

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Klinik für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten
der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. Reinhard Hickel

**Verschleißmessung von Kompositen mit einem
kontaktfreien laseroptischen
Oberflächenvermessungssystem**

Systemoptimierung und Entwicklung einer neuen Methodik
sowie Testung von
10 experimentellen Kompositen der Firma Vivadent

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

vorgelegt von
Georg Hägler
aus Weiden/OPf.

2001

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Gewidmet meiner Familie

Berichterstatter: Prof. Dr. K.-H. Kunzelmann
Mitberichterstatter: Prof. Dr. Th. Heinzeller
Prof. Dr. J. Müller-Höcker
Dekan: Prof. Dr. med. Dr. h. c. K. Peter
Tag der mündlichen Prüfung: 13.12.2001

Inhaltsverzeichnis:

1 Einleitung	3
1.1 Grundlagen	4
1.1.1 Tribologische Grundbegriffe	4
1.1.1.1 Verschleißmechanismen	6
1.1.1.1.1 Abrasion	6
1.1.1.1.2 Oberflächenzerrüttung	7
1.1.1.1.3 Adhäsion	8
1.1.1.1.4 Tribochemische Reaktion	8
1.1.2 Verschleiß in der Zahnmedizin	9
1.2 Verschleißsimulation in vitro – Überblick	10
1.2.1 Zahnbürstsimulation	10
1.2.2 Simulation okklusaler Belastungen	11
1.3 Dreidimensionale Messverfahren zur Verschleißmessung	13
1.3.1 Überblick	13
1.3.2 Profilometrie	14
1.3.3 Laserscanning	15
2 Ziel der Arbeit	18
3 Material und Methoden	19
3.1 Kausimulator Typ München	19
3.1.1 Materialtestung im Kausimulator	21
3.2 Vermessung der Abriebspuren	22
3.2.1 Vermessung mit Profilometer	22
3.2.2 Vermessung mit dem Laserscanner und Auswertung mit „Match 3D“	24
3.2.2.1 Herstellung von Replika zur Vermessung im Laserscanner	25
3.2.2.2 Scanvorgang im Laserscanner	26
3.2.2.3 Computergestützte Vermessung der Verschleißspuren und Antagonisten mit dem Programm „Match 3D“	27
3.3 Getestete Materialien	32
3.3.1 Experimentelle Komposite der Firma VIVADENT	32
3.4 Vorversuche mit Materialien der Firma DeTrey (TPH, Dyract, sowie drei experimentelle Kompomere unbekannter Zusammensetzung)	33

4 Ergebnisse	36
4.1 <i>Vorversuche</i>	36
4.1.1 Profilometer vs. Lasersensor	36
4.1.1.1 Profilometer vs. Lasersensor unter realen Versuchsbedingungen	36
4.1.1.2 Vermessung eines Prüfkörpers mit halbkugelförmigen Mulden	39
4.1.2 Umstellung der vertikalen Lasteinleitung von Druckluft auf Gewichte	40
4.1.2.1 Überprüfung der vertikalen Lasteinleitung mittels Lastmessdose	40
4.1.2.2 Vertikale Lasteinleitung mit Druckluft vs. Gewichten unter realen Versuchsbedingungen	42
4.2 <i>Untersuchung von 10 experimentellen Kompositen der Firma Vivadent</i>	43
4.2.1 Komposite mit Variation des Füllkörperanteils – 1 µm-Füller-Komposite	44
4.2.1.1 Verschleißvolumen	44
4.2.1.2 Antagonistenverschleiß	46
4.2.1.3 Verschleißrate	46
4.2.2 Komposite mit Variation der Füllkörpergröße – 1 µm, 6 µm, 15 µm	47
4.2.2.1 Verschleißvolumen	47
4.2.2.2 Verschleißrate	49
4.2.3 Komposite mit Variation des Quervernetzeranteils	50
4.2.3.1 Verschleißvolumen	50
4.2.3.2 Verschleißrate	52
5 Diskussion	53
5.1 <i>Profilometer vs. Lasersensor</i>	53
5.1.1 Untersuchungsdauer	53
5.1.2 Einfluss der Replikatechnik auf die Verschleißmessung	53
5.1.3 Messfehler	55
5.2 <i>Vertikale Lasteinleitung mit Gewichten vs. Druckluft</i>	56
5.3 <i>Steatitkugel als Antagonist - Verschleißmechanismus</i>	57
5.4 <i>Untersuchte Komposite</i>	60
5.4.1 Komposite mit 1 µm-Füllkörpern	60
5.4.1.1 Verschleißmechanismusanalyse	60
5.4.2 Komposite mit unterschiedlichen Füllkörpergrößen	61
5.4.2.1 Verschleißmechanismusanalyse	62
5.4.3 Komposite mit unterschiedlichem Quervernetzeranteil	63
5.4.3.1 Verschleißmechanismusanalyse	63
6 Zusammenfassung	64
7 Literaturverzeichnis	67
8 Danksagung	75
9 Lebenslauf	76

1 Einleitung

In der anhaltenden Diskussion um den Füllungswerkstoff Amalgam werden zunehmend neue Materialien wie Komposite, Kompomere und Ormocere als Alternativen im Seitenzahnbereich diskutiert. Es existieren jedoch bisher nur sehr begrenzte Informationen über die Langlebigkeit und Beständigkeit dieser relativ neuen Materialien. Neben Toxizität, Biokompatibilität und Verarbeitungseigenschaften sind positive physikalische Eigenschaften wie hohe Biegefestigkeit, geringe Polymerisationsschrumpfung und ein günstiges Verschleißverhalten für den Langzeiterfolg von Füllungen von entscheidender Bedeutung. Um das Verschleißverhalten von neu entwickelten Füllungswerkstoffen vorhersagen zu können, wurden in jüngerer Vergangenheit verschiedene Untersuchungsmethoden entwickelt.

In der vorliegenden Arbeit wurde die Methode der Verschleißprüfung in einem Kausimulator technisch optimiert und ein an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickeltes laseroptisches 3-D-Meßverfahren mit anschließender computergestützter Auswertung für die In-vitro-Verschleißmessung angewendet.

Anhand dieser weiterentwickelten Methodik wurden 10 experimentelle Füllungsmaterialien der Firma VIVADENT (Schaan, Liechtenstein) im Kausimulator Typ München (Abb. 3.1) im Rahmen einer Einfach-Blind-Studie untersucht.

1.1 Grundlagen

1.1.1 Tribologische Grundbegriffe

Der Begriff „Tribologie“ leitet sich von dem griechischen Wort „tribos“ (=Reiben) ab und wurde 1966 durch das British Department of Education geprägt. Als Wissenschaft befasst sich die Tribologie mit Reibung, Verschleiß und Schmierung (DIN 50320) und schafft u.a. durch eine vereinheitlichte Nomenklatur eine Basis für interdisziplinäre tribologische Fragestellungen innerhalb der Chemie, Physik, Werkstoffkunde, verschiedener Ingenieurdisziplinen und der Medizin (Czichos et al. 1992)

Bei Verschleißerscheinungen handelt es sich nicht um eine stoffbezogene Materialeigenschaft wie z.B. E-Modul, Biegefestigkeit oder Härte, sondern um das Zusammenwirken verschiedener Faktoren.

Diese werden untergliedert in das Tribosystem (tribologisches System), die Beanspruchungsparameter und die Verschleißmechanismen. Das Tribosystem besteht aus einem Grundkörper, dem Gegenkörper, einem möglicherweise vorliegendem Zwischenstoff und einem Umgebungsmedium (Abb. 1.1).

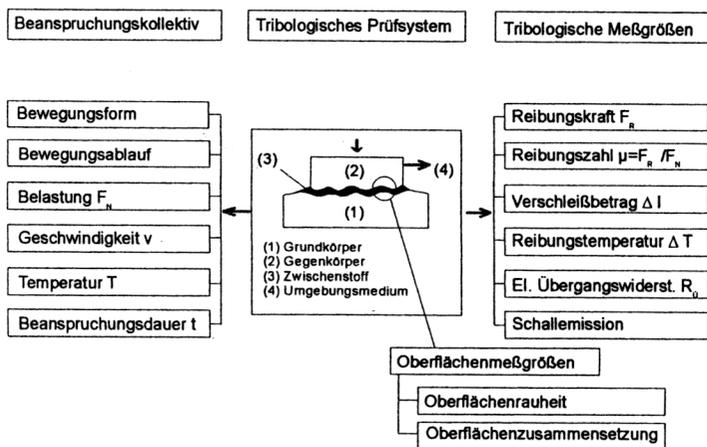


Abb. 1.1: Darstellung eines tribologischen Systems (nach DIN 50 320).

Unter Beanspruchungsparametern (=Beanspruchungskollektiv) versteht man die auf das Tribosystem wirkenden Einflussgrößen Normalkraft, Tangentialkraft, Temperatur, Beanspruchungsdauer, Bewegungsform (Gleiten, Rollen, Stoßen, Strömen) und zeitlichen Bewegungsablauf (kontinuierlich, oszillierend, intermittierend). Durch sie kommt es zu energetischen und stofflichen Wechselwirkungen.

Die Kombination aus mechanischer Belastung (Normalkraft) und Reibungskräften führt zu den Verschleißmechanismen „Abrasion“ und „Oberflächenzerrüttung“. Dies wird als energetische Wechselwirkungen bezeichnet.

Intermolekulare Veränderungen im Tribosystem führen zu den Verschleißmechanismen „Adhäsion“ und „Tribochemische Reaktion“. Dies wird als stoffliche Wechselwirkungen bezeichnet. Nachfolgende Tabelle enthält die Definitionen der vier Hauptverschleißmechanismen (Tab. 1.1).

Verschleißmechanismus	Definition
Adhäsion	Ausbildung und Trennung von Grenzflächen-Haftverbindungen (z. B. "Kaltverschweißungen", "Fressen")
Abrasion	Materialabtrag durch ritzende Beanspruchung (Mikrozerspanungsprozeß)
Oberflächenzerrüttung	Ermüdung und Rißbildung in Oberflächenbereichen durch tribologische Wechselbeanspruchungen, die zu Materialtrennungen führen (z. B. "Grübchen")
Tribochemische Reaktionen	Entstehung von Reaktionsprodukten durch die Wirkung von tribologischer Beanspruchung bei chemischer Reaktion von Grundkörper, Gegenkörper und angrenzendem Medium

Tab. 1.1: Definitionen der Haupt-Verschleißmechanismen

1.1.1.1 Verschleißmechanismen

1.1.1.1.1 Abrasion

Bei der Abrasion entsteht ein Materialabtrag am Grundkörper, der durch harte Bestandteile des Tribosystems geschädigt wird. Die materialabtragenden Bestandteile können entweder fest in die Tribopartner eingebettete Partikel (Zweikörperabrasion) oder lose zwischen dem Grundkörper und dem Gegenkörper befindliche Partikel sein (Dreikörperabrasion) (Roulet 1976, Abb. 1.2).

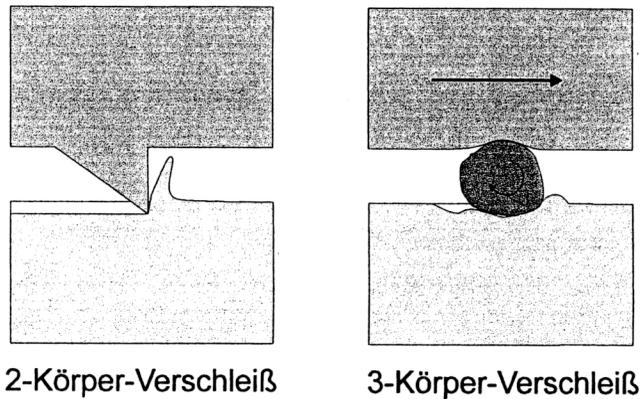


Abb. 1.2: Schematische Darstellung von 2-Körper und 3-Körper-Verschleiß

Der Substanzabtrag geschieht durch die Grundmechanismen „Mikroplügen“ (Microploughing), „Mikrospanen“ (Microcutting), „Mikroermüden“ (Microfatigue) und „Mikrobrechen“ (Microcracking), wobei hier ein fließender Übergang besteht (Zum Gahr 1992, Abb. 1.3). Beim Mikroplügen erfolgt zunächst nur eine oberflächliche Verformung des Grundkörpers durch die Abrasivpartikel. Durch wiederholte Verformung, die bei einer zyklischen Belastung wie z.B. beim Kauen auftritt, kommt es durch Mikroermüden zur Verschleißpartikelbildung, was letztlich zum Substanzabtrag führt. Bei „Mikrospanen“ hingegen liegt eine „ritzende“ Oberflächenbelastung vor. Hier entsteht bereits beim

erstmaligen Gleitkontakt mit dem Gegenkörper ein Substanzverlust, dessen Höhe dem Ausmaß der durch den Gegenkörper erzeugten Schnittspur gleicht. Bei spröden Werkstoffen kommt es im Oberflächenbereich bei hohen Belastungen zu Mikroausplitterungen durch Rissbildung und Risswachstum, was als Mikrobrechen bezeichnet wird. Hier ist das abgetragene Materialvolumen größer als die durch das Volumen des Gegenkörpers eigentlich bedingte Abriebsfurche.

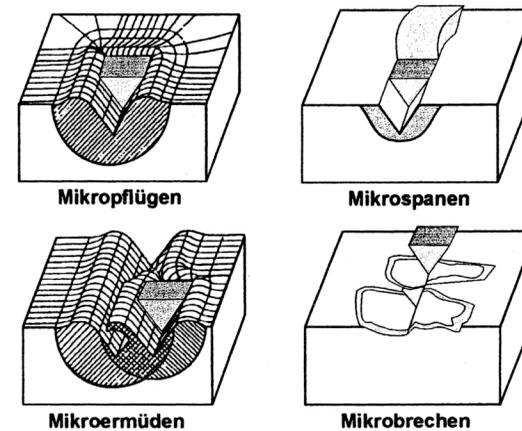


Abb. 1.3: Grundmechanismen des abrasiven Verschleißes (Zum Gahr 1987)

1.1.1.1.2 Oberflächenzerrüttung

Als Oberflächenzerrüttung wird die Rissbildung senkrecht und parallel zur Materialoberfläche bezeichnet. Diese resultiert aus dem wiederholten Einwirken von Normal- und Tangentialkräften in Form von Rollen, Gleiten oder Aufschlagen fester oder flüssiger Gegenkörper. Durch Risswachstum sowie der Vereinigung von vorhandenen Rissen kommt es schließlich zur Verschleißpartikelbildung.

Nach Zum Gahr (1987) kann bei der Oberflächenzerrüttung in jedem Falle eine Abfolge von elastischer oder plastischer Verformung, Rissbildung und Risswachstum erkannt werden.

1.1.1.1.3 Adhäsion

Makroskopisch glatte Oberflächen weisen mikroskopisch stets Rauigkeiten auf. Berühren sich zwei makroskopisch glatte Oberflächen oder gleiten diese aneinander, so entspricht die tatsächliche Kontaktfläche nicht der makroskopisch sichtbaren Kontaktfläche, da die Berührung nur in den Bereichen stattfindet, die am weitesten aus der Oberfläche herausragen. Dies führt bereits bei sehr geringen Anpresskräften zu sehr hohen Drücken in den Bereichen des tatsächlichen Kontaktes (Bowden et al. 1950). In der Folge kommt es zu elastischen und plastischen Verformungen sowie zur Ausbildung so genannter Grenzflächen-Haftverbindungen im Bereich der sich berührenden Rauigkeiten. Letztere entstehen auf atomarer und molekularer Ebene und können bei Bewegung der beiden Körper gegeneinander wieder gelöst werden. Es kann jedoch auch zur Abscherung der Rauigkeiten mit Materialtransfer vom Grund- zum Gegenkörper oder umgekehrt kommen.

1.1.1.1.4 Tribochemische Reaktion

Unter tribochemischen Reaktionen versteht man das Auftreten von chemischen Reaktionen zwischen den beteiligten Partnern eines tribologischen Systems. 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 (Flinn et al. 1959). Bei Kompositen führt zum Beispiel die experimentelle Exposition in einer Wetterkammer (Wasserspray und helles Licht) zu Oberflächenveränderungen und Substanzverlusten (Fan et al. 1980, 1981), die wesentlich höher sind, als aufgrund der geringen Wasserlöslichkeit der Komposite allein erwartet werden konnte (Powers et al. 1980).

1.1.2 Verschleiß in der Zahnmedizin

Nach Hickel (1989) und Kunzelmann (1997) wird in der Zahnmedizin zwischen folgenden Verschleißmechanismen unterschieden:

Attrition	Zahnsubstanzverlust, der durch direkten Zahnkontakt unter physiologischen Bedingungen (Schlucken, Sprechen, Kauen) oder unphysiologischen Bedingungen (Parafunktionen) zustande kommt (2-Körper-Verschleiß)
Abrasion	Abrieb durch Partikel aus Nahrung und Umwelt (3-Körper-Verschleiß)
Demastikation	Abrieb durch Nahrung infolge Zerkleinerung abrasiver Nahrungsbestandteile
Erosion	Großflächiger Substanzverlust durch Säureeinwirkung ohne Kavitation (z. B. bei exzessivem Genuss säurehaltiger Nahrungsmittel wie Zitrusfrüchte oder Getränke mit niedrigem pH-Wert, palatinal bei Reflux oder Bulimie, bukkal bei beruflicher Säureexposition durch Säuredämpfe oder Pipettieren), wobei die Säuren keine Abbauprodukte von Bakterien darstellen.
Stauchungsfraktur	durch Zerrüttung oder zyklische Überlastung bei Kaubelastung oder Parafunktionen entstehende zervikale lokalisierte Substanzverluste (engl.: abfraction)
Abrosion (Akronym aus Abrasion und Erosion)	Iatrogen herbeigeführter Substanzverlust durch abrasive Suspensionen mit niedrigem pH-Wert, um Verfärbungen an Zähnen mechanisch zu beseitigen und tiefer liegende Pigmente zu bleichen (Oxidation durch die zugesetzte Säure)

Tab. 1.2: Verschleißmechanismen in der Zahnmedizin

Die oben genannten Begriffe können auch für Füllungswerkstoffe angewandt werden. Zusätzlich muss bei Füllungen noch eine weitere Form des Materialverlustes, die sog. „Ermüdung“ (engl. fatigue) berücksichtigt werden.

Ermüdung kann auftreten als plötzlicher Verlust großer Füllungsanteile („bulk fracture“), Grübchenbildung auf der Füllungsoberfläche („surface pitting“) oder Absplittern größerer Füllungsanteile in Randbereichen („chipping“). Bei Adhäsiv-inlays besteht außerdem die Möglichkeit eines verstärkten Verschleißes im Bereich der Klebefuge, was als „marginal ditching“ bezeichnet wird.

1.2 Verschleißsimulation in vitro – Überblick

In-vitro-Verschleißsimulation wurde bereits Anfang des zwanzigsten Jahrhunderts als Vorhersagemöglichkeit für das Verschleißverhalten von Füllungsmaterialien in vivo angesehen (Miller 1907, zitiert nach Slack et al. 1978). Grundsätzlich kann unterschieden werden zwischen der Zahnbürstsimulation und der Simulation okklusaler Belastungen.

Zahnbürstsimulationen werden allgemein als Vorhersagemodell hinsichtlich des Füllungsverschleißes durch Mundhygienemaßnahmen akzeptiert (Sarrett 1988). Für die Beurteilung des Verschleißverhaltens unter okklusaler Belastung jedoch werden Zahnbürstsimulationen allein als unzureichend angesehen (Krejci 1992).

