

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie

Ludwig-Maximilians-Universität München

Direktor: Prof. Reinhard Hickel

**„Einfluß experimenteller Parametervariationen am Kausimulator
auf das in vitro Verschleißverhalten dentaler Komposite“**

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

vorgelegt von
Peter Philipp Scheufele
München
2000

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichtersteller: Priv.-Doz. Dr. K.-H. Kunzelmann

Mitberichtersteller: Prof. Dr. Dr. h.c. W. Gernet
Prof. Dr. I. Rudzki-Janson

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

Tag der mündlichen

Prüfung: 18.04.2000

Inhaltsverzeichnis:

1. Einleitung	2
2. Literaturübersicht	3
2.1 Klassifikation von In-vitro-Verschleißsimulationen	3
2.2 Übersicht über die Entwicklung von Zwei-Körper-Abriebsimulatoren zur Simulation okklusaler Belastungen (Kausimulatoren).....	4
2.3 Der Kausimulator „Münchner Modell“	24
2.4 Zeitlicher Verlauf und Lastabhängigkeit des Verschleißes dentaler Füllungsmaterialien	27
2.5 Ziel der Studie	28
3. Material und Methode	29
3.1 Überlegungen zur Auswahl der Gegenkörper	29
3.2 Herstellung der Proben	31
3.3 Herstellung der Antagonisten	32
3.4 Beschreibung der 3D-Meßsysteme zur Verschleißquantifizierung	34
3.4.1 Profilometrische Probenabtastung	34
3.4.2 Probenvermessung im Lasersensor	35
3.5 REM-Analyse der Verschleißspuren	35
3.6 Versuchsdurchführung	36
3.6.1 Gegenkörpervariation	36
3.6.2 Kraftvariationsversuche	38
3.6.3 Qualitative und quantitative Verschleißbestimmung der Gegenkörper	40
4. Ergebnisse	42
4.1 Gegenkörpervariation	42
4.2 Lastkraftvariation	46
4.3 Verschleißbestimmung der Gegenkörper	48
4.4 Zeitlicher Verlauf von Material- und Gegenkörperverschleiß	54
4.5 REM-Analyse der Verschleißspuren	58
5. Diskussion und Zusammenfassung	65
5.1 Gegenkörpervariation	65
5.2 Mikromorphologie des Verschleißes	67
5.3 Lastkraftvariation	72
5.4 Verschleiß der Antagonisten	76
5.5 Zeitlicher Verlauf von Material und Gegenkörperverschleiß	78
6. Schlußfolgerung und Zusammenfassung	80
7. Literaturverzeichnis	87
8. Danksagung	95
9. Lebenslauf	96

1. Einleitung

Die Zahnheilkunde erlebt derzeit auf dem Gebiet der Materialentwicklung für Zahnerhaltung und Zahnersatz den größten Umbruch ihrer Geschichte. Im Fokus des öffentlichen Interesses steht dabei die Suche nach einem Material, das Ästhetik, Funktionalität und Stabilität mit einfacher Verarbeitung und niedrigen Kosten verbindet.

In immer geringeren Zeitabständen werden von der Industrie neuentwickelte Restaurationsmaterialien vorgestellt, für die mit verbesserter, „schmelzähnlichem“ oder „amalgamähnlichem“ Verschleißverhalten geworben wird. Klinische Studien, die solche Aussagen belegen könnten, stehen jedoch meistens aus, da es quantitativ und finanziell nicht möglich wäre, alle angebotenen Materialien einzeln klinisch zu evaluieren. Trotz einem hohen Aufwand und langen Evaluationsintervallen, liefern die klinisch gewonnenen Daten aufgrund hoher Standardabweichungen (Meier und Lutz 1979, Lambrechts 1983, Lutz et al. 1984, Kunzelmann 1998) oft nur wenig befriedigende Ergebnisse. Da die Kaukräfte und die Fläche des okklusalen Kontaktes von Füllmaterial und antagonistischem Schmelz (Bailey et al. 1981, Harrison und Moores 1985) als entscheidende Faktoren für den Verschleiß in vivo zudem nicht standardisierbar sind, wird die Aussagekraft solcher Studien ebenfalls eingeschränkt. Um aber ein schnelles Screening experimenteller Werkstoffe und einen objektiven Vergleich kommerzieller Füllungsmaterialien miteinander zu ermöglichen, ergibt sich daher die Notwendigkeit, geeignete Verfahren zu entwickeln, die das Verschleißverhalten dentaler Werkstoffe in vitro simulieren.

Die Entwicklung von In-vitro-Simulatoren greift dabei klinische Untersuchungsergebnisse zum Verschleißverhalten dentaler Füllungswerkstoffe auf. Bei der Analyse belasteter Füllungen in vivo läßt sich der Gesamtverschleiß anteilig in Areale mit okklusaler Belastung (OCA=occlusal contact areas) sowie in kontaktfreie Areale (CFA=contact free areas) differenzieren, wobei der Füllungsverschleiß, gemessen als vertikaler Substanzverlust, in den OCA-Bereichen seine größten Werte erreicht. (Maier und Lutz 1979, Lutz 1984, Roulet 1987)

Zur In-vitro-Simulation des Füllungsverschleißes ergeben sich analog dazu die Möglichkeiten, CFA- und OCA- Verschleiß gemeinsam in aufwendigen Simulatoren zu untersuchen, oder CFA- und OCA-Verschleiß als Teilaspekte des Gesamtverschleißes in getrennten, und damit vereinfachten Simulationen zu untersuchen. Zu diesem Thema existieren in der Literatur zahlreiche Publikationen, in denen die verschiedene Ansätze hierzu zum Teil kontrovers diskutiert werden; in einer tabellarischen Übersicht über In-vitro-Verschleißtests in den vergangenen 20 Jahren zählt Krejci (1992 a) über 100 verschiedene Publikationen zu Verschleißsimulationen unterschiedlichen Funktionsprinzips und Versuchsbedingungen auf.

2. Literaturübersicht

2.1 Klassifikation von In-vitro-Verschleißsimulationen

Um die verschiedenen Testmethodiken untereinander vergleichen zu können, ist es notwendig, gemeinsame Eigenschaften auszuwählen anhand derer eine Klassifikation untereinander möglich ist. Eine von McCabe (1981) vorgeschlagene Einteilung von Verschleißtests in Simulations-, Teil-Simulations-, Nicht-Simulationstests sowie in einfache Untersuchungsmethodiken ist dazu wenig hilfreich, da sich keine aktuelle Methodik derzeit als vollständige Simulation bezeichnen kann und einfache Untersuchungsmethoden ebenfalls als Nicht-Simulationen einzustufen sind. Einen Vorteil bietet diese Einteilung nur in der Vermittlung des angestrebten Realitätsgrades der Simulation, allerdings bleibt dies ein subjektiver Parameter. Durchgesetzt hat sich jedoch die Einteilung des Deutschen Institutes für Standardisierung und Normierung (DIN 1979). Diese Klassifikation orientiert sich an der Zahl der am Verschleißvorgang beteiligten Tribopartner. Verschleißvorgänge zweier Festkörper infolge einer Relativbewegung werden darin als Zwei-Körper-Abrieb (two-body-wear) definiert, Verschleiß infolge eingeschlossener Partikel zwischen den Oberflächen zweier Festkörper in Relativbewegung analog als Drei-Körper-Abrieb (three-body-wear).

Um innerhalb dieser Klassifikationen Ergebnisse richtig interpretieren zu können, empfiehlt Czichos (1992) alle wichtigen variablen Parameter anzugeben, welche die Verschleißsimulation kennzeichnen.

Als solche Parameter gelten:

1. Die Struktur des Tribosystems - Verwendete Materialien, Antagonisten, Umgebungsmedium etc.
2. Die Belastungsvariablen - Lastkraft, -dynamik, Temperatur, Belastungsdauer etc.
3. Durch den Belastungsvorgang induzierte Änderungen des Tribosystemkomponenten -tribomechanische Initiation eines Drei-Körper-Abriebs durch eingeschleuste Abriebpartikel, tribochemische Veränderung durch den pH-Wert etc.

2.2 Übersicht über die Entwicklung von Zwei-Körper-Abriebsimulatoren zur Simulation okklusaler Belastungen (Kausimulatoren)

Mit der Konstruktion erster Geräte zur Verschleißprüfung dentaler Werkstoffe unter okklusalem Kontakt wurde bereits in den 40er Jahren dieses Jahrhunderts als Folge der Entdeckung und Entwicklung neuartiger Werkstoffe (Cr-Co-Legierungen, Dentalkeramik, Kunststoffprothesenzähne) und Herstellungsverfahren für die prothetische Rehabilitation begonnen. Simulatoren der „ersten Stunde“ leiten sich, wie z.B. die Prüfanordnung von Boddicker (1947) von Artikulatoren ab. Mit ersten kommerziell verfügbaren Geräten zur Verschleißprüfung mit einem Reibrad (Tabor-Abrador) beginnt ab den 50er Jahren die Forschung mit standardisierten Prüfgeräten (Slack 1949). Der Tabor-Abrador besteht aus zwei mit Schleifpapier bezogenen und per Motor angetriebenen Reibrädern, die durch ihre Gewichtskraft auf die Materialproben in einem Probenhalter angepreßt werden. Dieses Design wurde von verschiedenen Forschergruppen weitgehend unverändert übernommen (Mc Cabe und Smith 1981). In den späten 50er Jahren beginnt Cornell mit der Entwicklung einer Verschleißsimulation, die sich durch besondere klinische Relevanz auszeichnen soll.

Das Anforderungsprofil, das er an seine Simulation stellt, hat bis heute nichts an seiner Gültigkeit verloren: (Cornell 1957)

1. Das Testverfahren sollte sich so nahe wie möglich an den klinischen Bedingungen orientieren
2. Die Ergebnisse sollten mit klinischen Daten übereinstimmen
3. Das Verschleißmuster sollte dem klinischen Bild entsprechen
4. Die Bearbeitung der Proben sollte analog zu klinischen Bedingungen erfolgen
5. Der Belastung sollte ohne oder mit sehr feinem Abrasivmedium durchgeführt werden
6. Der Test sollte zügig durchführbar sein
7. Der Test sollte eine statistisch ausreichende Fallprüfung der einzelnen Werkstoffe ermöglichen

Die von Cornell konzipierte Versuchsanordnung entspricht einer zyklischen freien Abgleitbewegung eines Schmelzantagonisten nach initialer Impulsbelastung (90 Zyklen/min, 5 N Lastkraft) in die zentrale Fossa eines Gegenzahnes. Eine Belastung ist sowohl unter Wasser wie unter verschiedenen Abrasivmedien möglich, die Bestimmung des Verschleißvolumens erfolgt gravimetrisch.

Das Konzept einer möglichst naturgetreuen Simulation des Kauzykluses wird von Harrison (1975) aufgegriffen, als deren Grundlage die von Bates (1975 a, b) veröffentlichten Analysen zum Kauzyklus dienen. Seine Verschleißsimulation kann als echter „Kausimulator“ bezeichnet werden, da damit das Belastungsmuster eines menschlichen Kauzyklus mit guter Näherung generiert werden kann: Zu einer intermittierenden (70 Zyklen/min 0,2 s Dauer) vertikalen Belastung wird die Materialprobe mit einer konstanten horizontalen Bewegung eine Strecke von 1,0 mm über den Antagonisten geführt. Als Alternativen zu Flüssigkeiten können abrasive Suspensionen als Umgebungsmedium gewählt werden. Die vertikale Lastkraft kann im Bereich von 0,03 - 0,625 MPa durch Gewichte eingestellt werden. Der Kontakt zwischen der Materialprobe (Pin) und dem Antagonistenmaterial wird in einer

langsam oszillierenden Bewegung (0,01 Hz) mit einer 8 mm-Amplitude auf 16 mm verteilt. Diese offensichtliche Abweichung vom realen Kauzyklus ist notwendig, da neben Perspex auch SiC-Schleifpapier als Antagonistenmaterial Verwendung findet. Da der Kausimulator über 10 Prüfstände verfügt, können in kurzer Zeit große Datenmengen gewonnen werden.

Bei Belastung von Porzellan, Amalgam, Nylon und Acryl auf einer Perspex-Platte konnten Harrison und Lewis (1975) eine lineare Zunahme des Verschleißes während der 1.210.000 Zyklen beobachten. Als Umgebungsmedium wurde eine Wasser/Lactosesuspension verwendet. Untersuchungen an zwei verschiedenen Kompositen und einem ungefüllten Kunststoff zu einer vermuteten Abhängigkeit zwischen Härte und Zugfestigkeit und dem Verschleiß der Komposite gegen SiC-Schleifpapier ergaben jedoch keinen Zusammenhang (Harrison 1976). In weiteren Versuchen wurden Amalgamproben unterschiedlicher Kondensation gegen SiC-Schleifpapier (Harrison 1977) sowie das Verschleißverhalten verschiedener Keramiken und Acrylkunststoffe als Pin und Antagonistenmaterialien in verschiedenen Abrasivmedien untersucht (Harrison 1978). Bei Belastung verschiedener Komposite unterschiedlicher Füllkörper und Füllungsgrades gegen SiC-Schleifpapier, entdeckt Draughn (1978) einen Zusammenhang zwischen der Mikrostruktur von Kompositen und der Höhe des Verschleißes. Als dominierend für den Verschleiß zeigen sich Härte und Volumenanteil der Füllkörper, wohingegen der Einfluß der Matrixstruktur von untergeordneter Bedeutung ist; die Verschleißbeständigkeit von Kompositen nimmt mit der Konzentration großer, harter Füllkörper zu, ein beschleunigter Verschleiß wird für Füllkörpergrößen in der Dimension des verwendeten Abrasives festgestellt. Bei Variation der Lastkraft wird für das Lastintervall von 0,25 – 1,3 MPa eine lineare Verschleißzunahme beobachtet. Bei weiter steigender Lasteinleitung nimmt der Verschleiß des konventionellen Komposits zu, während die Verschleißrate des mikrogefüllten Komposits und des ungefüllten Kunststoffes abnimmt. Die Beobachtung einer erhöhten Verschleißbeständigkeit für Komposite mit großen, harten Füllkörpern wird von Embong (1987) bei Belastung verschiedener Pin/Antagonisten-Variationen aus Rinderschmelz und Komposit-Materialien bestätigt.

Die Idee zur Klärung komplexer Verschleißvorgänge einzelne Simulationen anteiliger Teilaspekte zu wählen, wurde von der Arbeitsgruppe um Craig und Powers realisiert. Neben Untersuchungen zur Bestimmung des Substanzverlustes mit dem Taber-Abrador (Tillitson 1971) und SiC-Schleifpapier/ Pin-Simulatoren (Powers 1974, Roberts 1977, Fan 1979) werden Anordnungen zur Bestimmung des dynamischen Reibungskoeffizienten sowie Scratch-Tests zur Untersuchung der Versagenscharakteristika von Testmaterialien beschrieben. Zur Simulation künstlicher Materialalterung wird eine Bewitterungskammer verwendet (Powers 1980, Fan 1980) Die von Powers (1974) verwendete Verschleißsimulation stellt eine einfache Konstruktion dar, bei der ein Prüfmaterialzylinder mit einer Lastkraft von 0,18 MPa auf einem darunter bewegten, mit SiC-Schleifpapier (600 grit) bespanntem Gegenkörper belastet wird. Die Relativbewegung erfolgt dabei unter ständiger Wasserkühlung mit einer Geschwindigkeit von 0,25 cm/s, wobei im gesamten Versuchsverlauf eine Strecke von 1016 cm zurückgelegt wird. Durch ein spezielles Bewegungsmuster des Abrasivträgers werden dabei Überlagerungen einzelner Abriebspuren auf dem Schleifpapier verhindert.

Zur Simulation werkstoffcharakteristischen Versagens entwickelt Powers (1972a) einen Scratch-Test, bei dem nach einfacher oder mehrfacher Ritzung von Materialoberflächen mit Diamantnadeln verschiedener Radien und Öffnungswinkeln, eine Differenzierung in Duktil- oder Sprödvorsagenscharakter anhand der resultierenden Ritzspuren möglich ist. In Folgeuntersuchungen werden Versuche mit unterschiedlichen Belastungskräften durchgeführt, um nähere Erkenntnisse zu den Vorgängen während der Übergangsphase von duktilem zu sprödem Versagen zu gewinnen (Powers 1972c)

Auf Basis einer hydraulischen Fräsmaschine wird eine Versuchsanordnung zur Bestimmung des dynamischen Reibungskoeffizienten beschrieben, bei der mit Drehkörpern aus Rinderschmelz und Amalgam auf verschiedenen Gegenkörpermaterialien experimentiert wird.

Bei Verwendung von Rinderschmelz bleibt die Variation der Vorschubgeschwindigkeit ohne Einfluß auf den Reibungskoeffizienten, wobei mit steigender Geschwin-

digkeit eine Verringerung der Meßwertstreuung beobachtet wird. Eine Zunahme des Reibungskoeffizienten läßt sich hingegen bei Belastung verschiedener Materialien mit halbkugelförmigen Amalgam-Gegenkörpern in Abhängigkeit der steigenden Belastungsdauer innerhalb eines Initialintervalls von 30 Zyklen feststellen. Ab diesem Punkt kann keine weitere Lastabhängigkeit beobachtet werden, was auf die Funktion von Amalgambriebpartikeln als Gleitmittel („Solid lubricant“) zurückgeführt wird (Tillitson 1971).

Der Einfluß von Wasser als Zwischenmedium wird von Koran (1972) untersucht. Bei Belastungsversuchen unter Wasser stellt er generell erhöhte Werte bei den Reibungskoeffizienten fest. (Powers 1980, Fan 1980)

Eine künstliche Alterung von Materialproben wird in einer Bewitterungskammer simuliert. Bei einer Temperatur von 43° C und 90 % Luftfeuchtigkeit werden die Proben 900 Stunden lang dem Licht einer 2500-W-Xenonlampe ausgesetzt, zusätzlich erfolgt eine Intervallberegung mit Wasser. Bei den untersuchten Kompositmaterialien wirken sich die Bewitterungsmechanismen in unterschiedlichem Maße aus, wobei an chemisch härtenden Kompositen generell stärkere Veränderungen auftreten als bei photopolymerisierenden. Eine Oberflächenanalyse der Proben zeigt in ihrer Tiefenausprägung materialabhängig differierende Oberflächenschichten, in der eine vermehrte Ribbildung und Matrixsprünge auffällig sind. Die Vorschädigung der Oberfläche fördert den Verschleiß, so daß schon bei geringerer Last ein größerer Materialabtrag möglich ist.

In den Hauptversuchen mit dem SiC-Abrasiv-Verschleißsimulator werden verschiedene Komposite und Matrixkunststoffe getestet. Dabei erweisen sich Komposite mit Quarzfüllkörpern hinsichtlich der Verschleißresistenz den Aluminium- oder Lithium-gefüllten Kompositen überlegen. Dieses Ergebnis wird neben der verschiedenen Härte auf die unterschiedliche Silanisierbarkeit der Füllkörper zurückgeführt, wobei die Verschleißresistenz mit dem Grad der Silanisierung der Füllkörper zunimmt. Weiter wird eine Zunahme des Verschleißes in Abhängigkeit steigenden Vernetzungsgrades der Kompositmatrices beobachtet. Powers (1974, 1976 b) leitet daraus die Hypothese ab, daß ein Komposit mit einer zähen Matrix und harten,

silanisierten Füllkörpern die höchste Verschleißfestigkeit aufweisen müßte. In später durchgeführten Scratch-Tests kann jedoch keine Abhängigkeit von der Füllkörperhärte gefunden werden (Powers 1976 b). Er weist allerdings auf die Bedeutung der Härte und Größe der Füllkörper hinsichtlich einer möglichen Antagonistenschädigung hin.

In seinen Untersuchungen zum Verschleiß dentaler Werkstoffe kehrt Powell (1975) zurück zu dem von Cornell (1957) formuliertem Konzept, den menschlichen Kauzyklus so exakt wie möglich nachzuvollziehen. Seine Wahl von Schmelzkörpern als Antagonistenform gründet sich auf die Erkenntnisse von Phillips (1971), wonach auch in vivo im häufigsten Fall Schmelz den antagonistischen Kontakt zu Füllungen bildet. Gemäß den damals vorherrschenden Okklusionskonzepten ermöglicht seine Versuchsanordnung zwei Arten okklusaler Kontakte: Gleitbewegungen (analog einer Eckzahnführung) und eine Kombination aus Impulsbelastung und minimaler Gleitbewegung bei zentrischen Stops. Für seine Simulation verwendet er eine in der Tribologie übliche Pin-on-Block-Variante, wobei er explizit auf die Problematik hinweist, die Antagonisten-Pins parallel zu den Proben-Oberflächen auszurichten. In seiner klassischen Pin-on-Block-Anordnung wird einer Gleitbewegung mit einer lateralen Amplitude von 11,5 mm eine federkontrollierte Impulsbelastung überlagert, die in einer geringfügigen Abgleitbewegung resultiert. Die Länge des Hubes begründet Powell (1975) damit, eine Möglichkeit zur ausreichenden Entfernung loser Verschleißfragmente schaffen zu können. Bei geringeren Amplituden könnten Verschleißpartikel eingeklemmt und als Zwischenmedium den Verschleiß beeinflussen. Die Schmelzgegenkörper für seine Versuche werden durch Rund- und Planschleifen von Höckern der Molaren, Prämolaren und Eckzähne in eine zylindrische Grundform (Durchmesser 1,8 mm) gebracht. Da sich in Vorversuchen (Powell 1975) erweist, daß durch die Impulsbelastung (21 MPa, 250.000 Zyklen) kein meßbarer Sustanzverlust auf Amalgam oder Komposit festzustellen ist, wird diese Versuchsrichtung nicht weiter verfolgt. Um Montageungenauigkeiten bei wiederholten Vermessungen zu vermeiden, wird in getrennten Versuchen die Anzahl der Running-in-Zyklen und Lasten für die verschiedenen Werkstoffe bestimmt. Im Hauptversuch werden bei

einer Last von 10 MPa Experimente mit unterschiedlichen Relativgeschwindigkeiten zwischen Grund- und Gegenkörper (1,53 mm/s, 2,88 mm/s, 4,50 mm/s) durchgeführt, wobei sich kein signifikanter Einfluß auf den Verschleiß der Proben feststellen läßt. Powell versucht den Anspruch auf die klinische Relevanz seiner Versuchsanordnung anhand des Rankings von Amalgam- und Kompositverschleiß (zwei Werkstoffe, gleiches Ranking) zu untermauern. Bei näherer Untersuchung der Kompositbelastungsflächen konnte er neben dem Füllkörperverlust auch ein Abschleifen der Quarzfüllkörper durch die Schmelzantagonisten feststellen. Der Vergleich zwischen einem kommerziellen und experimentellen Komposit zeigt einen geringeren Verschleiß des experimentellen Komposits, das eine Matrix mit relativ höherem Elastizitätsmodul aufweist. Als Hauptverschleißmechanismus in seinem Tribosystem beobachtet er abrasiven Verschleiß, die lichtmikroskopische Auswertung der Gegenkörper weist für Amalgam zusätzlich adhäsives Verschleißverhalten aus.

Aufbauend auf den Erfahrungen mit der Pin-on-block-Simulation entwickelt Powell eine Pin-on-disk-Simulation mit der vergleichbare Ergebnisse erzielt werden (Dickson 1979).

Die Versuchsanordnung der Arbeitsgruppe um Bailey und Rice (Bailey 1981 a, Rice 1981) entspricht ebenfalls einem Pin-on-disk-Arrangement, wobei die Prüfkapazität auf fünf Prüfstände erweitert wird. Als Gegenkörper wird ein Schmelzpin verwendet, der mit einer definierten Lastkraft auf eine rotierende Materialscheibe aufgespresst wird. Der zylinderförmige Schmelzantagonist wird mit Hohlbohrern aus den Höckern von Molaren gewonnen und durch Beschleifen auf einen Durchmesser von 1,5 mm standardisiert. Die Kontaktfläche des Antagonisten und die Materialproben wurden anschließend bis zu einer Rauhtiefe von 1,0 µm poliert. Die Belastung erfolgt mit einem mittleren Spurradius von 6,25 mm unter fließendem Wasser bei einer Temperatur von 37° C. Durch den konstanten Wasserfluß soll der Abtransport loser Verschleißpartikel gewährleistet werden. Die Versuchsdauer erstreckt sich über einen Zeitraum von 18 - 24 h, die Tiefe der Verschleißspur wird dabei in Intervallen von 20 min mit einem Wegaufnehmer bestimmt.

In den Versuchen erweisen sich die Variation der Oberflächenrauigkeit (Endbearbeitung des Grundkörpers mit 240 vs. 400 grit) und der Gleitgeschwindigkeit (1,6 cm/s vs 2.06 cm/s) ohne Einflußnahme auf den Verschleiß des Testkomposites (Bailey 1981 b). Eine Erhöhung der Lastkraft von 10 auf 14 MPa führte bei dem Komposit jedoch bereits nach einer kurzen Zeitspanne (0,5 h) zu einer signifikanten Steigerung der Verschleißrate, was als Änderung des Verschleißmechanismus von abrasivem Verschleiß zu ermüdungsbedingtem Verschleiß interpretiert wird. Da die klinische Belastung im Bereich von 8 bis 18 MPa angegeben wird, wird dieser Beobachtung eine große Bedeutung beigemessen. Amalgam zeigte sich im angegebenen Belastungsintervall von der Belastung unabhängig (Bailey 1981 a, Rice 1981). Bezugnehmend auf feinmechanische Untersuchungen, wonach Schwingungen des Versuchsaufbaus den Verschleiß beeinflussen können, werden von Rice (1982) die Einspannlängen des Schmelzpins (1, 2, 3 und 4 mm) systematisch variiert, wobei sich mit zunehmender Pinlänge die Möglichkeit zur Selbstanregung durch Stick-Slip-Vorgänge erhöhen sollte. Es zeigen sich jedoch bei den unterschiedlichen Pinlängen keine Unterschiede im Verschleißverhalten des Testmaterials, allerdings wird bei dem schwingfähigeren System (Pinlänge = 4 mm) eine erhöhte Meßwertvarianz und eine Zunahme von Randausbrüchen am Schmelzpin beobachtet. Als Empfehlung für ähnliche Simulationen wird daher abgeleitet, möglichst steife Versuchsanordnungen zu wählen.

In der Publikation von Rice (1984 a) werden alternative Konzepte zur Verwendung des umständlich herzustellenden und substanziell inhomogenen Schmelzpins geprüft. Der Vergleich von Pins aus menschlichem Schmelz, gesintertem Aluminiumoxid und Magnesiumfluorid zeigt zwischen Schmelz und Aluminiumoxid hinsichtlich der Verschleißrate keinen Unterschied. Auch im Hinblick auf die ähnliche Oberflächenmorphologie, werden Aluminiumoxid-Pins trotz der größeren Härte als Schmelz als standardisierte Alternative zu Schmelz-Pins favorisiert. Die schmelzähnlich harten Magnesiumfluorid-Pins hingegen erwiesen sich aufgrund zu hoher Wasserlöslichkeit nicht als echte Alternative. Der Vergleich verschiedener Komposite in der Pin-on-disk-Simulation zeigt eine signifikant höhere Verschleißfestigkeit von Mikrofüller-

kompositen im Vergleich zu konventionellen Kompositen und eine geringere Verschleißrate lichthärtender Komposite im Vergleich zu chemisch härtenden Kompositen, die mit den unterschiedlichen Oberflächenrauigkeiten nach der Politur nicht zu erklären ist. (Rice 1984 b).

Die Arbeitsgruppe McKinney und Wu (McKinney 1982) vom National Bureau of Standards greift die Pin-on-disk-Grundkonzeption von Bailey auf. (Bailey 1981 a). In seinen Versuchen experimentiert McKinney (1982) neben Schmelz-, Durapatit- und Saphir-Pins mit Stahlanatagonisten.

Während der Belastungsdauer wird ein Wechsel des Verschleißmechanismus zu beobachtet, wobei bei höheren Zyklenzahlen ein Ermüdungsmechanismus durch Schadensakkumulation unter der Oberfläche einsetzt, der zu einem starken Anstieg der Verschleißrate führte.

Eine von McKinney durchgeführte Lastvariation im Bereich von 2,5 - 20 MPa zeigt, daß bei höheren Lasten ein früheres Einsetzen des beobachteten Materialermüdungseffektes festzustellen ist. Die Gegenkörpervariation zeigt, daß bei den harten Pin-Alternativen primär die Füllkörper poliert werden und erst bei höheren Lasten oder sehr hohen Zyklenzahlen die beschriebenen Ermüdungserscheinungen auftreten. Für seine weiteren Untersuchungen verwendet McKinney den Stahlpin, den er wegen seiner konstanten Qualität und einer allgemein zeitverkürzenden Versuchsdauer als Alternative favorisiert. Die Einflußnahme organischer Lösungsmittel auf den Verschleiß von Kompositen wird von Wu (1982) und später von McKinney (1985) überprüft. Es zeigt sich, daß die getesteten "food-simulating-liquids" sowohl die Verschleißraten wie auch die Knoop-Härteprofile negativ beeinflussen können, wobei starke Abhängigkeiten von der organischen Kompositmatrix und dem Polymerisationsverfahren bestehen. McKinney (1985) erwähnt jedoch, daß der Einfluß der Lösungsmittel bei höher vernetzten Matrices zunehmend an Bedeutung verliert.

