Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie
der Universität Erlangen-Nürnberg
Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt

Optimierung und Standardisierung des Erlanger Systems zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

D-29

vorgelegt von
Hauyi Fang
aus Taipeh, Taiwan

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan: Prof. Dr. Dr. G. Lehnert
Referent: Prof. Dr. A. Petschelt
Korreferent: Priv.-Doz. Dr. A. Voß
Tag der mündlichen Prüfung: 03. November 1993

meinen Eltern und Großeltern gewidmet

INHALTSVERZEICHNIS

1. Einleitung 1
2. Literaturübersicht 2
2.1 Abrieb von Zahnsubstanz und Füllungsmaterialien 2
2.2 Klinische Bestimmung des Abriebs 3
2.3 Methoden der Abriebmessung 3
2.4 Standardisierung des Abriebs durch Kausimulatoren 7
3. Problemstellung 9
4. Material und Methode 10
4.1 Kausimulator 10
4.2 Auswertungssystem 13
4.3 Systematische Prüfung des Kausimulators 15
4.4 Auswertungsgenauigkeit 20
4.5 Screening der Antagonistenmaterialien 22
4.6 Auswahl eines standardisierten Antagonistenmaterials 24
4.7 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien 25
5. Ergebnisse 27
5.1 Systematische Prüfung des Kausimulators 27
5.2 Auswertungsgenauigkeit 32
5.3 Screening der Antagonistenmaterialien 35
5.4 Auswahl eines standardisierten Antagonistenmaterials 36
5.5 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien 37
6. Diskussion 42
6.1 Kausimulator 42
6.2 Auswertungssystem 47
6.3 Auswahl eines standardisierten Antagonistenmaterials 50
6.4 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien 51
7. Zusammenfassung und Schlußfolgerung 53
8. Literaturverzeichnis 54
9. Verwendete Geräte und Materialien 57
10. Einzelergebnisse in Tabellen 59
11. Rasterelektronenmikroskopische Bilder 63
Danksagung 71
Lebenslauf 72

1. Einleitung

Die Erprobung neuer Füllungsmaterialien am Patienten nimmt viel Zeit in Anspruch. Trotz Optimierung der klinischen Meßmethoden bleiben bei In-Vivo-Untersuchungen große Probleme, bedingt durch Erbanlagen und unterschiedliche Eßgewohnheiten. Sie schaffen bei jedem In-Vivo-Test unterschiedliche Versuchsbedingungen, sowohl in physikalischer als auch in chemischer Hinsicht. Dadurch wird letztendlich eine objektive Bewertung der Qualität eines Füllungsmaterials unmöglich. Deshalb ist es erstrebenswert, ihre Tauglichkeit für die praktische Anwendung mit In-Vitro-Methoden schneller herauszufinden. Für Verschleißfestigkeitsuntersuchungen von Füllungsmaterialien bieten Kausimulatoren gute Möglichkeiten, den Abrieb quantitativ zu messen.

Bei einer Kausimulation sollen die physiologische Kaukraft, die Kontaktzeit der Zähne, der Kraftverlauf und der Temperaturwechsel berücksichtigt werden. Die physiologische Kaukraft, die auf den einzelnen Zahn während der Nahrungszerkleinerung einwirkt, liegt bei 50 N [14] mit einer Belastungszeit von 0,33s [5, 14]. Die Kraft soll in Form der positiven Hälfte einer Sinuskurve verlaufen [5]. Die gesamte Kontaktanzahl der Tragedauer einer Füllung wird mit 250.000 Kauzyklen angegeben [6, 14]. Während der Mahlzeiten werden die Zähne durch schockartige Temperaturwechel belastet. Die Speisetemperaturen können von -7° bis +75°C variieren [10]; ein Temperaturwechsel von 5° bis 55°C wird als Teststandard empfohlen [14].

Bei den neu entwickelten Kaugeräten versuchte man daher, die menschlichen intraoralen Bedingungen möglichst gut nachzuahmen. Hierbei spielt besonders das Material, das das Probenmaterial abradiert, eine wichtige Rolle. Dieser Werkstoff sollte in gleichbleibender Qualität zur Verfügung stehen und reproduzierbare Ergebnisse liefern. Das Abrasionsverhalten sollte dem des menschlichen Schmelzes so ähnlich wie nur möglich sein, um Aussagen über das intraorale Verhalten der Testmaterialien machen zu können. Schmelzhöcker extrahierter menschlichen Zähne sind die natürlichsten Antagonisten der Testmaterialien, aber sie haben gewichtige Nachteile. Genetisch bedingt unterscheiden sich alle Zähne in Härte und Größe; eine gleichbleibende Qualität ist nicht gewährleistet. Standardisierte Antagonisten aus Schmelz sind deshalb nicht herzustellen. Aus diesem Grund ist die Suche nach einem Antagonistenmaterial notwendig, das gleichbleibend und standardisierbar ist.

2. Literaturübersicht

2.1 Abrieb von Zahnsubstanz und Füllungsmaterialien

Die Abnutzung von Zahnsubstanz und Füllungsmaterialien ist ein kompliziertes Geschehen, das durch die Zusammenwirkung von Abrasion, Attrition und Korrosion bestimmt ist.

Abrasion ist ein durch Fremdkörperabrieb verursachter Substanzverlust. Die Abrasion gehört zum 3-Körperabrieb (Zahn des Oberkiefers, Speisemasse und Zahn des Unterkiefers) [3, 27, 29].

Attrition ist ein durch Mastikationsbewegungen verursachter Substanzverlust. Die Attrition gehört zum 2-Körperabrieb oder Kontaktabrieb (Zahn des Oberkiefers und Zahn des Unterkiefers) [3, 27, 29]. In vielen Fällen ist der Abrieb an der Kontaktstelle der Gegenzähne deutlich zu sehen, dies wird als "Schliffacette" bezeichnet.

Als *Korrosion* wird die Zerstörung von Werkstoffen durch chemische, elektrochemische oder bakterielle Reaktionen mit ihrer Umgebung bezeichnet [3, 27, 28].

Abrasion und Attrition können durch Zahnstellung, Nahrungsstoffe und Eßgewohnheiten beeinflußt werden und sind abhängig von der Stärke und Dauer der Kaukräfte. Der relative Anteil von Abrasion, Attrition und Korrosion am Substanzabtrag von Füllungswerkstoffen ist schwer bestimmbar.

Eine weitere Ursache für einen Substanzverlust, der in vivo selten auftritt, bei Kausimulatoren jedoch berücksichtigt werden muß, ist der sogenannte "Impact" [3]. Beim Aufschlagen des Zahnes auf seinen Antagonisten wird in beiden Gefügen eine Kraft induziert, die zu einem Sprödbruch führen kann.

Da der genaue Mechanismus des Abriebs materialabhängig und noch nicht genau bekannt ist, hat es viele Bemühungen gegeben, den Abrieb verschiedener Füllungsmaterialien qualitativ und quantitativ zu analysieren und zu vergleichen. Der Abrieb kann in vivo oder in vitro gemessen werden. Um diese Ergebnisse noch genauer analysieren zu können, sind jedoch In-Vitro-Auswertungsmethoden durchzuführen.

2.2 Klinische Bestimmung des Abriebs

Untersuchungen an Patienten scheinen im ersten Augenblick für diese Zwecke am besten geeignet zu sein. Aber klinische Tests, durchgeführt nach den Kriterien von CVAR und RYGE [4], bei denen Randschluß, anatomische Veränderungen und Farbänderungen der eingesetzten Füllungen bewertet werden, haben bewiesen, wie sehr die In-Vivo-Beurteilung vom behandelnden Zahnarzt und von der individuellen Meßtechnik abhängig ist. Infolgedessen haben in den vergangenen Jahren verschiedene unabhängig voneinander durchgeführte Studien gezeigt, daß wegen unterschiedlicher Bewertungsmethoden keine allgemeingültigen Aussagen über die Verschleißfestigkeit von Kompositmaterialien getroffen werden können [14].

2.3 Methoden der Abriebmessung

Eine In-Vitro-Auswertung einer klinischen Untersuchungen hat eine bessere Aussagekraft. An Modellen kann mit Hilfe von Auswertungsgeräten die Verschleißfestigkeit des Füllungsmaterials geprüft werden [8]. So wurden Randspaltuntersuchungen [32] und mikrooptische Vermessungen der Modelle beschrieben [1, 16, 17]. Die meisten bisher entwickelten Geräte messen den okklusalen Abrieb der Testfüllung qualitativ und/oder quantitativ als Profilabweichung oder als volumetrische Änderung. Hierbei hängt die Meßgenauigkeit maßgeblich von der Qualität der Modelle und ihrer exakten Reposition vor und während der Untersuchung ab.

Mechanische Profilmessung

Mit Hilfe eines Oberflächenrauhigkeitsabtastgerätes (Profilometer) kann der vertikale Materialverlust der zahnärztlichen Füllungsmaterialien bestimmt werden, und zwar durch Abtastung von Replikas oder in vitro hergestellten und getesteten Proben. Beim Profilometer berührt eine Diamantnadel die Probenoberfläche. Die vertikale Änderung der Nadelstellung wird in ein elektrisches Signal transformiert und auf Papier dokumentiert oder in einem Rechner gespeichert und ausgewertet. Durch direktes Ablesen der abgetasteten Werte erhält man sofort die Tiefe des Abriebs, sofern die Proben vorher eine plane Oberfläche hatten. Zusammen mit einem x-y-Schreiber und einem Profilometer erhielt MEIER [22, 23] Aufzeichnungen des okklusalen Profils von klinischen Modellen, die durch Abdrücke am gleichen Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten gewonnen worden waren. Durch Vergleich der

okklusalen Profile konnten die Profiländerungen mit einer Genauigkeit von 6,5 µm bestimmt werden.

Optische Profilmessung

Da die quantitative In-Vivo-Auswertung schwierig ist, hat GOLDBERG [9] die "categorical scoring"-Technik entwickelt. Vier verschiedengradig abradierte Gipsmodelle von Seitenzahnbereichen wurden als Referenzen ausgewählt, deren okklusale Abriebtiefen untereinander eine lineare Beziehung haben und einfach mit dem bloßen Auge zu beurteilen sind. Die Tiefe der vier Abriebstellen, entsprechend der vertikalen Entfernung zwischen Füllungsoberfläche der Abriebstelle und dem Kavitätenrand, wurde mit einem "traveling microscope" abgemessen und davon vier Tiefenwerte gewonnen (z. B. 1, 190, 330 und 580 µm). Mit diesen Referenzmodellen wurden klinische Modelle (0, 3, 9, 18 und 24 Monate nach Füllungseinsatz) per Auge verglichen. Wenn die Abriebtiefe des Modells zwischen den Referenztiefen liegt, nimmt man in diesem Fall den Mittelwert der zwei Tiefen, so daß durch die vier Meßtiefen sieben Meßwerte gegeben waren (1, 95, 190, 260, 330, 455 und 580 µm). Mit dieser Methode erhielt der Autor schon früh, 9 Monate nach dem Legen der Füllung, statistisch signifikante Ergebnisse.

Mit der Hilfe eines "Measuring Microscope", das einen computergesteuerten x-y-Tisch und eine digitale Entfernungslehre hat, erhielt LAMBRECHTS [17] den vertikalen Materialverlust von Gipsmodellen, die an ein und demselben Patienten zu verschiedenen Zeitpunkten gewonnen worden waren. Die Entfernungslehre wurde so montiert, daß die vertikale Objektivbewegung des Mikroskops genau gemessen und digitalisiert werden konnte. Drei Referenzpunkte wurden auf dem Modell definiert, wo während der Versuchszeit (18 Monate) keine Abrasion auftreten würde. Die Abriebstellen der späteren Modelle wurden bestimmt. Die Referenzpunkt-Koordinaten des ersten Modells wurden durch dieses Meßgerät registriert: die x-y-Koordinaten vom x-y-Tisch und z-Koordinate von der Entfernungslehre. Die späteren Modelle desselben Zahnes wurden mit Hilfe des computergesteuerten x-y-Tisches und der vom Autor entwickelten Repositionsmethode so plaziert, daß die Koordinaten der Referenzpunkte wiedergegeben wurden. Da eine genaue Reposition der Modelle zu verschiedenen Zeitpunkten erreichbar ist, kann der vertikale Materialverlust durch Vergleich der z-Koordinaten der Abriebstellen berechnet werden.

Diese Methode wurde auch von LEINFELDER [18] verwendet. Durch den Vergleich mikroskopischer Messungen von sechs klinischen Abformungen

erhielt der Autor die vertikale Änderung (vom Kavitätenrand bis zur Füllungsoberfläche der Abriebstelle) der getesteten Füllungsmaterialien. Die Orientierung dieser Abformungen kann durch drei Markierungen festgelegt werden, die vorher in die Schmelzoberfläche als Referenzpunkte eingebohrt wurden.

Die Moirétopographie gestattet das Überziehen von Objektoberflächen mit dunklen und hellen Streifen, die bei justierter Apparatur Höhenlinien darstellen und als solche fotografiert werden können [29]. Aus den Höhenlinienkarten (Moirébildern) zweier zeitlich gestaffelt gewonnener Replikas der Testfüllungen wurden Profilkurven ermittelt, die den Verschleißbereich charakterisieren und eine quantitative Auswertung ermöglichen [26, 35].

OZAKI [26] maß die okklusale Oberfläche der Oberkiefermolaren von Zahnmodellen der "Australian Aboriginals" mittels Moiréfotografie. Er erhielt die x-y-Koordinaten der Markierungen der Zähne von einem "Digitizer" und die Höhenwerte durch Zählung der Höhenlinien zwischen den vorgegebenen Markierungen mit dem Auge. Die Entfernungen zwischen verschiedenen Markierungen wurden mit diesen dreidimensionalen Koordinaten mathematisch berechnet.

Die Trigonometrie bietet einfache Lösungen zur Entfernungmessung an. YAMAMOTO [37] maß die vertikale Profiländerung mittels der Bewegung der Laserstrahl-Rückstreuung aus Zahnmodellen an einem "Bild-Array". Der Laserstrahl wurde senkrecht zum Zahnmodell ausgerichtet, das auf einem computergesteuerten x-y-Tisch lag. Das "Bild-Array", bestehend aus 2048 Lichtsensoren, wurde in einem 35°-Winkel zum Laserstrahl ausgerichtet. Das Ausgangssignal wurde digitalisiert und für die weitere Verarbeitung einem Rechner zugeführt. Weil die Entfernungen zwischen einzelnen Lichtsensoren des "Bild-Array" (14 µm), sowie zwischen Zahnmodell und Objektiv des "Bild-Array" (f = 75 mm) konstant sind, kann die Entfernung zum Laserpunkt auf der Objektoberfläche bestimmt werden.

Die Computerbildverarbeitung erleichtert die komplizierten, zeitaufwendigen arithmetischen Berechnungen. Mit Hilfe des Computers können die Unterschiede digitalisierter Bilder, die von Modellen per Video oder aus digitalisierten Oberflächeninformationen verschiedener Profilmeßmethoden erzeugt wurden, sehr exakt berechnet werden. In einer Studie hat WILLIAMS

[35] die Interpretation der Moirébilder durch den Computer abgestimmt, da sie präziser und auch schneller ist.

^{147}Pm-ß-Particle Backscatter Technik

Eine weitere Meßmethode für die Profiländerung ist die "^{147}Pm Betateilchen Rückstreuungstechnik", von HARRISON [8, 11]. Wenn ein Elektronenstrahl auf die Oberfläche eines Testelements trifft, entsteht eine Rückstreuung am Element. Es gibt zwei Rückstreuungsmechanismen: Einzel-Breitwinkelstreuung (single large angle scatter) und Diffusionsstreuung. Die Einzel-Breitwinkel-streuung entsteht durch Wechselwirkung des Elektronenstrahls mit Atomkernen und Elektronen der Elementoberfläche. Die Diffusionsstreuung entsteht durch das Eindringen von Hochgeschwindigkeitselektronen in die oberflächlichen Schichten der Probe. Dort entstehen durch kernphysikalische Effekte radioaktive Isotope, die ihrerseits radioaktive Strahlung abgeben. Die Rückstreuung ist von der Ordnungszahl des bestrahlten Elements abhängig: bei Elementen mit höherer Ordnungszahl dominiert die Diffusionsstreuung, bei Elementen mit niedriger Ordnungszahl die Einzel-Breitwinkelstreuung. Die Intensität des Betarückstrahls ist abhängig vom Rückstreuungswinkel. Deren Verteilung zeigt eine Cosinusbeziehung zum maximalen Rückstreuungswinkel. Durch dieses Prinzip kann die Änderung des Oberflächenprofils erfaßt werden. Diese Methode kann eine vertikale Änderung einer unregelmäßigen Oberfläche ab 15 µm aufdecken.

Gravimetrische Methode

Da Masse das Produkt aus Volumen und Dichte ist, besteht die Möglichkeit, direkt aus dem Gewichtsverlust der Testmaterialien den Volumenverlust zu berechnen [20, 21, 31]. Ein spezieller Löffel wurde von VRIJHOEF [33] entwickelt, der vom Autor beim Abdruck mehrmals verwendet worden ist. Sofort nach dem Legen der Füllung wird ein Abdruck des entsprechenden Zahnes genommen. Ein metallisches Replika wird aus diesem Abdruck hergestellt und als individueller Abdrucklöffel verwendet. Dieser Löffel wird mit Abdruckmaterial gefüllt und auf den betreffenden Zahn gedrückt. Das überschüssige Abdruckmaterial wird entfernt und das im Löffel verbliebene gewogen. Zu verschiedenen Zeitpunkten wird das beschriebene Verfahren mit demselben Löffel wiederholt. Durch mathematische Kalkulation kann das Abriebvolumen dann durch den Gewichtsunterschied der Abdruckmaterialreste vor und nach Gebrauch gewonnen werden.

2.4 Standardisierung des Abriebs durch Kausimulatoren

Seit etwa 1972 versucht man Konzepte für die Realisierung von In-Vitro-Versuchen zu entwickeln. Um bei einer In-Vitro-Analyse reproduzierbare Ergebnisse zu erhalten, ist außer einer realistischen Simulation der Kaubewegung Hauptbedingung, daß möglichst alle Variablen, die in vivo auftreten, standardisiert werden. Diese sollten dann - wenn erforderlich - entsprechend den In-Vivo-Belastungen definiert verändert werden können. So kann die Qualität eines neuen Füllungsmaterials auch unter Einbeziehung kontrolliert veränderter, zusätzlicher Parameter schneller umfassend getestet werden. Ein weiterer Vorteil von In-Vitro-Untersuchungen ist, daß die Versuchsdauer sehr viel kürzer sein kann als bei der In-Vivo-Alternative, da die Testmaterialien während der Simulation sehr viel intensiver beansprucht werden als in situ beim Patienten.

Um die äußeren Einflüsse auf die Wirkung eines Kauvorganges kontrollierbar zu machen, mußte bei den entwickelten Geräten die komplizierte klinische Situation einer natürlichen Kaubewegung notwendigerweise vereinfacht werden. Eines der ersten Geräte war ein relativ einfacher "flask shaker" [20], bei dem das Testmaterial durch Vibration mit Schleifpapier abgerieben wurde. Ein schon industriell gefertigtes Gerät war der "Labor-Schüttler", in dem mehrere Materialproben gleichzeitig von einem rotierenden Schleifelement abgerieben wurden [36]. Von WASSEL und WALLS [34] wurde ein Abriebgerät beschrieben, bei dem die Abrasionskraft genau dosiert werden kann. Da mit diesem Gerät die simulierten Abrasionsversuche unter kontrollierten Testbedingungen durchgeführt werden konnten, ließen sich relativ gut reproduzierbare Ergebnisse erzielen. Auf der anderen Seite stimmten diese In-Vitro-Ergebnisse häufig nicht mit den tatsächlich in vivo festgestellten Eigenschaften der getesteten Materialien aufgrund der nicht berücksichtigten komplexen Situation in der Mundhöhle überein.

Im Jahr 1982 veröffentlichten DELONG und DOUGLAS [5, 6] ein sogenanntes "Artificial Oral Environment". Sie beschrieben unter dieser Bezeichnung einen Kausimulator, der - mit einem horizontalen und einem vertikalen hydraulischen Servoantrieb ausgestattet - die dreidimensionale Unterkieferbewegung des Menschen nachvollzieht. Die vorher definierten Parameter Kaukraft, Kraftverlauf und Kraftrichtung der zwei hydraulischen Servoantriebe werden durch zwei eingebaute Belastungssensoren und zwei differentielle Wandler

eingestellt. Eine Testkammer aus Kunststoff ermöglicht die Kausimulation unter dem Einfluß von auf 37°C angewärmtem, künstlichen Speichel.

Einen weiteren Fortschritt brachte ein Gerät, das 1990 von KREJCI et al. vorgestellt wurde [13]. Dieser elektromagnetisch angetriebene Kausimulator besitzt sechs Probenkammern. In jeder befindet sich ein auf 15° Schräge montierter Gummipuffer, der die Probenfassung trägt. Diese Anordnung erlaubt beim Kauvorgang eine laterale Abgleitbewegung der Probe während der okklusalen Belastung. Weiterhin sind zwei Wasserkreisläufe mit unterschiedlichen Temperaturen angeschlossen. Dies, sowie eine in der Probenkammer eingebaute elektronische Kammerentlüftungsautomatik, machen es möglich, neben der computergesteuerten Simulation des Kauvorgangs auch schockartige Temperaturwechsel in den Versuchsablauf einzubeziehen.

Das in der vorliegenden Arbeit beschriebene System zur Simulation des Kontaktabriebs von Füllungen wurde an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg gebaut unter Berücksichtigung der Erfahrungen, die mit dem Kausimulator nach KREJCI [13] gewonnen werden konnten [21].

3. Problemstellung

Ziel dieser Arbeit war, im Hinblick auf eine Standardisierung der Abriebmessung das System des Erlanger Kausimulators zu verbessern. Dabei waren folgende Fragen zu beantworten:

- Beim Erlanger Kausimulator handelt es sich um einen Prototypen. Können die Abrasionskraft, der Kraftverlauf, die Kraftrichtung, die Temperaturwechsel und die Befeuchtung exakt und reproduzierbar kontrolliert werden?

- Sind menschliche Schmelzhöcker gute Antagonisten für den Kausimulator? Gibt es ein Material, das einfacher verarbeitet werden kann und auch reproduzierbare Ergebnisse liefert ?

- Was kann der einzelne einstellbare Testparameter bewirken? Wie wirken die Testparameter zusammen?

- In welchem Rahmen kann das Kausystem verbessert werden?

- Wie weit kann das Erlanger Kausystem die Abriebfestigkeit verschiedener Füllungsmaterialien unterscheiden?

4. Material und Methode

4.1 Kausimulator

Der computergesteuerte Erlanger Kausimulator versucht die menschlichen intraoralen Bedingungen nachzuahmen. Er besteht aus folgenden Teilen: acht Arbeitsventilen, acht Testkammern, einem Proportionalventil, einem Kompressor, einer Steuereinheit und zwei Thermobädern (Abb. 1).

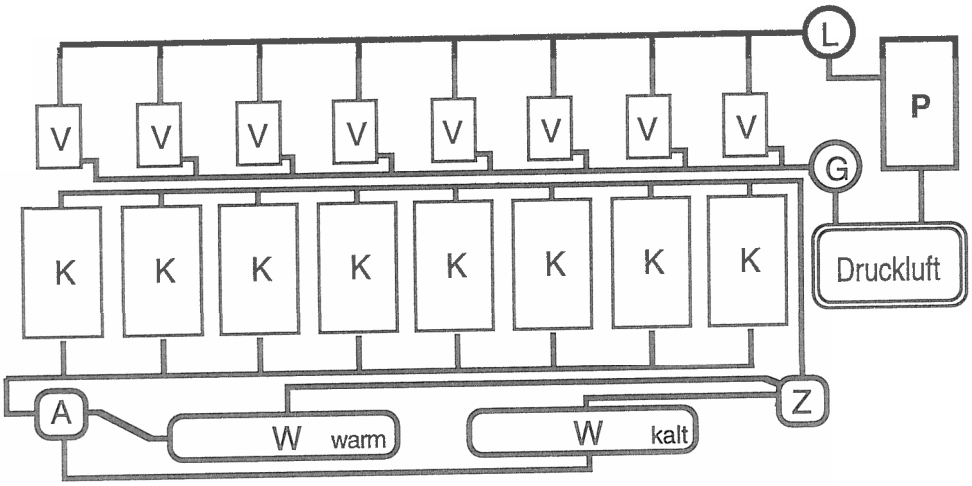


Abb. 1: Schematische Darstellung des Erlanger Kausimulators. A: Abfluß, G: Systemgegendruck, K: Testkammer, L: Prüfdruck, P: Proportionalventil, V: Arbeitsventil, W: Thermobad, Z: Zufluß.

Arbeitsventile

Der Kausimulator besitzt acht Arbeitsventile, die durch Druckluft betrieben werden. Das Druckluftventil hat zwei durch einen Kolben getrennte Zylinder - einen oberen und einen unteren - und drei Stangen, die an einem Gleitteller befestigt sind (Abb. 2). Zwei davon wirken als Gleitlager für die Kaubewegung und eine wirkt als Hauptachse, die die gewünschte Kaukraft auf die Oberfläche der Probe leitet. Wenn der Luftdruck im oberen Zylinder überwiegt, bewegt sich der Kolben nach unten. Da das Arbeitsventil keine Rückstoßfeder besitzt, benötigt die Aufwärtsbewegung des Kolbens Luftdruck im unteren Zylinder. Die Druckluft vom Kompressor wird zweigeteilt zum oberen oder unteren Zylinder geleitet. Der Druck für die oberen Zylinder wird durch ein computergesteuertes Proportionalventil in die acht Zylinder geleitet. Der Gegendruck für den unteren Zylinder wird durch einen Regler manuell kontrolliert.