1.2.1 Zahnbürstsimulation

Ursprünglich bestand die Indikation für Komposit-Füllungen lediglich für Klasse III, IV und V-Kavitäten. Da bei diesen Kavitäten nahezu keine okklusalen Belastungen auftreten, wurde neben Erosion und korrosiven Effekten die Abrasion durch Zahnputzen als ätiologischer Faktor des Verschleißes angesehen (Heath et al. 1976, Roulet 1976). Bei der Zahnbürstsimulation fungiert das zu

prüfende Material als Grundkörper, die Zahnbürste als Gegenkörper und die Zahnpasta als Zwischenmedium (Björn et al. 1966, Krejci 1992). Alternativ werden als Zwischenmedium auch Schleifpartikelsuspensionen eingesetzt (Slack et al. 1978, Harrington et al. 1982, Sarrett et al. 1991). Die Zahl der Belastungszyklen wird zwischen 1100 und 1200000 angegeben (van Dijken et al. 1987, Föhl et al. 1987).

1.2.2 Simulation okklusaler Belastungen

Bei der Entwicklung von Simulationsumgebungen zur Simulation okklusaler Belastungen wurden unterschiedliche Ansätze verfolgt. Größere Bedeutung für die Verschleißsimulation in der Zahnmedizin erlangten Simulationsumgebungen mit dem Pin-on-Disk-Design, bei dem der Probenkörper als Scheibe unter einem Antagonisten rotiert sowie dem Pin-on-Block-Design, bei dem die Probe mit einer intermittierend oder gleichförmig einwirkenden Kraft durch den Antagonisten belastet wird. Kunzelmann (1997) beschreibt diese Entwicklung der Verschleißforschung detailliert. In Tabelle 1.3 ist seine Analyse übersichtlich zusammengefasst.

Jahr	Autor	Simulation okklusaler Belastungen
1947	Boddiker	Artikulator
1949	Slack	Taber-Abraser
1957	Cornell et al.	Zyklische Belastung, Zwischenmedium möglich
1972a	Powers et al.	Scratch-Test (ritzende Beanspruchung)
1974, 1983	Powers et al.	Pinförmiger Prüfkörper auf SiC-Schleifpapier als Gegenkörper
1975	Harrison et al.*	Sinusförmige vertikale Belastung
1981a, b	Bailey et al.	Pin-on-Disk-Versuchsanordnung (Probe rotiert als Scheibe unter Schmelzpin oder Antagonistenpin)
1981	Rice et al.	
1982	McKinney et al.	
1983 1991b	DeLong et al.	Hydraulische Prüfmaschine mit sinusförmiger vertikaler Krafteinleitung bei gleichzeitiger Horizontalbewegung
1984a, b	Rice et al.	Aluminiumoxid-Pins als standardisierte Antagonisten beim Pin-on-Disk-Design
1985	Douglas et al.	Wasser hat als Umgebungsmedium den selben Reibungskoeffizienten wie Speichel
1985b	DeLong et al.	Hohe Korrelation der Daten des simulierten Verschleißes mit den klinischen Daten von Lambrechts et al. (1984)
1986	Sakaguchi et al.	
1986	De Gee et al.	ACTA-Maschine; kontaktfreie Versuchsanordnung, bestehend aus Proben- und Antagonistenrad, zwischen denen ein Zwischenmedium (Hirsebrei) zerdrückt wird
1987	Roulet	Kausimulator mit intermittierender vertikaler Belastung zur Untersuchung der Materialermüdung, Simulation von Thermowechselast
1989	Leinfelder et al.	Modifikation von Roulets Versuchsdesign durch Verwenden einer Polyethylenfolie (5µm) als Zwischenmedium
1990a, b, c, d	Krejci et al.	Weiterentwicklung von Roulets Versuchsaufbau durch Hinzufügen einer Abgleitbewegung
1992	Kawai et al.	Modifikation von Roulets Versuchsdesign durch Verwenden von Polymethylmethacrylat-Perlen (44µm) als Zwischenmedium
1999	Farracane et al.	In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading

* basierend auf einer Literaturanalyse von Bates et al. 1975a, b

Tab. 1.3: Literaturübersicht zur Entwicklung der Simulation okklusaler Belastungen

1.3 Dreidimensionale Messverfahren zur Verschleißmessung

1.3.1 Überblick

Dreidimensionale Messverfahren können grundsätzlich in berührungslose, berührende und destruktive (zerstörende) Meßsysteme eingeteilt werden.

Bei den berührenden Messverfahren, die auch als mechanische Abtastsysteme bezeichnet werden, wird in der Regel ein speziell geformter Tastkopf mit der Oberfläche in Kontakt gebracht. Der Tastkopf überträgt die Lageinformation an die Messeinrichtung.

Bei den berührungslosen Messverfahren werden die Laufzeit- oder Reflexionseigenschaften von Wellen ausgenutzt, die mit entsprechenden Detektoren erfasst werden. Nach der verwendeten Wellenlänge unterscheidet man röntgenologische, optische, infrarote und mit Mikrowellen arbeitende Systeme, wobei die optischen Systeme aufgrund der durch die kurze Wellenlänge des Lichtes erzielbaren hohen Genauigkeit in letzter Zeit in der Zahnmedizin an Bedeutung gewonnen haben (Mehl 1992, Mehl et al. 1993).

Destruktive Meßsysteme arbeiten vom Prinzip her ähnlich wie tomographische Verfahren. Das Objekt wird in eine gewisse Anzahl von Scheiben mit definierten Abständen geschnitten und jede Schicht als 2D-Aufnahme digitalisiert und gespeichert. Durch Zusammensetzen der Umrisse des Objekts jeder einzelnen Schicht erhält man den gesamten 3D-Datensatz.

Eine weitere sinnvolle Unterteilung der dreidimensionalen Oberflächensysteme kann man nach den in einem Einzelmessprozess erfassten Datenmengen treffen. So differenziert man zwischen Punktsensoren (Lambrechts et al. 1984), Liniensensoren (Lutz 1980) und Flächensensoren (Roulet et al. 1983).

In Tabelle 1.4 sind Messverfahren, die bei Verschleißmessungen in der Zahnmedizin zum Einsatz kommen, zusammengefasst (Kunzelmann 1997).

Verschleißmessverfahren in der Zahnmedizin		
Optische Messverfahren	Laserinterferometrie Holographie Stereofotogrammetrie Reflex-Mikroskopie Moiré-Topographie Replikaschnitte	3-Koordinaten-Tisch 3D-Mikroskopie Occlusal mapping Laserscanning Stereomikroskopie
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)	

Tab. 1.4: Verschleißmessmethoden in der Zahnmedizin (Kunzelmann 1997)

Im Folgenden werden die beiden Messverfahren Profilometrie und Laserscanning näher beschrieben, da sie auch in der vorliegenden Arbeit zur Anwendung kamen.

1.3.2 Profilometrie

Bei profilometrischen Systemen wird der Tastkopf unter ständigem Kontakt über die zu prüfende Oberfläche bewegt. Die Auslenkungen der Tastnadel werden registriert und in Höhenwerte umgewandelt, die entweder analog an einen angeschlossenen x-y-Schreiber weitergegeben oder elektronisch erfasst werden. Indem das Messobjekt nach jeweils einem Profilschnitt noch in einer zweiten dazu senkrechten Richtung mit einem definierten schrittweisen Vorschub bewegt wird, kann durch Zusammensetzen mehrerer Profilschnitte die gesamte 3D-Oberfläche rekonstruiert werden. Profilometer wurden speziell für die Rauigkeitsmessung und die Oberflächenvermessung von Objekten mit geringen

Höhenunterschieden entwickelt und erreichen eine Fehlerabweichung von weniger als 1 µm (Perthometer, PERTHEN, Göttingen).

Für größere Höhenunterschiede werden die Fehlerabweichungen höher, da die Registriervorrichtungen für die Tasterauslenkung nur eine begrenzte Auflösung besitzen. Ein weiteres Problem stellen strukturierte Oberflächen mit Kanten und Spalten dar. Hier kann es beim Vorschub zum Verhaken und zum Verbiegen der Tasternadel kommen, wobei unter Umständen sehr große Messfehler auftreten (Hewlett et al. 1992, Pelka et al. 1995).

In der Zahnmedizin werden profilometrische Meßmethoden hauptsächlich für die Abrasionsvermessung eingesetzt (Meier et al. 1978, Lutz et al. 1984, 1985). Ein weiteres Anwendungsgebiet ist die Beurteilung der Detailwiedergabe von Abform- und Modellmaterialien (Derrien et al. 1995).

1.3.3 Laserscanning

1991 begann Kunzelmann an der Universität Erlangen mit der Entwicklung eines kontaktfreien Oberflächenvermessungssystems auf der Grundlage der La-

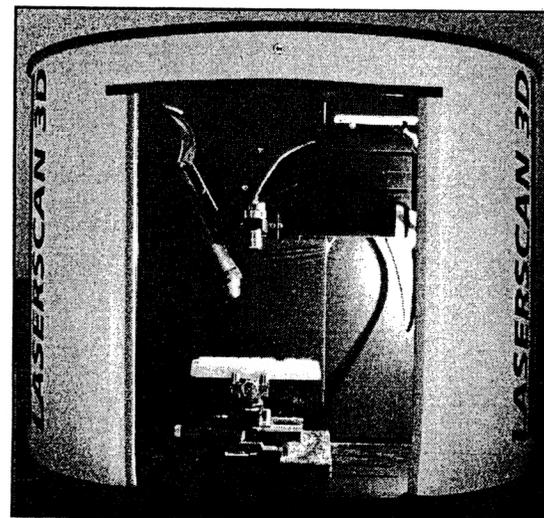


Abb. 1.4: Laserscan 3D

sertriangulation. Dieses wurde an der Ludwig-Maximilians-Universität München von Mehl und Gloger (Mehl et al. 1996b) sowie der Firma Willytec zu einem mittlerweile kommerziell verfügbaren hochpräzisen laser-optischen Sensor (Laserscan 3D, Firma Willytec München, Abb. 1.4)

weiterentwickelt. Bei diesem Verfahren wird ein Laserstrahl mit der Wellenlänge 635 nm senkrecht auf die zu vermessende Oberfläche projiziert und das reflektierte Licht durch eine optoelektronische Vorrichtung registriert (Abb. 1.5).

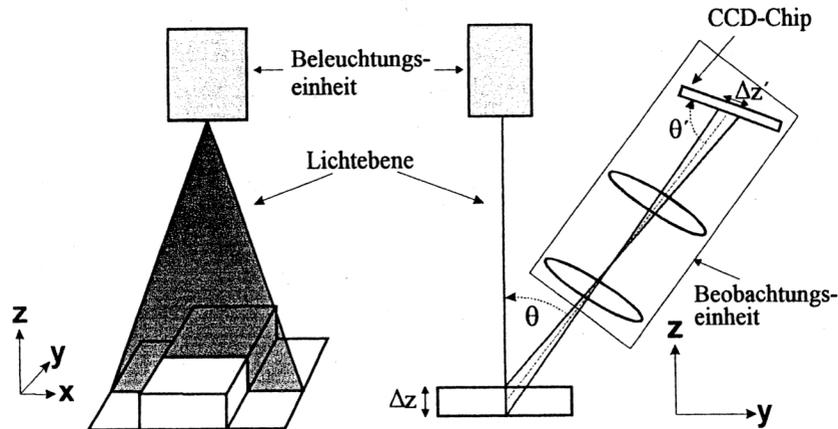
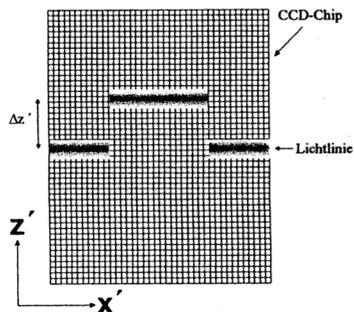


Abb. 1.5 Funktionsprinzip des Lasersensors (nach Mehl 1997)

Der reflektierte Laserstrahl trifft auf den CCD-Chip (Charge Coupled Device) mit dem Triangulationswinkel θ auf. Man kann sich den CCD-Chip vereinfacht



als Aneinanderreihung kleiner Photodioden vorstellen, die die ankommende Lichtintensität in Form von aktivierten Ladungsträgern speichern und bei entsprechenden Kontrollsignalen wieder abtransportieren. Jede einzelne Photodiode stellt einen Bildpunkt dar, so dass das Bild entsprechend der Baugröße der Photodioden quantisiert wird. Höhenunterschiede (Δz) der zu vermessenden Oberfläche resultieren in einem vom Triangulationswinkel θ abhängigen Versatz $\Delta z'$ der auf dem CCD-Chip registrierten Lichtlinie (Abb. 1.6). Allgemein gilt zwi-

schen dem Versatz $\Delta z'$ auf dem CCD-Chip, dem Triangulationswinkel θ und der Höhe Δz auf dem Objekt folgende Beziehung:

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

Hierbei gibt β den Abbildungsmaßstab des Systems an. Die Daten des aufgenommenen Oberflächenreliefs werden mittels eines sog. Frame-Grabbers zu einem Computer übertragen. Nach Aufzeichnung einer Sektion wird das zu vermessende Objekt ähnlich wie bei einem Tomographieverfahren durch einen Schrittmotor weitertransportiert, sodass die danebenliegende Sektion aufgenommen werden kann. Mehl (1992) optimierte die durch die Auflösung des CCD-Chip limitierte Messgenauigkeit des Systems durch Subpixelinterpolation, was für die Praxis bedeutet, dass durch Interpolationsberechnungen, die mittels eines komplexen Algorithmus vollautomatisch computergestützt durchgeführt werden, eine Auflösung in der z-Achse (vertikal) von $5 \mu\text{m}$ erreicht werden kann. Die Auflösung in der x-Achse (lateral) beträgt $25 \mu\text{m}$ (durch den CCD-Chip limitiert), die Auflösung in der y-Richtung (lateral) wird durch die Präzision und Schrittweite der Vorschubbewegung definiert und liegt im vorliegenden System bei $2 \mu\text{m}$.

2 Ziel der Arbeit

Hauptziel der Arbeit war es, den gesamten Prozess der Materialtestung mit dem vorhandenen System des Kausimulators „Typ München“ sowie der vorhandenen Vermessungssysteme technisch zu optimieren.

Die Vermessung der Verschleißspuren, die bisher mit dem Profilometer durchgeführt wurde, ist ein sehr zeitintensiver Vorgang und somit nicht für multiple Messungen geeignet. Hier sollte untersucht werden, ob die Anwendung des Laserscanners mit anschließender Auswertung durch die Computersoftware „Match 3D“ vergleichbare und reproduzierbare Ergebnisse bringt. In diesem Zusammenhang sollten auch Einflüsse der Gipsreplikaherstellung, die für die laseroptische Abtastung erforderlich ist, überprüft werden.

Der Einsatz des Laserscanners zur Oberflächenvermessung ermöglicht wiederholte Messungen ohne großen Zeitverlust, da das Experiment im Kausimulator jeweils nur für die Dauer der Abformung, nicht aber für die Zeit der Messung unterbrochen werden muss. Dadurch entstehen innerhalb kürzester Zeit große Datenmengen, für deren eindeutige Zuordnung und Weiterverarbeitung ein Kodierungsschema entwickelt werden sollte.

Basierend auf der Hypothese, dass es aufgrund unterschiedlicher Reibung in den Druckluftzylindern des Systems zu Abweichungen der tatsächlichen vertikalen Last in den einzelnen Prüfständen vom voreingestellten Sollwert kommt, sollte die Umstellung der vertikalen Lasteinleitung von Druckluft auf Gewichte erfolgen.

Mit Hilfe der neu entwickelten Technik sollte der In-vitro-Verschleiß von 10 experimentellen Kompositen der Firma VIVADENT untersucht werden.

3 Material und Methoden

3.1 Kausimulator Typ München

In der vorliegenden Arbeit wählten wir eine von Kunzelmann (1997) an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München entwickelte Verschleißsimulationsumgebung, die auf dem Pin-on-Block-Design basiert. Dieses Gerät wird im Folgenden als Kausimulator Typ „München“ bezeichnet. Er besteht aus den Funktionsgruppen Mechanik, Pneumatik, Thermolasteinheit und Systemsteuerung (Abb. 3.1) und besitzt 8 Prüfstände.

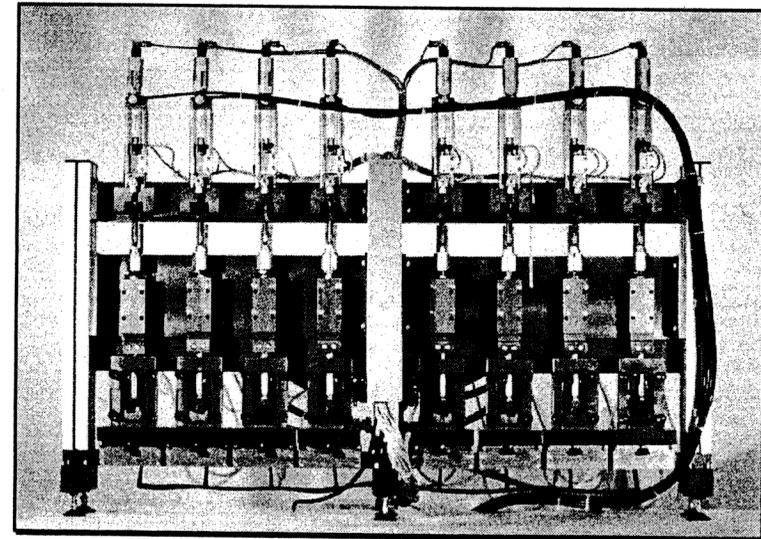


Abb. 3.1: Kausimulator Typ München – Funktionsgruppe Mechanik

Jeder Prüfstand besteht aus einer Aluminiumkammer (Abb. 3.2) mit insgesamt 4 Zu- und Abflussanschlüssen, über die Thermowechselast appliziert werden kann. Da sich Fragestellung der vorliegenden Arbeit auf die Rangfolge der Ver-

schleißfestigkeit experimenteller Materialien bezog, die sich in einer noch frühen Entwicklungsphase befanden, wurde auf die Anwendung von Thermowechsellast verzichtet. Der Kaltwasserkreislauf des Systems wurde dazu benutzt,

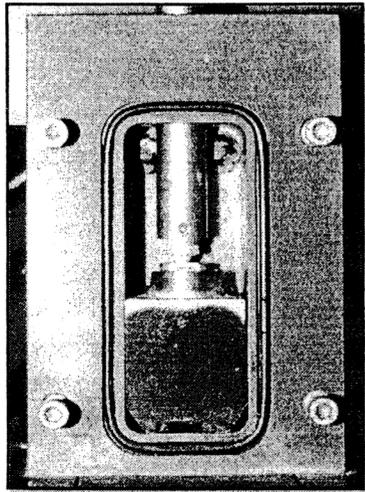


Abb. 3.2 geöffneter Prüfstand

während der Untersuchung konstante Bedingungen durch Wasserspray (destilliertes Wasser) mit einer Temperatur von 37°C zu schaffen, das einerseits den gleichen Reibungskoeffizienten wie Speichel besitzt (Douglas et al. 1985) und andererseits dazu dient, entstehende Verschleißpartikel wegzuspülen, sodass konstant Zweikörperverschleiß simuliert werden kann und keine Artefakte durch Abrasivpartikel und durch Materialermüdung verursachte Verschleißpartikel entstehen. Das Wasser wird mittels

eines Wasserbades (HAAKE Konstruktionstechnik GmbH, 46354 Südlohn) erhitzt und über Pumpen und mechanische Drosselregler in gleichmäßiger Zirkulation gehalten. Die 8 Aluminiumkammern sind auf einen Verschiebetisch montiert und frontal jeweils mit einer abnehmbaren Plexiglasplatte wasserdicht verschlossen. Der Bewegungsbereich des Verschiebetisches lässt sich mit einer Genauigkeit von 10 µm variabel über einen Bereich von 0 bis 8 mm durch Anschläge einstellen. Nach Powell et al. (1975) 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, SARTORIUS AG, 75038 Oberderdingen) und Sammelbecken mit Möglichkeit zur Sedimentierung wird sichergestellt, dass sie aus dem Kreislauf entfernt werden. Die vertikale Last kann druckluftgesteuert konstant oder variabel generiert werden.

