

Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie  
der Ludwig-Maximilians-Universität München  
Vorstand: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Nahrungsverschleiß im Kausimulator

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

vorgelegt von  
Michael Mair  
aus Augsburg

2002

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät  
der Universität München

Berichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Ingrid Rudzki-Janson  
Prof. Dr. med. Dennis Nowak

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

Tag der mündlichen Prüfung: 17.12.2002

## Inhaltsverzeichnis

<b>1 Verschleiß von Füllungswerkstoffen und natürlicher Zahnhartsubstanz.....</b>	<b>5</b>
<b>1.1 Einführung.....</b>	<b>5</b>
<b>1.2 Literaturübersicht zum Verschleiß von Füllungswerkstoffen und Zahnhartsubstanz ...</b>	<b>8</b>
1.2.1 Klassifikation von Verschleißmechanismen .....	8
1.2.2 Hartschubstanzverschleiß bei Primaten .....	13
1.2.3 In-vitro-Verschleißsimulationen: Fünf Arbeitsgruppen.....	16
1.2.4 Abrasivmedien in Verschleißsimulationen .....	38
1.2.5 Terminologie der Nahrungstextur .....	41
1.2.6 Versuche zur Bestimmung der Nahrungstextur .....	43
<b>1.3 Ziel der Dissertation.....</b>	<b>46</b>
<b>2 Materialien und Methoden .....</b>	<b>48</b>
<b>2.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln .....</b>	<b>48</b>
<b>2.2 Verschleißsimulation von Kompositen.....</b>	<b>54</b>
<b>2.3 Morphologische Analyse der Kompositoberfläche – in vitro und in vivo.....</b>	<b>70</b>
<b>3 Ergebnisse.....</b>	<b>71</b>
<b>3.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln .....</b>	<b>71</b>
<b>3.2 Verschleißsimulation von Kompositen.....</b>	<b>83</b>
<b>3.3 Morphologische Analyse der Kompositoberfläche – in vitro und in vivo.....</b>	<b>88</b>
3.3.1 Kompositfüllungen nach In-vivo-Verschleiß.....	88
3.3.2 Kompositproben nach Kausimulatorbelastung .....	91
<b>4 Diskussion.....</b>	<b>108</b>
<b>4.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln .....</b>	<b>108</b>
4.1.1 Materialien und Methoden.....	108
4.1.2 Ergebnisse .....	110
<b>4.2 Verschleißsimulation von Kompositen.....</b>	<b>118</b>
4.2.1 Material und Methode.....	118
4.2.2 Ergebnisse .....	121
<b>5 Zusammenfassung.....</b>	<b>128</b>

<b>6 Anhang</b> .....	<b>131</b>
<b>6.1 Literaturverzeichnis</b> .....	<b>131</b>
<b>6.2 Rohdaten</b> .....	<b>148</b>
<b>6.3 Verwendete Geräte und Materialien</b> .....	<b>163</b>
6.3.1 Vorversuche .....	163
6.3.2 Kausimulation .....	164
<b>6.4 Danksagung</b> .....	<b>165</b>
<b>6.5 Lebenslauf</b> .....	<b>166</b>

# **1 Verschleiß von Füllungswerkstoffen und natürlicher Zahnhartsubstanz**

## **1.1 Einführung**

In den letzten Jahren hat der Einsatz von Kompositfüllungswerkstoffen für Seitenzahnrestorationen in der Zahnheilkunde einen wachsenden Stellenwert eingenommen.

Die wichtigsten Gründe sind der Patientenwunsch nach ästhetischen zahnfarbenen Restaurationen und die mögliche Toxizität von Quecksilber (Aziz, Harrison 1988), sowie die daraus entstandene Amalgamkontroverse. Unter ökologischen Aspekten ist die Entsorgungsproblematik des Quecksilbers zu beachten (Fischer und Borer, 1989, zitiert nach Krejci 1992).

Komposite wirken thermisch isolierend und erhöhen gegenüber nichtadhäsiven Füllungswerkstoffen die marginale Frakturresistenz der Zahnhartsubstanz (Morin, DeLong 1984; Liberman, Ben Amar, et al. 1990). Dem Zahnarzt bieten sie im Seitenzahnbereich im Gegensatz zu Amalgam die Möglichkeit, Zahnhartsubstanz minimal invasiv und Defekt bezogen zu präparieren.

Limitationen für den Einsatz von Kompositen in Kavitäten der Black-Klassen I und II bestehen in der Polymerisationsschrumpfung, die den adhäsiven Verbund zum Zahn unter Spannung setzt und so Randspalten entstehen läßt. Nachteilig im Vergleich mit anderen direkten Restaurationsmaterialien sind der durch Adhäsiv- und Inkrementtechnik bedingte größere Zeitaufwand sowie die hohe Techniksensitivität. Einer der wichtigsten Nachteile ist die im Vergleich zu metallischen Füllungswerkstoffen geringere Verschleißresistenz (Pilliar, Smith, et al. 1984; Hirt, Lutz, et al. 1984).

Eine Möglichkeit, Verschleiß an Zähnen oder Füllungsmaterialien zu quantifizieren, sind klinische (In-vivo-) Studien, die jedoch zeit- und kostenintensiver sind als In-vitro-Studien.

Es bestehen jedoch gravierende Unterschiede zwischen In-vitro- und In-vivo-Untersuchungen. So wird im Kausimulator normalerweise Verschleiß durch einen einzelnen tribologischen Prozeß wie z.B. Materialermüdung (fatigue) oder Abrasion erzeugt. Verschleiß in vivo führt man gewöhnlich auf eine Kombination aus Zwei- und Drei-Körper-Abrasion, adhäsivem und erosivem Verschleiß an kontaktfreien Zonen (CFA) zurück. In direkten okklusalen Kontaktzonen (OCA) dominiert Attrition, ein Mischeffekt aus Abrasion, Ermüdung und adhäsivem Verschleiß (Condon, Ferracane 1997).

Bei In-vitro-Studien bleiben regional oder kulturell bedingte diätetische Besonderheiten normalerweise unberücksichtigt.

In letzter Zeit haben, unter anderem bedingt durch den zunehmenden Trend zu einer ökologisch orientierten Lebensweise, harte und krosse Nahrungsmittel mit spröden Brucheigenschaften wie z.B. Müslimischungen, Zerealien, oder Brötchen mit harter Kruste eine weite Verbreitung auf dem Markt erfahren. Ihre rheologischen Besonderheiten, unter anderem bedingt durch den niedrigen Wassergehalt, sorgen für kurze, hochfrequente Schwingungen beim festen Anfassen und Zerbeißen (Szczesniak 1962) und verleihen diesen Lebensmitteln die sensorischen Attribute Frische und Knusprigkeit (persönliche Kommunikation mit Prof. Dr. Hans-Gerhard Ludewig, Fachbereich Lebensmittel- und Getreidetechnologie, Fachhochschule Lippe, 32657 Lemgo).

In dieser Dissertation wurden die zur mechanischen Zerkleinerung dieser Nahrungsmittel nötigen Kräfte bestimmt. Die Auswirkungen auf spezifische Ver-

schleißmechanismen werden diskutiert. Außerdem wurde eine Versuchsanordnung im Kausimulator München III unter Berücksichtigung des Nahrungsverschleißes von Kompositfüllungswerkstoffen etabliert. Der dabei in der Grundkonfiguration vorherrschende Verschleißmechanismus simuliert eine „Knirschbewegung“, bei der unter Bewegung am Kontaktpunkt zwischen Antagonist und Kompositprobe eine definierte Kraft induziert wird, vergleichbar dem pathologischen Bruxismus in vivo. Beim Kauvorgang in vivo werden, bedingt durch Nahrungsmittel, normalerweise geringe Kräfte auch außerhalb des okklusalen Kontaktpunktes eingeleitet. Harte Nahrungsmittel hingegen verursachen durch ihre Brucheigenschaften auch in diesen kontaktfreien Zonen hohe Kräfte. Die Auswirkungen solcher krosser und spröder Nahrungsmittel auf den Substanzverlust an Kompositrestaurationen stellen vermutlich einen Teil der interindividuellen Schwankungen bei In-vivo-Verschleißquantifizierungen dar und werden in dieser Dissertation anhand von In-vitro-Versuchen bestimmt.

## 1.2 Literaturübersicht zum Verschleiß von Füllungswerkstoffen und Zahnhartsubstanz

### 1.2.1 Klassifikation von Verschleißmechanismen

Der Begriff **Tribologie** ist als Wissenschaft von Reibung, Verschleiß und Schmierung gegeneinander bewegter Körper definiert. Verschleiß bezeichnet in der Zahnheilkunde mehrere Arten des Substanzverlustes an natürlicher Zahnhartsubstanz oder an Restaurationsmaterialien. Er kann unter verschiedenen Aspekten klassifiziert werden. Betrachtet man die grundlegenden Verschleißmechanismen, so kann man zwischen vier Untergruppen unterscheiden:

**Abrasion** bezeichnet Materialablösung aufgrund von harten Partikeln zwischen oder befestigt an einem oder zwei Körpern in relativer Bewegung (Zum Gahr 1987). Diese Definition schließt zwei Untergruppen ein. Befinden sich die abrasiv wirksamen Partikel direkt an einem oder beiden Körpern, so spricht man von Zwei-Körper-Abrasion, befinden sie sich zwischen den Körpern, so bezeichnet man den Mechanismus als Drei-Körper-Abrasion (Mair 1992).

**Adhäsion** ist das Ergebnis der Reibung zweier Körper, die zum Kaltverschweißen zwischen Rauigkeiten an der Oberfläche und schließlich zu Materialübertragung führt (Zum Gahr 1987). Anschließend kann eine Abtrennung der übertragenen Materialfragmente erfolgen (Czichos, Habig 1992).

**Ermüdungverschleiß** (Fatigue oder Oberflächenzerrüttung) tritt bei einer Relativbewegung zweier Körper auf. Die plastische Deformation des Materials erzeugt eine Zone der Zugspannung hinter der Bewegung, davor wird eine Kompressionszone erzeugt. Unter der Oberfläche entstehen Mikrorisse, die sich

durch wiederholte Belastung ausbreiten und zu Mikrofrakturen und Substanzverlust führen. Die gelösten Partikel können auf der Oberfläche persistieren und zu Drei-Körper-Verschleiß (Abrasion) führen (Zum Gahr 1987; Czichos, Habig 1992; Mair, Stolarski 1996).

**Tribochemische Reaktionen** führen durch Anwesenheit korrosiver Stoffe in Gas- oder Flüssigkeitsform zur Oberflächenschwächung und nach Reibekontakt zweier fester Oberflächen zu Substanzverlust (Zum Gahr 1987).

Betrachtet man vorrangig die Lokalisation, so lassen sich drei Verschleißarten benennen:

**Okklusaler Substanzverlust** wird in lokalisierten und generalisierten Verschleiß sowie in marginale Defekte (ditching) am Übergang zwischen Komposit und Zahnhartsubstanz eingeteilt (Lutz, Phillips 1984; Leinfelder, Small 1998).

Dabei wird lokalisierter Verschleiß spezifisch von antagonistischen Höckerspitzen verursacht, die in direktem okklusalen Kontakt zur Restauration stehen. Er tritt im Bereich der okklusalen Kontaktzone auf (occlusal contact area, OCA). Grund für diese Verschleißart ist direkter Antagonistenkontakt, durch den die Kaukraft unmittelbar vom Gegenzahn in die Restauration eingeleitet und von ihr absorbiert wird. Lokalisierter Verschleiß ist klinisch am bedeutendsten, da eine stabile Kontaktsituation für die Okklusion essentiell ist.

**Generalisierter Verschleiß** tritt im Gegensatz dazu an einem großen Teil der Okklusalfäche auf und wird als gleichmäßiger okklusaler Substanzverlust charakterisiert. Da der größte Anteil der Kaufläche nicht in unmittelbarem Kontakt mit dem Antagonisten steht, wird dieser Bereich als kontaktfreie Zone (contact free area, CFA) bezeichnet. Während die betroffene Fläche beim generalisierten

Verschleiß größer ist, findet man hier eine geringere Tiefe des entstehenden Defektes vor, das Verhältnis zum lokalisierten Verschleiß beträgt etwa 1:3 (Leinfelder, Small 1998).

**Marginale Defekte** oder Brüche (ditching) entwickeln sich entlang der okklusalen Restaurationsränder. Leinfelder bezeichnet diese Verschleißart als selbstlimitierend. Er gibt an, dass marginales ditching im Allgemeinen nicht zur Insuffizienz von Restaurationen führt. Als mögliche Folge nennt er marginale Verfärbungen (Leinfelder, Small 1998). Allerdings bezieht sich der Begriff ditching auf das Komposit und nicht auf marginale Randspaltbildung aufgrund eines insuffizienten adhäsiven Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungswerkstoff.

Die zahnmedizinische, auf Verschleißmechanismen bezogene Terminologie nimmt eine Einteilung in drei Gruppen vor (Pindborg 1970, zitiert nach Sulong, Aziz 1990; Dahl, Carlsson, et al. 1993).

**Attrition** bezeichnet dabei den graduellen Substanzverlust durch Kaubelastung. Sie entsteht an Zonen mit direktem okklusalem Kontakt. Dabei können natürliche Zahnhartsubstanz oder Restaurationen betroffen sein, die ähnliche Verschleißmuster zeigen (Lutz, Phillips, et al. 1984). Verschiedene Ausprägungsgrade zwischen physiologischer, gesteigerter und pathologischer Attrition können auftreten. Ein Beispiel für physiologische Attrition ist das Abflachen der Approximalkontakte (Mair 1992) oder Abnutzung der Zähne beim Sprechen oder Schlucken. Zahnfehlstellungen und Bruxismus stellen eine Ursache für pathologischen Attritionsverschleiß dar. Der Begriff Attrition beinhaltet die Mechanismen Adhäsion, Abrasion und Fatigue (Condon, Ferracane 1997).

**Abrasion** ist ein Verschleißmechanismus, der durch Fremdkörperreibung unabhängig von der Okklusionssituation verursacht wird. Wird Abrasion durch Nahrungspartikel wie z.B. in Getreide enthaltene Phytolithen aus Kieselerde (Gügel, Grupe, et al. 2001) hervorgerufen, so spricht man von Demastikation. Beispiele für nicht durch Nahrung bedingte Abrasionsvorgänge sind Zahnbürstabrasion (Rawls, Mkwai-Tulloch, et al. 1989), durch Quarzsand hervorgerufene Abrasion bei Steinbrucharbeitern (Hickel 1989) sowie Abrasion durch aus dem Matrixverbund herausgelöste Quarzpartikel bei In-vitro-Prüfungen von Kompositen (Lutz, Phillips, et al. 1984).

**Erosion** wird als chemisch - jedoch nicht bakteriell - bedingter Substanzverlust definiert. Ein Beispiel ist Perimyolysis bei Anorexia nervosa, bei der durch Rergurgitation des Mageninhaltes mit niedrigem pH-Wert Substanzverluste vor allem an den Lingual- und Inzisal- bzw. Okklusalfächen der oberen Inzisivi und Prämolaren verursacht werden (Roberts, Tylenda 1989). Dodds kann zeigen, dass bestimmte kohlenensäurehaltige Erfrischungsgetränke und in Mexiko verbreitete zitrathaltige Nahrungsmittel die Vickershärte des Zahnschmelzes um 16,8% bis 52,7% senken (Dodds, Gragg, et al. 1997). Weitere Ursachen für Erosion sind ascorbinsäurehaltige Präparate (Meurman, Murtomaa 1986; Hannig, Albers 1993), Fruchtsäfte (Aeschbacher 1967) und die Belastung durch Inhalation von säurehaltigen Dämpfen am Arbeitsplatz (Tuominen, Tuominen 1992). Noack hingegen bezeichnet Erosion als eine Kombination von Säureeinwirkung und Putztrauma und weicht damit von der Definition des rein chemisch hervorgerufenen Substanzverlustes ab (Noack 1989).

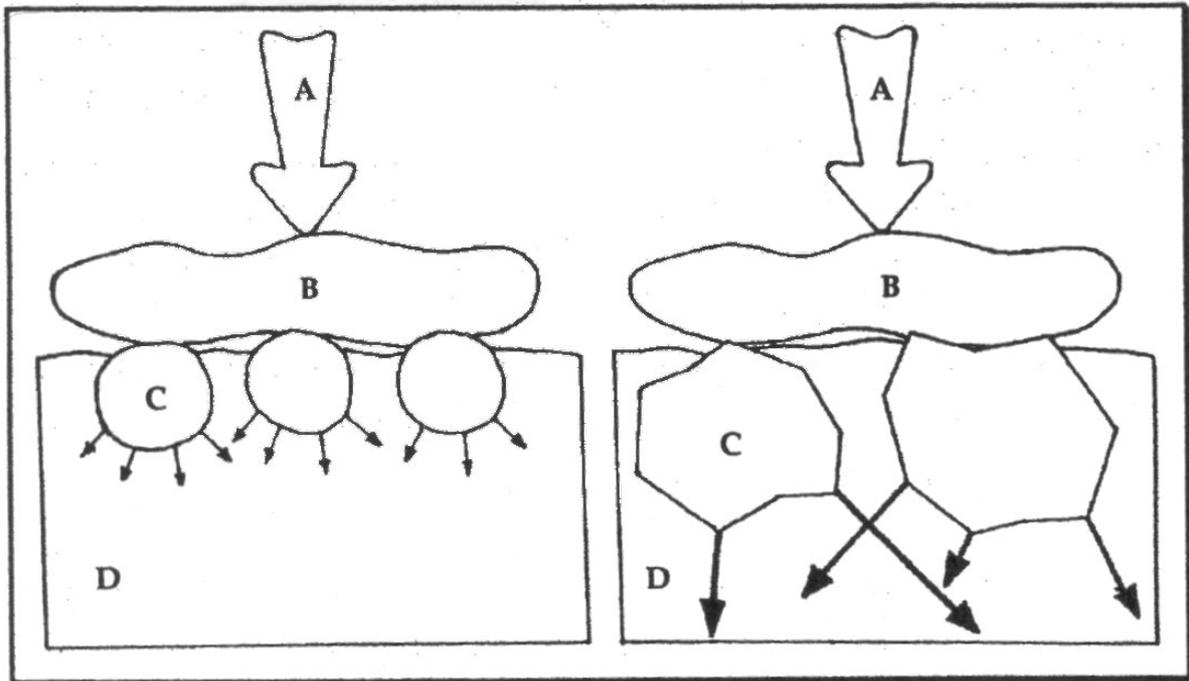
Laut Condon treten in kontaktfreien Bereichen (CFA) die Mechanismen sowohl der Zwei- als auch der Drei-Körper-Abrasion sowie adhäsiver und erosiver Ver-

schleiß in Erscheinung, die relative Verteilung ist jedoch unbekannt (Condon, Ferracane 1997; Mair 1992).

In okklusalen Kontaktbereichen (OCA) und damit in dem im Kausimulator München III tribologisch veränderten Bereich entsteht Verschleiß durch die Kombination der Verschleißursachen Abrasion, Fatigue und Adhäsion.

Kunzelmann definiert „Ermüdung“ (fatigue) in Bezug auf Füllungswerkstoffe als Oberbegriff für „bulk fracture“ (plötzlicher Verlust großer Anteile von Füllungsmaterial), „surface pitting“ („Grübchenbildung“ auf der Füllungsoberfläche) und „chipping“ (Absplittern größerer Füllungsanteile in Randbereichen). Einen bei adhäsiv befestigten Inlays auftretenden Verschleiß der Klebefuge bezeichnet er als „marginal ditching“ (1998).

In der vorherrschenden Meinung über abrasiven Kompositverschleiß entfernt Drei-Körper-Belastung allmählich die weiche Polymermatrix zwischen den Füllkörperpartikeln. Sobald die Matrix um die Füllkörper abgetragen ist, sind diese ungeschützt und können herausgeschält werden. Eine neue Schicht ungeschützter Matrix bleibt zurück und der Vorgang wiederholt sich (Condon, Ferracane 1997). Nach Suzuki wird der Verbindungsverlust („debonding“) zwischen Füllkörper und Matrix durch die Form der Füllkörper beeinflusst (Suzuki, Leinfelder, et al. 1995). Sphärische Partikel werden leichter ausgeschält als unregelmäßig geformte, da ein ungünstigeres Verhältnis zwischen Volumen und Oberfläche vorliegt.



**Abbildung 1: Hypothese für Stresstransfer vom Antagonisten über Nahrungsbolus und Füllkörperpartikel zur Kompositmatrix, aus Suzuki, Leinfelder, et al. 1995**

### 1.2.2 Hartsubstanzverschleiß bei Primaten

Ryan untersucht 1979 elektronenmikroskopisch durch Verschleiß bedingte Riefenbildung an Primatenzähnen (Ryan 1979). Er vergleicht streifenförmige Verschleißmuster an abgenutzten Zähnen amerikanischer Indianer (Juntunen-Grabungsstelle, Michigan) und der Primatenart *Phenacolemur pagei* mit experimentell durch Ziehen über eine mit Sand bedeckte Glasplatte verursachten Riefen an natürlichen Zähnen ohne Verschleißerscheinungen. In einem weiteren

Versuch werden in einem Kausimulator Verschleißvorgängen unterzogene menschliche Zähne mit den manuell bearbeiteten verglichen. Ryan findet in beiden Fällen Ähnlichkeiten der Verschleißformationen. Dabei beginnen die Streifen mit breiten Grübchen (pits) und setzen sich in Furchen (grooves) mit abnehmender Breite fort. Aus dieser charakteristischen Anordnung zieht er Rückschlüsse auf die Richtung der Verschleißvorgänge.

Smith mißt 1984 den Neigungswinkel der Okklusalfächen abradierter Molaren moderner und prähistorischer Jäger/Sammler und Bauern (Smith 1984). Dabei weisen die Zähne landwirtschaftlich orientierter Volksgruppen (z.B. Pueblo-Indianer, Nubier, Europäer im Neolithikum) um durchschnittlich  $10^\circ$  höhere Neigungswinkel auf als bei Jägern und Sammlern (Eskimos, Australische Ureinwohner und Europäer im Palaeo- und Mesolithikum).

Grine vergleicht 1988 mit einer Kombination aus elektronenmikroskopischer Auswertung, Bildbearbeitung und Fourieranalyse Verschleißmuster an den zweiten oberen Molaren der frühen Hominiden *Australopithecus* und *Paranthropus* (Grine, Kay 1988). Anhand der Relation von Grübchen- und Furchenbildung und unter Einbeziehung von Verschleißanalysen bei lebenden Arten schließt er auf die vorherrschende Diät. Bei 78,1 % der Furchen bei *Paranthropus* und 73,4 % bei *Australopithecus* zeigt sich eine Orientierung von distobukkal nach mesiolingual. Bei *Paranthropus* findet Grine signifikant breitere Riefen ( $p < 0,005$ ) im Vergleich mit *Australopithecus* und 49,1 % Grübchenbildung (*Australopithecus* 29,2%). Die Frequenz der okklusalen Grübchenbildung bei *Paranthropus* korreliert mit der bei lebenden Arten, die harte Nahrung wie z.B.

Dattelpalmsamen, Palmnüsse und Baumrinde bevorzugen. Das Verschleißmuster bei *Australopithecus* deutet hingegen auf eine Diät hin, die sich vor allem aus Blättern und Früchten zusammensetzt.

Van der Bijl nimmt 1989 eine Einschätzung des okklusalen Substanzverlustes in Abhängigkeit der Nahrungsbeschaffenheit bei Meerkatzen vor (van der Bijl, de Waal, et al. 1989). Mit Hilfe einer mikroskopischen Oberflächenvermessung ohne gegebene Baseline vergleicht er die Auswirkung dreier Diätkonzepte auf Schmelzverschleiß: eine westlich orientierte Diät, dieselbe Diät mit gesundheitsbewußter Ausrichtung (weniger gesättigte Fettsäuren, Cholesterin, Zucker und doppelt so viel Ballaststoffe im Vergleich zur ersten Auswahl) und eine Kombination der beiden. Er kann keinen signifikanten Einfluss der Diätbeschaffenheit auf den Verschleiß nachweisen. Tendenziell steigt der Verschleiß im dritten Quadranten durch die Gabe faserreicher Nahrung an, im vierten Quadranten sinkt er. Diese Beobachtung läßt sich nicht allein durch die Unterschiede in der Nahrungsbeschaffenheit erklären, van der Bijl gibt Kaugewohnheiten der Affen und geringe Probenzahl ( $n = 19, 18$  und  $23$ ) als mögliche Ursachen an.

Lucas untersucht 1995 die Bedeutung von Quarzphytolithen in Pflanzenblättern auf den Verschleiß von Primatenzähnen (Lucas, Teaford 1995). Mit einer energiedispersiven Röntgenanalyse bestimmt er den Quarzgehalt von Blättern, die dem Javaneraffen *Macaca fascicularis* als Nahrung dienen. Quarzhaltige Oberflächenstrukturen wie Stacheln oder Haare werden im Rasterelektronenmikroskop betrachtet. Bei den untersuchten Pflanzen *Streblus elongatus* und *Gluta wallichii* findet er scharfe, spitze quarzhaltige Strukturen. Aus dem Anteil dieser

Pflanzen an der Diät der Javaneraffen (8,3 % *S. elongatus*, 11,3% *G. wallichii*), der Anordnung und Härte der Strukturen (6000 Mpa bei opalinem Quarz im Vergleich zu 3700 Mpa bei Zahnschmelz) folgert Lucas einen Einfluss der Phytolithen auf den Hartschmelzverlust. Er führt an, dass beim Menschen ein höherer Verschleiß durch die mangelnde taktile Fähigkeit, Partikel mit einer Größe von 15 µm zu ertasten, erleichtert wird. In dieser Größenordnung liegt auch die durchschnittliche Höhe eines Phytolithen. Er gibt weiter an, dass Makaken die Frucht der Pflanze *Neesia altissima* meiden, die größere opaline Strukturen enthält.

Gügel produziert 2001 in einer ACTA-Maschine mit verschiedenen Getreidesorten Verschleißmuster an natürlichen Zähnen (Gügel, Grupe, et al. 2001). Die Spuren stimmen in Form und Größe mit an historischen Zähnen gefundenen Mustern überein. Durch Mikroverschleiß hervorgerufene Grübchen sind charakteristisch für die jeweilige Getreidesorte und sowohl die Morphologie der Grübchen als auch der Schmelzverlust können als Funktion des Phytolithengehaltes der Zerealien dargestellt werden.

### **1.2.3 In-vitro-Verschleißsimulationen: Fünf Arbeitsgruppen**

Harrison gibt 1988 als Motivation für den Ersatz des Füllungsmaterials Amalgam den Wunsch nach einer ästhetischen Seitenzahnversorgung sowie die mögliche Toxizität des Quecksilbers an (Aziz, Harrison 1988). Dabei nennt er mangelnde Verschleißfestigkeit als Problem konventioneller Komposite. Als Vorteil

der Hybridkomposite gibt er die Vereinigung der besseren mechanischen Eigenschaften makrogefüllter mit der besseren Polierbarkeit mikrogefüllter Materialien an.

Außerdem bieten klinische Studien verlässliche Ergebnisse, sind jedoch kostenintensiv und zeitaufwändig. In-vitro-Studien sollten hingegen möglichst realistische Bedingungen aufweisen, um geeignete Ergebnisse zu liefern. Als entscheidende Bewegungskomponente der Kaubewegung und damit als wichtiges Kriterium der Simulation nennt er eine Kombination aus direktem Auftreffen und Gleiten (Aziz, Harrison 1988).

Der von Harrison 1975 entworfene Kausimulator basiert auf einer Literaturrecherche, die sich mit der Form des menschlichen Kauzyklus, der Bewegungsgeschwindigkeit des Unterkiefers, den beim Kauen auftretenden Kräften, der Kauleistung sowie den Einflüssen der Nahrungsbeschaffenheit auf die Mastikation beschäftigt (Bates, Stafford, et al. 1975; Bates, Stafford, et al. 1975; Bates, Stafford, et al. 1976). Die Verschleißmaschine ist im Pin-on-block-Design konstruiert (Harrison, Lewis 1975). Dabei werden zehn Paare stift- und plattenförmiger Proben als Antagonisten montiert, wobei individuell für jedes einzelne Paar die Belastungskraft (zwischen 0,03 und 0,625 MPa) und die Kontaktzeit pro Zyklus (hier 0,2 s) eingestellt werden können. Die zylinderförmigen Stiftproben haben den Durchmesser 4,5 mm und die Stärke 2 mm. Sie sind an der unteren Fläche der Laststangen montiert, an deren Oberseite Gewichte angebracht werden können, um die benötigte Kontaktkraft zwischen Stift- und Plattenproben bereitzustellen.

Die Stiftproben und die dazugehörigen Laststangen sind in zwei Reihen zu je fünf angeordnet, symmetrisch zur Längsachse der Maschine. Unter jeder Stift-

probe wird eine plattenförmige flache Probe des zu untersuchenden Restaurationsmaterials auf einem Tisch festgeklemmt. Dieser Tisch führt in der Längsachse der Maschine eine über die Strecke 1 mm oszillierende Bewegung der Geschwindigkeit 5 mm/s aus. Der Tisch wird durch eine Dreipunktstützung gehalten. Zehn Plattenproben werden daran festgeklemmt, jede mit 25 mm Länge, 5 mm Breite und 2 mm Stärke. Die Proben sind in Plexiglasbehältern eingefasst, um ein Eintauchen in Medien wie Flüssigkeiten oder abrasive Suspensionen zu ermöglichen.

Der Belastungszyklus wird durch einen Wechselstrommotor mit 70 Umdrehungen pro Minute angetrieben, der mit gleichbleibender Geschwindigkeit einen Nocken in Rotation versetzt und dadurch eine horizontal oszillierende Bewegung auf den Tisch überträgt. Daraus resultiert eine Zyklusfrequenz von 1,17 Hz. Ebenfalls durch den Motor wird ein Paar identischer Nocken an jedem Ende der Maschine angetrieben, das eine vertikale Bewegung der Laststange und der daran befestigten Stiftproben erzeugt. Die Nocken sind so konstruiert, dass eine Sinusbewegung (durch den Antrieb bedingt ebenfalls 1,17 Hz) an die nachgeschalteten Bauteile mit einem Hub von 4,1 mm übertragen wird. Diese Anhänger gleiten in Lagern in den oberen und unteren Lagerplatten. Zwischen diesen Platten sind die Nockenanhänger starr an den horizontalen Hubbalken befestigt - einer an jeder Seite der oberen Lagerplatte - die die Stiftproben gleichzeitig mit verschraubten Stangen von den Plattenproben anheben. Vertikale Stifte an der oberen Lastplattform verhindern eine Rotation der Proben. Um ein grubchenförmiges Verschleißmuster zu verhindern und um den Verschleiß gleichmäßig über die Länge der Plattenproben zu verteilen, wird eine langsame konstante oszillierende Bewegung mit einer Periode von 100 Sekunden und einer Ampli-

tude von 8 mm, d.h. einer Transversalbewegung von 16 mm, über die eine Sekunde dauernde Hubbewegung gelegt. Diese Bewegung entspricht nicht der Vorgabe, die Kaubewegung möglichst genau nachzuahmen, dient jedoch dazu, den relativ hohen Verschleiß durch Schleifpapier (600 grit) zu verteilen (Harrison, Draughn 1976). Die Hubnocken und die Nocken der reziproken Bewegung sind um 90° phasenversetzt eingestellt, so dass der tiefste Punkt des Hubzyklus mit dem Mittelpunkt der Vorwärtsbewegung des Tisches zusammentrifft. Über einen elektrischen Kontaktsensor wird die Zyklenzahl bestimmt.

Die zu prüfenden Kompositproben werden mit feinen Soflexscheiben poliert, in Wasser abgewaschen, dann für 20 Sekunden in ein Ultraschallbad gelegt, um Schleifrückstände zu entfernen und anschließend für 21 Tage bei 37° C in Wasser gelagert.

Vor und nach den Versuchen werden die Proben mit einem Feinmeßgerät (Herbert Controls and Instruments, Letchworth, England) mit einer Genauigkeit von 0,2 µm vermessen.

Harrison stellt 1976 fest, dass zwischen abrasivem Verschleiß mit 600 grit SiC-Schleifpapier, der Zugfestigkeit und der Härte eines Füllungswerkstoffes kein meßbarer Zusammenhang besteht (Harrison, Draughn 1976).

Draughn unterzieht 1978 sieben Kompositmaterialien und einen ungefüllten Kunststoff abrasiver Belastung mit 600 grit SiC-Schleifpapier über 5400 Zyklen. Er kommt zu dem Ergebnis, dass Kompositverschleiß nicht durch die Härte der Polymermatrix beeinflusst wird. Vor allem Größe, Härte und Volumenfraktion der Füllkörper sind für die Verschleißraten Ausschlag gebend (Draughn, Harrison 1978). Der abrasiv bedingte Substanzverlust ist am größten, wenn sich ma-

ximale Füllkörpergröße des Komposits und Partikelgröße des Abrasivmediums annähern.

In einer Publikation von 1985 untersucht Harrison die Wirkung einer Veränderung der Abrasivpartikelgröße auf die Verschleißrate von Restaurationsmaterialien (Harrison, Moores 1985). Er kommt zu dem Ergebnis, dass die Rangstufe der geprüften Restaurationsmaterialien durch die Größe der Abrasivpartikel und die Höhe Anpreßkraft beeinflusst wird.

Als Antagonisten werden 1988 Rinderschneidezähne verwendet, deren Spitze mit einer Diamantschleifscheibe geglättet wird (Aziz, Harrison 1988). Dabei untersucht Aziz die Wirkung verschiedener Aufschlagsstärken („impact“) auf den Verschleiß verschiedener Restaurationsmaterialien und des Zahnschmelzes. Amalgam zeigt eine hohe Verschleißresistenz, Komposite und Glasionomerzement hingegen verursachen Substanzverlust in Abhängigkeit der Füllkörpergröße und –art sowie der Belastung („impact stress“) (Aziz 1988).

Jagger bestimmt den Einfluss verschieden bearbeiteter Keramikoberflächen (glasiert, unglasiert und mechanisch poliert) auf Zahnschmelz. Dabei verursachen die glasierten und unglasierten Oberflächen höheren Verschleiß als die polierten Keramikproben, die Glasurschicht wird innerhalb zweistündiger Belastung im Kausimulator zerstört (Jagger, Harrison 1994). Er untersucht außerdem den Einfluss verschiedener Restaurationsmaterialien auf Dentin und stellt bei konventionellen Kompositen hohen, bei glasierten Keramikantagonisten den höchsten Substanzverlust des Dentins fest (Jagger, Harrison 1995). Im selben Jahr ermittelt er die Wirkung verschiedener Restaurationsmaterialien auf Zahnschmelz. Er findet bei Verwendung konventioneller Komposite deutlichen Sub-

stanzverlust, Keramik ruft den höchsten Substanzverlust des Zahnschmelzes hervor (Jagger, Harrison 1995).

Die Anforderungen für den hydraulischen Minnesota-Kausimulator (MTS) von DeLong (DeLong, Douglas 1983; DeLong, Douglas 1991) sind: Die Entwicklung eines künstlichen Speichels, der ein dem natürlichem Speichel vergleichbares Verhalten dentalen Werkstoffen gegenüber zeigt. Außerdem sollten die im Mund vorkommenden Temperaturschwankungen, Belüftung und Feuchtigkeitsmilieu simuliert werden. Als weitere Forderung wird die Nachbildung der während des Kauvorgangs auftretenden Kräfte und Bewegungen genannt.

Bei der Wahl des Kaukraftverlaufs liegt eine halbierte Sinusfunktion zugrunde, die Bandbreite der auftretenden Kräfte liegt zwischen 9 und 180 N, die Dauer der Kraftwirkung zwischen 0,25 und 0,33 s. DeLong teilt den Kauzyklus in drei Unterphasen auf:

Die **Vorbereitungsphase**, in der die Positionierung des Unterkiefers erfolgt, die **Zerkleinerungsphase**, die Kontakt mit dem Bolus bis zum ersten Zahnkontakt reicht (Zubeißen, „crushing“), sowie die **Mahl-** bzw. **Gleitphase**; die einzige der drei Phasen, die nicht ausschließlich durch die Kaumuskulatur, sondern die Anatomie der Zähne determiniert wird (Arbeits- und Balancephase).

Die dreidimensionale Kaubewegung wird in diesem Modell durch zwei Achsen in der Horizontal- und Frontalebene dargestellt, wobei die Horizontale eine Rotation um den ruhenden Kondylus der Arbeitsseite beschreibt. Zwei geschlossene Servohydraulikschleifen ermöglichen es, die bereitgestellte Kraft und Bewe-

gung gleichzeitig zu messen und zu steuern. Zusätzlich sind zur Kraftsteuerung und Kraftmessung Lastelemente vorhanden. Das dem Oberkiefer entsprechende Element der Testanordnung - zu Beginn wurde eine Stahlkugel des Durchmessers 4,8 mm gewählt - ist unbeweglich am Rahmen des Simulators befestigt. Dem Unterkiefer entspricht ein V-förmiger Probenblock mit einer Höckerneigung von  $49^\circ$  und einer Länge von 6 mm, horizontal und vertikal beweglich auf einem Schlitten angeordnet. Die vertikale Achse ermöglicht eine Kraft von bis zu 89 kN und Exkursionen bis 12,7 cm, die horizontale Achse Kräfte bis zu 3558 N und 2,54 cm Lateralbewegung. (Werte von 1983, 1991 unverändert).

Douglas untersucht mit verschiedenen oberflächenaktiven Flüssigkeiten („surfactants“ wie Speichel, Wasser, Schmieröl) den Einfluss von Friktionseffekten auf den Verschleiß natürlichen und aufgerauten Zahnschmelzes (Douglas, DeLong, et al. 1985). Dabei kommt er zu dem Ergebnis, dass das Aufrauen der Schmelzoberfläche den Verschleiß um den Faktor drei erhöht, die Zugabe von Mineralöl als Schmierstoff den Verschleiß auf ein Drittel reduziert. Speichel bewirkt gegenüber Wasser keine Verschleißänderung. Im selben Jahr vergleicht DeLong Amalgamverschleiß *in vivo* und *in vitro* (DeLong, Sakaguchi, et al. 1985). Die mittleren Verschleißraten und deren zeitlicher Verlauf korrelieren mit Ausnahme niedriger Zyklenzahlen gut, wenngleich *in vitro* höhere Abweichungen gefunden werden.

Sakaguchi vergleicht *In-vivo*-Untersuchungen eines Seitenzahnkomposits mit *In-vitro*-Ergebnissen (Sakaguchi, DeLong, et al. 1985). Dabei zeigt das Komposit *in vitro* einen paraboloid verlaufenden Höhenverlust. Der Vergleich mit der linear verlaufenden Verschleißkurve *in vivo* von Braem scheint initial möglich, im weiteren Verlauf wächst die Diskrepanz zwischen den Ergebnissen an. Morin

nimmt im MTS-Kausimulator zur Bestimmung der Rolle des Bondings bei der Kraftverteilung in adhäsiv restaurierten Zähnen Belastungstests an Zähnen mit intrakoronalen Restaurationen vor (Morin, Cross, et al. 1988; Morin, Douglas, et al. 1988). Er kann zeigen, dass adhäsiv befestigte Restaurationen die Festigkeit („stiffness“) von Höckern erhöhen. In einer Finite Elemente Simulation kann ebenfalls der Verstärkungs- und Kraftverteilungseffekt der adhäsiven Befestigung nachgewiesen werden.

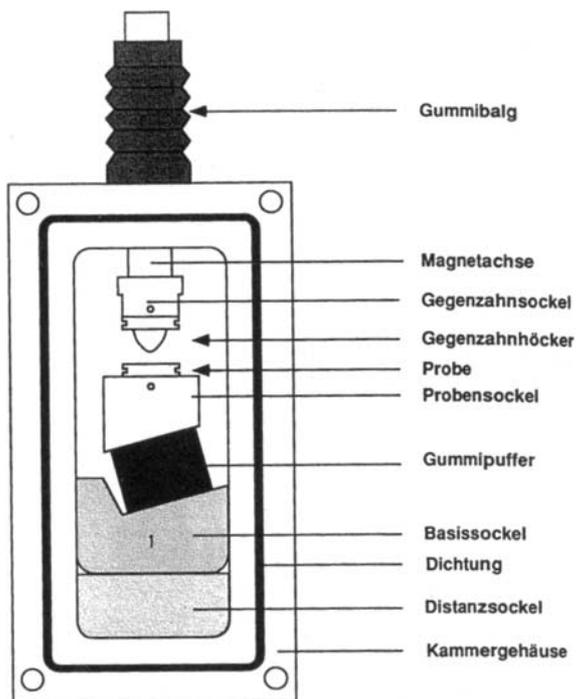
DeLong untersucht die Wirkung verschiedener Keramikantagonisten auf Schmelzverschleiß (DeLong, Sasik, et al. 1989). Dabei verursacht die Keramik Dicor (Dentsply International Inc. York, PA, USA) geringeren Verschleiß als Cerestore und Ceramco II (beide Ceramco Inc, Johnson & Johnson, East Windsor, NJ, USA).

Kern untersucht die Frakturresistenz vollkeramischer Adhäsivbrücken nach Belastung im Kausimulator (Kern, Douglas, et al. 1993) und findet keine signifikante Verringerung der Bruchfestigkeit nach zyklischer Belastung (1.250.000 Zyklen, sinusoidale Kraftkurve 2 – 22 N). Eine künstliche Parodontalmembran aus Gummilack, die eine natürliche parodontale Mobilität von 100 µm horizontaler Auslenkung und 65 µm vertikaler Auslenkung bei einer Last von 5 N simulieren soll, zeigt keinen Einfluss auf die Frakturresistenz der Brücken.

Krejci gibt 1990 die lange Zeitspanne bis zur Datengewinnung, die hohen Kosten und Probleme bei der Standardisierbarkeit der Testbedingungen als Nachteile klinischer Studien und Motivation zur Entwicklung eines Kausimulators an

(Krejci, Reich, et al. 1990). Er beschreibt einen Kausimulator mit den Vorgaben einer möglichst genauen Simulation der mechanischen okklusalen Belastung und der Temperaturschwankungen in der Mundhöhle. Weitere Anforderungen sind einfache Bedienbarkeit, Wartungsarmut und die Möglichkeit, die Gegenzahnstempel zum Vermessen aus dem Kausimulator entfernen und danach wieder exakt repositionieren zu können.

Der Zürcher Kausimulator besteht aus sechs abgedichteten Probenkammern, in denen die Proben auf von Aluminiumsockeln getragenen Gummizylindern gelagert sind. Die Gummipuffer sind in einem Winkel von  $15^\circ$  zur Horizontalebene geneigt. Diese Anordnung soll einerseits die ligamentäre Aufhängung des Zahnes in der Alveole simulieren und andererseits für ein minimales laterales Abgleiten des belasteten Zahnes in der Phase kurz vor der zentrischen Okklusionsstellung sorgen. Der Gleitweg über die Probenoberfläche wird mit 0,2 mm angegeben, variabel über die Elastizitätskonstante der Gummipuffer. Kunzelmann weist jedoch 1998 mit einer Finite Elemente Simulation nach, dass die Gleitbewegung der Antagonisten den Faktoren Umgebungstemperatur (hohe Temperatur bedingt einen niederen E-Modul, niedrige Temperatur erhöht den E-Modul), Reibung der Tribopartner und der exakten Positionierung des Belastungspunktes abhängt. Bei exakt zentraler Belastung führt der Gummipuffer keine reine Gleit- sondern eine komplexe Kippbewegung aus (Kunzelmann 1998).



**Abbildung 2: Funktionsschema eines Kammer-Magnet-Elementes des Kaukraftsimulators Zürich, aus Krejci 1990**

Die Gegenzahnstempel sind reponierbar an Elektromagneten befestigt, die gleichzeitig der Kaukraftentwicklung dienen. Die Ruhelage der Stempel befindet sich 2 mm über der Probe, sie kann über verstellbare Anschläge am Ende der Gegenzahnachsen variiert werden. Die Rückstellung nach Kontakt erfolgt durch Spiralfedern.

Um eine Simulation der Temperaturverhältnisse in der Mundhöhle zu ermöglichen, enthält der Kausimulator ein Thermowechselsystem mit zwei Wasserbädern der Temperaturen 5° C und 55° C. Die Aufrechterhaltung eines konstanten Wasserspiegels wird über eine elektronische Niveauregulierung gesteu-

ert. Im Betrieb wird eine Entlüftungsphase zwischen die Phasen, in denen sich kaltes und warmes Wasser in den Kammern befindet, geschaltet, um einen raschen Temperaturwechsel zu ermöglichen. Für einen gleichmäßigen Flüssigkeitsspiegel in allen 6 Kammern sorgt eine sensorgesteuerte elektronische Kammerentlüftungsautomatik. Die okklusale Belastung wird mit maximal  $49,0 \pm 0,7$  N veranschlagt.

