

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

Diss.
1793

**IN-VITRO-VERSCHLEIß VON
EXPERIMENTELLEN KOMPOSITEN**

**UNTER VARIATION
DES FÜLLKÖRPERANTEILS,
DER FÜLLKÖRPERGRÖßEN
UND DES GEGENKÖRPERS**

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

Vorgelegt von
Martin Sobota
aus
Gunzenhausen
2001

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. P. Rammelsberg
Prof. Dr. I. Rudzki

Mitbetreuung durch den
Promovierten Mitarbeiter: -

Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter

Tag der mündlichen Prüfung: 29.05.2001

1	Einleitung	2
2	Literaturübersicht	3
2.1	Grundlagen zur Verschleißmessung	3
2.2	Verschleißmechanismen	4
2.3	Entwicklung der Verschleißsimulation in der Zahnheilkunde	7
2.4	Verschleißquantifizierung	11
2.5	Ziel der Untersuchung	14
3	Material und Methode	15
3.1	Die Materialien	15
3.1.1	Die Komposite	15
3.1.2	Die Antagonisten	17
3.2	Vorgehensweise am Kausimulator	18
3.2.1	Technischer Aufbau	18
3.2.2	Die Probenhalter	20
3.2.3	Probenabformung	21
3.2.4	Die Antagonistenhalter	21
3.2.5	Antagonistenabformung	22
3.2.6	Modellherstellung	22
3.3	Der 3D-Laser-Sensor	23
3.4	Verschleißmessung durch den Computer	25
3.5	Statistische Auswertung	30
3.6	REM – Analyse	30
4	Ergebnisse	31
4.1	Steatit-Antagonistenläufe	31
4.2	Vergleich Steatit – Degussit	32
4.3	4.3 Antagonistenauswertung	34
4.3.1	Vergleich Steatit-Degussit	34
4.3.2	Degussit-Antagonistenauswertung bei den Kompositvariationen	35
4.4	Füllkörperanteil- und Füllkörpergrößenvariationen	36
4.4.1	Verschleißquantifizierung	36
4.4.1.1	1µm-Füllkörper-Komposite	36
4.4.1.2	14µm-Füllkörper-Komposite	39
4.4.1.3	Quervernetzer-Komposite	41
4.4.2	Verschleißanalyse anhand von REM-Bildern	44
4.4.2.1	1µm-Füllkörper-Komposite	44
4.4.2.2	14µm-Füllkörper-Komposite	47
4.4.2.3	Quervernetzer-Komposite	52
5	Diskussion	53
5.1	Interpretation Vergleich Steatit – Degussit	53
5.2	Einfluß des Füllkörperanteils	54
	Die Gruppe der 1µm-Füllkörperkomposite	54
5.2.2	Die Gruppe der 14µm-Füllkörperkomposite	55
5.2.3	Vergleich der Gruppen	55
5.3	Einfluß der Füllkörpergröße	56
5.4	Einfluß der Kunststoffmatrix	58
5.5	Verschleißmechanismusanalyse	59
5.6	Fehlerquellen	65
6	Zusammenfassung	66
7	Literaturverzeichnis	68
8	Danksagung	76
9	Lebenslauf	77

1 Einleitung

Kunststofffüllungen sind bereits heute eine etablierte Versorgungsalternative von Zahndefekten. Jedoch sind neben dem Problem der Randspaltbildung durch deren Schrumpfung beim Abbinden und der fraglichen Biokompatibilität dieser Werkstoffgruppe ebenso deren Abriebfestigkeit gegenüber Kaubelastungen im Patientenmund zu optimieren.

Nachdem der reinen Kunststoffmatrix Füllpartikel zur Verbesserung der Materialeigenschaften beigemischt werden, verwenden wir für diese Materialien den Ausdruck Komposite. Einen Überblick zum Thema Kompositzusammensetzungen hat Ferracane publiziert (22). Während man die Schrumpfung durch entsprechende Richtlinien bei der Verarbeitung [Säure-Ätz-Technik, (10)] und durch eben erwähnte Zusätze von Füllpartikeln zu beherrschen versuchte, blieb die Minimierung der Abriebfestigkeit der Entwicklung von optimalen Zusammensetzungen dieser Werkstoffe den Herstellern überlassen.

Da In-vivo-Untersuchungen aufgrund ethischer Grundsätze, der hohen biologischen Variationsbreite, des hohen Zeitaufwandes, der hohen Kosten und der schwierigen Quantifizierung für Verschleißprüfungen kaum geeignet sind, wurde für unsere Untersuchungen ein In-vitro-Versuchsaufbau, der physiologischen Bedingungen möglichst nahe kommt, zur Ermittlung der Daten herangezogen.

Eine der Hauptschwierigkeiten besteht darin, die komplexen Verschleißmechanismen im menschlichen Mund zu analysieren und mit einem Simulator nachzuempfinden. Dabei ist es sinnvoll, sich auf wesentliche Parameter zu beschränken, um eine technische Realisierung zu ermöglichen.

Ein Ziel dieser Studie war, eine Alternative zu den bisher verwendeten Magnesiumsilikat-Antagonisten zu finden, von denen aus Vorversuchen bekannt war, daß sie stark abradieren und somit die Versuchsergebnisse beeinflussen.

Zudem sollen Zusammenhänge zwischen dem Mischungsverhältnis von Kunststoffmatrix und Füllkörperanteil unter Variation der Füllkörpergröße herausgestellt werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Grundlagen zur Verschleißmessung

Verschleiß wird gemäß der OECD-Forschungsgruppe Paris (1969) als:

„fortschreitender Substanzverlust an der Arbeitsfläche eines Körpers, der wegen einer relativen Bewegung zu der Oberfläche auftritt“

bzw. laut dem deutschen Institut für Normung (17) als:

„fortschreitender Materialverlust an der Körperoberfläche aufgrund eines mechanischen Vorgangs, z.B. die Berührung und relative Bewegung gegenüber eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers“

definiert.

Verschleiß wird als Verlust von Materie, Reibung dagegen als Verlust von Energie bezeichnet (84). Während Materialeigenschaften wie Härte, E-Modul oder Biegefestigkeit als stoffbezogene Werkstoffkenngrößen zu sehen sind, handelt es sich bei Verschleißerscheinungen um ein multifaktorielles Geschehen. Diese Faktoren unterteilt man in das tribologische System (Tribosystem), die Beanspruchungsparameter und die Verschleißmechanismen. Ein tribologisches System kann entweder durch seine Parameter (siehe Abbildung 1.1) oder

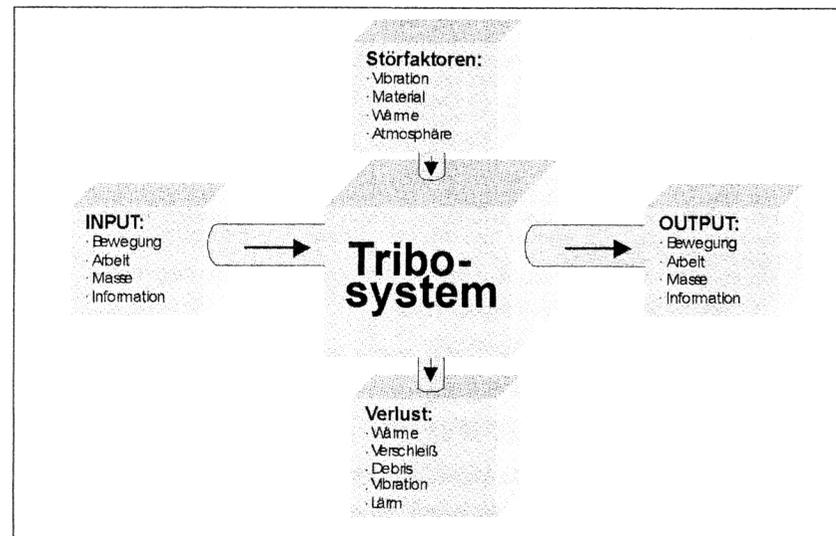


Abbildung 1.1: Tribologisches System

durch seine Bestandteile charakterisiert werden [(84), S.82]:

- Festkörper (in unserem Fall Komposit)
- Gegenkörper (hier Steatit-/Degussitantagonist)
- Zwischenstoff (z.B. Hirse, von uns nicht hinzugefügt)
- Umgebungsmedium (bei uns Wasser, 37°C)

Abhängig von der Struktur des Systems treten physikalische und chemische Interaktionen zwischen den Elementen auf, die in einen Abtrag des Gegenkörpers und/oder des Festkörpers ergeben. Die Formation des Abriebs wird durch den Verschleißmechanismus beschrieben.

2.2 Verschleißmechanismen

Nach DIN 50320 werden vier Hauptverschleißmechanismen unterschieden:

I)	Abrasion	= Materialabtrag durch Schaben, Ritzen
II)	Oberflächen-zerrüttung	= Ermüdung und Rißbildung in Oberflächenbereichen infolge tribologischer Beanspruchung resultierend in Materialverlust
III)	Tribochemische Reaktion	= Entstehung von Reaktionsprodukten aus chemischen Interaktionen zwischenden Elementen eines Tribosystems
IV)	Adhäsion	= Ausbildung und Trennung von Grenzflächen-Haftverbindungen

Hinweis: Die Reihenfolge wurde nach ihrer Bedeutung im dentalen Bereich verändert, im Original steht die Adhäsion an erster Stelle

Ad I) Bei der Abrasion findet Materialabtrag durch harte Partikel statt, die entweder in den Oberflächen selbst eingebettet oder durch oben erwähnte vorspringende Rauigkeiten bedingt sind. In diesen Fällen spricht man von Zweikörperabration; wenn sich die harten Partikel lose zwischen den beiden Körpern als Zwischenmedium befinden, von Dreikörperabration (71).

Dabei werden wiederum vier Grundmechanismen unterschieden, deren Übergänge fließend sind (84):

- Mikropflügen („microplooughing“)
- Mikrospanen („microcutting“)
- Mikroermüden („microfatigue“)
- Mikrobrechen („microcracking“)

Mikropflügen und –ermüden erfolgen zunächst ohne Substanzverlust, Mikrospanen und –brechen bereits bei einem Durchgang mit Materialeinbußen.

Ad II) Oberflächenzerrüttung entsteht durch wiederholtes alternierendes Einwirken von Belastungen auf Festkörperoberflächen und bewirkt Rißbildungen und Ablätterungen. Durch Schadensakkumulation infolge zyklischer Belastung der Kontaktflächen nehmen die Risse zu und vereinigen sich, bis Verschleißpartikel herausbrechen. Dabei können alle Stadien von elastischer, plastischer Verformung, Rißbildung und –wachstum beobachtet werden (84).

Ad III) Unter tribochemischer Reaktion versteht man Wechselwirkungen der sich berührenden Oberflächen mit der flüssigen oder gasförmigen Umgebung im Sinne von Korrosionsvorgängen. Häufig kann man z.B. die wiederholte Bildung und Ablösung von Oxidschichten bei Metallen beobachten. Diese können entweder die Adhäsion der Grenzflächen vermindern oder nach dem Ablösen als abriebförderndes Zwischenmedium wirken (23).

Fan und Powers [(20),(21),(67)] haben experimentell nachgewiesen, daß bei Kompositen durch reine Exposition in einer Wetterkammer (Wasserspray und helles Licht) Oberflächenveränderungen und Substanzverlust induziert werden kann. Diese wiederum sind viel höher als der erwartete Verlust durch die geringe Wasserlöslichkeit von Kompositen (58).

Ad IV) Adhäsion kann auftreten, wenn zwei Oberflächen gegen einander gleiten. Da Oberflächen so gut wie nie mikroskopisch glatt sind, berühren sie sich nur an den höchsten Punkten der erhabenen Rauigkeiten. Somit ist die reale Berührungsfäche sehr gering (selten größer als 1/100 und oft in der Größenordnung von 1/10000 der nominalen Berührungsfäche (7)) und der auf ihr lastende Druck entsprechend hoch – es können lokale Bindungen entstehen. Über deren genauen Ursprung und Wirkungsweise liegen verschiedene Theorien vor (84).

Durch die Bewegung der Grenzflächen gegeneinander lösen sich diese Bindungen wieder oder die Rauigkeiten werden abgeschert, wodurch ein Materialtransfer von Grund- zu Gegenkörper oder umgekehrt stattfindet.

Dieses Phänomen tritt hauptsächlich bei duktilen Werkstoffen wie Metallen, kaum aber zwischen unseren Kompositfüllungen untereinander oder zu den verwendeten Antagonisten auf.

Tabelle 2.1 führt die zu erwartenden Verschleißmechanismen in Abhängigkeit von der Systemstruktur auf (81):

Systemstruktur	Beanspruchung	Verschleißart	Wirkende Mechanismen			
			Adhäsion	Abrasion	Oberflächen-zerrüttung	Tribo-chemische Reaktion
Festkörper-Zwischenstoff (vollst. Filmbrennung) -Festkörper	Gleiten Rollen Wälzen Stoßen	-			●	○
Festkörper-Festkörper (bei Festkörperreibung, Grenzreibung, Mischreibung)	Gleiten	Gleitverschleiß	●	○	○	●
	Rollen Wälzen	Rollverschleiß Wälzverschleiß	○	○	●	○
	Oszillieren	Schwingungsverschleiß	●	●	●	○
Festkörper-Partikel	Stoßen	Stoß (Prall)-Verschleiß	○	○	●	○
	Gleiten	Abrasiv-Gleitverschleiß		●		○
Festkörper-Festkörper und Partikel	Gleiten	Gleitverschleiß	○	●	●	○
	Wälzen	Wälzverschleiß	○	●	●	○
	Stoßen	Stoßverschleiß	○	○	●	○
Festkörper-Partikel-Flüssigkeit	Strömen	Hydroabrasiver Verschleiß	○	●	●	○
Festkörper-Partikel (Gas)	Strömen	Gleitstrahlverschleiß	○	●	●	○
	Strömen	Schrägstrahl-Prallstrahl-V.	○	●	●	○
	Stoßen				●	○
	Strömen Schwingen	Kavitationserosion			●	○
Festkörper-Flüssigkeit	Stoßen	Tropfenschlagerosion			●	○
	Strömen	Flüssigkeitserosion			○	●
Festkörper-Gas	Strömen	Gaserosion				●

● = hauptsächlich wirkend ○ = mitunter wirkend

Tabelle 2.1: Verschleißmechanismen nach Systemstruktur

In der Zahnmedizin unterscheidet man zwischen folgenden Verschleißmechanismen (28):

- Erosion als Substanzverlust bedingt durch chemische Reaktionen und/oder mechanische Einwirkung durch Partikel aus Gasen oder Flüssigkeiten (in der Zahnheilkunde wird der Begriff Erosion vor allem im Zusammenhang mit Säureeinwirkungen gebraucht),
- Attrition als Abrieb durch direkten Zahnkontakt [= 2-Körper-Abrasion] und
- Abrasion durch Partikel [= 3-Körper-Abrasion, s.S. 4], sowohl aus der Nahrung (Demastikation) als auch aus der Umwelt (exogene Ursachen).

Desweiteren wird der Begriff der Ermüdung, im Englischen ‚fatigue‘, auf Füllungs-materialien angewandt, der wiederum in

- ‚bulk fracture‘ (plötzlicher Verlust von großen Füllungsanteilen)
- ‚surface pitting‘ (‚Grübchenbildung‘ auf der Füllungs Oberfläche)
- ‚chipping‘ (größere Absplittungen im Randbereich)
- ‚marginal ditching‘ (Verschleiß der Klebefuge bei Adhäsiv-inlays)

unterteilt wird. Diese Einteilung findet vor allem bei In-vivo-Untersuchungen Verwendung (83).

2.3 Entwicklung der Verschleißsimulation in der Zahnheilkunde

Als eine der ersten überlieferten Verschleißprüfungen wird die Zahnbürstsimulation von Miller im Jahre 1907 erwähnt (76). Da solche Versuchsanordnungen nur Verschleiß durch Erosion und Korrosion erzeugen, können ihre Ergebnisse laut Krejci nur bedingt oder gar nicht zur Prognose des Verhaltens eines Füllungswerkstoffes unter okklusalen Belastungen herangezogen werden (34). Der Beleg dieser Behauptung wurde jedoch nicht erbracht.

Obwohl erst mit zunehmendem Einsatz von Kompositen im Seitenzahnbereich der Bedarf an Verschleißsimulationen unter okklusalen Belastungen stieg, sind die ersten Ansätze bereits im Jahre 1947 bei Boddicker (6) zu finden, der zu diesem Zwecke einen Artikulator benutzte. Wenig später versuchte Slack 1949 die Bedingungen von derartigen Verschleißtests zu standardisieren und machte ein entsprechendes Gerät (‚Taber Abrasor‘ – vom gleichnamigen Autor entwickelt) kommerziell verfügbar. Dieses Gerät besteht aus zwei senkrecht stehenden Reibrädern, die mit Schleifpapier überzogen sind, durch Gewichtskraft auf eine waagrecht befestigten Probe gepreßt werden und darauf rotieren.

Bei Krejci (34) kann man eine tabellarische Auflistung von 108 Publikationen zum Thema In-vitro-Verschleißtests finden, Roulet (71) führt die ersten Untersuchungen dazu ab dem Jahre 1969 auf.

Eine der größten Schwierigkeiten in diesem Gebiet besteht in der Übertragbarkeit von Meßergebnissen sowohl zwischen den einzelnen unterschiedlichen Simulations-umgebungen [(38), (16)] als auch zu dem eigentlichen Ziel, dem voraussichtlichen Verschleißverhalten im Patientenmund unter individuell (Anzahl der Stützzonen, statische oder dynamische Frühkontakte, etc.) als auch situationsbedingt (Knirschen, Pressen, Kauen, usw.) stark variierenden Bedingungen. Aus diesem Grund ist es

notwendig, die Verschleißtests nach Funktionsprinzip (kontaktfrei, Impulsbelastung und/oder uni- bzw. bidirektionale Gleitbewegung) und demnach zu erwartenden Verschleißmechanismen einzuteilen.

Der ‚Taber Abrasor‘ benutzt folglich die Gleitreibung mit gemäß Tabelle 2.1 hauptsächlich zu erwartender Abrasion als Verschleißmechanismus.

Cornell (12) forderte von einer klinisch relevanten Verschleißsimulationsumgebung möglichst genaue Nachahmung der klinischen Bedingungen, mit der Klinik übereinstimmende Ergebnisse und Verschleißmuster, Möglichkeit der Nutzung ohne und mit mildem Abrasiv und rascher Durchführung mit statistisch akzeptablen Fallzahlen. Seine Versuchsanordnung arbeitet mit einer initialen Impulsbelastung und einer nachfolgenden Gleitbewegung (90 Zyklen/min, Belastung: ca. 5 N, freies Abgleiten in die zentrale Fossa der natürlichen Schmelzantagonisten, unter Wasser oder Speisebrei zu testen, gravimetrische Auswertung). Die zusätzliche Impulsbelastung bewirkt eine Oberflächenzerrüttung, folglich ist eine unterschiedliche Gewichtung der Verschleißmechanismen im Vergleich zum Taber Abrasor zu erwarten.

Der von Harrison (27) entwickelte Versuchsaufbau arbeitet ebenfalls mit intermittierenden Belastungen, die 70mal pro Minute für die Dauer von 0,2 s auf die Proben ausgeübt werden, die Probe bewegt sich um 1 mm während der Berührungsphase auf dem Gegenkörper in horizontaler Richtung. Die Stärke der Krafterwirkung erfolgt sinusförmig, es wird ohne Aufsetzimpuls gearbeitet.

Roulet (73) entwickelte eine Verschleißsimulation, die sich hinsichtlich der mechanischen Belastung auf die Materialermüdung durch zyklische mechanische Belastung beschränkt. Gleichzeitig kann eine thermische Wechsellast zugeschaltet werden (Badtemperatur: 4 °C bzw. 65 °C). Es können gleichzeitig 6 Prüfstände mit einer Belastung von max. 72,5 N bei einer Frequenz von 1,6 Hz geprüft werden. Die Auswertung erfolgt durch 3D-Oberflächenprofilometrie anhand von Replika, die vor bzw. nach Belastung mit 500 000 Zyklen angefertigt werden. Roulet (73) stellt fest, daß 500 000 Zyklen, die mit 1,5 Jahren klinischer Belastung verglichen werden, ausreichen, bei auf 37 °C temperierten Proben Ermüdungsphänomene im Kontaktbereich zu bewirken. Eine zusätzliche thermische Belastung führt zu uneinheitlichen Ergebnissen, die auf Creep oder thermische Vergütung zurückgeführt werden können.

De Long (15) entwickelte eine pin-on-block-Versuchsanordnung mit konstanter Belastung und unidirektionalem Bewegungsmuster. Wie Powers (65) anhand seiner Scratch-Tests nachweisen konnte, ist die Oberflächenschädigung bei bidirektionaler

Belastung stärker als bei unidirektionaler Belastung ausgeprägt. Da klinisch reiner Zweikörperkontakt überwiegend bei Parafunktionen wie Knirschen und Pressen auftritt und hier multidirektionale Bewegungen vorliegen, erscheint es also sinnvoll, bei Versuchsanordnungen ohne abrasives Zwischenmedium ein bidirektionales Bewegungsmuster zu wählen.

Powers (66) selbst arbeitete mit einer Verschleißsimulation, die einen Pin aus Prüfmaterial permanent mit 0,18 MPa belastet. Als Gegenkörper wurde SiC-Schleifpapier (600 grit) verwendet. Eine Fräsmaschine diente als Montagebasis für den Grundkörper und als programmierbarer Präzisionskoordinatentisch. Der Gegenkörper wird mit einer Geschwindigkeit von 0,25 cm/s unter der Probe verschoben. Durch ein meanderförmiges Bewegungsmuster wird immer frisches Schleifpapier mit der Probe in Kontakt gebracht. Die sehr ungewöhnliche Verwendung des Pins als Probenträger muß kritisch betrachtet werden, da aufgrund viskoelastischer Vorgänge ein falsches Eingriffsverhältnis erzielt wird.

Im Gegensatz zu Harrison benutzt Krejci (33) repetitive Belastungen mit Aufsetzimpuls, deren Kraftverlauf durch einen rampenförmigen Lastanstieg charakterisiert sind, durch eine Haltezeit und rampenförmige Entlastung. Die Bewegung erfolgt unidirektional unter Anwendung von Thermowechsellast.

Die Arbeitsgruppe Bailey (3) und Rice (69) wählt einen weiteren Ansatz zur Verschleißsimulation. Die von Bailey gewählte Versuchsanordnung entspricht einem Pin-on-disk-Arrangement. Die Maschine besteht aus 5 Prüfständen. Den Gegenkörper stellt ein Pin aus Schmelz dar, während der zu untersuchende Werkstoff als Unterlage auf einer Scheibe dient. Der Schmelzpin wird mit Hohlbohrern als Kern aus den Höckern von Molaren gewonnen und in einer Drehbank nach dem Fixieren auf das Endmaß von 1,5 mm Durchmesser reduziert. Die Stirnfläche des Schmelzzyinders wird mit einem Diamantrad bis zu einer Oberflächenrauhentiefe von 1,0 µm poliert. Die Materialproben wurden mit SiC-Schleifpapieren und Diamantpolierpaste ebenfalls bis zu einer Rauhentiefe von 1,0 µm bearbeitet. Der nominale Radius der Belastungsspur wird mit 6,25 mm angegeben. Die Versuche werden unter fließendem Wasser bei einer Temperatur von 37°C durchgeführt. Durch den konstanten Wasserfluß werden Verschleißpartikel abgeführt. Die Tiefe der Verschleißfurche wird alle 20 min mit einem Wegaufnehmer

gemessen. Die Verschleißtests werden über einen Zeitraum von 18 - 24 h durchgeführt. Die Umlauffrequenz ist regelbar.

