

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der
Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. R. Hickel

Entwicklung einer Computergesteuerten Versuchsanordnung
zur
Abriebsimulation
Dentaler Werkstoffe.

Dissertation
zur Erlangung der Doktorwürde
der Medizinischen Fakultät
der Ludwig-Maximilians-Universität
München

vorgelegt von
Harald Maier
aus
Bamberg
1994

nov 1 Ex

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

meinen Eltern
und meiner Frau gewidmet

Berichterstatter: Prof.Dr. R. Hickel

Mitberichterstatter: Prof.Dr. R. Brail
Prof.Dr. W. Gernet

Mitbetreuung durch den
promovierten Mitarbeiter: Dr. K-H. Kunzelmann

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

Tag der Mündlichen Prüfung: 25.10.94

Inhaltsverzeichnis:

1	Einleitung und Zielsetzung	3
1.1	Anforderungen an einen Amalgamersatz	4
1.1.1	Inlaysysteme als Amalgamersatz	5
1.1.2	Plastisch eingebrachte Füllungen als Amalgamalternative	6
1.2	Entwicklung der Komposite	7
2	Bisherige Entwicklungen von In-vitro-Abrasionsverfahren	8
2.1	Bestehende In-vitro-Testverfahren	10
2.1.1	Zahnbürstenabrasionsmaschinen	10
2.1.2	"Contact-free-wear" Maschinen	11
2.1.3	"Pin-on-Disc" Maschinen	12
2.1.4	"Contact-and-sliding-wear" Maschinen	13
2.1.5	Andere Zwei-Körper-Abrasionsverfahren	14
2.2	Vergleich der Testverfahren	15
3	Material und Methode	21
3.1	Beschreibung des Kausimulators	21
3.1.1	Prüfstände und Mechanik	22
3.1.2	Probenträger	27
3.1.3	Anforderungen an das Dämpfungselement zur Simulation der ligamentären Aufhängung des Zahnes	27
3.1.4	Theoretische Grundlagen für die Auswahl des elastomeren Dämpfungselements	28
3.1.5	Generierung des Kaudrucks	31
3.1.6	Wasserkreislauf	32
3.2	Steuerung der Anlage	35
3.2.1	Kauzyklus	36
3.2.2	Temperaturwechsellast	37
3.2.3	Steuerung der Temperaturwechsellast	37
3.2.4	Proportional-Präzisionsdruckregelventil und die Steuerung FCP-101-AF	39
3.2.5	Die Steuerung FCP-101-AF	42

4	Anwendung des Kausimulators in der ADA-Round-Robin-Studie	43
4.1	Verwendete Kunststoffe	43
4.1.1	Herculite XR®	43
4.1.2	Silux-Plus®	44
4.1.3	Heliomolar RO®	44
4.1.4	Ful-Fil®	44
4.1.5	Round-Robin-Control	45
4.1.6	Palfique-Inlay®	45
4.1.7	Pertac-Hybrid®	45
4.2	Herstellung der Proben	46
4.3	Belastungsparameter	47
4.4	Verwendete Antagonisten	48
4.5	Auswertung der Meßergebnisse	49
5	Ergebnisse	51
5.1	Quantitative Auswertung der Abrasion	51
5.2	Qualitative Auswertung der Abrasion mit dem Profilometer und REM	54
6	Diskussion	65
6.1	Kausimulator	65
6.2	Abriebphänomene	67
6.3	Interpretation der Ergebnisse aus dem ADA-Round-Robin Testmaterial	71
7	Zusammenfassung	75
8	Literaturverzeichnis	77
	Anhang	89
	Danksagung	91
	Lebenslauf	92

1 Einleitung und Zielsetzung

Karies zählt nach Angaben der WHO (World Health Organisation) zu der meist verbreitetsten, sich durch alle Bevölkerungsgruppen ziehenden Erkrankung.

Durch immer bessere Diagnose und Therapie in der Zahnheilkunde und durch das gesteigerte Bewußtsein der Patienten für die Bedeutung von präventiven Maßnahmen konnte die Lebensdauer von Zähnen deutlich erhöht werden.

Die Zahnfüllung wird von den Patienten nicht mehr als ein "Defektersatz" betrachtet, der die Kaufunktion wiederherstellt, er muß inzwischen vermehrt auch ästhetischen Ansprüchen genügen.

Die wachsende Diskussion um mögliche Gesundheitsschäden und Entsorgungsprobleme bei Amalgamfüllungen ist ein weiterer Grund dafür, daß immer mehr Patienten zahnfarbene Alternativen zum Amalgam nicht nur im Front-, sondern auch im Seitenzahnbereich verlangen.

Die praktische und wissenschaftliche Zahnheilkunde wird durch diese Entwicklung mit der Frage konfrontiert, ob es einen Ersatz für den plastischen Füllungswerkstoff Amalgam gibt, der sowohl medizinischen als auch ästhetischen Anforderungen genügt und dessen Entwicklung in greifbarer Zukunft möglich ist.

1.1 Anforderungen an einen Amalgamersatz

Die Anforderungen, die ein Werkstoff erfüllen muß, wenn er Amalgam als den bis lang wichtigsten Füllungswerkstoff im Seitenzahnbereich ersetzen will, wurden von einigen Wissenschaftlern [69, 70, 83] ausführlich formuliert.

Folgende Tabelle soll einen Überblick über die wichtigsten Anforderungen an eine Amalgamalternative geben:

- Biokompatibilität
- Adäquate Verschleißfestigkeit
- Ausreichende Dimensionsstabilität
- Nonabrasivität gegenüber Schmelzantagonisten
- Einfache, gegenüber der Zahnhartsubstanz nondestruktive Ersetzbarkeit
- Zufriedenstellende Ästhetik
- Mindestens Schmelzähnliche Röntgenopazität
- Perfekte, dichte und belastungsresistente marginale Adaption im Schmelz und Dentin.
- Einfache Verarbeitung
- Einfache Lagerhaltung
- Geringe Kosten

1.1.1 Inlaysysteme als Amalgamersatz

Bei der Versorgung von Black I und II Kavitäten können Inlays als die hochwertigste Möglichkeit einer Restauration angesehen werden. Auch ist die Werkstoffpalette bei Inlays größer als bei plastischen Füllungswerkstoffen. Folgende grundsätzliche Materialgruppen stehen dem Zahnarzt zur Verfügung:

- Edelmetalllegierungen
- Nichtedelmetalllegierungen
- Keramik
- Komposite

Gold ist das älteste und ein klinisch sehr bewährtes Inlaymaterial. Die Präzision und die Lebensdauer eines Goldinlays kann als hervorragend bezeichnet werden. Im Gegensatz zu zahnfarbenen Restaurationen ist die Ästhetik aber als ungenügend anzusehen.

Nichtedelmetallinlays sind zwar relativ kostengünstig, erfüllen aber in bezug auf Präzision und Ästhetik, die hohen Qualitätsanforderungen bislang nicht.

Adhäsiv zu befestigende Inlays aus Komposit oder Keramik können alle Forderungen erfüllen, die an die Ästhetik von zahnfarbenen Restaurationen gestellt werden [35, 44, 52, 53, 55].

Die Präzision des Randschlusses wird bei diesen Inlaysystemen durch die adhäsive Verankerung der dimensionsstabilen Werkstücke mit Befestigungskompositen in der Kavität erreicht [84].

1.1.2 Plastisch eingebrachte Füllungen als Amalgamalternative

Als Alternativen stehen dem Zahnarzt drei Kategorien plastischer Füllungswerkstoffe zur Verfügung:

- Stopfgold
- Glasionomerzemente
- Komposite

Stopfgold kann aufgrund seiner deutlich eingeschränkten Indikation und seiner aufwendigen Verarbeitung nicht als universeller Amalgamersatz dienen [90, 96].

Auch die im Vergleich zu einer Amalgamfüllung sehr hohen Kosten lassen diese Art der Füllung als etwas nicht Alltägliches erscheinen.

Glasionomerzemente sind dagegen zwar deutlich kostengünstiger sind aber zu wenig abrasions- und biegefest als daß sie als permanente Restaurationen im Kauflächenbereich des Gebisses eingesetzt werden können [39, 55, 56].

Sie werden hauptsächlich als Unterfüllungsmaterialien, Zahnhalsfüllungen, Langzeitprovisorien und Zemente verwendet [39, 55, 56].

Damit bleiben als ernstzunehmende Alternative zu Amalgam als plastischen Füllungswerkstoff im Seitenzahnbereich nur die Komposite [45].

1.2 Entwicklung der Komposite

Durch Hatt, der 1886 das Celluloid erfand, und es unter den Markennamen Hekolith und Coralix als zahnärztliche Kunststoffe auf den Markt brachte, wurden die Kunststoffe in die Zahnheilkunde eingeführt.

Bakeland entwickelte 1907 die Phenolformaldehyde, die aus Harzen oder Phenoplasten bestehen und nach ihrem Entwickler Bakelite genannt werden.

Erst durch Bauer [7], der in den 30er Jahren die Methacrylsäure synthetisierte, gelang ein entscheidender Durchbruch auf dem Gebiet der Kunststoffe in der Zahnheilkunde.

Eine weitere Verbesserung erfuhren die Kunststoffe durch Bowen, der 1962 ein größeres Monomermolekül (Bis-GMA) einführte. Bis zu diesem Zeitpunkt wurden die Kunststoffe ausschließlich in der Prothetik eingesetzt.

Versuche, durch Beimischung von Füllstoffen die Materialeigenschaften der Kunststoffe zu verbessern und sie dadurch in der konservierenden Zahnheilkunde einzusetzen, wurden erst durch eine chemische Bindung zwischen der dispersen Phase und der organischen Matrix erfolgreich. Die Bindeglieder zwischen den ungleichen Partnern sind funktionelle Alkoxysilane, die zum einen ihre reaktiven Alkoxy-Gruppen mit Silanogruppen an der Silicat- oder Glaspartikeloberfläche verestern, zum anderen die ungesättigten Vinyl- oder Methacryl-Gruppen mit den Monomeren und Comonomeren copolymerisieren, und so fest an die Kunststoffmatrix gebunden werden.

Als disperse Phase wird hauptsächlich Siliciumdioxid (SiO_2), Aluminiumoxid (Al_2O_3), Boraxid (B_2O_3) und Phosphate unterschiedlicher Größe ($0,005 \mu\text{m}$ bis $>30 \mu\text{m}$) sowie Morphologie (Kugeln, Splitter, Stäbchen) verwendet.

Erst, als den nach Bowen entwickelten Kompositen über 50 % Masse (DIN 13922) [24] anorganische und chemisch gebundene Füllstoffe zugesetzt wurden, waren sie herkömmlichen Kunststoffen deutlich überlegen.

Die Polymerisationschrumpfung wurde um 100 %, der thermische Expansionskoeffizient um 300 % vermindert, die Zug und Druckfestigkeit um 100 % erhöht [107].

Gleichzeitig nahm auch die Abrasionsfestigkeit der Komposite deutlich zu.

Durch Verbesserung der Komposithaftung an der Zahnhartsubstanz mit Hilfe von mechanischen Mikroretentionen (Säure-Ätz-Technik) und wegen ihrer hervorragenden Ästhetik fanden die Kunststoffe immer häufiger ihre Verwendung bei der Restauration von Black I, III, IV, V, Kavitäten.

2 Bisherige Entwicklungen von In-vitro-Abrasionsverfahren

Immer mehr Hersteller empfehlen als Einsatzgebiet für ihre Komposite nicht nur durch Okklusion unbelastete Bereiche, sondern auch okklusionstragende Bereiche. Dies kann dazu führen, unkritisch alle Kavitäten im Seitenzahnbereich mit Kompositen zu versorgen.

Es gibt aber zahlreiche wissenschaftliche Untersuchungen [26, 30, 40, 42, 52, 54, 61, 62, 65, 66, 67, 85, 87] sowie Empfehlungen von namhaften Gesellschaften, wie zum Beispiel der American Dental Association oder der Deutschen Gesellschaft für Zahn-Mund und Kieferkrankheiten die von einem generellen Gebrauch der Komposite bei der Versorgung von Seitenzahnkavitäten abraten.

Die Diskrepanz in der Beurteilung der Einsatzmöglichkeit von Kompositen ist auf unterschiedliche Prüfmethoden zurückzuführen.

Die Hersteller der Komposite verwenden meist In-vitro-Verfahren, die klinische Aspekte nur wenig berücksichtigen.