Gesteuert wird der Züricher Kausimulator durch einen Commodore C64 Computer. Die Werte für Zyklenzahl, Anzahl und Dauer der Temperaturwechsel, Länge der Leerphase und Frequenz sind variabel. Die Kaukraft, ihr Verlauf, Kaufrequenz und Kontaktzeit mit der Probenoberfläche werden über eine DMS-Kraftmeßdose bestimmt.

In vorgefertigte Probenträger werden die zu prüfenden Füllungswerkstoffe in Inkrementtechnik eingebracht und polymerisiert. Die Politur erfolgt mit SiC-Schleifpapier der Körnungen 600 bis 1200 grit. Als Referenzpunkte für die Verschleißmessung dienen aufgeklebte Meßbrackets an den Probenträgern. In den Versuchen im Jahr 1990 wird eine Testgruppe mit konfektionierten Metallstempeln aus Neusilber als Antagonisten belastet. Die weiteren Zyklen erfolgen mit auf die Gegenzahnstempel aufpolymerisierten Schmelzhöckern menschlicher Oberkiefermolaren. Der Kaukraftverlauf entspricht einer abgerundeten Sägezahnkurve, die maximale Kaukraft  $49,0 \pm 0,7$  N, die Belastungsfrequenz 1,7 Hz und die Dauer der einzelnen Kaubewegung 0,6 s.

Die Auswertung erfolgt mit einem mechanischen 3D-Scanner zur quantitativen Verschleißbestimmung. Dabei werden die Proben zu Beginn und nach den Belastungen gescannt und die Meßprofile überlagert.

Außerdem werden von den Kompositproben vor und nach den Belastungsprüfungen Abformungen zur rasterelektronenmikroskopischen Auswertung angefertigt.

Um die Simulation in diesem In-vitro-Test weiter an die tatsächliche klinische Situation anzunähern, werden zwei weitere Faktoren integriert (Krejci, Albertoni, et al. 1990), die Abrasion der Kompositfüllungen durch eine Zahnbürstsimulation und die chemische Degradation. Zu diesem Zweck werden die Proben vor und nach der Belastung im Kausimulator (120.000 Zyklen) je einer 24-stündigen Lagerung in 75%igem Äthanol bei einer Temperatur von 37°C und sofort danach einer 30-minütigen Zahnbürsten- und Zahnpastaabrasion unterzogen.

In einem weiteren Versuch werden Referenzwerte für zukünftige Evaluationen von Seitenzahnrestaurationsmaterialien erarbeitet. Dabei wird eine Gruppe mit Schmelzproben und eine zweite mit Amalgamrestaurationen als Verschleißreferenz für Amalgamersatz verwendet (Krejci, Heinzmann, et al. 1990). Die Proben werden über die genannten Zyklenzahlen hinausgehend insgesamt 1.200.000 mal im Kausimulator, 3.000 mal mit Thermowechsellast, 300 min mit Zahnbürstabrasion belastet und über 240 h in wässriger Äthanollösung gelagert.

Laut Leinfelder (Leinfelder, Beaudreau, et al. 1989) hat die Entwicklung eines Kausimulators und dessen Einsatz in Studien zum Ermitteln der Materialeigenschaften dentaler Restaurationswerkstoffe folgende Gründe: In-vitro-Studien sind notwendig, um bei der Entwicklung und Verbesserung von Füllungswerk-

stoffen deren klinische Effizienz zu bestimmen. Klinische (In-vivo) Studien sind zeit- und kostenintensiver als der Test im Kausimulator.

Leinfelder bezeichnet den von ihm entwickelten Kausimulator als „In-vitro-Gerät zur Vorhersage des klinischen Verschleißverhaltens dentaler Füllungswerkstoffe“. Dieser Kausimulator besteht aus vier Einzelkomponenten:

Ein **Lademechanismus** in Form eines Zylinders mit dem Durchmesser 20 cm, darin eine Feder aus Musiksaiten, durch die Kaubelastung erzeugt wird. Die Saiten (0,19 cm Durchmesser) sind auf Mandrells mit 0,64 cm Durchmesser aufgespannt. Auf diese Weise wurde pro Zoll (0,025 m) Auslenkung eine Kraft von 57 Pound (253,3 N) erreicht, bei der hier verwendeten Auslenkung 0,33 Zoll entspricht das 18,8 Pound (83,7 N) maximaler Belastung. An der Feder werden verschiedene Spitzen (Styli) befestigt, die die Kaukraft übertragen. Für den Kontaktpunkt wählt Leinfelder die Größe 2 mm. Ein **Polyethylenband** liegt zwischen Kauspitze und Probe und soll für eine gleichmäßige Kraftübertragung sorgen. Dieses Band hat eine Dicke von 50 µm und wird mit jedem Zyklus um 1 mm weiter transportiert, so dass jeder Abschnitt nur einmal belastet wird. Ein **Thermocyclingsystem** pumpt Wasser mit den Temperaturen 5° C und 65° C in die Probenkammern hinein und wieder heraus. Eine **Kraftquelle** erlaubt es, durch Geschwindigkeitsvariation das Belastungsmaß auf den Prüfkörper einzustellen.

In extrahierte menschliche Molaren werden Kavitäten der Black-Klasse I präpariert. Die Kavitäten werden in Schmelzätztechnik vorbereitet, mit Bonding beschichtet und das jeweilige Komposit in Inkrementtechnik eingebracht. Nach der Polymerisation erfolgt die Politur mit SiC-Schleifkörpern. Die versorgten Zähne werden mit Acrylkunststoff in vorbereitete Messingprobenhalter einpolymeri-

siert. Aus der Versuchsanordnung im Kausimulator und der exakten Probenorientierung ergibt sich, dass dieses System nur dazu in der Lage ist, eine Kaubewegung im Sinne von Impact, also des vertikalen Krafteinflusses zu simulieren, ohne aber eine minimale laterale Bewegungskomponente (Sliding) miteinzubeziehen.

Leinfelder belastet die Proben im Kausimulator bei einer Frequenz von 1,7 Hz mit 55 N. Nach jeweils 50.000 Zyklen werden Polyvinylsiloxanabformungen angefertigt, die mit Epoxidharz ausgegossen werden. Die Modelle werden mit einer Gold-Platin-Legierung beschichtet und im SEM-Verfahren ausgewertet.

Leinfelder stellt drei Arten des Substanzabtrags an den belasteten Proben fest:

Er nennt **marginale Frakturen** an den Restaurationsgrenzen, gekennzeichnet durch vor allem bei mikrogefüllten Kompositen auftretende horizontale, zueinander parallel verlaufende Frakturlinien im Bereich des Übergangs zwischen Schmelz und Restaurationsmaterial. Außerdem unterscheidet er zwischen **auf zentrische Kontaktflächen beschränktem** und **generalisiertem okklusalem Substanzverlust**.

Letzter läßt sich laut Leinfelder in diesem Kausimulator nicht bzw. nur minimal erzeugen, den Grund sieht er in der Verwendung der Polyethylenfolie, die zwar die Erzeugung marginaler Frakturen ermöglicht, die okklusal auftretende Kraft jedoch gleichmäßig verteilt, was weniger Substanzabtrag zu Folge hat.

Folgende Verbesserungen sind vorgesehen: Das Berücksichtigen einer Gleitkomponente in der Mastikationsbewegung und das Ermöglichen einer indirekten Kraftübertragung über modifizierte vertikale Styli aus Metall und Polyacetal.

Suzuki bestimmt den Verschleiß von Zahnschmelz mit verschiedenen Kompositen als Antagonisten (Suzuki, Leinfelder 1993). Ein mikrogefülltes Komposit

(Silux plus) verursacht den geringsten Schmelzverschleiß, ein konventionell gefülltes (Clearfil) den höchsten.

Im folgenden Jahr verwendet Suzuki Spitzen aus Polyacetal (Delrin; DuPont, Wilmington, USA), um für einen generalisierten okklusalen Substanzabtrag zu sorgen (Suzuki, Leinfelder 1994). Der Simulationsvorgang wird in zwei Abschnitte gegliedert. Im Ersten werden die Proben über 400.000 Zyklen mit einer Polyacetalspitze generalisiert belastet, im Zweiten mit einer Metallspitze über 100.000 Zyklen, um lokalisierten Verschleiß zu erreichen. Die Zyklenfrequenz ist 1,2 Hz.

Shinkai untersucht die Auswirkung eines Versieglerlackes (Fortify, Bisco Dental) auf die Verschleißfestigkeit verschiedener Einsetzzemente (Shinkai, Suzuki, et al. 1994). Er kann jedoch keine signifikant veränderte Frakturneigung bei Verwendung eines Versieglers nachweisen.

Die Okklusalfäche der Molaren wird mit SiC-Schleifkörpern der Körnung 400 grit glattgeschliffen, ohne dabei Dentin freizulegen. Es werden Kavitäten der Tiefe und Breite 4 mm präpariert und mit Kompositfüllungen versorgt. Die okklusale Belastung in dieser Studie beträgt 75N, statt der Polyethylenfolie wird ein Slurry aus Wasser und PMMA-Polymerkugeln der Größe 40  $\mu\text{m}$  verwendet. Dieses Verfahren bleibt in den 1994 folgenden Studien (Kawai, Isenberg, et al. 1994) im Wesentlichen unverändert. Mit derselben Anordnung vergleicht Matsumura verschiedene Verblendkunststoffe für die Kronen- und Brückenprothetik (Matsumura, Leinfelder 1994). Er zeigt Unterschiede in den Verschleißraten und -mechanismen zwischen einer ungefüllten Kompositmatrix und gefüllten Kompositen auf.

Kawai untersucht den Einfluss der Randspaltbreite auf das Verschleißverhalten von Kompositzementen (Kawai, Isenberg, et al. 1994). Er kann eine lineare Beziehung zwischen horizontaler Spaltbreite und Substanzverlust nachweisen. Dabei zeigen Hybridkomposite eine geringere Verschleißresistenz als ein mikrogefülltes Komposit.

Suzuki fügt eine zusätzliche Bewegungskomponente hinzu, dabei wird die Antagonistenspitze bei Kontakt mit dem slurry in Rotation versetzt: 30° Rotation im Uhrzeigersinn und zurück in die Ursprungsposition. Eine Begründung für dieses Vorgehen wird nicht gegeben, offensichtlich soll Abrasivverschleiß hervorgerufen werden (Suzuki, Leinfelder, et al. 1995; Suzuki, Leinfelder, et al. 1995).

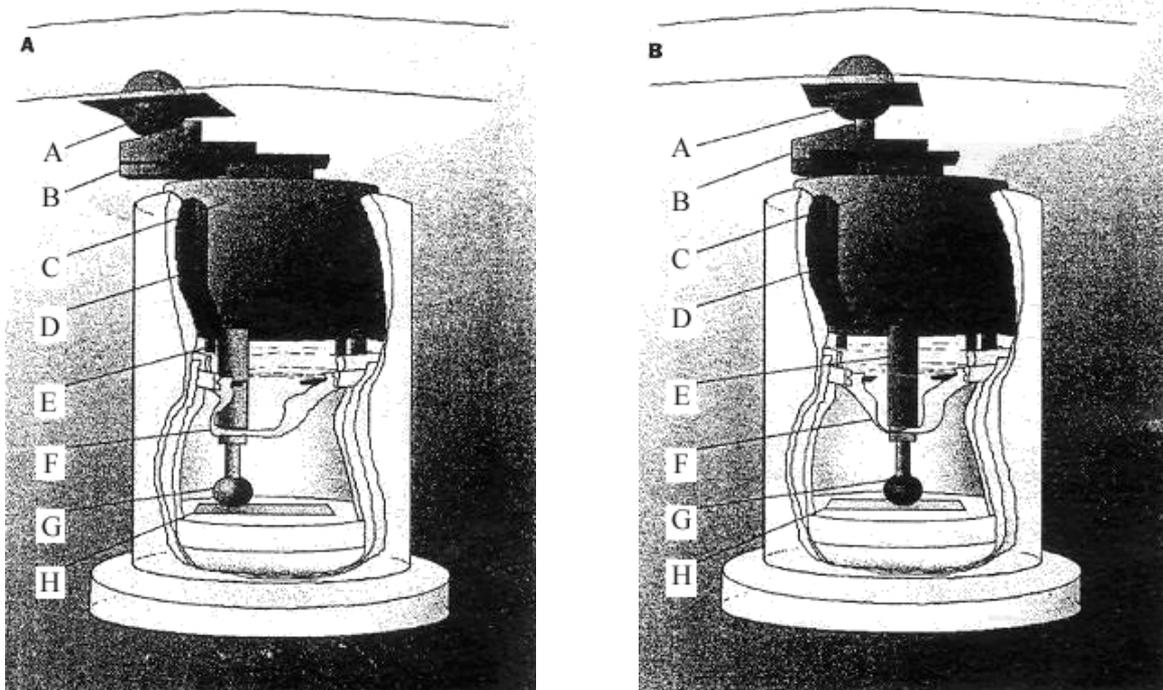
Im selben Jahr vergleicht er mit sphärischen und unregelmäßig geformten Füllkörpern verschiedener Größe gefüllte experimentelle Komposite (Suzuki, Leinfelder, et al. 1995). Dabei zeigen die Komposite mit den kleinsten sphärischen Füllkörpern die höchste Brinellhärte und die höchste Verschleißresistenz. Umgekehrt weisen die Komposite mit den größten sphärischen Füllkörperpartikeln die geringste mechanische Festigkeit und Verschleißfestigkeit auf. Er findet in Bezug auf die Füllkörpermorphologie keine signifikanten Unterschiede im Verschleißverhalten, in der elektronenmikroskopischen Auswertung zeigt sich jedoch, dass große sphärische Partikel stärker als unregelmäßig geformte bereits nach wenigen Zyklen aus dem Matrixverbund ausgeschält werden. Er führt dieses Verhalten auf die relativ zum Volumen geringere Oberfläche und dadurch reduzierte Matrixkontaktfläche der kugelförmigen Partikel zurück. Im selben Jahr untersucht Suzuki das Verschleißverhalten verschiedener Kompositzemente (Suzuki, Leinfelder, et al. 1995). Aus den Ergebnissen folgt, dass der Substanz-

verlust des Einsetzkomposits durch die Verschleißresistenz des Inlaymaterials beeinflusst wird.

Als Zielsetzung für den OHSU-Kausimulator (Oregon Health Sciences University wear tester) gibt Condon die Simulation der wichtigsten oralen Verschleißmechanismen an (Condon, Ferracane 1996).

Der Verschleißsimulator besteht aus einer Antriebseinheit in der Basis, fünf zylindrischen Probenkammern und einer durch einen Elektromotor angetriebenen Acrylscheibe, Durchmesser 28 cm. An der Scheibe sind vier federgelagerte Kugeln (A) im Abstand von 12 cm montiert. Die Antagonisten - auf Styli aufpolymerisierte Schmelzhöcker (G) - sind mit Metallrampen (B) am Zylinderdeckel verbunden, der Zylinderboden über Federn aufgehängt. Bei Rotation der Acrylscheibe trifft die Kugel zuerst auf die ansteigende Fläche der Rampe, der Stylus wird durch ein Abrasivmedium (3g Mohnsamen, 1,5g PMMA-Perlen und 15 ml Wasser) hindurch in Kontakt mit der Probe (H) gebracht und die Belastung wächst auf 20 N an. Es folgt eine Stufe, die für den linearen Vorschub der Rampe um 8 mm bis zum Anschlag sorgt. Sobald die Kugel auf die Stufe gleitet, steigt die statische Belastung auf 70 N an. Die Rampe wird dabei auf Stahlschienen geführt. Nach Ende des Zyklus bringt eine Feder am Zylinderboden die Rampe wieder in Ausgangsposition. Dieser Vorgang wird bei 1,0 Hz über 50.000 Zyklen wiederholt. Der gewünschte Effekt dieser Bewegungsstrategie ist die Erzeugung verschiedener Verschleißarten, die sich in Zonen auf der Kompositprobe wieder finden: bei der initialen Vorschubbewegung tritt vor

allem abrasiver Verschleiß auf, bei der terminalen Belastung mit 70 N attritiver Verschleiß, eine Kombination aus Abrasion und Fatigue failure (Ermüdungsbruch) an den okklusalen Kontaktbereichen (OCA).



**Abbildung 3: Darstellung einer der fünf Verschleißkammern des Portland-Kausimulators a) Stellung zu Beginn des Verschleißzyklus vor der Abrasionsphase, b) am Ende des Verschleißzyklus während der Attritionsphase, aus Condon 1996**

In einer Stahlform werden beidseitig lichtpolymerisierte barrenförmige Kompositproben hergestellt, in entionisiertem Wasser bei 37°C künstlich gealtert und auf Probenträger montiert. Es folgt eine Politur mit SiC-Schleifpapier, Körnung 600 und 1000 grit, anschließend mit 3 µm Diamantpolierpaste und Reinigung im Ultraschallwasserbad. Die Schmelzantagonisten werden 1996 und 1999 (Condon, Ferracane, 1996; Ferracane 1999) aus natürlichen extrahierten Molaren gewonnen, aus denen einzelne Höcker ausgesägt und auf Halter aufpolymerisiert wurden. 1997 werden Schmelz- und Steatitantagonisten verwendet (Condon, Ferracane 1997). Der Schmelz wird mit 600 und 1000 grit SiC-Schleifpapier und 5µm Al<sub>2</sub>O<sub>3</sub>-Paste poliert und anschließend ebenfalls im Ultraschallbad gereinigt.

Nach Durchlaufen der Belastungszyklen werden die Proben mit einem mechanischen Profilometer vermessen.

Condon führt einen direkten Vergleich zwischen Zwei- und Drei-Körper-Verschleiß durch (Condon, Ferracane 1997). Dazu belastet er verschiedene Restaurationsmaterialien mit Schmelz- und Steatitantagonisten, jeweils mit dem mild abrasiven Mohn-PMMA-Medium. Zusätzlich führt er eine Versuchsreihe mit Schmelzantagonisten und Wasser als Medium durch. Dabei verursacht die Mohnsuspension mit Ausnahme einer ungefüllten Kompositmatrix im Vergleich mit Wasser entweder geringeren oder äquivalenten Gleitverschleiß. Bezüglich des Attritionsverschleißes findet Condon bis auf das ungefüllte Komposit keinen signifikanten Unterschied zwischen Medium und Wasser. Im direkten Vergleich zwischen Schmelz und Steatitantagonisten findet er bei dem konventionell ge-

füllten Komposit Fulfill und bei Amalgam gesteigerten Attritionsverschleiß bei Steatit- und Abrasivmedienverwendung. Mit der Abrasivsuspension ist der Gleitverschleiß für alle Materialien bei Belastung mit Schmelz- und Steatitantagonisten gleich, eine Ausnahme bilden die konventionell gefüllten Komposite Clearfil und Fulfill, bei denen die Keramik gesteigerten Verschleiß hervorruft.

In einer anschließenden elektronenmikroskopischen Betrachtung der Verschleißfacetten beobachtet Condon in Abwesenheit des Abrasivmediums für Heliomolar und Clearfil eine glatte Oberfläche, bei Verwendung der Mohnsuspension ist sie aufgeraut. Im auf die Schmelzantagonisten transferierten Material wird Silizium bzw. Barium aus den Füllkörpern identifiziert, was auf adhäsiv bedingten Verschleiß hindeutet.

Condon unterscheidet bei der Betrachtung der Verschleißfacetten der Füllungswerkstoffe zwischen einer Attritions- und einer Abrasionskomponente. Die Verwendung des Abrasivmediums zeigt keinen signifikanten Einfluss auf den attritiv bedingten Substanzverlust. Condon zieht daraus den Schluss, dass Attrition zahnärztlicher Komposite vor allem durch Oberflächenermüdung bedingt ist und die Faktoren Abrasion und Adhäsion eine untergeordnete Rolle spielen.

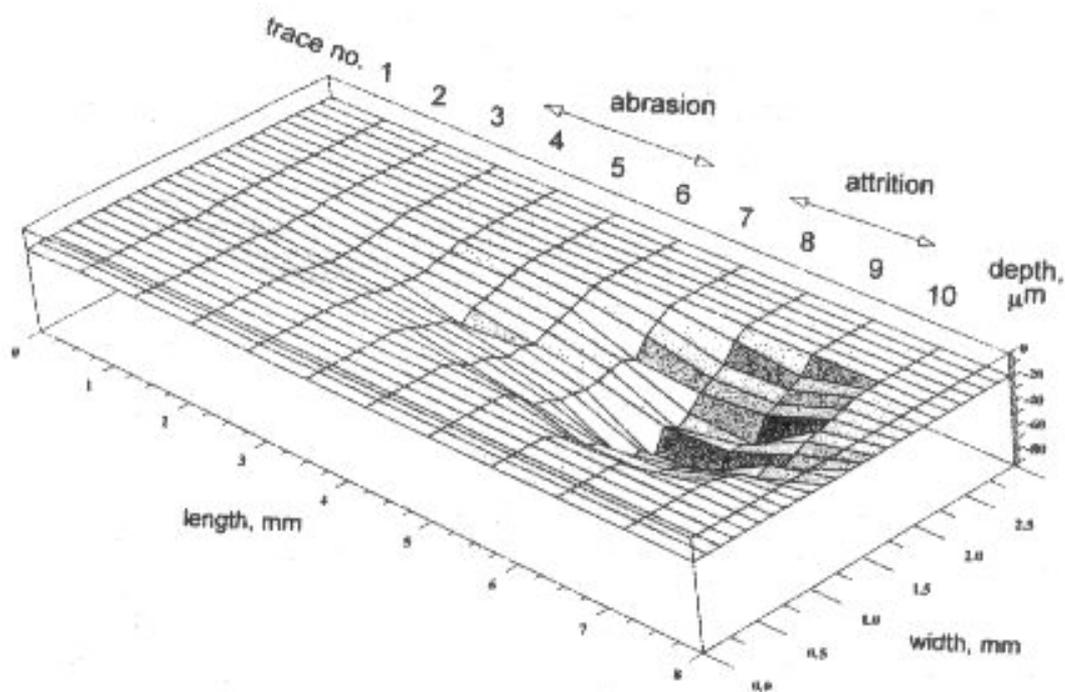
In Abwesenheit eines Abrasivmediums könnte gesteigerter adhäsiver Verschleiß höhere Attrition verursachen. Allerdings verwendet Condon einen Gleitweg von 8 mm, was die okklusale Belastung verteilt und so die Oberflächenermüdung verringert. Er äußert die Vermutung, dass sich gesteigerte Adhäsion und durch niedrigen fatigue verringerte Attrition gegenseitig aufheben (Condon, Ferracane 1997). Auch bei Verwendung des Steatitantagonisten stellt Condon eine durch das Abrasivmedium verursachte Verschiebung von adhäsivem zu abrasivem Verschleiß fest. Condon findet nur bei zwei Materialien signifikant unterschied-

liche Verschleißwerte bei Schmelz- und Steatitantagonisten (Fulfill und Clearfil). Nach einer Klassifikation von Willems weisen diese Materialien in poliertem Zustand eine höhere oberflächliche Rauigkeit auf als andere Komposite (Willems, Lambrechts, et al. 1992). Durch die unebene Oberfläche können Füllkörperpartikel in direkten Kontakt mit den Antagonisten kommen, da oberflächliche Unebenheiten der Füllkörper durch den Abrasivfilm hindurch vorstehen (Condon, Ferracane 1997 1997). Glattere Materialien sind hingegen ihrer geringeren Füllkörpergröße und damit besseren Polierbarkeit wegen stärker gegen direkten Antagonistenkontakt geschützt. Condon kommt zu dem Schluss, dass ein Nahrungsmedium den Verschleißmechanismus von adhäsivem Verschleiß der Füllkörper zu abrasivem Verschleiß der Matrix hin verschiebt. Attrition hingegen scheint weitgehend unabhängig von der Anwesenheit eines Nahrungsmediums und in folge dessen vor allem durch Ermüdungverschleiß (fatigue) bedingt (Condon, Ferracane 1997).

Ferracane vergleicht verschiedene Polymerisationsgrade von Kompositen hinsichtlich des Verschleißes und der marginalen Bruchneigung (Ferracane, Mitchell, et al. 1997). Bei der spektrometrischen Analyse der Kompositproben zeigt sich, dass der Konversionsgrad mit der Lichtpolymerisationsdauer korreliert. Eine ausgeprägte negative Korrelation wird zwischen Polymerisationsgrad und Verschleißrate gefunden. Bei Hybridkompositen tritt kein signifikanter marginaler Substanzverlust durch Fraktur auf, bei dem mikrogefüllten Komposit Heliomolar kann er durch Nachvergüten bei 120° C für 10 min von 40% auf 15% gesenkt werden.

Ferracane untersucht die marginalen Brucheigenschaften („marginal breakdown“) von sechs Kompositen (Ferracane 1999). Es werden 50.000 Belastungs-

zyklen im OHSU Verschleißsimulator und Drei-Punkt-Biege-Versuche für jedes Restaurationsmaterial durchgeführt. Dabei weisen mikrogefüllte Komposite (Heliomolar und Silux Plus) eine größere marginale Fraktur tendenz auf als Komposite mit größeren Füllkörperpartikeln. Ferracane beobachtete eine inverse Korrelation zwischen Bruchzähigkeit („fracture toughness“) und marginaler Bruchneigung.



**Abbildung 4: Dreidimensionales Modell einer Verschleißspur eines mikrogefüllten Komposits, aus Condon 1996**

#### 1.2.4 Abrasivmedien in Verschleißsimulationen

Leinfelder verwendet zunächst ein Polyethylenband mit der Dicke 50  $\mu\text{m}$  und einer Breite von 10 cm (AIN Plastics). Bei jedem Zyklus wird das Band um 1 mm weiter transportiert, so wird jedes Segment nur einmal belastet (1989). Nach seinen Angaben bewirkt diese Folie aber eine gleichmäßige okklusale Kraftverteilung und ist somit für die Erzeugung eines generalisierten Substanzverlustes an kontaktfreien Bereichen (CFA) nicht geeignet. Ab 1994 verwendet er eine Mischung aus kugelförmigen Polymethylmethacrylat-Perlen und Wasser (HG-5, Caulk) (Kawai, Isenberg, et al. 1994; Matsumura, Leinfelder 1994; Suzuki, Leinfelder, et al. 1995; Suzuki, Leinfelder, et al. 1995; Suzuki, Cox, et al. 1995).

Ferracane benutzt als Nahrungsmedium eine Mischung aus 3g Mohnsamen, 1,5g Polymethylmethacrylat-Perlen mit der durchschnittlichen Größe 50  $\mu\text{m}$  (Fastcure, KERR Laboratory products, Romulus, MI, USA) und 15 ml Wasser. Zur Konservierung setzt er 10 mg Thymol zu (Condon, Ferracane 1996). Ab 1997 verwendet er ein Perlpolymerisat mit der Durchschnittsgröße 20  $\mu\text{m}$  (Condon, Ferracane 1997; Condon, Ferracane 1997; Ferracane 1999)

De Gee vergleicht vier verschiedene Medien in der ACTA-Maschine: Wasser, das klassische Abrasivmedium mit 0,73g in einer Kaffeemühle gemahlene Hirsesamen pro ml Wasser und Natriumazetat als Konservierungsstoff, eine Mischung aus 1,5 g PMMA-Perlen pro ml Wasser sowie eine Suspension aus 80 Gew.% gemahlene Hirsesamen und 20 Gew.% PMMA mit Wasser im entsprechenden Verhältnis (de Gee, Pallav, et al. 1986). In Vorversuchen werden

außerdem Sägemehl verschiedener Hölzer, Mischungen aus Sägemehl mit verschiedenen anorganischen Substanzen wie natürlichem Gips, Aluminiumchlorid und Hydroxylapatit sowie verschiedene gemahlene Getreidesorten verwendet. Dabei zeigen nur die Getreide ein klinischen Verhältnissen ähnlichen Verschleißverhalten. Von den vier in den Hauptversuchen verwendeten Mischungen verursacht die klassische ACTA-Mischung den größten Substanzverlust. Dabei findet de Gee heraus, dass verschiedene Chargen der Hirse Abweichungen der Verschleißrate bis zu 100 % verursachen können. Bei der Verwendung einer Hirse-/PMMA-Mischung reichen bereits kleine Mengen an Polymerperlen, um den gemessenen Verschleiß bei allen Materialien außer Adaptic - einem konventionellen Komposit (Willems, Lambrechts, et al. 1992) - dramatisch zu senken. Die Mischung aus Kunststoffperlen verursacht den geringsten Verschleiß. Wasser ist das einzige Medium, das keine lineare Progression sondern ein Sinken des Substanzverlustes verursacht, was mit der bei höheren Zyklenzahlen zunehmenden Kontaktfläche zwischen den beiden Zylindern der ACTA-Maschine begründet wird (de Gee, Pallav, et al. 1986).

1996 benutzt de Gee eine Suspension aus Reis- und Hirseschalen mit Wasser. Als Puffersystem verwendet er Natron und Kaliumhydrogenphthalat (de Gee, von Duinen, et al. 1996). Er kommt zu dem Ergebnis, dass ein niedriger pH-Wert den Verschleiß erhöht. Zwar findet er keinen Unterschied zwischen den pH-Werten 6 und 7, bei pH=5 ist der Verschleiß jedoch signifikant höher als bei pH=7.

Im selben Jahr (de Gee, Wendt, et al. 1996) vergleicht de Gee eine Suspension aus 120 g gemahlenem weißem Reis, 30 g Hirseschalen und 257 ml Wasser, deren pH-Wert mit NaOH auf 7,0 eingestellt wird, mit anderen Mischungen, basie-

rend auf der selben Grundlage unter Zugabe enzymatischer und chemischer Zusätze: die erste Mischung enthält 50 µl Schweineleberesterase bei pH = 8,0. Außerdem wird eine am Säuregehalt des menschlichen Plaquefluids kariesaktiver Patienten orientierte Suspension mit 51,1 mmol·l<sup>-1</sup> Milchsäure, 29,9 mmol·l<sup>-1</sup> Essigsäure, 17,5 mmol·l<sup>-1</sup> Propionsäure und 7,5 mmol·l<sup>-1</sup> Succinat hergestellt. Der ursprüngliche pH-Wert von 2,7 wird durch die Zugabe von Hirse und Reis auf 4,0 angehoben. Außerdem wird jeweils eine Mischung ohne die Abrasivmedien Reis und Hirse auf Wasserbasis, mit Plaquesäuren und eine dritte mit Enzymen hergestellt. Dabei findet de Gee beim Drei-Körper-Verschleiß keinen signifikanten Unterschied zwischen der ACTA-Grundmischung und den Mischungen mit Plaquesäuren und Enzymzusatz. Allerdings stellt er bei der sauren Mischung mit Ausnahme des Amalgams eine Tendenz zur Verschleißreduktion fest. Er führt dies auf die im Vergleich zu Wasser größeren Moleküle der organischen Säuren zurück die einen Gleiteffekt verursachen sollen. Den erhöhten Verschleiß bei Amalgam begründet er mit einer tribochemischen Reaktion. Die Suspension mit Schweineleberesterase verursacht beim Zwei-Körper-Verschleiß einen signifikanten Anstieg des Verschleißes gegenüber dem Zwei-Körper-Verschleiß mit Wasser. De Gee stellt fest, dass allein die Anwesenheit weniger und kleiner Moleküle im Wasser einen Effekt auf die Verschleißraten vor allem mikrogefüllter Komposite hat, da durch deren glattere Oberfläche schneller ein Gleiteffekt zustande kommt als bei Kompositen mit größeren Füllkörpern.

Finger benutzt in einer ACTA-Maschine ein wäßriges Medium mit 25 Gew.% Mohn, um eine Annäherung an In-vivo-Verschleiß zu erreichen (Finger, Thiemann 1987).

Peutzfeldt verwendet für Versuche in der ACTA-Maschine ab 1992 einen Slurry aus weißem Reis und Hirseschalen in Wasser, analog dem ACTA-Medium (Peutzfeldt 1992; Peutzfeldt, Asmussen 1996; Peutzfeldt 1997; Peutzfeldt, Asmussen 2000).

Pelka verwendet in der ACTA-Maschine ebenfalls die Suspension aus 150 g in einer Kaffeemühle gemahlene Hirsesamenschalen, 275 ml destilliertem Wasser und 1g Natriumazid als Konservierungsstoff (Pelka, Ebert, et al. 1996; Krämer, Pelka, et al. 1997).

Mair verwendet ein Medium aus einprozentigem Salz der Aluminiumsäure. Eine Begründung für diese Auswahl wird nicht gegeben. In dieser Untersuchung zeigt das mikrogefüllte Komposit Heliomolar im Vergleich zu anderen Kompositen die höchste Verschleißrate, was auf die Relation Matrix / Füllkörper sowie bulk fracture zurückgeführt wird (Mair, Krishnan 1999).

### **1.2.5 Terminologie der Nahrungstextur**

Szczesniak definiert 1962 grundlegende Begriffe zur Beschreibung von Textureigenschaften (Szczesniak 1962). Dabei kann die Nennung einer einzelnen Eigenschaft nur als Näherung angesehen werden, da Nahrungsmittel komplexe rheologische Systeme repräsentieren. **Textur** wird als charakteristische Anordnung oder Verbindung von Partikeln oder Fasern in einem Körper, Gewebe oder

einer Substanz definiert. Szczesniak erweitert diese Definition als Zusammensetzung struktureller Elemente in der Nahrung und die Art der Interaktion mit physiologischen Sinneswahrnehmungen. Sie gibt an, dass z.B. Geräusche, die beim Kauen von Sellerie oder Popcorn auftreten, mit der physikalischen Zusammensetzung der Nahrung korrelieren und deshalb als Teil des Textureffektes angesehen werden sollten. Sie teilt Textureigenschaften von Nahrungsmitteln in drei Hauptgruppen (mechanische, geometrische und sonstige Eigenschaften) ein. **Mechanische Eigenschaften** manifestieren sich in der Reaktion der Nahrung auf Belastung. Sie werden in fünf grundlegende Parameter aufgeteilt:

**Härte** bezeichnet die für eine bestimmte Deformation benötigte Kraft, **Kohäsivität** ist als Stärke der inneren Bindungen des Produktes definiert. Als **Viskosität** benennt Szczesniak die Fließrate pro Krafteinheit. **Elastizität** ist die Rückstellungsfähigkeit nach Wegnahme der deformierenden Kraft. **Adhäsivität** bezeichnet die Kraft, die benötigt wird, um die Anziehungskräfte zwischen Nahrungsoberfläche und anderen Materialien, mit denen die Nahrung Kontakt hat (wie z.B. Gaumen, Zähne, Zunge, etc.), zu überwinden.

Außerdem gibt sie zusätzlich drei sekundäre Parameter an: **Sprödigkeit** („brittleness“) ist die zum Zerschneiden der Nahrung benötigte Kraft. Spröde Materialien weisen niedrige Kohäsivität und von niedrig bis hoch variierende Härtegrade auf. Besonders bei hoher Härte treten beim Zerbeißen hochfrequente Töne auf (z.B. bei Sellerie und Toastbrot). **Kaubarkeit** („chewiness“) ist als die Energie definiert, die nötig ist, um ein festes Nahrungsmittel in einen schluckbaren Zustand zu versetzen. Dieser Energiebedarf verändert sich mit Härte, Kohäsivität und Elastizität. **Klebrigkeit** („gumminess“) bezeichnet analog dazu die Energie, die nötig ist, ein halbfestes Nahrungsmittel in einen schluckbaren Zustand zu

bringen. Da bei halbfester Nahrung die Härte niedrig ist, sind Kohäsivität und Elastizität entscheidend.

**Geometrische Eigenschaften** von Nahrungsmitteln beziehen sich auf Form, Größe und Orientierung der Nahrungspartikel.

Die **sonstigen Eigenschaften** bezeichnen das sogenannte „mouth feeling“ und setzen sich aus Flüssigkeits- und Fettgehalt zusammen.

### **1.2.6 Versuche zur Bestimmung der Nahrungstextur**

Bourne beschreibt 1966 eine Versuchsanordnung zur Bestimmung rheologischer Eigenschaften von Nahrungsmitteln (Bourne, Moyer, et al. 1966). Mit einer Instron Universalprüfmaschine (Instron Engineering Corporation, Canton, Massachusetts, USA) und verschiedenen Kontaktelementen wie flachen Kompressionsplatten, Nadeln, Stanzen verschiedener Durchmesser und dem sternförmigen Stempel eines Kirschenentkerners bestimmt er die Textur von Kirschen, Frankfurter Würstchen und Kartoffelchips. Als erwünschtes Texturmerkmal von Kartoffelchips gibt er knuspriges Bruchverhalten („crispness“) an, das er als Deformationsresistenz unter Last bis zur plötzlichen Fraktur definiert.

Brennan vergleicht 1970 mit dem General Foods Texturometer (General Foods Corporation Technical Centre, Tarrytown, NY, USA) gewonnene Daten und Ergebnisse mit der Instron Universalprüfmaschine (Brennan, Jowitt, et al. 1970). Die bei der Belastung von Kautschukproben auftretenden Kräfte sind von der Probendicke abhängig. Die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse sinkt mit der

Härte des geprüften Materials. Dabei stellt die Härte den einzigen zwischen beiden Meßmethoden korrelierbaren Parameter dar.

Wang bestimmt 1990 mit einer Instron Universalprüfmaschine die Textureigenschaften von proteinreichem Affenfutter (Purina Mills Inc., St. Louis, MO, USA), frischen Karottenwürfeln der Dicke 2,3,5 und 10 mm, gerösteten und halbierten Erdnüssen (Food Club, Skokie, IL, USA) und Hartwurst („beefstick“, Bridgford, Bridgford Foods Corp. Chicago, IL, USA) (Wang, Stohler 1990). Dabei wird die Testnahrung mit den Geschwindigkeiten 2 cm/min und 5 cm/min belastet. Wang benutzt einen Stahlantagonisten mit einer 45°-Spitze, die Proben werden auf einem kupferbeschichteten Kunststoffmodell eines vollbezahnten menschlichen Unterkiefers belastet. Bei den Versuchen mit Affenfutter verwendet er zusätzlich ein Modell der unteren Zahnreihe eines Javaneraffens *Macaca fascicularis*. Die auftretenden Kräfte werden als Kraft-Zeit-Kurven ausgegeben. Es wird keine Begründung dafür gegeben, warum keine Kraft-Dehnungs-Diagramme erstellt werden, aus denen sich der Elastizitätsmodul errechnen läßt. Wang findet für jede Nahrungsart charakteristische Kraft-Zeit-Kurven. Erdnüsse zeigen den steilsten, Hartwurst den flachsten Kraftanstieg. Erdnüsse und Affenfutter weisen einen charakteristischen Kraftverlauf auf, bei dem viele kleine Kraftspitzen auftreten, ein Zeichen für sprödes Bruchverhalten. Die gemessenen maximalen Bruchkräfte betragen bei Erdnüssen 52 N, bei Affenfutter 104 N und bei Karotten 66 N. Wang findet bei Hartwurst keine eindeutig definierbare Bruchkraft, bei 25 N kann er ein Plateau im Kraftanstieg messen. Die Variation der Vorschubgeschwindigkeit hat keinen signifikanten Einfluss auf die Ergebnisse ( $p=0,56$ ), die Variation der okklusalen Morphologie zwischen menschlichem und Primatengebiß zeigt keinen signifikanten Einfluss ( $p=0,32$ ) auf die

Maximale Bruchkraft. Die Dicke der Karottenwürfel hat ebenfalls keinen signifikanten Einfluss auf die Bruchkraft ( $p=0,1$ ). Wang gibt außerdem die zeitliche Position (temporal location) der maximalen Bruchkraft an. Sie beträgt bei Hartwurst 60%, bei Erdnüssen 20 %, bei Affenfutter 72 % und bei Karotten 55%. Eine Interpretation dieses Parameters wird nicht vorgenommen, lediglich ein Vergleich zwischen verschiedenen Nahrungsmitteln. Die zeitliche Positionierung gibt Hinweise auf die Reproduzierbarkeit eines Belastungsversuches, hängt jedoch auch von der Empfindlichkeit der Universalprüfmaschine ab.

Slagter vergleicht 1992 mit einem pneumatischen Kausimulator das Deformationsverhalten zweier künstlicher Prüfnahrungsmittel (artificial test food) aus Optosil und Optocal (Bayer AG, Leverkusen) mit dem von Karotten und Erdnüssen (Slagter, Van der Glas, et al. 1992). Als Antagonist verwendet er eine flache Platte und verschiedene Koni mit den Winkeln  $120^\circ$ ,  $90^\circ$  und  $60^\circ$ . Er kann einen Einfluss der Morphologie der Kauspitzen auf die auftretenden Kräfte nachweisen.

Die bei Variation der okklusalen Morphologie auftretende Kraftamplitudenveränderung deutet darauf hin, dass analog zu Agrawal (Agrawal, Lucas, et al. 1997) unterschiedliche Fragmentationsmechanismen auftreten. Einerseits können Risse entfernt von einer Höckerspitze auftreten. Dabei wird Deformationsenergie gespeichert und beim Brechen freigesetzt. Dieser Mechanismus entspricht der Belastung zwischen planen Flächen, vor allem bei Haselnüssen, die sich bei geringen Kräften duktil verhielten. Ribbildung und -wachstum treten dabei entfernt von der belasteten Zone auf. Slagter (Slagter, Van der Glas, et al. 1992) bewies einen Einfluss der Morphologie verschiedener Kauspitzen (flach

oder konusförmig mit den Winkeln  $60^\circ$ ,  $90^\circ$ , und  $120^\circ$  auf das Ausmaß der Deformation verschiedener Test foods. Ein zweites Muster der Ribbildung entsteht durch Belastung der Nahrung durch Einkerbung, verursacht durch einen Höcker. Die Fragmente werden durch Drucherhöhung zum Auseinanderweichen gezwungen. Dieses Fragmentationsmuster entspricht dem vorherrschenden Verschleißmuster bei Verwendung einer Krone als Unterkieferzahn, allerdings nur bei Nahrungsmitteln, die in direkten Kontakt mit einem Höcker kamen, also nicht bei Popcorn. Große Nahrungspartikel werden Agrawal zufolge analog einem Drei-Punkt-Biege-Versuch belastet. Eine Kombination der Fragmentationsmodi ist möglich.

### **1.3 Ziel der Dissertation**

Im bisher zur Pin-on-block-Verschleißsimulation verwendeten Kausimulator München I wird Substanzverlust unter Verwendung von Wasser als Medium erzeugt. Durch möglicherweise auf der Oberfläche der Kompositprobe verbleibende Füllkörperpartikel, die beim „Knirschen“ des Antagonisten über die Probenoberfläche aus dem Matrixverbund herausgerissen werden, können Verschleißartefakte erzeugt werden. Ziel dieser Dissertation ist, diesen sogenannten Tribofilm aus Füllkörpern, die in die Oberfläche eingepresst werden und so Abrasionsverschleiß verursachen können, zu eliminieren. Dazu werden im Kausimulator München III Füllungskomposite unter Zugabe eines Nahrungsmediums,

welches herausgeschälte Füllkörperpartikel entfernen soll, geprüft. Volumen und Morphologie der Verschleißspuren werden bestimmt. Nahrungsmittel verursachen an Füllungsmaterialien mehrere Verschleißmechanismen:

**Abrasion** durch harte Partikel wie z.B. Quarzopale (Phytolithen)

**Ermüdungsverschleiß** (fatigue) beim Zerbeißen (crushing) durch hohe Kräfte

**Überkritische Belastung** (ebenfalls beim crushing) mit der Folge einer Makrofraktur

Als Folge des Ermüdungsverschleißes treten im Komposit Mikrofrakturen auf. Um dies zu zeigen, werden mit Hilfe von rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen die Oberflächen von Füllungen in vivo und von Kompositproben nach Kausimulatorbelastung verglichen. Anhand von Versuchen mit der Universalprüfmaschine wird eine Einschätzung der Kaukraft beim Zerbeißen verschiedener harter Nahrungsmittel vorgenommen.

Dazu werden charakteristische Textureigenschaften von naturbelassenen und gebrannten Haselnüssen, Zwieback, Hustenbonbons, Popcornmais und Corn Flakes gemessen. Besonderes Augenmerk wird dabei die charakteristische Form der Kraft-Zeit-Kurven gelegt, welche Rückschlüsse auf Textureigenschaften ermöglicht. Für die Belastungsuntersuchungen im Kausimulator München III wird als Nahrungsmedium italienische Hirse verwendet, die zwar durch ihren Gehalt an Phytolithen hohen Abrasionsverschleiß hervorruft, jedoch Vergleiche mit Ergebnissen vorausgegangener Versuche mit der ACTA-Maschine in München und Erlangen zuläßt.