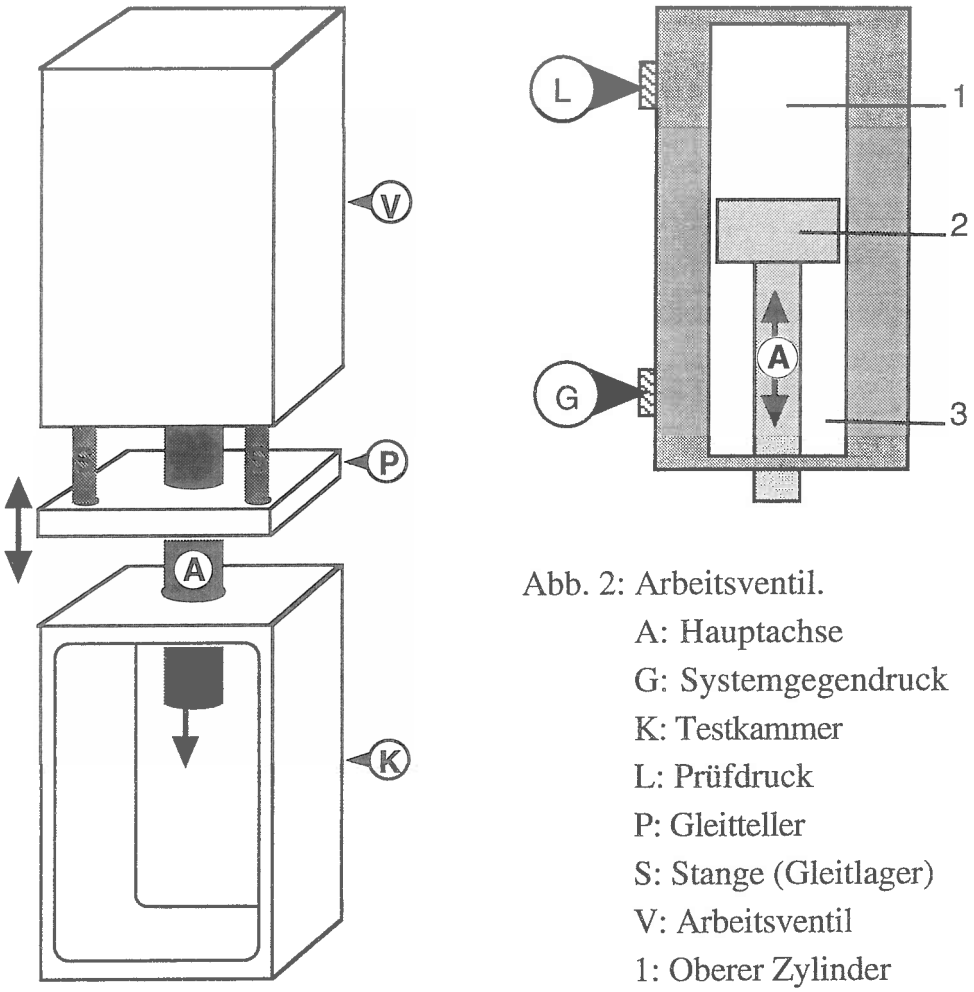


Abb. 2: Arbeitsventil.
A: Hauptachse
G: Systemgegendruck
K: Testkammer
L: Prüfdruck
P: Gleitteller
S: Stange (Gleitlager)
V: Arbeitsventil
1: Oberer Zylinder
2: Kolben
3: Unterer Zylinder

Testkammern

Die acht baugleichen Testkammern bestehen aus Aluminium. Die Hauptachse wird durch eine Öffnung im oberen Teil der Testkammer eingeführt. Am Ende der Hauptachse wird der Antagonistenhöcker durch eine Schraube fixiert. Die Proben sind auf Probentellern aus Aluminium befestigt. Die Probenteller sind im Probenhalter, ebenfalls aus Aluminium, durch eine Befestigungsschraube immobilisiert. Der Probenhalter besteht aus drei Teilen: einem Probensockel, einem Gummipuffer und einem Basissockel. Der Gummipuffer ist um 15° zur Horizontalen zwischen dem Probensockel und dem Basissockel geneigt. Durch diese Neigung erlaubt der Gummipuffer eine minimale laterale Abgleitbewegung der Probe während der okklusalen Belastung. Durch dessen Elastizität wird die Aufhängefunktion des Parodontiums imitiert. Das Wasser fließt durch eine Düse, die sich im oberen Teil der Testkammer hinter der Hauptachse befindet, und wird durch einen Abfluß abgeleitet, der an der Hinterwand der Testkammern liegt. Die durchsichtige vordere Kammerwand ist mit vier Schrauben befestigt und mit einer Gummidichtung abgedichtet. Die Entfernung zwischen dem

Antagonistenhöcker und der Probe kann mit verschiedenen Distanzsockeln verändert werden.

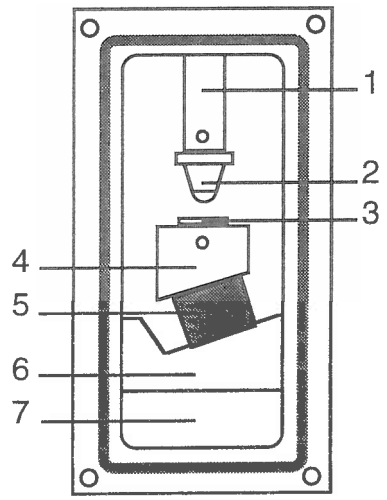


Abb. 3: Testkammer
1. Hauptachse
2. Antagonist
3. Probenteller
4. Probensockel
5. Gummipuffer
6. Basissockel
7. Distanzsockel

Wasserkreislauf

Der Kausimulator besitzt zwei thermokonstante Wasserbäder (2KW warm, 750W/20°C kalt), deren Temperaturen einzeln einstellbar sind. Durch zwei Tauchpumpen (6000 l/h) wird das Wasser der Thermobäder zu einer Verteilungskammer gepumpt und dann in die einzelnen Testkammern geleitet (Abb. 1) und durch eine Gummidüse an die Probe gebracht. Die Wassermenge in den einzelnen Testkammern kann eingestellt werden. Das ablaufende Wasser wird erst in einen Sammelbehälter geleitet und fließt dann zu den Thermobädern zurück.

Steuereinheit

Die Steuerung des Kausimulators ist hardwareprogrammiert. Durch ein eingebautes LED-Display und eine Tastatur können folgende Parameter eingegeben werden: Anfahrdruck, Prüfdruck, Rückfahrdruck, Anfahrzeit, Prüfzeit, Rückfahrzeit, Befüllzeit, Entleerzeit und Kauzyklen.

- *Anfahrdruck*: der Druck, der die Kauachse nach unten bewegt.
- *Prüfdruck*: der Druck, der während des Kontakts zwischen den Proben und den Antagonisten auf die Proben wirkt.
- *Rückfahrdruck*: der Druck, der die Kauachse nach oben bewegt.
- *Anfahrzeit*: die Zeit, in der der Anfahrdruck anliegt.
- *Prüfzeit*: die Zeit, während der der Antagonist auf die Proben drückt.
- *Rückfahrzeit*: die Zeit, während der der Rückfahrdruck anliegt.
- *Befüllzeit*: die Füllungsdauer der Probenkammern mit warmem oder kaltem Wasser.

- *Entleerzeit*: die Dauer für das Entleeren der Probenkammern zwischen den Temperaturwechseln.
- *Kauzyklen*: Anzahl der Kauzyklen eines Versuchs.

Durch Umlegen eines Schalters kann auch Thermocycling ohne Kaubelastung getestet werden. Ein Notschalter stoppt alle Testverfahren ohne die Gefahr, daß die schon gelaufene Kauzyklenzahl zufällig gelöscht wird. Eine Pufferbatterie dient als zusätzliche Sicherung, so daß die eingegebenen Parameter und die momentane Zyklenzahl nicht durch Stromausfall gelöscht werden können.

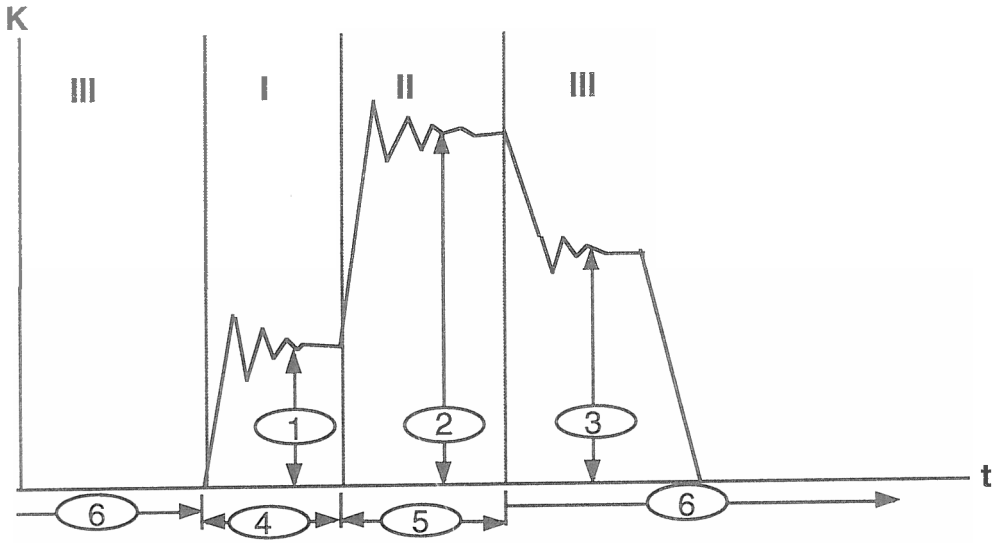


Abb. 4: Der dreiphasige Kraftverlauf. I - III: Erste bis dritte Phase, K: Kraft, t: Zeit, 1: Anfahrkraft, 2: Prüfkraft, 3: Rückfahrkraft, 4: Anfahrzeit, 5: Prüfzeit, 6: Rückfahrzeit. Weitere Erläuterungen siehe Text.

4.2 Auswertungssystem

Profilometer

Das Profilometer (PERTHOMETER C5D, Fa. Feinprüf, Göttingen) tastet das Oberflächenprofil mit einer Diamantnadel ab. Die vertikale Positionsänderung der Nadel wird als Gleichspannungsänderung innerhalb -5V bis +5V registriert. Durch einen Analog-Digital-Wandler wird diese Spannungsänderung digitalisiert und die Werte in einem Rechner gespeichert. Der vertikale Meßbereich kann durch einen Vertikalverstärker am PERTHOMETER eingestellt und mit einem Verlängerungsarm verdoppelt werden. Als Abtastgeschwindigkeit wurde 0,5 mm/s am PERTHOMETER eingestellt bei einer Genauigkeit der vertikalen Auflösung von 1 µm. Die Abtastung wird vom Programm "DENTMES" gesteuert. Die Digitalisierung der x-Strecke erfolgte im

Punktabstand von 20 µm. Der Bereich und die Auflösung der Abtastung in x- und y-Dimension können vom Programm aus gesteuert werden.

Bildverarbeitungsprogramm "VISILOG"

Nach der Belastung im Kausimulator müssen die Proben einzeln mit dem PERTHOMETER abgetastet werden, um den Abrieb quantitativ zu bestimmen. Die abgetasteten Oberflächeninformationen der Proben werden mit dem Programm "VISILOG" (i486, UNIX INTERACTIVE) verarbeitet und auf diese Weise dann das jeweilige Abriebvolumen ausgerechnet. Die profilometrischen Rohdaten werden über das Programm eingelesen und in ein synthetisches Videobild umgewandelt. Dabei wird aus den eingegebenen Daten ein räumliches Gitter geformt. Die x- und y-Abstände des Gitters können im Bereich von 1 - 1000 µm eingegeben werden. Der z-Wert eines Gitterpunktes wird durch den Höhenwert des PERTHOMETERS bestimmt und als Grauwert dargestellt. Durch Vergleich verschiedener Bilder ein und derselben Probe mit den Algorithmus "MARVELLOUS MATCHING" [25], z. B. vor und nach Kaubelastung, kann die vertikale Differenz zwischen diesen Bildern errechnet werden. "VISILOG" bringt die beiden Bilder zur Deckung, kalkuliert anschließend die Fläche der Gitter und den vertikalen Unterschied und errechnet das Volumen des Differenzbildes.

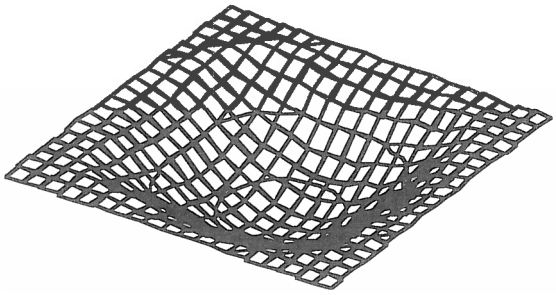


Abb. 5: Darstellung eines computergenerierten Bildes der Abriebstelle einer Probe.

Änderung des Auswertungsverfahrens

Während der Vorversuche dienten markierte Kerben als Referenzflächen. Um die Abriebstellen und die Markierungen auf einmal abtasten zu können, mußte ein 4,8 x 4,8 mm-Bereich auf allen Probenoberflächen zwei Mal abgetastet werden. Das entsprach jeweils zwei Stunden Zeit pro Probe bei der Oberflächenabtastung. Durch die Rauhigkeit der Probenoberflächen, an denen kein Abrieb stattfand, wurde die Oberflächenvermessung möglicherweise beeinflußt. Um die Auswertungsgenauigkeit zu erhöhen und den Aufwand der genauen Repositionierung zu vermeiden, wurden in den nachfolgenden Versuchen die Proben nur einmal in einem 1,5 x 1,5 mm-Bereich abgetastet und im "VISILOG" mit einer generierten Ebene verglichen, die plan und gleich groß

war. Die Markierungen auf den Proben wurden weggelassen. Auf diese Weise wurde die Störung durch die nicht abgeriebene Oberfläche reduziert und die Genauigkeit erhöht. Die Repositionierung des Abtastbereichs ist nicht mehr notwendig. Die benötigte Abtastungszeit konnte dadurch von zwei Stunden auf 15 Minuten pro Probe reduziert werden.

Bildverarbeitungsprogramm "MATCH 3D"

Da der Algorithmus "MARVELLOUS MATCHING" negative z-Werte (vertikale Änderung der Probenoberfläche) ignoriert, ist eine genaue Berechnung von Proben, um deren Abriebstellen sich Wälle gebildet haben, nicht möglich. Das vom selben Programmierer optimierte Programm "MATCH 3D" wurde bei der letzten Versuchsreihe mit "VISILOG" verglichen. "MATCH 3D" läuft unter dem Betriebsystem MS-DOS® und ist durch eine graphische Benutzeroberfläche anwenderfreundlicher zu bedienen. Negative z-Werte werden berücksichtigt. Die Volumina von positiven wie negativen z-Werten werden addiert bzw. subtrahiert.

4.3 Systematische Prüfung des Kausimulators

Einstellungstest

Zur vollständigen Beherrschung des Kausimulators muß man genau wissen, wie sich die einzelnen Parameter des Kausimulators verhalten und was sie bewirken. In den folgenden Experimenten werden die Einstellungen getestet. Durch die Variation nur eines Parameters wird dessen alleinige Funktion überprüft.

Einstellungen

Die einzelnen Parameter wurden so eingestellt, daß nur ein Parameter in Funktion war. Wenn z.B. die Wirkung des Parameters "Rückfahrdruck" getestet werden sollte, wurde dieser Parameter auf 1,0 bar eingestellt und alle anderen Parameter auf Null belassen. Anschließend wurde das Zusammenwirken der Parameter, die in der gleichen Phase arbeiteten (z.B. Anfahrt), zusammen getestet, die anderen Parameter blieben weiter auf Null. Da die Parameter "Rückfahrzeit" und "Systemgegendruck" eine besondere Bedeutung haben, wurden sie separat geprüft.

Einfluß der Rückfahrzeit

Die Einstellung dieses Parameters kann zwei Dinge beeinflussen: die Dauer der dritten Phase (siehe Abb. 4, S. 13) und die eigentliche "Rückfahrtsphase". Um

die tatsächlich kürzeste Zeit herauszufinden, die die Rückfahrt des Kolbens benötigte, wurden verschiedene Rückfahrzeiten eingestellt (0, 0,1, 0,2, 0,3, und 0,5s). Die Kolbenbewegung und die Bewegungsfrequenz wurden aufgenommen.

Einfluß des Systemgegendrucks

Als Wirkung des Systemgegendrucks fahren die Kolben aufwärts, da das Ventil keine Feder besitzt. Wenn die Rückfahrzeit auf Null eingestellt ist, sollte aber nach der dritten Phase der Kolbenbewegung noch eine sehr kurze Zeitdauer existieren, die die Rückfahrt des Kolbens erlaubt. Bei verschiedenen Systemgegendrücken des Kausimulators wurde geprüft, ob die Kolben noch zurückfahren, wenn der Parameter "Rückfahrdruck" auf Null eingestellt war.

Kaukraftmessung des unveränderten Kausimulators

Der Kausimulator wird mit Druckluft betrieben. Die acht Testkammern bekommen die Druckluft durch eine zentrale Luftversorgung. Das bedeutet, daß der Luftdruck in allen Testkammern prinzipiell gleich ist. Ob allerdings alle Proben gleich belastet werden, ist fraglich. Durch unterschiedlich hohe mechanische Reibung in den einzelnen Kammern und durch verschiedene Elastizität der Gummipuffer werden die Proben möglicherweise unterschiedlich belastet. Bei gegebenen Druckeinstellungen wurde in einer vorangegangenen Untersuchung [22] direkt am Kolben mit einem Kraftmeßgerät die erzeugten Kräfte ohne Testkammern gemessen. 2,0 bar Luftdruck sollen 50 N Kaubelastung entsprechen. Bei zusammengebautem Gerät konnten dann die Einflüsse der mechanischen Reibung im System und die Einflüsse der Gummipuffer überprüft werden. Insbesondere konnte getestet werden, ob die vorher durchgeführten Einstellungen wirklich 50 N Belastung an den Proben ergaben und ob die Proben in den acht Testkammern gleich belastet wurden.

Mit der Hilfe von Dehnungsmeßstreifen (Fa. HBM) kann die Kaubelastung in jeder Testkammer in Echtzeit aufgenommen werden (sofortige Darstellung der Kraft-Zeit-Kurve). Die Kaubelastung verursacht dabei lineare Verformungen einer Tellermembran (mit aufgeklebten Dehnungsmeßstreifen) an der verwendeten Druckmeßdose. Die Dehnungsmeßstreifen liefern über einen Trägerfrequenzmeßverstärker ein elektrisches Signal, das proportional zur auftretenden Kraft ist [26]. Das Signal wird von einem Rechner verarbeitet und mit dem Programm "BEAM" ausgewertet (Apple Macintosh Quadra 700). Die

Auswertung kann als Tabelle oder Grafik angezeigt werden. Der Aufnehmer selbst ist auf dem Probenträger anstelle der Probe mit Klebewachs befestigt.

Diese Tests wurden zweimal durchgeführt; einmal bei den Vorversuchen, und später, nachdem verschiedene Verbesserungen vorgenommen worden waren.

Die ersten Versuche sollten klären, ob in allen Testkammern gleiche Belastungen auftreten und wie die Druckparameter eingestellt werden müssen, um die gewünschten 50 N Kaukraft zu erzielen.

Einstellungen am Kausimulator

Anfahrdruck: 2,0 bar
Prüfdruck: 2,0 bar
Rückfahrdruck: 2,0 bar
Anfahrzeit: 0,3s
Prüfzeit: 0,33s
Rückfahrzeit: 0,3s
Systemdruck: 6 bar
Systemgegendruck: 1,5 bar

Einstellungen des "BEAM"-Programms

Das Programm war so eingestellt, daß innerhalb von 8 Sekunden insgesamt 4000 Meßwerte gespeichert wurden, weshalb wir mit den vorher angegebenen Einstellungen nur die Aufnahmen von drei bis vier Kauzyklen erhielten.

Justierung und Verbesserung des Kausystems

Kausimulator

Nach der ersten Kaukraftmessung wurde festgestellt, daß zwischen den Testkammern starke Reibungsunterschiede existieren müssen.

Die Bewegungsrichtung des Ventils wird durch zwei kleine Stangen gesteuert, die an einem Gleitteller befestigt sind (siehe Abb. 2, S. 11). Diese Stangen sind nicht genau parallel, deshalb gibt es schon an der Ventilsteuerung unkontrollierbare Reibung.

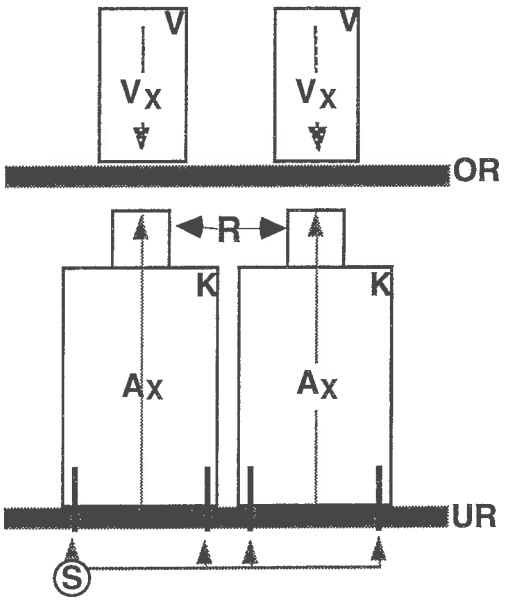


Abb. 6: Montage des Kausimulators. Da die Hauptachse des Ventils (Vx) und die zentrale Achse der Testkammer (Ax) nicht parallel waren, wurden größere Reibungswerte im Führungsrohr (R) verursacht.
OR und UR: oberer und unterer Metallrahmen, S: Befestigungsschraube der Testkammern, K: Testkammer, V: Ventil.

Der Stößel wird durch ein Führungsrohr in die Testkammer eingeführt. Die Testkammer wird unten mit zwei Schrauben am Rahmen befestigt (siehe Abb. 6). Weil diese Befestigung seitlich viel Spielraum erlaubt, kann somit bei der Kammermontage unkontrolliert eine seitlich verschobene Kammerposition eingenommen werden. Dies bewirkt eine unerwünschte und unkontrollierte Reibung zwischen dem Stößel und der Führung.

Druckluft

Der Kausimulator wurde an die zentrale Druckluftversorgung angeschlossen, so daß ein konstanter Druck von 6 bar mit ausreichender Kapazität gegeben war.

Die Einstellung des Luftdrucks kann auch bei der Montage helfen: die Hauptachse kann sich erst abwärts bewegen, wenn der Druck, der nach unten wirkt, größer ist als die Summe des Widerstandes, hauptsächlich bestimmt durch die mechanische Reibung und den Systemgegendruck. Das heißt, bei der geringsten Einstellung des Anfahrdrucks, bei der sich die Hauptachse bewegen kann, sollen die Hauptachsen aller Testkammern sich gleichzeitig bewegen. Die Testkammern sind so montiert worden, daß die Hauptachsen bei einem Anfahrdruck von 1,0 bar und einem Systemgegendruck von etwa 0,8 bar sich gleichzeitig bewegen.

Wasserkreislauf

Die alten Ventile und die Gummidüsen wurden entfernt. Modifizierte Düsen wurden aus Kunststoffblindstopfen, die mit zwei schrägen Bohrungen (0,1 mm) versehen wurden, gefertigt. Die Bohrungen waren so gerichtet, daß das Wasser genau an die Proben sprüht.

Die alten Tauchpumpen wurden durch zwei besser dimensionierte Tauchpumpen (1400 l/h) ersetzt. KFZ-Benzinfilterpatronen wurden direkt hinter den Testkammern eingebaut. Sie filtern das Spülwasser und verhindern so Verstopfungen. Auf diese Weise wurde erreicht, daß nunmehr der Wasserkreislauf wirklich zuverlässig arbeitet.

Kaukraftmessung des verbesserten Kausimulators

Nach dem Anschließen des Kausimulators an die zentrale Druckluftversorgung der Klinik und nach sehr vorsichtiger und präziser Montage aller Testkammern wurde nochmals die Kaubelastung gemessen. Drei Prüfdrucke wurden getestet (1,5, 2,0 und 2,5 bar). Der Kausimulator war so eingestellt, daß nur die zweite Phase (Prüfdruck und Prüfzeit) getestet wurde. Damit konnten wir genauer feststellen, wie die Probe belastet wird. Der Parameter "Rückfahrzeit" war auf 0,2 Sekunden eingestellt, damit die Kolben noch zurückfahren konnten. Die Stärke des einzelnen Kaustoßes und die Durchschnittsstärke aller aufgenommenen Kaustöße wurden berechnet. Die Zeitparameter außer der Prüfzeit waren auf Null eingestellt, so daß in einer begrenzten Zeit so viele Kraftstöße wie möglich durchgeführt wurden.

Ein zusätzlicher Test wurde vorgenommen, um zu prüfen, bei welchem Druck wieviel Kaukraft auftritt. Der Prüfdruck wurde von 1,0 bar bis 4,0 bar in 0,2 bar-Stufen variiert.