Bailey und Rice unterscheiden bei In-vitro-Verschleißsimulatoren Systeme, welche die klinische Situation nachvollziehen, von Systemen, die zur Aufklärung von Verschleißmechanismen dienen (2). Sie kritisieren die gängige Praxis, die klinische Relevanz pragmatisch dadurch zu belegen, daß mit den jeweiligen Versuchsbedingungen eine mit der Klinik übereinstimmende Rangordnung weniger Werkstoffe möglich ist, ohne den Grund für diese Rangordnung zu kennen. Sie vertreten die Auffassung, daß die zahlreichen einstellbaren Parameter der verschiedenen Verschleißsimulatoren hinsichtlich ihrer Bedeutung für den Verschleiß systematisch an einfachen Modellsystemen untersucht werden sollten. Erst wenn diese Zusammenhänge geklärt sind, ist eine Nachbildung des Kauprozesses sinnvoll (38).

Einige Autoren (14) etablierten eine Verschleißsimulation ohne direkten Kontakt von Proben- zu Gegenkörper, die sogenannte ACTA-Maschine (Akademisch Centrum Tandheelkunde Amsterdam).

Sie besteht aus zwei Rädern (die Lauffläche des einen Rades trägt eine Reihe von Probenmaterialien), die mit definiertem Anpreßdruck und geringfügig unterschiedlicher Frequenz (slip) aneinander rotieren und durch Zerdrücken eines definierten Zwischenmediums (Speisebrei, Hirse, o.ä.) die Materialproben verschleifen. Dieses Verfahren dient vor allem der Simulation des Materialverschleisses durch Nahrungsbestandteile (= 3-Körper-Abrasion). Ein großer Nachteil dieser Art der Verschleißprüfung ist allerdings die bedingte Vergleichbarkeit der Ergebnisse selbst bei ähnlichem Versuchsaufbau.

Pallav, DeGee et al. (61) stellten fest, daß bereits kleinere Veränderungen der Dicke des Speisebreifilms oder des Abstands der beiden Räder (Tendenz zur 2-Körper-Abrasion bei kleineren Abständen) ausreichen, um erhebliche Schwankungen der Verschleißraten und sogar der Rangordnung von getesteten Komposit-Materialien zu verursachen. Dies wird auch als mögliche Begründung für Streuungen bei klinischen Studien angegeben.

Zusammenfassend lassen sich die gängigsten Prüfverfahren folgendermaßen klassifizieren:

- 'contact free' (ACTA – Maschine: Grund- und Gegenkörper ohne direkten Kontakt, Abrasion durch Zwischenmedium, z.B. Hirsebrei o.ä., unidirektionaler Abrieb); (14), (61).
- Pin-on-disk (Antagonist wird auf rotierende Scheibe mit Proben gepreßt, Messung des Reibungswiderstandes und Abriebspurttiefe, mit oder ohne Zwischenmedium, unidirektional); (3), (69).
- Pin-on-block (intermittierende variable Belastung möglich, mit oder ohne Zwischenmedium, bi- oder unidirektionale Bewegung oder nur Impulsbelastung); (15), (33).

3-Körper-Abrasion

2-Körper-Abrasion

Die von uns gewählte Versuchsanordnung entspricht dem pin-on-block-Design mit konstanter Belastung, Wasser als Abtransportmedium für Abrasionspartikel und bidirektionalem Bewegungsmuster. Zur Identifikation von Verschleißmechanismen ist es entsprechend der Auffassung von Bailey et al. sinnvoll, zunächst möglichst viele Einflußfaktoren konstant zu halten. Deshalb wurde auf zusätzliche Belastungen wie Thermowechsellast, Alkoholagerung oder Zahnbürstsimulation verzichtet. Von entscheidender Bedeutung muß ebenso die Möglichkeit zum Abtransport der aus Antagonist und Probe entstandenen Verschleißpartikel (=Debris) gesehen werden, da diese den Verschleiß mehr beeinflussen können als der Gegenkörper selbst [(46),(59)].

2.4 Verschleißquantifizierung

Zu Beginn ihrer Entwicklung als Füllungsmaterial erstreckte sich der Verschleiß einer Kompositfüllung über deren gesamte Oberfläche, es bildeten sich mit bloßem Auge erkennbare Stufen zwischen dem Kavitätenrand und der Füllung, daher spielte die Differenzierung von lokalen Verschleißphänomenen eine eher untergeordnete Rolle. Seitdem Komposite als Füllungsmaterial erhebliche Verbesserungen hinsichtlich ihres Verschleißverhaltens erfuhren, ist die Auswertung diesbezüglich mit subjektiven Methoden auf rein optischer Grundlage bei In-vitro-Untersuchungen nicht genau genug. Die Gründe dafür sind neben einem hohen Trainingsaufwand zur Kalibrierung

der Untersucher in deren unterschiedlicher Erfahrung (8), sowie deren Variationsbreite zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu sehen (38).

Bei klinischen Studien hingegen finden immer noch Bewertungsschemata wie die USPHS-Kriterien [nach Ryge (74), modifiziert nach McComb (51) und Pelka (62)], die Leinfelder-Skala (44), die M-L-Skala nach Moffa (60), die Vivadent-Skala nach Bryant (8) oder die ‚step-wedge‘-Skala nach Mair (48) trotz ihrer niedrigen Sensitivität wegen des vergleichsweise geringen Arbeitsaufwands Anwendung. Für die Materialentwicklung hingegen sind diese Verfahren hinsichtlich der Verschleißevaluation zu wenig diskriminierend (73).

Im Zusammenhang mit der in jüngster Zeit stetig verbesserten Verschleißresistenz dentaler Komposite gegenüber Kaubelastungen ist folglich die Differenzierung von Lutz (47) in Verschleißareale mit (OCA = occlusal contact area) oder ohne (CFA = contact free area) direkten Antagonistenkontakt zu sehen, da okklusale Kontakte ein ungleichmäßiges Verschleißmuster und andere Verschleißmechanismen hervorrufen. Die Kontaktflächen sind jedoch einer ständigen Veränderung unterworfen. Sie sind nicht als statische Gegebenheit, sondern als Teil eines dynamischen Prozesses zu betrachten. Abbildung 1.2 stellt die Änderung eines Kontaktpunktbereichs zu den Zeitpunkten t_0 , t_1 und t_2 dar.

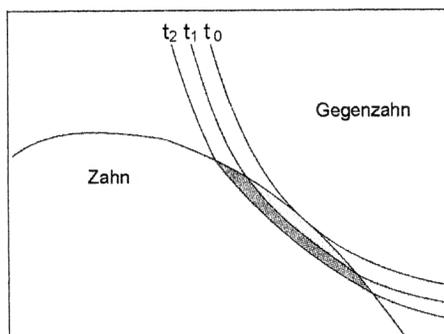


Abb. 1.2: dynamische Kontaktflächenveränderung

Ebenso ergibt sich das Problem der Definition der berührungsfreien Zone (OCA-Bereich): ab welchem Abstand zwischen den Körpern (im mikroskopischen Maßstab) gilt ein Bereich als kontaktfrei, ab welchem nicht (siehe Adhäsion, S. 5)?

Die Auswahl des Antagonisten wird von den meisten Autoren unterschiedlich gehandhabt. Am weitesten verbreitet ist der Pin mit einer zylindrischen Form und damit einer kreisförmigen Auflagefläche auf der Probe. Diese Fläche jedoch von Anfang an vollkommen plan auf die Probenoberfläche einzustellen, stellt sich in der Praxis als schwierig heraus. Phillips erwähnte diese Problematik 1971 explizit in einer Publikation.

Wenn die Auflagefläche nicht parallel ausgerichtet werden kann, steigt der Verschleiß initial stark an, da die vorstehende Kante wie ein Pflug wirkt. Aus diesem Grund wählen wir als Antagonistenform eine Halbkugel. Ein Nachteil dieser Form ist die sich im Laufe des Versuchs vergrößernde Auflagefläche, die andererseits ebenfalls vermessen werden kann (wie bei uns erfolgt) und natürlichen anatomischen Verhältnissen sehr viel näher kommt.

Hinsichtlich der Entwicklung von Methoden zur Verschleißmessung im zahnmedizinischen Kontext sei auf die Übersichtsarbeiten von Kunzelmann (38), Mehl (53), Eick (19), Roulet (72), Kreulen (37) und Teuffel (80) verwiesen, es wird im Folgenden nur ein kurzer Überblick gegeben: je nach Gliederungsschema lassen sich die Meßmethoden in verschiedene Kategorien einteilen. Krejci (29) faßt lediglich die Publikationen über Verfahren zur quantitativen Verschleißmessung auf der Grundlage der verschiedenen Sensoren zur Datenerfassung (Tab. 2.2) zusammen.

Verschleißmeßverfahren in der Zahnmedizin	
Optische Meßverfahren	Laserinterferometrie Holographie Stereofotogrammetrie Reflex-Mikroskopie Moiré-Topographie Replikaschnitte Stereomikroskopie 3-Koordinaten-Tisch 3D-Mikroskopie Occlusal mapping Laserscanning
Rasterelektronenoptische Meßverfahren	Stereofotogrammetrie Füllerhöhe (REM) Kavitätenwandhöhe
Volumetrische Meßverfahren	Volumetrie
Mechanische Meßverfahren	Profilometrie 3-Achsen-Mikrometrie
Mechanische computergestützte Meßverfahren	MTS-Extensometer (Minnesota) MC-GCM-System (Michigan) 3D-Scanner (Zürich)

Tabelle 2.2: Verschleißmeßverfahren in der Zahnheilkunde (38)

Eine Analyse zu den einzelnen Methoden findet sich bei Kreulen (37).

Neben der Einteilung nach den Verfahrensweisen kann man auch nach der Art der ermittelten Werte unterscheiden: das Prinzip der Punkt- (40), Linien- (47), Flächen- (70) oder Volumenmessung. Während bei der Punkt- und Linienmessung die Gefahr besteht, nicht-repräsentative Bereiche auszuwerten, ist bei der Flächenmessung der Nachteil zu berücksichtigen, daß breite, flache Abrasionsspuren (beeinflusst durch die Härte des Gegenkörpers) überbewertet werden.

Die von uns gewählte Volumenmessung birgt bei In-vitro-Versuchen mit überwiegend 2-Körper-Abrasion die geringste Gefahr von Über- oder Unterbewertung des Verschleisses, da nicht wie in klinischen Untersuchungen oder aufwendigeren Simulationen zwischen kontaktfreien Bereichen und Kontaktpunkten differenziert werden muß.

2.5 Ziel der Untersuchung

Kommerziell erhältliche Komposite unterscheiden sich in vielen Punkten (z.B. Matrixzusammensetzung und -anteil, Füllkörperform und -menge bzw. -verteilung, Initiatormenge). Daher ist eine sinnvolle Interpretation von deren Verschleißwerten nur schwer durchzuführen.

Unter anderem auch aus diesem Grund führten wir unsere Versuche mit experimentellen Materialien durch, bei denen bewußt nur wenige Parameter variiert wurden. So ist es möglich, den Einfluß des jeweiligen Parameters auf den Verschleiß zu ermitteln.

Der erste Teil der Versuche (Vergleich Steatit – Degussit) diente unter anderem dazu, den schwierigen Ablauf zu trainieren und die Meßgenauigkeit des Systems herauszufinden (siehe 4.3.1 und 4.3.2).

3 Material und Methode

3.1 Die Materialien

3.1.1 Die Komposite

Es wurden insgesamt 21 experimentelle Komposite der Firma Vivadent (Schaan, Liechtenstein) auf ihr Verschleißverhalten untersucht. Diese Materialien sind zum Zwecke der Grundlagenforschung in Kooperation mit der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität zusammengestellt worden. Im Folgenden werden die Kodierungen C1 bis C5 für die Komposite mit der Zusammensetzung nach Tabelle 3.1 verwendet (es werden aus Gründen der Übersichtlichkeit nur die Komponenten angegeben, deren Werte entscheidend variieren, alle Angaben in **Gewichtsprozent**):

	Füllkörper		
	35%	55%	75%
C1			1 µm
C2		1 µm	
C3	1 µm		
C4			6 µm
C5			15 µm

Tabelle 3.1: C1-C5 (Alle Komposite dieser Gruppe enthalten 3% Verdickungsmittel, der Rest ist Monomeranteil)

□ = Variation der Füllkörpergröße (C1, C4 und C5)

■ = Variation der Füllkörpermenge (C1, C2 und C3)

Die Untersuchungen mit diesen Werkstoffen dienten zum einen der Validierung von Verschleißdaten gleicher Werkstoffe unter gleichen Prüfungsbedingungen bei unterschiedlichen Untersuchern (siehe Abschnitt 4.1), zum anderen dem Vergleich der zwei Antagonistenausführungen Steatit und Degussit (siehe Abschnitt 3.1.2).

Material und Methode

Über die unterschiedliche Zusammensetzung der Komposite mit der Kodierung C13 bis C29 geben Tabelle 3.2 bis 3.4 Aufschluß:

	C13	C14	C15	C16	C17
Monomer- und Polymeranteil	26,85	35,54	43,43	51,33	59,23
Füllkörperanteil (1µm) in Gew.-%	63,00	52,00	42,00	32,00	22,00

Tabelle 3.2: 1µm-Füllkörper-Komposite (3% Verdickungsmittel, Photoinitiator<1%, Additive<0,1%)

	C18	C19	C20	C21	C22
Monomer- und Polymeranteil	26,85	35,54	43,43	51,33	59,23
Füllkörperanteil (14µm) in Gew.-%	63,00	52,00	42,00	32,00	22,00

Tabelle 3.3: 14µm-Füllkörper-Komposite (3% Verdickungsmittel, Photoinitiator<1%, Additive<0,1%)

	C23	C24	C25	C26	C27	C28	C29
Benzylmethacrylat	0,00	0,46	0,90	1,36	1,8	2,71	3,61

Tabelle 3.4: Quervernetzer-Komposite (Füllkörperanteil: 81,9%; Photoinitiator<1%, Additive<0,1%)

Die erste Gruppe (C13 - C17, Tabelle 3.2) besteht aus Kompositen mit kleinen Füllkörpern von einem Mikrometer, innerhalb dieser Gruppe wird die Menge variiert.

Die zweite Gruppe (C18 - C22, Tabelle 3.3) entsprechend mit 14 Mikrometer großen Füllkörpern mit genau gleichen Mengenvariationen. Dadurch können innerhalb einer Mengenvariation die Füllkörpergrößeneffekte verglichen werden.

Die dritte Gruppe dient der Untersuchung des Einflusses der Benzylmethacrylatmenge als wesentlicher Träger der Matrixeigenschaften des Komposits.

Damit die Versuchsergebnisse nicht durch möglicherweise unterschiedliche Bedingungen in den einzelnen Kammern beeinflusst wurden, testeten wir die Komposite nach jedem Lauf in einer anderen Kammer nach einem vorher festgelegten Rotationsprinzip.

Material und Methode

Kammer/Lauf (=Serie)	1	2	3	4	5	6	7	8
BA	C1	C1	C2	C2	C3	C3	C4	C4
BB	C2	C2	C3	C3	C4	C4	C1	C1
BC	C1	C1	C2	C2	C3	C3	C4	C4
BD	C5	C5	C1	C1	C2	C2	C3	C3
BE	C4	C4	C5	C5	C1	C1	C2	C2
BF	C3	C3	C4	C4	C5	C5	C1	C1
BG	C2	C2	C3	C3	C4	C4	C5	C5
CA	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20
CB	C21	C22	C23	C24	C25	C26	C27	C28
CC	C29	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19
CD	C20	C21	C22	C23	C24	C25	C26	C27
CE	C28	C29	C13	C14	C15	C16	C17	C18
CF	C19	C20	C21	C22	C23	C24	C25	C26
CG	C27	C28	C29	C13	C14	C15	C16	C17
CH	C18	C19	C20	C21	C22	C23	C24	C25
CI	C26	C27	C28	C29	C13	C14	C15	C16
CJ	C17	C18	C19	C20	C21	C22	C23	C24
CK	C25	C26	C27	C28	C29	C13	C14	C15
CY	C13	C14	C15	C16	C17	C18	C19	C20
CZ	C21	C22	C17	C18	C19	C20	C21	C22

Tabelle 3.5: Belegungstabelle der Kammern in den einzelnen Läufen, die beiden grafisch hervorgehobenen Serien sind mit Steatit-Antagonisten ausgeführt worden

3.1.2 Die Antagonisten

In den ersten beiden Läufen zu je acht Kammern (siehe Methode, S.18 ff.) kamen Steatit-Gegenkörper zum Einsatz (siehe Tab. 3.5), die bis dato standardmäßig verwendet wurden. Die Steatit-Halbkugeln (Höchst-CeramTech AG, 95615 Marktredwitz) bestehen aus Magnesiumsilicat und wurden aufgrund ihrer schmelzähnlichen Reibung und Härte bereits von Wassell (82) als standardisiertes Ersatzmaterial für Zahnschmelz genutzt. Sie dienten zur Kalibrierung unserer Versuchsergebnisse mit denen von G. Hägler, der 1996 die Komposite C1 bis C10 mit Steatit-Antagonisten prüfte (26).

Die verschleißfesteren Degussit-Halbkugeln (Feldmühle AG, 24941 Flensburg) aus Aluminiumoxyd wurden in allen weiteren Serien eingesetzt, zunächst in fünf Läufen mit C1 bis C4, dann mit den Kompositen C13 bis C29.

Anhand der ersten Läufe sollte Degussit mit Steatit verglichen werden.

3.2 Vorgehensweise am Kausimulator

3.2.1 Technischer Aufbau

Für die Versuche benutzen wir den Kausimulator Typ „München“ der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwigs-Maximilians-Universität München, der von K.-H. Kunzelmann (38) entwickelt wurde.

Dieses Gerät gliedert sich in die Funktionsgruppen Mechanik, Pneumatik, Thermolasteinheit und Systemsteuerung. Die Gruppe Mechanik enthält acht Prüfstände, die in einem Stahlrahmen montiert sind (Abb. 3.1)

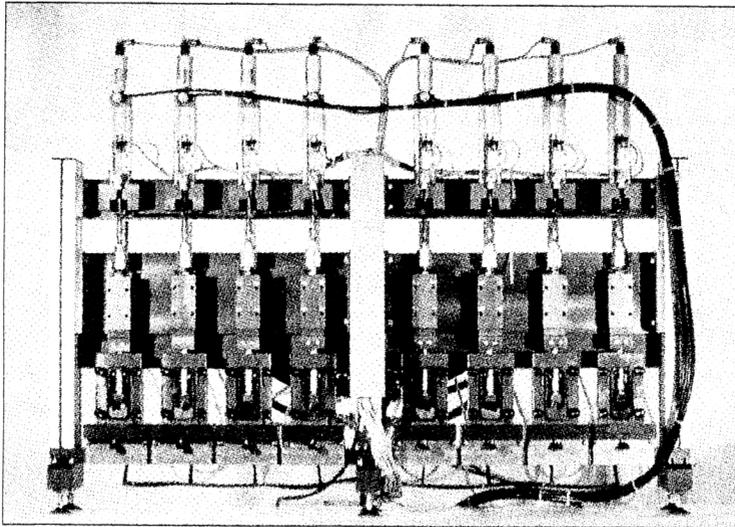


Abbildung 3.1: Kausimulator der Universität München, Funktionsgruppe Mechanik

Jeder Prüfstand besteht aus einer Aluminiumkammer mit insgesamt 4 Zu- und Abflußbohrungen für Thermowechselast (Kalt- und Warmwasserzu- und -abfuhr). Bei unseren Tests wurde nur der Kaltwasserkreislauf für die Flutung der Kammern mit 37°C warmem destillierten Wasser benutzt. Das Wasser wird durch ein Wasserbad (Fa. Haake Konstruktionstechnik GmbH, 46354 Südlohn) erhitzt und über Pumpen und mechanische Drosselregler in gleichmäßiger Zirkulation gehalten.

Die vertikale Last kann zwar durch Druckluft variabel generiert werden, in unserem Fall wurde aber eine konstante vertikale Gewichtskraft, gewährleistet durch an die Vertikalzylinder angebrachte Gewichte (50N), gewählt.

Die Kammern sind auf einen horizontalen Verschiebetisch montiert, dessen Bewegungsbereich über Endanschläge im Bereich von 0 - 8 mm mit einer Genauigkeit von 10 µm variiert werden kann.

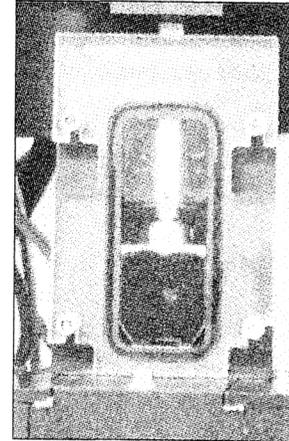


Abbildung 3.2: Kausimulatorkammer

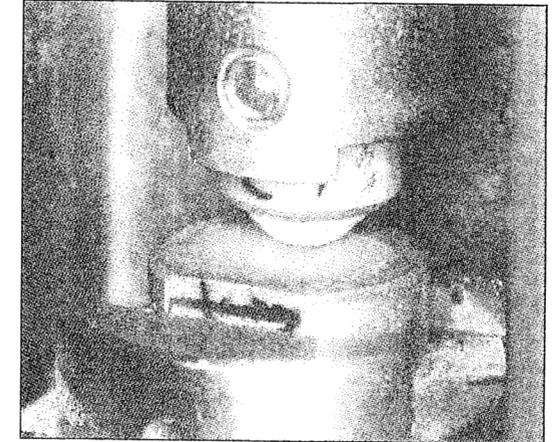


Abbildung 3.3: Antagonist auf Probenkörper

Nach Powell (64) sollte die Weglänge größer als der zweifache Durchmesser des Gegenkörpers sein, da überlagerter Creep verringert wird und damit die Verschleißpartikel aus dem Kontaktbereich zwischen Grund- und Gegenkörper frei werden und weggespült werden können. Durch Filter (Sartopure PP Capsule, Fa. Sartorius AG, 75038 Oberderdingen) und Sammelbecken mit Möglichkeit zur Sedimentierung wird sichergestellt, daß sie aus dem Kreislauf entfernt werden.

