

**Aus der Universitätsklinik für Zahn-, Mund-, und Kieferheilkunde
Tübingen**

Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Propädeutik

Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber

Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie

Leiter: Professor Dr. J. Geis–Gerstorfer

**Vergleichende Untersuchungen zu
Zwei – Medien – Abrasion an den Kompositen
Artglass® , Arabesk Top® , Diamond Lite® , Sinfony®**

**Inaugural – Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde**

**der Medizinischen Fakultät
der Eberhard – Karls – Universität
Tübingen**

vorgelegt von

Tobias-Volker Stock

aus

Tübingen

2008

Dekan:

Professor Dr. I.B. Autenrieth

1. Berichterstatter:

Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter:

Professor Dr. H. Wolburg

Meinem Vater
In Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	9
1.1	Ziel der Untersuchung.....	10
2.	Verschleißverhalten dentaler Komposite.....	12
	Literaturübersicht	
2.1	Verschleiß	
2.2	Herkunft und Arten des Verschleißes.....	13
2.3	Verschleißmechanismen in der Mundhöhle	
2.4	Methoden der Verschleißprüfung.....	20
2.4.1	Verschleißsimulatoren.....	21
3.	Material und Methoden.....	22
3.1	Verwendete Materialien	
3.1.1	Komposite	
3.1.2	Lagerungsmedien.....	24
3.1.2.1	Destilliertes Wasser (aqua dest.)	
3.1.2.2	Pseudocholinesterase – Lösung (PCE)	
3.1.2.3	Ethanol – Lösung	
3.2	Herstellung und Konditionierung der Prüfkörper	
3.3	Herstellung der Testlösung und Lagerung der Prüfkörper.....	27
3.4	Verwendete Geräte und Messvorrichtungen.....	29
3.5	Versuchsablauf.....	34
3.6	Auswertung.....	35
4.	Ergebnisse.....	36
4.1	Darstellung der Abtragstiefen der einzelnen Komposite	
4.1.1	Diamond Lite.....	39
4.1.2	Artglass	40

4.1.3	Sinfony	
4.1.4	Arabesk Top.....	41
4.2	Vergleichende Darstellung der Lagerungsarten	
4.2.1	Lagerung von 48h in H ₂ O.....	42
4.2.2	Lagerung von 3 Monaten in H ₂ O.....	44
4.2.3	Lagerung von 3 Monaten in Enzymlösung (PCE).....	45
4.2.4	Lagerung von 3 Monaten in Ethanol.....	46
4.2.5	Lagerung des Amalgam (Supralloy) 48h in H ₂ O (Referenzwert).....	47
4.2.6	Darstellung der Abtragswerte im Bezug auf das Referenzmaterial..	48
4.3	Auswirkung des Einlagerungseffektes auf die untersuchten Komposite	
4.3.1	Lagerung: 48h H ₂ O	
4.3.2	Lagerung: 3 Monate H ₂ O.....	49
4.3.3	Lagerung: 3 Monate Enzymlösung (PCE).....	50
4.3.4	Lagerung: 3 Monate Ethanol (C ₂ H ₅ OH).....	51
4.4	Zusammenfassung der Ergebnisse nach künstlicher Alterung	
5.	Diskussion.....	54
5.1	Wahl der Versuchsanordnung und Prüfbedingungen.....	56
5.2	Vergleich von Abrex mit anderen Kausimulatoren.....	58
5.3	Tauglichkeit von Abrex für Verschleißprüfungen.....	60
5.4	Einfluss der künstlichen Alterung auf die Oberflächenstabilität.....	65
	der untersuchten Komposite	
5.4.1	Artglass.....	67
5.4.2	Arabesk Top.....	69
5.4.3	Diamond Lite.....	70
5.4.4	Sinfony.....	71
6.	Schlussfolgerung.....	73
7.	Zusammenfassung.....	74

8.	Literaturverzeichnis.....	76
9.	Danksagung.....	86
10.	Lebenslauf.....	87

1. Einleitung

In den letzten Jahren ist das Bewusstsein für ästhetische Zahnheilkunde und die Nachfrage für zahnfarbene Füllungsmaterialien erheblich gestiegen. Die schrittweise Verdrängung des Amalgams durch die Kunststoffe ist damit auch zukünftig zu erwarten, nicht zuletzt da Amalgam als gesundheits- und umweltproblematisch kritisch einzustufen und heutzutage auch aus ästhetischer Sicht nicht mehr vertretbar ist. Die ständige Forschung und Weiterentwicklung der Kunststoffe hat durch die Kombination einer organischen Matrix mit einer dispersen Phase (dem so genannten „Füllstoff“) zu der Bezeichnung „Komposite“ geführt. Die anfänglich aus Polymethylmethacrylaten bestehende Matrix ist den aromatischen Diacrylaten auf Basis der Bowen–Formel gewichen, welche eine dreidimensionale Vernetzung zeigt [1]. Das Hauptaugenmerk der Forschung gilt jedoch der verwendeten Füllkörper, welche maßgeblich die physikalisch–mechanischen Eigenschaften wie Härte, Festigkeit, Abrasionsbeständigkeit sowie die Polymerisationsschrumpfung bestimmen. Dabei variieren die verwendeten Füllkörper im Bezug auf Größe, Form und chemische Zusammensetzung [1,2].

Konventionelle Komposite besitzen so genannte Makrofüllstoffe aus Quarz, Glas oder Keramik mit durchschnittlicher Teilchengröße zwischen 1,5 µm und 15 µm und einem durchschnittlichen Füllstoffgehalt von 75 Gew.%. Nach weiterer Verkleinerung der Füllstoffe ist man heute über die mikrogefüllten Komposite bei den Nano–Füllstoffen angelangt mit Korngrößen um die 0,02 µm [3].

Die Größe der Füllkörper wird bei den Nano gefüllten Kompositen nicht mehr durch einen (ungenauen) Mahlprozess, sondern durch einen gezielten chemischen Aufbau bestimmt, wodurch genau definierte Korngrößen entstehen. Nanofüllerkomposite sind deutlich stärker mechanisch belastbar, sehr abrasionsbeständig und erfüllen die hohen Ansprüche an Ästhetik, Transparenz, Politurfähigkeit und Handling – Eigenschaften. Diese Komposite haben ein hohes Qualitätsniveau

erreicht und eignen sich hervorragend für den Frontzahnbereich und zudem für größere Klasse II Kavitäten im Seitenzahnbereich [4].

Die sich auf dem Markt befindlichen Komposite haben sich seit der Einführung der Kunststoffe als dentale Füllungswerkstoffe im Laufe ihrer Generationen im Bezug auf ihre Widerstandfähigkeit dramatisch verbessert. Dies hängt hauptsächlich, wie schon erwähnt, von der Einführung der immer kleiner werdenden Partikelgröße der verwendeten Füller ab, was dazu führt, dass ihr Ausbrechen aus der Matrix bei Abrasion minimiert wird.

Trotz allem ist ihr Verschleiß in Bezug auf Abrasion und Attrition noch immer höher als der von Amalgam, was ihre klinische Verwendbarkeit einschränkt [5].

Klinische Studien zum *in vivo* Verhalten von Kompositen sind zwar die weitestgehend Akzeptiertesten, jedoch sind sie aufgrund der unterschiedlichen Faktoren wie der Kaukraft, Nahrungsaufnahme oder der Umwelteinflüsse schwer zu kontrollieren und limitieren das Mitwirken bei der Wissenschaft des Verschleißverhaltens von dentalen Werkstoffen [6].

Die Kosten und vor allem der hohe Zeitaufwand für klinische Studien haben die *in vitro* Untersuchungen in Kausimulatoren, welche die Verschleißmechanismen im Milieu der Mundhöhle konstant reproduzieren, vorangetrieben.

1.1 Ziel der Untersuchung

Diese Arbeit konzentriert sich auf die „Zwei–Medien–Abrasion“ von verschiedenen, unter Materialien und Methoden aufgeführten, Kompositen. Dies erfolgt mit Hilfe einer neuen Verschleißprüfvorrichtung ABREX® (Innowep, Würzburg). Des Weiteren wurde untersucht, ob eine Standardisierung des Verschleißprüfvorganges mit diesem Gerät zu erzielen ist.

Ziel dieser Studie soll sein, ob mit „Abrex“ (Innowep, Würzburg) ein vergleichbares Ergebnis wie im „Kausimulator“ (Willytec, München), bei der Verschleißprüfung mittels 2–Medien–Abrasion an dentalen Kompositen, erzielt werden kann. Hinzu kommt die verhältnismäßig kürzere Dauer der Prüfperiode von „Abrex“. Hierzu wird das Verhalten der Komposite Artglass® (Heraeus Kulzer), Arabesk Top® (Voco), Diamond Lite® (Jeneric) und Sinfony®

(Espe), in jeweils verschiedenen Lagerungsarten, nach Verschleiß, herangezogen. Um die Verhältnisse der Mundhöhle zu simulieren, wurden die Proben der Komposite zur künstlichen Alterung in verschiedene Testlösungen eingebracht.

Die nachfolgende Abbildung zeigt das Versuchdesign der Studie:

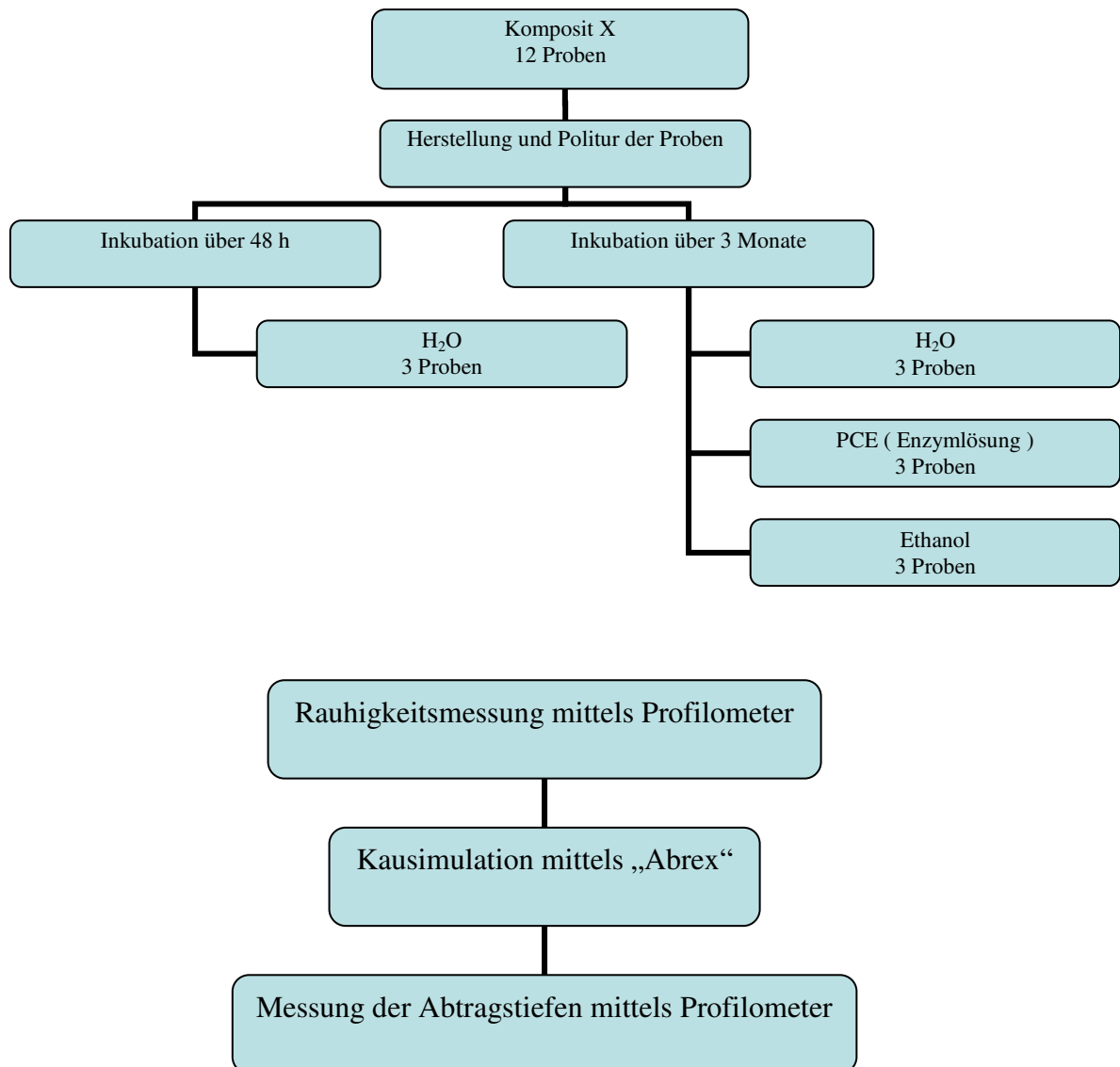


Abb.1: Schema des Versuchsablaufes

2. Verschleißverhalten dentaler Komposite

Literaturübersicht

2.1. Verschleiß

Spricht man von Verschleiß, so geht es um einen fortschreitenden Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers der durch die Kontakt- und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers hervorgerufen wird [15]. In der Mundhöhle ist der Verschleiß von Schmelz und Dentin hauptsächlich durch den physiologischen Kontakt der antagonistischen Zähne bedingt (Attrition). Neben diesem natürlichen Abtrag der Zahnhartsubstanz spielen jedoch noch mehr Faktoren eine wichtige Rolle wie das Zähneputzen mit Zahnpaste, das Zerkleinern von Nahrung (Abrasion) sowie diverse Säureangriffe bedingt durch den Verzehr bestimmter Früchte sowie durch Krankheiten wie Bulämie und Anorexia nervosa (Erosion) [11,12]. Wie auch Schmelz und Dentin unterliegen restaurative Materialien dem Verschleiß, abhängig von der Art des Verschleißes und dem verwendeten Material. Der Verlust von Material ist bedingt durch die Entstehung kleinster Furchen, Risse, Brüche und Ermüdung im Mikrometer Bereich [13]. Von allen in der Mundhöhle verarbeiteten Materialien zeigen die Komposite ein ganz spezielles Verhalten, da viele Variablen ihrer Zusammensetzung die Widerstandsfähigkeit gegen Verschleiß direkt beeinflussen. Komposite bestehen aus Füllstoffpartikeln, welche in einem spröden Polymer verteilt sind. Idealerweise wird die Belastung von der Matrix auf die Füllstoffe übertragen. Die Widerstandsfähigkeit der Komposite ist aus diesem Grund nicht zuletzt abhängig von der Füllstoffgröße, ihrer Form und Härte und der Qualität des Verbunds zwischen der Matrix und den Füllstoffen. Dem gegenüber steht die Tatsache, dass die unterschiedliche Zusammensetzung dieser Stoffe die physikalischen Eigenschaften des Komposites und damit dessen Verschleißverhalten bestimmen. Genannt seien die Biegefestigkeit, Bruchfestigkeit, Vicker´s Härte,

Elastizitätsmodul oder die Polymerisationstiefe [14]. Um die an dem Verschleiß beteiligten Prozesse zu verstehen und diese herausfiltern zu können, sind viele Versuche unternommen worden, die ihm unterliegenden Mechanismen aufzuklären [16].

2.2. Herkunft und Arten des Verschleißes

Aufgrund der Vielzahl an möglichen Bewegungen und Belastungen und die beteiligten chemischen, thermischen und biologischen Angriffe, ist die intraorale Tribologie dentaler Komposite höchst komplex [17]. Der Verschleiß als Funktion im tribologischen System besteht aus 3 Basiselementen: a) der Struktur, d.h. die Art von dem in Kontakt stehenden Material und dessen Geometrie [16]; b) die Bedingungen der Wechselwirkung, d.h. Belastung, Druck und Dauer der Interaktion [18-20]; c) die Umwelt- und Oberflächenbedingungen, welche Oberflächen und chemische Umgebung [21], die Oberflächenbeschaffenheit [16,22] und die umgebende Temperatur [23] beinhalten. Abhängig von den Einflussgrößen des tribologischen Systems können vier elementare Verschleißmechanismen wie Adhäsion, Abrasion, Ermüdung und Korrosion, welche selten getrennt sondern in den meisten Fällen gemeinsam auftreten, zum Verschleiß beitragen [16, 21,24].

2.3 Verschleißmechanismen in der Mundhöhle

Klinische Verschleißvorgänge können unterschiedlich eingeteilt werden, da sie zum einen vom Material und zum anderen vom Patienten abhängen [25]. Von den oben erwähnten vier Haupttypen des Verschleißes finden drei von ihnen (Abrasion, Adhäsion und Ermüdung) unter gleitender Bewegung statt, während die Korrosion unter okkludierender Bewegung stattfindet.

Adhäsion:

Diese Art von Verschleiß tritt auf, wenn zwei Oberflächen unter Belastung in Kontakt treten, wodurch es zum Auftauchen von lokalen „Schweißpunkten“ auf dem Zenith der Hauptunebenheiten kommt [16]. Während der jeweiligen Gleitbewegung der Oberflächen werden die „zusammengeschweißten“ Kontaktstellen abgeschert, was die Übertragung von Material der einen Oberfläche durch Mikroverschweißung auf die andere Oberfläche verursachen kann (Abb.2 (a)) [15].

Oft verbleibt übertragenes Material auf einer der Oberflächen und kann sogar auf die Originaloberfläche zurückübertragen werden. Häufig bilden sich Gruppierungen aus Partikeln die wahrscheinlich in dem Moment geschlossen abreißen, wenn die Elastizität die Oberflächenspannung überschreitet, was zum größten Teil durch die umgebungsbedingte Auflagerungskraft reduziert werden kann [15]. Die Ausbildung der durch Adhäsion entstandenen Partikel kann ferner zu abrasiven Verschleißvorgängen beitragen, welche zwischen den beteiligten Oberflächen stattfindet [26]. In der Mundhöhle, in welcher der Speichel eine schmierende Rolle spielt, ist der Vorgang der Adhäsion eingeschränkt, da der Sinn der Schmierwirkung die Reduktion der Reibung ist und die Tendenz aufweist, ihre Wirkung abzuschwächen [16]. Aus diesem Grund ist es bislang nicht bewiesen, ob diese Art des Verschleißes wesentlich zum Verschleiß dentaler Komposite beiträgt, jedoch wird sie an Stellen vermutet, an denen gegenüberliegende Spitzen oder Kontaktpunkte gegen die Kompositoberfläche gepresst werden [27].

Abrasion:

Wird Material von einer Oberfläche durch das Vorhandensein von harten Partikeln zwischen oder eingelassen in einer der beiden Oberflächen oder durch harte Überhänge in den Oberflächen abgetragen, welche sich relativ zueinander bewegen, so spricht man von abrasiven Verschleiß [16].

Es ist der häufigste Verschleißmechanismus und derjenige mit dem der Zahnarzt am meisten vertraut ist [27]. Wohingegen die Adhäsion einen „Drei-Medien-Verschleiß“ darstellt, handelt es sich bei der Abrasion, wie in dieser Studie mit dem Verschleißsimulator Abrex®, um einen „Zwei-Medien-Verschleiß“ [29]

(Abb.2 (b)). Diese beiden Formen des Verschleißes unterscheiden sich maßgeblich in ihrer Wirkung auf die Oberflächen der Komposite. Während bei der „Zwei-Medien-Abrasion“ die abrasiven Partikel bei ihrer Vorwärtsbewegung die Oberfläche und alles in ihrem Weg befindliche treffen und zerkratzen, ändern die abrasiven Partikel bei der „Drei-Medien-Abrasion“ ihre Richtung und suchen den Weg des geringsten Widerstandes. Dies liegt an der festen Anheftung der Partikel bei der „Zwei-Medien-Abrasion“, während sich die Partikel bei der „Drei-Medien-Abrasion“ frei bewegen können. Folglich resultiert bei der letzt genannten Form eine Abrasion der weicheren Matrix der Komposite während die „Zwei-Medien-Abrasion“ die Matrix und die Füllstoffe zerschneiden [27].

Es gibt viele Variablen die den Grad und das Ausmaß des Verschleißes eines polymeren Komposites beeinflussen. Diese beinhalten die Eigenschaften der Füllstoffe, der Matrix und deren Grenzflächen. Des weiteren spielen die relative Härte der Füllstoffe zu der des Abrasivums, der Gehalt und die Form, Größe, Ausrichtung und Aufteilung der Füller, die Widerstandsfähigkeit der Füllstoffe gegenüber der Matrix, die Abrasivität der Füllstoffe gegenüber der Matrix sowie die Belastung während des abrasiven Verschleißes, eine Rolle [16]. Eine tatsächliche Verbesserung der Verschleißbeständigkeit dentaler Komposite hat sich ergeben, wenn man den Zwischenraum der Füllstoffe verkleinert [29,30], feinere Füllstoffe verwendet [31,32], den Grad der Umsetzung von Polymer - Matrix zur Gießmasse erhöht [33], die Wechselwirkung zwischen Füllstoff und Matrix verbessert [34,35] oder einen festeren Silan Haftvermittler verwendet [36].