Einstellungen am Kausimulator

Anfahrdruck: 0 bar
Prüfdruck: 1,5; 2,0; 2,5 bar
Rückfahrdruck: 0 bar
Anfahrzeit: 0s
Prüfzeit: 0,33s
Rückfahrzeit: 0,2s
Systemdruck: 5,5 bar
Systemgegendruck: ≤1,0 bar

Die Zykluszeit wurde hier von 0,93s auf 0,53s verkürzt, so daß 11-16 Kraftstöße in den begrenzten 4000 Meßwerten gespeichert werden konnten.

Einstellungen des "BEAM"-Programms

Die Einstellungen des Programms blieben unverändert (siehe S. 17).

4.4 Auswertungsgenauigkeit

Die Präzision des Abtastsystems und die Zuverlässigkeit des "VISILOG"-Programms bestimmen die Genauigkeit der Ergebnisse. Um diese für das gesamte Auswertungssystem systematisch zu bestimmen, wurden folgende Tests vorgenommen.

Eichung des Profilometers

Ein Eichglas (Fa. Feinprüf) wurde als Eichstandard benutzt. Das Eichglas hat zwei Rillen. Die erste hat eine Tiefe von 9,1 µm, die zweite von 9,3 µm. Beide Rillen sind 100 µm breit. Das PERTHOMETER wurde erst auf Null abgeglichen in einer Position, in der der Abtastdiamant außerhalb der Rille steht. Dann wurde die Diamantspitze in die 9,1 µm-Rille eingelegt und der Tiefenwert vom PERTHOMETER abgelesen. Das PERTHOMETER wurde so justiert, daß genau 9,1 µm abgelesen werden konnten. Das Verfahren wurde so oft wiederholt, bis jedesmal die Tiefenangabe korrekt war.

Erschütterungstest

Das PERTHOMETER steht auf einem großen, schweren Tisch. Obwohl als direkte Unterlage des Geräts eine ca. 10 cm dicke Steinplatte dient, war es denkbar, daß Erschütterungen in der Umgebung das Abtastergebnis beeinflussen. Der Test war so konzipiert, daß das PERTHOMETER eine glatte Stelle des Tiefeneichmaßes aus Glas (Fa. Feinprüf) 11mal abtastete. Jede Linie (Länge 1,5 mm) wurde in 11 Strecken geteilt und deren Standardabweichung (S.D.) bestimmt. Um die Varianz innerhalb der Linie anzugeben, wurde die S.D. der S.D. der 11 Streckenabschnitte berechnet.

Einstellungen

Beim Erschütterungstest wurden alle Störfaktoren (Erschütterung, Bewegungen von Personen...) vermieden.

Einstellungen am PERTHOMETER

Vertikale Vergrößerung = 5
Schrittmotor : AUS

Einstellungen im Programm "DENTMES"

x-Bereich = 1,5 mm
x-Auflösung = 10 µm
Abtastgeschwindigkeit = 0,5 mm/s
y-Bereich = 1,5 mm
y-Auflösung = 10 µm
Vertikale Vergrößerung = 5

Tests

Ruhe (R): Keine Bewegung des Testers.

Gehen (G): Der Tester geht absichtlich kräftig hin und her, ca. 0,5 m weit vom Tisch entfernt.

Tür (T): Der Tester macht die Tür laut auf und zu mit einer Frequenz von 1x /s.

Springen (S): Der Tester springt kräftig 2 mal pro Sekunde ca. 0,5 m weit vom Tisch entfernt auf.

Tisch (D): Der Tester klopft kräftig mit unregelmäßigem Takt auf den Tisch, ca. 20 cm vom Steinbrett des PERTHOMETERS entfernt.

Eichung des Programms "VISILOG"

Eine Abtastung des Eichglases wurde durchgeführt und die Daten ins Programm "VISILOG" eingegeben. Mit der Funktion "INQUIRE PIXEL" wurde die z-Distanz zwischen der tiefsten Linie und dem Rand der Rille ausgerechnet. Die Unterschiede zwischen der wirklichen Tiefe und der errechneten Tiefe von VISILOG wurden durch Einstellung des Vergrößerungsfaktors im Programm "DENTMES" ausgeglichen. Das Programm steuert das PERTHOMETER, nimmt das Abtastsignal vom PERTHOMETER ab und bereitet die Daten für VISILOG auf. Mit dem korrigierten Vergrößerungsfaktor wurden alle Proben der ersten Versuchsreihe nochmals abgetastet.

Volumeneichung mit der gravimetrischen Methode

Um Systemfehler zu bestimmen, mußte eine Methode gefunden werden, die ein exaktes Volumen bestimmen kann. Zwölf Goldplättchen (Degulor A, Degussa) wurden je zehn Mal auf einer Präzisionswaage bis auf ein Hundertstel Milligramm genau abgewogen. Die Goldplättchen wurden zuvor in 90%igem Alkohol für 60 Sekunden im Ultraschallbad gereinigt. Die gemittelte Gewichtsangabe (W0) jedes Blättchens wurde berechnet. Auf jedem Goldstück

wurde eine kleine Abriebstelle, die eine ähnliche Größe wie der vom Kausimulator erzeugte Abrieb besitzt, mit einem Rosenbohrer erzeugt. Die Goldstücke wurden wieder gereinigt und 10mal gewogen. Die mittlere Gewichtsangabe (W1) wurde wieder berechnet. Die Differenz zwischen dem Gewicht vor und nach dem Abrieb (W0-W1) wurde errechnet und dann durch die Dichte der Goldlegierung (17,2 g/cm^3) dividiert. So ließ sich das "abgeriebene Volumen" exakt bestimmen. Jedes der zwölf Goldstücke wurde anschließend mit dem PERTHOMETER jeweils 10mal abgetastet. Die so gewonnen Daten wurden dann mit Hilfe des Programms "VISILOG" ausgewertet und mit den gravimetrischen Werten verglichen.

4.5 Screening der Antagonistenmaterialien

In einem Vorversuch sollten schmelzähnliche Antagonistenmaterialien ermittelt werden. Zunächst wurden 4 Proben von jedem Antagonistenmaterial getestet. Ungeeigneten Materialien wurden nach dem Vorversuch verworfen. Von den Antagonisten mit schmelzähnlicher Abrasion wurden anschließend jeweils 6 Proben überprüft. Das Probenmaterial, gegen das die Antagonisten getestet wurden, war für alle Materialien gleich.

Material

a. Probe

P-50® lichthärtender Kunststoff (Fa. 3M, Mechelen)

b. Antagonist

- Schmelzhöcker von menschlichen Seitenzähnen (die Schmelzhöcker wurden hinsichtlich makroskopisch ähnlicher Oberflächenkrümmung ausgewählt).
- Steatit (Hoechst CeramTech AG) ø=3 bzw. 6 mm
- Kompositschleifkörper (Rösler Gleitschlifftechnik):
  RKB/W 20K (braun) RKM 10K (rosa)
  (Die Unterschiede liegen in der anteiligen Mischung verschiedener Korngrößen).

Methode (Versuchsprotokoll)

a. Proben herstellen:

- Probenträger silanisieren (ROCATECTOR®).
- Kunststoff in Al-Formen (2 mm Schichtstärke, 8 mm Durchmesser) einfüllen, mit einem PVC-Streifen (FRASACO®) bedecken und gegen eine Glasscheibe drücken.

- Lichthärten 60s (Kulzer TRANSLUX EC®), dann in der LIGHT BOX® mit Licht und Hitze 60s nachvergüten.
- Proben 24h bei Raumtemperatur trocken lagern.
- Probenoberfläche auf einem Schleifgerät mit Wasserschleifpapier (ansteigende Körnung 400-1000 grid) planschleifen.

b. Antagonisten herstellen:

- Die vertikale Achse des Antagonisten auf die Achse des Aluminiumträgers ausrichten.
- Antagonist mit selbsthärtendem Kunststoff (PALADUR®) auf dem Träger fixieren.

c. Kontaktpunkte der Proben im Kausimulator registrieren.

d. Proben markieren:

Ca. 1 mm neben dem Kontaktpunkt der Probe mit Diamantbohrer eine Kerbe bohren, so daß Kerbe und Kontaktpunkt in einem 4,8 x 4,8 mm-Bereich liegen.

e. Markierungen vermessen (PERTHOMETER® C5D):

Programm: DENTMES [16]

Einstellungen: Nadelgeschwindigkeit: 0,5 mm/s
Meßbereich: 4,8 x 4,8 mm
Meßabstand: 20 µm
Meßzeit: 120 min.

f. Proben 24 Stunden in destilliertem Wasser lagern.

g. Proben im Kausimulator testen.

Einstellungen:
Kauzyklen: 100.000
Anfahrdruck: 2 bar
Rückfahrdruck: 2 bar
Prüfdruck: 2 bar
Anfahrzeit: 0,5s
Rückfahrzeit: 0,2s
Prüfzeit: 0,33s [5, 14]
Befüllzeit: 15s
Entleerzeit: 1s

Temperatur: 37°C (destilliertes Wasser)
Systemgegendruck: 1,5 bar

h. Proben nochmals vermessen.

i. Datei auswerten mit dem Programm "VISILOG" (i486, UNIX INTERACTIVE).
Algorithmus: MARVELLOUS MATCHING [25]

4.6 Auswahl eines standardisierten Antagonisten-materials

Nach dem Vorversuch (siehe 4.5) und der Optimierung und Berechnung der Systemgenauigkeit wurden die Antagonisten, die ein schmelzähnliches Abrasionsverhalten hatten, in weiteren Testserien gegen den Kunststoff P-50® geprüft. Aus IPS-EMPRESS® wurden weitere kugelförmige Antagonistenprüfkörper mit einem Durchmesser von 6 mm hergestellt. Die IPS-EMPRESS®-Kugel wurden mit Diamantpolierpaste poliert, um eine standardisierte Oberfläche zu erzielen.

Antagonisten:

Steatitkugel (Hoechst CeramTech AG) ø = 3 bzw. 6 mm
menschliche Schmelzhöcker
IPS-EMPRESS®-Glaskeramik-Kugel (Ivoclar AG) ø = 6 mm

Einstellungen des Kausimulators

Anfahrdruck: 1,0 bar
Rückfahrdruck: 1,0 bar
Prüfdruck: 2,0 bar
Anfahrzeit: 0,2 s
Rückfahrzeit: 0,2 s
Prüfzeit: 0,33 s
Systemdruck: 5,5 bar
Systemgegendruck: ≤ 1,0 bar
Temperatur: 37° C

Einstellung des PERTHOMETERS:

Abtastbereich: 1,5 x 1,5 mm ohne vorherige Markierung
Meßabstand: 10 x10 µm
Nadelgeschwindigkeit: 0,5 mm/s

Meßzeit: 15 min.

Auswertungsalgorithmus:

MARVELLOUS MATCHING

Ausgleichsebene des Auswertungsalgorithmus:

computergeneriert, 1,5 x 1,5 mm, Grauwerte = 128.

Die statistische Bearbeitung des Datenmaterials erfolgte mit dem t-Test auf dem 5% Signifikanzniveau.

4.7 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien

Aufgrund der vorangegangenen Untersuchungen (siehe 4.6) wurde die 6mm-Steatitkugel als optimaler Antagonist zur Prüfung von Kontaktabrieb ausgewählt. Um zu prüfen, ob die 6mm-Steatitkugel eine gleichmäßige Wirkung auf verschiedene Probenmaterialien hat, wurden 11 Versuchsreihen à 8 Proben nacheinander gefahren. Fünf lichthärtende Kompositfüllungsmaterialien (HELIOMOLAR®, SILUX®, HERCULITE®, FUL-FIL® und CONTROL®), sowie zwei Keramiken (IPS-EMPRESS®, CEREC VITA MK II®) wurden getestet. Als Referenzmaterialien dienten Schmelzscheiben, Plexiglas und Aluminium.

Antagonist:

Steatitkugel, ø= 6mm

Proben:

IPS-EMPRESS® (Ivoclar)
CEREC VITA MKII® (Vita)
HELIOMOLAR® (Vivadent)
CONTROL® (Caulk)
SILUX PLUS® (3M)
HERCULITE XR® (Kerr)
FUL-FIL® (Caulk)
P-50® (3M)
menschlicher Schmelz
Plexiglas
Aluminium

Herstellung der Proben und Antagonisten :

Die Steatitantagonisten und Kompositproben wurden mit dem Verfahren wie unter Kapital 4.5 beschrieben hergestellt. IPS-EMPRESS®- und CEREC VITA MKII®-Proben wurden aus angefertigten Würfeln bis 1000 grid plangeschliffen und anschließend mit 2-Komponentenkleber auf einem Al-Träger befestigt. Die Schmelzplättchen wurden aus der lingualen Fläche von Unterkiefermolaren mit ähnlichen Stärke gewonnen und mit 2-Komponenten-kleber auf den Al-Träger geklebt. Plexiglasproben wurden aus einer 5-mm-starken Plexiglasscheibe in 1 x 1 cm Größe geschnitten und auf den Al-Träger befestigt. Die Aluminiumträger dienten selbst als Proben.

Einstellungen am Kausimulator und bei der Auswertung:

Alle Testparameter blieben unverändert (siehe 4.6).

Anschließend wurden die Ausgangsdaten von "VISILOG" und "MATCH 3D" mit einer mathematischen Berechnung verglichen. Bestimmt man nämlich näherungsweise den Abrieb als Volumen eines Kugelsegments, dann gilt:

$$V = \frac{\pi}{3} h^2 (3r - \pi)$$

mit r = 3mm (6mm-Steatitkugel) und h = 90% Quantil (Q90%) aus der Tiefenmessung (VISILOG) (Abb. 7).

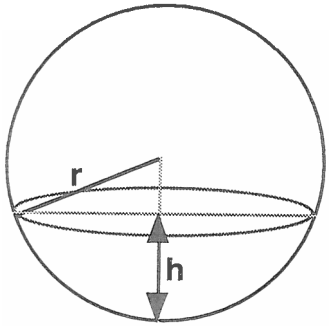


Abb. 7: Volumen des Kugelsegments.

Die statistische Bearbeitung des Datenmaterials erfolgte mit dem t-Test auf dem 5% Signifikanzniveau. Am Versuchsende wurden alle Antagonistenprüfkörper und Proben rasterelektronenmikroskopisch untersucht und ausgewertet.

5. Ergebnisse

5.1 Systematische Prüfung des Kausimulators

Einstellungstest

Die Wirkungen der verschiedenen Parameter wurden aufgenommen und in Tabelle 1 aufgezeichnet.

Zeit (Sek.)			Druck (bar)			Bewegung	Bemerkung
Anf.	Prüf.	Rück.	Anf.	Prüf.	Rück.		
0	0	0	0	0	1	zittert	
0	0	0	0	1	0	zittert	
0	0	0	1	0	0	zittert	
1	0	0	0	0	0	keine	
0	1	0	0	0	0	keine	
0	0	1	0	0	0	keine	
1	0	0	1	0	0	Anfahrt	bleibt auf der Probe
0	1	0	0	1	0	Anfahrt	bleibt auf der Probe
0	0	1	0	0	1	kaut	
1	0	0	1	0	1	Anfahrt	bleibt auf der Probe
1	0	1	1	0	1	kaut	Zyklendauer≤3 Sek.
1	0	1	1	0	0	kaut	

Tabelle 1: Die Wirkung verschiedener Systemeinstellungen. Systemdruck: 5,5 bar; Gegendruck: ≤1,0 bar (weitere Erläuterungen siehe Text).

Die Auswertung hat ergeben:

a. Um eine normale Bewegung der Achsen zu ermöglichen, sollte der Parameter "Rückfahrzeit" nicht auf Null eingestellt werden.
b. Wird der Parameter "Rückfahrzeit" auf Null eingestellt, bleiben die Achsen nach der ersten Anfahrt auf den Proben und fahren nicht zurück.
c. Werden die Parameter "Rückfahrdruck" und "Rückfahrzeit" eingegeben, bewegen die Achsen sich normal.
d. Wird der Parameter "Rückfahrzeit" nicht auf Null eingestellt, obwohl der Parameter "Rückfahrdruck" auf Null eingestellt ist, bewegen sich die Achsen normal, nur in einem anderen Rhythmus.
e. Die Summe der Zeiteinstellungen (Anfahrzeit + Prüfzeit + Rückfahrzeit) und die tatsächliche Zeitdauer der Kaubewegung stimmen nicht überein. Die wirkliche Dauer ist immer länger als die Summe der einzelnen Zeiteinstellungen.

Einfluß der Rückfahrzeit

Rückf. Zeit (Sek.)	Bewegung	Zyklenzahl / 10s
0	zittert	unberechenbar
0,1	kaut (unvollständig)	60
0,2	kaut	24
0,3	kaut	17
0,5	kaut	10

Tabelle 2: Einfluß der Rückfahrzeit:
Einstellungen am Kausimulator:
Systemdruck: 5,5 bar
Systemgegendruck: ≤1,0 bar
Rückfahrdruck: 1,0 bar
Alle anderen Einstellungen: 0

Die Ergebnisse lassen sich wie folgt zusammenfassen:

a. Die minimale Einstellung für eine vollständige Rückfahrt ist 0,2 Sekunden.

b. Die Einstellung des Parameters "Rückfahrzeit" und der vom LED-Bildschirm abgelesenen Zyklenzahl pro Zeit stimmen nicht überein.

Einfluß des Systemgegendrucks

Gegendruck(bar)	Bewegung
1,0	Anfahrt, bleibt auf der Probe
2,0	zittert aufwärts
3,0	unvollständige, rasche Aufwärtsbewegung

Tabelle 3: Einfluß des Systemgegendrucks:
Einstellungen am Kausimulator:
Systemdruck: 5,5 bar
Anfahrdruck: 1,0 bar
Anfahrzeit: 1,0s
Rückfahrzeit: 0s
Alle anderen Einstellungen: 0

Ist der Systemgegendruck stark genug, kann die Achse noch zurückfahren, obwohl der Parameter "Rückfahrzeit" auf Null eingestellt ist.

Kaukraftmessung des unveränderten Kausimulators

Kammer	1	2	3	4	5	6	7	8
Max	31,84	39,44	33,02	36,10	33,79	39,27	32,67	35,95
$\bar{x}$(2,0 b.)	31,47	37,98	31,34	34,56	33,36	37,12	31,08	34,96
S.D.	0,38	1,34	1,57	1,31	0,31	1,79	1,32	0,77
n	3	4	3	3	3	3	3	3

Tabelle 4: Ergebnisse der ersten Kaukraftmessung in N:
Durchschnitt der Mittelwerte: 34,0 N
Standardabweichung der Mittelwerte: 2,45 N
Prüfdurck= 2,0 bar

Die Ergebnisse zeigen, daß die Kaubelastung in den Testkammern sehr ungleichmäßig war. Der Kaukraftmittelwert der acht Testkammern betrug bei der vorgegebenen Druckeinstellung tatsächlich nur 34,0 N, 16 N weniger als beabsichtigt. Die Standardabweichung des Mittelwertes der acht Testkammern bei 3-4 Kauzyklen betrug 2,45 N, entsprechend 7,2%. Der größte Unterschied der Maximalwerte lag bei 7,6 N. Die von MAIER [21] angegebene Kraft (50 N) wurde mit 2 bar nicht erreicht. Bei mehreren Kauzyklen zeigte sich zu Beginn der höchste Kraftwert, danach fiel die Kraft langsam ab bis der Kompressor automatisch anlief; ab diesem Zeitpunkt nahm die Kraft wieder zu. Die Mittelwerte der aufeinanderfolgenden Kraftstöße in einer Einzeltestkammer zeigten eine Standardabweichung von 3,2% (Abb. 8).

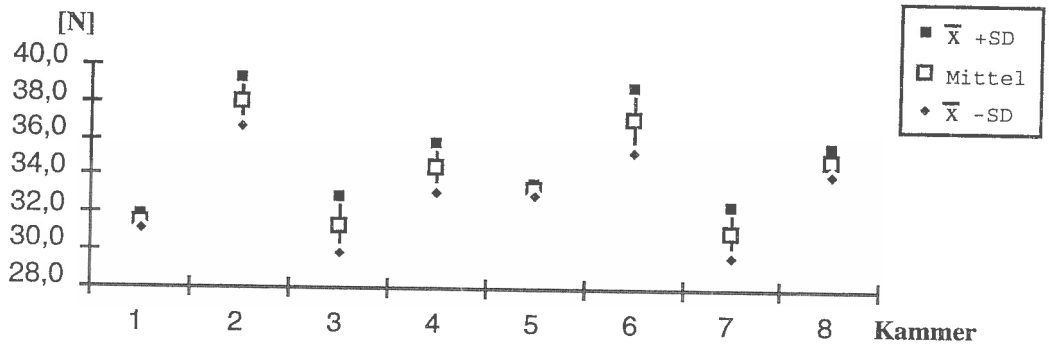


Abb. 8: Kraftabgabe der acht Testkammern.

Kaukraftmessung des verbesserten Kausimulators

Kammer	1	2	3	4	5	6	7	8
1,5 bar								
Max.	32,34	35,37	34,21	29,29	32,01	35,64	35,00	33,37
$\bar{x}$	28,21	32,44	30,92	27,06	30,46	32,45	31,50	31,03
S.D.	2,28	0,86	1,05	1,16	0,30	1,13	1,41	0,46
n	16	14	11	12	11	12	12	13
2,0 bar								
Max.	51,74	55,79	56,92	50,90	56,22	57,25	55,25	57,36
$\bar{x}$	50,33	53,30	53,38	48,87	53,62	54,59	53,33	54,17
S.D.	0,46	0,56	0,88	0,60	0,82	0,78	0,76	0,85
n	11	12	11	11	12	12	12	13
2,5 bar								
Max.	71,53	76,48	75,10	71,31	76,00	75,64	75,28	77,43
$\bar{x}$	66,28	72,57	72,36	68,43	73,14	73,20	71,75	73,96
S.D.	0,36	0,86	0,27	0,50	0,52	0,16	0,71	0,63
n	12	11	11	11	12	12	12	11

Tabelle 5: Ergebnisse der zweiten Kaukraftmessung [N]:
Durchschnitt der Mittelwerte:
30,5 N (1,5 bar); 52,7 N (2,0 bar); 71,5 N (2,5 bar)
Standardabweichung der Mittelwerte:
1,93 N (1,5 bar); 2,00 N (2,0 bar); 2,68 N (2,5 bar)

Durch Anschluß des Kausimulators an die zentrale Druckluftversorgung und Nachjustierungsarbeiten konnten deutliche Verbesserungen erreicht werden. Die Kraftmittelwerte der acht Testkammern bei den Prüfdruckeinstellungen 1,5 bar, 2,0 bar und 2,5 bar sind: 30,5 N, 52,7 N und 71.5 N. Bei 2,0 bar wurde jetzt eine um 55,1% höhere Kraft erreicht. Die Standardabweichungen bei 1,5, 2,0 und 2,5 bar sind jetzt nur noch 1,93 N, 2,00 N und 2,68 N, entsprechend 6,3%, 3,8% und 3,8%. Die größten Unterschiede der Maximalwerte betragen 6,3 N, 6,5 N und 6,1 N. Die Einzelkammerstreuungen reduzierten sich von 3,2% auf 1,4% und die Streuungen aller Kammern untereinander von 7,2% auf 3,8% (Abb. 9).

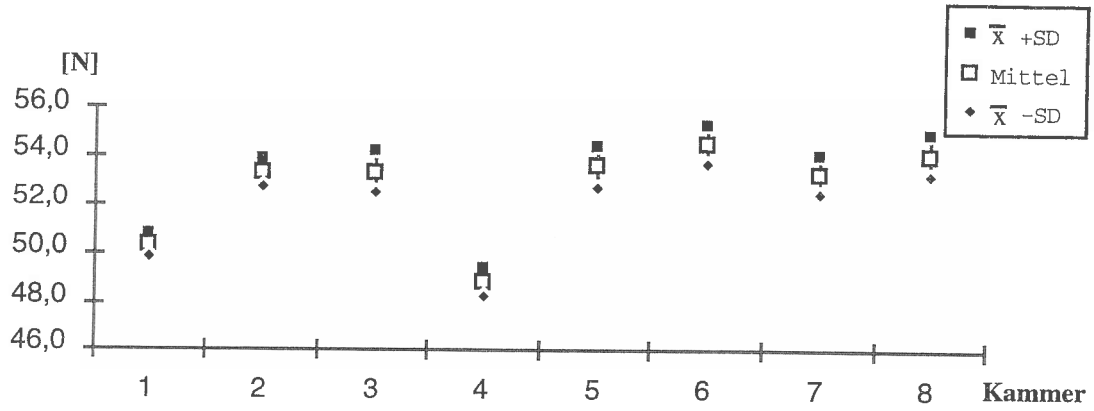


Abb. 9: Kraftabgabe der acht Testkammern nach Optimierung.

Das Kaukraft-Prüfdruck-Diagramm zeigt einen fast linearen Zusammenhang zwischen Kaukraft und Prüfdruck.