3.2.2 Die Probenhalter

Die Komposite wurden in Probenhalter für den Kausimulator appliziert, 40 s in dem Lichtofen Dentacolor XS der Firma Kulzer polymerisiert und dem Drehscheibenschleifer VP 100 der Firma LECO (LECO Technik GmbH, 40882 Ratingen) mit Schleifpapier der Körnungsgröße P1000 plangeschliffen. Sie wurden den Kammern entsprechend von 1 bis 8 durchnummeriert und am Metallrand des Probenhalters markiert (Abb.3.4).

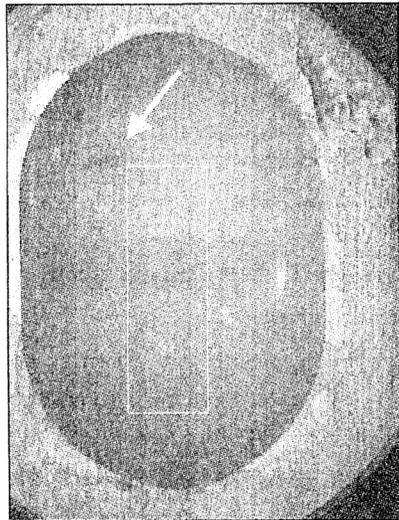


Abbildung 3.4: Probe mit Abriebspur, Markierung (Pfeil) und Auswertbereich (Rechteck)



Abbildung 3.5: Probenhalter-Aufnahmeblock

Nach den ersten 500 Zyklen (ein Zyklus entspricht einer horizontalen Vor- und Zurückbewegung der Kammer mit konstanter Gewichtskraft von 50 N des Vertikalzylinders) erfolgte die erste Abdrucknahme bei Steatit-Antagonisten, bei den Degussit-Antagonisten nach 6000 Zyklen. Es wurde eine Markierung neben der nun gerade sichtbaren Abrasionsspur eingeschliffen, um beim Vermessen der Spur immer denselben Bereich auszuwerten (siehe Pfeil und Rechteck in Abb. 3.4).

Diese Probenhalter befanden sich zur exakten Fixierung innerhalb der Kammern in eigens dafür angefertigten Aufnahmeblöcken, die wiederum an der Kammerhinterwand fest verschraubt wurden. Dies diente dazu, eine genaue Repositionierung zu ermöglichen und zu verhindern, daß der Antagonist bei einem eventuell vorhandenen

Spiel zwischen Aufnahmeblock und Kammer eine unregelmäßige Bahn auf der Kunststoffoberfläche nimmt.

3.2.3 Probenabformung

Die Abdrucknahme der Proben erfolgte nach 500, (2500, 4000,) 6000, 10000, 30000 und nach 50000 Zyklen. Nach 50000 Zyklen war jeweils eine Serie bzw. Lauf beendet.

Dazu schraubten wir die Probenhalter aus den Aufnahmeblöcken in den einzelnen Kammern, steckten sie in richtiger Reihenfolge, mit der gravierten Nummer nach rechts unten zeigend (Probenabformhalter senkrecht positioniert) in einen eigens für

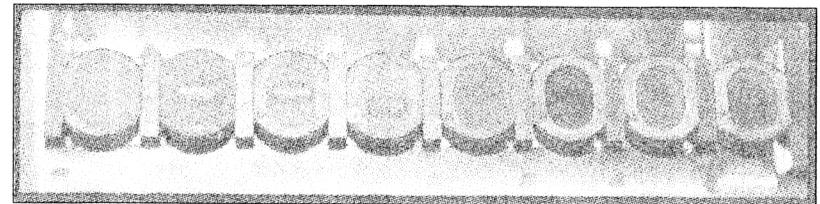


Abbildung 3.6: Probenabformhalter

diese Zwecke angefertigten Probenabformhalter (Abb. 3.6) und fertigten einen Abdruck mittels des Zweiphasenabformmaterials Permadyne bzw. Permadyne Garant der Firma ESPE (ESPE Medizin- und Dentaltechnik, 82229 Seefeld) an.

3.2.4 Die Antagonistenhalter

Im Gegensatz zu den Probenhaltern haben die Fassungen für die Antagonisten eine

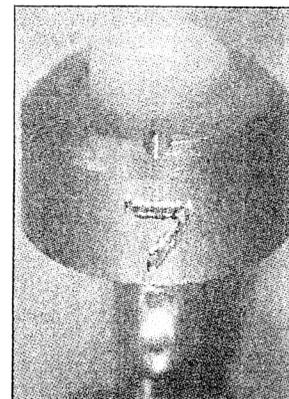


Abbildung 3.7: Antagonistenhalter

kreisrunde Form, was eine exakte Reposition in der Kammerhalterung nach einer zeitweiligen Entfernung zwecks Abformung unmöglich macht. Sie wurden auf einer Seite mit einer Rille durch einen Schleifkörper versehen, um bei der Abdrucknahme eine einheitliche Ausrichtung zu erzielen. Die Antagonisten selbst wurden beidseits an Flächen, die voraussichtlich außerhalb der Kontaktflächen mit der Probe liegen würden, angeschliffen. Dies geschah, um nach dem Vermessen die dreidimensionalen Bilder der Antagonistenhalbkugeln besser mit dem Auswertungsprogramm zur Deckung bringen zu können.

3.2.5 Antagonistenabformung

Sofern eine Abformung eines Zwischenstadiums eines Laufes notwendig war (hauptsächlich im Falle der Steatit-Antagonisten, die sich wesentlich stärker als die in der Folge verwendeten Degussit-Antagonisten abnutzten), formten wir diese ab, ohne sie aus der Halterung zu schrauben, da sonst keine exakte Reposition nach einer Abdrucknahme zu gewährleisten wäre. Folglich plazierten wir Förmchen mit dem Abformmaterial, das auch für die Proben Anwendung fand, unter die Antagonistenhalbkugeln (Abb 3.8).

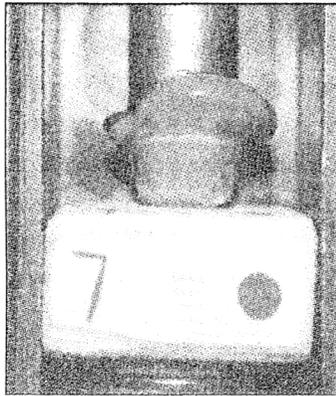


Abbildung 3.8: Antagonistenabformhalter

Bei den Degussit-Antagonisten wurde diese Abformung nur nach 6000 Zyklen jedes Laufes

durchgeführt, bei Steatit-Antagonisten mit jeder Probenabformung. Vor Beginn und nach Beendigung der Läufe sind von den Antagonisten beider Typen mit den gleichen Abformhaltern wie für die Proben Abdrücke hergestellt worden.

3.2.6 Modellherstellung

Die so gewonnenen Abformungen wurden nach mindestens einer Stunde Standzeit mit weißem Fuji-Rock® ausgegossen, so daß von jedem Zwischenstadium eines Laufes Gipsblöcke mit jeweils acht Replikas von Proben bzw. Antagonisten entstanden.

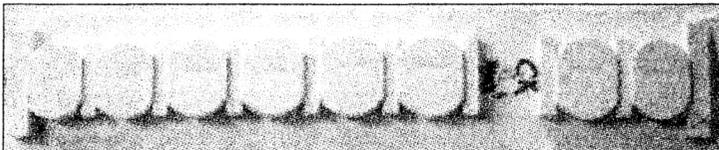


Abbildung 3.9: Gipsmodell

3.3 Der 3D-Laser-Sensor

Die Gipsmodelle wurden nach endgültiger Aushärtung unter den von Mehl (56) entwickelten 3D-Lasersensor zum Vermessen gelegt (Abb. 3.10).

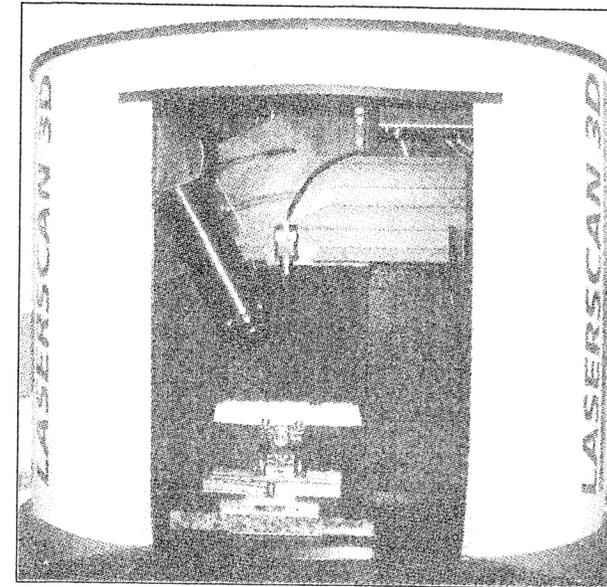


Abbildung 3.10: Lasersensor

Bei diesem Verfahren fährt ein Laserstrahl mit der Wellenlänge 633 nm die zu vermessende Oberfläche ab, wird von dem Objekt reflektiert und mit einer Videokamera aufgefangen.

Dieses Gerät arbeitet nach dem Triangulationsprinzip mit Optimierung der Auflösung durch Subpixelinterpolation und genauer Eichung durch 'High-Resolution-Plates' (56). Aus dem optischen Versatz der reflektierten Strahlen wird die Höhe der Oberflächenpunkte errechnet.

Ein Lichtstrahl einer Laserdiode, durch eine zylindrischen Linse gebündelt, wird auf das Objekt geworfen. Die Enge des Strahls wird durch die folgende Gleichung bestimmt:

$$I(v_x, v_y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} x_a(x, y) \exp[-2\pi i(xv_x + yv_y)] dx dy$$

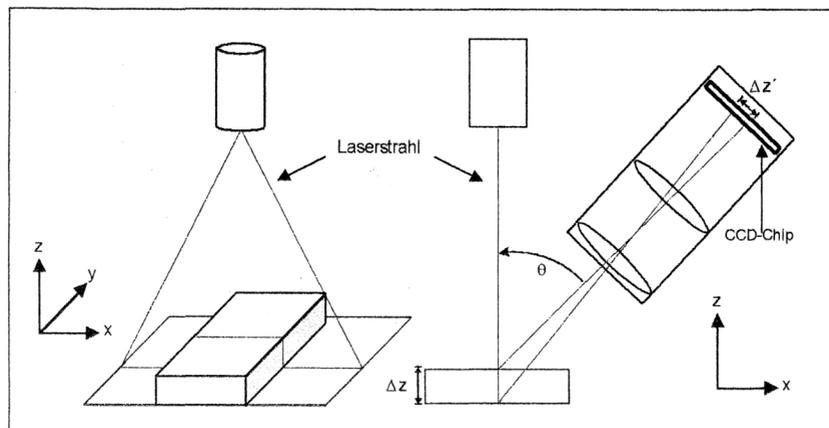


Abbildung 3.11: Schemazeichnung Triangulationsprinzip

Der Laserstrahl trifft auf den CCD-Chip mit dem Triangulationswinkel θ auf. Die Höhenangabe (Δz) jedes Oberflächenpunktes ist in der lateralen Verschiebung $\Delta z'$ auf dem CCD-Chip impliziert. Die Beziehung ist über einen Skalierungsfaktor β durch diese Gleichung gegeben:

$$\Delta z' = \beta \cdot \Delta z \cdot \sin \theta$$

Der Skalierungsfaktor β ist als das Verhältnis zwischen realer Objektgröße und der Bildgröße nach Projektion definiert. Der Triangulationswinkel θ muß als Kompromiß der praktischen Durchführung (Schattenbildung bei großen Werten) und der Meßgenauigkeit (schlechtere Auflösung bei kleinen Werten) möglichst günstig gewählt werden. Bei unseren Versuchen ist er auf 30° eingestellt worden, was sich in zahlreichen Vorversuchen als am besten geeigneter Wert erwiesen hat.

Aufgrund ihrer (fertigungstechnisch bedingten) maximalen Pixelauflösung erlauben konventionelle CCD-Kameras nur eine Differenzierung 512 verschiedener Höhenwerte. Durch Subpixelinterpolation oder -schätzung hingegen können kontinuierliche Werte entdeckt und somit die Genauigkeit stark erhöht werden.

Die theoretisch mögliche Auflösung wird durch sogenanntes 'speckle' - Rauschen limitiert, das bei kohärentem Licht in Form von statistisch verteilten dunklen und hellen Flecken auf rauen Oberflächen durch Interferenzphänomene auftritt. Bei dem von uns verwendeten Lasersensor wurde das Rauschen nahezu um den Faktor 5 auf eine Meßgenauigkeit von $4,8 \mu\text{m}$ durch technische Optimierungsmaßnahmen reduziert.

Mittels einer theoretisch möglichen Abtastrate von über 5000 Oberflächenpunkten pro Sekunde, einer durchschnittlichen Meßzeit von 40 ms pro Linie und einer Linienanzahl von 80 Stück bei der Probenvermessung und 200-240 Stück bei der Antagonistenvermessung sind Meßzeiten von 5 bis 15 Sekunden je nach Größe und Komplexität des Objektes für unsere Untersuchungen zu veranschlagen.

Die Auflösung des Gerätes beträgt in z-Richtung $5 \mu\text{m}$, in x-Richtung $25 \mu\text{m}$ (durch den CCD-Chip limitiert) und in y-Richtung ca. $2 \mu\text{m}$ (mechanisch durch den Verschiebetisch bedingt) mit einem Tiefenmeßbereich von ca. 1 cm bei der kleineren, von uns verwendeten Ausgabe des Lasersensors.

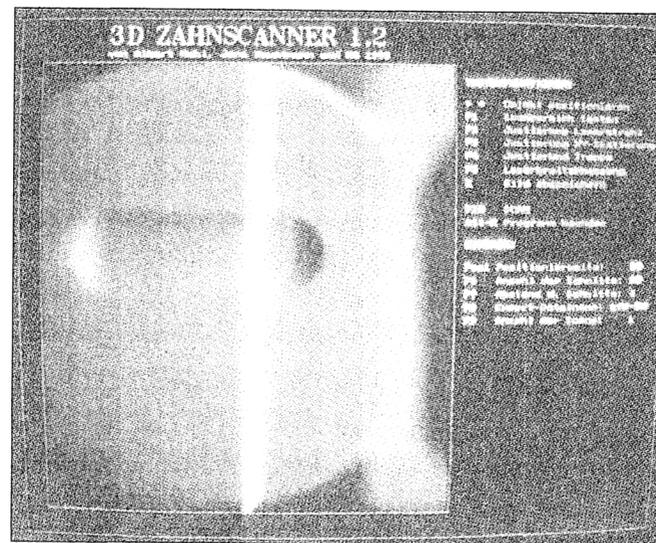


Abbildung 3.12: Screenshot Scanprogramm

Die Steuerung der Elektromotoren des Verschiebetisches und die Erfassung der Daten übernahm ein IBM-kompatibler PC mit einem dafür von Mehl, Hauptmann und Gloger entworfenen Programm (55). Die Daten wurden zu einem dreidimensionalen 'Bild' zusammengefügt und zur Weiterverarbeitung über Netzwerk automatisch auf Unix-Rechner übertragen.

3.4 Verschleißmessung durch den Computer

Die Auswertung der so entstandenen dreidimensionalen 'Bilder' fand mit dem für den Lasersensor von W. Gloger (24) entwickelten Programm „Match-3D“ statt. Die Darstellung der dreidimensionalen Dateien auf dem Bildschirm erfolgt, indem die z-Koor-



Abbildung 3.13: Graustufendarstellung des Auswertbereichs einerer Probenspur

daten in unterschiedliche Graustufen umgesetzt werden (Abb. 3.13). Dieses Programm ist dazu in der Lage, trotz freier Positionierung der Ausgangsmodelle (baseline) und Nachuntersuchungsmodelle (follow-ups) nach Markierung und Nichtberücksichtigung der Bereiche, in denen Veränderungen sichtbar oder zu erwarten sind, zwei dieser Dateien zu überlagern bzw. zur Deckung zu bringen und ein Differenzbild zu berechnen. Das Prinzip der hierzu verwendeten referenzfreien Superpositionierung wird nachfolgend kurz erläutert. Die Datensätze von baseline- und follow-up - Oberflächenpunkten können in parametrischer Form derart dargestellt werden:

$$\{\vec{r}_n\}, \vec{r}_n = \vec{r}_n(x_n, y_n) \quad n=1, \dots, N$$

Die Verschiebung beider Oberflächen zueinander kann in je drei Komponenten der Rotation (α, β, γ) und der Translation (t_1, t_2, t_3) beschrieben werden:

$$\vec{r} \rightarrow T(\vec{r}) = R(\alpha, \beta, \gamma) \cdot \vec{r} + t$$

Sowohl die Rotationswinkel (α, β, γ : bilden die Rotationsmatrix R) als auch die Translationsvektorkoordinaten (t) sind unbekannt. Sie müssen aus den zur Verfügung stehenden Datenpunkten mit einem nichtlinearen Gleichungssystem errechnet werden. Da die Bilder durch Meßfehler (Sensorrauschen, Abdruck- und Modellvariationen, Verschleißareale, etc.) nicht exakt übereinstimmen, muß durch iterative Annäherung der resultierende Unterschied möglichst gering gehalten werden. Dies geschieht über den sogenannten quadratischen Restfehler:

$$E(\alpha, \beta, \gamma, t_1, t_2, t_3) = \sum_{x_1, y_1, x_2, y_2} |\vec{r}_1(x_1, y_1) - \vec{r}_2(x_2, y_2)|^2$$

x_1, y_1 und x_2, y_2 stellen die Koordinaten eines korrespondierenden Punktepaars dar.

Vor allem im Zusammenhang mit der Antagonistenhalbkugelvermessung bedeutsam ist die Tatsache, daß bei der Berechnung der z-Werte nicht einfach die Differenz dz zwischen den Werten z_n und z_n' eines Punktepaars herangezogen wird, sondern über den Abstand d eines Punktes des Ausgangsbildes zur Tangentenebene durch den korrespondierenden Punkt des Nachuntersuchungsbildes ermittelt wird (38).

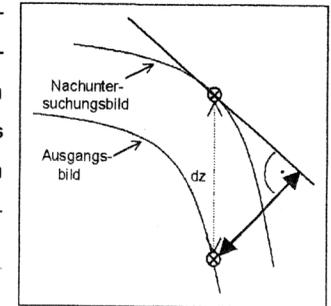


Abbildung 3.14: z-Wert-Ermittlung (durchgezogener Pfeil)

Wie in Abbildung 3.14 angedeutet, wird dadurch eine Überbewertung steiler Bereiche infolge der Quadrierung weitestgehend vermieden.

Bei der Auswertung der plangeschliffenen Proben hingegen mit Abriebspuren, die selten tiefer als 2 mm sind, würde durch diesen Algorithmus kein nennenswerter Vorteil entstehen, abgesehen davon, daß hier ein anderes Verfahren verwendet wird, welches später noch ausgeführt wird.

Zur Minimierung des Fehlers kommen folgende Strategien zum Einsatz (68):

- (a) Das Gradienten-Verfahren mit Schrittweitenadaptation (in der neuronalen Netzwerktheorie als 'backpropagation of error' bekannt)
- (b) Konjugierter Gradientenabstieg
- (c) Levenberg-Marquardt's nichtlineare Annäherung

Der Überlagerungsprozeß wird als erfolgreich bezeichnet, wenn die Differenzwerte in bekannterweise identischen Regionen ein Rauschen nahe an der Meßgenauigkeit des Sensors aufweisen. Variante a ist gewöhnlich ausreichend, kann aber manchmal durch Variante b im Endstadium der Minimierung gut ergänzt werden. Die dritte Variante erweist sich bei bereits anfänglich guter Annäherung als nützlich.

Wie oben erwähnt, kann der Untersucher interaktiv durch Polygone oder Ellipsen für die Überlagerungsprozedur Bereiche auswählen oder eliminieren. Die Oberflächenpunkte, deren Unterschied einen Schwellenwert überschreiten (Meßfehler, s.S. 26), werden komplett durch das Programm ausgesondert und beeinflussen diesen Vorgang in keiner Weise mehr. Dies geschieht über das Prinzip der dynamischen Maskierung, welches das Kriterium anwendet, ob deren Differenz ein vorgegebenes, statistisch definiertes Maß an Standardabweichungen größer ist als als der Mittelwert

der Differenzen. Diese Punkte werden zunächst aus dem laufenden Vorgang ausgeschlossen, bei der folgenden Wiederholung dagegen allesamt Neubewertet (38). Zusätzlich können zu diesem automatischen Verfahren eine willkürliche Anzahl von auf den Bildern augenscheinlich korrespondierenden Punkten ausgewählt werden, um dem Überlagerungsalgorithmus einen ersten Ansatz zu liefern, von dem ausgegangen werden soll. Dies wurde in unserem Fall jedoch selten benötigt, da dieses Hilfsmittel erfahrungsgemäß erst ab Rotationswinkeln von über 20° und einer Verschiebung von über 5 mm zueinander benötigt wird, unsere Modelle fast immer genauer plaziert werden konnten.

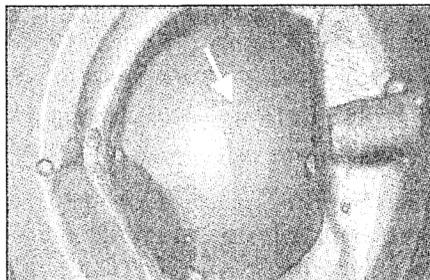


Abbildung 3.15: Graustufendarstellung Antagonist mit Abrieb (Pfeil)



Abbildung 3.16: Differenzbild eines Antagonisten mit Abriebsverlust (rot)

In dem Differenzbild werden negative Höhendifferenzen (follow-up- zu baseline- Modell) durch die Intensität von Rottönen dargestellt (Abb. 3.16), positive Abweichungen durch Graustufen.

Dieses Verfahren wurde für die Vermessung des Verschleißvolumens der Antagonistenhalbkugeln herangezogen.

Für die Proben wurden einfach die Randbereiche außerhalb der sichtbaren Abrasionsspur zur Ermittlung einer Nullebene verwendet, da die Proben vor der Kausimulation, wie in der Methodik angegeben, plangeschliffen wurden.

Die Differenzen zwischen der Nullebene und den gemessenen negativen Höhenwerten bilden mit der Grundfläche des tieferliegenden Areals das Verschleißvolumen.

Dabei wurden Meßwerte bis zu 7 µm oberhalb der Nullebene vernachlässigt, da die Meßgenauigkeit des Verfahrens bedingt durch Abdruckfehler, Modellfehler oder Sensorrauschen eine genauere Interpretation kaum erlaubt.