## **2 Materialien und Methoden**

### **2.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln**

Um spezifische Textureigenschaften zu ermitteln, wurden sechs verschiedene Nahrungsmittel mit ansteigender vertikaler Krafteinleitung bis zum vollständigen Brechen ihrer Struktur belastet. Die Versuche wurden mit einer Universalprüfmaschine (QuickTest Prüfpartner, Langenfeld) und auswechselbaren Kraftmeßdosen mit den Meßbereichen 100 und 2500 N (10 und 250kgf) durchgeführt (Maywood Instruments Ltd., Basingstoke Hants, England). Als obere Kaufläche wurden in allen Prüfdurchgängen die an der Kraftmeßdose angebrachten Metallzylinder mit dem Durchmesser 20 mm verwendet. Im ersten Durchlauf wurde als untere Kaufläche der an der Universalprüfmaschine angebrachte Zylinder (Durchmesser 20 mm) benutzt. Im zweiten Teil wurde eine im Cerecverfahren (Sirona Dental Systems, Bensheim) hergestellte und mit dem dualhärtenden Befestigungskomposit Variolink (Ivoclar Vivadent, Ellwangen) adhäsiv auf einem aus Tetric Ceram hergestellten künstlichen Zahnstumpf befestigte Vollkeramikkrone mit der Morphologie eines Unterkiefermolaren eingesetzt. Der Kompositstumpf wurde auf einen mit Komposit aufgefüllten Messingzylinder aufpolymerisiert.

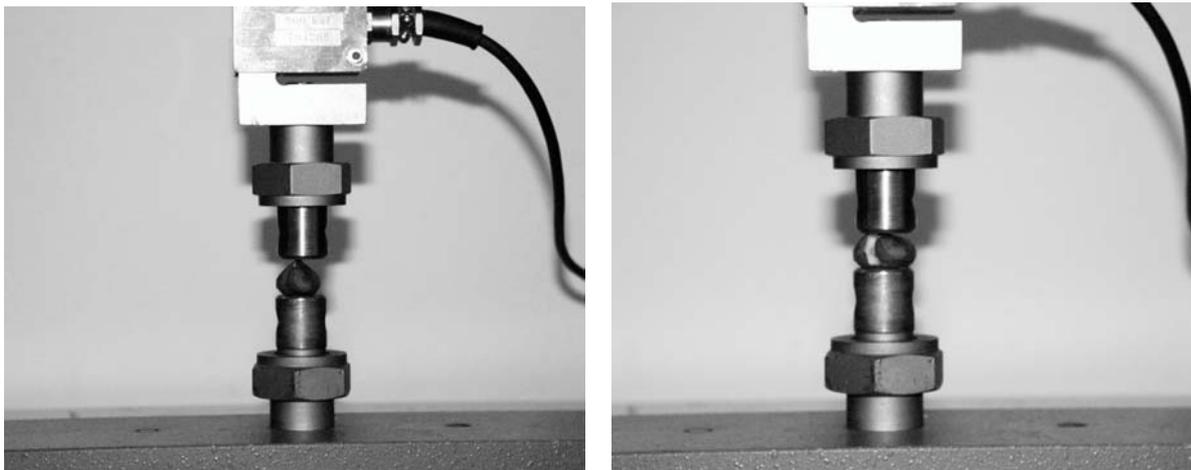
Die Empfindlichkeit der Prüfmaschine wurde auf das niedrigste Niveau eingestellt, so dass die Messung auch nach einem ersten Bruch der Probe fortgesetzt werden konnte.

Folgende Nahrungsmittel wurden geprüft: naturbelassene Haselnüsse ohne Schale (Handelsmarken, Offenburg), gebrannte Haselnüsse (Frühlingsfest Mün-

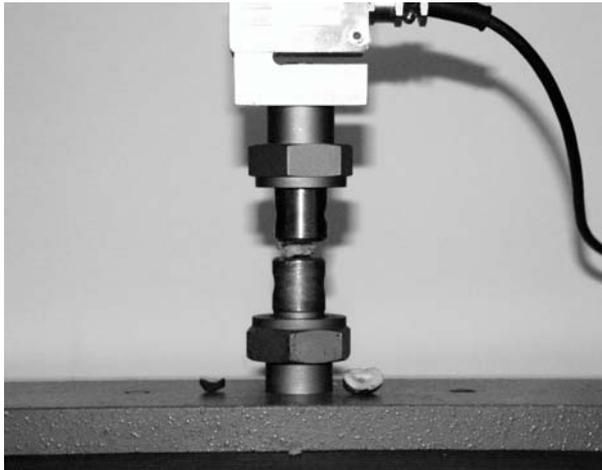
chen), Zwieback (Burger, Burg), Corn Flakes (Kellogg's Crunchy Nut Corn Flakes, Kellogg, Bremen), Hustenbonbons (Ananas, Wick Pharma, Schwalbach) und gerösteter, nicht aufgeplatzter Popcornmais (Seeberger, Ulm). Der Zwieback wurde mit einem Skalpell vorsichtig auf eine Kantenlänge von 9x10x10 mm zugeschnitten, alle anderen Nahrungsmittel blieben unverändert. Die Testnahrung wurde auf dem unteren Zylinder beziehungsweise auf der Keramikkrone positioniert. Anschließend wurde der Antagonist mit 1,5 mm/min heruntergefahren, bis ein Kontakt zu der zu prüfenden Nahrung sowie eine Vorlast von 1 N erreicht war. Zwischen den Zylinderflächen wurden zunächst die natürlichen Haselnüsse, die Hustenbonbons, sowie die Corn Flakes mit einer Geschwindigkeit von 1 mm/min (0,01667 mm/s) belastet, dann alle Nahrungsmittel mit 99,9 mm/min, entsprechend einer Geschwindigkeit von 1,665 mm/s. Im nächsten Durchgang wurden alle Proben zwischen Zylinder und Krone mit 99,9 mm/min belastet, bei jedem Durchgang wurden jeweils zwischen 14 und 16 Proben eines Nahrungsmittels geprüft. Anschließend wurden alle Nahrungsmittel bei hoher Geschwindigkeit zwischen dem oberen Zylinder und der Keramikkrone belastet. Um den Einfluss der zeitabhängigen Textureigenschaften Viskosität und Elastizität zu bestimmen, deren Wirkung mit hoher Geschwindigkeit zunimmt, wurden zwei verschiedene Vorschubgeschwindigkeiten angewandt.

Substrat	Zylinder		Keramikkrone	
	99,9 mm/min	1 mm/min	99,9 mm/min	1 mm/min
Haselnuß nat.	n = 16	17	15	-
Haselnuß geb.	15	-	15	-
Zwieback	14	-	15	-
Corn Flakes	15	14	15	-
Bonbon	15	13	15	-
Popcorn	14	-	15	-

**Tabelle 1, Probenzahlen der Vorversuche**



**Abbildung 5: Haselnuß in der Universalprüfmaschine, *links* Situation bei einer Vorlast von 1 N, *rechts* Situation bei Erreichen der initialen Bruchkraft IBF**



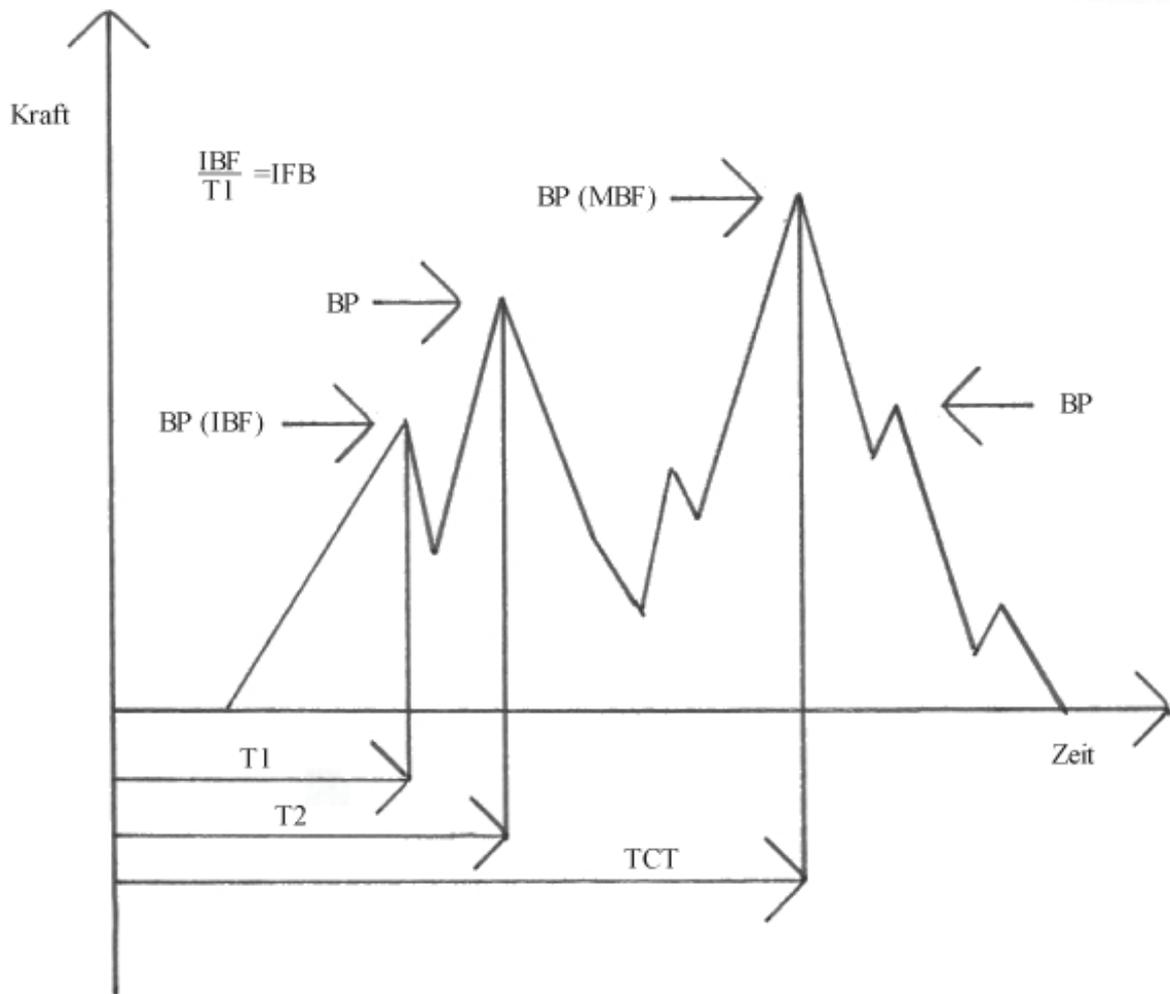
**Abbildung 6: Situation bei Erreichen der maximalen Bruchkraft MBF**

Die beim Zerbrechen der Nahrungsmittel aufgetretenen Kräfte wurden auf einem an die Universalprüfmaschine angeschlossenen Windows Personal Computer mit dem MS-DOS-Programm qts (Quicktest Prüfpartner, Langenfeld) als Kraft-Zeit-Diagramm ausgegeben.

Analog zu den bei Wang (1990) bezeichneten Kraftpunkten wurden folgende Punkte der Kraft-Zeit-Kurve definiert: jedes Anwachsen der Kraft, das von einem unmittelbaren Kraftabfall von mindestens 4 N gefolgt war, wurde als Bruchpunkt (breakage point, BP) bezeichnet. Die Amplitude des ersten BP wurde als Initiale Bruchkraft (initial breakage force, IBF) benannt, die größte Amplitude jeder Kurve als Maximale Bruchkraft (maximum breakage force, MBF). Die bis zum Auftreten der IBF verstrichene Zeit wurde mit T1 markiert, die Zeit bis zur MBF mit T2. Die Dauer eines Versuchsdurchganges wurde als Gesamtkompressionszeit (total compression time, TCT) bezeichnet.

Der Quotient aus IBF und T1 zeigt den initialen Kraftanstieg (initial force build-up, IFB), der Quotient aus T2 und TCT den Bruchteil der Dauer eines Versuchsdurchlaufes bis zum Erreichen von MBF (temporal location, TL).

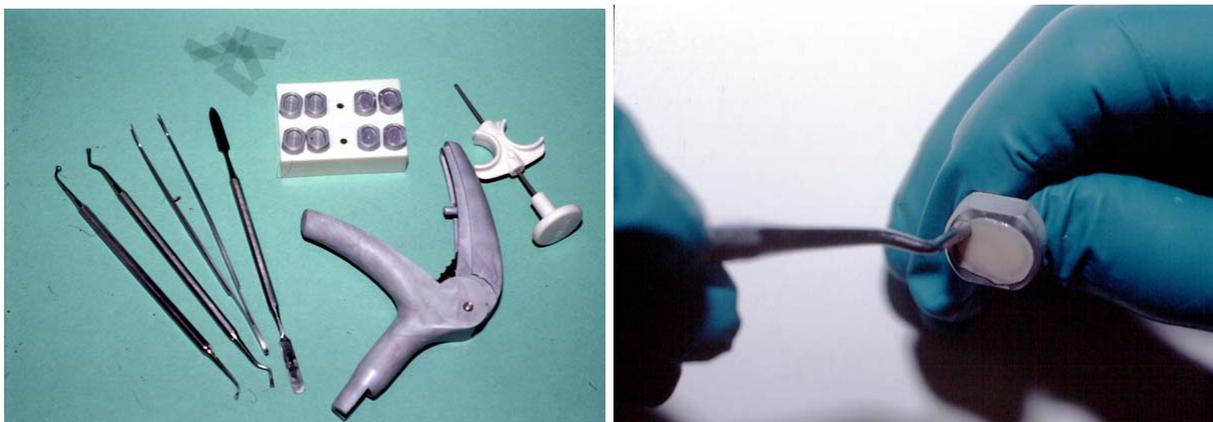
Die gemessenen Kraftamplituden für IBF und MBF sowie die Werte für IFB und TL wurden mit dem ungepaarten T-Test verglichen. Dabei wurde der Einfluss der Variablen Verwendung einer Keramikkrone sowie Kompressionsgeschwindigkeit auf IBF, IFB, MBF und TL überprüft. In einer univariaten Varianzanalyse wurde die Wirkung der Faktoren okklusale Morphologie, geprüftes Nahrungsmittel und Vorschubgeschwindigkeit auf die Größe von IBF, MBF und IFB ermittelt.



**Abbildung 7: Definitionen der Kraft- und Zeitmessung; BP: jeder Kraftanstieg mit anschließendem Kraftabfall von mindestens 4 N; Amplitude des ersten BP = Initiale Bruchkraft IBF; Amplitude des größten BP = Maximale Bruchkraft MBF; Zeit bis zum Auftreten der IBF = T1, bis MBF = T2, die Dauer des gesamten Prüfvorganges ist als Gesamtkompressionszeit (TCT) definiert. Der Quotient aus IBF und T1 ergibt den initialen Kraftanstieg, IFB.**

## 2.2 Verschleißsimulation von Kompositen

Zur Probenherstellung wurde zunächst ein Aluminiumprobenhalter für die Aufnahme des zu prüfenden Komposits silikatisiert. Dies geschah im Rocatecverfahren (ESPE, Seefeld), bei dem die Aluminiumoberfläche zunächst mit dem Strahlpulver Rocatec pre mechanisch aufgeraut und anschließend mit Rocatec plus silikatisiert wird. Nach dem Silikatisieren durfte weder unbeabsichtigter Oberflächenkontakt noch eine Anwendung von Druckluft erfolgen, um die Silikatschicht nicht zu zerstören. Anschließend wurde der Probenhalter mit einer dünnen Schicht Espe Sil (ESPE) silanisiert und für 5 Minuten an der Luft getrocknet. Der zu prüfende Füllungswerkstoff wurde in einem Inkrement blasenfrei in den Probenhalter eingebracht, es wurde ein transparentes Matrizenband (Frasaco, Tettang) aufgedrückt, der Füllungswerkstoff auf eine Glasplatte gedrückt und dadurch geglättet.

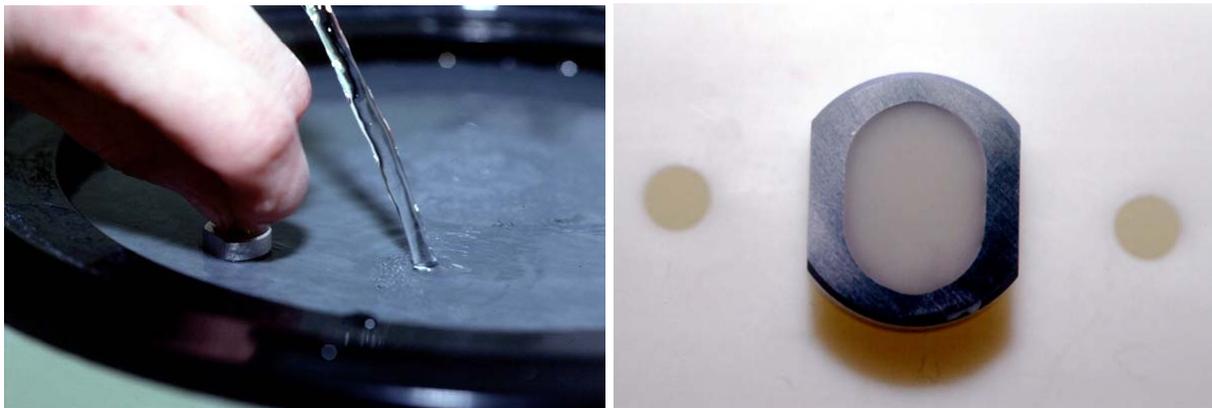


**Abbildung 8:** *links* Instrumente für die Probenherstellung, *rechts* Einbringen des Komposits in den Aluminiumprobenträger

<b>Komposit</b>	<b>Tetric Ceram</b>	<b>Solitaire</b>	<b>Heliomolar RO</b>	<b>Definite</b>	<b>Ariston pHc</b>
Hersteller	Ivoclar-Vivadent	Heraeus Kulzer	Ivoclar-Vivadent	Degussa Dental	Ivoclar-Vivadent
Charge	914142	42	911781	215	A05619
Matrix	BisGMA, UDMA, TEGDMA	BisGA, PENTA, HPMA, ETMA	-	Ormocermatrix, organ.-anorgan. Kopolymer	BisGMA, UDMA, hydrophiles Monomer
Füllkörper	Kompakte Gläser, SiO <sub>2</sub>	Poröse und kompakte Gläser, SiO <sub>2</sub>	Agglomerierte präpolymerisierte Füllkörper	-	Ionenfreisetzende Füllkörper, kompakte Gläser, SiO <sub>2</sub>
Farbe	A3	A3	A3	A3	Einheitsfarbe
Mittlere Füllkörpergröße	1,0 µm	2,0 – 20 µm	0,04 µm	1 – 1,5 µm	1,0 µm
Polymerisations-schrumpfung	3,0 %	3,6 %	-	2,4 %	-
Vickershärte	54,8 (± 1,1)	41,7 (± 3,5)	61 (-)	65,8 (±1,6)	66,5 (±2,6)
<b>Bruchzähigkeit</b> [MN m <sup>-3/2</sup> ]	2,0 (±0,1)	1,4 (±0,1)	1,1 (±0,1) Mpa m <sup>1/2</sup>	1,6 (±0,3)	1,9 (±0,2)
Vol % FK	60	90	38,5(a); 48,0(b)	61	59
Gew.% FK	79	66	-	77	79
Klassifikation	Hybridkomposit	Stopfbares Komposit	Mikrogefülltes Komposit	Stopfbares Komposit / Ormocer	Ionenfreisetzendes Komposit

**Tabelle 1, verwendete Komposite; Quellen: (Manhart 2000 a,b); [www.kunzelmann.de](http://www.kunzelmann.de), Klassifikation von Kompositen; a (Willems 1992), b Herstellerangaben**

Die Probe wurde für 40 s mit einer Polymerisationsleuchte behandelt und anschließend für 180 s im Lichtofen Dentacolor XS (Kulzer) polymerisiert. Anschließend wurde der Probenhalter für 24 h in Ringerlösung bei einer Temperatur von 37° C im Wasserbad gelagert, um eine mögliche Quellung des Materials durch Feuchtigkeitsaufnahme vorwegzunehmen. Danach wurde die Oberfläche des Füllungsmaterials mit Nassschleifpapier der Körnung 1200 grit (VP 100, LECO, Kirchheim) in einer Schleifmaschine geglättet, um die inhomogene, matrixreiche und sauerstoffinhibierte Oberflächenschicht zu entfernen. Eine so entstandene Kompositprobe hat die Länge 11 mm, Breite 8 mm und Dicke 2,3 mm. Die verwendeten Materialien sind in Tabelle 1 aufgeführt.



**Abbildung 9:** *links* Glattschleifen der Kompositprobe, *rechts* fertige Kompositprobe

Als Antagonisten wurden Degussitkugeln ( $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Keramik, Durchmesser 5 mm, Vickershärte 1750, FRIATEC, Mannheim) verwendet, die mit Hilfe des dualhärtenden Befestigungskomposits Variolink in runde Aluminiumprobenhalter ein-

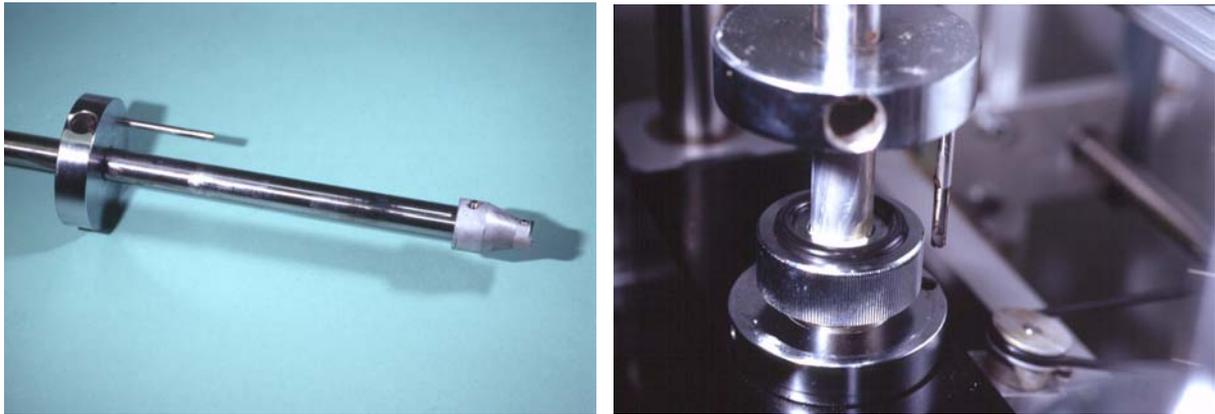
gesetzt wurden. Die Aluminiumprobenhalter wurden analog dem oben beschriebenen Verfahren für die Aufnahme der Degussitkugeln vorbereitet.



**Abbildung 10:** *links* Degussitkugeln, Probenträger und einpolymerisierte Antagonisten, *rechts* Probenträger und fertige Kompositprobe



**Abbildung 11:** *links* Kausimulator München III, *mitte* Steuereinheit, *rechts* Druckluftventil zur Geschwindigkeitsregelung



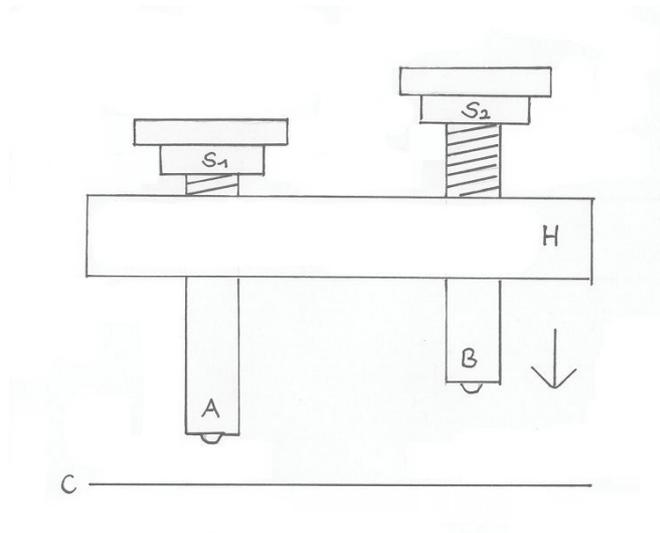
**Abbildung 12: *links* Laststange mit Rotationssicherung und Halterung für Antagonisten, *rechts* Stellschraube**

Der Kausimulator München III besteht aus einem mechanischen Bereich, einem pneumatischen Antriebsbereich, zwei Rührmechanismen und einer elektronischen Steuereinheit.

Die Mechanik beinhaltet einen Hubbalken mit aufgeschraubten Ringen. Die Ringe weisen ein Innengewinde auf, darin eine Schraube mit Innenbohrung zur Aufnahme der Laststangen. Durch Verstellen dieser Schraube kann individuell für jede Probenkammer der vertikale Weg der Laststange und so die Zeit zwischen Aufsetzen des Antagonisten auf der Kompositprobe und Einsetzen der Vorschubbewegung eingestellt werden.

Um diese Distanz zu eichen, wird ein Metallstück der Dicke 3 mm zum Einstellen der Schrauben verwendet. Durch Justieren der Strecke zwischen Hubbalken und Stellschraube kann somit die Dauer der Belastung der Probe eingestellt werden. Eine weitere seitliche Bohrung im Ring und ein an der Laststange befestigter Stift verhindern die Rotation der Laststange. Die Laststangen werden

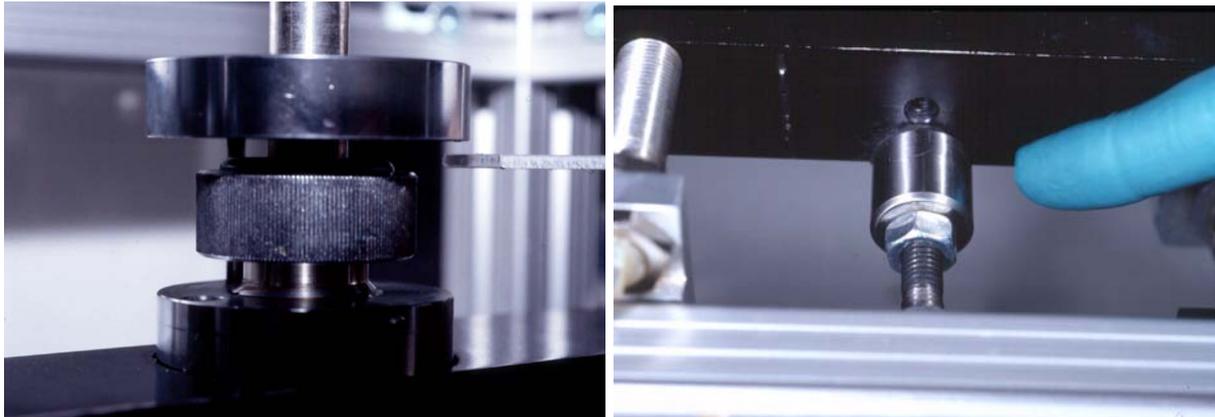
mittels angeschraubter Ringe vom Balken angehoben. An der Unterseite der Laststangen sind verschraubbare Antagonistenhalter zur Aufnahme von Aluminiumprobenträgern angebracht.



**Abbildung 13: Funktion der Stellschrauben S1 und S2: Antagonist A setzt früher auf die Kompositprobe C auf als B, die Belastungsdauer bei A ist somit größer als bei B, H = Hubbalken**

Ein in der Tiefe beweglicher, schienengeführter Tisch nimmt die vier Probenkammern auf, es stehen je 4 Probenkammern aus Delrin (DuPont) mit aufsetzbaren Zylindern aus Plexiglas sowie mit Deckeln verschließbare Aluminiumprobenkammern zur Verfügung. Die Delrinprobenkammern sind mit einem Ventilabflußsystem versehen und können für Zwei-Körper-Verschleißmessungen mit destilliertem Wasser befüllt werden, die Aluminiumkammern werden für

Drei-Körper-Verschleißmessungen mit Nahrungsmedien verwendet. Der Weg des Tisches ist über zwei Abstandshalter einstellbar.

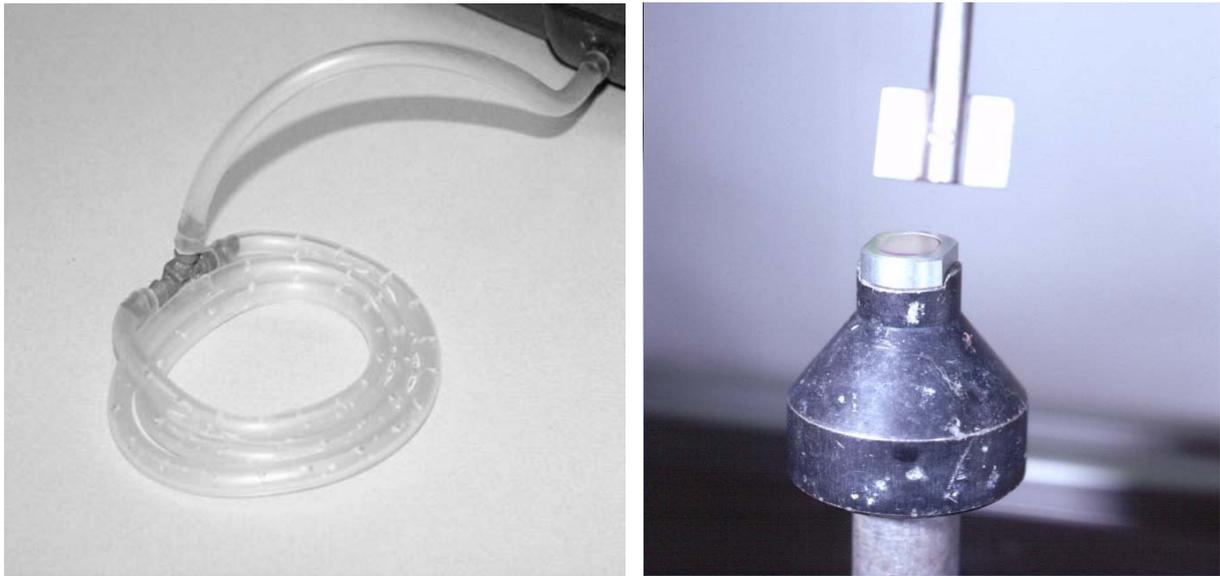


**Abbildung 14: links Stellschraube mit Eichblech, rechts Abstandshalter zum Einstellen der Gleitbewegung**

Ein druckluftbetriebener Kolben in der Mitte hebt den Querbalken an, die Geschwindigkeit ist über ein Druckventil einstellbar. In den Versuchen wurde eine Geschwindigkeit von 1,07 Hz verwendet. Sinkt der Druck, so wird der Hubbalken abgesenkt, die Antagonisten setzen auf die Proben auf und belasten diese mit dem jeweiligen Gewicht auf der Laststange. Ebenfalls druckluftbetrieben wird der Tisch mit den Probenkammern in anterior-posteriorer Richtung verschoben, die Distanz ist mit Abstandsschrauben einstellbar, hier wurden 0,5 mm verwendet.

An der Rückseite des Kausimulators befindet sich eine von einem Elektromotor angetriebene Welle, die über vier Keilriemen je einen Rührer am Boden jeder Probenkammer antreibt, um einerseits die Entmischung des Nahrungsmediums zu verhindern und andererseits aus der Kunststoffmatrix herausgelöste Füllkörper möglichst gründlich von der Oberfläche der Kompositprobe abzutransportieren. Die gelösten Füllkörper können bei Verbleib auf der Kompositoberfläche Drei-Körper-Verschleiß (Abrasion) hervorrufen. Die Geschwindigkeit des Motors wird über ein Potentiometer geregelt. Während der Versuche wurde die maximale Geschwindigkeit von 270 Umdrehungen pro Minute gewählt.

Ein weiterer Mechanismus wurde eingebaut, um eine Entmischung des Nahrungsmediums zu verhindern: am Boden der Probenkammern wurden Aquarienschläuche mit dem Innendurchmesser 4 mm befestigt, die mit T-förmig umgearbeiteten Bewässerungskupplungen (Gardena, Ulm) und einem Schlauch mit der Luftzufuhr verbunden sind. Die Luftversorgung erfolgt durch Membranpumpen (Conrad Elektronik, Hirschau) mit einer Leistung von 3 W und einer Förderleistung von 350 l pro Minute. Für jede Probenkammer wurde eine eigene Pumpe eingesetzt.



**Abbildung 15: links Whirlpoolprinzip, um Sedimentation des Nahrungsmediums zu verhindern - Luftschlauch mit Perforationen, rechts Rührer neben einer Kompositprobe**

Die Schläuche wurden mit einem Rosenbohrer des Durchmessers 1 mm im Abstand von 10 mm perforiert, um die gleichmäßige Verteilung der austretenden Luft zu ermöglichen. Nach der Positionierung der Schläuche in der Probenkammer wurden sie mit Sekundenkleber fixiert. Membranpumpe und Rührwerk können über eine Relaiszeitschaltuhr gesteuert werden.

An der elektronischen Steuereinheit befindet sich ein Zähler für die bereits abgelaufene und die vorgesehene Zyklenanzahl. Um nach Erreichen der vorgewählten Zyklenzahl zu verhindern, dass der Antagonist auf der Kompositprobe verbleibt und durch permanente Belastung eine duktile Verformung der Probe

hervorrufen, wurde die Steuereinheit umprogrammiert und so eine Anhebung des Antagonisten nach Programmablauf bewirkt.

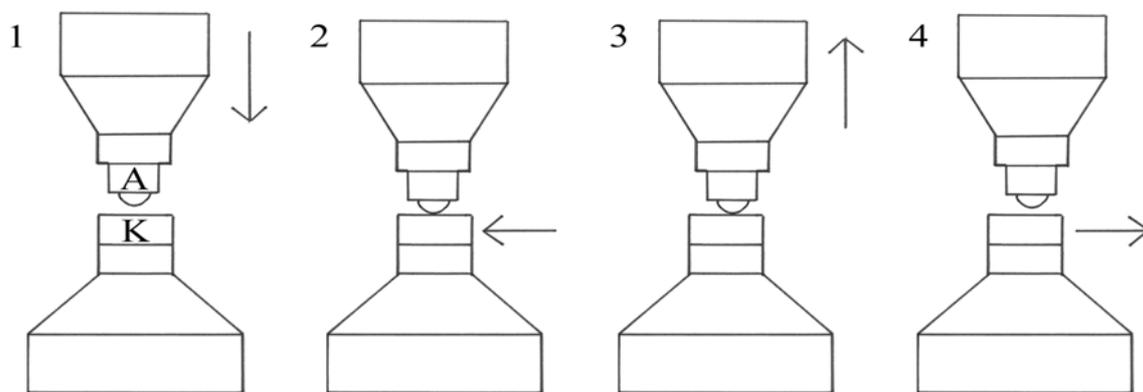
Ein einzelner Zyklus des Kausimulators gliedert sich in vier Phasen:

In der **Belastungsphase** wird der am Hubkolben wirkende Luftdruck reduziert, der Querbalken senkt sich. Die Antagonisten berühren die Kompositproben und belasten diese mit dem aufliegenden Gewicht, hier 5 kg.

In der **Vorschubphase** bewegt sich der Tisch mit den Probenkammern um 0,5 mm nach anterior. An den Kompositproben findet eine Vorschubbewegung unter Last statt.

Zu Beginn der **Entlastungsphase** wird der Druck im Hubkolben wieder aufgebaut, der Querbalken und die Antagonisten werden angehoben.

Proben und Antagonisten sind in der **Rückstellphase** außer Kontakt, der Tisch fährt in seine Ausgangsposition zurück.



**Abbildung 16: Phasen des Kausimulators: A=Antagonist, K=Kompositprobe. 1=Belastungsphase, 2=Vorschubphase, 3=Entlastungsphase, 4= Rückstellphase. Die Zeichnung zeigt den Zustand zu Beginn der Phasen.**

Als Last wurden 5 kg (49,05 N) für jede Probe gewählt. Jäger gibt je nach Nahrungsmittel für Pudding 3 N und für Trockenfleisch bis 36 N Kaukraft in vivo an (1989), die Kraft wurde im Bereich einer dreigliedrigen Brücke von 35 bis 37 mit zwei auf die Brücke aufgeklebten Dehnungsmeßstreifen gemessen.

Gibbs mißt in der Phase des Zubeißens durchschnittlich 74 kg (zwischen 25 und 127 kg) und in der Phase der maximalen Interkuspitation 26,7 kg, bei Käse 22,89 kg und bei Erdnüssen durchschnittlich 35,57 kg (1981a,b). Hier wurde durch Schallamplitudenveränderung die gesamte auftretende Kaukraft in vivo gemessen. Die für diese Versuche gewählte Kraft von 49 N ist somit im Vergleich zu im stomatognathen System auftretenden Kräften im unteren Mittelfeld einzustufen.

Die Kompositproben wurden in den unteren Probenträgern mit Inbusschrauben befestigt, die Degussitantagonisten an der Unterseite der Laststangen. Die Positionierung der Kompositproben erfolgte unter optischer Kontrolle so, dass die Antagonisten mittig auf die Proben auftreffen konnten. Die Kompositprobenträger können durch ihre seitliche Führung in den unteren Probenhaltern rotations-sicher befestigt werden, hier wurde die anteriore Seite mit Filzstift markiert.

Als Nahrungsmedium wurde die von der ACTA-Maschine bekannte Hirsesuspension verwendet, da die Vorversuche sehr heterogene Textureigenschaften der Nahrungsmittel zeigten und die großen Partikel nicht zwischen Probe und Antagonist in der Schwebe gehalten werden können. Die ermittelten unterschiedlichen Textureigenschaften der verschiedenen Nahrungsmittel sollten im Kausimulator berücksichtigt werden, als schwierig erwies sich dabei die Frage der Nahrungsauswahl und der Standardisierbarkeit der Abrasivsuspension. Außerdem lagen bereits Erfahrungen mit dem Medium Hirse in

der ACTA-Maschine vor. Für diese Dissertation stellt die Auswahl des Mediums Hirse eine Vereinfachung dar, die wichtigste Funktion ist die Entfernung scholliger Auflagerungen. Ein solcher „Tribofilm“ würde in der Simulation zu einer Veränderung des Verschleißverhaltens führen. Aus diesen Gründen wurde die Entscheidung getroffen, vorerst das für die Verwendung in der ACTA-Maschine international akzeptierte Hirsemedium auch im Kausimulator München III zu verwenden.

Es wurden für jedes Material jeweils zwei Prüfdurchgänge mit destilliertem Wasser und der ACTA-Suspension als Medium durchgeführt. Dabei wurden die Kompositproben beim ersten Durchgang nach 50.000 Zyklen, beim zweiten nach 6.000, 10.000, 30.000 und 50.000 Zyklen abgeformt.

Das Nahrungsmedium wurde analog dem Mischungsverhältnis des ACTA-Mediums (de Gee 1996) hergestellt: 100 g italienische Hirse wurden in zwei Portionen aufgeteilt und für jeweils fünf Sekunden in einer elektrischen Kaffeemøhle gemahlen, anschließend wurden 150 ml destilliertes Wasser zugegeben. Da dieser Brei dazu neigt, sich schnell zu entmischen, wurde zunächst die gemahlene Hirse in die Probenkammer eingefüllt und anschließend das Wasser hinzugefügt. Bei der Verwendung der Hirsesuspension wurden die Aluminiumprobenkammern verwendet, da diese mit Deckeln verschlossen werden können. Die Abdichtung erfolgte mit Paketklebeband, um das Austrocknen und damit eine Veränderung der Eigenschaften des Mediums zu verhindern.

Die Probenentnahme war durch zwei gerade Führungsflächen und die Markierung der zugewandten Seite möglich, ohne bei der Reponierung die Position zu verändern. Um eine genaue Abformung zu ermöglichen, mußten die Proben aus dem Kausimulator entfernt werden, da bei direkter Abformung in den Proben-

kammern Feuchtigkeits- und Hirserückstände die Genauigkeit beeinträchtigt hätten. Die Abformung erfolgte in einer Messingküvette. Zunächst wurden die Kompositproben unter fließendem Wasser gereinigt, dann in eine zu der Küvette passende Positionierungshilfe gesteckt. Es wurde eine einzeitige Doppelmi-schabformung mit Permadyne Garant und Permadyne Penta (3M ESPE, Seefeld) angefertigt. Nach 10 Minuten wurden die Proben aus der Abformung entfernt.



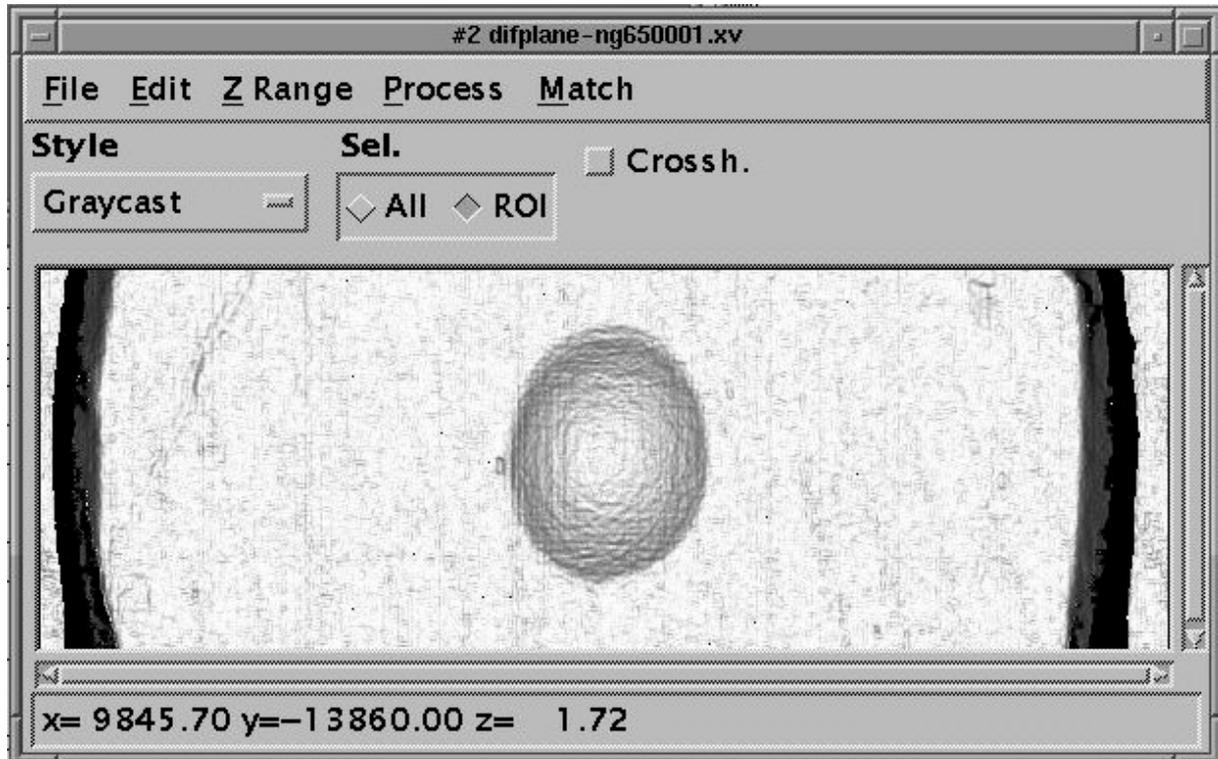
**Abbildung 17: Abformung der Kompositproben mit Permadyne**

Nach einer Rückstellzeit von einer Stunde wurden die Abformungen mit Fuji Rock white Superhartgips (GC) ausgegossen. Nach Aushärten des Gipses wurden die Repliken getrimmt und bis zur Auswertung trocken gelagert.

