

- Diametrale Zugfestigkeit², 595 Kg/cm²
- Wasseraufnahme³, 0,5-0,9 mg/cm²
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 78 Gew. %

4.1.2 Silux-Plus®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Microfüller
- Füllkörper, Siliciumdioxid (SiO₂)
- mittlerer Füllpartikelgröße, 0,04 µm
- Druckfestigkeit¹, 358-376 N/mm²
- Diametrale Zugfestigkeit², 620-650 Kg/cm²
- Wasseraufnahme³, 16 µg/cm²
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 54 Gew. %

4.1.3 Heliomolar RO®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Microfüller
- Füllkörper, Siliciumdioxid (SiO₂)
- mittlere Füllpartikelgröße, 0,04 µm
- Druckfestigkeit¹, 380 N/mm²
- Diametrale Zugfestigkeit², keine Angaben des Herstellers
- Wasseraufnahme³, 8 µg/mm³
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 77-79 Gew. %

4.1.4 Ful-Fil®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Hybrid
- Füllkörper, Bariumaluminiumborsilikat und Siliziumdioxid
- mittlere Füllpartikelgröße, 2-5 µm (Barium), 0,04 µm (SiO₂)
- Druckfestigkeit¹, 352 MPa
- Diametrale Zugfestigkeit², 56 MPa
- Wasseraufnahme³, keine Angaben des Herstellers
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 77 Gew. %

4.1.5 Round-Robin-Control

Physikalische Eigenschaften:

Das Komposit wurde nur für den experimentellen Gebrauch im ADA Round-Robin-Versuch entwickelt.

- Kompositklasse, Feinpartikelhybrid
- Füllkörper, keine Angaben erhältlich
- mittlerer Füllpartikelgröße, ca. 3 µm unsilanisiert
- Druckfestigkeit¹, keine Angaben erhältlich
- Diametrale Zugfestigkeit², keine Angaben erhältlich
- Wasseraufnahme³, keine Angaben erhältlich
- Anorganischer Fülleranteil⁴, keine Angaben erhältlich

4.1.6 Palfique-Inlay®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Feinpartikelhybrid
- Füllkörper, keine Angaben erhältlich
- mittlere Füllpartikelgröße, Präpolymerisate von 2-3 µm
- Druckfestigkeit¹, keine Angaben erhältlich
- Diametrale Zugfestigkeit², keine Angaben erhältlich
- Wasseraufnahme³, keine Angaben erhältlich
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 86 Vol. %

4.1.7 Pertac-Hybrid®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Feinpartikelhybrid
- Füllkörper, Quarz, SiO₂ und YF₃
- mittlere Füllpartikelgröße, 1,5 µm, ca. 0,04 µm
- Druckfestigkeit¹, 450 MPa
- Diametrale Zugfestigkeit², 55 MPa
- Wasseraufnahme³, 0,2 mg/cm²
- Anorganischer Fülleranteil⁴, 80 Gew. %

¹: Probenkörper: h= 5 mm, b= 3 mm, l= 3 mm

²: ADA Spec. No. 27; ³: ADA Spec. No. 27; ⁴: DIN 53456

4.2 Herstellung der Proben

Als Probenträger wurden standardisierte runde Aluminiumobjektträger verwendet, die eine Vertiefung von 2 mm und einen Durchmesser von 8,5 mm haben. Um die Probenträger gegen Verdrehung zu sichern, haben sie eine Nut, in die ein Zapfen der Probenhalterung greift.

Die Kunststoffe wurden in gleicher Zeit und bei gleicher Raumtemperatur in zwei Schichten in die Probenträger eingebracht und pro Schicht 20 s mit der Lampe Translux CL (Kulzer) lichtgehärtet und in der Translux EC Lightbox (Kulzer) 60s vergütet. Die Probenträger wurden vorher silikatisiert (Rocatector, Espe, Seefeld), um einen kraftschlüssigen Verbund des Komposits bei Belastung zu erzielen. Die Oberflächen jeder Probe wurden innerhalb von 15 min nach Abschluß der Polymerisation unter Wasserkühlung mit SiC-Schleifpapier der Körnungen 600 bis 1200 poliert.

Um eine standardisierte Politur und eine plane Oberfläche zu erreichen, wurden die Probenträger in eine Fräsmaschine eingespannt und unter gleichem Druck bei geringer Drehzahl im 90° Winkel auf eine Kunststoffplatte gepreßt, die mit Schleifpapier der jeweiligen Körnung bespannt war.

Zur Vermeidung von Verunreinigungen und unterschiedlichen Ausarbeitungsqualitäten, wurde für jede Probe ein neues Schleifpapier verwendet.

Nach dem Ausarbeiten wurden alle Proben, wie in den ADA Anweisungen für die Round-Robin-Studie gefordert, gleichzeitig für 14 Tage in 37°C warmes, destilliertes Wasser gelegt, um eine Sättigung und Quellung der Oberfläche zu erreichen.

4.3 Belastungsparameter

Da in einem In-vitro-Testverfahren die Frequenz, mit der eine Füllung belastet wird, möglichst hoch, ein elastisches Rückstellen der Probe aber in den Entlastungsphasen möglich sein soll, wurden als Frequenz 85 Zyklen pro Minute (1,4Hz) gewählt.

Ein Zyklus setzt sich aus 0,2 s Vorspannungsphase, 0,33 s Prüfphase und 0,2 s Entspannungsphase mit deutlich unterschiedlichen Kräften zusammen.

Die Vorspannungsphase entspricht der Simulation einer "crushing phase", die von dem Kontakt mit dem Speisebolus bis zum Kontakt mit dem Zahn reicht. Sie hat keinen abrasiven Charakter, setzt aber die Füllung unter "Vorspannung" Hierfür wurde als im Moment des Ausetzens des Antagonisten auf die Füllung wirkende Kraft 20 N gewählt.

Für die "gliding phase" wurde als maximal wirkende Kraft 49N bestimmt.

Die Anzahl der Kauzyklen wurde auf eine Gesamtzahl von 120.000 festgelegt.

Für die Temperaturwechsellast wurden 5°C im Kalt-Zyklus und 55°C im Warm-Zyklus eingestellt.

4.4 Verwendete Antagonisten

Als Antagonisten wurden die bukkalen Höckerspitzen von menschlichen Oberkiefer-Prämolaren ausgewählt. Nach ihrer Abtrennung vom Zahn wurde der Schmelz der Höcker im unteren Drittel 60 sec lang mit Phosphorsäuregel geätzt und mit Hilfe einer dafür entwickelten Positioniervorrichtung zentrisch durch lighthärtendes Komposit in den Probenträgern fixiert. Von den einzelnen Kompositen wurden jeweils 6 Proben hergestellt und einem Test im Kausimulator unterzogen. Aufgrund der unterschiedlichen Morphologie sind bei den natürlichen Schmelzantagonisten starke Schwankungen des Abriebs zu erwarten.

Unter der Annahme, daß Formänderungen durch Abrieb im Vergleich zu unterschiedlichen Höckerformen vernachlässigbar gering sind, wurde versucht durch Mittelwertbildung über einen Füllungswerkstoff und allen Antagonisten eine

Vergleichsgrundlage für die verschiedenen Materialien zu bilden. Dazu wurden die sieben verschiedenen Kompositproben gleichzeitig im Kausimulator getestet. Im anschließenden Durchgang wurde die Position der Werkstoffe um eine Stelle weiterrotiert, bis alle Werkstoffe mit allen Antagonisten getestet worden waren. Gleichzeitig wurden auf diese Weise reibungsbedingte Unterschiede zwischen den einzelnen Prüfständen ausgeglichen.

Protokolliert wurde jeder Probendurchgang auf Arbeitsblättern, wie sie in Abb. (12) zu sehen sind.

CODE Nr. für Antagonisten und Probe in die Boxen eintragen		Datum:	Testnummer:		
1S	Herculite	1	4S	Ful-Fil	4
2S	Silux-Plus	2	3S	Hellomolar	3
5S	Control	5	7S	Pertac Hyb.	7
6S	Pallique	6	Frei	Frei	8

Prüfstand: 1 2 3 4 5 6 7 8

Abb. 12 Protokollformular

4.5 Auswertung der Meßergebnisse

Alle Proben wurden nach 25 % und nach 100 % der Gesamtbelastung in einem Perthometer vom Typ C5D (Feinprüf GmbH, Marburg) vermessen.

Mit dem Perthometer C5D wird das Oberflächenprofil mit Hilfe einer Diamantnadel abgetastet. Die vertikalen Positionssänderungen der Nadel werden als Gleichstrom-Spannungsänderung von -5V bis +5V registriert. Durch einen Digital-Analog-Wandler werden diese Spannungsänderungen digitalisiert und an einen Computer weitergeleitet. Die Abtastungsgeschwindigkeit kann zwischen 0,5 mm/s oder 0,1 mm/s an Perthometer eingestellt werden. Die Abtastung wird von dem Programm "DENTWES" [57] gesteuert.

Die Auflösung der Abtastung wurde in der X-Dimension mit 10,0 μm und in der Y-Dimension auch mit 10,0 μm vorgegeben.

Die Auswertung der Messdaten erfolgte durch das Programm " 3 D-MATCHING " [57].

Um ein Austrocknen der Proben bei der 25 % Vermessung zu verhindern, wurden hier weniger Messungen zur Abschätzung des Abriebs durchgeführt.

Es wurde eine Einzellinienvermessung der Proben vorgenommen, wobei der Abstand der Meßlinien zueinander 100 μm betrug. Es wurde bei jeder Probe außerhalb der Abrasionsmarke mit den Messungen begonnen und geendet. Die so gewonnenen Meßstreifen wurden manuell ausgewertet und der tiefste Punkt der Abrasion bestimmt.

5 Ergebnisse

5.1 Quantitative Auswertung der Abrasion

Der vertikale Substanz- und der Volumenverlust der Proben nach 120.000 mechanischen und 1360 Temperaturwechselslasten ist in den Tabellen 1-3 aufgeführt.