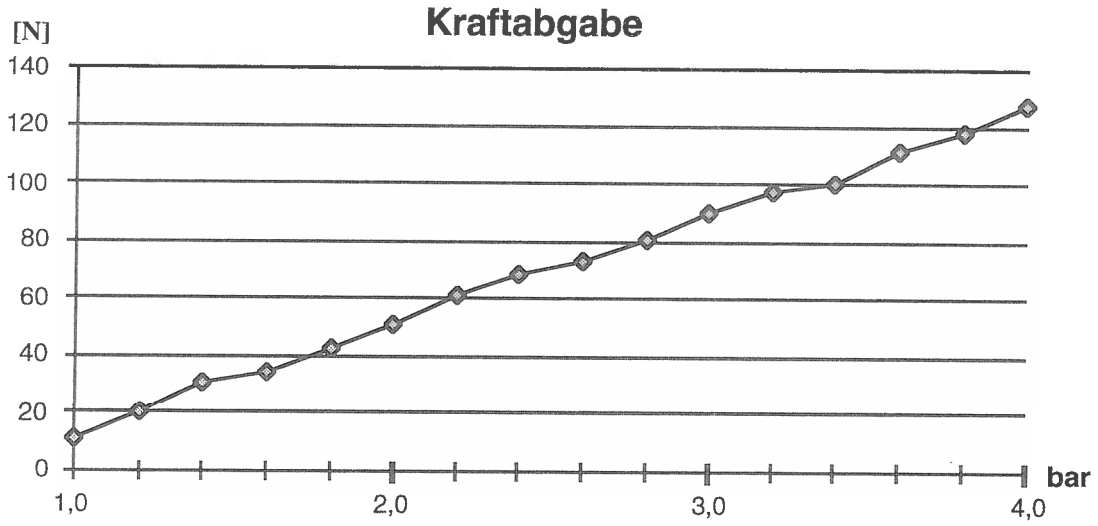


Abb. 10: Kaukraft-Prüfdruck-Diagramm.

Der Kraftverlauf am Ort der Probe ergab drei Kraftphasen: Anfahrts-, Prüf- und Rückfahrtsphase, entsprechend den drei erkennbaren Stufen in Abbildung 11. Zu beachten ist der Impact in Phase I von etwa 15 N.

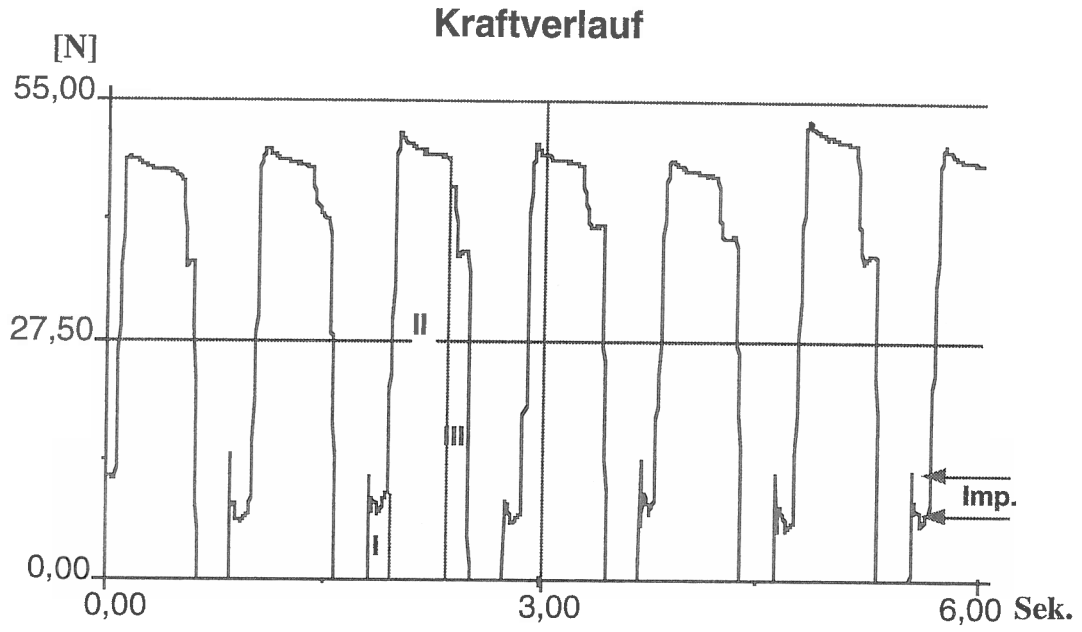


Abb. 11: Kaukraftverlauf des Kausimulators. Der dreistufige Aufbau des Kraftverlaufs ist leicht zu erkennen. I - III: Erste bis dritte Phase, Imp.: Impact.

Die Höhe der Stufen wird bestimmt durch die Druckeinstellungen, die Breite durch die Zeiteinstellungen. Eine stufenlose Einstellung des Kraftverlaufs ist nicht möglich.

5.2 Auswertungsgenauigkeit

Verschiedene Versuche für die Genauigkeit des Auswertungsystems wurden durchgeführt, der Erschütterungstest für das PERTHOMETER, die Tiefenbestimmung für das Programm "VISILOG" und anschließend ein Vergleich der Ergebnisse von "VISILOG" mit denen der gravimetrischen Methode. Da der Vergrößerungsfaktor des Programms "DENTMES" während der Tests geändert wurde, ist zusätzlich ein Vergleich der Ergebnisse vor und nach Korrektur des Vergrößerungsfaktors durchgeführt worden.

Erschütterungstest

S.D. (µm)	Ruhe	Gehen	Tür	Sprung	Tisch
L1	14,12	14,10	14,17	13,99	14,38
L2	14,11	14,09	14,13	14,03	14,43
L3	14,11	14,11	14,16	14,21	12,91
L4	14,14	14,14	14,17	14,30	15,91
L5	14,14	14,21	14,27	14,35	15,26
L6	14,14	14,12	14,11	13,98	13,46
L7	14,18	14,20	14,11	13,85	13,77
L8	14,17	14,16	14,21	14,26	14,77
L9	14,15	14,10	14,22	14,27	14,80
L10	14,15	14,19	14,20	14,10	14,42
L11	14,20	14,16	14,16	14,19	12,00
a(L1..L11)	14,15	14,14	14,17	14,14	14,19
S.D.(L1..L11)	0,027	0,042	0,050	0,160	1,100
S.D.(L1..L11)%	0,20%	0,30%	0,35%	1,13%	7,89%

Tabelle 6: Ergebnis des Erschütterungstests. L: Linie; a: Durchschnitt; S.D.: Standardabweichung.

Tabelle 6 erfaßt die Durchschnittswerte und Standardabweichungen aller fünf Tests. Die Ergebnisse zeigen, daß die Reihenfolge des Einflusses (von stärker nach schwächer geordnet: Tisch, Sprung, Tür, Gehen) wie vorgesehen verläuft. Die Standardabweichung der Standardabweichungen der Testreihe "Tisch" ist besonders dominierend (7.9% der Durchschnittsstandardabweichungen) und ist höher als bei der Testreihe "Ruhe". Der normale Einfluß von Personen (Gehen, Tür auf-und-zu-machen) ist nicht entscheidend.

Tiefenbestimmung

Bei Nullstellung des PERTHOMETERS war es fraglich, ob die Tiefenmessung des PERTHOMETERS und von "VISILOG" übereinstimmten. Nach einigen Vergleichen war klar, daß der Vergrößerungsfaktor des "DENTMES"-Programms neu programmiert werden mußte. Nach Korrektur des Programms "DENTMES" (Adjustierung des Vergrößerungsfaktors) wurden fünf Punkte vom Rand und der tiefsten Linie jeder Rille des Prüfnormals ausgewählt und die vertikalen Distanzen ausgerechnet. Die Unterschiede zwischen dem Rand der Rille und der tiefsten Linie der Rille lagen zwischen 9,0 und 9,1 µm. Die vertikale Genauigkeit des "VISILOG"-Systems stimmt mit dem Prüfnormal überein.

Eichung des "DENTMES" Programms

Proben	n	D	S.D.	*D	*S.D.
RKB/W 20K braun	4	0,0040	0,0039	0,0020	0,0019
RKF 10K rosa	7	0,0172	0,0137	0,0081	0,0024
Schmelz	11	0,0114	0,0066	0,0080	0,0044
Steatit 3 mm	8	0,0185	0,0144	0,0149	0,0068
Steatit 6 mm	10	0,0147	0,0091	0,0084	0,0041
Durchschnitt		0,0132	0,0095	0,0083	0,0039

Tabelle 7: Ergebnisse nach Korrektor des Vergrößerungsfaktors. D: Durchschnittsvolumen in mm^3; S.D.: Standardabweichung in mm^3; n: Stückzahl; *: nach Korrektur.

Diese Tabelle erfaßt den Unterschied der Volumina nach Korrektur des Vergrößerungsfaktors. Die Standardabweichung ist von vorher 72% bis auf 47% des Durchschnittsvolumens reduziert worden. Die Volumina nach der Korrektur des Vergrößerungsfaktors bewegen sich zwischen 47% (bei RKF 10K) und 81% (bei Steatit 3 mm) Anteil des vorherigen Volumens. In Abbildung 12 ist deutlich zu sehen, daß die Streuungen reduziert wurden.

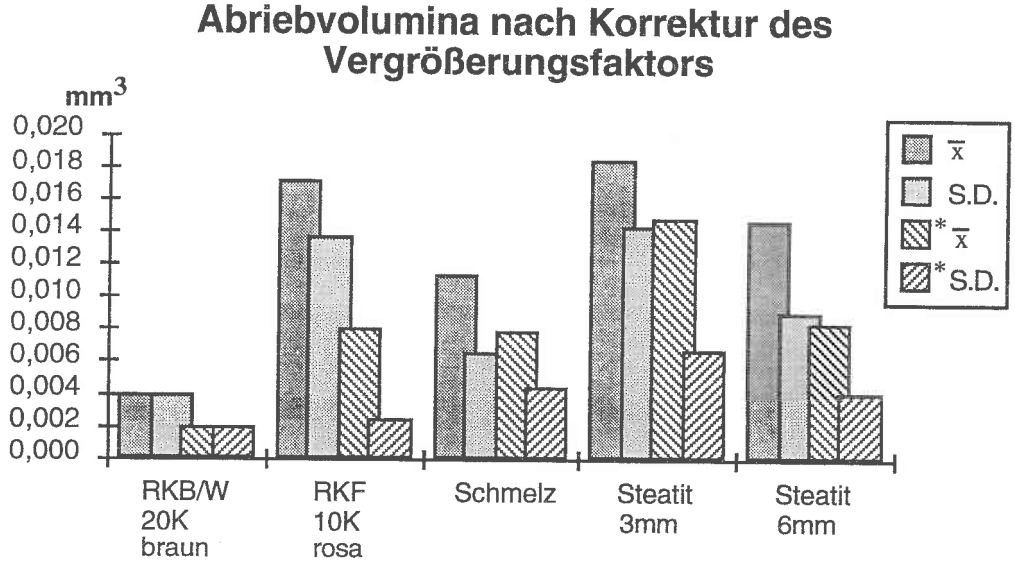


Abb. 12: Die Korrektur des Vergrößerungsfaktors reduziert die Streuung. $\bar{x}$: Mittelwert der Abriebvolumina, S.D.: Standardabweichung, *: nach Korrektur.

Vergleich des "VISILOG" mit der gravimetrischen Methode

Nachdem die abgeriebenen Goldstücke wieder je 10x gewogen worden waren, wurden die Gewichtsverluste und anschließend die Abriebvolumina berechnet. Das Volumen der gravimetrischen Methode wird als V0 und das Durchschnittsvolumen von VISILOG als Vi bezeichnet. Die Ausgangswerte werden zusammengefaßt als Tabelle gezeigt (Tabelle 8).

Degussa: Degulor A Dichte:17,2g/cm^3

Gold	aV0	S.D.V0	aVi	SD Vi	aVi/aV0
I	0,0279	0,0028	0,0185	0,0014	0,6635
II	0,0312	0,0008	0,0231	0,0003	0,7408
III	0,0106	0,0044	0,0094	0,0003	0,8812
IV	0,0059	0,0055	0,0035	0,0001	0,5926
V	0,0055	0,0009	0,0047	0,0001	0,8463
VI	0,0349	0,0026	0,0234	0,0007	0,6708
VII	0,0130	0,0064	0,0103	0,0002	0,7873
VIII	0,0366	0,0072	0,0206	0,0007	0,5631
IX	0,0089	0,0013	0,0065	0,0001	0,7331
X	0,0187	0,0027	0,0142	0,0011	0,7607
XI	0,0102	0,0037	0,0066	0,0005	0,6476
XII	0,0144	0,0029	0,0086	0,0000	0,5943

in mm^3

Tabelle 8: Ergebnisse der gravimetrischen Eichmethode. a: Durchschnitt; V0: Volumen der gravimetrischen Methode; Vi: Volumen von VISILOG, i = 1 - 10 (10x Messung, 10x Auswertung mit VISILOG).

Die gemittelte Standardabweichung der gravimetrischen Methode (S.D.V0 / aV0) beträgt 27,1%, von VISILOG, 3,9%. Das Verhältnis der Mittelwerte von gravimetrischer Methode und VISILOG beträgt 70,7 ± 10,2%.

5.3 Screening der Antagonistenmaterialien

4 Antagonistenmaterialien (2 Komposit- und 2 Steatitkörper) wurden gegen P-50® (Fa. 3M) getestet und mit Schmelzantagonisten verglichen. Der durchschnittliche Abrieb wurde als Volumen bestimmt.

Antagonisten	n	Durchschnitt Vol. (mm^3)	S.D. (mm^3)
Schmelz	10	0,01096	0,00684
Steatit 3mm	10	0,02234	0,01471
Steatit 6mm	10	0,01594	0,00993
RKM 10K rosa	4	0,01121	0,00339
RKB/W 20K braun	4	0,00596	0,00384

Tabelle 9: Ergebnis des Screening.

Tabelle 9 zeigt die Ergebnisse des Screening. Schmelz diente als Kontollgruppe. Das Ergebnis bedeutet, daß der Abrieb durch Schmelz wenig Streuung aufweist.

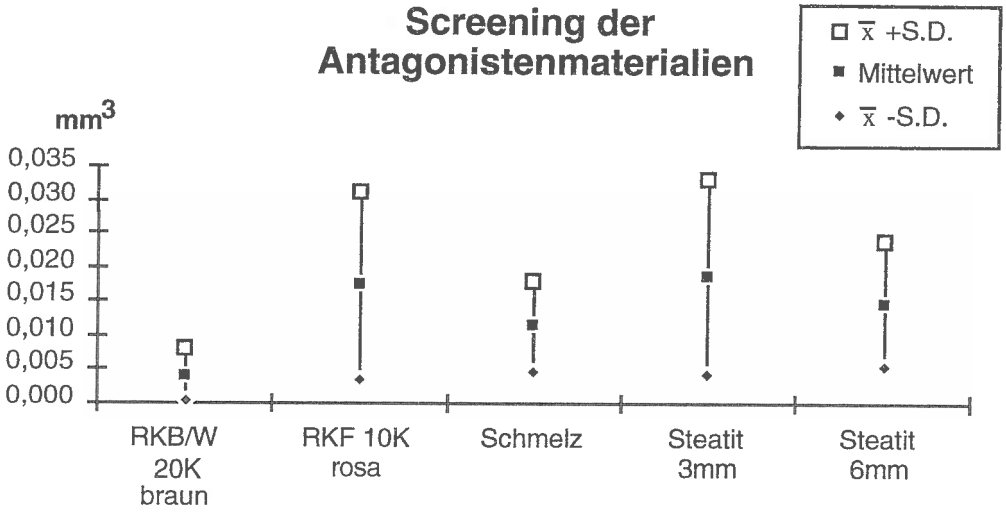


Abb. 13: Abriebvolumen des Screening.

Der von 3 mm Steatit erzeugte Abrieb ist größer als der der anderen Antagonisten (Abb. 13). Das Kompositmaterial RKF 10K (rosa) zeigt ein steatitähnliches Verhalten. Das Kompositmaterial RKB/W 20K (braun) erzeugt sehr geringe Abriebvolumina im Vergleich zu anderen Antagonisten. Als Antagonistenmaterial scheidet RKB/W 20K aus.

5.4 Auswahl eines standardisierten Antagonisten-materials

Nach der systematischen Eichung des Auswertungssystems wurden die Ergebnisse des Vorversuchs mit den Ergebnissen des Hauptversuchs zusammengefaßt. Tabelle 10 faßt die Ergebnisse der durchschnittlichen vertikalen Höhenverluste und der durchschnittlichen Abriebvolumina für alle

Proben zusammen. Die Werte der IPS-EMPRESS®-Proben waren signifikant ($p < 0,05$) kleiner als die Schmelzdaten. Die weiteren Gruppen ließen keine Unterschiede zu den Schmelzdaten erkennen.

Die rasterelektronenmikroskopische Auswertung zeigte, daß die Abriebstelle auf dem Antagonisten aus Zahnschmelz meist schwierig zu finden war, da in der Regel schon vor dem Versuch Oberflächenschädigungen existierten. Entsprechend schwierig war es, eine intakte Stelle eines Schmelzhöckers auf die Probe auszurichten. Im Gegensatz dazu ist die Kontaktstelle am Steatit-antagonisten (siehe Abb. 20a u. b, S. 63) scharf begrenzt und deutlich von der Umgebung abgesetzt.

Auf IPS-EMPRESS®-Prüfkörpern ist die Abriebstelle wegen ihrer geringen Ausdehnung kaum zu erkennen. Unter dem REM war der Unterschied der Oberflächenpolitur zwischen verschiedenen IPS-EMPRESS®-Kugeln deutlich zu sehen (siehe Abb. 21a u. b, S. 64).

Antagonisten	n	$\bar{x}$ Tiefe [µm]	$\bar{x}$ Vol. [mm³]	S.D.[mm³]
Empress	43	15	0,0051	0,00385
Schmelz	19	41	0,0111	0,00900
Steatit 3mm	8	39	0,0117	0,00680
Steatit 6mm	18	27	0,0117	0,00500

Tabelle 10: Tiefen und Volumina der Abriebstellen.

5.5 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien

Nach den Verbesserungen am Kausimulator wurden 11 Werkstoffe mit 6mm-Steatitantagonisten getestet. Die Ergebnisse des Versuchs sind in Abbildung 14 dargestellt.

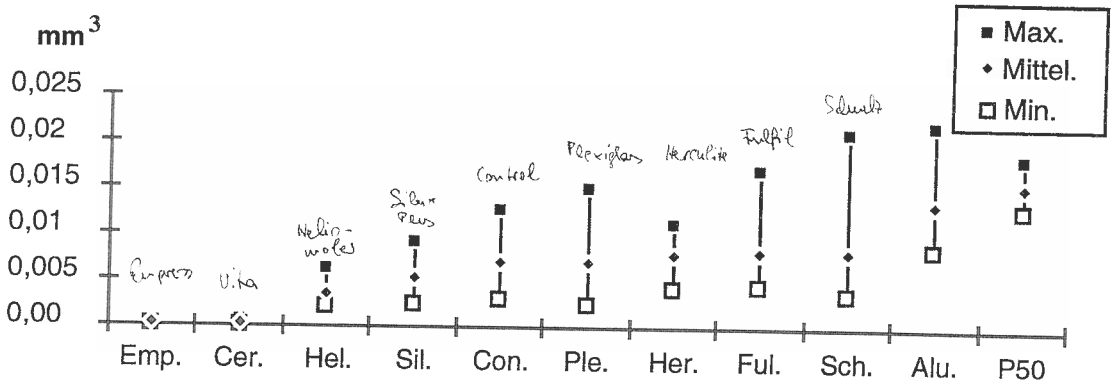


Abb. 14 Abriebvolumina der verschiedenen Probenmaterialien.

Materialverluste ergaben sich in folgender Reihenfolge (von gering bis groß): IPS-EMPRESS®, CEREC VITA MKII®, HELIOMOLAR®, SILUX®, CONTROL®, PLEXIGLAS®, HERCULITE®, FUL-FIL®, Schmelz, Aluminium und P-50®. Die Keramiken sind bis zu 10mal abriebfester als die anderen Materialien; Aluminium und P-50® zeigten im Vergleich deutlich mehr Abrieb. Bei Kompositmaterialien ist HELIOMOLAR® besonders abriebfest, P-50® dagegen weist mehr Abrieb auf als die anderen. Die restlichen Kompositmaterialien haben einen schmelzähnlichen Materialverlust. Als reines, ungefülltes Polyacrylat zeigt Plexiglas ähnliche Abriebfestigkeit wie die meisten Komposite. Auffällig ist die große Streuung der Schmelzproben. Durch die Variabilität im biologischen Material ist dieses Ergebnis einfach zu verstehen. Die Reihenfolge der Streuungen ist folgende (S.D. in %): P-50® (13%), HERCULITE® (29%), Aluminium (35%), HELIOMOLAR® (37%), SILUX® (45%), CONTROL® (46%), CEREC VITA MKII® (48%), FUL-FIL® (49%), IPS-EMPRESS® (64%), Plexiglas (68%), Schmelz (71%).

Statistische Auswertung

Nach 26 Tests mit 15 verschiedenen Materialien und insgesamt 208 Proben zeigt die 6mm-Steatitkugel das zuverlässigste Verhalten von allen Materialien. Die Statistik der letzten Versuche bestätigt dieses Ergebnis. Der 6mm-Steatit-Antagonist produzierte so geringe Streuungen, daß signifikante Unterschiede zwischen verschiedenen Probenmaterialien aufgedeckt werden konnten.

	Emp.	Cer.	Hel.	Sil.	Con.	Ple.	Her.	Ful.	Sch.	Alu.	P50
Empress											
Cerec											
Heliomolar											
Silux	•	•									
Control	•	•	•								
Plexiglas	•	•	•								
Herculite	•	•	•								
Ful-Fil	•	•	•								
Schmelz	•	•	•								
Aluminium	•	•	•	•	•	•	•	•	•		
P50	•	•	•	•	•	•	•	•	•		

Tabelle 11: Statistik: • P<0,05

Tabelle 11 zeigt eine statistische Analyse der getesteten Materialien:

a. Die Keramiken CEREC VITA MKII® und IPS-EMPRESS® unterscheiden sich signifikant von allen anderen Materialien (außer HELIOMOLAR®), untereinander verhalten sie sich jedoch gleich.
b. Dasselbe gilt auch für Aluminium und P-50®.
c. HELIOMOLAR® verhält sich ähnlich wie die Keramiken und SILUX®, unterscheidet sich aber signifikant von allen anderen Materialien.

Vergleich verschiedener Algorithmen mit der mathematischen Berechnung

Um in Erfahrung zu bringen, ob der Algorithmus "MARVELLOUS MATCHING" und der vom selben Autor neu entwickelte Algorithmus "MATCH 3D" (der unter dem Betriebssystem MS-DOS läuft) die selben Ergebnisse liefern, wurden die Ergebnisse des Endversuchs zusätzlich auch mit dem Programm "MATCH 3D" ausgewertet. Das Volumen aus der mathematischen Berechnung wurde ebenfalls damit verglichen. Die Tiefendatei kommt aus den "VISILOG"-Ergebnissen, da die Tiefenbestimmung durch "VISILOG" zuverlässig ist (siehe 4.7, S. 25).

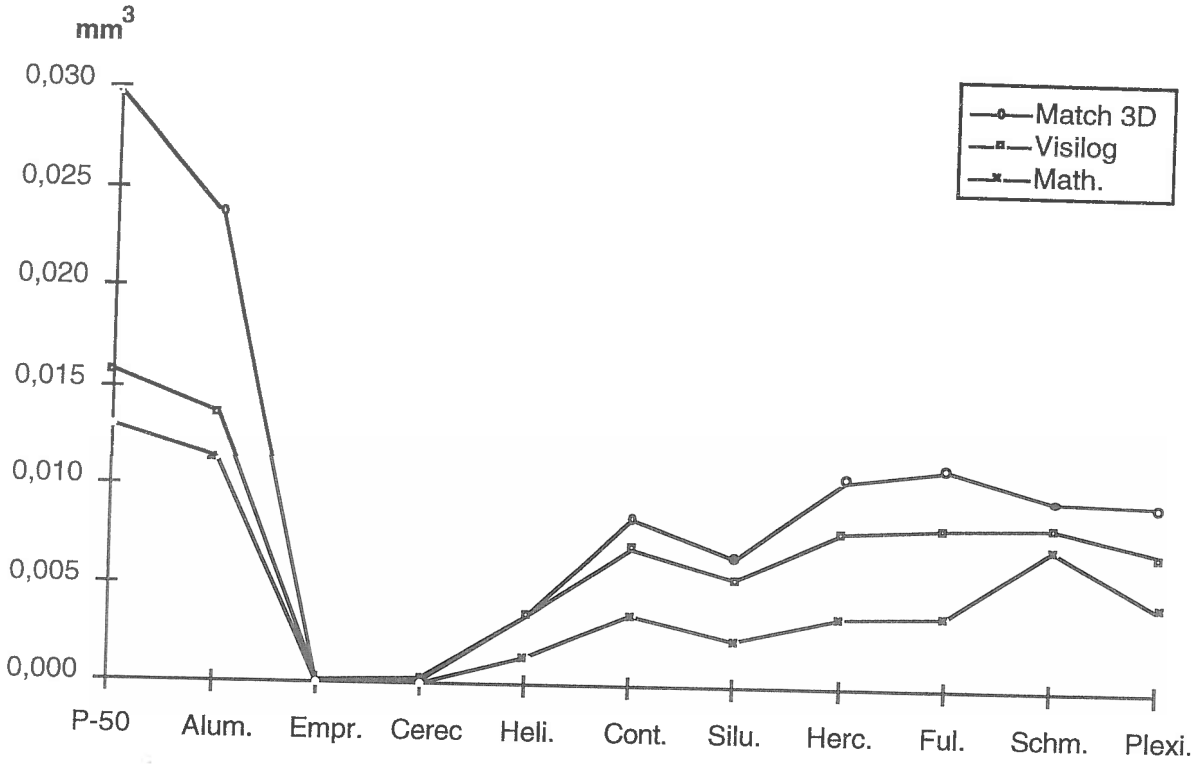


Abb. 15: Vergleich der durchschnittlichen Volumina verschiedener Auswertungsmethoden.