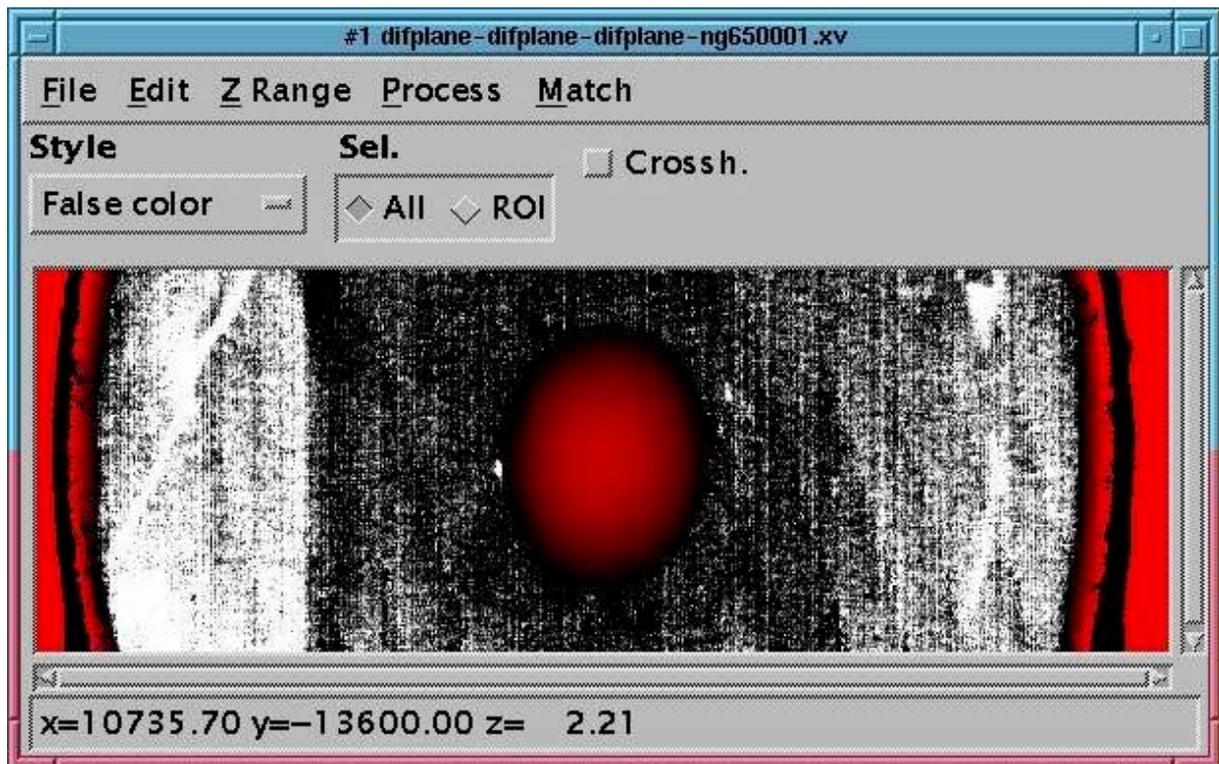
Mit einem 3-D-LASER-Scanner (Mehl 1997) wurden der Bereich der Verschleißkavitäten auf den Gipsmodellen optisch abgetastet. Dies erfolgte in

Schritten von 10  $\mu\text{m}$ . Mit der Software Scan3D (Matching-Algorithmus Habilitation Prof. Dr. med. dent. K.-H. Kunzelmann, Software von Dipl.-Phys. W. Gloger, Poliklinik für Zahnerhaltung München) wurden dreidimensionale Darstellungen der Verschleißmarken erstellt. Die Datenaufbereitung erfolgte an einer SUN Workstation mit dem Programm Match3D (Gloger). Dabei wurde über den tribologisch unveränderten Bereich um die Abrasionsspur eine Ebene konstruiert. Die Differenz zwischen Ebene und Kavität wurde gebildet. So wurde nach einer Median-3x3-Filterung ein negatives Volumen mit der Bezeichnung Avol\_tot erstellt. Avol\_tot ist somit das Volumen an Füllmaterial, das durch Verschleiß zerstört wurde. Außerdem wurden die Höhendifferenz der tiefsten Stelle der Abrasionsspur und der konstruierte Ebene als Min und deren Mittelwert als Mean bezeichnet.

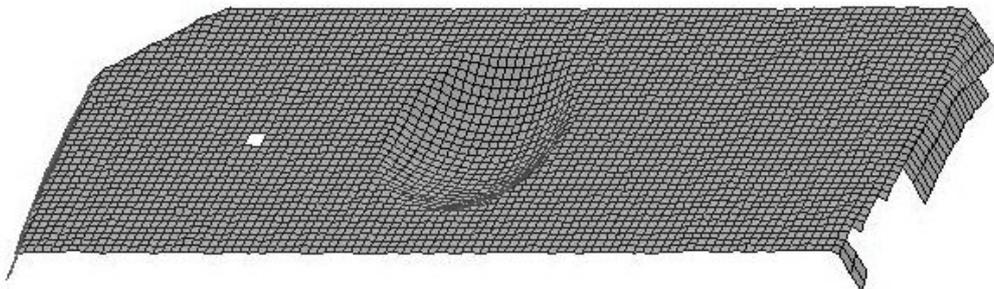
Die statistische Auswertung erfolgte mit SPSS. Der Einfluss der Faktoren Nahrungsmedium und Komposit auf die Verschleißrate wurde mit einer univariaten Varianzanalyse und dem Post-Hoc-Test nach Tukey bestimmt. Die Unterschiede in den Verschleißraten der Komposite wurden jeweils für die Gruppen mit und ohne Nahrungsmedium mit einer einfaktoriellen ANOVA mit Post-Hoc-Test nach Tukey bestimmt. Außerdem wurde für jedes einzelne Komposit der Einfluss des Nahrungsmediums mit einem T-Test bei unabhängigen Stichproben ermittelt.



**Abbildung 18: Screenshot des Programmes Match3D, eingescannte Verschleißspur (Definite nach 50.000 Zyklen Kausimulatorbelastung unter Zugabe der Hirsesuspension)**



**Abbildung 19: Differenzvolumen**



**Abbildung 20: Dreidimensionale Darstellung der Verschleißspur**

### **2.3 Morphologische Analyse der Kompositoberfläche – in vitro und in vivo**

Es wurden von jeder Kompositart je zwei Proben nach 50.000 Zyklen Belastung im Kausimulator verwendet, jeweils eine aus dem Versuchsdurchgang mit Hirse und Wasser. Die Proben wurden vorsichtig mit einer Handzahnbürste unter fließendem Wasser sowie für 30 Minuten in einem Ultraschallreinigungsbad von oberflächlichen Verunreinigungen befreit. Nach dem Trocknen wurden die Proben besputtert und bis zur Aufnahme im Rasterelektronenmikroskop in einem Exsikkator trocken gelagert. Eine mehrere Jahre in vivo verbliebene Kompositfüllung wurde nach der Exkavierung auf gleiche Weise vorbereitet.

Von jeder Probe wurden Aufnahmen in folgenden Vergrößerungen angefertigt: 20fach, 540, 4.000, 6.000 und 10.000. Außerdem wurden der obere und untere Rand der Verschleißkavität jeweils mit der Vergrößerung 360 und 1.300 dargestellt. Von der in vivo belasteten Kompositprobe wurden Aufnahmen in 36, 200 und 860facher Vergrößerung gemacht.

Es erfolgte eine visuelle Beurteilung der Form der Verschleißkavitäten und deren Randmorphologie, der Oberflächenhomogenität, der Größe, Formation und Art der Freilegung der Füllkörper sowie der oberflächlich aufgelagerten Strukturen.

### 3 Ergebnisse

#### 3.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln

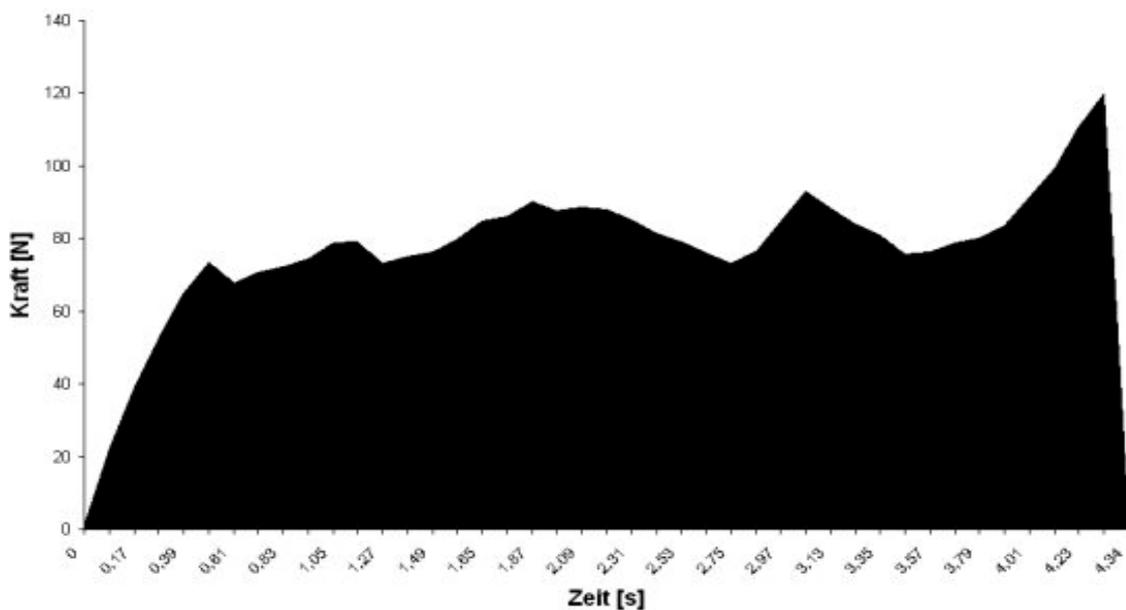
Nahrungsmittel	IBF [N]	IFB [N/s]	MBF [N]	Zahnform
Haselnuß natur	80,6 ± 36,5	107,1 ± 55,8	219,2 ± 186,3	Plattform
	73,4 ± 18,6	83,1 ± 27,7	79,4 ± 21,3	Kaufläche
Haselnuß geb.	58,8 ± 22,9	115,8 ± 67,3	86,7 ± 26,8	Plattform
	53,6 ± 30,2	104,5 ± 85,1	69,9 ± 15,9	Kaufläche
Crunchy Nuts	4,5 ± 8,2	25,7 ± 22,8	5,9 ± 8,4	Plattform
	4,7 ± 2,7	22,6 ± 16,1	6,3 ± 3,1	Kaufläche
Bonbon	355,5 ± 200,5	1453,5 ± 1051,8	359,9 ± 198,5	Plattform
	138,2 ± 38,9	410,0 ± 124,9	142,6 ± 31,9	Kaufläche
Zwieback	30,1 ± 8,0	49,8 ± 25,1	32,4 ± 7,2	Plattform
	23,0 ± 7,7	24,7 ± 7,3	24,6 ± 7,1	Kaufläche
Popcornmais	154,7 ± 53,9	1408,8 ± 993,0	554,1 ± 375,0	Plattform
	209,4 ± 120,8	772,4 ± 259,8	227,8 ± 113,6	Kaufläche

**Tabelle 2: Mittelwerte und Standardabweichungen bei  $v = 99,9$  mm/min; IBF = Initiale Bruchkraft (Amplitude des ersten BP), IFB = Initialer Kraftaufbau (Quotient aus IBF und der Zeit bis zum Auftreten von IBF) und MBF = Maximale Bruchkraft (Amplitude des größten BP)**

<b>Nahrungsmittel</b>	<b>IBF [N]</b>	<b>IFB [N/s]</b>	<b>MBF [N]</b>
Haselnuß natur	67,6 ± 15,5	0,8 ± 0,3	282,3 ± 111,8
Crunchy Nuts	7,5 ± 3,65	0,5 ± 0,5	58,9 ± 31,9
Bonbon	321,1 ± 148,1	5,6 ± 0,7	323,1 ± 145,3

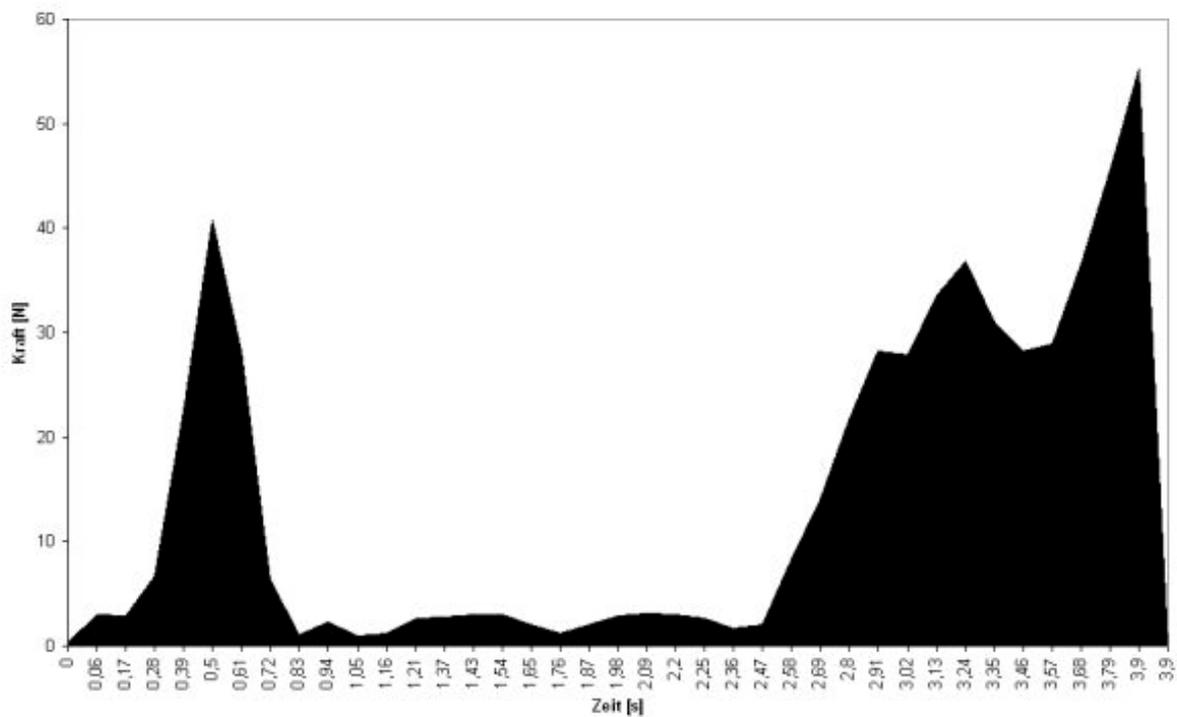
**Tabelle 3: Mittelwerte und Standardabweichungen bei  $v=0,1$  mm/min; IBF = Initiale Bruchkraft (Amplitude des ersten BP), IFB = Initialer Kraftaufbau (Quotient aus IBF und der Zeit bis zum Auftreten von IBF) und MBF = Maximale Bruchkraft (Amplitude des größten BP). Die Belastung erfolgte zwischen Plattformen, es wurde keine Variation der Kauflächenmorphologie vorgenommen**

Die **naturbelassenen Haselnüsse** zeigten bei den Belastungsprüfungen ein charakteristisches reproduzierbares Bruchverhalten. Dabei zerbrachen die Nüsse zunächst in zwei Hälften, bei weiterer Belastung frakturierten die Hälften selbst zu kleineren Stücken. Bei Verwendung einer Keramikkrone war die Maximale Bruchkraft signifikant niedriger als bei den Zyklen mit Zylinder ( $p=0,009$ ). Bei der Initialen Bruchkraft ( $p=0,495$ ) sowie beim Initialen Kraftanstieg ( $p=0,139$ ) wurde kein signifikanter Unterschied bezüglich des okklusalen Designs gefunden.



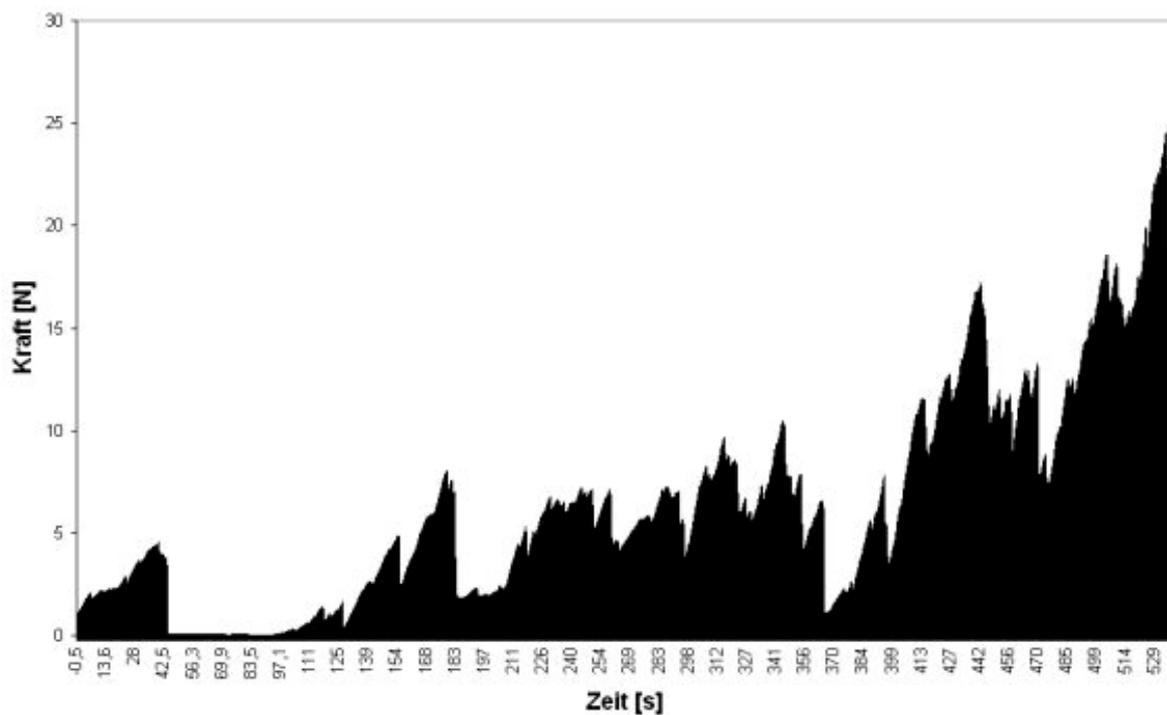
**Diagramm 1: Kraft-Zeit-Diagramm für naturbelassene Haselnüsse, Fläche, hohe Geschwindigkeit**

**Gebrannte Haselnüsse** zeigten in den Prüfungen ein den naturbelassenen Haselnüssen ähnliches Bruchverhalten. Die für IBF und MBF gemessenen Werte waren niedriger als bei naturbelassenen Nüssen. Bei Verwendung der Vollkeramikrone war MBF signifikant niedriger ( $p=0,049$ ), für IBF wurde kein signifikanter Unterschied gefunden.



**Diagramm 2: gebrannte Haselnüsse, Fläche, hohe Geschwindigkeit**

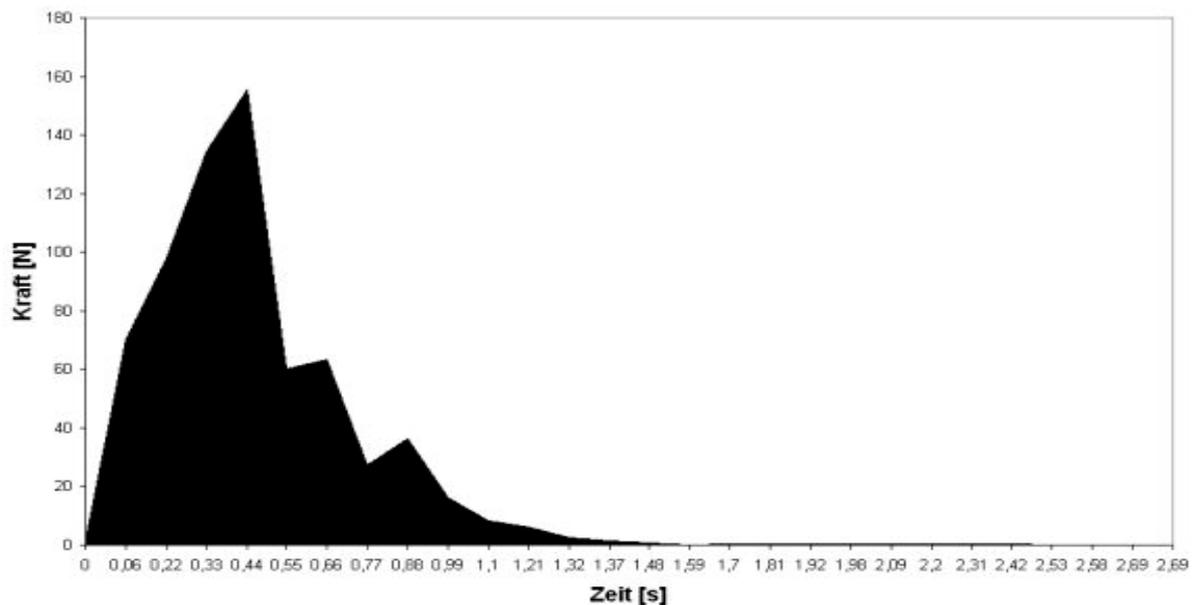
**Corn Flakes** zeigten das am wenigsten reproduzierbare Bruchverhalten und die breiteste Streuung der gemessenen Kraftwerte. Dabei traten sowohl für Zylinder- als auch Kronenverwendung sowie in beiden Geschwindigkeiten die niedrigsten Bruchkräfte und initialen Kraftzuwächse IFB aller Nahrungsmittel auf. Die Kraft-Zeit-Diagramme zeigen viele kleine Kraftspitzen. Es wurde kein signifikanter Einfluss der okklusalen Morphologie auf IBF und BF gefunden.



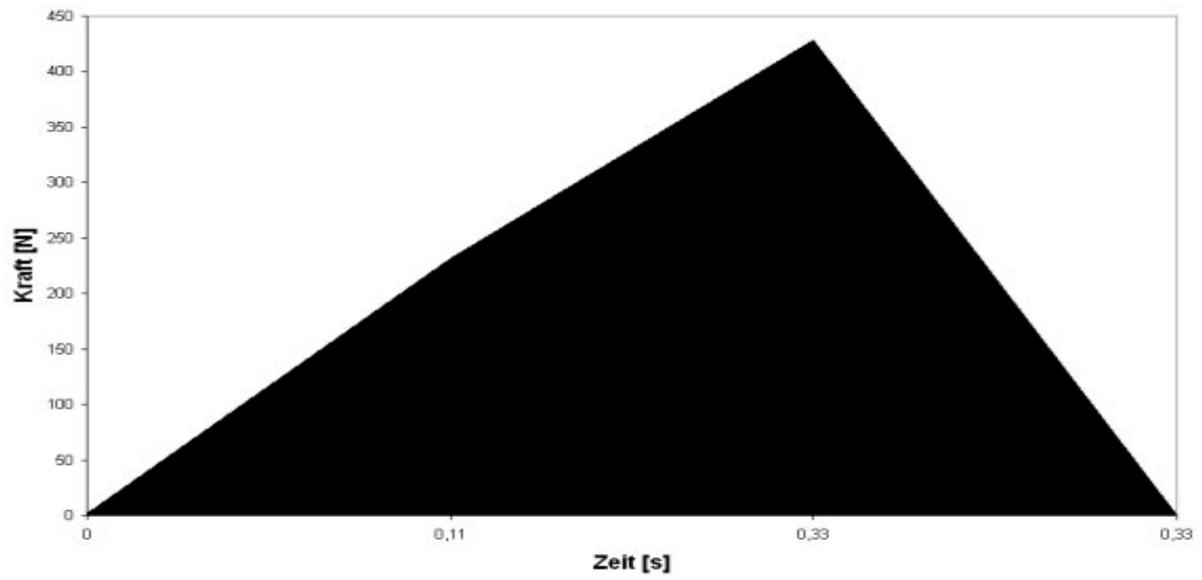
**Diagramm 3: Corn Flakes, Fläche, niedrige Geschwindigkeit**

Die bei den **Bonbons** gemessenen Kräfte waren die Höchsten der Untersuchung mit 355,5 N Mittelwert für IBF und 359,9 N für MBF, beide bei planen Kompressionsflächen. Die Variation der okklusalen Morphologie zeigte einen hochsignifikanten Einfluss auf IBF und MBF, die dabei gemessenen Kräfte lagen bei 138,2 N für IBF und 142,6 N für MBF. TL liegt bei Verwendung der Keramikkrone bei 16,8% und beim Zylinder 91,5%.

Im T-Test wurde ein signifikanter Einfluss der okklusalen Morphologie auf IBF ( $p=0,001$ ) und MBF ( $p=0,001$ ) gefunden.

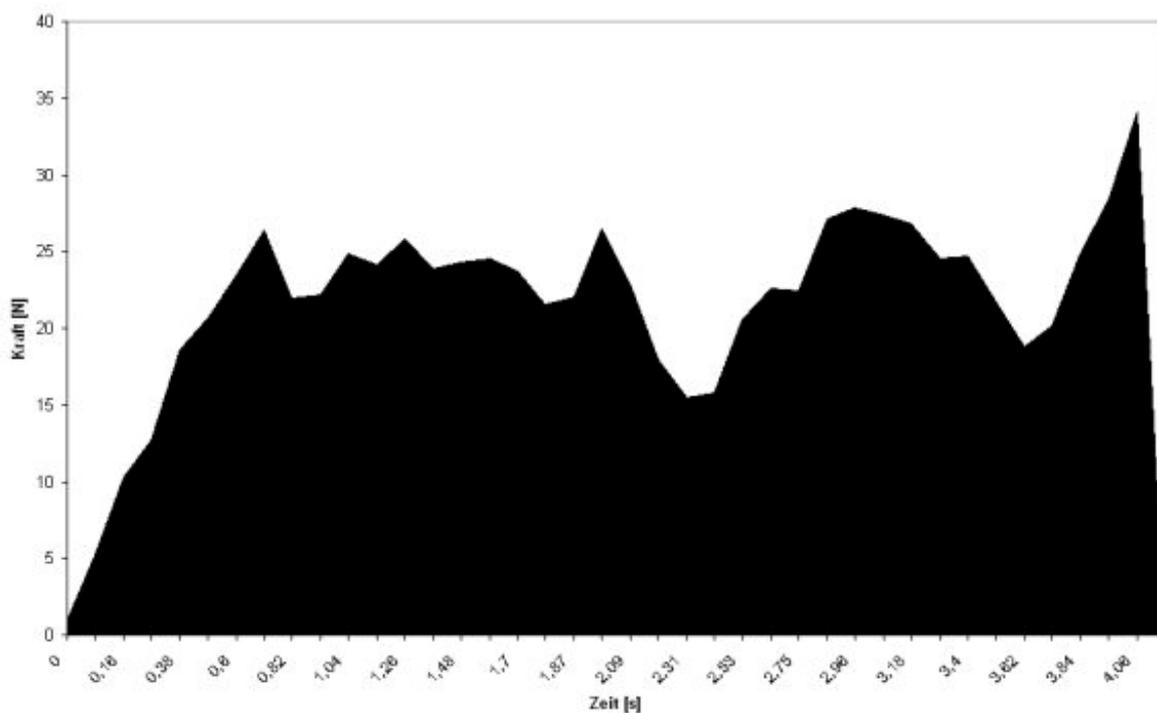


**Diagramm 4: Bonbons, Keramikkrone, hohe Geschwindigkeit**



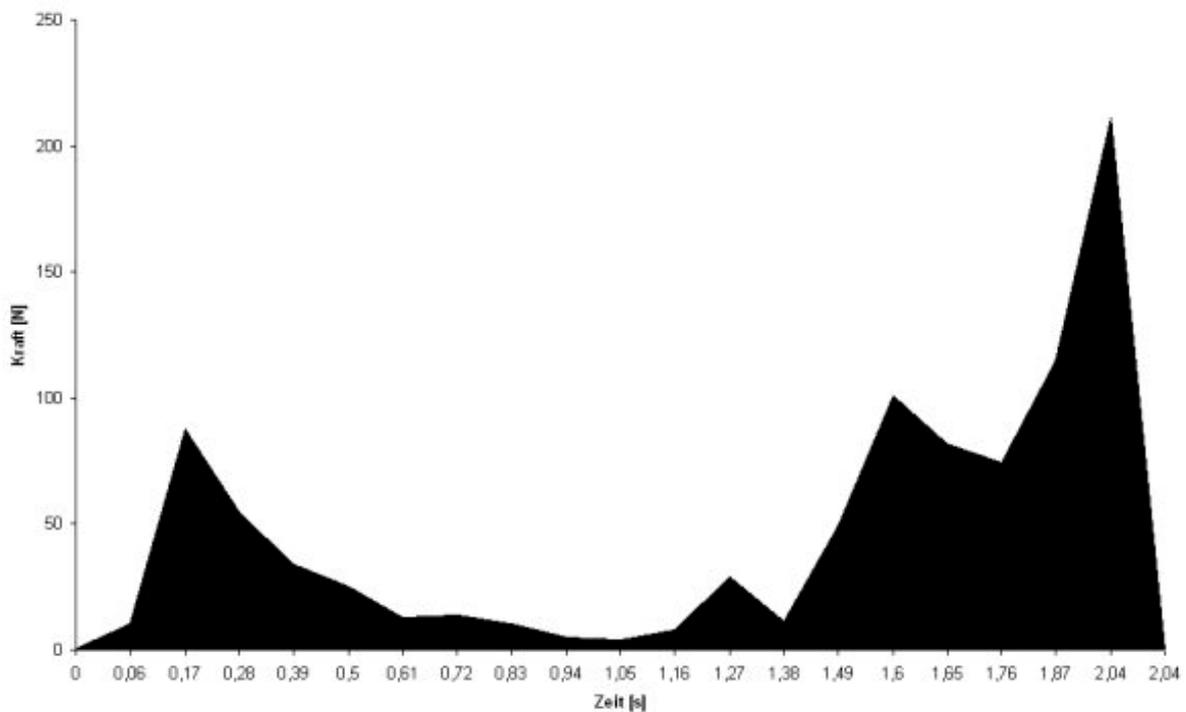
**Diagramm 5: Bonbons, Fläche, hohe Geschwindigkeit**

Die Kraftwerte bei **Zwieback** waren bei planen Flächen am besten reproduzierbar. Bedingt durch die feinwabige Struktur wurden relativ geringe Werte für IBF (30,1 N bei Zylinder, 23.0 N bei Kaufläche) gemessen. Auch Zwieback zeigte ein ausgeprägtes sprödes Bruchverhalten mit vielen kleinen Kraftspitzen nach dem ersten BP. Bei beiden okklusalen Formen wurden bei Zwieback die zweitkleinsten auftretenden Kräfte gefunden. Im T-Test wurde ein signifikanter Einfluss der okklusalen Morphologie auf IBF ( $p=0,02$ ) und MBF ( $p=0,006$ ) gefunden



**Diagramm 6: Zwieback, Fläche, hohe Geschwindigkeit**

**Popcornmais** wies bei Belastung zwischen Zylinder und Krone die höchsten Werte für IBF (209,4 N) und MBF (227,8 N) auf. Im Gegensatz zu den Zylinderflächen werden Maiskörner zwischen den Höckern der Krone und dem Zylinder festgehalten und es sind größere Kräfte zum Zerschneiden nötig. Im T-Test wurde ein signifikanter Einfluss der okklusalen Morphologie auf MBF gefunden ( $p=0,07$ )

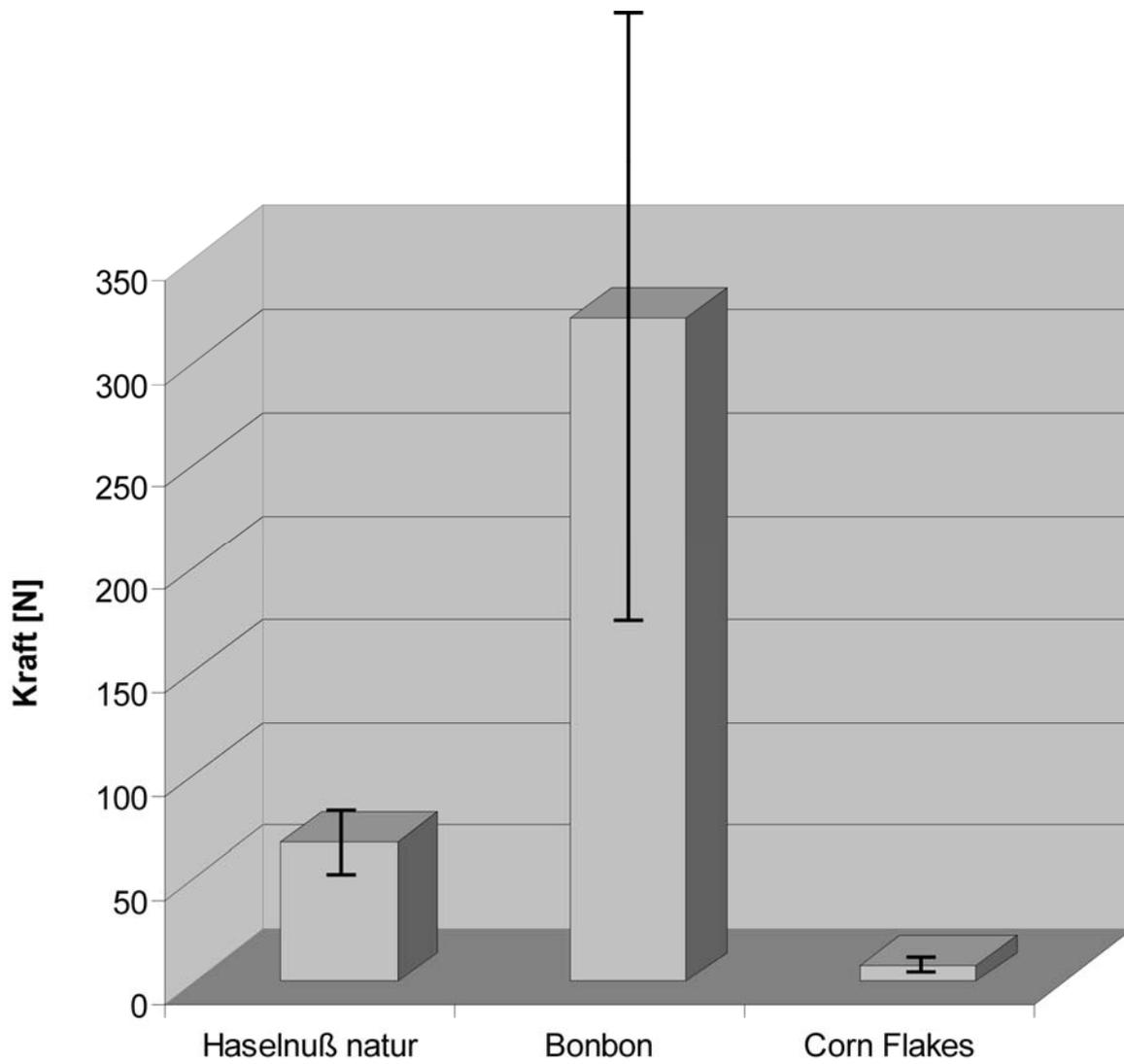


**Diagramm 7: Popcornmais, Fläche, hohe Geschwindigkeit**

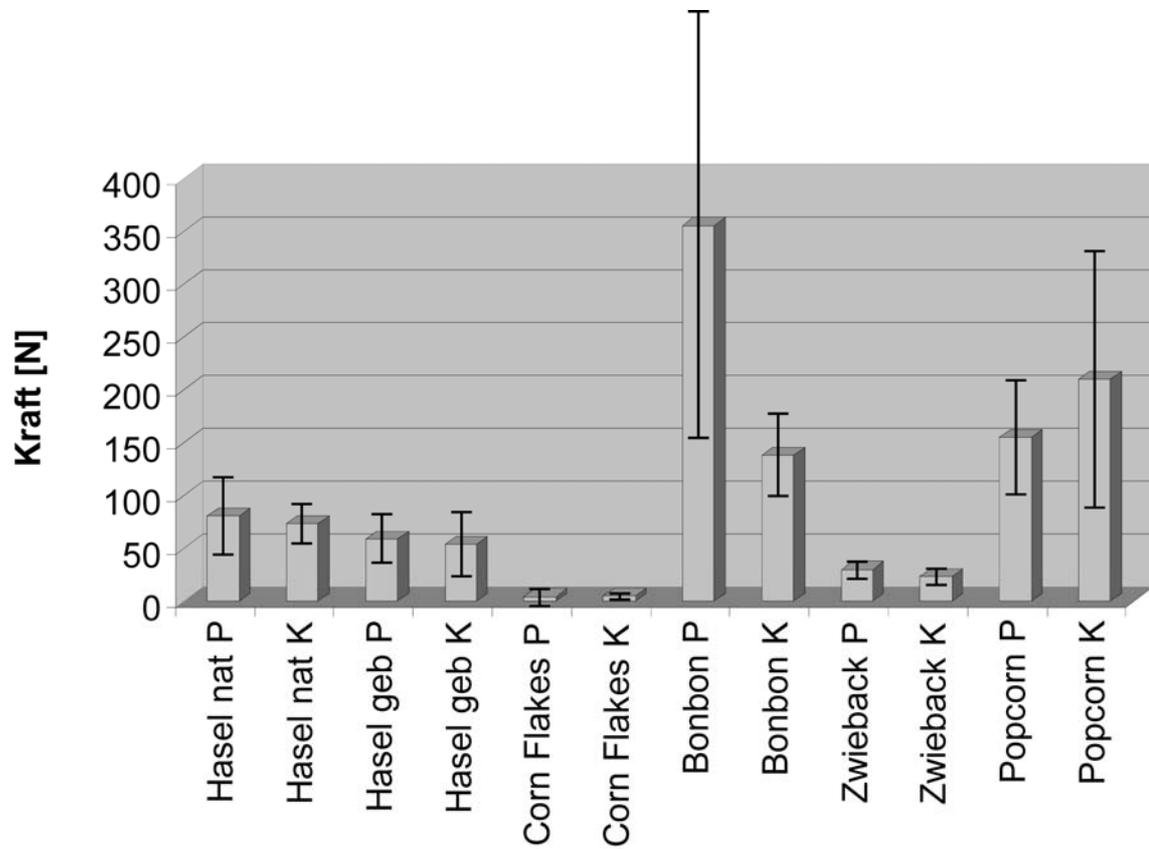
Die bei Verwendung der Keramikkrone gemessenen Kräfte sind durchweg niedriger als bei Verwendung von Zylindern, Ausnahmen sind IBF und MBF bei Crunchy Nuts sowie die initiale Bruchkraft bei Popcorn.

In der univariaten Varianzanalyse wurden folgende Ergebnisse gefunden:

Die Änderung der okklusalen Morphologie hat auf die IBF einen signifikanten ( $p=0,007$ ), auf MBF und den IFB einen hochsignifikanten Einfluss ( $p=0,000$  und  $p=0,000$ ). Die Art der Testnahrung hat auf die Höhe der auftretenden Kräfte und den IFB einen hochsignifikanten Einfluss ( $p=0,000$ ). Die Höhe der vertikalen Geschwindigkeit hat keinen signifikanten Einfluss auf die Höhe der auftretenden Kräfte ( $p=0,494$ ) und einen hochsignifikanten Einfluss auf IFB ( $p=0,000$ ), was sich jedoch aus dem Geschwindigkeitsfaktor erklärt.



**Diagramm 8: Initiale Bruchkraft bei niedriger Geschwindigkeit und Verwendung einer planen Kaufläche**



**Diagramm 9: Initiale Bruchkraft bei hoher Geschwindigkeit. P bezeichnet die Versuchsdurchgänge mit planen Okklusalflächen, K die Verwendung einer Keramikkrone als Kaufläche**

### 3.2 Verschleißsimulation von Kompositen

Die Mittelwerte und Standardabweichungen für den Substanzverlust nach 50.000 Zyklen, das Tiefenminimum und die mittlere Tiefe der Verschleißkavität sind in Tabelle 6, die Ergebnisse der univariaten Varianzanalyse in Tabelle 7 angegeben. In Diagramm 10 ist der Substanzverlust mit und ohne Verwendung des Abrasivmediums dargestellt. In Diagramm 11 sind die Höhenprofile zweier einzelner Verschleißkavitäten des Materials Definite nach 50.000 Belastungszyklen übereinander projiziert.

Beim der Belastung ohne Abrasivmedium zeigte Heliomolar den mit Abstand geringsten Verschleiß, danach folgt Definite. Der größte Verschleiß trat bei Solitaire und Tetric Ceram auf, der zweitgrößte bei Ariston. Drei Proben des Komposits Solitaire frakturierten.

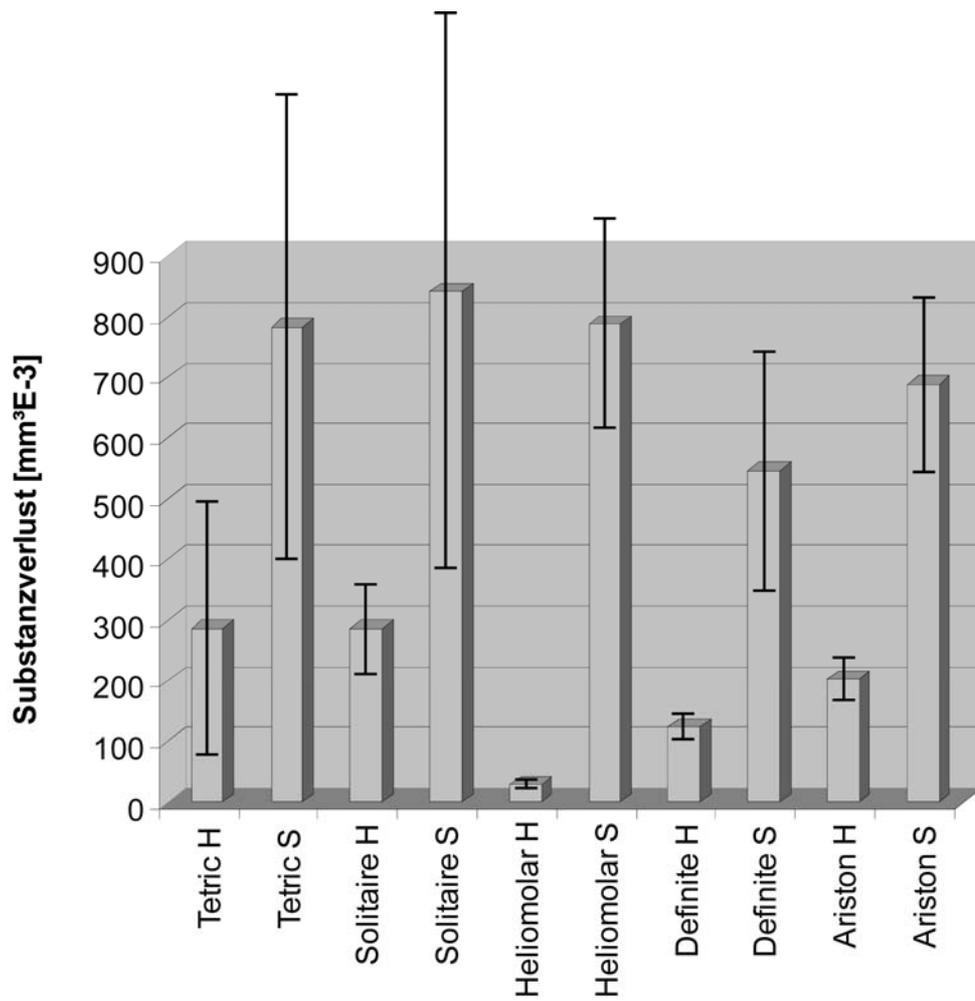
Bei den Durchgängen mit der ACTA-Suspension als Medium zeigte Definite den niedrigsten Verschleiß und Ariston den zweitniedrigsten. Heliomolar wies den höchsten gemessenen Substanzverlust auf, Tetric Ceram den zweithöchsten. Die univariate Varianzanalyse zeigte einen hochsignifikanten Einfluss der Verwendung der Hirsesuspension auf den Substanzverlust ( $p=0,000$ ). Es wurde ein signifikanter Einfluss der Kompositart auf die Höhe des Substanzverlustes gefunden ( $p=0,016$ ).