Tab.1: Volumenverlust nach 100 % der Gesamtbelastung in $10^6 \mu\text{m}^3$

Messung	1	2	3	4	5	6
Herculite®	16,7	6,85	2,88	9,26	2,53	1,11
Silux-Plus®	13,7	1,45	2,57	6,28	1,18	4,63
Heliomolar®	12,7	8,11	9,63	17,2	5,08	15,6
Ful-Fil®	1,63	2,54	4,65	12,8	21,8	9,98
Control	6,3	28,8	24,2	22,1	6,75	19
Palfique®	12,8	5,04	14,9	11,3	13,4	12,8
Pertac Hyb.®	10,8	1,85	6,37	11,9	42,3	2,88

Tab.2: Vertikaler Substanzverlust 90 % Quantil in μm

Messung	1	2	3	4	5	6
Herculite®	22	42	10	28	14,9	21
Silux-Plus®	60,9	18,9	11	43	26	34
Heliomolar®	36,9	16	31	51,9	27	47
Ful-Fil®	60	13	12	53,9	71,9	54
Control®	21,9	65	75	63,9	13	63
Palfique®	39	23,9	49	40	45	43
Pertac Hyb.®	43,9	12,9	29	48,9	87	13,9

Es konnte bei allen Proben der Punkt, in dem der Antagonist auf die Probe aufsetzt, als Lokalisation des vertikal größten Abriebs erkannt werden.

Anhand der Probe Heliomolar Ro® soll dies verdeutlicht werden. Der Meßstreifen dieser Probe zeigt einen vertikalen Schnitt im Bereich der tiefsten Abrasion.

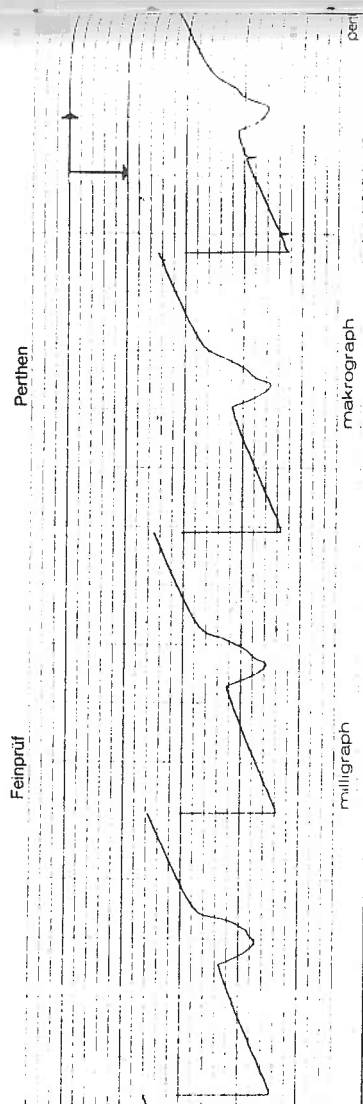


Abb. 13 Heliomolar RO®(31) nach 120.000 Zyklen.

Der Messtreifen zeigt vier Schnitte im Abstand von je 100 µm durch den tiefsten Punkt der Abrasion.

Durch die Rotation der 7 Proben pro Material in eine andere Prüfkammer bei jedem Testdurchgang wurde jedes Komposit von jedem Höcker und jeder Prüfkammer belastet.

Erkenntnisse anderer Untersuchungen (vgl. Krejci et al.[52, 53, 54]) belegen, daß sich der Antagonist verschleißt, was eine Abflachung der Höckerspitze und eine Veränderung der Oberflächenmorphologie bedeutet. Es ist somit wichtig festzustellen, ob und wie sich die Abrasionswerte bei den einzelnen Höckern und durch die unterschiedlichen Prüfkammern verändern.

So sollte es möglich sein, herauszufinden, ob der Höcker oder der Prüfstand einen größeren Einfluß auf die Quantität der Abrasion hat.

Die Zusammenhänge sind in der Tab. 3 dargestellt.

Prüfstand	1	2	3	4	5	6	7
Herculite®	16,7	6,85	2,88	9,26	2,53	1,11	-----
Silux-Plus®	-----	13,7	1,45	2,57	6,28	1,18	4,63
Heliomolar®	12,7	-----	8,11	9,63	17,2	5,08	15,6
Ful-Fil®	1,63	2,54	-----	4,65	12,8	21,8	9,33
Control	6,30	28,8	24,2	-----	22,1	6,75	19,0
Palfique®	12,8	5,04	14,9	11,3	-----	13,4	12,8
Pertac Hyb.®	10,8	1,85	6,37	11,9	42,3	-----	2,88
Kammer- und Höckerausage	10,155	9,796	8,985	8,218	17,201	8,223	10,706

Tab. 3: Einfluß des Prüfstandes und des Antagonisten auf die

Abrasion (Volumenverlust) in 10⁶µm. Die schraffierten Felder kennzeichnen den ersten Prüfdurchgang jeder Probe. Da wegen technischer Probleme nur sechs Prüfdurchgänge je Probe möglich waren, wurde der siebte Durchgang in der Statistik nicht berücksichtigt und ist in der Tabelle durch Striche markiert.

Die Werte (Mittelwerte aus allen Proben in einer Kammer) in der Reihe "Kammer und Höckerausage" bewegen sich für die Prüfstände zwischen 8,218 und 17,201, was einer maximalen Abweichung von 52,22 % entspricht.

Betrachtet man aber nur die Prüfstände 1, 2, 3, 4, 6, so ergibt sich eine maximale Abweichung von 19,07 %.

Diese Auswertung läßt erkennen, daß bei den Prüfständen 5 und 7 der Abrieb überdurchschnittlich groß war und zu Verfälschungen der Meßergebnisse geführt hat.

5.2 Qualitative Auswertung der Abrasion mit dem Profilometer und REM

Die Morphologie der Abrasionen ist bei allen Proben ähnlich und ist schematisch in der Abbildung (15) dargestellt. Eine Aufwertung des Materials nach dem Aufsetzimplus Abb. (14, 15) läßt sich anhand der Meßstreifen bei den meisten Kompositen sowohl nach 25 % als auch nach 100 % der Prüfdauer nachweisen.

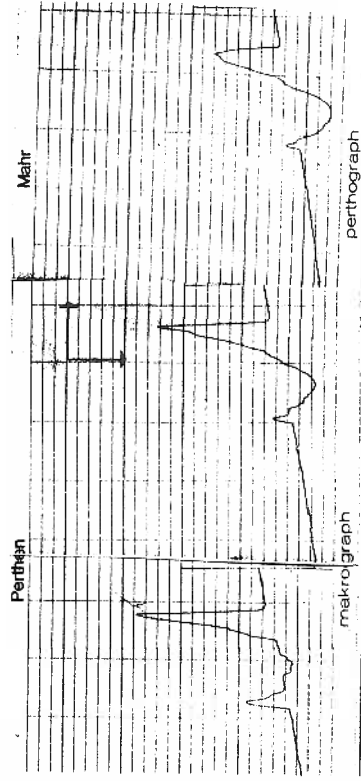


Abb. 14 Ful-Fil nach 120.000 Belastungszyklen. Drei Tastschnitte im Bereich des maximalen Höhenverlustes (Abstand 100 µm).

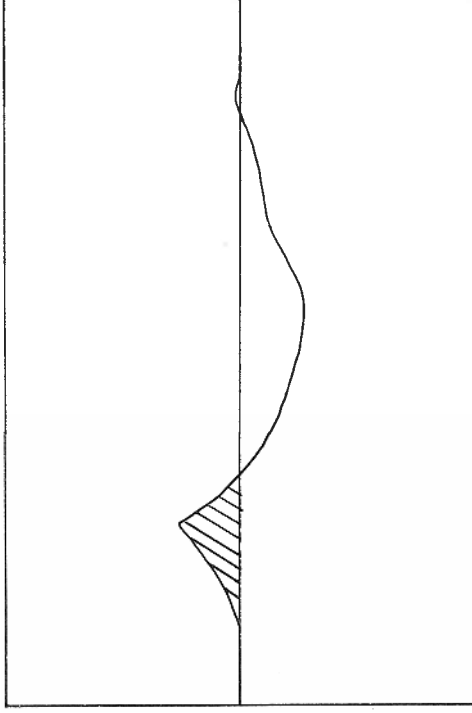


Abb. 15 Schematischer Querschnitt der Abrasion in Abb. (14). Schraffiert dargestelltes ist durch die Belastung aufgeworfenes Material neben der Abrasion.

Am Punkt des ersten Aufsetzens des Antagonisten auf die Proben, der den Beginn der Attritionszone oder Occlusal Contact Area (OCA) darstellt, sind aber nicht die stärksten Destruktionen bei den Kompositen zu sehen. Hier ist meist eine glatte Oberfläche aufzufinden. In den Flanken können dagegen größere Rauigkeiten, Schuppungen oder Abschliffungen beobachtet werden.

In den Bereichen, in denen die Belastungsrichtung nicht rein vertikal sondern als Abgleitbewegung horizontal gerichtet war, wurde der vertikale Substanzverlust zwar geringer, die Oberfläche der Abrasion aber zeigte deutliche Destruktionen.

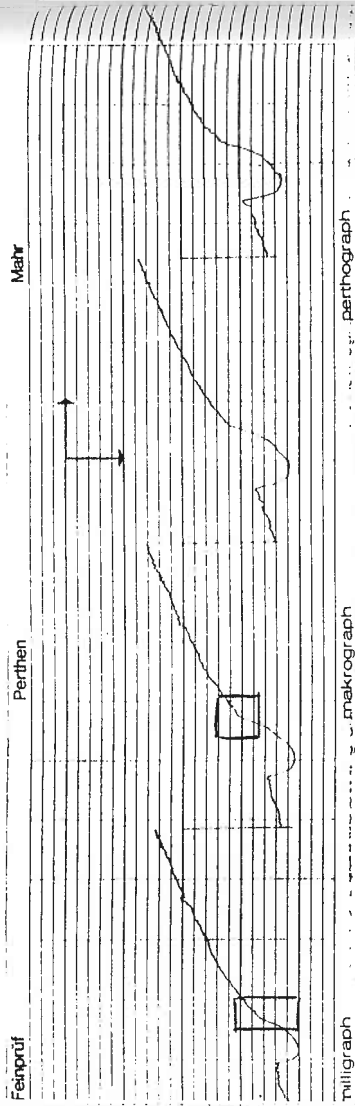


Abb. 16 Geringer Abrieb aufgrund einer Abgleitbewegung in dem durch ein Kästchen gekennzeichneten Bereich.