Im Gegensatz zu dem von Bailey initiierten Pin-on-disk-Konzept eines vereinfachten Tribosystems, mit dem Änderungen im Verschleißmodus schnell zu erkennen sind, konstruierte die Arbeitsgruppe um Douglas, Minnesota, eine hochentwickelte

Verschleißsimulation, die neben der exakten Simulation der Kräfte und Bewegungsabläufe des Kauzyklus sowie potentiellen Temperaturwechsel in der Mundhöhle, die Verwendung eines speichelähnlich wirkendem Zwischenmedium erlaubt (DeLong 1983).

Nach dem Vorbild von Cornell (1957), einer möglichst naturgetreuen Simulation, wird der exakten Steuerung des Kraftverlaufes und der Bewegung auf anatomisch geformten Prüfkörpern besondere Bedeutung beigemessen.

Die Generierung des Bewegungsablaufs wird von einer hydraulischen Prüfmaschine (MTS) umgesetzt. Die dreidimensionalen Abgleitbewegungen im natürlichen Gebiß können dabei innerhalb zweier Freiheitsgrade durch die Steuerung einer vertikalen und horizontalen Achse nachempfunden werden, wobei die horizontale Bewegung von einer Zwangsführung limitiert wird. Die programmierte Einleitung der Prüfkraft erfolgt durch die vertikale Achse und wird der Horizontalbewegung überlagert. Während in der Erstpublikation die Applikation eine konstanten Last beschrieben wird (DeLong 1983), wird in den Folgepublikationen ein sinusförmiger Kraftverlauf zur Lasteinleitung generiert (DeLong 1985 b, DeLong 1991 b). Der Lastbereich für den sinusförmigen Kraftverlauf wird von DeLong (1983) mit 9 – 180 N angegeben. Die maximale Arbeitsfrequenz bleibt auf 3 - 4 Hz beschränkt, die Kontaktzeit zwischen Antagonist und Materialprobe kann im Bereich zwischen 0,25 - 0,33 s variiert werden. Die Simulation der oralen Bedingungen (Wassertemperatur 37° C, Durchflußrate 18 l/min) erfolgt in einer Plexiglas-Kammer (Coffey 1985, Pintado 1990, DeLong 1991 b). Die Option, Temperaturwechsel durchzuführen, bleibt jedoch in den bisherigen Untersuchungen ungenutzt. Als interessantes Konstruktionsmerkmal der MTS-Prüfmaschine ist hervorzuheben, daß die Steuerungselemente neben der Simulation der Kaubewegung auch zur dreidimensionalen Vermessung mit volumetrischer Verschleißauswertung verwendet werden können (DeLong 1985 b). Die Belastung unter Standardbedingungen erfolgt mit einer Last von 13,35 N bei 4 Hz über 300.000 Zyklen, wobei eine Belastung von 250.000 Zyklen einem klinischen Zeitraum von einem Jahr Entsprechung finden soll (DeLong 1985 b). Die zwangsgeführte Horizontalbewegung erfolgt mit 0,82 mm, 0,7 oder 0,65 mm, wobei die

Geschwindigkeit initial konstant ist und gegen Ende des Zyklus abnimmt (DeLong 1991 b).

Abweichend von der Prämisse einer naturgetreuen Simulation des menschlichen Kauzyklus, werden die Mehrzahl der publizierten Verschleißexperimente auf scheibenförmigen Materialgrundkörpern durchgeführt (DeLong 1985 b, DeLong 1986, Schulte 1987, DeLong 1989, Pintado 1990, DeLong 1992).

In einer vergleichenden Studie zur Eignung von Amalgam-, Keramik- und Schmelzkörpern als Antagonistenform, werden bei Verwendung natürlicher Zähne die höchsten Wertestreuungen festgestellt (DeLong, 1985 b). In einer Folgepublikation zeigt Douglas (1985), daß die Änderung des Zwischenmediums von Wasser auf Vollspeichel ohne Einfluß auf den Reibungskoeffizienten bleibt. Anhand der klinischen Daten von Lambrechts (1984) wird die klinische Relevanz der Simulation belegt. In ihren Publikationen zum zeitlichen Verlauf der Verschleißentwicklung werden von DeLong (1985 b) die Simulationsergebnisse von Amalgam (Dispersalloy) und von Sakaguchi (1986) die Ergebnisse von Komposit (P10) mit den klinischen Daten von Verschleiß im Bereich okklusaler Kontakte. Nach Modellierung der Verschleißdaten mit einer linearen Regression errechnet DeLong (1985 b) zwischen den simulierten und klinischen Daten eine Korrelation von 0,938. Sakaguchi (1986) belegt auf der Grundlage des Verschleißmodells von ARCHARD (Archard 1953), daß der zeitliche Verlauf des Verschleißvolumens linear ist, während die Höhendaten einem Polynom 2. Grades folgen.

Ein neuer Ansatz bei der Entwicklung von Verschleißsimulatoren wird von Roulet (1987) eingebracht. Die Konzeption seiner Verschleißsimulation konzentriert sich hinsichtlich des Belastungsmechanik vorwiegend auf die Materialermüdung im Kontaktbereich zu einem Metallantagonisten (Cu-Ni-Zn-Legierung) infolge zyklisch-mechanischer Belastung. Die Konstruktion erlaubt mit 6 Prüfständen die gleichzeitige Belastung mehrerer Materialproben, wobei als Belastungsparameter eine Maximallast von 72,5 N und eine Frequenz von 1,6 Hz appliziert werden. Optional ist zusätzlich eine thermische Wechsellast zuschaltbar (Badtemperatur: 4 °C

bzw. 65°C). Als Prüfkörper werden standardisierte Füllungen in extrahierten natürlichen Zähnen verwendet, so daß neben der Materialermüdung auch der Füllungsverbund zur Zahnhartsubstanz geprüft werden kann. Ebenfalls neue Wege werden bei der Verschleißquantifizierung beschritten. Die Vermessung erfolgt durch dreidimensionale Oberflächenprofilometrie anhand von Replika, die vor bzw. nach Belastung mit 500.000 Zyklen von den Materialproben angefertigt werden. Die Simulationsergebnisse zeigen, daß die Ermüdungsphänomene im Kontaktbereich nach 500.000 Zyklen, ohne Thermowechsel, einem klinischen Bild nach 1,5 Jahren interkuspalter Belastung entsprechen. Die zusätzliche Applikation thermischer Belastungen hingegen führt zu uneinheitlichen Ergebnissen, die vom Autor auf mögliche Creep-Effekte zurückgeführt werden.

Die Grundkonzeption des Kausimulators von Roulet (1987) wurde von Krejci (1990 a) übernommen und nachfolgend erweitert. Im Unterschied zur alleinigen Simulation der zyklischen Ermüdungsmechanik (Roulet 1987) wird eine zusätzliche laterale Abgleitbewegung ermöglicht, die aus der beweglichen Lagerung der Materialprobe auf einem Gummipuffer resultiert, der um 15° zur Horizontalen geneigt ist. Darüber hinaus wird eine erhebliche Dämpfung des Aufsetzimpulses erreicht. Die Impulsbewegung des Antagonisten erfolgt dabei magnetbeschleunigt, die Rückstellbewegung erfolgt durch Federkraft. Die generierte Lasteinleitung wird als symmetrische Sägezahnkurve mit abgerundeter Spitze beschrieben und wird mit 100 Zyklen/min auf die Probe übertragen (0,36 s Belastung, 0,24 s Entlastung). Als maximale Prüfkraft werden 49 N angegeben. Die überlagerte Abgleitbewegung bleibt über die Elastizität des Gummipuffers auf 0,2 mm limitiert. Kunzelmann (1998) weist in diesem Zusammenhang mit FEA-Simulationen nach, daß die Abgleitbewegung des Gummipuffers, je nach Lasteinleitung, von Rotationsbewegungen überlagert ist. Genaue technische Angaben über den verwendeten Gummipuffers (z. B. Shore-Härte oder E-Modul) werden vom Autor allerdings nicht aufgeführt. Der Temperaturwechsel (5° - 55° C) ist fester Bestandteil des Prüfprotokolls und wird in Abständen von 2 min/Temperaturphase durchgeführt. Da die Shore-Härte des Gummipuffers

von der Temperatur abhängig ist, wird die postulierte Abgleitbewegung bei gleichzeitiger Thermowechselst jedoch nur bei einem Bruchteil der Lastzyklen erreicht.

Bemerkenswert ist, daß der Autor die Entscheidung zugunsten von Schmelzhöckern anstelle von Metallantagonisten als Gegenkörper anhand des Verschleißes scheibenförmiger Kompositproben (Brilliant-Lux) in einer Pin-on-Block-Simulation trifft. Als Grund dieser Wahl wird die festgestellte Differenz in der Verschleißhöhe (Schmelz > Metall) bei gleicher Verschleißrate angeführt.

Für den abflachenden Verlauf der Verschleißkurve wird eine Flächenlastverminderung durch Vergrößerung der Kontaktfläche, eine eventuelle Vorschädigung der Kompositoberfläche bei der Ausarbeitung und Veränderung der Oberflächenrauigkeit diskutiert. Running-in-Effekte während der initialen Belastungsphase oder eventuelle Creep-Effekte bei Thermowechselst (Roulet 1987) werden hingegen nicht kommentiert.

Das standardisierte In-vitro-Testverfahren wird von Krejci (1990 b) weiter ergänzt. Zur mechanischer Belastung mit 120.000 Zyklen hinzu kommen eine 24-stündige Lagerung der Materialproben in 75 %iger Ethanollösung und eine 30-minütige Zahnbürst-/Zahnpastaabrasion (2 N, elektr. Zahnbürste, kommerzielle Zahnpasta). Die Hypothese des Autors, daß die Kombination aus mechanischer, thermischer und chemischer Belastung sowie Zahnbürstsimulation dem klinischen Verschleißbild entsprechen würde, wird jedoch lediglich auf Grundlage der Verschleißuntersuchungen an drei Gruppen à sechs Scheiben eines Komposites formuliert.

Anhand der klinischen Untersuchungsergebnisse (6 Monate in vivo) von 2 Werkstoffen (Dispersalloy und D. I. 500-Inlays) wird die klinische Relevanz der Simulationswerte mit dem übereinstimmenden Ranking und der numerische Äquivalenz (t-Test pro Material) belegt, wobei die Amalgamdaten als relative Verschleißwerte angegeben werden. Als weiterer Beleg für die klinische Relevanz der Simulation wird der parabolische Verlauf der In-vitro-Verschleißdaten interpretiert.

In den Folgepublikationen wird das Prüfprotokoll auf 1.200.000 mechanische und 3.000 thermische Belastungszyklen ausgedehnt und die Belastung mit 75 %iger Ethanollösung und Zahnbürstabrasion intermittierend appliziert. Um Referenzwerte für

spätere Untersuchungen zu erarbeiten, werden systematisch Verschleißversuche mit Amalgam- und Schmelzgrundkörpern und Schmelzgegenkörpern durchgeführt (Krejci 1990 d).

Das Pin-on-block-Design wird beibehalten, indem in die Prüfkörper artifiziell plane Auflagen eingeschliffen werden. Durch diese Technik ergeben sich bei der Höhenmessung des Verschleißes, aufgrund unterschiedlicher Wegstecken bei der Abgleitbewegung für Schmelzhöcker doppelt so hohe Verschleißwerte wie für die Schmelzfossa.

Der aufgezeichnete Verlauf des Höhenverschleißes zeigt nicht-lineares Verhalten und wird auf die abnehmende Flächenpressung zurückgeführt. Der Einfluß der Belastungskraft auf den Verschleiß wird bei Krejci (1992 b) und bei Lutz (1992) in systematischen durchgeführten Lastvariationen untersucht. Als Antagonisten wurden Schmelzhöcker natürlicher Zähne bzw. standardisierte Schmelzkegelstümpfe (45° Konuswinkel, variable Fläche). Durch Variation der Kontaktflächen bei konstanter Kraft (Krejci 1992 b) bzw. durch Variation der Kraft bei konstanter Kontaktfläche (Lutz 1992) wurden Belastungen im Bereich von 6,58 - 200 MPa simuliert. Die nicht-lineare Abhängigkeit des Höhenverlustes von der Belastung bildet die Grundlage für die Argumentation, für zukünftige In-vitro-Versuche die Geometrie natürlicher Zahnhöcker als Gegenkörper nachzuempfinden (Krejci 1992 b). Kunzelmann (1998) kritisiert später in seiner Habilitationsschrift, daß Volumendaten, die nach dem Verschleißmodell von ARCHARD (Sakaguchi 1986) diese Abhängigkeit erklären würden, fehlen. Bei der Lastvariationen findet Lutz (1992) bei der Erhöhung der Flächenpressung von 19,74 MPa auf 26,32 MPa eine signifikante Zunahme der Verschleißrate. Dies steht in Übereinstimmung mit den Ergebnissen von Bailey (1981 b), der diese Beobachtung als Änderung des Verschleißmodus interpretiert hatte.

In einer Folgepublikation untersucht Krejci (1999) in systematischen Versuchen die Arbeitshypothese, der zufolge hochstandardisierte Antagonisten in vitro ähnliche Verschleißwerte aufweisen wie natürliche Schmelzhöcker und zugleich die Meßwertstreuung reduzieren.

Krejci kritisiert an vergleichbaren Studien, daß sich das Interesse bei Gegenkörpervariationen meist nur auf induzierten Materialverschleiß fokussiert, der Eigenverschleiß der Antagonisten jedoch häufig unberücksichtigt bleibt.

In der zitierten Studie werden als Gegenkörper nichtstandardisierte Schmelzhöcker von palatinalen Höckern kariesfreier Oberkiefermolaren, 3-mm-Steatitkugeln sowie standardisierte Schmelzhöcker qualitativ wie quantitativ, anhand ihres Eigenverschleißes und des induzierten Materialverschleißes miteinander verglichen. Als Testmaterialien werden dabei Keramikgrundkörper (Cerec MK I, Vita) und ein Feinpartikelkomposit (Charisma, Kulzer, Wertheim) eingesetzt.

Die standardisierten Schmelzkegelstümpfe werden mit präzisionsgefertigten Hohlbohrern (Spitzenradius 0,6 mm) aus palatinalen Höckern von Oberkiefermolaren gewonnen und anschließend formkongruent feingeschliffen (15 µm Korngröße). Die Standardisierung auf den Spitzenradius wird mit Untersuchungen an palatinalen Höckern von Oberkiefermolaren (n = 20) begründet, wonach die Hüllkurve der Höckerform näherungsweise mit einer radialsymmetrischen Parabolform ($y = 0,001 x^2$) beschrieben werden kann, in die sich mathematisch eine Kugel mit dem Spitzenradius von 0,6 mm modellieren läßt.

Zur Verschleißquantifizierung werden die Antagonisten und Materialproben (je n = 8) vor der Belastung, sowie nach jeder Belastungsphase mit einem 3D-Lasersensor vermessen. Die Lasteinleitung erfolgt im Kausimulator unter Standardbedingungen in Form einer gerundeten Sägezahnkurve bei einer maximalen Last von 49 N mit einer Frequenz von 1,7 Hz, die horizontale Auslenkung erfolgt dabei mit einer Amplitude von 0,2 mm. Während der Belastung wird ein Thermocycling (2 + 2 min, 5° C/ 50°C) durchgeführt. Zur Vermessung wird der Belastungsvorgang nach 120.000, 240.000 und 640.000 unterbrochen und bis 1.200.000 fortgesetzt.

Die Ergebnisse zeigen qualitativ wie quantitativ deutliche Unterschiede zwischen den verschiedenen Gegenkörperformen. Die standardisierten Schmelzstümpfe verschleissen deutlich schneller als natürliche Schmelzantagonisten, was von Krejci anhand mikromorphologischer Analysen auf die fehlende aprismatische Schmelzschicht zurückgeführt wird, die durch den Präparationsvorgang entfernt wurde. Er folgert

schließlich aus der Diskrepanz zwischen den Verschleißmorphologien die Notwendigkeit der Verwendung von natürlichen Schmelzgegenkörpern für seine weiteren Verschleißversuche in vitro. Betrachtet man jedoch die, anhand der statistischen Daten der jeweiligen Verschleißwerte (Mittelwert /Standardabweichung) abzuleitenden Details zur Meßwertstreuung, so wird die Reduktion der Streuung durch die standardisierten Antagonisten eindrucksvoll belegt: (Meßwertstreuung bei Materialverschleiß: Steatitkugel: 8 % < standardisierte Schmelzantagonisten 18 % < natürliche Schmelzhöcker 24 – 47 %). In der Diskussion bleibt diese Thematik jedoch unkommentiert.

Leinfelder (1989) greift bei der Entwicklung seiner Simulationsumgebung ebenfalls eine grundlegende Konstruktion nach dem Pin-on-Block-Prinzip auf. Neben der Belastungsmechanik besteht hierbei die Möglichkeit einer simultanen thermischen Belastungsapplikation (Badtemperatur: 5° C, 65° C, Intervall: 20 min). Die als Gegenkörper verwendeten Metallantagonisten mit 2 mm Spitzenradius wirken dabei durch Federkräfte mit 55 N bei einer Arbeitsfrequenz von 1,7 Hz auf die Materialgrundkörper ein. Im Unterschied zu Roulet (1987) wird von Leinfelder (1989) zusätzlich ein Zwischenmedium in das Tribosystem eingeführt. Hierfür verwendet er zunächst eine Polyethylenfolie (Stärke: 5 µm), die nach jedem Arbeitszyklus um 1 mm weitertransportiert wird. Gründe für diese Auswahl werden in der Publikation nicht erläutert, ebenso fehlen Angaben über die Anzahl der Belastungszyklen.

Die klinische Relevanz wird auf Basis morphologischer Übereinstimmungen belegt, die zwischen den klinischen und In-vitro-Befunden festgestellt werden, wobei quantifizierende Angaben leider fehlen. Eine Weiterentwicklung des Leinfelder-Simulators wird von Kawai (1992) beschrieben. Nach dem entwickelten Protokoll erfolgt die Herstellung der Grundkörper durch Materialapplikation in Kavitäten natürlicher Zähne, die anschließend okklusal plan geschliffen werden. Die Tribokomponenten werden in Folgepublikationen verändert, jedoch ohne die Kausalität der Veränderungen anhand der Erkenntnisse der Erstpublikation zu relati-

vieren. In den weiterführenden Untersuchungen wird die Belastungsmechanik als zyklische Abfolge Rotation und Kontrarotation (30° ab Kauflächenkontakt) beschrieben, wobei eine Last von 75,6 N auf einen zylinderförmigen Kunststoff-Pin (Delrin) mit 6 mm Durchmesser eingeleitet wird. Die Belastungsdauer wird mit 400.000 Arbeitszyklen bei einer Belastungsfrequenz von 2 Hz angegeben. Als Zwischenmedium wird eine Suspension aus PMMA-Kügelchen (44 µm mittlerer Durchmesser) verwendet. Bei den untersuchten Kompositmaterialien beobachtet Kawai (1992) analog zu Roulet (1987) und Krejci (1990 a) abnehmende Verschleißraten, obwohl im Gegensatz zu den letztgenannten Autoren zylinderförmigen Antagonisten verwendet wurden. Gründe für diese Beobachtung werden nicht diskutiert, Untersuchungen zur klinischen Relevanz der vorgestellten Simulation werden nicht angeführt (Kawai 1992, Kawai 1993).

Die Simulation von Kawai (1992) wird auf eine Reihe von Fragestellungen angewandt (Suzuki 1993, 1994, Shinkai 1994 a, b, Matsumura 1994, Kawai 1994 a, b, Suzuki 1995). Kunzelmann (1998) folgert auf Grundlage der Ergebnisse von Kawai (1994 a), daß der Matrixverschleiß durch ein weiches Abrasiv, ähnlich der ACTA-Maschine, und die Ermüdung durch zyklische Belastung, die dominierenden Verschleißmechanismen darstellen.

Neue Aspekte bei der Konstruktion von Kausimulatoren werden von Condon und Ferracane (1996) eingebracht. Sie argumentieren, daß sich mit herkömmlichen Kausimulatoren zwar der attritive Verschleiß im Sinne einer 2-Körper-Verschleißsimulation nachvollzogen werden kann, eine gleichzeitige Simulation abrasiven Verschleißes jedoch nicht möglich ist. Zur simultanen Darstellung beider Verschleißmechanismen konstruieren sie einen „multi-wear“-Simulator, der die Aspekte der Verschleißsimulationen von DeLong und Douglas (1983), Suzuki und Leinfelder (1993), und DeGee und Pallav (1994) verbinden soll.

Der beschriebene OSHU-Simulator (OSHU = Oregon Health Sciences University) verfügt über 5 Prüfstände, in denen ein Schmelzantagonist (Durchmesser: 10 mm) in einer Nahrungsmittelsuspension zyklisch über den Materialgrundkörper geführt wird.

Zu Beginn der Arbeitsstrecke von 8 mm stehen Antagonist und Grundkörper unter der Last von 20 N nur über das Zwischenmedium in Kontakt und induzieren abrasiven Verschleiß. Am Ende der Bewegungsstrecke wird eine statische Last von 70 N appliziert, wodurch Agonist und Antagonist unter direktem Kontakt eine Änderung des Verschleißmodus zu lokal attritivem Verschleiß bewirken. Die Bewegungssequenz wiederholt sich während 50.000 Arbeitszyklen mit einer Frequenz von 1 Hz. Die Steuerung der Lasteinleitung erfolgt durch einen kombinierten Mechanismus von Federkraft und schiefer Ebene, der Gesamtantrieb wird servomotorisch geregelt. Zur Herstellung der Schmelzgegenkörper werden einzelne Höcker natürlicher Zähne ausgesägt, in Epoxyharz eingebettet und nach Aushärtung in eine sphärische Form mit 10 mm Durchmesser geschliffen. Die anschließende Politur wird mit SiC- (600, 1000 grit) und AlOx-Abrasiv (5 µm) durchgeführt.

Die Materialproben werden in standardisierten Formen (2,5 x 5 x 12 mm) hergestellt und mit Epoxyharz in 25 mm-Acrylringe eingebettet. Die Proben werden mit SIC-Schleifscheiben (600-1000 grit) unter Wasserkühlung plan geschliffen und mit Diamantpaste (3 µm) poliert.

Das verwendete Nahrungsabrasiv beinhaltet in wässriger Suspension (15 ml) die Kombination von Mohnsamen (3 g), PMMA-Kügelchen (1,5 g, mittlere Größe 50 µm) und wurde der Publikation von DeGee (1986) entlehnt. Die Suspension wird vor der Verwendung im Handmörser mit 100 „Schlägen“ feingerieben, und portioniert à 100 ml den Verschleißkammern beigegeben.

Zur Verschleißquantifizierung wird die Verschleißspur in 10 flächengleiche Areale eingeteilt, für die der Höhenverlust (µm) profilometrisch bestimmt wird. Der mittlere Höhenverlust von Attritions- und Abrasionszone wird damit getrennt bestimmt. Zusätzlich erfolgt eine Vermessung der antagonistischen Kontaktfläche, die anhand Gold-bespatterter Replika durch optische Analyse eines Videobildes vorgenommen wird.

In die Versuchsdurchführung wurden 11 Komposite verschiedener Füllungsklassen und ein Amalgam einbezogen. Der Vergleich der attritiven und abrasiven Verschleißwerte zeigte lediglich bei 5 Materialien signifikante Unterschiede, darunter das

Amalgam, die mikrogefüllten Komposite und zwei Feinhybride. Generell zeigte sich der abrasive Verschleiß an die Füllkörpergröße gekoppelt, wobei mit zunehmender Partikelgröße der Verschleiß von Material und Gegenkörper zunimmt; das Ranking der Materialien zeigte mit zunehmenden Abrasionswerten die Reihenfolge Amalgam < Mikrogefüllte Komposite < Feinhybride < Hybridkomposite und steht damit im Gegensatz zu den Ergebnissen von DeGee und Pallav (1994). Der Korrelationskoeffizient (R^2) zwischen den Rankingergebnissen beider Publikationen wird von den Autoren mit 0,17 angegeben, was auf das die Performance-Differenzen der Mikrofüller zurückgeführt wird. Nach Elimination der Mikrofüller verbessert sich die Korrelation (r^2) auf 0,74. Der Vergleich der Attritionswerte mit der Methodik von Suzuki und Leinfelder (1993) zeigt einen Korrelationskoeffizienten $r^2 = 0,46$.

Die klinische Relevanz wird auf der Grundlage einer klinischen Meta-Analyse von Taylor (Taylor et al. 1994) und der Morphologie der Belastungsmuster zwischen klinischen Beobachtungen und In-vitro-Befunden formuliert, in denen gute Übereinstimmungen festgestellt werden. Aus dem Vergleich mit klinischen Studien von Braem (Braem et al 1987), Freilich (Freilich et al. 1992), Leinfelder (Leinfelder et al. 1986) sowie Lundin (Lundin et al. 1990) leiten die Autoren ab, daß der In-vitro-Verschleiß von 50.000 Zyklen einem klinischen Beobachtungszeitraum von 6 Monaten - 1 Jahr vergleichbar ist.

In der Folgepublikation (Condon und Ferracane 1997) wird von den Autoren systematisch die Einflußnahme einer Variation von Belichtungsdauer, Füllungs-volumen und Silanisierungsgrad auf Material- und Gegenkörperverschleiß überprüft. Als Testmaterialien werden drei Serien ($n = 5$) experimenteller Komposite mit Füllungs-volumen zwischen 28 – 62 % und Silanisierungsgraden zwischen 20 – 100 % verwendet, die Belichtungsvariation von 9 – 40 s erfolgt am Komposit der maximalen Parameter (62 % Füllungsvolumen, 100 % Silan). Nach 50.000 Zyklen Belastung konnten an keinem Kompositmaterial signifikante Unterschiede zwischen der Quantität des attritiven und abrasiven Verschleißes festgestellt werden. Die Variation des Füllungsvolumen zeigte eine deutliche Korrelation ($r^2 = 0,88$, $p < 0,05$) zwischen abnehmendem Füllkörperanteil und der Zunahme des Materialverschleißes. Ein linearer

Anstieg der Verschleißhöhe wurde mit abnehmendem Anteil silanisierter Füllkörper beobachtet ($r^2 = 0,99$, $p < 0,05$). Der Einfluß auf den Gegenkörperverschleiß blieb gering. Eine signifikant größere antagonistische Verschleißfläche wurde lediglich für das Komposit mit dem niedrigsten Silanisierungsgrad beobachtet, das auf ein tieferes Eindringen des sphäroiden Antagonisten in das verschleißanfälliger Material zurückgeführt wird.

In der Literatur werden zahlreiche weitere Simulationsanordnungen beschrieben, wie beispielsweise von Soltész (1979), Ehrnford (1980), McCabe (1981, 1996), McLundie (1982), Kai (1986), Wassel (1994 a, b), auf die an dieser Stelle nur kurz verwiesen werden soll. Ebenfalls konnte in dieser Literaturübersicht nicht in extenso auf Simulationen eines nahrungsmittelbedingtem Verschleißes nach dem Prinzip der ACTA-Anordnung (De Gee 1986, Pallav 1988, 1989, De Gee 1990, Pallav 1993, De Gee 1994, Schnabel 1995) eingegangen werden, die sich –im Gegensatz zu den vorherig genannten Simulationen- in der dentalen Werkstoffkunde als Standardprüfanordnung etabliert hat.

2.3 Der Kausimulator „Münchener Modell“

Der Kausimulator „Münchener Modell“ (Abb. 1, Abb. 2) wurde von Kunzelmann an der Universität München in Zusammenarbeit mit der Herstellerfirma FESTO PNEUMATIC, aufbauend auf dem Basiskonzepten der Kausimulatoren „Erlangen Typ 1 und 2“ entwickelt. Eine grundlegende Beschreibung derer Entwicklung liefert Maier in seiner Dissertation (Maier 1995). Der prinzipielle Kausimulatoraufbau wird darin in vier Funktionskomponenten dargestellt: Mechanik, Pneumatik, Systemsteuerung und Thermolasteinheit.