Diese Tests können aber eine Situation, wie sie in der Mundhöhle mit all ihren Besonderheiten vorliegt, nicht äquivalent wiedergeben. So wurde nachgewiesen [37, 74, 82], daß kein Zusammenhang zwischen verschiedenen physikalischen Eigenschaften und dem Verschleißverhalten In-vivo besteht. Ein abschließender Test muß deshalb immer eine kontrollierte klinische Langzeitstudie sein. Cvar & Ryge [14, 86] haben zum Beispiel 1971 und 1980 Kriterien erstellt und veröffentlicht, nach denen Füllungen klinisch untersucht und klassifiziert werden können. Diese klinischen Langzeitstudien haben aber neben teilweise ethischen Problemen auch andere gewichtige Nachteile.

Um solche In-vivo Studien vergleichbar machen zu können, benötigt man speziell eingewiesene und "kalibrierte" Prüfer, die zum Beispiel in den USA durch staatliche Organisationen, wie den United States Health Service, Materials and Technology Branch, Division of Dental Health in San Francisco, zur Verfügung gestellt werden.

Neben der Problematik der Standardisierbarkeit der Ergebnisse erschweren die Unzuverlässigkeit der Patienten und der lange Zeitraum, über den sich solche Studien erstrecken, die Auswertbarkeit der Ergebnisse.

Häufig sind auch zum Zeitpunkt der Veröffentlichung solcher Studien die getesteten Materialien schon durch Folgeprodukte ersetzt.

Deshalb ist es von größtem Interesse, über ein schnelles, den klinischen Bedingungen entsprechendes In-vitro-Testverfahren zu verfügen. Darüberhinaus kann mit relevanten und zuverlässigen In-vitro-Tests durch Ausschluß von weniger guten Materialien die Zahl der klinischen Studien reduziert werden. Die Anforderungen an ein In-vitro-Testverfahren, wurden von Lutz und Phillips [69], Lutz et al. [70], und Roulet et al. [85] zusammengefaßt.

2.1 Bestehende In-vitro-Testverfahren

Die bisher verwendeten In-vitro-Testverfahren zur Simulation okklusaler Belastungen lassen sich in zwei Hauptgruppen mit je zwei Untergruppen einteilen.

* Drei-Körper-Abrasionsversuche

- "Zahnbürstenabrasionen"
- "Contact-free-wear" Maschinen

* Zwei-Körper-Abrasionsversuche

- "Pin-on-disc" Maschinen
- "Contact-and-sliding-wear" Maschinen

Die Bezeichnung Drei-Körper- oder Zwei-Körper-Abrasionsversuch richtet sich nach den am Prüfvorgang beteiligten festen Medien.

In diesem Kapitel soll eine repräsentative Auswahl von Testverfahren beschrieben werden, die als Grundlage für die Entwicklung unserer Prüfvorrichtung diene.

2.1.1 Zahnbürstenabrasionsmaschinen

Bei dieser Art des Abrasionstests werden meist Nylonbürsten und eine Suspension aus Wasser und Bimsmehl oder Zahnpasta als abrasives Medium verwendet.

Diese Maschinen sind so konstruiert, daß die Proben immer von dieser Suspension bedeckt sind und die Bürsten mit gleichmäßigem Druck und gleichbleibender Geschwindigkeit über die Proben bewegt werden. Die Bewegungen der Bürsten sind entweder Rotationen, Translationen oder eine Mischung aus beiden.

Der Aufbau entspricht einem Drei-Körper-Abrasionstest, da sich das Abrasionsmedium zwischen zwei schleifenden Oberflächen befindet.

In Versuchen, die mit diesen Maschinen [40, 62, 76, 95] durchgeführt und bei denen Amalgame mit Kompositen verglichen wurden, erwiesen sich die Komposite immer abrasionsbeständiger als mituntersuchte Amalgame und ungefüllte Kunststoffe. Bürstenmaschinen waren ursprünglich zur Simulation des Abriebs geplant, wie er von Zahnbürsten verursacht wird [100]. Hierfür stellen sie die beste Lösung dar, für die Simulation einer Kaubelastung sind sie aber ungeeignet.

Die deutliche Einschränkung in der Anwendung läßt diese Art der Untersuchung für Klasse-V-Füllungen oder nur in Verbindung mit einem anderen Prüfverfahren sinnvoll erscheinen.

2.1.2 "Contact-free-wear" Maschinen

Bei der "Contact-free-wear" Maschine von DeGee [21] sind zwei Metallräder mit einem genau definierten Abstand angeordnet, wobei auf der Lauffläche eines Rades eine Reihe von Proben angebracht ist. Diese Räder rotieren mit einer geringfügig unterschiedlichen Frequenz (Slip= -15 %) und abradieren durch Zerquetschen eines Abrasionsmediums die Proben.

Mit dieser Prüfanlage kann der Abrieb durch unterschiedliche Nahrungsmittel hervorragend und ohne großen technischen Aufwand simuliert werden.

Als Abrasionsmedium wird meist Wasser, gemischt mit Hirse oder Reis, benutzt.

Bei Versuchen, die von Davidson & DeGee [15, 21] durchgeführt wurden, abradierete Amalgam geringer als die untersuchten Komposite.

2.1.3 "Pin-on-Disc" Maschinen

Bei dieser Art eines In-vitro-Abrasionstest werden meist zylindrische Proben unter Wasser mit gleichmäßigem Druck auf einen Drehteller gepreßt, der mit Siliziumcarbidschleifpapier bespannt ist.

Dies entspricht aber nur im Anfangsstadium des Tests einem reinen Zwei-Körper-Abrasionsverfahren, da die abradieren Teilchen durch die Kreisbewegung nicht immer von den Proben fortgespült werden.

Bei den von Powers et al. [80] durchgeführten Versuchen konnte kein Unterschied in der Abrasion zwischen Kompositen und Amalgam festgestellt werden.

Soltesz [100] fand bei seinen Versuchen mit einer "Pin-on-Disc" Maschine heraus, daß mit Quarz gefüllte Komposite schwächer abradieren als mit Lithium-Aluminium-Silikat oder Quarz-Bariumglas gefüllte.

Lugassy & Greener [68] verglichen Komposite untereinander, wobei ungefüllte Kunststoffe besser abschnitten als Komposite. Nur Powell [79] und Hotz [40], welche Schmelz als Antagonist benutzten (umgekehrter Versuchsaufbau), konnten für Amalgam einen geringeren Abrasionswert ermitteln als für Komposite und ungefüllte Kunststoffe.

O'Neal und Eames [76] benutzten als Antagonist

Aluminiumsilikat, wobei auch unter diesen Bedingungen Amalgam einen geringeren Abrasionswert als die Komposite erreichte.

2.1.4 "Contact-and-sliding-wear" Maschinen

Bei den "Contact-and-sliding-wear" Maschinen wird meist ein Schmelz-Antagonist mit definierter Kraft auf einen Probenträger oder einen menschlichen Zahn aufgesetzt, der den Füllungswerkstoff enthält.

Sowohl die Frequenz als auch die Kraft des Aufsetzens auf die Probe ist bei diesen Anlagen variabel.

Eine Translationsbewegung wird entweder mit Hilfe einer Servohydraulik, wie bei dem "Artificial mouth" von Douglas und De Long [20], oder über das Elastizitätsmodul eines Gummipuffers erzeugt, der in einem Winkel von 15° zu den Probenträgern angebracht ist [54].

Die von Schwickerath [94] entwickelte Prüfanlage arbeitet nach dem Prinzip einer ungedämpften rhythmischen Stoß-Dreh-Bewegung. Hierbei wird keine Translationsbewegung sondern eine Drehbewegung des Antagonisten um ca. 90° auf der Probe ausgeübt.

Die Prüfanlage von Leinfelder [66] arbeitet nach einem ähnlichen Prinzip. Bei dieser Anlage wird bei Erreichen der Belastungsspitze von ca. 190 N (38 pounds) eine 30° Drehbewegung des Antagonisten auf der Probe durchgeführt. Der Versuchsaufbau dieser Testanlage entspricht aber einem Drei-Körper-Abrasionsversuch, da als Abrasionsmedium PMMA Perlen von ca. 44 µm zugesetzt werden, die einen direkten Kontakt des Antagonisten mit der Probe verhindern. Bei dem Kausimulator von Krejci et al. [54] und Douglas und De Long [20] ist es möglich, die Proben gleichzeitig zur mechanischen Belastung einer Temperaturwechsellast auszusetzen. Bei derartigen Versuchsaufbauten konnten mit dem klinischen Erscheinungsbild übereinstimmende Abrasionen und Abriebspuren beobachtet werden.

Dies erklärt sich aus der Nähe der Simulation zum Kauzyklus eines Menschen, die mit diesen Anlagen erreicht werden kann.

Die Anlagen zeichnen sich weiterhin durch eine hohe Flexibilität der zur Verfügung stehenden Untersuchungsmöglichkeiten aus. Es können sowohl Füllungswerkstoffe in natürlichen Zähnen, wie auch als Prüfkörperscheiben untersucht werden.

Die Anlagen erlauben darüber hinaus die Simulation von Biegebelastungen und Stauchungen einer Füllung aber auch Randspaltuntersuchungen und Temperaturwechsellaasttests, ohne daß an der Anlage selbst Veränderungen durchgeführt werden müssen.

Als Nachteile der von *Krejci et al.* entwickelten Anlage sind die Ermüdung der Feder die den Prüfdruck regelt, und der nicht variable unphysiologische Impact zu nennen.

Bei der Anlage von *Douglas und De Long* stellen die sehr hohen Kosten der Prüfvorrichtung den größten Nachteil dar.

2.1.5 Andere Zwei-Körper-Abrasionsverfahren

Eine sehr einfache Testmethode ist die von *Jones et al.* [43]. Er benutzte kugelige Kompositproben, die er in eine Amalgamkapsel zusammen mit Bismehl gab und in einem Amalgamrüttler für eine bestimmte Zeit schütteln ließ. Diese Methode weist als Vorzüge schnelle Durchführbarkeit und geringe Kosten des Testverfahrens auf. Sie besitzt aber keine Nähe zu der menschlichen Kauphysiologie, so daß die erzielten Ergebnisse nicht mit klinischen Studien in Korrelation gebracht werden können.

2.2 Vergleich der Testverfahren

Alle bisher beschriebenen Prüfanlagen, mit Ausnahme der **"Contact-and-sliding-Wear" Maschinen**, weisen in ihrem Aufbau ähnliche Nachteile auf. Bei keiner dieser Testanlagen wird eine Probe mit dem physiologischen Kraftverlauf einer abgerundeten Sägezahnkurve belastet. Vielmehr bleibt die Kraftentfaltung unter Kontakt konstant.

Auch die Beobachtung eines Aufsetzimpulses und sein Einfluß auf Quantität und Qualität einer Abrasion ist nicht möglich. Weiterhin ist ein Einsatz von anatomisch korrekten Proben in Form von Zähnen, die mit einer Füllung versehen worden sind, nicht durchführbar.

Eine qualitative Betrachtung der Abrasionen ist grundsätzlich bei den genannten Anlagen möglich aber klinisch wenig aussagekräftig, da weder die **Bürsten-** noch die **"Pin-on-disc"**- und die **"Contact-free-wear"** Maschinen -bedingt durch ihre unphysiologische Kausimulation- ein Abrasionsmuster erzeugen, das einer Abrasion in der Mundhöhle gleichkommt. Somit wird auch eine direkte quantitative Korrelation der Abrasionen mit der Klinik unmöglich, da bei den obengenannten Anlagen die Abrasion die Form einer "Furche" hat, deren Länge immer abhängig ist von der benutzten Probe, (Bürstenmaschinen) dem Umlaufradius der Discs und den Probenrädern ("Pin-on-disc" Maschine, "Contact-free-Wear" Maschine).

Durch die meist unflexible Befestigung der Proben kann auch ein ligamentäres und parodontales Ausweichen und Abfedern der Proben das bei Zähnen im initialen (desmodontalen) Stadium 0,05 mm bis 0,1 mm und im sekundären (parodontalen) Stadium 0,08 mm bis 0,15 mm betragen kann und einen deutlichen Einfluß auf die Druckentwicklung und ihre Richtung hat nicht simuliert werden.

Das initiale Stadium, das schon durch einen geringen kurzzeitigen Druck erreicht wird, ist auch dafür entscheidend, bei einer In-vitro Simulation einen langsamen Druckanstieg und keinen Impact anzustreben.