Bei allen Kompositen konnte man im Randbereich am Anfang der Abrasion eine unterschiedlich starke Wallbildung erkennen Abb. (14, 15).

In Richtung der Abgleitbewegung ist bei einigen Kompositen eine leichte Wellen- und Schuppenbildung innerhalb der Abrasionsmarke festzustellen. Eine weitere ausgeprägte Wallbildung kann man bei den Kompositen am Ende der Abrasionsspur beobachten.

Die theoretisch in der Aufsicht erwartete Tropfenform der Abrasion konnte nur bei den Kompositen Silux-Plus® und ADA-Control festgestellt werden.

Bei den übrigen Werkstoffen kann man eine fächerartige Abrasionsmarke in Richtung der Abgleitbewegung erkennen, was besonders bei dem REM-Bild des Komposit Palfique Inlay® auffällt Abb. (17).



Abb. 17 Palfique Inlay nach 120.000 Zyklen

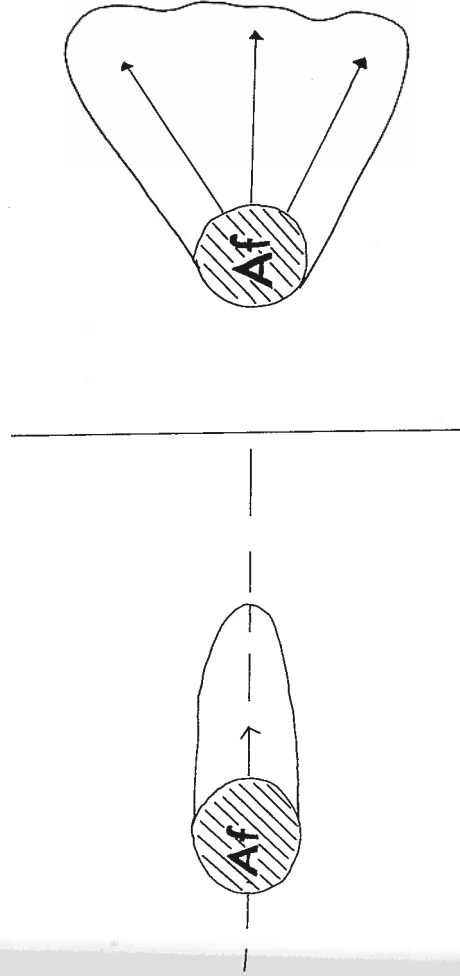


Abb. 18 Aufsicht auf eine Abrasion mit theoretisch erwarteter Form (links) und häufig beobachteter Form (rechts).
Af= Aufsetzbereich

Silux-Plus® konnte bei dem Volumenverlust wie auch bei dem Oberflächenverlust die geringsten Werte von allen geprüften Kompositen aufweisen. Bei der Messung 90 % Quantil liegt es an zweiter Stelle.

Dieses hervorragende Abschneiden ist nach Betrachtung des REM Bildes nicht zu erklären.



Abb. 19 Silux-Plus® nach 120.000 Zyklen

Der Punkt des Aufsetzbereichs ist deutlich zu erkennen und wird durch leichte seitliche Einziehungen (siehe Abb. 19) bei seinem Übergang in die Abgleitbewegung begrenzt. Die Abrasion wird an allen Grenzen durch eine geringe Wallbildung von der unbelasteten Oberfläche abgegrenzt. Die Oberfläche ist auf der gesamten Fläche der Abrasion zerklüftet.

Herculite XR® ist beim Volumenverlust an zweiter Stelle und bei der 90 % Quantil Höhenmessung das Komposit mit den besten Werten. Bei der Vermessung des Oberflächenverlustes steht es an fünfter Stelle.

In den REM-Bildern zeigt das Komposit Herculite XR® außerhalb des Aufsetzbereiches eine glatte und intakte Oberfläche ohne Porositäten und ohne Risse. Im Bereich der Flanken des Aufsetzbereiches ist die Wellenbildung quer zur Abgleitbewegung des Antagonisten deutlich zu erkennen. Die Wellenbildung wird mit zunehmendem Abstand zum Aufsetzbereich geringer. Die Abrasion öffnet sich an ihrem Ende fächerartig und läßt zwei Abgleitwege des Antagonisten erkennen.



Abb. 20 Herculite XR® 120.000 Zyklen

Der Übergang von der Abrasionsmarke zum unbelasteten Bereich ist deutlich sichtbar.

Ful-Fil® liegt bei der Volumen Vermessung an dritter, bei der 90 % Quantil Höhenmessung aber an vorletzter Stelle.

Das schlechte Abschneiden bei der 90% Quantil-Höhenmessung dürfte auf die Differenz in der Größe der Füllkörper zurückzuführen sein [13].

Bei Auswertung des REM Bildes bei 1100facher Vergrößerung konnten Porositäten, Matrixverluste zwischen den Füllkörpern, inselhafte Abschlüferungen und Sprünge im Randbereich beobachtet werden.

Im Zentrum des REM Bildes ist beispielsweise ein großer, zur Hälfte aus der Matrix gelöster Füllkörper zu erkennen.

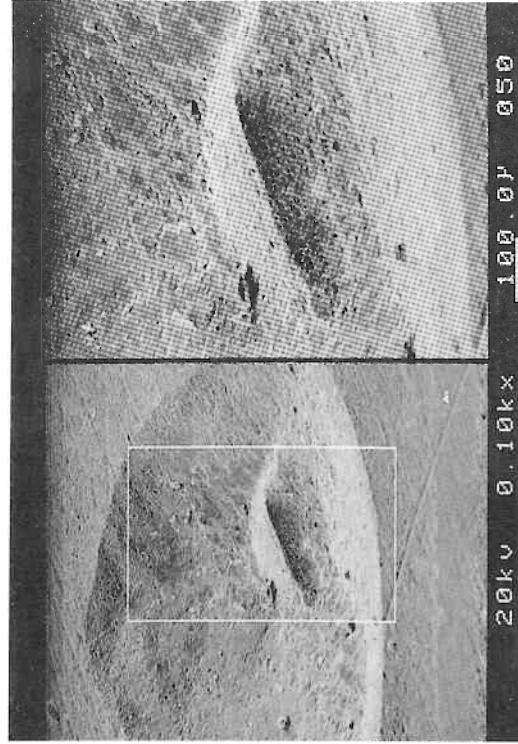


Abb. 21 Ful-Fil® nach 120.000 Zyklen am Randbereich.

Heliomolar RO® steht bei der Volumenvermessung an vierter und bei der 90 % Quantil Höhenmessung an dritter Stelle.

Bei der Auswertung der REM Bilder erweist sich die Oberfläche im Bereich des Aufsetzbereichs glatt, ohne Porositäten und Sprünge. Auch im Bereich der horizontalen Abgleitbewegung erscheint die Oberfläche intakt.

Eine Schwächung oder Auflösung des Verbundes Füller-Matrix konnte nicht erkannt werden. Außerhalb und innerhalb der Abrasion sind größere Präpolymerisate ($\approx 50 \mu\text{m}$) und deren Verlust zu beobachten.

Die Randbereiche der Abrasion waren exakt begrenzt. Nur in der Endzone der Abrasion sind Porositäten und Aussprengungen zu sehen.

Eine Wellen- oder Schuppenbildung innerhalb der Abrasion war nicht festzustellen.

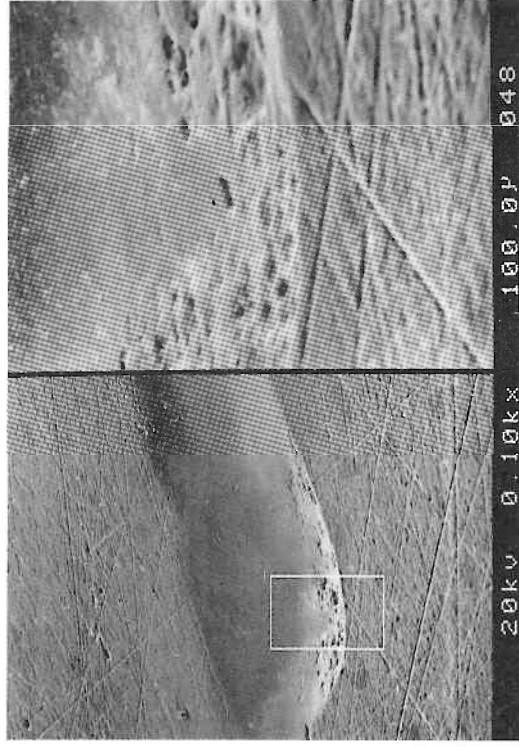


Abb. 22 Heliomolar RO® nach 120.000 Zyklen

Palfique Inlay® liegt sowohl bei der Volumenvermessung, als auch bei der 90% Quantil Auswertung an fünfter Stelle. In den REM-Bildern konnten bei dem Komposit Palfique-Inlay® im Aufsetzbereich flächige Porositäten und die Lösung von vereinzelten Füllerkomplexen, jedoch keine Risse festgestellt werden. Im Bereich der horizontalen Abgleitbewegung nehmen diese Destruktionen zwar ab, dafür aber tritt eine leichte Schuppung des Materials auf.