In der Standardversion verfügt die Kausimulatormechanik über acht Prüfkammern, die den Vorgaben von Krejci (1990 a) entsprechen und zur Probenaufnahme und Versuchsbeobachtung an der Frontseite mit Plexiglasscheiben verschraubbar sind. Zur Simulation von Thermowechselnlasten verfügt jede Kammer über die entsprechenden Zu- und Abläufe zu den Thermowasserbasins. Um den Anspruch der Flexibilität gerecht zu werden, lassen sich je nach Simulationsbetrieb verschiedene Probenhalter in den Kammern montieren. Im Gegensatz zu den von Krejci (1990 a) und Maier (1995) beschriebenen Sockeln mit Dämpfungselement wurden in den folgenden Versuchen starre Probenhalter verwendet, mit denen sich die Probenträger rechtwinklig zur Achse der verwendeten Antagonisten ausrichten lassen.

Die Lasteinleitung kann pneumatisch separat sowohl in vertikaler Richtung über den Druckluftzylinder der Antagonistenstempel, wie auch horizontal über Druckzylinder auf die Gleitlager der Prüfkammern erfolgen und berücksichtigt damit die Prinzipvorschläge der Kausimulatorkonstruktion von DeLong (1983). Die Kontrolle der Kauzyklen erfolgt durch eine speicherprogrammierbare Steuerung (SPS), die über Magnetventile und Drucksensoren der einzelnen Prüfkammern eine präzise Regelung der pneumatisch eingeleiteten Kräfte ermöglicht. Ebenfalls elektronisch geregelt wird die Einleitung von Thermowechselnlasten durch Steuerung von separaten Wärme- und Kältewasserkreisläufen. Eine weitere Möglichkeit besteht in einer Wasser-Dauerbestrahlung der Probenoberflächen während des Simulationsbetriebes. Zur Reduktion störender Einflußgrößen auf die folgenden Versuche wurde jedoch keine der genau-

nten hydrodynamischen Möglichkeiten genutzt. Um verschiedenen Simulationsmöglichkeiten bezüglich des Bewegungsumfanges der Antagonisten auf der Probenoberfläche Rechnung zu ermöglichen, läßt sich die Wegstrecke der Prüfkammern durch variable Endanschläge an den Gleitlagern im Bereich von 0 – 8 mm variieren. Im Rahmen der Round-Robin-Studie des DIN-Arbeitskreises „Kontakttrieb“ wurde als Antagonist ein Degussitzylinder mit 3-mm-Durchmesser vorgeschlagen. Um sicherzustellen, daß sich die Verschleißpartikel aus dem Kontaktareal zwischen Grund und Gegenkörper lösen können, wurde eine Wegstrecke von 8 mm für die Horizontalbewegung festgelegt. Gleichzeitig wurden, durch eine pneumatisch betriebene konstante Beschleunigung der Prüfkörper, Stick-Slip- Vorgänge durch die Bewegung des Antagonisten zu minimiert. Ein weiterer Aspekt, der für die Wahl einer „langen“ Wegstrecke des Antagonisten sprach, war die Überlegung, das Creep-Verhalten des Antagonisten bei oszillierendem Betrieb durch das minimal längere Verweilen an den Umkehrpunkten gering zu halten (Kunzelmann 1998).

Als Spülflüssigkeit wurde destilliertes Wasser verwendet, welches unter Umgehung der Wasserkreisläufe des Kausimulators, zu Beginn und Ende jedes Belastungsdurchgangs manuell gefüllt und entleert wurde. Im Hinblick auf die Fragestellung erschien dieses Vorgehen zur weiteren Reduktion von Einflußgrößen auf das Tribosystem in den Prüfkammern sinnvoll und durch die relativ kurzen Zyklusintervalle möglich. Der Kausimulator „Münchener Modell“ wurde erstmals 1993 zusammen mit den Kausimulatoren anderer Universitäten und Werkstoffprüflabore für den Ringversuch des DIN-Arbeitskreises „Abriebprüfung“ des Arbeitsausschusses „D2 Künstliche Zähne“ zur Evaluation eines Normvorschlages für Kontakttriebprüfungen eingesetzt (Kunzelmann 1998) und steht der weiteren Forschung an der Klinik München zur Verfügung.

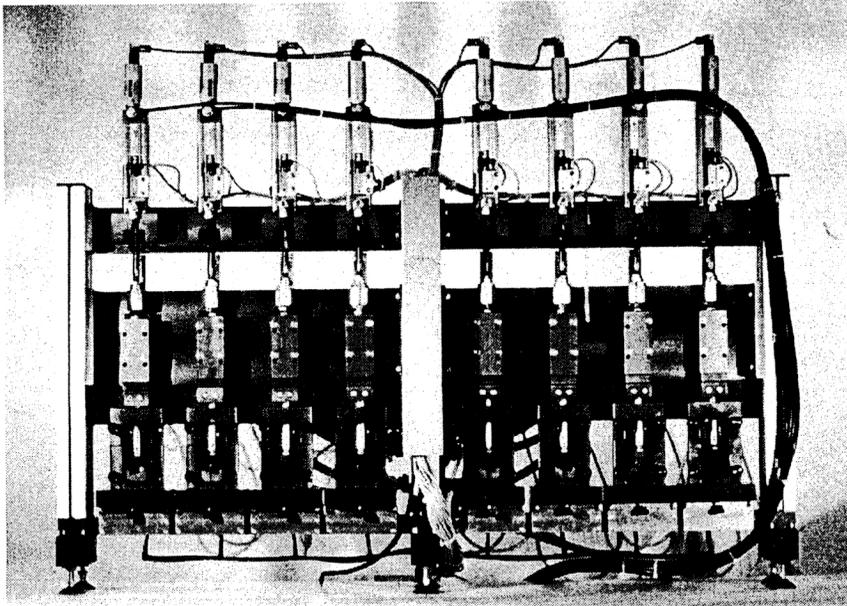
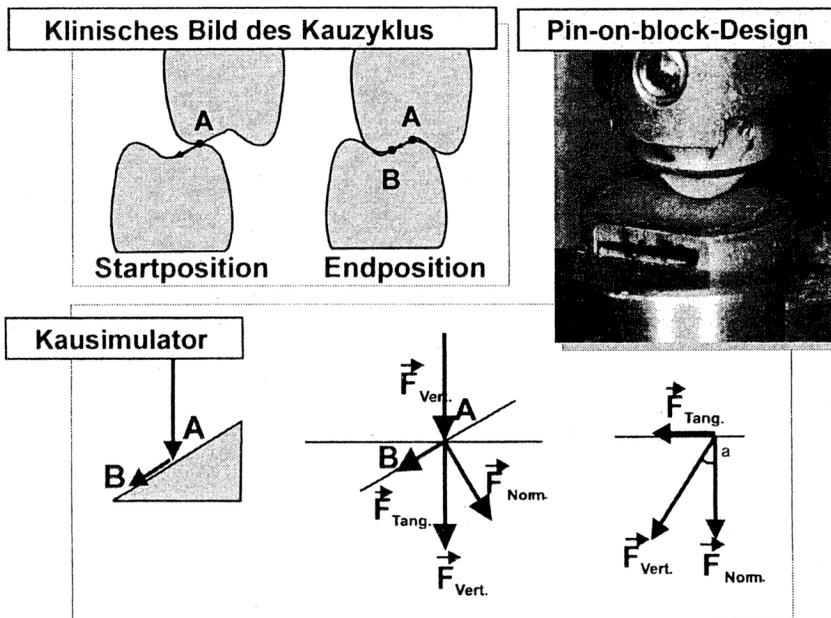


Abb. 1: Frontalansicht des Münchner Kausimulator

Abb. 2: Funktionelles Design des Kausimulators



2.4 Zeitlicher Verlauf und Lastabhängigkeit des Verschleißes dentaler Füllungsmaterialien

In der Literatur werden zahlreiche In-vitro-Versuche beschrieben, deren Ziel es sein soll, durch eine exakte Nachbildung des Kauprozesses verlässliche Aussagen über das Verschleißverhalten verschiedener dentaler Werkstoffe und deren Ranking untereinander mit klinischer Relevanz zu ermöglichen. Kritiker jedoch, wie die Arbeitsgruppe um Bailey und Rice (Bailey 1981 a b, Rice 1981) bemängeln an diesem Vorgehen, daß die Übereinstimmung weniger In-vitro-Ergebnisse mit klinischen Untersuchungen häufig im Rückschluß exemplarisch als Beleg für die Richtigkeit und Vollkommenheit der gewählten Simulation mißverstanden wird, ohne die Ursachen dafür näher zu untersuchen. Nach ihrem Ansatz unterscheiden sie daher grundsätzlich in Simulationssysteme, welche die klinische Situation nachbilden, und Systeme die der Untersuchung der zugrundeliegenden Verschleißmechanismen dienen, und fordern, den Einfluß der zahlreichen variablen Parameter der verschiedenen Simulatoren systematisch an vereinfachten Modellsystemen zu untersuchen.

Kunzelmann (1998) greift diesen Gedanken auf. Er kritisiert die Verschleißprüfung des DIN-Normvorschlages als willkürliches Parameter-Set, das den Materialvergleich anhand einer Momentaufnahme der Verschleißsituation erlaubt und folgert, daß mit dieser Momentaufnahme als Grundlage keine kausale Interpretation der zugrundeliegenden Verschleißmechanismen möglich ist.

Aus beiden Ansätzen formuliert sich die Notwendigkeit, in komplexen Simulationssystemen durch gezielte Parametervariation deren Einflüsse auf das Tribosystem zu untersuchen und dabei die beteiligten Verschleißmechanismen zu identifizieren. Ziel dieser Untersuchungen sollte es sein, aufgrund der dabei gewonnenen Erkenntnisse Vorschläge für eine sinnvolle Standardisierung von Prüfbedingungen und Prüfkomponenten zu erarbeiten, um schließlich ein Prüfprotokoll zu entwickeln, das einen objektiven Materialvergleich bei Kenntnis der beteiligten Verschleißmechanismen erlaubt.

Um den Verschleiß in verschiedenen Phasen der Belastung verfolgen und analysieren zu können, wurde für die Untersuchungen im Rahmen dieser Dissertationsarbeit der Ansatz von Krejci (1990 a) gewählt, in Verlaufsversuchen die zeitliche Abfolge von Abriebtiefe/Abrievolumen durch wiederholtes Entnehmen der Prüfkörper und Vermessen der Proben in festgelegten Intervallen zu bestimmen. Im Gegensatz zu anderen Verfahren zur Identifikation von Verschleißmechanismen, wie der Analyse der Oberflächenmorphologie oder einer Verschleißpartikelanalyse, bietet dieses Verfahren den Vorteil bei einfacher Realisierbarkeit große Datenmengen zu gewinnen. Nachteilig ist jedoch die von Powell (1975) betonte Schwierigkeit einer exakten Probenreposition in den Prüfkammern nach den Vermessungen.

2.5 Ziel der Studie

Analog zu Versuchen mit Pin-on-Disk-Verschleißsimulatoren hinsichtlich der Wahl des Gegenkörpermaterials (Rice 1984) und der Fragestellung nach der Belastungsabhängigkeit des Materialverschleißes (Bailey 1981 b, Mueller 1985, Michejew 2002) sollten mit dem Münchner Kausimulator Verlaufsversuche mit Gegenkörpervariation und Lastvariation durchgeführt werden, um den Einfluß dieser Parameter auf den Verschleiß qualitativ und quantitativ bestimmen zu können. Neben dem Abrieb der Testmaterialien sollten auch Veränderungen der Antagonistenoberflächen infolge der Verschleißvorgänge Gegenstand der Untersuchung sein. Aus den Ergebnissen dieser Studie sollte ein konkreter Vorschlag für ein festes Prüfprotokoll abgeleitet werden, auf dessen Basis der Materialverschleiß verschiedener dentaler Füllungswerkstoffe reproduzierbar und mit geringem Aufwand (geringer Stichprobenumfang, geringe Meßwertstreuung, kurze Testdauer) verglichen werden kann.

Wegen der Vielzahl der zu testenden Parametervariationen sollten mit vergleichsweise geringen Fallzahlen ($n = 8$) grundlegende Ergebnisse deskriptiv und exemplarisch dargestellt werden, und im Hinblick auf die angewandte Testmethode Grundlagen für detailliertere, weiterführende Studien entwickelt werden (Hägler 2000, Sobotta 2000, Zantner 2000).

3. Material und Methode

3.1 Überlegungen zur Auswahl der Gegenkörper

Eine naheliegende Wahl hinsichtlich Form und Material eines Antagonisten wäre sicherlich der native Schmelz menschlicher Zähne. Nicht zuletzt wegen der aufwendigen Vorbereitungstechnik zur Antagonistenherstellung, der strukturellen Inhomogenität und der individuellen Form wurde in zahlreichen Studien nach Alternativen gesucht. Wassel (1994 a, b) und Fang (1993) propagierten die Verwendung von Steatitkugelantagonisten (3 mm), deren Eignung sie mit der schmelzähnlichen Härte von Steatit begründeten. Im DIN-Ringversuch des AK „Abriebprüfung“ (1993) dagegen wurde hochverdichtete Aluminiumoxidkeramik (Degussit), ein Material mit hoher Abrasionsresistenz im Vergleich zu den Kompositestmaterialien, als Antagonistenmaterial eingeführt, um den Einfluß der Antagonistenabrasion als Parameter auszuschließen. Durch die Wahl einer zylindrischen Grundform war man der Meinung, eine lineare Geometrie mit einer konstanten Belastungsfläche und damit reproduzierbare Bedingungen erreicht zu haben. Jedoch erwies sich ein exakt paralleles Ausrichten von Antagonisten- und Probenoberfläche als unmöglich, und führte zusammen mit der von Powell (1975) angegebenen Positionierungsproblematik zum Wunsch nach einer geeigneten Alternative. Es wurde daher vorgeschlagen, alternativ zur Zylinderform eine Kugel zu wählen, die im Vergleich zum Prüfwerkstoff einen vernachlässigbaren Verschleiß aufweisen sollte (ASTM G 99-90 1990). Die Eigenschaften von nativem Schmelz als Gegenkörpermaterial werden jedoch nicht von allen Forschergruppen als negativ bewertet. Krejci (1992) hält an der Verwendung von Schmelzhöckern bzw. Schmelzkegelstümpfen als Antagonisten fest, und begründet die Entscheidung, die nicht-lineare Geometrie natürlicher Höcker als Gegenkörper nachzubilden mit der nicht-linearen Abhängigkeit des Höhenverlustes von der Belastungsdauer.

Basierend auf diesen Erkenntnissen sollte nun der Einfluß von Material und Form des Gegenkörpers auf den Verschleiß der Testmaterialien anhand standardisierter Verlaufsversuche im Kausimulator überprüft werden.

Als Gegenkörpermaterial wurde Steatit wegen des schmelzähnlichen Verschleißverhaltens, Degussit aufgrund seiner hohen Abrasionsresistenz, sowie der Schmelz natürlicher Zähne als Vergleich ausgewählt. Es sollte ein System linearer Geometrie (Zylinderform) mit nicht-linearen Grundformen (Kugelform, Höckerform) verglichen werden, wobei zur Berücksichtigung der komplexen Höckerformen in „Molarenhöcker“ und „Prämolarenhöcker“ differenziert werden sollte.

Anhand des Anforderungsprofils wurden folgende Kombinationen realisiert (Tab1):

Tab.1: Übersicht über getestete Material/Geometrie Kombinationen

	Material		
	Degussit	Steatit	Nativer Schmelz
Lineare Geometrie	Zylinderform		
Nicht-lineare Geometrie	Kugelform	Kugelform	Prämolarenhöcker Molarenhöcker

Als Gegenkörper waren Steatitkugeln (6 mm Durchmesser), Degussitkugeln (5 mm Durchmesser) und Degussitzylinder (3 mm Durchmesser) kommerziell verfügbar, als Schmelzgegenkörper wurden bukkale Schmelzhöcker von Prämolaren sowie palatinale Schmelzhöcker von Oberkiefer-Molaren verwendet.

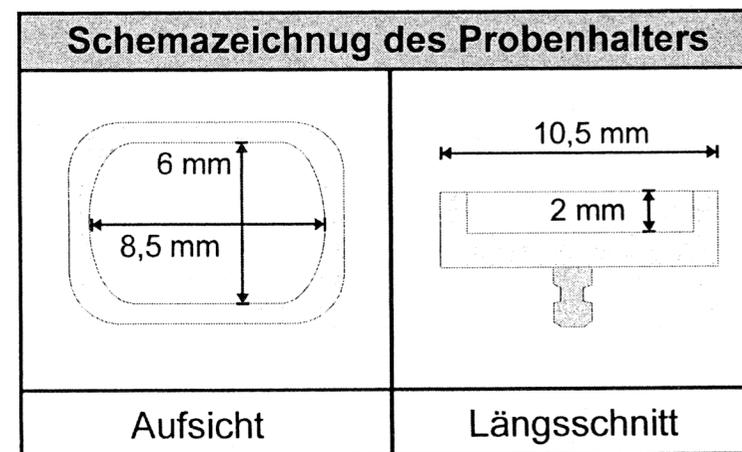
Der zeitliche Verlauf des Füllungsverleißes sollte mit den beschriebenen Gegenkörpern jeweils anhand von 3 Füllungswerkstoffen im Kausimulator überprüft werden. Stellvertretend für die jeweilige Füllkörper-Charakteristik wurde das Fein-

partikelkomposit Tetric Classic, das mikrogefüllte Komposit Heliomolar RO sowie das Hybridkomposit Estilux VS Hybrid ausgewählt.

3.2 Herstellung der Proben

Als Probenträger wurden Aluminiumhohlkörper mit einem Durchmesser von 8,5 x 6 mm und einer Tiefe von 2 mm verwendet (Abb.3). Zur kipp sicheren Befestigung weisen die Objektträger an der Unterseite einen zentralen Zapfen auf. Die Probenträger rasten formschlüssig in die gefrästen seitlichen Nuten der Probenhalter ein und werden zur Sicherung mit einer Imbusschraube am zentralen Zapfen verspannt.

Abb. 3: Schemazeichnung des verwendeten Probenhalters



Zur Vorbereitung einer Versuchsserie wurden jeweils acht Probenträger gemäß den Herstellerangaben nach dem Rocatec-Verfahren silikatisiert (Rocatecor, ESPE, Seefeld) und anschließend silanisiert (Espe-Sil, ESPE, Seefeld), um einen kraftschlüssigen Verbund mit dem einzubringenden Kompositmaterial zu erzielen.

Die Applikation der Komposite in die vorbehandelten Probenträger erfolgte einschichtig, die Kompositoberfläche wurde zur Vermeidung von Lufteinschlüssen mit einer klarsichtigen Matizenfolie komprimiert und 60 s mit einem Polymerisations-

handgerät (Translux CL, Kulzer, Wertheim) ausgehärtet. Nach Herstellung aller Proben eines Versuchsdurchgang erfolgte eine gemeinsame Nachvergütung von 90 s im Lichtofen (Dentacolor XS, Kulzer, Wertheim). Nach 24-Stunden-Lagerung in destilliertem Wasser wurden die Materialproben unter Wasserkühlung auf diamantierten SIC-Schleifscheiben in absteigender Körnung (180 - 1000 grit) plan-geschliffen und poliert. Die fertigen Proben wurden an einer Referenzstelle des Aluminiumträgers durch Gravierung mit einem Rosenbohrer nummeriert und bis zur Versuchsdurchführung 24 Stunden abgedunkelt bei 37° C in destilliertem Wasser aufbewahrt.

3.3 Herstellung der Antagonisten

Zur Herstellung der 3-mm-Degussit-Zylinder-Antagonisten wurden aus einem Degussitstab (Länge: 20 cm), acht zylindrische Pins der Länge 1 cm mit Hilfe einer diamantierten Trennscheibe abgetrennt. Als Objektträger wurden hierzu silikatisierte Probenträger verwendet. Die Pins wurden zur Hälfte der Länge in lichthärtendes Komposit eingebettet und nach Ausrichtung im Parallelometer durch Photopolymerisierung befestigt. Zur Vermeidung von Stick-Slip-Effekten wurde das freie Ende mit einem zusätzlichen Kompositkegel (Höhe max. 2 mm) umgeben. Eine anschließende Feinausrichtung erfolgte mit SiC-Schleifscheiben absteigender Körnung (180 - 1000 grit). Da eine völlige Parallelisierung jedoch nur unzulänglich möglich war, wurden die Zylinderantagonisten in Vorversuchen im Kausimulator zum Feineinschleifen auf verschiedenen Materialien eingesetzt. Neben der Oberflächenpolitur konnte in den Vorversuchen eine Abschätzung der zu erwartenden Abriebtiefe durchgeführt werden. Um vergleichbare Oberflächen zu schaffen wurden die Stirnseiten der parallelisierten Pins, gemäß dem DIN-Normvorschlag zur Antagonistenvorbehandlung vor jeder neuen Versuchsserie mit Aluminiumoxidpulver (100µ) abgestrahlt. Obwohl in allen Testserien die gleichen Degussit-Zylinderantagonisten verwendet wurden, wurden durch dieses Procedere jeweils gänzlich neue Mikrooberflächen geschaffen.

Die 6-mm-Steatitkugeln wurden mit dualhärtendem Zement (Twinlook, Kulzer, Wertheim) in formkongruente silikatisierte Aluminium-Antagonistenhalter eingepaßt. Die 5-mm-Degussitkugeln wurden mit Komposit (Tetric Classic, Vivadent, Schaan) in die gleichen Antagonistenhalterungen eingesetzt. Die Schmelzantagonisten wurden durch Aussägen aus kariesfreien, eruptierten menschlichen Oberkiefer-Zähnen gewonnen. Für die Kategorien „Molarenhöcker“ wurden dabei die mesio-palatinalen Höcker von Molaren, stellvertretend für die „Prämolarenhöcker“ bukkale Höcker von Prämolaren ausgewählt. Die Befestigung in den silikatisierten Antagonistenhaltern erfolgte mit Komposit (Tetric Classic, Vivadent, Schaan). Die Schmelzoberfläche und exponiertes Dentin im Einbettungsbereich wurde dazu vorher adhäsiv vorbehandelt (30 s Ätzung mit 37 % Phosphorsäure, Dentinadhäsiv: Syntac SC, Vivadent, Schaan).

3.4 Beschreibung der 3D-Meßsysteme zur Verschleißquantifizierung

3.4.1 Profilometrische Probenabtastung

Bis 1996 stand zur Bestimmung der Abriebtiefe ausschließlich eine mechanisch-profilometrische Abtastung der Einzelprobenoberflächen zur Verfügung. Hierzu wurde das digital gesteuerte Perthometer S3P (Perthen, Göttingen) in Verbindung mit dem Vorschubgerät PRK und dem Freitastmeßwertaufnehmer FRW 750 (Perthen, Göttingen) eingesetzt.

Die Ermittlung der Koordinaten wird dabei in vertikaler Richtung durch Steuerung der Vorschubgeschwindigkeit des Abtastarmes, in lateraler Richtung durch schrittmotorgesteuerte Positionierung (Schrittmotor LM 23, MIR, München) des Verschiebetisches PKT (Perthen, Göttingen) ermittelt. Mit dieser Gerätekonfiguration lassen sich theoretische Meßgenauigkeiten im Bereich von 1 - 1,5 μm erreichen.

Um einen praktikablen Kompromiß zwischen der Abtastdauer einer Einzelprobe und der resultierenden Datenmenge zu schließen, wurde ein 2 x 5,6 mm dimensioniertes Areal (Tastschrittabstand: 100 μm) zwischen den Wendepunkten der Verschleißspur vermessen. Für eine reproduzierbare Vermessung identischer Flächenstücke wurde die Rosenbohrer-Markierung als Positionierungshilfe für die Abtastnadel benutzt. Aus den digitalen Datensätzen wurde mit Hilfe der Matching-Software Match 3D der Verschleiß als Mittlerer Höhenverlust (μm) {entspricht: Normiertes Volumen ($\mu\text{m}^3/\mu\text{m}^2$) nach Lang, 1992 } dokumentiert.

Als Vorteil dieser Meßmethodik beeindruckt die hervorragende Präzision in Verbindung mit der problemlosen Bedienung der Technik. Als äußerst nachteilig für Verlaufsversuch erwiesen sich jedoch bald die langen Meßzeiten von 30 Minuten/Probe und die damit verbundenen langen Standzeiten des Kausimulators, welche die Dauer eines Versuches auf 10 Tage akkumulierten. Weiter negativ zu bewerten war die fehlende Möglichkeit einer Nachvermessung, da alle Proben zur Zeitersparnis unverzüglich nach der Vermessung dem weiteren Belastungsprotokoll unterzogen werden mußten.

3.4.2 Probenvermessung im Lasersensor

Eine neue, elegante Meßmethode wurde 1997 von Hägler entwickelt (Hägler 2000). Nach seinen Entwürfen wurden spezielle Probenhalter und formkongruente Abformträger angefertigt, mit deren Hilfe sich die Proben gemeinsam nach einem Belastungsdurchgang blasenfrei in einem Sammelabdruck abformen lassen. Als Abformmaterial hierfür hat sich die Kombination der Polyäthermaterialien Permadyne Penta/ Permadyne Garant (ESPE, Seefeld) bewährt. Aus den Abformungen werden Replika aus weißem Superhartgips (New Fuji Rock GC, Leuven) erstellt, die in einem Lasersensor (Mehl 1996) vermessen werden können. Mit dieser Methode läßt sich bei der Oberflächenvermessung eine Präzision von $1\mu\text{m} \pm 0,1$ erreichen. Aufgrund der kurzen Meßzeiten (5.000 – 10.000 Oberflächenpunkte pro Sekunde) mit dem Erzielen einer hohen Datendichte kann die Dauer eines Verlaufsversuches auf 4 Tage reduziert werden.

Die Daten des Lasersensors wurden mit der Matching-Software Match-3D ausgewertet und der Verschleiß für ein 5 mm x 2 mm dimensioniertes Areal zwischen den Wendepunkten der Verschleißspur als Mittlerer Höhenverlust quantifiziert.

3.5 REM-Analyse der Verschleißspuren

Zur Interpretation der am Verschleiß der jeweiligen Material/Antagonisten-Kombinationen beteiligten Mechanismen wurden die Proben der Gegenkörpervariationsversuche nach Versuchsende in einer staubgeschützten Umgebung gepoolt und zur Analyse im REM vorbereitet. Die Analyse der Verschleißspuren im REM (JSM-35CF, JEOL, Tokio) erfolgte dabei nach standardisiertem Protokoll bei 540 x, 2000 x, und 6000 x Vergrößerung mit einer Kathodenspannung von 15kV.

3.6 Versuchsdurchführung

3.6.1 Gegenkörpervariation

Bei gleichbleibenden Belastungsparametern wurden folgende Antagonist/ Testkomposit Kombinationen im Verlaufsversuch getestet (Tab. 2):

Tab. 2: Übersicht Gegenkörpervariationsversuche

	Degussit- zylinder	Steatit- kugel	Degussit- kugel	Natürl.Zähne (Prämolaren- höcker)	Natürl. Zähne (Molaren- höcker)
Tetric Classic	x	x	x	x	x
Heliomolar RO	x	x	x		
Estilux VS Hybrid	x	x	x		

Die Gegenkörpervariation wurde zunächst mit Tetric Classic als Prüfmaterial mit allen Gegenkörperformen durchgeführt, um das Verschleißverhalten der synthetischen Antagonisten mit natürlichen Schmelzantagonisten exemplarisch vergleichen zu können. Zur Reduktion des Aufwandes wurden in den weiteren Versuchen die Materialien Estilux VS Hybrid und Heliomolar RO nur in Verbindung mit Degussitzylindern, Degussit- und Steatitkugeln geprüft, wobei der Einfluß der unterschiedlichen Füllkörpergrößen auf den Materialverschleiß untersucht werden sollte. Die Beschränkung auf die synthetischen Antagonisten erschien für diese Fragestellung sinnvoll, da von den hochstandardisierten Antagonisten eine Limitierung möglicher Einflußgrößen erwartet wurde.

Die Belastung der Proben jeder Versuchsserie wurde im Münchner Kausimulator nach dem Pin-on-Block-Design durchgeführt (Powell 1975, Kunzelmann 1998).

Die horizontale Bewegung erfolgte bidirektional mit einer Amplitude von 8 mm bei einer konstanten vertikalen Belastung von 7,1 MPa. Die Ein/Ausfahrzeit der Horizontalzylinder wurde auf 0,5 s festgelegt, die Frequenz der bidirektionalen Arbeitszyklen betrug damit 1 Hz. Die Probenkammern wurden mit destilliertem Wasser geflutet, ein Thermocycling oder eine Spülung der Probenoberfläche wurde nicht durchgeführt.

Nach umfangreichen Vorversuchen mit verschiedenen Testmaterialien (Komposite, Kompomere, Glasionomere) wurden die Belastungsintervalle festgelegt, wobei die unterschiedlichen Verschleißresistenzen der Testmaterialien berücksichtigt wurden. Es zeigte sich, daß zur Untersuchung der anfänglichen Running-in-Phase anfangs geringere Zyklenintervalle gewählt werden sollten, im Steady-state jedoch größere Intervalle möglich sind. Auf Basis dieser Ergebnisse konnte ein fixes Belastungsprotokoll entwickelt werden:

Die Belastung wurde dabei initial nach 500, 2.000, 5.000 und 10.000 Zyklen zur Probenvermessung unterbrochen, anschließend in Intervallen von 10.000 Zyklen bis zur Gesamtbelastung von 50.000 Zyklen fortgeführt. Zur Vermessung wurden die Probenhalter aus den Prüfkammern des Kausimulators entnommen, nach Trocknung der Probenoberfläche wurden die Einzelproben aus den Halterungen vorsichtig entnommen.