3.1.1 Materialtestung im Kausimulator

Als Träger für die zu untersuchenden Materialien fungierten gefräste Einweg-Aluminiumformen, in die die zu untersuchenden Materialien standardisiert eingebracht und lichtgehärtet wurden. Zur Erlangung eines kraftschlüssigen Verbundes mit dem Testmaterial wurden die Probenformen vorher silikatisiert (Rotector, ESPE, Seefeld) und silanisiert (Espe-Sil, ESPE, Seefeld). Vor der Prüfung bzw. einer eventuell vorgeschalteten speziellen Lagerung wurden die Proben auf einem Drehscheibenschleifer VP 100 der Firma LECO (LECO Technik GmbH, 40882 Ratingen) mit Schleifpapier der Körnungsgröße P1000 plan geschliffen und durch Einschleifen einer Nummer markiert. Die Probenträger wurden exakt definiert verdrehungsfrei und waagrecht auf dem Probentisch mittels einer Schraube fixiert. Die Einheit aus Probe und Probentisch wurde in die entsprechende Kammer des Kausimulators eingesetzt und die Front mittels einer Plexiglasplatte, die durch Rändelschrauben fixiert wurde, verschlossen. Durch eine präzise Passung des Probentisches in der Probenkammer wurde auch hier absolute Rigidität erzielt. Durch bidirektionale Bewegung des Verschiebetisches mit den Kammern (Amplitude von 8 mm, Frequenz von 1,2/sec), in denen die Proben wie beschrieben fixiert wurden, kam es durch den in vertikaler Richtung belastenden Antagonisten zur Ausbildung einer Verschleißspur (Abb. 3.3, 3.4a).

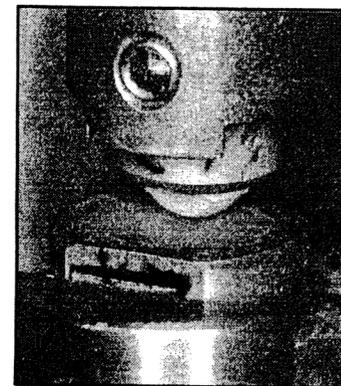


Abb. 3.3: Probe und Antagonist

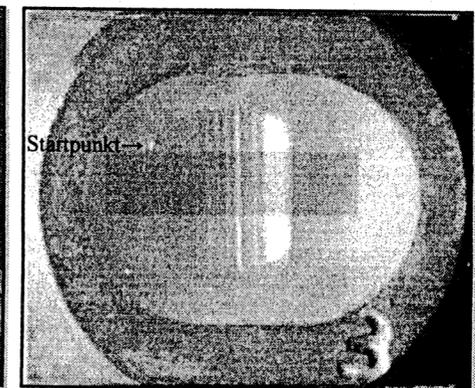


Abb. 3.4a: Abriebspur auf der Probe

In der vorliegenden Arbeit wurden Steatit-Halbkugeln (Höchst-CeramTech AG, 95615 Marktredwitz) als Antagonisten verwendet. Dieses aus Magnesiumsilicat bestehende Material wurde aufgrund seiner schmelzähnlichen Reibung und Härte auch von Wassell et al. (1994a) als standardisiertes Äquivalent zum natürlichen Zahnschmelz genutzt. Es wurde eine konstante vertikale Last von 50 N gewählt. Die vertikale Kräfteinleitung erfolgte zunächst mit der im Kausimulator vorhandenen Pneumatik. Im Rahmen der Vorversuche wurde eine Modifikation dahingehend vorgenommen, dass die Einleitung der vertikalen Last statt durch Druckluft durch Messinggewichte realisiert wurde, was zu einer geringeren Differenz der Ergebnisse zwischen den einzelnen Kammern führte. Die Materialtestung wurde über insgesamt 50000 Zyklen (Hin- und Rückbewegung) durchgeführt, wobei nach 500, 2500, 6000, 10000, 30000 und 50000 Zyklen eine Oberflächenvermessung der Proben durchgeführt wurde.

3.2 Vermessung der Abriebspuren

3.2.1 Vermessung mit Profilometer

Die Vermessung der Verschleißspuren wurde bis dato wie unter 1.3.2 beschrieben mit einem Profilometer (Perthometer S3P, PERTHEN, Göttingen) vorgenommen. Dieses Gerät war von Kunzelmann 1990 dahingehend modifiziert worden, dass anstatt des analogen x-z-Schreibers die hierfür ausgegebene Spannung mittels eines 16-Bit-Analog-Digital-Wandlers in einem PC (80386) digitalisiert werden konnte. So erhielt man anstatt eines analog aufgezeichneten Oberflächenreliefs die z-Koordinate für die dreidimensionale Oberflächenvermessung. Die x-Koordinate wurde über die Vorschubgeschwindigkeit des Verschiebetisches errechnet. Damit die für eine dreidimensionale Vermessung erforderliche automatische Aufzeichnung multipler nebeneinander liegender Schichten realisiert werden konnte, wurde an den vorhandenen Präzisionskreuztisch PKT (PERTHEN, Göttingen) ein Schrittmotor (LM23, MIR, München) angeflanscht,

der den Tisch nach Aufzeichnung jeweils einer Bahn um einen frei programmierbaren Schritt weiterbewegt (Abb. 3.5, 3.6). Die y Koordinate wird durch die

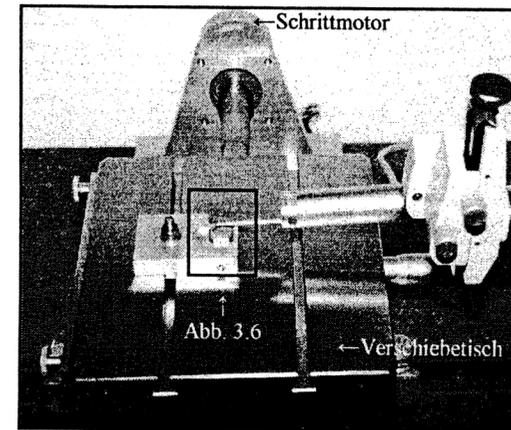


Abb. 3.5 Probenvermessung im Perthometer

Anzahl und Größe dieser Schritte errechnet. So ergibt sich eine mögliche Auflösung von 1,25 μm in x- und y-Richtung und 1 μm in z-Richtung. Derartig hohe Auflösungen benötigen eine extrem hohe Abtastzeit und liefern unpraktikable Datenmengen, sodass sie nur bei Rauheitsmessungen, bei denen

lediglich eine Schicht abgefahren wird, angewendet werden. In zahlreichen Untersuchungen hat Kunzelmann (1997) gezeigt, dass für Oberflächenvermessungen, bei denen multiple Schichten abgefahren werden müssen, eine

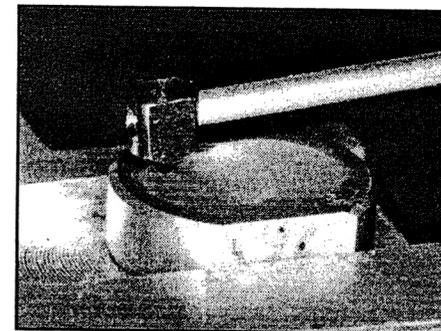


Abb. 3.6: Abtastnadel auf Probe

laterale Auflösung von 100 μm bei einer vertikalen Auflösung von 1 μm akzeptable Ergebnisse bringt. Im vorliegenden Experiment wurden die mittleren 2 mm der 8 mm langen Verschleißspur abgetastet (Abb. 3.4a), da hier am wenigsten Artefakte auftreten (3.4b). Damit bei jeder Vermessung der gleiche Abschnitt

der Spur vermessen wurde, wurde bei der ersten Vermessung neben der Spur eine Kerbe angebracht, die als Startpunkt für die weiteren Messungen diente.

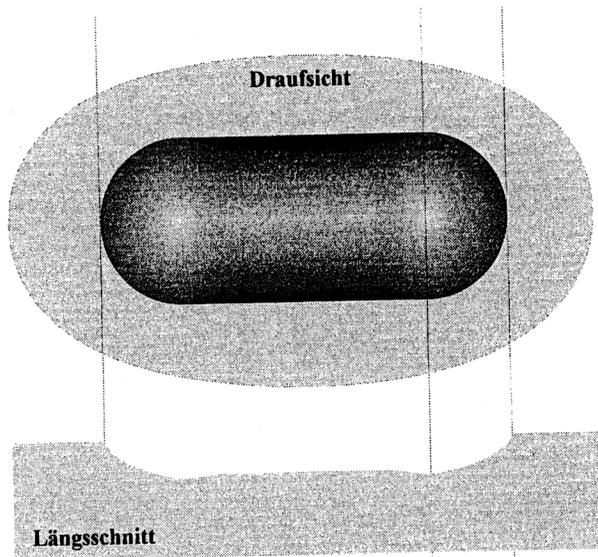


Abb. 3.4b: Abriebspur mit plastischer Verformung im Bereich der Umkehrpunkte

3.2.2 Vermessung mit dem Laserscanner und Auswertung mit „Match 3D“

Die Oberflächenvermessung mit dem unter 1.3.3 beschriebenen Laserscanner wurde bis dato nur für Zahnoberflächen durchgeführt, wobei Gipsmodelle vermessen wurden. Eine wesentliche Bedingung für die Nutzung des Systems ist, dass die zu vermessende Oberfläche das auftreffende Laserlicht diffus reflektieren muss, sodass eine Registrierung in der optoelektronischen Einheit erfolgen kann. Da die Proben selbst diese Eigenschaft nicht besitzen, musste zunächst eine Technik entwickelt werden, um höchstgenaue Gipsreplika von den Proben zu erhalten.

3.2.2.1 Herstellung von Replika zur Vermessung im Laserscanner

Wir ließen in der hauseigenen Werkstatt einen Probenträger aus Messing (Abb. 3.7) fräsen, in dem die 8 Proben eines Laufes nebeneinander bereits so ausgerichtet werden konnten, dass bei der späteren Vermessung im Laserscanner lediglich einmal die Positionierung des Modells erfolgen musste.

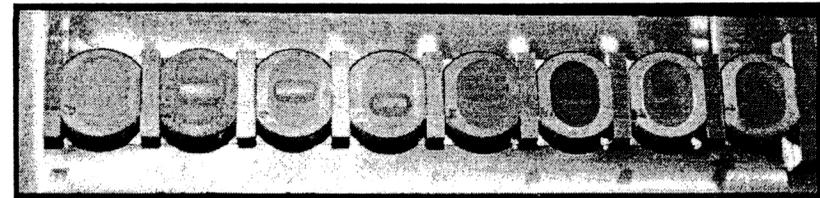


Abb. 3.7 Probenträger mit Proben für Abformung

Passend dazu wurde ein Abformlöffel aus Aluminium gefräst, der beim Aufsetzen einen dichten Abschluss zum Probenträger ermöglichte und an den Innenwänden mit Retentionsrillen sowie am Boden mit Perforationen zum Abfluss für das Abformmaterial ausgestattet war und allseits eine gleichmäßige Schichtdicke des Abformmaterials gewährleistete.

Zur Abformung benutzten wir das Zweiphasenmaterial Permadyne bzw. Permadyne Garant der Firma ESPE (ESPE Medizin- und Dentaltechnik, 82229 Seefeld), wobei das Anmischen maschinell erfolgte. Nach 500, 2500, 6000, 10000, 30000 und 50000 (bei den Vorversuchen zusätzlich 1000, 1500 und 4000) Zyklen wurden auf diese Weise Abformungen der jeweiligen Verschleißspuren hergestellt, die anschließend, während die Testung im Kausimulator bereits fortgesetzt werden konnte, mit weißem Superhartgips (New Fuji-Rock white, GC, Japan) ausgegossen wurden (Abb. 3.8). Bei sämtlichen Arbeitsschritten wurden die Herstellervorgaben streng eingehalten.

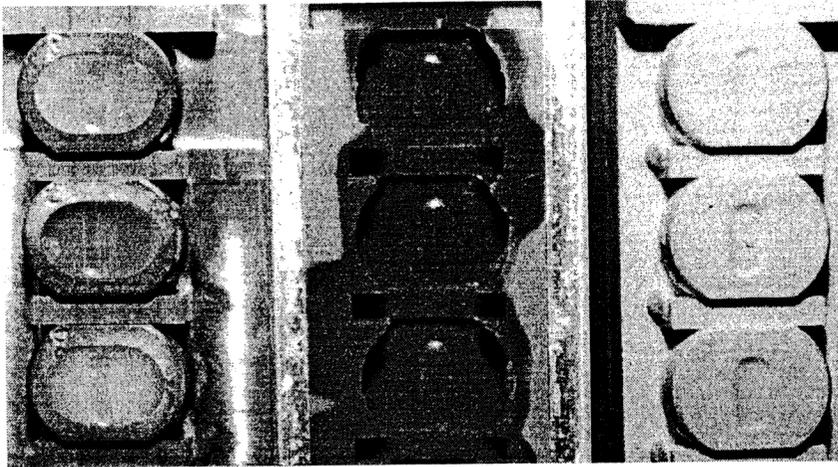


Abb. 3.8: Probe, Abformung und Gipsreplika

Auch die Steatitantagonisten wurden vor Beginn und nach Ende der Kausimulation mit Hilfe der angefertigten Probenträger und Abformlöffel abgeformt und mit Superhartgips repliziert. Während des Experiments wurden die Antagonisten mit eigens dafür entwickelten Abformschalen im Kausimulator selbst abgeformt, da nach einem Herausnehmen zur Abformung ein verdrehungsfreies Wiedereinsetzen nicht mehr sicher gewährleistet gewesen wäre.

3.2.2.2 Scanvorgang im Laserscanner

Die fertig ausgehärteten und getrimmten Gipsreplika wurden zur Vermessung auf einem Verschiebetisch, der eine schraubstockähnliche Einspannvorrichtung besitzt, fixiert. Hierbei wurde das Modell im 90°-Winkel zum auftreffenden Laserstrahl eingespannt. So war gewährleistet, dass ein Abtasten der 8 Proben eines Modells durch einfaches Weiterfahren des Verschiebetisches in y-Richtung unter gleich bleibenden Bedingungen ohne erneute Positionierung erfolgen konnte.

Vermessen wurde wie bei der Messung im Profilometer jeweils der 2 mm lange

Mittelabschnitt der Verschleißspur, wobei als Startpunkt ebenfalls die initial angebrachte Kerbe neben der Abriebspur diente. Die exakte Positionierung und Steuerung des Verschiebetisches sowie die Datenerfassung erfolgte durch einen IBM-kompatiblen PC mit einer eigens dafür von Mehl, Hauptmann und Gloger (Mehl et al. 1996a) entwickelten Software.

Bei einer Verschiebeschrittgröße von 25 µm (Auflösung in y-Richtung) wurden so je Probe 80 Linien gescannt. Die hierbei erfassten dreidimensionalen Koordinaten

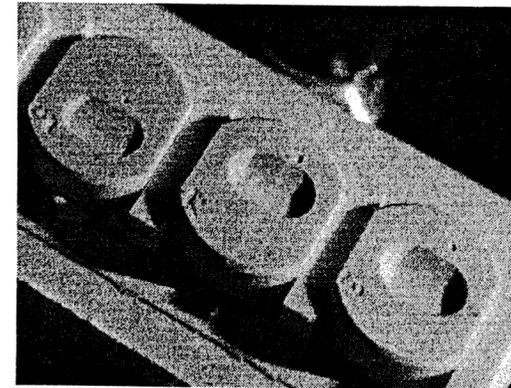


Abb. 3.9: Gipsreplika im Laserscanner

wurden zur Weiterverarbeitung über eine Netzwerkverbindung auf einen UNIX-Rechner (Indy, SILICON GRAPHICS, USA) übertragen, wo mit Hilfe des von Gloger entwickelten Computerprogramms „Match 3D“ die Vermessung und Auswertung der Datensätze durchgeführt wurde.

3.2.2.3 Computergestützte Vermessung der Verschleißspuren und Antagonisten mit dem Programm „Match 3D“

Der Einsatzschwerpunkt des Münchner Lasersensors lag ursprünglich in der dreidimensionalen Vermessung von Zahnoberflächen mit dem Ziel der Quantifizierung von Füllungsverschleiß in vivo. Hierfür wurde das Programm „Match 3D“ (Gloger et al. 1993) entwickelt, das in der Lage ist, die Datensätze von Ausgangsmodell (Baseline) und Nachfolgemodell (Follow-up) einer Zahnrestauration unabhängig von ihrer ursprünglichen Positionierung im Laserscanner zu überlagern (Matching) und einen Differenzdatensatz, dargestellt als Differenzbild, zu generieren (Abb. 3.10).

Ausgangspunkt für das Matching sind die Datensätze der dreidimensional vermessenen Zahnoberflächen (Baseline und Follow-up), deren z-Koordinaten bzw. Ortsvektoren in Abhängigkeit der x- und y-Koordinaten vorliegen:

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

Die Lage der beiden Oberflächen zueinander ist normalerweise nicht bekannt. Sie können gegeneinander rotiert (3 Freiheitsgrade) und verschoben (3 Freiheitsgrade) sein, wobei sich jede beliebige Positionsänderung durch folgende Transformation beschreiben lässt:

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

($R(\alpha, \beta, \gamma)$: 3x3-Rotationsmatrix und \vec{t} : Translationsvektor)

Die Matching-Software hat nun die Aufgabe, die Rotations- und Translationsparameter so zu errechnen, dass sich korrespondierende Anteile der verschiedenen Ansichten weitestgehend überlagern. „Weitestgehend“ bedeutet in diesem Zusammenhang, dass die Bilder durch Rauschen, Messfehler, Abdruck- und Modellvariationen, unterschiedliche Lage der Gitterpunkte und Verschleiß nicht perfekt übereinstimmen. Deshalb wird versucht, durch eine iterative Annäherung eine möglichst hohe Übereinstimmung zu finden, was mit Hilfe des sog. quadratischen Restfehlers geschieht:

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

(x_1, y_1 und x_2, y_2 sind die Koordinaten eines korrespondierenden Punktepaars)

Die Superpositionierung der Datensätze ist dann erfolgreich berechnet, wenn die Differenzwerte in Regionen, von denen a priori bekannt ist, dass keine Differenzen existieren, ein Rauschen nahe an der Messgenauigkeit des Sensors aufweisen. Nach erfolgreicher Superpositionierung wird das Differenzbild durch Subtraktion des Follow-up-Datensatzes vom Baseline-Datensatz gewonnen. In den Ausgangsbildern (Baseline und Follow-up) werden Höhenunterschiede durch unterschiedliche Graustufen dargestellt, im Differenzbild werden negative Höhendifferenzen durch verschieden intensive Rottöne und positive Differenzen durch Graustufen dargestellt (Abb. 3.10).



Abb. 3.10: Baseline, Follow-up und Differenzbild

Das Differenzbild ist die Grundlage für die weitere statistische Auswertung des Verschleißes. Mit der Matchingsoftware kann mit Hilfe statistischer Berechnungen das totale Verschleißvolumen, der Mittelwert, der Median, die 0,5%, 1%, 2%, 10%, 20%, 80%, 90%-Quantile, der maximale bzw. minimale vertikale Abrasionsverlust und die Anzahl der Pixel (projizierte Fläche) ermittelt werden.

In der vorliegenden Arbeit wurde das Matching zwischen Baseline und Follow-up zur Quantifizierung des Antagonistenverschleißes (Abb. 3.11) eingesetzt. Die kugelförmigen Oberflächen der Antagonisten weisen keine eindeutig wiederkehrenden Referenzareale auf, die für ein vollautomatisches Matching erforderlich sind. Deshalb wurden in die Kugeln im seitlichen kontaktfreien Bereich plane Areale eingeschliffen, die dem Matching-Algorithmus die eindeutige Superpositionierung ermöglichten.