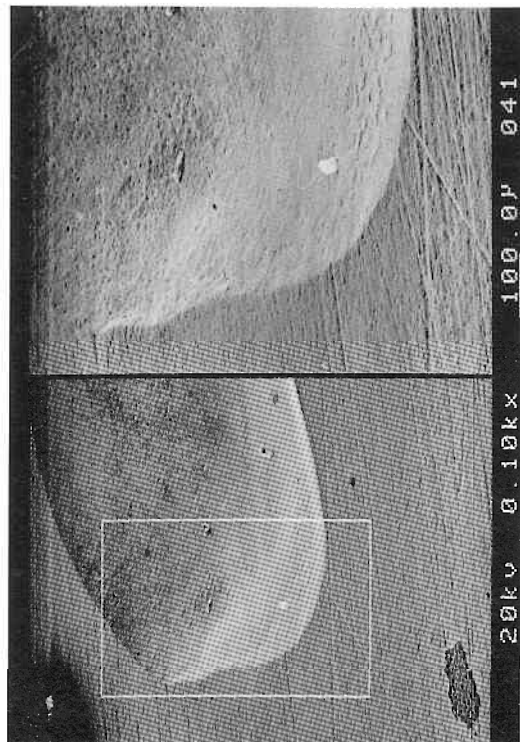


Abb. 23 Palfique-Inlay® nach 120.000 Zyklen. Links im Bild ist deutlich der Aufsetzpunkt des Antagonisten auf die Probe mit einer Wallbildung im Randbereich zu erkennen.

Die plastische Deformation ist im Flankenbereich der Abrasion ausgeprägter als im Zentrum der Abgleitbewegung. Auch bei diesem Komposit ist ein fächerförmiges Öffnen der Abrasion mit zwei Ausgleitbahnen des Antagonisten zu sehen.

Pertac-Hybrid® war bei der Volumenvermessung das vorletzte Komposit und bei der 90 % Quantil-Auswertung das vierbeste Komposit.

Pertac-Hybrid® zeigt sowohl bei der Abtastung als auch bei der REM Analyse eine poröse und inhomogene Oberfläche. Bei diesem Komposit zeigt sich eine deutliche Schuppung der Oberfläche quer zur Abgleitbewegung des Antagonisten. Die Schuppen sind Bereiche, in denen eine plastische Deformation mit Aufwerfung der Matrix stattgefunden hat. Zwischen den einzelnen Schuppen befinden sich wieder poröse Bereiche. Auch sind Risse zu sehen, die sich unregelmäßig durch die Abrasionsmarke ziehen. Gleichfalls ist die Oberfläche außerhalb der Abrasion porös und inhomogen. Der Rand der Abrasion ist zirkulär wallartig aufgeworfen.

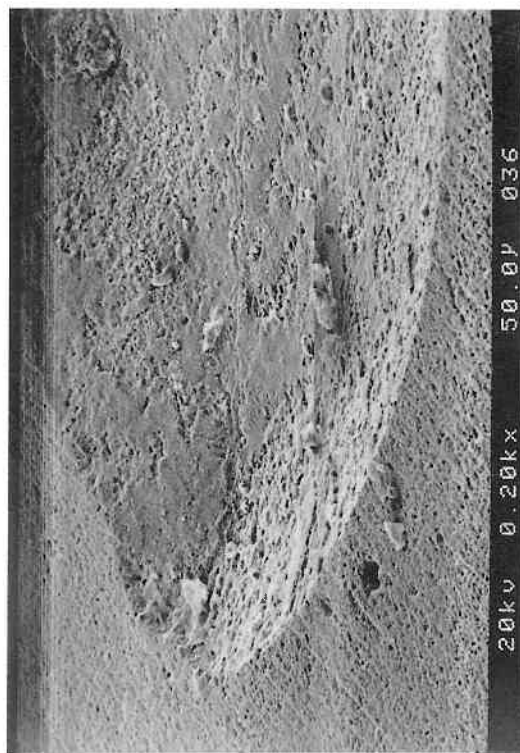


Abb. 24 Pertac Hybrid® nach 120.000 Zyklen

ADA-Round-Robin-Control

Das Control Komposit schnitt sowohl bei der Volumenvermessung als auch bei der 90 % Quantil-Auswertung mit deutlichem Abstand zu den anderen Kompositen am schlechtesten ab.

Die REM Bilder zeigen viele deutliche Porositäten, vor allem außerhalb der Abrasionsmarke.

Innerhalb der Abrasionsmarke erscheint die Oberfläche glatter, was seine Ursache in einem "Verschmieren" der Matrix in die Porositäten hat.

Aber auch innerhalb der Abrasion treten deutliche Porositäten und inselhafte Abschlüpfungen auf. Bei dieser Probe kann auch eine plastische Deformation in Verbindung mit Rissen, die sich quer zu Abgleitbewegung des Antagonisten gebildet haben festgestellt werden.



Abb. 25 Round-Robin-Control nach 120.000 Zyklen

6 Diskussion

6.1 Kausimulator

Die im Pflichtenheft der zu entwickelnden Prüfanlage angeführten klinischen Parameter eines Kauzyklus, die simuliert werden sollten, konnten sowohl konstruktiv als auch steuerungstechnisch mit geringen Einschränkungen verwirklicht werden. Um dies festzustellen, wurde nach 10.000, 30.000 und 70.000 Kauzyklen der Test unterbrochen und mit Hilfe von Lastmeßdosens und Mikrotastern die eingestellten Testparameter in den Probenkammern überprüft. Eine Abweichung von den eingestellten Prüfparametern während einer Testreihe konnte bei der Temperaturwechsellast nicht bemerkt werden. Bei der mechanischen Belastung konnte eine Differenz von ca. 5 N zwischen den Prüfständen registriert werden. Diese Abweichung ist auf ein unterschiedlich starkes Verschleifen der Aluminiumführungsbuchsen zurückzuführen, wodurch sich die Losbrechkraft der Druckluftzylinder veränderte.

Die Anforderungen an die Funktionssicherheit und Benutzersfreundlichkeit sowie Wartungsfreiheit der verwendeten mechanischen und elektrischen Bauteile, wurden in insgesamt 840.000 Kauzyklen und 9520 Temperaturwechsellasten umfassenden **ADA-Round-Robin-Studie** ohne Schwierigkeit erfüllt.

Auch die Repositionierbarkeit der Proben nach der Vermessung bei 25 % der Gesamtbelastung war, da weder an den Meßstreifen noch an den REM Bildern große Unregelmäßigkeiten oder Abweichungen bei den Abrasionsmarken zu erkennen waren, ohne Probleme möglich.

Dies ermöglicht ein mehrfaches Vermessen der Proben nach unterschiedlichen Belastungszyklen und erleichtert die Erstellung eines Abrieb-Zeit-Diagramms erheblich.

Die Diskrepanz zwischen theoretisch erwarteter und praktisch beobachteter Form des Abriebs Abb. (18) läßt sich in zweifacher Weise erklären.

Trotz Verwendung hochpräziser Bauteile konnte ein Verschleiß der Kolbenstangenführungsbuchsen festgestellt werden. Dieses nicht unerhebliche Spiel in der lateralen Beweglichkeit der Kolbenstangen und damit der Antagonisten muß als ein Grund dafür verantwortlich gemacht werden.

Daraus ergibt sich weniger ein unterschiedliches Auftreffen auf die Proben als verschiedene Abgleitwege unter Last. (Abb. 26). Die Führungsbuchsen sollten daher verbessert werden.

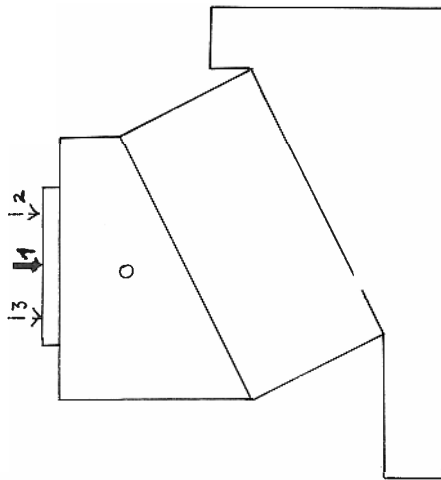


Abb. 26

1 = Bei einer zentrischen Belastung sind die Form des Abriebes und die Verschleißwerte gleich.

2:3 = Bei einer exzentrischen Belastung ist der Abgleitweg unterschiedlich und damit auch die Form des Abriebes und die Meßwerte.

Als zweite Möglichkeit muß in Betracht gezogen werden, daß der Gummipuffer der Probenhalterung statisch instabil ist und bei jedem Auftreffen des Antagonisten auf die Probe einen geringfügig anderen Abgleitweg zuläßt.

Diese Instabilität wird durch die schockartige Temperaturwechselbelastung und die damit verbundene ständige Änderung des E-Moduls des Puffers noch verstärkt. Als dritte Fehlerquelle ist eine geringfügige Rotation der Probe nach dem Reponieren möglich.

6.2 Abriebphänomene

Die Wallbildung am Rand der Abrasionsmarken wie auch innerhalb der Abrasion haben ihre Ursache in den Materialeigenschaften der Komposite. Hierbei wird durch die Belastung die Fließgrenze des Komposits überschritten, und es kommt zu einer einer plastischen Deformation des Materials in Richtung der geringeren Belastung [46, 47, 52]. Die bei einigen Proben festgestellten Risse Abb. (22) und Schuppenbildungen Abb. (23), die quer zur Abgleitrichtung verlaufen, erklären sich durch ein deutliches Überschreiten der Elastizität des Materials [46, 47].

Bei den Materialien, die diese Oberflächenveränderungen (Wallbildung, Schuppung, Risse) nicht aufweisen, muß entweder die Haftreibung gleich der Gleitreibung sein, oder die Elastizität des Materials ist so hoch, daß eine vollständige Rückstellung möglich ist.

Die Tatsache, daß im Bereich der Auftreffzone bzw. in der Attritionszone bei allen Proben der vertikal größte Abrieb feststellbar ist, hat zwei Gründe.

- Gefügeerschütterung durch Impuls beim Auftreffen des Antagonisten auf die Probe (Hertzsche Spannungsverteilung [88]).