Die dreidimensionale Erfassung des Verschleißes erfolgte im Falle der Tetric Classic-Versuchsserie profilometrisch. Für die weiteren Versuche stand die weitaus komfortablere Vermessung per Laser-Abtastung zur Verfügung.

3.6.2 Kraftvariationsversuche

Um den Einfluß der vertikalen Belastungskraft auf den Verschleiß der Testwerkstoffe zu untersuchen, wurden Verlaufsversuche durchgeführt (jeweils $n = 8$) bei dem die vertikale Last in Intervallen jeweils um 50 N (7,07 MPa) gesteigert wurde.

Als Gegenkörper wurden wegen ihrer linearen Geometrie die 3-mm-Degussitzylinderantagonisten verwendet, die aus den entsprechenden Gegenkörpervariationsversuchen zur Verfügung standen. Um Probleme während initialen Belastungsphase (Running-in der Antagonisten) zu vermeiden, wurden Vermessungen erst nach einem hinreichenden Einlaufintervall durchgeführt. Da sich in den Gegenkörpervariationsversuchen gezeigt hatte, daß sich die Testmaterialien hinsichtlich der Dauer des Running-in und Qualität wie Quantität des Verschleißes deutlich unterscheiden, mußte ein flexibles Versuchsprotokoll erarbeitet werden, das diesen Eigenschaften Rechnung trägt, dennoch aber eine vergleichende Beurteilung der Ergebnisse zuläßt. Da sich mit Verlaufsversuchen die relative Zunahme des Verschleißes verschiedener Materialien anhand der Verschleißkurve vergleichen läßt und die Beurteilung der Belastungsabhängigkeit nicht die Basis absoluter Einzelwerte sondern der Relation aller herangezogen werden muß, schien dieses Vorgehen gerechtfertigt.

Die Dauer des Einlaufintervalls wurde daher für Heliomolar und Estilux VS Hybrid aufgrund längeren Running-in-Verhaltes auf 20.000 Zyklen festgelegt, für Tetric Classic schien bereits die Dauer von 12.000 Zyklen ausreichend zu sein.

Für die Notwendigkeit den Meßabstand materialspezifisch flexibel zu gestalten, lagen meßtechnische Gründe vor. Während Heliomolar RO aufgrund niedrigen Materialverschleißes zur Messung signifikanter Verschleißzunahmen hohe Meßintervalle verlangt, ergibt sich bei Tetric Classic und Estilux VS Hybrid das Problem, bei hohen Belastungszyklen früh den Erfassungsbereich des Perthometers zu verlassen.

Es erwies sich daher für Tetric Classic ein Meßabstand von 6.000 Zyklen, für Estilux VS Hybrid von 5.000 Zyklen und Heliomolar RO von 10.000 Zyklen als sinnvoller Kompromiß.

Eine Erhöhung der vertikalen Last um 50 N wurde nach jeweils vier Meßzyklen vorgenommen, so daß jedes Material in drei Phasen mit 50 N (7,07 MPa), 100 N (14,1 MPa) und 150 N (21,2 MPa) belastet wurde.

Die Herstellung der Materialproben und die Vorbehandlung der Zylinderantagonisten erfolgte nach dem einleitend beschriebenen Protokoll. Mit Ausnahme der vertikalen Prüfkraft erfolgte die Belastung unter den beschriebenen Standardbedingungen. Die Variation der vertikalen Belastung und die zugehörigen Meßintervalle sind in Tab. 3 ersichtlich.

Tab. 3: Parameter der Kraftvariation

	Einlauf- intervall	Belastung mit 50 N	Belastung mit 100 N	Belastung mit 150 N	Meßinter- vall
	(Zyklen)	(Zyklen)	(Zyklen)	(Zyklen)	(Zyklen)
Tetric Classic	12.000	12.000- 30.000	30.000- 54.000	54.000- 78.000	6.000
Estilux VS Hybrid	20.000	20.000- 35.000	35.000- 55.000	55.000- 75.000	5.000
Heliomolar RO	20.000	20.000- 50.000	50.000- 90.000	90.000- 120.000	10.000

3.6.3 Qualitative und quantitative Verschleißbestimmung der Gegenkörper

Da bei der Verwendung von Gegenkörpern nicht-linearer Geometrie (Kugel-/Zahnform) mit zunehmender Belastungsdauer stetige Veränderungen der Kontaktflächen in Abhängigkeit von Form und Härte des jeweiligen Antagonisten zu erwarten waren, mußte eine Methode entwickelt werden, die den zeitlichen Verlauf dieser Veränderungen nachvollziehen läßt. Da sich eine direkte Analyse der Gegenkörper durch Entnahme aus den Prüfkammern während der Probenvermessung aufgrund der Unmöglichkeit einer exakten Reposition verbietet, wurde ein Abformverfahren gewählt, daß die Erstellung exakter Replika der Gegenkörper nach einzelnen Belastungsintervallen erlaubt.

Zur Analyse der Repliken wurde eine lichtmikroskopische Anordnung entwickelt, mit der sich, im Gegensatz zu Laserabtastung, bereits geringste Oberflächenveränderungen erfassen und quantifizieren lassen.

In jedem Gegenkörpervariationsversuch mit natürlichen Zähnen, Degussit- und Steatitkugeln wurde je Serie einer der acht Antagonisten randomisiert ausgewählt, um an ihm verschleißbedingte Oberflächenveränderungen exemplarisch zu dokumentieren.

Während der Probenvermessungspausen wurde dieser Antagonist, nach vorsichtiger Trocknung mit Papiertüchern, abgeformt. Als Abformträger wurden dazu Kunststoffformen der Maße 2 x 1 x 1 cm verwendet. Zur Abformung wurde der Abformträger mit dünnfließendem Polyetherabformmaterial (Permadyne Automix, Espe, Seefeld) beschickt. Auf einer höhennormierten Trägerplatte wurden diese in die entsprechende Simulationskammer des Kausimulators eingeführt, und der Antagonistenstempel vorsichtig abgesenkt. Durch den normierten Tiefenanschlag konnten gleichmäßige und blasenfreie Abformungen erzielt werden.

Die Herstellung der Replika erfolgte nach mindestens dreistündiger Trocknung des Abformmaterials durch Ausgießen mit weißen Superhartgips (New Fuji Rock, GC, Leuven). Die Repliken wurden zuordnungsbar gekennzeichnet und bis zum Abschluß

aller Versuche in einem verschließbaren Kunststoffbehälter in einer staubgeschützten Atmosphäre gepoolt.

Zur Vermessung der antagonistischen Kontaktflächen wurde analog dem Verfahren von Codon und Ferracane (1996) eine Videobildanalyse entwickelt. Um die Oberflächen der Proben im Lichtmikroskop kontrastreich darstellen zu können, wurden die Replika mit Gold besputtert. Die beschichteten Replika wurden anschließend bei 15-facher Vergrößerung mit einem Lichtmikroskop (Stemi SV11, Zeiss, Oberkochen) untersucht. Die Informationen wurden dabei von einer Farbvideokamera (JVC 1070 E) aufgenommen und nach Wandlung in ein digitales Bild auf einem Computerbildschirm dargestellt. Zur Ausleuchtung der Replika wurden drei Kaltlichtquellen (KL 1500 Electronic, Zeiss, Oberkochen) mit flexiblen Lichtleitern verwendet. Bei Wahl einer geeigneten Beleuchtungskonstellation der drei Lichtquellen lassen sich die zu untersuchenden Verschleißareale auf den Antagonisten anhand einer gerichteten Lichtreflexion (Glanzverhalten) von den übrigen Flächen gestreuten Lichtes unterscheiden.

Von den ausgeleuchteten Replika wurden anschließend Digitalbilder (735 x 480 Pixel, 24 Bit Farbtiefe) angefertigt und gespeichert. Die weitere qualitative und quantitative Analyse der Verschleißflächen wurde mit der wissenschaftlichen Bildverarbeitungssoftware UTHSCSA-IMAGE TOOL V 2.0 (1995/96 University of Texas Health Science Center) durchgeführt. Mit dieser Software lassen sich Flächen und Distanzen maßstabsgetreu zu einem mitabgebildeten Maßstab oder in Relation zu einer bekannten Distanz bestimmen.

Für die quantitative Verschleißanalyse der Gegenkörper wurde die Größe der Kontaktfläche (mm^2) in Abhängigkeit der Belastungszyklen bestimmt und graphisch dargestellt. Die Darstellung der qualitativen Entwicklung der Kontaktareale wurde durch eine maßstabsgerechte, vereinfachte Umzeichnung wiedergegeben.

4. Ergebnisse

4.1 Gegenkörpervariation

Die Daten der Gegenkörpervariationsversuche wurden mit SPSS V 8.0 statistisch ausgewertet; die Streuung der Meßwerte in Abhängigkeit der Zyklenzahl und der Antagonisten wird in folgenden Boxplot-Diagrammen graphisch veranschaulicht (Abb. 4 – 6):

Abb. 4: Meßwertstreuung bei Belastung von Tetric Classic mit verschiedenen Antagonisten

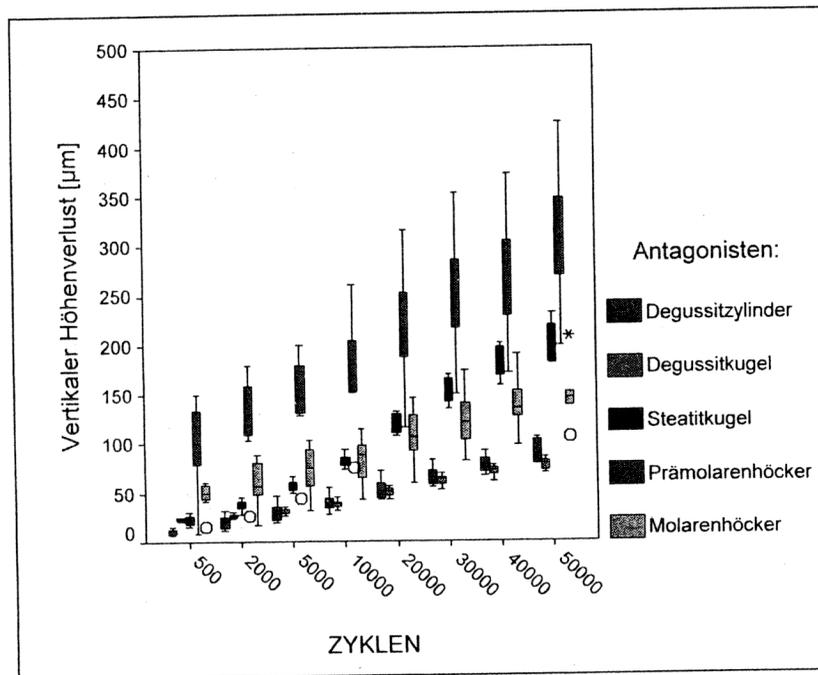


Abb. 5: Meßwertstreuung von Heliomolar RO bei Belastung mit verschiedenen Antagonisten

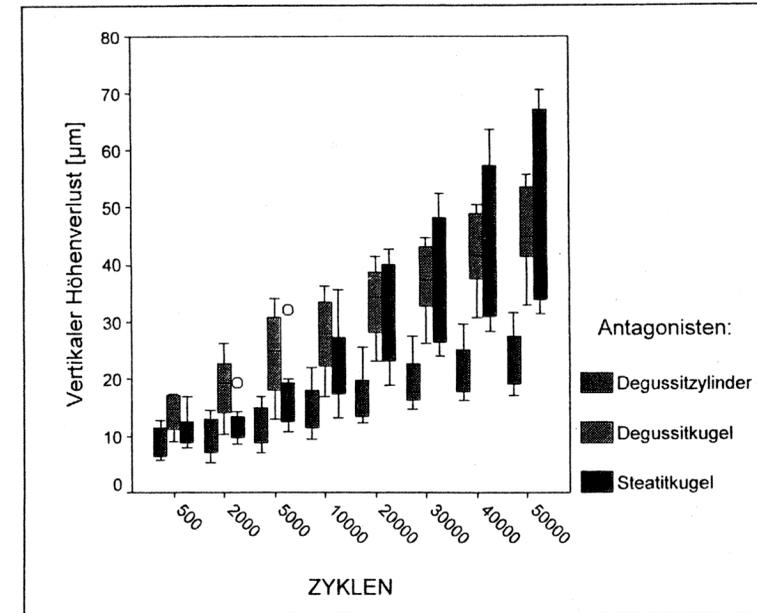
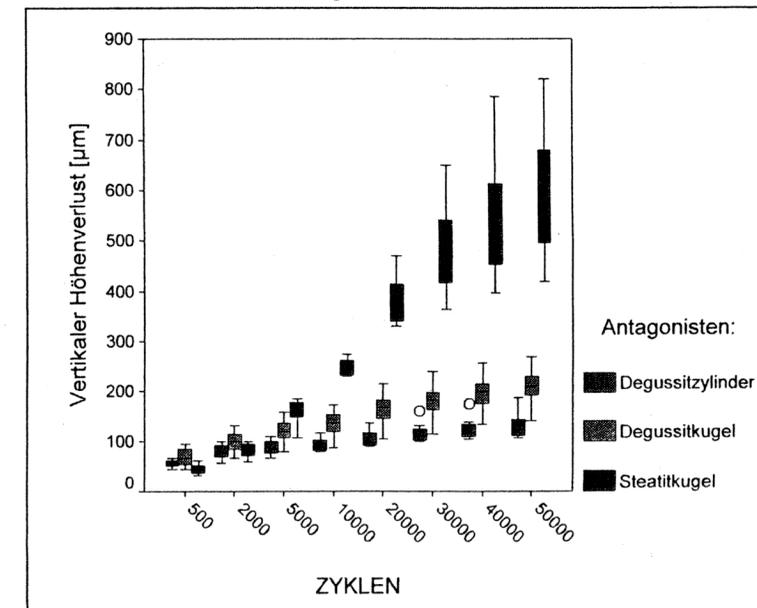


Abb. 6: Meßwertstreuung von Estilux VS Hybrid bei Belastung mit verschiedenen Antagonisten



Die Meßwertstreuung der Degussitkugel zeigte bei Tetric Classic mit 7 % und die Steatitkugel mit 9 % etwas bessere Ergebnisse als der Degussitzylinder mit 11 %. Die Streuung der in Kombination mit Tetric Classic getesteten Schmelzantagonisten fiel mit einem Variationskoeffizienten von 22 % bei den Prämolarenhöckern geringer als bei den Molarenhöckern mit 24 % aus.

Bei der Verwendung von natürlichen Schmelzgegenköpern unterscheiden sich die Verschleißwerte von Tetric Classic bei Belastung mit Molaren-Höckern signifikant von den Prämolaren-Höckern (Abb. 7). Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen wurde im Fisher-Pitman-Randomisierungstest mit $p = 8,74126 \times 10^{-4}$ (zweiseitig) und $p = 5.8275 \times 10^{-4}$ (einseitig) auf 5 %-Niveau bestätigt.

Bei Estilux VS Hybrid und Heliomolar RO wurden bei Belastung mit der Degussitkugel (16 % - 17 %) geringere Variationskoeffizienten beobachtet als bei Belastung mit dem Degussitzylinder (19 % - 23 %), während die Steatitkugel (20 % - 28 %) geringfügig schlechtere Ergebnisse erzielte.

Die Varianzanalyse und der Post-hoc LSD-Test (Abb. 8) zeigen, daß nach 50.000 Zyklen die Testkomposite bei den getesteten Antagonistenformen Degussitzylinder, Degussitkugel und Steatitkugel mit hoher Signifikanz unterschieden werden können. Mit allen Antagonistenformen läßt sich nach steigendem mittleren Höhenverlust das Ranking der Materialien mit Heliomolar RO < Tetric Classic < Estilux VS Hybrid ordnen, wobei die Relationen zueinander variieren.

Legende zu Abb. 7 und Abb. 8

- n = Anzahl der Proben
- Mean = Mittelwert
- SD = Standardabweichung
- Gauss = Normalverteilung
- p (AOV) = Ergebnis der Varianzanalyse
- p (t) = Ergebnis nach T-Test

Abb. 7: Vergleich der Varianzen der synthetischen Antagonistenformen

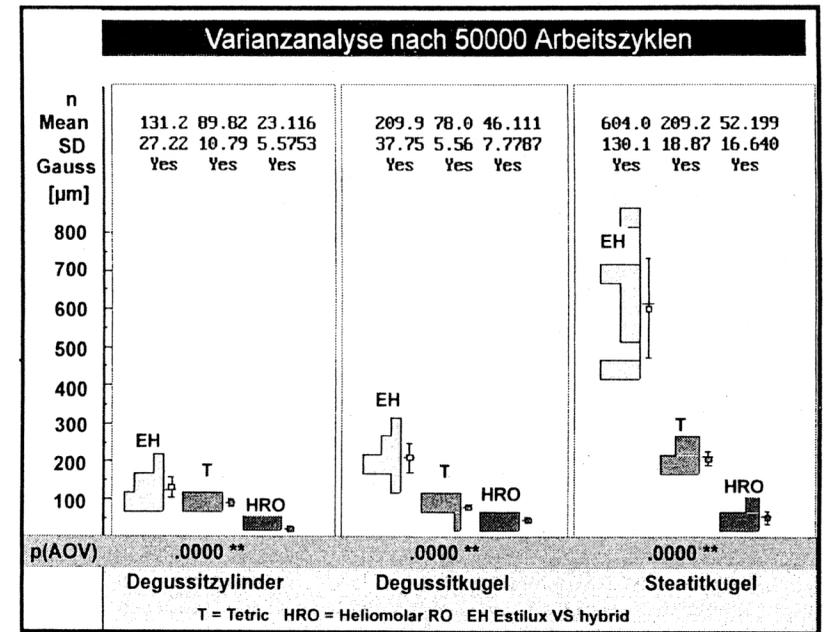
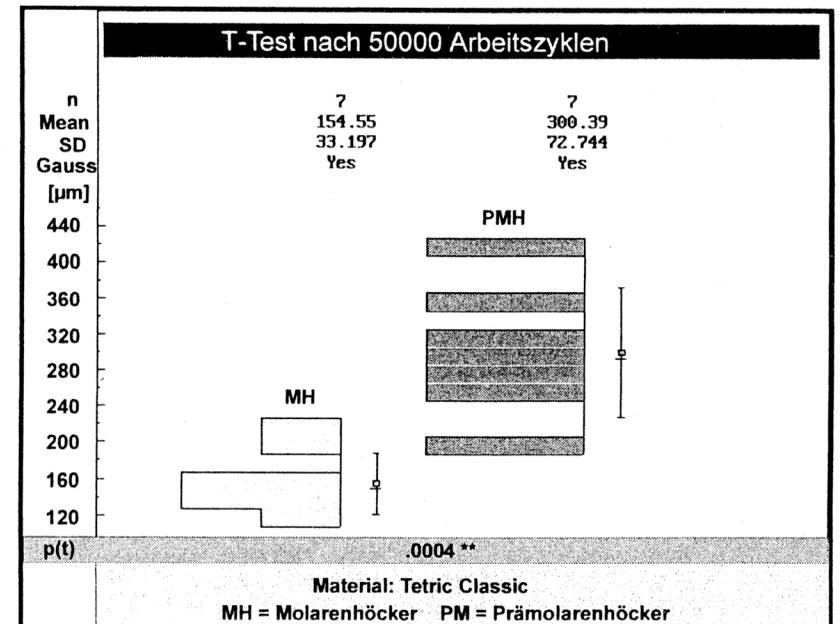


Abb.8: Varianzvergleich Molarenhöcker vs. Prämolarenhöcker



4.2 Lastkraftvariation

Der zeitliche Verlauf des mittleren Höhenverlustes der drei Testmaterialien ist in folgenden Graphen (Abb. 9 – 11) zusammengestellt. Die Auswertung ergibt für Heliomolar RO eine eindeutige Zunahme der Verschleißrate von $3,8 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ bei einer Last von 7,1 MPa, $9,6 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ bei einer Lastverdopplung auf 14,1 MPa und 12×10^{-5} $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ bei Lastverdreifachung auf 21,2 MPa. Die analogen Werte für Estilux VS Hybrid ergeben $5,9 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ (7,1 MPa), $9,4 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ (14,1 MPa) und $9,7 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ (21,2 MPa). Das Verschleißverhalten von Tetric Classic zeigte sich davon different, die Verschleißrate blieb mit $7,2 \times 10^{-5}$ $\mu\text{m}/\text{Belastung}$ über alle Lastintervalle hinweg konstant.

Abb. 9: Lastkraftvariation Tetric Classic

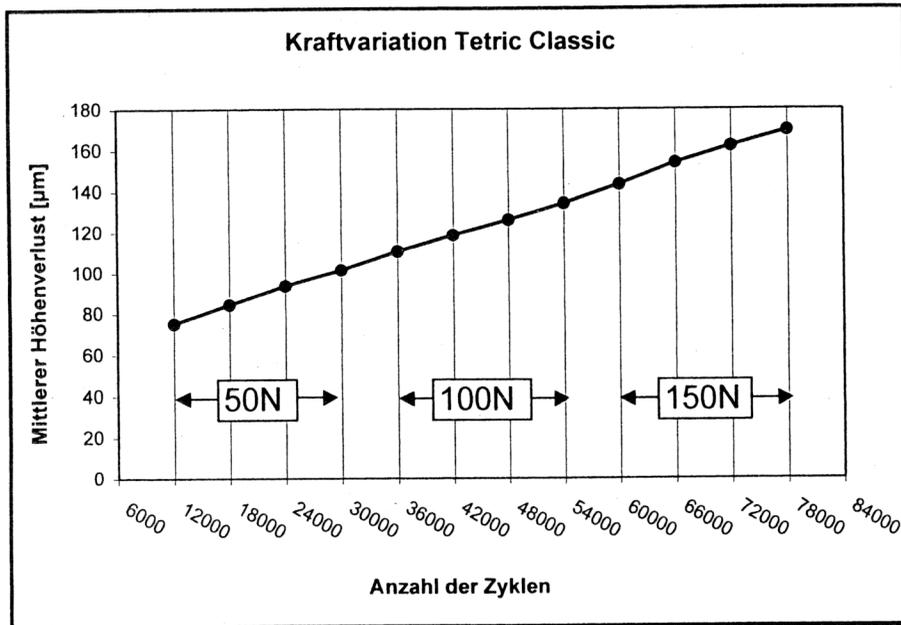


Abb. 10: Lastkraftvariation Estilux VS Hybrid

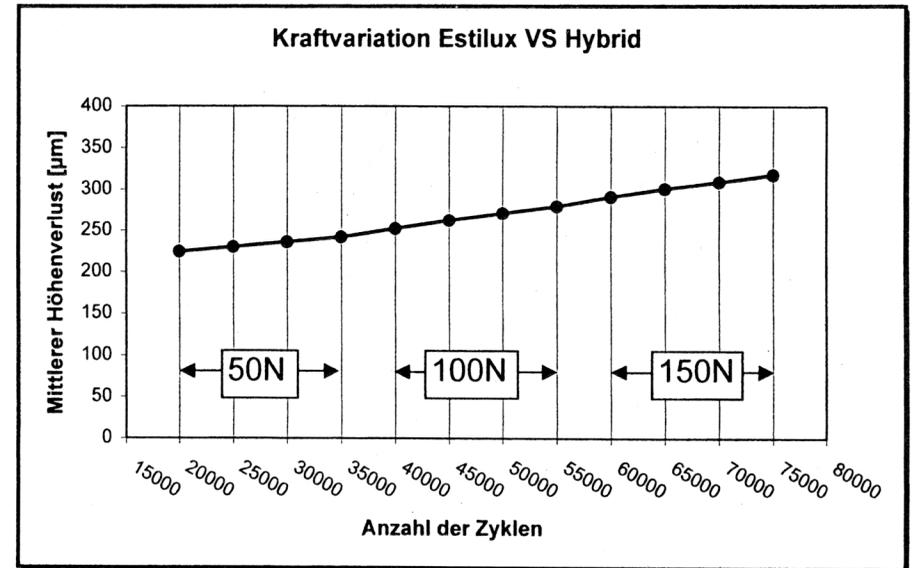
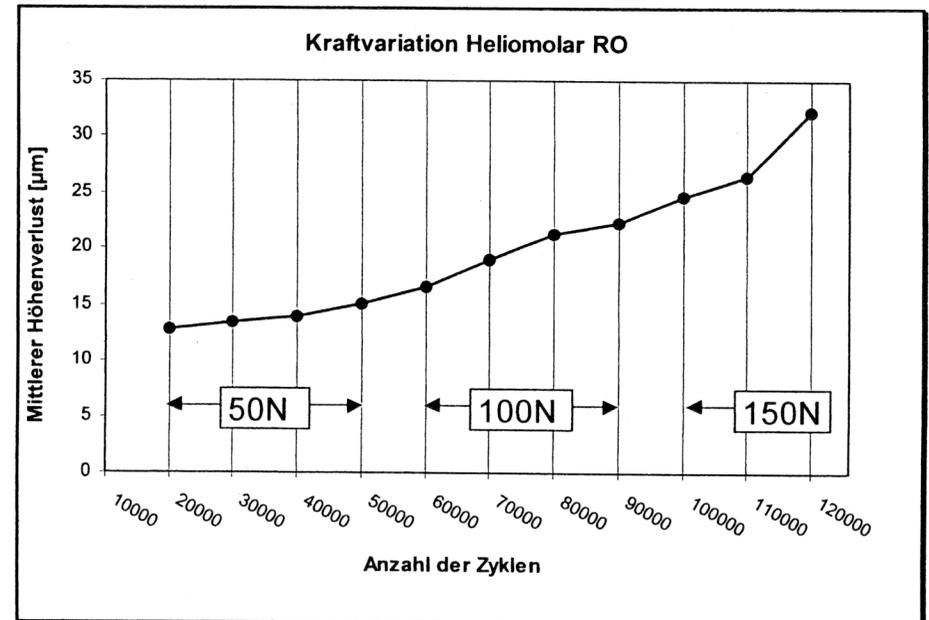


Abb. 11: Lastkraftvariation Heliomolar RO



4.3 Verschleißbestimmung der Gegenkörper

Die visuelle Untersuchung der Antagonisten mit dem Lichtmikroskop zeigte deutlich unterschiedliche Verschleißspuren auf den einzelnen Antagonisten. In Folge der Belastung wiesen die natürlichen Schmelzantagonisten, unabhängig von der Höckerform, schon nach geringen Belastungszyklen einen deutlichen Volumenverlust auf, der in ausgeprägten, plan geschliffenen Kontaktflächen resultierte (Abb. 12). Bei den synthetischen sphärischen Antagonisten wurden elliptische Kontaktareale beobachtet, deren Ausprägung in Abhängigkeit des belasteten Komposits differierte. Bei allen getesteten Materialien wiesen die Steatitkugeln, ähnlich den natürlichen Schmelzantagonisten, deutlichen Volumenverlust auf, während sich der Verschleiß in den Kontaktflächen der Degussitkugeln auf eine oberflächliche Politur beschränkte (Abb.15). Die Degussitzylinder wurden ebenfalls an der Belastungsfläche poliert, wobei während des Running-in eine zirkuläre Abrundung der Stirnflächenkante im Bereich der Ränder zu beobachten war.

Der quantitative Vergleich der Kontaktflächen nach 50.000 Zyklen ergab, daß bei gleichen Belastungsparametern und gleichem Testkomposit (Tetric Classic), die Kontaktfläche auf den Molarenhöckern ($2,43 \text{ mm}^2$) deutlich größer ausgeprägt war, als auf den Prämolarenhöckern ($1,82 \text{ mm}^2$). Bei den Kugelantagonisten zeigte sich bei den Kombinationen von Degussitkugel und Estilux VS Hybrid ($2,16 \text{ mm}^2$) > Tetric Classic ($7,21 \text{ mm}^2$) > Heliomolar RO ($0,82 \text{ mm}^2$) ein gleiches Ranking der Materialien hinsichtlich der Kontaktflächengröße wie bei den entsprechenden Kombinationen von Steatitkugeln mit Estilux VS Hybrid ($10,35 \text{ mm}^2$) > Tetric Classic ($7,21 \text{ mm}^2$) > Heliomolar RO ($2,16 \text{ mm}^2$). Die geometrische Entwicklung der Kontaktflächen zeigte für die einzelnen Kugel/Material-Kombinationen individuelle Profile (Abb. 13, Abb. 14), jedoch läßt sich bei allen Gegenkörperformen eine im Verhältnis zur Bewegungsrichtung des Antagonisten (Y-Achse) ausgedehntere Entwicklung der Kontaktfläche als senkrecht zur Bewegungsbahn (X-Achse) beobachten.

