites. *Materials (Basel)*. 2021;14(6).
60. SD Mechatronik Dental research equipment. A guide through the SD Mechatronik Chewing Simulator. 2017;(May). Available from: www.sdm-gmbh.de
61. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance—Resin composites: Part I—Mechanical properties. *Dent Mater*. 2017 Aug 1;33(8):880–94.
62. Ilie N, Hilton TJ, Heintze SD, Hickel R, Watts DC, Silikas N, et al. Academy of Dental Materials guidance-Resin composites: Part I-Mechanical properties. *Dent Mater* [Internet]. 2017 Aug 1;33(8):880–94. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/28577893/>
63. Lima VP, Machado JB, Zhang Y, Loomans BAC, Moraes RR. Laboratory methods to simulate the mechanical degradation of resin composite restorations. *Dent Mater* [Internet]. 2022 Jan 1;38(1):214. Available from: [/pmc/articles/PMC9903973/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39903973/)
64. Deloitte. Assessment of the feasibility of phasing-out dental amalgam-Final report Assessment of the feasibility of phasing-out dental amalgam. 2020.
65. Sanderson S. The great dental amalgam debate. *Br Dent J* [Internet]. 2022 Nov 25;233(10):874. Available from: [/pmc/articles/PMC9702695/](https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/39702695/)
66. Sadeghyar A, Lettner S, Watts DC, Schedle A. Alternatives to amalgam: Is pretreatment necessary for effective bonding to dentin? *Dent Mater*. 2022 Nov 1;38(11):1703–9.
67. Schwendicke F, Rossi JG, Krois J, Basso M, Peric T, Turkun LS, et al. Cost-

effectiveness of glass hybrid versus composite in a multi-country randomized trial. *J Dent*. 2021 Apr 1;107.

68. Miletić I, Baraba A, Basso M, Pulcini MG, Marković D, Perić T, et al. 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* [Internet]. 2020;22(3):235–47. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32435764/>
69. Lutz F. Amalgam Substitutes: A Critical Analysis. *J Esthet Dentistry*. 2000;12:146–59.
70. Opdam NJM, Bronkhorst EM, Loomans BAC, Huysmans MCDNJM. 12-Year Survival of Composite Vs. Amalgam Restorations. *J Dent Res*. 2010;89(10):1063–7.