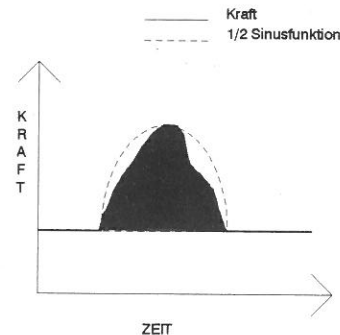


Abb. 1 Kraftverlauf bei einem Kauzyklus

Durch immer bessere und immer verfeinerte Meßmethoden konnte die Morphologie der Kraft, die bei einem Kauzyklus entsteht, näherungsweise als symmetrische Sägezahnkurve mit abgerundeter Spitze [1, 3, 18, 75] beschrieben werden.

Die Kraft, die ein Mensch während eines Kauzyklus aufbringt, wird in der Literatur mit stark voneinander abweichenden Werten von 9N bis 4000N (als maximale Kontraktion) angegeben [3, 4, 18, 28, 32, 38, 51]. Die bei der Nahrungszerkleinerung und bei der Leermastikation am wahrscheinlichsten auftretenden Kaukräfte werden von Eichner [28] und De Boever et al. [18] mit Werten von 20N bis 160N angegeben. Durch Messungen mittels eines Dehnungsmeßstreifen wird der durchschnittliche Wert für Kaukräfte, die auf einen einzelnen Zahn wirken, von Anderson [3] und Eichner [28] mit 50N angegeben.

Die Ursache für derart signifikante Abweichungen bei den Meßergebnissen liegt in den unterschiedlichen Versuchsaufbauten und Meßmethoden.

Für die Kauzyklen pro Minute werden Werte von 58 bis 120 angegeben [4, 6].

Der direkte Kontakt zwischen Zähnen (gliding-phase) bei einer Leermastikation oder einem Kauzyklus liegt in einem Bereich von 0.2 s und 0.3 s [18, 31, 33].

Da ein Kauzyklus bzw. ein Belastungsintervall einer Füllung nicht nur aus der "gliding-phase" besteht, sondern durch einen langsamen Druckanstieg in der "crushing-phase" vorbereitet wird [18, 32, 103], ist es notwendig, mindestens drei, in Zeit und Größe definierte Kräfte zur Verfügung zu haben.

Die Gleitwege, die bei Artikulationsbewegungen auf den Kontaktflächen der Molaren zurückgelgt werden, betragen bei einer Frontzahn/Eckzahnführung maximal 0,5 mm. Wenn man diese Strecke auf eine Ebene projiziert, kann ein Weg von 0,35 mm angegeben werden [18, 20, 32, 106].

Eine Füllung wird in der Mundhöhle nicht nur mechanischen, sondern auch thermischen und chemischen Belastungen ausgesetzt.

Bei der thermischen Belastung werden von Peterson et al. [77] nach Berücksichtigung von Temperatursgleichungsvorgängen 15°C bis 45°C angegeben. Gräf [34], der die Meßfühler 0,5 mm unter der Zahnoberfläche anbrachte, konnte für den Bereich der ertragbaren Temperaturen bei der Nahrungsaufnahme 7°C bis 75°C messen, 0,5 mm unter der Zahnoberfläche aber nur noch 16° bis maximal 49°C. Soltesz [98] schloß daraus, daß der Temperaturwert an der Zahnoberfläche doch näher an der Nahrungstemperatur liegt und gibt deshalb als Extrembereich für die Temperaturwechsel 10°C und 55°C an.

Neben der thermische Wechselbelastung und der Abrasion, ist auch die Wasseraufnahme ein Grund für die Alterung der Komposite.

Da in die Polymerstruktur eingedrungene H₂O-Moleküle den Silan-Kunststoffkontaktbereich durch hydrolytische Spaltung zerstören, ist es nicht mehr möglich, Spannungen von der Matrix auf die druck- und zugfesteren Füllpartikel gleich gut weiterzugeben. Die Folge ist eine deutliche Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften der Komposite [98, 107].

Der Unterschied zwischen der freien Energie der Festkörper und der Oberflächenenergie der Flüssigkeit, ist der Grund für das spontane Eindringen von Flüssigkeit in die kapillaren Räume von Festkörpern.

Dieser kann mathematisch als Funktion dieser Differenz und der Kontaktwinkel der Flüssigkeit gegen die beiden Festkörper ausgedrückt werden, wobei F die freie Energie, S_1 und S_2 die beiden Festkörper, V und L Dampf und Flüssigkeit darstellen. Γ_{LV} ist die Oberflächenenergie der Flüssigkeit und θ_1 und θ_2 sind die Kontaktwinkel der Flüssigkeit gegen die beiden Festkörper.

$$(F_{s1v} - F_{s1l}) * (F_{s2v} - F_{s2l}) = -\Delta F^* = \Gamma_{lv}(\cos \theta_1 * \cos \theta_2)$$

(Viohl et.al [107])

Die Abrasion ist nicht nur von der Kraft der Fläche und der Oberflächenstruktur der Körper abhängig, sondern in nicht unbedeutendem Mass auch von der Viskosität des Schmiermittels.

Mögliche Schmiermittel und deren Viskosität bei 37°C:

Xero-lube	: $2,1 \times 10^{-2}$ Pa x sec
submandibulärer/sublingualer Speichel	: $1,8 \times 10^{-3}$ Pa x sec
Parotis-Speichel	: $0,9 \times 10^{-3}$ Pa x sec
Aqua dest.	bei 20°C : $1,0 \times 10^{-3}$ Pa x sec

Soltesz [101] stellt in Vorversuchen zu seinen Abrasionstests fest, daß bei der Verwendung von synthetischem Speichel als umgebendes Medium durch Verdunstung die Viskosität des Speichels kontinuierlich stieg und eine Verminderung des Abriebs zur Folge hat.

Es ist jedoch sinnvoller, ein Medium zu wählen, das seinen Zustand während eines Testzyklusses nicht verändert, um so eine Standardisierung der Meßergebnisse zwischen den einzelnen Testreihen zu erreichen.

Douglas und De Long [20] berichten, daß Aqua dest. bezüglich Friktion dem Speichel ähnlich ist (Abweichung 7 %-18 %). Soltesz [101] wie auch Al-Mulla [2] stellten ebenfalls fest, daß sich die Abrasion bei Einsatz von Aqua dest. nur geringfügig verstärkt.

Unser Ziel war es, einen Kausimulator zu entwickeln und zu bauen, der die Kräfte und Bewegungen, wie sie im Kausystem auftreten, sowohl in ihrer Qualität als auch in ihrer Quantität sinnvoll in einem In-vitro Versuch umzusetzen. Entsprechend der oben genannten Literatur entschlossen wir uns als flüssiges Medium Aqua dest. zu verwenden. Im Pflichtenheft des zu entwickelnden Kausimulators wurde eine Automatisierung der Anlage soweit als möglich gefordert. Weiterhin sollte der Kausimulator Belastungen ermöglichen, die für einen Test von Füllungswerkstoffen wichtig sind. Da für eine Abrasion die Kraft, die auf einen Füllungswerkstoff wirkt, und ihre Qualität von entscheidender Bedeutung sind, sollte diese in 1 N Schritten einstellbar sein. Es sollte möglich sein, die invivo auftretenden Kräfte und deren Qualitäten zu simulieren. Dazu gehören sowohl die auf einen Werkstoff wirkende Kraft, als auch deren Zeitdauer.

Um Stauchungen oder "Sliding wear" simulieren zu können, sollte es weiterhin möglich sein, den Antagonisten nicht von der Probe abzuheben, sondern einen zyklischen Belastungsverlauf ohne Entlastung der Probe durchzuführen. Dadurch soll erreicht werden, daß die Probe zwischen einer Belastung im Prüfdruck gesteuert, entlastet oder unter einer Vorspannung gehalten wird und daß eine gesteuerte Entlastung der Probe möglich ist.

Auf diese Art kann man auch den Impact entweder eliminieren oder als Parameter bei der Betrachtung des Verschleißes der Proben mit einbringen.

Natürlich sollte auch die Dauer jedes einzelnen Zyklusses frei verstellbar sein, um die Prüfdauer so gering wie möglich zu halten.

Um die Simulation von Temperaturwechseln und den Einfluß von Speichel auf die Füllungswerkstoffe untersuchen zu können, wurde die Möglichkeit der Temperaturwechsellast als Forderung in das Pflichtenheft für den Kausimulator aufgenommen. Die Temperaturwechsellast sollte in seiner Dauer und Differenz verstellbar sein.

Diese Anforderungen können bis jetzt zum Teil von den In-vitro-Simulationen von Krecji et al. [54] und Douglas und De Long [20] erfüllt werden. An diesen international bekannten Prüfanlagen sollte sich deshalb orientiert werden.

Durch den modularen Aufbau, der mit acht Prüfständen einen schnellen Probendurchgang ermöglicht und durch die Flexibilität der Anlage von Krecji et al. sollte dieses Testverfahren als Grundlage für unsere Prüfanlage dienen und verbessert werden.

Folgende Verbesserungen sollten bei der Entwicklung vorgenommen werden.

- Geometrisch genau definierte Proben für Dauerwechsellastversuche, die als Voraussetzung für einen Dreipunktbiegeversuch benötigt werden
- Mechanische Verschleißfreiheit bei der Druckerzeugung in Anbetracht der hohen Zyklenzahl pro Versuch
- Aufsetzimpuls (Impact) muß steuerbar sein
- Abweichung des Antagonisten unter Last darf auch nach vielen Zyklen nur gering sein

3 Material und Methode

3.1 Beschreibung des Kausimulators

Der entwickelte Kausimulator, der die geforderten Parameter erfüllen soll, kann in vier Hauptkomponenten gegliedert werden:

- Die Prüfstände mit der Mechanik und den Druckluftzylindern
- Die Pneumatic Montageplatte
- Den Schaltschrank mit der FPC 101-AF-SPS als Steuerungseinheit der Anlage
- Die Thermobäder

3.1.1 Prüfstände und Mechanik

Da bei dieser Anlage ein modulares, jederzeit erweiterbares Konzept gefordert war, wurden als Prüfstände acht identische Aluminiumkammern gewählt, die jeweils mit einer Plexiglasfrontscheibe verschließbar sind.

Diese Kammern wurden an der Oberseite mit einer Bohrung für die V2A Kolbenstangen und einer Führungsbuchse aus Aluminium versehen, um ein Verkanten der Kolbenstangen beim Auftreffen auf die Proben zu verhindern.

Die Kolbenstangen haben eine Länge von 80 mm und einen Durchmesser von 10 mm. An dem einen Ende haben sie eine axiale, genau in der Mitte angebrachte Bohrung, in die die Probenträger gesteckt und mit Hilfe einer Madenschraube gesichert werden. An dem anderen Ende werden sie an die Kolbenstangen der Druckluftzylinder angeschraubt. Dadurch ist ein Auswechseln der Kolbenstangen ohne große Umbauten an den Druckluftzylindern oder den Prüfständen problemlos möglich. Die Prüfstände wurden in einen Stahlrahmen eingebaut, der beliebig erweitert werden kann. Er ermöglicht sowohl einen leichten Transport als auch ein individuelles Aufstellen der Anlage. An der Rückseite der Prüfstände befinden sich an der Ober- und Unterkante je eine Bohrung für den Zu- und Abfluß des Wassers. Der Wasserzufluß kann durch Wahl der Düsen in seiner Richtung und Stärke verändert werden und so, je nach Probenart, gezielt auf diese gerichtet werden.

Um bei jeder Testreihe auch die Möglichkeit des Vergleichs zwischen einer "Zweikörper"-Abrasion und einer verbesserten "Dreikörper"-Abrasion zu haben, kann man den Wasserzu- und abfluß mit Hilfe von mechanischen Durchflußreglern, die an der Rückseite jeder Kammer angebracht sind, individuell regeln. Man kann die Kammern dadurch auch in Prüfgruppen aufteilen, was wiederum ein schnelles Screening von Werkstoffen ermöglicht.

Außerdem besteht die Möglichkeit, nur eine Kammer bei jeder Testreihe von der Thermowechselast abzukoppeln und sie als Vergleich trocken oder mit Hirse beispielsweise als Medium mitlaufen zu lassen.