Dieser Trend ist bei den Degussitkugeln und bei Schmelzhöckern mit runder Höckergeometrie am stärksten ausgeprägt. Die größten Diameterdifferenzen („ovale Flächenform“) nach 50.000 Zyklen wurden bei Kombinationen Degussitkugel/Estilux VS Hybrid und natürlichen Schmelzhöckern mit runder Höckergeometrie/Tetric Classic (beide: $X = 2,7 \times Y$) beobachtet. Kombinationen von Degussitkugel/Heliomolar RO und Degussitkugel/Tetric Classic zeigten ähnliche Flächenprofile (beide: $X = 1,6 \times Y$), während sich die Kombinationen von Steatitkugel und Estilux VS Hybrid ($X = 1,8 \times Y$), Tetric Classic ($X = 1,5 \times Y$) und Heliomolar RO ($X = 1,3 \times Y$) deutlich unterscheiden. Eine gleichförmige Kontaktflächenentwicklung wurde an Schmelzhöckern mit spitzer Höckerform bei Belastung von Tetric Classic ($X = 1,1 \times Y$) festgestellt.

Der zeitliche Verlauf der Flächenentwicklung (Abb. 12 – 14) zeigt, daß während des initialen Belastungsintervalles (Running-in-Phase) von ca. 10.000 Zyklen (20 % der Arbeitszyklen) bei Degussitkugel/Tetric Classic/Estilux-Kombinationen bereits 70 %, bei Steatitkugel/Tetric Classic/Estilux-Kombinationen 40 - 50 % und für Heliomolar RO auf Degussit- und Steatitkugel 63 % der Gesamtkontaktfläche nachzuweisen sind. Die auf Tetric Classic belasteten natürlichen Schmelzantagonisten zeigten im gleichen Intervall eine wesentlich geringere initiale Kontaktflächenzunahme. Während auf der spitzen Höckerform im initialen Intervall 54 % der Gesamtfläche nachzuweisen war, zeigte die Flächenentwicklung der runden Höckerform nach 10.000 Zyklen mit 32 % Gesamtflächenanteil kein nennenswertes Running-in. Aufgrund ihres initial höheren Verschleißes waren auf der spitzen Höckerform bis 20.000 Zyklen höhere Kontaktflächen nachzuweisen als bei runder Höckerform.

Für das Belastungsintervall von 10.000 - 50.000 Zyklen läßt sich an allen Gegenkörperformen zunächst eine konstante Kontaktflächenzunahme, gegen Belastungsende eine Abnahme des Flächenzuwachses feststellen.

Im Gegensatz dazu blieb die nominale Kontaktfläche auf den Degussitzylindern ($7,07 \text{ mm}^2$) nach dem Running-in infolge der linearen Geometrie konstant und vom Material unabhängig.

Abb. 12: Entwicklung der Kontaktfläche auf Schmelzantagonisten von Molaren (MH) und Prämolaren (PMH)

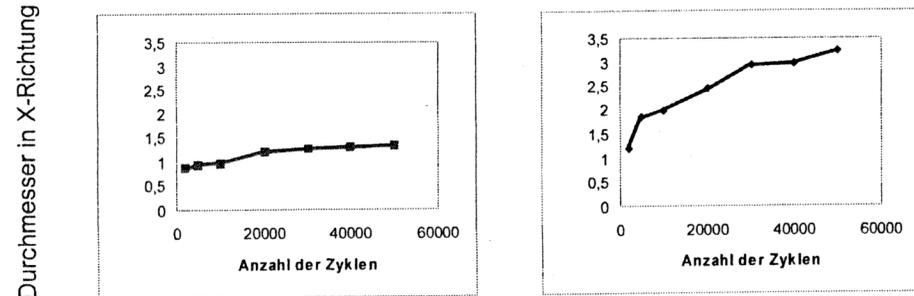
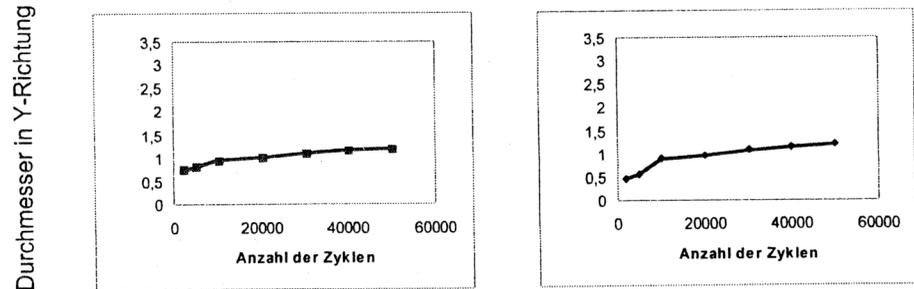
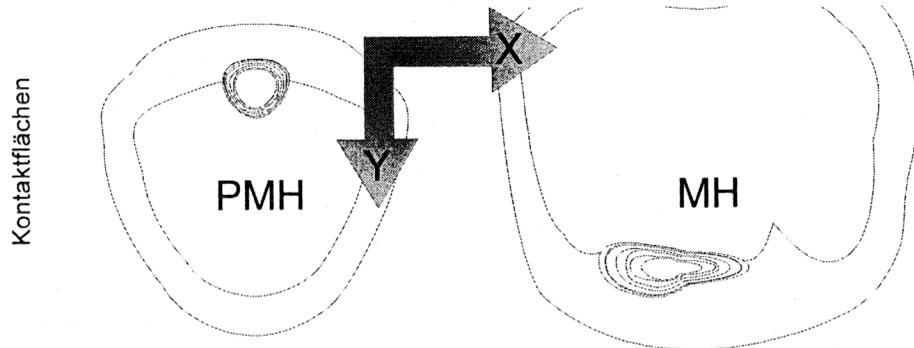
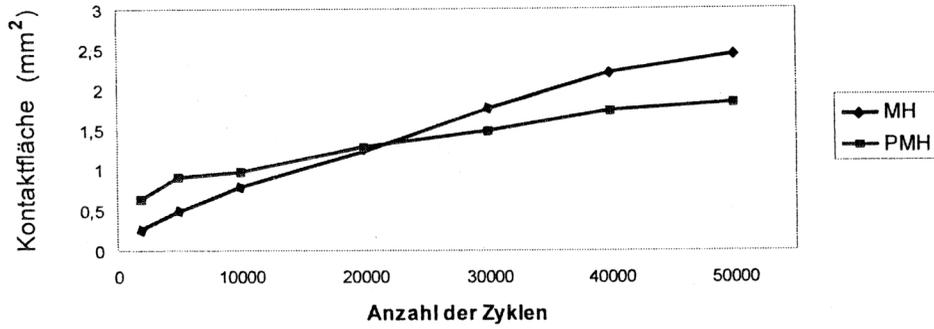


Abb. 13: Entwicklung der Kontaktfläche auf Degusitkugelantagonisten bei Belastung von Heliomolar RO/ Tetric Classic/ Estilux VS Hybrid

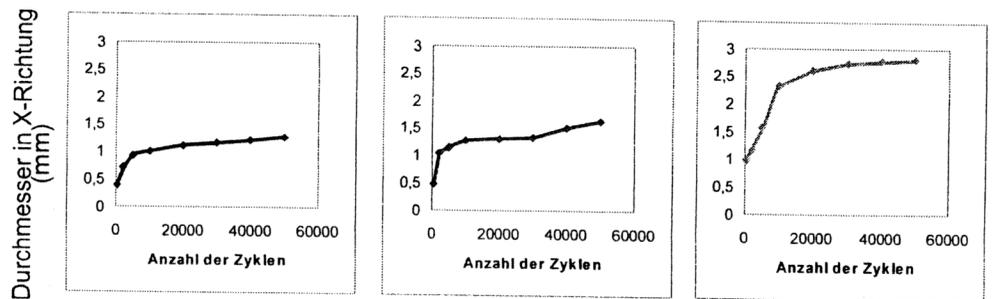
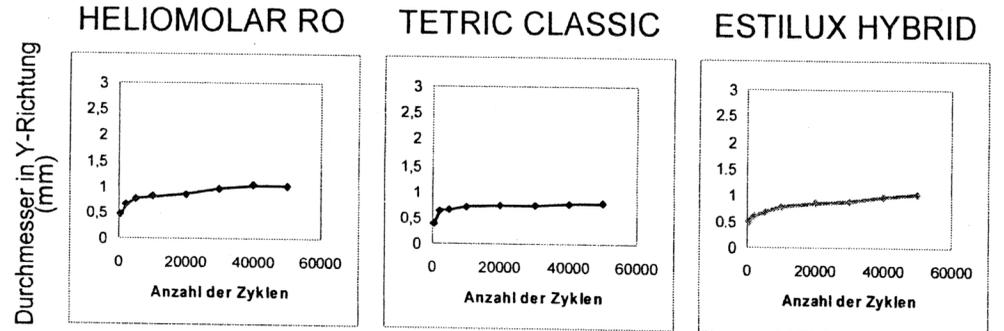
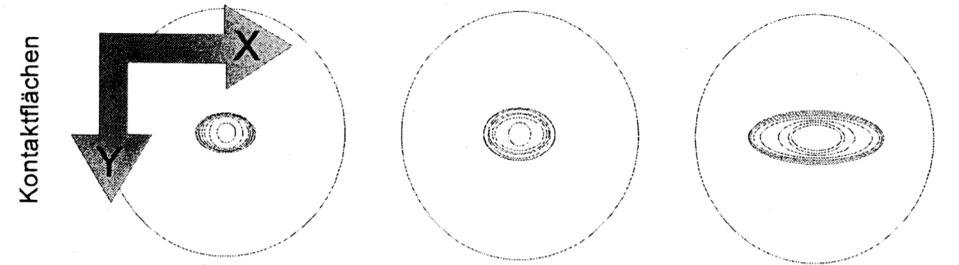
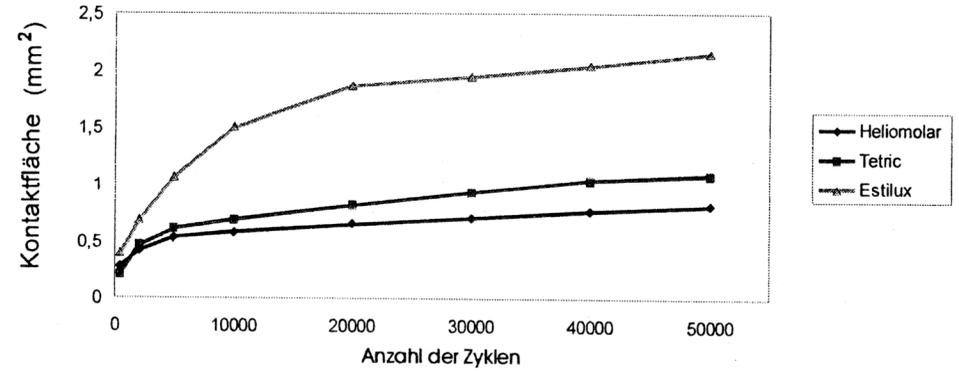


Abb. 14: Entwicklung der Kontaktfläche auf Steatitkugelantagonisten bei Belastung von Heliomolar RO/ Tetric Classic/ Estilux VS Hybrid

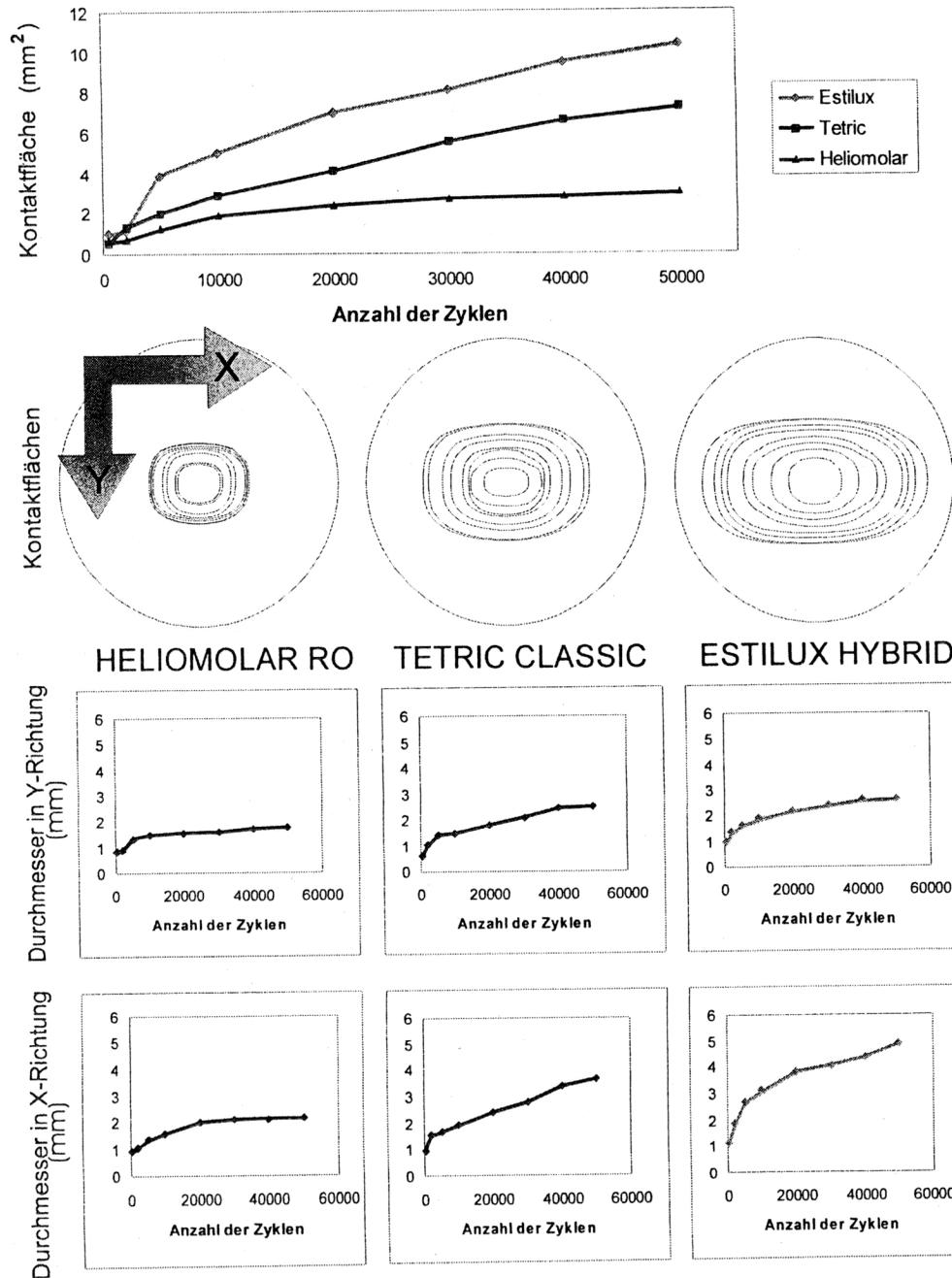
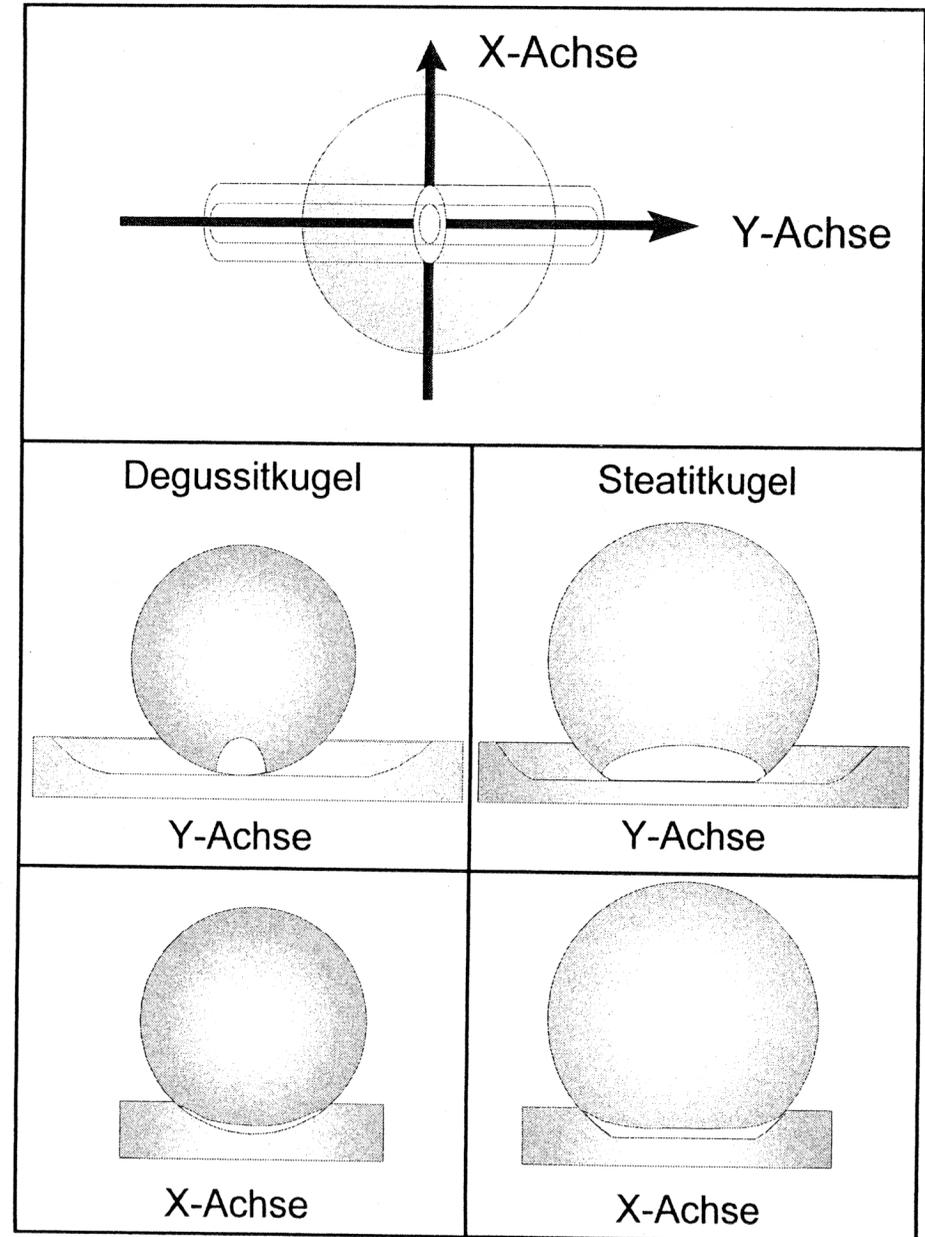


Abb. 15: Vergleich des Verschleißverhaltens von Degussit- und Steatitkugeln

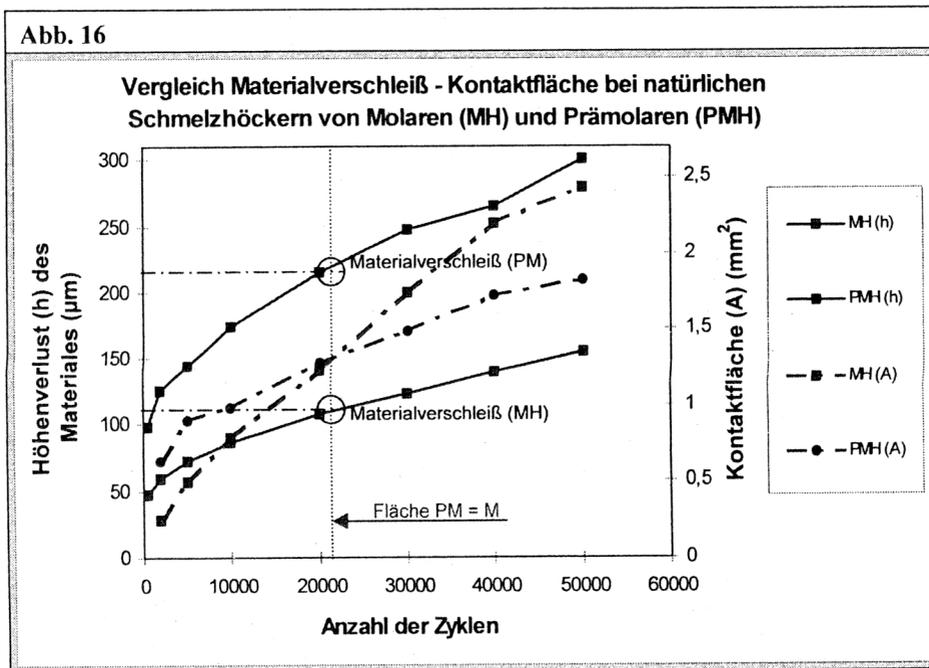


4.4 Zeitlicher Verlauf von Material- und Gegenkörperverschleiß

Bei den einzelnen Verschleißkurven kann in einen Running-in- und einen Steady-state-Bereich differenziert werden.

Die Gegenüberstellung der zeitlichen Entwicklung von Materialverschleiß und Kontaktflächenentwicklung der Gegenkörper zeigt folgende Ergebnisse :

Der Verschleiß von Tetric Classic zeigt bei Belastung mit natürlichen Zähnen eine deutliche Differenzierung hinsichtlich der Höckergeometrie (Abb. 16).



Legende zu Abb. 16 - Abb. 19:

(h) = Mittlerer Höhenverlust des Testmaterials [µm]

(A) = Kontaktfläche [mm²]

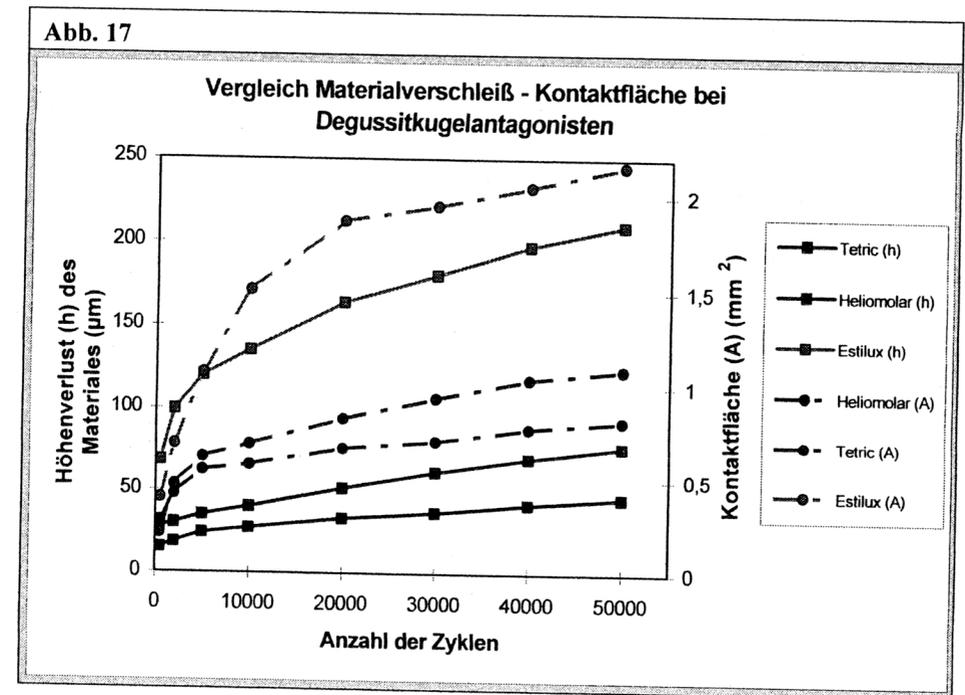
MH = Molarenhöcker

PMH = Prämolarenhöcker

Während sich bei den Prämolarenhöckerformen der Verschleiß von Grundkörper und Antagonist in etwa parallel entwickelt, nimmt der antagonistische Verschleiß bei Molarenhöckern im Verhältnis zum Materialverschleiß überproportional zu.

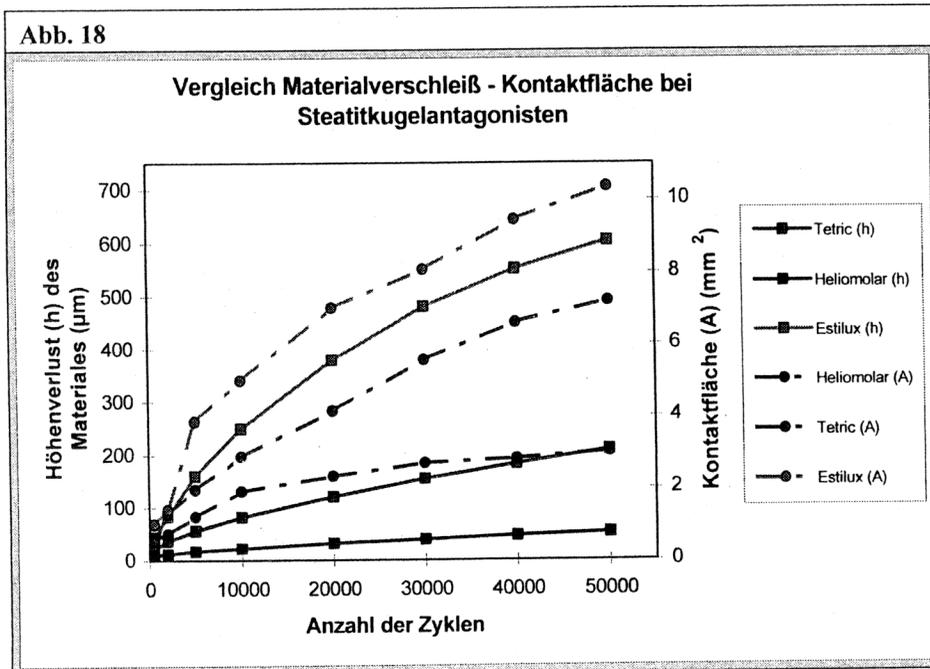
Bemerkenswert ist, daß die Prämolarenhöcker (n = 8) im initialen Intervall bis 20.000 Zyklen stärker verschleissen als die Molarenhöcker (n = 8), womit eine schnellere eine Zunahme der Kontaktfläche bewirkt wird. Trotz der anfänglich vergleichsweise geringeren Flächenpressung erreichen die Prämolarenhöcker einen wesentlich höheren Materialverschleiß als die Molarenhöcker. Erst bei 20.000 Arbeitszyklen kreuzen sich die Kurven der Kontaktflächenentwicklung von Molar und Prämolar, womit die Flächenpressung der Prämolaren die der Molaren übersteigt.

Bei den Degussitkugeln zeichnet sich für alle Materialien eine analoge Entwicklung von Verschleißvolumen und Kontaktflächenzuwachs ab (Abb. 17).



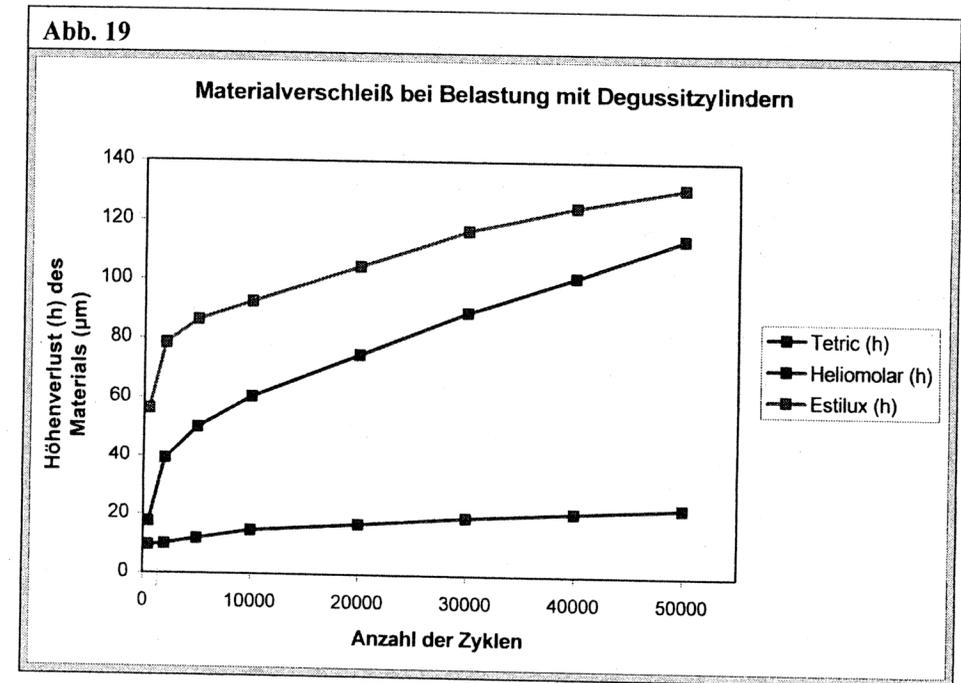
Bei Heliomolar RO und Tetric Classic scheint das Running in bereits nach 5.000 Zyklen abgeschlossen, dagegen zeigt die Running-in Phase von Estilux VS Hybrid bis 20000 Zyklen deutlich verlängert. Der weitere Verlauf und Kontaktflächenentwicklung Materialverschleiß zeigt im Steady-state mit guter Näherung linearen Charakter.