- Haftreibung

Initial liegt durch das senkrechte Auftreffen des Antagonisten auf die Probe eine hohe Haftreibung vor, nach deren Überwindung nur noch eine Gleitreibung besteht. Da hierfür eine größere Kraft nötig ist als für das Überwinden einer Gleitreibung, kommt es bei der Haftreibung zu einem stärkeren Abrieb.

Auch durch die dauernden Schub- und Aufsetzimpulsbelastungen kommt es zu einem kontinuierlichen Versagen des Haftverbundes Füller-Matrix und begünstigt durch das Entstehen von "Micro-Cracks" die forcierte Wirkung einer hydrolytischen Spaltung an den Kontaktflächen [97, 98].

Infolge der Kompression der belasteten Füllungsanteile tritt eine Scherkraft an den Grenzflächen zu den unbelasteten Anteilen und damit ein Aufbrechen des Verbundes ein, wodurch im ungünstigsten Fall sogar ein flächenhafter Substanzverlust, wiederum durch eine hydrolytische Spaltung begünstigt, hervorgerufen werden kann [97, 98].

Auch durch die unterschiedlichen Elastizitätsmodule von Füller und Matrix werden Frakturen an den Grenzschichten und dadurch die Abrasion erhöht [107, 98].

Es stellt sich daher die Frage, ob eine maximale Erhöhung des Füllstoffgehaltes zwar die Polymerisationsschrumpfung vermindert, bei der Abrasion aber nicht das Gegenteil bewirkt, da bei einer Belastung keine Dämpfung innerhalb des Komposit durch die elastische Matrix erfolgt, sondern eine Quetschung der Matrix zwischen den Füllpartikeln, und es dadurch zu einer Ablösung von den Füllern und auch zu einer plastischen Deformation kommt, was wiederum eine verminderte Abriebsfestigkeit bedingt.

Der Verbund zwischen Füller und Matrix scheint bei den modernen, meist quarzgefüllten Kompositen das Hauptproblem beim Erreichen einer hohen Abriebsfestigkeit darzustellen. Auf dem REM Bild von Silux-Plus® Abb. (19) ist deutlich die raue Oberfläche zu erkennen, wobei man sehen kann, daß die Füller teilweise komplett aus dem Verbund herausgelöst worden sind und die Matrix noch deren ursprüngliche Lage erahnen läßt.

Die auf dem REM-Bild freigelegte Matrix stellt durch ihre Rauheit und Instabilität die Grundvoraussetzung für einen hohen Abrieb und Plaqueablagerung dar. Als Gegenbeispiel kann man hier das Komposit Pertac Hybrid anführen Abb. (24). Es weist eine deutlich glattere Oberfläche und einen besseren Verbund Füller-Matrix auf.

Bei der Verschleißanalyse ist eine große Streuung der Meßwerte unter den einzelnen Proben eines Komposits festzustellen (Tab. 1, 2).

Obwohl die als Antagonisten benutzten Schmelzhöcker sorgfältig ausgesucht und für den Test vorbereitet wurden, ist die hohe Streuung der Meßwerte auf die unterschiedliche Oberflächenmorphologie und die Schmelzspezialität (Mineralisation, F-Gehalt) der Höcker zurückzuführen [30, 48, 72, 101].

Zu erkennen ist dies, wenn man die Meßstreifen und Meßwerte eines Komposits aus der "Serie 1" Abb. (27) mit einem "frischen" Antagonisten und dem gleichen Komposit in der "Serie 6" Abb. (28) mit einem Antagonisten, der schon 600.000 Belastungszyklen absolviert hat, vergleicht. Aufgrund der Abflachung des Antagonisten zeigt sich eine deutliche Abnahme der vertikalen Abrasionstiefe [52]. Die Meßstreifen sind insofern gut vergleichbar, als sie immer einen Schnitt an der vertikal größten Abrasion sowohl bei der "Serie 1" als auch bei der "Serie 6" darstellen.

Dieser Umstand läßt sich leicht damit erklären, daß die Druck ausübende Kontaktfläche durch Abrasion der Höckerspitze zunimmt, was bei gleichbleibender "Kaukraft" zu einer Abnahme des Druckes pro Flächeneinheit auf der Probe führt. Um eine Standardisierung innerhalb der Testreihen zu erreichen, scheint es daher notwendig, bei jedem neuen Testlauf einen neuen und normierten Antagonisten zu benutzen.

6.3 Interpretation der Ergebnisse aus dem ADA-Round-Robin Testmaterial

Da wir an der Round-Robin-Studie der "Task Group on Posterior Composites" in der American Dental Association vom 1. Okt. 1990 für Seitenzahn-Komposite teilnahmen, hatten wir die Möglichkeit, die Validität unserer Simulationsumgebung mit allen zur Zeit gebräuchlichen Belastungstests zu vergleichen. Bei den von uns untersuchten Kompositen konnte festgestellt werden, daß Komposite mit Microfüllern Hybriden oder Macrofüllern in der Abrasion überlegen waren. Die Reihenfolge kann folgendermaßen angegeben werden:

Microfüller < Hybride < Small Particle < Macrofüller < Control

Die Laboratorien von Minnesota, Alabama und Zürich, die als einzige ähnliche Simulationsumgebungen wie wir benutzten, hatten zwar eine ähnliche Reihenfolge, aber unterschiedliche Ergebnisse bei den Abrasionswerten (siehe Tab. 4).

Die Differenzen lassen sich mit der unterschiedlichen Anzahl der Kauzyklen, dem unterschiedlichen Versuchsaufbau und der weiteren Belastung der Proben erklären. So wurden die Proben beispielsweise in Zürich noch 24h mit 75 % Äthanollösung und 30 min mit einer Zahnbürstenabstrahionsmaschine behandelt.

Die Abweichung in der Höhe der Meßergebnisse kann auch darin begründet liegen, daß wir als Kaudruck 49 N eingestellt haben, dieser Wert aber als Belastungsspitze auch beim Aufsetzimpuls -im Gegensatz zu anderen Maschinen- nur gering überschritten wurde.

Die Abrasionswerte, die durch Minnesota, Alabama, Zürich und Erlangen im Rahmen der ADA-Round-Robin-Studie ermittelt wurden, sind auch direkt mit den In-vivo Untersuchungen vergleichbar, die an der Universität von Alabama mit den Materialien

Ful-Fil®, Herculite XR® und Heliomolar RO® gemacht wurden [67].

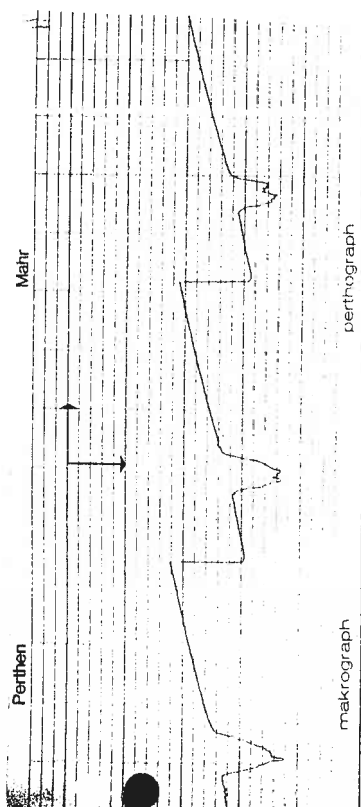


Abb. 27 SILUX-PLUS SERIE 1

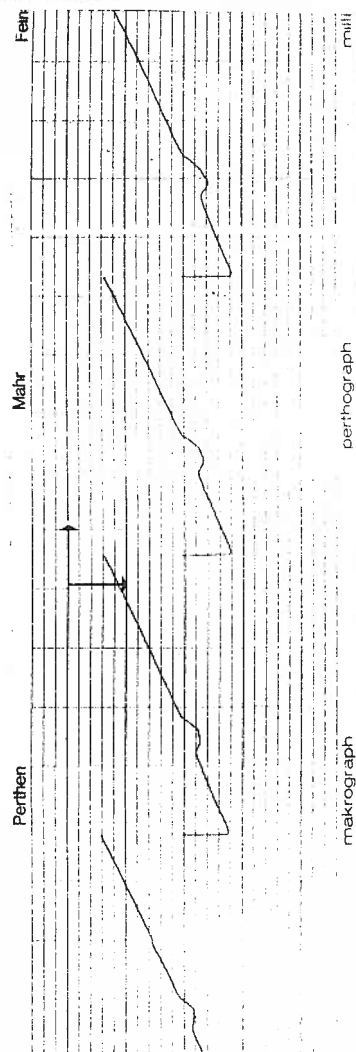


Abb. 28 SILUX-PLUS SERIE 6

Die In-vitro-Ergebnisse von Ful-Fil®, Herculite XR® und Heliomolar RO®, das wie Silux-Plus® ein Microfüller ist, waren qualitativ mit den In-vivo Ergebnissen [64, 67] vergleichbar. Auch In-vivo schnitten Microfüller besser ab als die Macrofüller und Hybride (keine modernen Feinpartikelhybride), was unsere In-vitro Ergebnisse bestätigte [64, 67].

Tab. 4 Vergleich der Meßergebnisse nach 100 % der Belastung.
-Vertikaler Substanzverlust in µm-

	Alabama	Minnesota	Erlangen	Zürich	In-vivo [67]
Silux®	18	33	28,66	69	-----
Herculite®	49	29	22,66	61	50
Ful-Fil®	82	39	44,16	104	90
Heliomolar®	16	29	34,99	54	24
Control	91	142	50,33	132	-----
Pertac®	-----	-----	39,33	-----	-----
Palifigue®	-----	-----	40,00	-----	-----

Bei Gegenüberstellung der Meßergebnisse darf man aber nie die unterschiedlichen Belastungsart und Dauer der jeweiligen Tests unberücksichtigt lassen. So entspricht die Belastungsdauer unserer Simulation ca. 6 Monate klinischer Belastung ohne weitere chemische Degradation, während die Belastungsdauer in Alabama 3 Jahren und in Minnesota ca. 1-2 Jahren entsprechen sollte.