Komposit	Substanzverlust nach 50.000 Zyklen [mm <sup>3</sup> E-3]	Maximale Tiefe [μm]	Mittlere Tiefe [μm]	Quantil <sub>10</sub> [μm]	Medium
Tetric	286,5 <sup>a</sup> ± 198,6	-158,9 <sup>a, b</sup> ± 60,0	-64,6 <sup>a, b</sup> ± 27,0	-137,2 ± 54,1	Wasser
	784,6 ± 364,6	-276,4 ± 86,0	-116,62 ± 41,0	-240,8 ± 62,7	Hirse
Solitaire	286,8 <sup>a</sup> ± 70,3	-180,6 <sup>a</sup> ± 53,8	-79,1 <sup>a</sup> ± 26,4	-151,5 ± 41,7	Wasser
	843,3 ± 435,7	-279,4 ± 94,0	-131,1 ± 45,0	-247,9 ± 67,6	Hirse
Heliomolar	29,7 <sup>c</sup> ± 6,7	-44,2 <sup>c</sup> ± 6,0	-16,2 <sup>c</sup> ± 5,0	-34,7 ± 5,6	Wasser
	788,1 ± 164,4	-281,3 ± 69,0	-114,3 ± 28,0	-242,3 ± 2,9	Hirse
Definite	124,8 <sup>b, c</sup> ± 20,1	-103,8 <sup>b</sup> ± 9,0	-43,1 <sup>b</sup> ± 4,0	-87,9 ± 7,4	Wasser
	547,0 ± 187,8	-228,6 ± 68,0	-97,8 ± 30,0	-198,1 ± 39,7	Hirse
Ariston	203,3 <sup>a, b</sup> ± 33,9	-137,5 <sup>a, b</sup> ± 12,0	-62,4 <sup>a, b</sup> ± 6,0	-119,8 ± 11,2	Wasser
	689,4 ± 137,8	-255,6 ± 73,0	-113,0 ± 33,0	-224,4 ± 25,4	Hirse

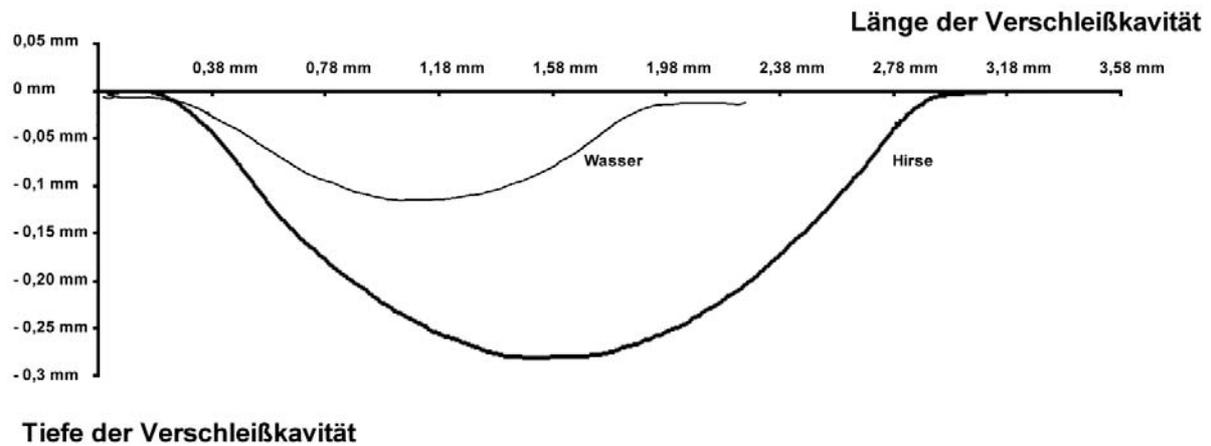
**Tabelle 4: Verschleißwerte nach 50.000 Kauzyklen, n = 20 für jedes Komposit; a, b, c: homogene Untergruppen (Tukey), Mittelwerte und Standardabweichungen**

<b>Quelle</b>	<b>Quadratsumme</b>	<b>df</b>	<b>Mittel der Quadrate</b>	<b>F-Test</b>	<b>Signifikanz</b>
Slurry (A)	5,84173E+18	1	5,842E+18	128,562	,000*
Komposit (B)	5,92681E+17	4	1,482E+17	3,261	,016*
AB	2,65040E+17	4	6,626E+16	1,458	,224
Fehler	3,18073E+18	70	4,544E+16		

**Tabelle 5: univariate Varianzanalyse (\*statistische Signifikanz)**



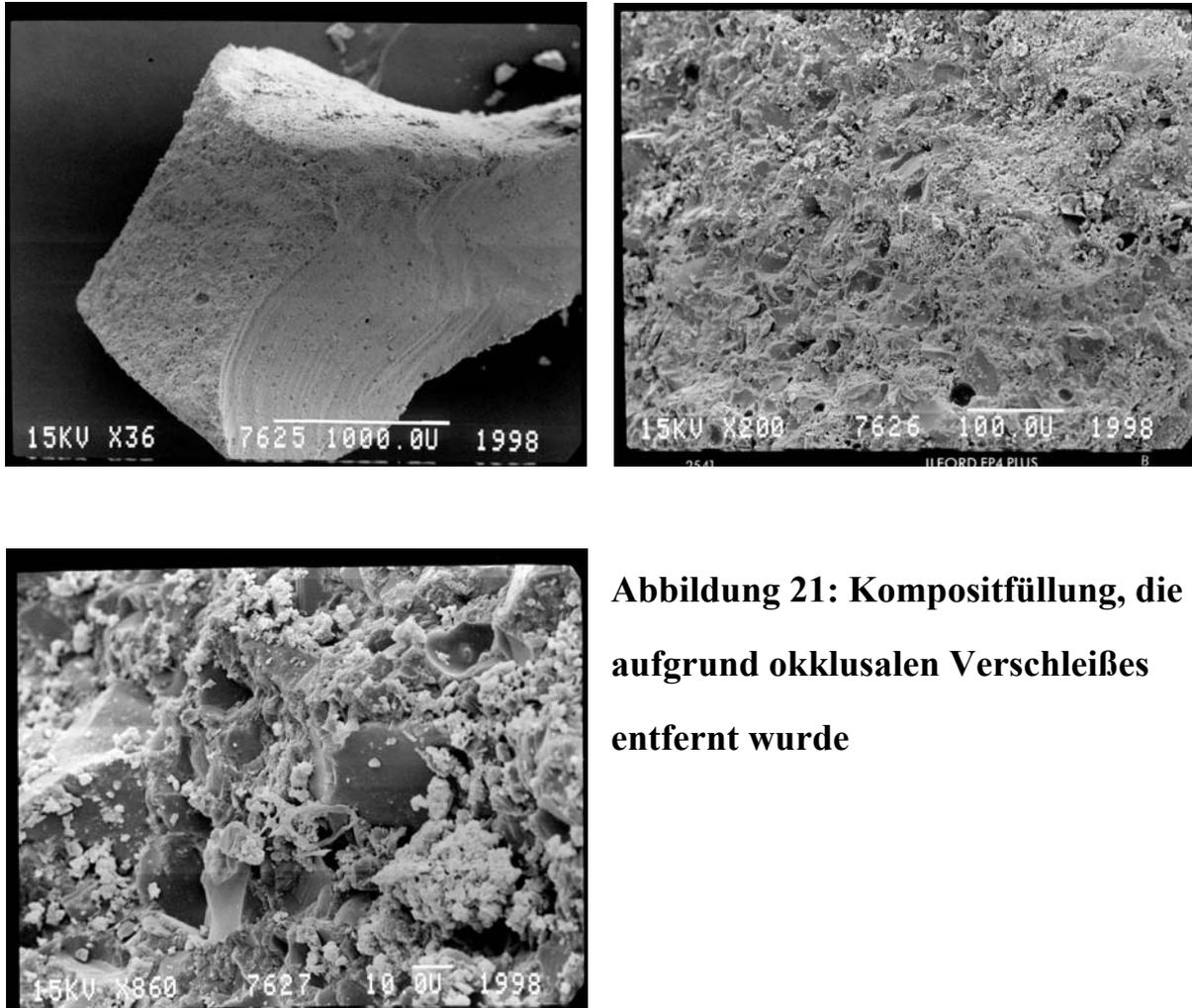
**Diagramm 10: Substanzverlust mit (S=Hirseslurry) und ohne (H=Wasser) Abrasivmedium**



**Diagramm 11: überlagerte Verschleißprofile des Materials Definite mit und ohne Abrasivmedium nach jeweils 50.000 Belastungszyklen**

### 3.3 Morphologische Analyse der Kompositoberfläche – in vitro und in vivo

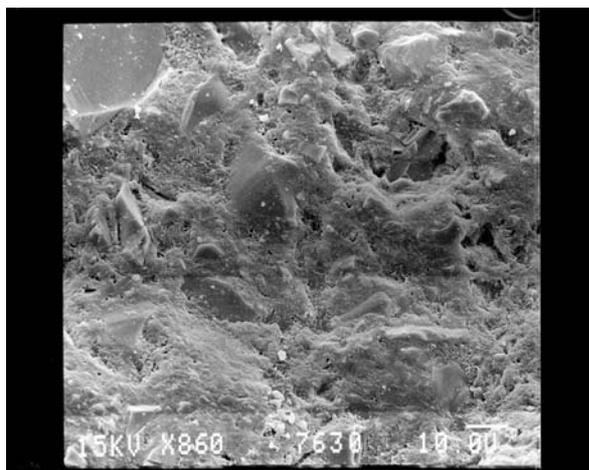
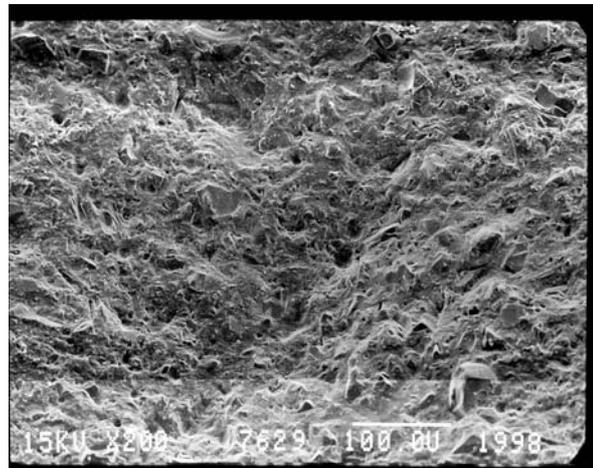
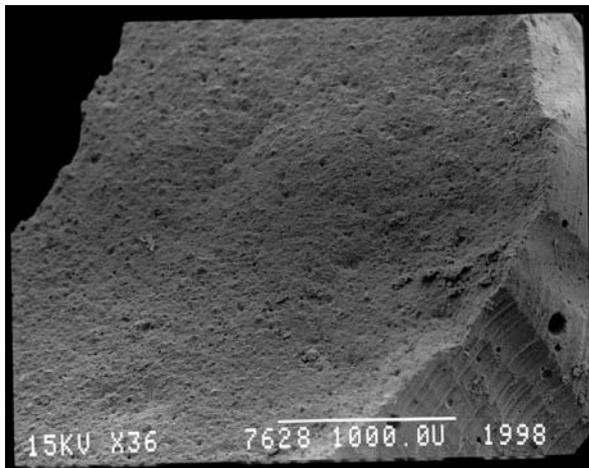
#### 3.3.1 Kompositfüllungen nach In-vivo-Verschleiß



**Abbildung 21: Kompositfüllung, die aufgrund okklusalen Verschleißes entfernt wurde**

Bei 36facher Vergrößerung zeigt sich an der dem Betrachter zugewandten Fläche eine homogene Oberfläche, im rechten und oberen Bildbereich sind Spuren des zum Exkavieren der Füllung verwendeten Schleifkörpers sichtbar (7625). Bei 200facher Vergrößerung der okklusalen Fläche des ersten Fragmentes zeigt sich eine unregelmäßig geformte, zerklüftete Oberfläche mit einigen Poren und

kleinen amorphen aufgelagerten Partikeln (7626). Bei 860facher Vergrößerung sind in der Bildmitte zwei Füllkörperpartikel zu sehen, deutlich erkennt man wieder unregelmäßig geformte Partikel, die dem Komposit anhaften (7627), evtl. Plaquebestandteile, die vor dem Beschichten der Probe nicht vollständig entfernt wurden.



**Abbildung 22: Kompositfüllung, die aufgrund okklusalen Verschleißes entfernt wurde**

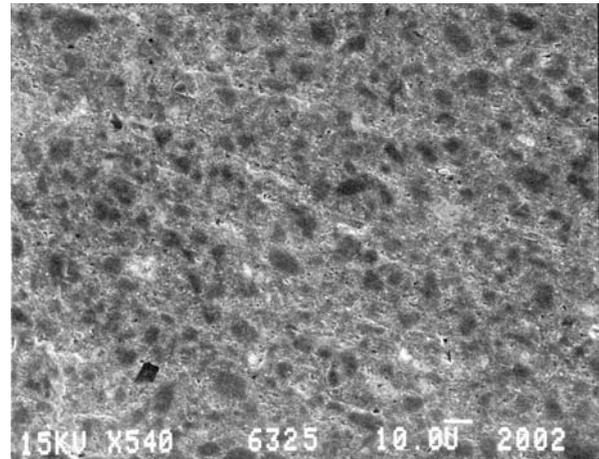
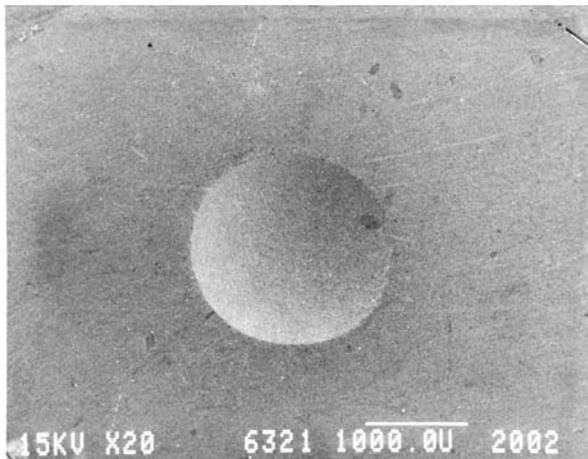
Bei 36facher Vergrößerung zeigt sich eine homogene Oberfläche, im rechten Bildbereich sind Spuren des zum Exkavieren der Füllung verwendeten Schleifkörpers sichtbar (7628). In 200facher und 860facher Vergrößerung zeigt sich eine inhomogene Oberfläche, in der man deutlich die in der Kompositmatrix eingebetteten Füllkörperpartikel erkennen kann. Die Füllkörper liegen in der Größenordnung 5 – 25  $\mu\text{m}$ . Es sind keine Auflagerungen und aus der Matrix herausgeschälte Füllkörperpartikel sichtbar (7629 und 7630).

### 3.3.2 Kompositproben nach Kausimulatorbelastung

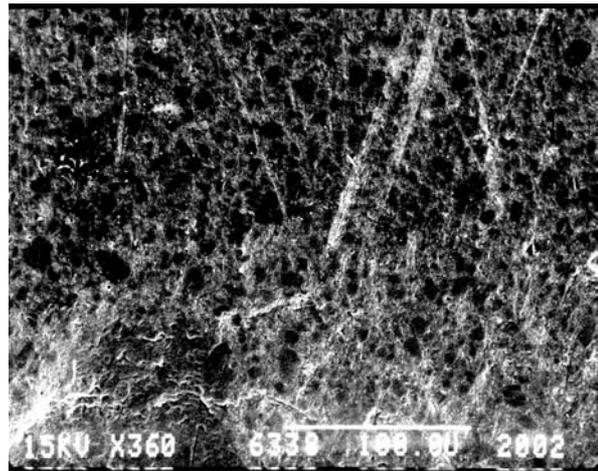
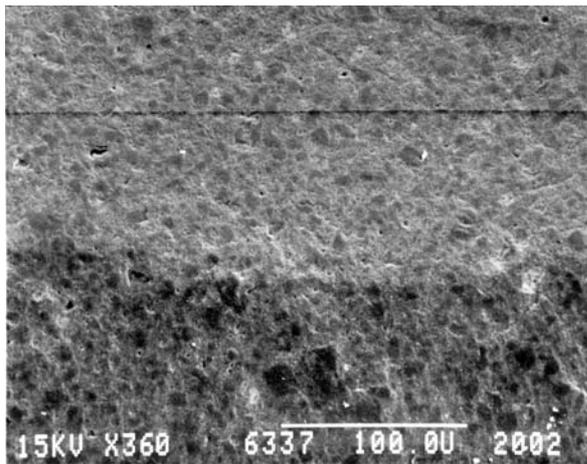
#### 3.3.2.1 Heliomolar

a) Hirse

Bei dem mit der ACTA-Suspension belasteten Heliomolar zeigt sich in der Übersichtsaufnahme in 20facher Vergrößerung (6321) ein annähernd kreisrundes Verschleißareal. Bei der 540fachen Vergrößerung (6325) fallen die Präpolymerisate als dunkle Areale unterschiedlicher Größe und Morphologie auf. Einzelne Defekte sind sichtbar, an diesen Stellen sind Füllkörper aus der Matrix herausgeschält worden. Dabei fällt eine quer zur Belastungsrichtung orientierte Rißbildung auf.

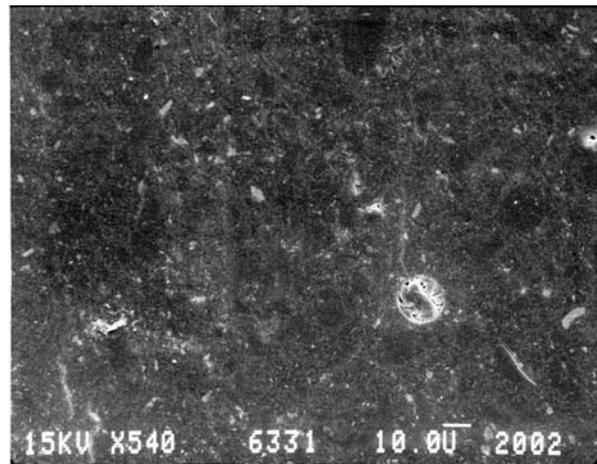
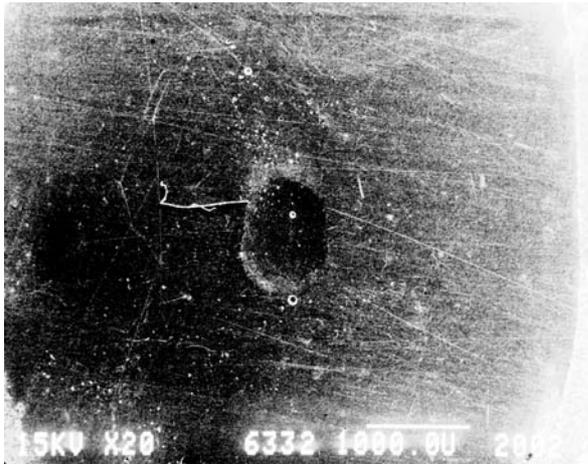


In der Einzeldarstellung der Kavitätenränder erscheint der untere Rand (6337), an dem der Antagonist auf die Kompositprobe auftrifft, als deutlich begrenzt mit gleichmäßigem Materialabtrag, der obere (6338) als verwischt und mit Materialschollen, die über den Rand verwischt wurden.



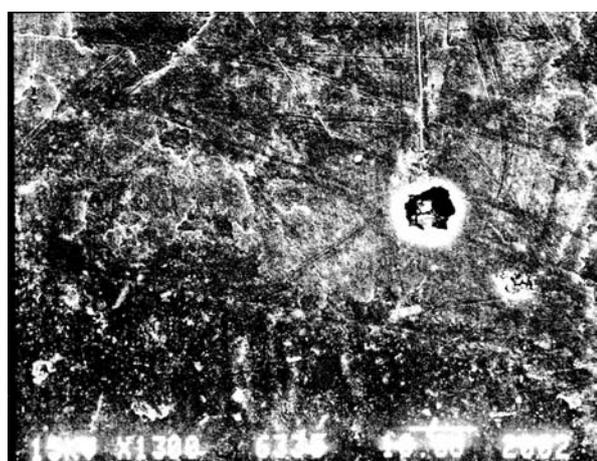
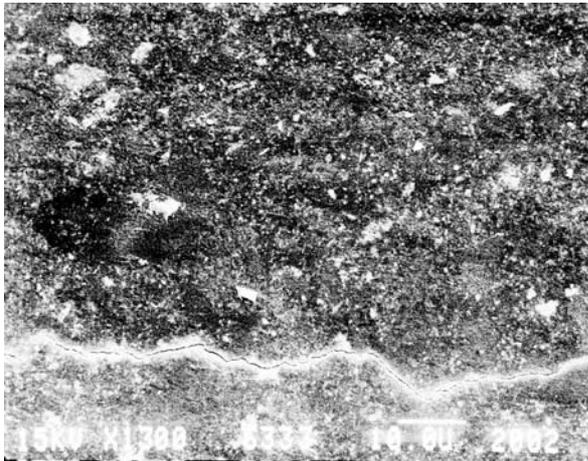
b) Wasser

Bei Heliomolar RO, das mit Wasser als Medium belastet wurde, finden sich schollige Strukturen und helle, kugelförmige Auflagerungen neben homogenen, glatten Oberflächenarealen. In den Vergrößerungen 540 bis 10000 ist eine parallel zur Belastungsrichtung verlaufende Furchenbildung erkennbar, es finden sich jedoch auch Furchen quer verlaufender Orientierung. In 540facher Vergrößerung (6331) ist eine runde Luftblase mit oberflächlich eingedrücktem Material erkennbar, ausgehend davon ein Riß. Man erkennt vereinzelt freiliegende Füllkörperpartikel. Auch bei 20facher Vergrößerung des Verschleißareals (6332) sind einzelne eingebrochene Luftblasen zu erkennen. Hierbei fällt die deutlich langgezogene Form der Kavität auf.



Bei 1300facher Vergrößerung des unteren Randes der Verschleißkavität fällt ein scharf begrenzter Rand zwischen polierter Oberfläche und der Kavität auf.

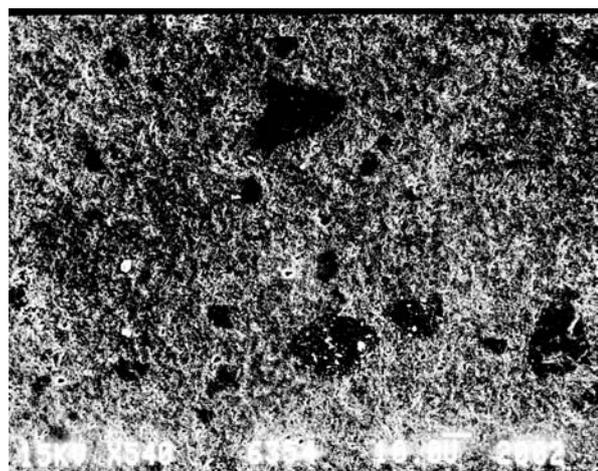
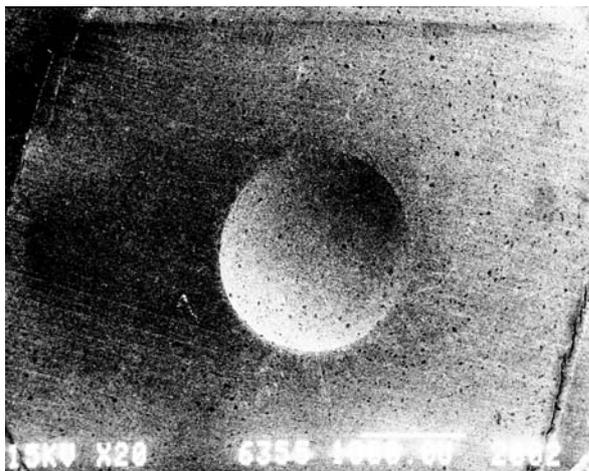
In der Kavität ist eine inhomogene Oberfläche zu erkennen. Am oberen Rand ist ein deutlich sichtbarer, jedoch nicht scharf begrenzter Rand erkennbar. In der Kavität sind mehrere Furchen („grooving“) parallel zur Belastungsrichtung sichtbar.



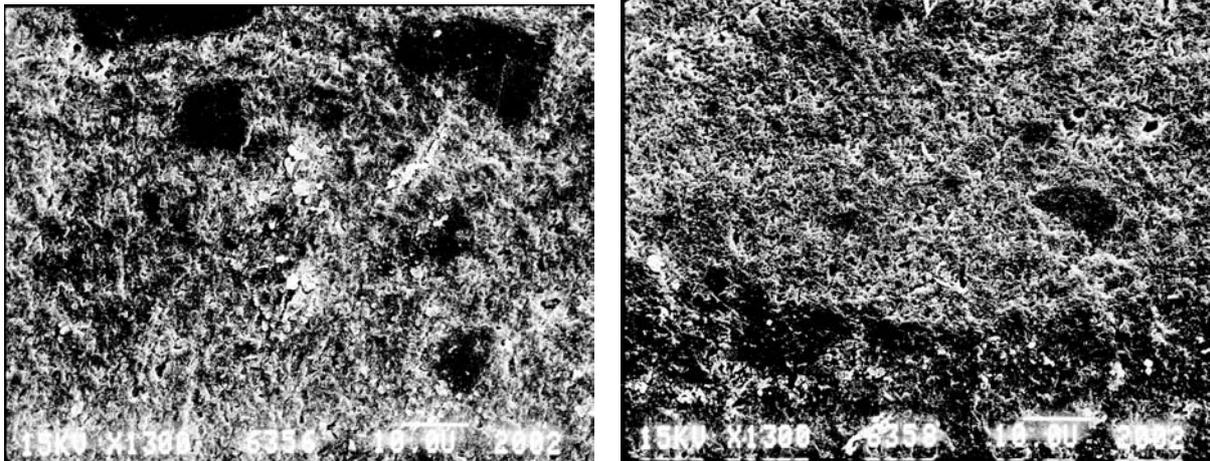
### 3.3.2.2 Definite

#### a) Hirse

Die Oberflächenstruktur ist im Vergleich mit dem Zwei-Körper-Versuch geringgradig homogener, in 10000- bis 4000facher Vergrößerung sind Areale erkennbar, an denen Füllkörper herausgelöst wurden. Bei 540facher Vergrößerung zeigt Definite eine von mehreren Kavitäten in der Größenordnung zwischen 10 und 40  $\mu\text{m}$  durchzogene Oberfläche, diese sind ebenfalls in der 20fachen Vergrößerung sowohl im Verschleißbereich als auch im polierten Bereich außerhalb sichtbar. Möglicherweise handelt es sich hier um herausgelöste Füllkörper, die bei Definite in dieser Größenordnung liegen.

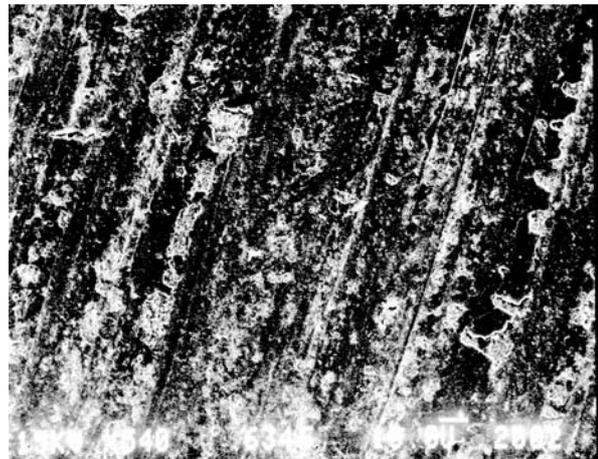


Bei 1300facher Vergrößerung des oberen Kavitätenrandes (6356) zeigt sich eine Tendenz zum „Herausschmieren“ des Materials aus der Kavität. Einige Längsfurchen im Verschleißareal sind ebenfalls sichtbar. Die 1300fache Vergrößerung des unteren Randes zeigt keine Furchenbildung und eine relativ homogene Oberfläche mit Ausnahme der oben genannten Füllkörperkavitäten.

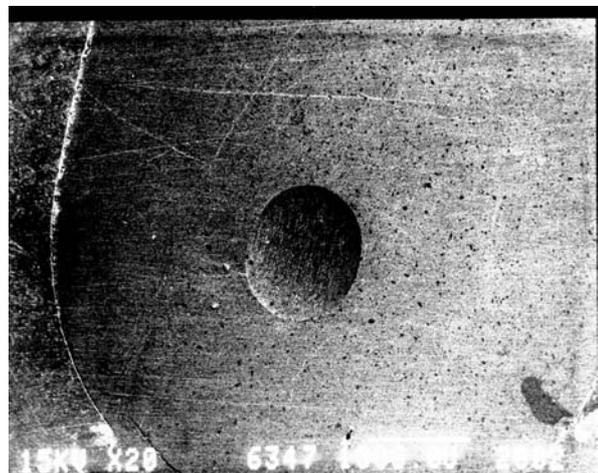


b) Wasser

Bei den Vergrößerungsstufen 10000, 6000 und 40000 ist eine inhomogene Oberflächenstruktur sichtbar. Das REM-Foto (6344) bei 6000facher Vergrößerung zeigt einzelne Areale, an denen Füllkörper herausgerissen wurden, sowie oberflächliche Rissbildung. Bei 540facher Vergrößerung (6346) zeigen sich schollenartige Auflagerungen an der Oberfläche und Furchenbildung („grooving“) in Richtung der Antagonistenbewegung. Quer zu diesen Furchen sind Risse sichtbar, analog der Hertzschen Ermüdung.



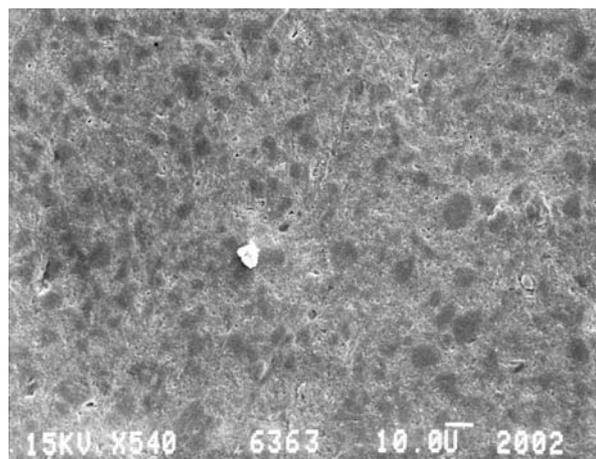
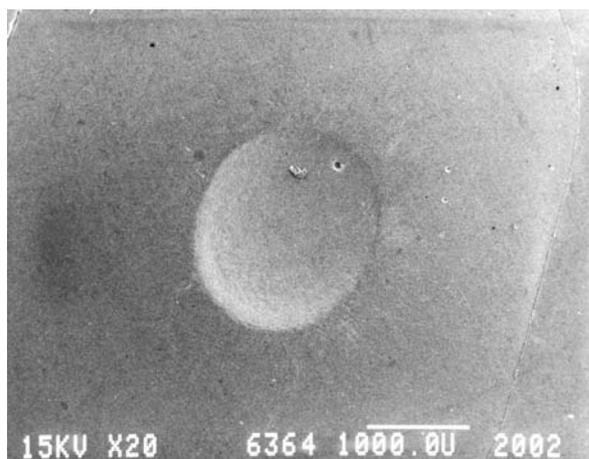
Der untere Rand des Verschleißareals zeigt bei 6000facher Vergrößerung ein relativ inhomogenes Oberflächenbild mit vielen freigelegten und herausgerissenen Füllkörperpartikeln (6348). In der Übersichtsaufnahme (6347) sind im oberen Bereich Furchenbildung, im Bereich des Trefferfeldes punktförmiger Verschleiß („pitting“) zu erkennen.



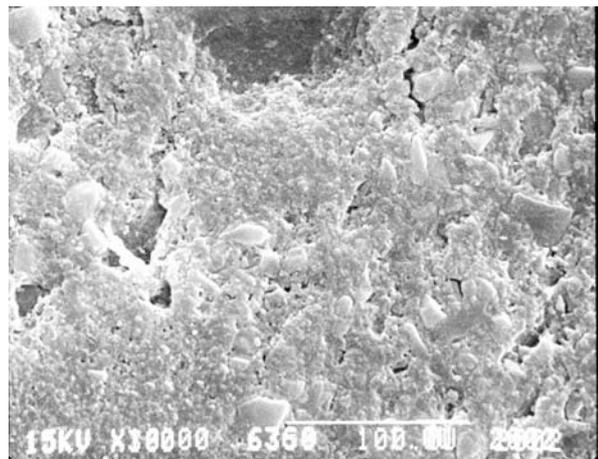
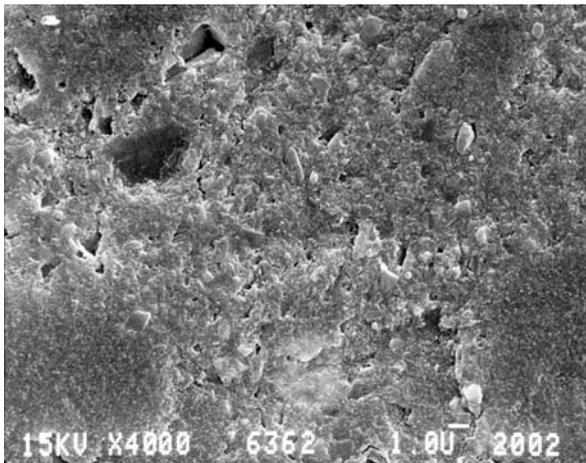
### 3.3.2.3 Solitaire

a) Hirse

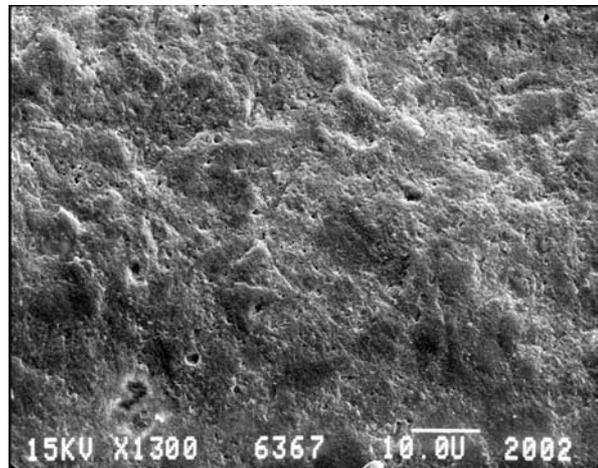
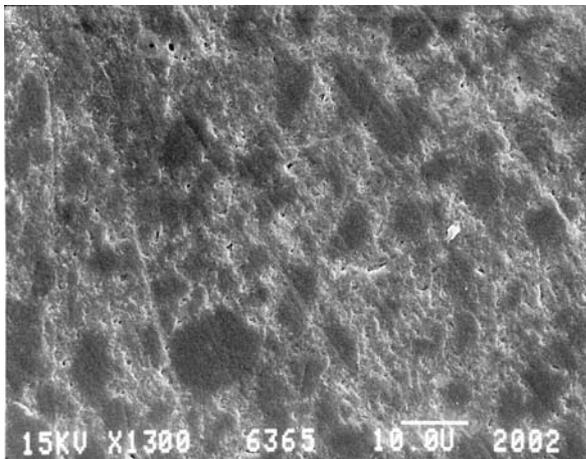
In der Übersichtsaufnahme (20fach, 6364) ist in der Verschleißkavität eine oberflächlich eingebrochene Blase sowie eine aufgelagerte Struktur erkennbar, wahrscheinlich durch Verunreinigung bedingt. Außerdem sieht man radial um das Verschleißareal angeordnete helle Streifen. Am oberen Rand erscheint die Kavität geringfügig breiter als im Bereich des Trefferfeldes. Bei 540facher Vergrößerung sieht man die in der Matrix eingebetteten porösen Glasfüllkörper als unregelmäßig geformte und dunkle Areale in der Größenordnung zwischen 2 und 20  $\mu\text{m}$ .



Bei 4000- und 10.000facher Vergrößerung sind teilweise homogene, teilweise inhomogene Areale erkennbar, diese mit herausgeschälten und freigelegten Füllkörpern.

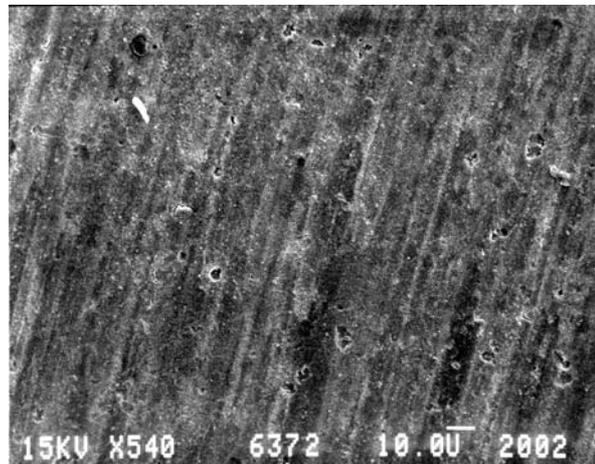
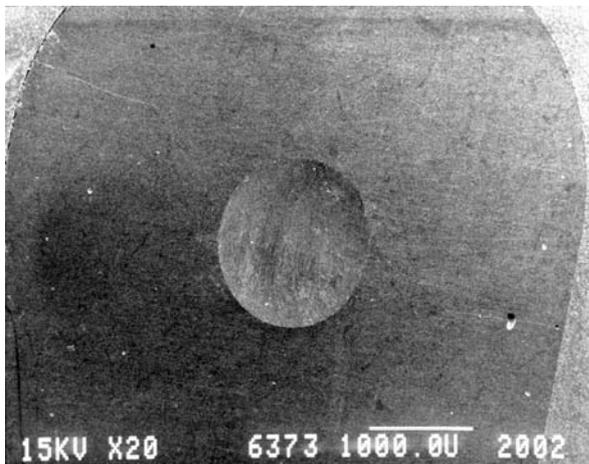


Bei 1300facher Vergrößerung des oberen Kavitätenrandes (6365) sieht man Füllkörper als dunkle Areale sowie „grooving“ entlang der Bewegungsrichtung des Antagonisten. Bei derselben Darstellung des Trefferfeldes (6367) sind keine Furchen sichtbar.

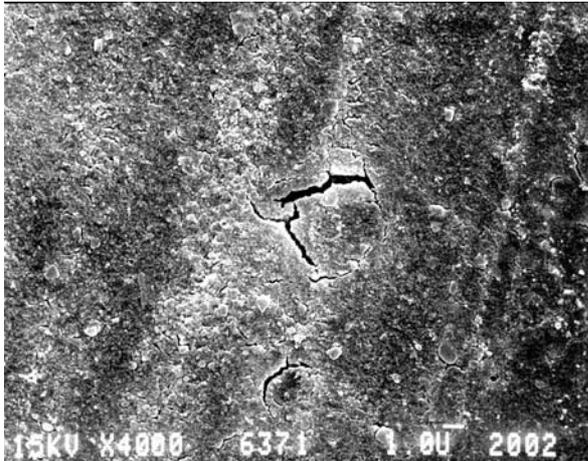


b) Wasser

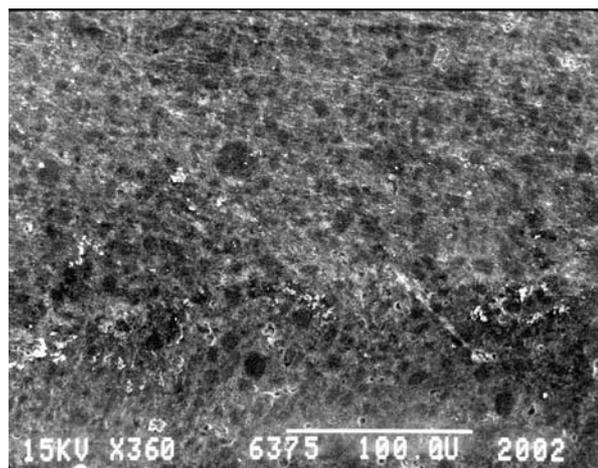
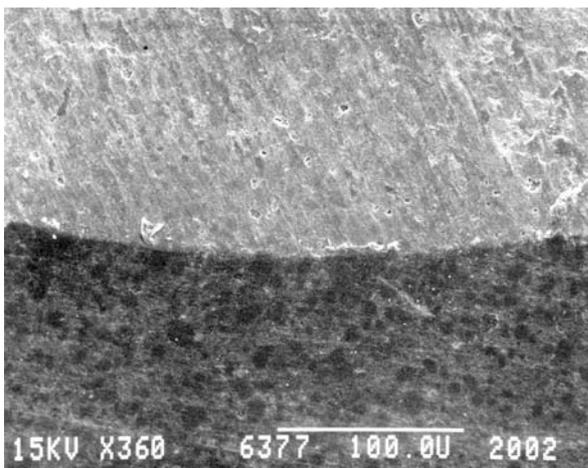
Bei der Übersichtsaufnahme (20fach, 6373) ist in am Übergang zwischen unterem und mittlerem Drittel des Verschleißareals deutliches „grooving“, im Bereich des Trefferfeldes Grübchenbildung („pitting“) zu erkennen. Die durchschnittliche Furchenlänge beträgt 0,5 mm, was der Vorschubstrecke des Kausimulators entspricht. Auch in 540facher Vergrößerung (6372) sind diese Furchen deutlich zu erkennen, daran entlang sind Dehiszenzen sichtbar, an denen Füllkörperpartikel aus dem Matrixverbund herausgelöst wurden.



Bei größerer Darstellung sieht man mehrere Risse (6371), hervorgerufen durch Blasenbildung unter der Oberfläche.



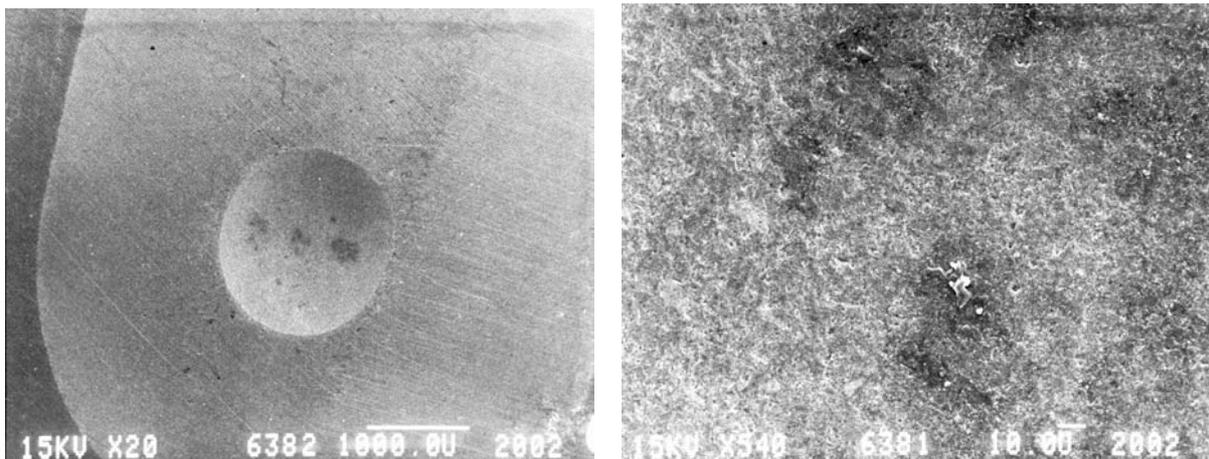
Der untere Rand der Kavität (6377) zeigt eine deutliche scharfe Begrenzung gegenüber dem unbelasteten Komposit, der obere Rand (6375) hingegen ist nicht deutlich abgegrenzt.



### 3.3.2.4 Tetric

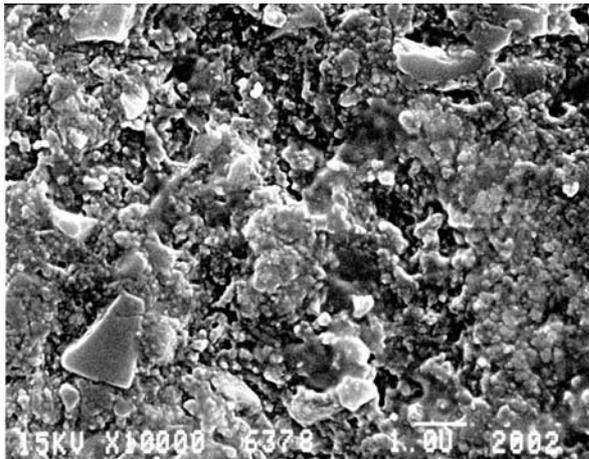
a) Hirse

In der Übersichtsaufnahme (20fach, 6382) sind zentral in der Verschleißkavität dunkle Flecken erkennbar, die möglicherweise durch elektrostatische Aufladung im REM bedingte Artefakte darstellen. Am oberen Rand der Kavität ist eine Materialverlagerung im Sinne eines „Herausschmierens“ erkennbar. Außerdem fällt auf, dass das Verschleißareal am oberen Rand breiter ist als am unteren Rand, was auf verschiedene Bewegungsbahnen des Antagonisten oder seitlichen Verschleiß in der Kavität durch herausgelöste Füllkörper hinweist (Maier, 1994).