Abbildung 15 stellt den Vergleich der durchschnittlichen Volumina verschiedener Auswertungsmethoden dar. Auffällig ist, daß die Ergebnisse aus "MATCH 3D" wesentlich größer als die "VISILOG"-Ergebnisse sind. Da die wirklichen Volumina etwas größer als die "VISILOG"-Ergebnisse sein sollen (siehe 6.2), könnte es sein, daß der Algorithmus "MATCH 3D" genauer als "VISILOG" ist. Die Ergebnisse aus der mathematischen Berechnung sind kleiner als die "VISILOG"-Ergebnisse.

REM-Befund

Abschließend wurden die Materialproben und Antagonisten im Rasterelektronenmikroskop untersucht. Es wurden folgende Beobachtungen gemacht:

a. Auf allen Bildern (einschließlich der Keramiken) sind Spuren zu sehen, die von der Diamantnadel bei der Profilometerabtastung eingeschnitten wurden (siehe Abb. 22 u. 23, S. 65).

b. Die genaue Abriebstelle auf dem Antagonisten aus Zahnschmelz ist meist schwierig zu finden, da in der Regel schon vor dem Versuch Oberflächenschädigungen existierten. Ebenso ist es nicht einfach, eine intakte Stelle des Schmelzhöckers auf die Kauprobe auszurichten. Die Abriebstelle der Schmelzantagonisten wies eine wellenförmige Oberfläche auf (Abb. 19,

S. 63). Die Form des Abriebs wurde von der Morphologie des Antagonisten bestimmt.

c. Die Kontaktstelle des 6mm-Steatit-Antagonisten zeigt einen sehr deutlichen Abrieb (siehe Abb. 20a u. b, S. 63).

d. Dagegen sind die Abriebstellen beim IPS-EMPRESS®-Antagonisten fast unsichtbar (siehe Abb. 21a u. b, S. 64). Eine Abriebstelle mit nur ca. 500µm Durchmesser ist erkennbar. Die Politur bei Empress kann lokal sehr unterschiedlich aussehen und könnte auf unterschiedliche Oberflächenbeschaffenheiten hindeuten. Eventuell verursacht dies die große Streuung bei diesem Material.

e. Der Abrieb bei Keramikproben ist immer sehr gering und nur undeutlich zur Umgebung abgegrenzt (siehe Abb. 22 u. 23, S. 65), unter dem REM daher schwer auffindbar.

f. Die HELIOMOLAR®-Proben haben nur eine geringe Porigkeit und zeigen sehr kleine Füllkörper (siehe Abb. 24, S. 66).

g. CONTROL® reibt sich unregelmäßig ab, ist feinporig und besitzt Füllkörper sehr unterschiedlicher Größe (siehe Abb. 25, S. 67).

h. SILUX®-Proben zeigen regelmäßige Abriebformen und eine konstante Struktur; sie sind ebenfalls feinporig (siehe Abb. 26, S. 68).

i. FUL-FIL®-Proben zeigen regelmäßige Abriebformen und eine konstante Struktur; sie sind ebenfalls feinporig (siehe Abb. 28, S. 69).

j. Schmelzproben (siehe Abb. 29, S. 69) zeigen eine Abhängigkeit des Abriebs von der Oberflächenmorphologie. Absolut plane Oberflächen treten praktisch nicht auf, insofern sind sie nicht direkt vergleichbar mit künstlichen Materialien.

k. Plexiglas besitzt die rauhesten Abriebstellen aller Proben (siehe Abb. 30, S. 70).

l. Aluminium zeigt die glattesten Abriebstellen (siehe Abb. 31, S. 70).

6. Diskussion

6.1 Kausimulator

Der Erlanger Kausimulator imitiert folgende Situationen in der Mundhöhle: die Kaukraft, den Kraftverlauf, die Aufhängefunktion des Parodontiums und den Temperaturwechsel. Dank der Computersteuerung der acht Testeinheiten können Abriebuntersuchungen im Vergleich zu komplizierten, zeitintensiven In-Vivo-Untersuchungen schneller ausgeführt werden. Die Parameter der Computersteuerung können fast ideal eingestellt werden, so daß die Testgenauigkeit verbessert und die Testdauer abgekürzt werden kann. Trotzdem weist der Kausimulator noch einige Mängel auf.

Reproduzierbarkeit der Kaukraft

Die Kaukraft in jeder Kammer variiert um etwa 5 N. Zwischen den verschiedenen Kammern gab es ebenfalls Unterschiede bis zu 5 N. Die einzelnen Kammer für sich zeigten ebenfalls eine Streuung von max. 5 N. Zu Beginn der Kauzyklen wird die höchste Kraft gemessen, dann geht mit der Zeit die Kraft langsam zurück. Bei 2 bar Prüfdruck liegt sie im Bereich von ca. 35 N. Um die gewünschten 50 N Kaukraft zu erzeugen, wurden 2,6 bar benötigt. Die möglichen Ursachen der Streuung könnten sein:

Kapazität des Kompressors

Der Mittelwert von 3-4 aufeinanderfolgenden Kraftstößen einer einzelnen Testkammer zeigte eine Standardabweichung von 3,2%. Der Kraftabfall nach dem anfänglichen Maximum bewies, daß der ursprüngliche Kompressor für den Kausimulator zu schwach war. Um dieses Problem auszuschalten, sollte der Kausimulator an eine zentrale Druckluftversorgung mit genügender Kapazität angeschlossen werden.

Reibung

Unterschiede zwischen den einzelnen Testeinheiten, die von der Genauigkeit des Maschinenaufbaus und der Steuerung abhängig sind, existieren unvermeidlich in einem Kausimulator, der mit mehreren Testeinheiten arbeitet [14]. Kausimulatoren mit nur einer Testeinheit [5, 21, 34] haben dieses Problem nicht, sie sind aber nicht für den Test ausreichender Probenzahlen geeignet. Um die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse des Erlanger Kausimulators zu erhöhen,

mußten die Unterschiede der einzelnen Testeinheiten deshalb weitgehend ausgeglichen werden.

Die Kraftunterschiede zwischen den Kammern waren auf unterschiedliche mechanische Reibung zurückzuführen. Ursache waren die zu unpräzise gefertigten Kammern. Der geschweißte Metallrahmen war offensichtlich verzogen; Oberteil und Unterteil waren nicht parallel. Dieser Mangel bewirkte Abweichungen zwischen den Arbeitsachsen der Ventile und der Kammern (siehe Abb. 6, S. 18). Auch dies verursachte unterschiedliche Reibung in den Testkammern. Durch exakte Montage konnten die Reibungsunterschiede reduziert werden.

Kraftverlauf

Mit Dehnungsmeßstreifen wurde der Kraftverlauf am Ort der Probe bestimmt. Es gibt drei Kraftphasen: Anfahrt, Prüfung und Rückfahrt, entsprechend den drei erkennbaren Stufen im Diagramm (siehe Abb. 4, S. 13 u. Abb. 11, S. 32). Die Höhe der Stufen wird bestimmt von den Druckeinstellungen (Anfahrdruck, Prüfdruck, Rückfahrdruck) und die Breite von den Zeiteinstellungen (Anfahrzeit, Prüfzeit, Rückfahrzeit). Eine Einstellung des idealen Kraftverlaufs (positive Hälfte einer Sinuskurve) [6, 14] ist nicht möglich.

Impact

Der Kraftverlauf zeigt, daß selbst bei sehr ähnlich eingestellten Werten für Anfahrdruck und Systemgegendruck der Antagonist merklich auf die Probe aufschlägt (etwa 15 N Aufschlagkraft, siehe Abb. 11, S. 32). Ein sanftes Aufsetzen wäre zwar wünschenswert, konnte aber bisher nicht erreicht werden.

Wasserkreislauf

Das Abriebvolumen hängt auch vom korrekten Arbeiten des Wasserkreislaufs ab, mit dessen Hilfe die Proben wechselnden Temperaturen ausgesetzt werden. Einerseits dient Wasser als Energieüberträger, zum anderen beeinflußt Wasser - wenn es die Probe überspült - die Reibung zwischen Probe und Antagonist, und damit natürlich auch den Abrieb.

In vielen Versuchsreihen wurde deutlich, daß der Wasserkreislauf instabil arbeitete. Das hinter jeder Testkammer liegende Regelventil mußte häufig neu eingestellt werden, und es kam während der Versuche nicht selten zum völligen Austrocken einzelner Kammern, aber auch bisweilen zur Totalüberflutung.

Eine Hauptursache dafür ist sicherlich die Korrosion der Metalle, da bei früheren Versuchen Salzlösungen für den Wasserkreislauf verwendet wurden. Mit korrodierten Ventilen war die Einstellung schwierig, weil sich im Spülwassersystem die verschiedenen Leitungszweige gegenseitig beeinflußten. Wenn hinter einer Testkammer das Nadelventil nur ein bißchen gedrosselt wurde, bekamen die anderen Kammern sofort mehr Wasser. Auf diese Weise konnte keine gleichmäßige Wasserspülung in allen 8 Testkammern erreicht werden.

In die Kammern wird Wasser mit einer Düse eingespritzt. Mit der alten, unsicher befestigten Gummidüse konnte die Spülrichtung nur schlecht eingestellt werden. Das Wasser spritzte oft unkontrolliert zur Seite. Wenn die Nadelventile weiter geöffnet wurden, drang Wasser auch entlang der Stößelachse durch das Führungsrohr nach außen. Ohne diese Gummidüsen konnte allerdings nicht gearbeitet werden, da die Tauchpumpe überdimensioniert war (6000 l/h), folglich konnte das Wasser nicht schnell genug aus den Testkammern abfließen. Deshalb wurden die Tauchpumpen kleiner dimensioniert (1400 l/h) und die Düsen modifiziert.

Kühlkapazität

Bei schockartigem Temperaturwechsel (5-55°C) ist ein 4-Minuten-Rhythmus (2 Minuten warm, 2 Minuten kalt) [14] erwünscht, um eine schnelle Thermobelastung des Testmaterials zu verwirklichen. Beim Thermocycling nimmt erst das Wassersystem inklusive Schlauch und Metallteilen die Wärmeenergie auf. Das heißt, bevor das Kreislaufsystem nicht die gewünschte Temperatur erreicht, kommt die Wärme bzw. Kälte nicht zur Probe. Deshalb muß man dem gemeinsamen Warm/Kalt- Kreislaufsystem genügend Vorlauf lassen, bis alle Elemente im System die gewünschte Temperatur erreicht haben. Mit einer Kühlleistung von 750 W (bei 20 °C) konnte nur ein 6/6-Minuten-Zyklus erreicht werden. Da kaltes und warmes Wasser durch denselben Wasserkreislauf geleitet werden, ist ein 50°C-schockartiger Temperaturwechsel [2,10] bei dieser Dimensionierung der Wasserbecken nicht möglich.

Verbesserungsvorschläge

Probenbasissockel

a. Der Kausimulator sollte für verschiedene Forschungszwecke verschiedene Testeinheiten haben. Folgende Ideen zeigen zwei Probenbasissockel für Abrieb und Biegetest.

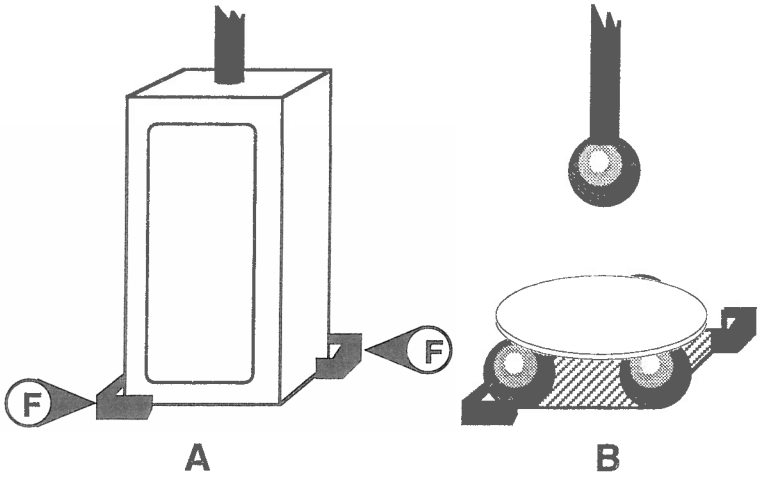


Abb. 16: Austauschbare Testeinheiten. A: 2-Körperabrieb, B: Biegefestigkeit, F: Befestigungselement der Testeinheiten.

b. Die laterale Bewegung der Probe bei Kaubelastung kann durch eine im Basissockel eingebaute Schraube nach Wunsch begrenzt werden.

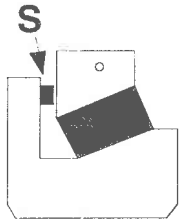


Abb. 17: Basissockel.
S: Schraube.

c. Die nicht genau definierte Elastizität der Gummipuffer stellt für die Forschung einen unkontrollierbaren Parameter dar. Empfehlenswert erscheint deshalb, die Puffer durch ein anderes Material zu ersetzen, dessen Elastizität genau definiert ist.

d. Eine standardisierte Entfernung zwischen den Proben und den Antagonisten kann durch Distanzsockel verschiedener Stärken erreicht werden.

Testkammer

a. Der Bau der Testkammern und des Befestigungsrahmens sollte sehr genau sein, so daß die Achsen genau ausgerichtet werden können. Die zentrale Achse der Testkammern muß parallel zur Hauptachse des Ventils verlaufen. Als Voraussetzung dafür muß das obere und untere Rahmenteil sehr genau ausgerichtet sein (siehe Abb. 6, S. 18).
b. In den Spalt zwischen Testkammer und Kauachse sollte eine Dichtung eingebaut werden, damit keine Flüssigkeit aus den Kammern austreten kann.

Wasserkreislauf

a. Bei schockartiger Änderung der Temperatur von -7°C bis +75°C, wie sie tatsächlich während der Mahlzeiten auftreten können, wird die Oberflächenfestigkeit der Kompositfüllungsmaterialien deutlich reduziert [2, 10]. Es ist daher empfehlenswert, auch die Thermobelastung mit einem Temperaturunterschied von mindestens 50°C in die Untersuchungen mit einzubeziehen [14]. Für einen schockartigen Temperaturwechsel sind zwei selbständige Düsen mit getrennten Wasserkreisläufen notwendig.
b. Zur Vermeidung von Temperaturverlusten in den Verteilungskammern (aus Aluminium) können die Verteilungskammern durch seriell verbundene Y-förmige Kunststoffabzweiganschlüsse ersetzt werden.
c. Für problemlosen Rückfluß sollten die Wasserkreisläufe statt mit Tauchpumpen durch Druckluft angetrieben werden.
d. Eingebaute Filter, vor allem Düsen, sollten wegen einfacherer Wartung schnell ausgetauscht werden können (zum Beispiel mit Schnellkupplungen).
e. Alle Teile, die mit Wasser in Berührung kommen, sollten wegen zukünftiger Verwendung von Salzlösungen aus nicht korrodierenden Materialien bestehen.
f. Für schockartige Temperaturwechsel sollte neben der Schaffung zweier separater Kreisläufe die Kühlkapazität des Kühlbades erhöht werden.

Montage

Um die Testkammern einfach aus- und einbauen zu können, sollten alle Schlauchverbindungen mit Schnellkupplungen versehen werden.

Programmierung

In den Boden jeder Testkammer sollten Kraftsensoren für Justierung und Dokumentation eingebaut werden, so daß die gewünschte Kaubelastung durch einen Regelkreis unabhängig von der Reibung erreicht wird. Die Geschwindigkeit der Kauachsenbewegung (cross-head velocity) sollte kontrollierbar sein, da dies für ein sanftes Aufsetzen des Antagonisten auf der Probe und für einen Biegefestigkeitstest notwendig ist. Durch mehrere

einstellbare Kraftstufen (z. B. statt Anfahrdurck, Prüfdruck und Rückfahrdruck nennt man die Parameter K1, K2,...K7.. usw.) könnte ein idealer Kraftverlauf nachgeahmt werden [6, 14] (siehe Abb. 18)

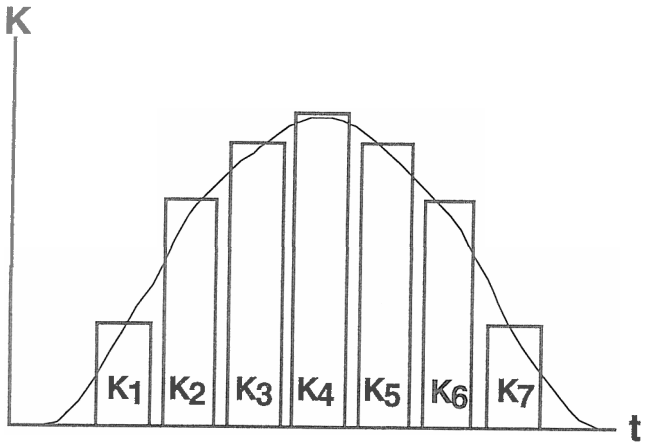


Abb. 18: Mögliche Änderung der Programmierung. Der Kraftverlauf könnte durch Programmierung in sieben Phasen besser nach Wunsch kontrolliert werden.

6.2 Auswertungssystem

Ein genaues Auswertungssystem ist sowohl für In-Vivo- als auch für In-Vitro-Tests notwendig, um die Testergebnisse objektiv beurteilen zu können. Das System sollte präzise und schnell auswerten können und das Ergebnis sollte reproduzierbar sein. Innerhalb der verschiedenen Auswertungssysteme bevorzugen wir die Kombination der mechanischen Profilabtastung mit der Computerbildverarbeitung, da diese Kombination eine genaue vertikale Auflösung bietet und den Aufwand der genauen Reposition der Proben während der Oberflächenabtastung vereinfacht. Die berührungslosen Oberflächenabtastungsmethoden, wie Laser-Abtastung [35, 37], Moirétopografie [27, 35] oder Abtastung mit Betateilchen [8, 11], bietet den Vorteil, daß keine Schädigung der Probenoberflächen verursacht wird (siehe 5.5), doch die erzielbare Auflösung ist für die Messung von geringen Abrasionen noch immer unzureichend. Um die Genauigkeit der mechanischen Oberflächenabtastung und Computerbildverarbeitung zu überprüfen, müssen die folgenden Punkte diskutiert werden.

Erschütterung

Der Abtastdiamant ist empfindlich gegen Erschütterungen. Wenn der Diamant eine glatte Glasoberfläche abtastet, wird durch die Erschütterung diese Fläche vom PERTHOMETER als rauh interpretiert. Je stärker die Erschütterung, desto rauher ist das Abtastergebnis. Dies bedeutet, daß die Stärke der Erschütterung und die Standardabweichung der Abtastergebnisse direkt proportional sind. Es gibt zwei Methoden um den Einfluß der Erschütterung zu testen: mit oder ohne Bewegung des Abtastdiamanten. Es könnte genauer sein, wenn der Diamant während des Tests auf einem Punkt stehenbleibt, da die Unterschiede der Werte genau die Erschütterung darstellen. Wegen der Realitätsnähe wurde die Linearabtastung des Diamants ausgewählt. Für die Erschütterung ist es durch die Rauhigkeit der Glasoberfläche einfacher, den sich bewegenden Diamanten zu beeinflussen als den stehenden. Bei quantitativer Analyse des Erschütterungseinflusses sollte man aber mit stehendem Abtastungsdiamanten testen.

Die Ergebnisse zeigen, daß keine Störungen durch die normale Arbeitsumgebung zu erwarten sind. Wenn man jedoch direkt den Tisch berührt, beeinflußt diese Erschütterung die Abtastung erheblich. Um ein optimales Ergebnis zu erhalten, sollte man trotzdem alle möglichen Erschütterungsquellen ausschalten.

Vergleich des "VISILOG" mit der gravimetrischen Methode

a. Der Vergrößerungsfaktor des "DENTMES" war richtig eingestellt, wenn die tatsächliche Tiefe mit der durch "VISILOG" angezeigten Tiefe übereinstimmt.
b. Wird dieselbe Probe vom PERTHOMETER mehrere Male abgetastet, ergibt sich eine Standardabweichung von 3,9%. Das heißt, die Ergebnisse des Programms "VISILOG" sind gut reproduzierbar.
c. Das Volumen, berechnet durch das Programm "VISILOG", ist durchschnittlich 30% geringer als das Volumen aus der gravimetrischen Methode. Die Standardabweichung des Quotienten aus beiden Methoden ist aber mit 10,2% relativ hoch. Zwischen den beiden Auswertungsmethoden besteht keine lineare Beziehung.
d. Im Prinzip gibt es wenig Fehlermöglichkeiten bei der gravimetrischen Methode. Faktoren, die die Ergebnisse der Messung beeinflussen, könnten sein:

- Die Genauigkeit der Waage (27,1% im Bereich < 1 mg).
- Der auf den Goldplättchen verbliebene Schmutz. Dieser Faktor wurde durch die Reinigung mit Alkohol im Ultraschalbad eliminiert.

- Aufgrund der Duktilität von Gold verblieb etwas Goldmasse am Rand der Abriebstelle. Diese reduzierte das berechnete Volumen aus der gravimetrischen Methode.

e. Da die abgetastete Tiefe und die wirkliche Tiefe übereinstimmten, könnten bei dem Programm "VISILOG" noch folgende Fehlerquellen vorliegen:

- Programmierfehler bei der Überlagerung der erzeugten Bilder.
- Die von dem Programm "VISILOG" ignorierten negativen z-Werte nach der Überlagerung der zwei Bilder. Durch Änderung der Reihenfolge der Bilder bei "MARVELLOUS MATCHING" kann man auch negative z-Werte berechnen. Der Fehler liegt im Bereich von 0,0001 mm^3. Dies ist nur bis 1% des Volumens und kann vernachlässigt werden.

Mathematische Berechnung des Abriebs

Zum Beispiel ist die Q90% Tiefe (**h**) einer Probe 15,51µm und der Radius (**r**) des Steatitantagonisten beträgt 3mm (Abb. 7, S. 26). Dies ergibt ein Volumen von 0,002 mm^3. Das Volumen aus VISILOG der selben Probe beträgt 0,0035 mm^3. Da der Abrieb immer größer als ein Kugelsegment ist, ist das berechnete Volumen kleiner. Durch die gleitenden Bewegungen des Antagonisten muß das tatsächliche Abriebvolumen (ellipsoidsegmentförmig) größer sein als das theoretische kugelsegmentförmige Abriebvolumen.

Mit diesem Denkansatz könnte die gravimetrische Überprüfung des Auswertungssystems verbessert werden. Der Abrieb auf den Goldplatten sollte möglichst kugelsegmentförmig sein, was mit Hilfe einer Präzisionsbohrmaschine durchgeführt werden könnte. Die Volumina sollten mit der gravimetrischen und der mathematischen Methode bestimmt werden. Wenn die Ergebnisse beider Methoden gut übereinstimmen, dann kann das Auswertungssystem mit den Goldplättchen geeicht werden. Zusammen mit den vorherigen Punkten ist es nicht möglich festzustellen, welche Methode eine bessere Genauigkeit verspricht. Für eine zukünftige Eichung des VISILOG sollte die Volumendifferenz viel größer gewählt werden. Nach dem Vergleich der zwei Auswertungsprogramme ist "MATCH 3D" wegen seiner Fähigkeit, positive und negative z-Werte zu berechnen, vorzuziehen. Dank der besseren Darstellung des Differenzbilds ist "MATCH 3D" für die Auflösung von geringem Abriebvolumina besser geeignet.

6.3 Auswahl eines standardisierten Antagonisten-materials

Dokumentationen über standardisierte Antagonisten für Kausimulatoren gibt es wenig. KREJCI [13] verglich Schmelzhöcker von Oberkiefermolaren mit standardisierten, kuppelförmigen Antagonisten aus Neusilber (63-67% Cu, 11-12% Ni, Zn ad 100%; ø = 3 mm). Der Autor bevorzugt Schmelzhöcker als Antagonisten für den Kausimulator, da die Abrasivität der Metallantagonisten deutlich schwächer als die von Schmelzhöckern war. LUTZ [19] standardisierte Schmelzhöcker der Oberkiefermolaren mit Diamantbohrern und Wasserschleifpapier (bis 1000 Grid) zu Kegelstümpfen, deren durchschnittliche Spitzenoberflächen 0,38 mm^2 waren. Die Beschaffenheit dieser Antagonisten wurde leider undeutlich beschrieben, es wurde nur erklärt, daß die Streuung des Abriebs von diesen Antagonisten geringer als die von In-Vivo-Ergebnissen war. Da die Oberflächenbeschaffenheit des Schmelzes durch Schleifen verändert war, und auch angesichts der unterschiedlichen Erbanlagen, ist es fraglich, ob diese Antagonisten wirklich standardisiert sind. Es ist auch unklar, ob die Spitzenfläche des Kegelstumpfs mit der wirklichen Kontaktoberfläche übereinstimmt.

Innerhalb der Gruppe der Kompositantagonisten aus dem technischen Bereich der Gleitschlifftechnik gab es kein Material, das als Zahnhöckerersatz bei In-Vitro-Versuchen in Frage käme. Dies läßt sich bereits bei näherer Betrachtung der werkstoffkundlichen Zusammensetzung erkennen. Es handelt sich um Komposite aus Polyesterharz mit einem Füllkörperanteil von 35 - 50 Vol% bei einer Füllkörpergröße von bis zu 315 µm. Allein aufgrund der Zusammensetzung erreichen diese Kunststoffe die Qualität moderner Dentalwerkstoffe nicht, sie sind somit auch zu deren Testung ungeeignet.