Eine parallele Entwicklung von Materialverschleiß und Kontaktfläche läßt sich bei den Steatitkugeln nur bei Heliomolar RO und Estilux VS Hybrid beobachten, während bei Tetric Classic die Kontaktflächenentwicklung, als Maß des Gegenkörperschleißes schneller als der Materialverschleiß zunimmt (Abb. 18).



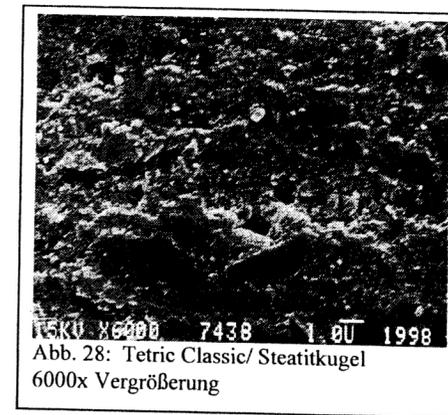
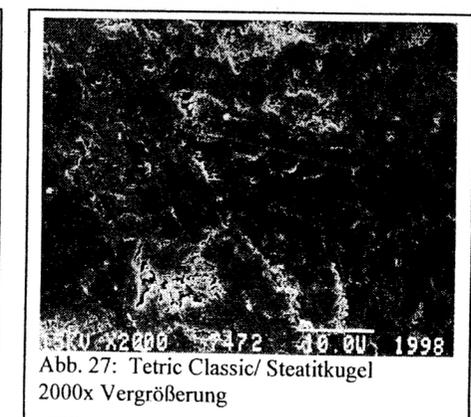
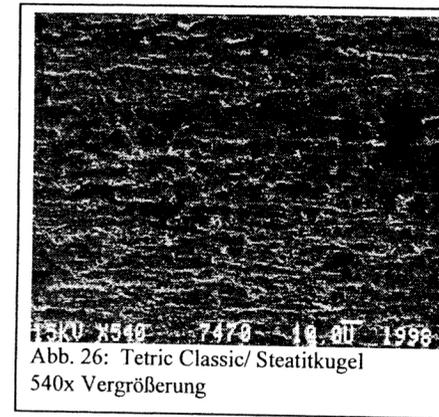
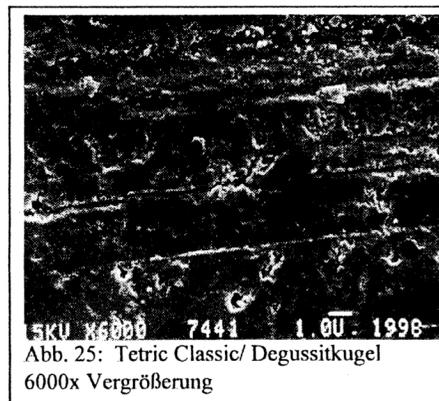
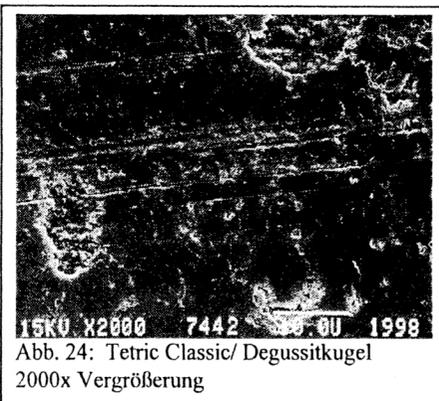
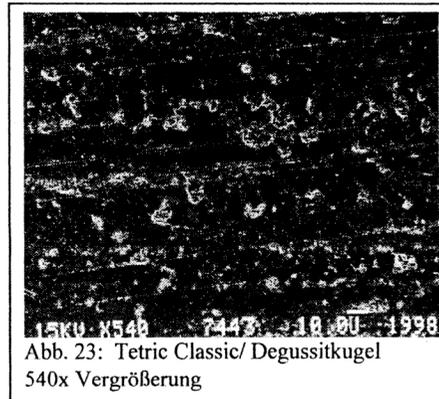
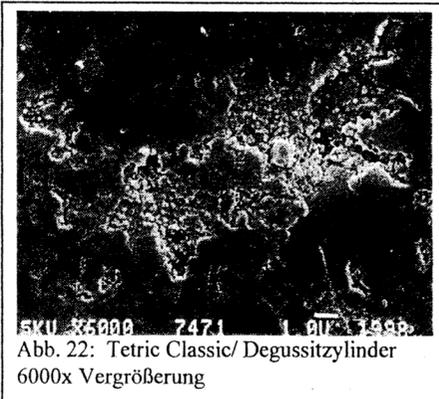
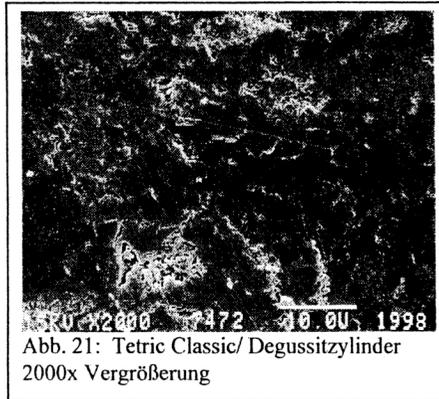
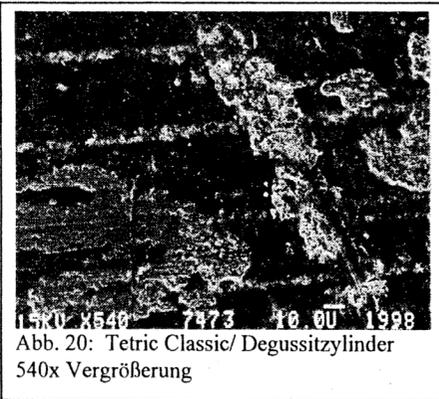
Bei Steatitkugeln zeigt der Materialverschleiß im gesamten Verlauf eine stärkere nicht-lineare Tendenz, was die Abgrenzung des Running-in-Bereiches im Kurvenverlauf erschwert. Die beste lineare Näherung weist dabei noch der Verschleißverlauf von Heliomolar RO auf.

Bei Belastung mit Degussitzylindern (Abb. 19) läßt sich nach 10.000 Zyklen bei allen Materialien deutlich der Running-In-Bereich vom weiteren Verschleißverlauf abgrenzen. Bei allen Testmaterialien kann dabei der Verlauf während des Steady-State zu 98 % mit linearer Regression beschrieben werden. Wegen der Aufsetz- und Positionierungsproblematik können keine Werte angegeben werden, welche Anteile der Stirnfläche ($A = 7,07 \text{ mm}^2$) während des Einlaufintervalls mit dem Material tatsächlich in Kontakt stehen.

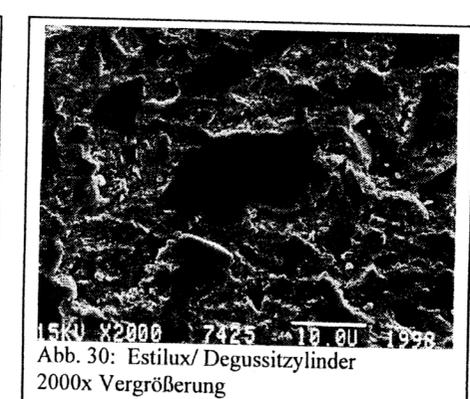
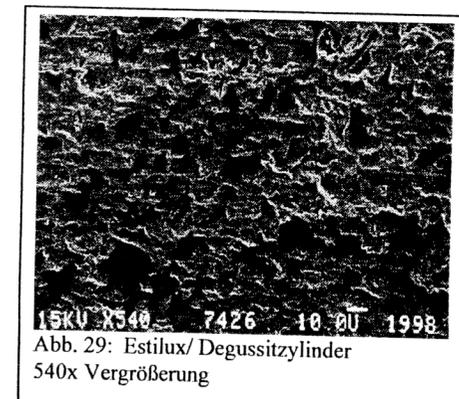


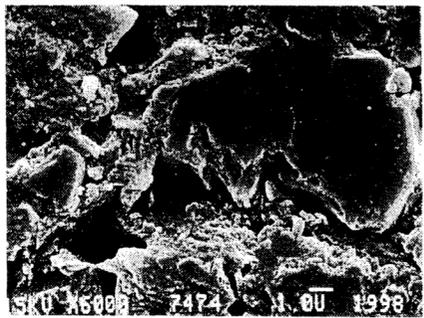
4.5 REM-Analyse der Verschleißspuren

Verschleißspur von Tetric Classic bei Belastung mit verschiedenen Antagonisten:

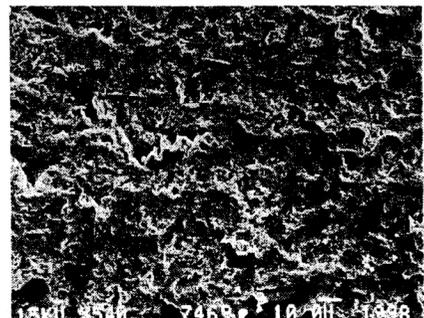


Verschleißspur von Estilux VS Hybrid bei Belastung mit verschiedenen Antagonisten:

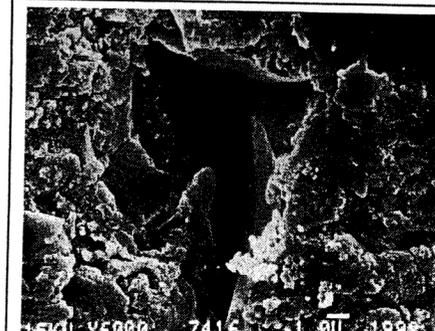




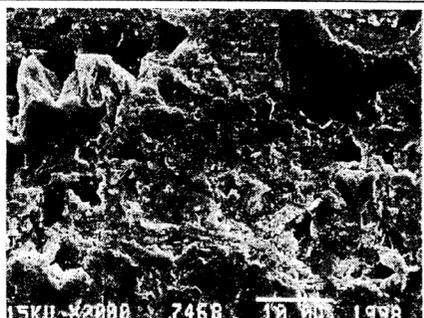
15KV X6000 7474 10.0U 1998
Abb. 31: Estilux/ Degussitzylinder
6000x Vergrößerung



15KV X540 7469 10.0U 1998
Abb. 32: Estilux/ Degussitkugel
540x Vergrößerung



15KV X6000 7416 10.0U 1998
Abb. 37: Estilux/ Steatitkugel
6000x Vergrößerung



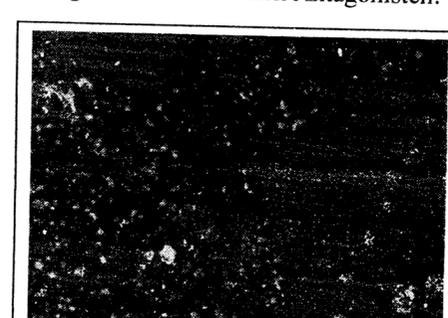
15KV X2000 7468 10.0U 1998
Abb. 33: Estilux/ Degussitkugel
2000x Vergrößerung



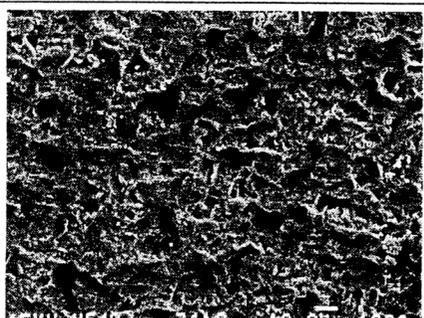
15KV X6000 7467 10.0U 1998
Abb. 34: Estilux/ Degussitkugel
6000x Vergrößerung



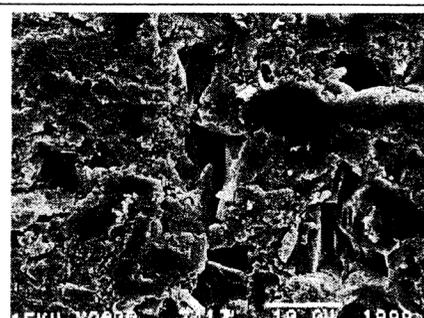
15KV X540 7437 10.0U 1998
Abb. 38: Heliomolar/ Degussitzylinder
540x Vergrößerung



15KV X2000 7436 10.0U 1998
Abb. 39: Heliomolar/ Degussitzylinder
2000x Vergrößerung



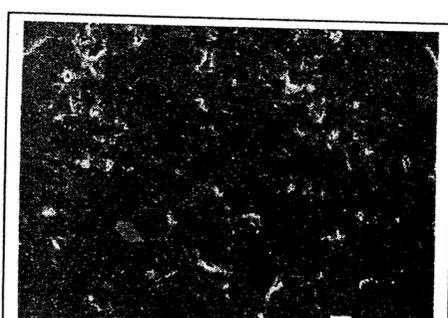
15KV X540 7418 10.0U 1998
Abb. 35: Estilux/ Steatitkugel
540x Vergrößerung



15KV X2000 7417 10.0U 1998
Abb. 36: Estilux/ Steatitkugel
2000x Vergrößerung

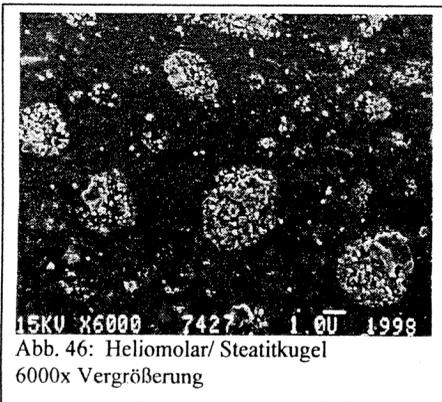
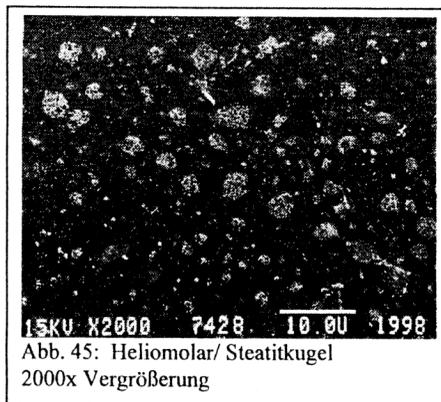
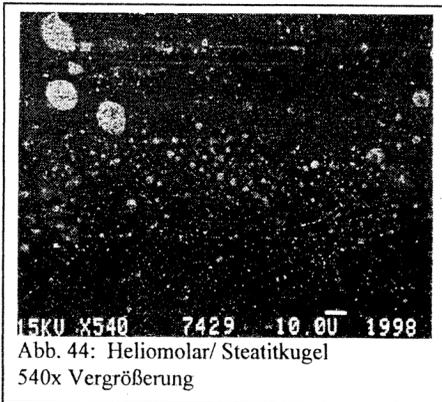
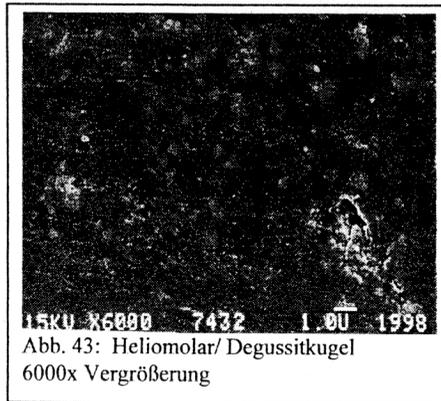
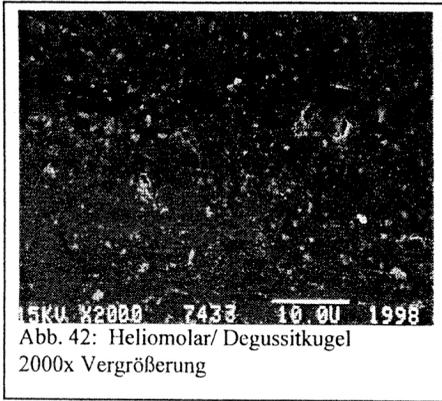


15KV X6000 7435 10.0U 1998
Abb. 40: Heliomolar/ Degussitzylinder
6000x Vergrößerung



15KV X540 7434 10.0U 1998
Abb. 41: Heliomolar/ Degussitkugel
540x Vergrößerung

Verschleißspur von Heliomolar RO bei Belastung mit verschiedenen Antagonisten:



Die Auswertung der REM-Aufnahmen belegt im Vergleich der Testkomposite die Abhängigkeit der Oberflächenmorphologie von der Füllkörpergröße, wobei sich weiter bei gleichem Testkomposit die charakteristische Einflüsse der verschiedenen Antagonisten auf Struktur der Verschleißspur erkennen lassen.

Bei 540 x Vergrößerung zeigen sich bei Heliomolar RO vergleichbar glatte Oberflächen (Abb. 38, Abb. 41, Abb. 44), die in Bewegungsrichtung der Antagonisten rillenförmige Vertiefungen auf den Präpolymerisaten und Matrix zeigen und bei Belastung mit Zylinderantagonisten am stärksten, in Kombination mit der Degussitkugel am schwächsten ausgeprägt sind. Auf den Oberflächen zeigen sich zahlreiche, scharf begrenzte Vertiefungen, die mit kugelförmigen Partikeln der Größe ca. 50 nm gefüllt sind und als Blasen im Material interpretiert werden können, die im Verlauf der Belastung angeschliffen, und mit Verschleißpartikeln aufgefüllt wurden (Abb. 40, Abb. 46).

Das relativ grob gefüllte Hybridkomposit Estilux VS Hybrid hingegen weist bei allen Antagonistenformen eine raue Oberfläche auf (Abb. 29, Abb. 32, Abb. 35). Man erkennt auf der Oberfläche plane Bereiche, deren Ausdehnung zwischen den einzelnen Antagonisten deutlich differieren; die Größe der planen Schollen nimmt dabei in der Reihenfolge Degussitzylinder > Degussitkugel > Steatitkugel ab, die Dimension liegt jedoch dabei stets über der Füllkörpergröße. In gleicher Reihenfolge nimmt die Zahl der Risse und Vertiefungen in den Oberflächen zu, die teilweise mit kleinen Füllkörpern oder Verschleißpartikeln gefüllt sind. In 2000 x und 6000 x Vergrößerung lassen sich auf den planen Arealen zahlreiche Mikrorisse feststellen (Abb. 31, Abb. 36).

Die Verschleißspur des Feinpartikelhybrides Tetric Classic sieht bei den Degussitzylindern und den Degussitkugeln vergleichbar aus (Abb. 20, Abb. 23). Die Oberflächen sind weitgehend plangeschliffen und glatt, weisen aber teilweise großflächige, dünne Schollenausbrüche auf. Diese Areale zeigen eine raue Struktur und scheinen einzelne Füllkörper zu enthalten. Die planen Areale zeigen in der 2000x Vergrößerung zahlreiche Risse die den Versagensmechanismus erkennen lassen, der zu den Oberflächenvertiefungen führt (Abb.21, Abb. 24). Im Vergleich

dazu ist die Oberfläche von Tetric Classic, das in Kombination mit Steatitkugeln belastet wurde deutlich rauher und in Bewegungsrichtung mit zahlreichen, dicht aneinanderliegenden Vertiefungen zerfurcht, die wenigen planen Areale sind klein dimensioniert über die Furchen verteilt. In 6000 x Vergrößerung zeigen sich in den Furchen kleine, ausgebrochene Platten sowie einzelne Füllkörper (Abb. 28).

5. Diskussion

5.1 Gegenkörpervariation

Die Variation der getesteten Antagonisten macht deutlich, daß die Verwendung von standardisierten, synthetischen Antagonisten die Meßwertstreuung gegenüber den natürlichen Schmelzantagonisten deutlich zu reduzieren vermag. Dabei zeigt sich, daß die Degussitkugel im Vergleich zu Degussitzylinder und Steatitkugel geringere Streuungen produziert und im Versuchsverlauf problemloser zu handhaben ist. Dies stellt ein wichtiges Kriterium dar, wenn zwischen mehreren Prüfmaterialien statistisch signifikante Unterschiede in der Verschleißhöhe identifiziert werden sollen.

Bei den natürlichen Schmelzantagonisten ist die starke Abhängigkeit des Materialverschleißes von der Höckergeometrie auffällig, die sowohl das Running-in-Verhalten wie auch die Verschleißrate beeinflusst. Der Unterschied fällt dabei so signifikant aus, daß beide Höckerformen nicht zusammen in einer Versuchsserie als Antagonisten Verwendung finden können. Für Simulationen, in denen natürliche Zähne eingesetzt werden sollen, stellt sich daher die Frage, welche Höckergeometrie bevorzugt werden sollte. Alternativ müßten Versuche mit beiden Höckerformen bei einem hohem Stichprobenumfang getestet werden, um wegen der hohen Meßwertstreuung statistisch signifikante Unterschiede filtern zu können. Doch auch bei Standardisierung auf eine Höckerform bleibt die Verwendung von natürlichen Schmelzhöckern mit eine Reihe von Nachteilen behaftet (Tab. 4). Häufig unbeachtet wird in diesem Zusammenhang die posteruptive Schmelzreifung, so daß frisch eruptierte Weisheitszähne oder Prämolaren die frühzeitig aus kieferorthopädischen Gründen extrahiert werden mußten, völlig andere mechanische Verschleißigenschaften als natürliche Zähne in cavitas oris aufweisen (Krejci 1999), und daher im Hinblick auf die klinische Relevanz nicht verwendet werden sollten.

Im zeitlichen Verlauf des Materialverschleißes fällt auf, daß die Kurven von Degussitkugel und Degussitzylinder weitgehend parallel verlaufen, obwohl wegen der kleineren Kontaktflächen bei der Degussitkugel 4 – 20 x höhere Belastungen auftreten. Im Hinblick auf die Diskrepanz von nominaler und realer Oberfläche läßt sich dies mit dem visko-elastischen Verhalten der Komposite erklären, wodurch bei geringeren Belastungen (Zylinder) weniger Tribokontakte entstehen als bei hohen Belastungen (Kugel). Die effektive Belastung je Einzelfächeneinheit bleibt jedoch im beobachteten Lastbereich weitgehend konstant (Bujis 1993).

Auch die Steatitkugel induziert im Vergleich zur Degussitkugel einen um den Faktor 2 – 3 x höheren Materialverschleiß, obwohl sie wegen der größeren Verschleißfläche rechnerisch ein wesentlich geringeres Kontakt/Eingriffsverhältnis aufweist. Als Eingriffsverhältnis wird das Verhältnis von Tribokontaktfläche zur Gesamtauflfläche bezeichnet. Als naheliegende Erklärung hierfür kann die Interaktion mit Steatitverschleißpartikeln vermutet werden, die infolge des hohen Eigenverschleißes entstehen und im System als zusätzliches Abrasiv wirken (Wassel 1992b).

Tab. 4: Argumente Pro/Contra den Einsatz natürlicher Schmelzantagonisten

Argumente für den Einsatz von natürlichen Schmelzantagonisten	
Contra	Pro
- Beschaffungsproblematik (weniger Extraktionen, mehr Zahnerhalt: oft hoher Zerstörungsgrad oder frische Eruption)	Höchste klinische Relevanz
- Infektionsrisiko	
- Unbekannte Vergangenheit (Fluoridierung, Durchbruchzeit)	
- Morphologische Varianz	
- Natürlicher Verschleiß (Schliffacetten)	

5.2 Mikromorphologie des Verschleißes

Für das Verständnis des unterschiedlichen Verschleißverhalten der getesteten Komposite bei der Belastung mit den beschriebenen Antagonisten muß die Mikromorphologie der Verschleißspuren näher betrachtet werden.

In den REM-Aufnahmen muß dazu den glatt polierten, erhabenen Arealen eine besondere Bedeutung beigemessen werden (Kunzelmann 1998). Die Größenordnung dieser Bereiche liegt bei dem grobgefülltem Hybridkomposit Estilux VS Hybrid im Bereich der Füllkörper. Man kann vermuten, daß es sich dabei um Füllkörper handelt, die durch Abrasion im Belastungsverlauf von den Antagonisten plan geschliffen wurden. Bei dem Feinpartikelhybrid Tetric Classic dagegen ist es offensichtlich, daß die Größenordnung dieser Areale weit über den Füllkörpern liegt. Das mikrogefüllte Komposit Heliomolar RO weist bei allen Antagonisten eine gleichmäßig glatte Oberfläche auf und läßt im Vergleich zu Tetric Classic und Estilux VS Hybrid einen wesentlich höheren Traganteil der Oberfläche erkennen.

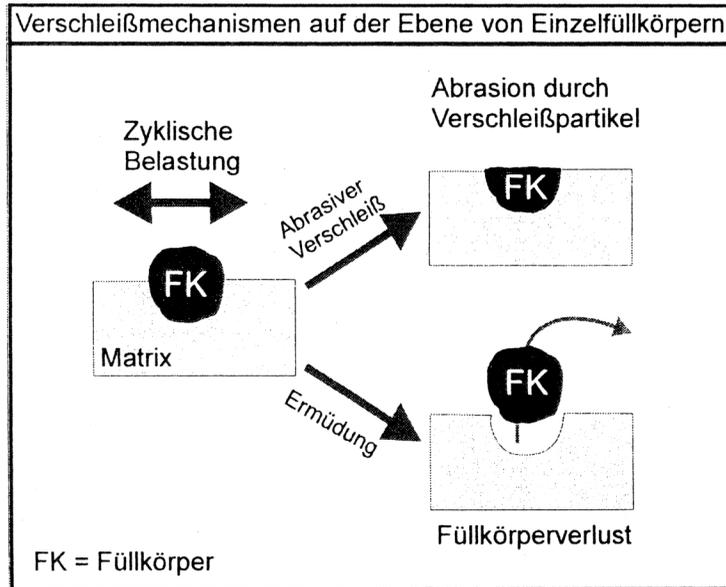
Zum Verständnis des Verschleißverhaltens ist es wichtig, zwischen der nominalen und realen Kontaktfläche zu differenzieren. Die nominale Kontaktfläche entspricht bei den synthetischen Antagonisten und den natürlichen Schmelzhöckern den in Abb. 8 – 10 dargestellten Flächen, im Fall der Zylinderantagonisten dessen Stirnfläche. Die reale Kontaktfläche entspricht den tatsächlich mit dem Gegenkörper in Kontakt getretenen Mikrorauhigkeiten.

Die REM-Aufnahmen belegen, daß für Heliomolar RO quantitativ eine wesentlich größere Kontaktfläche zu erwarten ist, als bei Tetric Classic und Estilux VS Hybrid. Durch die größere reale Kontaktfläche wird der einzelne Flächenanteil geringer belastet (Bujis 1993). Zudem wird durch den geringen E-Modul sowie die geringe Füllkörpergröße die Last bereits nach wenigen Lastzyklen über einen weiten Bereich der nominalen Kontaktfläche verteilt. Bei Materialien mit größeren Füllkörpern bzw. höherem E-Modul wird die Last auf die Bereiche verteilt, die als erstes mit dem Gegenkörper Kontakt aufweisen. Als Folge der lokal höheren Belastung resultiert

eine erhöhte Verschleißrate, für die auf Ebene der Füllkörper aber zwei unterschiedliche Effekte ursächlich sind (Abb. 47):

1. Die erhöhte Abrasion der einzelnen Füllkörper
2. Ein erhöhter Füllkörperverlust (filler plucking) infolge Ermüdung des Materials

Abb. 47: Verschleißmechanismen auf der Ebene von Einzelfüllkörpern



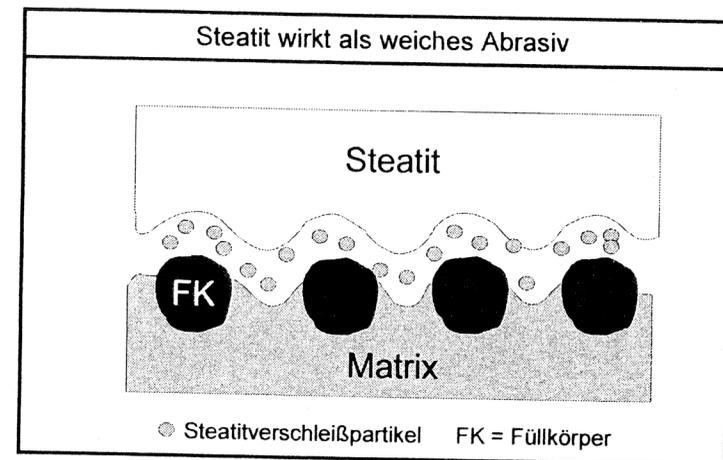
Beide Effekte sind miteinander korreliert. Je größer die einzelnen Füllkörper eines mehrphasigen Materials sind, desto weniger dicht gepackt liegen sie in der Matrix vor, da sich der mittlere Matrixabstand (Abstand zweier Füllkörper) mit zunehmender Größe und Volumen der Füllkörper vergrößert. Nach einer Untersuchung von Cross (1983) fallen Materialien mit großem mittleren Matrixabstand im Kausimulator durch ihren erhöhten Verschleiß auf. Die Ursache ist darin zu sehen, daß eine nicht durch Füllkörper geschützte Matrix im Belastungsverlauf durch Verschleißpartikel beschleunigt abgetragen werden kann. Diese Beobachtung entspricht im Prinzip der von Jörgensen (1979, 1982) formulierten Matrix-Schutz-Theorie. Die Füllkörper werden

infolge des Matrixabtrags selektiv exponiert, und sind dadurch selbst einer erhöhten Abrasion ausgesetzt. Auch die Verlustrate einzelner Füllkörper nimmt damit zu, da die exponierten Füllkörper zunehmend weniger von der Matrix unterstützt werden. Je größer der Unterschied zwischen der Verschleißresistenz der einzelnen Matrix- und Füllkörperphasen ist, desto größer resultiert die gesamte Verschleißneigung des Materials (Axen, 1994).