Betrachtet man die Größe der Füllstoffe, so fällt auf, dass grobkörnige Partikel eine rauere Oberfläche und somit in der Regel einen größeren Verschleiß

erzeugen als feine Partikel. Das gleiche Verhalten zeigt sich bei der Betrachtung der Form und Eckigkeit der Partikel. Kantige Partikel erzeugen einen höheren Verschleiß als harte, abgerundete Partikel [27]. Dieser Effekt fällt bei der 3-Medien-Abrasion weniger ins Gewicht, da sich die beweglichen Partikel bei der Gleitbewegung immer neu orientieren können, verglichen mit der 2-Medien-Abrasion [28]. Die Abrasion spielt in der Mundhöhle die größte Rolle wenn man vom totalen Verschleiß ausgeht und taucht in der Mundhöhle auf verschiedene Art und Weise auf [37]. Ob eine Zwei- oder Drei-Medien-Abrasion zu Tragen kommt hängt maßgeblich von der Lage der Restauration ab [26]. So findet an okklusalen Kontaktpunkten der Verlust an Komposit mehr durch eine Zwei-Medien-Abrasion statt, während in Kontakt freien Gebieten auf Grund des Kauvorgangs, mehr die 3-Medien-Abrasion überwiegt [38]. Bei Klasse III und V Restaurationen ist die Abrasion überwiegend durch die Zahnbürste bedingt [39].

Korrosion:

Die Korrosion ist eine chemische Reaktion, welche zwischen dem Verschleißelement und der Umgebung stattfindet [21]. Es ist bekannt, dass bei jeglicher Art von Verschleiß vier fundamentale Prozesse eine Rolle spielen, die entweder singular oder in Kombination vorkommen können [25]. Bei drei von diesen, der Abrasion, Adhäsion und der Ermüdung sind mechanische Kräfte beteiligt. Bei der vierten, der Korrosion, ergibt sich der Verschleiß aus dem Zusammenwirken von mechanischen und chemischen Kräften und geht mit der mechanischen Entfernung der korrodierten Schicht einher, welche sich auf der Oberfläche des Materials durch Reaktion mit der Umgebung bildet. Bedenkt man, dass der Speichel eine wässrige Umgebung in der Mundhöhle erzeugt und somit ein potentiell aggressiver Elektrolyt ist, wird klar, dass die Korrosion eine entscheidende Rolle bei dem Verschleiß von dentalen Kompositen spielt. Der Prozess beginnt mit der Wasseraufnahme sobald die Komposite in die Mundhöhle eingebracht werden [40]. Dies führt zum hydrolytischen Abbau

(Korrosion) der Silanverbindungen und der verstärkenden Füllstoffe [41]. Das absorbierte Wasser diffundiert dabei durch die Kunststoffmatrix, die Füllstoffzwischenräume, Poren und andere Defekte und löst langsam die Füllstoffpartikel auf, was ihren verstärkenden Effekt gefährdet [42,43]. Der durch das Wasser indizierte Schaden ist in der äußeren Schicht der Restauration am stärksten, da diese in Kontakt mit dem feuchten Milieu der Mundhöhle steht. Es resultiert eine mikroskopisch erkennbare unterirdische Schicht, welche die Zeichen der Korrosion aufweist und weich und porös ist [44,45].

Die Korrosion besitzt einen anfänglich raschen Verlauf welcher sich im Laufe der Zeit verlangsamt und sich sogar vollständig einstellen kann, nachdem sich ein eingeschlossener Film auf der Oberfläche gebildet hat [26]. Wird dieser Film entfernt, zum Beispiel durch eine Gleitbewegung eines antagonistischen Zahnes, so geht der chemische Angriff weiter (Abb.2 (d)). Dieser kann durch Chemikalien aus Getränken, Speisen, Mikroorganismen und dem Speichel erfolgen. Auch das Kauen von Nahrung sowie das Zähneputzen entblößen die Oberfläche immer wieder von neuem und der Prozess der Korrosion hält während der gesamten Liegedauer der Restauration an.

Verschleiß durch Ermüdung:

Diese Art der Verschleißerscheinung wird durch immer wieder kehrende Belastung und Entlastung verursacht, welches im Laufe der Zeit zur Ausbildung von Mikrorissen auf oder unter der Oberfläche führt (Abb.2 (c)) [16]. Man beobachtet diese Art des Verschleißes vor allem an Kontaktpunkten da dort eine plastische Verformung im Material stattfindet. Am Ende der Belastung entsteht um diese plastisch deformierten Bereiche eine elastische Deformation, welche sich aufgrund der plastischen Verformung nicht vollständig zurückbilden kann. Im Laufe der Zeit nimmt die plastische Verformung weiter zu und die Spannung im Material erhöht sich weiter. Dies führt schließlich zur Ausbildung von Mikrorissen als Versuch des Materials die Spannung zu reduzieren. Ist ein

Ermüdungsriss entstanden, so breitet dieser sich in der Regel parallel zur Oberfläche aus bis sich ein Teil von der Restauration separiert, ausbricht und schließlich verloren geht [27]. Des Weiteren kann sich das verloren gegangene Material zu Verschleiß Trümmern formieren und zu einer Drei-Medien-Abrasion führen [25]. Geht natürliche Zahnhartsubstanz oder auch Restaurationsmaterial aufgrund von Ermüdungverschleiß verloren, so bezeichnet man dies in der Mundhöhle auch als „Attrition“. Der Belastungszyklus der Kaufunktion wird als Hauptursache für die Attrition angesehen, wobei die Phänomene der Abrasion und Adhäsion als mitverantwortlich für ihre Entstehung gemacht werden [46]. Es wird angenommen, dass die Mechanismen des Ermüdungverschleißes, verbunden mit der Abrasion, eine Schlüsselrolle bei den Verschleißerscheinungen dentaler Komposite spielen [47].

Die vier grundlegenden Mechanismen des Verschleißes werden in *Abbildung 2* dargestellt.

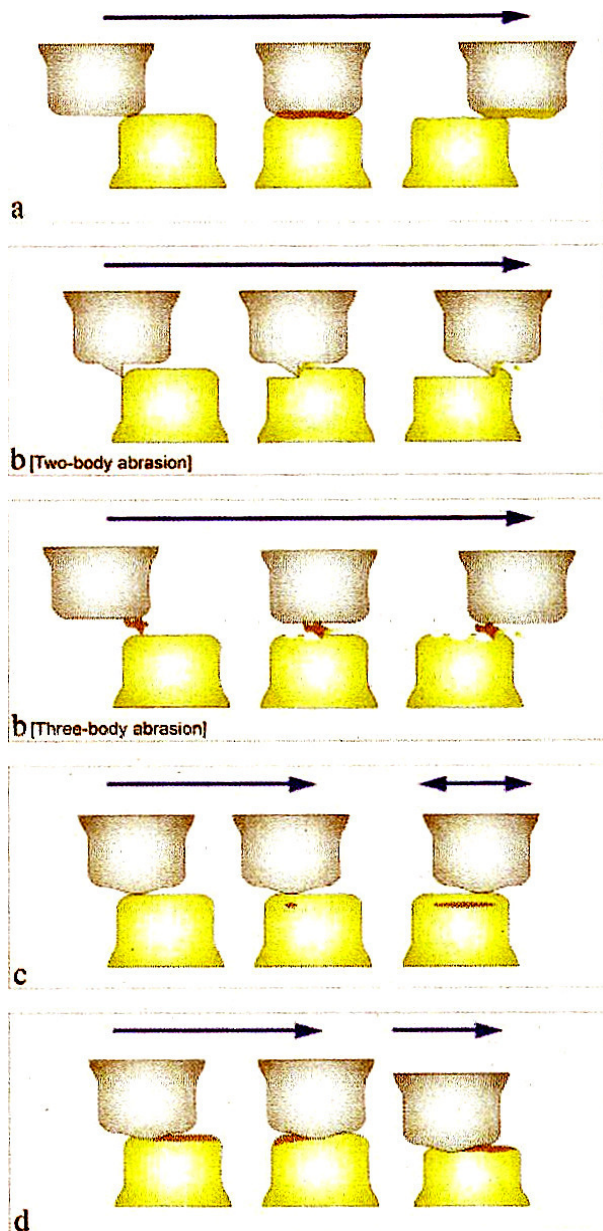


Abb. 2: Schematische Darstellung der Verschleiß Mechanismen nach [25]:

- (a) Adhäsion: die zwei Oberflächen zeigen unter Belastung eine Art Verschweißung, welche abscheren kann und in einer Übertragung von Material der einen zur anderen Oberfläche führt.
- (b) Abrasion: die Anwesenheit von harten Vorsprüngen auf einer oder beider sich unter Kontakt bewegenden Oberflächen (2-Medien-abrasion) oder Partikel, welche sich zwischen den bewegenden Oberflächen befinden (3-Medien-Abrasion) führen zum Verlust von Material.
- (c) Ermüdung: während des Gleitkontaktes, können wiederholende Belastungen zu plastisch verformten Regionen führen, die sich in Bewegungsrichtung ausbreiten und dann zu Mikrorissen und Verlust von Material führen
- (d) Korrosion: durch Wechselwirkung des Materials und der Umgebung bildet sich eine Reaktionsschicht auf der Oberfläche, welche zum Beispiel durch Mastikation verloren geht und wieder chemischen Angriffen ausgesetzt ist.

2.4 Methoden der Verschleißprüfung

In der Vergangenheit wurden viele Versuche unternommen um eine verlässliche Methode für die Prüfung von dentalen Kompositen zu finden. Trotz der zahlreichen Bemühungen auf der Suche nach einer geeigneten Methode zur Bestimmung von Verschleißerscheinungen, sind quantitativ verlässliche Ermittlungen sehr selten. Die größten Diskrepanzen tauchen nach wie vor bei den Verschleißraten von *in vivo* und *in vitro* Methoden auf, da gefundene Ergebnisse von *in vitro* Methoden oft nicht mit den Ergebnissen von Langzeituntersuchungen der *in vivo* getesteten Materialien übereinstimmen. Aus diesem Grund sind *in vivo* Untersuchungen für den Fortschritt von neuen Kompositmaterialien immer noch entscheidend [27]. Jedoch benötigen klinische Untersuchungen sehr genaue Angaben, um den Verschleiß ermitteln zu können und sind zeitaufwendig und kostspielig. Dem hinzuzufügen ist, dass die untersuchten Parameter oft schwer zu standardisieren sind. Aus diesem Grund sind in den letzten Jahren viele verschiedene *in vitro* Verschleißmechanismen entwickelt worden, um die klinischen Verhältnisse zu simulieren und die Forschungszeit zu reduzieren [48]. Laboruntersuchungen erlauben die Berücksichtigung einzelner Parameter des Verschleißgeschehens. Durch die Aufspaltung der Prozesse können die verschiedenen Verschleißprüfungen verbessert und das Verständnis für den gesamten Ablauf geschärft werden. Die *in vitro* Untersuchungen des Verschleißes dentaler Komposite werden durch eine Vielzahl von verwendeten Apparaturen durchgeführt. Während bei Untersuchungen von Verschleiß in okklusalen Kontaktarealen (OCA) überwiegend mit Zwei-Medien-Verschleißverfahren gearbeitet wird, werden kontaktfreie Gebiete (CFA) mit Drei-Medien-Verschleißmethoden unter Verwendung von Speisebrei simuliert [49]. Der Zusammenhang von klinischen Untersuchungen und den durchgeführten Verfahren *in vitro* sind zwar umschrieben und nachweisbar, was aber nicht heißen soll, dass der provozierte Substanzverlust beider Methoden, trotz nachweisbar ähnlichen Abtrags, auf die

gleichen Ursachen zurückzuführen ist. Die klinischen Untersuchungen des Verschleißes wurden durch verschiedene Systeme ermittelt, wie von Leinfelder [50], USPHS (Ryuge) [51], Smith and Knight [52] oder Kunzelmann [53] dargestellt.

Jedoch variieren die Ergebnisse aufgrund der diversen Versuchsaufbauten, der Vielzahl verschiedener Anwender sowie Patienten, des untersuchten Produktes sowie der unterschiedlichen Bearbeitungsweise und der Politur und letztlich der Auswertungsmethode des Verschleißes [54].

2.4.1. Verschleißsimulatoren

Die Einführung der Kompositmaterialien im Seitenzahnggebiet unter Verwendung der restaurativen Techniken hat eine große Zunahme nach dem Verlangen von Verschleißsimulationen mit sich gebracht. Es wurden viele Maschinen für die Untersuchung des Verschleißes *in vitro* vorgestellt, zum einen für die 2–Medien–Abrasion [55,56] sowie für die 3–Medien–Abrasion [57,58]. Viele Annäherungen wurden bislang unternommen um dem Verschleiß physikalische Eigenschaften wie Bruchfestigkeit zuzuordnen [59,60]. Obwohl Faktoren wie das Elastizitätsmodul oder die Bruchfestigkeit scheinbar voraussagend für den Verschleiß sind, verlassen sich Universitäten wie auch die Industrie überwiegend auf die Simulation des Verschleißes „*in vitro*“, und nicht alleine auf die physikalischen Eigenschaften. Die dazu verwendeten Geräte konzentrieren sich dabei zum einen auf die Simulation von Verschleiß sowie deren Analyse. 2001 veröffentlichte die Internationale Standard Organisation (ISO) eine technische Ausführung als Leitfaden für Verschleißtests. In dieser beschreibt sie acht verschiedene Verschleißsimulatoren, mit welchen man die Zwei–Medien–und Drei–Medien–Abrasion oder beide, untersuchen kann [61].

Tab.1: Die technischen Charakteristiken der von der ISO beschriebenen Kausimulatoren

<i>Name des Systems</i>	<i>Antagonistisches Material</i>	<i>Medium</i>	<i>Bewegung</i>	<i>Referenz</i>	<i>Meßmethode</i>
<i>DIN</i>	Al ₂ O ₃	H ₂ O	Gleiten	PMMA	Gewicht oder Profilometrisch
<i>Acta</i>	Stahl oder dentale Materialien	Reis, Hülsen eines Hirse Sprays	Gleiten	-	Profilometrisch
<i>Zürich</i>	Zahnschmelz	H ₂ O	Aufprall und gleiten	Letzte Test	Profilometrisch
<i>Alabama</i>	Polyacetal	PMMA Kügelchen	Gleiten	-	REM
<i>Freiburg</i>	Al ₂ O ₃	H ₂ O	Gleiten	PMMA	Gewicht oder Profilometrisch
<i>Minnesota</i>	Zähne	H ₂ O	Gleiten	--	Profilometrisch
<i>OHSU</i>	Zahnschmelz	Mohn Samen	Aufprall und gleiten	-	Profilometrisch und Videobilder
<i>Newcastle</i>	Steatit oder Zahnschmelz	H ₂ O	Gleiten	-	Profilometrisch

3. Material und Methoden

3.1. Verwendete Materialien

3.1.1 Komposite

Die in der Studie verwendeten Komposite, deren Hersteller sowie ihre technischen Eigenschaften können aus nachfolgender Tabelle entnommen

werden. Die jeweiligen Zusammensetzungen stammen aus Herstellerangaben sowie Literaturquellen [96].

Tab.2: In der Studie verwendete Materialien (Herstellerangaben)

Material	Hersteller	Charge / Farbe	Typenbezeichnung Füller	Monomer
Sinfony	3M ESPE, Seefeld	026 / E3	Anorganische Füller: 48 gw.% Makrofüller: Strontium-Aluminium Borosilikat Glas (40%) Durchmesser: 0,5 – 0,7 µm Mikrofüller: pyrogensilikat (5%) Spezial glasionomer (5 gw.%) Silane: 1 gw.%	Kombination aus aliphatischen und cycloaliphatischen , polyfunktionellen Monomeren
Artglass	Heraeus Kulzer, Hanau	030105/ DA2 (Dentin)	Anorganische Füller: 68 gw.% (54 Vol. %) Barium-Aluminium- Silikatglas (55%) Kieselsäure (14 %) Mikrofüller Durchmesser: 1µm	Bis-GMA, TEGDMA, UDMA, hydroxypropyl-methacrylat, oligothertetraacrylat
Arabesk Top	VOCO, Cuxhaven	008735 / A3 (Schmelz)	77gw.% (56 Vol.% Mikrofüller) Durchmesser um 0,05µm Barium-Aluminium-Silikatglas Lithium-Aluminium Silikate Hochdisperse Kieselsäure	Bis-GMA, UDMA, TEDMA
Diamond Lite	Alpha - Diamond, DRM Research Laboratories, Brandford (Connecticut)	A3 (Schmelz)	Micro-hybrid-composite PEX mit 80%iger kristaliner Struktur Füller: Barium-Borosilikat-Glas Partikelgröße: 0,04 – 2,0 µm ohne Alkalimetalle oder Metalloxyde	PEX DMAE (Phenolic-Epoxine X= Monomer: Di-Meth-Acrylic Ester)
Supralloy*			Amalgam	

* Dient als Referenzwert

3.1.2 Lagerungsmedien

3.1.2.1 Destilliertes Wasser (aqua dest.)

Als neutrales Medium für die Lagerung von 48 h sowie für 3 Monate Lagerungszeit wurde bidestilliertes Wasser verwendet.

3.1.2.2 Pseudocholinesterase – Lösung (PCE) (LOT nr. 54H7175)

Um die Stammlösung mit einer Konzentration von 5U/ml herzustellen wurden hierfür 16,7 mg des pulverförmigen PCE (13U/mg) mittels Feinwaage abgewogen. Dies ergab insgesamt 217,1 Units welche mit 43,4 ml PBS aufgelöst wurden, um die Konzentration von 5U/ml zu erreichen. Die gewonnene Stammlösung wurden im Folgenden in Eppendorf Gefäße zu je 0,25 ml pipetiert und bei -20°C im Gefrierschrank eingelagert.

3.1.2.3 Ethanol ($\text{C}_2\text{H}_5\text{OH}$)

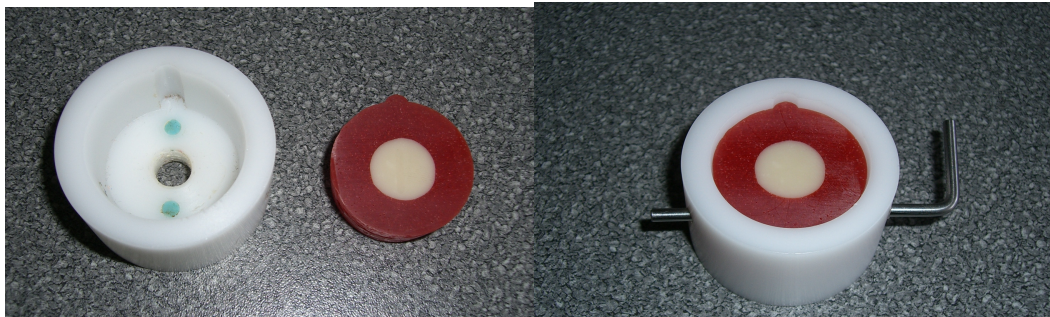
99,9%iges Ethanol wurde im Verhältnis 3:1 mit H_2O dest. angesetzt, so dass eine 75%ige Ethanollösung entstand.

3.2 Herstellung und Konditionierung der Prüfkörper

Um eine einheitliche Prüfung der untersuchten Komposite zu gewährleisten und vergleichbare Ergebnisse erzielen zu können, wurden diese in eine zylindrische Messingform eingebracht (10,5 x 2,5 mm) und nach Herstellerangaben polymerisiert. Dabei wurden die Komposite in drei Schichten von je 1mm

eingebraucht und nacheinander polymerisiert. Die Polymerisation der Komposite wurde mit verschiedenen Polymerisationslampen durchgeführt (s. Tab. 3). Um die Komposite leichter aus der Form entfernen zu können, wurden diese mit Vaseline bestrichen. Des Weiteren wurde eine Kunststoffolie auf die Proben aufgebracht, um eine glatte Oberfläche zu erhalten. Insgesamt wurden auf diese Weise 48 Proben hergestellt, jeweils 12 Stück für jedes Komposit und dessen entsprechende Lagerungsart.

Um die Komposite später im „Abrex“ verwenden zu können, mussten sie in entsprechende Formen mittels eines Zwei-Komponenten Kunstharzes (Palavit G, Heraeus Kulzer, Hanau) eingebettet werden. Dazu wurden die Formen mit Vaseline beschickt und der Kunstharz anschließend eingebracht. Zudem besitzen die Formen eine Lochung, durch welche ein Metallstab geführt wurde, um sie später genau zu reponieren, sowie eine Ausbuchtung, um die Richtung im „Abrex“ sowie im Profilometer (Perthometer S6P, Mahr, Göttingen) beibehalten zu können. Die Komposit Proben wurden nach kurzer Aushärtezeit des Kunstharzes in der Mitte der Form positioniert. Da glatte Oberflächen erzielt und die nach der Polymerisation auf der Kompositoberfläche befindliche Sauerstoffinhibitionsschicht entfernt werden sollte, sind die Proben in einer Poliermaschine (Metaserv, Bühler, Düsseldorf) mit Nassschleifpapier behandelt worden. Dabei wurde SiC - Schleifpapier mit aufsteigender Körnung (180, 320, 600, 1200) unter Wasserkühlung (bei 200 Umdrehungen/min) verwendet. Zur Entfernung von Verunreinigungen wurden die fertig gestellten Proben schließlich in ein Ultraschallbad eingebracht (fünf Minuten in aqua dest.).



a)

b)

Abb. 3: Die für das Abrex und das Profilometer verwendete Teflonform sowie eine Probe vor (a) und nach (b) der Fixierung

Die für die Herstellung der Komposite verwendeten Polymerisationslampen sowie deren Hersteller und entsprechende Polymerisationszeiten werden in Tabelle 3 vorgestellt.