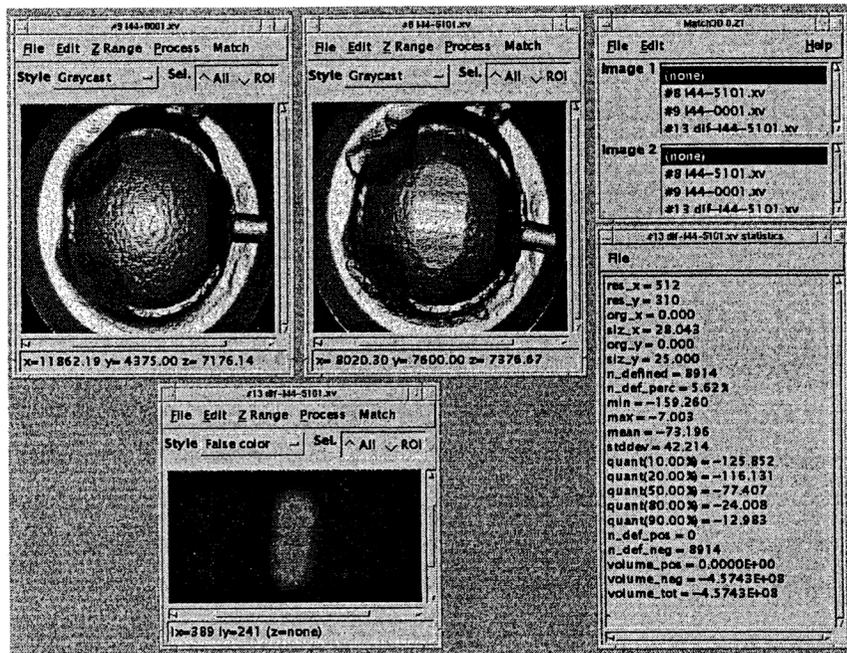


Abb. 3.11: Messung des Antagonistenverschleißes mit Match 3D

In Abb. 3.11 sind die gescannten Baseline- und Follow-up Modelle (oben) sowie das Differenzbild eines Antagonisten (unten links) mit 50000 Verschleißzyklen als Screenshot des Programms Match 3D dargestellt. Rechts unten ist die zum Differenzbild gehörige Statistik-Datei mit Berechnung des Abriebvolumens („volume_tot“) abgebildet.

Zur Messung des Verschleißes der Abriebspur war ein Matching nicht erforderlich. Wie oben erwähnt wurden die Proben vor der Testung plan geschliffen. Wir benutzten die planen Areale beidseits der Abriebspur, um eine Ebene über der Abriebspur zu berechnen (Programmfunktion „fit plane“, Abb. 3.12 links mitte) und generierten anschließend ein Differenzbild zwischen der gescannten Verschleißrinne und der errechneten Ebene (Abb. 3.12 unten).

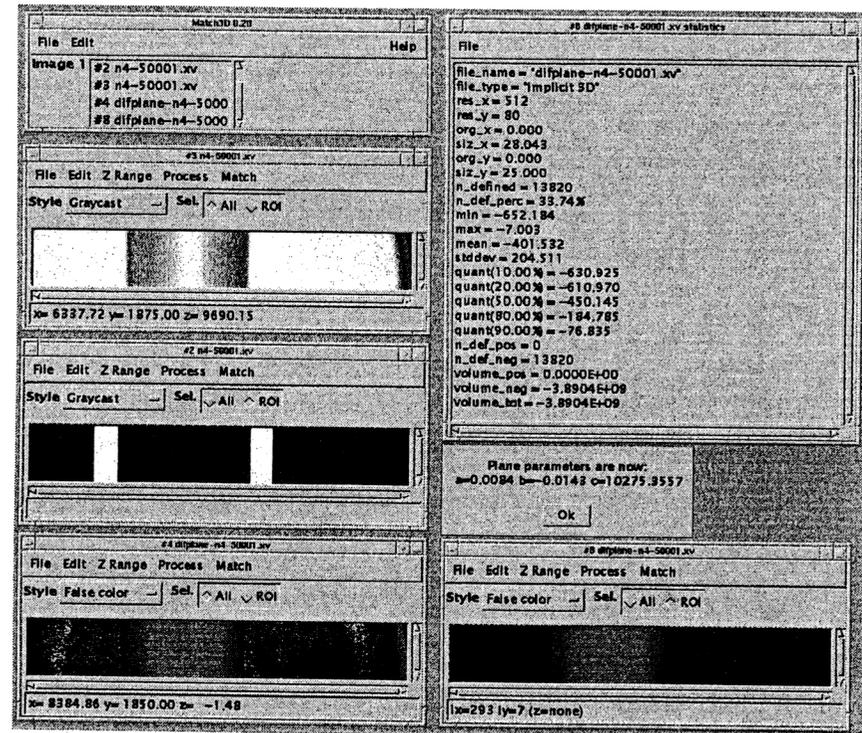


Abb. 3.12: Verschleißauswertung an gescannten Probenreplika mit Match 3D

Die zugehörige Statistik-Datei informiert u.a. über Verschleißvolumen und Höhenverlust (Abb. 3.12 rechts oben). Die Statistikdateien wurden im ASCII-Format abgespeichert und konnten so zur Weiterverarbeitung direkt in die Windows-Programme SPSS und Excel importiert werden.

3.3 Getestete Materialien

3.3.1 Experimentelle Komposite der Firma VIVADENT

Nach oben beschriebener Vorgehensweise wurden insgesamt 10 experimentelle Komposite (C1-10) der Firma VIVADENT (Schaan, Liechtenstein) im Kausimulator getestet, wobei uns die Zusammensetzung der Materialien erst nach Beendigung sämtlicher Tests mitgeteilt wurde. Die Verschleißtestung dieser Materialien sollte der Firma als Grundlage für die Weiterentwicklung von Kompositen dienen.

		C1	C2	C3	C4	C5	C6	C7	C8	C9	C10
Monomer		22,0	42,0	62,0	22,0	22,0	22,0	19,1	19,1	19,1	19,1
davon Benzyl-MA		-	-	-	-	-	-	-	0,9	1,8	3,6
Füllstoffe	HDK 2000	3,0	3,0	3,0	3,0	3,0	3,0	-	-	-	-
	GM 27884 1 µm	75	55,0	35,0	-	-	74	51,6	51,6	51,6	51,6
	GM 27884 6 µm	-	-	-	75,0	-	-	-	-	-	-
	GM 27884 15 µm	-	-	-	-	75,0	-	-	-	-	-
	Sphärosil	-	-	-	-	-	-	14,4	14,4	14,4	14,4
	YbF ₃	-	-	-	-	-	-	14,9	14,9	14,9	14,9
	Ox-50	-	-	-	-	-	-	1,0	1,0	1,0	1,0
Gleitmittel		-	-	-	-	-	1,0	-	-	-	-

Tab. 3.1: Zusammensetzungen der Komposite C1-C10 in Gewichtsprozent

Laut Angaben der Firma Vivadent handelt es sich bei dem verwendeten Monomer um eine Mischung aus Bis-GMA, Urethandimethacrylat und TEGDMA mit Zusatz einer Photoinitiators aus Campherchinon; HDK 2000 ist als Verdickungsmittel (ohne Angabe der Zusammensetzung) zugesetzt, die Füllkörper GM 27884 (Glasfüller) und Sphärosil sind silanisiert.

Aus obiger Tabelle kann eine Einteilung der untersuchten Komposite in drei Gruppen vorgenommen werden:

- Variation des Füllkörperanteils (Komposite C1, C2 und C3)
- Variation der Füllkörpergröße (Komposite C1, C4 und C5)
- Variation des Quervernetzungsanteils des Monomers durch Zusatz von Benzyl-Metacrylat (Komposite C7, C8, C9 und C10)

Das Komposit C6 gleicht in der Zusammensetzung dem Komposit C1 bis auf den Unterschied, dass ein Gewichtsprozent des Füllkörperanteils durch ein vom Hersteller in seiner Zusammensetzung nicht bekannt gegebenes Gleitmittel ersetzt wurde. Der Antagonistenverschleiß wurde für die Komposite mit Variation des Füllkörperanteils (C1, C2, C3) getestet. Der Antagonistenverschleiß der übrigen Komposite ist Gegenstand einer anderen Arbeit.

3.4 Vorversuche mit Materialien der Firma DeTrey (TPH, Dyract, sowie drei experimentelle Kompomere unbekannter Zusammensetzung)

Bevor mit der eigentlichen Testung der Vivadent-Materialien begonnen werden konnte, musste die Umstellung der Auswertung von profilometrischer Probenvermessung hin zur laseroptischen Replikavermessung erst validiert werden. Hierzu wurden in einer ersten Versuchsreihe die Materialien Dyract sowie drei experimentelle Kompomere (A, B, C) im Kausimulator bei Krafeinleitung mittels Druckluft sowohl profilometrisch, als auch in Replikatechnik mit dem Lasersensor vermessen.

Hier konnte kein signifikanter Unterschied bezüglich der Genauigkeit beider Methoden gefunden werden. Jedoch bestand nach diesem Vorversuch der Verdacht, dass bei einer der 8 Simulationskammern die vertikale Krafeinleitung nicht dem Sollwert von 50 N entsprach.

Dieses konnte durch Messung mittels einer Lastmessdose, die an einen Oszillographen gekoppelt war, bestätigt werden und hatte zur Konsequenz, dass die Lasteinleitung technisch überarbeitet werden musste und nicht mehr durch Druckluft, sondern durch Messinggewichte, die in der hauseigenen Werkstatt gefräst wurden, realisiert wurde (Abb. 3.13).

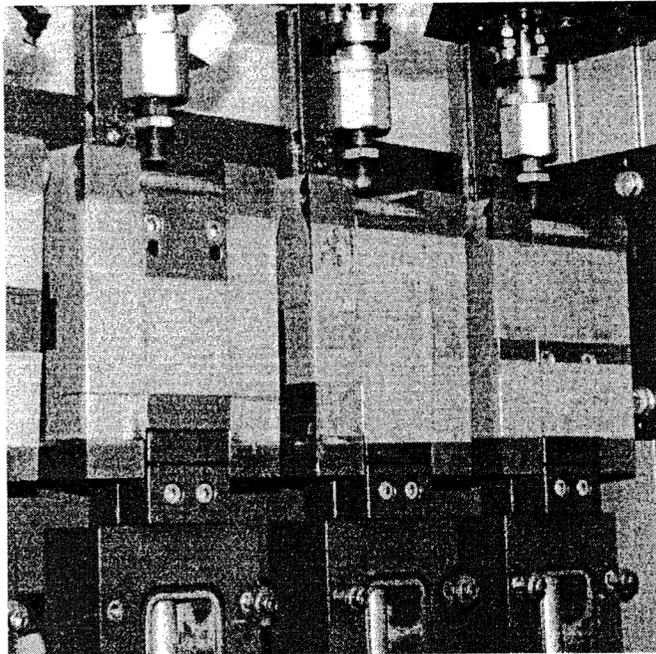


Abb. 3.13 Lasteinleitung durch Messinggewichte

Nach Abschluss des Vorversuches begann die Testung der 10 Vivadent Materialien. Hierbei wurde jedes der 10 Materialien nach einem festgelegtem Rotationsprinzip in jeder der 8 Kammern des Kausimulators geprüft (Tab. 3.2), um eine gute Datenqualität zu erzielen und den Einfluss möglicher technischer kammer-spezifischer Fehlerquellen zu minimieren.

Um die großen Datenmengen eindeutig zuordnen zu können, wurde ein Codierungsschema entwickelt, das Lauf, Kammer im Kausimulator, Zyklenzahl und Material im jeweiligen Dateinamen kodiert.

LAUF	V1	V2	V3	V4	V5	V6	V7	V8	V9	V10
File	n?-...	m?-...	o?-...	p?-...	q?-...	r?-...	s?-...	t?-...	u?-...	v?-...
1	C1	C3	C5	C7	C9	C2	C4	C6	C8	C10
2	C2	C4	C6	C8	C10	C3	C5	C7	C9	C1
3	C3	C5	C7	C9	C1	C4	C6	C8	C10	C2
4	C4	C6	C8	C10	C2	C5	C7	C9	C1	C3
5	C5	C7	C9	C1	C3	C6	C8	C10	C2	C4
6	C6	C8	C10	C2	C4	C7	C9	C1	C3	C5
7	C7	C9	C1	C3	C5	C8	C10	C2	C4	C6
8	C8	C10	C2	C4	C6	C9	C1	C3	C5	C7

Tab. 3.2: Kammerbelegung des Kausimulators mit den Kompositen C1-C10
? im Dateinamen steht für die Kammer, ...steht für die jeweilige Zyklenzahl

4 Ergebnisse

4.1 Vorversuche

4.1.1 Profilometer vs. Lasersensor

4.1.1.1 Profilometer vs. Lasersensor unter realen Versuchsbedingungen

Wie erwähnt wurde zur Validierung der Messung von In-vitro-Verschleiß mittels Replika und Laserscanner zunächst ein Vorversuch durchgeführt. In Tab. 4.1 und Abb. 4.1a-d (Legende siehe auch Tab. 4.1) ist der Volumenverschleiß von Dyract sowie 3 experimentellen Materialien der Firma DeTrey, gemessen sowohl mit dem Perthometer als auch mittels Laserscanner und Replikatechnik dargestellt. Jedes der vier Materialien wurde in zwei Kammern des Kausimulators getestet.

Zyklen	500	1000	1500	2500	4000	6000	13000	31000	51000
Mat.									
A-s1	1,74E+08	2,11E+08	2,33E+08	2,73E+08	3,18E+08	3,79E+08	5,63E+08	9,90E+08	1,40E+09
A-p1	1,71E+08	2,14E+08	2,38E+08	2,67E+08	3,16E+08	3,80E+08	5,69E+08	1,01E+09	1,41E+09
A-s2	2,33E+08	2,74E+08	2,99E+08	3,52E+08	4,49E+08	5,29E+08	7,94E+08	1,33E+09	1,80E+09
A-p2	2,31E+08	2,74E+08	3,03E+08	3,54E+08	4,55E+08	5,37E+08	7,93E+08	1,31E+09	1,77E+09
B-s3	1,10E+08	1,64E+08	1,88E+08	2,25E+08	3,04E+08	3,73E+08	6,66E+08	1,15E+09	1,50E+09
B-p3	1,10E+08	1,63E+08	1,95E+08	2,34E+08	3,14E+08	4,01E+08	6,69E+08	1,20E+09	1,52E+09
B-s4	6,02E+07	7,49E+07	8,15E+07	1,10E+08	1,58E+08	2,10E+08	3,78E+08	7,02E+08	1,07E+09
B-p4	5,76E+07	7,29E+07	8,64E+07	1,12E+08	1,62E+08	2,27E+08	3,78E+08	7,39E+08	1,11E+09
C-s5	2,39E+08	2,77E+08	3,04E+08	3,44E+08	4,22E+08	5,02E+08	7,58E+08	8,90E+08	9,50E+08
C-p5	2,26E+08	2,54E+08	2,92E+08	3,44E+08	4,15E+08	4,96E+08	7,55E+08	9,11E+08	9,40E+08
C-s6	1,73E+08	2,01E+08	2,15E+08	2,45E+08	3,16E+08	3,81E+08	6,85E+08	1,38E+09	2,08E+09
C-p6	1,61E+08	1,74E+08	1,99E+08	2,30E+08	2,91E+08	3,71E+08	6,60E+08	1,38E+09	2,08E+09
DY-s7	4,26E+08	5,82E+08	6,15E+08	6,66E+08	7,38E+08	8,14E+08	1,05E+09	1,69E+09	2,39E+09
DY-p7	4,25E+08	5,56E+08	6,06E+08	6,51E+08	7,18E+08	8,03E+08	1,04E+09	1,71E+09	2,42E+09
DY-s8	2,80E+08	3,43E+08	3,75E+08	4,54E+08	5,51E+08	6,38E+08	9,24E+08	1,49E+09	1,97E+09
DY-p8	2,73E+08	3,36E+08	3,65E+08	4,49E+08	5,39E+08	6,37E+08	9,21E+08	1,53E+09	2,03E+09

Tab. 4.1: Verschleißvolumen der Materialien A, B, C und Dyract (DY) in μm^3 , grau unterlegt Messung im Lasersensor (Zusatz „s“), weiß unterlegt Messung im Perthometer (Zusatz „p“), Kammer-Nr. des Kausimulators (Zusatz 1-8)

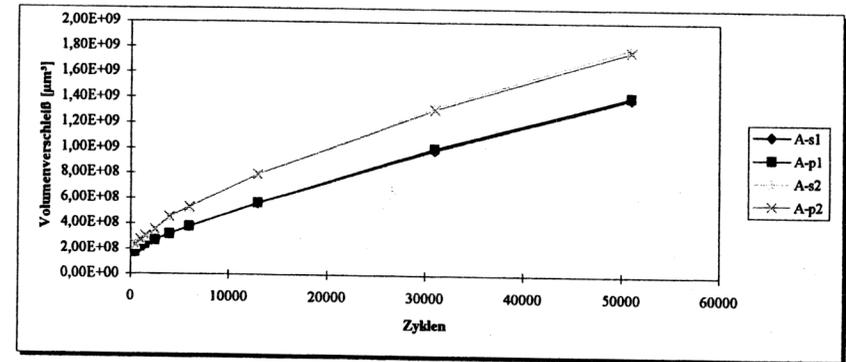


Abb. 4.1a: Verschleißvolumen Material A (s=Lasersensor, p=Perthometer)

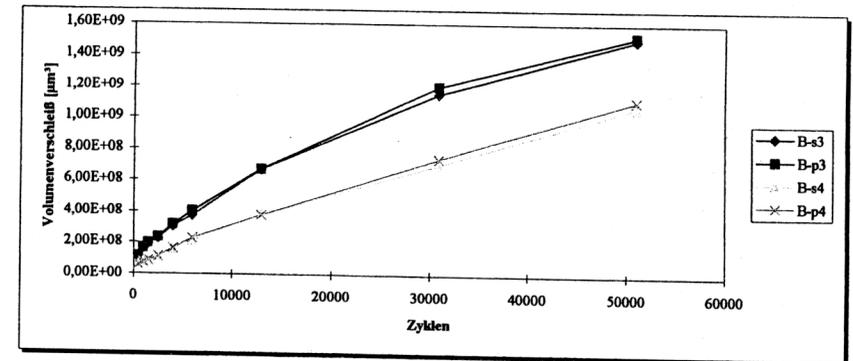


Abb. 4.1b: Verschleißvolumen Material B (s=Lasersensor, p=Perthometer)

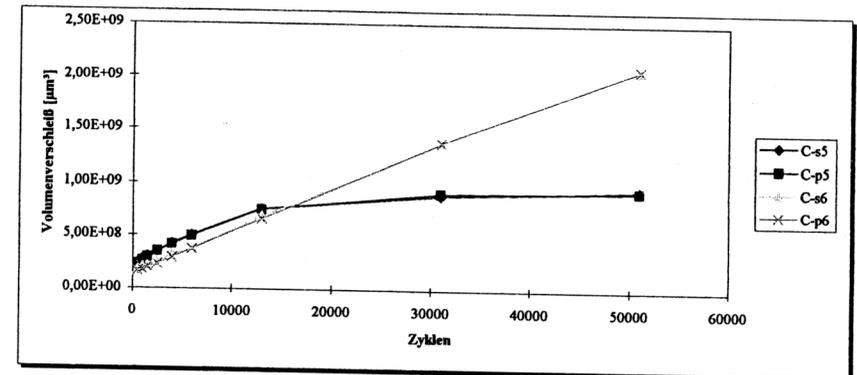


Abb. 4.1c: Verschleißvolumen Material C (s=Lasersensor, p=Perthometer)

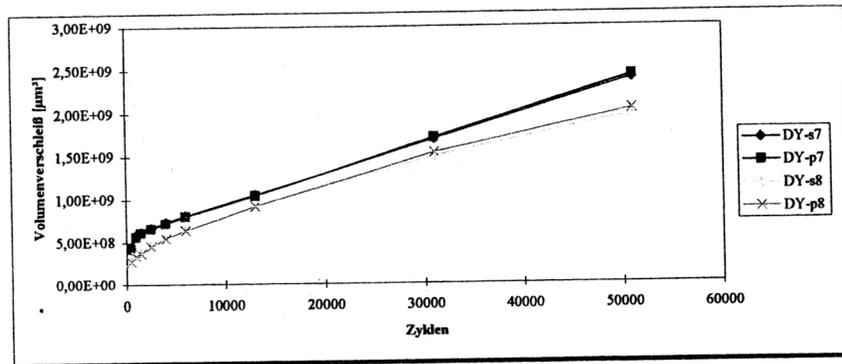


Abb. 4.1d: Verschleißvolumen Dyract

Der Vergleich (Pearson-Korrelationskoeffizient) zeigte, dass die Messergebnisse beider Methoden in allen 8 Kammern des Kausimulators hoch signifikant korrelierten ($r > 0,9995$; $p < 0,0001$, Abb. 4.1e-h), wobei eine Tendenz zur Messung höherer Verschleißvolumina bei Anwendung der Kontaktprofilometrie bestand.