Aufbau einer Prüfkammer

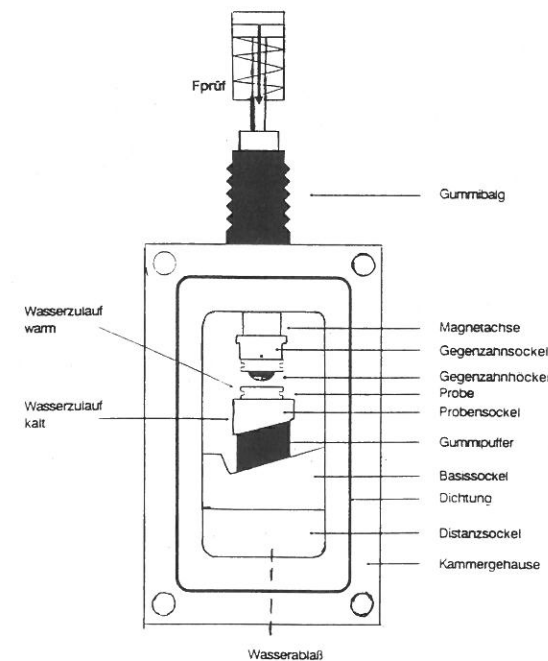


Abb. 2 Prüfstand

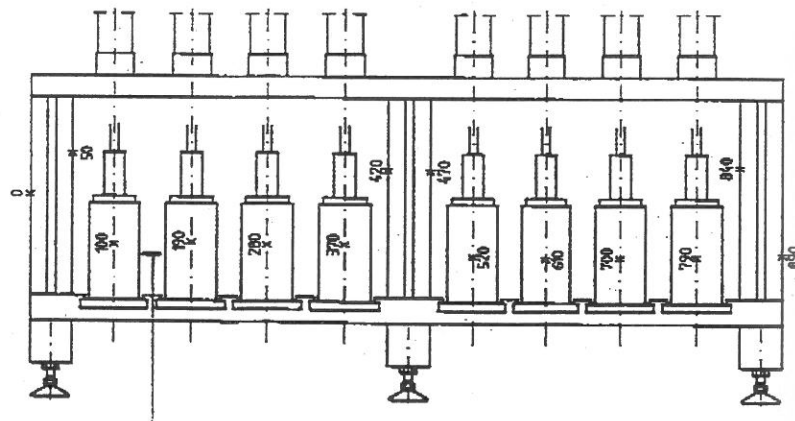
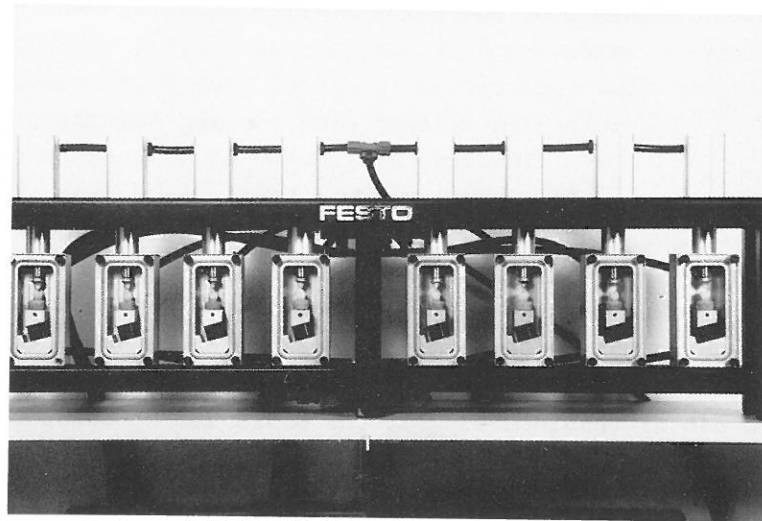


Abb. 3 Ansicht der Prüfstände von vorne.

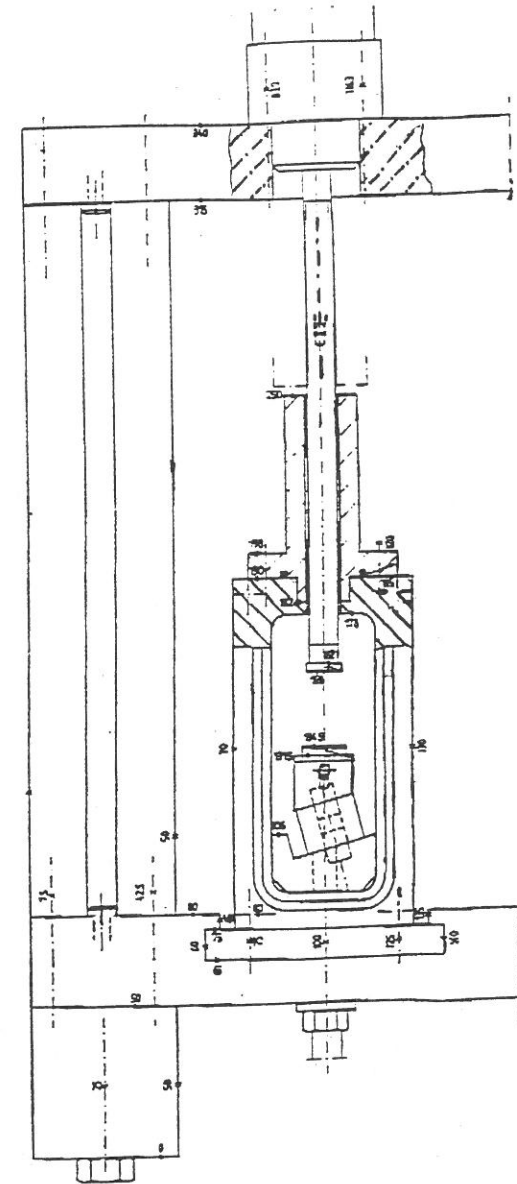


Abb. 4 Konstruktionszeichnung eines Prüfstandes von vorne.

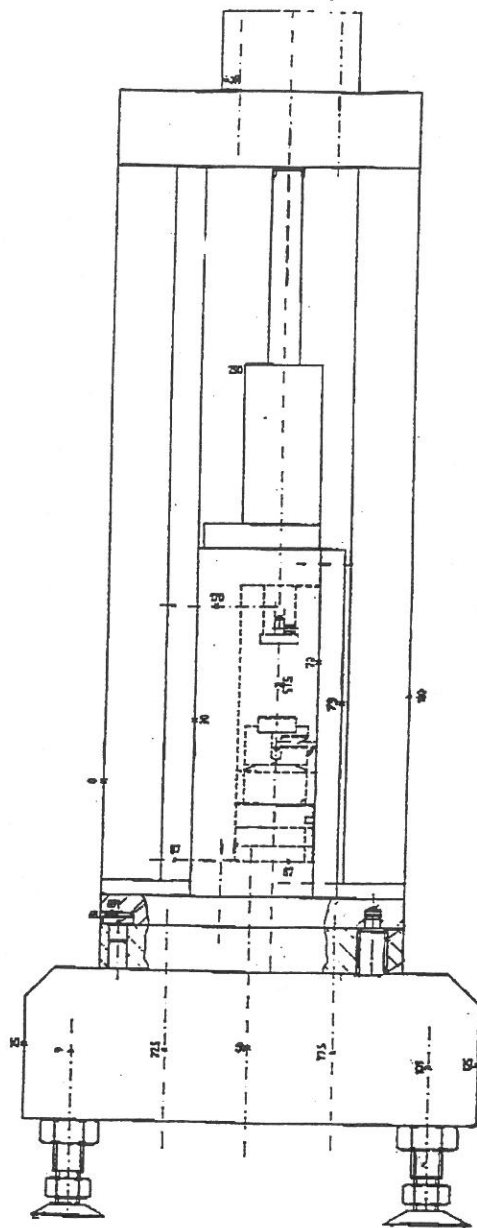


Abb. 5 Konstruktionszeichnung eines Prüfstandes von der Seite.

3.1.2 Probenträger

In den Prüfständen werden die Proben für die ersten Versuche auf Probenträgern befestigt, die denen der Prüfanlage von Krejci et al. [54] entsprechen.

Diese sollen nach Krejci die Erwartungen in Bezug auf Verschleißfestigkeit und Simulation einer lateralen Abgleitbewegung und ligamentären Aufhängung des Zahnes in der Alveole erfüllen.

Da in der Literatur keine Angaben über die verwendeten Gummipuffer und deren Shorehärte gemacht werden, wurden die Dämpfungselemente nach folgenden Kriterien ausgewählt.

3.1.3 Anforderungen an das Dämpfungselement zur Simulation der ligamentären Aufhängung des Zahnes.

- Verschleißfreiheit
- temperaturunabhängige Federwege
- DIN-normierte Herstellung
- Auswechselbar
- Kostengünstig
- Bei unterschiedlichen Belastungen muß das Dämpfungsverhalten angleichbar sein.
- Das Element muß eine Auslenkung von 0,05 mm in der Vertikalen zulassen, aber auch ein Gleiten des Antagonisten von mindestens 0,2 mm auf der Füllung ermöglichen, ohne seine anderen Eigenschaften dabei zu verändern.
- Geringe Baumaße
- Linearität im Dämpfungsverhalten

Um diese sehr komplexen Anforderungen möglichst zu erfüllen, wurden elastomere Dämpfungselemente der Firma *Elasto Metall* [29] ausgewählt.

3.1.4 Theoretische Grundlagen für die Auswahl des elastomeren Dämpfungselements.

Die Gummipuffer werden bei diesem Versuchsaufbau einer Schrägbelastung unterzogen, die nötig ist, um einen Abgleitweg von ca. 0,2 mm in der Horizontalen und eine Dämpfung von 0,05 mm in der Vertikalen zu erreichen.

Werden elastomere Dämpfungselemente so verwendet, daß der Einbau zu den Systemachsen geneigt ist, lassen sich die unterschiedlichen Druck- und Schubverformungseigenschaften in für unseren Versuchsaufbau idealer Weise miteinander kombinieren.

Für eine unter dem Winkel γ geneigte Dämpfungselemente läßt sich die vertikale Gesamtsteifigkeit mit bekannten Druck- und Schubsteifigkeiten K_c und K_s berechnen.

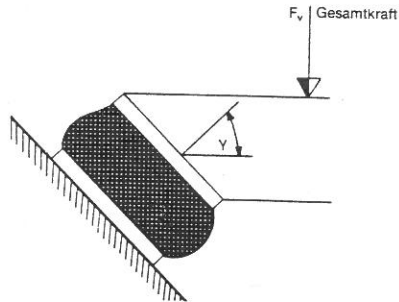


Abb. 6 Elastomeres Dämpfungselement in Schräglagerung.

$$K_v = \frac{F_v}{f_v} = (K_c \sin^2 \gamma + K_s \cos^2 \gamma)$$

(Elasto Metall [29])

K_v = vertikale Gesamtsteifigkeit

F_v = Gesamtkraft

f_v = Linearitätsgrenze

K_c = Drucksteifigkeit

Bei der Drucksteifigkeit liegt die Linearitätsgrenze der Verformung bei 20% der unbelasteten Gummihöhe.

K_s = Schubsteifigkeit

Die Linearitätsgrenze der Schubverformung liegt bei maximal 35% der Gummischichtdicke.

γ = Winkel der Schräglagerung

Die Tatsache, daß die Schubsteifigkeit K_s bei einer Überlagerung durch eine Druckspannung deutlich geringer ist als die Drucksteifigkeit K_c , bewirkt einen unterschiedlichen horizontalen Abgleitweg im Verhältnis zum vertikalen Federweg. Der Unterschied kann mit dem Faktor vier angegeben werden. Aufgrund von Berechnungen und von Vorversuchen haben wir den Gummipuffer Typ D 20/15 55° Shore ausgewählt. Er entspricht in seinen Federwerten und Abmessungen am ehesten unseren Forderungen.

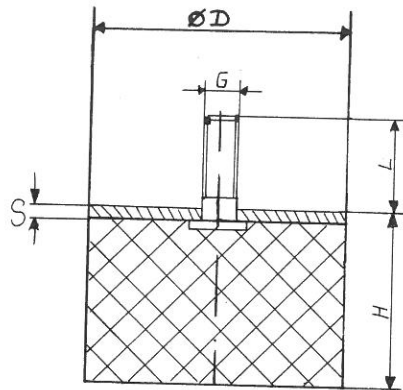


Abb. 7 Dämpfungselement Typ D 20/15 55° Shore

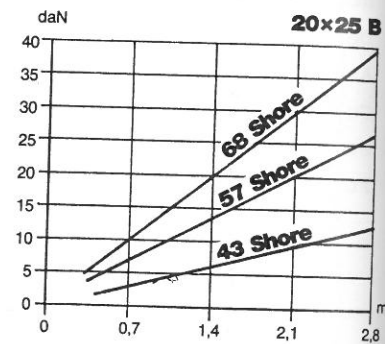
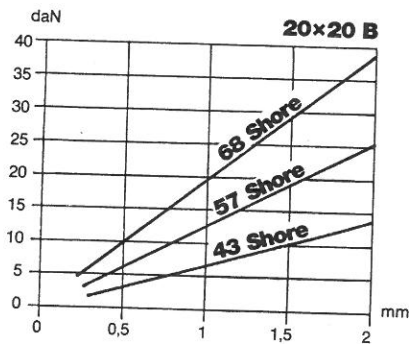


Abb. 8 Federwege bei unterschiedlicher Belastung in Abhängigkeit von der Shorehärte.