Tab. 3: Polymerisationszeiten und Hersteller der Polymerisationslampen

Komposit	Polymerisationszeit	Lampe
Sinfony	60 Sekunden (je Schicht) 15 min (Endpolymerisation)	ESPE Visio Beta Device
Arabesk Top	40 Sekunden (je Schicht)	Douglas, Degussa Dental, Hanau Lichtintensität: 600-800 mW/cm ² *(Halogen)
Diamond Lite		
Artglass	90 Sekunden (je Schicht) 180 Sekunden (Endpolymerisation)	Dentacolor® XS, Heraeus Kulzer, Hanau Strahlungsspektrum: 320 – 520 nm) *

* nach Herstellerangaben

3.3 Herstellung der Testlösung und Lagerung der Prüfkörper

Da die Bedingungen des in der Mundhöhle herrschenden Milieus simuliert werden sollten, wurden die Komposite einer künstlichen Alterung unterworfen. Dazu war es notwendig, die geeigneten Lösungen zu finden, in der die Prüfkörper bis zur Verschleißprüfung verweilen konnten. Von den insgesamt 48 der untersuchten Proben, wurden hierfür jeweils 3 Proben eines jeden Komposites für 90 Tage, bei 37 °C, in die folgenden Testlösungen inkubiert :

- a) H₂O destilliert (aqua dest.)
- b) Ethanol 99,9% (vergällt)
- c) Enzymlösung (PCE)

Die in Kunstharz (Palavit G, Heraeus Kulzer, Hanau) eingebetteten Kompositproben wurden hierzu in verschließbare Kunststoffdosen eingebracht, so das sie auf dem Boden der Gefäße zu liegen kamen. Dies sollte dem Verflüchtigen der Testlösung entgegenwirken sowie die dauerhafte Benetzung der Proben sicherstellen, nicht zuletzt, da die Proben bei 37° C inkubiert waren. Zudem wurden jeweils 3 Proben eines jeden Komposites für 48 h in H₂O (destilliert) bei 37° C eingelagert, um zum einen den Polymerisationsvorgang zu beenden [7] und das restliche Monomer auszutreiben, zum anderen entsprechende Referenzwerte zu erhalten.

Für die Lagerung in a) und b) wurden Fertiglösungen verwendet. Das Ethanol (99%, Merck, Darmstadt) wurde im Verhältnis 3:1 mit H₂O dest. angesetzt, so dass eine 75%ige Ethanollösung entstand.

Bei c) handelt es sich um Butyrylcholinesterase bzw. pseudocholinesterase gewonnen aus Pferdeserum (E.C nr 3.1.1.8, LOT nr 54H7175). Bezogen wurde das Enzym von der Firma Sigma-Aldrich Chemie (Taufkirchen, München) und hat eine Aktivität von 50 mU/ml. Eine Einheit setzt bei pH 8 und 37°C pro Minute 1.0 µmol von butyrylcholin in butyrat und cholin um. Aufgelöst wurde es

in einer Phosphat Pufferlösung = PBS (DULBECCO'S, mit pH=7 und Aktivität von 1U/ml). Zum Schutz der Enzymlösung vor bakteriellen Kontaminationen wurde Natriumazid in der Konzentration von 0,05 % beigefügt. Gewechselt wurde die Lösung einmal pro Woche, da, wie in vorausgegangenen Studien gezeigt wurde, die Enzymaktivität in dieser Zeit annähernd konstant bleibt.

Vorbereitete Mengen der Stammlösung wurden in Reaktionsgefäßen (Eppendorf) bei -20°C eingelagert.

Für die Inkubation jeder einzelnen Kompositprobe wurden je ein Eppendorf Gefäß der Stammlösung aufgetaut und mit der in Abb.4 gezeigten Menge an Natriumazid und PBS versehen.

Die folgende Graphik zeigt die Zusammensetzung der Enzymlösung wie sie letztlich für die Einlagerung der Proben verwendet wurde.

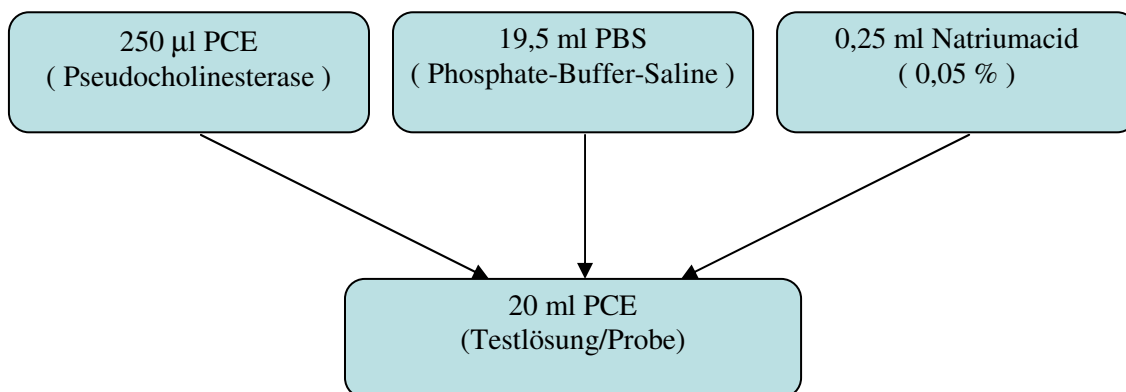


Abb. 4: Zusammensetzung der Enzymlösung Pseudocholinesterase (PCE)

3.4 Verwendete Geräte und Messvorrichtungen

Nach der Einlagerungsphase der Komposite von je 48 Stunden bzw. 3 Monaten folgte nun die Testphase mittels der Verschleißprüfvorrichtung Abrex® (INNOWEP, Würzburg) zur Prüfung der Zwei-Medien-Verschleißvorgänge.

Das aus der Industrie stammende Gerät wurde für die normgerechte Prüfung (nach DIN EN 60068-2-70 / IEC 68-2-70) der Handabriebsfestigkeit von bedruckten bzw. beschichteten Oberflächen unabhängig von Form, Geometrie und Material entwickelt. Es wird in zunehmenden Maß für die Erteilung von CE-Zertifikaten, freiwilligen Prüfzeichen und von Berufs- und Industrieverbänden gefordert.



Abb. 5: In der Studie verwendete Abrex – Verschleißprüfvorrichtung

Damit die in der Studie verwendeten Komposite auf Verschleiß untersucht werden konnten, wurde ein neuartiges Prüfverfahren mittels Abrex® eingesetzt. Hierzu war es notwendig, das für die Industrie entwickelte Abriebprüfgerät für die dentale Anwendung zu modifizieren. Dabei traf ein mit Druckluft (6 bar) betriebener Prüfstempel zyklisch mit einer Kraft von 5 N unter 45° auf die zu untersuchende Probe (Stoß) und glitt anschließend 4 mm unter Aufrechterhaltung der Anpresskraft über die Oberfläche der Komposit Probe (Reibung). Zur Simulation der in der Mundhöhle stets vorhandenen Feuchtigkeit, wurde dem Prüfkörper über eine Flüssigkeitszufuhr in regelmäßigen Intervallen H₂O dest. zugeführt.

Als Prüfstempel, der den Antagonisten (Gegenzahn) darstellte, sind Keramikkugeln aus Steatit mit einem Durchmesser von 6 mm eingesetzt worden. Steatit fand Verwendung, da dieser dem Zahnschmelz ähnliche Abriebeigenschaften zeigt [8]. Die stabile und stets gleichmäßige Positionierung der Prüfkörper konnte durch eine spezielle Halterung der verwendeten Teflonform gewährleistet werden. Diese war am Abrex® angebracht und fixierte die in Epoxy Harz eingebettete Kompositprobe. Das Schema (a) sowie die im Versuch verwendete Originaleinstellung (b) werden in Abbildung 6a,b dargestellt

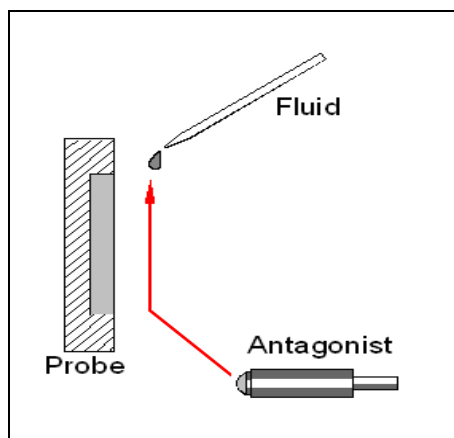


Abb. 6: (a) Schema des Verschleißvorganges (2 – Medien – Abrasion)



Abb. 6: (b) Originalbild der am Abrex angebrachten Teflonform sowie einer fixierten Kompositprobe (Abrex, 2-Medien-Abrasion)

Die Charakteristiken der Abrex Verschleißprüfvorrichtung werden in Tabelle 4 vorgestellt.

Tab. 4: Technische Daten von Abrex®

Prüfkraft	1,5,10 N
Prüfweg	1 bis 4 mm
Zyklenzahl	1 – 10 Mio.
Fluidzufuhr	Automatisch
Pastenzufuhr	Automatisch
Gewebevorschub	Automatisch
Stromversorgung	230 V / 50 Hz
Druckluft	6 bar extern, ölfrei

Zur Simulation des Verschleißes der Komposite in dieser Studie, sind folgende Einstellungen am Abrex® vorgenommen worden. Die Prüfkraft betrug 5 N mit einem Prüfweg von 4 mm. Die Zyklenzahl belief sich auf insgesamt 5000 Zyklen je Kompositprobe, wobei alle 20 Zyklen eine Flüssigkeitszufuhr (Aqua dest.) für die Dauer von 0,2 s erfolgte. Die Pastenzufuhr sowie der Gewebevorschub sind der Drei-Medien-Abrasion vorbehalten und waren in dieser Studie nicht gefragt.

Um die Oberflächenbeschaffenheit nach der Zwei-Medien-Abrasion mittels Abrex® bestimmen zu können, war es notwendig ein geeignetes System zu finden mit dem die Abtragstiefe bestimmt werden konnte. Ein Gerät (Abbildung 7) mit diesen Eigenschaften ist das in der Studie verwendete Profilometer (Perthometer S6P, Mahr, Göttingen), welches in der Lage ist, Oberflächenstrukturen abzutasten.

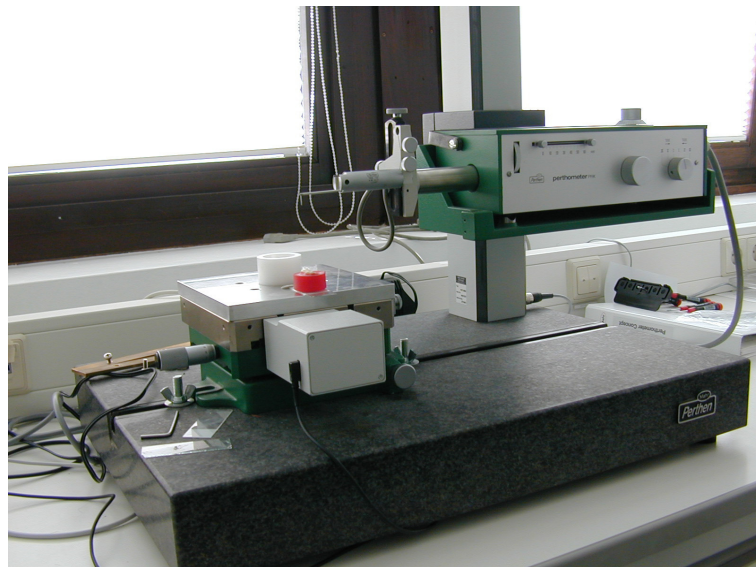


Abb. 7: Das in der Studie verwendete Profilometer (Perthometer 3D, Mahr, Göttingen)

Das PC basierende Mess- und Auswertegerät für Topographie ist zudem mit einer speziellen Software (Perthometer Concept 7.1) gekoppelt, welche die Auswertung der entstandenen Verschleißspur ermöglicht (Pt = Profiltiefe) und in der 3. Dimension darstellen kann. Eine Volumenmessung ist aufgrund der fehlenden Grenzen der Verschleißspur nicht möglich. Die Abtastung der Oberflächen erfolgte mit der Tastnadel MFW – 250 (Mahr, Göttingen). Dabei wurde entlang der Verschleißspur ein Messfeld der Größe 8 x 3 mm mit insgesamt 21 Messprofilen erfasst. Ausgewertet wurde später der Parameter Pt [μm] des 1., 6., 11., und 21. Messprofils. Die Basis für die Messung ist die Länge von 0,8mm (Bewertungslänge oder „Cut off“ genannt). Für die Messung

wurden aus den 21 Messprofilen also insgesamt 4 „Cut off“ verwendet (4 x 0,8 mm = 3,2 mm). Tastschnittgeräte, wie das Perthometer Concept (Mahr, Göttingen), wandeln die Tastbewegungen der Messnadel in elektrische Signale um. Sie zeichnen die Profile auf und berechnen die Profiltiefe Pt, ein Parameter welcher das ungefilterte Primärprofil darstellt. Aus diesem so genannten „Istprofil“, können bei Bedarf die Rautiefe Rt (Rauheitsprofil) sowie die Wellentiefe Wt (Welligkeitsprofil) ermittelt werden. Abbildung 8 zeigt schematisch die Verschleißspur sowie das Messprofil.

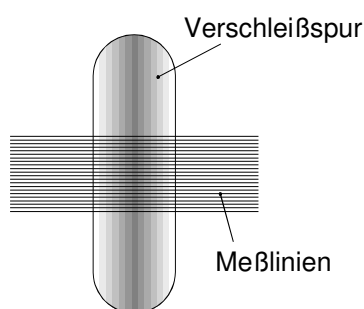


Abb. 8: Prinzip der Messwertfassung der Profile

In Tabelle 5 sind die Einstellungen des Perthometer Concept (Mahr, Göttingen) für die profilometrischen Messungen zusammengefasst.

Tab. 5: Eigenschaften und Einstellungen des Profilometers

Nadel Typ	MFW – 250
Nadel Radius	2 µm
Nadel Geschwindigkeit	0,7 mm/s
Winkel der Nadel	90°
Gemessene Fläche	8 x 3 mm ²
Abstand der Profile	750 µm
Cut of Filter	0,8 mm
Anzahl der Profile	21

3.5 Versuchsablauf

Den Untersuchungen des Verschleißverhaltens mit Abrex® ging die künstliche Alterung der Proben voraus. Dabei wurden von jedem der vier Komposit Herstellern jeweils 3 Proben für 48 h in Aqua dest. eingebracht und bei 37° C im Inkubator aufbewahrt. Weitere 3 Proben lagerten für 90 Tage in den Medien H₂O, PCE und Ethanol bei 37° C. Die Inkubation erfolgte in wöchentlichen Intervallen, wobei die entsprechende Testlösung jede Woche getauscht wurde. Nach dem entsprechenden Einlagerungsintervall folgte die Phase der Verschleißprüfung, wobei schon bei der Einlagerung berücksichtigt wurde, dass die Proben einer Spezies nicht alle am gleichen Tag, sondern zeitlich versetzt im Laufe einer Woche eingelagert wurden. Wie aus Abbildung 3 ersichtlich, sind die Proben im Abrex® Abriebprüfgerät mit einem Metallstabe, welcher durch Teflonform und Probe geführt wird, fest fixiert. Die in die Teflonform eingearbeitete Matrize sowie die in der Probe vorhandene Matrize sollen den Halt zusätzlich sichern und die Beibehaltung der Richtung sowohl im Abrex als auch im Perthometer gewährleisten.

Der Prüftisch war mittels 4 Schrauben der Art justiert, dass der Prüfstempel bzw. die Steatitkugel bei der Prüfung mittig auf dem Komposit auftraf und so die Verschleißspur erzeugen konnte, ohne dabei das Einbettmaterial der Probe (Palavit G) zu berühren.

Jede Probe wurde insgesamt mit 5000 Zyklen belastet, wobei nach je 500 Zyklen eine profilometrische Messung der Oberfläche (Perthometer Concept, Mahr, Göttingen) erfolgte. Die Oberflächenbeschaffenheit, welche durch die Einlagerung in den entsprechenden Lösungen resultierte, wurde jeweils zu Beginn des Testserien bestimmt. Um bei den Verschleißprüfungen ein stetig feuchtes Milieu zu gewährleisten und eine überhöhte Reibung an den Kontaktflächen zu vermeiden, die unter trockenen Bedingungen resultieren würde [9,10], erfolgte eine Zufuhr von H₂O dest. nach je 20 Zyklen für die Dauer von 0,2 s. Dabei traf der Prüfstempel mit einer Kraft von 5 N und in einem

Winkel von 45° auf die Kompositoberfläche auf (Stoßbeanspruchung) und erzeugte unter beibehalten der Anpresskraft eine Verschleißspur von 4 mm (Reibebeanspruchung).

3.6 Auswertung

Vor jeder Verschleißprüfung, sowie nach jeweils 500 Zyklen, erfolgte die Ausmessung der Profiltiefen. Die zum Profilometer gehörende Software, Perthometer Concept (Mahr, Göttingen), ermöglichte die dreidimensionale Darstellung der Verschleißspur nach der Festlegung des geeigneten Messfeldes. Anschließend wurden die jeweils 1., 6., 11., 16., und 21. Verschleißspur ausgewählt und zur späteren Messung der Profiltiefe gespeichert. Zur Datenanalyse und Datenverarbeitung sowie der Visualisierung der gefundenen Profiltiefen sorgte die Software Origin 6.0. Die zuvor in Excel gespeicherten Daten der Rauigkeitsmessungen können mit Hilfe von Origin graphisch dargestellt werden und ermöglichen die genaue Messung der zuvor ausgewählten Profile. Die Software erlaubt eine exakte Bestimmung im μm Bereich. Die gesammelten Ergebnisse wurden wiederum in Microsoft Excel gespeichert und konnten schließlich mit Origin 6.0 als Säulendiagramme dargestellt werden.

Abbildung 9 zeigt eine mittels Profilometer erzeugte Topographie der in der Studie getesteten Proben nach 5000 Zyklen mit Abrex.

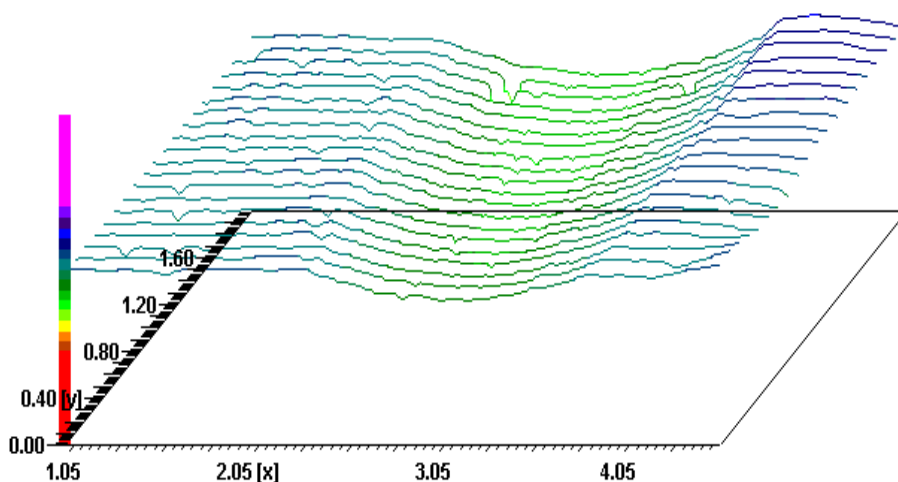


Abb. 9: Beispiel einer Verschleißtopografie aus 21 Messprofilen nach 5000 Zyklen

4. Ergebnisse

4.1. Darstellung der Abtragstiefen der einzelnen Komposite

In den folgenden Tabellen 6 bis 9 werden die Abtragstiefen (in μm) der einzelnen Komposite in Abhängigkeit von der Lagerungsart dargestellt. Hierzu werden die durchschnittlichen Abtragstiefen der 3 geprüften Proben je Komposit herangezogen.

Als Referenzwert dient jeweils das Ergebnis des geprüften Amalgams (Supralloy) nach 5000 Zyklen und Wasserlagerung von 48 Stunden.