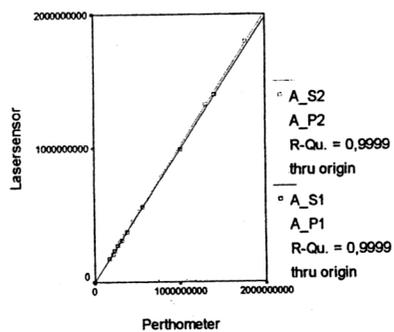


Abb. 4.1e: Korrelation zwischen Lasersensor- und Perthometermessung Material A

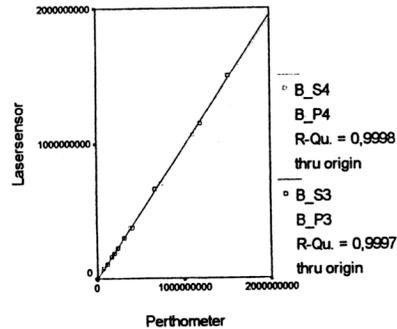


Abb. 4.1f: Korrelation zwischen Lasersensor- und Perthometermessung Material B

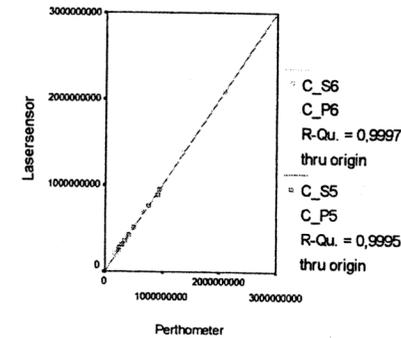


Abb. 4.1g: Korrelation zwischen Lasersensor- und Perthometermessung Material C

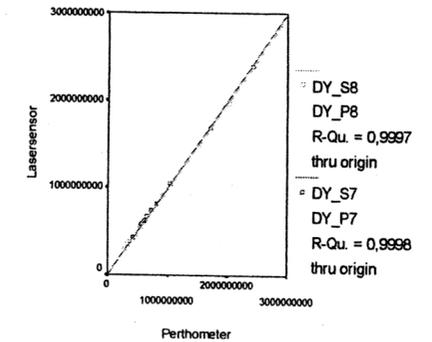


Abb. 4.1h: Korrelation zwischen Lasersensor- und Perthometermessung Material Dyract

4.1.1.2 Vermessung eines Prüfkörpers mit halbkugelförmigen Mulden

Die Tendenz zur Messung höherer Verschleißvolumina mit der Kontaktprofilometrie bei rillenförmiger Verschleißspur (Bewegung der Abtastnadel im 90° -Winkel zur Verschleißspur) veranlasste uns zur Vermessung eines Prüfkörpers mit 24 halbkugelförmigen Vertiefungen (Ausschnitt siehe Abb. 4.2a und 4.2b). Wie bei Vermessung der Abriebspuren wurde zur Volumenbestimmung der Mulden ein virtueller Oberflächendatensatz mit Hilfe der planen umgebenden Prüfkörperoberfläche errechnet („fit plane“), von dem dann jeweils der tatsächlich gemessene Datensatz subtrahiert wurde.

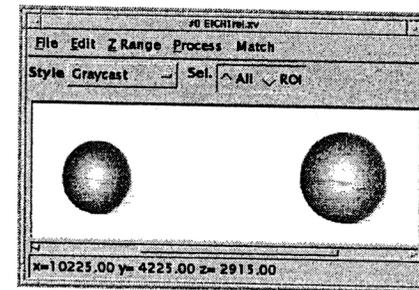


Abb. 4.2a: Halbkugelmulde mit Perthometer

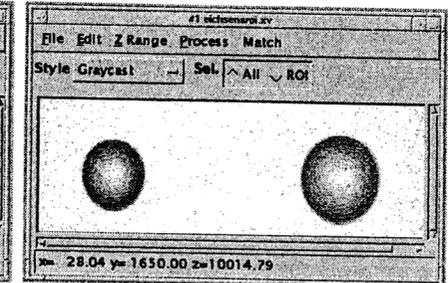


Abb. 4.2b: Halbkugelmulde mit Lasersensor

Hierbei ergab sich mit 12%-18% Volumendifferenz zwischen den im Perthometer und im Lasersensor gemessenen Volumina ein signifikanter Unterschied (Abb. 4.3), wobei die höheren Werte ausschließlich mit dem Perthometer gemessen wurden. Zusätzlich ist in Abb. 4.2b im Bereich der planen Fläche um die Mulde das stärkere Rauschen zu erkennen, das im Lasersensor 2 µm beträgt. Im Profilometer ist das Rauschen mit 1 µm nur halb so groß.

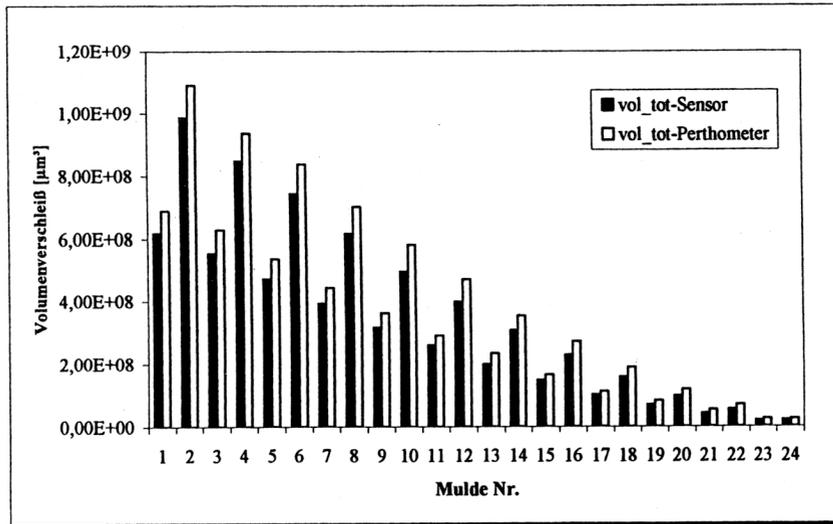


Abb. 4.3 Volumenmessung von halbkugelförmigen Mulden

4.1.2 Umstellung der vertikalen Lasteinleitung von Druckluft auf Gewichte

4.1.2.1 Überprüfung der vertikalen Lasteinleitung mittels Lastmessdose

In Abbildung 4.1c ist erkennbar, dass bei Testung desselben Materials in der Kammer 6 des Kausimulators ein doppelt so hohes Abriebvolumen wie in Kammer 5 gemessen werden konnte. Dieses veranlasste uns zur Überprüfung der vertikalen Lasteinleitung, wobei festgestellt werden konnte, dass diese in Kammer 5

durch einen undichten Pneumatikzylinder gestört war und zwischen den einzelnen Kammern deutlich variierte. Um Fehler bei der vertikalen Lasteinleitung zu eliminieren, wurde das pneumatische System abgekoppelt und die Lasteinleitung durch speziell angefertigte Messinggewichte bewerkstelligt. Vor und nach Umbau wurde die Last in allen Kammern mit einer Lastmessdose, die an einen Oszillographen angeschlossen war, gemessen (Tab. 4.2, Abb. 4.4).

Kammer	1	2	3	4	5	6	7	8	Mittel	St-Abw	Mittel ohne Kammer 5
Druckluft											
U [mV]	679	735	712	673	594	666	690	684	679,13	41,06	691,29
F [N]	47,89	52,29	50,49	47,42	41,21	46,87	48,76	48,28	47,90	3,23	48,86
Gewichte											
U [mV]	714	710	730	703	704	703	698	694	707,00	11,20	
F [N]	50,64	50,33	51,9	49,78	49,86	49,78	49,39	49,07	50,09	0,88	

$U_{\text{Offset}} = 70 \text{ mV}$ $K = 78,639$ $F[\text{N}] = (U - U_{\text{Offset}}) [\text{V}] \times K$

Tab. 4.2: Messung der vertikalen Last mit Lastmessdose

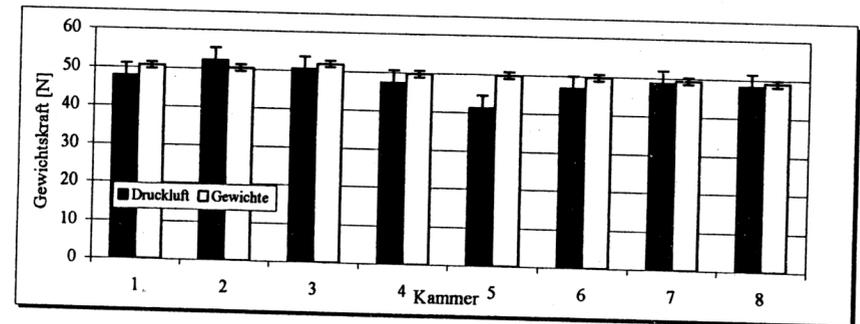


Abb. 4.4: Lasteinleitung mit Druckluft versus Gewichten

Durch die Umstellung der Lasteinleitung von Druckluft auf Gewichte konnte die mittlere Last auf 50,09 N justiert und die Standardabweichung gegenüber der ursprünglichen Anordnung deutlich reduziert werden.

4.1.2.2 Vertikale Lasteinleitung mit Druckluft vs. Gewichten unter realen Versuchsbedingungen

Um Aufschluss zur Auswirkung des Kausimulatorumbaus auf die reale Simulationssituation zu erlangen, führten wir eine komplette Testreihe mit dem Komposit TPH Spectrum (DeTrey) vor und nach dem Umbau durch (Abb. 4.5a).

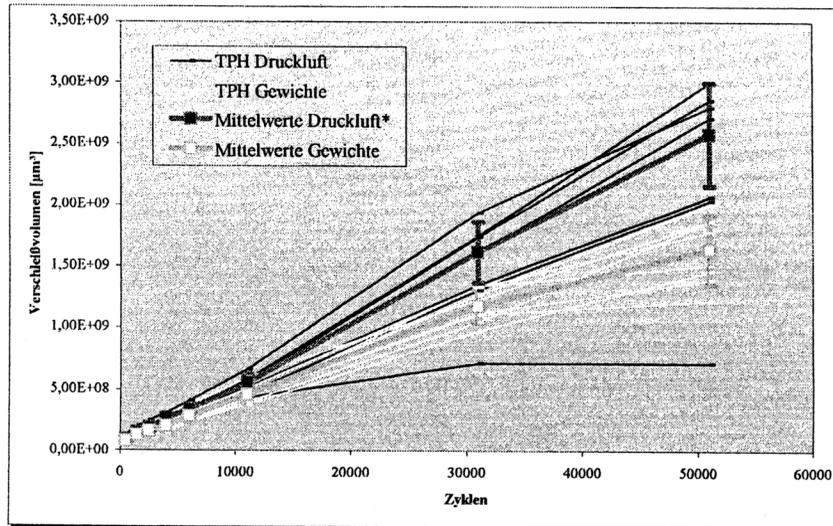


Abb. 4.5a: Testreihe TPH bei Lasteinleitung mit Druckluft und Gewichten; *bei Mittelwerten und Standardabweichung wurde die defekte Kammer 5 (unterster Graph) nicht berücksichtigt.

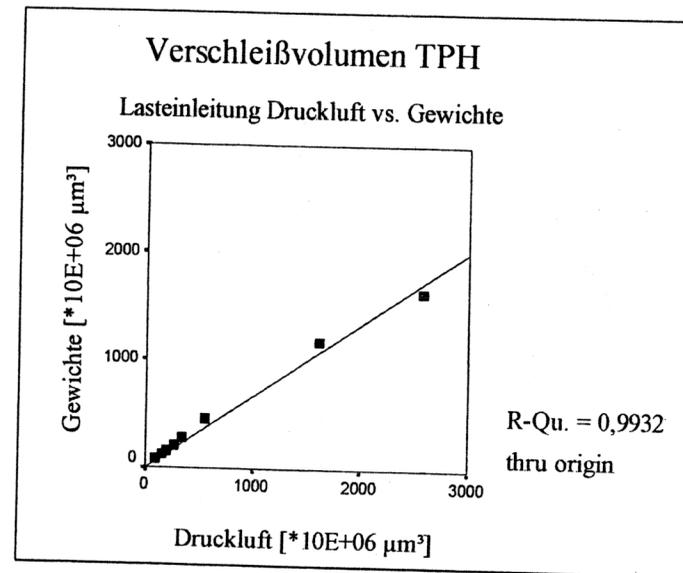


Abb. 4.5b: Korrelation zwischen Lasteinleitung durch Druckluft und Gewichte

Der Pearson-Korrelationskoeffizient ist $r=1,000$, während der Steigungsfaktor $m=0,6706$ beträgt, d.h. dass bei gleich hoher Last der Volumenverschleiß bei Lasteinleitung mit Gewicht das 0,67-fache des Volumenverschleißes bei Lasteinleitung mit Druckluft beträgt.

Bei der Darstellung der Einzelgraphen ist wiederum deutlich die Fehlfunktion der Kammer 5 des Kausimulators bei Anwendung von Druckluft zur Lasteinleitung zu erkennen, weshalb deren Werte nicht zur Berechnung von Mittelwerten und Standardabweichung herangezogen wurden. Auffällig erscheint die signifikant reduzierte Verschleißrate von TPH bei Anwendung von Gewichten und ansonsten identischen Versuchsbedingungen, obwohl die vertikale Last mit durchschnittlich 50,09 N sogar leicht höher ist als bei der Anwendung von Druckluft (48,86 N bei Nichtberücksichtigung der defekten Kammer 5). In Abbildung 4.5b ist die Korrelation beider Lasteinleitungsformen aufgezeigt.

4.2 Untersuchung von 10 experimentellen Kompositen der Firma Vivadent

Zur Feststellung signifikanter Unterschiede zwischen den Kompositen wurden die Daten durch eine Varianzanalyse mit dem Post-hoc-Test nach Bonferroni geprüft. Als Signifikanzniveau wurde $p=0.05$ festgelegt.

4.2.1 Komposite mit Variation des Füllkörperanteils – 1µm-Füller-Komposite

4.2.1.1 Verschleißvolumen

In den Abbildungen 4.6a-d ist der Verlauf des Volumenverschleißes der Komposite C1, C2, C3 und C6, die sich im Gewichtsanteil der Füllkörper (1 µm) unterscheiden bei gleicher Skalierung, dargestellt.

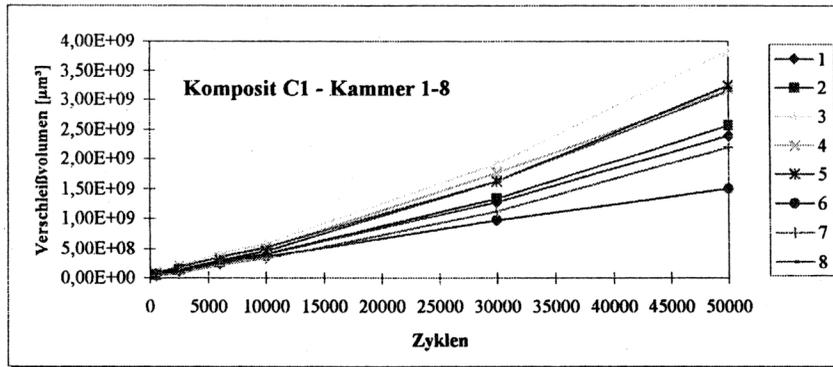


Abb. 4.6a: Komposit C1, Gewichtsanteil Füllkörper 1 µm = 75%

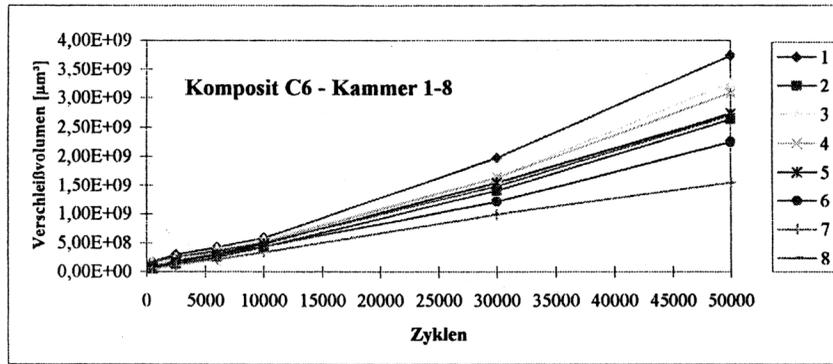


Abb. 4.6b: Komposit C6, Gewichtsanteil Füllkörper 1 µm = 74%, 1% Gleitmittel

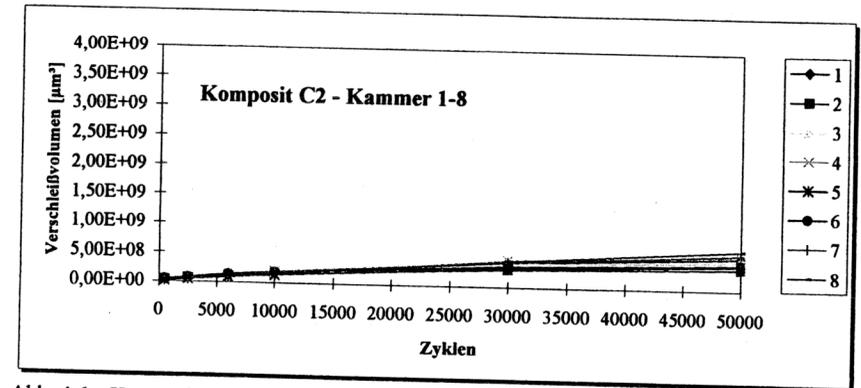


Abb. 4.6c: Komposit C2, Gewichtsanteil Füllkörper 1 µm = 55%

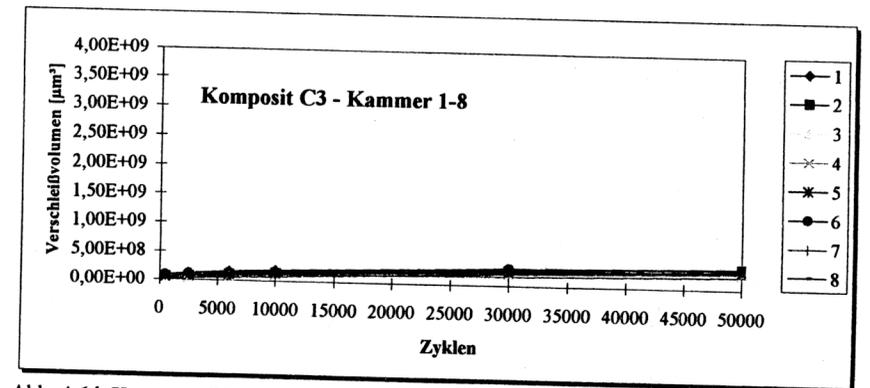


Abb. 4.6d: Komposit C3, Gewichtsanteil Füllkörper 1 µm = 35%

Während sich zwischen den Kompositen C1 und C6, die sich lediglich durch den Austausch von 1% des Füllkörpers durch ein Gleitmittel unterscheiden (75% bzw. 74%) keine signifikanten Unterschiede zeigen, ist der Volumenverschleiß bei den Kompositen C2 und C3 mit reduziertem Füllkörperanteil (55% bzw. 35%) signifikant erniedrigt (Abb. 4.7).