Der geringere Abrieb durch die IPS-EMPRESS®-Kugel war trotz des Durchmessers von 6 mm nicht mit den Steatitwerten vergleichbar. Dies läßt sich möglicherweise auf die Politur der Kugel zurückführen. Durch die fehlende Übereinstimmung mit den Werten von natürlichem Schmelz und dem hohen Aufwand bei der Herstellung der IPS-EMPRESS®-Kugel ist ihre Bedeutung als Antagonistenmaterial im Kausimulator gering.

Steatitkugeln sind grundsätzlich alle als standardisiertes Höckermaterial geeignet. Während dies für die Kugel mit einem Durchmesser von 9,5 mm bereits von WASSELL et. al. im direkten Kontaktabrieb gezeigt wurde [34], konnten

unsere Untersuchungen dies auch für die Kugeln mit 3 mm bzw. 6 mm Durchmesser bestätigen. Die 9,5mm-Kugel ist jedoch aufgrund des geringen Abriebvolumens bei der Oberflächenvermessung mit den größten Meßfehlern behaftet, so daß ihre Anwendung nicht sinnvoll erscheint. Wenn man die Werte des durchschnittlichen Höhenverlustes in die Formel zur Berechnung des Volumens eines Kugelsegmentes einsetzt, so läßt sich ein Volumenwert berechnen, der nur geringfügig kleiner ist als der gemessene Wert. Die Differenz dieser Werte läßt sich mit der bei der Berechnung vernachlässigten Abgleitbewegung erklären. Es wird ein Kugelsegment und kein ellipsoidsegmentförmig Körper berechnet. Die Oberflächenveränderungen durch den 3mm-Steatitantagonisten sind sowohl bei der vertikalen Abriebtiefe als auch hinsichtlich des Abriebvolumens den Schmelzwerten am nächsten. Man kann mit beiden Durchmessern der Steatitkugeln verschiedene Aussagen erhalten. Im Erlanger Kausimulator überlagern sich primär zwei Abriebmechanismen, nämlich der direkte Kontaktabrieb und der für spröde Materialien typische muschelartige Ausbruch durch lokale Materialüberlastung beim Impact. Der geringeren Standardabweichung bei den 6mm-Kugeln kann man entnehmen, daß hier der Einfluß des Sprödbruchs zumindest bei den getesteten 100.000 Lastzyklen nicht die dominierende Rolle spielt. Bei der Steatitkugel mit 3 mm Durchmesser gewinnt dagegen der Abrieb durch Sprödbruch an Bedeutung.

6.4 Abriebmessung an verschiedenen Füllungsmaterialien

Die Optimierung des Erlanger Kausystems hat sich bei diesem Test bewährt. Das System konnte die Verschleißfestigkeit von Keramik und Komposit differenzieren. Als homogenes Mikrofüllerkomposit zeigte sich HELIOMOLAR®, wie erwartet, als das abriebfesteste Komposit. Obwohl CONTROL® als negative Referenz dienen sollte, zeigte es im Vergleich zu den anderen Kompositen ähnliche Ergebnisse. P-50® hatte den größten Abrieb mit der kleinsten Streuung; die Ursache ließ sich nicht erklären. Die Qualität der Proben wird fraglich, wenn man die großen Streuungen bei den Kompositen (13-49%) berücksichtigt. Da die Probenträger, in die die Komposite eingefüllt wurden, einen Durchmesser von 8 mm hatten, waren Proben gleicher Qualität schwierig zu erhalten. Die Schmelzproben zeigten die größte Streuung; dies kann auf die Variabilität des biologischen Materials bezüglich Erbanlage und der ungleichmäßigeren Oberfläche zurückzuführen sein. Die Streuung innerhalb der Keramikproben könnte von der Oberflächenpolitur oder der Auswertungs-

genauigkeit verursacht worden sein, da ihr Abrieb sehr klein war. Hier sollte die Qualität der Proben weniger variieren. Plexiglas hat eine ähnliche Zusammensetzung wie die Matrix der Komposite. Die Streuung innerhalb der Proben wurde durch die Elastizität verursacht, wie das wellenförmige Oberflächenmuster im REM erkennen läßt. Aluminiumproben hatten einen mittleren Abrieb und auch eine mittlere Streuung. Da Metall eine regelmäßige Struktur besitzt, war als Ursache der Streuung ein Fehler im Kausystem anzunehmen.

7. Zusammenfassung und Schlußfolgerung

Mit Hilfe von Kausimulatoren versucht man, in vitro den Abrieb der Füllungswerkstoffe im okklusalen Kontaktbereich nachzuahmen. Zur möglichst realitätsnahen Simulation werden häufig natürliche Zähne verwendet. Die große Variationsbreite des biologischen Materials läßt es wünschenswert erscheinen, bei der Werkstoffprüfung einen standardisierten Antagonisten zu verwenden. Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, ein Antagonistenmaterial zu finden, das bei gleichbleibender Form und Qualität ein möglichst zahnähnliches Abriebverhalten gewährleistet. Während der Untersuchungen wurde das Erlanger Kausystem durch exakte Justierung und Modifizierung optimiert. Die mechanische Reibung wurde dadurch reduziert und die Kaukräfte reproduzierbarer (52,7 ± 2,0 N).

Verschiedene Schleifkörper aus der Gleitschlifftechnik (Komposite, Steatit) sowie IPS-EMPRESS®-Kugel wurden als Antagonistenmaterial im Kausimulator im Vergleich zu Schmelz getestet:

a. Schmelzantagonisten führten zu einer durchschnittlichen Abrasion von 0,011 ± 0,0087 mm^3.
b. Das Abriebvolumen durch Kompositantagonisten variierte von 0,002 mm^3 bis 0,0081 mm^3.
c. Steatitschleifkörper erzeugten mit 0,012 ± 0,0064 mm^3 bei 3mm-Kugel und 0,012 ± 0,0048 mm^3 bei 6mm-Kugel ein schmelzähnliches Abriebvolumen.

Die geringere Streuung der 6mm-Steatitkugel spricht dafür, sie der 3mm-Kugel zum Vergleich des Kontaktabriebs von Kompositen im Labor vorzuziehen. Unterschiede zwischen Werkstoffen werden leichter erkennbar. Sobald die Werkstoffprüfung auch die Ermüdung der Materialien bzw. ihre Neigung zu Absplitterungen unter mundähnlichen Verhältnissen berücksichtigen soll, ist der 3mm Steatitkugel als Antagonist der Vorzug zu geben.

8. Literaturverzeichnis

1. Braem, M., Lambrechts, P., Van Doren, V., Vanherle, G.: In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior. Dent Mater 2, 106 (1986).

2. Brown, W.S., Jacobs, H.R., Thompson, R.E.: Thermal fatigue in teeth. J Dent Res 51, 461 (1972).

3. Craig: Restorative dental materials, 8th Ed, Mosby, St. Louis 1989.

4. Cvar, J.F., Ryge, G.: Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. San Francisco: National Institute of Health, USPHS Publication 790, (1971).

5. DeLong, R., Douglas, H.: An artificial oral environment for testing dental materials. IEEE Trans Biomed Eng 38, 339 (1991).

6. DeLong, R., Douglas, H.: Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control. J Dent Res 62, 32 (1983).

7. Franz, G.: Zahnärztliche Werkstoffkunde in Schwenzer, N.: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 3. Thieme, Stuttgart 1988.

8. Glentworth, P., Harrison, A., Moores, G.E.: Measurement of changes in surface profile due to wear using a ^{147}Pm ß particle backscatter technique II: Application to the simulated wear of dental composite resin and amalgam restorations. Wear 93, 53 (1984).

9. Goldberg, A.J., Rydinge, E., Santucci, E., Racz, W.B.: Clinical evaluation methods for posterior composite restorations. J Dent Res 63, 1387 (1984).

10. Gräf, W.: Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. Dtsch Zahnärztl Z 15, 30 (1960).

11. Harrison, A., Moores, G.E., Glentworth, P.: Measurement of changes in surface profile due to wear using a ^{147}Pm ß particle backscatter technique I: Instrument development and application to controlled changes in surface profile. Wear 93, 37 (1984).

12. Hirt, Th., Lutz, F., Roulet, J.F.: In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam. J Oral Rehabil 11, 511 (1984).

13. Jacobs, H.R., Thompson, R.E., Brown, W.S.: Heat transfer in teeth. J Dent Res 52, 248 (1973).

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

15. Kreulen, C.W., van Amerongen, W.E.: Wear measurements in clinical studies of composite resin restorations in the posterior region, a review. J Dent Child, 109 (1991).

16. Kunzelmann, K.-H.: Entwicklung eines 3D-Meßplatzes zur Quantifizierung von Oberflächenveränderungen an Zähnen und Füllungswerkstoffen. Vortrag bei der AfG in der DGZMK, Mainz 1993.

17. Lambrechts, P., Vuylsteke, M., Davidson, C.L.: Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three-dimensional measuring technique. J Dent 12, 252 (1984).

18. Leinfelder, K.F., Taylor, D.F., Barkmeier, W.W., Goldberg, A.J.: Quantitative wear measurement of posterior composite resins. Dent Mater 2, 198 (1986).

19. Lewis, G.: In vivo occlusal wear of posterior composite restorations. Oper Dent 16, 61 (1991).

20. Lutz, F.,Krejci, I., Barbakow, F.: Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps. J Dent Res 71, 1525 (1992).

21. McCabe, J.F., Smith, B.H.: A method for measuring the wear of restorative materials in vitro. Brit Dent J 18, 123 (1981).

22. Maier, H.: Entwicklung und Bau einer Testmaschine zum Testen dentaler Werkstoffe unter mundähnlichen Bedingungen. Med. Diss. Erlangen-Nürnberg, in Vorbereitung.

23. Meier, Ch.: Eine Methode zur Bestimmung der Verschleissfestigkeit von Füllungsmaterialien in vivo. Med. Diss. Zürich 1977.

24. Meier, Ch., Lutz, F.: Verschleißmessungen in vivo an okklusalen Komposit- und Amalgamfüllungen. Dtsch Zahnärztl Z 33, 617-622, (1978).

25. Neugebauer, P.: Feinjustierung von Tiefenbildern zur Vermessung von kleinen Verformungen. Diplomarbeit am Lehrstuhl für Informatik 5 (Mustererkennung), Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg 1990.

26. Ott, R.W.: Maximale Kau- und Kieferschließkräfte - Konsequenzen für die Versorgung mit implantatgetragenen Suprastrukturen. GOI Jahrbuch 21, Quintessenz 1991.

27. Ozaki, T., Kanazawa, E., Sekikawa, M., Akai, J.: Three-dimensional measurements of the occlusal surfaces of the upper molars in Australian Aboriginals. Austr Dent J 32, 263 (1987).

28. Riethe, P.: Konservierende Zahnheilkunde in Schwenzer, N.: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde Band 4. Thieme, Stuttgart 1988.

29. Roulet, J.F.: Degradation of Dental Polymers. Karger, Basel 1987.

30. Soltész, U., Klaiber, B., Butz, W.: Festigkeits- und Abrasionsverhalten von quarzgefüllten Kompositen nach Alterung und Thermoschockbehandlung. Dtsch Zahnärztl Z 39, 101 (1984).

31. Soltész, U.: Festigkeit von Füllungsmaterialien nach Temperaturwechselbeanspruchung. Quintessenz Zahnärztl Lit 7, 1261 (1986).

32. Van Dijken, J.W.V., Hörstedt, P.: Marginal adaptation of composite resin restorations placed with or without intermediate low-viscous resin. An SEM investigation. Acta Odontol Scand 45, 115 (1987).

33. Vrijhoef, M.M.A., Letzel, H., Hendriks, F.H.J.: A method to determine the loss of substance of dental restorations. J Oral Rehabil 12, 9 (1985).

34. Wassel, R.W., Waals, A.W.G., McCabe J. F.: A two body frictional wear test. Poster IADR, Acapulco 1991.

35. Williams, D.F., Cunningham, J. : Laser techniques for the evaluation of wear in Class II restorations. J Oral Rehabil 10, 407 (1983).

36. Winkler, M.M., Greener, E.H., Lautenschlager, E. P.: Non-linear in vitro wear of posterior composites with time. Dent Mater 7, 258 (1991).

37. Yamamoto, K., Hayashi, S., Nishikawa, H.: Measurements of dental cast profile and three-dimensional tooth movement during orthodontic treatment. IEEE Trans Biomed Eng 38, 360 (1991).

9. Verwendete Geräte und Materialien

Geräte

Herstellung der Proben und Antagonisten

ROCATECTOR® (Fa. Espe, Seefeld)

TRANSLUX EC® (Fa. Kulzer)

Auswertung

PERTHOMETER® C5D (Fa. Feinprüf, Göttingen)

Intel-486, UNIX INTERACTIVE

Präzisionswaage "Research" (Fa. Sartorius, Göttingen)

REM-Untersuchung

-Sputtergerät: BALZERS SCD 40 (Fa. Balzers, Liechtenstein)

-Rasterelektronenmikroskop: LEITZ ISI Mini-SEM SR 50 (Fa. Akashi, Japan)

Kaukraftmessung

Dehnungsmeßstreifen - Rosette Typ: 6/120 MY 21 (Fa. HBM, Darmstadt))

Digitaler Meßverstärker DMC 9012A (Fa. HBM)

Apple Macintosh Quadra 700 (Fa. Apple, USA)

Materialien

Antagonisten

- Schmelzhöcker von menschlichen Seitenzähnen
- Steatit (Fa. Hoechst CeramTech) ø=3 bzw. 6 mm
- Kompositschleifkörper (Fa. Rösler Gleitschlifftechnik):
  RKB/W 20K (braun) RKM 10K (rosa)
- IPS-EMPRESS®-Glaskeramik-Kegel (Fa. Ivoclar) ø = 6 mm

Proben

IPS-EMPRESS® (Fa. Ivoclar)

CEREC VITA MKII® (Fa. Vita)

HELIOMOLAR® (Fa. Vivadent)

CONTROL® (Fa. Caulk)

SILUX PLUS® (Fa. 3M, Machelen)

HERCULITE XR® (Fa. Kerr)

FUL-FIL® (Fa. Caulk)

Schmelzhöcker

Plexiglas

Aluminium

P-50® Lichthärtender Kunststoff (Fa. 3M, MEchelen)

Sonstiges

FRASACO®-Streifen (Fa. Franz Sachs, Tettnang)

PALADUR® glasklar (Fa. Kulzer)

10. Einzelergebnisse in Tabellen:

Tabelle 12: Die gesamten Ergebnisse der Proben.

Antago-nisten	Max. µm	Q90% µm	Q10% µm	Min. µm	G.Oberfl. mm^2	S.Oberfl. mm^2	Vol. mm^3	Proben
Empress	7.9	4.22	-0.68	-3.72	7.55E-01	7.55E-01	1.95E-03	3M P-50
Empress	10.18	8.5	1.58	-0.4	2.20E-01	2.20E-01	1.08E-03	3M P-50
Empress	12.13	8.05	1.3	-0.9	3.23E-01	3.23E-01	1.49E-03	3M P-50
Empress	13.07	8.12	1.12	-1.96	5.78E-01	5.78E-01	2.80E-03	3M P-50
Empress	13.28	7.84	-0.58	-2.29	8.98E-01	8.98E-01	3.00E-03	3M P-50
Empress	13.29	9.67	0.99	-0.73	4.89E-01	4.89E-01	2.65E-03	3M P-50
Empress	13.54	8.4	0.82	-1.24	3.72E-01	3.72E-01	1.65E-03	3M P-50
Empress	13.6	8.79	1.63	-0.21	3.54E-01	3.54E-01	1.77E-03	3M P-50
Empress	13.68	11.05	1.84	-1.05	3.09E-01	3.09E-01	1.98E-03	3M P-50
Empress	14.2	10.93	2.24	-0.74	5.08E-01	5.08E-01	3.56E-03	3M P-50
Empress	15	11.45	1.16	-1.22	5.09E-01	5.09E-01	3.38E-03	3M P-50
Empress	15.37	10.54	1.96	-0.56	5.51E-01	5.51E-01	3.50E-03	3M P-50
Empress	15.79	11.32	0.57	-0.5	6.85E-01	6.85E-01	3.52E-03	3M P-50
Empress	16.4	12.28	2.05	-0.88	4.63E-01	4.63E-01	3.37E-03	3M P-50
Empress	16.74	12.13	2.37	-0.92	4.50E-01	4.50E-01	3.51E-03	3M P-50
Empress	16.94	14.32	2.33	-0.62	5.64E-01	5.64E-01	4.78E-03	3M P-50
Empress	17.17	9.3	-0.65	-2.72	7.47E-01	7.47E-01	3.08E-03	3M P-50
Empress	17.79	9.45	0.23	-1.88	6.71E-01	6.71E-01	3.39E-03	3M P-50
Empress	17.84	14.85	1.58	-0.8	5.07E-01	5.07E-01	4.10E-03	3M P-50
Empress	18.49	10.45	0.46	-2.52	7.68E-01	7.68E-01	3.94E-03	3M P-50
Empress	18.88	10.74	-0.02	-1.34	7.61E-01	7.61E-01	3.48E-03	3M P-50
Empress	19.01	8.92	-0.27	-6.64	6.04E-01	6.04E-01	2.61E-03	3M P-50
Empress	19.01	13.27	-0.63	-6.67	8.01E-01	8.01E-01	5.66E-03	3M P-50
Empress	19.22	13.1	4.3	-5.22	6.97E-01	6.97E-01	4.93E-03	3M P-50
Empress	19.26	13.94	0.43	-3.06	6.24E-01	6.24E-01	4.63E-03	3M P-50
Empress	19.55	12.7	2.79	-0.28	5.68E-01	5.68E-01	4.50E-03	3M P-50
Empress	19.66	16.64	2.06	-0.7	3.02E-01	3.02E-01	2.69E-03	3M P-50
Empress	19.96	16.42	2.09	-1.51	4.09E-01	4.09E-01	3.65E-03	3M P-50
Empress	20.18	13.94	-0.4	-5.63	8.38E-01	8.38E-01	5.80E-03	3M P-50
Empress	21.58	15.54	-3.13	-12.3	1.05E+00	1.05E+00	8.83E-03	3M P-50
Empress	21.7	15.85	2.02	-0.53	3.60E-01	3.60E-01	3.07E-03	3M P-50
Empress	21.89	19.16	2.26	-3.4	6.10E-01	6.10E-01	6.55E-03	3M P-50
Empress	22.52	17.46	-1.03	-4.67	8.45E-01	8.45E-01	7.32E-03	3M P-50
Empress	24.36	13.7	-1.29	-7.23	9.46E-01	9.46E-01	6.39E-03	3M P-50
Empress	24.52	19.22	1.73	-2.48	6.18E-01	6.18E-01	6.32E-03	3M P-50
Empress	24.71	17.65	0.3	-4.23	8.10E-01	8.10E-01	7.23E-03	3M P-50
Empress	26.31	21.64	-2.8	-8.58	8.88E-01	8.88E-01	8.82E-04	3M P-50
Empress	26.85	17.8	-6.25	-12.4	1.34E+00	1.34E+00	1.11E-02	3M P-50
Empress	35.2	24.3	-0.79	-5.62	8.76E-01	8.76E-01	9.61E-03	3M P-50
Empress	37.67	29.09	0.92	-3.81	7.05E-01	7.05E-01	1.01E-02	3M P-50
Empress	39.75	32.16	1.87	-3.37	6.77E-01	6.77E-01	1.10E-02	3M P-50
Empress	45.49	33.47	-11.37	-22.2	1.38E+00	1.38E+00	1.94E-02	3M P-50
Empress	45.76	33.32	-5.68	-13.9	1.08E+00	1.08E+00	1.59E-02	3M P-50
Empress Gr13	9.77	6.4	-0.71	-2.88	2.51E-01	2.51E-01	6.69E-04	Aluminium
Empress Gr13	10.96	8.85	0.14	-2.8	2.15E-01	2.15E-01	1.00E-03	Aluminium
Empress Gr13	11.38	8.09	-0.36	-3.06	3.83E-01	3.83E-01	1.39E-03	Aluminium
Empress Gr13	24.99	19.59	-0.2	-4.14	5.08E-01	5.08E-01	4.77E-03	Aluminium
Empress Gr13	26.77	21.42	-0.5	-4.41	6.32E-01	6.32E-01	6.26E-03	Aluminium
Empress Gr13	29.13	19.06	-5.87	-17.6	1.08E+00	1.08E+00	8.82E-03	Aluminium
Empress Gr13	30.35	21.9	-1.88	-6.72	8.79E-01	8.79E-01	8.32E-03	Aluminium
Empress Gr13	37.13	25.13	-4.49	-19.3	1.03E+00	1.03E+00	1.06E-02	Aluminium
RKB/W 20K b.	3.76	1.53	-0.64	-2.6	2.37E-01	2.37E-01	1.36E-04	3M P-50

RKB/W 20K b.	15.21	6.95	-0.49	-2.04	4.41E-01	4.41E-01	1.17E-03	3M P-50
RKB/W 20K b.	15.8	9.87	-3.16	-6.19	5.02E-01	5.02E-01	1.94E-03	3M P-50
RKB/W 20K b.	24.56	16.02	0.3	-1.76	6.06E-01	6.06E-01	4.59E-03	3M P-50
RKF 10K ge.	11.59	7.51	8.6	-0.92	5.10E-01	5.10E-01	2.01E-03	3M P-50
RKK 10K gr.	13.9	6.75	-2.64	-5.34	1.08E+00	1.08E+00	2.95E-03	3M P-50
RKM 10K r.	29.85	21.84	1.08	-1.51	5.99E-01	5.99E-01	6.67E-03	3M P-50
RKM 10K r.	31.31	22.16	-8.66	-20.2	1.22E+00	1.22E+00	1.22E-02	3M P-50
RKM 10K r.	34.07	21.1	-0.42	-3.71	6.92E-01	6.92E-01	6.81E-03	3M P-50
RKM 10K r.	35	21.23	1.28	-1.43	5.85E-01	5.85E-01	6.50E-03	3M P-50
RKM 10K r.	39.77	27.36	0.25	-2.37	6.31E-01	6.31E-01	8.60E-03	3M P-50
Schmelz	8.91	7.79	0.26	-1.37	2.35E-01	2.35E-01	1.03E-03	3M P-50
Schmelz	11.72	9.58	0.64	-0.74	2.15E-01	2.15E-01	1.17E-03	3M P-50
Schmelz	13.46	10.71	0.51	-1.15	5.90E-01	5.90E-01	3.22E-03	3M-P50
Schmelz	28.6	24.12	2.29	-2.71	5.27E-01	5.27E-01	6.65E-03	3M P-50
Schmelz	30.05	25.55	3.91	-1.63	5.40E-01	5.40E-01	8.15E-03	3M P-50
Schmelz	32.26	30.44	3.84	-0.05	2.32E-01	2.32E-01	4.08E-03	3M-P50
Schmelz	33.45	26.3	0.95	-2.06	3.55E-01	3.55E-01	4.96E-03	3M P-50
Schmelz	35.16	24.88	1.31	-1.36	3.32E-01	3.32E-01	4.28E-03	3M P-50
Schmelz	35.8	29.67	1.25	-2.58	5.10E-01	5.10E-01	7.08E-03	3M P-50
Schmelz	43.62	37.9	3.58	-0.73	3.42E-01	3.42E-01	6.94E-03	3M P-50
Schmelz	43.88	39.01	5.39	-0.85	3.99E-01	3.99E-01	9.17E-03	3M P-50
Schmelz	44.77	39.33	1.88	-1.39	3.49E-01	3.49E-01	7.02E-03	3M-P50
Schmelz	53.23	44.03	3.67	-2.01	6.59E-01	6.59E-01	1.52E-02	3M P-50
Schmelz	61.94	44.08	1.59	-1.76	6.38E-01	6.38E-01	1.30E-02	3M P-50
Schmelz	65.05	56.41	8.51	-0.5	4.38E-01	4.38E-01	1.42E-02	3M-P50
Schmelz	87.93	80.13	10.67	-2.18	5.29E-01	5.29E-01	2.43E-02	3M-P50
Schmelz	90.45	74.8	4.45	-8.08	6.52E-01	6.52E-01	2.52E-02	3M-P50
Schmelz	90.91	85.35	8.14	-1.9	6.09E-01	6.09E-01	2.88E-02	3M-P50
Schmelz	94.67	79.46	2.01	-11.4	7.21E-01	7.21E-01	2.71E-02	3M-P50
Steatit 3mm	26.28	19.83	1.72	-2.51	3.70E-01	3.70E-01	4.17E-03	3M P-50
Steatit 3mm	36.25	29.91	3.93	-0.8	3.88E-01	3.88E-01	6.75E-03	3M P-50
Steatit 3mm	40.62	33.36	1.81	-1.24	3.62E-01	3.62E-01	5.93E-03	3M P-50
Steatit 3mm	40.78	30.41	1.49	-5.91	6.20E-01	6.20E-01	1.10E-02	3M P-50
Steatit 3mm	45.8	32.55	2.4	-2.26	5.22E-01	5.22E-01	8.97E-03	3M P-50
Steatit 3mm	56.94	48.1	6.42	-0.77	5.27E-01	5.27E-01	1.41E-02	3M P-50
Steatit 3mm	77.2	57.42	2.75	-6.64	7.09E-01	7.09E-01	2.05E-02	3M P-50
Steatit 3mm	132.1	57.54	0.01	-12.1	7.48E-01	7.48E-01	2.26E-02	3M P-50
Steatit 6mm	1.8	0.95	-1.32	-2.56	1.65E+00	0.00E+00	4.86E-05	Empress
Steatit 6mm	2.58	1.18	-0.35	-1.66	2.80E-01	0.00E+00	1.42E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	2.93	1.18	-1.36	-2.14	1.62E-01	0.00E+00	6.48E-05	Empress
Steatit 6mm	3.18	1.92	-0.29	-1.33	2.75E-01	0.00E+00	2.29E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	3.88	2.87	-0.03	-0.85	9.82E-02	0.00E+00	1.56E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	3.99	1.61	-0.36	-1.3	4.62E-01	0.00E+00	3.42E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	4.23	1.96	-0.34	-1.09	2.20E-01	0.00E+00	1.86E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	5.1	1.91	-0.5	-1.61	1.72E-01	0.00E+00	1.49E-04	Empress
Steatit 6mm	5.2	2.47	-0.8	-1.54	3.26E-01	0.00E+00	2.95E-04	Empress
Steatit 6mm	6.19	2.84	-0.68	-2.36	4.21E-01	0.00E+00	4.42E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	6.5	3.56	-0.43	-1.66	1.81E-01	0.00E+00	2.84E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	8.36	6.06	0.54	-0.9	1.53E-01	0.00E+00	5.21E-04	Cerec Vita Mk II
Steatit 6mm	9.52	5.06	0.74	-1.55	3.38E-01	3.38E-01	9.34E-04	3M P-50
Steatit 6mm	11.67	2.13	-0.47	-2.05	2.35E-01	0.00E+00	2.24E-04	Empress
Steatit 6mm	11.95	2.47	0.28	-0.44	1.83E-01	0.00E+00	2.61E-04	Empress
Steatit 6mm	12.85	11.26	0.96	-3.85	6.44E-01	6.44E-01	4.64E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	12.98	10.73	1.05	-1	4.58E-01	0.00E+00	2.83E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	13.62	10.75	0.79	-1.06	3.74E-01	0.00E+00	2.01E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	15.16	10.99	-0.19	-2.17	5.83E-01	5.83E-01	2.96E-03	Control
Steatit 6mm	15.81	14.42	0.28	-2.55	4.61E-01	4.61E-01	3.32E-03	Control
Steatit 6mm	15.97	10.04	0.83	-1.2	5.14E-01	0.00E+00	2.79E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	16.61	14.22	2.69	-0.51	4.92E-01	4.92E-01	4.38E-03	Ful-Fil