Tab. 6: Durchschnittliche Abtragstiefen der verschiedenen Lagerungsarten für das Material
Diamond Lite (in μm)

Diamond Lite					
\emptyset Abtrag in μm pro Lagerungsart	48h H ₂ O	3 Monate H ₂ O	3 Monate Ethanol	3 Monate Enzym (PCE)	48h H ₂ O Amalgam (Referenzwert)
Zyklenzahl					
500	2,0 / \pm 0,1	2,3 / \pm 0,5	2,7 / \pm 1,2	0,5 / \pm 0	--
1000	2,9 / \pm 0,1	2,8 / \pm 0,1	3,9 / \pm 0,8	1,1 / \pm 0,1	--
1500	5,2 / \pm 0,3	3,8 / \pm 0,3	5,8 / \pm 0,9	2,0 / \pm 0,2	--
2000	5,8 / \pm 0,1	4,8 / \pm 0,3	7,6 / \pm 0,4	2,4 / \pm 0,3	--
2500	6,5 / \pm 0,2	5,5 / \pm 0,3	9,7 / \pm 1,0	3,2 / \pm 0,3	--
3000	8,0 / \pm 0,2	6,0 / \pm 0,2	10,8 / \pm 0,8	3,7 / \pm 0,7	--
3500	9,2 / \pm 0,6	6,4 / \pm 0,3	12,4 / \pm 0,5	4,6 / \pm 0,8	--
4000	8,9 / \pm 0,6	6,7 / \pm 0,4	13,9 / \pm 0,4	5,1 / \pm 0,5	--
4500	10,2 / \pm 0,2	7,7 / \pm 0,2	14,8 / \pm 0,6	5,8 / \pm 1,1	--
5000	9,5 / \pm 0,1	5,3 / \pm 0,4	16,5 / \pm 0,4	6,0 / \pm 0,8	3,3

Tab. 7: Durchschnittliche Abtragstiefen der verschiedenen Lagerungsarten für das Material
Artglass (in μm)

Artglass					
\emptyset Abtrag in μm für Lagerungsart	48h H ₂ O	3 Monate H ₂ O	3 Monate Ethanol	3 Monate Enzym (PCE)	48h H ₂ O Amalgam (Referenzwert)
Zyklenzahl					
500	2,2 / \pm 0,2	1,6 / \pm 0,2	3,3 / \pm 0,9	1,2 / \pm 0,3	--
1000	3,2 / \pm 0,5	2,0 / \pm 0,6	4,0 / \pm 1,1	1,7 / \pm 0,3	--
1500	4,5 / \pm 0,5	2,4 / \pm 0,4	5,5 / \pm 1,5	2,6 / \pm 0,2	--
2000	5,3 / \pm 0,3	3,5 / \pm 2,5	6,9 / \pm 0,9	3,1 / \pm 0,1	--
2500	6,1 / \pm 0,5	3,5 / \pm 1,9	8,0 / \pm 0,8	3,5 / \pm 0,2	--
3000	7,8 / \pm 0,6	3,6 / \pm 1,8	9,2 / \pm 1,2	3,9 / \pm 0,3	--
3500	8,1 / \pm 1,1	2,8 / \pm 0,8	9,9 / \pm 0,8	4,6 / \pm 0,2	--
4000	8,4 / \pm 1,1	3,2 / \pm 1,0	10,9 / \pm 1,2	4,8 / \pm 0,1	--
4500	8,6 / \pm 0,8	3,5 / \pm 2	11,3 / \pm 0,3	5,6 / \pm 0,2	--
5000	8,5 / \pm 1,4	3,4 / \pm 1,9	11,9 / \pm 0,1	6,0 / \pm 0,2	3,3

Tab. 8. Durchschnittliche Abtragstiefen der verschiedenen Lagerungsarten für das Material Sinfony (in μm)

Sinfony					
\emptyset Abtrag in μm für Lagerungsart	48h H ₂ O	3 Monate H ₂ O	3 Monate Ethanol	3 Monate Enzym (PCE)	48h H ₂ O Amalgam (Referenzwert)
Zyklenzahl					
500	1,2 / \pm 0	1,0 / \pm 0,1	2,4 / \pm 0,2	0,7 / \pm 0,2	--
1000	1,3 / \pm 0,1	1,0 / \pm 0,1	2,0 / \pm 0,1	0,8 / \pm 0	--
1500	1,4 / \pm 0	1,0 / \pm 0,2	2,4 / \pm 0,7	0,8 / \pm 0,1	--
2000	1,4 / \pm 0	0,9 / \pm 0,1	2,5 / \pm 0,6	1,0 / \pm 0,2	--
2500	1,5 / \pm 0	1,1 / \pm 0,1	2,4 / \pm 0,5	0,9 / \pm 0,1	--
3000	1,5 / \pm 0	1,0 / \pm 0	2,4 / \pm 0,4	0,9 / \pm 0,1	--
3500	1,5 / \pm 0,1	1,1 / \pm 0,1	2,5 / \pm 0,8	1,0 / \pm 0,1	--
4000	1,5 / \pm 0	1,2 / \pm 0	2,4 / \pm 0,3	1,0 / \pm 0,1	--
4500	1,5 / \pm 0	1,2 / \pm 0,1	2,5 / \pm 0,4	1,0 / \pm 0,1	--
5000	1,6 / \pm 0	1,2 / \pm 0,1	2,4 / \pm 0,2	1,1 / \pm 0	3,3

Tab. 9: Durchschnittliche Abtragstiefen der verschiedenen Lagerungsarten für das Material Arabesk Top (in μm)

Arabesk Top					
\emptyset Abtrag in μm für Lagerungsart	48h H ₂ O	3 Monate H ₂ O	3 Monate Ethanol	3 Monate Enzym (PCE)	48h H ₂ O Amalgam (Referenzwert)
Zyklenzahl					
500	2,0 / \pm 0,7	1,6 / \pm 0,1	1,9 / \pm 0,6	1,9 / \pm 0,1	--
1000	4,5 / \pm 0,6	2,7 / \pm 0,4	2,2 / \pm 0,5	2,4 / \pm 0,1	--
1500	6,5 / \pm 0,4	4,8 / \pm 0,5	2,5 / \pm 0,3	3,2 / \pm 0,2	--
2000	7,4 / \pm 0,2	5,1 / \pm 0,4	3,5 / \pm 0,3	3,3 / \pm 0,2	--
2500	8,8 / \pm 0,7	6,2 / \pm 0,5	4,6 / \pm 1,5	3,4 / \pm 0,3	--
3000	9,9 / \pm 0,5	7,3 / \pm 0,8	4,7 / \pm 0,3	3,6 / \pm 0,3	--
3500	10,5 / \pm 1	8,5 / \pm 0,7	5,7 / \pm 0,2	3,6 / \pm 0,1	--
4000	10,8 / \pm 0,6	8,6 / \pm 0,4	6,6 / \pm 0,1	4,1 / \pm 0,2	--
4500	10,5 / \pm 0,2	10,5 / \pm 0,9	7,2 / \pm 0,1	4,1 / \pm 0	--
5000	9,2 / \pm 1,5	9,8 / \pm 0,8	7,5 / \pm 0,1	4,3 / \pm 0,1	3,3

4.1.1. Diamond Lite

Die Auswertung der Abtragstiefen in Abhängigkeit der verschiedenen Alterungsverfahren ergab bei dem Komposit Diamond Lite, in Bezug auf die Lagerung von 48h oder 3 Monate in Wasser, keine wesentlichen Unterschiede zwischen Anfang und Ende der Prüfzyklen.

Die höchsten Abtragstiefen wurden nach Ende der Prüfzyklen (5000) bei der Lagerung von 3 Monaten in Ethanol, die Geringsten bei Lagerung von 3 Monaten in Enzymlösung (PCE) erzeugt. Die durchschnittlichen Abtragstiefen lagen nach 5000 Prüfzyklen bei allen Alterungsmodellen über den Werten des Amalgams (Supralloy).

Der Verschleiß der Oberflächen bei der Lagerung von Wasser (48 h sowie 3 Monate) unterschied sich nur unwesentlich von derjenigen des Enzyms (PCE). Die Abtragstiefen waren nach Einlagerung und Verschleißprüfung in absteigender Rangordnung wie folgt:

3 Monate Ethanol > 48 h H₂O > 3 Monate Enzym (PCE) > 3 Monate H₂O

4.1.2. Artglass

Die Lagerung von 3 Monaten in Ethanol erzeugte im Fall des Komposites Artglass die erheblichsten Abtragstiefen nach Ende der Prüfzyklen. Die Ergebnisse nach 3 Monaten Lagerung in Wasser unterschieden sich nur unwesentlich von denen der Enzymlösung. Es fiel ein erkennbar höherer Wert bei der Lagerung von 48h in Wasser auf. Insgesamt lagen die Werte auch bei dem Komposit Artglass nach 5000 Prüfzyklen über denen des Amalgams. Die Abtragstiefen waren nach Einlagerung und Verschleißprüfung in absteigender Rangordnung wie folgt:

3 Monate Ethanol > 48 h H₂O > 3 Monate Enzym (PCE) > 3 Monate H₂O.

4.1.3. Sinfony

Ethanol verursachte auch im Fall des Komposites Sinfony die höchsten Abtragstiefen.

Diese unterschieden sich jedoch nur unwesentlich von den übrigen Lagerungsarten. Die Werte der Abtragstiefen lagen bei Sinfony nach 5000

Prüfzyklen deutlich unter denen der übrigen Komposite, unabhängig von den verschiedenen Alterungsmodellen. Auch fiel auf, dass die Werte aller Alterungsformen unter der des zur Referenz herangezogenen Amalgams lagen. Die Abtragstiefen waren nach Einlagerung und Verschleißprüfung in absteigender Rangordnung wie folgt:

3 Monate Ethanol > 48 h H₂O > 3 Monate H₂O > 3 Monate Enzym (PCE).

4.1.4. Arabesk Top

Im Gegensatz zu den übrigen geprüften Kompositen wies Arabesk Top die geringsten Abtragstiefen bei der Lagerung von 3 Monaten in Ethanol auf. Die sich aus der Prüfung der Abtragstiefen ergebenden Werte unterschieden sich im Bezug auf die Wasserlagerung und der Lagerung in Ethanol nur unwesentlich. Auffällig waren die Werte der Abtragstiefen bei der Lagerung in Enzymlösung, welche im Falle des Arabesk Top am geringsten ausfielen. Die Abtragswerte des Amalgams Supralloy sind auch hier am niedrigsten. Die Rangordnung war hier in absteigender Rangordnung wie folgt:

48 h H₂O > 3 Monate H₂O > 3 Monate Ethanol > 3 Monate PCE.

4.2. Vergleichende Darstellung der Lagerungsarten

Die folgenden Diagramme zeigen die Auswirkungen der verschiedenen Lagerungsarten auf die Widerstandsfähigkeit der untersuchten Komposite nach Verschleißprüfung mit Abrex. Die Darstellungen umfassen den mittels Profilometrie (Perthometer 3D, Mahr, Göttingen) gemessenen, durchschnittlichen Abtrag in μm , bezogen auf die Zyklenzahlen 500 bis 5000 in Schritten von je 500 Zyklen.

4.2.1. Lagerung von 48 Stunden in H₂O

Das folgende Diagramm zeigt die resultierten der Abtragstiefen nach der Verschleißsimulation mit Abrex und anschließender profilometrischer Messung nach Einlagerung von 48 Stunden im Medium Wasser.

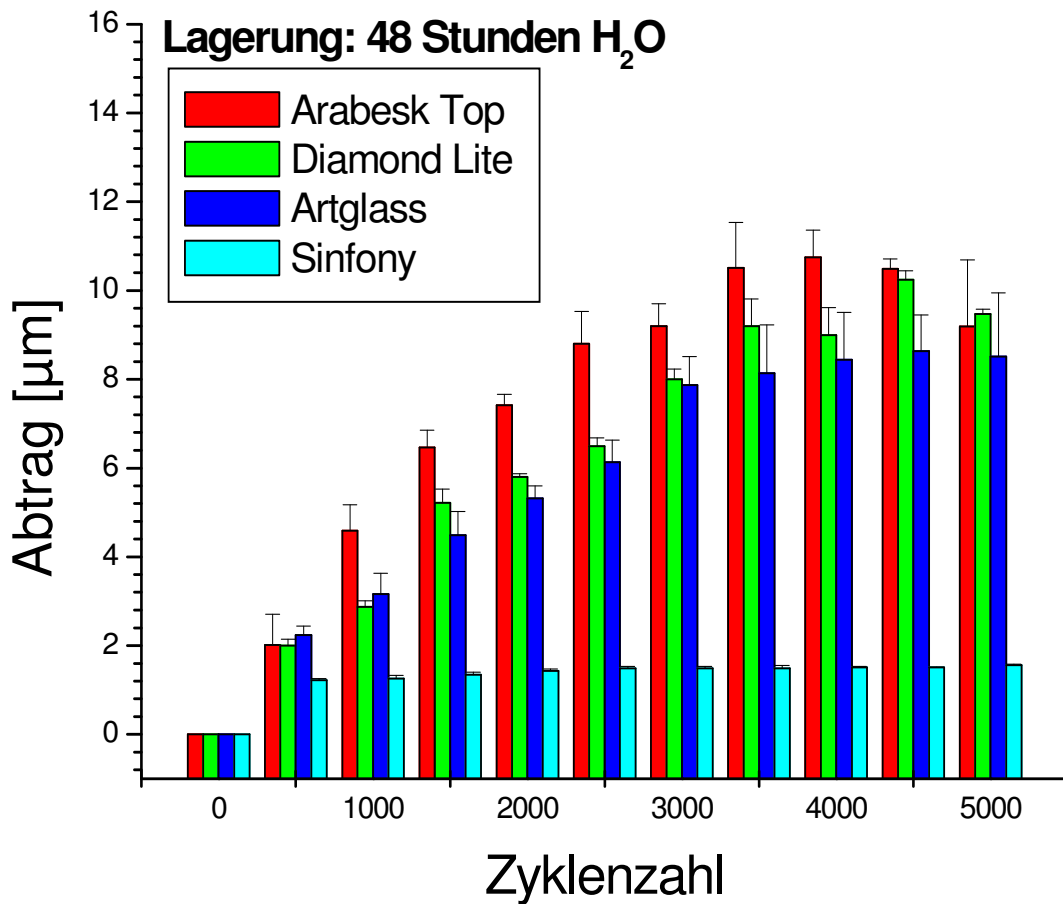


Diagramm 10: Graphische Darstellung des Parameters Pt [µm] der Komposite Arabesk Top, Diamond Lite, Artglass und Sinfony nach 48 Stunden Wasserlagerung in Abhängigkeit der Zykluszahl. Die Messwerte sind Durchschnittswerte +/- Standardabweichung s.

4.2.2. Lagerung von 3 Monaten in H₂O

Das folgende Diagramm zeigt die resultierten Abtragstiefen nach der Verschleißsimulation mit Abrex und anschließender profilometrischer Messung nach Einlagerung von 3 Monaten im Medium Wasser.

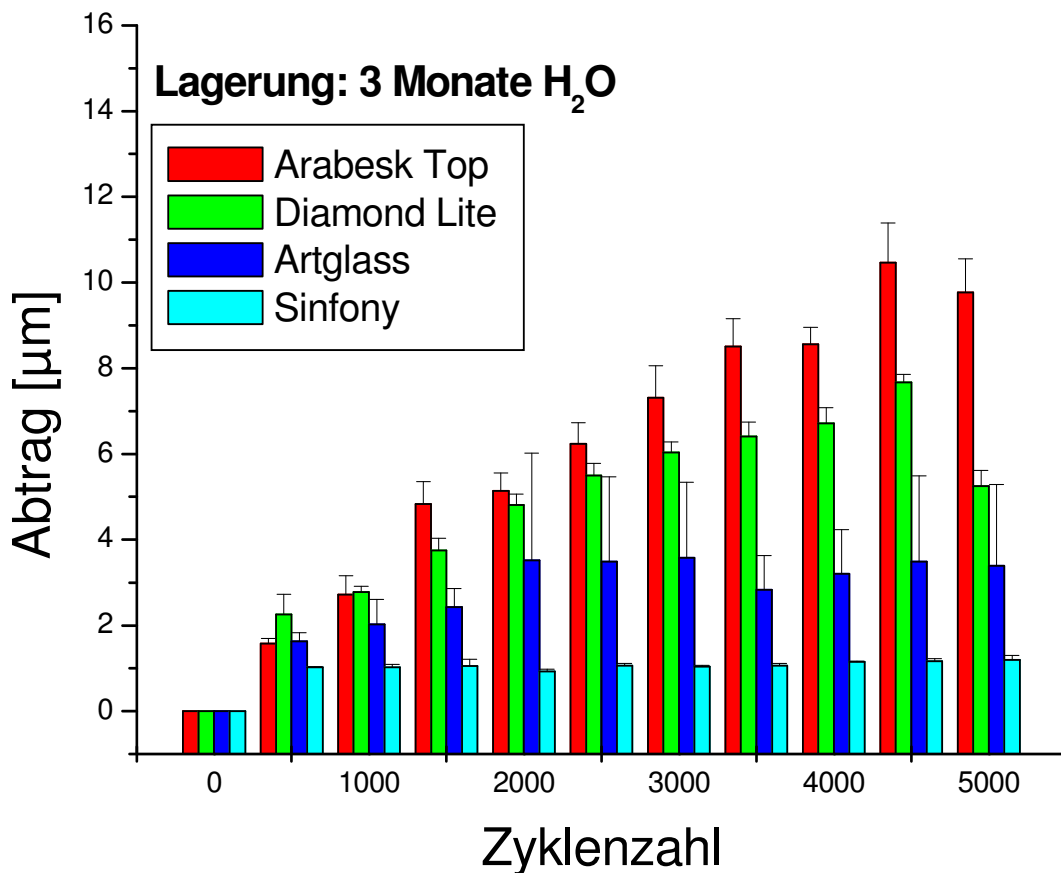


Diagramm 11: Graphische Darstellung des Parameters Pt [µm] der Komposite Arabesk Top, Diamond Lite, Artglass und Sinfony nach 3 Monaten Wasserlagerung in Abhängigkeit der Zykluszahl. Die Messwerte sind Durchschnittswerte +/- Standardabweichung s.

4.2.3. Lagerung von 3 Monaten in Enzymlösung (PCE)

Das folgende Diagramm zeigt die resultierten Abtragstiefen nach der Verschleißsimulation mit Abrex und anschließender profilometrischer Messung nach Einlagerung von 3 Monaten in Enzymlösung (PCE).

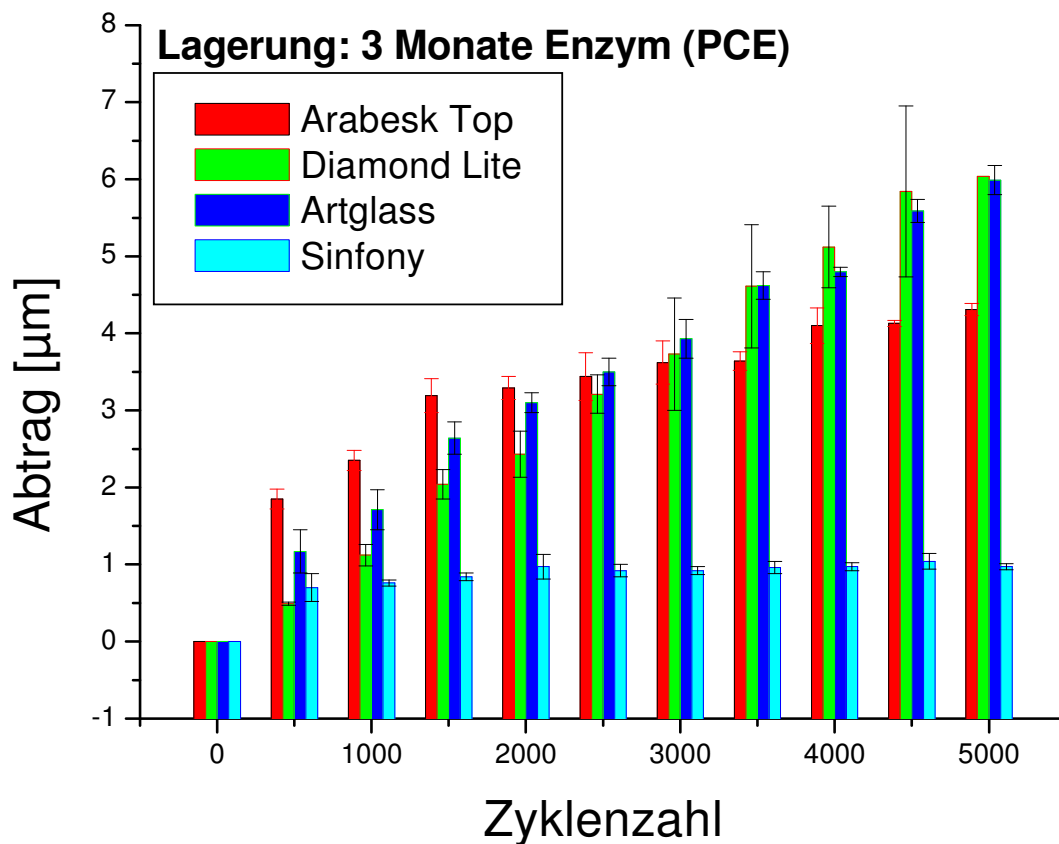


Diagramm. 12: Graphische Darstellung des Parameters P_t [μm] der Komposite Arabesk Top, Diamond Lite, Artglass und Sinfony nach 3 Monaten Wasserlagerung in Abhängigkeit der Zykluszahl. Die Messwerte sind Durchschnittswerte \pm Standardabweichung s . Man beachte, dass die y -Achse (Abtrag in μm) aus Gründen der Übersicht halbiert ist.

4.2.4. Lagerung von 3 Monaten in Ethanol

Das folgende Diagramm zeigt die resultierten Abtragstiefen nach der Verschleißsimulation mit Abrex und anschließender profilometrischer Messung nach Einlagerung von 3 Monaten in Ethanol.