Es sollte nur die Nähe der In-vitro-Ergebnisse zu den In-vivo Ergebnissen der 3 Jahres Studien von Leinfelder et al. [65], und damit die klinische Relevanz solcher In-vitro gewonnener Daten aufzeigen.

Weiterhin war bei den Ergebnissen aller Wissenschaftler festzustellen, daß ein Langzeittest, der 300.000 oder noch mehr Kauzyklen umfaßt und eine Belastungssimulation von mehreren Jahren darstellen soll, nicht nötig ist, um die Qualität eines Komposits im Vergleich zu anderen Kompositen zu beurteilen [52, 64].

Bei jedem Abrieb und Alterung von Kompositen handelt es sich um ein multifaktorielles Ergebnis [22], das nicht nur von den Antagonisten und ihrer auf die Restauration ausgeübten Belastung abhängig ist.

Man muß nämlich bedenken, daß bei allen Versuchsaufbauten ein erhöhter Abrieb des Komposits ohne Stop auf anderen Zähnen möglich ist. Dies entspricht aber nicht den Belastungen, wie sie ein Füllungswerkstoff in der Mundhöhle ausgesetzt ist. Man kann davon ausgehen, daß nicht sämtliche Okklussionspunkte und Artikulationsflächen der Zähne durch einen plastischen Füllungswerkstoff ersetzt werden. Ein Abrieb kann daher maximal bis auf das Niveau der okklusiostragenden Schmelzanteile erfolgen, was einem exakten Einschleifen der Füllung entspricht. Der Abrieb durch den Speisebolus, der zwischen den Zähnen zermahlen wird, ist bei dem geringen abrasiven Charakter unserer Nahrung von untergeordneter Bedeutung [99].

Die mit der Zeit fortschreitende Abrasion muß hauptsächlich chemischer und thermischer Natur sein [98].

Wie auch unsere Ergebnisse bestätigen, flachen die Verschleißkurven nach der initialen Belastungsphase deutlich ab. Eine Veränderung in der Reihenfolge des Volumenverlustes konnte dabei aber nicht beobachtet werden.

Diese Erscheinung deckt sich mit mit klinischen Befunden [59, 60, 62, 68].

Dieser Befund muß auf einer Vergrößerung der okkludierenden Flächen beruhen, wobei durch eine Art Einschleißprozeß die Flanken des Antagonisten wie bei einem Keil einem Teil der Kraft aufnehmen und dadurch zu einer Verminderung des Druckes führen [52].

Eine wie von Leinfelder [65] beschriebene Kompositidesintegration, die auf die Oberfläche des Kompositis beschränkt ist und ihren Ursprung im traumatischen Bearbeiten der Oberflächen hat, kann bei unserem Versuchsaufbau ebenso ausgeschlossen werden, wie eine unvollständig auspolymalisierte Oberflächenschicht die Sturdevant et al. [102] beschrieben hat.

7 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit, ein Testverfahren für zahnärztliche Füllungswerkstoffe zu entwickeln, das in der Lage ist, bestimmte in der Mundhöhle auf eine Füllung wirkenden Belastungen durch ein In-vitro-Testverfahren ausreichend gut zu simulieren, konnte mit dem Konzept des vorgestellten Kausimulators erreicht werden.

Um die an diesen Kausimulator gestellten Forderungen zu überprüfen und mit anderen Testanlagen vergleichen zu können, wurden mit dem Prototyp die gleichen Komposite, wie von der American Dental Association in der Round-Robin-Studie der Task Group on Posterior Composites vom 1. Okt. 1991 getestet.

Der Kausimulator soll folgende Kriterien erfüllen:

- Möglichst exakte Wiedergabe der physiologischen Kaukraft
- Berücksichtigung des ligamentären Federns eines Zahnes
- Thermowechsellast entweder gleichzeitig zur Kaubelastung oder separat
- Große Flexibilität in der Auswahl der zu verändernden Prüfparameter
- Vollautomatischer Prüfvorgang
- Hohe Funktionssicherheit und geringer Wartungsaufwand durch Industriestandards
- Modularer, jederzeit erweiterbarer Versuchsaufbau
- Einheitliche und reproduzierbare Versuchsbedingungen
- Realistische Kosten der Prüfanlage
- Einfache Handhabung der Testanlage durch Menüsteuerung
- Kurze Testzeiten bei gleichzeitiger Prüfung von vielen Proben

Die Resultate zeigten gute Übereinstimmung mit anderen Untersuchungen und ermöglichten so einen Vergleich des Testverfahrens mit internationalen Standards.

Das technische Design dieser Prüfanlage kann als Basis einer neuen Art von Testverfahren angesehen werden, mit denen die Möglichkeit geschaffen wird, neue Materialien und Techniken in der modernen Zahnheilkunde schnell und ohne Nachteil für den Patienten auf ihre klinische Relevanz überprüfen zu können. Klinische Studien können dadurch reduziert werden, sind aber als endgültige Bewertung immer nötig.

8 Literaturverzeichnis

1. Ahlgren J., Owall B.: Muscular Activity and Chewing Force: A Polygraphic Study of Human Mandibular Movements. Arch Oral Biol 15: 271 (1970)
2. Al-Mulla, Murphy, Huggett, Brooks: Effect of water and artificial saliva on properties of some denture-base materials. Dent Mater 5: 399-402 (1989)
3. Anderson D.J.: Measurement of Stress in Mastication. J Dent Res 35: 671 (1956)
4. Anderson D.J., Picton D.C.A.: Masticatory Stresses in Normal and Modified Occlusion. J Dent Res 37: 312 (1958)
5. Aziz R., Harrison A.: Effect of impact stress on the wear of some restorative materials and enamel. Dent Mater 4: 261-265 (1988)
6. Bates J.F., Stafford G.D., Harrison A.: Masticatory funktion-A review of the literature II. Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing. J Oral Rehabil 2: 349-361 (1975)
7. Bauer W.: Herstellung und Eigenschaften des Poly-Methylacrylsäure-methylesters und seine Anwendung als organisches Glas in der Zahnheilkunde. Kunststoffe 38, 1 (1948)
8. Bausch J., DeLange C., Davidson C.: The influence of temperature on some physical properties of dental composites. J Oral Rehabil 8: 309-317 (1981)

9. Brown W., Jacobs H., Thompson R.: Thermal fatigue in teeth. J Dent Res 51: 461-467 (1972)
10. Chapman R.J., Nathanson D.: Excessive wear of natural tooth structure by opposing composite restorations. J Am Dent Res 106: 51-53 (1983)
11. Coffey J.P., Goodkind R.J., De Long R., Douglas W.H.: In vitro study of the wear characteristics of natural and artificial teeth. J Prosthet Dent 54(2): 273-280 (1985)
12. Council on Dental Materials Instruments and Equipment: Obstacles to the development of a standard for posterior composite resin. J Am Dent Assoc. 118: 649-651 (1989)
13. Cross M., Douglas W.H., Fields R.P.: The relationship between filler loading and particle size distribution in composite resin Technology. J Dent Res 62: 850-852 (1983)
14. Cvar J.F., Ryge G.: Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. United States Department of Health, Education and Welfare, Public Health Service, Dental Health Center, San Francisco, Government Printing Office, Publication No. 790-244 (1971)
15. De Gee A., Pallav P., Davidson C.: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro. J Dent Res 65: 654-658 (1986)
16. De Long R., Sakaguchi R.L., Douglas W.H., Pintado M.R.: The wear of dental amalgam in an artificial mouth, with a clinical correlation. Dent Mater 6: 238-242 (1985)
17. De Long R., Douglas W.H., Sakaguchi R.L., Pintado M.R.: The wear of dental porcelain in a artificial mouth. Dent Mater 2: 214-219 (1986)

18. De Boever J.A., McCabe W.D., Holden S., Ash M.M.: Functional occlusal forces: An investigation by telemetry. J Prosthet Dent 40: 326-333 (1978)
19. De Long R., Pintado M.R., Douglas W.H.: Measurement of change in surface contour by computer graphics. Dent Mater 1: 27-30 (1985)
20. De Long R. and Douglas W.H.: Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Biaxial Force and Movement Control. J Dent Res 62 (1): 32-36 (1983)
21. De Gee A., Pallav P., Davidson C., Werner A.: Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites. Dent Mater 6: 266-270 (1990)
22. Dickson G.: Physical and Chemical Properties and Wear. J Dent Res 58: 1535 (1979)
23. DIN 53479: Bestimmung der Dichte. Beuth, Berlin und Köln (1976)
24. DIN 13922: Kunststoff-Füllungswerkstoffe: Anforderungen, Prüfung. Beuth, Berlin und Köln (1979)
25. DIN 50133: Härteprüfung nach Vickers. Beuth, Berlin und Köln (1972)
26. Draughan R.A., Harrison A.: Relationship between abrasive wear and microstructure of composite material. Prosthet Dent 40: 220-224 (1978)
27. Eakle W.S.: Effect of thermal cycling on fracture strength and microleakage in teeth restored with composite resin. Dent Mater 2: 114-117 (1986)

28. Eichner K.: Messung der Kräfte bei Kauvorgängen. Dtsch.zahnärztl. Z. 18: 915 (1963)
29. Elasto Metall: Technische Informationen. Elasto Metall GmbH Ottersweier (1989)
30. Embong A., Guyn Jones J., Harrison A.: The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel. Dent Mater 3: 236-240 (1987)
31. Gibbs C.H.: Occlusal Forces During Chewing and Swallowing as Measured by Sound Transmission. J Prosthet Dent 46 (4): 443 (1981)
32. Gibbs C.H., Lundeen H.C., Mahan P.E., Fujimoto J.: Chewing Movements in Relation to Boarder Movements at the First Molar. J Prosth Dent 46: 308-322 (1981)
33. Graf H., Grassl H., Aeberhard H.J.: A method for measurement of occlusal forces in three directions. Helv Odont Acta 35: 7-11 (1974)
34. Gräf W.: Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer und kalter Speisen. Dtsch Zahnärztl Z 1; (1960)
35. Haller B., Klaiber B.: Kompositeinlays als zahnfarbene Seitenzahnrestaurationen. Zahnärztl Mitt 79: 920 (1989)
36. Harrison A., Moores G.E.: Influence of abrasive particle size and contact stress on wear rate of dental restorative materials. Dent Mater 1: 15-18 (1985)
37. Harrison A., Lewis T.: The Development of an Abrasion Testing Machine for Dental Materials. J Biomed Mater Res 9: 341 (1975)