Der Verschleiß bei den untersuchten 1 µm-Füller-Kompositen nimmt also mit zunehmendem Füllkörpergehalt zu.

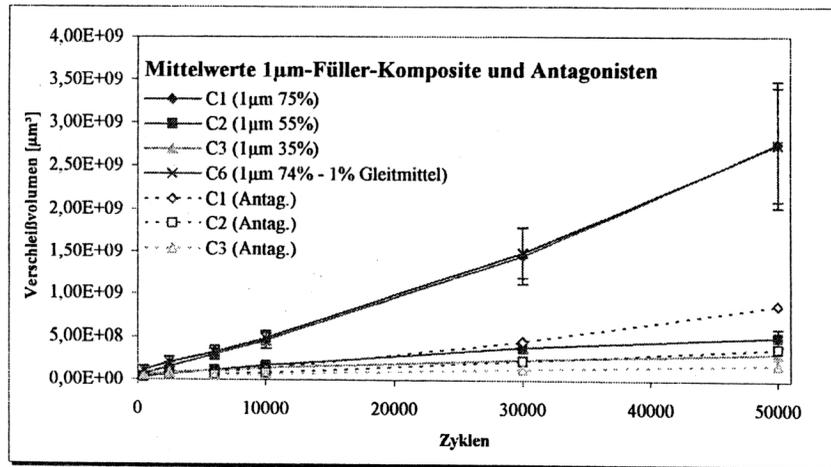


Abb. 4.7 Verschleißvolumen der 1 µm-Füller-Komposite

4.2.1.2 Antagonistenverschleiß

Der für die Komposite C1 bis C3 gemessene Antagonistenverschleiß ist ebenfalls in Abb. 4.7 dargestellt. Hier ist eindeutig zu erkennen, dass mit zunehmendem Materialverschleiß auch der Antagonistenverschleiß steigt, wobei die Rangordnung der des Materialverschleißes entspricht.

4.2.1.3 Verschleißrate

Wie die Ergebnisse des Verschleißvolumens erwarten lassen, ist auch die Verschleißrate bei den hochprozentig gefüllten 1 µm-Füller-Kompositen am höchsten (Abb. 4.8).

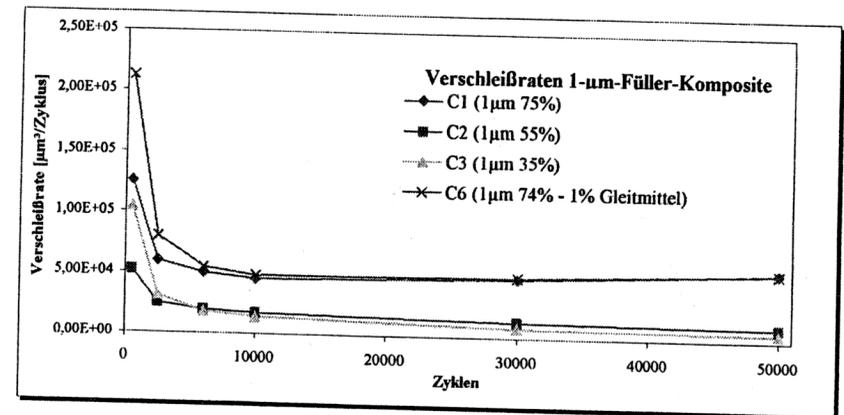


Abb. 4.8: Verschleißraten 1 µm-Füller-Komposite

4.2.2 Komposite mit Variation der Füllkörpergröße – 1 µm, 6µm, 15 µm

4.2.2.1 Verschleißvolumen

In den Abbildungen 4.9a-c ist der Verlauf des Volumenverschleiß der Komposite C1, C4 und C5, die sich in der Füllkörpergröße (1 µm, 6 µm, 15 µm) unterscheiden, wobei der prozentuale Gewichtsanteil der Füllkörper konstant bei 75% liegt bei gleicher Skalierung dargestellt.

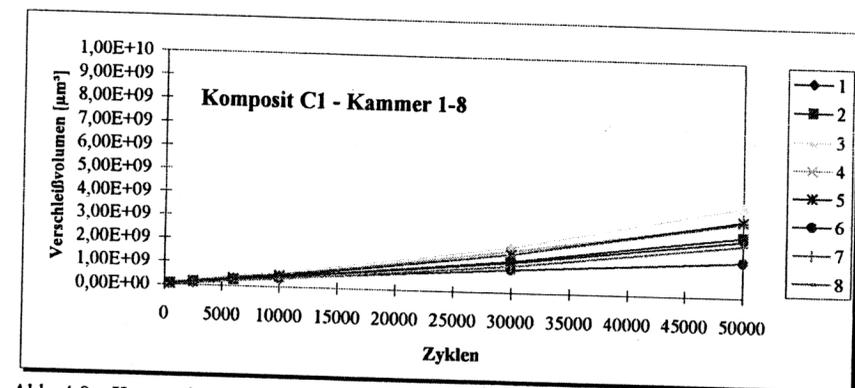


Abb. 4.9a: Komposit C1, Füllkörpergröße 1 µm (Gewichtsanteil 75%)

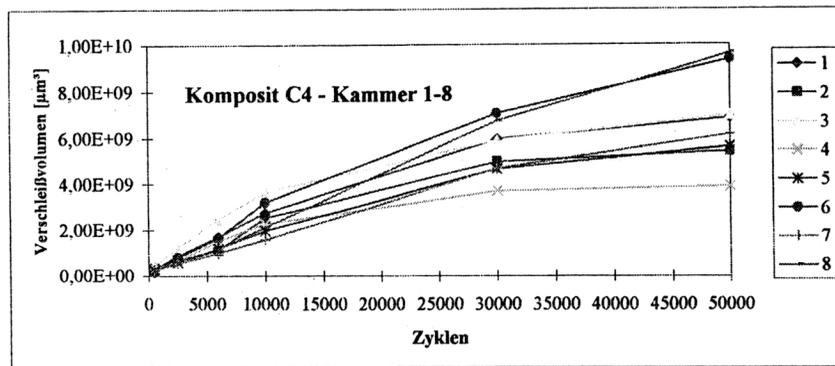


Abb. 4.9b: Komposit C4, Füllkörpergröße 6 µm (Gewichtsanteil 75%)

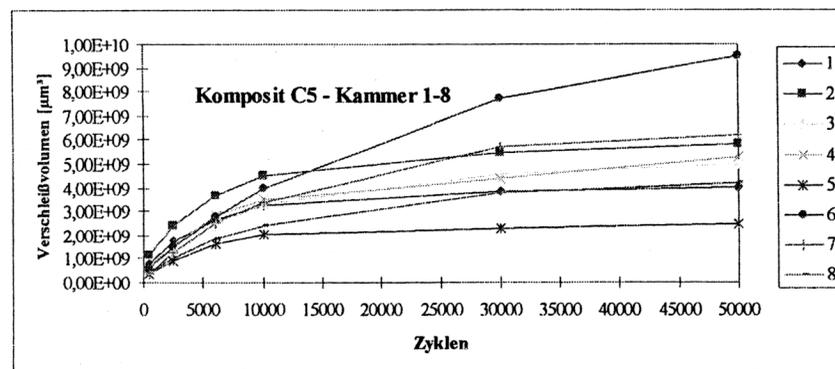


Abb. 4.9c: Komposit C5, Füllkörpergröße 15 µm (Gewichtsanteil 75%)

Der Gesamtverschleiß des Komposites C1 mit den 1 µm-Füllkörpern ist im Vergleich zu den Kompositen C4 (6 µm) und C5 (15 µm) signifikant erniedrigt, wobei zwischen letzteren kein signifikanter Unterschied besteht (Abb. 4.10).

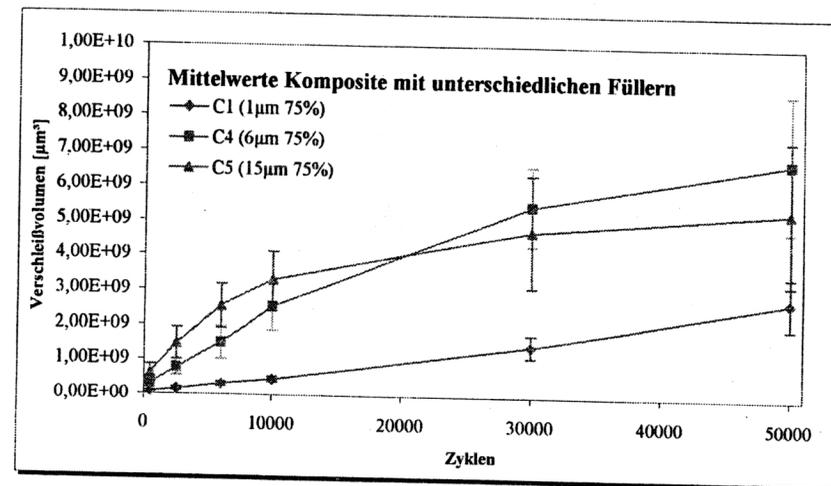


Abb. 4.10 Verschleißvolumen Komposite mit unterschiedlichen Füllergößen

4.2.2.2 Verschleißrate

Bei den Verschleißraten besteht initial eine eindeutige Rangordnung mit signifikanten Unterschieden, wobei die Verschleißrate bei dem 1 µm-Füller-Komposit am niedrigsten und bei dem 15 µm-Füllerkomposit am höchsten ist (Abb. 4.11).

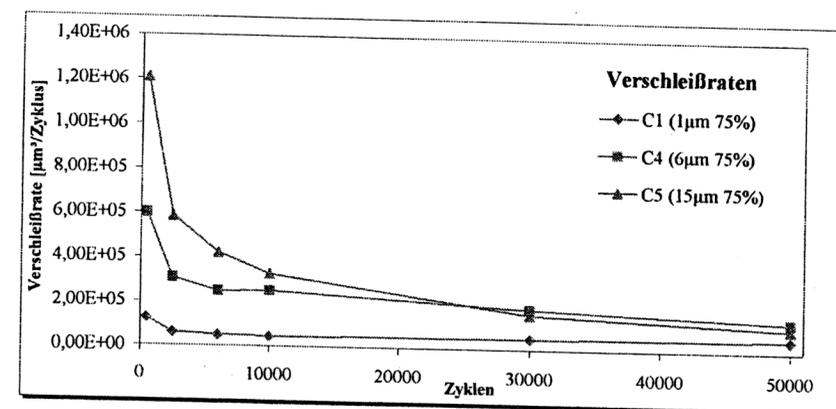


Abb. 4.11: Verschleißraten Komposite mit unterschiedlichen Füllkörpergrößen

Dies ändert sich allerdings im Verlauf der Materialprüfung, sodass sich am Ende die Verschleißraten der Materialien C4 und C5 nicht mehr signifikant unterscheiden.

4.2.3 Komposite mit Variation des Quervernetzeranteils

4.2.3.1 Verschleißvolumen

In den Abbildungen 4.12a-d ist der Verlauf des Volumenverschleiß der Komposite C7, C8, C9 und C10, die sich im Quervernetzeranteil unterscheiden (0%, 0,9%, 1,8%, 3,6% Anteil Benzyl-Metacrylat am Gesamtmonomer), bei gleicher Skalierung dargestellt.

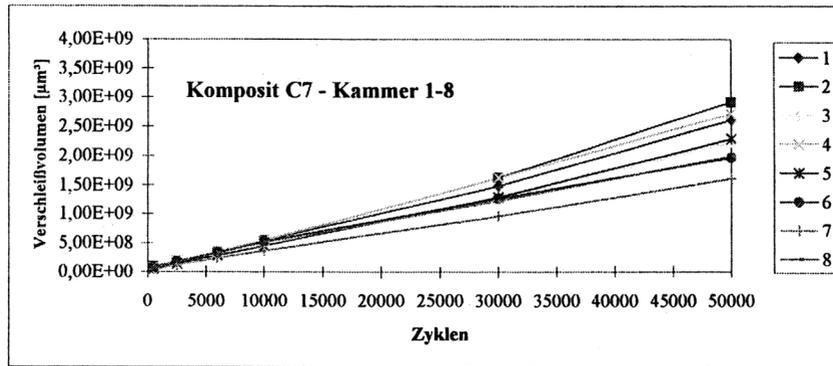


Abb. 4.12a: Komposit C7, Quervernetzeranteil 0%

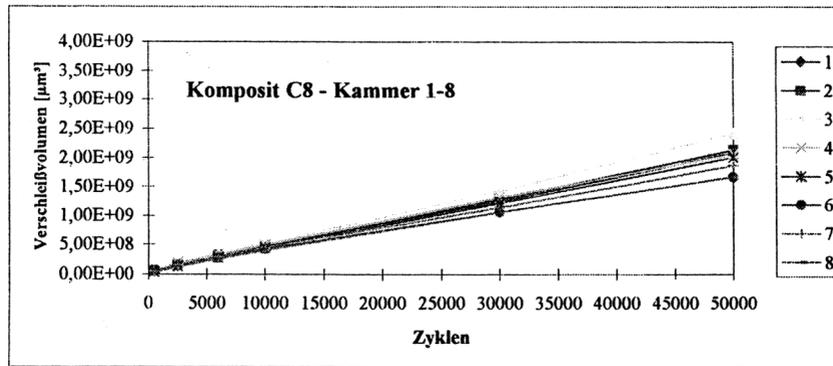


Abb. 4.12b: Komposit C8, Quervernetzeranteil 0,9%

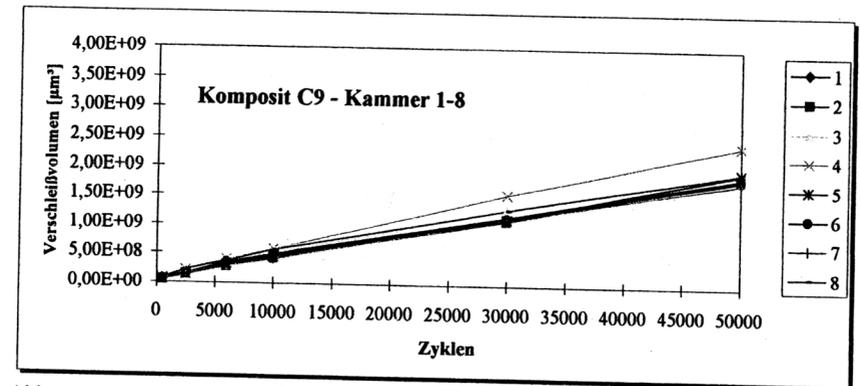


Abb. 4.12c: Komposit C9, Quervernetzeranteil 1,8%

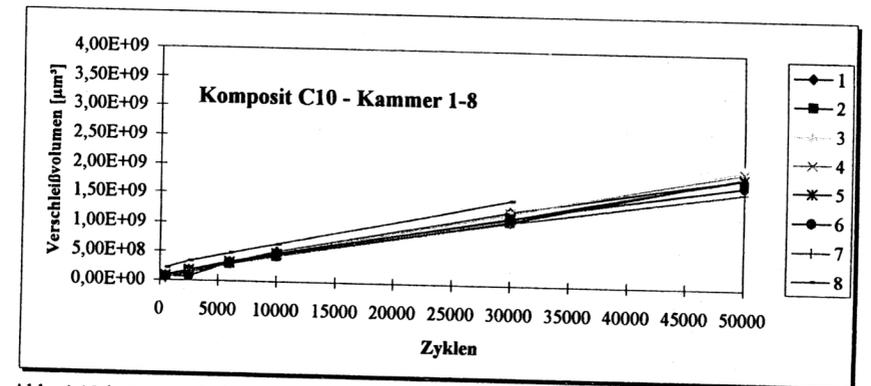


Abb. 4.12d: Komposit C10, Quervernetzeranteil 3,6%, Versuchsabbruch in Kammer 8 wegen Probenfraktur

Beim Vergleich der Quervernetzerkomposite resultiert ein signifikant erhöhter Verschleiß des Komposites C7, das keinen Quervernetzer enthält gegenüber den drei Kompositen mit zugesetztem Benzyl-Metacrylat. Innerhalb letzterer Gruppe besteht zwar nach 50,000 Zyklen keine signifikante Differenz, jedoch ist tendenziell eine Rangordnung mit niedrigerem Verschleiß und niedrigerer Standardabweichung bei höherem Quervernetzerzusatz zu erkennen (Abb. 4.13).

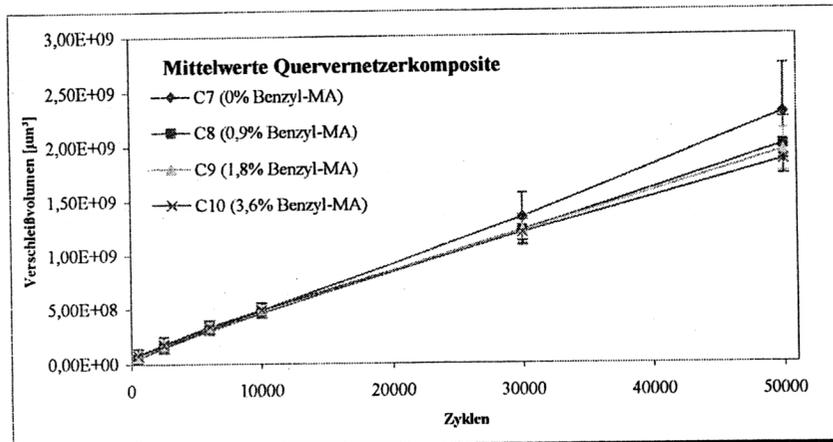


Abb. 4.13: Verschleißvolumen Quervernetzerkomposite

4.2.3.2 Verschleißrate

Bei den Verschleißraten liegt die Rate des Referenzkomposites C7 (0% Benzyl-MA) signifikant höher als bei den drei Kompositen mit Benzyl-MA-Zusatz, wobei innerhalb dieser Gruppe keine signifikanten Unterschiede beobachtet werden können (Abb. 4.14).

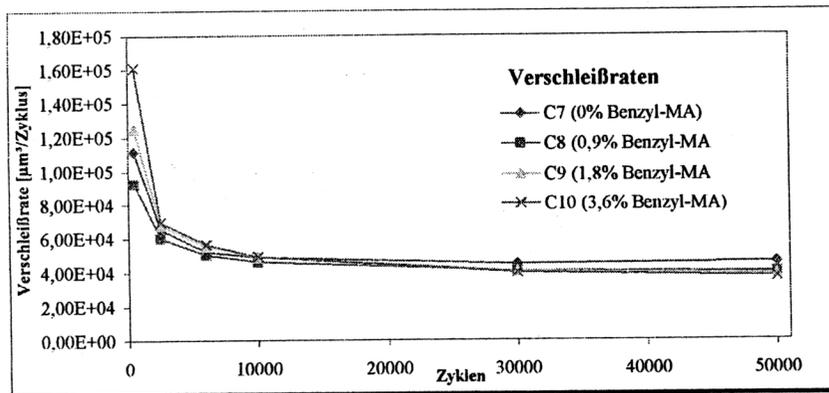


Abb. 4.14: Verschleißraten Quervernetzerkomposite

5 Diskussion

5.1 Profilometer vs. Lasersensor

5.1.1 Untersuchungsdauer

Die Auswertung von Verschleißmessungen mit dem Kausimulator Typ München erfolgte bisher mit Hilfe der Kontaktprofilometrie sowie der Computersoftware Khoros. Ein großer Nachteil dieses Verfahrens ist die lange Messdauer, da das Experiment im Kausimulator bei jeder Messung für die gesamte Dauer der Oberflächenvermessung für ca. 2,5 Stunden unterbrochen werden muss. Mit Hilfe der Anwendung des an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilians-Universität München entwickelten Lasersensors gelang es, die Länge der jeweiligen Unterbrechung auf die für die Probenabformung erforderliche Zeit von ca. 20 Minuten zu verkürzen und somit die In-vitro-Verschleißmessung erheblich zu beschleunigen. Die Dauer eines kompletten Kausimulatorlaufes mit acht besetzten Kammern konnte von fünf auf zwei Tage reduziert werden.