Die Werte werden von dem Programm tabellarisch zusammengefasst und als ASCII-Datei zur weiteren Auswertung (z.B. durch Excel oder SPSS) ausgegeben.

```
file_name = "dif-ch3-50.xv"
file_type = "implicit 3D"
res_x = 512
res_y = 220
org_x = 0.000
siz_x = 28.043
ext_x = 14358.016
org_y = 0.000
siz_y = 25.000
ext_y = 5500.000
n_defined = 26903
n_def_perc = 23.88%
min = -54.009
max = 497.743
mean = -1.751
stddev = 12.416
quant(2.00%) = -24.280
quant(5.00%) = -18.829
quant(10.00%) = -14.189
quant(20.00%) = -9.677
quant(50.00%) = -2.131
quant(80.00%) = 4.596
quant(90.00%) = 12.513
quant(95.00%) = 18.820
quant(98.00%) = 23.087
n_def_pos = 10354
n_def_neg = 16549
volume_pos = 6.0624E+07
volume_neg = -9.3649E+07
volume_tot = -3.3025E+07
```

Abbildung 3.15: Ausgabedatei

Die Ausgabedateien bzw. bereits die Scandateien wurden nach folgenden System benannt, um eine automatische Auswertung zu ermöglichen (siehe „file_name“):

Antagonisten wurden mit dem

- Buchstabencode des zugehörigen Laufes, im obigen Fall CH,
- der Kammernummer,
- einem Bindestrich und der
- Zyklenzahl geteilt durch Tausend, hier z.B. 50(000)

benannt.

Die Proben wurden entsprechend ohne Bindestrich und der Zyklenzahl durch Hundert geteilt benannt, denn diese wurden bereits nach 500 Zyklen das erste Mal vermessen.

3.5 Statistische Auswertung

Zur Auswertung wird die gesamte Volumendifferenz (vol_tot – siehe Abb 3.15) und der Mittelwert der Höhendifferenzwerte (mean) zwischen baseline- und follow-up-Modell je Objekt herangezogen. Die Daten werden je Gruppe innerhalb und insgesamt untereinander durch eine Varianzanalyse auf signifikante Unterschiede mit dem Post-hoc-Test nach Bonferroni geprüft. Die untersuchten Gruppen sind wie folgt:

1) Steatit-Degussit – Antagonisten	2) Kompositvariationen
a) Steatit	a) 1µm-Komposite ≙ C13-C17 (22, 32, 42, 52, 63% Füller)
b) Degussit	b) 14µm-Komposite ≙ C18-C22 (22, 32, 42, 52, 63% Füller)
} getestet gegen C1-C4	
	c) Quervernetzerkomposite ≙ C23-C29 (0, 0.5, 0.9, 1.4, 1.8, 2.7, 3.6 % BMA)

3.6 REM – Analyse

Die Proben wurden nach beendeter Verschleißprüfung unter dem Rasterelektronenmikroskop des anatomischen Institutes der Ludwig-Maximilians-Universität München untersucht. Die Abriebspur auf den Proben wurde bei 200facher Vergrößerung in die Bildmitte justiert, dann erfolgte die weitere Vergrößerung in folgenden Schritten:

540x, 1000x, 2000x, 4000x, 6000x und 10000x

Jedoch ergaben nicht alle Vergrößerungsstufen brauchbare Bilder, die Untersuchung der kontrastarmen glatten Oberfläche stellte sich als schwierig heraus. Es konnten aber einige interessante Erkenntnisse aus den Bildern gezogen werden.

4 Ergebnisse

4.1 Steatit-Antagonistenläufe

Am Anfang unserer Versuche standen 7 Läufe mit den experimentellen Materialien C1 bis C5 (Aufschlüsselung siehe Material und Methode, Seite 15) und Steatit- bzw. Degussit-Antagonisten. Diese sollten dem Vergleich der Abrasion zwischen den beiden Antagonistenausführungen dienen.

Um sicherzugehen, daß die Werte reproduzierbar sind, stellten wir einen Vergleich zwischen unseren Daten mit Steatit-Antagonisten und denen von Hägler (26), die einige Wochen zuvor mit denselben Materialien unter gleichen Bedingungen erstellt wurden.

Verschleißvolumen C1-C4

Mittelwerte gegen Steatit

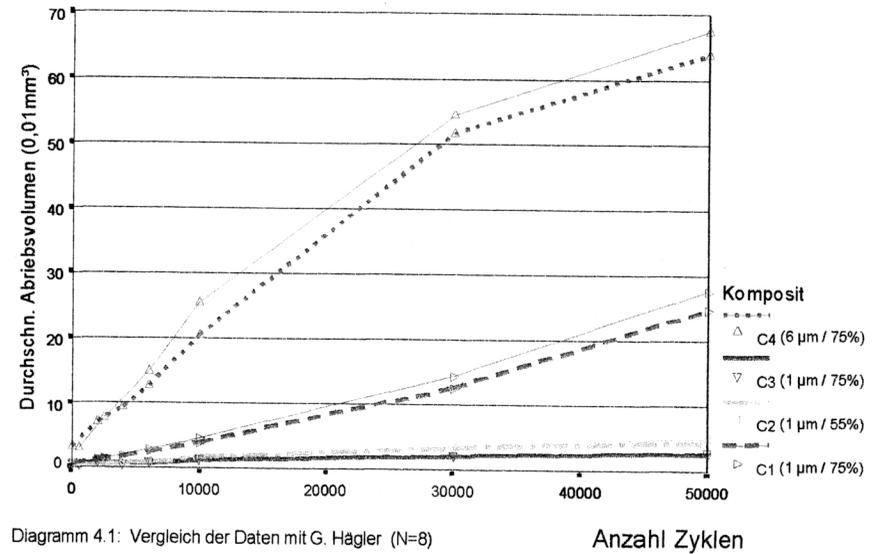


Diagramm 4.1: Vergleich der Daten mit G. Hägler (N=8)

Die durchgezogenen Linien in dem Diagramm 4.1 stellen die Mittelwerte unserer Daten dar, die gestrichelten Linien die von Hägler. Die Übereinstimmung ist gut erkennbar.

4.2 Vergleich Steatit – Degussit

In den ersten beiden Läufen (=Serien) BA und BB testeten wir die Komposite C1 bis C4 in jeweils zwei verschiedenen Kammern gegen Steatit-Antagonisten:

Verschleißvolumen C1-C4

Mittelwerte gegen Steatit

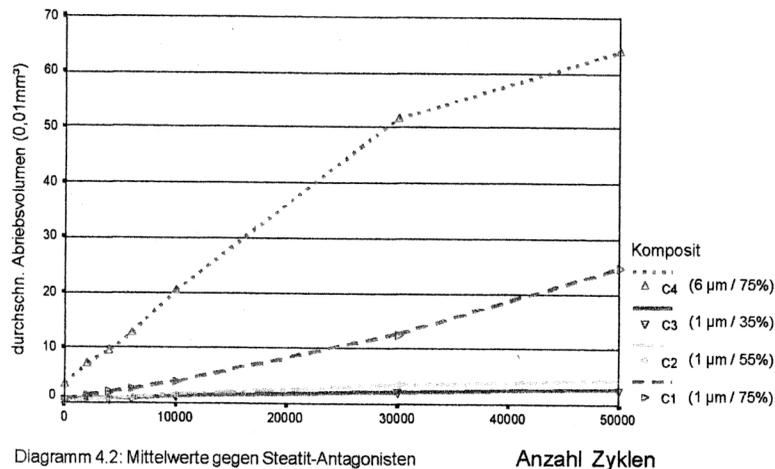


Diagramm 4.2: Mittelwerte gegen Steatit-Antagonisten

Anzahl Zyklen

Dann prüften wir in fünf anschließenden Läufen C1 bis C5 gegen Degussit-Antagonisten:

Verschleißvolumen C1-C5

Mittelwerte gegen Degussit

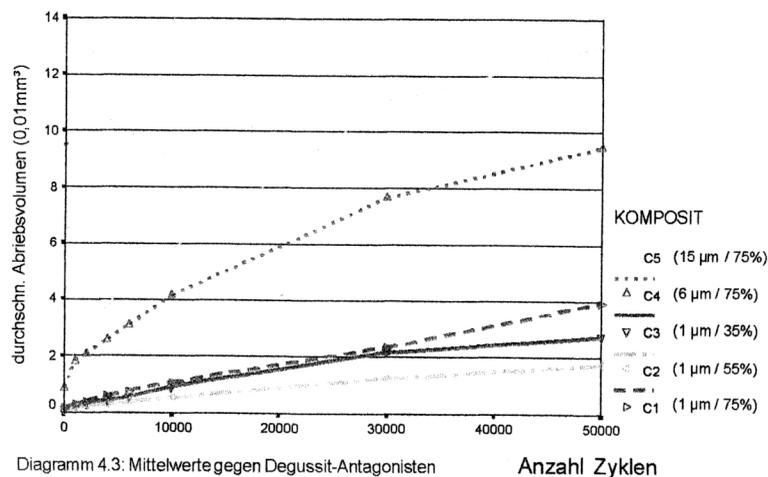


Diagramm 4.3: Mittelwerte gegen Degussit-Antagonisten

Anzahl Zyklen

Auffällig ist, daß die entsprechenden Kurven von C1 bis C4 in dem vorhergehenden Diagramm sich qualitativ ähneln (Diagr. 4.2 und 4.3, gegen Degussit wurde zusätzlich C5 getestet = hellblaue Kurve). Beim quantitativen Vergleich unten links zu rechts (Diagr. 4.4 und 4.5) mit gleicher Skalierung der Abszisse wird der um fast eine Zehnerpotenz geringere Verschleiß der Proben gegen Degussit deutlich:

Verschleißvolumen C1-C4

Mittelwerte gegen Steatit

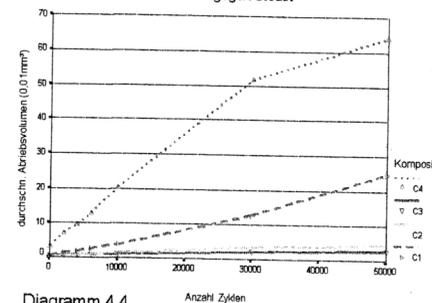


Diagramm 4.4

Verschleißvolumen C1-C5

Mittelwerte gegen Degussit

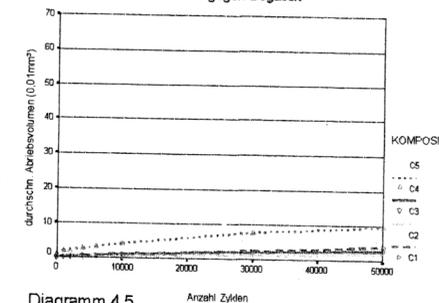


Diagramm 4.5

Nachfolgend sind die einzelnen Werte je Komposit in Diagrammen dargestellt:

Vergleich Steatit-Degussit C1

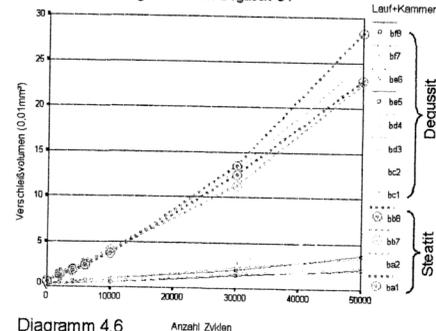


Diagramm 4.6

Vergleich Steatit-Degussit C2

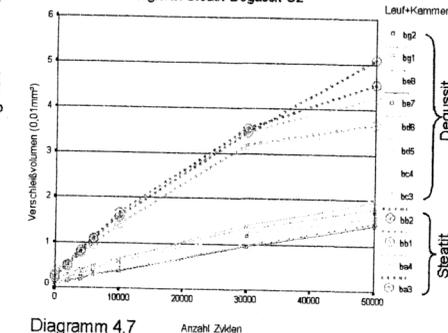


Diagramm 4.7

Vergleich Steatit-Degussit C3

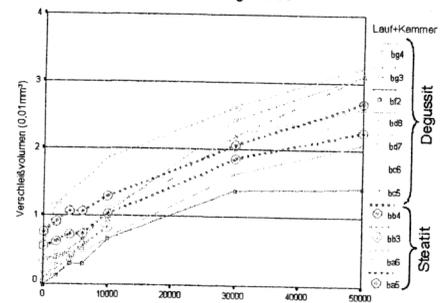


Diagramm 4.8

Vergleich Steatit-Degussit C4

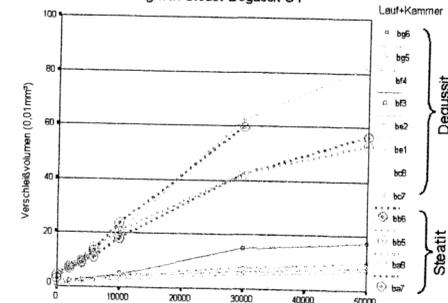


Diagramm 4.9

4.3 Antagonistenauswertung

4.3.1 Vergleich Steatit-Degussit

Wie man erwarten würde, zeigt sich eine Korrelation zwischen beiden Antagonistentypen. Beide weisen die gleiche Rangfolge und eine ähnliche Verteilung der Werte bezüglich des Volumenverlustes gegenüber den Kompositen C1 bis C4 auf.

Die unterschiedliche Skalierung der Abszissen um beinahe zwei Zehnerpotenzen sollte jedoch Beachtung finden:

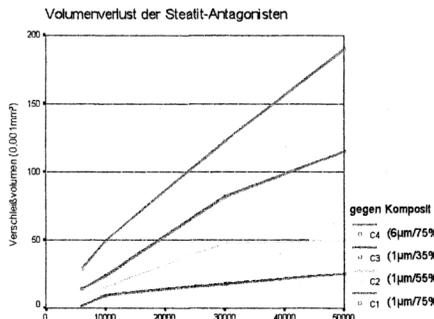


Diagramm 4.10 Anzahl Zyklen

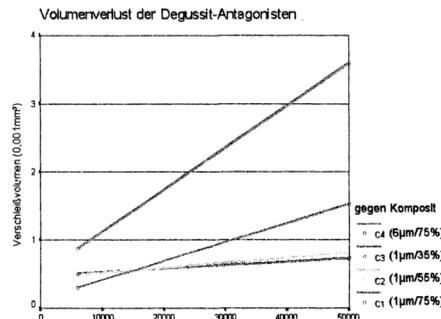


Diagramm 4.11 Anzahl Zyklen

Eine ähnliche Korrelation findet sich zwischen den Verschleißwerten der Antagonisten und der Proben selbst. Lediglich bei den Degussit-Antagonisten ist die Rangfolge von C2 und C3 vertauscht.

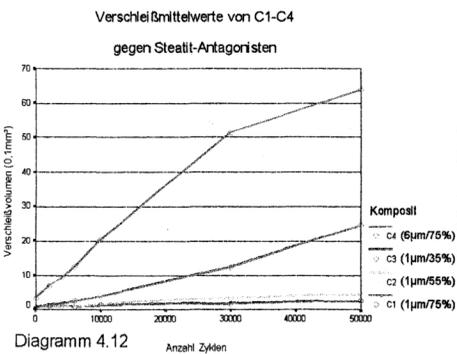


Diagramm 4.12 Anzahl Zyklen

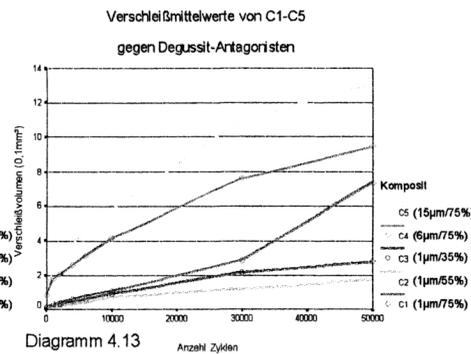


Diagramm 4.13 Anzahl Zyklen

Dafür gibt es eine naheliegende Erklärung:

Bei den Degussit-Antagonisten liegen die Werte vor allem bei der Messung nach 6000 Zyklen so niedrig, daß die Grenzen der Meßgenauigkeit des Systems erreicht werden. Das Diagramm 4.14 zeigt die durchschnittlich gemessenen Höhendifferenzwerte zwischen Ausgangsmodell und Nachfolgemodell. Man beachte die Skalierung der Abszisse.

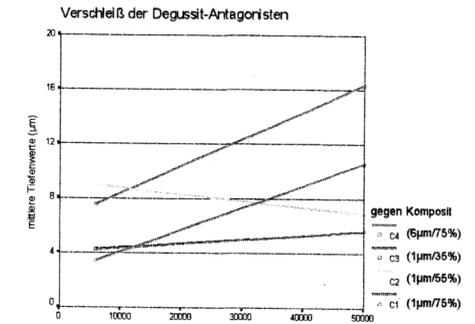


Diagramm 4.14 Anzahl Zyklen

Bei der Erläuterung des Arbeitsprinzips des Lasersensors wurde auf eine Meßgenauigkeit von ca. 5 µm hingewiesen.

Bei 6000 Zyklen liegen ein Großteil der Werte in diesem kritischen Bereich, die Komposite C2 und C3 auch nach Abschluß der Verschleißprüfung.

4.3.2 Degussit-Antagonistenauswertung bei den Kompositvariationen

Im Rahmen der Ermittlung der Verschleißdaten für die experimentellen Komposite C13 bis C29 wurden auch die zugehörigen Gegenkörper vermessen. Dabei stellte sich jedoch das im vorangegangenen Abschnitt angesprochene Problem der Antagonistenauswertung nahe an der Meßgenauigkeit des Systems als unüberwindbar heraus. Dieser Sachverhalt läßt sich dadurch begründen, daß die Verschleißwerte dieser Werkstoffe ungefähr um die Hälfte kleiner waren als die der ersten Gruppe. Das Diagramm mit den zugehörigen Höhendifferenzwerten der Degussitantagonisten gegen die 14µm-Komposite stellt dies sehr anschaulich durch seine erheblichen

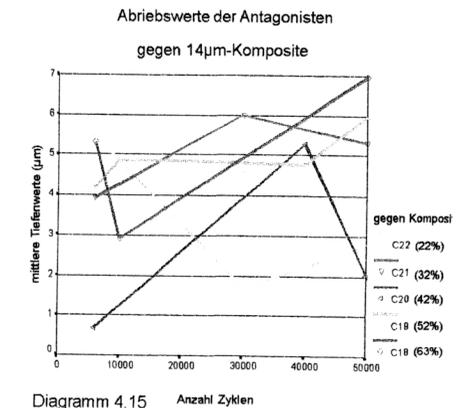


Diagramm 4.15 Anzahl Zyklen

Ergebnisse

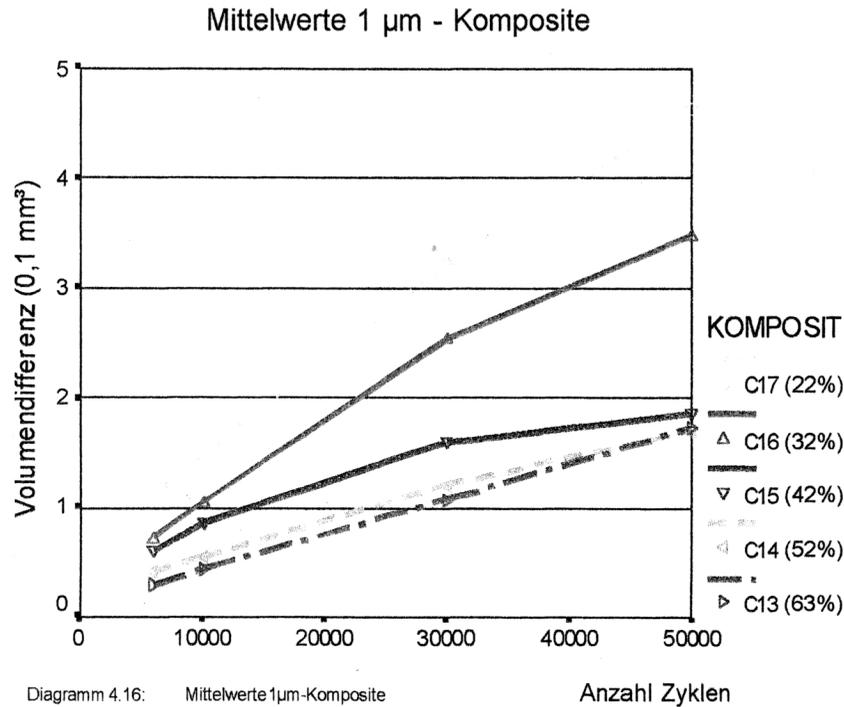
Streuungen dar. Man beachte die Skalierung der Abszisse, die im meßtechnisch – kritischen Bereich liegt und daß die höhergefüllten Komposite dieser Gruppe die höchsten Werte und die geringsten Streuungen aufweisen.

4.4 Füllkörperanteil- und Füllkörpergrößenvariationen

4.4.1 Verschleißquantifizierung

4.4.1.1 1µm-Füllkörper-Komposite

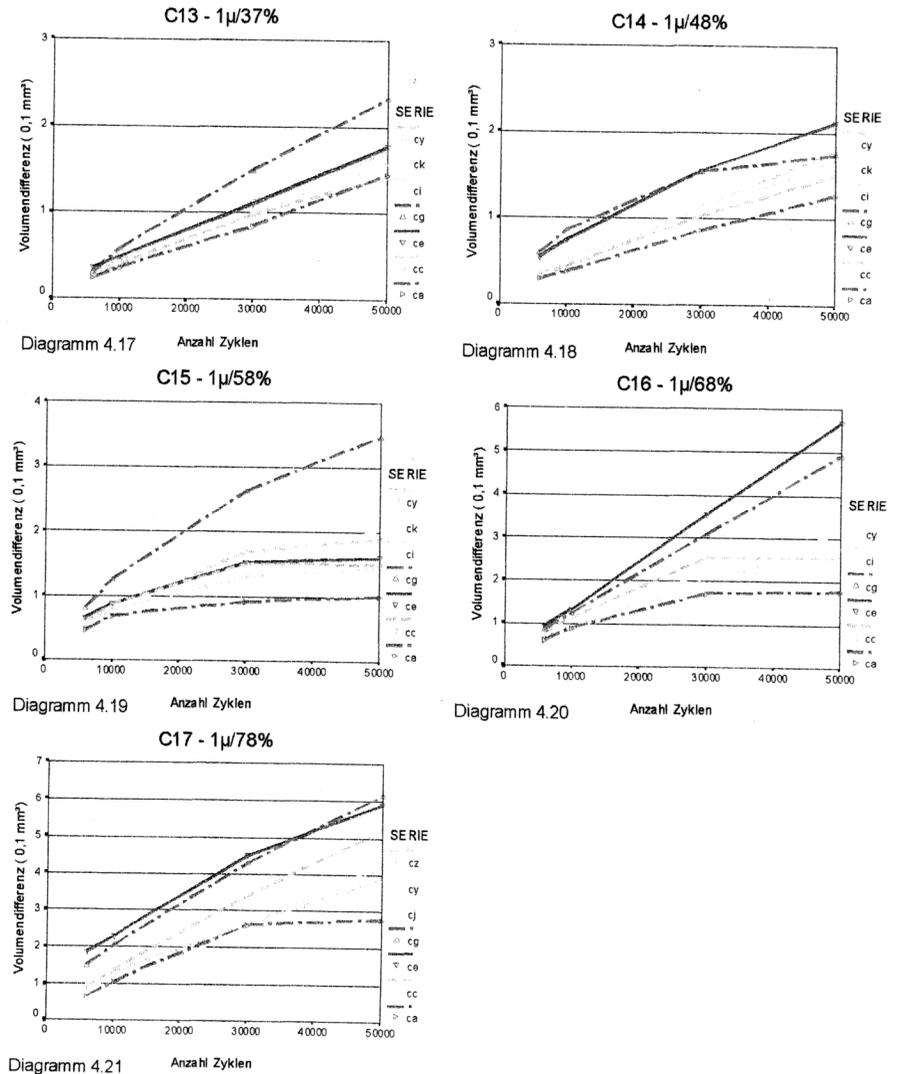
Es ist eine eindeutige Rangordnung innerhalb einer Füllkörpergröße bei Variation des Füllkörperanteils zu erkennen. Bei Füllkörpern mit der Größe von einem Mikrometer nimmt der Verschleiß mit zunehmendem Füllkörpergehalt ab:



Signifikante Unterschiede ergeben sich – wie dem Diagramm zu entnehmen – zwischen den Gruppen C13, C14, C15 und C16, C17 nach dem Bonferroni - Test.