38. Helkimo E., Ingerwall B.: Bite Force and Functional State of the Masticatory System in Young Man. Swed Dent J 2: 167 (1978)
39. Hickel R.: Einsatzgebiete und -verfahren von Glasionomerzement als Füllungsmaterial. Zahnärztl. Mitteil 8: 914-919 (1989)
40. Hotz P.: Die Abrasion von Composites. Schweiz. Mschr. Zahnheilk. 85: 253 (1975)
41. ISO 4049: Resin-based filling materials. International Organization for Standardization, Geneva (1988)
42. Jaworzyn J.F., Arundel P.A., Cantwell J.: Posterior composite restorations: Simultaneous thermal cycling and wear studies in vitro. J Dent Res 57 A: 251. Abstr 708 (1978)
43. Jones D.W., Jones P.A., Wilson H.J.: A Simple Abrasion Test for Composites. J Dent 1: 28 (1972)
44. Klaiber B., Haller B.: Technologie und Fortschritt in der konservierenden Zahnheilkunde. Dtsch Zahnärztl Z 44: 563-568 (1998)
45. Klaiber B., Haller B.: Innovationen bei ästhetischen Restaurationen im Seitenzahnbereich mit Komposit. Dtsch Zahnärztl Z 43: 893-899 (1988)
46. Kollmannsperger P.: Druckfestigkeit, Bruchstauchung und Elastizitätsmodul von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von kaukraftbezogenen Schwellendruckbelastungen. Dtsch Zahnärztl Z 35: 939-941 (1980)
47. Kollmannsperger P.: Biegefestigkeit von Composites nach Wasserlagerung von einem Tag bis 3 Monate. Dtsch Zahnärztl Z 33: 477 (1978)

48. König K. G.: Karies und Parodontopathien. Georg Thieme Verlag Stuttgart (1987)
49. Körber K.H., Ludwig K., Dünner P.: Experimentelle Untersuchung zur Abrasionswirkung zwischen Zahnschmelz und Dentalkeramik. Dtsch.zahnärztl. Z. 39: 2-11 (1984)
50. Körber K.H.: Kybernetisch-regeltechnische Analyse des Kausystems. Dtsch Zahnärztl Z 25: 192-199 (1970)
51. Kraft E.: Über die Bedeutung der Kaukraft für das Kaugeschehen. Zahnärztl. Prax. 13: 129 (1962)
52. Krejci I.: Zahnfarbene Restaurationen Qualität, Potential und Indikationen. Karl Hanser Verlag München (1992)
53. Krejci I., Lutz F.: Seitenzahn-Composite-Warum (noch) nicht? Phillip J 1: 5-12 (1986)
54. Krejci I., Reich T., Lutz F., Albertoni M.: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme: 1.Computergesteuerter Kausimulator. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100: 953-960 (1990a)
55. Kullmann W.: Atlas der Zahnerhaltung mit Glas-Ionomer-Zementen und Komposit -Kunststoffen. Karl Hanser Verlag, München (1990)
56. Kullmann W.: Glas-Inomer-Zement-Entwicklung, Eigenschaften und Verarbeitung. Dtsch Zahnärztekaler. Carl Hanser Verlag, München, pp 119-145 (1986)
57. Kunzelmann K.-H., Hickel R.: Entwicklung eines 3D Meßplatzes zur Quantifizierung von Oberflächenveränderungen an Zähnen und Füllungswerkstoffen. Vortrag bei der Arbeitsgemeinschaft für Grundlagenforschung in der DGZMK, Mainz (1993)

58. Lambrechts P., Braem M., Vanherle G.: Quantitative in-vivo wear of human enamel as acceptance standard for posterior composites. J Dent Res 66: 182, Abstr 605 (1987)
59. Lambrechts P.: Basic properties of dental composites and their impact on clinical performance. Med Diss, Leuven (1983)
60. Lambrechts P., Vanherle G., Vuylseke M., Davidson C.L.: Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three dimensional measuring technique. J Dent Res 12: 252-267 (1984)
61. Lambrechts M., Vuylseke, Vanherle G., and Davidson: Quantitative evaluation of the wear of posterior dental restorations: four year results. Dent. Res. vol.65 (special issue) abst. No. 1759,p. 370. March (1985)
62. Lee H.L., Orlowski J.A., Kidd P.D., Glace R.W., Enabe E.: Evaluation of wear resistance of dental restorative materials. Polymer Sci and Technol 5: 705-722 (1974)
63. Lee H.L., Orlowski J.A.: Differences in the physical properties of composite dental restoratives. J Oral Rehabil 4: 227-238 (1977)
64. Leinfelder K.F.: Report of the Round Robin Results (03.04.1991)
65. Leinfelder K.F.: Posterior composite resins. J Am Dent Assoc 117: 21E-26E (1988)
66. Leinfelder K.F., Taylor D.F., Barkmeier W.W., et al.: Quantitative wear measurement of posterior composite resins. Dent Mater 2: 198-201 (1986)

67. Leinfelder K.F. et al.: Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials. J.prosth. Dent. 33: 407 (1975)
68. Lugassy A.A., Greener E.H.: An Abrasion Resistance Study of Some Dental Resins. J Dent Res 51: 967 (1972)
69. Lutz F., Phillips R.W.: A classification and evaluation of composite resin systems. J Prosthet Dent 42 (1): 480-488 (1983)
70. Lutz F., Phillips R.W., Roulet J.F., Imfeld T.: Komposit-Klassifikation und Wertung. Schweiz Monatsschr. Zahnheilk. 93: 914-929 (1983)
71. Mc Kinney J.E., Wu W.: Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites. J Dent Res 61: 1083-1088 (1982)
72. McCabe J.F., Ogden A.R.: The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials: Dent Mater 3: 9-12 (1987)
73. Morin D.L., Cross M., Voller V.R., Douglas W.H., De Long R.: Biophysical stress analysis of restored teeth modelling and analysis. Dent Mater 4: 77-84 (1988)
74. Nolden R.: Vergleichende Untersuchungen mechanischer Eigenschaften der derzeitigen selbsthärtenden und lichterhärtenden Füllungskunststoffe. Dtsch Zahnärztl Z 35: 506 (1980)
75. Nyquist G., Owall B.: Masticatory Load Registration During Function. Odont Revy 19:45 (1968)
76. O'Neal S.J., Eames W.B.: A comparison of three abrasion test methods. J Amer Dent Res Abstr. 28 (1973)

77. Peterson E.A., Phillips R.W., Swartz M.L.: A comparison of physical properties of four restorative resins. J Am Dent Assoc. 73: 1324-1336 (1966)
78. Powell J.M., Dickson G.: In vitro wear testing of restorative materials. J Dent Res 54: 134, Abstr 356 (1975)
79. Powell J.M., Phillips R.W., Norman R.D.: In vitro wear response of composite resin, amalgam and enamel. J Dent Res 54: 1183-1195 (1975)
80. Powers J.M., Allen L.J., Craig R.G.: Two-body abrasion of commercial and experimental restorative and coating resins and an amalgam. J Am Dent Assoc 89: 1118-1122 (1974)
81. Reinhardt K.J., Smolka R.: Kunststoffe im Seitenzahnbereich- Füllung oder Inlay? Dtsch Zahnärztl Z 43: 909 (1988)
82. Roulet J.F.: Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkung auf die Klinik. Dtsch Zahnarzt Z. 43: 887-892 (1988)
83. Roulet J.F.: Degradation of dental polymers. Karger, Basel (1987)
84. Roulet J.F., Herder S.: Keramik als Füllungsmaterial für Seitenzahnkavitäten. Zahnärztl Mitt 79: 908 (1989)
85. Roulet J.F., Mettler P., Friedrich U.: Studie über die Abrasion von Kompositen im Seitenzahnbereich-Resultate nach 3 Jahren. Dtsch Zahnärztl Z. 35: 493-497 (1980)
86. Ryge G.: Clinical criteria. Int Dent J. 30: 347-358 (1980)

87. Sakaguchi R.L., Douglas W.H., De Long R., Pintado M.R.: The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation. Dent Mater 2:235-240(1986)
88. Sarkor A.D.: Friction and Wear. Academic Press London (1980)
89. Schmitz K. et al.: Über den Einfluß anorganischer Füllstoffe auf die Abrasionsfestigkeit dentaler Kunststoffe. Dent.Lab. 21: 615-629 (1973)
90. Schnepfer H.E., Kinzer R.L.: Restauration kleiner Defekte. Phillip J 5: 42-48 (9185)
91. Schreiber S.: Ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kaukräften. Zahnärztl.Rdsch. 66: 127 (1957)
92. Schröder H.E.: Orale Strukturbioogie. Thieme Verlag Stuttgart (1976)
93. Schuchardt D.: Gibt es eine Abrasion ohne Schleifmittel ? Dtsch Zahnärztl Z 17: 280-282 (1962)
94. Schwickerath H.: Über die gegenseitige Abnutzung von Keramik, Schmelz und Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 43: 1148-1151 (1988)
95. Shell J.S. et al.: Comparative abrasion rates on restorative materials. J Calif dent Ass 45: 521-524 (1966)
96. Smith G.E.: Materialien zur Goldhämmerfüllung. Phillip J 5: 38-48 (1985)
97. Söderholm K. J., Zigan M., Ragan M., Fischlischweiger W., Bergman M.: Hydrolytic Degradation of Dental Composites. J Dent Res 63: 1248-1254 (1984)