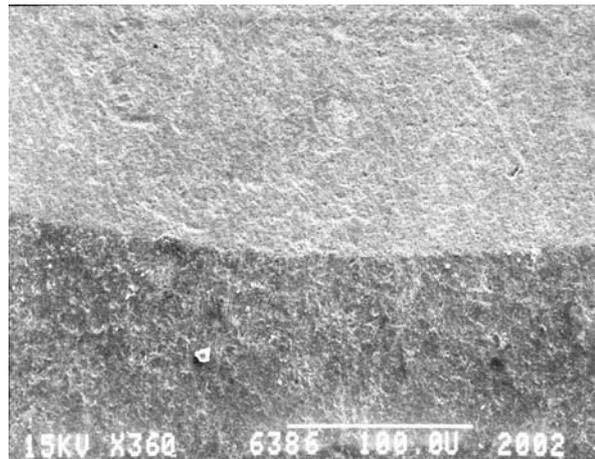
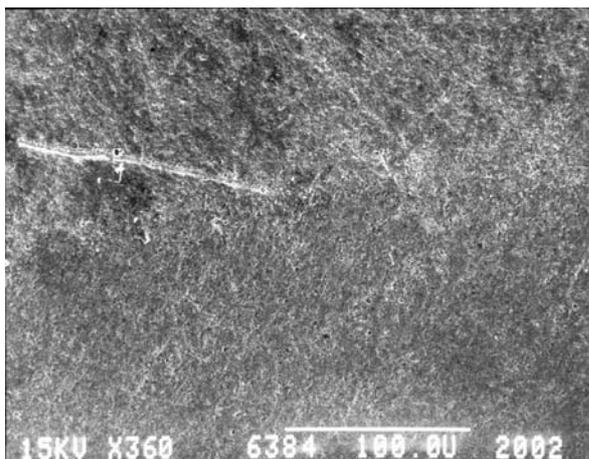


Bei 540facher Vergrößerung (6381) erscheint die Kompositoberfläche mit Ausnahme einiger Auflagerungen, die evtl. durch Verunreinigung bedingt sind, sehr homogen.

In 4000 - 10000facher Vergrößerung (6378) sieht man einige freigelegte Füllkörper, teilweise durch den früheren Matrixverschleiß unterminiert, was zu der bei 10000facher Vergrößerung sichtbaren Fraktur eines Füllkörpers am linken unteren Bildrand geführt hat.

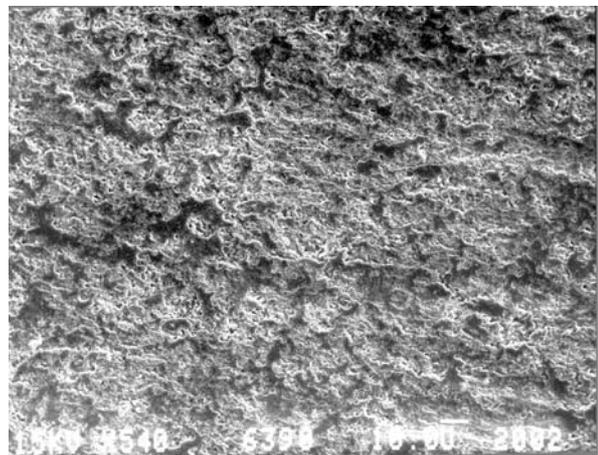
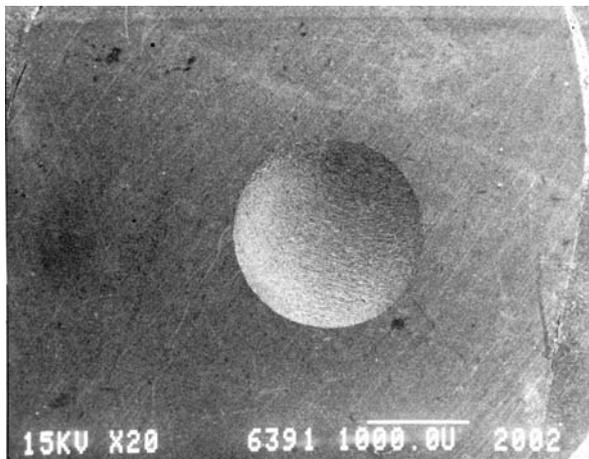


Der untere Rand zeigt eine scharfe Begrenzung der Kavität, der obere Rand ist durch Materialtransport bedingt unscharf begrenzt.

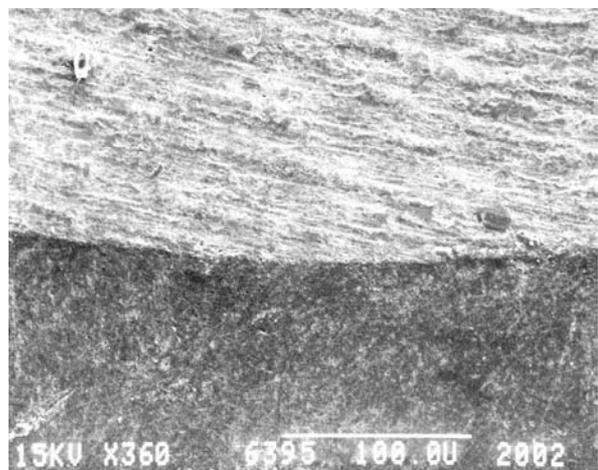
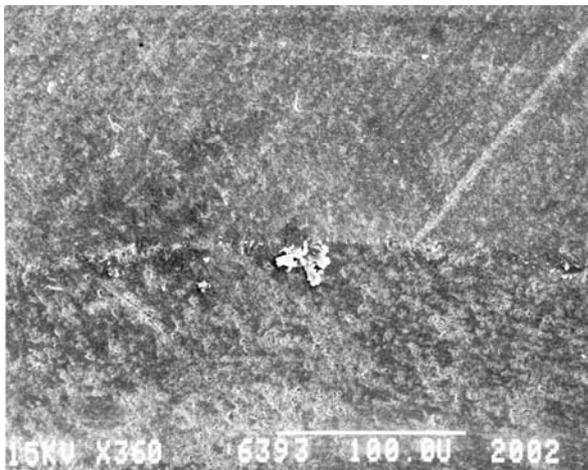
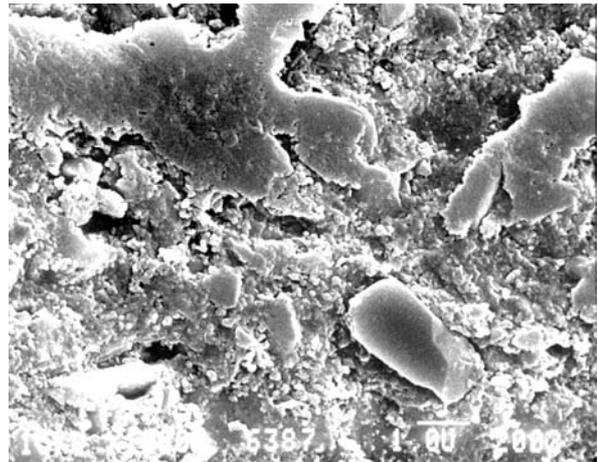
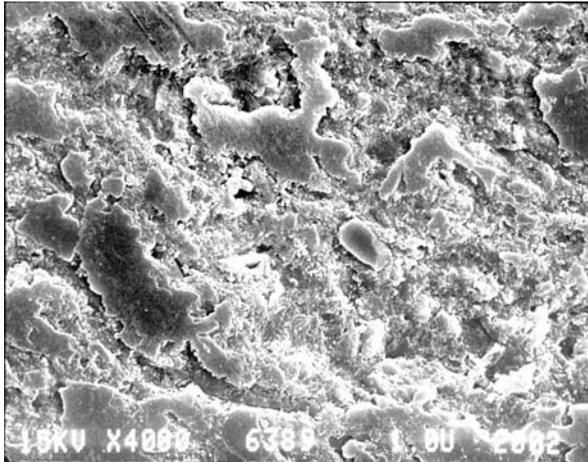


b) Wasser

In der Übersichtsaufnahme erscheint das Verschleißareal auffallend rund im Gegensatz zum Versuch mit Hirse. Es sind mehrere Querstreifen zur Bewegungsrichtung des Antagonisten zu erkennen. In der 540fachen Vergrößerung zeigt sich im Vergleich zu den Versuchen mit Tetric Ceram und Hirse inhomogene Oberfläche. Im Vergleich mit Definite ohne Nahrungssuspension fehlt hier der Effekt des „grooving“ und der quer zu den Furchen angeordneten Ribbildung i. S. einer Hertzschen Ermüdung.



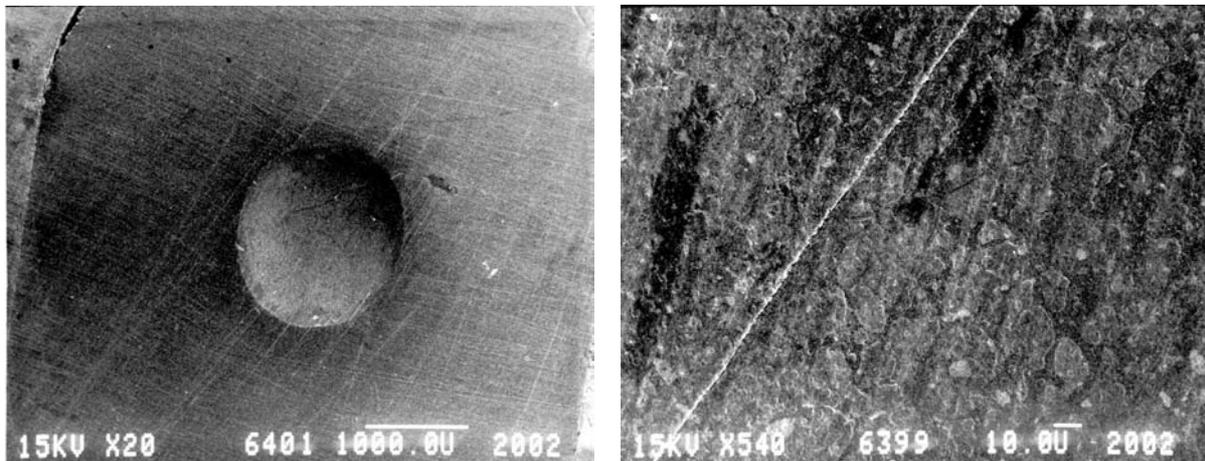
Dieser Eindruck verstärkt sich bei den höheren Vergrößerungen (6389, 6387), bei der schollenartige Auflagerungen und einzelne anorganische Füllkörper sichtbar sind. Sowohl der obere (6393) als auch der untere Kavitätenrand (6395) erscheinen scharf begrenzt.



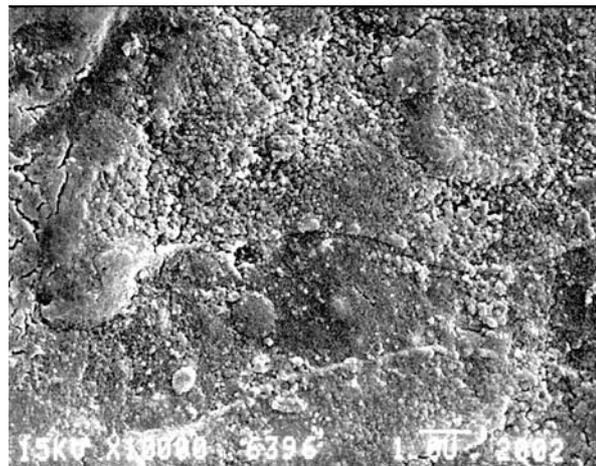
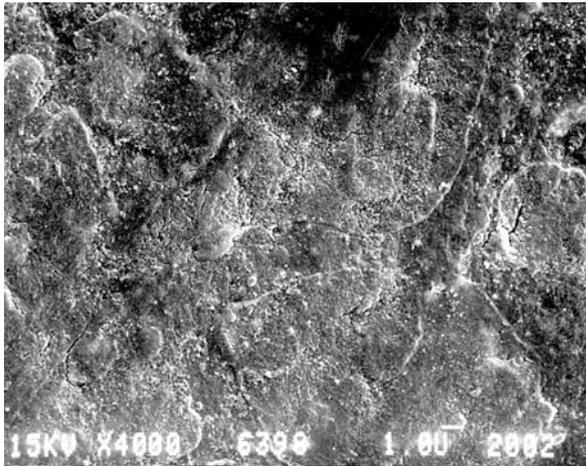
### 3.3.2.5 Ariston

a) Hirse

In der Übersicht fällt die am oberen Rand breitere Verschleißkavität auf. Darin haben sich mehrere Risse unterschiedlicher Orientierung gebildet. Am unteren Rand sind mehrere kurze Furchen zu erkennen, die jedoch nicht die Länge 0,5 mm erreichen, sondern im Bereich 100 – 200  $\mu\text{m}$  dimensioniert sind. Im selben Bereich erkennt man mehrere dunkle Flecken, möglicherweise Artefakte oder agglomerierte Füllkörper.

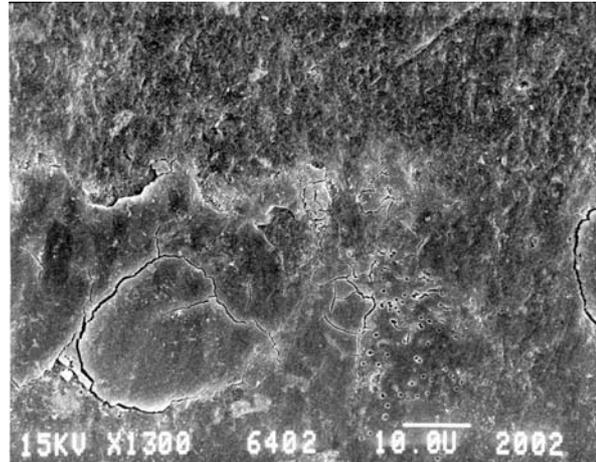
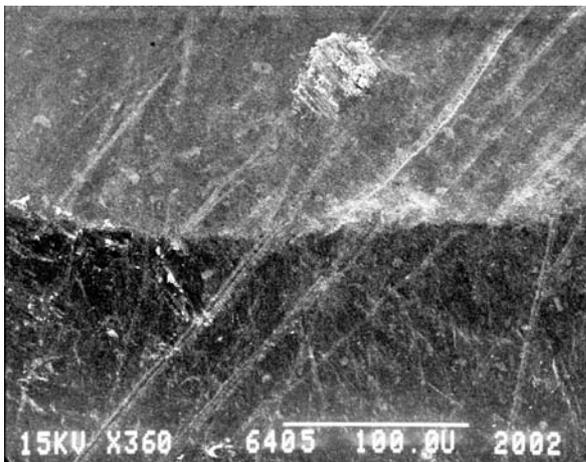


In höheren Vergrößerungen zeigen sich amorphe, flächenhaft erhabene Areale von etwa 5-20 $\mu\text{m}$  Größe, die evtl. unterschiedliche Matrixbereiche darstellen oder durch Präpolymerisate hervorgerufen sind. Außerdem sieht man in 540facher Vergrößerung grooving in Belastungsrichtung sowie geringe Zeichen einer quer dazu verlaufenden Rißbildung analog dem Hertzschen Spannungsmaximum.



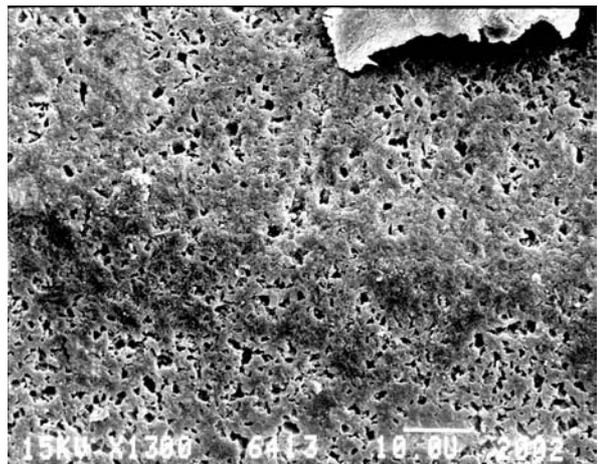
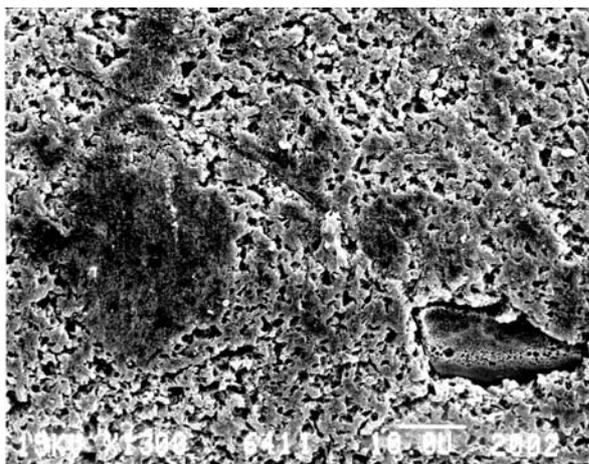
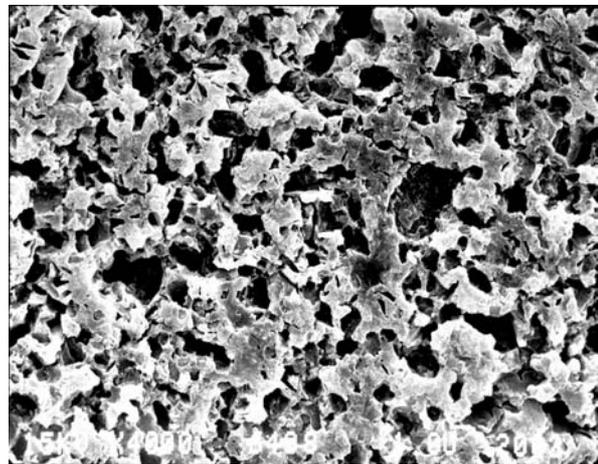
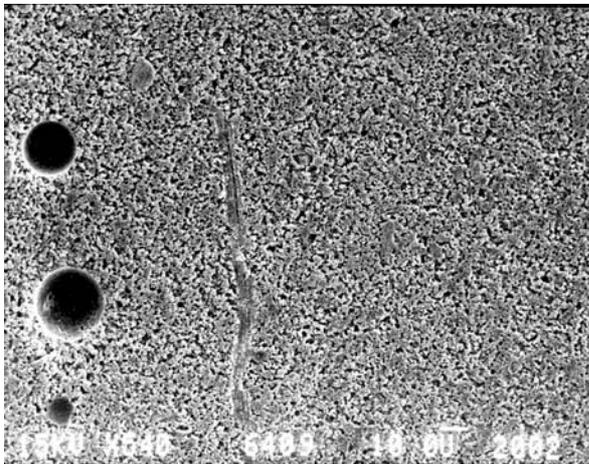
Es sind nur geringe Porositäten der Oberfläche erkennbar, in 4000 - 10000facher Vergrößerung sieht man einige Risse.

In den Aufnahmen der Randbereiche zeigt sich am Trefferfeld ein scharf begrenzter Rand mit Furchenbildung, die bereits außerhalb der Kavität beginnt, am oberen Rand sind deutlich schollige Auflagerungen und eine unscharfe Begrenzung zu erkennen.



## b) Wasser

Die 20fache Darstellung zeigt eine am oberen Rand geringfügig breitere Kavität. Es sind keine deutlichen Anzeichen einer oberflächlichen Furchenbildung zu erkennen, man sieht einige Blasen im Material sowie kleine dunklere Bereiche. Die höheren Vergrößerungen zeigen eine von Porositäten durchzogene Oberfläche, in 540facher Darstellung mit geringer Furchenbildung. Sowohl der obere (6411) als auch der untere Kavitätenrand (6413) weisen eine deutliche Begrenzung und oberflächliche Freilegung der porösen Struktur auf.



## **4 Diskussion**

### **4.1 Textur und Bruchverhalten von Nahrungsmitteln**

#### **4.1.1 Materialien und Methoden**

In den Vorversuchen wurden sechs verschiedene Nahrungsmittel vertikal belastet und die während des Frakturierens der Struktur auftretenden Kräfte gemessen.

Es wurden harte, krosse Nahrungsmittel mit sprödem Bruchverhalten ausgewählt: Naturbelassene Haselnüsse, gebrannte Haselnüsse, Zwieback und Corn Flakes. Bonbons und Popcornmais wurden ausgesucht, da bei beiden unabsichtliches Zerkauen auftritt und die hohen zur mechanischen Zerkleinerung nötigen Kräfte somit durchaus im menschlichen Kau-system auftreten können. Es resultiert ein unerwarteter Belastungszustand, z.B. beim Beißen auf Kirschkerne oder Schrotkugeln in Wild. Diese Nahrungsmittel stehen stellvertretend für Inhaltsstoffe von harten Brotsorten oder Müslimischungen mit Nüssen, Getreideanteilen und Zucker bzw. Honig.

Um reproduzierbare Kraftmessungen zu erhalten, sind konstant große Testnahrungspartikel wünschenswert. Während Hustenbonbons in einer gleichmäßigen Größe produziert werden, variieren natürlich entstandene Nahrungsmittel in Größe und Textur teilweise erheblich. Da jedoch bei einem Beschneiden die Struktur ebenfalls verändert worden wäre, wurden naturbelassene Haselnüsse, gebrannte Haselnüsse und Popcornmais in der ursprünglich vorliegenden Form

geprüft. Ansonsten wären Sollbruchstellen entstanden oder die Schalenintegrität beeinträchtigt worden.

Um diese Problematik zu umgehen, wurden von Bosman (Slagter 1992, Van der Bilt 1987) standardisierte Testnahrungswürfel aus hochvisköser Silikonabformmasse (Optosil heavy putty, Bayer AG, Leverkusen) verwendet. Allerdings hat diese artifizielle Testnahrung (ATF) keine spröden Brucheigenschaften. Sie läßt sich besser in definierte Stücke schneiden als natürliche Nahrungsmittel und liefert besser reproduzierbare Ergebnisse, allerdings sind diese nur bedingt auf natürliche Nahrungsmittel übertragbar.

Bei Corn Flakes war ein definiertes Zuschneiden aufgrund der geringen Frakturresistenz nicht möglich. Bei Zwieback war es möglich, vorsichtig mit einem Skalpell definierte Stücke der Kantenlänge 9x10x10 mm herzustellen.

Bei Wang (Wang 1990), Shama (Shama 1973), Brennan (Brennan 1970) und Bourne (Bourne 1966) wird eine INSTRON-Universalprüfmaschine verwendet, bei Slagter (Slagter 1992) ein pneumatischer Kausimulator mit Kraftwandler, im Funktionsprinzip der hier verwendeten Universalprüfmaschine ähnlich. Die Geschwindigkeit wurde zunächst auf 1 mm/min, dann auf 99,9 mm/min eingestellt. Bates (Bates 1975) gibt die Geschwindigkeit des Unterkiefers beim Kauen in Abhängigkeit der Konsistenz des Nahrungsbolus mit etwa 95 bis 139 mm/s (5700 bis 8340 mm/min) im Molarenbereich in der Frontalebene an, Harrison nennt eine Geschwindigkeit von maximal 146,46 mm/s (8787,6 mm/min). Um das begrenzte zeitliche Auflösungsvermögen der Universalprüfmaschine zu berücksichtigen und das Bruchverhalten der zu prüfenden Nahrungsmittel besser beurteilen zu können, wurde hier eine geringere Vorschubgeschwindigkeit gewählt.

Als problematisch erwies sich das Meßverhalten der Universalprüfmaschine, die auf die Prüfung einmaliger Bruchereignisse ausgelegt (z. B. Bruchfestigkeit von Keramikrestorationen (Chen 1999)) und nach einem größeren Lastabfall den Meßvorgang unterbricht. Da ein größerer Meßbereich mit geringerer Genauigkeit einhergeht, wurde für Corn Flakes eine Kraftmeßdose mit einem Meßbereich bis 100 N (10 kgf), für die übrigen Nahrungsmittel eine andere Kraftmeßdose mit einem Meßbereich bis 2500 N (250 kgf) eingesetzt. Obwohl die Empfindlichkeit der Universalprüfmaschine minimal eingestellt wurde, unterbrach die Software die Messung vor allem bei Bonbons und Popcorn, so dass diese Nahrungsmittel eine Tendenz zum Zusammentreffen von IBF und MBF zeigen.

#### **4.1.2 Ergebnisse**

Besonderheiten der Daten: Bei naturbelassenen Haselnüssen fällt die hohe MBF ( $219,2\text{N} \pm 186,3$  und  $282,3\text{N} \pm 111,8$ ) bei Verwendung planer Okklusalfächen bei beiden Geschwindigkeiten im Vergleich zu den Zyklen mit der Keramikkrone als Unterkieferzahn ( $79,4\text{ N} \pm 21,3$ ) auf. Vor allem bei Verwendung planer Flächen fällt eine initiale Deformation der Nüsse auf. Durch die Form der Krone wird punktförmig Last in die Nuß eingeleitet, was zu einer Druckerhöhung und so früher zur Fraktur führt, analog der Formel [Druck = Kraft / Fläche].

Bei den gebrannten Haselnüssen definiert der erste BP das Abplatzen des Zuckerüberzugs, IBF ist deshalb niedriger als bei naturbelassenen Nüssen. Allerdings wurden für MBF ebenfalls niedrigere Werte gemessen, ein möglicher Grund hierfür ist die Beeinflussung der Struktur durch das Erhitzen der Nüsse.

Die Kraft-Zeit-Diagramme bei Corn Flakes zeigen viele kleine Kraftspitzen, die Zahl der Peaks korreliert mit der Eigenschaft Brüchigkeit (Brennan 1970), (Bourne 1966) und (Wang 1990). Unregelmäßige Form und Dicke der Flakes lassen wenig reproduzierbare Ergebnisse zu, auch im Bruchverhalten über Zeit. So findet man hier die höchste relative Standardabweichung beim Initialen Kraftanstieg ( $25,7 \text{ N/s} \pm 22,8$  Zylinder,  $22,6 \text{ N/s} \pm 16,1$  Kaufläche).

Bei der Belastung der Bonbons traten bei beiden okklusalen Designs und Geschwindigkeiten die höchsten gemessenen Werte für IBF und MBF auf. Hohe Werte für IBF sind laut Wang (Wang 1990) ein Zeichen für hohe Festigkeit eines Nahrungsmittels, die der Härte entspricht. Die Struktur aus über 90 % Zucker zeigte somit die größte Härte und Starrheit aller geprüften Nahrungsmittel. Auffällig ist, dass bei der Zylinderverwendung der höchste initiale Kraftanstieg gemessen wurde ( $1453,5 \text{ N/s} \pm 1051,8$ ), mit der Krone hingegen betrug der IFB nur  $410 \text{ N/s}$ . Außerdem waren hier die gemessenen Kräfte geringer. Dieses Verhalten läßt sich ebenfalls mit der punktförmigen Kraftaufnahme durch die Krone begründen, das Bonbon wird hier ähnlich einem Drei-Punkt-Biegeversuch belastet.

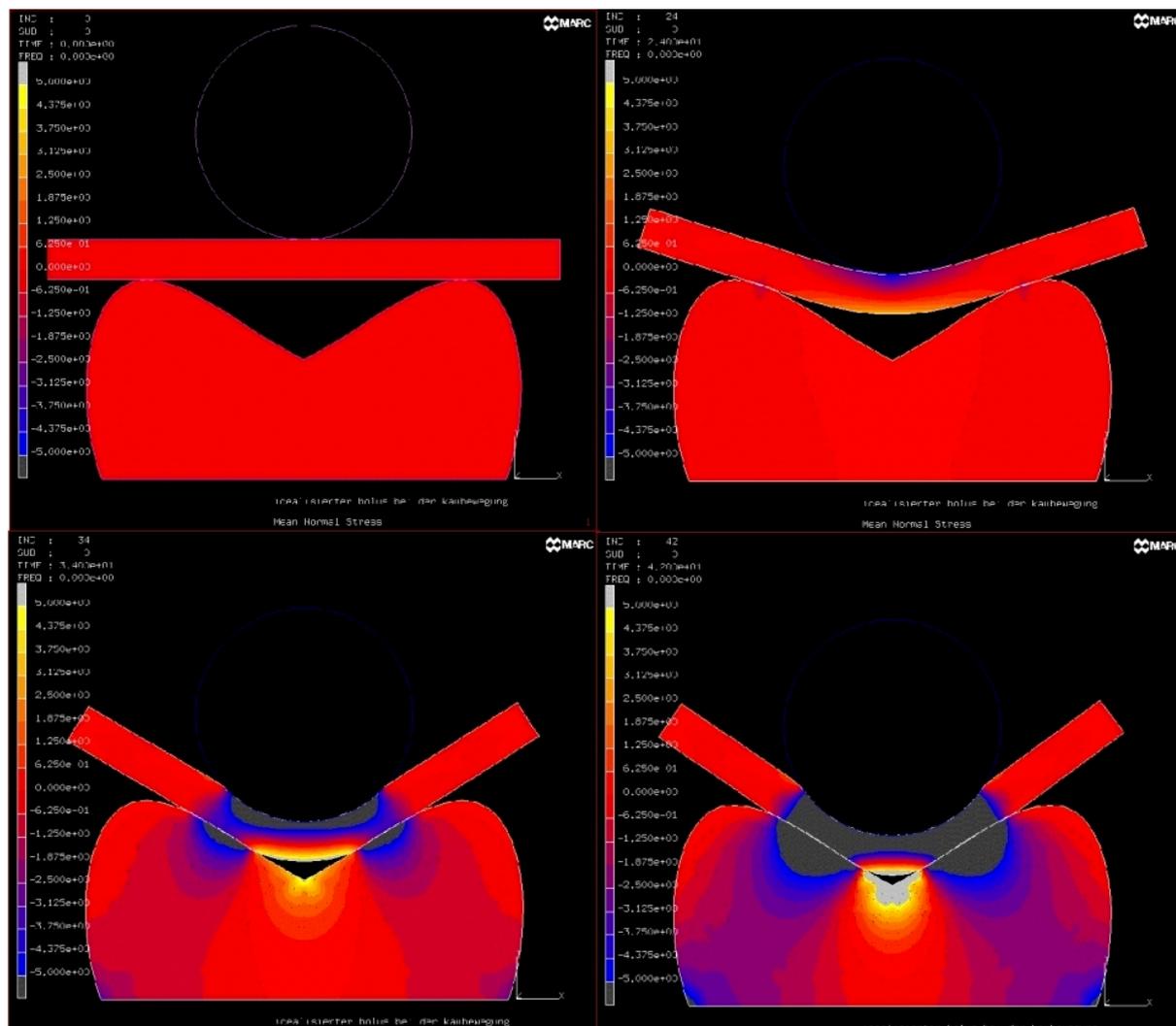
Außerdem fällt auf, dass bei Verwendung der Krone bei Bonbons eine zeitliche Position TL von 16,8%, bei planen Flächen von 84,1% auftritt. Der Grund dafür liegt in der Software der Universalprüfmaschine, die nach niedrigen BPs weitermißt, nach einem hohen Kraftabfall jedoch die Messung unterbricht. Deshalb wurde bei der Verwendung der Keramikkrone und dem Auftreten von IBFs von die Messung fortgesetzt und die an den einzelnen Bonbonfragmenten auftretenden Kräfte weiter registriert, bei Verwendung der Zylinder nach einem hohen Kraftabfall wurde die Messung unterbrochen. Ein Grund für die große Ampli-

tude des Kraftabfalls ist auch das aufgetretene Wegspringen der Fragmente von der Meßplattform, bei der zuvor im geprüften Nahrungsmittel gespeicherte Energie schlagartig freigesetzt wird. Diese Beobachtung entspricht der Annahme von Agrawal (Agrawal 1997), dass in belasteten Nahrungstexturen zunächst Deformationsenergie gespeichert und dann durch Fragmentation freigesetzt wird.

Zwieback zeigte ebenfalls ein charakteristisches Bruchmuster mit vielen Kraftpeaks. Dieses Muster geht mit einer spröden Textur einher.

Popcornmais zeigte bei Verwendung der Keramikkrone die höchste initiale Bruchkraft und den höchsten initialen Kraftanstieg. Aufgrund der geringen Größe wurden die Maiskörner zwischen den Höckern der Krone gefangen, so war keine laterale Ausdehnung oder seitliches Ausweichen möglich.

Die bei der Belastung eines idealisierten Nahrungsbolus auftretenden Spannungsfelder sind in Abbildung 4 zu sehen (Finite Elemente Analyse von Dipl.-Ing. Thomas Obermeier, Zahnklinik München).



**Abbildung 22: Finite Elemente Analyse eines idealisierten Speisebolus mit Spannungsfeldern; <http://rem3.dent.med.uni-muenchen.de/Forschung/FEA>**

Hinsichtlich der Höhe der aufgetretenen Kräfte werden Haselnüsse mit den in anderen Untersuchungen häufiger geprüften Erdnüssen verglichen. Stohler (Wang 1990) findet hier bei einer Vorschubgeschwindigkeit von 5 cm pro Minute einen IFB von  $53,8 \pm 17,2$ , eine IBF von  $49,4 \text{ N} \pm 11,6$  und eine MBF von  $103,9 \text{ N} \pm 24,4$ . Bosman (Slagter 1992) gibt für Erdnüsse keine genaue Bruch-

kraft an, aus einem Diagramm läßt sich ein Bereich von 25 N ablesen. Er verwendet alternativ eine Platte und Spitzen mit verschiedenen Winkeln und findet bei der Überprüfung von Erdnüssen mit der Plattform signifikant höhere Kräfte als mit den Spitzen. Dies steht in Übereinstimmung mit den hier gefundenen Ergebnissen. Gibbs (Gibbs 1981) findet bei einer extraoralen In-vivo-Messung mittels Schalltransmission eine Schließkraft von 12,26 kg und eine Kraft in Okklusion von 35,57 kg bei Erdnüssen. Die Schließkraft bei Käse beträgt 7,14 kg, die Okklusionskraft 22,89 kg.

Jäger (Jäger 1989) mißt intraoral mit zwei Dehnungsmessstreifen in Brückengliedern regio 36 oder 46 in vivo 3 N Kaukraft für Pudding, 17 N für nicht näher definierte „Salznüsschen“, 31 N (Angabe aus Diagramm) für Gummibärchen und 36 N für Trockenfleisch.

Unterschiede in den Kraftamplituden können sich sowohl durch unterschiedliche Versuchsanordnungen als auch durch strukturelle Unterschiede zwischen Hasel- und Erdnüssen ergeben.

Im Vergleich findet Stohler (Wang 1990) bei frischen Karottenwürfeln Mittelwerte für IBF und MBF von  $66,3 \text{ N} \pm 9,2$  (Die gemessenen Werte für IBF und MBF sind hier identisch). Bosman mißt bei Karotten 50 N (Slagter 1992, aus Diagramm entnommen)

Dass in der ANOVA kein Einfluss der Vorschubgeschwindigkeit auf die Höhe der auftretenden Kräfte nachgewiesen wurde, korreliert mit den Ergebnissen von Olthoff, der ebenfalls keinen Einfluss der Geschwindigkeit feststellt (Olthoff, 1986). Stohler findet ebenfalls keinen Einfluss der Geschwindigkeit (Wang 1990).

Wang ermittelt keinen signifikanten Einfluss der Morphologie der Okklusalflächen auf die MBF (Wang 1990), er variiert jedoch zwischen einem Modell der menschlichen Dentition und derjenigen der Affenart *Macaca fascicularis*, zwischen denen offensichtlich ein geringerer Unterschied besteht als zwischen der Morphologie eines Molaren und einer planen Fläche. Kaukinen (Kaukinen, Edge, et al. 1996) findet jedoch in einem ebenfalls an der Untersuchung von Stohler orientierten Versuch einen signifikanten Unterschied der okklusalen Morphologie auf die in ein enossales Implantat eingeleiteten Kräfte. Allerdings sind bei Kaukinen die bei einer planen Fläche auftretenden IBFs durchweg kleiner als bei einem 33°-Höcker, für MBF läßt sich kein eindeutiger Trend feststellen. Die bei Variation der okklusalen Morphologie auftretende Kraftamplitudenveränderung deutet darauf hin, dass analog zu Agrawal (Agrawal, Lucas, et al. 1997) unterschiedliche Fragmentationsmechanismen auftreten. Einerseits können Risse entfernt von einer Höckerspitze auftreten. Dabei wird Deformationsenergie gespeichert und beim Brechen freigesetzt. Dieser Mechanismus entspricht der Belastung zwischen planen Flächen, vor allem bei Haselnüssen, die sich bei geringen Kräften duktil verhielten. Ribbildung und -wachstum treten dabei entfernt von der belasteten Zone auf. Slagter (Slagter, Van der Glas, et al. 1992) bewies einen Einfluss der Morphologie verschiedener Kauspitzen (flach oder konusförmig mit den Winkeln 60°, 90°, und 120°) auf das Ausmaß der Deformation verschiedener Test foods. Ein zweites Muster der Ribbildung entsteht durch Belastung der Nahrung durch Einkerbung, verursacht durch einen Höcker. Die Fragmente werden durch Druckerhöhung zum Auseinanderweichen gezwungen. Dieses Fragmentationsmuster entspricht dem vorherrschenden Verschleißmuster bei Verwendung einer Krone als Unterkieferzahn, allerdings nur

bei Nahrungsmitteln, die in direkten Kontakt mit einem Höcker kamen, also nicht bei Popcorn. Große Nahrungspartikel werden Agrawal zufolge analog einem Drei-Punkt-Biege-Versuch belastet. Eine Kombination der Fragmentationsmodi ist möglich.

Agrawal gibt als mögliche Fehlerquelle bei Frakturversuche Friktion an und verwendet für die Lastfläche eine PTFE-Beschichtung (Agrawal, Lucas, et al. 1997). Auch würde ein zwischen den Kontaktflächen gefangener Nahrungspartikel bei Umgehen des Steuersystems der Universalprüfmaschine eine immer größere Kraft aufnehmen. In dieser Untersuchung wurde bei den Meßpunkten IBF und MBF häufig ein Wegspringen von Probenfragmenten von der Belastungsplattform beobachtet. Aus diesem Grund erscheint eine friktionsreduzierende Beschichtung der Plattform durchaus sinnvoll.

In Bezug auf die tatsächliche Höhe der bei der Zerkleinerung harter und spröder Nahrungsmittel in vivo auftretenden Kräfte ist der Faktor der Härteeinschätzung zu beachten. Nach Bourne (1976, zitiert nach (Agrawal, Lucas, et al. 1997)) wird im Mund nicht die Deformation und damit Härte einer Nahrungspartikels, sondern dessen Größe gemessen. Bei harten Partikeln erfolgt eine Lastkontrolle unter Geschwindigkeitsreduktion („hard foods are loaded slowly, so that the stress can be monitored while the food particle is indented“). Peyron (Peyron, Maskawi, et al. 1996) kommt in einer computergestützten Bewegungsanalyse in Verbindung mit einer subjektiven Härteeinschätzung der von Probanden zerkauten Nahrungspartikel zu folgenden Schlussfolgerungen: 1) Eine Änderung der Dicke beeinflusst die mandibulären Bewegungsparameter stärker als eine

Änderung der Härte; 2) Parameter beim Zerbeißen unterliegen geringen Variationen, sofern das Zerbeißen der erste Schritt eines mastikatorischen Prozesses und kein isolierter - willkürlich beeinflusster – Akt ist; 3) Die Wahrnehmung der Härte ist von der Dicke der Nahrungspartikel abhängig.

In einer früheren In-vivo-Untersuchung (Mioche, Peyron 1995) kommt Mioche zu dem Ergebnis, dass bei Nahrungspartikeln mit rein spröden Brucheigenschaften (er verwendet Placebotabletten) keine Deformation vor der Fragmentation auftritt. Die Testpersonen mußten die spröden Partikel zerbeißen, um die Härte einzuschätzen. Da vor der Fragmentation keine Deformation wahrgenommen werden kann, muß der Bruchpunkt erreicht werden, um eine Einschätzung der Härte vornehmen zu können. Die dabei auftretenden Kräfte korrelieren sehr eng mit der Härte spröder Nahrung.

In Bezug auf die in dieser Dissertation gefundenen Textureigenschaften läßt sich schlussfolgern, dass bei der Einschätzung der Härte der hier untersuchten Nahrung die jeweilige initiale Bruchkraft IBF erreicht und auf die Zähne und darin vorhandene Restaurationen fortgeleitet wird. Da die Einschätzung der Härte jedoch auch in Abhängigkeit der Partikelgröße wahrgenommen wird, wird die Härte kleiner Partikel möglicherweise zu gering eingeschätzt. Dadurch können hohe okklusale Belastungen bei der Zerkleinerung auftreten. Zusammenfassend läßt sich sagen, dass harte, krosse Nahrungsmittel sowohl im Kontaktbereich (OCA) als auch im abgrenzenden Areal (CFA) für erhebliche Kräfte sorgen können, die über fatigue zu Mikro- und Makrofrakturen von Zahnschmelze und Füllungskompositen führen können.

## 4.2 Verschleißsimulation von Kompositen

### 4.2.1 Material und Methode

Für die Versuche wurde ein Nahrungsmedium analog zur ACTA-Suspension (de Gee, von Duinen, et al. 1996) verwendet, dieses Medium wird an den Universitätszahnkliniken München und Erlangen für Drei-Körper-Verschleißprüfungen in der ACTA-Maschine eingesetzt, wodurch ein Vergleich der gewonnenen Daten ermöglicht wird. Ein weiterer Grund für ihre Verwendung ist die vermutete Eigenschaft der Hirse, den bei Zwei-Körper-Verschleiß möglicherweise auftretenden anorganischen Tribofilm mit der Folge erhöhten abrasiv bedingten Substanzverlustes in der Verschleisspur zu eliminieren. Die dabei wesentlichen durch Nahrung bedingten Verschleißmechanismen sind **Abrasion** durch Partikel, **Mikrofatigue** beim Zerkleinern harter Nahrung und **überkritische Belastung** beim „crushing“ mit der Folge makroskopisch sichtbarer Frakturen. Bei der Auswertung der Kompositbiopsien dominieren Mikrofrakturen als Verschleißmechanismus. Da eine Kraftabschätzung aus den Vorversuchen zur Nahrungstextur schwierig vorzunehmen ist und die o. g. Erfahrungen aus den Versuchen mit der ACTA-Maschine vorlagen, wurde Hirse als Nahrungsmedium in den Drei-Körper-Versuchen gewählt.

Eine im Gegensatz zur ACTA-Maschine, bei der sich Probenrad und Antagonistenrad drehen und somit Rührbewegungen in der Kammer erzeugen, zu lösende Aufgabe war, die Sedimentation der ACTA-Suspension zu verhindern. Im 24-Stunden-Betrieb des Kausimulators sollte verhindert werden, dass aus den Kompositen gelöste Füllkörperpartikel auf der Füllungsoberfläche verbleiben, einen Tribofilm bilden. Dieser Effekt wird in vivo durch Nahrung, die diese

Partikel abtransportiert bzw. durch Reinigung der Zähne durch Speichel, Zunge, Zahnputzen etc. verhindert. Um die Entmischung des Nahrungsmediums zu verhindern, Nahrungsbolus auf die zu prüfende Oberfläche aufzubringen und mechanisch degradierten Bolus wieder abzutransportieren, wurden mehrere Lösungsansätze entwickelt:

- Eine Mischkanüle, die für Zwei-Komponenten-Mischsysteme (Handmischpistolen oder Anmischautomaten für Abdruckmassen, z.B. Pentamix, Espe) verwendet wird. Dafür müssen zu Beginn Hirse und Wasser getrennt in Folienschläuchen vorliegen, das Pentamixsystem kann trockenes Material jedoch nicht weitertransportieren. Außerdem sind dabei die hohen anfallenden Kosten und die technische Anfälligkeit problematisch.
- Ein dem Schlauchtransportsystem in Pumpen für Infusionssysteme oder Dialysegeräte ähnlicher Mechanismus, bei dem der Transportschlauch durch eine Walze mit einem dreieckigen Durchschnitt oszillierend komprimiert wird und der Nahrungstransport durch Unter- und Überdruck erfolgt. Von Nachteil ist bei diesem Vorgehen, dass nur sehr kleine Nahrungspartikel verwendet werden können. Außerdem würde sich eine wäßrige Suspension bereits während des Transportes entmischen und den Schlauch blockieren.
- Ein Mechanismus analog zu Futterspendern in der Tierhaltung, der den slurry von oben seitlich auf die Okklusalfäche aufbringt. Dazu müßten die Nahrungspartikel in trockener Pulverform vorliegen.
- Eine Aquarienpumpe mit einem durchlöcherten Schlauchring am Boden der Testkammer, bei diesem System wird der slurry durch die aufsteigende Luft vermischt, um Sedimentation zu verhindern

Die ersten drei Mechanismen haben das Problem des gleichmäßigen Transportes der Hirse bzw. der festen Komponente des Nahrungsmediums gemeinsam. Ein Lösungsansatz wäre das vorherige Vermischen der Hirse mit einem Gel. Der Transport wäre dann zwar möglich, die Gelphase würde jedoch durch Gleitfekte (de Gee, Wendt, et al. 1996) die mechanischen Eigenschaften des Nahrungsmediums verändern. Außerdem wäre eine weitere Vorrichtung nötig, um den Nahrungsbrei wieder von der Kompositoberfläche abzutransportieren. Als bedingt geeignet erscheint eine Bürstvorrichtung, die jedoch den Belastungszyklen eine Bürstabrationskomponente hinzufügen würde.