Den Verschleißpartikeln zwischen den Oberflächen der Tribopartner kommt in diesem Zusammenhang entscheidende Rolle zu.

Da Steatit eine geringere Vickers-Härte als die Füllkörper der getesteten Komposite aufweist, entstehen im Verhältnis mehr Steatit- als Kompositverschleißpartikel. Die anfallenden Steatitverschleißpartikel können dabei zwischen den Tribopartnern als weiches Abrasiv wirken (zum Gahr 1987, Axen 1994) und den Matrixverschleiß zwischen den Füllkörpern fördern, wodurch sich nach dem dargestellten Mechanismus der Materialverschleiß drastisch erhöht (Abb. 48).

Abb. 48: Wirkung von Steatit als weiches Abrasiv (modifiziert nach Axen 1994)



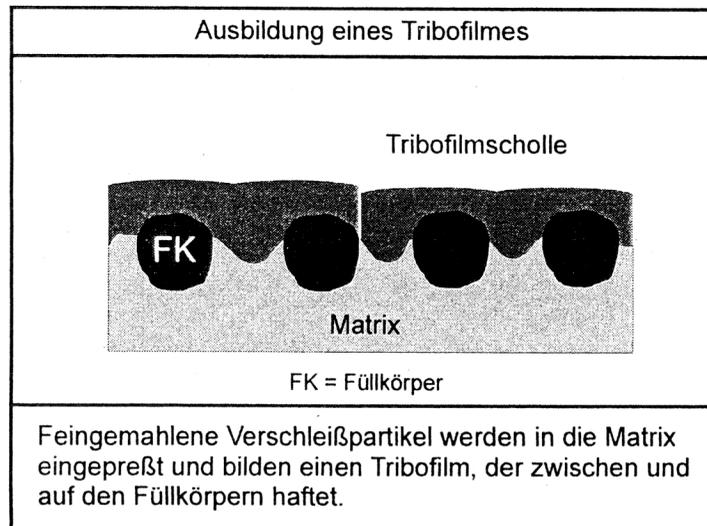
Zudem können nach Czichos (1992), die rauen Vertiefungen zwischen den planaren Arealen, die besonders bei den Kompositen, die in Verbindung mit Steatitantagonisten getestet wurden, als Oberflächenzerrüttung interpretiert werden. Hierbei

handelt es sich um Material-Fatigue der Oberfläche, der infolge der zyklischen Belastung das Wachstum von Mikrorissen bedingt, die schließlich zum Ausbruch von Rißfragmenten führen. Je nach Belastungssituation –die auch vom jeweiligen Antagonisten mit determiniert wird- können so unterschiedlich dicke Verschleißpartikel gebildet werden, indem unter der Oberfläche verschieden ausgeprägte Mikrodefekte anwachsen, sich vereinigen und durch vertikale Rißbildung zur Delamination lamellenförmiger Partikel führen (McKinney 1982, Wu 1984, Suh 1986).

Für den Einfluß von Degussit als Antagonistenmaterial auf den Materialverschleiß kann hingegen ein anderer Mechanismus formuliert werden.

Als augenfälligstem Befund muß den großflächigen Schollen in den REM-Aufnahmen Beachtung geschenkt werden. Es kann vermutet werden, daß es sich dabei um einen Tribofilm handelt, welcher der Oberfläche des weicheren Tribopartners aufhaftet, und die Rauigkeitstäler zwischen den Füllkörpern ausgleicht (Abb. 49).

Abb. 49: Tribofilmbildung durch feingemahlene Füllkörper



Die hypothetische Ursache dafür ist im harten Gegenkörpermaterial Degussit zu sehen, das kaum Eigenverschleiß aufweist, jedoch die Füllkörper der Composite aufgrund ihrer geringeren Vickers-Härte zu feinsten Partikeln zu verschleifen vermag. Diese Feinstpartikel können wiederum in die Kompositmatrix eingepresst werden, womit sie die Matrix stabilisieren und einen Film bilden, der durch Auffüllen der Oberflächenrauigkeiten die Tragflächenanteile der realen Oberfläche vergrößert. Der Tribofilm kann damit als „Gleitmittel“ wirken, der den weiteren Materialverschleiß vermindert.

5.3 Lastkraftvariation

Zur mathematischen Beschreibung des abrasiven Verschleißes homogener Materialien unter „sliding wear“-Bedingungen wurde von Archard (Czichos 1992) folgende tribologische Gesetzmäßigkeit formuliert:

$$dV/dS = K * L/H$$

mit V = Verschleißvolumen L = Lastkraft
 S = Gleitstrecke H = Härte des Verschleißmaterials

Unter der Voraussetzung, daß alle Parameter konstant gehalten werden, sollte sich nach initialem Running-in das Verschleißvolumen proportional zur Lastkraft verhalten.

Die vorgenommenen Lastvariationen von 7 – 21 MPa nominale Flächenpressung bestätigen diese Formulierung jedoch nur für das mikrogefüllte Komposit Heliomolar RO, in dessen Fall eine nahezu lineare Abhängigkeit der Verschleißrate mit zunehmender nominaler Flächenpressung beobachtet werden konnte. Eine ähnliche Entwicklung konnte bei dem Hybridkomposit Estilux VS Hybrid nur für die Erhöhung der Lastkraft von 7 MPa auf 14 MPa festgestellt werden, nach einer weiteren Erhöhung der nominalen Flächenpressung blieb die Verschleißrate nahezu konstant. Im Gegensatz dazu blieb die Verschleißrate des Feinpartikelkomposites Tetric Classic während der geprüften Belastungsintervalle stets konstant, und damit von der nominalen Flächenpressung unabhängig.

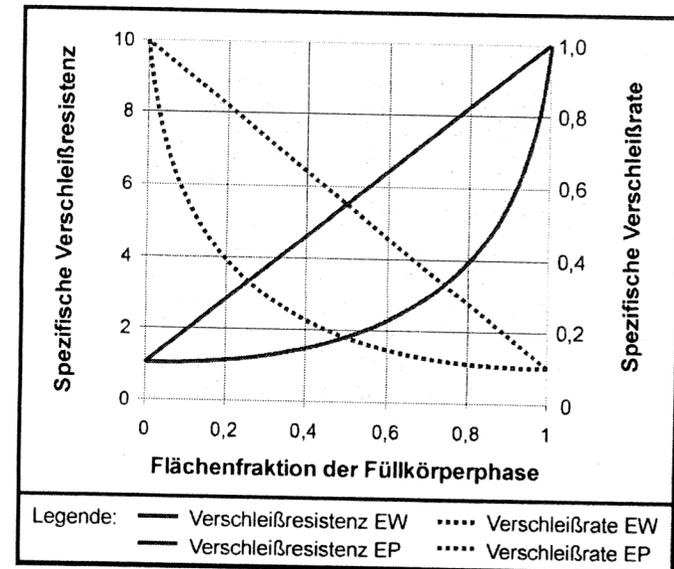
Die Ergebnisse der durchgeführten Lastkraftvariationen legen damit nahe, daß die von Archard für homogene Materialien aufgestellte Gesetzmäßigkeit, in dieser Form nicht auf mehrphasige Materialien (Komposite) angewendet werden kann. Diese Diskrepanz wurde bereits von Axen (1994) erkannt, und die mathematische

Gesetzmäßigkeit von ihm in einem neuen theoretischen Ansatz modifiziert, den er an systematisch durchgeführten in vitro Experimenten eindrucksvoll belegt.

Gemäß diesen Ansatzes ist die Verteilung der Flächenlast maßgeblich für das Verschleißverhalten multiphasiger Materialien bestimmend, so daß sich Verteilungen gemäß EW-Bedingungen (EW = equal wear) oder EP-Bedingungen (EP = equal pressure) ausbilden, die als limitierende Grenzen der Verschleißresistenz (EW = Obergrenze, EP = Untergrenze) berechnet werden können (Abb. 50). Neben diesen extremen Formen der Lastverteilung, können sich bei mittleren Lasten Mischformen (mixed mode) beider Bedingungen etablieren.

Bis die gesamte Last von einer Anzahl individueller abrasiver Kontakte getragen wird, kann die mittlere Lastverteilung damit aus der Verteilung reiner EW- und EP-Kontakte resultieren, die sich simultan etablieren und Spitzenlasten tragen, oder von individuellen Kontakten die nur mittlere Lasten tragen.

Abb. 50: Verschleißrate und Verschleißresistenz bei EP- und EW-Bedingungen am Beispiel eines zweiphasigen Materiales, dessen Füllkörperphase die 10-fache Verschleißresistenz der Matrix aufweist (nach Axen 1998).



Die Gesetzmäßigkeit von Archard wird von Axen (1994) für multiphasige Materialien unter EP- und EW-Bedingungen wie folgt modifiziert:

EP- Bedingungen:

$$dV/dS = L * A / \sum_i (A_i \Omega_i)$$

EW-Bedingungen:

$$dV/dS = L/A * \sum_i (A_i / \Omega_i)$$

mit V = Verschleißvolumen

A_i = Kontaktflächenanteil einer Phase

S = Gleitstrecke

Ω_i = Verschleißresistenz einer Phase

A = Kontaktfläche

Vor dem Hintergrund dieser Gesetzmäßigkeiten und der Erkenntnissen aus der Gegenkörpervariation, lassen sich die Ergebnisse der Lastkraftvariation neu interpretieren:

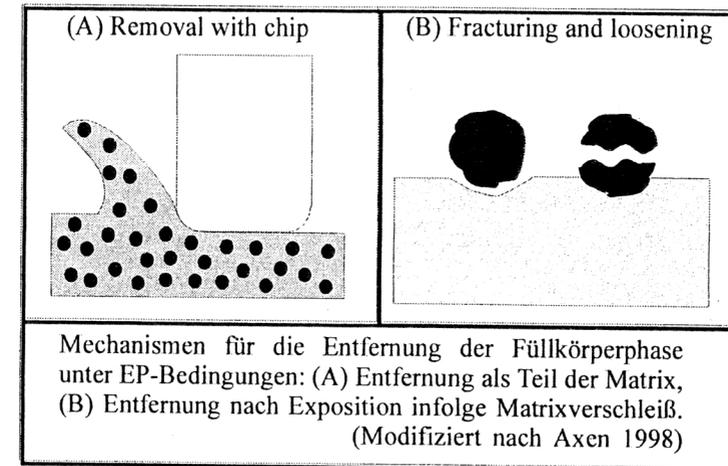
Es läßt sich vermuten, daß eine Abhängigkeit der Verschleißrate von der Flächenpressung bei gleichbleibender Grundfläche A nur dann auftreten kann, wenn eine Erhöhung der Flächenlast ohne Auswirkung auf die Zahl der etablierten Tribokontakte und dem Flächenanteil (A_i) einzelner Phasen bleibt. Für das mikrogefüllte Komposit Heliomolar RO läßt sich dieser Sachverhalt beobachten, da bereits nach dem Running-in die Last gleichmäßig über weite Teile der Verschleißfläche verteilt ist ($A_i \cong A$). Zudem sind die Mikrofüller aufgrund ihrer geringen Größe derart in die Matrix integriert, daß auch bei steigenden Lasten beide Phasen (Matrix, Füllkörper) stets gemeinsam abgetragen werden (Abb. 51 A) und sich der Flächenanteil (A_i) beider Phasen im Belastungsverlauf dadurch nicht verändert. Diese Beobachtung wurde bereits von Jörgensen (1979, 1982) im Rahmen der Matrix-Schutz-Hypothese beobachtet und exemplarisch dargestellt.

Bei multiphasigen Materialien, deren einzelne spezifische Verschleißresistenzen (Ω_i) sich deutlich unterscheiden, treten andere Effekte in der Vordergrund.

Infolge der Belastung verschleißt bei dem Hybridkomposit Estilux VS Hybrid die schwächere Phase (Matrix) stärker und schneller als die Füllkörper, wodurch diese

zunehmend exponiert werden. Durch Steigerung der Belastungskraft wird dieser Prozeß beschleunigt und die eingeleitete Last verteilt sich auf die exponierten Füllkörper, die infolge dieser Belastung vermehrt zerbrechen (fracturing) oder aus dem Matrixverbund verloren gehen (loosening) (Abb.51 B). Durch diese Vorgänge steigt die Verschleißrate zunächst an. Eine weitere Steigerung der Lastkraft löst jedoch keinen weiteren Anstieg der Verschleißrate aus, was sich möglicherweise damit erklären läßt, daß eine größere Zahl der exponierten Füllkörper durch die höheren Lasten abgeschliffen werden, womit sie die tragende Oberfläche (A_i) wieder erhöht. Zudem wäre denkbar, daß infolge eines „Sättigungseffektes“ die Verlustrate von Füllkörpern ab einer bestimmten Grenze auch durch höhere Lasten nicht weiter zu steigern ist.

Abb. 51: Mechanismen für die Entfernung der Füllkörperphase unter EP-Bedingungen (nach Axen 1994).



Das Feinpartikelhybridkomposit Tetric Classic verfügt in seiner Struktur über vier Füllkörperphasen und die Matrixphase. Die Beobachtung, daß bei diesem Komposit höhere Lasten im Verschleißverlauf die Verschleißrate nicht steigern, könnte darauf zurückgeführt werden, daß höhere Lasten zum einen durch eine

wachsende Zahl von Tribokontakten, zum anderen infolge Abrasion durch größere Flächenanteile der verschiedenen Füllkörperphasen (A_i) kompensiert werden, so daß die Last pro Flächeneinheit stets gleichgehalten wird (Sakar 1983, Bujis 1993). Auch ein Übergang von EP-Kontakten zu verschleißgünstigeren EW-Kontakten könnte als Ursache diskutiert werden.

5.4 Verschleiß der Antagonisten

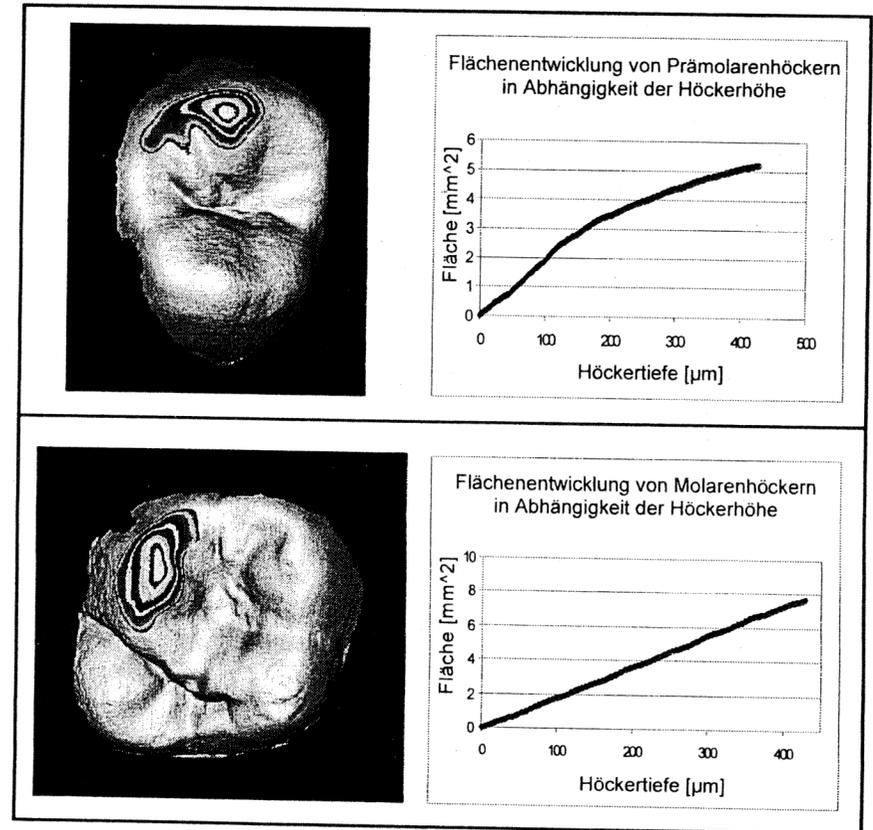
Die Analyse des Eigenverschleißes der nativen Schmelzhöcker von Molaren und Prämolaren belegt innerhalb beider Gruppen im zeitlichen Verlauf die Abhängigkeit des Verschleißes von der nominalen Kontaktfläche $P = F/A$ (Lutz 1992). Im Vergleich beider Formen miteinander induziert jedoch der Prämolare bei geringer Zyklenzahl -trotz größerer Verschleißfläche und damit geringerer nominalen Kontaktfläche- einen höheren Materialverschleiß als der Molar. Dies könnte man mit vermehrt entstehenden Schmelz/Dentin-Partikel infolge eines initial höheren Eigenverschleißes des Prämolaren interpretieren, die damit auch eine beschleunigte Abrasion des Materiales induzieren könnten; zudem muß die Überlagerung einer verschleißdeterminierenden Fatigue-Komponente diskutiert werden.

Es läßt sich erkennen, daß die Schliffflächen, wie sie auf den Zahnhöckern durch die Belastung im Kausimulator entstehen, dem natürlichen Höckerrelief entsprechen. Zur Abschätzung des durchschnittlichen Höhenverlustes wurden die Ergebnisse der Schliffflächenbestimmung der belasteten Molaren- und Prämolarenhöcker mit den Daten einer 3D-Zahndatenbank (Guerke 1997, Scheufele 1998) verglichen, die im Rahmen eines CAD-Projektes in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer Institut für Graphische Datenverarbeitung (IGD) angelegt wurde. Die darin enthaltenen Daten wurden durch 3D-Laserabtastung an 25 kariesfreien Gebissen von Jugendlichen im Alter von 11-15 Jahren gewonnen und enthält derzeit die mathematische Reliefdarstellung von 67 Seitenzähnen (Molaren und Prämolaren).

Dem Vergleich mit der Datenbank zufolge (Abb. 52), wäre der Höhenverlust von Schmelzantagonisten nach 50.000 Zyklen im Kausimulator in einer Größenordnung

von 80 - 100 μm einzuordnen womit sich, bezogen auf reale orale Bedingungen, unrealistische Dimensionen ergeben.

Abb. 52: Histogramme der Flächenentwicklung natürlicher Schmelzhöcker



Der hohe Eigenverschleiß der natürlichen Schmelzantagonisten läßt sich im Wesentlichen auf die lange 8-mm-Amplitude zurückführen, die für die Schmelzhöcker eine ca. 16-fache Wegstrecke im Vergleich zu den Bedingungen in situ oris darstellten. Eine Abschätzung eines materialbedingten antagonistischen Verschleißes sollte mit dieser Kausimulation daher nur eingeschränkt erfolgen. Eine Möglichkeit wäre, den Höhenverlust nach dem Running-in anhand der Verschleißrate zu bestimmen und zu vergleichen. Dies würde jedoch aufwendige Baseline-3D-Matching-Verfahren not-

wendig machen (Kunzelmann 1998), die den Rahmen einer präklinischen Simulation jedoch übersteigen würde.

Die getesteten Steatitkugeln zeigen wie die natürlichen Schmelzhöcker wegen ihrer geringen Vickers-Härte hohen Eigenverschleiß. Die großen Kontaktflächen, die Verschleißverlauf entstehen, erschweren das Abspülen von Verschleißpartikeln, die zusammen mit den exponierten Füllkörpern in den Kompositoberflächen zum beschleunigten Verschleiß dieser Antagonistenform beitragen. Degussitkugeln hingegen werden wie Degussitzylinder nur oberflächlich poliert, zeigen aber im Vergleich die geringsten Kontaktflächen, womit ein Ablösen von Materialpartikeln aus dem Kontaktbereich erleichtert wird. Da die Entfernung loser Partikel aus der Belastungszone konstruktionsbedingt ein Problem für 2-Körper-Verschleiß-Kausimulatoren darstellt, liefert dies ein wichtiges Argument für die Verwendung von verschleißresistenten Antagonisten.

5.5 Materialverschleiß und Kontaktflächenentwicklung

Die zeitliche Entwicklung von Materialverschleiß und Kontaktflächenentwicklung entspricht der klassischen Form eines Verschleiß-Zeit-Diagrammes (Czichos 1992). Während der Einlaufphase (Running-in) ändert sich die Oberflächenmorphologie durch Glätten der kontaktierenden Rauheitshügel, wobei die Wechselwirkungsrate der Kontakthügelkollisionen mit fortschreitendem Gleitverschleiß abnimmt. Dieser Vorgang ist mit einer Abnahme der Reibkraft verbunden. Mit zunehmender Eindringtiefe des Antagonisten in den Grundkörper vergrößert sich die nominale Kontaktfläche, es werden vermehrt Verschleißpartikel gebildet und zwischen den kontaktierenden Oberflächen der Tribopartner eingeschlossen, wobei sich die Reibkraft erhöht. (Suh, 1986, Kunzelmann 1998). In dieser Phase wird die Oberfläche des weniger verschleißbeständigen Tribopartners poliert, wobei sich die reale Kontaktfläche an die nominale Kontaktfläche annähert. Der zeitliche Verlauf des

Materialverschleißes zeigt, daß die Dauer des Running-in von der Geometrie des Antagonisten, sowie vom Härteverhältnis Grund-/Gegenkörper determiniert wird. Das Maximum der Reibkraft ist erreicht, wenn die Anzahl der Verschleißpartikel zwischen den Oberflächen konstant bleibt, es schließt sich ein Bereich konstanter Volumenveränderung (Steady-state) an. Durch fortschreitende Oberflächenzerrüttung wird eine inkrementelle Zunahme des Verschleißes im nächsten Zeitintervall ausgelöst. Erst nach längerer Belastungsdauer überlagert sich ein Surface-Fatigue, womit die Verschleißrate wieder ansteigt. Die Steady-state-Phase ist für die Beurteilung der Verschleißigenschaften eines Materials von besonderem Interesse, da Running-in- sowie Surface-fatigue-Effekte sicher ausgeschlossen werden können. Unter diesem Gesichtspunkt betrachtet, wäre der Degussitzylinder sicher die beste Auswahl, da aufgrund der standardisierten Grundfläche die nominale Flächenpressung konstant gehalten wird, wodurch sich ein weitgehend linearer Verschleißverlauf während des Steady-state zeigt. Dies erleichtert eine Abgrenzung vom Running-in-Bereich und erweist sich von Vorteil, wenn verschiedene Materialien anhand der Verschleißrate verglichen werden sollen. Trotz der sphärischen Geometrie zeigt die Degussitkugel jedoch ein ähnlich lineares Verschleißverhalten im Steady-state, was auf die geringe Kontaktflächenentwicklung in diesem Zyklusintervall zurückgeführt werden kann. Die Steatitkugeln zeigen wie die natürlichen Schmelzhöcker hohen Eigenverschleiß und große Veränderungen der nominalen Kontaktfläche. Es ist daher schwierig im Kurvenverlauf des Materialverschleißes einen Steady-state-Bereich abzugrenzen, so daß bei Verwendung von Steatitkugeln ein Vergleich von Materialien anhand ihrer Verschleißraten nicht möglich ist.

6. Schlußfolgerung und Zusammenfassung

Der Nutzen von In-vitro-Verschleißsimulationen hängt von der jeweiligen Fragestellung ab. Im Zusammenhang mit der Entwicklung und Verbesserung neuer Materialien müssen als wesentliche Fragen beantwortet werden:

1. Gibt es einen Unterschied zwischen verschiedenen Materialien ?
2. Welchen Einfluß hat ein Material auf den Gegenkörper ?
3. Welche Verschleißvorgänge sollen simuliert werden ?

Als Anforderungsprofil an eine sinnvolle Verschleißsimulation ist zu fordern, im Sinne dieser Fragestellungen schnelle und präzise Ergebnisse schaffen können.

Weiter muß im Anspruch der Simulation differenziert werden zwischen anwendungsorientierten, realitätsnahen Simulationen und Simulationen die der Optimierung von Werkstoffen im Labor dienen sollen. In der Literatur finden sich zahlreiche Publikationen zu realitätsnahen In-vitro-Analysen, die Verschleißvorgänge von Materialien und Antagonisten beschreiben. Obwohl diese auf den ersten Blick naheliegende Möglichkeiten einer klinisch relevanter Verschleißsimulation darzustellen scheinen, zeigt sich jedoch bei genauer Durchsicht, daß sich nur wenige davon auf Belastungssimulationen natürlicher Schmelzantagonisten gegen Kompositgrundkörper beziehen. In der Materialoptimierung hingegen stellt sich das Problem, Unterschiede zwischen einzelnen Materialien schnell, aber statistisch signifikant zu sichern. Dazu ist es notwendig, die Streuung bei geringen Fallzahlen so gering wie möglich zu halten. Dies stellt hohe Anforderungen an die mechanische Präzision des Simulators sowie an die Präzision des Probenherstellungs- und Prüfprotokolls. In Übereinstimmung mit Wassel (1994 a, b) und Fang (1993) konnten unsere Ergebnisse zeigen, daß unter gleichen Prüfbedingungen der maßgebliche Anteil der Streuung durch die Auswahl eines geeigneten Antagonisten reduziert werden kann. Hierbei waren standardisierte, synthetische Antagonisten den natürlichen Schmelzantagonisten deutlich überlegen.

Hinsichtlich einer klinisch relevanten Untersuchung materialbedingter Einflüsse auf den Gegenkörper, stellt der native Schmelz menschlicher Zähne in Form und Material die beste Gegenkörpervariante dar. Jedoch ist die Verwendung von natürlichen Schmelzhöckern nur dann sinnvoll, wenn auch die übrigen Versuchsbedingungen klinisch vergleichbar, und auf diese Antagonistenform angepaßt sind. Im Hinblick darauf erweist sich für die Verwendung natürlicher Zähne die Simulationsumgebung von DeLong (1983) am geeignetsten. Ein wesentliches Problem der Simulatorkonstruktion von Krejci (1990) hingegen resultiert aus der Gummidämpfung, die zur Simulation der ligamentären Aufhängung eines Zahnes in der Alveole verwendet wird (Kunzelmann 1998). Der Simulator von Suzuki (1993) muß hinsichtlich der induzierten Rotationsbelastung kritisch bewertet werden.

Fokussiert man bei der Materialentwicklung jedoch ausschließlich den Aspekt des Materialverschleißes, so ist der Einsatz standardisierter Antagonisten in Verschleißsimulationen sinnvoll.

Bei der Suche nach validen Alternativen stellen sich im wesentlichen zwei Fragen:

1. Aus welchem Material soll der Antagonist bestehen ?
2. Welche Geometrie soll der Antagonist aufweisen ?

Aus theoretischen Überlegungen heraus wäre ein zylindrisches System zu bevorzugen, bei dem sich während der Versuchsdurchführung die Kontaktgeometrie nicht ändert. Wegen der Verkipppungsproblematik in der Running-in Phase (Powell 1975), der schwierigen Reposition während Verlaufsmessungen und der ungenauen Oberflächenbehandlung vor jedem Einsatz, lassen aus pragmatischen Gründen kugelförmige Antagonisten als mögliche Alternative erscheinen. Als Nachteil der kugelförmigen Antagonisten galt jedoch, daß sich die Verschleißfläche im Belastungsverlauf nicht vorhersehbar ändert.