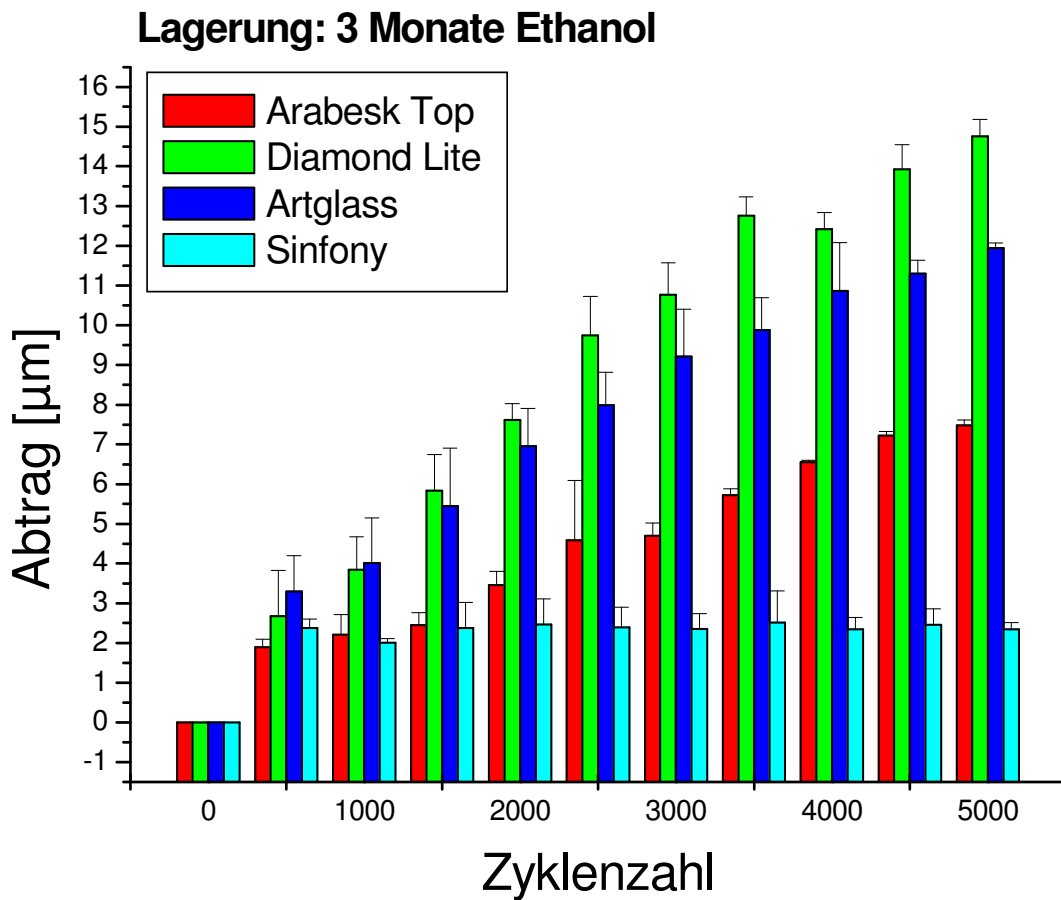


Diagramm. 13: Graphische Darstellung des Parameters P_t [μm] der Komposite Arabesk Top, Diamond Lite, Artglass und Sinfony nach 3 Monaten Ethanol Lagerung in Abhängigkeit der Zyklenzahl. Die Messwerte sind Durchschnittswerte \pm Standardabweichung s.

4.2.5. Lagerung des Amalgam (Supralloy) 48 Stunden in H₂O (Referenzwert)

Das folgende Diagramm zeigt die resultierten Abtragstiefen von Amalgam (Supralloy) nach Verschleißsimulation mit Abrex nach 5000 Zyklen und anschließender profilometrischer Messung. Die Einlagerungszeit betrug hierbei 48 Stunden im Medium Wasser.

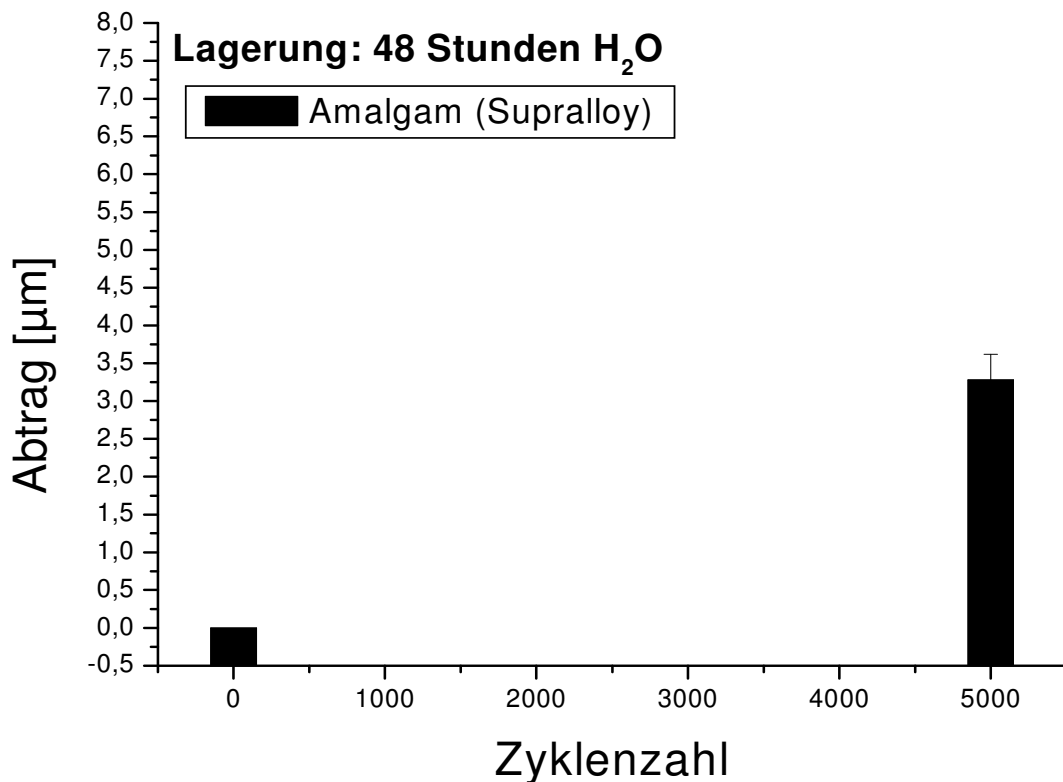


Diagramm 14. Graphische Darstellung des Parameters P_t [μm] des Amalgams Supralloy nach 48 Stunden Wasserlagerung in Abhängigkeit der Zyklenzahl. Die Messwerte sind Durchschnittswerte \pm Standardabweichung s. Man beachte, dass die y-Achse (Abtrag in μm) aus Gründen der Übersicht halbiert ist.

4.2.6 Darstellung der Abtragswerte im Bezug auf das Referenzmaterial

Um das in der Studie untersuchte Verschleißverhalten der Komposite einschätzen zu können, wird zusammenfassend ein Vergleich mit dem verwendeten Referenzmaterial gezogen. Die folgende Graphik bezieht sich dabei auf die gefundenen Abtragswerte aller Komposite und des Referenzmaterials (Supralloy, Amalgam) nach einer Zyklenzahl von 5000. Als Referenz dient hierbei die Lagerungsform von 48 h in H₂O.

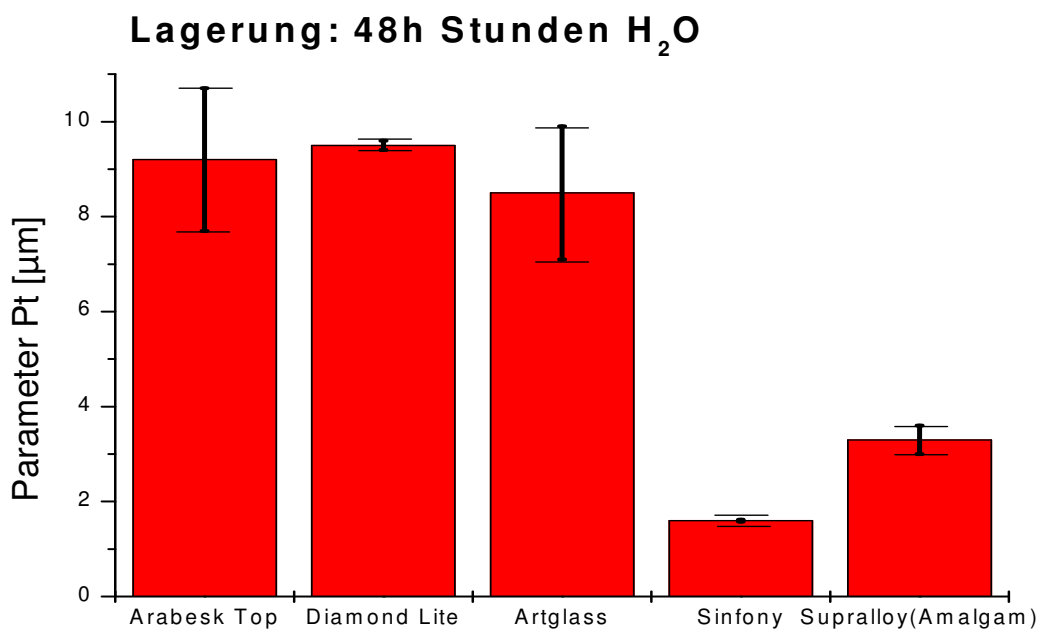


Diagramm 15: Graphische Darstellung des Parameters Pt [μm] aller Komposite sowie des Referenzmaterials (Amalgam, Supralloy) nach 48 Stunden Wasserlagerung und 5000 Zyklen. Die Messwerte sind Durchschnittswerte \pm Standardabweichung s. Man beachte, dass die y-Achse (Abtrag in μm) aus Gründen der Übersicht reduziert ist.

Aus Diagramm 15 ist deutlich erkennbar, dass im Fall von 48 h Wasserlagerung, einzig das Material Sinfony ein besseres Verschleißverhalten als Amalgam aufweist. Alle anderen Komposite zeigten mindestens die doppelten Abtragstiefen.

4.3. Auswirkung des Einlagerungseffektes auf die untersuchten Komposite

Um Aussagen über das Verhalten der untersuchten Komposite nach der künstlichen Alterung in den verschiedenen Medien Wasser, Ethanol und Enzymlösung (PCE) treffen zu können, werden diese im folgenden untereinander verglichen. Berücksichtigt wird dabei jeweils der mit steigender Zyklenzahl gemessene Abtrag.

4.3.1. Lagerung: 48 Stunden H₂O

Die Inkubation der Komposite von 48 Stunden im Medium Wasser ergab nach Verschleißsimulation mit Abrex und Messung der Profiltiefe mittels Profilometer (Perthometer 3D, Mahr, Göttingen) bei allen geprüften Proben (mit Ausnahme von Sinfony) einen kontinuierlichen Anstieg der Abtragswerte. Dabei unterschieden sich die Komposite Arabesk Top, Diamond Lite und Artglass nur unwesentlich in ihren Abtragswerten. Zu beobachten war die Bildung eines Plateaus nach 3000 Zyklen, nach denen die zunehmende Verschleißprüfung nur noch geringe Auswirkung auf die Abtragstiefen zeigte. Einen raschen Anstieg der Abtragswerte, sowie den am höchsten verzeichneten Abtrag nach 5000 Zyklen, wies das Komposit Arabesk Top auf. Den geringsten Abtrag verzeichnete das Komposit Sinfony, dessen Abtragswerte im Verlauf der Verschleißprüfung zwischen 500 und 5000 Prüfzyklen keinen nennenswerten Anstiege aufwiesen.

In Bezug auf die durchschnittlichen Abtragswerte für die künstliche Alterung der Komposite nach Lagerung von 48 Stunden in Wasser und Verschleißprüfung mit Abrex, lässt sich nach profilometrischer Messung und 5000 Zyklen folgende Rangordnung in absteigender Weise festlegen:

Arabesk Top > Diamond Lite > Artglass > Sinfony.

4.3.2. Lagerung: 3 Monaten H₂O

Die Einlagerung der untersuchten Komposite im Medium Wasser wies bei einer Lagerungszeit von 3 Monaten ein deutlich anderes Verhalten der Oberflächen auf. Die Messungen mittels Profilometer ergaben nach der Verschleißprüfung bei den Kompositen Arabesk Top und Diamond Lite einen linearen Anstieg der Abtragswerte, d.h. der durchschnittliche Abtrag nahm bis zum Maximum der Prüfzahl von 5000 Zyklen kontinuierlich zu. Dabei wies das Komposit Arabesk Top die höchsten Abtragswerte auf, gefolgt von Diamond Lite. Anders verhielten sich die beiden Komposite Artglass und Sinfony. Im Fall von Artglass war ab einer Zyklenzahl von 2000 Zyklen keine bedeutende Erhöhung der Abtragstiefen mehr zu verzeichnen und es stellte sich eine Plateaubildung heraus. Das gleiche Verhalten legte das Komposit Sinfony zu Tage, welcher bereits nach 500 Zyklen ein Maximum an Abtrag erreichte und sich der Wert nach 5000 Zyklen um nur noch 1/10 µm erhöhte. Bei Sinfony war folglich ab 500 Zyklen eine deutliche Plateaubildung sichtbar, welche sich in Bezug auf die Abtragswerte nur geringfügig von der 48 Stunden Wasserlagerung unterschied (siehe Tabelle 8). Zusammenfassend lässt sich über die Einlagerung von 3 Monaten im Medium Wasser sagen, dass sich die Werte von Diamond Lite sowie Arabesk Top nur geringfügig von der Lagerung von 48 Stunden im Medium Wasser unterschieden, wohingegen sich die Werte von Artglass um mehr als die Hälfte halbierten. Sinfony wies dagegen nahezu keine Veränderungen auf.

Dies lässt folgende Aussage über die Rangordnung der Abtragswerte nach 5000 Zyklen in absteigender Reihenfolge zu:

Arabesk Top > Diamond Lite > Artglass > Sinfony.

4.3.3. Lagerung: 3 Monate Enzymlösung (PCE)

Die Lagerung der Komposite in Enzymlösung (PCE) hatte auf das Komposit Sinfony wiederum nahezu keine Auswirkungen. Es war wie in den oben beschriebenen Fällen der Wasserlagerung eine Plateaubildung nach bereits 500 Zyklen erkennbar. Bis zum Ende der Prüfung nach 5000 Zyklen nahm die Abtragstiefe um lediglich 0,27 µm zu (s. Tabelle 8). Anders verhielten sich die Komposite Artglass und Diamond Lite, deren Abtragswerte mit zunehmender Zyklenzahl nahezu linear anstiegen, um nach 5000 Zyklen in einem Maximum an Abtrag zu enden. Dabei waren die Maximalwerte der Abträge bei diesen Kompositen nahezu identisch. Einen geringeren Abtrag nach 5000 Zyklen verzeichnete das Komposit Arabesk Top, dessen Abtragswerte verglichen mit den Lagerungsmodellen in Wasser, erstmals unter denjenigen von Diamond Lite und Artglass lagen. Das Verhalten von Arabesk Top in der Enzymlösung zeigte einen raschen Anstieg der Abtragswerte zu Beginn der profilometrischen Messungen bis zu einer Zyklenzahl von 1500. Die folgenden Verschleißprüfungen erzeugten bei Arabesk Top einen nur noch geringen Anstieg des Abtrags mit deutlicher Bildung eines Plateaus.

Dies lässt folgende Aussage über die Rangordnung der Abtragswerte nach 5000 Zyklen in absteigender Reihenfolge zu:

Diamond Lite > Artglass > Arabesk Top > Sinfony

4.3.4. Lagerung: 3 Monate Ethanol (C₂H₅OH)

Betrachtet man die bereits aufgeführten künstlichen Alterungsmodelle, so bringt die Lagerung aller Komposite in Ethanol für die Dauer von 3 Monaten, mit Ausnahme des Komposites Arabesk Top, die durchschnittlich höchsten Abtragswerte hervor (siehe Tabelle 6–9). Man konnte im Verlauf der profilometrischen Messungen der Abtragstiefen bei den Kompositen Diamond Lite, Artglass sowie Arabesk Top einen linearen Anstieg des Abtrags beobachten mit den höchsten Werten nach 5000 Zyklen der Verschleißprüfung. Das Komposit Sinfony bildete hierbei wiederum die Ausnahme, da dessen Abtragswerte von der zunehmenden Zyklenzahl völlig unbeeinträchtigt blieben. Sinfony wies nach 5000 Zyklen annähernd die gleichen Abtragswerte auf wie zu Beginn der Prüfung. Eine Plateaubildung war somit auch im Fall der Lagerung in Ethanol deutlich zu beobachten. Am meisten ließ sich Diamond Lite von der Lagerung in Ethanol beeinflussen und brachte die höchsten Abtragswerte zum Vorschein. Gefolgt wurde es von Artglass und schließlich Arabesk Top, dessen Abtragswerte sich auf etwa die Hälfte von Diamond Lite beliefen.

Nachfolgend lässt die Lagerung von 3 Monaten im Medium Ethanol folgende Aussage über die Rangordnung nach 5000 Zyklen in absteigender Reihenfolge zu:

Diamond Lite > Artglass > Arabesk Top > Sinfony.

4.4. Zusammenfassung der Ergebnisse nach künstlicher Alterung

Um die in 4.3. dargestellten Ergebnisse zu verdeutlichen, soll mit folgender Tabelle ein Überblick über die Auswirkungen der unterschiedlichen, künstlichen Alterungsmodelle gegeben werden. Hierzu werden die durchschnittlichen Abtragstiefen nach 500 sowie 5000 Zyklen der Verschleißprüfung herangezogen, welche sich nach künstlicher Alterung und anschließender

profilometrischer Messung von je 3 Proben eines jeden Komposit ergaben. Für die endgültige Rangordnung werden hierfür die Zahlen 1 bis 4 vergeben, wobei 1 für den wenigsten und 4 für meisten Abtrag zugeordnet wurde.

Tab. 10: Endgültige Rangordnung der geprüften Materialien nach künstlicher Alterung

Material Lagerungsmedium/ Zyklenzahl	Arabesk	Artglass	Diamond Lite	Sinfony
48 h H ₂ O / 500	3	4	2	1
48 h H ₂ O / 5000	3	2	4	1
3 M H ₂ O / 500	2	3	4	1
3 M H ₂ O / 5000	4	2	3	1
3 M Ethanol / 500	2	4	3	1
3 M Ethanol / 5000	2	3	4	1
3 M PCE / 500	4	3	1	2
3 M PCE / 5000	2	3	4	1

Das zusätzlich durchgeführte Ranking mit Vergabe von Noten, bestätigt das in den Abbildungen 10-13 dargestellte Ranking.

Zusammenfassend werden in folgender Tabelle die Ergebnisse der Verschleißprüfung nochmals dargestellt. Berücksichtigt werden die durchschnittlichen Abtragstiefen aller Lagerungsarten unabhängig von der Dauer der Inkubation im entsprechenden Medium nach durchlaufen von 5000 Zyklen im Verschleißprüfgerät Abrex. Dabei werden die Abtragstiefen der geprüften Komposite denjenigen des zur Referenz herangezogenen Amalgams gegenübergestellt.

Tab. 11: Durchschnittswerte der Abtragstiefen aller Lagerungsformen der in der Studie geprüften Materialien

Material	Arabesk	Artglass	Diamond Lite	Sinfony	Amalgam (Referenzwert) 48h H ₂ O
Ø Abtrag aller Lagerungsarten nach 5000 Zyklen (in µm)	7,69	7,46	9,31	1,52	3,28

Wohingegen bei den Kompositen Arabesk Top, Artglass sowie Diamond Lite keine signifikanten unterschiede in der Widerstandsfähigkeit gegenüber künstlicher Alterung und nachfolgender Verschleißprüfung zu erkennen waren, konnte sich das Komposit Sinfony deutlich von den übrigen Kunststoffen abheben. Die Abtragswerte von Sinfony beliefen sich im Durchschnitt auf 1/5 aller geprüften Komposite. Erkennbar wurde des weiteren sein hervorragendes Verhalten im Bezug auf das Referenzmaterial (Amalgam), da sich die Ergebnisse auf weniger als die Hälfte beliefen. Sinfony war in der Studie somit das einzige Material, welches ein besseres Verschleißverhalten als Amalgam aufwies. Alle oben zuerst genannten Materialien, wie aus Tab.11 ersichtlich, konnten dieses Ergebnis nicht erzielen.

5. Diskussion

Ein universelles und verlässliches *in vitro* Verschleißverfahren würde die Weiterentwicklung dentaler Komposite ohne Zweifel voranbringen und beschleunigen [62]. Die Suche nach geeigneten Bedingungen für solche Prüfungen sollen, abgesehen von den komplexen Beschaffenheiten des intraoralen Milieus und des prognostizierbaren *in vivo* Verschleißverhaltens, die Untersuchungen von Verschleißmechanismen, wie auch in dieser Studie, unterstützen. Aus diesem Grund sind in den vergangenen zwei Jahrzehnten viele verschiedene Geräte für die *in vitro* Prüfungen des Verschleißes entwickelt und für den allgemeinen Gebrauch vorgeschlagen worden [63-66]. Die in dieser Studie verwendete Verschleißprüfeinrichtung „Abrex®“ ist für die Untersuchungen dentaler Materialien speziell modifiziert worden, um deren Widerstandsfähigkeiten unter mechanischer Belastung und künstlicher Alterung zu prüfen. Die untersuchten Verschleißigenschaften der Komposite in Form von Messung der Abtragstiefen sollte einerseits Aufschluss über deren Verhalten nach der künstlichen Alterung geben, sowie deren Reaktion an der Oberfläche und tieferer Schichten, andererseits Aufschluss über die Verwendbarkeit moderner Abrasionsgeräte wie „Abrex®“ bringen.