Aus diesen Gründen wurde das Prinzip der Verwirbelung des Mediums durch aufsteigende Luft in Kombination mit dem mechanischen Rührwerk realisiert.

Im menschlichen Kausystem ist das Auftreten von Gleitkontakten im Seitenzahnbereich abhängig vom Okklusionskonzept. Im eugnathen Gebiß mit einer Front-Eckzahn-geführten dynamischen Okklusion kommt es bei allen Exkursionsbewegungen des Unterkiefers, von der lateralen Grenzbewegung bis zu Protrusion, zu einem sofortigen Entkuppeln der Seitenzähne. Setzt jedoch die Front-Eckzahnführung verzögert ein, so muß der Unterkiefer zunächst aus der IKP ein Okklusionsfeld von ca. 0,5 bis 1 mm durchgleiten, bis die Front- oder Eckzähne kontaktieren und die Führung übernehmen (Lotzmann 1998). In sagittaler Richtung ist der Weg zwischen RKP und IKP zu berücksichtigen. Gibbs (Gibbs, Lundeen, et al. 1981) gibt bei der Betrachtung einzelner Patienten die Größe der vertikalen Bewegungskomponente mit 0,47 mm, die der anterioren mit 0,13 mm an. Dieser Weg bezieht sich auf die Frontzahnführung.

In der Frontalebene mißt Gibbs einen Weg von 0,18 mm (Schwankungsbreite 0 bis 0,47 mm). Der Gleitweg im Kausimulator von 0,5 mm findet seine Entsprechung also in dem Konzept einer verzögert einsetzenden Front-Eckzahngeführten dynamischen Okklusion in vivo bzw. in der Parafunktion Bruxismus, also dem pathologischen Attritionsverschleiß.

#### **4.2.2 Ergebnisse**

Bei den gemessenen mittleren Tiefen fällt auf, dass beim Zwei-Körper-Verschleiß von Tetric Ceram und Solitaire (Abformungen nach 50.000 Zyklen) unterschiedliche Werte für die Zyklen mit und ohne Zwischenabformungen gemessen wurden. Da die Zyklen mit Zwischenabformungen zu Beginn der Testreihe durchgeführt wurden, kann dies mit Übungseffekten bei Polymerisation und Anwendung des Kausimulators begründet werden.

Bei Heliomolar konnten bei der Belastung ohne Nahrungsmedium nach 6.000, 10.000 und 30.000 Zyklen aufgrund des geringen Substanzverlustes keine Abrasionsspuren bestimmt und somit keine quantitative Verschleißbestimmung durchgeführt werden.

Die absteigende Reihenfolge des ermittelten Substanzverlustes nach 50.000 Zyklen mit Wasser als Medium stellt sich folgendermaßen dar: Solitaire > Tetric Ceram > Ariston pHc > Definite > Heliomolar RO

Mit der Hirsesuspension als Medium ergibt sich folgende Reihenfolge: Heliomolar RO > Tetric Ceram > Solitaire > Ariston pHc > Definite

Der geringe Substanzverlust des mikrogefüllten Komposits Heliomolar im Medium Wasser korreliert gut mit anderen Untersuchungen, bei denen Heliomolar im Vergleich mit anderen Kompositen vergleichsweise geringe Verschleißraten in Zwei-Körper-Verschleißprüfungen aufwies (Pelka, Ebert, et al. 1996). Pelka stellt für Heliomolar einen relativ geringen Substanzverlust auch im Drei-Körper-Verschleiß fest, die Versuche wurden jedoch in einer ACTA-Maschine durchgeführt.

In einer Untersuchung von Mair (Mair, Krishnan 1999) zeigt Heliomolar unabhängig von der Lagerung in verschiedenen Flüssigkeiten zur chemischen Degradation den höchsten Drei-Körper-Verschleiß im Vergleich von fünf Kompositen. Mair führt dies auf das geringe Verhältnis des Polymers zum Füllkörpergehalt (41,3 Vol % kolloidale Quarzglasfüllkörper) zurück. Als weiteren Grund für den hohen Substanzverlust führt Mair die Tendenz mikrogefüllter Komposite, bei hoher Belastungskonzentration zu „bulk fracture“ zu neigen, an. Dabei zeigen Mikrofüllkörper unter einer definierten Belastung stärkere Auslenkung als größere Füllkörper.

Die Rangfolge der Komposite im Zwei-Körper-Verschleiß korreliert gut mit der durchschnittlichen Füllkörpergröße: Das mikrogefüllte Heliomolar mit 0,04  $\mu\text{m}$  mittlerer Füllkörpergröße weist den geringsten, Solitaire mit 2,0 – 20  $\mu\text{m}$  den höchsten Verschleiß auf. Tetric Ceram, Ariston und Definite mit jeweils 1,0  $\mu\text{m}$  (Definite 1 – 1,5  $\mu\text{m}$ ) liegen im Mittelfeld. Es liegt eine inverse Korrelation des Substanzverlustes mit dem Volumenanteil an Füllkörpern vor: Solitaire mit 90 Vol% weist den höchsten Substanzverlust auf, Heliomolar mit 41,1 bzw. 49,1 Vol% den geringsten.

Dieses Ergebnis kann mit der Füllkörpergröße begründet werden. Bei einer möglichen inkompletten Entfernung der aus der Polymermatrix herausgerissenen Füllkörper verbleiben diese auf der Kompositoberfläche und wirken als Abrasivmedium. Dadurch würde zusätzlich Verschleiß hervorgerufen. Unter der Annahme, dass einzelne Füllkörper aus dem Matrixverbund herausgeschält werden, haben Füllkörper und Abrasivpartikel dieselbe mittlere Größe. Nach Draughn (Draughn, Harrison 1978) resultiert daraus eine maximale Erhöhung des abrasiv bedingten Verschleißes.

Beim Drei-Körper-Verschleiß sind im Post-Hoc-Test nach Tukey keine signifikanten Unterschiede zwischen den Verschleißraten der einzelnen Komposite festzustellen. Eine stärkere Differenzierung der Ergebnisse könnte durch Erhöhung der Probenzahl geschaffen werden. Bei Erhöhung der Zyklenzahlen ist ebenfalls ein Auseinanderdriften der Verschleißraten zu erwarten.

Der beobachtete hohe Verschleiß des stopfbaren Komposits Solitaire steht im Gegensatz zu den Ergebnissen von Manhart aus dem Jahr 2000 (Manhart, Kunzelmann, et al. 2000 a, b). Allerdings verwendet er eine andere Versuchsanordnung sowie einen Gleitweg von 8 mm, was die Belastung über diese Länge verteilt. Bei einem Vorschub von nur 0,5 mm wird eine kleinere Fläche mit 49 N belastet, was zu einer Verschiebung des Verschleißmechanismus führen kann. Der hohe Verschleiß korreliert jedoch mit den Ergebnissen, die mit der ACTA-Maschine und dem Leinfelder-Kausimulator gefunden wurden (Ruddell, Thompson, et al. 1999; Barkmeier, Wilwerding, et al. 1999; Suzuki 1999; Dang, Sarrett 1999).

Auffallend sind die geringe Vickershärte und Bruchzähigkeit von Solitaire. Außerdem weist Solitaire mit 3,6% die größte Polymerisationsschrumpfung auf,

was eine Degradation des Silanverbundes zum Aluminiumprobenhalter hervorgerufen kann. Diese Faktoren könnten zusammen zu der beobachteten Bruchneigung von Solitaire führen.

Der Substanzverlust aller geprüften Kompositarten wurde durch die Zugabe einer Hirsesuspension erhöht. Allerdings hinterläßt die hier verwendete Kolbenhirse *Setaria italica* 1,46 % vor allem aus Kieselerde bestehende Rückstände nach Veraschung (Daten PD Dr. F. Runge, zitiert nach (Gügel, Grupe, et al. 2001)) und damit abrasive Phytolithen. Im Vergleich dazu enthält im Naturladen gekaufter Dinkel unter 0,01 % Kieselerde im Trockenanteil. Nach historischen Vorgaben gemahlene Getreidesorten enthalten an Kieselerde: Dinkel 0,2 %, Gerste 0,18 % und Hafer 0,03 %. Die nach historischen Mahltechniken aus dem Mittelalter gewonnenen Mehle enthalten im Gegensatz zu mit modernen Methoden verarbeiteten Getreide Verunreinigungen wie Hülsenbestandteile, Sand und Staub, letztere werden durch Abrieb der Mühlsteine verursacht. Nach 200.000 Zyklen Belastung in der ACTA-Maschine verursachte Hirse an Schmelzproben einen mittleren Substanzverlust von 39,9  $\mu\text{m}$  ( $\pm 7,8$ ), im Naturkostladen gekaufter Dinkel verursachte einen Abrasionsverlust von 8,3  $\mu\text{m}$  ( $\pm 3,1$ ). Bei den nach historischen Vorgaben vorbereiteten Mehlsorten betrug der Verschleiß für Dinkel 30,2  $\mu\text{m}$  ( $\pm 5,5$ ), Gerste 28,0  $\mu\text{m}$  ( $\pm 16,0$ ) und Hafer 27,9  $\mu\text{m}$  ( $\pm 13,1$ ) (Gügel, Grupe, et al. 2001). Die anderen genannten Getreidesorten sind in der heutigen Nahrungsauswahl im mitteleuropäischen Raum häufiger anzutreffen als *Setaria italica*.

Dies und die Tatsache, dass Verunreinigungen des Mehles heute sorgfältiger entfernt werden als im Mittelalter legen den Schluss nahe, dass die tatsächliche

klinische Bedeutung des Faktors Abrasion geringer einzustufen ist als hier in vitro gemessen wurde.

Aus dem Matrixverbund herausgeschälte und auf der Oberfläche verbliebene Füllkörper, die als Abrasivmedium wirken, sind vor allem bei den Versuchen ohne Nahrungsmedium von Bedeutung. Wie an den REM-Bildern zu sehen ist, wurden diese Partikel durch das Hirsemedium weitgehend von der Oberfläche entfernt bzw. es fand eine Überlagerung durch die stark abrasiv wirkenden und größeren Phytolithen statt. Die Aufnahmen der Kompositbiopsien zeigen keine anorganischen Auflagerungen im Sinne eines Tribofilms aus anorganischen Füllkörperbestandteilen.

Bei Untersuchungen zur Lebensdauer von direkten und indirekten Kompositrestaurationen in vivo treten interindividuelle Schwankungen auf (Scheibenbogen, Manhart, et al. 1997; Scheibenbogen-Fuchsbrunner, Manhart, et al. 1999). Besonders der Verlust der marginalen Integrität und der okklusalen Abstützung einer Kompositrestauration lässt sich als Folge ernährungsbedingter Verschleißvorgänge interpretieren.

Bei der Belastung im Kausimulator ohne Nahrungsmedium zeigen sich bei allen Kompositen schärfere Randbegrenzungen und geringere Substanzverluste der Verschleißkavitäten als bei Verwendung eines Hirsemediums. In Entsprechung dazu treten bei Knirschbelastung in vivo im Kontaktbereich sehr hohe Lasten auf, beim Kauen von Nahrung sind die Kräfte geringer, jedoch nicht auf das Kontaktareal beschränkt. Die Versuchsanordnung mit dem ACTA-Medium ist somit eine Näherung an die Durchschnittsbelastung bei klinischen Studien. Beim Zerbeißen harter, krosser Nahrung können jedoch auch analog zu den Texturversuchen außerhalb des Kontaktes sehr hohe Kräfte auftreten. Die von

der Nahrungsauswahl abhängigen Auswirkungen dieser Kräfte können entsprechend den Untersuchungen zum Verschleiß an Primatenzähnen und den klinischen Studien als Teil der interindividuellen Schwankungen beim Substanzverlust von Kompositen und Zahnhartsubstanz *in vivo* angesehen werden.

Der bei den Zwei-Körper-Verschleißmessungen gefundene Tribofilm kann das Verschleißverhalten verändern, somit erscheint die Verwendung eines Nahrungsmediums und damit die Entfernung der anorganischen Partikel geeignet, eine Annäherung an Verschleißmechanismen *in vivo* zu erzielen. Mit der erarbeiteten Versuchsanordnung ist es also möglich, den bei Zwei-Körper-Verschleiß-simulationen auftretenden anorganischen Tribofilm von der Oberfläche der Kompositproben zu entfernen und über eine Länge von 0,5 mm Verschleiß durch Fatigue, Abrasion und überkritische Belastung zu erzeugen. Am Beginn des Verschleißareals fällt der Effekt des „surface pitting“ auf, es folgt eine 0,5 mm lange Verschleißspur (grooving). Diese Verschleißformation korreliert gut mit den von Ryan analysierten Oberflächenmustern an Primatenzähnen, dort tritt ebenfalls Grübchen- und Streifenbildung auf (Ryan, 1979). Aus den Unterschieden zwischen Zwei- und Drei-Körper-Versuchen lässt sich ableiten, dass bei Verwendung eines Abrasivmediums der Substanzverlust nicht auf das unmittelbare Kontaktareal zwischen Kompositprobe und Antagonist begrenzt ist, sondern die Randbereiche ebenfalls Verschleißeffekten unterworfen sind. Bei gemeinsamer Betrachtung der Kausimulation und der Vorversuche zur Bestimmung der Nahrungstextur lässt sich folgern, dass harte, krosse Nahrungsmittel, zu deren Zerkleinerung im Kausystem hohe Kräfte aufgewendet werden müssen, zu einem erhöhten Substanzverlust an Füllungskompositen und so zu einem Verlust der okklusalen Abstützung und Stufenbildung im Randbe-

reich führen können. Wie in der Literaturübersicht dargestellt wurde, wird dieser Effekt durch die Textureigenschaften dieser Nahrungsmittel verstärkt. In Zukunft sollten sinnvollerweise Versuche mit und ohne Nahrungsmedium durchgeführt werden, außerdem sollten andere Slurries auf ihr Verschleißverhalten untersucht werden. Um Aussagen über die Lebensdauer von Kompositen in Abhängigkeit der individuellen diätetischen Besonderheiten treffen zu können, ist jedoch ebenfalls der Effekt der Bruchresistenz sowie die Leistungsfähigkeit des verwendeten Adhäsivsystems zu betrachten, die in weiteren Untersuchungen evaluiert werden müssen.

## 5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Dissertation wurde der Einfluss von harten und krossen Nahrungsmitteln wie z. B. Müsli oder Brötchen auf die Lebensdauer von Füllungskompositen untersucht und eine Versuchsanordnung zur Erzeugung von In-vitro-Verschleiß an Kompositen erarbeitet.

In Vorversuchen wurden in einer Universalprüfmaschine verschiedene harte Nahrungsmittel Bruchtests unterzogen und die dabei auftretenden Kräfte gemessen. Die Morphologie der verwendeten Kauflächen zeigte einen signifikanten Einfluss auf die Höhe der Kraft ( $p=0,007$ ), nicht jedoch die Geschwindigkeit, mit der die Belastung erfolgte ( $p=0,494$ ). Beim Zerbeißen auf einer flachen Plattform trat mit 355,5 N ( $\pm 200,5$ ) bei Bonbons die höchste Bruchkraft aller getesteten Nahrungsmittel auf, mit einer Keramikkrone als Unterkieferzahn bei Popcornmais (209,4 N  $\pm 120,8$ ), der durch die Kaufläche abgestützt wurde. Bei Verwendung der Keramikkrone zerbrachen die Bonbons aufgrund punktförmiger Kraftinduktion bereits bei 138,2 N ( $\pm 38,9$ ).

In den Hauptversuchen wurden Kompositproben in einem Kausimulator jeweils 50.000 Kauzyklen unterzogen. Dies geschah bei der einen Hälfte der Proben unter Verwendung des von der ACTA-Maschine bekannten Abrasivmediums aus Hirse, bei der anderen Hälfte wurde Wasser zugegeben. Bei allen Kompositen wurde der Substanzverlust durch Zugabe der Hirse gesteigert, es änderte sich jedoch die Rangfolge bezüglich des Verschleißes. Bei den Versuchen mit Wasser zeigten Solitaire ( $286,8 \pm 70,3 \text{ mm}^3\text{E-3}$ ) und Tetric Ceram ( $286,5 \pm 198,6$

mm<sup>3</sup>E-3) den größten Substanzverlust, bei Hirseverwendung Solitaire (843,3 ± 435,7 mm<sup>3</sup>E-3) und Heliomolar RO (788,1 ± 164,4 mm<sup>3</sup>E-3). Mit Wasser trat bei Heliomolar RO der geringste Verschleiß auf (29,7 ± 6,7 mm<sup>3</sup>E-3), mit Hirse bei Definite (547,0 ± 187,8 mm<sup>3</sup>E-3).

Die Situation mit Wasser als Medium entspricht einer reinen Knirschbelastung, die vor allem bei pathologischem Bruxismus Verschleiß in okklusalen Kontaktbereichen (OCA) verursacht. Die Versuchsanordnung mit der ACTA-Suspension entspricht der Belastung beim Kauen von Nahrung. Dabei treten in vivo, vor allem beim Zerkleinern harter und krosser Nahrung, sowohl im Kontaktbereich als auch in kontaktfreien Bereichen (CFA) erhebliche Belastungen auf, die über Fatigue, Abrasion und überkritische Belastung zu Mikro- und Makrofrakturen an Zahnhartsubstanz und Füllungskompositen führen können. Bei In-vivo-Untersuchungen zur Lebensdauer von Kompositfüllungen treten interindividuelle Streuungen auf, die auch durch diätetische Einflüsse krosser und harter Nahrungsmittel zu erklären sind. Die Versuche mit der Hirsesuspension entsprechen der Durchschnittsbelastung dieser Untersuchungen.

In rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen der Kompositproben nach Kaubelastung sowie zweier Kompositbiopsien, die Verschleiß in vivo unterworfen waren, zeigte sich, dass die Kausimulationsanordnung mit Hirse in der Lage ist, die beim Zwei-Körper-Verschleiß entstehenden scholligen Auflagerungen aus herausgelösten Füllkörperpartikeln von der Probenoberfläche zu entfernen. Somit kann eine weitere Annäherung der Verschleißsimulation im Kausimulator München III an die Situation in vivo erfolgen und so die Belastung für Patienten in klinischen Untersuchungen reduziert werden. Bei der Betrachtung der klini-

schen Eignung von neuen Kompositen sind jedoch auch weitere Faktoren wie Brucheigenschaften und Leistungsfähigkeit des verwendeten Adhäsivsystems zu beachten, was klinische Studien weiterhin unumgänglich macht.

Zusammenfassend lässt sich ein Einfluss der individuellen Nahrungsauswahl auf die Haltbarkeit von Füllungskompositen feststellen, besonders bei hoher Belastung durch das Zerkleinern harter Nahrung. Für die Zukunft erscheint das Vorgehen sinnvoll, Versuche mit und ohne Abrasivsuspension durchzuführen, außerdem sollten verschiedene Nahrungsmedien auf ihr Verschleißverhalten untersucht werden.

## 6 Anhang

### 6.1 Literaturverzeichnis

Objective measurements for texture in foods. *Journal of Texture Studies* 1:19-37, 1969.

M. Aeschbacher. Die Erweichung der Schmelzoberfläche durch Fruchtsäfte unter In-vitro-Bedingungen. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 77 (1):58-62, 1967.

K. R. Agrawal, P. W. Lucas, J. F. Prinz, I. C. Bruce. Mechanical properties of foods responsible for resisting food breakdown in the human mouth. *Arch Oral Biol* 42 (1):1-9, 1997.

T. Attin, R. D. Hilgers, E. Hellwig. Einfluss von Muzin im Speichel auf die Entstehung von Schmelzerosionen. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 51 (9):506-510, 1996.

R. A. Aziz, A. Harrison. Effect of impact stress on the wear of some restorative materials and enamel. *Dent.Mater.* 4 (5):261-265, 1988.

F. A. Baragar, A. Van der Bilt, H. W. Van der Glas. An analytic probability density for particle size in human mastication. *J Theor Biol* 181 (2):169-178, 1996.

W. W. Barkmeier, T. W. Wilwerding, M. A. Latta, S. M. Blaske. In-vitro wear assessment of high density composite resins. *J Dent Res* 78: 1999. (Abstract)

J. F. Bates, G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function--a review of the literature. 2. Speed of movement of the mandible. *J Oral Rehabil* 2:349-361, 1975.

J. F. Bates, G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function--a review of the literature. 1. The form of the masticatory cycle. *J Oral Rehabil* 2 (3):281-301, 1975.

J. F. Bates, G. D. Stafford, A. Harrison. Masticatory function - a review of the literature. III. Masticatory performance and efficiency. *J Oral Rehabil* 3 (1):57-67, 1976.

S. C. Bayne, D. F. Taylor, H. O. Heymann. Protection hypothesis for composite wear. *Dent.Mater.* 8 (9):305-309, 1992.

S. C. Bayne, D. F. Taylor, E. D. Rekow, A. D. Wilder, H. O. Heymann. Confirmation of Leinfelder clinical wear standards. *Dent.Mater.* 10:11-18, 1994.

T. J. Bloem, G. C. McDowell, B. R. Lang, J. M. Powers. In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 60 (2):242-249, 1988.

L. Boksman, M. Suzuki, R. Jordan, D. Charles. A visible light-cured posterior composite resin: results of a 3-year clinical evaluation. *JADA* 112 (5):627-631, 1986.

G. Boretti, M. Bickel, A. H. Geering. A review of masticatory ability and efficiency. *J Prosthet Dent* 74 (4):400-403, 1995.

M. C. Bourne, J. C. Moyer, D. B. Hand. Measurement of Food Texture by a Universal Testing Machine. *Food Technology* 522 (4):170-174, 1966.

M. Braem, P. Lambrechts, G. Vanherle. Clinical relevance of laboratory fatigue studies. *J Dent* 22 (2):97-102, 1994.

M. J. Braem, P. Lambrechts, S. Gladys, G. Vanherle. In vitro fatigue behavior of restorative composites and glass ionomers. *Dent Mater.* 11 (2):137-141, 1995.

J. G. Brennan, R. Jowitt, O. A. Mughsi. Some experiences with the general foods texturometer. *Journal of Texture Studies* 1:167-184, 1970.

R. G. Chadwick, J. F. McCabe, A. W. Walls, R. Storer. The effect of storage media upon the surface microhardness and abrasion resistance of three composites. *Dent.Mater.* 6:123-128, 1990.

H. Y. Chen, R. Hickel, J. C. Setcos, K. H. Kunzelmann. Effects of surface finish and fatigue testing on the fracture strength of CAD-CAM and pressed-ceramic crowns. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82 (4):468-475, 1999.

K. H. Chung, E. H. Greener. Correlation between degree of conversion, filler concentration and mechanical properties of posterior composite resins. *J Oral Rehabil* 17:487-494, 1990.

J. R. Condon, J. L. Ferracane. Evaluation of composite wear with a new multi-mode oral wear simulator. *Dent.Mater.* 12 (7):218-226, 1996.

J. R. Condon, J. L. Ferracane. In vitro Wear of Composite with Varied Cure, Filler Level, and Filler Treatment. *J Dent Res* 76 (7):1405-1411, 1997.

J. R. Condon, J. L. Ferracane. Factors effecting dental composite wear in vitro. *J.Biomed.Mater.Res.* 38 (4):303-313, 1997.

D. A. Covey, S. R. Tahaney, J. M. Davenport. Mechanical properties of heat-treated composite resin restorative materials. *Journal of Prosthetic Dentistry* 68 (3):458-461, 1992.

R. G. Craig, J. M. Powers. Wear of dental tissues and materials. *Int Dent J* 26 (2):121-133, 1976.

H. Czichos, K. H. Habig. *Tribologiehandbuch, Reibung und Verschleiß*, 1992.

D. G. Daet, M. Watanabe, K. Sasaki. Association between the interarch distance and food bolus size in the early phase of mastication. *J Prosthet Dent* 74 (4):367-372, 1995.

B. L. Dahl, E. Carlsson, A. Ekfeldt. Occlusal wear of teeth and restorative materials. *Acta Odontol.Scand.* 51 (5):299-311, 1993.

H. N. Dang, D. C. Sarrett. Wear behavior of flowable and condensable composite resins. *J Dent Res* 78: 1999. (Abstract)

A. J. de Gee, P. Pallav, C. L. Davidson. Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. *J Dent Res* 65 (5):654-658, 1986.

A. J. de Gee, R. N. B. von Duinen, A. Werner, C. L. Davidson. Early and Long-term Wear of Conventional and Resin-modified Glass Ionomers. *J Dent Res* 75 (8):1613-1619, 1996.

- A. J. de Gee, S. L. Wendt, A. Werner, C. L. Davidson. Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites. *Biomaterials* 17 (13):1327-1332, 1996.
- R. de Groot, H. C. van Elst, M. C. R. B. Peters. Fracture Mechanics Parameters for Failure Prediction of Composite Resins. *J Dent Res* 67 (6):919-924, 1988.
- R. DeLong, W. H. Douglas. Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control. *J Dent Res* 62 (1):32-36, 1983.
- R. DeLong, R. L. Sakaguchi, W. H. Douglas, M. R. Pintado. The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent.Mater.* 1:238-242, 1985.
- R. DeLong, C. Sasik, M. R. Pintado, W. H. Douglas. The wear of enamel when opposed by ceramic systems. *Dent.Mater.* 5(7):266-271, 1989.
- R. DeLong, W. H. Douglas. An artificial oral environment for testing dental materials. *IEEE Trans Biomed Eng* 38 (4):339-345, 1991.
- M. W. J. Dodds, P. P. Gragg, D. Rodriguez. The effect of some Mexican citric acid snacks on in vitro enamel erosion. *Ped Dent* 19 (5):339-340, 1997.
- W. H. Douglas, R. DeLong, R. L. Sakaguchi. Frictional effects between natural teeth in an artificial mouth. *Dent.Mater.* 1:115-119, 1985.
- R. A. Draughn, A. Harrison. Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resins. *Journal of Prosthetic Dentistry* 40 (2):220-224, 1978.
- A. Ekfeldt, G. Oilo. Occlusal contact wear of prosthodontic materials. An in vivo study. *Acta Odontol.Scand.* 46 (3):159-169, 1988.
- A. Embong, Jones J. Glyn, A. Harrison. The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. *Dent.Mater.* 3 (5):236-240, 1987.
- J. L. Ferracane, J. C. Mitchem. Properties of posterior composites: Result of round robin testing for a specification. *Dent.Mater.* 10 (3):92-99, 1994.

- J. L. Ferracane, J. C. Mitchem, J. R. Condon, R. Todd. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res* 76 (8):1508-1516, 1997.
- J. L. Ferracane. In vitro evaluation of the marginal degradation of dental composites under simulated occlusal loading. *Dent.Mater.*:262-267, 1999.
- W. Finger, J. Thiemann. Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials. *Dent.Mater.* 3 (5):280-286, 1987.
- C. H. Gibbs, P. E. Mahan, H. C. Lundeen, M. S. Brehnan, E. K. Walsh, S. L. Sinkewiz, S. B. Ginsberg. Occlusal forces during chewing - Influences of biting strength and food consistency. *Journal of Prosthetic Dentistry* 46 (5):561-567, 1981.
- C. H. Gibbs, P. E. Mahan, H. C. Lundeen, M. S. Brehnan, E. K. Walsh, W. B. Holbrook. Occlusal forces during chewing and swallowing as measured by sound transmission. *Journal of Prosthetic Dentistry* 46 (4):443-449, 1981.
- C. H. Gibbs, H. C. Lundeen, P. E. Mahan, J. Fujimoto. Chewing movements in relation to border movements at the first molar. *Journal of Prosthetic Dentistry* 46 (3):308-322, 1981.
- P. O. Glantz, G. D. Stafford. On clinical loading of osseointegrated implants. *Clin Oral Implants Res* 4 (2):99-105, 1993.
- F. E. Grine, R. F. Kay. Early hominid diets from quantitative image analysis of dental microwear. *Nature* 333 (6175):765-768, 1988.
- I. L. Gügel, G. Grupe, K. H. Kunzelmann. Simulation of dental microwear: Characteristic traces by opal phytoliths give clues to ancient human dietary behavior. *Am.J.Phys.Anthropol.* 114 (2):124-138, 2001.
- M. Hannig, H. K. Albers. Die erosive Wirkung von Acetylsalicylsäure an Zahnschmelz und Dentin in vitro. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 48 (5):298-302, 1993.
- A. Harrison, T. T. Lewis. The development of an abrasion testing machine for dental materials. *J Biomed Mater Res*, 1975.

- A. Harrison, R. A. Draughn. Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins--is there a relationship? *Journal of Prosthetic Dentistry* 36 (4):395-398, 1976.
- A. Harrison. Wear of combinations of acrylic resin and porcelain, on an abrasion testing machine. *J.Oral Rehabil.* 5 (2):111-115, 1978.
- A. Harrison, G. E. Moores. Influence of abrasive particle size and contact stress on the wear rate of dental restorative materials. *Dent.Mater.* 1 (1):14-18, 1985.
- X. Hengchang, W. Tong, S. Shiquing. Wear patterns of composite restorative resins in vivo; observations by scanning electron microscopy. *J Oral Rehabil* 12:389-400, 1985.
- R. Hickel. Forschungsbericht Zahnabrasion: Zahnabrasion und beruflich bedingte Einflüsse bei Steuunbrucharbeitern. 1989.
- T. Hirt, F. Lutz, J. F. Roulet. In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam. *J Oral Rehabil* 11 (6):511-520, 1984.
- A. H. Howell, F. Brudevold. Vertical forces used during chewing of food. *J Dent Res*:133-136, 1950.
- D. C. Jagger, A. Harrison. An in vitro investigation into the wear effects of unglazed, glazed, and polished porcelain on human enamel. *Journal of Prosthetic Dentistry* 72 (3):320-323, 1994.
- D. C. Jagger, A. Harrison. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on dentine. *J.Oral Rehabil.* 22 (5):349-354, 1995.
- D. C. Jagger, A. Harrison. An in vitro investigation into the wear effects of selected restorative materials on enamel. *J.Oral Rehabil.* 22 (4):275-281, 1995.
- K. Jäger, G. Graber, L. Schruett. Aufbau und Test einer Meßkette zur Kaukraftmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 99 (6):670-675, 1989.
- A. Johansson, T. Haraldson, R. Omar, S. Kiliaridis, G. E. Carlsson. An investigation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res* 101:407-415, 1992.

A. Johansson, S. Kiliaridis, T. Haraldson, R. Omar, G. E. Carlsson. Covariation of some factors associated with occlusal tooth wear in a selected high-wear sample. *Scand J Dent Res* 101:398-406, 1993.

S. Kashket, J. Zhang, J. Van Houte. Accumulation of fermentable Sugars and Metabolic Acids in Food Particles that become Entrapped on the Dentition. *J Dent Res* 75 (11):1885-1891, 1996.

J. A. Kaukinen, M. J. Edge, B. R. Lang. The influence of occlusal design on simulated masticatory forces transferred to implant-retained prostheses and supporting bone. *J Prosthet Dent* 76:50-55, 1996.

K. Kawai, B. P. Isenberg, K. F. Leinfelder. Effect of gap dimension on composite resin cement wear. *Quintessence Int* 24 (1):53-58, 1994.

K. Kawai, K. F. Leinfelder. Effect of glass inserts on resin composite wear. *Am J Dent* 8:249-252, 1995.

M. Kern, W. H. Douglas, T. Fechtig, J. R. Strub, R. DeLong. Fracture strength of all-procelain, resin-bonded bridges after testing in an artificial oral environment. *J Dent* 21:117-121, 1993.

J. H. Koolstra, T. M. G. J. van Eijden. Biomechanical analysis of jaw-closing movements. *J Dent Res* 74 (9):1564-1570, 1995.

B. Köhler, C. G. Rasmusson, P. Ödman. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent* 28:111-116, 2000.

N. Krämer, M. Pelka, P. Kautetzky, J. Sindel, A. Petschelt. Abrasionsbeständigkeit von Kompomeren und stopfbaren Glasionomern. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 52 (3):186-189, 1997.

I. Krejci, T. Reich, F. Lutz, M. Albertoni. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 1. Computergesteuerter Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100 (8):953-960, 1990.

I. Krejci, M. Albertoni, F. Lutz. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1164-1168, 1990.

- I. Krejci, F. Lutz. In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1445-1449, 1990.
- I. Krejci, J. L. Heinzmann, F. Lutz. Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 100:1285-1291, 1990.
- I. Krejci. *Zahnfarbene Restaurationen: Qualität, Potential und Indikationen*, 1992.
- I. Krejci, T. Reich, W. Bucher, F. Lutz. Eine neue Methode der dreidimensionalen Verschleißmessung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 104:160-169, 1993.
- I. Krejci, R. Glauser, D. Sägesser, F. Lutz. Marginale Adaptation und Verschleißfestigkeit eines Feinhybridkomposit-Inlays in vitro. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 103:973-978, 1993.
- I. Krejci, P. Albert, F. Lutz. The influence of antagonist standardization on wear. *J.Dent.Res.* 78 (2):713-719, 1999.
- K. H. Kunzelmann, A. Mehl, R. Hickel. Sliding wear of an experimental ormocer and 15 commercial composites. *J Dent Res* 77:226, 1998. (Abstract)
- K. H. Kunzelmann. Verschleißanalyse und -quantifizierung von Füllungsmaterialien in vivo und in vitro. 1998.
- R. P. Kusy, K. F. Leinfelder. Pattern of wear in posterior composite restorations. *J Dent Res* 56 (5):544, 1977.
- P. Lambrechts, C. Ameye, M. D. Vanherle. Conventional and microfilled composite resins. Part II: Chip fractures. *Journal of Prosthetic Dentistry* 48 (5):527-538, 1982.
- B. R. Lang, M. Jaarda, R. Wang. Filler particle size and composite resin classification systems. *J Oral Rehabil* 19 (6):569-584, 1992.
- K. F. Leinfelder, D. F. Taylor, W. W. Barkmeier, A. J. Goldberg. Quantitative wear measurement of posterior composite resins. *Dent.Mater.* (2):198-201, 1986.

K. F. Leinfelder, R. W. Beaudreau, R. B. Mazer. An in vitro device for predicting clinical wear. *Quintessence Int* 20 (10):755-761, 1989.

K. F. Leinfelder, B. Small. Influence of occlusion on the degradation of posterior composite resins. *Dent.Today* 17 (11):44-50, 1998.

K. F. Leinfelder, S. Suzuki. In vitro device for determining posterior composite wear. *JADA* 130 (9):1347-1353, 1999.

R. Liberman, A. Ben Amar, G. Gontar, A. Hirsh. The effect of posterior composite restorations on the resistance of cavity walls to vertically applied occlusal loads. *J.Oral Rehabil.* 17 (1):99-105, 1990.

U. Lotzmann. *Prinzipien der Okklusion*, München:1998.

P. W. Lucas, D. A. Luke, F. C. T. Voon, C. L. Chew. Food breakdown patterns produced by human subjects possessing artificial and natural teeth. *J Oral Rehabil* 13:205-214, 1986.

P. W. Lucas, M. F. Teaford. Significance of silica in leaves to long-tailed macaques (*Macaca fascicularis*). *Folia Primatol.(Basel)* 64 (1-2):30-36, 1995.

F. Lutz, R. W. Phillips. A classification and evaluation of composite resin systems. *Journal of Prosthetic Dentistry* 50 (4):480-488, 1983.

F. Lutz, R. W. Phillips, J. F. Roulet, J. C. Setcos. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J.Dent.Res.* 63 (6):914-920, 1984.

F. Lutz, I. Krejci, F. Barbakow. Chewing Pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. *J Dent Res* 71 (8):1525-1529, 1991.

F. Lutz, I. Krejci, F. Barbakow. Chewing Pressure vs. Wear of Composites and Opposing Enamel Cusps. *J Dent Res* 71 (8):1525-1529, 1992.

F. Lutz, I. Krejci. Resin composites in the post-amalgam age. *Compend.Contin.Educ.Dent* 20 (12):1138-44, 1146, 1148, 1999.

F. Lutz, I. Krejci. Amalgam substitutes: a critical analysis. *J.Esthet.Dent.* 12 (3):146-159, 2000.

F. U. Lutz, I. Krejci, M. Besek. Operative dentistry: the missing clinical standards. *Pract.Periodontics.Aesthet.Dent.* 9 (5):541-548, 1997.

H Maier. Entwicklung einer computergesteuerten Versuchsanordnung zur Abriebsimulation dentaler Werkstoffe. 1994.

L. H. Mair. Wear in dentistry--current terminology. *J Dent* 20 (3):140-144, 1992.

L. H. Mair. Wear patterns in two amalgams and tree posterior composites after 5 years' clinical service. *J Dent* 23:107-112, 1995.

L. H. Mair, T. A. Stolarski, R. W. Vowles, C. H. Lloyd. Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop. *J Dent* 24:141-148, 1996.

L. H. Mair. Understanding wear in dentistry. *Compend.Contin.Educ.Dent* 20 (1):19-22, 24, 26, 1999.

L. H. Mair, V. K. Krishnan. Three body wear studies of five dental composites preconditioned in food simulating media. *Biomed.Mater.Eng* 9 (3):145-149, 1999.

J. Manhart, K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen, R. Hickel. Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins. *Dent.Mater.* 16 (1):33-40, 2000.

J. Manhart, K. H. Kunzelmann, H. Y. Chen, R. Hickel. Mechanical properties of new composite restorative materials. *J.Biomed.Mater.Res.* 53 (4):353-361, 2000.

R. S. Mathis, J. L. Ferracane. Properties of a glass-ionomer/resin-composite hybrid material. *Dent Mater.* 5 (5):355-358, 1989.

H. Matsumura, K. F. Leinfelder. Three-body wear of four types of light-activated composite resin veneering materials. *Quintessence Int* 25 (6):425-430, 1994.

J. F. McCabe, B. H. Smith. A Method for Measuring the Wear of Restorative Materials in vitro. *Brit dent J* 151 (8):123-126, 1981.

G. C. McDowell, T. J. Bloem, B. R. Lang, K. Asgar. In vivo wear. Part I: The Michigan computer-graphic measuring system. *Journal of Prosthetic Dentistry* 60 (1):112-120, 1988.

A. Mehl, W. Gloger, K. H. Kunzelmann, R. Hickel. A New Optical 3-D Device for the Detection of wear. *J Dent Res* 76 (11):1799-1807, 1997.

A. Mehl, R. Hickel, K. H. Kunzelmann. Physical properties and gap formation of light-cured composites with and without "softstart-polymerization". *J Dent* 25:321-330, 1997.

J. H. Meurman, H. Murtomaa. Effect of effervescent vitamin C preparations on bovine teeth and on some clinical and salivary parameters in man. *Scand J Dent Res* 94:491-499, 1986.

L. Mioche, M. A. Peyron. Bite force displayed during assessment of hardness in various texture contexts. *Arch Oral Biol* 40 (5):415-423, 1995.

G. E. Moores, P. Glentworth, A. Harrison. Measurement of the rate of wear of dental composite resins by a <sup>90</sup>Sr beta particle transmission gauge. *J.Biomed.Mater.Res.* 17 (5):843-853, 1983.

D. Morin, R. DeLong, W. H. Douglas. Cusp reinforcement by the acid-etch technique. *J.Dent.Res.* 63 (8):1075-1078, 1984.

D. Morin, M. Cross, V. Voller, W. H. Douglas, R. DeLong. Biophysical stress analysis of restored teeth: modelling and analysis. *Dent.Mater.* 4:77-84, 1988.

D. Morin, W. H. Douglas, M. Cross, R. DeLong. Biophysical stress analysis of restored teeth: experimental strain measurement. *Dent.Mater.* 4:41-48, 1988.

M. J. Noack. REM-Untersuchungen an Erosionen der Zahnhartsubstanzen in vivo. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 44 (7):517-520, 1989.

A. Okamoto, K. Sekiya, M. Fukushima, K. Kota, M. Iwaku. Direct observation of in vivo wear of composite resins. *Dent Mater.J* 12 (1):54-61, 1993.

Olthoff. Comparison of force-deformation Characteristics of artificial food and several natural foods for chewing experiments; Comminution and Neuromuscular Mechanisms in Human Mastication. University of Utrecht. 65-83, 1986.

F. A. M. Ottenhoff, A. Van der Bilt, H. W. Van der Glas, F. Bosman. A computer-controlled experimental set-up enabling the quantification of motor performance in man, applied to mastication. *J Oral Rehabil* 21:397-410, 1994.

M. Pelka, J. Ebert, H. Schneider, N. Krämer, A. Petschelt. Comparison of two- and three-body wear of glass-ionomers and composites. *Eur J Oral Sci* 104 (2):132-137, 1996.

R. Perry, G. Kugel, K. H. Kunzelmann, H. P. Flessa, D. Estafan. Composite restoration wear analysis: conventional methods vs. three-dimensional laser digitizer. *J.Am.Dent.Assoc.* 131 (10):1472-1477, 2000.

M. C. R. B. Peters, R. DeLong. Comparison of two measurement techniques for clinical wear. *J Dent*:479-485, 1999.

A. Peutzfeldt. Modulus of resilience as predictor for clinical wear of restorative resins. *Dent.Mater.* 8 (5):146-148, 1992.

A. Peutzfeldt, E. Asmussen. In vitro wear, hardness, and conversion of diacetyl-containing and propanal-containing resin materials. *Dent.Mater.* 12 (3):103-108, 1996.

A. Peutzfeldt. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci* 105:97-116, 1997.

A. Peutzfeldt, E. Asmussen. The effect of postcuring on quantity of remaining double bonds, mechanical properties, and in vitro wear of two resin composites. *J Dent* 28:447-452, 2000.

M. A. Peyron, K. Maskawi, A. Woda, Tanguay, J. P. Lund. Effects of food texture and sample thickness on mandibular movement and hardness assessment during biting in man. *J Dent Res* 76 (3):789-795, 1996.

R. M. Pilliar, D. C. Smith, B. Maric. Oscillatory wear tests of dental composites. *J Dent Res* 63 (9):1166-1172, 1984.

K. Ratanapridakul, K. F. Leinfelder, J. Thomas. Effect of finishing on the in vivo wear rate of a posterior composite resin. *JADA* 118 (3):333-335, 1989.

H. R. Rawls, N. J. Mkwai-Tulloch, R. Casella, R. Cosgrove. The measurement of toothbrush wear. *J Dent Res* 68 (12):1781-1785, 1989.

M. W. Roberts, C. A. Tylenda. Dental aspects of Anorexia and Bulimia nervosa. *Pediatrician* 16:178-184, 1989.

D. E. Ruddell, J. Y. Thompson, P. J. Stamatiades, J. C. Ward, S. C. Bayne, E. R. Shellard. Mechanical properties and wear behavior of condensable composites. *J Dent Res* 78: 1999. (Abstract)

A. S. Ryan. Wear striation direction on primate teeth: a scanning electron microscope examination. *Am.J Phys.Anthropol.* 50 (2):155-168, 1979.

R. L. Sakaguchi, R. DeLong, M. R. Pintado. The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. *Dent.Mater.* 2:235-240, 1985.

N. Satou, A. M. Khan, K. Satou, J. Satou, H. Shintani, K. Wakasa, M. Yamaki. In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins. *J.Oral Rehabil.* 19 (1):31-37, 1992.

A. Scheibenbogen-Fuchsbrunner, J. Manhart, L. Kremers, K. H. Kunzelmann, R. Hickel. Two-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *Journal of Prosthetic Dentistry* 82 (4):391-397, 1999.

A. Scheibenbogen, J. Manhart, K. H. Kunzelmann, L. Kremers, C. Benz, R. Hickel. One-year clinical evaluation of composite fillings and inlays in posterior teeth. *Clin.Oral Investig.* 1 (2):65-70, 1997.

F. Shama, P. Sherman. Evaluation of some textural properties of foods with the instron universal testing machine. *Journal of Texture Studies* 4:344-353, 1973.

K. Shinkay, S. Suzuki, K. F. Leinfelder, Y. Katoh. How heat treatment and thermal cycling affect wear of composite resin inlays. *JADA* 125 (11):1467-1472, 1994.

K. Shinkay, S. Suzuki, K. F. Leinfelder, Y. Katoh. Effect of surface-penetrating sealant on wear resistance of luting agents. *Quintessence Int* 25 (11):767-771, 1994.