Bei der Wahl des Antagonistenmaterials sind ebenfalls verschiedene materialbedingte Vor- und Nachteile zu berücksichtigen. Steatit verfügt über schmelzähnliche Härte,

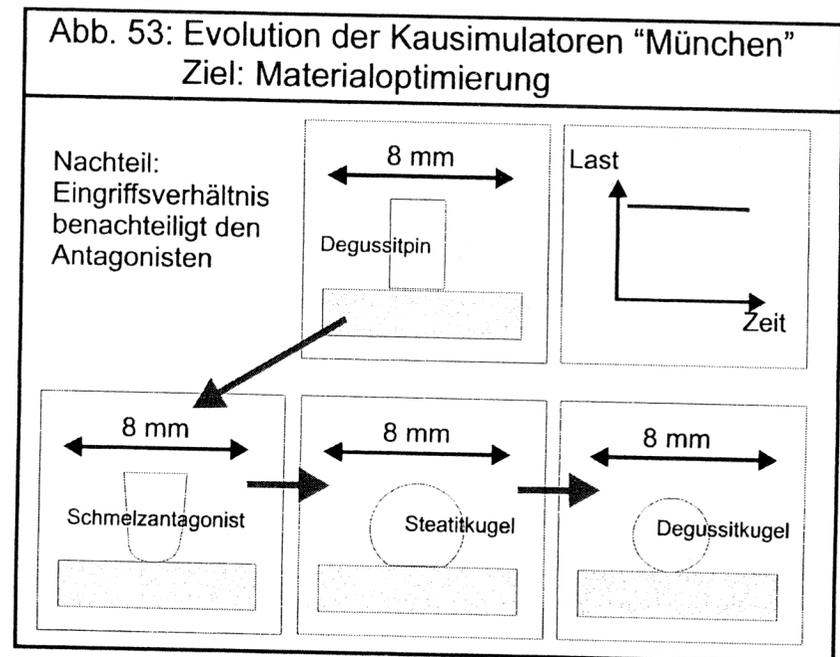
Reibungs- und Verschleißverhalten (Wassel 1994 a, b), ist leicht verfügbar und billig, da es auch in Kugelmöhlen Verwendung findet. Als Nachteil zeigt sich der hohe Eigenverschleiß und die Induktion eines nicht-linearen Materialverschleißes. Auch Degussit ist leicht verfügbar, verschleißt aber aufgrund der hohen Härte kaum.

Die Versuchsergebnisse zeigen, daß sich die Kontaktflächen während des Steady-State nur geringfügig ändern und der induzierte Materialverschleiß ein ähnlich lineares Verhalten wie bei Verwendung von Degussitzylindern zeigt. Nativer, menschlicher Schmelz ist hingegen mit einer Reihe Nachteilen behaftet. Neben der Infektions- und Beschaffungsproblematik bereitet vor allem die Härte- und Formenstreuung sowie der hohe Eigenverschleiß Probleme. Die signifikanten Unterschiede im Material- und Eigenverschleiß bei Verwendung von Prämolaren- und Molarenhöckern werfen weiter die Frage auf, welche Zahnform standardisiert verwendet werden sollte. Auch die Standardisierung von Schmelzantagonisten erscheint problematisch, da sich die mikromorphologischen Verschleißigenschaften der Schmelzstruktur durch die Bearbeitungsprozeduren drastisch verändern (Krejci, 1999), so daß sie gegenüber synthetischen Antagonisten keinen Vorteil darstellen.

Um Materialien hinsichtlich des Verschleißes vergleichend beurteilen zu können, ist es in der Literatur üblich, ein Ranking der Materialien anzugeben (Powell 1975; Goldberg 1984; Lutz 1992; Pelka 1996; Ferracane 1996). Die Ergebnisse des Materialvergleiches bei den getesteten Antagonisten zeigen, daß sich ein gleiches Ranking prinzipiell mit allen Antagonistenmaterialien und -formen erzielen läßt. Es muß jedoch darauf hingewiesen werden, daß ein Materialranking maßgeblich von der Auswahl der Materialien mit beeinflusst wird. Es macht einen deutlichen Unterschied, ob wenige Materialien unterschiedlicher Materialaspekte (GIZ, Kompomer, Komposit) verschiedener Füllkörperklassen (Mikrofüller, Feinhybrid, Hybridkomposit) verglichen werden sollen, oder ein Ranking zahlreicher Materialien gleicher Füllkörperklasse durchgeführt werden soll. Um den Vergleich mehrerer Füllungswerkstoffe innerhalb einer und/ oder mit verschiedenen Füllkörperklassen ohne vorherige Selektion anhand eines Rankings sinnvoll vergleichen zu können, muß vom Anta-

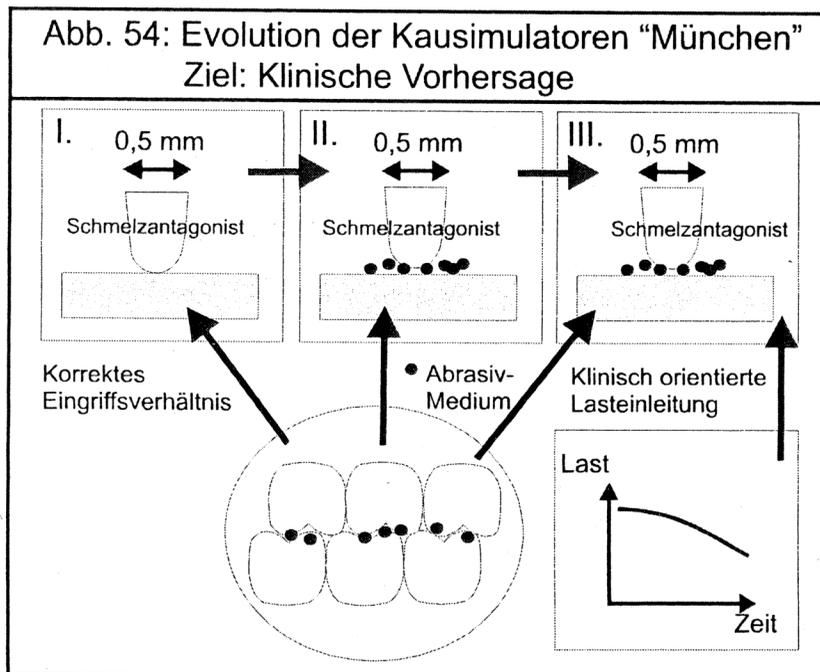
gonisten eine geringe Meßwertstreuung erwartet werden, sowie die Möglichkeit gegeben sein, große Meßbereiche abzudecken. Hier bereitet besonders der Degussitzylinder Probleme, da er „weiche“ Materialien aufgrund von Running-in-Problemen vorzeitig verschleißt (Hartmannsgruber 1996, Kunzelmann 1998). Die Steatitkugel zeigt im Vergleich die höchste Meßwertstreuung. Da sie bei gleicher Belastungsdauer den größten Materialabtrag induziert, ist zu erwarten, daß auch sie den Meßbereich bei vergleichsweise wenig verschleißresistenten Materialien vorzeitig überschreitet, und das Anwendungsspektrum damit stark einschränkt. Im Gegensatz dazu zeigen weitere Untersuchungen mit der Degussitkugel, daß deren Indikation auch auf Kompomere und Glasionomere zementierte erweitert werden kann (Sobotta 2000). Gemäß diesen theoretischen Überlegungen und der gemessenen Meßwertstreuungen muß der Degussitkugel als Antagonist, zumindest bei der untersuchten Versuchsanordnung, vor allen weiteren getesteten Formen der Vorzug gegeben werden.

Aufgrund der Vorgabe der Zylinderform durch den DIN-Normvorschlag wurde für die Verschleißversuche im Kausimulator eine 8-mm-Amplitude gewählt (Abb. 53).



Auf diese Weise sollte im zentralen Bereich der Belastungsspur sichergestellt werden, daß Creep-Effekte und Einflüsse durch eingeschlossene Verschleißpartikel minimiert werden. Zusätzlich sollte damit die Möglichkeit gegeben sein, lose Verschleißpartikel aus dem Kontakt zwischen den beiden Oberflächen zu entfernen. Die Versuchsergebnisse zeigen jedoch, daß „weiche“ Antagonisten (Zähne, Steatit) bei dieser relativ langen Amplitude schnell hohen Eigenverschleiß aufweisen, für die Interaktionen mit losen Verschleißpartikeln als wahrscheinlich anzusehen sind.

Bei vernachlässigbarem Verschleiß kugelförmiger Gegenkörper bzw. bei linearer Verschleißgeometrie (Zylinder) ist der Betrag der Amplitude jedoch unerheblich, wenn nur der Verschleiß des Grundkörpers beurteilt werden soll (Kunzelmann 1998). Soll aber gleichzeitig der Verschleiß des Gegenkörpers beurteilt werden, dann muß die Amplitude vergleichbar zur Situation im Mund gewählt werden. Für die Evolution des Kausimulator „München“ bedeutet dies eine komplette Neukonstruktion, die in ihrer Komplexität in verschiedenen Ausbaustufen an reale klinische Bedingungen angepaßt werden soll (Abb. 54).



Der Einsatz von natürlichen Zähnen per se verbessert weder den Realitätsgrad der Simulation noch die Signifikanz der Meßwerte. Bei der klinischen Simulation oraler Verhältnisse ist es vielmehr notwendig, die Bedingungen des natürlichen Tribosystem Zahn/Gegenzahn in situ oris in die Simulatorkonstruktion und die Testparameter präzise zu übernehmen (Schmelzantagonist, Abrasivmedium, Lastverlauf). Für die Kausimulatorkonstruktion stellt dies hohe Anforderungen an die Fertigungspräzision, wie Lagerspiel und Präzisionskugellager. Um eine klinisch vergleichbare Kaubewegung durchzuführen, muß die Summe der Fehlerquellen kleiner als 10 % der Amplitude liegen, was bei 0,5 mm Auslenkung einem Betrag von 50 µm entspricht.

Um zum Vergleich mehrerer Materialien sicher im Steady-state-Bereich testen zu können, ist es wichtig die Zyklendauer der Verschleißuntersuchung richtig zu definieren, um den Belastungsbereich mit genügenden Sicherheitsgrenzen auszuschöpfen. Es konnte gezeigt werden, daß Verlaufsuntersuchungen mit Mehrfachmessung in wichtiges Instrument darstellen, Running-in-wear, Steady-state-wear- und Fatigue-Bereich sicher unterscheiden zu können.

Die Auswahl von Antagonisten für Verschleißsimulation dentaler Werkstoffe in vitro muß sich an den Ansprüchen orientieren, die an sie gestellt werden. Dabei muß in präklinische Simulationen, die der Materialoptimierung dienen und in klinisch orientierte Simulationen, die sich oralen Bedingungen anlehnen, differenziert werden. Im Rahmen der präklinischen Materialoptimierung (Abb. 53) ist der Einsatz von Degussitzylinder und Degussitkugel möglich, wegen der Aufsetz- und Repositionsproblematik sollte aber der Degussitkugel der Vorzug gegeben werden.

7. Literaturverzeichnis

1. *ASTM G 99-90*: Standard test method for wear testing with a pin-on-disk apparatus. Annual book of ASTM standards (1990).
2. *Archard, J.F.*: Contact and rubbing of flat surfaces. *J Appl Phys* 24, 981 (1953).
3. *Axen, N., Jacobsen, S.*: A model for the adrasive wear restistance of multiphase materials. *Wear* 174, 187 (1994).
4. *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).
5. *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)
6. *Bates, J.F., Stafford G.D., Harrison A.*: Masticatory function – a review of literatur. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 2, 349 (1975 a).
7. *Bates, J.F., Stafford G.D., Harrison A.*: Masticatory function – a review of literatur. 2.Speed of movement of the mandibule, rate of chewing and forces developed in chewing. *J Oral Rehabil* 2, 349 (1975 b).
8. *Bauer, C., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: Two-body- and three-body-wear of new glassionomer cements. Vortrag anlässlich des 1st European Union Conference on Glass Ionomers in Warwick, England 1996.
9. *Bayne, S.C., Taylor, D.F., Rekow, E.D., Wilder A.D., Heymann, H.O.*: Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent Mater* 10, 11 (1994).
10. *Boddicker, L., Lindhe, J.*: Abrasion of dentine by toothbrush and dentifrice. A methodological study. *Odontol Revy* 17, 17 (1966).
11. *Braem, M., Lambrechts, P., Vanherle, G., Haspeslagh, L.*: Three year quantitative in vivo wear results of four posterior composites. *J Dent Res* 66, 166 Abstr. 477 (1987).
12. *Bryant, R.W.*: Comparison of three standards for quantifying occlusal loss of composite restorations. *Dent Mater* 6, 60 (1990).
13. *Condon, J.R., Ferracane, J.L.*: Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent Mater* 12, 218 (1996).
14. *Condon, J.R., Ferracane, J.L.*: In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment. *J Dent Res* 76, 1405 (1997).
15. *Coffey, J.P., Goodkind, R.J., DeLong R., Douglas, W.H.*: In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. *J Prosthet Dent* 54, 273 (1985).
16. *Cross, M., Douglas W.H.,Fields R.P.*: The relationship between filler loading and partikel size distribution in composite resin technology. *J Dent Res* 62, 850 (1983).
17. *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).
18. *Czichos, H., Habig, K.H.*: Tribologie Handbuch, Reibung und Verschleiß, Vieweg, Braunschweig/Wiesbaden 1992.
19. *De Gee, A.J., Pallav P., Davidson C.L.*: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65, 654 (1986).
20. *De Gee, A.J., Pallav P., Werner, A., Davidson C.L.*: Influence of sliding action of food on wear of stress bearing composites. *J Dent Res* 68, 114, Abstr. 331 (1989).
21. *De Gee, A.J., Pallav P.*: Occlusal wear simulation with the ACTA wear machine. *J Dent* 22 Suppl 1, S21 (1994).
22. *De Long, R., Douglas, W.H.*: Development of an artificial oral enviroment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. *J Dent Res* 62, 32 (1983).
23. *De Long, R., Sakaguchi, R.L., Rintado, M.R.*: The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent Mater* 1, 238 (1985).
24. *De Long, R., Sakaguchi, R.L., Rintado, M.R.*: The wear of dental porclain in an artificial mouth. *Dent Mater* 2, 214 (1986).
25. *De Long, R., Sasik, C., Rintado, M.R, Douglas, W.H.*: The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent Mater* 5, 266 (1989).

26. *De Long, R., Douglas, W.H.*: An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Engineering* 38, 339 (1991).
27. *De Long, R., Rintado, M.R., Douglas, W.H.*: The wear of enamel opposing shaded ceramic restorative materials: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 68, 42 (1992).
28. *Dickson, G.*: Physical and chemical properties and wear. *J Dent Res* 58, 1535 (1979).
29. *Dorsch, P.*: Composite-Füllungsmaterialien. Report aus Forschung und Entwicklung. Ivoclar-Vivadent, Schaan-Lichtenstein 1990.
30. *Douglas, W.H., Sakagushi, R.L., DeLong, R.*: Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent Mater* 1, 115 (1985).
31. *Draughn, R.A., Harrison, A.*: Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. *J Prosthet Dent* 40, 220 (1978).
32. *Ehrnford, L., Derand, T., Larsson, L.A., Svensson, A.*: An abrasion test for composite resins. *J Dent Res* 59, 716 (1980).
33. *Embong, A., Glyn-Jones, J., Harrison, A.*: The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. *Dent Mater* 3, 236 (1987).
34. *Fan, P.L., Powers, J.M., Craig, R.G.*: In vitro wear of microfilled and visible light cured composites. *J Dent Res* 58, 2116 (1979).
35. *Fan, P.L., Powers, J.M.*: In vitro wear of aged composite restorative materials. *J Dent Res* 59, 2066 (1980).
36. *Fang, H.*: Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen. Inaugural-Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (1993).
37. *Ferracane, J.L., Mitchem, J.C.*: Properties of posterior composites: results of round robin testing for a specification. *Dent Mater* 10, 92 (1994).
38. *Finger, W., Thiemann, J.*: Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent Mater* 3, 280 (1987).
39. *Freilich, M.A., Goldberg, A.J., Gilpatrick, R.O., Simonsen, R.J.*: Three year occlusal wear of posterior composite restorations. *Dent Mater* 8, 224 (1992).
40. *Guerke, S.*: Verfahren zur rechnergesteuerten Konstruktion von Keramik-Paßkörpern für die zahnmedizinische Restauration von Zahndefekten. IGD-Jahresbericht, Darmstadt (1998).
41. *Hägler, G.*: Verschleißverhalten experimenteller Komposite und Kompomere im Kausimulator. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (2000).
42. *Harrison, A., Lewis T.T.*: The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res* 9, 341 (1975).
43. *Harrison, A., Draughn, R.A.*: Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins – is there a relationship? *J Prosthet Dent* 36, 395 (1976).
44. *Harrison, A.*: Effect of packing pressure on abrasion of dental amalgams. *J Dent Res* 56, 613 (1977).
45. *Harrison, A.*: Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *J Oral Rehabil* 5, 111 (1978).
46. *Harrison, A., Moores, G.E.*: Influence of abrasive particle size and contact stress on the wear of dental restorative materials. *Dent Mater* 1, 14 (1985).
47. *Jørgensen, K.D., Horsted, P., Janum, O., Krogh, J., Schultz, J.*: Abrasion of class-I restorative resins. *Scand J Res* 87, 140 (1979).
48. *Jørgensen, K.D.*: In-vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials. *Aust Dent J* 27, 153 (1982).
49. *Kai, M., Satou, J., Satou N., Shintanai, H., Fujioka, M.*: Sliding wear of various composite resins and bovine enamel. *Dent Mater* 5, 165 (1986).
50. *Kawai, K., Leinfelder, K.F.*: Effect of surface penetrating sealants on the wear of composite resins. *J Dent Res* 71 SI, 635, Abstr. 957 (1992).
51. *Kawai, K., Leinfelder, K.F.*: Effect of surface-penetrating sealant on composite wear. *Dent Mater* 9, 108 (1993).
52. *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).

53. *Koran, A., Craig, R.G., Tillitson, E.W.*: Coefficient of friction of prosthetic tooth materials. *J Prosthet Dent* 27, 269 (1972).
54. *Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, M.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 953 (1990 a).
55. *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).
56. *Krejci, I., Lutz, F.*: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme. 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1445 (1990 c).
57. *Krejci, I., Heinzmann, J.L., Lutz, F.*: Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100, 1285 (1990 d).
58. *Krejci, I., Lutz, F., Zedler, C.*: Effect of contact area size on enamel and composite wear. *J Dent Res* 71, 1413 (1992 a).
59. *Krejci, I., Reich, T., Bucher, W., Lutz, F.*: Eine neue Methode zur dreidimensionalen Verschleißmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104, 160 (1994).
60. *Krejci, I., Albert, P., Lutz, F.*: The influence of antagonist standardization on wear. *J Dent Res* 78(2), 713 (1999).
61. *Kunzelmann, K.-H.*: Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. *Shaker Verlag* (1998).
62. *Lambrechts, P., Vanherle, G.*: Structural evidences of the microfilled composites. *J Biomed Mater Res*, 17, 249 (1983).
63. *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).
64. *Leinfelder, K.F., Beaudreau, R.W., Mazer, R.B.*: An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 20, 755 (1989).
65. *Lundin, S.-A., Andersson, B., Koch, G., Rasmusson, C.-G.*: Class-II composite resin restorations: A three year clinical study of six different posterior composites. *Scand J Dent Res* 14, 105 (1990).
66. *Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Sectos, J.C.*: In vivo and in vitro wear of posterior composites. *J Dent Res* 63, 914 (1984).
67. *Lutz, F., Krejci, I., Barbakow, F.*: Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 71, 1525 (1992).
68. *Maier, C., Lutz, F.*: Composites versus amalgam: comparative measurements of abrasion resistance in vivo: 1-year results. *SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd.* 89(3), 203 (1979).
69. *Maier, H.*: Entwicklung einer computergesteuerten Versuchsanordnung zur Abriebsimulation dentaler Werkstoffe. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (1995).
70. *Matsumura, H., Leinfelder, K.F.*: Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. *Quintessence Int* 25, 425 (1994).
71. *McCabe, J.F., Smith, B.H.*: A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. *Br Dent J* 6, 123 (1981).
72. *McCabe, J.F., Cleary, S.M., Abu Kasim, N.H.*: Surface fatigue of model composites. *J Dent Res* 75 SI, 256, Abstr. 1909 (1996).
73. *McLundie, A.C., Patterson, C.J.W.*: Comparison of the abrasive wear in vitro of a number of composite resins. *Br Dent J* 153, 404, (1982).
74. *McKinney, J.E., Wu, W.*: Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composite. *J Dent Res* 61, 1083 (1982).
75. *McKinney, J.E., Wu, W.*: Chemical softening and wear of dental composites. *J Dent Res* 64, 1326 (1985).
76. *Mehl, A., Gloger, W., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: Entwicklung eines neuen optischen Oberflächenmeßgerätes zur präzisen dreidimensionalen Zahnvermessung. *Dtsch Zahnärztl Z* 51, 23 (1996).
77. *Michejew, N.*: Pin-on-disk-Verschleiß experimenteller Komposite und Kompo-mere unter verschiedenen Verschleißbedingungen. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (in Vorbereitung).

78. *Mueller, H.J., Bapna, M.S., Knoepfel, R.*: Human enamel-dental amalgam pin-on-disk wear. *Dent Mater* 1, 31 (1985).
79. *Pallav, P., Davidson C.L., DeGee A.J.*: Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions. *J Prosthet Dent* 59, 4426 (1988).
80. *Pallav, P., DeGee, A.J., Davidson C.L., Erickson, R.L., Glasspool, E.A.*: The influence of admixing microfiller to small-particle composite resins on wear, tensile strength, hardness, and surface roughness. *J Dent Res* 68, 489 (1989).
81. *Pallav, P., DeGee A.J., Werner, A., Davidson C.L.*: Influence of shearing action of food on contact stress and subsequent wear of stress bearing composites. *J Dent Res* 72, 56 (1993).
82. *Phillips, R.W., Avery, D.R., Mehra, R., Swartz, M.L.*: Observations on a composite resin for class II restorations: three year report. *J Prosthet Dent* 26, 68 (1971).
83. *Pintado, M.R.*: Characterization of two small-particle composite resins. *Quintessence Int* 21, 843 (1990).
84. *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).
85. *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).
86. *Powers, J.M., Craig, R.G.*: Wear of fluorapatite single crystals: III. Classification of surface failure. *J Dent Res* 51, 611 (1972 b).
87. *Powers, J.M., Allen, L.J., Craig, R.G.*: Two-body abrasion of commercial and experimental restorative and coating resins and amalgam. *J Am Dent Assoc* 89, 118 (1974).
88. *Powers J.M., Roberts, J.C., Craig, R.G.*: Wear of filled and unfilled restorative resins. *Wear* 39, 117 (1976).
89. *Powers, J.M., Fan, P.L.*: Erosion of composite resins. *J Dent Res* 59, 815 (1980).
90. *Rice, S.L., Wayne, S.F., Bailey, W.F., Roto, M.*: Influence of variation in contact stress on the sliding-behavior a dental amalgam. *Biomaterials* 2, 46 (1981).

91. *Rice, S.L., Bailey, W.F., Pacelli, P.F., Blanck, W.R.*: Influence of enamel stylus stiffness on the sliding-wear behavior of a composite restorative. *J Dent Res* 61, 493 (1982).
92. *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).
93. *Rice, S.L., Bailey, W.F., Wayne, S.F., Burns, J.A.*: Comparative in vitro sliding wear of conventional, microfilled, and light-cured composite restoratives. *J Dent Res* 63, 1173 (1984 b).
94. *Roberts, J.C., Powers, J.M., Craig, R.G.*: Wear of dental amalgam. *J Biomed Mater Res* 11, 513 (1977).
95. *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).
96. *Scheufele, P., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: An improved method for the anatomical design of CAD/CAM-Inlays. Vortrag anlässlich der IADR 1999 in Vancouver, Canada (1999).
97. *Schnabel, C., Kunzelmann, K.-H., Hickel, R.*: The influence of different abrasion media on three-body-wear of composites. *J Dent Res* 74 SI, 90, Abstr. 625 (1995).
98. *Schulte, J.K., Anderson, G.C., Sakaguchi, R.L., DeLong, R.*: Wear resistance of isosit and polymethyl methacrylate occlusal splint material. *Dent Mater* 3, 82 (1987).
99. *Shinkai, K., Suzuki, S., Leinfelder, K.F., Katho, Y.*: How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *J Am Dent Assoc* 125, 1467 (1994).
100. *Shinkai, K., Suzuki, S., Leinfelder, K.F., Katho, Y.*: Effect of gap dimension on wear resistance of luting agents. *Am J Dent* 8, 149 (1995).
101. *Slack, F.A.*: Preliminary method of testing abrasion hardness. *J Am Dent Assoc* 39, 47 (1949), zitiert nach: *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).
102. *Sobotta, M.*: Verschleißverhalten experimenteller Komposite im Kausimulator. Inaugural-Dissertation Ludwig-Maximilians-Universität München (2000).

103. *Solész, U., Klaiber, B., Pergande, C., Richer, H.*: Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 34, 406 (1979).
104. *Suzuki, S., Leinfelder, K.F.*: Wear of enamel cusps opposed by posterior composite resins. Quintessence Int 24, 885 (1993).
105. *Suzuki, S., Leinfelder, K.F.*: An in vitro evaluation of a copolymerizable type of microfilled composite resins. Quintessence Int 1, (1994).
106. *Taylor, D.F., Bayne S.C., Leinfelder, K.F., Davis, S., Koch, G.*: Pooling of long-term clinical wear data for posterior composites. Am J Dent 7, 167 (1994).
107. *Tillitson, E.W., Craig, R.G., Peyton, F.A.*: Friction and wear of restorative dental materials. J Dent Res 50, 149 (1971).
108. *Wassel, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.*: A two-body frictional wear test. Dent Mater 10, 269 (1994 a).
109. *Wassel, R.W., McCabe, J.F., Walls, A.W.*: Wear characteristics in a two-body wear test. Dent Mater 10, 269 (1994 b).
110. *Wendt, S.L., Leinfelder, K.F.*: Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. Am J Dent 7, 207 (1994).
111. *Wu, W., McKinney, J.E.*: Influence of chemicals on wear of dental composites. J Dent Res 61, 1180 (1982).
112. *Zantner, C.*: Verschleißverhalten kommerzieller Komposite im Kausimulator. Inaugural-Dissertation, Ludwig-Maximilians-Universität München (2000).
113. *Zum Gahr, K.-H.*: Microstructure and wear of materials. Elsevier, Amsterdam (1987).

8. Danksagung

Mein besonderer Dank richtet sich an all diejenigen, die mich während der Zeit der Forschungs- und Diskussionsarbeit ein Stück meines Weges begleiteten, und deren stete freundschaftliche Ermunterungen nicht unwesentlich zum endlich erfolgreichen Abschluß der vorliegenden Dissertationsschrift beitrugen.

Namentlich gilt dieser Dank meinem Freund, Kollegen und Mentor Herrn Priv. Doz. Dr. Karl-Heinz Kunzelmann, den ich an dieser Stelle für seine tatkräftige Unterstützung ausprechen möchte, und auch für sein förderndes Interesse, dessen ich mir bei diesem und vielen anderen Projekten stets sicher sein konnte.

Für die wissenschaftliche Beratung in mathematischen und statistischen Fragen bin Herrn-Akad. Rat. Dr. Gerald Hamm zu besonderem Dank verpflichtet.

Nicht unerwähnt bleiben sollen auch die Verdienste von Melitta Benz um die Entwicklung des modernen Kaffeefilters, sowie die Leistungen von Hrn. Hofrat Dallmayr auf dem Gebiet der Qualitätssicherung von sortenreinen Kaffeearomen. Ohne beide wären Dissertationsschriften wie diese ohne Zweifel undurchführbar geblieben.

Mehr als Allen jedoch muß ich meinen Eltern danken, die mir eine fundierte Ausbildung ermöglichten und deren Fürsorge mir immer ein sicherer Rückhalt war. Danke vor allem auch Dir, Verena, für die Rücksichtnahme und Dein Verständnis für manche Zynik, zu der sich mein intellektueller Hochmut wegen dieser Arbeit manchmal verstieg.

- In memoriam Herkules, meiner Hauskatze und treuem Weggefährten -

9. Lebenslauf

Name: Peter Philipp Josef Robert Scheufele

Geboren am: 23.04.1971 in München

Familienstand: ledig

Eltern: Dr. Peter Karl Scheufele, Zahnarzt
Edith Anne Eugenie Scheufele, geb. Erhard, Zahntechnikerin

Geschwister: Christian Albert Peter Günther Scheufele, Groß- und
Außenhandelskaufmann

Ausbildung:

1977 – 1990 Schulausbildung mit Erwerb der Allgemeinen Hochschulreife
1990 – 1991 Grundwehrdienst
1991 – 1997 Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-
Universität München mit Erwerb der Zahnärztlichen Approbation
1997 – 1998 Assistenz Zahnärztliche Tätigkeit in der Praxisgemeinschaft
Dr. Scheufele/ Dr. Eydelloth, München
Seit 1999 Wissenschaftlicher Mitarbeiter an der Universitätszahnklinik
München, Abt. f. Zahnerhaltung und Parodontologie, Leiter: Prof.
R. Hickel
Ausbildungsassistent im Klinischen Phantomkurs der
Zahnerhaltung und Parodontologie

Arbeitsschwerpunkt: Produktion und Einsatz multimedialer Lehrmittel in der
zahnmedizinischen Aus- und Weiterbildung