3.1.5 Generierung des Kaudrucks

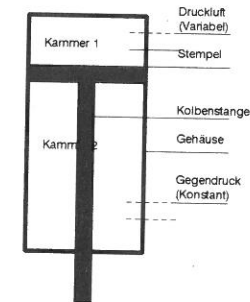


Abb. 9 Schematischer Aufbau eines Druckluftzylinders. Der Druck in Kammer (1) kann über das MPPE-3-1/2 variiert werden, während der Druck in Kammer (2) konstant ist (Seite 36).

Um einen uns sinnvoll erscheinenden Bereich des möglichen Kaudrucks, abdecken zu können, haben wir uns für Druckluftzylinder (Firma Festo Pneumatic, Esslingen) entschieden.

Diese Zylinder sind Kurzhubzylinder mit einem maximalen Kolbenhub von 25 mm. Der doppelwirkende Zylinder vom Typ ADVL-25-25 ist in der Lage, einen minimalen Prüfdruck von 2 N und einen maximalen Prüfdruck von 250 N bei 6 bar über die gesamte Hublänge von 25 mm zu erzeugen. Bei dieser Art von Druckluftzylindern erfolgt der Vor- und Rücklauf der Kolbenstangen durch Druckluft. Es gibt also keine für die Druckregelung verantwortlichen mechanischen Teile (Federn), die bei einer großen Anzahl von Testreihen ermüden und dadurch die Ergebnisse verfälschen könnten.

Um eine maximale Verdrehsicherheit der Kolbenstangen zu erreichen, sind an jedem Zylinder zwei lineare Führungsbolzen angebracht, die in der Außenwandung der Zylinder gelagert sind.

3.1.6 Wasserkreislauf

Der Wasserkreislauf der Anlage sollte in seinem Aufbau so einfach wie möglich gehalten werden, um eine hohe Funktionssicherheit zu gewähren.

Die Thermobecken der Firma Haake sind in der Lage, im Kaltwasserbecken einen Temperaturbereich von minimal 1°C und maximal 80°C im Warmwasserbecken einzuhalten.

Die Tauchpumpen sind für den Einsatz unter extremen Temperaturen ausgelegt und haben eine maximale Förderleistung von 6000 l/min. Auf eine automatische Nachfüllanlage des Wasserkreislaufes wurde verzichtet, da die Verdunstung in dem zum größten Teil geschlossenen System vernachlässigt werden kann. Die Pumpen wurden, um Verunreinigungen schnell lokalisieren zu können, über Klarsichtschläuche mit einem 1/8 Verteiler der Firma Festo Pneumatic verbunden. Über ihn werden alle acht Prüfstände gleichmäßig gefüllt.

Der Abfluß erfolgt wiederum über einen Verteiler und Klarsichtschläuche in die Thermobecken. Die mechanische Schaltung der Temperaturwechsellast wird auf der Pneumatic-Platte durch zwei Kugelhahntriebseinheiten vom Typ QH-DR bewerkstelligt. Mit der Kugelhahntriebseinheit wird der Durchfluß in beide Richtungen vollständig geöffnet bzw. gesperrt.

Die Antriebseinheit ist eine Kombination aus einem pneumatischen Drehantrieb und einem Kugelhahn. Er wird über ein Magnetventil angesteuert.

Die Ablaufsteuerung übernimmt eine speicherprogrammierbare Steuerung (SPS) Typ 101-AF. (siehe Schaltplan Seite 34).

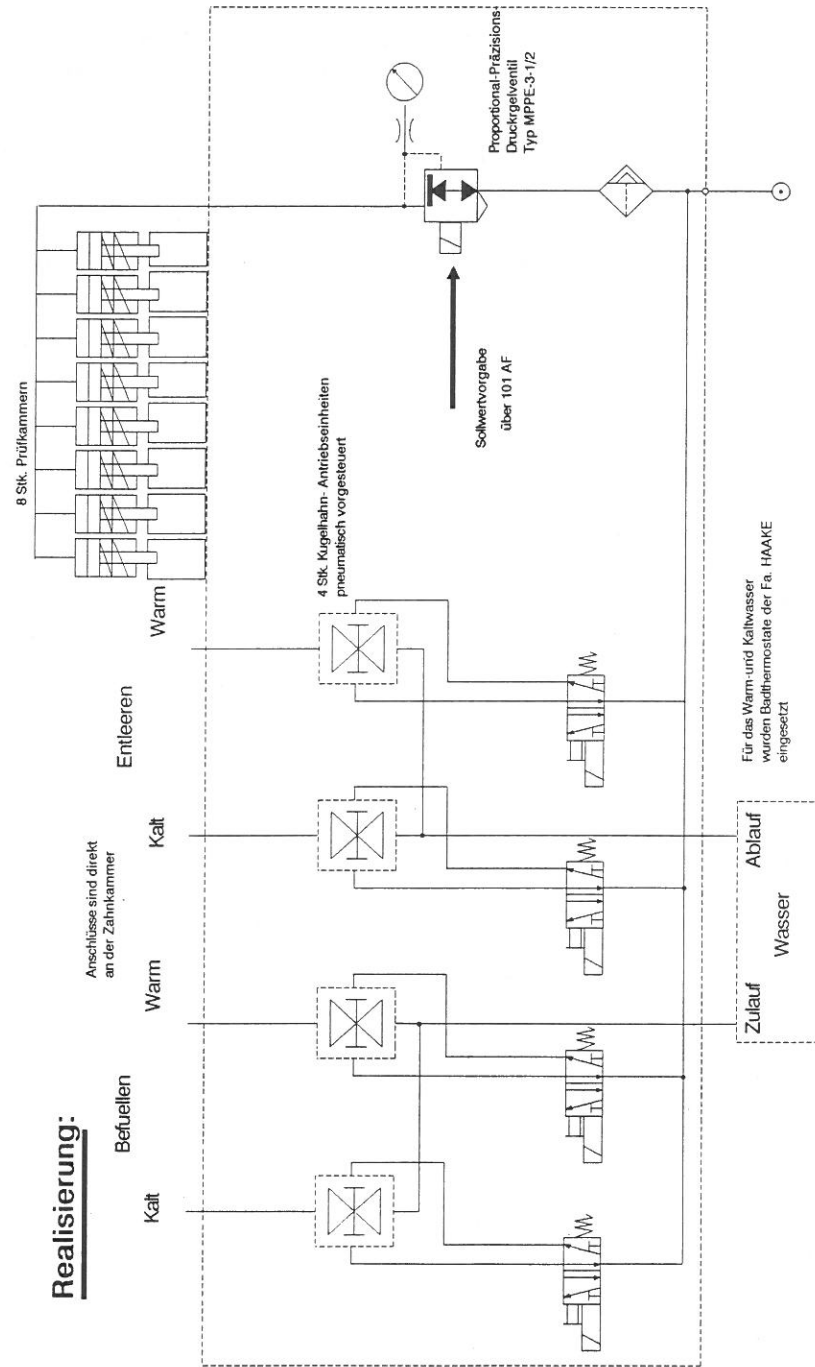
Bei Betätigung der Not-Aus-Taste oder bei Zyklusende wird die Druckluft vom System genommen, was ein Öffnen aller Kugelhähne und damit ein Entleeren der Prüfstände zur Folge hat.

Um zu verhindern, daß ausgesprengte Füllerpartikel, die nicht aus dem Wasserkreislauf entfernt werden, ähnlich einer Gletschermühle die Abrasion verstärken, wurden am Zufluß zu den Prüfständen, jeweils ein Feinfilter angebracht, um das Wasser zu reinigen.

Die gesamte Anlage wurde so ausgelegt, daß über Verbindungen wie Hartingstecker und Schnellkupplungen die Einzelkomponenten schnell miteinander verbunden werden können.

Schaltschema

Realisierung:



Automatisieren mit FESTO

3.2 Steuerung der Anlage

Die Steuerung und Generierung des Kauzyklus und der Temperaturwechsellaast erfolgt über eine speicherprogrammierbare Steuerung der Firma Festo Pneumatic. Die FCP 101-AF SPS steuert über das Proportionalregelventil MPPE-3-1/2 die Druckluftzylinder. Mit Hilfe des MPPE-3-1/2 und eines Gegendruckreglers ist es möglich, viele Kraftverläufe ohne Abweichungen ausführen zu lassen. Auch die Pumpen in den Thermobecken und die Ventile, die den Wechsel zwischen den Warm-Kaltzyklus schalten, werden durch die FCP 101-AF SPS angesteuert.

Die Eingabe aller Werte erfolgt menügeführt über eine 16er-Tastatur (4-Bit Binär codiert). Am Display können alle eingestellten Werte während eines Testablaufs überprüft werden. Es ist weiterhin möglich, die Anzahl der durchlaufenen Kauzyklen und den Status bei der Temperaturwechsellaast anzuzeigen.

Sollte eine Probe während der Prüfung zerstört werden, so wird dies über Zylinderschalter registriert und im Online-Betrieb dem Bediener mitgeteilt, z.B. Probe Nr.5 wurde nach 20098 Kauzyklen zerstört.

3.2.1 Kauzyklus

Folgende Werte sind einstellbar:

- **Zyklen** = Die Anzahl der Kauzyklen, wobei sich ein Zyklus aus der **Anfahrzeit**, **Prüfzeit** und der **Rückfahrzeit** mit den zugehörigen Drücken zusammensetzt.
- **Anfahrzeit** = Die Zeit bis zum Erreichen des **Prüfdruckes** (t_0-t_1).
- **Anfahrdruck** = Der Druck vor dem **Prüfdruck** (P_0-P_1).
- **Prüfzeit** = Die Zeitdauer (t_1-t_2), in der die Proben mit dem **Prüfdruck** belastet werden.
- **Prüfdruck** = Der Druck, mit dem die Proben während der **Prüfzeit** (P_1-P_2) belastet werden.
- **Rückfahrzeit** = Die Zeit zwischen der **Prüfzeit** und der **Anfahrzeit** (t_2-t_0).
- **Rückfahrdruck** = Der Druck, der zwischen dem **Prüfdruck** und dem nächsten **Anfahrdruck** vom (P_2-P_0) MPPE freigegeben wird.

Die Eingaben für den Druck erfolgen in 0,1 bar Schritten. Die Zeitdauer wird in 0,01 s Schritten bis maximal 10 min pro Einzelsequenz eingegeben.

3.2.2 Temperaturwechsellast

- **Befüllzeit** = Die Zeit, in der die Proben einem Kalt- oder Warmzyklus ausgesetzt sind (t_0-t_1). Der Kalt und Warmzyklus ist immer von gleicher Zeitdauer.
- **Entleerzeit** = Die Zeit zwischen einem Kalt- und einem Warmzyklus (t_1-t_0). Dadurch soll ein vollständiges Entleeren der Prüfstände gewährleistet werden.

Die Temperatur der Temperaturwechsellast wird an den jeweiligen Thermobecken eingestellt. Die Zeitdauer der einzelnen Zyklen kann in 0,01 s Schritten bis maximal 10 min pro Zyklus eingegeben werden.

3.2.3 Steuerung der Temperaturwechsellast

Die Temperaturwechsellast hat den Zweck, die zu untersuchenden Füllungswerkstoffe schnellen und schockartigen Temperaturwechseln auszusetzen und dadurch die unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten nachzuahmen, die auf den Zahn und den Füllungswerkstoff in der Mundhöhle wirken [98]. Da aus technischen Anwendungen von Kunststoffen und aus praktischen Untersuchungen bekannt ist [8, 22, 27, 42, 98], daß gerade thermische Wechselbelastungen einer der Hauptgründe für deren Alterung sind, sollte dies auch im physiologischen Bereich bei dem zu entwickelnden Kausimulator eingesetzt werden.