Ergebnisse

Die einzelnen Daten der Kausimulatorläufe sind für jedes Komposit in den folgenden Diagrammen (4.17 - 4.21) dargestellt:



Ergebnisse

Die Signifikanzen innerhalb dieser Gruppe lassen sich der Tabelle 4.2 entnehmen:

KOMPOSIT	v. KOMPOSIT	Mean Difference	Standard Error	Significance	
C13	C14	2038571,43	48948503	1	
	C15	-13532857,1	48948503	1	
	C16	-175539048	50947217,2	0,01758622	*)
	C17	-290640000	48948503	1,8902E-05	***)
C14	C13	-2038571,43	48948503	1	
	C15	-15571428,6	48948503	1	
	C16	-177577619	50947217,2	0,01583542	*)
	C17	-292678571	48948503	1,6859E-05	***)
C15	C13	13532857,1	48948503	1	
	C14	15571428,6	48948503	1	
	C16	-162006190	50947217,2	0,03493232	*)
	C17	-277107143	48948503	4,0499E-05	***)
C16	C13	175539048	50947217,2	0,01758622	*)
	C14	177577619	50947217,2	0,01583542	*)
	C15	162006190	50947217,2	0,03493232	*)
	C17	-115100952	50947217,2	0,3155976	*)
C17	C13	290640000	48948503	1,8902E-05	***)
	C14	292678571	48948503	1,6859E-05	***)
	C15	277107143	48948503	4,0499E-05	***)
	C16	115100952	50947217,2	0,3155976	*)

The mean difference is significant at the .05 level.

Tabelle 4.2: Signifikanzen innerhalb 1µm-Füllkörper-kompositgruppe

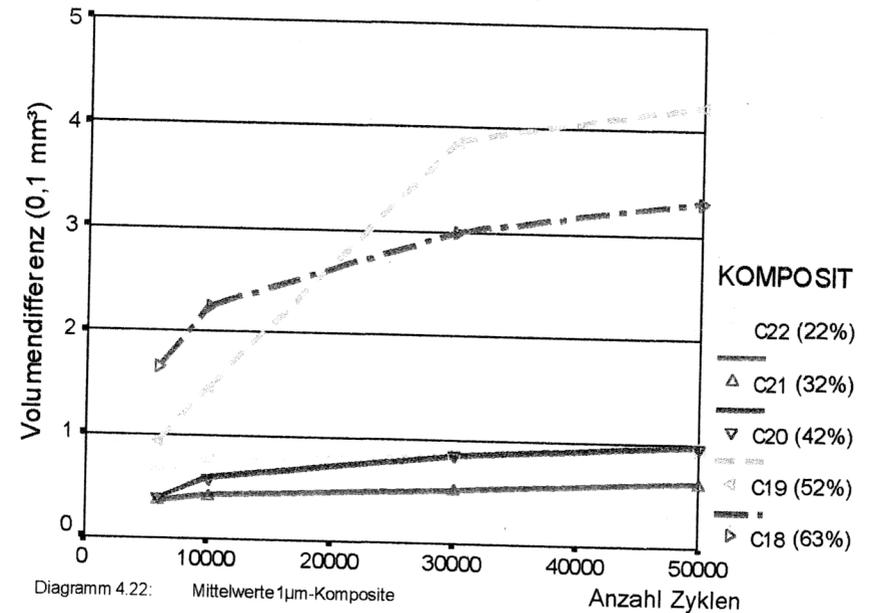
*) = signifikant **) = hoch signifikant ***) = höchst signifikant

Ergebnisse

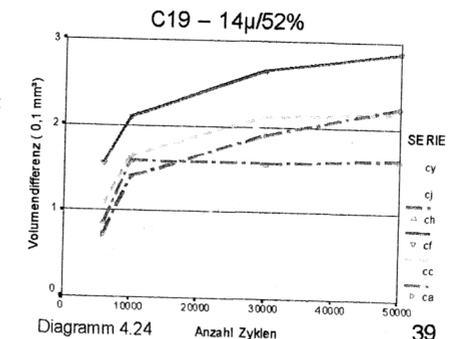
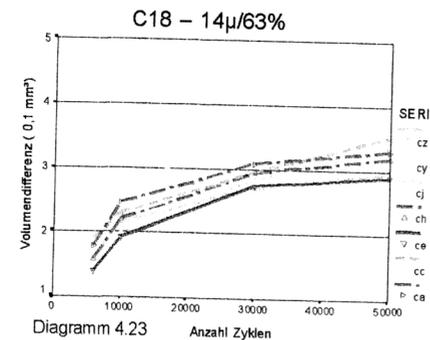
4.4.1.2 14µm-Füllkörper-Komposite

Bei den Kompositen mit Füllkörpern der Größe 13,7 Mikrometer ergibt sich ein deutliches Verschleißmaximum für einen Füllkörpergehalt von 52% (C19). Den niedrigsten Verschleiß zeigt das Komposit mit einem Füllkörperanteil von 32% (C21), mit 22% (C22) Füllkörpern steigt der Verschleiß wieder leicht an.

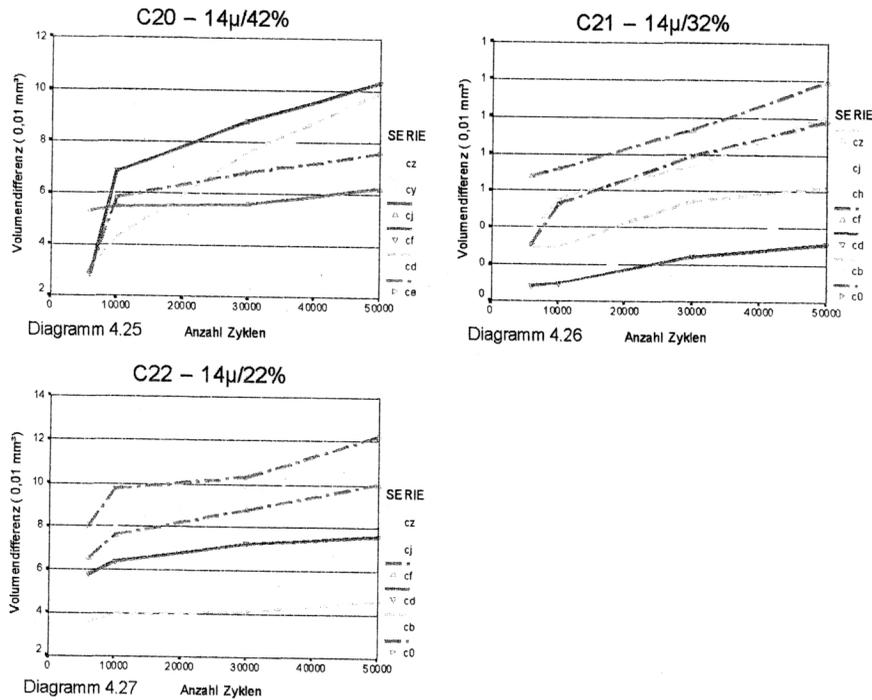
Mittelwerte 14 µm - Komposite



Bis auf die Komposite C20, C21 und C22 untereinander weisen alle Vergleiche signifikante respektive hochsignifikante Unterschiede auf. Nachfolgend wieder die einzelnen Diagramme der jeweiligen Komposite:



Ergebnisse



Die Signifikanzen innerhalb dieser Gruppe sind in der Tabelle 4.3 aufgeführt:

KOMPOSIT	v. KOMPOSIT	Mean Difference	Standard Error	Significance
C18	C19	127569762	18766158,3	2,6643E-06 ***
	C20	247542429	18766158,3	1,0643E-09 ***
	C21	269836714	18029941,7	1,0617E-09 ***
	C22	235497595	18766158,3	1,0704E-09 ***
C19	C18	-127569762	18766158,3	2,6643E-06 ***
	C20	119972667	19474562,8	1,3877E-05 ***
	C21	142266952	18766158,3	3,7419E-07 ***
	C22	107927833	19474562,8	7,1289E-05 ***
C20	C18	-247542429	18766158,3	1,0643E-09 ***
	C19	-119972667	19474562,8	1,3877E-05 ***
	C21	22294285,7	18766158,3	1
	C22	-12044833,3	19474562,8	1
C21	C18	-269836714	18029941,7	1,0617E-09 ***
	C19	-142266952	18766158,3	3,7419E-07 ***
	C20	-22294285,7	18766158,3	1
	C22	-34339119	18766158,3	0,78336182
C22	C18	-235497595	18766158,3	1,0704E-09 ***
	C19	-107927833	19474562,8	7,1289E-05 ***
	C20	12044833,3	19474562,8	1
	C21	34339119	18766158,3	0,78336182

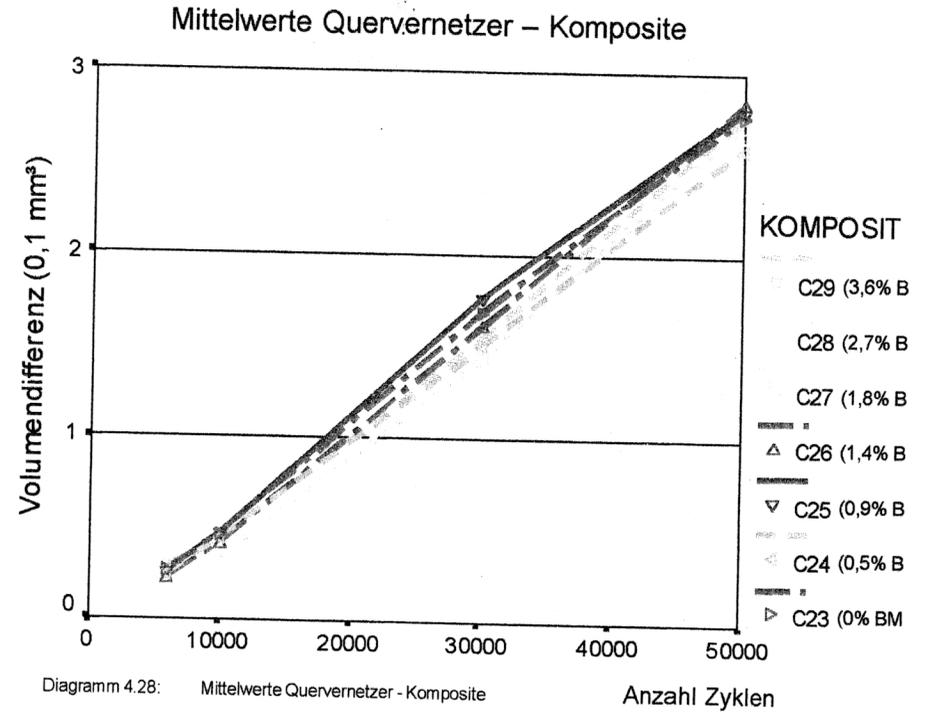
* The mean difference is significant at the .05 level.

40 Tabelle 4.3: Signifikanzen innerhalb Makrofüllergruppe (***) = höchst signifikant

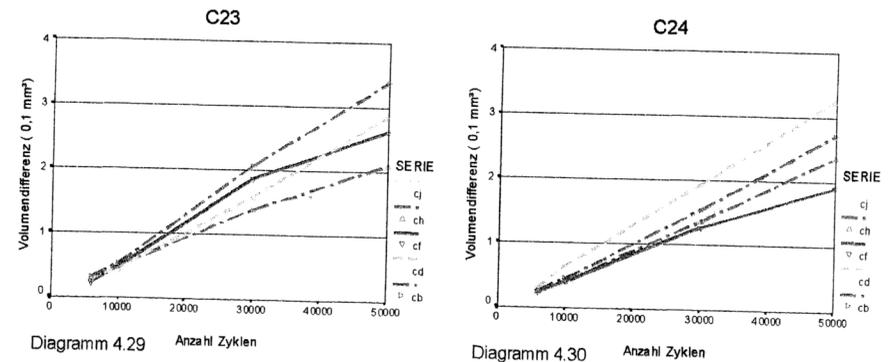
Ergebnisse

4.4.1.3 Quervernetzer-Komposite

Innerhalb dieser Gruppe ergab sich, wie in dem Diagramm 4.28 zu sehen, ein nahezu identisches Verschleißverhalten der geprüften Materialien:



Die Diagramme der einzelnen Komposite :



Ergebnisse

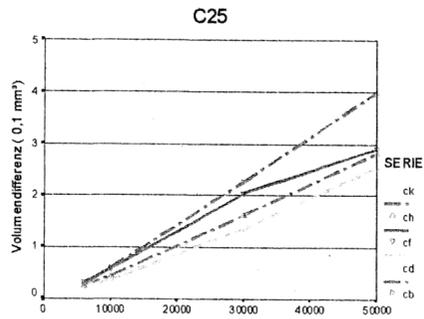


Diagramm 4.31 Anzahl Zyklen

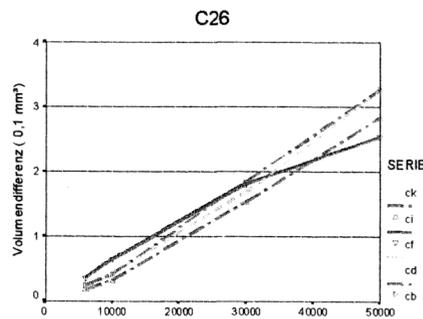


Diagramm 4.32 Anzahl Zyklen

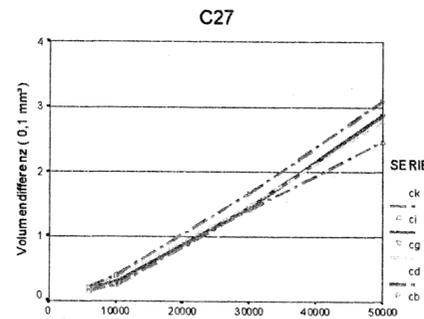


Diagramm 4.33 Anzahl Zyklen

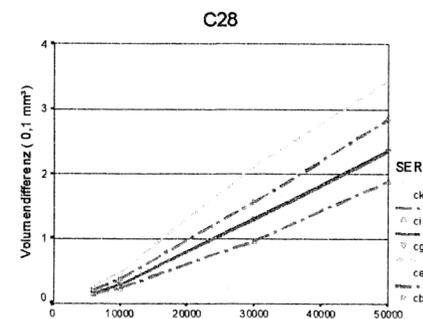


Diagramm 4.34 Anzahl Zyklen

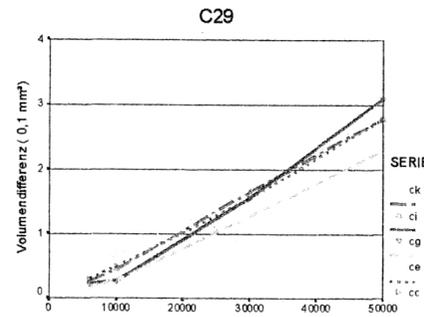


Diagramm 4.35 Anzahl Zyklen

Ergebnisse

Die Tabelle der statistischen Auswertung macht die Übereinstimmung der Komposite C23 bis C29 bezüglich Abriebverhalten deutlich:

KOMPOSIT	v. KOMPOSIT	Mean Difference	Standard Error	Significance
C23	C24	17908000	32023305,6	1
	C25	-3042000	32023305,6	1
	C26	-6454000	32023305,6	1
	C27	4274000	32023305,6	1
	C28	10738000	32023305,6	1
	C29	706000	32023305,6	1
C24	C23	-17908000	32023305,6	1
	C25	-20950000	32023305,6	1
	C26	-24362000	32023305,6	1
	C27	-13634000	32023305,6	1
	C28	-7170000	32023305,6	1
	C29	-17202000	32023305,6	1
C25	C23	3042000	32023305,6	1
	C24	20950000	32023305,6	1
	C26	-3412000	32023305,6	1
	C27	7316000	32023305,6	1
	C28	13780000	32023305,6	1
	C29	3748000	32023305,6	1
C26	C23	6454000	32023305,6	1
	C24	24362000	32023305,6	1
	C25	3412000	32023305,6	1
	C27	10728000	32023305,6	1
	C28	17192000	32023305,6	1
	C29	7160000	32023305,6	1
C27	C23	-4274000	32023305,6	1
	C24	13634000	32023305,6	1
	C25	-7316000	32023305,6	1
	C26	-10728000	32023305,6	1
	C28	6464000	32023305,6	1
	C29	-3568000	32023305,6	1
C28	C23	-10738000	32023305,6	1
	C24	7170000	32023305,6	1
	C25	-13780000	32023305,6	1
	C26	-17192000	32023305,6	1
	C27	-6464000	32023305,6	1
	C29	-10032000	32023305,6	1
C29	C23	-706000	32023305,6	1
	C24	17202000	32023305,6	1
	C25	-3748000	32023305,6	1
	C26	-7160000	32023305,6	1
	C27	3568000	32023305,6	1
	C28	10032000	32023305,6	1

Tabelle 4.4: Signifikanzen innerhalb Quervernetzergruppe

4.4.2 Verschleißanalyse anhand von REM-Bildern

Sämtliche folgenden REM-Bilder zeigen Ausschnitte der Abriebspur, die in horizontaler Richtung verläuft.

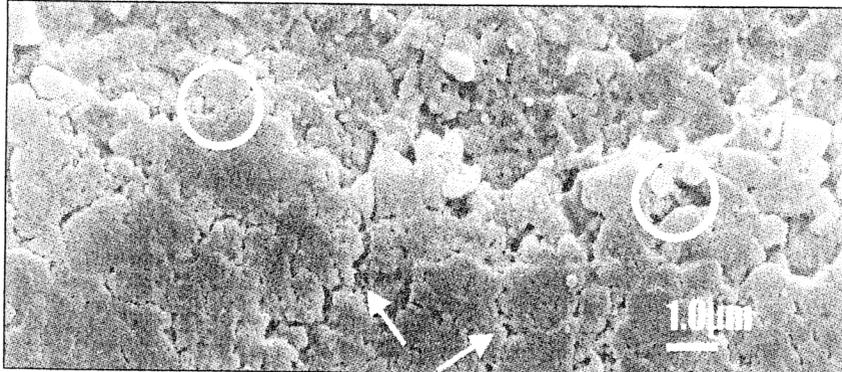
4.4.2.1 1µm-Füllkörper-Komposite

Die Bilder des Rasterelektronenmikroskops dieser Gruppe zeigen eine einheitliche, größtenteils glatt erscheinende Oberfläche mit schollenartigen Gebilden, deren Form



Abbildung 4.1: Oberfläche eines 1µm-Füller-Komposits nach 50 000 Zyklen (Gewichtsanteil: 53%)

und Größe vor allem im Randbereich vorhandener Kratzspuren auf der Oberfläche zu Tage tritt:



44 Abbildung 4.2: Gleiches Komposit wie oben bei 6000-facher Vergrößerung

In Abbildung 4.2 sind deutlich Risse (Pfeile) zu sehen, die quer zur Bewegungsrichtung verlaufen und sich in zunehmender Nähe zur Kratzspur häufen, bis sie zum Herauslösen der kleinen Füllkörper (Kreise) führen.

Je niedriger der Füllkörperanteil bei den 1µm-Füllern, desto glatter erscheint die Oberfläche, zudem finden sich häufiger kleinste Lufteinschlüsse (Größenordnung $\leq 0,1 \text{ mm}$), die mit bloßem Auge kaum sichtbar sind:

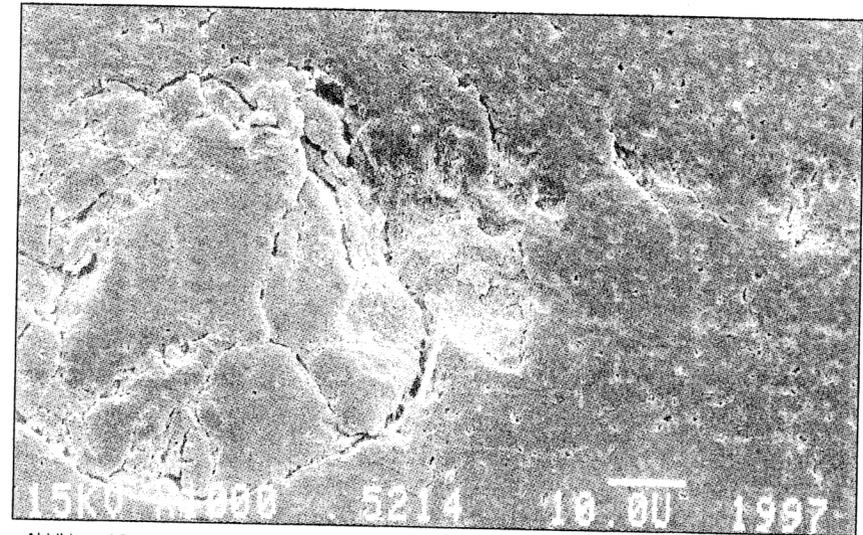


Abbildung 4.3: Luftblase in einem 1µm-Füller-Komposit (Gewichtsanteil: 22%)

In Abbildung 4.3 ist eine solche Blase unter der Oberfläche zu erkennen, deren Decke eingedrückt, aber noch nicht eingebrochen ist. Durch das Gleiten des Antagonisten über die Vertiefung, die durch das Eindringen der Luftblasendecke entstanden ist, kommt es rechts der Blase zu einem Bereich erhöhten Verschleißes. Abbildung 4.4 bis 4.6 stellen den Vorgang schematisch dar. In Abbildung 4.5 kann man die Hertz'schen Spannungsfelder (mit einer Finite Elemente Simulation erstellt) erkennen, nach denen sich die späteren Bruchgrenzen (Abb. 4.6) ausrichten.

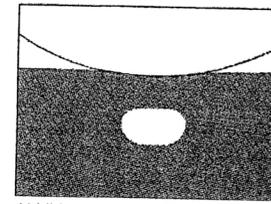


Abbildung 4.4: Luftblase (noch tief genug eingeschlossen)

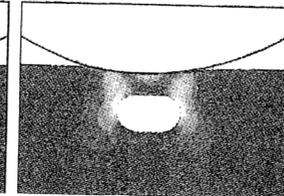


Abbildung 4.5: Luftblase mit Hertz'schen Spannungsfeldern

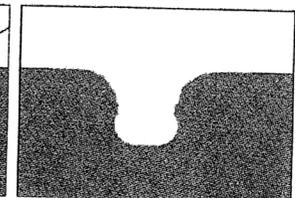


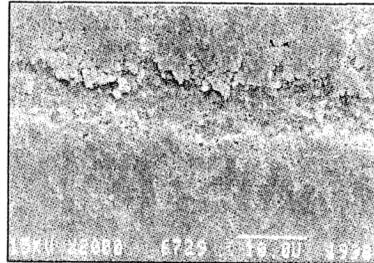
Abbildung 4.6: entstandener Defekt

Ergebnisse

Betrachten wir die REM-Bilder in dieser Gruppe in einer Übersicht, so stellen wir fest, daß bei den oberen zwei Bildern noch keine Defekte durch herausgerissene Füllkörper zu sehen sind.