5.1.2 Einfluss der Replikatechnik auf die Verschleißmessung

Für die laseroptische Oberflächenvermessung ist eine diffus reflektierende Oberfläche erforderlich. Da die Oberflächen von Füllungsmaterialien diese Bedingung nicht erfüllen, war die Erstellung von Gipsmodellen zur Nutzung des Systems erforderlich. In Abschnitt 4.1.1.1 konnte anhand eines Vorversuchs mit fünf Komposeren bzw. Kompositen gezeigt werden, dass die mit Hilfe von speziell angefertigten Probenträgern und Abformlöffeln durchgeführte Abformung der Proben mit dem maschinell angemischtem Polyäthermaterial Perma-dyne Penta / Permadyne Garant (ESPE, Seefeld) in Zweiphasentechnik und die

Herstellung von Replika aus Superhartgips (New Fuji Rock GC, Leuven) keinen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hat.

Unabdingbare Voraussetzung hierfür ist allerdings die strikte Einhaltung der Herstellervorgaben bei Abformung und Modellherstellung.

Wenige Wochen nach unserer Untersuchung führte Sobota mit einem Teil der hier getesteten Materialien erneut eine Verschleißmessung durch, um die Reproduzierbarkeit der mit Hilfe der Replika-Methode gewonnenen Daten zu überprüfen. Anhand des Vergleichs unserer Messwerte mit denen von Sobota konnte die Untersucherunabhängige Reproduzierbarkeit der Daten bei Anwendung dieser Meßmethode gezeigt werden (Abb. 5.1).

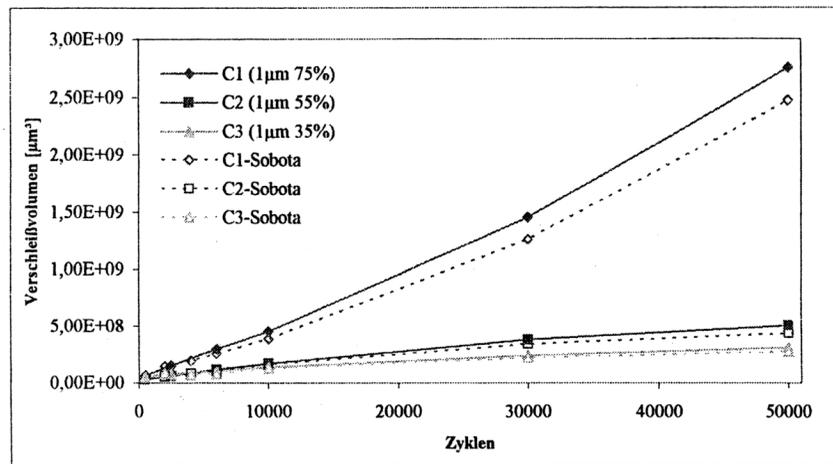


Abb. 5.1: Vergleich der Messwerte C1-C3 mit den Messwerten von Sobota

5.1.3 Messfehler

In Abschnitt 4.1.1 wurde gezeigt, dass bei der Vermessung der rillenförmigen Abriebspur im Profilometer zwar kein signifikanter Unterschied, aber dennoch

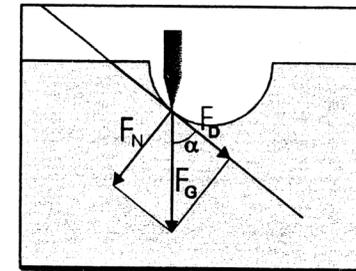


Abb. 5.2: Kräfteverteilung beim Vermessen einer geneigten Oberfläche

eine systematische Tendenz zur Messung höherer Volumenwerte als bei Vermessung im Lasersensor bestand. Dieses Phänomen lässt sich dadurch erklären, dass es bei zunehmender Neigung der mechanisch abgetasteten Oberfläche zu einer durch die Gewichtskraft der Abtastnadel bedingten höheren Hangabtriebskraft (F_D Abb. 5.2) kommt, die eine minimale Torsion und Verbiegung des mechanischen Abtastarmes bewirkt. Dieses wiederum führt zu einem Abgleiten der Abtastnadel mit einem Versatz in Richtung des Kraftvektors der Hangabtriebskraft (Pelka et al. 1995). Hierdurch kommt es bei einem durch die Koordinaten des Verschiebetisches vorgegebenen x- und y-Wert zur Registrierung eines falschen z-Wertes, der tiefer als der eigentlich zugehörige liegt.

In Abb. 4.2a ist im Bereich der tiefsten Stelle der Mulde eine horizontale Linie erkennbar, die die Richtungsumkehr der in y-Richtung einwirkenden Hangabtriebskraft F_D (Abb. 5.2) markiert. Bei der Vermessung der rillenförmigen Verschleißspur trat dieser Effekt nicht signifikant in Erscheinung, da die Rille zum einen auch im Randbereich noch eine sehr flache Oberflächenneigung aufweist und zum anderen der Effekt nur in einer Dimension (x-Richtung) auftritt, da die mittleren 2 mm der 8 mm langen Abriebspur vermessen wurden. Bei der Vermessung von halbkugelförmigen Mulden hingegen wurde dieser systematische Fehler signifikant verstärkt, da hier im Randbereich annähernd senkrechte Oberflächenneigungen vorliegen und die Hangabtriebskraft sowohl in x- als auch in y-Richtung wirkt.

Aufgrund dieses Fehlers ist das Profilometer für die Oberflächenvermessung von kugelförmigen Mulden oder Halbkugeln ebenso wie zur Vermessung komplexer Oberflächen mit stark geneigten oder zerklüfteten Flächen ungeeignet.

Bei der Vermessung der planen Oberflächen außerhalb der halbkugelförmigen Vertiefungen hingegen zeigte sich, dass das Rauschen des laseroptischen Sensors mit $2\ \mu\text{m}$ höher als das Rauschen des mechanischen Sensors ($1\ \mu\text{m}$) liegt, was auch in Abb. 4.2a und 4.2b erkennbar wird. Deshalb liefert bei der Auswertung sehr geringer Höhenunterschiede auf sehr flachen Proben, die nahe am Rauschen des Systems liegen, der mechanische Sensor höhere Genauigkeiten als der laseroptische.

5.2 Vertikale Lasteinleitung mit Gewichten vs. Druckluft

Bei den Vorversuchen sowie bei der Überprüfung der Funktionseinheit der vertikalen Lasteinleitung des Kausimulators mit einer Lastmessdose wurde festgestellt, dass in einer Kammer des Kausimulators aufgrund eines defekten Pneumatikzylinders nicht die voreingestellte vertikale Last von 50 N erzeugt werden konnte. Da auch zwischen den übrigen Kammern eine relativ hohe Standardabweichung beobachtet werden konnte, wurde die vertikale Lasteinleitung mittels eigens dafür gefrästen Messinggewichten realisiert. So konnte bei einer mittleren vertikalen Last von 50,09 N die Streuung zwischen den Prüfständen deutlich reduziert werden.

Bei der Überprüfung der technisch geänderten Versuchsanordnung an der Verschleißmessung des Materials TPH Spectrum vor und nach dem Umbau zeigte sich jedoch, dass nach dem Umbau trotz sogar etwas höherer vertikaler Last das Verschleißvolumen signifikant reduziert war (Abb. 4.5). Die unterschiedlichen Verschleißraten (Abb. 5.3) bei unterschiedlicher Lasteinleitung dürften auf Schwingungseffekte zurückzuführen sein (stick-slip), da bei der Lasteinleitung

mit Druckluft das vertikale Lager der Antagonisten mit einer geringeren Masse gedämpft ist und sich der Schwerpunkt der vertikal aufsetzenden Last wesentlich näher an der Probe befindet. Einen Einfluss auf die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse hatte dies nicht.

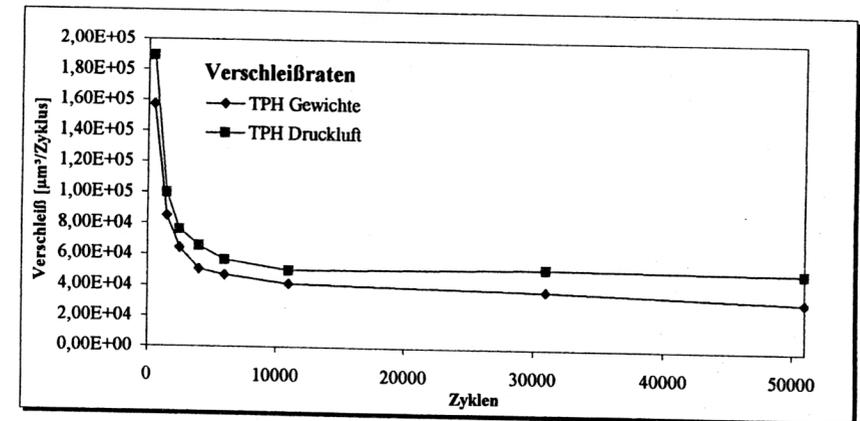


Abb. 5.3: Verschleißraten TPH vor und nach Umstellung der vertikalen Lasteinleitung

5.3 Steatitkugel als Antagonist - Verschleißmechanismus

Anfänglich wurden bei der In-vitro-Kausimulation Schmelzhöcker extrahierter Zähne (bukale Höcker oberer Prämolaren eingesetzt) als Antagonisten eingesetzt. Als problematisch stellte sich hierbei heraus, dass eine Standardisierung von Schmelzantagonisten nicht möglich ist und ein auffällig hoher Variationskoeffizient, der auf die unterschiedlichen Schmelzqualitäten und geometrischen Formen der verwendeten Höcker zurückzuführen ist, die Ergebnisse nur schwer interpretierbar macht.

Bei der Suche nach einem standardisierten Ersatzmaterial für Schmelzantagonisten konnten Wassel et al. (1994a, b) und Kunzelmann (1997) eine hohe Übereinstimmung zwischen dem durch Schmelz und Steatit bei kommerziellen Kompositen erzeugten Verschleiß zeigen, wobei der Variationskoeffizient bei Steatit nur halb so groß war. Für das Pin-on-Block-Design stellt sich die Kugel-

form als vorteilhaft dar, weil hier im Gegensatz zu zylinderförmigen Antagonisten keine Artefakte durch Verkippen beim Aufsetzen des Zylinders zu erwarten sind. Kunzelmann (1997) konnte zeigen, dass trotz der unterschiedlichen Geometrie das Probenverschleißverhalten bei Verwendung von Zylindern und Kugeln vergleichbar ist. Dieses erklärte er dadurch, dass zwar initial die nominale (makroskopische) Kontaktfläche zwischen Probe und Antagonist beim Zylinder größer ist als bei der Kugel, die reale (mikroskopische) Kontaktfläche jedoch ähnlich groß. Dieses resultiert aus einer höheren Flächenpressung bei der Kugel und der Problematik beim Aufsetzen der Stirnfläche eines eingespannten Zylinders auf eine Probe, wobei es zu mehr oder weniger starken Verkantungen kommt.

Sobota (2001) konnte bei einem Vergleich zwischen Steatit- und Degussitkugeln zeigen, dass letztere bei identischem Versuchsaufbau nur ca. ein Zehntel des Verschleißes induzieren und auch selbst erfahren. Hier muss von unterschiedlichen Verschleißmechanismen ausgegangen werden. Bei den sehr harten Degussitkugeln selbst ist der Verschleiß extrem gering und liegt so nahe am Rauschen des Lasersensors, dass zuverlässige Messungen gar nicht mehr möglich sind. Bei der elektronenmikroskopischen Untersuchung der Abriebspuren konnte hier auf der Probenoberfläche ein schollenartiger Belag nachgewiesen werden. Dieser wurde als Tribofilm interpretiert, der aus extrem fein gemahlene Füllkörpern besteht, die sich oberflächlich in die Kompositmatrix einpressen und so die Oberflächenrauigkeiten ausgleicht. Dadurch kommt es über die Vergrößerung der realen Kontaktfläche zu einer Gleitmittelwirkung.

Hingegen kommt es bei den weniger harten Steatitkugeln über den höheren Eigenverschleiß rasch zu einer Zunahme der Kontaktfläche, was eine geringere Flächenpressung zur Folge hat und somit eine Reduktion der Verschleißrate erwarten ließe. Wir konnten für die Anwendung von Steatitkugelantagonisten zeigen, dass sich die Verschleißrate nach einer Einlaufphase von ca. 10000 Zyklen

trotz der geänderten Kontaktfläche auf einen Steady-state einpendelt. Erklärt werden kann dies durch das Vorliegen von Dreikörperverschleiß, wobei eine konstante Anzahl von losgelösten Steatit- und Kompositpartikeln als sog. weiches Abrasiv fungiert (zum Gahr 1987, Axen et al. 1994, Kawai et al. 1994a, b). Auf der Probenseite tritt Verschleiß fast ausschließlich bei der Matrix auf. Die Füllkörper werden durch den Verlust der umgebenden Matrix freigelegt und gehen überwiegend sekundär verloren (Abb. 5.4a und b).

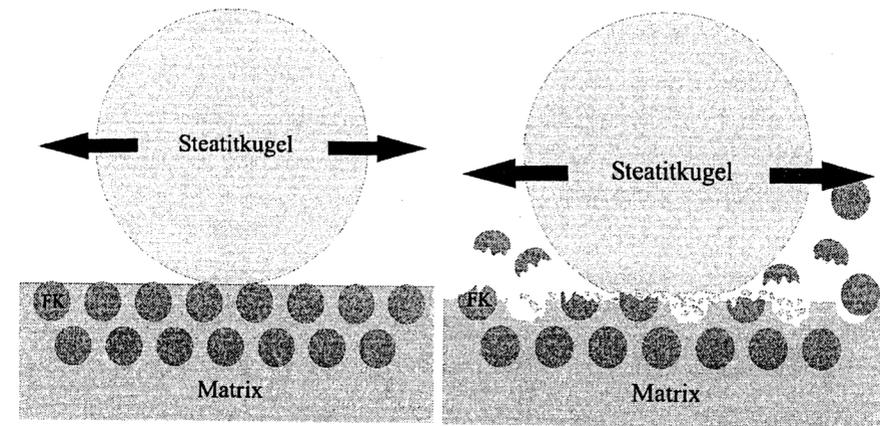


Abb. 5.4a: Steatitkugel auf Komposit

Abb. 5.4b: Steatitkugel auf Komposit-Dreikörperverschleiß

Bei der durchgeführten Untersuchung bewegte sich der Verschleiß sowohl der Kompositproben als auch der Steatitkugeln in einem Bereich klar oberhalb des Rauschens des Lasersensors, was zuverlässige und reproduzierbare Messungen ermöglicht. Bei den 1 µm-Füllerkompositen konnte gezeigt werden, dass sich der Antagonistenverschleiß der Steatitkugeln proportional zum Verschleiß der unterschiedlichen Materialien verhält (Abb. 4.7).

5.4 Untersuchte Komposite

5.4.1 Komposite mit 1 µm-Füllkörpern

Bei den 1 µm-Füller-Kompositen mit unterschiedlichem Fülleranteil konnten wir eine klare Rangordnung mit dem höchsten Verschleiß bei den Kompositen mit dem höchsten Füllkörperanteil feststellen (C1-75%, C6-74%), was auch mit den Untersuchungen von Li et al. (1985), Leinfelder (1987) und Condon et al. (1997) übereinstimmt. So haben die Komposite C1 und C6 eine ca. 8 Mal so hohe Verschleißrate wie die Komposite C2 (55%) und C3 (35%), die sich nicht mehr signifikant unterscheiden.

5.4.1.1 Verschleißmechanismusanalyse

Dieses Ergebnis lässt sich durch den oben beschriebenen Dreikörperverschleiß bei Verwendung von Steatitantagonisten erklären. Der in erster Linie durch die Steatitverschleißpartikel, die eine wesentlich geringere Vickershärte als die Füllkörper aufweisen, induzierte Probenverschleiß findet hier fast ausschließlich im Bereich der Matrix statt. Bei den hochprozentig gefüllten Kompositen (C1 und C6) ist der Matrixanteil gering, wodurch es sehr schnell zum Freiliegen einer großen Anzahl von Füllkörpern kommt. Diese führen zunächst zu einem erhöhten Antagonistenverschleiß, was eine erhöhte Anzahl der freien Steatitpartikel nach sich zieht, die den abrasiven Matrixverschleiß weiter steigern. Bei zunehmender Exposition brechen die Füllkörper dann entweder auseinander („Fracturing“) oder komplett aus dem Verbund heraus („Loosening“) und fungieren zusammen mit den Steatitpartikeln als Abrasiv (Axen et al. 1994, Abb. 5.4a und b). Da Komposite mit höherem Füllkörpergehalt auch einen höheren E-Modul besitzen und spröder sind, tritt zudem verstärkt der Mechanismus der Oberflächenzerrüttung durch Bildung von Mikrorissen mit Abtrag größerer Materialfragmente in Erscheinung (Suh 1986). Der Verschleiß wird bei diesen

Kompositen zwar in erster Linie durch die Abrasion des Matrixanteils verursacht, jedoch durch das sog. „Loosening“ und „Fracturing“ der Füllkörper dominiert.

Bei den Kompositen C2 und C3 ist der Füllkörperanteil geringer (55% bzw. 35%), weshalb auch der Anteil des Verschleißes durch „Loosening“ und „Fracturing“ reduziert ist. Da die Oberfläche zu einem größeren Teil aus Matrix besteht, ist der Anteil des Matrixverschleißes relativ erhöht. Der Verschleiß wird bei diesen Kompositen zunehmend durch Abrasion und den damit verbundenen Volumenverlust der Matrix (Dreikörperverschleiß) bestimmt.

Die beschriebenen Verschleißmechanismen erklären auch den Verlauf des Antagonistenverschleißes, der proportional zum Probenverschleiß bei den Kompositen mit höherem Füllkörpergehalt ansteigt.

5.4.2 Komposite mit unterschiedlichen Füllkörpergrößen

Bei den Kompositen mit unterschiedlich großen Füllkörpern ist eindeutig erkennbar, dass das 1 µm-Füller-Komposit C1 den geringsten Verschleiß erfährt. Der Verschleiß der Komposite C4 (6 µm) und C5 (15 µm) liegt um den Faktor zwei bis drei höher, wobei zwischen diesen beiden Kompositen keine eindeutige Rangordnung feststellbar ist. Letzteres führen wir auf deren extrem hohen Verschleiß zurück, wodurch es zu einer so großen Kontaktfläche zwischen Probe und Antagonist kommt, dass das Abspülen der Verschleißpartikel mit der Sprühvorrichtung des Kausimulators nicht mehr suffizient funktioniert und sich somit keine Phase mit konstanter Verschleißrate im Versuchsverlauf mehr abgrenzen lässt. Zur Differenzierung des Verschleißverhaltens solcher unter Steatit extrem hoch verschleißender Komposite ist daher die Auswahl anderer Antagonistenmaterialien wie z.B. Degussit zu empfehlen.