Dentales Komposit kann als dreidimensionale Zusammensetzung von zumindest zwei chemisch unterschiedlichen Materialien mit einer klaren Grenzfläche bezeichnet werden, welche aus der Kunststoff Matrix (organische Phase), den Füllstoffen (anorganische Phase) und dem Füller-Matrix Kopplungsmittel (Schnittfläche) bestehen. In kleinerer Menge enthalten sind Materialien wie Stabilisatoren, Polymerisationsinitiatoren und Farbpigmente [67]. *In vitro* Studien haben gezeigt, dass chemische Materialien die Oberfläche von Kompositen angreifen, sie erweichen und somit die Härte ihrer Oberfläche und deren Druckfestigkeit [68] vermindern. Dies führt schließlich zu einer deutlichen Reduktion ihrer Widerstandsfähigkeit

gegenüber mechanischen Belastungen [69]. Um das Durchhaltevermögen der Kompositoberflächen gegenüber chemischen und biochemischen Angriffen unter mechanischen Belastungen zu forcieren, werden diese unterschiedlichen Lösungen ausgesetzt. Aus den erzielten Ergebnissen lässt sich ableiten, dass die Schwächung des Komposites nicht allein durch mechanische Belastungen erfolgt, sondern chemische und biochemische Einflüsse erheblich daran beteiligt sind.

Trotz des gefundenen Abtrags, welcher nach der Lagerung in destilliertem Wasser resultierte, scheint dieses Medium keine repräsentativen Ergebnisse zu liefern, da die Abtragswerte nach dreimonatiger Lagerungszeit bei allen Kompositen (außer Arabesk Top) deutlich unter den Abtragswerten nach 48 stündiger Lagerungszeit liegen. Dieses Verhalten lässt sich wohl auf die noch nicht erreichte Endhärte der Komposite nach 48 Stunden in Wasser bei 37° zurückführen. Trotz allem zeigt sich ein Verlust an Füllstoffkomponenten bei der Lagerung in destilliertem Wasser [70]. Auch wenn die statistischen Werte dies nicht immer bestätigen, wie im Fall des Komposites Arabesk Top, ergaben die durchschnittlichen Verschleißwerte von PCE höhere Abträge als für die Lagerung in Wasser. Vernachlässigt man die Bedingungen unter welchen die Proben geprüft worden sind und bezieht sich lediglich auf das Lagerungsmedium, so kann gezeigt werden, dass die Quellung des Materials die Schwankungen der Werte, im Bezug auf die Widerstandsfähigkeit, erhöht [71,72]. Trotz gleicher Behandlung der Proben in Vorbereitung, Verschleißprüfung und profilometrischer Messung traten innerhalb einer Messreihe des gleichen Komposites abweichende Werte auf, was verdeutlicht, dass die Proben des gleichen Komposites von den jeweiligen Lagerungsmedien unterschiedlich beeinflusst werden. Diese Ungenauigkeiten sind trotz konstanter Einlagerungsbedingungen auf die Menge des Lagerungsmediums, minimalen Differenzen der Oberflächengüte der Proben, Messungenauigkeiten aufgrund unterschiedlicher Beschaffenheit der Proben,

Einstellung der Prüfvorrichtung sowie des antagonistischen Materials aus Steatit, zurückzuführen. Diese Punkte untermauern die Feststellung, dass die Prüfung von nur einer Probe je Lagerungsart und Komposit kein verlässliches Ergebnis liefern kann und aus diesem Grund je drei Proben verwendet werden müssen, um einen repräsentativen Durchschnittswert zu erhalten.

Es wird beschrieben, dass Nahrungsmittel und Getränke welche in einer bestimmten Bandbreite mit löslichen Stoffen versehen sind, eine Erweichung von Kompositrestaurationen induzieren können [69]. Dies machen die Ergebnisse bei der Lagerung in Ethanol deutlich, bei welcher es sich um solch eine Substanz handelt. Die Werte aller gemessenen Abtragstiefen liegen (mit Ausnahme von Arabesk Top) deutlich über den erzielten Ergebnissen der übrigen Lagerungsformen.

5.1 Wahl der Versuchsanordnung und Prüfungsbedingungen

Ein wichtiger Unterschied bei vielen Zwei–Medien–Abrasionsverfahren ist die Wahl des antagonistischen Materials [73]. Um das *in vivo* Verhalten möglichst realitätsnah zu prüfen, werden häufig natürlicher Zahnschmelz als antagonistisches Material verwendet, welches sich jedoch hinsichtlich seiner biologischen Herkunft oft in Oberflächenmorphologie und – härte unterscheidet [74, 75, 76]. Durch Beschleifen kann zwar die Zahnform vereinheitlicht werden [77], jedoch beeinflusst minimales Verkanten des Prüfkörpers das Ausmaß des Abriebs erheblich. Ein weiterer zu berücksichtigender Faktor bei der Wahl des antagonistischen Materials stellt seine Form dar. Zylindrische Antagonisten zerpfügen die Oberflächen [78] und tragen zu einem beschleunigten Verschleiß der Proben bei, wohingegen runde Formen dieses Problem vermeiden können. Ein geeignetes antagonistisches Material mit ähnlichen Eigenschaften wie Zahnschmelz zu finden, würde die Standardisierung der Verschleißprüfungen deutlich vereinfachen.

Gewöhnliche Antagonisten sind Al_2O_3 [62] oder Edelstahl, welche verwendet wurden, um sich den Eigenschaften des Zahnschmelzes anzunähern [66, 79]. Wassell et al. verwendeten als Antagonisten das Steatit, eine aus mehreren Komponenten bestehende semiporöse kristalline Keramik [73, 80], und beschrieben es als Material mit ähnlicher Vickers Härte wie die von menschlichen Zahnschmelz.

Trotz kontroverser Meinungen über Steatit als Schmelzersatz [73] zeigte dieses Material die vergleichbarsten Abriebswerte, gerade wenn die 2 – Medien – Abrasion im Vordergrund steht. Hinsichtlich des Abriebvolumens und der Abriebtiefe erreichten die 3 mm Steatit Antagonisten die ähnlichsten Schmelzwerte [81]. Der in der Studie verwendete Steatit wies nach dem Ende der Prüfung einer Probe einen geringen Abtrag auf.

Um überhöhte Reibungen zwischen Probe und Antagonisten zu vermeiden, welche unter trockenen Bedingungen entstehen würden [82], war die Zugabe von destilliertem Wasser während des Belastungszyklus, beim 2 – Medien – Abrasionsverfahren, das Mittel der Wahl. Obwohl bei Testverfahren destilliertes Wasser als angemessener Ersatz für den Speichelfilm angesehen wird, hat es doch andere rheologische Eigenschaften als menschlicher Speichel [83].

Die Oberflächenbenetzung von Wasser gleicht nicht derjenigen von menschlichem Speichel [84], was zu einer Überschätzung des Verschleißprozesses führt. Dies kann durch den Kenntnisstand belegt werden, dass Speichel als Schmierfilm dazu neigt die Verschleißrate zu reduzieren [83]. Um jedoch die Auswirkungen der Inkubation der Proben in den jeweiligen Testlösungen sowie die der Belastungen im Abrex getrennt bewerten zu können, wurde die Benutzung einer neutralen Lösung (aqua dest.) während der Belastungszyklen bevorzugt.

5.2 Vergleich von Abrex mit anderen Kausimulatoren

Auf der Suche nach immer exakteren Verfahren zur Bestimmung der Widerstandsfähigkeit dentaler Materialien, sind seit den vierziger Jahren einige verschiedene *in vivo* und *in vitro* Testverfahren entwickelt worden [85 – 89]. 1957 beschrieben Cornell et al. einen Kausimulator, bei dem die Zähne des Oberkiefers auf einem beweglichen Arm und die des Unterkiefers auf einem festen Arm angebracht waren. Aus verschiedenen Materialien hergestellte künstliche Zähne wurden getestet und der Materialverlust über das Gewicht bestimmt. DeLong & Douglas [87] entwickelten eine künstliche Mundhöhle unter Benutzung von Hydrauliksystemen, um einen klinisch orientierten Bewegungsablauf herzustellen und den Kauprozess zu simulieren. Krejci *et al.* [90] stellte einen Computer gesteuerten Kausimulator vor, welcher Verschleißmechanismen und Temperatur gleichzeitig steuern konnte. Es wird deutlich, dass der Versuch der Simulation der menschliche Mundhöhle im Bezug auf ihre Kaufunktion schon lange vorgenommen wird. Jedoch ist eine etablierte und allgemein akzeptierte Simulationsmethode noch nicht gefunden [61]. Die von der ISO vorgeschlagenen Verschleißprüfvorrichtungen sind in Tab.1 zu sehen. Man sollte bedenken, dass die dort genannten Maschinen zu einem zukünftigen Standard für die vorläufige Anwendung im Bereich der Bewertung von Verschleiß von dentalen Kompositmaterialien gehören, und nicht zu einem „Internationalen Standard“ [61]. Um die Arbeitsweisen anderer Verschleißprüfvorrichtungen zu verdeutlichen, sollen folgende Methoden dargestellt werden:

ACTA Methode (ACTA):

Zwei Metallräder rotieren gegenläufig mit 15% unterschiedlicher Geschwindigkeit gegeneinander während sie engen Kontakt haben [92]. Die Prüfkörper (zwischen 24 und 28) werden auf der Außenseite der Räder angebracht, während das andere Rad als Antagonist dient. Die Räder

werden mit einer Kraft von 15 N aneinandergespreßt und befinden sich bei der Prüfung in einer Suspension aus Pufferlösung mit weissen Hirsekörnern. Nach 50-, 100-, und 200.000 Zyklen wird der maximale vertikale Verlust der Proben profilometrisch bestimmt.

OHSU Methode (OHSU):

Schmelzkappen werden unter Kraftaufwand mit den Proben in einer Mischung aus Mohn- und PMMA-körnern in Kontakt gebracht. Die Schmelzkappen werden von Molaren gleichen Aussehens gewonnen und ihnen eine kugelförmige Form mit einem Durchmesser von 10 mm gegeben. Sie werden den Oberflächen der Proben mit einer Kraft von 50 N aufgezwungen und gleiten in einer geraden Linie von 8mm über diese unter Erzeugung einer abrasiven Verschleißspur. Am Ende der Strecke wird zusätzlich eine statische Belastung von 80 N aufgebracht um eine lokale Attrition zu erzeugen. Nach 100.000 Zyklen wird der durch Abrasion und Attrition entstandene Verschleiß profilometrisch bestimmt. Die Methode wurde bereits detailliert beschrieben [65].

Zürich Methode (ZÜRICH):

Die Antagonisten bestehen auch hier aus Schmelzkappen, welche aus oberen Molaren gewonnen werden und gegen die Oberfläche der zu untersuchenden Proben mit einer Kraft von 49 N und einer Frequenz von 1,7 Hz auftreffen. Die Proben werden dabei auf einem Gummisockel mit 45° Neigung befestigt, was dem Antagonisten eine gleitende Bewegung erlaubt. Dabei befinden sich die Proben in Wasser mit wechselnder Temperatur gemäß eines vorgeschriebenen Protokolls.

Nach 120.000, 240.000, 640.000 und 1,2 Mio. Belastungszyklen werden die Proben einer Zahnbürste und einem Brei aus Zahnpasta für jeweils 30, 30, 100 und 140 min ausgesetzt [93]. Um die chemische Degradation zu simulieren, werden die Proben nach 120.000 Zyklen in eine 75% Ethanol –

Lösung gebracht. Nach jeder thermo-mechanischen Sequenz werden die Proben sowie die Antagonisten auf ihren vertikalen Verlust mittels eines 3D-Scanners untersucht [94]. Auch diese Methode wurde bereits detailliert beschrieben [95].

5.3 Tauglichkeit von Abrex für Verschleißprüfungen

Aufgrund der großen Anzahl von Verschleißprüfvorrichtungen und deren unterschiedlichen Arbeitsweisen sowie der Variabilität der Prüfungsbedingungen, soll die in dieser Studie untersuchte Verschleißprüfvorrichtung Abrex[®] mit einer möglichst ähnlichen Methode verglichen werden. Hierzu werden die erzielten Ergebnisse denen des Kausimulators (Willytec, München) gegenübergestellt, nicht zuletzt da es sich bei dieser Studie um eine Weiterführung der Untersuchungen von Kournetas [91] handelt, welcher annähernd die gleichen Komposite untersuchte (mit Ausnahme von Diamond Lite) sowie die gleiche Methode der Herstellung und Lagerung der Prüfkörper verwendete. Der wohl entscheidende Vorteil der Verschleißprüfeinrichtung Abrex bei Zwei-Medien-Abrasionsprüfungen ist die gewonnene Zeitersparnis. Diese kommt zum einen durch eine verringerte Zyklenzahl des Abrex zustande, zum anderen durch veränderte Prüfmodalitäten. Die Proben werden nach je 500 Zyklen im Verschleißprüfgerät Abrex unmittelbar auf ihren Abtrag untersucht, sodass nach Durchlaufen der insgesamt 5000 Zyklen die untersuchte Probe bereits vollständig ausgewertet ist. Zwar ist der Kausimulator in der Lage acht Proben zur gleichen Zeit zu prüfen, muss jedoch eine deutlich höhere Zyklenzahl absolvieren. Des weiteren werden mit Abrex die doppelte Anzahl an Messungen bezüglich der Abtragstiefen (Perthometer Concept, Mahr, Göttingen) durchgeführt (11 Messungen), was zu einer feineren Abstimmung der Ergebnisse führt, wodurch sich Tendenzen der Verschleißentwicklung früher erkennen lassen.

Ein anderer entscheidender Unterschied besteht in der Belastung der Proben. Während die Proben im Kausimulator mit 50 N mit jedem Zyklus belastet werden, arbeitet Abrex mit einer Kraft von 5 N. Die mit Luftdruck arbeitende Maschine lässt sich computergesteuert einstellen, liefert reproduzierbare Ergebnisse und verzeichnete während der gesamten Studie keinerlei Ausfälle. Dies macht sie zu einem zuverlässigen Gerät für die Untersuchung des Abrasionsverhaltens dentaler Werkstoffe. Die folgende Tabelle 12 stellt die wesentlichen Merkmale der Arbeitsweisen des Kausimulators sowie des Abrex vor.

Tab. 12: Vergleich der Prüfbedingungen von Abrex und Kausimulator

	Abrex (Innowep, Würzburg)	Kausimulator (Willytec, München)
Zyklenzahl (gesamt)	5000	1,2 Mio.
Kraft der Belastung (in N)	5 N	50 N
Antagonist	Steatit	Steatit
Probenzahl	1	8
Länge Verschleißspur	8 mm	0,2 mm
Befeuchtung	Nach 20 Zyklen für je 0,2 Sekunden	Dauerhaft (Proben vollständig in Lösung)

Um die beiden Maschinen und die von ihnen produzierten Ergebnisse adäquat vergleichen zu können, ist es notwendig die erzielten Abtragswerte auf einen gemeinsamen Nenner zu bringen. Hierzu wurden im Folgenden die Werte des Kausimulators um das zehnfache verringert, da dieser mit der zehnfachen Kraft arbeitet. Die folgenden Tabellen zeigen die gemessenen Abtragswerte von Abrex (Innowep, Würzburg) sowie die angepassten

Abtragswerte des Kausimulators (Willytec, München). Bei den Ergebnissen handelt es sich um den Durchschnittswert von drei untersuchten Proben je Komposit. Aus Gründen der Übersicht werden nur die Verschleißdaten nach durchlaufen aller Zyklen dargestellt. Da die Verschleißanalyse der Antagonisten nicht bei allen Verschleißmethoden durchgeführt wird, sollen auch hier nur der Materialverlust der geprüften Proben dargestellt werden. Die Abtragswerte des Antagonisten werden hierbei nicht berücksichtigt, sondern ausschließlich die der geprüften Proben.

Tab. 13: Vergleich der Ergebnisse von Abrex und Kausimulator für die Lagerung von 3 Monaten in Ethanol bezogen auf eine Kraft von 5 N. Die Daten sind Durchschnittswerte von je 3 Proben eines Materials und beziehen sich auf die maximale Zyklenzahl der jeweiligen Prüfeinrichtung.

3 Monate Ethanol

Komposit Abtrag in μm für	Arabesk Top	Artglass	Sinfony
Abrex (5000 Zyklen)	7,5	11,9	2,4
Kausimulator (1,2 Mio Zyklen)	145,7	131,4	73,0

Tab. 14: Vergleich der Ergebnisse von Abrex und Kausimulator für die Lagerung von 3 Monaten in PCE bezogen auf eine Kraft von 5 N. Die Daten sind Durchschnittswerte von je 3 Proben eines Materials und beziehen sich auf die maximale Zyklenzahl der jeweiligen Prüfeinrichtung.

3 Monate PCE			
Komposit	Arabesk Top	Artglass	Sinfony
Abtrag in μm für			
Abrex (5000 Zyklen)	4,3	6,0	0,9
Kausimulator (1,2 Mio Zyklen)	21,1	17,2	14,8

Tab. 15: Vergleich der Ergebnisse von Abrex und Kausimulator für die Lagerung von 3 Monaten in H₂O bezogen auf eine Kraft von 5 N. Die Daten sind Durchschnittswerte von je 3 Proben eines Materials und beziehen sich auf die maximale Zyklenzahl der jeweiligen Prüfeinrichtung.

3 Monate H₂O			
Komposit	Arabesk Top	Artglass	Sinfony
Abtrag in μm für			
Abrex (5000 Zyklen)	9,8	3,39	1,2
Kausimulator (1,2 Mio Zyklen)	11,8	8,8	8,9

Unter Berücksichtigung der unterschiedlichen Prüfbedingungen fällt auf, dass die bei den Untersuchungen mittels Kausimulator entstandenen Abtragswerte derer des Abrex übersteigen. Dies kann durch die verschiedenen Arbeitsweisen der Geräte erklärt werden. Das Abrex ist in der Lage, den beim Verschleißtest entstandenen Abtrag zur Seite zu befördern, da der Stempel längs über die Probe gleitet. Die dabei entstehende Verschleißspur kann in vollem Umfang erfasst werden. Die Kraft wird über die gesamte Probe verteilt. Die beim Kausimulator eher schlagende Bewegung des Prüfstempels führt zu einer mehr auf einen Punkt konzentrierten Kraft wodurch der entstehende Abrieb kaum abtransportiert werden kann. Die dadurch erhöhte Reibung, welche in eine Attrition übergeht und sich der Drei-Medien-Abrasion nähert, kann mit ein Grund für die insgesamt höheren Abtragswerte des Kausimulators sein.

Die verwendete Kraft von 50 N beim Kausimulator ist sicherlich ein weiterer Grund für die Ergebnisse. Jedoch wurde in früheren Studien festgestellt [133], dass sich der Abtrag bei einer Belastung zwischen 1 N und 10 N deutlich erhöhte, jedoch zwischen 10 N und 20 N ein nur minimaler Zuwachs des Abtrags erreicht werden konnte.

Um zum einen das feuchte Milieu der Mundhöhle zu simulieren und zum anderen Reibungswärme zu vermeiden, wurde hierzu bei beiden Geräten Aqua dest. verwendet. Der Unterschied der Geräte besteht in der Dauer der Befeuchtung während der Prüfzyklen. Während beim Abrex eine intervallweiße Befeuchtung stattfindet, befindet sich die Probe beim Kausimulator dauerhaft in der entsprechenden Flüssigkeit. Auf diese Art und Weise kann, im Fall des Kausimulators, das entsprechende Medium während des gesamten Prüfzyklus auf die Probe einwirken und somit die Oberfläche des Komposites dauerhaft angreifen. Dies kann schließlich zu erhöhten Abtragswerten führen.

Spricht man über die Auswirkungen der Verschleißprüfeinrichtungen auf die Oberfläche des Komposites, so ist diese mitunter abhängig von der angewandten Zyklenzahl. Die Anzahl der Zyklen in Zwei-Medien-Verschleißverfahren variiert

in großem Umfang, von 10,000 (Newcastle test method) bis zu 1,200,000 (Zürich test method) [134].

In einer früheren Studie wurde beschrieben, dass 1.200.000 Mio. Zyklen einer Tragedauer im Mund von ca. 5 Jahren entspricht [95]. Nach Sakaguchi et al. entsprechen 100000 Zyklen einer klinischen Kaubelastung von etwa einem halben Jahr [135]. Geht man von dem in der Literatur beschriebenen Verhältnis von Zyklenzahl zu klinischer Belastung aus, so lässt sich auch für diese Studie eine etwaige Angabe über die klinische Verweildauer berechnen. So entsprächen die 5000 Zyklen mit der Verschleißprüfeinrichtung Abrex, bei einer Belastung von 5 N, einer klinischen Aufenthaltsdauer von etwa einer Woche. Um einen adäquaten Vergleich anstreben zu können sollte beachtet werden, dass der Kausimulator mit einer Belastung von 50 N arbeitet. Unter der zehnfachen Belastung würden die 5000 Zyklen des Abrex somit einer Zeit von etwa 2,5 Monaten gleichkommen.

Da bereits eine Vielzahl von Versuchsanordnungen bei den Verschleißprüfungen dentaler Komposite in vorangegangenen Studien verwendet wurden, können sie nur sehr schwierig miteinander verglichen werden. Nach Sulong und Aziz [26] sollte darum nur die Rangfolge der getesteten Materialien herangezogen werden wenn man solche Prozesse vergleichen möchte.

5.4 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Oberflächenstabilität der untersuchten Komposite

Bekanntermaßen hängen die physikalischen Eigenschaften von dentalen Kompositwerkstoffen von der Beschaffenheit der Kunststoffmatrix, den Füllstoffpartikeln sowie der Grenzfläche zwischen Matrix und Füllstoffen ab. Durch das Aussetzen von bestimmten Speisebestandteilen [69], Enzymen sowie die durch bakteriellen Metabolismus entstehenden organischen Säuren in der

Plaque [74], kann die Matrix der Komposite erweicht werden. Die vorherrschenden Säuren sind dabei Laktatsäure, Essigsäure und Propionsäure [97]. Als eine Substanz, welche die Löslichkeitseigenschaften von Kunststoffen in einer bestimmten Bandbreite schmälert, gilt Ethanol.