Im mittleren Bild sind schon einzelne Defekte (Pfeile) zu sehen, die bei den beiden unteren Bildern immer mehr zunehmen, je geringer die Füllkörperdichte wird.

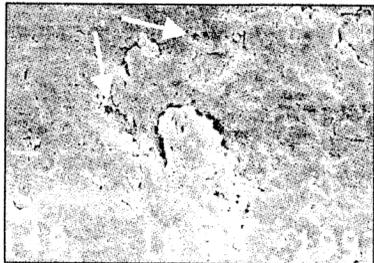
Bemerkenswert ist auch das häufigere Auftreten von Blasen (Kreise), was die auffällig größere Streuung der Verschleißwerte bei C15 bis C17 (siehe Diagramm 5.1, Seite 54) erklären könnte



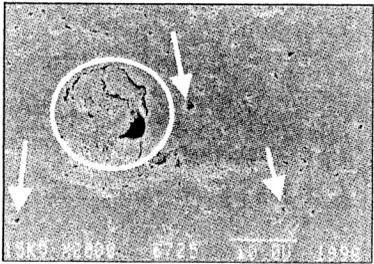
C13
1 μ /62%



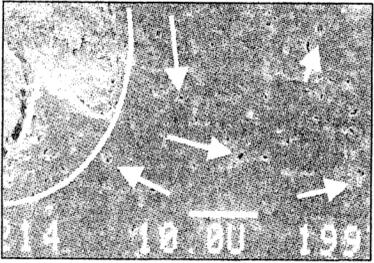
C14
1 μ /52%



C15
1 μ /42%



C16
1 μ /32%



C17
1 μ /22%

Von oben nach unten Abb 4.7 – 4.11:
Komposit C13 (62 Gew.-% Füllkörperanteil)
bis C17 (22 Gew.-% Füllkörperanteil)
Vergrößerung 1000x bzw. 2000x
Die 1000fache Vergrößerung (C14, C15 und C17) wurde entsprechend aufgezoomt (siehe 10 μ m-Referenzbalken jeweils unten im Bild)

Ergebnisse

4.4.2.2 14 μ m-Füllkörper-Komposite

Die Bilder des Rasterelektronenmikroskops sind innerhalb dieser Gruppe durch die großen Füllkörper deutlich kontrastreicher und leichter zu fokussieren. In der 540-fachen Vergrößerung kann man deutlich die unterschiedlichen Füllkörperkonzentrationen sehen (Abb. 4.12 und Abb. 4.13):

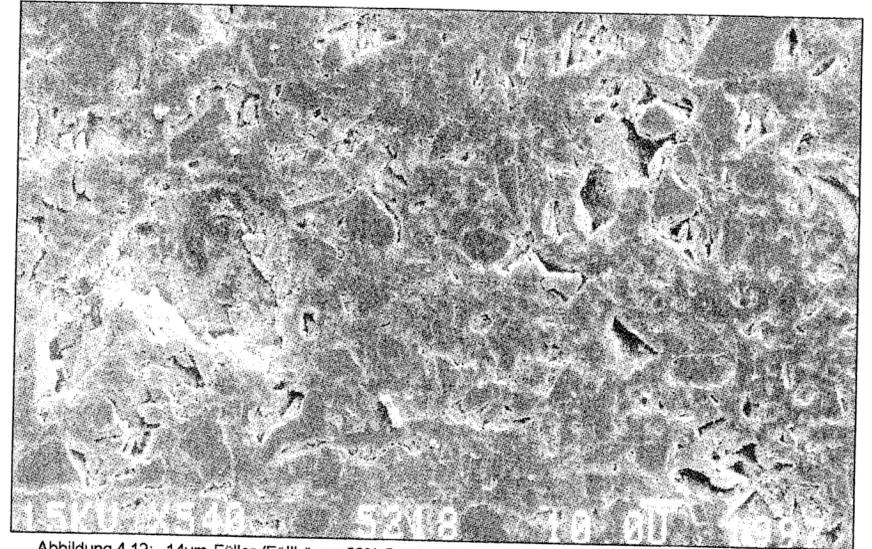


Abbildung 4.12: 14 μ m-Füller (Füllkörper 63% Gewichtsanteil), Vergrößerung 540x

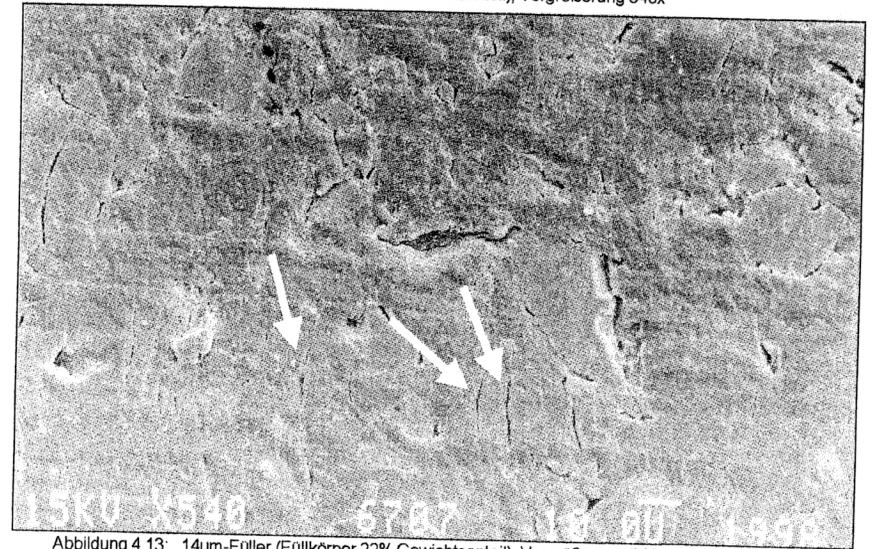


Abbildung 4.13: 14 μ m-Füller (Füllkörper 22% Gewichtsanteil), Vergrößerung 540x; Pfeile markieren Risse

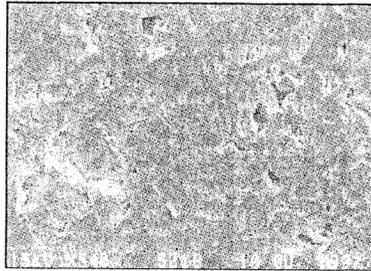
Ergebnisse

Ferner scheint die Tendenz zur Bildung von Rissen mit abnehmendem Füllkörperanteil zuzunehmen. Auffällig sind bei Komposit C22 ungefähr 10 - 20 µm lange Risse senkrecht zur Ab-
 rasionsspur (siehe Pfeile, Abb. 4.13), die auf Ermüdungverschleiß hinweisen.

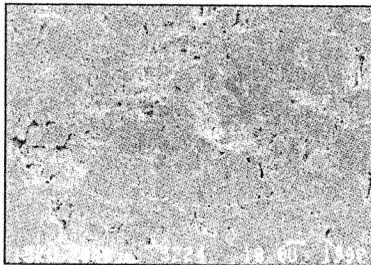
In der Übersicht (Abb 4.14 - 4.18) fällt auf, daß die Oberfläche bei den 14µm - Kompositen mit einem Füllkörperanteil von 42% und 32% am intaktesten erscheint, fast poliert.

Dies korreliert auffällig mit den Verschleißwerten dieser Gruppe (siehe Diagramm 5.1, Seite 54 oder Diagramm 4.22, Seite 39).

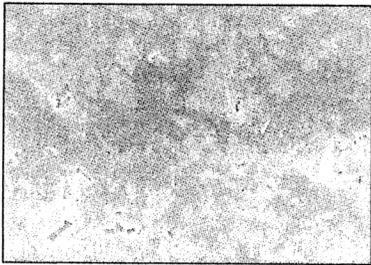
Dabei scheint Komposit C20 anhand der Oberfläche auf diesen Bildern am überlegensten zu sein. Die Verschleißmessungen bescheinigen (oben genannte Diagramme) dem Komposit C21 aber ähnlich gute Verschleißwerte, obwohl dort eher Füllkörper verloren gingen (siehe Abb. 4.17 und 4.21).



C18
14µ/63%



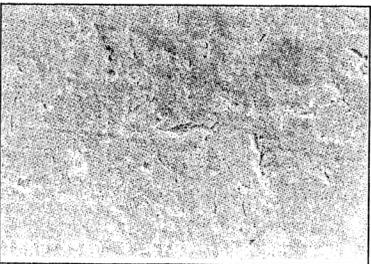
C19
14µ/52%



C20
14µ/42%



C21
14µ/32%



C22
14µ/22%

Von oben nach unten Abb 4.14 - 4.18:
 Komposit C18 (63 Gew.-% Füllkörperanteil)
 bis C22 (22 Gew.-% Füllkörperanteil)
 Vergrößerung 540x
 (siehe 10µm-Referenzbalken unten im Bild)

Ergebnisse

Ein Ermüdungsriß ist mit 4000facher Vergrößerung noch einmal in Abb. 4.19 dargestellt. Es sind Verbindungsbrücken (Pfeile) erkennbar, die auf die Kunststoffmatrix zurückgehen und als plastische Kompensation bis zum endgültigen Riß zu deuten sind:

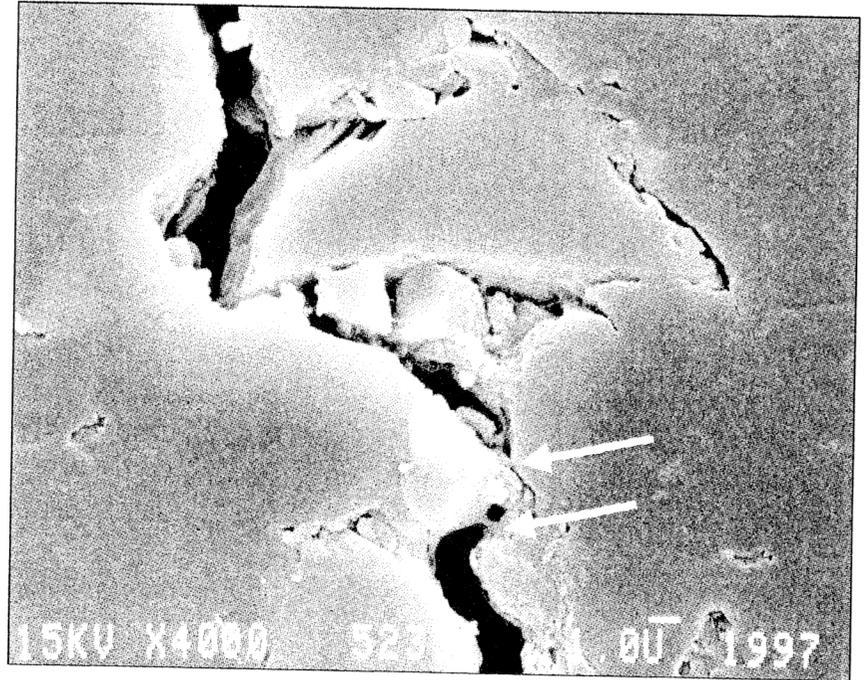


Abbildung 4.19: Riß bei 4000facher Vergrößerung, Komposit C22 (22% Gewichtsanteil Füllkörper), Vergrößerung 540x, Pfeile markieren Verbindungsbrücken

Ergebnisse

Die Füllkörper selbst werden, das macht Abb. 4.20 deutlich, durch den Antagonisten plangeschliffen und geradezu poliert, sofern sie nicht, wie in der Aufnahme darunter (Abb. 4.21) zu sehen, komplett aus dem Verbund herausgerissen werden. In

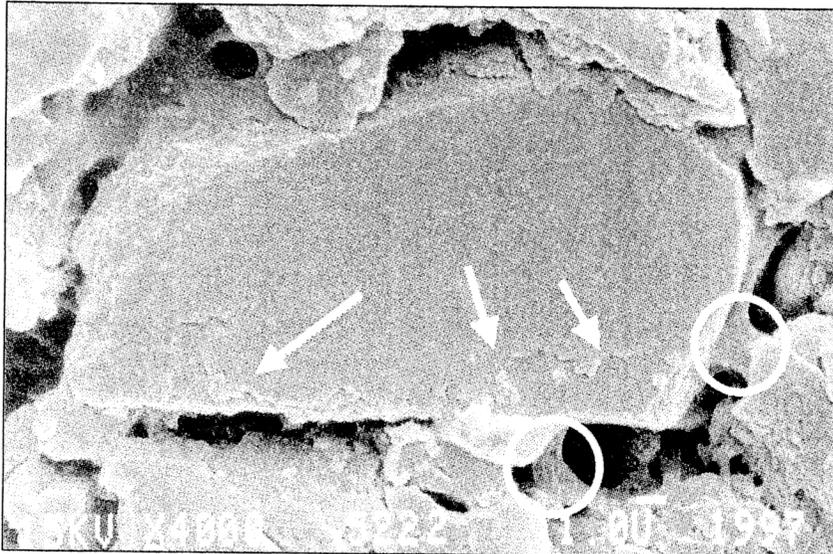


Abbildung 4.20: Plangeschliffener Füllkörper, Komposit C19 (52% Gewichtsanteil Füllkörper), Vergrößerung 4000x
Kreise markieren Verbindungsbrücken, Pfeile den Tribofilmrand



Abbildung 4.21: Herausgelöster Füllkörper, Komposit C21 (32% Gewichtsanteil Füllkörper), Vergrößerung 2000x

Ergebnisse

Abbildung 4.20 sind zudem sehr gut Verbindungsbrücken (Kreise) zu erkennen, und ein Tribofilm, der den Füllkörper bedeckt und dessen Rand durch Pfeile markiert ist. Dieser Tribofilm könnte ein Hinweis auf den Verschleißmechanismus der Adhäsion sein.

Auf der folgenden Aufnahme (Abb. 4.22) ist in der rechten Hälfte der Defekt zu sehen, den ein herausgerissener Füllkörper hinterlassen hat, links daneben mehrere, in unterschiedlichen Stadien plangeschliffene Füllkörper:

Links oben im Bild (Abb. 4.22) kann man wieder Tribofilm ausmachen, der durch Risse und Kanten gekennzeichnet ist (Pfeile).

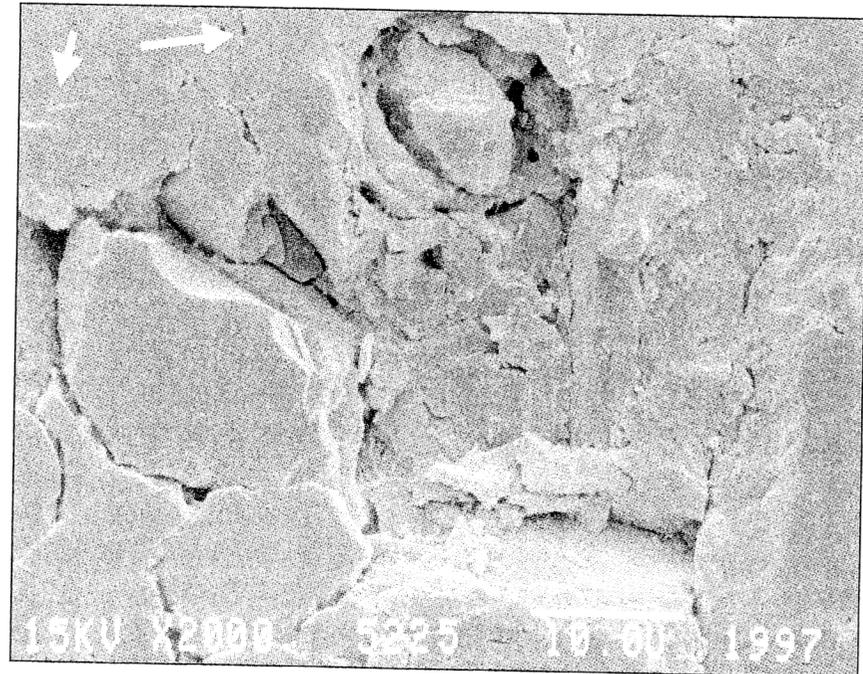


Abbildung 4.22: Verschiedene Verschleißstadien der Füllkörper, Komposit C19 (52% Gewichtsanteil Füllkörper), Vergrößerung 2000x

4.4.2.3 Quervernetzer-Komposite

Die Bilder des Rasterelektronenmikroskops dieser Gruppe ähneln untereinander sehr und sind durch einen ‚Tribofilm‘ gekennzeichnet, der die Oberfläche in der Abriebsspur überzieht und optisch kaum Besonderheiten aufweist (Abb. 4.23).

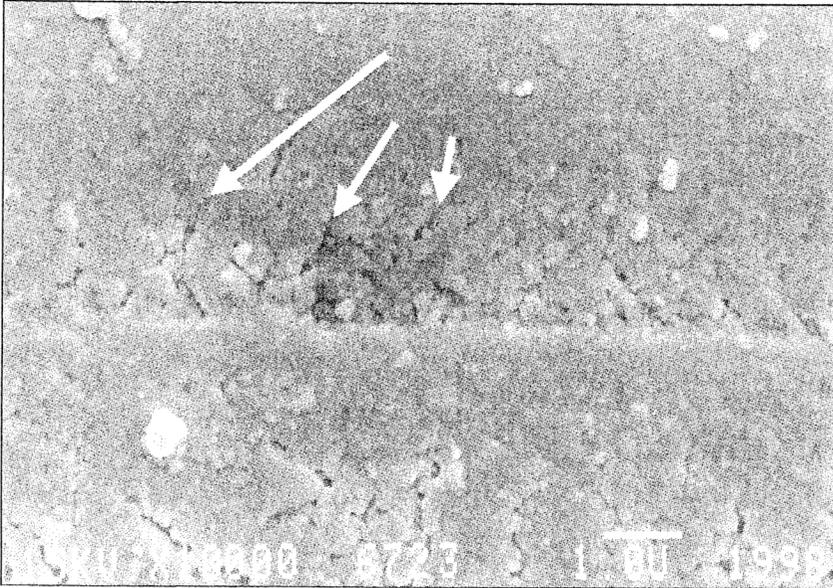


Abbildung 4.23: Tribofilm eines Quervernetzer-Komposits (C24: 0,46% BMA), Vergrößerung 10000x

Er ist augenscheinlich Resultat einer hauptsächlich mechanisch verursachten Pressung und Verbackung der Oberflächenbestandteile zu einer Schicht.

Es entsteht der Eindruck einer verdichteten Oberflächenstruktur, die nur durch quer bzw. schräg zur Abriebsspur verlaufende Minirisse (Pfeile) unterbrochen wird (man beachte die 10.000fache Vergrößerung). In der Mitte der Aufnahme kann man horizontal eine Kratzspur verfolgen.

5 Diskussion

5.1 Interpretation Vergleich Steatit – Degussit

Da die qualitative Beurteilung der Komposite bezüglich ihres Verschleißverhaltens ähnlich ausfällt, sollte man den Antagonistentyp wählen, der bei der praktischen Anwendung geringere Probleme aufwirft. Dies ist je nach Zielsetzung einer Untersuchung differenziert zu betrachten.

Stehen bei einer Werkstoffprüfung eine schnelle Ermittlung von Verschleißdaten im Vordergrund, so wäre einem Gegenkörper der Vorzug zu geben, der selbst stark abradiert und somit einen stärkeren Abrieb der Probe aufgrund größerer Berührungsfläche verursacht, in unserem Falle Steatit.

Wenn folglich ein zu prüfendes Material nur wenig Verschleiß erwarten läßt oder in ersten Versuchen zeigt, dann können Steatit-Antagonisten sich vorteilhaft erweisen, da sie bei kürzeren Laufzeiten den Verschleiß der Probe in einen für eine sinnvolle Messung nötigen Bereich bringen können. Wie in Abschnitt 4.3.2 gezeigt, sollten die Tiefen - Meßwerte der Abriebsspur im Schnitt über 5 µm liegen, um den Meßfehler durch das Rauschen des Sensors so gering wie möglich zu halten.

Mit entscheidend ist auch die Vergleichbarkeit mit bisher unter gleichen Bedingungen getesteten Materialien.

Andererseits besteht bei Unkenntnis der Materialeigenschaften eines zu testenden Stoffes die Gefahr, daß bei stark auftretendem Abrieb die Probe durch den Antagonisten durchgerieben wird. Der Rand des Probenhalters kann durch übermäßige Ausweitung der Abriebsspur erfaßt werden und das Meßergebnis verfälschen oder zum Bruch des Antagonistenhalters führen.

Wichtig ist auch zu berücksichtigen, daß die Abriebpartikel eines stark verschleißenden Antagonisten zusätzlichen Abrieb produzieren, der die Anteile der unterschiedlichen Verschleißmechanismen unbeabsichtigt verschiebt und das Meßergebnis verfälscht. Zuletzt ist die starke Vergrößerung der Kontaktfläche zwischen Probe und Gegenkörper ein erheblicher, nicht zu kalkulierender Faktor.

Es wurde gezeigt, daß Degussit-Antagonisten sehr wenig respektive kaum meßbar verschleifen, somit ist die Berührungsfläche mit der Probe im Laufe eines Versuchs nicht so stark ansteigend wie bei Steatit. Es wurden weniger Verschleißpartikel losgelöst, die Verschleißmenge damit geringer.

5.2 Einfluß des Füllkörperanteils

Im Folgenden werden nur die Werte nach Abschluß der Verschleißprüfung herangezogen (nach 50000 Zyklen):

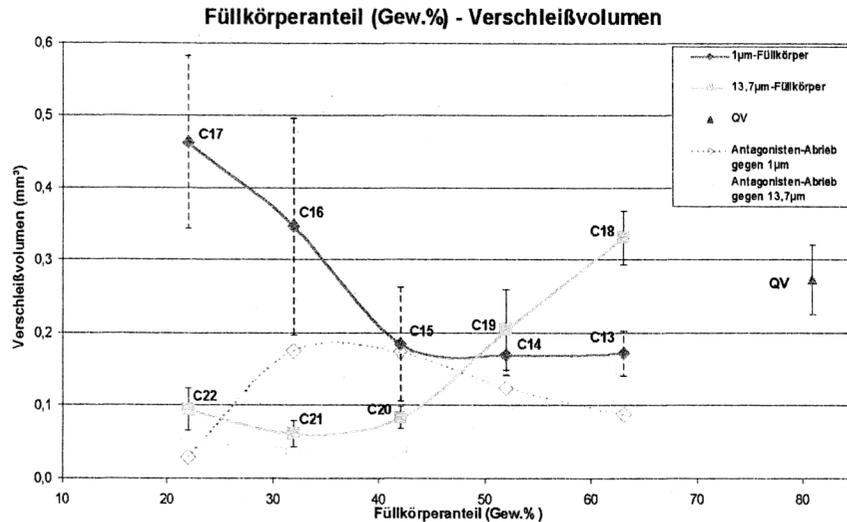


Diagramm 5.1: Verschleiß in Abhängigkeit vom Füllkörperanteil (Gewichtsprozent)

5.2.1 Die Gruppe der 1µm-Füllkörperkomposite

Für diese läßt sich im Gegensatz zu den Kompositen mit den größeren Füllkörpern eine Verschleißminderung mit zunehmendem Füllkörperanteil beobachten. Ein Verschleiß-Minimum wird bereits bei einem Anteil von 50% an Silikatpartikeln erreicht (Diagramm 5.1, gefüllte Rauten).