- A. P. Slagter, H. W. Van der Glas, F. Bosman, L. W. Olthoff. Force-deformation properties of artificial and natural foods for testing chewing efficiency. *J Prosthet Dent* 68 (5):790-799, 1992.
- A. P. Slagter, F. Bosman, A. Van der Bilt. Comminution of two artificial test foods by dentate and edentulous subjects. *J Oral Rehabil* 20:150-176, 1993.
- B. H. Smith. Patterns of molar wear in hunger-gatherers and agriculturalists. *Am.J Phys.Anthropol.* 63 (1):39-56, 1984.
- U. Soltész, B. Klaiber, B. Greiner. Abrieb von Füllungsmaterialien durch Nahrung. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 36:648-651, 1981.
- M. Z. Sulong, R. A. Aziz. Wear of materials used in dentistry: A review of the literature. *Journal of Prosthetic Dentistry* 63 (3):342-349, 1990.
- S. Suzuki, K. F. Leinfelder. Wear of enamel cusps opposed by posterior composite resin. *Quintessence Int* 24 (12):885-890, 1993.
- S. Suzuki, K. F. Leinfelder. An in vitro evaluation of a copolymerizable type of microfilled composite resin. *Quintessence Int* 25:59-64, 1994.
- S. Suzuki, K. F. Leinfelder, K. Shinkay. Wear resistance of resin cements. *Am J Dent* 8:83-87, 1995.
- S. Suzuki, C. F. Cox, K. F. Leinfelder, H. M. Snuggs, C. S. Powell. Ein neues System aus kopolymerisiertem Kompositkunststoff: Ein mehrphasige Einschätzung. *Int J Parodontol Rest Zahnheilkd* 15:467-479, 1995.
- S. Suzuki, K. F. Leinfelder, K. Kawai, Y. Tsuchitani. Effect of particle variation on wear rates of posterior composites. *Am.J Dent* 8 (4):173-178, 1995.
- S. Suzuki. In vitro wear of condensable resin composite restoratives. *J Dent Res* 78: 1999. (Abstract)
- A. Szczesniak. Classification of textural characteristics. *Journal of food science* 28:385-389, 1962.
- A. Szczesniak, D. H. Kleyn. Consumer awareness of texture and other food attributes. *Food Technology* (17):74-77, 1963.

- A. Szczesniak. General foods texture profile revisited - ten years perspective. *Journal of Texture Studies* 6:5-17, 1975.
- D. F. Taylor, S. C. Bayne, K. F. Leinfelder, S. Davis, G. C. Koch. Pooling of long-term clinical wear data for posterior composites. *Am J Dent* 7:167-174, 1994.
- M. F. Teaford. Is tooth wear a correlate of composite microwear? *J Prosthet Dent* 60 (3):400, 1988.
- M. F. Teaford, C. A. Tylenda. A New Approach to the Study of Tooth wear. *J Dent Res* 70 (3):204-207, 1991.
- A. Thexton, K. M. Hiiemae. The effect of Food Consistency upon Jaw Movement in the Macaque: A Cineradiographic Study. *J Dent Res* 76 (1):552-560, 1997.
- M. Tuominen, R. Tuominen. Tooth surface loss and associated factors among factory workers in Finland and Tanzania. *Community Dental Health* 9:143-150, 1992.
- M. J. Tyas, P. Wassenaar. Clinical evaluation of four composite resins in posterior teeth. Five- year results. *Aust.Dent J* 36 (5):369-373, 1991.
- van der Bijl P., J. de Waal, I. A. Botha, W. P. Dreyer. Assessment of occlusal tooth wear in vervet monkeys by reflex microscopy. *Arch.Oral Biol.* 34 (9):723-729, 1989.
- A. Van der Bilt, L. W. Olthoff, H. W. Van der Glas, K. Van der Weelen, F. Bosman. A mathematical description of the comminution of food during mastication in man. *Arch Oral Biol* 32 (8):579-586, 1987.
- A. Van der Bilt, H. W. Van der Glas, F. Bosman. A Computer Simulation of the Influence of Selection and Breakage of Food on the Chewing Efficiency of Human Mastication. *J Dent Res* 71 (3):458-465, 1991.
- V. J. Viohl, P. Gerhardt. [Water uptake and solubility of 3 filling plastic materials in relation to hardness tests and time]. *Dtsch.Zahnärztl.Z.* 30 (5):340-344, 1975.

J. S. Wang, C. S. Stohler. Textural Properties of Food Used in Studies of Mastication. *J Dent Res* 69 (9):1546-1550, 1990.

J. S. Wang, C. S. Stohler. Predicting foodstuff from jaw dynamics during masticatory crushing in man. *Arch Oral Biol* 36 (3):239-244, 1991.

R. W. Wassell, J. F. McCabe, A. W. Walls. Subsurface deformation associated with hardness measurements of mocomposites. *Dent.Mater.* 8 (7):218-223, 1992.

S. L. Wendt. The effect of heat used as secondary cure upon the physical properties of three composite resins. II. Wear, hardness, and color stability. *Quintessence Int* 18 (5):351-356, 1987.

S. L. Wendt, K. F. Leinfelder. Clinical evaluation of a posterior resin composite: 3-year results. *Am J Dent* 7:207-211, 1994.

R. J. Wilding. The association between chewing efficiency and occlusal contact area in man. *Arch Oral Biol* 38 (7):589-596, 1993.

G. Willems, P. Lambrechts, M. Braem, M. Vuylsteke-Wauters, G. Vanherle. The surface roughness of enamel-to-enamel contact areas compared with the intrinsic roughness of dental resin composites. *J Dent Res* 70 (9):1299-1305, 1991.

G. Willems, J. P. Celis, P. Lambrechts, M. Braem, J. R. Roos, G. Vanherle. In vitro vibrational wear under small displacements of dental materials opposed to annealed chromium-steelcounterbodies. *Dent.Mater.* 8 (11):338-344, 1992.

G. Willems, P. Lambrechts, M. Braem, J. P. Celis, G. Vanherle. A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent.Mater.* 8 (5):310-319, 1992.

G. Willems, P. Lambrechts, M. Braem, G. Vanherle. Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear. *J Dent* 21:74-78, 1993.

G. Willems, P. Lambrechts, E. Lesaffre, M. Braem, G. Vanherle. Three-year follow-up of five posterior composites: SEM study of differential wear. *J Dent* 21 (2):79-86, 1993.

T. W. Wilson, D. T. Turner. Characterization of Polydimethacrylates and their Composites by Dynamic Mechanical Analysis. *J Dent Res* 66 (5):1032-1035, 1987.

M. M. Winkler, E. P. Lautenschlager, A. Boghosian, E. H. Greener. An accurate and simple method for the measurement of dental composite wear. *J Oral Rehabil* 23:486-493, 1996.

M. M. Winkler, E. P. Lautenschlager, A. Boghosian, E. H. Greener. Visual versus mechanical wear measurement of dental composite resin. *J Oral Rehabil* 23:494-500, 1996.

H. W. Wiskott, U. C. Beiser. A rationale for a simplified occlusal design in restorative dentistry: Historical review and clinical guidelines. *Journal of Prosthetic Dentistry* 73:169-183, 1995.

W. Wu, E. E. Toth, J. F. Moffa, J. A. Ellison. Subsurface Damage Layer of in vivo Worn Dental Composite Restorations. *J Dent Res* 63 (5):675-680, 1984.

K. H. Zum Gahr. *Microstructure and wear of materials*, 1987.

## 6.2 Rohdaten

**Rohdaten der Texturversuche; Cerec: 1 = okklusale Morphologie, 2 = Zylinder; vmin: 1 = 0,1mm\*min<sup>-1</sup>, 2 = 99,9 mm\*min<sup>-1</sup>; test food: 1 = Haselnuß natur, 2 = Haselnuß gebrannt, 3 = Crunchy Nut Corn Flakes, 4 = Wick Bonbon, 5 = Zwieback, 6 = Popcornmais; IBF = initiale Bruchkraft [N]; MBF = maximale Bruchkraft [N]; IFB = initialer Kraftanstieg [N/s]; T1 = Zeit bis IBF [s]; T2 = Zeit bis MBF [s]; TCT = Gesamtdauer des Versuchslaufes [s]; TL = Zeitliche Position**

CEREC	vmin	test food	IBF	MBF	T1	T2	TCT	IFB	T2/TCT = TL
0	1	1	66,65	99,8	227,32	518,32	518,32	0,293199015	1
0	1	1	85,63	145,26	210,95	662,98	662,98	0,405925575	1
0	1	1	64,43	418,5	134,11	559,29	559,29	0,480426516	1
0	1	1	67,77	430,4	89,17	480,84	480,84	0,760008972	1
0	1	1	58,08	350,6	58,05	432,21	432,21	1,000516796	1
0	1	1	86,39	267,4	78,05	361,19	361,19	1,10685458	1
0	1	1	50,18	132,06	81,74	379,77	379,77	0,613897724	1
0	1	1	53,6	173,35	106,61	389,98	389,98	0,502767095	1
0	1	1	69,17	325,1	76,37	429,76	429,76	0,905722142	1
0	1	1	59,99	311,2	86,14	427,78	427,78	0,696424425	1
0	1	1	86,93	295,6	81,54	428,61	428,61	1,066102526	1
0	1	1	69,82	254,1	66,55	427,02	427,02	1,049135988	1
0	1	1	57,07	270,6	57,17	425,39	425,39	0,998250831	1
0	1	1	44,66	184,33	59,44	426,62	426,62	0,751345895	1
0	1	1	105,51	511,4	115	332,18	332,18	0,917478261	1
0	1	1	61,78	307,4	75,3	364,43	364,43	0,820451527	1
0	1	1	61,78	322	54,31	343,93	343,93	1,13754373	1
0	1	4	343,9	343,9	56,31	56,31	56,31	6,107263364	1
0	1	4	209,13	209,13	42,81	42,81	42,81	4,885073581	1

0	1	4	120,14	145,91	26,78	36,28	36,28	4,486183719	1
0	1	4	134,32	134,32	25,67	25,67	25,67	5,232567199	1
0	1	4	444,9	444,9	74,17	74,17	74,17	5,998382095	1
0	1	4	529	529	84,87	84,87	84,87	6,233062331	1
0	1	4	245,4	245,4	43,24	43,24	43,24	5,675300648	1
0	1	4	508,4	508,4	77,54	77,54	77,54	6,55661594	1
0	1	4	188,2	188,2	35,81	35,81	35,81	5,255515219	1
0	1	4	463,7	463,7	85,69	85,69	85,69	5,411366554	1
0	1	4	292,8	292,8	64,04	64,04	64,04	4,572142411	1
0	1	4	480	480	87,43	87,43	87,43	5,490106371	1
0	1	4	214,36	214,36	32,62	32,62	32,62	6,571428571	1
0	1	3	7,59	9,38	89,7	208,34	208,34	0,084615385	1
0	1	3	4,06	22,85	30,32	82,99	82,99	0,133905013	1
0	1	3	4,35	44,56	25,07	206,93	206,93	0,17351416	1
0	1	3	5,59	41,31	9,41	164,19	164,19	0,594048884	1
0	1	3	7,26	98,31	95,63	160,67	160,67	0,075917599	1
0	1	3	11,09	35,74	8,23	112,91	112,91	1,347509113	1
0	1	3	5,48	66,86	14,16	210,41	210,41	0,38700565	1
0	1	3	14,82	98,65	50,23	129,98	129,98	0,295042803	1
0	1	3	4,27	45,96	27,85	205,97	205,97	0,153321364	1
0	1	3	4,05	99,58	4,15	116,25	116,25	0,975903614	1
0	1	3	13,29	77,73	18,12	183,17	183,17	0,733443709	1
0	1	3	5,09	85,79	84,91	173,01	173,01	0,059945825	1
0	1	3	6,76	16,27	25,39	149,36	149,36	0,266246554	1
0	1	3	10,74	81,13	7,12	103,18	103,18	1,508426966	1
0	0	1	192,4	760	2,14	5,43	5,43	89,90654206	1
0	0	1	59,8	262,5	0,72	4,34	4,34	83,05555556	1
0	0	1	49,1	77,2	0,41	4,14	4,25	119,7560976	0,974117647
0	0	1	121,3	262	1,64	4,39	4,39	73,96341463	1
0	0	1	65,3	94,2	0,28	4,29	4,29	233,2142857	1
0	0	1	73,5	119,9	0,5	4,34	4,34	147	1

0	0	1	102,3	429,8	0,55	4,34	4,34	186	1
0	0	1	84	330	0,49	4,28	4,28	171,4285714	1
0	0	1	81,1	110	0,82	1,31	1,75	98,90243902	0,748571429
0	0	1	35,5	59	0,33	1,21	1,21	107,5757576	1
0	0	1	88,8	165,8	3,84	6,92	6,92	23,125	1
0	0	1	58,3	104,5	0,47	4,15	4,15	124,0425532	1
0	0	1	64,8	135,2	1,25	4,33	4,33	51,84	1
0	0	1	88,1	396,8	0,87	4,33	4,33	101,2643678	1
0	0	1	67,2	126	1,51	4,15	4,15	44,50331126	1
0	0	1	57,8	73,6	0,99	3,68	3,68	58,38383838	1
0	0	3	1,7	2,4	0,04	0,48	0,48	42,5	1
0	0	3	32,7	32,7	0,87	0,87	0,87	37,5862069	1
0	0	3	3,1	13,7	0,07	0,67	0,67	44,28571429	1
0	0	3	2,45	2,57	0,32	1,03	1,03	7,65625	1
0	0	3	2,9	8,63	0,08	0,96	0,96	36,25	1
0	0	3	1,21	1,21	0,88	0,88	0,99	1,375	0,888888889
0	0	3	2,89	2,89	0,04	0,04	0,97	72,25	0,041237113
0	0	3	0,62	1,6	0,27	0,77	0,93	2,296296296	0,827956989
0	0	3	5,9	5,9	0,84	0,84	0,84	7,023809524	1
0	0	3	2,33	2,33	0,04	0,04	1,08	58,25	0,037037037
0	0	3	2,01	2,2	0,09	0,47	0,85	22,33333333	0,552941176
0	0	3	2,55	2,55	0,39	0,39	0,99	6,538461538	0,393939394
0	0	3	1,22	1,96	0,13	0,86	0,97	9,384615385	0,886597938
0	0	3	1,96	1,96	0,17	0,17	0,66	11,52941176	0,257575758
0	0	5	26,21	28,69	0,5	0,94	4,07	52,42	0,230958231
0	0	5	26,38	34,1	0,71	4,06	4,06	37,15492958	1
0	0	5	30,29	30,29	1,04	1,04	4	29,125	0,26
0	0	5	31,97	31,97	1,51	1,51	3,87	21,17218543	0,390180879
0	0	5	30,62	30,62	0,39	0,39	3,85	78,51282051	0,101298701
0	0	5	16,58	17,27	0,82	1,59	3,57	20,2195122	0,445378151
0	0	5	16,45	30,37	0,16	1,37	1,54	102,8125	0,88961039

0	0	5	46,59	46,59	0,93	0,93	1,26	50,09677419	0,738095238
0	0	5	36,95	36,95	0,38	0,38	1,37	97,23684211	0,277372263
0	0	5	41,77	41,77	0,94	0,94	1,49	44,43617021	0,630872483
0	0	5	26,42	26,42	0,77	0,77	3,84	34,31168831	0,200520833
0	0	5	32,54	42,18	0,6	1,09	1,96	54,23333333	0,556122449
0	0	5	31,19	31,19	0,66	0,66	3,14	47,25757576	0,210191083
0	0	5	30,82	30,82	0,66	0,66	3,13	46,6969697	0,21086262
0	0	5	25,78	26,77	0,82	1,26	3,62	31,43902439	0,348066298
0	0	2	73,96	132,28	0,61	3,79	3,79	121,2459016	1
0	0	2	63,7	103,8	0,55	2,8	3,9	115,8181818	0,717948718
0	0	2	35,37	43,65	0,38	0,71	3,9	93,07894737	0,182051282
0	0	2	84,37	84,37	0,72	0,72	3,79	117,1805556	0,189973615
0	0	2	40,78	55,24	0,5	3,9	3,9	81,56	1
0	0	2	58,53	58,53	0,5	0,5	3,74	117,06	0,13368984
0	0	2	60,54	60,54	0,55	0,55	3,84	110,0727273	0,143229167
0	0	2	75,57	75,57	0,22	0,22	3,68	343,5	0,059782609
0	0	2	83,74	90,82	0,66	3,9	3,9	126,8787879	1
0	0	2	48,07	88,91	0,66	3,73	3,73	72,83333333	1
0	0	2	69,51	126,26	0,54	3,68	3,68	128,7222222	1
0	0	2	74,44	127,1	0,77	3,79	3,79	96,67532468	1
0	0	2	14,29	84,2	0,28	3,79	3,79	51,03571429	1
0	0	2	17,69	87,85	0,28	3,74	3,74	63,17857143	1
0	0	2	81,45	81,45	0,83	0,83	3,85	98,13253012	0,215584416
0	0	4	500,2	500,2	0,11	0,11	0,33	4547,272727	0,333333333
0	0	4	649,9	649,9	0,44	0,44	0,44	1477,045455	1
0	0	4	660,8	660,8	0,27	0,27	0,27	2447,407407	1
0	0	4	146,73	146,73	0,22	0,22	0,33	666,9545455	0,666666667
0	0	4	658,6	658,6	0,49	0,49	0,49	1344,081633	1
0	0	4	168,3	168,3	0,33	0,33	0,33	510	1
0	0	4	428,5	428,5	0,33	0,33	0,33	1298,484848	1
0	0	4	270,7	270,7	0,33	0,33	0,33	820,3030303	1

0	0	4	186,51	186,51	0,27	0,27	0,6	690,7777778	0,45
0	0	4	170,71	170,71	0,22	0,22	0,22	775,9545455	1
0	0	4	162,9	162,9	0,33	0,33	0,33	493,6363636	1
0	0	4	240,18	306,7	0,11	0,44	0,44	2183,454545	1
0	0	4	451,3	451,3	0,22	0,22	0,33	2051,363636	0,666666667
0	0	4	153,82	153,82	0,11	0,11	0,22	1398,363636	0,5
0	0	4	482,7	482,7	0,44	0,44	0,44	1097,045455	1
0	0	6	128,08	630	0,11	2,09	2,09	1164,363636	1
0	0	6	94,88	110,17	0,11	1,71	2,03	862,5454545	0,842364532
0	0	6	107,14	462,1	0,05	2,08	2,08	2142,8	1
0	0	6	87,41	211,23	0,17	2,04	2,04	514,1764706	1
0	0	6	129,25	129,25	0,11	0,11	2,14	1175	0,051401869
0	0	6	221,42	1150,6	0,44	2,14	2,14	503,2272727	1
0	0	6	242,79	1143,7	0,22	2,14	2,14	1103,590909	1
0	0	6	233,25	580,2	0,06	2,14	2,14	3887,5	1
0	0	6	122,48	139,49	0,49	2,14	2,14	249,9591837	1
0	0	6	129,4	896,7	0,22	2,2	2,2	588,1818182	1
0	0	6	184,56	569,4	0,11	2,2	2,2	1677,818182	1
0	0	6	132,61	132,61	0,05	0,05	0,82	2652,2	0,06097561
0	0	6	218,73	913,8	0,11	1,98	1,98	1988,454545	1
0	0	6	133,52	688,7	0,11	2,14	2,14	1213,818182	1
1	0	6	300,8	300,8	0,44	0,44	1,59	683,6363636	0,27672956
1	0	6	74,41	159,05	0,11	0,55	1,54	676,4545455	0,357142857
1	0	6	540,8	540,8	0,6	0,6	0,6	901,3333333	1
1	0	6	137,88	137,88	0,17	0,17	1,65	811,0588235	0,103030303
1	0	6	117,4	173,34	0,22	1,59	1,59	533,6363636	1
1	0	6	146,91	146,91	0,27	0,27	1,59	544,1111111	0,169811321
1	0	6	205,11	205,11	0,16	0,16	1,48	1281,9375	0,108108108
1	0	6	200,86	200,86	0,28	0,28	1,65	717,3571429	0,16969697
1	0	6	252,2	252,2	0,43	0,43	0,54	586,5116279	0,796296296
1	0	6	112,53	112,53	0,22	0,22	1,59	511,5	0,13836478

1	0	6	175,38	191,75	0,17	0,66	1,54	1031,647059	0,428571429
1	0	6	205,72	205,72	0,17	0,17	1,54	1210,117647	0,11038961
1	0	6	381,1	404,8	0,38	0,6	0,82	1002,894737	0,731707317
1	0	6	143,13	239,18	0,22	1,54	1,54	650,5909091	1
1	0	6	146,09	146,09	0,33	0,33	1,54	442,6969697	0,214285714
1	0	2	82,82	83,65	0,66	1,21	4,45	125,4848485	0,271910112
1	0	2	68,23	68,23	1,48	1,48	1,48	46,10135135	1
1	0	2	85,6	85,6	1,05	1,05	4,67	81,52380952	0,2248394
1	0	2	50,5	50,5	0,72	0,72	4,56	70,13888889	0,157894737
1	0	2	23,61	48,1	0,06	0,83	4,56	393,5	0,182017544
1	0	2	15,01	80,19	0,11	1,38	4,56	136,4545455	0,302631579
1	0	2	84,48	84,48	0,94	0,94	4,51	89,87234043	0,208425721
1	0	2	10,51	64,39	0,16	1,42	4,5	65,6875	0,315555556
1	0	2	62,47	62,47	0,99	0,99	4,45	63,1010101	0,22247191
1	0	2	55,08	55,08	0,71	0,71	4,5	77,57746479	0,157777778
1	0	2	54,03	54,03	1,15	1,15	4,33	46,9826087	0,265588915
1	0	2	75,11	75,11	1,49	1,49	5,17	50,40939597	0,288201161
1	0	2	27,17	82,27	0,22	3,57	4,34	123,5	0,822580645
1	0	2	9,08	54,07	0,11	1,59	4,39	82,54545455	0,362186788
1	0	2	100,83	100,83	0,88	0,88	4,4	114,5795455	0,2
1	0	4	137,59	137,59	0,44	0,44	2,91	312,7045455	0,151202749
1	0	4	178,73	178,73	0,39	0,39	2,64	458,2820513	0,147727273
1	0	4	216,06	216,06	0,77	0,77	2,91	280,5974026	0,264604811
1	0	4	145,74	145,74	0,33	0,33	2,86	441,6363636	0,115384615
1	0	4	149,48	149,48	0,44	0,44	2,86	339,7272727	0,153846154
1	0	4	111,16	111,16	0,33	0,33	2,8	336,8484848	0,117857143
1	0	4	117,36	117,36	0,16	0,16	2,74	733,5	0,058394161
1	0	4	89,32	93,25	0,22	0,72	2,8	406	0,257142857
1	0	4	118,2	133,04	0,38	0,93	2,8	311,0526316	0,332142857
1	0	4	155,6	155,6	0,44	0,44	2,69	353,6363636	0,163568773
1	0	4	163,86	163,86	0,44	0,44	2,8	372,4090909	0,157142857

1	0	4	50,74	97,39	0,16	0,71	2,74	317,125	0,259124088
1	0	4	165,7	165,7	0,44	0,44	2,64	376,5909091	0,166666667
1	0	4	135,64	135,64	0,22	0,22	2,64	616,5454545	0,083333333
1	0	4	138,16	138,16	0,28	0,28	2,75	493,4285714	0,101818182
1	0	1	63,52	84	0,93	2,03	4,01	68,30107527	0,506234414
1	0	1	71,72	71,72	0,94	0,94	4,01	76,29787234	0,234413965
1	0	1	86,44	86,44	1,32	1,32	3,95	65,48484848	0,334177215
1	0	1	43	50,05	1,15	4,01	4,01	37,39130435	1
1	0	1	68,81	74,48	0,6	1,15	4,06	114,6833333	0,283251232
1	0	1	80,27	80,27	1,37	1,37	3,9	58,59124088	0,351282051
1	0	1	66,36	108,21	0,94	2,09	3,96	70,59574468	0,527777778
1	0	1	108,45	123,45	1,2	1,92	3,9	90,375	0,492307692
1	0	1	36,45	36,45	0,39	0,39	3,13	93,46153846	0,124600639
1	0	1	69,61	69,61	0,66	0,66	4,01	105,469697	0,164588529
1	0	1	101,11	101,11	0,83	0,83	4,01	121,8192771	0,206982544
1	0	1	79,16	79,16	0,88	0,88	4,01	89,95454545	0,219451372
1	0	1	81,86	81,86	0,6	0,6	4,01	136,4333333	0,149625935
1	0	1	67,07	67,07	1,04	1,04	3,96	64,49038462	0,262626263
1	0	1	77,54	77,54	1,48	1,48	14,5	52,39189189	0,102068966
1	0	5	20,48	25,92	0,72	1,43	2,8	28,44444444	0,510714286
1	0	5	30,11	30,11	0,71	0,71	2,8	42,4084507	0,253571429
1	0	5	15,5	15,5	0,72	0,72	2,75	21,52777778	0,261818182
1	0	5	17,68	17,68	0,72	0,72	2,8	24,55555556	0,257142857
1	0	5	13,09	14,44	0,72	1,21	2,7	18,18055556	0,448148148
1	0	5	26,61	26,61	0,82	0,82	2,8	32,45121951	0,292857143
1	0	5	24,46	26,74	1,26	1,75	2,69	19,41269841	0,650557621
1	0	5	18,22	18,22	0,77	0,77	2,69	23,66233766	0,286245353
1	0	5	33,47	34,46	1,27	1,76	2,7	26,35433071	0,651851852
1	0	5	19,81	24,51	0,72	1,21	2,7	27,51388889	0,448148148
1	0	5	30,89	30,89	1,98	1,98	2,74	15,6010101	0,722627737
1	0	5	26,45	26,45	1,48	1,48	2,64	17,87162162	0,560606061

1	0	5	16,27	22,6	0,71	1,21	2,69	22,91549296	0,449814126
1	0	5	13,32	16,85	0,82	1,43	2,58	16,24390244	0,554263566
1	0	5	38,04	38,04	1,16	1,16	2,75	32,79310345	0,421818182
1	0	3	1,58	4,41	0,11	0,5	0,94	14,36363636	0,531914894
1	0	3	7,57	13,18	0,49	0,82	0,87	15,44897959	0,942528736
1	0	3	3,52	3,52	0,28	0,28	1,05	12,57142857	0,266666667
1	0	3	3,57	3,57	0,66	0,66	1,1	5,409090909	0,6
1	0	3	6,65	6,65	0,55	0,55	0,99	12,09090909	0,555555556
1	0	3	6,61	6,61	0,27	0,27	1,15	24,48148148	0,234782609
1	0	3	6,2	6,2	0,22	0,22	0,99	28,18181818	0,222222222
1	0	3	9,78	9,78	0,22	0,22	0,98	44,45454545	0,224489796
1	0	3	1,24	1,79	0,55	0,82	0,93	2,254545455	0,88172043
1	0	3	2,08	5,29	0,11	0,44	1,1	18,90909091	0,4
1	0	3	2,73	5,48	0,11	1,05	1,05	24,81818182	1
1	0	3	6,85	10,75	0,11	0,83	0,83	62,27272727	1
1	0	3	1,71	5,62	0,11	0,82	0,82	15,54545455	1
1	0	3	5,61	5,61	0,16	0,16	0,93	35,0625	0,172043011

**Rohdaten der Kausimulation; Komposit: 1=Tetric Ceram, 2=Solitaire, 3=Heliomolar, 4=Definite, 5=Ariston; Slurry: 1=Wasser, 2=Hirsesuspension**

KAM-MER	ZYKLEN	NDEF	MIN	MEAN	Q10	Q50	AVOL_TOT	KOMPOSIT	SLURRY
1	6000	1187	-42	-18	-35	-17	-18104000	01	01
1	10000	2215	-61	-23	-48	-21	-28562000	01	01
1	30000	4694	-92	-30	-73	-23	-79388000	01	01
1	50000	4248	-104	-46	-92	-44	-107510000	01	01
2	6000	1792	-44	-14	-36	-9	-20699000	01	01
2	10000	2202	-58	-25	-50	-25	-30851000	01	01
2	30000	3789	-90	-37	-74	-35	-77612000	01	01
2	50000	4727	-97	-36	-81	-30	-93480000	01	01
3	6000	1649	-47	-16	-35	-13	-21390000	01	01
3	10000	3095	-58	-19	-46	-13	-32114000	01	01
3	30000	4251	-89	-31	-74	-26	-73794000	01	01
3	50000	4691	-109	-40	-88	-37	-105550000	01	01
4	6000	1910	-43	-11	-29	-7	-17007000	01	01
4	10000	2326	-54	-19	-44	-18	-25136000	01	01
4	30000	4007	-90	-33	-75	-28	-73000000	01	01
4	50000	4906	-105	-39	-87	-33	-105150000	01	01
5	50000	9418	-206	-84	-180	-79	-440940000	01	01
6	50000	9352	-223	-98	-197	-97	-509020000	01	01
7	50000	10074	-222	-91	-195	-86	-509840000	01	01
8	50000	9044	-206	-84	-177	-80	-420150000	01	01
1	6000	6359	-113	-50	-92	-41	-177440000	01	02
1	10000	14066	-128	-21	-75	-9	-242930000	01	02
1	30000	8663	-220	-104	-197	-102	-500960000	01	02
1	50000	11136	-272	-120	-240	-117	-743430000	01	02

2	6000	6110	-129	-54	-104	-50	-183810000	01	02
2	10000	4536	-172	-82	-152	-81	-311160000	01	02
2	30000	11817	-271	-116	-236	-112	-761430000	01	02
2	50000	12290	-312	-139	-274	-137	-952470000	01	02
3	6000	5554	-147	-63	-116	-59	-193840000	01	02
3	10000	4731	-182	-84	-152	-82	-330200000	01	02
3	30000	10996	-289	-129	-249	-126	-787610000	01	02
3	50000	13417	-352	-153	-308	-149	-1142000000	01	02
4	6000	3669	-77	-27	-56	-26	-55724000	01	02
4	10000	2890	-96	-38	-84	-35	-91369000	01	02
4	30000	7401	-173	-71	-148	-63	-294020000	01	02
4	50000	9246	-204	-77	-171	-66	-394870000	01	02
5	50000	10585	-199	-76	-172	-66	-445520000	01	02
6	50000	5540	-389	-166	-341	-161	-1431000000	01	02
7	50000	10954	-257	-106	-220	-101	-645770000	01	02
8	50000	9705	-226	-97	-199	-94	-521620000	01	02
1	6000	5448	-120	-55	-102	-51	-167640000	02	02
1	10000	5829	-138	-65	-121	-62	-209460000	02	02
1	30000	6067	-163	-83	-131	-86	-421280000	02	02
1	50000	10428	-235	-101	-207	-96	-584010000	02	02
2	6000	4235	-75	-32	-64	-28	-75285000	02	02
2	10000	5510	-106	-46	-90	-40	-141880000	02	02
2	30000	6245	-217	-94	-187	-89	-491230000	02	02
2	50000	10789	-251	-112	-222	-109	-671590000	02	02
3	6000	3636	-78	-32	-64	-32	-65319000	02	02
3	10000	5824	-123	-55	-109	-53	-176740000	02	02
3	30000	6387	-210	-96	-189	-91	-514220000	02	02
3	50000	9386	-246	-128	-219	-131	-669840000	02	02
4	6000	3848	-87	-42	-76	-39	-89884000	02	02
4	10000	4206	-105	-53	-92	-51	-123480000	02	02
4	30000	4677	-171	-83	-152	-78	-324790000	02	02

4	50000	7975	-189	-85	-167	-81	-375780000	02	02
5	50000	12592	-319	-155	-285	-155	-1082900000	02	02
6	50000	15361	-425	-203	-380	-203	-1737400000	02	02
7	50000	12294	-330	-155	-293	-155	-1061700000	02	02
8	50000	9226	-240	-110	-209	-107	-562920000	02	02
1	6000	3887	-57	-23	-47	-17	-49838000	02	01
1	10000	2293	-77	-35	-65	-31	-66694000	02	01
1	30000	5274	-130	-59	-114	-58	-171820000	02	01
1	50000	7507	-178	-75	-154	-71	-312070000	02	01
2	6000	2989	-51	-23	-43	-21	-37709000	02	01
2	10000	3531	-85	-39	-73	-31	-116310000	02	01
2	30000	5672	-125	-55	-109	-53	-172950000	02	01
2	50000	7482	-168	-76	-149	-73	-314430000	02	01
3	6000	2365	-53	-27	-47	-25	-34920000	02	01
3	10000	2518	-73	-33	-60	-28	-69566000	02	01
3	30000	4124	-98	-45	-85	-44	-103490000	02	01
3	50000	6336	-128	-55	-113	-52	-194850000	02	01
4	6000	2170	-57	-27	-47	-25	-32777000	02	01
4	10000	2350	-71	-30	-56	-24	-58717000	02	01
4	30000	4198	-96	-40	-81	-39	-92842000	02	01
4	50000	5770	-136	-59	-116	-57	-187940000	02	01
5	50000	7794	-185	-82	-160	-79	-357350000	02	01
6	50000	7399	-207	-85	-148	-80	-347910000	02	01
7	50000	6686	-146	-63	-127	-59	-233750000	02	01
8	50000	4479	-296	-139	-245	-133	-345690000	02	01
1	6000	4261	-126	-52	-107	-46	-184730000	03	02
1	10000	5222	-169	-70	-147	-64	-303930000	03	02
1	30000	7094	-270	-111	-229	-104	-658850000	03	02
1	50000	9694	-305	-117	-261	-96	-947210000	03	02
2	6000	4311	-125	-50	-105	-44	-180020000	03	02
2	10000	4856	-161	-68	-139	-63	-274160000	03	02

2	30000	6588	-224	-91	-197	-82	-500490000	03	02
2	50000	7567	-283	-115	-239	-107	-726170000	03	02
3	6000	4537	-138	-54	-113	-46	-205880000	03	02
3	10000	5146	-166	-69	-146	-63	-296090000	03	02
3	30000	7022	-250	-104	-218	-96	-607830000	03	02
3	50000	7525	-298	-133	-258	-130	-836890000	03	02
4	6000	3330	-107	-46	-92	-42	-128560000	03	02
4	10000	4548	-144	-58	-124	-53	-221390000	03	02
4	30000	6304	-207	-84	-183	-74	-444180000	03	02
4	50000	6368	-249	-103	-213	-96	-549820000	03	02
5	50000	14448	-276	-98	-236	-81	-791150000	03	02
6	50000	15722	-321	-120	-278	-105	-1050200000	03	02
7	50000	10746	-236	-102	-208	-98	-608990000	03	02
8	50000	11424	-283	-125	-245	-123	-794570000	03	02
1	50000	2426	-39	-17	-31	-17	-22785000	03	01
2	50000	2843	-47	-23	-41	-23	-35869000	03	01
3	50000	2426	-48	-22	-39	-22	-29207000	03	01
4	50000	3261	-49	-16	-39	-14	-29302000	03	01
5	50000	2058	-33	-15	-27	-15	-17249000	03	01
6	50000	6292	-44	-9	-31	-3	-31727000	03	01
7	50000	7151	-47	-9	-31	-4	-36114000	03	01
8	50000	3354	-48	-19	-40	-16	-35183000	03	01
1	6000	5836	-103	-44	-85	-37	-141880000	04	02
1	10000	7959	-128	-50	-108	-39	-223290000	04	02
1	30000	9035	-186	-77	-162	-65	-389480000	04	02
1	50000	9533	-231	-101	-199	-96	-534240000	04	02
2	6000	3229	-38	-19	-28	-19	-34971000	04	02
2	10000	5637	-80	-32	-66	-25	-101820000	04	02
2	30000	8421	-160	-63	-131	-50	-293870000	04	02
2	50000	8785	-205	-89	-178	-84	-433990000	04	02
3	6000	6961	-109	-48	-92	-39	-186170000	04	02

3	10000	7807	-130	-53	-107	-43	-232050000	04	02
3	30000	7905	-187	-89	-166	-84	-392270000	04	02
3	50000	10866	-229	-93	-199	-82	-564320000	04	02
4	6000	4937	-90	-44	-77	-38	-119640000	04	02
4	10000	5795	-117	-49	-99	-44	-157230000	04	02
4	30000	8881	-209	-90	-184	-84	-445860000	04	02
4	50000	11128	-289	-126	-254	-122	-780820000	04	02
5	50000	9352	-219	-93	-185	-90	-481200000	04	02
6	50000	11751	-290	-132	-256	-130	-859840000	04	02
7	50000	8449	-164	-64	-139	-54	-300580000	04	02
8	50000	8884	-201	-85	-174	-80	-420610000	04	02
1	6000	1892	-40	-12	-26	-9	-18558000	04	01
1	10000	2119	-51	-19	-38	-18	-33516000	04	01
1	30000	3112	-97	-45	-82	-39	-116690000	04	01
1	50000	5536	-112	-47	-94	-42	-143370000	04	01
2	10000	1954	-31	-15	-25	-13	-23882000	04	01
2	30000	3092	-75	-27	-63	-22	-70845000	04	01
2	50000	5832	-95	-38	-81	-31	-124710000	04	01
3	6000	1527	-46	-19	-37	-18	-24099000	04	01
3	10000	2249	-48	-15	-39	-10	-27312000	04	01
3	30000	2763	-110	-60	-100	-61	-137720000	04	01
3	50000	5883	-121	-49	-101	-42	-161080000	04	01
4	6000	1451	-48	-23	-39	-22	-27582000	04	01
4	10000	2778	-49	-17	-38	-13	-39478000	04	01
4	30000	2240	-88	-41	-74	-43	-75860000	04	01
4	50000	4543	-91	-37	-78	-33	-93816000	04	01
5	50000	4947	-101	-42	-86	-39	-116030000	04	01
6	50000	4812	-104	-47	-90	-45	-126020000	04	01
7	50000	4707	-104	-44	-87	-43	-116300000	04	01
8	50000	5202	-102	-40	-86	-32	-116790000	04	01
1	6000	2736	-68	-29	-57	-26	-66130000	05	02

1	10000	3162	-90	-36	-76	-34	-96149000	05	02
1	30000	5821	-190	-81	-164	-73	-393500000	05	02
1	50000	10608	-245	-113	-217	-105	-668440000	05	02
2	6000	2900	-89	-42	-72	-41	-100510000	05	02
2	10000	4037	-117	-51	-100	-45	-170460000	05	02
2	30000	6240	-179	-71	-153	-59	-367340000	05	02
2	50000	11577	-242	-100	-206	-84	-645350000	05	02
3	6000	2646	-94	-42	-72	-41	-93689000	05	02
3	10000	4296	-134	-62	-117	-57	-222040000	05	02
3	30000	7498	-206	-85	-173	-70	-528980000	05	02
3	50000	12244	-259	-108	-226	-97	-737290000	05	02
4	6000	2322	-119	-50	-84	-47	-96749000	05	02
4	10000	3918	-132	-55	-114	-51	-180910000	05	02
4	30000	5711	-220	-104	-194	-103	-494920000	05	02
4	50000	10678	-265	-119	-234	-117	-705590000	05	02
5	50000	10337	-239	-106	-213	-101	-606930000	05	02
6	50000	10793	-260	-113	-226	-109	-677820000	05	02
7	50000	8894	-222	-100	-194	-98	-495390000	05	02
8	50000	12141	-312	-145	-279	-144	-978170000	05	02
1	6000	1789	-51	-22	-38	-23	-22376000	05	01
1	10000	2371	-54	-25	-47	-26	-33447000	05	01
1	30000	5506	-111	-29	-79	-22	-89367000	05	01
1	50000	3560	-123	-53	-104	-51	-158450000	05	01
2	6000	2225	-62	-29	-53	-27	-35314000	05	01
2	10000	3086	-79	-36	-68	-35	-61030000	05	01
2	30000	6386	-138	-41	-104	-32	-146700000	05	01
2	50000	4144	-148	-68	-130	-66	-234740000	05	01
3	6000	2638	-71	-37	-61	-36	-53581000	05	01
3	10000	3031	-84	-37	-67	-34	-61692000	05	01
3	30000	5661	-124	-43	-100	-41	-136950000	05	01
3	50000	4203	-151	-66	-129	-64	-232030000	05	01

4	6000	2645	-74	-36	-61	-37	-52547000	05	01
4	10000	3462	-87	-41	-73	-40	-78123000	05	01
4	30000	5217	-126	-50	-105	-48	-144050000	05	01
4	50000	3765	-139	-65	-123	-65	-205360000	05	01
5	50000	6097	-136	-60	-120	-58	-202860000	05	01
6	50000	6260	-154	-72	-133	-72	-249650000	05	01
7	50000	5483	-123	-55	-107	-53	-167610000	05	01
8	50000	5284	-127	-60	-112	-59	-175270000	05	01

## **6.3 Verwendete Geräte und Materialien**

### **6.3.1 Vorversuche**

- Universalprüfmaschine und Software qts von QuickTest Prüfpartner GmbH, 40764 Langenfeld
- Kraftmeßdosen mit den Meßbereichen 100 und 2500 N von Maywood Instruments Ltd., Basingstoke Hants, England
- CEREC-System von Sirona Dental Systems GmbH, 64625 Bensheim
- naturbelassene Haselnüsse: RIO, Handelsmarken GmbH, 77656 Offenburg
- gebrannte Haselnüsse: Frühlingsfest München
- Zwieback: Burger GmbH, 39288 Burg
- Kellogg's Crunchy Nut Corn Flakes: Kellogg GmbH, 28217 Bremen
- Wick Ananas Hustenbonbons, Wick Pharma, 65823 Schwalbach
- Popcornmais: Seeberger KG, 89025 Ulm

### 6.3.2 Kausimulation

- Kausimulator München III von Willytec, München
- Degussitkugeln aus  $\text{Al}_2\text{O}_3$ -Keramik: FRIATEC AG, FRIALIT-DEGUSSIT, 68229 Mannheim
- Nassschleifpapier VP 100, LECO, Kirchheim, Deutschland
- Matrizenband: Frasaco, 88069 Tettnang
- Variolink, Tetric Ceram, Heliomolar RO und Ariston pHc von Ivoclar Vivadent, 73471 Ellwangen
- Solitaire von Heraeus Kulzer, 41538 Dormagen
- Definite: Degussa Dental, 63457 Hanau-Wolfgang
- Rocatec, Espe-Sil, Permadyne Penta und Permadyne Garant von 3M ESPE, 82229 Seefeld
- Bewässerungskupplungen Gardena Micro-drip-System Kreuzstück 1334-20, 4,6 mm 3/6'', GARDENA Holding AG, 89079 Ulm
- Membranpumpen von Conrad Elektronik GmbH, 92240 Hirschau

## **6.4 Danksagung**

Die praktischen Versuche wurden an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie and Ludwig-Maximilians-Universität München durchgeführt.

Bei Herrn Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel möchte ich mich für die Bereitstellung der Arbeitsmittel, Geräte und Räumlichkeiten herzlich bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. med. dent. Karl-Heinz Kunzelmann, der mir das Thema dieser Dissertation zu Verfügung gestellt und mich während der Anfertigung jederzeit hervorragend betreut und unterstützt hat.

Weiterhin möchte ich mich bei Frau Eva Köbele bedanken, die viel Zeit investiert hat, mich bei der Durchführung der praktischen Versuche zu unterstützen. Von ihr wurden freundlicherweise die Abbildungen 8, 9, 11, 12, 14, und 15 zur Verfügung gestellt.

Außerdem danke ich den Mitarbeitern der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, besonders Herrn Thomas Obermeier (Abbildungen 18 – 21) und Herrn Wolfram Gloger für die Unterstützung bei Computer- und Softwareproblemen sowie Herrn Dr. G. Hamm für die Hilfe bei der statistischen Auswertung der Ergebnisse.

Zum Schluss möchte ich meinen Eltern und meinem Freund Andreas Engelhart für die große Unterstützung während des Studiums und dieser Arbeit danken.

## 6.5 Lebenslauf

Geboren am 05.07.1975 in Augsburg, Eltern Anna Elisabeth und Manfred Mair

Herbst 1981 bis Sommer 1985 Besuch der Luitpold-Volksschule in Augsburg

Herbst 1985 bis Sommer 1994 Besuch des Peutingen-Gymnasiums Augsburg,  
Neusprachlicher Zweig

1. Juli 1994 Abiturprüfung

1994 bis 2000 Studium der Zahnheilkunde an der Ludwig-Maximilians-  
Universität München

März bis Juli 2000 Zahnärztliche Prüfung

Erteilung der Approbation als Zahnarzt am 18. August 2000

September 2000 bis August 2002 Assistent in der Praxis Dr. J. Haubner in Neu-  
burg an der Donau

Seit September 2002 Assistent in der Praxis Dr. A. Miller in Bobingen

Familienstand: ledig