Ein Verstellen der Parameter ist zum einen über eine Eingabe auf einer 16er-Tastatur möglich, zum anderen manuell an den Prüfständen. Über eine Eingabe auf der Tastatur ist es möglich, die Befüllzeit der Prüfstände bei einem Zyklus in 1/100 s bis zu einer Dauer von 10 min zu regeln, wobei der Kalt- und Warmzyklus jeweils die gleiche Länge hat.

Um ein Vermischen der einzelnen Temperaturphasen bei einem Zykluswechsel zu vermeiden, was einen langsamen Temperaturwechsel entsprechen würde, kann über die Tastatur wiederum in 1/100 s Schritten eine Pause zwischen den Zyklen geschaltet werden, wodurch ein vollständiges Entleeren der Prüfstände gesichert ist.

Um der Gefahr eines langsamen Temperaturfloatings durch Ableitung über die Prüfstände bei längerer Temperaturwechsellast vorzubeugen, werden die Prüfstände nicht gefüllt und nach Ablauf der Zyklusdauer entleert. Statt dessen wird ein konstanter, in seiner Stärke und Richtung individuell einstellbarer Wasserstrahl, für den eingestellten Zykluszeitraum auf die Proben und Antagonisten geleitet. Die Temperaturen für die Thermobäder sollen so eingestellt werden, daß sie den Temperaturen, denen eine Füllung im Mund ausgesetzt ist, entsprechen.

Um auch bei der Temperaturwechsellast einen Systemvergleich vornehmen zu können, wurden die Temperaturen der ISO-Empfehlung von 5°C und 55°C die auch bei Krejci et al. [54] verwendet werden, eingestellt.

Für einen Temperaturzyklus wählten wir als Zeiten 60 s je Temperatur, da in der Literatur Zeiten von 2 s - 2 min angegeben werden [9, 22, 27, 34, 54, 98] und in der Mundhöhle eine Extremtemperatur nur für wenige Sekunden aufrecht gehalten wird [34, 98] und auf eine Füllung wirken kann. Sinn der schnellen Temperaturschocks sind thermische Spannungen zu ändern, um so den Verbund Füller - Matrix an der Grenzphase zu beanspruchen [98].

Mit dem Kausimulator ist es möglich, wie von Jaworzyn et al. [42] gefordert, die thermischen Wechselbelastungen simultan zur mechanischen durchzuführen, aber auch nur die Temperaturwechsellast oder nur den Kauzyklus ablaufen zu lassen.

3.2.4 Proportional-Präzisionsdruckregelventil und die Steuerung FCP-101-AF

für die Druckregelung und damit für die Generierung des Kauzyklus, ist das Proportional-Präzisionsdruckregelventil MPPE-3-1/2 verantwortlich.

Nach Vorgabe des Druck- bzw. Kraftsollwertes wird ein entsprechendes Signal an den Differentialverstärker abgegeben. Dieses wird fortlaufend mit dem Luftdruckistwert-Signal verglichen, das von dem in den Druckausgang integrierten Drucksensor geliefert wird. Jede elektrische Differenz zwischen diesen beiden Signalen wird verstärkt und zur Ansteuerung von zwei pulsbreitenmodulierten Magnetventilen verwendet, die den Steuerkolben auf die gewünschte Druckeinstellung bringen.

Die elektronische Rückkopplungs- und pulsbreitenmodulierte Steuerung sorgt für schnelle und weiche Druckausgangskorrektur ohne Sollwertschwingung.

Der geschlossene Regelkreislauf des Proportionalventiles gewährleistet hohe Genauigkeit, eine ansprechempfindliche Regelung des Ausgangsdruckes und Unabhängigkeit der Betriebseigenschaften von Schwankungen der Betriebsbedingungen.

Der Prüfdruck ist nicht alleine vom MPPE-3-1/2 abhängig, sondern auch von dem eingestellten Gegendruck, der auf die Kammer 2 des Kolben wirkt.

	P_1	P_2	P_{Res}
t_0 = Anfahrzeit	↓	↑	↓
t_1 = Prüfzeit	↓	↑	↓
t_2 = Rückfahrzeit	↓	↑	↑

Abb. 10

P_1 = Druck, der durch das MPPE-3-1/2 erzeugt wird.

P_2 = Druck, der durch das Gegendruckregelventil erzeugt wird.

P_{Res} = Echter Prüfdruck.

Der Druck P_1 wird zu einem geringen Teil benötigt, um die Reibung (**Losbrechkraft**) der Zylinder zu überwinden. Der Rest steht für die Belastung zur Verfügung.

Folgende Formel dient zur Berechnung der effektiven Kolbenkraft:

$$F = P \times \frac{\pi \times d^2 \times 10}{4} - R$$

(Festo Pneumatic [104])

F = effektive Kolbenkraft (N) = P_{Res}

P = Arbeitsdruck (bar) = P_1

d = Kolbendurchmesser (cm)

R = Reibungskraft (N) = P_2

Dabei kann die Reibungskraft auch der an Kammer Nr.2 anliegende Druck P_2 sein, da er als Widerstand (Reibung) vom Druck P_1 der Kammer Nr.1 (Arbeitsdruck) überwunden werden muß.

Aus diesem feinabstimmbaren Druckverhältnis der beiden Systeme zueinander resultiert auch letztendlich die große Zahl der einstellbaren Parameter.

Der Kurvenverlauf, der mit dem MPPE-3-1/2 erzeugt werden kann, ist aus der Abb. (11) ersichtlich.

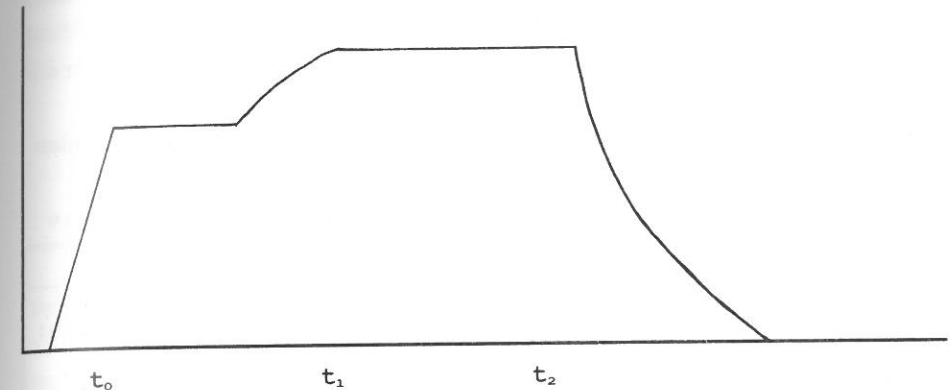


Abb. 11

3.2.5 Die Steuerung FCP-101-AF

Die FCP-101-AF ist eine kompakte SPS, die- abgesehen von der Größe und Komplexität der Steuerungsaufgabe- grundsätzlich für alle Steuerungsprozesse geeignet ist, aber erst durch das Programm des Anwenders für eine konkrete Steuerungsaufgabe funktionsfähig ist.

Ändert sich später die Aufgabe, muß lediglich das Programm, also die Software geändert oder ausgetauscht werden, ohne daß Eingriffe in die Hardware notwendig sind.

Die FCP-101-AF wird mit der zu steuernden Maschine über ihre Ein- und Ausgänge elektrisch verbunden.

Im Arbeitszustand erhalten die Eingänge ständig Informationen über den zu steuernden Prozeß und verknüpfen diese entsprechend den Programmanweisungen so miteinander, daß die geforderten Ausgangszustände entstehen.

Um die logischen Verknüpfungen ausführen zu können, verfügt die FCP-101-AF über folgende elektronische Führungseinheiten:

- Mikroprozessor für logische Operationen
- Speicher für Systemprogramm
- Speicher für das Anwenderprogramm

4 Anwendung des Kausimulators in der ADA-Round-Robin-Studie

Zur Erprobung des Kausimulators und zum Vergleich mit anderen Simulatoren wurden die gleichen Kunststoffe wie von der American Dental Association in der Round-Robin Studie der "Task Group on Posterior Composites" vom 1.Okt.1990 verwendet. Die Kunststoffe wurden über die American Dental Association bezogen und nach ihrem Erhalt bis zur Verarbeitung im Kühlschrank bei ca. 5-7°C gelagert. Die Verarbeitung erfolgte gemäß den Richtlinien der Hersteller und den Anweisungen der ADA zum Round-Robin Test.

4.1 Verwendete Kunststoffe

Komposite	
Herculite XR®	: Kerr; Shade U66 2263
Silux-Plus®	: 3M Health Care Group; Shade 57030
Heliomolar RO®	: Vivadent; Shade 260425
Ful-Fil®	: Caulk Dentsply; Shade U-B-62
Control®	: ADA; Shade 26990
<u>Zusätzliche Kunststoffe zum Round-Robin-Test</u>	
Palfique-Inlay®	: Tokuyama Soda Co.LTD Japan; Shade 1U202
Pertac-Hybrid®	: Espe; Shade U V014

Die technischen Daten der Komposite wurden von den jeweiligen Firmen zur Verfügung gestellt.

4.1.1 Herculite XR®

Physikalische Eigenschaften:

- Kompositklasse, Feinpartikelhybrid
- Füllkörper, Bariumaluminiumborsilikat und mikrofeine Silikate
- mittlere Füllerpartikelgröße, 0,6 µm
- Druckfestigkeit¹, 4,480 Kg/cm²

- 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)
- mittler Füllerpartikelgröße, 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 Füllerpartikelgröße, 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 Füllerpartikelgröße, 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
- mittler Füllerpartikelgröße, 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 Füllerpartikelgröße, 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 Füllerpartikelgröße, 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 Aussetzens 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 lichthärtendes 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	2S Silux-Plus	3S Heliomolar	4S Ful-Fil	
1	2	3	4	
5S Control	6S Palfique	7S Pertac Hyb.	Frei Frei	
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 " DENTMES " [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 Temperaturwechsellasten 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.

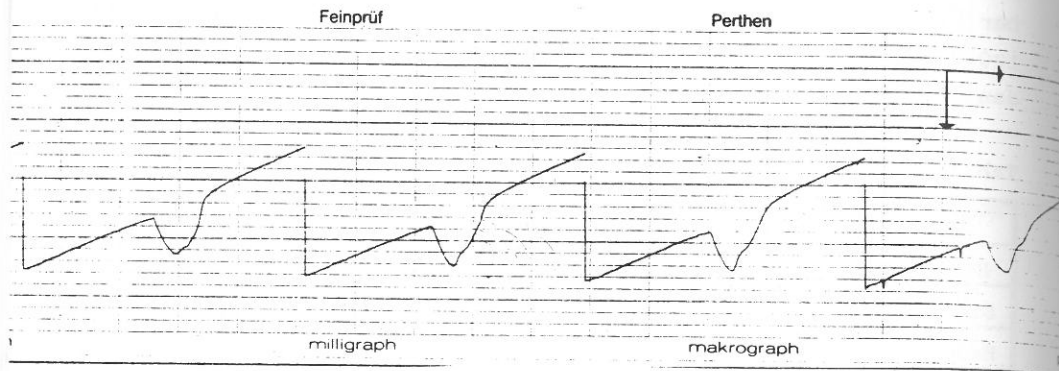


Abb. 13 Heliomolar RO®(31) nach 120.000 Zyklen.

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 Höckeraussage	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 $10^6 \mu\text{m}$. 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 Höckeraussage" 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.

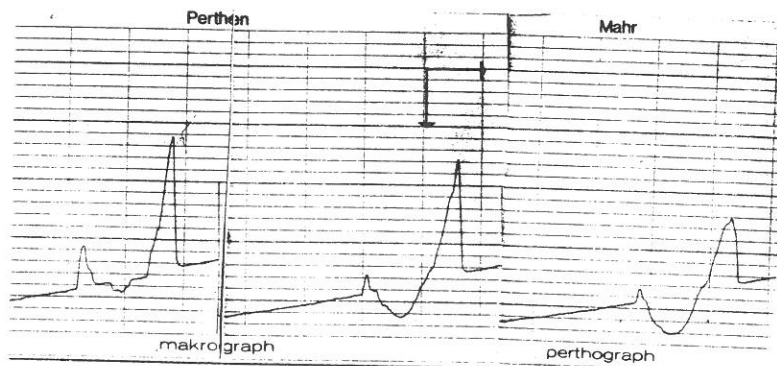


Abb. 14 Ful-Fil nach 120.000 Belastungszyklen. Drei Tastschnitte im Bereich des maximalen Höhenverlustes (Abstand 100 μm).