Dieses Minimum könnte darauf zurückzuführen sein, daß die Kontaktfläche durch den Abrieb des Antagonisten (in dieser Meßreihe die absoluten Höchstwerte) zunimmt, dadurch der Anpreßdruck besser verteilt wird und der Verschleiß der Probe abnimmt. Gegen diese These spricht wiederum, daß die Verschleißmaxima der Antagonisten dieser Gruppe bereits bei kleineren Füllkörperanteilen erreicht werden (32%), der Verschleiß der Proben sich aber erst ab ca. 45% auf das niedrigste Niveau senkt.

Eine mögliche Annahme wäre auch, daß das Probenmaterial durch den höheren Füllkörpergehalt immer spröder wird.

Merkwürdig ist auch das konträre Abriebverhalten der Antagonisten in dieser Gruppe (Diagramm 5.1, ungefüllte Rauten): Bei niedrigstem Füllkörpergehalt der Proben (22%) ist der Verschleiß dort am größten, während die Antagonisten den niedrigsten Abrieb erfahren. Dies könnte noch leicht damit erklärt werden, daß die Proben so „weich“ sind, daß die Antagonisten kaum angegriffen werden. Dann aber erreicht mit steigendem Füllkörperanteil (32%) der Abrieb der Antagonisten sofort ein absolutes Maximum (aller von uns gemessenen Degussit-Abriebswerte), um von dort an leicht zu sinken (42%, 52%, 62%). Die Zusammensetzung bei 32% Füllkörperanteil der Probe muß für den Antagonisten offensichtlich so ungünstig sein, daß er hier am stärksten verschleißt, ohne daß die Probe ihre optimale Zusammensetzung, i.e. den geringsten Verschleiß aufweist. Die Abriebwerte der Proben liegen bei den Verschleißmaxima der Antagonisten eher im Mittelfeld aller von uns gemessenen Werte.

5.2.2 Die Gruppe der 14µm-Füllkörperkomposite

In dieser Gruppe liegt das gemessene Minimum bei 32% Füllkörperanteil, durch Interpolation läßt sich das tatsächliche Minimum an Verschleiß bei ca. 35% Füllkörpern voraussagen (Diagramm 5.1, gefüllte Quadrate). Der Kurvenverlauf der Antagonisten korreliert gut dazu (Diagramm 5.1, ungefüllte Quadrate), bis auf eine leichte Verschiebung des Kurvenminimums nach rechts (ca. 5% Gew.-anteil).

Das bedeutet, das mit optimaler Zusammensetzung der Probe bezüglich des Abriebverhaltens auch der Verschleiß des Antagonisten minimal wird.

5.2.3 Vergleich der Gruppen

Auffällig ist der gegensätzliche Verlauf, den man so nicht erwarten würde, Leinfelder beschrieb die Abhängigkeit von Verschleißvolumen zu Füllkörperanteil ohne Berücksichtigung eines eventuellen Einflusses der Füllkörpergröße als direkt proportional (77), was in unserem Fall nur für die 14µm-Füllkörper ab ca. 35% Gewichtsanteil zutrifft. Bei den kleinen Füllkörpern muß laut unseren Messungen von einer umgekehrten Proportionalität ausgegangen werden.

Diskussion

Einen anderen Ansatz wählten Jaarda et al. (29), um eine Korrelation dieser beiden Parameter zu belegen. Ausgehend von Verschleißdaten aus vorausgegangenen klinischen Untersuchungen ermittelten sie elektronenmikroskopisch den tatsächlichen Anteil und die Größe der Füllkörper (beide Werte meist höher als in den Herstellerdeklarationen), unterzogen diese Werte einer Regressionsanalyse und stellten folgende Gleichung auf:

$$\boxed{\text{Verschleiß (mm}^3\text{/mm}^2\text{)}} = \boxed{0,561 \cdot \text{Oberflächenanteil der Füllpartikel in \% (r < 1\mu\text{m})}} + \boxed{0,601 \cdot \text{Oberflächenanteil der Füllpartikel in \% (4,5\mu\text{m} \leq r \leq 10\mu\text{m})}} - \boxed{0,277 \cdot \text{Oberflächenanteil der Füllpartikel in \% (r > 10\mu\text{m})}}$$

Abgesehen davon, daß es sich um ein lineares Gleichungssystem handelt, mit dem unser Diagramm nicht ohne weiteres in Einklang zu bringen ist, erkennt man bei genauerer Betrachtung eine genau umgekehrte Abhängigkeit von Füllkörperanteil zu Verschleiß bei den 1 µm-Partikeln und Partikeln größer als 10 µm im Vergleich zu unseren Ergebnissen. Bei Füllkörpern größer als 10 µm konstatiert Jaarda eine indirekte Proportionalität, bei Kleineren eine Direkte.

5.3 Einfluß der Füllkörpergröße

Wie aus dem Diagramm 5.1 ersichtlich, schneiden die größeren Füllkörper bei niedrigen Füllkörperanteilen, bei hochgefüllten Kompositen diejenigen mit kleineren Füllkörpern besser ab (was die Abrasionsfestigkeit anbelangt).

Den insgesamt niedrigsten Verschleißwert erzielte die Gruppe der 14µm-Füllkörper bei 32% (Gew.) beigemengten Füllkörpern. Vergleichbare Angaben hierzu in der Literatur sind widersprüchlich, abhängig vom angewendeten Prüfverfahren.

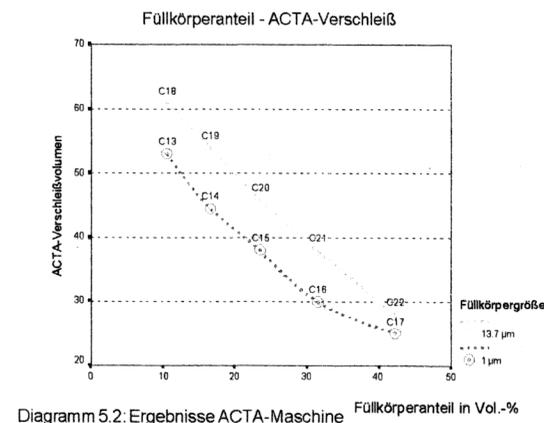
So stellen z.B. Suzuki et al. (79) fest, daß die Verschleißresistenz mit abnehmender Füllkörpergröße (9,88-0,20 µm) steigt, allerdings verwenden sie einen 3-Körper-Abrasionstest [Pin-on-block-Design mit Impulsbelastung und anschließender 30°-Rotation/Gegenrotation, Gegenkörper aus Polyacetat, Speisebolus simuliert durch wässrige Suspension mit PMMA-Perlen (Ø 44µm)] und variieren nicht den Anteil der Perlen.

Diskussion

Suzuki testete lediglich hochgefüllte Komposit-Variationen mit einem Füllkörperanteil von 72,3 Gewichtsprozent. Extrapoliert man Diagramm 5.1, würden die Ergebnisse mit großer Wahrscheinlichkeit übereinstimmen. Das für Makrofüller günstigste Mischungsverhältnis von ca. 35 Gewichtsprozent ist mit dieser Untersuchung folglich nicht erfaßt worden, da bisher hauptsächlich die Auffassung vorherrschte, daß mit steigendem Füllkörperanteil die Verschleißresistenz von Kompositen zunimmt (s.o.).

Andererseits muß berücksichtigt werden, daß bei unserer Versuchsanordnung kein abrasives Zwischenmedium verwendet wird.

Bei Matsumara (50) erfuhr unter einem 3-Körper-Abrasionstest ein hochgefülltes Mikrofüllerkomposit (Dentacolor) ebenso weniger Verschleiß als ein niedriggefülltes Hybridkomposit (Visio-Gem). Hier wären die Voraussetzungen für einen repräsentativen Vergleich bei günstigen Mischungsverhältnissen für die unterschiedlichen Füllkörpergrößen gegeben, der unterschiedliche Versuchsaufbau scheint für die widersprüchlichen Ergebnisse verantwortlich zu sein. Diese Hypothese läßt sich gut durch die Ergebnisse der ACTA-Maschine (3-Körper-Abrasionstest) der Münchener Universität mit den gleichen Proben belegen (25):



Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen ergibt dieser 3-Körper-Abrasionstest eine lineare Zunahme der Verschleißfestigkeit der Proben mit steigendem Füllkörperanteil.

Li et al. (45) führten 1985 Untersuchungen mit ähnlichen Probenmaterialien (2µm-Füllkörper: 20, 40, 45, 50, 53%; 15µm-Füllkörper: 20, 40, 50, 60, 65%; Angaben in Volumenprozent!) durch. Zur Verschleißbestimmung setzten sie einen Pin-on-disk-

Versuchsaufbau mit Hydroxylapatit-Antagonisten ein (3kg-Gewichtsbelastung, 37°C warmer Wasserstrom, 50000 Zyklen bei 85 U/min, weitere 20000 bei 150 U/min).

Die Ergebnisse von ihnen stimmen dahingehend mit Diagramm 5.1 überein, daß er eine größere Bedeutung des Füllkörperanteils als der -größe gegenüber dem beobachteten Verschleiß feststellt und der Verschleiß der Makrofüller ab 50% stärker, ab 60% drastisch ansteigt. Allerdings nimmt der Verschleiß sowohl bei 2µm-, als auch bei 15µm-Füllkörpern mit steigendem Fülleranteil zu:

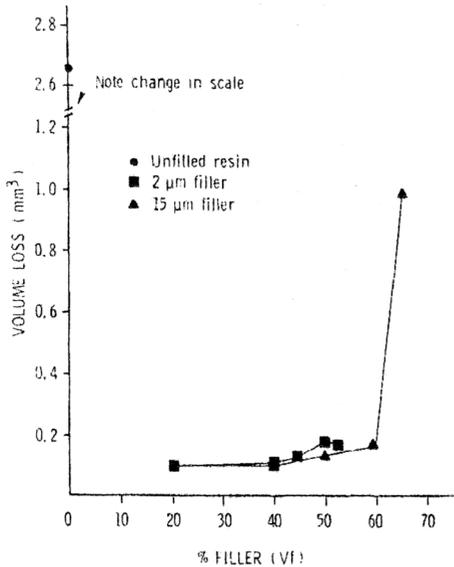


Diagramm 5.2: Ergebnisse von Li et al. (45)

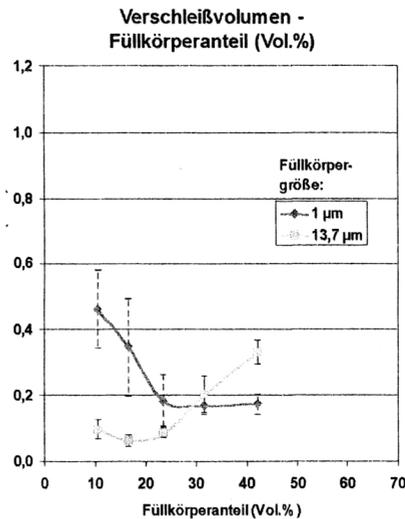


Diagramm 5.3: Eigene Ergebnisse unter Vol.-%

Unsere Verschleißwerte sind daneben in Diagramm 5.3 in Abhängigkeit von Volumenprozent (gleiche Skalierung) abgebildet. Als mögliche Ursachen der gravierenden Differenzen in Bezug auf Rangfolge und Verteilung der Werte kommen die unterschiedlichen Versuchsanordnungen, Zyklenzahlen und die sehr wahrscheinlich vollkommen verschiedenen Grundzusammensetzungen der Komposite in Betracht. Li gibt für die Matrix lediglich an, daß es sich um ein lichthärtendes Polyphenyl-poly-methacrylat handelt.

5.4 Einfluß der Kunststoffmatrix

Den Ergebnissen des Abschnittes 4.4.1.3 ist zu entnehmen, daß Variationen des Polymerbestandteils (Konzentration von Benzylmethacrylat) der Komposite keinen

Einfluß auf das Verschleißverhalten ausüben. Zu einem vergleichbaren Ergebnis kommen Draughn (18) und Sekiya et al. (75) im Zuge ihrer Untersuchungen.

5.5 Verschleißmechanismusanalyse

Es existieren verschiedene Modelle zur Beschreibung von Verschleißvorgängen in der Zahnheilkunde. Die klassische Verschleißtheorie beinhaltet die Gleichung von Archard:

$$\frac{dV}{dS} = K \cdot \frac{L}{H}$$

(dV bezeichnet den Volumenverlust, dS die Weglänge der Verschleißbahn, L die Last und H die Härte des verschleißenden Materials. Der Koeffizient K ist für ein Material und für gleiche Systembedingungen konstant.)

Dem zufolge wäre Verschleiß ein mit zurückgelegter Weglänge linear ansteigender Prozeß, wenn die Last (wie in unserem Fall) konstant gehalten wird.

Da ein Komposit aber aus mehreren materialtechnisch unterschiedlichen Phasen besteht (vorrangig die Füllkörper und die aus mehreren Stoffen zusammengesetzte Matrix), wird diese Vereinfachung dem tatsächlichen Vorgang nicht gerecht.

Axen (1) formulierte deshalb diese Gleichung um in

$$\frac{L}{\Omega} = \frac{L_p}{\Omega_p} + \frac{L_m}{\Omega_m}$$

(Ω ist die materialspezifische Verschleißresistenz, L die Last, der Index p steht für die verstärkende Phase = Füllkörper, m für die Matrix)

und führte ein Modell für Multiphasenstoffe mit zwei Modi ein:

- Equal wear mode (EW = gleiches lineares Verschleißverhalten der Phasen) Bildet die Obergrenze für die geschätzte Verschleißresistenz. In diesem Modus wird der Abrieb durch die Füllkörper maßgeblich beeinflusst. Axen entwickelte dafür folgende Formel:

$$\Omega = \frac{A_p}{A} \cdot \Omega_p + \frac{A_m}{A} \cdot \Omega_m$$

(Ω ist die materialspezifische Verschleißresistenz, A die Kontaktfläche, der Index p steht für die verstärkende Phase = Füllkörper, m für die Matrix)

Daraus geht hervor, daß mit zunehmender Füllkörpermenge der Anteil der am Verschleiß beteiligten Phasen zugunsten der verstärkenden Phase verschoben wird und damit die gesamte Verschleißresistenz linear steigt.

In diesem Modell wird von dem Idealfall ausgegangen, daß Füllkörper und Matrix gleichermaßen dem Abrieb widerstehen, d.h. das Komposit die eingebetteten Füllkörper voll ausnutzt.

- Equal pressure mode (EP = gleiche Last auf beiden Phasen)

Stellt die Untergrenze für die geschätzte Verschleißresistenz dar. Die Matrix behält die gleiche Verschleißfestigkeit als wenn sie individuell belastet würde. Die Füllkörper tragen wenig zur Verschleißresistenz bei. Dafür entwickelte er den Ausdruck:

$$\Omega = \left(\frac{A_p}{A\Omega_p} + \frac{A_m}{A\Omega_m} \right)^{-1}$$

(Ω ist die materialspezifische Verschleißresistenz, A die Kontaktfläche, der Index p steht für die verstärkende Phase = Füllkörper, m für die Matrix)

Dem zufolge ist die Verschleißfestigkeit unter dem EP-Modus immer geringer als unter EW. Der EP-Modus kommt hauptsächlich zum Tragen, wenn die Füllkörperdurchmesser entschieden kleiner als die Kontaktflächen zum Gegenkörper sind (Abb 5.1) oder wenn der Gegenkörper weich und flexibel genug ist, seine Last rings um die aus der Oberfläche ragenden Füllkörper zu verteilen (Abb 5.2) (1).

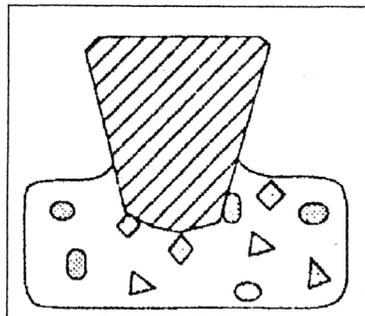


Abb. 5.1: Kleine Füllkörper (1)

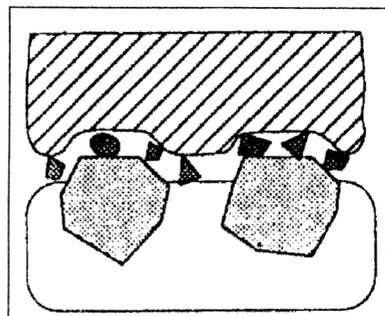


Abb. 5.2: Weicher Antagonist (1)

Nach Axen tritt bei den zwei Phasen im Verbund noch zusätzlich ein sogenannter *diskreter Abtrag* statt, der den Unterschied zwischen dem linearen Verschleißverlauf zwischen den Phasen ausgleicht. Er beschreibt dafür zwei *diskrete Abtragsmechanismen*:

den diskreten Abtrag des Füllkörpers eingebettet in der Matrix (Abb. 5.3) und den diskreten Abtrag durch Freilegung mit darauf folgender Fraktur oder Verlust des Füllkörpers (Abb 5.4).

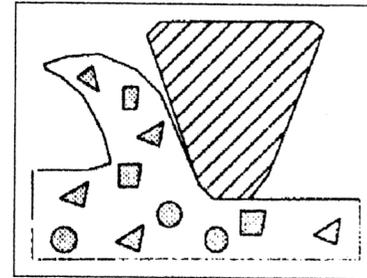


Abb. 5.3: Abtrag eingebettet in der Matrix (1)

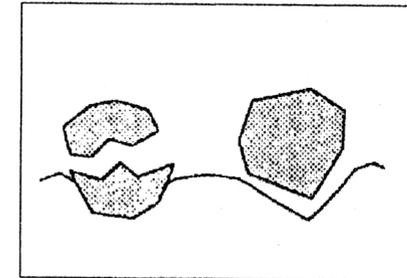


Abb. 5.4: Freilegung, dann Fraktur oder Verlust des Füllkörpers (1)

In den meisten Fällen liegt laut Axen eine Mischung beider Modi vor.

Überträgt man nun diese Erkenntnisse auf unsere Arbeit, so ergibt sich folgendes:

Bei der Gruppe der 1µm-Füllkörper wird erst ab einer Füllkörperdichte von ca. 45 Gewichtsprozent das Verschleißminimum erreicht, d.h. erst dann werden die Füllkörper gleichermaßen zu der umgebenden Matrix belastet. Bei weniger Füllkörperanteilen in dieser Gruppe übernimmt die Matrix den Hauptanteil am Verschleiß, der EP-Modus gemäß Abb. 5.1 gewinnt an Bedeutung. Da sonst kaum Defekte durch herausgelöste Füllkörper auf den REM-Bildern der betreffenden Komposite zu sehen sind, könnte auch der Modus gemäß Abb. 5.3 wirksam sein, diese Vermutung läßt sich aber nicht mit Bildern belegen, da keine großflächig herausgelösten Zonen zu erkennen sind.

In der Gruppe der 14µm-Füllkörper stellt am auffälligsten den EP-Modus der Freilegung und kompletten Herauslösung des Füllkörpers dar (siehe Abb. 4.21). Aber es ist auch deutlich zu sehen, daß die Füllkörper in gleichem Maße abradieren wie die Matrix (Abb. 4.20 und 4.22), sofern sie erfolgreich von ihr festgehalten werden. Das könnte als Hinweis auf einen verstärkt wirkenden EW-Modus gesehen werden und die hohe Verschleißresistenz erklären.

Diskussion

Einige Jahre zuvor veröffentlichten Jørgensen et al. 1979 die Schutzmechanismus-Theorie („matrix protection“), nach der die harten Füllkörper die weichere Matrix davor bewahrt, ausgewaschen zu werden, wenn der Abstand der Füllkörper zueinander klein genug ist (30). Bayne versuchte 1992 nach dieser Theorie einen Mindestabstand bzw. -anteil von Füllkörpern für diesen Effekt zu ermitteln (5), sein Ergebnis ist jedoch nur für eine Füllkörpergröße ($\varnothing 0,02\mu\text{m} \rightarrow$ Mindestabstand $0,1\mu\text{m}$) gültig. Dieses Prinzip kommt laut Jørgensen hauptsächlich bei Kompositen mit kleinen Füllkörpern zum Tragen.

Die Füllkörper selbst müssen aber ebenso vor dem Verlust bewahrt werden („filler plucking“). Prinzipiell können die Füllkörper verloren gehen durch

- Herauslösen aus dem Matrixverbund, wenn die Verbindungsfläche zur Matrix zu klein geworden ist
- Frakturen, d.h. ein Teil des Füllkörpers bleibt im Verbund zurück
- Herausbrechen mitsamt eines Teils der umgebenden Matrix (d.h. eventuell auch ohne Kontakt zur Oberfläche)

Dies entspricht den Ausführungen von Axen (s.o.).

Bei den $14\mu\text{m}$ -Füllkörpern ist der mit zunehmendem Fülleranteil steigende Verschleißverlust dadurch zu erklären, daß große Füllkörper aus dem Verbund herausgelöst werden. Das erheblich größere Volumen dieser Defekte beeinflusst das Verschleißvolumen verständlicherweise mehr als bei den kleinen Füllkörpern.

Hinzu kommt noch, daß die herausgelösten großen Füllkörper eine Zeitlang als Zwischenmedium (3-Körper-Abrasion) wirken, welches durch seinen großen Durchmesser den Abrieb verstärken wird.

Unter den $1\mu\text{m}$ -Füllkörpern dagegen ist im Rasterelektronenmikroskop dieser Verlust nicht ohne weiteres zu erkennen (Abb. 4.2 auf Seite 44), da aufgrund ihrer geringen Größe keine sichtbaren Defekte hinterlassen werden. Dennoch findet sicherlich ‚filler plucking‘ statt, wenn auch nicht so „spektakulär“ wie bei den größeren Füllern.

Am unteren Rand der Abbildung 4.2, sowie in den Abb. 4.20, 4.22 und 4.23 (Pfeile) ist eine einheitliche, größtenteils glatte Oberfläche zu sehen, die man als Tribofilm betrachten kann.

Diskussion

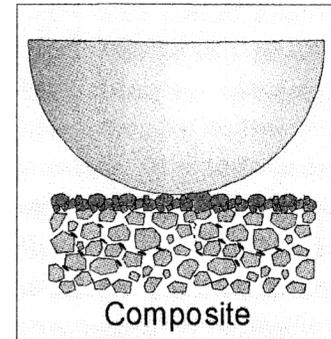


Abb. 5.5: Tribofilm

Dieser entsteht durch vornehmlich mechanisch verursachte Pressung und Verbackung der Oberflächenbestandteile zu einer glatten Schicht, die wenig Kontrast bietet und mit dem Rasterelektronenmikroskop schwer zu untersuchen ist. Abbildung 5.5 stellt schematisch einen runden Gegenkörper auf einer Kompositprobe dar, auf der sich eine solche Schicht ausgebildet hat.