Steatit 6mm	18.45	14.11	0.23	-1.44	4.57E-01	0.00E+00	2.84E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	18.76	15.51	0.86	-0.67	4.66E-01	0.00E+00	3.05E+03	Heliomolar
Steatit 6mm	18.89	15.16	1.42	-0.71	4.83E-01	0.00E+00	3.75E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	19.32	13.63	-1.29	-12.4	5.86E-01	0.00E+00	3.05E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	19.59	12.67	-0.74	-7.05	5.49E-01	0.00E+00	2.53E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	19.99	16.29	-0.25	-3.54	8.58E-01	8.58E-01	6.57E-03	Silux
Steatit 6mm	20.89	16.7	-0.1	-5.57	5.30E-01	0.00E+00	4.12E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	21.07	18.34	2.76	-0.46	4.24E-01	0.00E+00	4.22E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	21.53	16.81	0.76	-2.08	4.75E-01	4.75E-01	4.27E-03	Herculite
Steatit 6mm	21.79	15.9	-0.37	-4.1	5.51E-01	0.00E+00	4.08E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	21.9	17.86	-1.87	-8.42	8.74E-01	8.74E-01	7.80E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	22.02	16.17	-4.41	-12	1.14E+00	1.14E+00	8.55E-03	Herculite
Steatit 6mm	22.37	20.56	2.02	-1.4	5.70E-01	5.70E-01	6.89E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	22.72	17.38	-1.79	-5.94	8.21E-01	8.21E-01	7.00E-03	Herculite
Steatit 6mm	23.02	15.82	1	-1.12	4.42E-01	4.42E-01	3.58E-03	Silux
Steatit 6mm	23.2	19.3	-0.07	-2.63	6.58E-01	6.58E-01	5.71E-03	Control
Steatit 6mm	23.56	18.97	-0.28	-4.25	7.82E-01	7.82E-01	7.35E-03	Control
Steatit 6mm	23.56	19.45	-3.97	-8.81	9.82E-01	9.82E-01	9.88E-03	Herculite
Steatit 6mm	24.2	20.13	0.66	-3.29	5.47E-01	5.47E-01	5.39E-03	3M P-50
Steatit 6mm	24.51	20.5	-2.51	-7.65	7.58E-01	7.58E-01	7.97E-03	Herculite
Steatit 6mm	24.62	18.95	1.13	-2.25	5.98E-01	5.98E-01	5.53E-03	Herculite
Steatit 6mm	24.93	13.47	1.06	-0.49	3.56E-01	3.56E-01	2.27E-03	Silux
Steatit 6mm	25.07	2.73	0.04	-1.22	2.95E-01	0.00E+00	4.28E-04	Empress
Steatit 6mm	25.95	20.33	-1.13	-4.96	7.42E-01	0.00E+00	6.46E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	25.96	21.42	0.41	-3.3	6.44E-01	0.00E+00	6.24E-03	Heliomolar
Steatit 6mm	26.97	22.39	-2.21	-4.79	8.73E-01	8.73E-01	8.69E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	27.52	19.08	-0.31	-3.74	6.68E-01	6.68E-01	6.20E-03	3M P-50
Steatit 6mm	28.02	12.46	-7.86	-19.9	0.00E+00	0.00E+00	7.33E-03	Schmelz
Steatit 6mm	28.93	19.86	-0.28	-3.29	6.15E-01	6.15E-01	6.14E-03	3M P-50
Steatit 6mm	29.19	24.11	0.46	-4.8	6.75E-01	6.75E-01	8.58E-03	Aluminium
Steatit 6mm	29.56	26.22	-6.95	-21.1	1.03E+00	1.03E+00	1.72E-02	Ful-Fil
Steatit 6mm	29.85	23.97	-3.7	-6.94	8.69E-01	8.69E-01	9.60E-03	Control
Steatit 6mm	30.19	26.42	3	1.44	5.66E-01	5.66E-01	8.27E-03	3M P-50
Steatit 6mm	30.35	24.44	-5.19	-13	9.39E-01	9.39E-01	1.02E-02	Aluminium
Steatit 6mm	30.87	24.02	0.6	-1.57	7.60E-01	7.60E-01	9.20E-03	Herculite
Steatit 6mm	30.95	9	-1.11	-6.78	0.00E+00	0.00E+00	4.90E-03	Schmelz
Steatit 6mm	31.1	26.49	-3.29	-10.1	9.29E-01	9.29E-01	1.15E-02	3M P-50
Steatit 6mm	31.71	26.54	0.11	-4.13	4.75E-01	4.75E-01	5.29E-03	Control
Steatit 6mm	31.91	26.15	1.3	-3.75	6.64E-01	6.64E-01	9.25E-03	3M P-50
Steatit 6mm	31.93	25.45	-4.31	-10.9	9.93E-01	9.93E-01	1.03E-02	Aluminium
Steatit 6mm	31.94	23.51	0.09	-5.61	7.72E-01	7.72E-01	9.23E-03	Silux
Steatit 6mm	32.92	24.57	-0.82	-3.46	9.76E-01	9.76E-01	9.90E-03	Control
Steatit 6mm	33.05	26.77	-9.13	-19.8	1.14E+00	1.14E+00	1.43E-02	3M-P50
Steatit 6mm	33.41	22.66	-4.28	-9.64	9.86E-01	9.86E-01	9.97E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	33.65	18.44	-1.43	-5.66	0.00E+00	0.00E+00	8.39E-03	Schmelz
Steatit 6mm	33.73	6.81	-2.64	-9.6	0.00E+00	0.00E+00	4.86E-03	Schmelz
Steatit 6mm	34.31	27.7	3.58	-0.86	5.49E-01	5.49E-01	8.73E-03	3M P-50
Steatit 6mm	37.07	27.36	-1.19	-29.1	7.15E-01	0.00E+00	8.60E-03	Plexiglas
Steatit 6mm	37.14	29.36	-4.25	-8.76	9.68E-01	9.68E-01	1.27E-02	Control
Steatit 6mm	37.14	31.1	-8.87	-16.5	9.64E-01	9.64E-01	1.31E-02	Aluminium
Steatit 6mm	37.99	27.05	-9.86	-18.8	1.26E+00	1.26E+00	1.41E-02	Plexiglas
Steatit 6mm	38.17	31.38	-8.82	-20.1	1.07E+00	1.07E+00	1.41E-02	Aluminium
Steatit 6mm	38.56	10.33	1.14	-1.3	4.18E-01	4.18E-01	2.48E-03	Silux
Steatit 6mm	39.09	30.62	-11.15	-21.4	1.31E+00	1.31E+00	1.67E-02	3M-P50
Steatit 6mm	39.12	29.74	-7.39	-14.9	1.10E+00	1.10E+00	1.48E-02	3M-P50
Steatit 6mm	39.39	5.08	-2.42	-19	0.00E+00	0.00E+00	4.17E-03	Schmelz
Steatit 6mm	39.44	21.65	3.58	-0.96	5.11E-01	5.11E-01	6.18E-03	Silux
Steatit 6mm	39.77	21.16	2.77	-0.88	5.80E-01	5.80E-01	6.94E-03	Ful-Fil
Steatit 6mm	39.78	32.58	-10.5	-21.5	1.02E+00	1.02E+00	1.41E-02	3M-P50

Steatit 6mm	40.37	3.12	-0.84	-2.17	2.06E-01	0.00E+00	4.67E-04	Empress
Steatit 6mm	40.43	29.39	-3.67	-10.9	9.35E-01	9.35E-01	1.30E-02	3M-P50
Steatit 6mm	41.53	34.44	-9.46	-15.6	1.06E+00	0.00E+00	1.49E-02	Plexiglas
Steatit 6mm	41.75	32.04	-13.03	-27.1	1.34E+00	1.34E+00	1.79E-02	3M-P50
Steatit 6mm	42.09	28.39	-2.2	-9.39	8.30E-01	8.30E-01	1.12E-02	Herculite
Steatit 6mm	42.45	33.96	-3.25	-7.23	8.20E-01	8.20E-01	1.22E-02	3M P-50
Steatit 6mm	43.41	33.87	-13.1	-25.6	1.40E+00	1.40E+00	1.72E-02	Aluminium
Steatit 6mm	43.73	33.93	-16.42	-24.8	1.53E+00	1.53E+00	1.86E-02	3M-P50
Steatit 6mm	44.16	25.78	-2.61	-17.9	0.00E+00	0.00E+00	1.29E-02	Schmelz
Steatit 6mm	45.13	34.49	-5.96	-15.2	1.02E+00	1.02E+00	1.55E-02	3M P-50
Steatit 6mm	46.88	23.54	-20.44	-63.4	0.00E+00	0.00E+00	3.58E-03	Schmelz
Steatit 6mm	49.44	39.5	-2.99	-13.1	9.43E-01	9.43E-01	1.69E-02	3M-P50
Steatit 6mm	49.73	18.09	0.26	-3.48	7.69E-01	7.69E-01	6.66E-03	Silux
Steatit 6mm	50.58	42.57	-15.67	-27.2	1.34E+00	1.34E+00	2.22E-02	Aluminium
Steatit 6mm	68.5	19.49	0.85	-5.57	6.15E-01	6.15E-01	6.93E-03	Silux
Steatit 6mm	74.01	41.97	-1.06	-11.1	0.00E+00	0.00E+00	2.12E-02	Schmelz
Steatit 9,5mm	9.8	7.63	1.14	-1.4	2.96E-01	2.96E-01	1.31E-03	3M P-50
Steatit 9,5mm	10.44	8.6	0.67	-1.09	3.76E-01	3.76E-01	1.72E-03	3M P-50

r.: rosa; b.: braun; gr.: grün; ge.: gelb

Abtastprogramm: DENTMES

Einstellungen: Meßbereich: 1,5 x 1,5 mm
Auflösung: 10 µm (x = y)
Vergrößerungsfaktor: 5
Meßnadelverlängerung: ohne

Auswertungsprogramm: VISILOG (mit Algorithmus "MARVELLOUS MATCHING")

11. Rasterelektronenmikroskopische Bilder

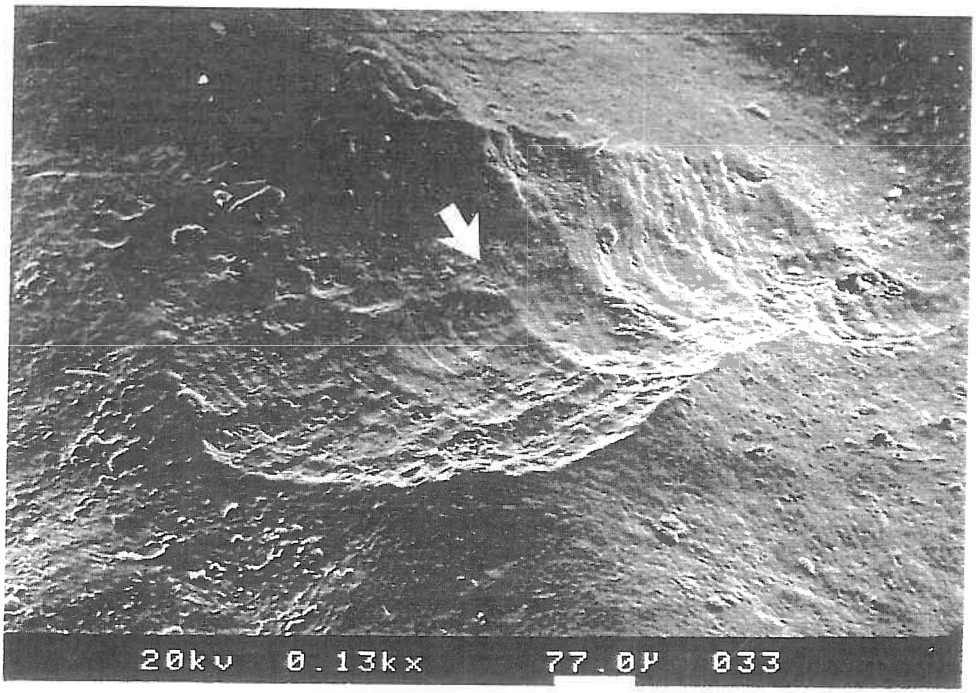


Abb. 19: Schmelzantagonist, Eckzahn, 130x. Es fällt die wellenförmige Oberfläche der Abriebstelle auf (Pfeil).

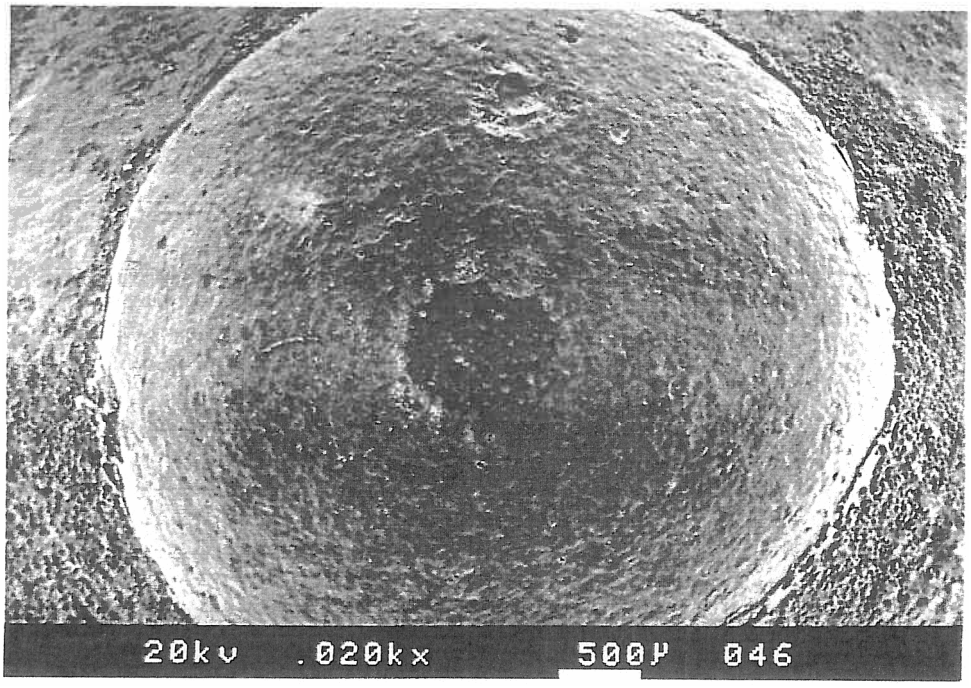


Abb. 20a: 6mm-Steatitantagonist, 20x.

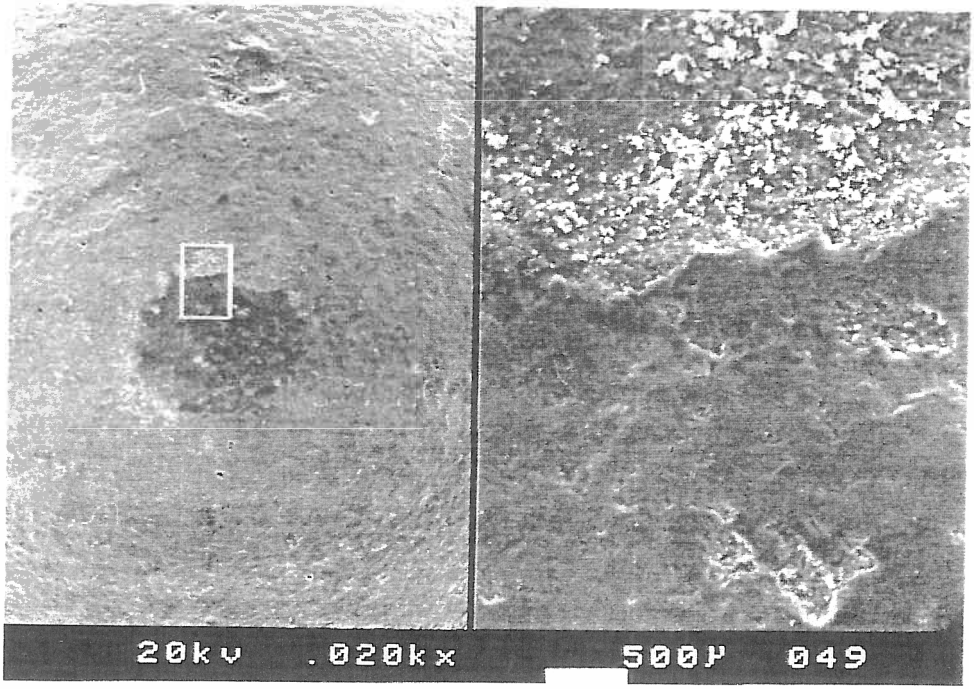


Abb. 20b: Oberflächenmorphologie eines 6mm-Steatitantagonisten im REM. Die linke Bildhälfte zeigt eine scheinbar regelmäßige Oberfläche der Abriebstelle, 20x. Die Ausschnittsvergrößerung auf der rechten Seite stellt genau den Übergang von der Abriebstelle zur normalen Oberfläche dar, 200x. Deutlich ist die Kompression und Absplitterung der oberen Schicht auf der Abriebstelle zu erkennen.

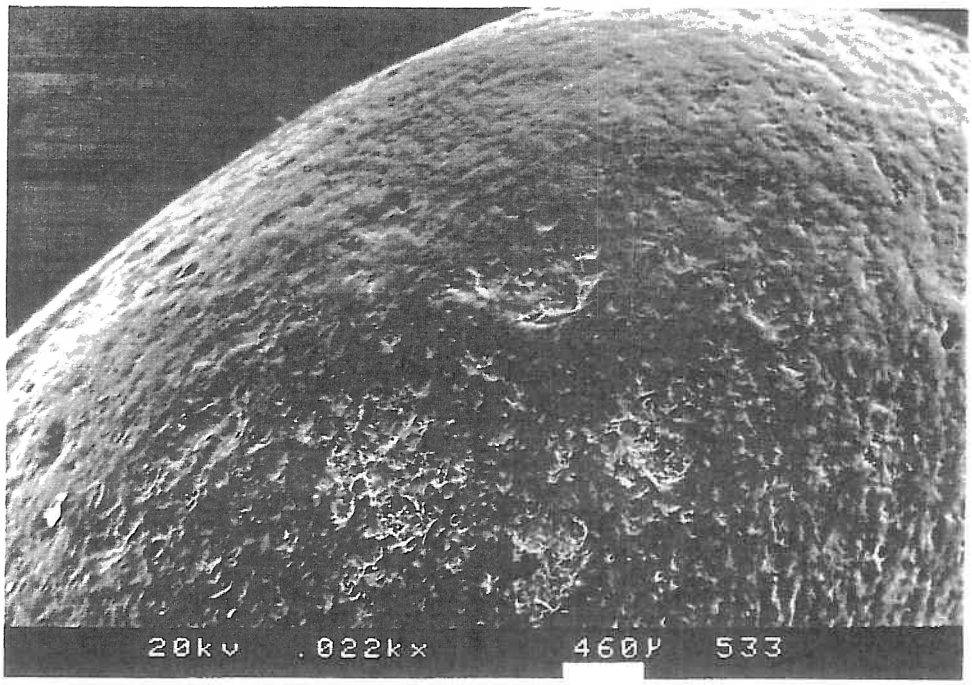


Abb. 21a: Höckerspitze eines IPS-EMPRESS®-Antagonisten, grobe Politur. Die Kontaktstelle ist unverändert, 22x.

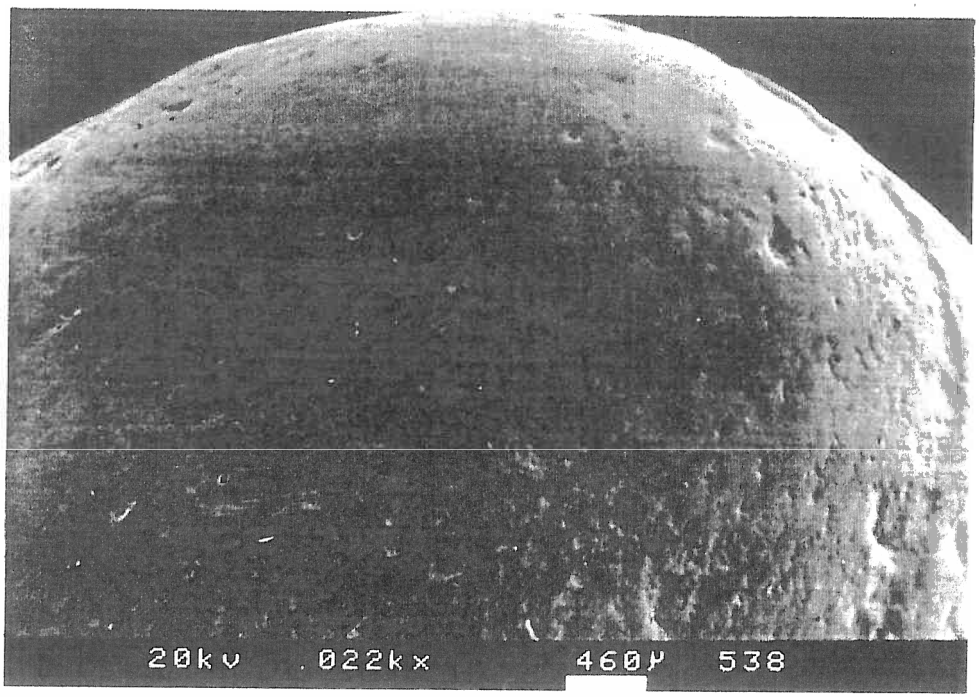


Abb. 21b: Höckerspitze eines IPS-EMPRESS®-Antagonisten, bessere Politur; 22x.

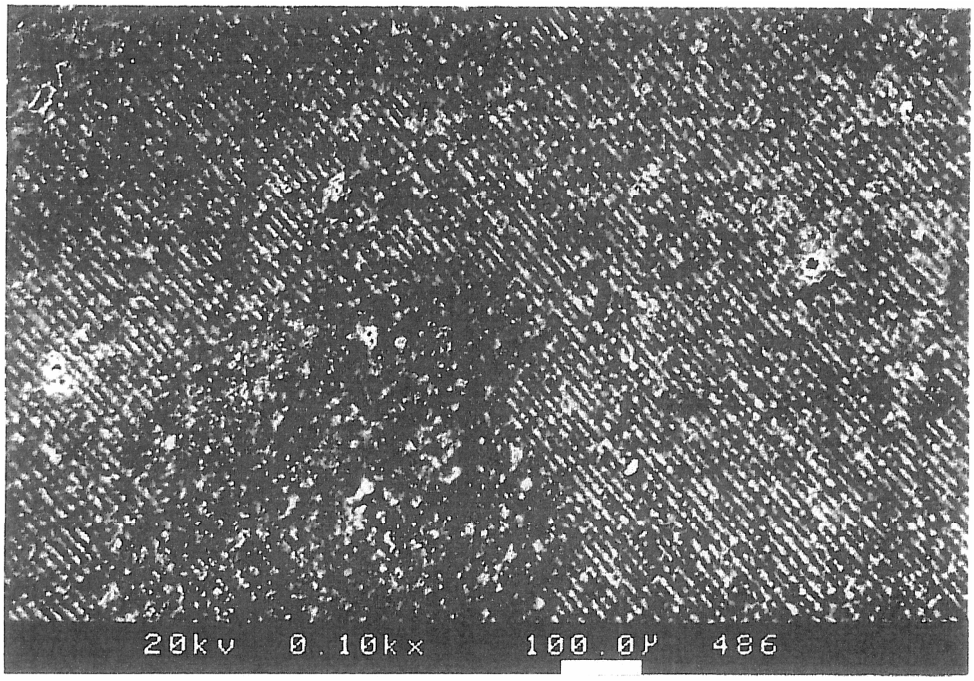


Abb. 22: Abriebstelle einer IPS-EMPRESS®-Probe. Da die Q90%-Tiefe nur 0,95 µm war, ist die Abriebstelle schwer zu sehen. Auffällig sind auch die Spuren der Abtastnadel, 100x.