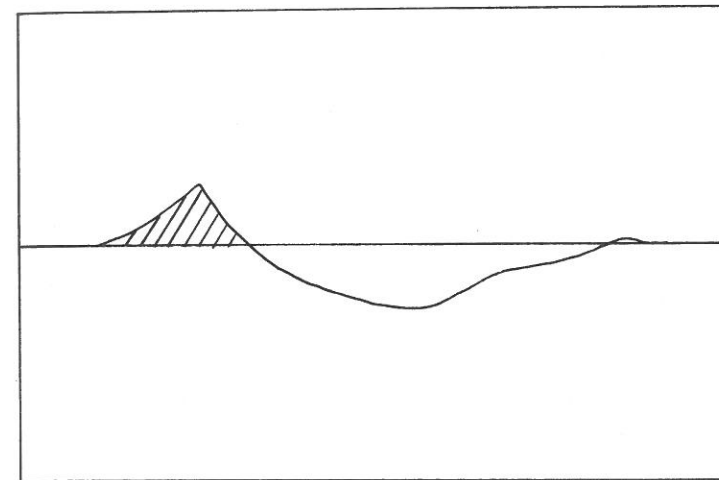


Abb. 15 Schematischer Querschnitt der Abrasion in Abb. (14). Schraffiert dargestelltes ist durch die Belastung aufgeworfenes Material neben der Abrasion.

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 Abschlüferungen 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.

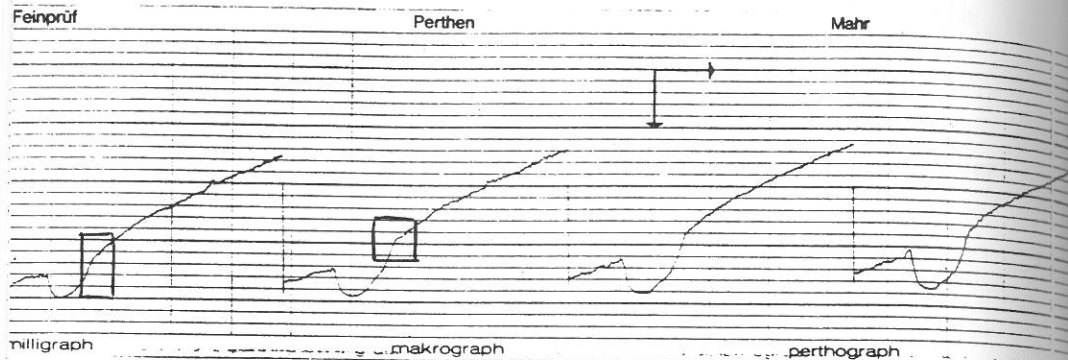


Abb. 16 Geringer Abrieb aufgrund einer Abgleitbewegung in dem durch ein Kästchen gekennzeichneten Bereich.

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).

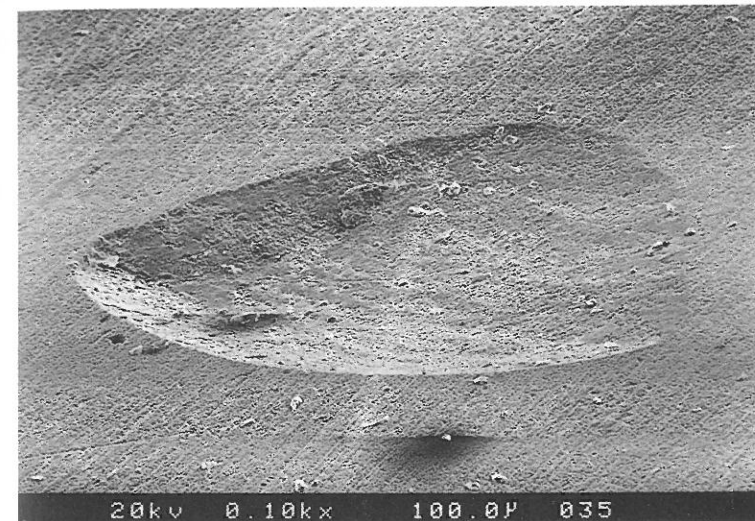


Abb. 17 Palfique Inlay nach 120.000 Zyklen

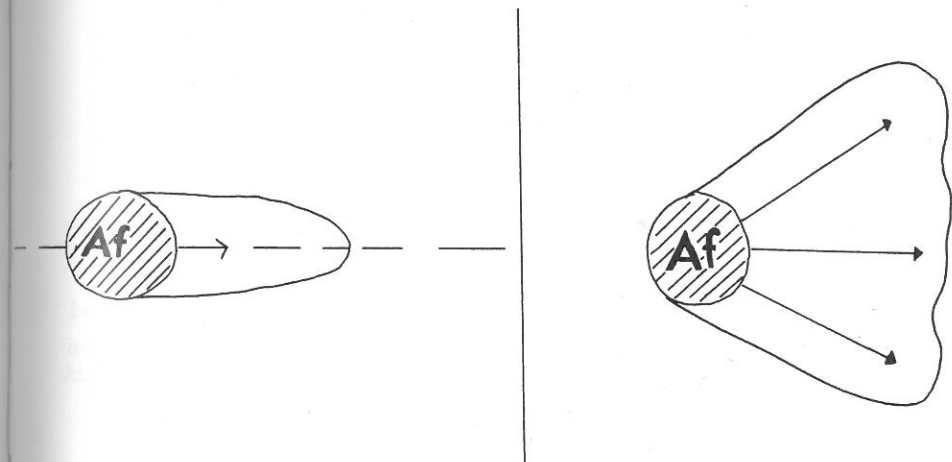


Abb. 18 Aufsicht auf eine Abrasion mit theoretisch erwarteter Form (links) und häufig beobachteter Form (rechts).

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.

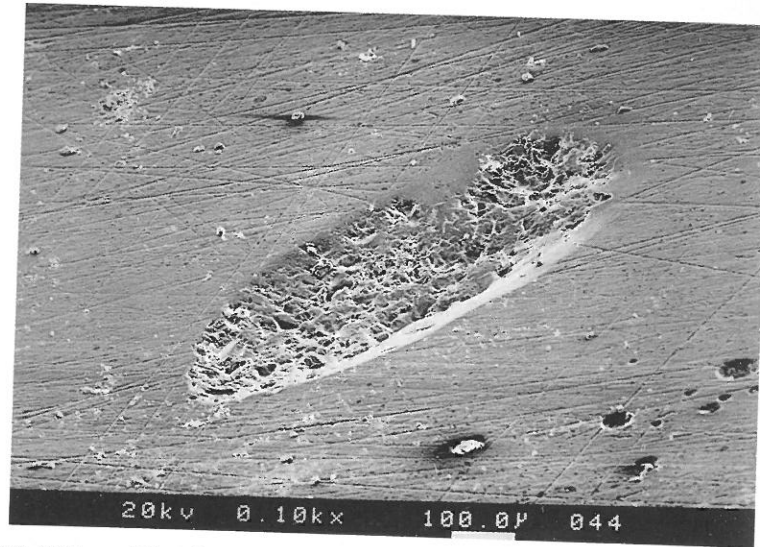


Abb. 19 Silux-Plus® nach 120.000 Zyklen

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.

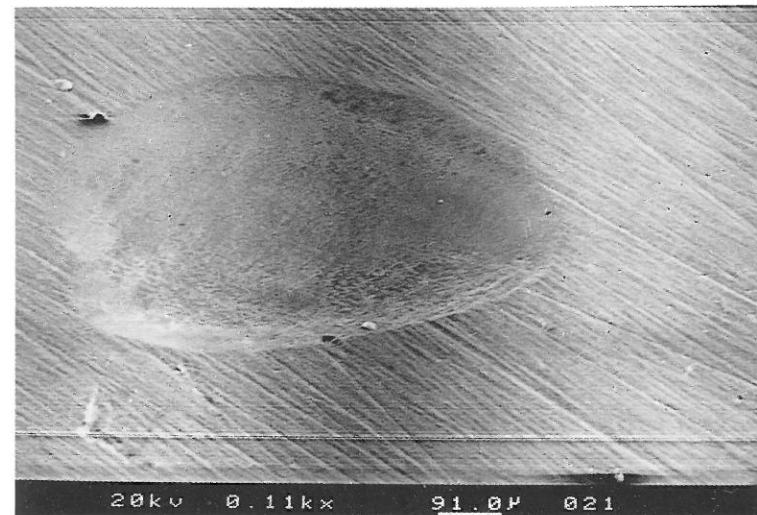


Abb. 20 Herculite XR® 120.000 Zyklen

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, inselhaftes Abschlüpfen und Sprünge im Randbereich beobachtet werden.

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

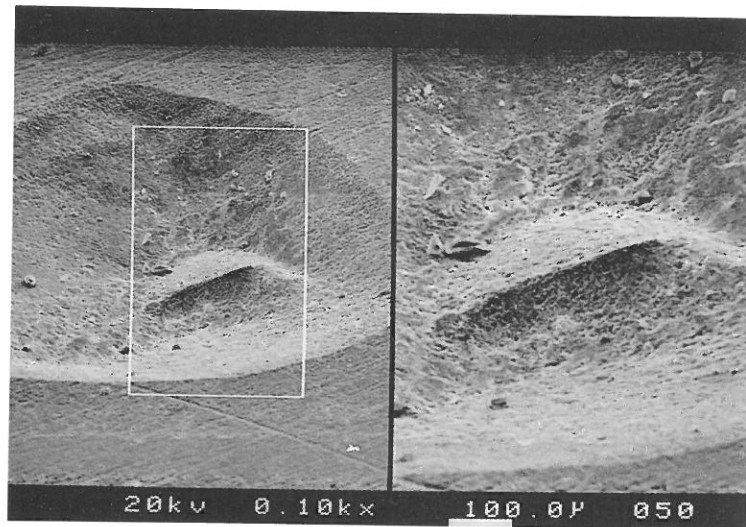


Abb. 21 Ful-Fil® nach 120.000 Zyklen am Randbereich.

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 Aufsetzbreichs 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.

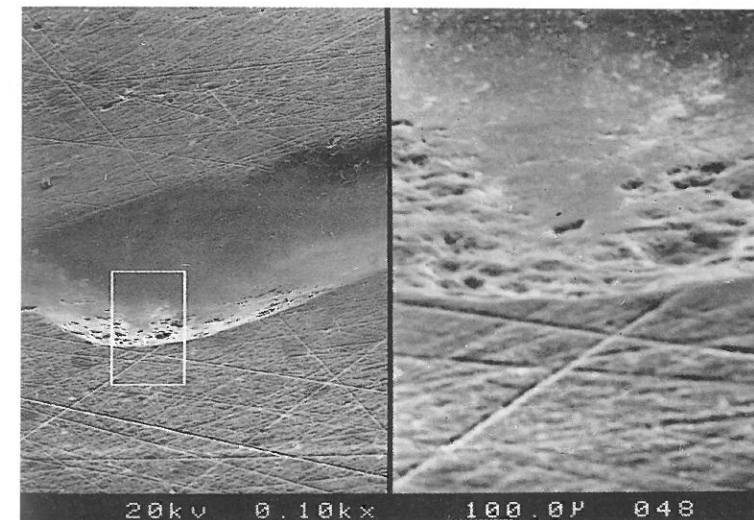


Abb. 22 Heliomolar RO® nach 120.000 Zyklen

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 vereinzelt 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.

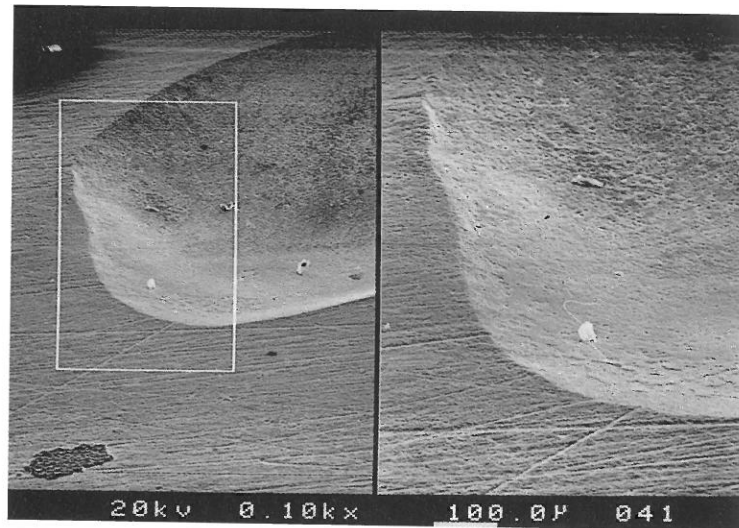


Abb. 23 Palfique-Inlay® nach 120.000 Zyklen. Links im Bild ist deutlich der Aufsetzpunkt des Antagonisten auf die Probe mit einer Wallbildung im Randbereich zu erkennen.