5.4.2.1 Verschleißmechanismusanalyse

Auch bei den Kompositen mit größeren Füllkörpern liegt wie bei den 1 μm -Materialien Dreikörperverschleiß mit Steatitpartikeln als Zwischenmedium vor (s.o.). Bei größeren Füllkörpern verschleißt der Steatitagonist schneller, was wiederum zu einem beschleunigten Matrixabbau führt. Kommt es zum Herausbrechen der Füllkörper („Loosening“), so fungieren diese als zusätzliches Abrasiv, wobei das Abrasiv bei größerer Partikelgröße gröber wird, was in einem erhöhten Substanzabtrag der exponierten Matrix mit erhöhtem Füllkörperverlust resultiert. Unsere Ergebnisse stehen mit einer Untersuchung von Cross et al. (1983) in Einklang, nach der Materialien mit einem großen mittleren Matrixabstand bei der Testung im Kausimulator durch hohe Verschleißwerte auffallen. Der mittlere Matrixabstand ist hierbei der Abstand zweier Füllkörper, der umso größer ist, je größer die Füllkörper selbst sind. Nach der Matrix-Schutz-Theorie von Jörgensen (1980, 1982) sind die Füllkörper selbst einer erhöhten Abrasion ausgesetzt, wenn sie durch erhöhten Matrixabtrag exponiert werden. In unserem Tribosystem ist der Steatitagonist kaum in der Lage, die Füllkörper zu abradieren, wohl aber die freien Füllkörper, die zusammen mit Steatitpartikeln als Zwischenmedium fungieren. In elektronenmikroskopischen Untersuchungen (Kunzelmann 1997) konnte zudem gezeigt werden, dass bei Kompositen die Oberflächenrauheit mit zunehmender Füllkörpergröße zunimmt und nach der Kausimulatorbelastung bei den grob gefüllten Kompositen, die aufgrund ihres wesentlich höheren E-Moduls spröder sind, vermehrt der Verschleißmechanismus der Oberflächenzerrüttung mit dem Verlust größerer Fragmente („Delamination wear“) in Erscheinung tritt.

5.4.3 Komposite mit unterschiedlichem Quervernetzeranteil

Bei den Kompositen mit zugesetztem Quervernetzer (C8, C9, C10) zeigt sich im Vergleich zu dem Komposit ohne Quervernetzeranteil (C7) ein signifikant reduzierter Verschleiß, wobei zwischen den Quervernetzervariationen keine signifikanten Unterschiede, sondern lediglich eine Tendenz zu niedrigeren Verschleißvolumina bei den Kompositen erhöhtem Quervernetzeranteil zu erkennen ist. Deutlich wird die geringere Streuung zwischen den 8 Läufen bei höherem Quervernetzeranteil.

5.4.3.1 Verschleißmechanismusanalyse

Bei den untersuchten Quervernetzerkompositen, die als Hauptfüllkörperanteil 1 μm -Füllkörper besitzen kommen dieselben Verschleißmechanismen wie bei den hoch gefüllten 1 μm -Füller-Kompositen zum Tragen. Aufgrund des verstärkten Matrixabbaus durch Steatitpartikel kommt es zum Füllkörperverlust durch „Fracturing“ und „Loosening“ (Axen et al. 1994). Die Tendenz zum geringeren Verschleiß bei den Kompositen mit höherem Quervernetzerzusatz sowie die reduzierte Streuung kann durch eine höhere Zugfestigkeit der Matrix erklärt werden, wodurch die Materialermüdung mit Rissbildung und Verlust größerer Partikel reduziert wird.

6 Zusammenfassung

Die In-vitro-Verschleiß-Untersuchung ist bei der Entwicklung neuer Füllmaterialien ein unverzichtbares Instrument zur frühzeitigen Beurteilung der weiteren Perspektiven neuer Materialklassen und Materialien. Ziel dieser Arbeit war es, das vorhandene System des Kausimulators Typ München technisch zu optimieren und die Volumenverschleißmessung mit dem an der Ludwig-Maximilians-Universität entwickelten hochpräzisen laseroptischen Sensor zur Oberflächenerfassung (Laserscan 3D) durchzuführen.

Durch die Umstellung der vertikalen Lasteinleitung von Druckluft auf Gewichte konnte die Streuung unter den einzelnen Prüfständen des Kausimulators reduziert werden. Mit Hilfe speziell angefertigter formkongruenter Probenträger und Abformlöffel wurden erstmals Polyätherabformungen und Superhartgipsreplika der Materialproben hergestellt, welche die für eine Vermessung im Lasersensor erforderliche Eigenschaft einer diffus reflektierenden Oberfläche besitzen.

Es konnte gezeigt werden, dass der Einsatz des Replikasystems und die Vermessung im Lasersensor die gesamte Versuchsdauer erheblich reduzierte und dass im Vergleich zur Oberflächenvermessung mit dem Profilometer bei der rillenförmigen Geometrie der Verschleißspur kein Unterschied vorliegt. Das Replikasystem eignet in Verbindung mit der Möglichkeit des Matchings zudem zur Messung des Volumenverschleißes der kugelförmigen Antagonisten. Kugelförmige oder steil zur Abtastnadel geneigte Oberflächen können mit dem mechanischen Sensor aufgrund der auftretenden Torsion und Verbiegung von Abtastarm und -Nadel und der daraus resultierenden Fehler nicht vermessen werden.

Bei der Verwendung von Steatitkugeln als Antagonist kommt es bei allen Kompositen aufgrund des hohen Eigenverschleißes des Steatits zum Überwiegen des

Matrixverschleißes durch Steatitpartikel, die als Abrasiv wirken, wodurch es zum Füllkörperverlust durch „Loosening“ und „Fracturing“ kommt. Dieser Verschleißmechanismus muss bei der Interpretation der Ergebnisse in Betracht gezogen werden. Für Komposite mit sehr hohem Verschleiß sind Steatitkugeln als Antagonisten ungeeignet, da eine Steady-State-Phase im Verschleißverlauf nicht mehr abgrenzbar ist (Abb. 6.1, C4 und C5).

Beim Vergleich aller untersuchten Komposite wird deutlich, dass die niedrig gefüllten 1 μm -Füller-Komposite (Abb. 6.1 rot) C2 und C3 mit Abstand den geringsten Verschleiß aller Materialien aufweisen.

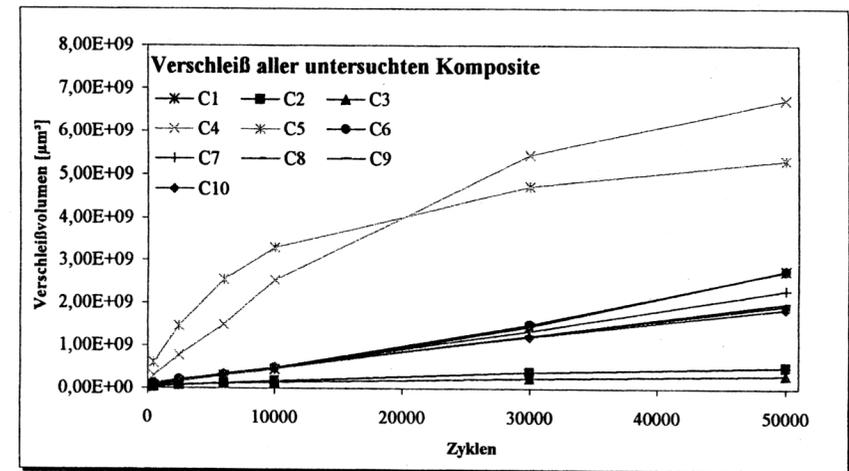


Abb. 6.1: Verschleiß aller untersuchten Komposite

Das ungünstigste Verschleißverhalten zeigen die Komposite mit den größten Füllkörpern C4 und C5 (Abb. 6.1 grün). Die Verschleißdimension der ebenfalls vorwiegend mit 1 μm -Füllkörpern gefüllten Quervernetzerkomposite (Abb. 6.1 blau) liegt im selben Bereich wie die der reinen 1 μm -Füllerkomposite ohne Quervernetzeranteil.

Zusammenfassend lässt sich feststellen, dass das Verschleißverhalten bei den untersuchten Kompositen von der Füllkörpergröße dominiert wird. Das Replika-

system mit laseroptischer Vermessung stellt in Verbindung mit der Möglichkeit des Matchings ein hochpräzises effizientes System zur In-vitro-Volumenverschleißmessung dar.

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 b).
3. *Bailey, W.F., Rice, S.L.*: Comparative sliding-wear behavior of a dental amalgam and a composite restorative as a function of contact stress. *J Dent Res* 60, 731 (1981 a).
4. *Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A.*: Masticatory function - a review of the literatur. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 2, 281 (1975 a).
5. *Bates, J.F., Stafford, G.D., Harrison, A.*: Masticatory function - a review of the literatur. 2. Speed of movement of the mandibule, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 2, 349 (1975 b).
6. *Björn, H., Lindhe, J.*: Abrasion of dentine by toothbrush and dentifrice. A methodological study. *Odontol Revy* 17, 17 (1966).
7. *Boddicker, V.S.*: Abrasion tests for artificial teeth. *J Am Dent Assoc* 35, 793 (1947).
8. *Bowden F. P., Tabor D.*: Friction and lubrication of solids, chapt.1, Oxford Univ Press, London 1950
9. *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).
10. *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 Am Dent Assoc* 54, 608 (1957).

11. *Cross, M., Douglas, W.H., Fields, R.P.:* The relationship between filler loading and particle size distribution in composite resin technology. *J Dent Res* 62, 850 (1983).
12. *Czichos, H., Habig, K.-H.:* Tribologie Handbuch, Reibung und Verschleiß, Vieweg, Braunschweig/Wiesbaden 1992.
13. *De Gee, A. J., P. Pallav, and C. L. Davidson.:* Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65, 654 (1986).
14. *DeLong, R., Douglas, W.H.:* An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Engineering* 38, 339 (1991 b).
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. *DeLong, R., Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., Pintado, M.R.:* The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1, 238 (1985 b).
17. *Derrien, G., Le Menn, G.:* Evaluation of detail reproduction for three die materials by using scanning electron microscopy and two-dimensional profilometry. *J Prosthet Dent* 74, 1-7 (1995).
18. *Douglas, W.H., Sakaguchi, R.L., DeLong, R.:* Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1, 115 (1985).
19. *Fan P. L.; Powers J. M., Marcotte M.:* In vitro accelerated ageing of composites and a sealant. *J Dent Res* 60, 1672-77 1981.
20. *Fan P. L., Powers J. M.:* In vitro wear of aged composite restorative materials. *J Dent Res* 59, 2066-2070 1980.
21. *Farracane, J. L., Condon, J. R.:* In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent Mater* 1999 (Jul), 15 (4): 262-7.
22. *Flinn R. A., Trojan P. K.:* Engineering materials and their applications. Houghton Mifflin, Boston 1959.
23. *Föhl, J., Weißenberg, T.:* Verschleißverhalten von Kunststoffen für den dentalen Anwendungsbereich. BMFT-Abschlußbericht NT/A-ZQ 022/kr-01 ZQ 022, Stuttgart 1987.
24. *Gloger, W., Häusler, G.:* Neural nets with reduced connectivity for the processing of large pictures. *Int J Opt Comp* 2, 425 (1993).
25. *Harrington, E., Jones, P.A., Fisher, S.E., Wilson, H.J.:* Toothbrush-dentifrice abrasion. A suggested standard method. *Br Dent J* 153, 135 (1982).
26. *Harrison, A., Lewis, T.T.:* The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res* 9, 341 (1975).
27. *Heath, J.R., Wilson, H.J.:* Abrasion of restorative materials by toothpaste. *J Oral Rehabil* 3, 121 (1976).
28. *Hewlett, E.R., Orro, M.E., Clark, G.T.:* Accuracy testing of three-dimensional digitizing systems. *Dent Mater* 8, 49-53 (1992).
29. *Hickel R.:* Forschungsbericht Zahnabrasion: Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steinbrucharbeitern. Schriftenreihe des Hauptverbandes der gewerblichen Genossenschaften, Sankt Augustin 1989.
30. *Jørgensen, K.D.:* In vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials. *Aust Dent J* 27, 153 (1982).
31. *Jørgensen, K.D.:* Restorative resins: abrasion vs.. mechanical properties. *Scand J Dent Res* 88, 557 (1980).
32. *Kawai, K., Isenberg, B.P., Leinfelder, K.F.:* Effect of gap dimension on composite resin cement wear. *Quintessence Int* 1, (1994 b).
33. *Kawai, K., Leinfelder, K.F.:* Effect of surface penetrating sealants on the wear rate of composite resins. *J Dent Res* 71 SI, 635, Abst. 957 (1992).

34. *Kawai, K., Suzuki, S., Torii, M., Tsuchitani, Y., Leinfelder, K.F.*: Effect of filler compositions on wear resistance of composites. *J Dent Res* 73 SI, 326, Abstr. 1794 (1994 a).
35. *Krejci, I., Albertoni, M., Lutz, F.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1164 (1990 b).
36. *Krejci, I., Heinzmann, J.L., Lutz, F.*: Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1285 (1990 d).
37. *Krejci, I., Lutz, F.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1445 (1990 c).
38. *Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953 (1990a).
39. *Krejci, I.*: Zahnfarbene Restaurationen - Qualität, Potential und Indikationen. Hanser, München 1992.
40. *Kunzelmann K.-H.*: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. Shaker, Aachen 1997.
41. *Kunzelmann, K.-H., Neugebauer, P., Stockinger, F., Hickel, R.*: Die Oberflächenvermessung von Zähnen mittels Lasertriangulation. Posterpräsentation bei der Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK, Mainz (1991).
42. *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).
43. *Leinfelder K.F.*: Wear patterns and rates of posterior composite resins. *Int Dent J* 37, 152 (1987).
44. *Leinfelder, K.F., Beaudreau, R.W., Mazer, R.B.*: An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 20, 755 (1989).
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. *Lutz, F., Imfeld, T., Phillips RW.*: P-10 – Its potential as a posterior composite. *Dent Mater* 1, 61-65 (1985).
47. *Lutz, F., Phillips, R. W., Roulet, J. F., Setcos, J. C.*: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res* 63, 914 (1984).
48. *Lutz, F.*: Beiträge zur Entwicklung von Seitenzahnkompositen. KAR PAR PZM, Zürich 1980.
49. *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)
50. *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmessgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 23 (1996b).
51. *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 (1996a).
52. *Mehl, A., Kunzelmann, K.-H., Petschelt, A., Hickel, R.*: Highly accurate 3D-data acquisition with a light sectioning laser sensor. *J Dent Res* 72 SI, 344, Abstr. 1926 (1993).
53. *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).
54. *Meier, Ch., Lutz, F.*: Verschleißmessungen in vitro an okklusalen Komposit- und Amalgamfüllungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 33, 617-622 (1978).

55. *Pallav, P., De Gee, 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, 56 (1993).
56. *Pelka, M., Krämer, N., Kunzelmann, K.H.*: Messfehler bei der 3D-Erfassung von Oberflächen durch mechanische Profilometrie. *Dtsch Zahnarzt Z* 50, 725 (1995).
57. *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).
58. *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).
59. *Powers J. M., Fan P. L.*: Erosion of composite resins. *J Dent Res* 59, 815-919 (1980).
60. *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).
61. *Powers, J.M., Craig, R.G.*: Wear of Fluorapatite Single Crystals: III. Classification of Surface Failure. *J Dent Res* 51, 611 (1972 c).
62. *Powers, J.M., Craig, R.G.*: Wear of fluorapatite single crystals: I. A method for quantitative evaluation of wear. *J Dent Res* 51, 168 (1972 a).
63. *Powers, J.M., Craig, R.G.*: Wear of Fluorapatite Single Crystals: II. Frictional Behavior. *J Dent Res* 51, 605 (1972 b).
64. *Powers, J.M., Ryan, M.D., Hosking, D.J., Goldberg, A.J.*: Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. *J Dent Res* 62, 1089 (1983).
65. *Press, W. H., Flannery, B.P., Teukolsky, S.A., Vetterling, W.T.*: Numerical recipes in C. 1st ed. Cambridge: Cambridge University Press, 309-323 (1988).
66. *Rice, S.L., Bailey, W.F., Roto, M., Wayne, S.F.*: Wear behavior of a composite restorative and various styli in sliding contact. *J Dent Res* 63, 932 (1984 a).
67. *Rice, S.L., Bailey, W.F., Wayne, S.F., Burns, J.A.*: Comparative in vitro sliding-wear study of conventional, microfilled, and light-cured composite restoratives. *J Dent Res* 63, 1173 (1984 b).
68. *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).
69. *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).
70. *Roulet, J. F.*: Degradation of dental polymers. Karger, München, 1987.
71. *Roulet, J. F.*: Die Abrasion von Kompositen. *SSO Schw Monatsschr. Zahnheilkd.* 86, 413 (1976).
72. *Sakaguchi, R.L., Douglas, W.H., DeLong, R., Pintado, M.R.*: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 2, 235 (1986).
73. *Sarrett, D. C.*: Wear behavior of dental composite restorative materials. Master Thesis, University of Florida, 1988.
74. *Sarrett, D.C., Söderholm, K.J., Batich, C.D.*: Water and abrasive effects on three-body wear of composites. *J Dent Res* 70, 1074 (1991).
75. *Slack, J.C., Douglas, W.H., Tranter, T.C.*: The abrasion behaviour of some dental materials: a laboratory investigation. *J Dent* 6, 233 (1978).
76. *Sobota, M.*: In-Vitro-Verschleiß von experimentellen Kompositen unter Variation des Füllkörperanteils, der Füllkörpergrößen und des Gegenkörpers. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München 2001.
77. *Suh, N. P.*: Tribophysics. Prentice-Hall, New Jersey 1986.

78. *van Dijken, J.W., Ruyter, I.E.:* Surface characteristics of posterior composites after polishing and toothbrushing. Acta Odontol Scand 45, 337 (1987).
79. *Wassell, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.:* A two-body frictional wear test. J Dent Res 73, 1546 (1994a).
80. *Wassell, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.:* Wear characteristics in a two-body wear test. Dent Mater 10, 269 (1994 b).
81. *Zum Gahr, K.-H.:* Microstructure and wear of materials. Elsevier, Amsterdam 1987.

8 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. 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.

Herrn Prof. Dr. R. Hickel, in dessen Klinik ich in einem sehr angenehmen und positiven Arbeitsklima als wissenschaftlicher Mitarbeiter tätig sein durfte, möchte ich herzlich für die Möglichkeit zur Nutzung der Infrastruktur der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München danken.

Bei der Versuchsdurchführung und den Messungen hat mich Herr Benjamin Jelen tatkräftig unterstützt. Herr Wolfram Gloger zeigte sich stets am Feedback aus unserer Anwendung interessiert und erleichterte uns die computergestützte Auswertung durch die Implementierung zusätzlicher Funktionen in der Software Match 3D. Ihnen sei ebenso wie Herrn Priv. Doz. Dr. Albert Mehl, Herrn Dr. Hans-Peter Flessa und Herrn Thomas Obermeier, die mich bei der Arbeit mit dem Lasersensor unterstützten, vielmals gedankt.

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.

Am meisten jedoch möchte ich meiner Familie danken. Meine Frau Dr. Heidrun Hägler und unsere beiden Kinder Anna und Laura haben mich immer liebevoll bei der Arbeit am Computer unterstützt und gaben mir die Kraft und Motivation für Fertigstellung dieser Arbeit, wenn sie auch viele Entbehrungen hinnehmen mussten.

9 Lebenslauf

Name: Georg Josef Hägler
geboren am: 18. September 1965 in Weiden/Opf.
Eltern: Georg Hägler, Landwirtschaftsmeister
Anna Hägler, Hausfrau
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder
Schulbildung: 1971 bis 1975 Grundschule in Weiden-Rothenstadt
1975 bis 1984 Kepler-Gymnasium in Weiden
Grundwehrdienst: 1984 bis 1985 15-monatiger Grundwehrdienst
Studium: 1985 bis 1991 Medizinstudium in Regensburg (Vorklinik)
und München (Technische Universität)
1991 bis 1995 Zahnmedizinstudium an der LMU München
Beruf: 03/1996 bis 10/1996 wiss. Mitarbeiter an der Poliklinik für
Zahnerhaltung und Parodontologie der LMU München
11/1996 bis 04/1998 AIP an der Klinik und Poliklinik für
Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie der LMU München
05/1998 wiss. Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnerhaltung
und Parodontologie der LMU München
seit 06/1998 wiss. Mitarbeiter an der Klinik und Poliklinik
für Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie der Universität Bonn
seit 27.06.2001 Facharzt für Mund-, Kiefer-, Gesichtschir-
urgie