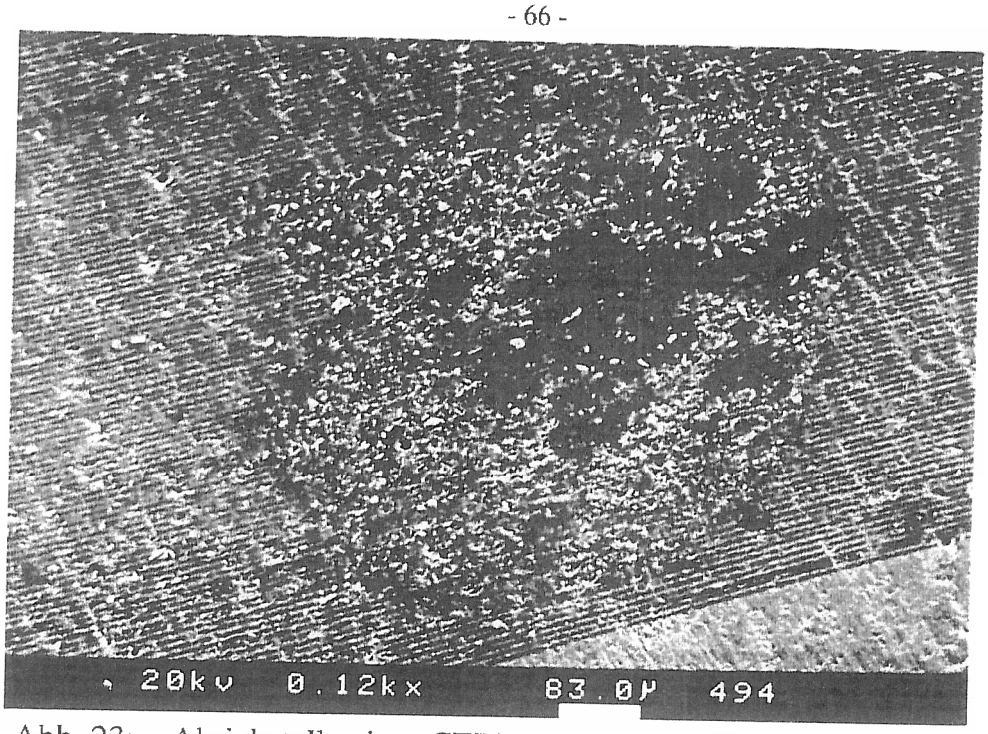


Abb. 23: Abriebstelle einer CEREC VITA MKII®-Probe, Q90%-Tiefe = 6 µm, 120x.

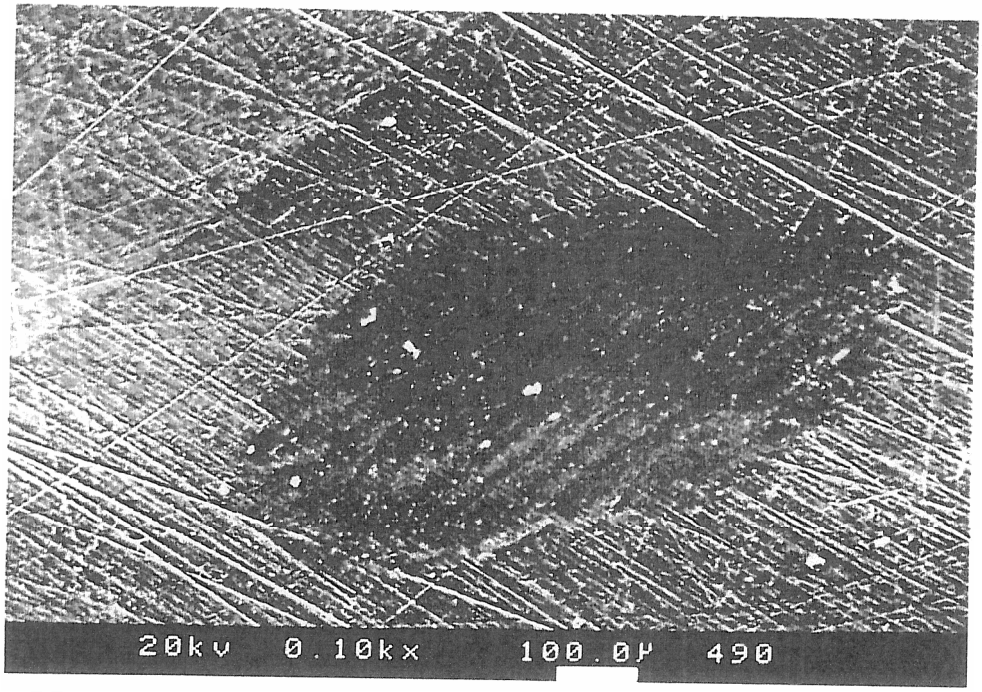


Abb. 24: Abriebstelle einer HELIOMOLAR®-Probe, Q90%-Tiefe = 10,8 µm, 100x.

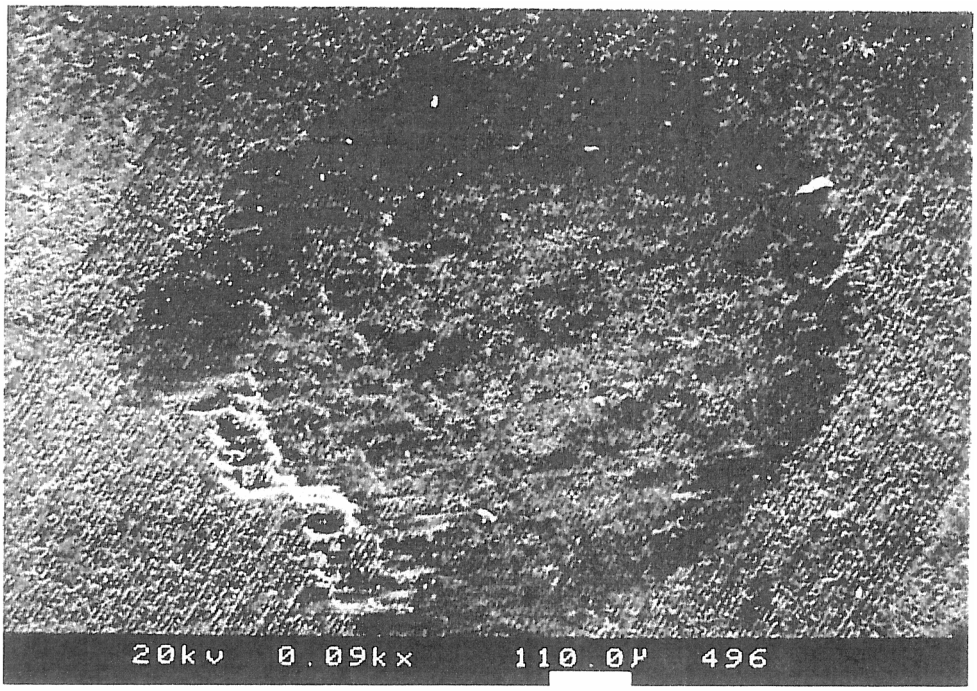


Abb. 25a: Abriebstelle einer CONTROL®-Probe, Q90%-Tiefe = 29,4µm, 90x.

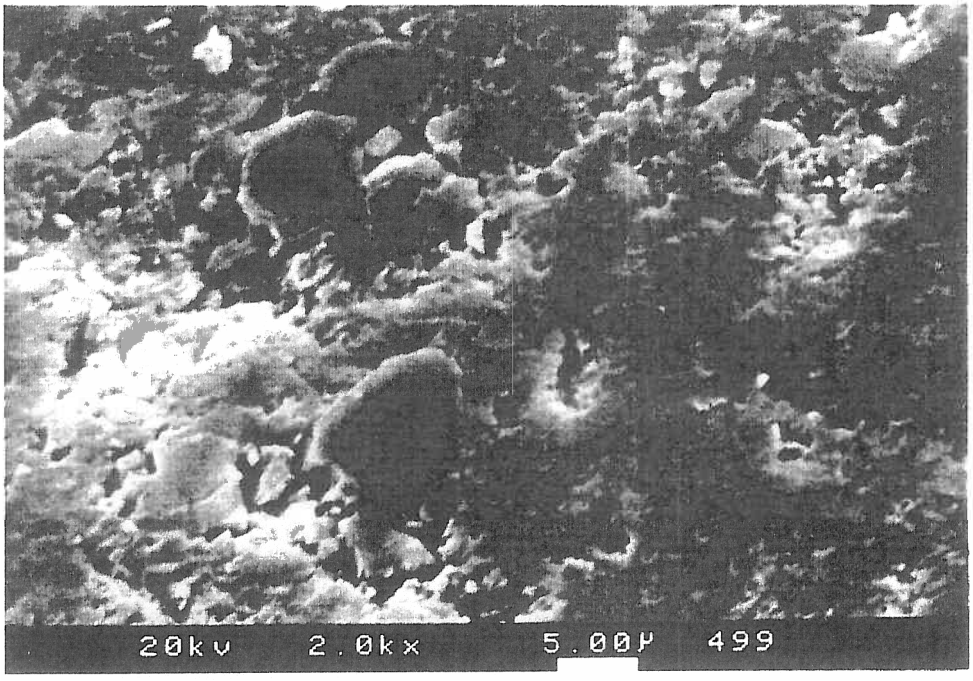


Abb. 25b: Abriebstelle einer CONTROL®-Probe, der Verlust der Matrix neben dem Füllkörper ist deutlich zu sehen, 2000x.

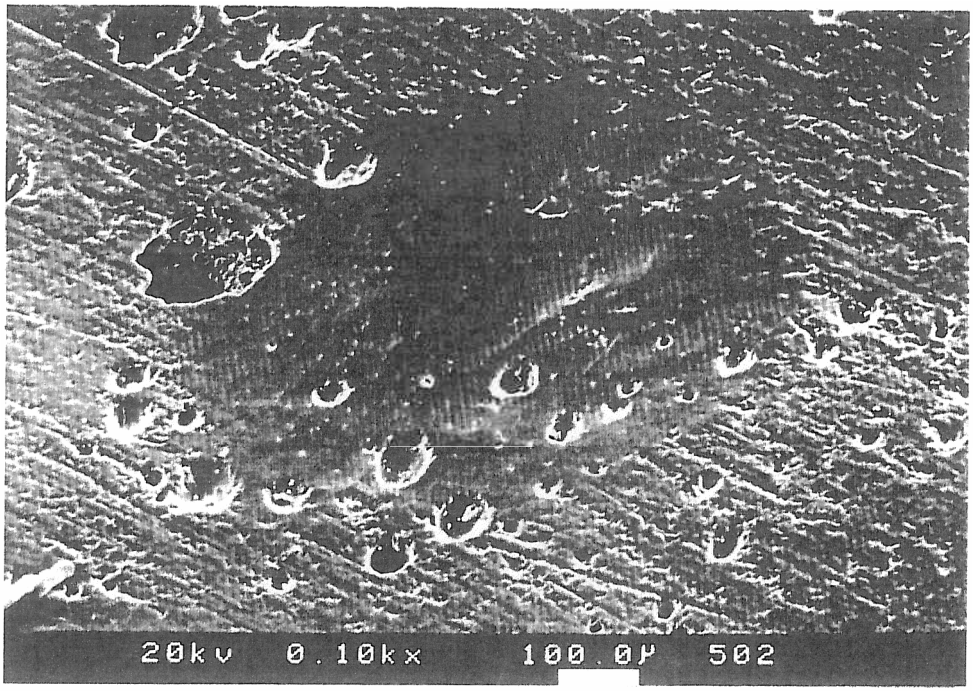


Abb. 26: Abriebstelle einer SILUX®-Probe, Q90%-Tiefe = 10,3 µm. Es fallen die große Blasen der Probenoberfläche auf, 100x.

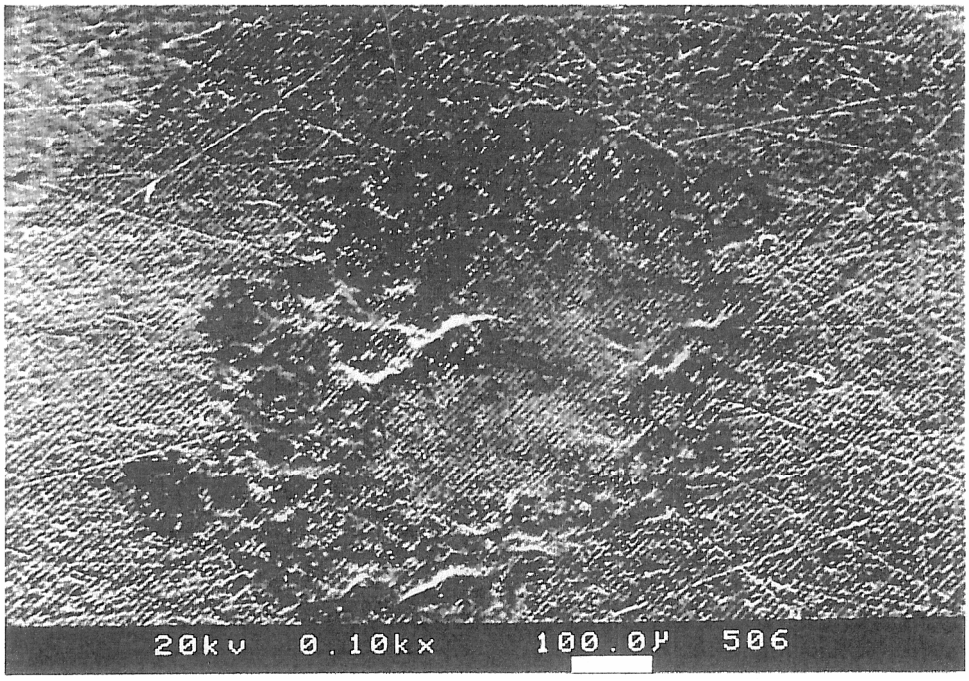


Abb. 27: Abriebstelle einer HERCULITE®-Probe, Q90%-Tiefe = 16,8 µm, 100x.

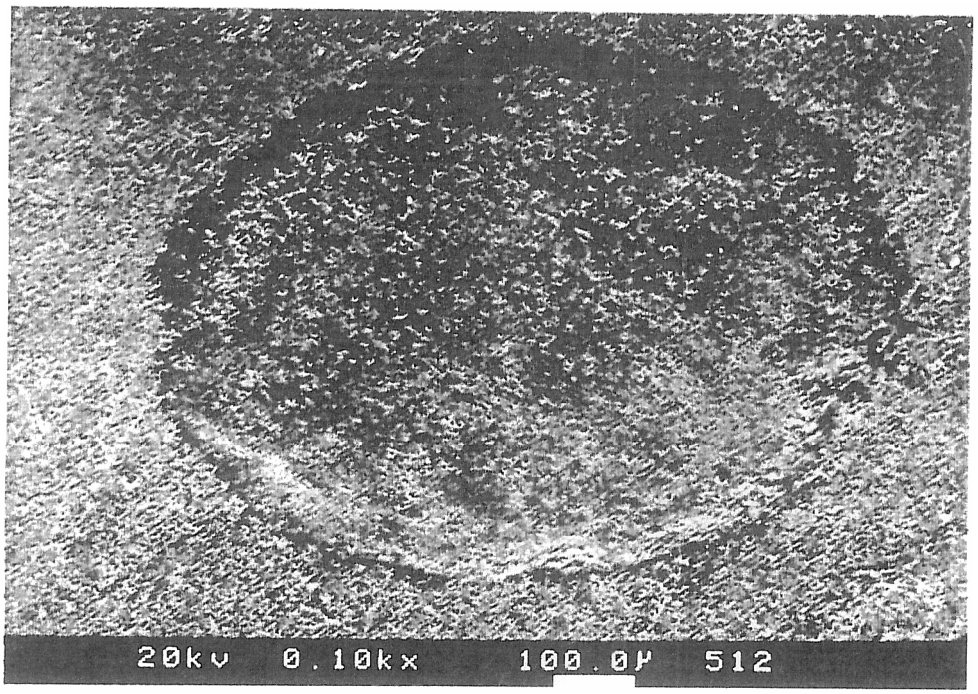


Abb. 28: Abriebstelle einer FUL-FIL®-Probe, Q90%-Tiefe = 11,3 µm, 100x.

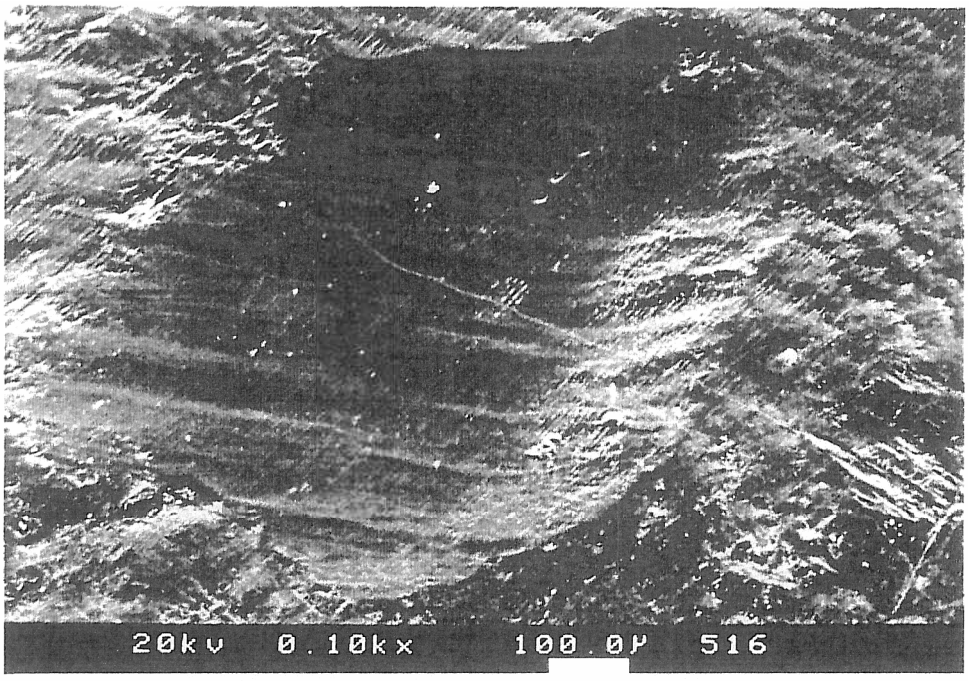


Abb. 29: Abriebstelle einer Schmelzprobe, Q90%-Tiefe = 25,8 µm, 100x. Die Form der Abriebstelle ist vom Oberflächenprofil der Probe abhängig.

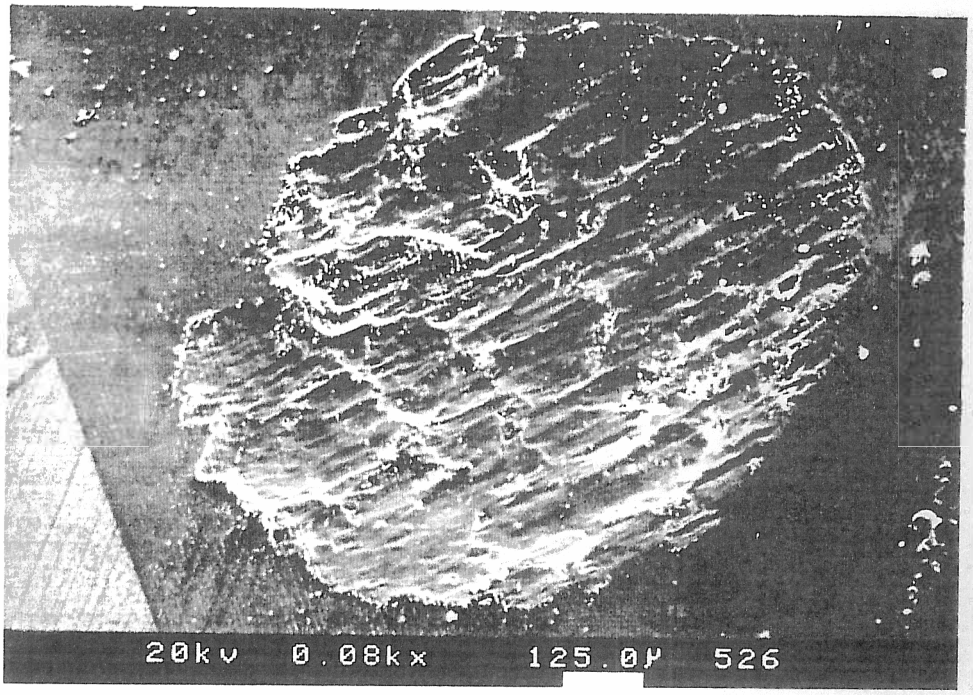


Abb. 30: Abriebstelle einer Plexiglasprobe, Q90%-Tiefe = 34,4 µm, 80x. Auffällig ist die wellenförmige Oberfläche, die von der Elastizität des Plexiglases verursacht wurde.

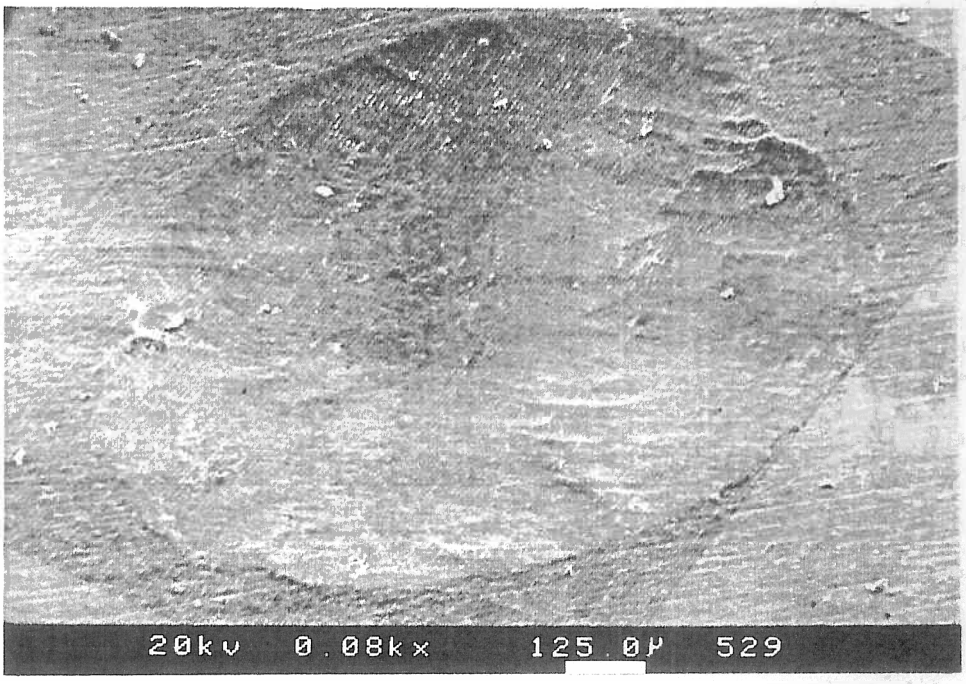


Abb. 31: Abriebstelle einer Aluminiumprobe, Q90%-Tiefe = 42,6 µm, 80x.

Danksagung

Ich danke Herrn Prof. Dr. A. Petschelt für die Möglichkeit, diese Arbeit an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg durchführen zu können, für seine fördernde Unterstützung und für das mir stets entgegengebrachte Verständnis.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. R. Hickel und Dr. K.-H. Kunzelmann, Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Ludwig-Maximilian-Universität München, für ihre wertvollen Ratschläge und ihre ständige Diskussionsbereitschaft.

Weiterhin danke ich besonders auch Frau Dr. M. Reinke und Herrn Prof. Dr. A. Dorn für ihre freundliche, allseitige Unterstützung.

Darüberhinaus danke ich allen Kollegen, die mit Rat und Tat bei der Entstehung dieser Arbeit mitgeholfen haben.

Schließlich möchte ich auch meinen Eltern danken, daß sie mir durch ihre großzügige finanzielle Unterstützung den Studienaufenthalt in Erlangen ermöglicht haben.

Lebenslauf

15. Nov. 1962	Geboren in Tainan, Taiwan Vater: Fang, Wen-Chang, Architekt Mutter: Lee, Lie-Huei, Hausfrau
Sept. 69- Juni 1975	Grundschule
Sept. 75- Juni 1978	Junior High-School
Sept. 78- Juni 1981	Senior High-School
Sept. 82- Mai 1987	Zahnmedizinisches Studium, Taipeh Medical College, Taipeh, Taiwan.
Juni 1987- Juni 1988	Praktisches Jahr, Tri-Service General Hospital, Taipeh, Taiwan.
Juli 1988	Zahnmedizinisches Staatsexamen
März 1989- Feb. 1990	Studienaufenthalt an der Klinik und Poliklinik für Mund-Kiefer-Gesichtschirurgie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, unter der Leitung von Prof. Dr. Dr. E. W. Steinhäuser.
Aug. 1990- Feb. 1991	Kieferchirurgischer Assistenzarzt im "Veteran's General Hospital", Taipeh, Taiwan.
Seit Sept. 1991	Promotionsstudium an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, unter der Leitung von Prof. Dr. A. Petschelt.