Essigsäure hat ähnliche Löslichkeitsparameter wie Ethanol [98] und das gleiche ist denkbar für Laktat – und Propionsäure. Auch in destillierten Wasser gelagerte Proben verlieren Bestandteile von Füllstoffen [41,99]. Unter den Bedingungen der Mundhöhle kann es zu einer Auflösung der Silanschicht an der Grenzfläche zwischen Füllstoffen und Matrix kommen [100]. Die physikalischen Eigenschaften sowie die Haltbarkeit der Komposite können durch solch einen Angriff nachteilig beeinflusst werden, was als Konsequenz der Wasseraufnahme berichtet wurde [101,102], da Wasser die Oberfläche ausspült und Hydrolyse sowie das Herauslösen von einigen Bestandteilen bewirkt [104,102,105]. Der dieser Auslaugung zu Grunde liegende Mechanismus kann durch eine selbst-katalytische Reaktion erklärt werden [106]. Entsprechend dieser Reaktion zeigt Abbildung 16, das Wasser in Verbindung mit einer Silizium Oberfläche die Siloxan Bindungen aufbricht um Silanol Gruppen zu bilden.

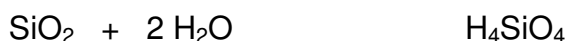


Abb. 16: *Katalytische Reaktion von Siliziumoberflächen in Kontakt mit Wasser*

Werden einem Komposit zudem Glasmodifikatoren wie Barium beigemischt, so entstehen freie OH⁻ – Gruppen, welche ab einer bestimmten Konzentration wiederum mit dem Siloxan Netzwerk reagieren und die Reaktion somit autokatalytisch abläuft. Es wird vermutet, dass diese Hydrolyse der Grund dafür ist, warum einige frühere Komposite rapide Verschleißerscheinungen zeigten [107]. Trotz allem besteht kein Beweis für dafür, dass der hydrolytische Abbau ein Hauptfaktor für den Verschleißprozess ist.

Vergleichenden Untersuchungen zeigten, dass die barium-aluminium Silikatglas gefüllten Komposite zwar eine etwas höhere, aber statistisch unrelevante Verschleißerscheinung aufwiesen, vergleicht man sie mit Kompositen ohne diesen Füllstoff [108]. McKinney et al. zeigten in einem 2–Medien *in vitro* Verschleißtest eine gesteigerte Verschleißrate bei bariumhaltigen Kompositen nach Lagerung in destillierten Wasser [109]. Jedoch fanden Wendt et al. bei einem Drei–Medien *in vitro* Verschleißverfahren keine bedeutsamen Auswirkungen der Wasserlagerung auf den Verschleiß der Komposite [110].

Es wird jedoch vermutet, dass die Bedingungen in der Mundhöhle eher in der Lage sind die Füllstoffe zu zersetzen als durch eine Lagerung in destillierten Wasser [105]. Folglich müssen die beobachteten Veränderungen nicht auf die gleiche Weise in der Mundhöhle stattfinden [111]. Chemische Prozesse und Zersetzungen können darüber hinaus unter oralen Bedingungen die Oberflächenhärte verschlechtern, ohne dass dabei mechanische Kräfte wirken [100,112]. Diese Beschädigungen der Oberflächen und Tiefenstrukturen werden mit dem chemischen Einfluss in Verbindung gebracht [67,113], welcher die Kunststoffmatrix, die Füllstoffe sowie deren Grenzfläche einbeziehen kann [27].

Die unterschiedlichen Ergebnisse aus vielen Studien [107-110] machen deutlich, dass der Einfluss des umgebenden Milieus maßgeblich an der Zersetzung der Füllstoffe und dem Verschleiß beteiligt sind.

5.4.1 Artglass

Artglass ist ein lichthärtender, mit Mikroglass gefüllter Polyglass – Werkstoff dessen Matrix aus einer Kombination von herkömmlichen Dimethacrylaten sowie aus multifunktionellen, hochmolekularen Methacrylsäureestern besteht. Es besitzt einen Anteil aus anorganischen Füllstoffen von über 70 Gew.-%, deren Partikelgröße im Durchschnitt 1 µm beträgt (laut Herstellerangaben).

Allerdings haben elektronenmikroskopische Aufnahmen gezeigt, dass sich in Artglass neben meist regelmäßigen, feinen Partikeln mit einer durchschnittlichen Größe von 1 μm , verschiedene runde sowie unregelmäßig geformte Füllstoffpartikel mit Größen zwischen 3 und 8 μm befinden [114]. Artglass (Dentin) besteht zu 66,8% aus SiO_2 , 25,3% aus BaO und 7,9% aus Al_2O_3 [115]. Enthalten sind Bis-GMA, UEDMA und TEGDMA. Sein Polymer Netzwerk soll flexibler sein und Spannungen besser absorbieren als herkömmliches Bis-GMA. Auch ein niedrigeres Elastizitätsmodul und Mikrohärtة sollen aus der neuen Matrix resultieren, vergleicht man diese mit denen auf Bis-GMA basierenden Kompositen.

Artglass wurde ein spezielles Glas beigemischt (Ba-Al-Silikatglas/Silicdioxid mit durchschnittlicher Größe von ca. 1 μm) um eine steifere Konsistenz mit weniger Einbrüchen zu erhalten [116].

Verschleiß:

Den meisten Abtrag nach Beendigung der Lagerungsphase und Belastung mit 5000 Zyklen im Verschleißprüfgerät Abrex wurde nach Lagerung in Ethanol (\varnothing 11,9 μm), 48h H_2O (\varnothing 8,5 μm), PCE (\varnothing 6,0 μm) und schließlich 3 Monate H_2O (\varnothing 3,4 μm) festgestellt (Tabelle 8).

Die beobachteten Unterschiede bezüglich der Abrasionsbeständigkeit, nachdem das Komposit verschiedenen speisesimulierenden Flüssigkeiten ausgesetzt wurde, können auf seine chemische Zusammensetzung und die Einwirkung auf die unterschiedlichen Komponenten zurückgeführt werden. Organische Flüssigkeiten wie eine Ethanol – Wasser – Lösung sind in der Lage die Kunststoffmatrix zu zerstören. Auch Wasser und schwache anorganische Säuren (Zitronensäure / Laktatsäure) können anorganische Füllstoffe beschädigen [117]. Die nach der Lagerung in Ethanol resultierende Auswaschung von Methacrylat-Gruppen und schließlich die Hydrolyse der Bindungen dieser angehängten Gruppen aus dem Polymer Netzwerk, werden als Hauptursache für die entstandenen Ergebnisse betrachtet. Die schon bei früheren Alterungsexperimenten mit Artglass gefundenen Resultate, wie eine

unzureichenden Silanisierung und anschließender Verlust von oberflächlichen Füllstoffen, unterstreichen diese Vermutung [114].

5.4.2 Arabesk Top

Das von VOCO® hergestellte Arabesk Top ist ein glaskeramischer mikrohybrid – Komposit, welcher sowie für die posteriore als auch für die minimalinvasive Füllungstherapie entwickelt wurde. Nach Herstellerangaben enthält Arabesk Top einen Mikrofüllergehalt von 77 Gew. % mit einer durchschnittlichen Größe von etwa 0,05 µm und sehr feinen Partikeln [118].

Da die Haltbarkeit eines Füllungsmaterials maßgeblich von seinen Materialeigenschaften wie Druck- und Zugbelastung, Wasseraufnahme, Polymerisationsschrumpfung, Abrasionsbeständigkeit sowie dem Randschluss abhängen, wurden einige dieser Eigenschaften in früheren Studien untersucht. Dabei soll Arabesk Top, von den dort untersuchten Materialien, die beste Biegefestigkeit sowie die niedrigste Polymerisationsschrumpfung aufweisen [119, 120, 121].

Verschleiß:

Den meisten Abtrag nach Beendigung der Lagerungsphase und Belastung mit 5000 Zyklen im Verschleißprüfgerät Abrex wurde nach Lagerung von 3 Monaten H₂O (Ø 9,8 µm), 48h H₂O (Ø 7,5 µm), Ethanol (Ø 4,3 µm) und schließlich PCE (Ø 3,4 µm) beobachtet (Tabelle 9). Es wurde festgestellt, dass die durchschnittliche Füllergröße und das Füllervolumen offenbar an den Verschleißerscheinungen dentaler Komposite beteiligt sind. Komposite mit kleineren Füllstoffpartikeln und höherem Füllstoffgehalt wiesen in früheren Studien weniger Verschleiß auf [122,123].

In diese Studie zeigte der Mikro-hybrid Komposit Arabesk Top einen deutlich geringeren Verschleiß als der Mikrofüller Komposit Artglass. Dies bezieht sich hauptsächlich auf die Lagerung von 3 Monaten in Ethanol sowie von 3

Monaten in PCE. Ein Grund hierfür könnte die Hypothese sein, dass der Raum zwischen den Füllstoffpartikeln das Verschleißverhalten beeinflusst. Die kleineren Partikel sind mehr in der Oberfläche eingebettet und können nicht so leicht durch einen über sie gleitenden Antagonisten aus der Matrix herausgerissen werden [25]. Je kleiner die Partikel, desto weniger ist die Belastung jedes Einzelnen und die Belastung wird gleichmäßiger auf alle Partikel verteilt. Dementsprechend ist die Belastung der Matrix auf eine große Fläche verteilt [124]. Verglichen mit anderen Studien über das Verschleißverhalten von Mikro-hybrid-Kompositen wies Arabesk Top ähnliche Werte auf [125].

5.4.3 Diamond Lite

Diamond Lite ist ein Mikro – Hybrid – Komposit, welches auf dem Markt als ein direktes Füllungsmaterial für Front- und Seitenzahnfüllungen eingeführt wurde. Bei dem enthaltenen hydrophilen Monomer handelt es sich vorwiegend um DMAE (Di-Meth-Acryl-Ester) mit 80%iger kristalliner Struktur. Gefüllt ist Diamond Lite mit einem Barium-Boro-Silikat-Glas mit Partikelgrößen zwischen 0,04 μm und 2,0 μm (laut Herstellerangaben) [126].

Verschleiß:

Diamond Lite zeigte für alle in der Studie durchgeführten Lagerungsmodelle einen linearen Anstieg des Abtrages. Im Vergleich mit dem Mikro-hybrid-Komposit Arabesk Top sowie dem Mikrofüller Komposit Artglass unterschieden sich die Verschleißwerte nur statistisch. Ein auffällig hoher Verschleiß konnte bei der Lagerung von 3 Monaten in Ethanol verzeichnet werden (\varnothing 16,5 μm , nach 5000 Zyklen mit Verschleißprüfeinrichtung Abrex). Die nachfolgend höchsten Abtragskavitäten wurden bei 48 h Wasserlagerung (\varnothing 9,5 μm) und PCE (\varnothing 6,0 μm) dokumentiert.

Die sehr hohen Verschleißwerte von Diamond Lite speziell nach Lagerung in Ethanol spiegeln die schon in früheren Studien erzielten Ergebnisse wieder.

Es wurde festgestellt, dass nach Lagerung in 75%iger Ethanollösung die größte Degradation des Komposites auftritt [109]. Die meisten Alterungsmodelle funktionieren nach demselben Prinzip, jedoch mit einer unterschiedlichen Intensität. Dies zeigt auch die relativ hohe Verschleißerscheinung von Diamond Lite bei der Lagerung in Wasser, da Wasser und Ethanol auf die gleiche Weise in das Komposit eindringen, mit dem Unterschied, dass Ethanol-Moleküle leichter und tiefer in das Polymernetzwerk vorstoßen. Dies ermöglicht dem Ethanol die noch leichtere Auswaschung der angehängten und noch nicht reagierten Methacrylatgruppen, verglichen mit Wasser [91].

5.4.4 Sinfony

Sinfony ist ein indirektes Feinstpartikel-Komposit zur Vollverblendung von Metallgerüsten und Individualisierung von Konfektionszähnen aus Kunststoff [127]. Seine Füllstoffe besitzen eine durchschnittlichen Füllgröße von 0,6 µm, welche aus Strontium- / Aluminium- und Boro-silikat-Glas sowie Silikat-Dioxyden bestehen. Sinfony hat von allen in dieser Studie untersuchten Kompositen den geringsten Füllstoffgehalt mit 50 Gew%. Die Matrix von Sinfony besteht aus aliphatischen und cycloaliphatischen Monomeren deren Vernetzungsgrad nach Polymerisation etwa 66% erreichen soll [128].

Verschleiß:

Das mit Abstand geringste Verschleißverhalten, unabhängig von allen in der Studie verwendeten Lagerungsbedingungen, zeigte das Komposit Sinfony. Seine Abtragswerte nach künstlicher Alterung unterschieden sich lediglich statistisch. Die in dieser Studie mittels Zwei-Medien-Abrasion gefundenen Abtragswerte bestätigen die schon in einer früheren Studie entstandenen Ergebnisse, welche ebenso durch mechanische Belastung erreicht wurden. Trotz des geringen Füllstoffanteils und des hohen Anteils an Matrix, was Sinfony zum Weichsten der untersuchten Komposite macht, konnte dieses Material die besten Ergebnisse erzielen [49].

Die deutlichsten Verschleißspuren fanden sich bei Sinfony nach künstlicher Alterung in Ethanol (\varnothing 2,4 μm) und nach 48h Wasser (\varnothing 1,6 μm). Gänzlich unbeeindruckt blieb Sinfony in dieser Studie von der Lagerung in PCE (\varnothing 1,1 μm). Die gefundenen Resultate zeigen wiederum das ähnliche Verhalten von Ethanol und Wasser, wie es bereits in 5.4.3 beschrieben wurde. Jedoch verzeichneten die Verschleißwerte von Sinfony keinen linearen Anstieg, wie bei den verbleibenden der untersuchten Komposite, sondern erreichten bereits nach etwa 2500 Zyklen im Verschleißprüfgerät Abrex ihr Maximum. Ab diesem Punkt blieben die Abriebswerte nahezu konstant (Tabelle 8). Diese Plateaubildung scheint sich ab dem Punkt zu entwickeln, ab dem die durch Lagerung aktivierte Oberfläche abgetragen ist und die unveränderte Matrix erreicht ist. Ein Grund hierfür könnte die Zusammensetzung von Sinfony sein. Es wird angenommen, dass die Wasseraufnahme in die Polymermatrix, welche bei Sinfony aufgrund des niedrigen Füllstoffanteils sehr hoch ist, ein Anschwellen des Netzwerks zur Folge hat und sich somit die Reibungskräfte zwischen den Polymerketten reduzieren. Ist das Netzwerk gesättigt und wird dementsprechend weich, so stabilisiert sich die Komposit Struktur und es kommt zu keiner weiteren Reduktion seiner Eigenschaften [129]. Dieses Verhalten unterstützt die Aussage, dass die weitere Verminderung der Eigenschaften des Komposites, wie die Hydrolyse zwischen Füller und Matrix oder Haarrissbildung in der Polymer–Matrix, fehlen könnten oder aber nicht wesentlich voranschreiten wenn das Komposit gesättigt ist oder feucht gehalten wird. Von ähnlichen Ergebnisse wurde bereits in vorangegangenen Studien berichtet [130], bei denen in Wasser gelagerte Proben höhere Abriebswerte aufwiesen als trocken gelagerte Proben. Allerdings sollte darauf hingewiesen werden, dass andere Lösungen und Enzyme, wie sie in der Mundhöhle vorkommen, einen nachhaltigeren und schädlicheren Effekt auf die Eigenschaften des Komposites haben könnten [131,132].

6. Schlussfolgerung

Die immer höher gewordenen Ansprüche an dauerhafte Haltbarkeit sowie mechanische und biochemische Belastung von dentalen Kompositen haben die *in vitro* Untersuchungen mittels Verschleißprüfgeräten zu einer nicht mehr weg zu denkenden Voraussetzung gemacht.

Die Untersuchungen in der vorliegenden Studie zeigen die Notwendigkeit nach immer genaueren Methoden, um die Verhältnisse der menschlichen Mundhöhle nachzustellen. Die alleinige Untersuchung der Oberflächengüte ist ohne die Verwendung von verschiedenen Alterungsmodellen nicht mehr ausreichend. Die in der Studie herausgefundenen verschiedenen Resultate ein und desselben Komposites machen trotz der gleichen Lagerungsdauer und des gleichen Prüfweges die Komplexität eines solchen Verschleißtests deutlich. So spielen nicht nur die Materialien eine Rolle, sondern auch deren Verarbeitung und patientenspezifische Faktoren, welche nur sehr schwer in einer *in vitro* Untersuchung nachvollzogen werden können.

Eine interessante Feststellung war der zunehmende Verschleiß mit Höhe des Füllstoffgehaltes. So zeigte das Komposit Sinfony die besten Resultate trotz geringstem Füllstoffanteils. So scheint ein Zusammenhang der Reibung von Komposite und eingesetztem Verschleißtester nahe zu liegen. Eine aufschlussreiche Entdeckung dieser Studie war, dass die verwendete Verschleißprüfeinrichtung Abrex, trotz geringerer Belastung und Zyklenzahl, vergleichbare Ergebnisse wie bekannte Kausimulatoren lieferte.

Um den Prozess des Verschleißes der klinischen Realität anzupassen, sollten daher möglichst viele unterschiedliche Parameter in die Prüfungen integriert werden, da sonst ein Verschleißtest immer nur als Annäherung an die vielfältigen, oralen Bedingungen gesehen werden kann.

7. Zusammenfassung

Die vorliegende Studie beschäftigte sich mit der Untersuchung des Oberflächenverschleißes dentaler Komposite nach Alterung in verschiedenen Lagerungsmedien. Hierfür sollte das für die Industrie entwickelte Verschleißprüfgerät Abrex (INNOWEP, Würzburg) zum Einsatz kommen, welches für die Testung von Kompositproben modifiziert wurde. Es sollte herausgefunden werden, ob dieses Gerät für den Einsatz von *in vitro* Verschleißprüfungen von Kompositen geeignet ist und ähnliche Ergebnisse liefert wie der zuvor verwendete Kausimulator (Willytec, München).

Für die *in-vitro* Untersuchungen wurden 48 Proben der zu prüfenden Komposite (Arabesk Top, Artglass, Sinfony, Diamond Lite) vorbereitet und mittels Kunstharz (Palavit G, Heraeus Kulzer) in Teflonformen eingebettet. Anschließend erfolgte die Lagerung von je drei Proben eines jeden Komposites in den zur künstlichen Alterung vorgesehenen Medien (Wasser, Ethanol, PCE) für je 48 Stunden und drei Monate. Die für die Lagerung gewählten Medien haben sich in früheren Studien als die wirkungsvollsten herausgestellt. Die Prüfung des Oberflächenverschleißes konnte nun mittels Verschleißprüfgerät Abrex[®] erfolgen indem jede Probe mit 5000 Zyklen belastet wurde. Der Abtrag, in Form einer Verschleißspur, wurde schließlich von einem Profilometer (Perthometer Concept, Mahr, Göttingen) erfasst. Für die so ermittelten Abträge eines jeden Komposites und Lagerungsmediums konnte so eine Rangfolge erstellt werden. Nach Auswertung der Ergebnisse wies der Verblendwerkstoff Sinfony in jedem Lagerungsmedium die geringsten Profiltiefen und somit den geringsten Abtrag auf. Es wurde in dieser Studie somit eine Kongruenz zu den Ergebnissen des Kausimulators hergestellt, was das Abriebprüfgerät Abrex zu einer wertvollen Bereicherung für Zwei-Medien-Abrasionsprüfungen macht.

Um über die Auswirkungen der unterschiedlichen Alterungsmodelle einen Überblick zu bekommen, wurden die durchschnittlichen Abträge (Pt in μm) ermittelt. Die endgültige Rangordnung machte deutlich, dass Ethanol die wohl deutlichsten Auswirkungen auf die Oberflächen der untersuchten Komposite

hat, jedoch auch PCE und Wasser eine nicht zu verachtende Destruktion bewirken.

Die gefundenen Ergebnisse unter Verwendung des Abriebprüfgerätes Abrex korrelieren in einigen Fällen mit denen des Kausimulators, was es zu einer ernst zu nehmenden Alternative für Verschleißprüfungen dentaler Komposite macht. Es bleibt jedoch nach wie vor schwierig, die komplexen *in-vivo* Vorgänge der Mundhöhle exakt zu simulieren, kann aber Hilfe auf der Suche immer genauerer *in-vitro* Verfahren leisten.