98. Soltesz U.: Festigkeit von Füllungsmaterialien nach Temperaturwechselbeanspruchung. Quintessenz, Berlin (7): 1261-1267 (1986)
99. Soltesz U., Klaiber B., Greiner B.: Abrieb von Füllungsmaterialien durch Nahrung. Dtsch Zahnärztl Z 36: 648-651 (1981)
100. Soltesz U., Klaiber B. und Schlude V.: Bürstenabrasionen mit 27 handelsüblichen Kompositen und ihre Oberflächenveränderung im Rasterelektronenmikroskop. Dtsch Zahnärztl Z 35: 502 (1980)
101. Soltesz U., Klaiber B., Pergande C.H., Richter H.: Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien. Dtsch Zahnärztl Z 34: 406-412 (1987)
102. Strudevant J.R., Lundeen T.F., Sluder T.B., Wilder A.D., Taylor D.F.: Five-year study of light-cured posterior composite resins. Dent Mater 4: 105-110 (1988)
103. Suit S.R., Gibbs C.H. and Benz S.T.: Study of Gliding Tooth Contacts During Mastication. J Periodontal 47: 331,1975
104. Technische Informationen Festo Systemtechnik: Festo Systemtechnik Breitwiesenweg 2-8, 7306 Denkendorf.
105. Uhlig H.: Über die Kaukraft. Dtsch Zahnärztl Z 8: 30-45 (1953)
106. Utz K.H., Duvenbeck H., Oettershagen K.: Distanz zwischen terminaler Scharnierachsenposition und Infrakuspitationsposition im Kiefergelenkbereich. Schweiz. Monatsschr Zahnmed 100: 42-49 (1990)

Probe	Max.	Q90%	Q10%	Min.	z>=0 Vol.	z>=0 Oberfl.	z>=0 RMS	z<0 Vol.	z<0 Oberfl.		Total Vol.	T. Oberfl.	T. RMS
cont1	26	21,991	2,003	0	6,30E+06	5,56E+05	13,328	0	0	0	6,30E+06	5,56E+05	13,33
cont2	73	65	9,004	0	2,88E+07	5,21E+05	39,667	0	0	0	2,88E+07	5,21E+05	39,7
cont3	95	75	11,018	0	2,42E+07	5,86E+05	47,549	0	0	0	2,42E+07	5,86E+05	47,55
cont4	79	63,994	9,989	-3	2,21E+07	5,34E+05	42,747	0	1,50E+03	2,16	2,03E+07	5,36E+05	42,69
cont5	15	13,002	4	1	6,75E+06	7,05E+05	10,127	0	0	0	6,75E+06	7,05E+05	10,13
cont6	70	63,01	9,986	-3	1,90E+07	5,16E+05	41,828	0	1,50E+03	1,528	1,90E+07	5,18E+05	41,77
ffil1	65	60	9,9843	-2	1,63E+06	3,99E+05	30,734	0	0	0	1,63E+06	3,99E+05	30,6
ffil2	19	13,002	2,998	0	2,54E+06	3,50E+05	8,26	0	0	0	2,54E+06	3,50E+05	8,26
ffil3	18	12,006	3,002	-1	4,65E+06	5,80E+05	8,816	0	1,00E+02	1	4,65E+06	5,80E+05	8,815
ffil4	68	53,998	10,997	2	1,28E+07	4,23E+05	33,987	0	0	0	1,28E+07	4,23E+05	33,99
ffil5	88	71,977	16,987	4	2,18E+07	4,89E+05	48,83	0	0	0	2,18E+07	4,89E+05	48,83
ffil6	67	54,016	8,005	2	9,33E+06	3,38E+05	32,497	0	0	0	9,33E+06	3,38E+05	32,5
helio1	44	36,99	5,003	2	1,27E+07	6,10E+05	23,825	0	0	0	1,27E+07	6,10E+05	23,83
helio2	19	16,001	3,997	1	8,11E+06	8,10E+05	11,087	0	0	0	8,11E+06	8,10E+05	11,09
helio3	35	31,003	6,001	3	9,63E+06	5,41E+05	19,933	0	0	0	9,63E+06	5,41E+05	19,93
helio4	60	51,991	6,987	0	1,72E+07	6,22E+05	32,331	0	0	0	1,72E+07	6,22E+05	32,33
helio5	38	27,002	8,001	5	5,08E+06	3,03E+05	18,257	0	0	0	5,08E+06	3,03E+05	18,26
helio6	57	47,011	13,018	6	1,56E+07	5,05E+05	33,157	0	0	0	1,56E+07	5,05E+05	33,16
hercul1	22	20	1,988	1	1,67E+07	6,32E+05	12,22	0	0	0	1,67E+07	6,32E+05	12,2
hercul2	53	42,001	5,007	1	6,85E+06	3,01E+05	26,595	0	0	0	6,85E+06	3,01E+05	26,6
hercul3	12	10	3	0	2,88E+06	4,71E+05	6,721	0	0	0	2,88E+06	4,71E+05	6,721
hercul4	33	28	6,996	2	9,26E+06	5,40E+05	18,889	0	0	0	9,26E+06	5,40E+05	18,89
hercul5	19	14,995	2,999	1	2,53E+06	3,13E+05	9,215	0	0	0	2,53E+06	3,13E+05	9,215
hercul6	24	21,009	4,994	0	1,11E+07	7,95E+05	15,538	0	0	0	1,13E+07	7,95E+05	15,54
palfi1	47	39,007	8,001	0	1,28E+07	5,56E+05	25,66	0	0	0	1,28E+07	5,56E+05	25,66
palfi2	28	23,994	6,993	2	5,04E+06	3,23E+05	16,801	0	0	0	5,04E+06	3,23E+05	16,8
palfi3	69	49,01	10,998	0	1,49E+07	4,89E+05	33,76	0	0	0	1,49E+07	4,89E+05	33,76
palfi4	62	40	7,932	1	1,13E+07	5,43E+05	26,24	0	0	0	1,13E+07	5,43E+05	26,24
palfi5	60	45	8,04	0	1,34E+07	5,33E+05	27,91	0	0	0	1,34E+07	5,33E+05	27,91
palfi6	66	43,007	8,012	1	1,28E+07	5,15E+05	28,275	0	0	0	1,28E+07	5,15E+05	28,28
pertac1	53	43,994	4,02	1	1,08E+07	5,21E+05	25,425	0	0	0	1,08E+07	5,21E+05	25,43
pertac2	15	12,995	3	2	1,85E+06	2,63E+05	7,809	0	0	0	1,85E+06	2,63E+05	7,809
pertac3	45	29,008	3,99	1	6,37E+06	4,62E+05	16,958	0	0	0	6,37E+06	4,62E+05	16,96
pertac4	63	48,993	8,989	-2	1,19E+07	4,46E+05	30,434	0	3,00E+02	1,414	1,19E+07	4,47E+05	30,42

Alle Werte in μm bzw. μm^3 bei Vol

Vermessung aller Proben bei 100 % der Gesamtbelastung
und statistischer Aufbereitung der Meßwerte.

pertac5	99	87	17,998	5	4,23E+07	7,94E+05	58,981	0	0	0	4,23E+07	7,94E+05	58,98
pertac6	18	13,993	3,003	0	2,88E+06	3,49E+05	9,15	0	0	0	2,88E+06	3,49E+05	9,15
silux1	87	60,984	8,999	1	1,37E+07	4,11E+05	38,418	0	0	0	1,37E+07	4,11E+05	38,42
silux2	28	18,991	1,004	0	1,45E+06	1,97E+05	9,812	0	0	0	1,45E+06	1,97E+05	9,812
silux3	14	11,003	2,995	0	2,57E+06	3,91E+05	7,277	0	0	0	2,57E+06	3,91E+05	7,277
silux4	60	43,003	4,987	2	6,28E+06	2,87E+05	26,19	0	0	0	6,28E+06	2,87E+05	26,19
silux5	6	4	1	0	1,18E+06	4,79E+05	2,658	0	0	0	1,18E+06	4,79E+05	2,658
silux6	48	34,004	6,991	0	4,63E+06	2,12E+05	22,518	0	0	0	4,26E+06	2,12E+05	22,52

Alle Werte in μm bzw. μm^3 bei Vol.

Danksagung

Die praktischen Versuche wurden an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der Universität Erlangen durchgeführt und teilweise durch Mittel der Sauderstiftung (Projekt Prof.Dr. R. Hickel) gefördert, wofür ich mich herzlich bedanken möchte.

Meinen besonderen Dank möchte ich Herrn Prof. Dr. R. Hickel für die Überlassung des Themas und die gute Betreuung aussprechen.

Weiterhin möchte ich mich bei Herrn Dr. K-H. Kunzelmann für die jederzeit gute Betreuung und ideenreiche Unterstützung bei der Entwicklung des Projektes bedanken.

Ferner möchte ich Herrn Roland Janko danken, der die mechanischen Teile mit viel Liebe zum Detail kostenlos für mich anfertigte und so diese Arbeit überhaupt ermöglicht hat.

Danksagen möchte ich auch der Firma Festo-Pneumatic und hier besonders Frau Dipl. Ing. H. Quellmalz, die bei der Realisierung dieser Prüfanlage nicht nur technisch Hervorragendes leisteten sondern auch für die in diesen Umfang nicht erwartete Unterstützung.

Zum Schluß möchte ich meiner Frau Ulrike und meinen Eltern danken, die mir nicht nur während dieser Arbeit, sondern schon seit Anbeginn des Studiums zur Seite standen.

Lebenslauf

03.08.1964	geboren in Bamberg als drittes Kind des Ehepaares Maria und Dr. Siegfried Maier
1970-1974	Grundschule in Hallstadt
1974-1985	Franz-Ludwig-Gymnasium in Bamberg
28.06.1985	Abitur
1985-1986	allgemeine Wehrpflicht
1986-1987	Studium der Betriebswirtschaftslehre an der Otto-Friedrich-Universität in Bamberg
1987-1992	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg
04.08.1992	zahnärztliche Prüfung
19.08.1992	Erteilung der Approbation als Zahnarzt
ab Sep. 1992	Ausbildungs Assistent bei Dr.Horke in Höchstadt/Aisch

Familienstand: verheiratet