Wie man ursprünglich erwarten würde, nehmen in der Gruppe der kleinen Füllkörper die Abriebsverluste ab, je mehr Silikatpartikel dem Komposit bei gemengt werden und an der Kontaktfläche am Reibungsprozeß beteiligt werden. Das gilt bis zu der Füllkörperkonzentration, bis zu welcher der Verbund zwischen Polymeranteil und diesen Partikeln seine maximale Stärke besitzt. Dies steht im Einklang zu der Schutzmechanismus-Theorie, nach der die Matrix vor Verschleiß (und damit der Verbund der Füllkörper) geschützt wird, wenn die Füllpartikel nahe genug nebeneinander liegen. Über diese Konzentration hinaus hingegen findet keine Verbesserung der Materialeigenschaften mehr statt, der Volumenverlust durch Herauslösen der Füllkörper (und deren Wirken als Zwischenmedium) hält sich die Waage mit dem Zuwachs an reibungsresistenterer Oberfläche.

Solange die Matrix bei größeren Füllkörpern in der Lage ist, die Füllkörper zu binden, findet der Verschleiß hauptsächlich an deren Oberfläche statt und ist dementsprechend gering.

Im Gegensatz zu den Feinpartikeln scheint hier folglich bei ungünstigen Mischungsverhältnissen der Mechanismus der Oberflächenzerrüttung zu dominieren, auf den Partikeln selbst findet der Mechanismus der Abrasion in kleinem Maßstab statt und führt zu den plangeschliffenen Oberflächen derselben (Abb. 4.20 auf Seite 50).

Die Komposite C23 bis C29 (Monomeranteilveränderungen) zeichnen sich elektronenmikroskopisch durch Tribofilm aus, von dem man erwarten würde, daß er den Verschleiß mindert; tatsächlich liegen die Volumenverluste dieser Gruppe (Diagramm 5.1: Quervernetzer - QV) aber im Mittelfeld der gemessenen Verschleißwerte. Zudem verlaufen die Kurven der Diagramme in ihrer gesamten Länge in nahezu

gleicher Steigung, das heißt, der sich allmählich ausbildende Tribofilm müßte früher oder später einen Knick verursachen, was nicht der Fall ist – es sei denn, dieser Abfall fand vor unserer ersten Messung innerhalb eines Laufes statt, also vor 6000 Zyklen.

Im Gegensatz zu unseren Ergebnissen ist in der Literatur meist nur zunehmender Verschleiß mit steigendem Füllergehalt beschrieben worden [(11), (45)] und sogar die klinische Bedeutung des Füllkörpergehalts durch eine Untersuchung von Lang et al. (76) in Frage gestellt worden, da bei kommerziell erhältlichen Kompositen keine signifikanten Unterschiede festgestellt wurden.

Auffällig ist der in der Regel steilere Kurvenverlauf in der Initialphase („Running-In“) der Verschleißprüfung bei den 14µm-Füllkörpern im Vergleich zum nahezu linearen Verlauf bei den Feinpartikeln. Ähnliche Beobachtungen machten auch Krejci et al. (35), Leinfelder (43) und Bayne (4) im Rahmen klinischer Studien.

Der höhere Verschleiß in der Einlaufphase ist mit der anfangs höheren Oberflächenrauigkeit der Probe und des Gegenkörpers zu erklären.

Es treten lokal hohe Belastungskräfte an den exponierten Stellen auf, bis diese entweder auf das Niveau ringsum abradiert oder durch Herausbrechen eliminiert werden. Allmählich vergrößert sich die reale Kontaktfläche und die einwirkenden Kräfte werden besser verteilt. Die sich anschließende Phase kann man mit dem Begriff Gebrauchsphase charakterisieren.

5.6 Fehlerquellen

Als Fehlerquelle mit gravierenden Auswirkungen auf die Ergebnisse muß die Blasenbildung bei der Herstellung der Kompositproben gesehen werden. Wir waren gezwungen, einige Läufe bestimmter Komposite zu wiederholen, da sich gelegentlich während oder erst nach Beendigung des Versuchsdurchlaufs Luftblasen innerhalb der Abrasionsspur auftraten, die bei der Probenherstellung übersehen wurden.

Trotz größtmöglicher Sorgfalt bei der Applikation in die Probenhalter und zuvor mehrmaligem Verstreichen des Komposits in dünnen Schichten auf einem Anmischblock ließ es sich nicht verhindern, daß in der Tiefe der Prüfkörper Blasen verblieben.

Diese Ausreißer in den Messungen ergaben um ein Vielfaches höhere Verschleißwerte als die Vergleichswerte des gleichen Komposits, denn einerseits wird das Volumen der oft nur eröffneten Blasen mitgemessen, andererseits ist auch die dem Verschleiß entgegenwirkende Materialmenge verringert. Insbesondere die niedriggefüllten 1µm-Komposite waren diesbezüglich schwer zu verarbeiten.

Die Verwendung der Randbereiche der Abriebsspur als Referenzfläche für die Nullebene, von der das abradierte Volumen abgezogen wird, birgt ebenso mögliche Fehlerursachen. Gelegentlich machten zum Teil am Rand der Spur vorhandene Blasen eine Einschränkung des verwendbaren Bereichs notwendig. Damit wurde die Nullebene entsprechend ungenauer ermittelt.

Schließlich sind Abdruck- und Gipsmodellungenauigkeiten als mögliche Fehlerquellen mit einzubeziehen.

6 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie war es, aufzuzeigen, wie das Verhältnis Matrixanteil und Füllkörperanteil unter Variation der Füllkörpergröße den Verschleiß beeinflusst, die Bedeutung der Kunststoffmatrix, als auch Einflüsse der Wahl des Antagonisten bei dem verwendeten In-vitro-Versuchsaufbau (2-Körper-Abrasion) herauszustellen.

Die Untersuchungen fanden am Kausimulator Typ München der Ludwig-Maximilians-Universität München statt. Als Kompositproben dienten experimentelle Materialien der Firma Vivadent (Schaan, Liechtenstein), in denen in zwei Gruppen mit unterschiedlichen Füllkörpergrößen (1 μ m und 13,7 μ m) der Anteil derselben in fünf Stufen von 63% bis zu 22% gesenkt wurde. Eine weitere Gruppe enthielt Variationen des Monomeranteils Benzylmethacrylat von 3,6% auf Null in sieben Stufen. Schließlich wurden zwei Gegenkörperausführungen (Steatit, Fa. Hoechst Ceram Tec AG, 95615 Marktredwitz und Degussit, Fa. Feldmühle AG, 24941 Flensburg) gegen bereits getestete Komposite auf Einflüsse in der Verschleißquantifizierung hin geprüft.

Die Füllkörper dominieren das Verschleißverhalten der von uns getesteten Komposite. Der Einfluß der Matrix kann bei diesen Materialien vernachlässigt werden.

Trotz der Tendenz der 14 μ m-Füllkörperkomposite, Partikelverlust durch Ermüdungsbrüche (vor allem bei den hochgefüllten Vertretern dieser Gruppe) zu erleiden, erreichen sie die insgesamt beste Resistenz gegenüber verschleißbedingten Materialeinbußen bei einem Füllkörperanteil von 32 Gewichtsprozent (interpoliert ca.35%). Die Komposite mit 1 μ m-Füllkörpern zeichnen sich durch nahezu linearen Abfall des Verschleisses bei steigendem Füllkörperanteilen bis zu einem Gehalt von ca. 45% aus.

Die Gruppe der Monomervariationen wies keine signifikanten Abweichungen auf und liegt insgesamt im Mittelfeld der ermittelten Verschleißdaten.

Der Vergleich zwischen den zwei Antagonistenausführungen aus Steatit und Degussit ergab, daß Steatit wesentlich stärkeren Abriebsverlusten erlag als Degussit und tiefere Abriasionsspuren bei den Proben hinterließ. Beide jedoch weisen die gleiche Reihenfolge und Verteilung der Werte sowohl beim Abrieb der Gegen- als auch der Probenkörper auf.

Aufgrund gelegentlicher Ausfälle bei den Steatit-Läufen, da die Abriebsspuren der Proben den Rand oder den Boden des Probenhalters erreichten und somit vereinzelt zum Bruch des Antagonistenhalters führten, ist Degussit als Gegenkörpermaterial bei zu erwartenden höheren Verschleißwerten vorzuziehen. Voraussetzung ist jedoch eine angemessene Zyklenzahl und ein Meßsystem von ausreichender Genauigkeit für das Verschleißvolumen.

7 Literaturverzeichnis

- (1) Axen N, Jacobson S:
Wear resistance of multiphase materials, *Wear* 174, pp.187-199
1994
- (2) Bailey W F, Rice S L, Albert R L, Temin S C:
Influence of contact stress, sliding velocity, and surface roughness on the sliding wear of a composite restorative. *J Dent Res* 60, 914
1981
- (3) Bailey W F, Rice SL:
a Comparative sliding-wear behavior of a dental amalgam and a composite restorative as a function of contact stress. *J Dent Res* 60, 731
1981
- (4) Bayne S C: Dental Composites, in: S.T. Okabe Takahashi:
International congress on dental materials, Academy of dental materials, Hawaii, pp. 90-113
1989
- (5) Bayne S C; Taylor D F; Heymann H O:
Protection hypothesis for composite wear. *Dent Mater*, 8(5), 305-309
1992
- (6) Bodicker V S:
Abrasion tests for artificial teeth. *J Am Dent Ass*, 35, 793
1947
- (7) Bowden F P, Tabor D:
Friction and lubrication of solids, chapt.1, Oxford Univ Press, London
1950
- (8) Bryant R W:
Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations. *Dent Mater* 6, 60
1990
- (9) Buckley D H:
Surface effects in adhesion, friction, wear and lubrication. *Intern Metals Rev*, 2, pp.57-73
1981
- (10) Buonocore M G:
A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surface. *J Dent Res* 34, 849
1955
- (11) Condon J R; Ferracane J L:
In vitro wear of composite with varied cure, filler level and filler treatment. *J Dent Res* 76 (7),
1405-1411
1997

- (12) Cornell J A, Jordan J S, Ellis S, Rose E E:
A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth. *J Dent Assoc* 54, 608
1957
- (13) Czichos H, Habig K-H:
Tribologie Handbuch, Reibung und Verschleiß. Vieweg, Braunschweig / Wiesbaden
1992
- (14) De Gee A J, Pallav P, and Davidson C L:
Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65, 654
1986
- (15) DeLong R, Douglas W H:
Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62, 32
1983
- (16) Dickson G:
Physical and chemical properties and wear. *J Dent Res* 58, 1535-1543
1979
- (17) DIN 50320:
Verschleiß – Begriffe, Analyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes.
Beuth Verlag, Berlin
1979
- (18) Draughn R A, Harrison A:
Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. *J Prost Dent* 40,
220
1978
- (19) Eick J D:
In vivo wear measurement of composite resins. In: Vanherle G und Smith D C (Hrsg.): Posterior composite resin dental restorative materials. Szulc, p. 351, Holland
1985
- (20) Fan P L, Powers J M:
In vitro wear of aged composite restorative materials. *J Dent Res* 59, 2066-2070
1980
- (21) Fan P L; Powers J M, Marcotte M:
In vitro accelerated ageing of composites and a sealant. *J Dent Res* 60, 1672-77
1981
- (22) Ferracane J L:
Current trends in dental composites. *Crit Rev Oral Biol Med* 6(4), 302-318
1995

Literaturverzeichnis

- (23) Flinn R A, Trojan P K:
Engineering materials and their applications. Houghton Mifflin, Boston
1959
- (24) Gloger W, Häusler G:
Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures. Int J Opt Comp 2, 425
1993
- (25) Grünwald A:
Abriebsverhalten von Kompositen in Abhängigkeit ihrer Zusammensetzung ermittelt durch zwei
Maschinen in drei Experimenten. Inauguraldissertation, München
1998
- (26) Hägler G:
In-vitro-Verschleiß von experimentellen Kompositen, Vergleich der volumetrischen Messung
zwischen Perthometer und Lasersensor. Inauguraldissertation, München
2000
- (27) Harrison A, Lewis T T:
The development of an abrasion testing machine for dental materials. J Biomed Mater Res 9, 341
1975
- (28) Hickel R:
Forschungsbericht Zahnabrasion: Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbruch-
arbeitern. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Genossenschaften, Sankt Augu-
stin
1989
- (29) Jaarda M J, Wang R F, Lang B R:
A regression analysis of filler particle content to predict composite wear. J Prosth Dent 77(1), 57-
67
1997
- (30) Jorgensen K D, Horsted P, Janum O, Krogh J, Schultz J:
Abrasion of class 1 restorative resins. Scand J Dent Res 87, 140
1979
- (31) Jorgensen K D:
In vitro wear tests on macrofilled composite restorative materials. Aust Dent J 27, 153-158
1982
- (32) Jorgensen, K D:
Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties. Scand J Dent Res 88; 557-568
1980
- (33) Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M:
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter
Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953
1990

Literaturverzeichnis

- (34) Krejci I:
Zahnfarbene Restaurationen – Qualität, Potential und Indikationen, Hanser, München
1992
- (35) Krejci I, Lutz F, Zedler C:
Effect of contact area size on enamel and composite wear. J Dent Res 71, 1413
1992
- (36) Krejci I, Reich T, Bucher W, Lutz F:
Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleiß-messung. Schweiz Monatsschr Zahnmed
104, 160-167
1994
- (37) Kreulen C M, van Amerongen W E:
Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region: a
review. J Dent Child 58, 109
1991
- (38) Kunzelmann K-H:
Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. ISBN-Nr. 3-
8265-3859-5, Shaker-Verlag Aachen
1997
- (39) Kunzelmann K-H, Neugebauer P, Stockinger F, Hickel R:
Die Oberflächenvermessung von Zähnen mittels Lasertriangulation. Posterpräsentation bei der
Jahrestagung der Arbeits-gemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK, Mainz
1991
- (40) Lambrechts P, Vanherle G:
Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-
dimensional measuring technique. J Dent 12, 252
1984
- (41) Lang B R, Bloem T J, Powers J M, Wang R F:
The in vivo wear resistance of 12 composite resins. J Prosthodont 1(1): 2-10
1992
- (42) Leinfelder K F:
Composite resins: properties and clinical performance; IN: O'Brien W.J. : Dental materials:
properties and selection. Chicago; Quintessence, Pub Co , 139-157
1989
- (43) Leinfelder K F:
Wear patterns and rates of posterior composite resins. Int Dent J 37, 152
1987
- (44) Leinfelder K F, Taylor D F, Barkmeier W W, Goldberg A J:
Quantitative wear measure-ments of posterior composite resins. Dent Mater 2, 198
1986

Literaturverzeichnis

- (45) Li Y, Swartz M L, Phillips R W, Moore B K, Roberts T A:
Effect of filler content and size on properties of composites. *J Dent Res* 64 (12), 1396-1401
1985
- (46) Lugassy A, Greener E H:
An abrasion resistance study of some dental resins. *J Dent Res* 51, 967-972
1972
- (47) Lutz F:
Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkompositen. KAR PAR PZM, Zürich
1980
- (48) Mair L H:
The measurement and analysis of clinical abrasion - a modified approach. *Dent Mater* 6, 271
1990
- (49) Mair L H, Stolarski T A, Vowles R W, Lloyd C H:
Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 24(1-2),
141-148
1996
- (50) Matsumara H, Leinfelder K F, Kawai K:
Three-body wear of light-activated composite veneering materials. *J Prosthet Dent*, 73(3), 233-
239
1995
- (51) McComb D:
Evaluation of clinical wear of posterior composite resins. In: Posterior composite resin dental
restorative materials. Vanherle G und Smith D C (Hrsg.). Szulc, Holland, p. 511
1986
- (52) McKinney J E, Wu W:
Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. *J Dent Res*
61, 1083
1982
- (53) Mehl A:
Dreidimensionale Verschleißmessung, Habilitationsschrift, LMU München
1998
- (54) Mehl A:
Methoden der 3D-Informationsgewinnung mit dem Lichtschnittsensor. Diplomarbeit im Fach
Physik. Lehrstuhl für angewandte Optik/Physikalisches Institut. Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg
1992
- (55) Mehl A, Hauptmann J, Gloger W, Kunzelmann K-H, Hickel R:
Generation of CAD-tooth restorations by automatically combining different 2.5D-views of an
optical sensor into a real 3D-image. *J Dent Res* 75 SI, 385, Abstr. 2941
1996

Literaturverzeichnis

- (56) Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H:
Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen
Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 23
1996
- (57) Mehl A, Gloger W, Kunzelmann K-H and Hickel R:
A new optical 3-D device for the detection of wear. *J Dent Res* 75, 11, 1799-1807
1997
- (58) Meili B:
Vergleichende Löslichkeitsbestimmungen an Kompositmaterialien; Med Diss Bern
1974
- (59) Michajev N:
Pin-on-disk-Versuche mit experimentellen Kompositen. Inauguraldissertation, München
1998
- (60) Moffa J P, Lugassy A A:
Calibration of evaluators utilizing the M-L occlusal loss scale. *J Dent Res* 65, 302, Abstr. 1197
1986
- (61) Pallav P, DeGee A J, Werner A, Davidson C L:
Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress-bearing
composites. *J Dent Res* 72(1), 56-61
1993
- (62) Pelka M, Dettenhofer G, Reinelt C, Krämer N, Petschelt A:
Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme. *Dtsch Zahnärztl Z* 49, 921
1994
- (63) Phillips R W, Avery D R, Mehra R, Swartz M L:
Observations on a composite resin for class II restorations: three year report. *J Prosthet Dent* 26,
68
1971
- (64) Powell J M, Phillips R W, Norman R D:
In vitro wear response of composite resin, amalgam, and enamel. *J Dent Res* 54, 1183
1975
- (65) Powers J M, Ludema K C, Craig R G:
Wear of Fluorapatite Single Crystals: VI. Influence of Multiple-Pass Sliding on Surface Failure. *J
Dent Res* 52, 1032
1973
- (66) Powers J M, Allen L J, Craig R G:
Two-body Abrasion of commercial and experimental restorative and coating resins and an
amalgam. *J Am Dent Assoc* 89, 1118
1974

Literaturverzeichnis

- (67) Powers J M, Fan P L:
Erosion of composite resins. J Dent Res 59, 815-919
1980
- (68) Press W H, Flannery B P, Teukolsky S A, Vetterling W T:
Numerical recipes in C. 1st ed. Cambridge: Cambridge University Press, pp. 309-323
1988
- (69) Rice S L, Wayne S F, Bailey W F, Roto M:
Influence of variation in contact stress on the sliding-wear behaviour of a dental amalgam.
Biomaterials 2, 46
1981
- (70) Roulet J F, Reich T, Lutz F:
High precision occlusal mapping - a new method for measuring wear of posterior composites. J
Dent Res 62, 220, Abstr. 457
1983
- (71) Roulet J F:
Die Abrasion von Komposits. SSO Schw Monatsschr. Zahnheilkd. 86, 413
1976
- (72) Roulet J F:
Discussion paper: In vivo wear measurement of composite resin. In: Posterior composite resin
dental restorative materials. Vanherle G und Smith D C (Hrsg.). Szulc, p. 365, Holland
1985
- (73) Roulet J F:
Degradation of dental polymers. Karger, München
1987
- (74) Ryge G, Snyder M:
Evaluation the clinical quality of restaurations. J Am Dent Assoc 87, 369
1973
- (75) Sekiya K, Okamoto A, Fukushima M, Iwaku M:
In vivo wear pattern of experimental composite resins based on different resin monomers. Dent
Mater J, 12(2) {21}: 145-158
1993
- (76) Slack J C, Douglas W H, Tranter T C:
The abrasion behaviour of some dental materials: a laboratory investigation. J Dent 6, 233
1978
- (77) Söderholm K J, Roberts M J, Antonson D E, Anusavice K J, Mauderli A P, Sarrett D C, Warren J W:
Visual and profilometric wear measurements. Acta Odontol Scand 50, 121
1992
- (78) Suh N P:
Tribophysics. Prentice-Hall, New Jersey
1986

Literaturverzeichnis

- (79) Suzuki S, Leinfelder K F, Kawai K, Tsuchitani Y:
Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. Am J Dent 8(4), 173-178
1995
- (80) Teuffel F:
Klinische 3D-Verschleißquantifizierung mit einem Laserlichtschnittsensor am Beispiel von Visio-
Gem-Inlays. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München
1996
- (81) Uetz H, Wiedemeyer J:
Tribologie der Polymere, ISBN-Nr. 3-446-14050-6, Hanser Verlag München
1985
- (82) Wassell R W, McCabe J F, Walls A W:
A two-body frictional wear test. J Dent Res 73, 1546
1994
- (83) Willems G, Lambrechts P, Lesaffre E, Braem M, Vanherle G:
Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear. J Dent 21, 79
1993
- (84) Zum Gahr K-H:
Microstructure and wear of materials. Elsevier, Amstardam
1987

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv.-Doz. Dr. K.-H. Kunzelmann für die Bereitstellung dieses interessanten Themas, für seine immer vorhandene Hilfsbereitschaft und tatkräftige Unterstützung und die vielen anregenden Diskussionen, die diese Arbeit ermöglicht haben.

Vielen herzlichen Dank Herrn Benjamin Jelen für seine aufopfernde Unterstützung bei der Durchführung der Messungen und Auswertungen. Auch Herr Wolfram Gloger half mir sehr durch seine Vereinfachungen bei der computergestützten Auswertung, Herr Thomas Obermeier durch seine Finite-Elemente-Analyse.

Ein herzliches Dankeschön an alle Mitarbeiter der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München für die Unterstützung, Toleranz und hervorragende Arbeitsatmosphäre.

Meinen Eltern und Großeltern möchte ich aufrichtig danken, die mir dieses Studium erst ermöglicht haben und mir immer mit Rat und Tat zur Seite standen.

9 Lebenslauf

Name

Martin Sobota

geboren am

22. Mai 1970 in Meerbusch-Lank-Latum, Nordrhein-Westfalen

Eltern

Josef Sobota, Zahnarzt

Dipl. Ing. Liane Sobota, Architektin

1 Schwester: Isabella, geb. 1981

Familienstand

ledig

Schulbildung

1976-1978 Grundschule Neuperlach

1978-1979 Grundschule Grafing

1979-1980 Grundschule Weißling

1980-1984 Max-Born-Gymnasium Germering

1984-1989 Simon-Marius-Gymnasium Gunzenhausen

Studium

November 1989 – Februar 1995 Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maxilians-Universität München

27. März 1995 Staatsexamen

April 1995 Approbation

Anstellungen

September 1995 – Juni 1996 Assistenz Zahnarzt in freier Praxis in Dachau

Oktober 1996 – September 1998 wissenschaftlicher Angestellter in der Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie an der Ludwig-Maximilians-Universität München

Seit Oktober 1998 selbstständiger Zahnarzt in Gunzenhausen