8. Literaturverzeichnis:

- [1] Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.R. (1976) Adhäsive Zahnheilkunde, Adhäsion, Schmelzversiegelung, Adhäsive Restauration, Komposits. Zürich
- [2] Lutz, F., Imfeld, T.H., Mörmann, W. (1981) Komposits: Mikrofüller, Füllstoffgehalt und Polierbarkeit. Swiss Dent 2 (1-2), 19-24
- [3] Hellwig, E., Klimek, J., Attin, T. (2003) Einführung in die Zahnerhaltung. 149-152
- [4] Kohler, B., Rasmusson, C., Odman, P. (2000) A five-year clinical evaluation of class II composite resin restorations. J Dent 28, 111-116
- [5] Chadwick R.G., McCabe, J.F., Walls A.W., Mitchell, H.L., Storer, R. (1991) Comparison of a novel photogrammetric technique and modified USPHS criteria to monitor the wear restorations. J Dent 19, 39-45
- [6] Bayne S.C., Taylor D.F., Rekow E.D., Wilder A.D., Heymann H.O. (1994) Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. Dent Mater 10(1), 11-8
- [7] Ferracane J.L. (1994) Elution of leachable components from composites J Oral Rehabil 21, 441-452
- [8] Wassell R., McCabe J., Walls A. (1994) A two body frictional wear test. J Dent Res 73, 1546
- [9] Zantner C., Kielbassa A.M., Martus P., Kunzelmann K.H. (2004) Sliding wear of 19 commercial available composites and compomers. Dent Mater 20, 277-85
- [10] Cecilia P., Turssi J. J., Faraoni de M., Serra M.M. (2006) Analysis of potential lubricants for in vitro wear testing. Dent Mater 22, 77-83
- [11] Cavaleri A.; Zellweger G., Ferracane J., Heintze S.D. (2006) Influence of the antagonist material on the wear of different composites using two different wear simulation methods. Dent Mater 22, 166-175
- [12] Smith B.G.; Bartlett D.W., Robb N.D. (1997) The prevalence, etiology and management of tooth wear in the United Kingdom. J Prosthet Dent 78, 367-372
- [13] Suh N.P. (1986) Tribophysics. New Jersey: Prentice-Hall.
- [14] Roulet J.F. (1987) Degradation of dental polymers. Basel: Karger.

- [15] Neale M.J. (1973) Tribology handbook. London: Butterworths.
- [16] Zum Gahr K.H. (1987) Microstructure and wear of materials. New York: Elsevier.
- [17] Yap A.U.J., Hastings G.W., Lu C.S. (1997) Comparative wear ranking of dental restorative materials utilizing different wear simulation modes. J Oral Rehabil 24, 574-580
- [18] Krecji I., Lutz F., Zedler C. (1992) Effect of contact area size on enamel and composite wear. J Dent Res 71, 1413-1416
- [19] Lutz F., Krecji I., Barbakow F. (1992) Chewing pressure vs. Wear of composites and opposing enamel cusps. J Dent Res 71, 1525-1529
- [20] Yap A.U.J., Chew C.L., Teoh S.H., Ong L.F.K.L. (2001) Influence of contact stress on OCA wear of composite restoratives. Oper Dent 26, 134-144
- [21] Pugh B. (1973) Wear In: Friction and wear. London: Newnes-Butterworths; pp 141-172.
- [22] Ratanapridakul K., Leinfelder K.F., Thomas J. (1989) Effect of finishing on the *in vivo* wear rate of a posterior composite resin. J Am Dent Assoc 118, 333-335.
- [23] Montes G.G.M., Draughn R.A. (1986) *In vitro* surface degradation of composites by water and thermal cycling. Dent Mater 2, 193-197
- [24] Moore D.F. (1975) Wear and abrasion. In: Principles and applications of tribologie. Oxford: Pergamon Press; pp 177-202
- [25] Mair L.H., Stolarski T.A., Vowles R.W., Lloyd C.H. (1996) Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop J Dent 24, 141-148
- [26] Sulong M.Z., Aziz R.A. (1990) Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. J Prosthet Dent 63, 342-349
- [27] Söderholm K.H., Richards N.D. (1998) Wear resistance of composites: A solved problem? Gen Dent 46, 256-263
- [28] Zum Gahr K.H. (1998) Wear by hard particles. Tribology Int 31, 587-596
- [29] Bayne S.C., Taylor D.F., Heimann H.O. (1992) Protection hypothesis for composite wear. Dent Mater 8, 305-309
- [30] Venhoven B.A.M., de Gee A.J., Werner A., Davidson C.L. (1996) Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites. Biomaterials 17, 735-740

- [31] Satou N.; Khan A.M.; Satou J.; Shintani H.; Wakasa K.: (1992) In vitro an in vivo wear profile of composite resin. *J Oral Rehabil*;19:31-37
- [32] Suzuki S., Leinfelder K.F., Kaway K., Tsuchitani Y. (1995) Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am J Dent* 8, 173-178
- [33] Ferracane J.L., Mitchem J.C., Condon J.R., Todd R. (1997) Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 76, 1508-1516
- [34] Hu X., Marquis P.M., Shortal A.C. (1999) Two-body in vitro study of some current dental composites and amalgams. *J Prosthet Dent* 82, 214-220
- [35] Manhart J., Kunzelman K.H., Chen H.Y., Hickel R. (2000) Mechanical properties and wear behaviour of light-cured packable composite resins. *Dent Mater*16, 33-40
- [36] Kaway K., Iwami Y., Ebisu S. (1998) Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance. *J Oral Rehabil* 25, 264-268
- [37] Draughn R.A., Harrison A. (1978) Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. *J Prosthet Dent* 40, 220-224
- [38] Mair L.H. (1990) The measurement and analysis of clinical abrasion – A modified approach. *Dent Mater* 6, 271-275
- [39] Asmussen E. (1985) Clinical relevance of physical, chemical, and bonding properties of composite resins. *Oper Dent* 10, 61-73
- [40] Pearson G.J. (1979) Long term water sorption and solubility of composite filling material. *J Dent* 7, 64-68
- [41] Söderholm K.J. (1981) Degredation of glass filler in experimental composites. *J Dent Res* 60,1867-1875
- [42] Kalachandra S. (1989) Influence of fillers on the water sorption of composites. *Dent Mater* 5, 283-288
- [43] Kalachandra S., Wilson T.W. (1992) Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials. *Biomater* 13, 105-109
- [44] Wu W., Toth E.E., Moffa J.F., Ellison J.A. (1984) Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *J Dent Res* 63, 675-680
- [45] Mair L.H. (1991) Staining of in vivo subsurface degradation in dental composites with silver nitrate. *J Dent Res* 70, 215-220

- [46] Condon J.R., Ferracane J.L. (1997) Factors effecting dental composite wear in vitro. *J Biomed Mater Res* 38, 303-313
- [47] Braem M., Lambrechts P., van Doren V., Vanherle G. (1986) In vivo evaluation of four posterior composites: Quantitative wear measurements and clinical behaviour. *Dent mater* 2, 106-113
- [48] Kern M., Strub J.R., Lü X.-Y. (1999) Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator. *J Oral Rehabil* 26, 372-378
- [49] Rosentritt M., Behr M., Hofmann E., Handel G. (2002) In vitro wear of composite veneering materials. *J Mater Science* 37, 425-429
- [50] Leinfelder K.F., Taylor D.K., Barkmeier W., Goldberg A.J. (1986) Quantitative wear measurement of posterior composite resins. *Dent Mater* 2, 198
- [51] Cvar J.F., Ryge G. (1971) Criteria for the clinical evaluation of dental Restorative Materials. (United States Public Health Service, San Francisco, USA) p.1.
- [52] Smith D.G.N., Knight J.K. (1984) *Br. Dent. J.* 156, 435
- [53] Kunzelmann K.H., Perry R., Mehl A., Hickel R. (1999) *Deutsch zahnärztli Z* 54, 575
- [54] Söderholm K.J., Lambrechts P., Sarrett D., Abe Y., Yang M.C., Labella R., Yildiz E., Willems G. (2001) Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods. *Eur J Oral Sci* 109, 273-283
- [55] Ehrnford L., Derand T., Larsson L.A., Svensson A. (1980) An abrasion test for composite resins. *J Dent Res* 59, 716-720
- [56] Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.F. (1984) *In vivo* and *in vitro* wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63, 914-920
- [57] Roulet J.F. (1987) Mechanisms of degradation. In: Roulet J.F., editor. *Degradation of dental polymers*. Basel: Karger, 61-90
- [58] De Gee A.J., Pallav P., Davidson C.L. (1986) Effect of abrasion medium on wear of stress bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65, 654-658
- [59] Lewis G. (1993) Predictors of clinical wear of restorative dental composite materials. *Biomed Mater Eng* 3, 167-174
- [60] Tyas M.J. (1990) Correlation between fracture properties and clinical performance of composite resins in Class IV cavities. *Aust Dent J* 35, 46-49

- [61] ISO. (2000) Dental materials –Guidance on testing of wear. Part 2. Wear by two-and/or three body contact. Technical Specification No. 14569-2
- [62] Shortall A.C., Hu X.Q., Marquis P.M. (2002) Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing. *Dent Mater* 18, 246-254.
- [63] Leinfelder K.F., Beaudreau R.W., Mazer R.B. (1989) An in vitro device for predicting clinical wear. *Quint Int* 20, 755-61
- [64] DeLong R., Douglas W.H. (1991) An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Transactions on biomedical Engineering* 38, 339-45
- [65] Condon J.R., Ferracane J.L. (1996) Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater* 12, 218-26
- [66] De Gee A.J., Pallav P. (1994) Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 22 suppl 1, 21-27
- [67] Wu W., Toth E.E., Moffa J.F., J.F. & Elison J.A. (1984) Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations. *Journal of Material Science* 8, 413
- [68] Wu W. (1984) Wear mechanisms of dental composit resins. In: Taylor D.F., ed.:*Posterior Composites. Proc Int Symp Posterior Composite Resins.* Chapel Hil, NC, 127-146
- [69] Wu W., Mckinney J.E. (1982) Influence of chemicals on wear of dental composites. *J Dent Res* 61, 1180-83
- [70] Söderholm K.J. (1990) Filler leachability during water storage of six composite materials. *J Dent Res* 98, 82-88
- [71] McCool J.I., Boberick K.G., Baran G.R. (2001) Lifetime predictions for resin-based composites using cyclic and dyamic fatigue. *J Biomed Mater Res* 58, 247-253
- [72] Yap A.U., Chew C.L., Ong L.F., Teoh S.H. (2002) Environmental damage and occlusal contact area wear of composite restoratives. *J Oral Rehabil* 29, 87-97
- [73] Wassell R.W., McCabe J.F., Wals A.W.G. (1994) A two – body frictional wear test. *J Dent Res* 73(9), 1546-53
- [74] Asmussen E. (1984) Softening of Bis-GMA – based polymers by ethanol and by organic acids of plaque. *Scand J Dent Res* 92, 257
- [75] Ozakiu T., Kanazawa E., Sekikawa M., Akai J. (1987) Three – dimensional measurements of the occlusal surfaces of the upper molars in Australian Aborigines. *Austr Dent J* 32, 263

- [76] Soltész U., Klaiber B., Butz W. (1984) Festigkeits- und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermoschockbehandlung Dtsch Zahnärztl Z 39, 101
- [77] Lutz F., Krejci I., Barbakow F. (1992) Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps J Dent Res 71, 1525
- [78] Burwell J.T., Strang C.D. (1952) On the empirical law of adhesive wear J Appl Phys 23, 18-28
- [79] Willems G., Celis J.P., Lamprechts P., Braem M., Roos J.R., Vaherle G. (1992) In vitro vibrational wear under small displacements of dental materials opposed to annealed chromium-steel counterbodies Dent Mater 8, 338-344
- [80] Wassell R.W., McCabe J.F., Wals A.W.G. (1994) Wear characteristics in a two body wear test Dent Mater 10, 269-74
- [81] Fang H., Kunzelmann K.H., Hickel R., Petschelt A. (1993) Standardisierung des Antagonisten bei 2-Körper-Abriebssimulatoren Dtsch Zahnärztl Z 48, 481-483
- [82] Kaidonis J.A., Richards L.C., Townsend G.C., Tansley G.D. (1998) Wear of human enamel: a quantitative in vitro assessment J Dent Res 77, 1983-90
- [83] Turssi C.P., Purquerio B.de M., Serra M.C. (2003) Wear of dental resin composites: Insights into underlying processes and Assessment Methods – A review Biomed Mater Res 65B, 280-285
- [84] Reeh E.S., Douglas W.H., Levine M.J. (1995) Lubrication of human and bovine enamel compared in an artificial mouth Arch Oral Biol 40, 1063-72
- [85] Boddicker V.S. (1947) Abrasion Tests for artificial teeth J American Dent Association 35, 793
- [86] Cornell J.A., Jordan J.S., Ellis S. & Rose E.E. (1957) A method of comparing the wear resistance of various materials for artificial teeth J American Dent Association 54, 609
- [87] De Long R., Douglas W.H. (1983) Development of an artificial oral environment for testing dental restoratives: bi-axial force and movement control J Dent Res 62, 32
- [88] Bryant R.W. (1990) Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations Dent Mater 6, 60
- [89] Douglas W.H., De Long R., Pintado M.R., Latta M.A. (1993) Wear rates of artificial denture teeth opposed by natural dentition J Clin Dent 4, 43

- [90] Krejci I., Lutz F. (1990) In –vitro – Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit in – vivo – Resultaten Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin 100, 1445
- [91] Kournetas N. (2005) Impact of artificial ageing process on the wear resistance of dental materials 84-85
- [92] de Gee A.J., Pallav P. (1994) Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine J Dent 22, 21-27
- [93] Krejci I., Albertoni M., Lutz F. (1990) In – vitro – Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.2.zahnbürsten-/Zahnpasteabration und chemische Degradation. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1164-8
- [94] Krejci I., Reich T., Bucher W., Lutz F. (1994) Eine neue Methode für die dreidimensionale Verschleissmessung. Schweiz Monatsschr Zahnmed 104, 160-169
- [95] Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M. (1990) In – vitro – Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.1. Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953-60
- [96] Bundesvereinigung, B-AddZeV-uK (2000) Das Dental Vademekumg – 7. Ausgabe: Deutscher Zahnärzterverlag DÄV/Hanser.
- [97] Geddes D.A.M. (1975) Acids produced by human dental plaque metabolism in situ. Caries Res 9, 98-109
- [98] Gardon J.L. (1965) Cohesive-energy density. In: Encyclopedia of polymer science and technologie. Interscience Publishers 3, 833-62
- [99] Oysaed H., Ruyter I.E. (1986) Water Sorption and Filler Characteristics of Composites for use in Posterior Teeth. J Dent Res 65, 1315-1318
- [100] Roulet J.F., Wälti C. (1984) Influence of Oral Fluid on Composite Resin and Glas Ionomer Cement. Prosthet Dent 52, 182-189
- [101] Sarret D.C., Ray S. (1994) The effect of water on polymer matrix and composite wear. Dent Mater 10, 6
- [102] Cattani-Lorente M.A., Depuis V., Moya F., Payan J., Meyer J.M. (1999a) Comparative study of the physical properties of a polyacid-modified composite resin and a resin-modified glass ionomer cement. Dent Mater 15, 21
- [103] Cattani-Lorente M.A., Depuis V., Moya F., Payan J., Meyer J.M. (1999b) Effect of water on the physical properties of resin-modified glass ionomer cements. Dent Mater 15, 71

- [104] Söderholm K.J., Zigan M., Ragan M., Fischlschweiger W., Bergmann M. (1984) Hydrolytic degradation of dental composites. J Dent Res 63, 1248
- [105] Söderholm K.J., Mukherjee R., Longmate J. (1996) Filler leachability of composites stored in distilled water or artificial saliva. J Dent Res 75, 1692
- [106] Charles R.J. (1958) Static fatigue of class I. J Appl Phys 29, 1549-1553
- [107] Söderholm K.J., Shang S.W. (1993) Molecular orientation of silane at the surface of colloidal silica. J Dent Res 72, 1050-1054
- [108] Lundin S.A., Koch G. (1989) Class I and II composite resin restorations: A 4-year clinical follow up. Swed Dent J 13, 217-227
- [109] McKinney J.E., Wu W. (1985) Chemical softening and wear of dental composites. J Dent Res 64, 1326-1331
- [110] Wendt S.L., de Gee A.J., Pallav P., Werner A., Davidson C.L. (1994) *In vitro* wear tested at neutral and acidic conditions. J Dent Res 73(Spec Iss),106
- [111] Anstice H.M., Nicholson J.W. (1992) Studies on the structure of resin-modified glass ionomer cements. J Mat Science: Materials in Medicine 3, 447
- [112] van Gröningen G., Jongebloed W., W & Arends J. (1986) Composite degradation *in vivo*. Dent Mater 2, 225
- [113] Chadwick R.G., McCabe J.F., Walls A.W., Storer R. (1990) The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. Dent Mater 6, 123
- [114] Schulze K.A., Tinschert J., Marshall S.J., Marshall, G.W. (2003) Spectroscopic analysis of polymer-ceramic dental composites after accelerated aging. Int J Prosthodont 16, 355-361
- [115] Tanoue N., Matsumura H., Atsuta M. (2000) Analysis of composite type and different sources of polymerization light on *in vitro* toothbrush/dentifrice abrasion resistance. J Dent Mater 28, 355-359
- [116] Freiberg R.S., Ferracane J.L. (1998) Evaluation of cure, properties and wear resistance of Artglass dental composite. Am J Dent 11, 214-218
- [117] McKinney J.E. (1985) Environmental damage and wear of dental composite restoratives. In Posterior Composite Resin Dental Restorative Materials Netherlands: Peter Szulc Publishing Co pp 331-347
- [118] Voco GmbH (1997) Arabesk Top, Scientific Produkt Information

- [119] Soltész U. (1997) Schrumpfungsuntersuchungen; Fraunhofer Institut Freiburg veröffentlicht in der DZW, 33-34
- [120] Lohbauer U., Schoch M., Frankenberger R. (1999) Universität Erlangen; Flexural Strength Characterisation of Resin Composites by Weibull Analysis. J Dent Res 78, 805
- [121] Soltész U. (1999) Schrumpfungsuntersuchungen; Fraunhofer Institut Freiburg veröffentlicht in der ZM 7, 89
- [122] Li Y., Swartz M.L., Phillips R.W., Moore B.K., Roberts T.A. (1985) Effect of filler content and size on properties of composites. J Dent Res 64, 1396-1401
- [123] Condon J.R., Ferracane J.L. (1997) *In vitro* wear of composites with varied cure, filler level and treatment. J Dent Res 76, 1405-11
- [124] Axén N., Jakobson S. (1994) A model for the abrasive wear resistance of multiphase materials. Wear 174, 187-199
- [125] Zantner C., Kielbassa A.M., Martus P., Kunzelmann K.H. (2004) Sliding wear of 19 commercially available composites and compomers. Dent Mater 20, 277-285
- [126] DRM Deutschland® e.K. Alpha Diamond Medizin-/Zahnmedizinprodukte (2007) Diamond Lite, Sicherheitsdatenblatt
- [127] Espe Dental- Medizin GmbH (1997) Produktinformation
- [128] Kakaboura A., Rahiotis C., Zinelis S., Al Dhamadi Y.A., Silikas N., Watts D.C. (2003) *In vivo* characterization of two laboratory-processed resin composites. Dent Mater 19, 393-398
- [129] Ferracane J.L., Berge H.X., Condon J.R. (1998) *In vitro* aging of dental composites in water – Effect of degree of conversion, filler volume, and filler/matrix coupling. J Biomed Mater Res 42, 465-472
- [130] Ferracane J.L., Condon J.R. (1991) Degradation of composites caused by accelerated aging. J Dent Res 70, 480
- [131] Freund M., Munksgaard E.C. (1990) Enzymatic degradation of BisGMA / TEGDMA polymers causing decreased microhardness and greater wear *in vitro*. Scand J. Dent. Res 98, 351-355
- [132] Bean T.A., Zhuang W.C., Tong P.Y., Eick J.D., Yourtee D.M. (1994) Effect of esterase on methacrylates and methacrylate polymers in an enzyme simulator for biodegradability and biocompatibility testing. J. Biomed. Mater Res. 28, 59-63
- [133] Venkata S., Nagarajan, Said J., Van Thompson P. (2004) *In vitro* contact wear of dental composites. Dent Mater 20, 63-71

- [134] ISO/TS 14569-2 (2001) Wear by two – and/or three bdy contact. Dental materials – Guidanca on testing of wear – part 2.
- [135] Sakaguchi R.L., Douglas W.H., De Long R., Pintado M.R. (1986) The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 2, 235-40

9. Danksagung

Mein spezieller Dank gilt Herrn Prof. Dr. Heiner Weber für die Möglichkeit der Promotion in seiner Abteilung. Speziell möchte ich mich auch bei Herrn Prof. Dr. J. Geis–Gerstorfer bedanken, welcher mir das Thema meiner Dissertation zur Verfügung stellte. Des weiteren möchte ich mich bei Christine Schille bedanken, die mich auf dem ganzen Weg begleitete und mir stets hilfreich mit Rat und Tat zur Verfügung stand. Dank gilt auch Dr. Scheideler für die Möglichkeit der Arbeit in seinem Labor. Nicht zuletzt bedanke ich mich bei meinem Vater, Kollegen und Freunden für die moralische Unterstützung während der gesamten Zeit der Arbeit.

10. Lebenslauf

Tobias Stock

Geboren am 26.11.1977 in Tübingen

Nationalität: Deutsch

Familienstand: ledig

- Sommer 1998: Abitur am Albert-Einstein-Gymnasium in Reutlingen
- Sept. 1998 – Aug. 1999: Zivildienst
- Aug. 2000 – April 2001: Studium der Humanmedizin an der Semmelweis Universität, Budapest
- April 2001 – Nov. 2006: Studium der Zahnmedizin am Zentrum für Zahn, Mund und Kieferheilkunde, Eberhard Karls Universität, Tübingen
28. November 2006: Zahnärztliche Prüfung
Approbation: 01.12.2006
- Seit August 2004: Dissertation in der Sektion „Medizinische Werkstoffkunde und Technologie“ an der Universitätsklinik Tübingen mit dem Titel „Vergleichende Untersuchungen zur Zwei – Medien – Abrasion an den Kompositen:
Artglass®, Arabesk Top®,
Diamond Lite®, Sinfony®
- Seit Januar 2007: Angestellt als Assistenzarzt in freier Praxis in Reutlingen