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 viertbeste 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.

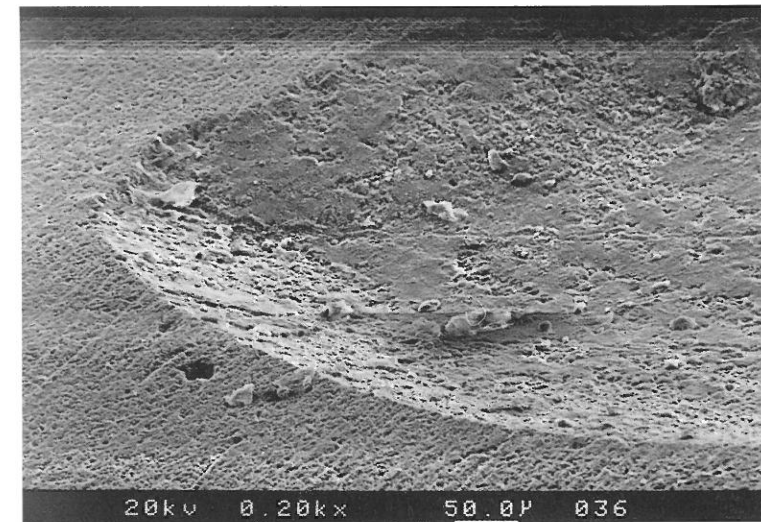


Abb. 24 Pertac Hybrid® nach 120.000 Zyklen

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 Abschlüfferungen auf. Bei dieser Probe kann auch eine plastische Deformation in Verbindung mit Rissen, die sich quer zu Abgleitbewegung des Antagonisten gebildet haben festgestellt werden.

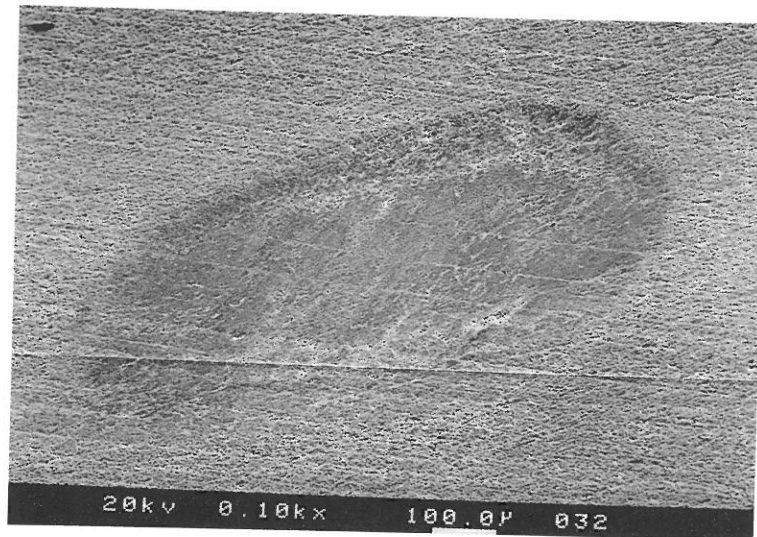


Abb. 25 Round-Robin-Control nach 120.000 Zyklen

6 Diskussion

6.1 Kausimulator

Die im Pflichtenheft der zu entwickelnden Prüfanlage angeführten klinischen Parameter eines Kauzykluses, 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 Lastmeßdosen 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 Verschleiß der Aluminiumführungsbuchsen zurückzuführen, wodurch sich die Losbrechkraft der Druckluftzylinder veränderte.

Die Anforderungen an die Funktionssicherheit und Benutzerfreundlichkeit 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.

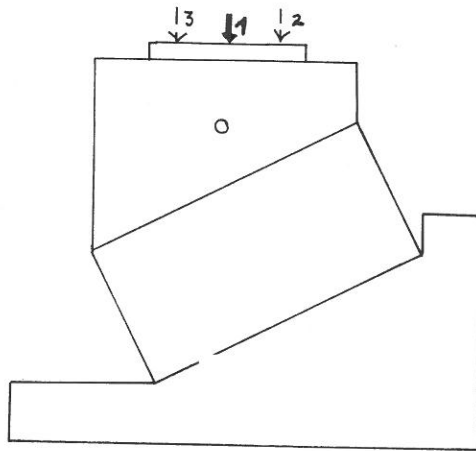


Abb. 26

- 1 = Bei einer zentrischen Belastung sind die Form des Abriebs und die Verschleißwerte gleich.
- 2;3 = Bei einer exzentrischen Belastung ist der Abgleitweg unterschiedlich und damit auch die Form des Abriebs 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 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 rauhe 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 errahnen 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.

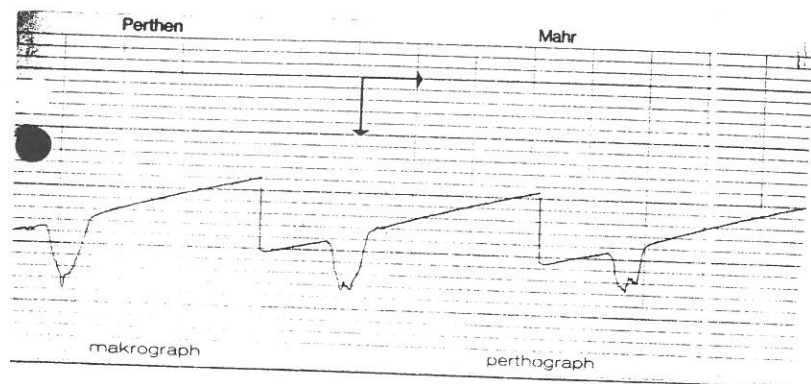


Abb. 27 SILUX-PLUS SERIE 1

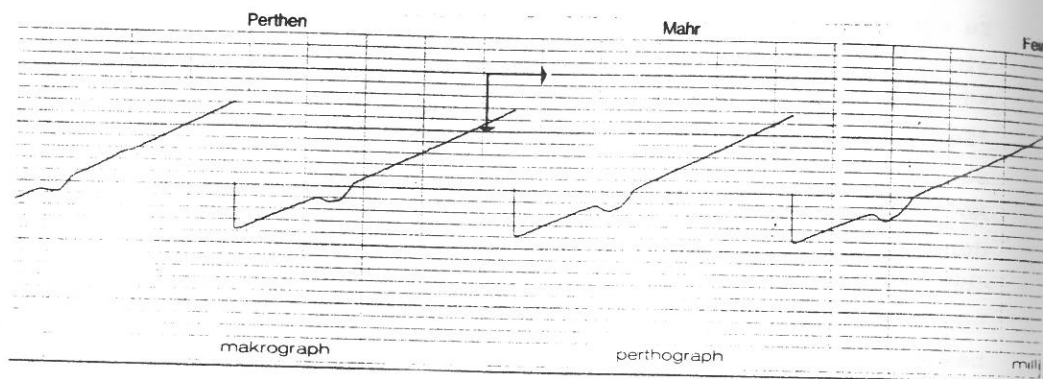


Abb. 28 SILUX-PLUS SERIE 6

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 Zahnbürstenabstrahlmaschine 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].

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	-----	-----
Palfique®	-----	-----	40,00	-----	-----

Bei Gegenüberstellung der Meßergebnisse darf man aber nie die unterschiedliche 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 erhöhbarer 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 Ergebnissen 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 klinischen Befunden [59, 60, 62, 68].

Dieser Befund muß auf einer Vergrößerung der okkludierenden Flächen beruhen, wobei durch eine Art Einschleifprozeß 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 Kompositdesintegration, die auf die Oberfläche des Komposits beschränkt ist und ihren Ursprung im traumatischen Bearbeiten der Oberflächen hat, kann bei unserem Versuchsaufbau ebenso ausgeschlossen werden, wie eine unvollständig auspolymerisierte 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
- Thermowechselast 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.: Mesurement 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 standart 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 Dpartment 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., Mc Cabe 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.: Mesurement 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: Bi-axial 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 Properities 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 microstuctuere 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 Seitenzahnrestorationen. Zahnärztl Mitt 79: 920 (1989)
36. Harrison A., Moores G.E.: Influence of abrasive partical 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: Resi-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 konserrierenden 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 Schwelldruckbelastungen. Dtsch Zahnärztl Z 35: 939-941 (1980)
47. Kollmansperger 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 Zahnärztekalendar. 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.: Quantitive in-vivo wear of human enamel as accaptance 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 (spezial 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. Mc Cabe 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 lighthärtenden 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., Philips R.W., Swartz M.L.: A comparsion of phisical 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 Zahnärztl 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 Komposits 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 (1985)
91. Schreiber S.: Ein neues Gerät zur Messung und Registrierung von Kaukräften. Zahnärztl.Rdsch. 66: 127 (1957)
92. Schröder H.E.: Orale Strukturbiologie. 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., Fischlschweiger 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. Strudevand 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)

Anhang

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	6,30E+06	5,56E+05	13,33
cont2	73	65	9,004	0	2,88E+07	5,21E+05	39,667	0	0	2,88E+07	5,21E+05	39,7
cont3	96	75	11,018	0	2,42E+07	5,86E+05	47,549	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	2,03E+07	5,36E+05	42,69
cont5	15	13,002	4	1	6,75E+06	7,05E+05	10,127	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	1,90E+07	5,18E+05	41,77
ffit1	65	60	9,9843	-2	1,63E+06	3,59E+05	30,734	0	0	1,63E+06	3,59E+05	30,6
ffit2	19	13,002	2,998	0	2,54E+06	5,80E+05	8,26	0	0	2,54E+06	5,80E+05	8,26
ffit3	18	12,006	3,002	-1	4,65E+06	5,80E+05	8,816	0	1,00E+02	4,65E+06	5,80E+05	8,815
ffit4	68	53,998	10,997	2	1,28E+07	4,23E+05	33,987	0	0	1,28E+07	4,23E+05	33,99
ffit5	88	71,977	16,987	4	2,18E+07	4,89E+05	48,83	0	0	2,18E+07	4,89E+05	48,83
ffit6	67	54,016	8,005	2	9,33E+06	3,38E+05	32,497	0	0	9,33E+06	3,38E+05	32,5
heilo1	44	36,99	5,003	2	1,27E+07	6,10E+05	23,825	0	0	1,27E+07	6,10E+05	23,83
heilo2	19	16,001	3,997	1	8,11E+06	8,10E+05	11,087	0	0	8,11E+06	8,10E+05	11,09
heilo3	35	31,003	6,001	3	9,63E+06	5,41E+05	19,933	0	0	9,63E+06	5,41E+05	19,93
heilo4	60	51,991	6,987	0	1,72E+07	6,22E+05	32,331	0	0	1,72E+07	6,22E+05	32,33
heilo5	38	27,002	8,001	5	5,08E+06	3,03E+05	18,257	0	0	5,08E+06	3,03E+05	18,26
heilo6	57	47,011	13,018	6	1,56E+07	5,05E+05	33,157	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	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	6,85E+06	3,01E+05	26,6
hercul3	12	10	3	0	2,88E+06	4,71E+05	6,721	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	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	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	1,13E+07	7,95E+05	15,54
paifi1	47	39,007	8,001	0	1,28E+07	5,56E+05	25,66	0	0	1,28E+07	5,56E+05	25,66
paifi2	28	23,994	6,993	2	5,04E+06	3,23E+05	16,801	0	0	5,04E+06	3,23E+05	16,8
paifi3	69	49,01	10,998	0	1,49E+07	4,89E+05	33,76	0	0	1,49E+07	4,89E+05	33,76
paifi4	62	40	7,932	1	1,13E+07	5,43E+05	26,24	0	0	1,13E+07	5,43E+05	26,24
paifi5	60	45	8,04	0	1,34E+07	5,33E+05	27,91	0	0	1,34E+07	5,33E+05	27,91
paifi6	66	43,007	8,012	1	1,28E+07	5,15E+05	28,275	0	0	1,28E+07	5,15E+05	28,28
perfac1	53	43,994	4,02	1	1,08E+07	5,21E+05	25,425	0	0	1,08E+07	5,21E+05	25,43
perfac2	15	12,995	3	2	1,85E+06	2,63E+05	7,809	0	0	1,85E+06	2,63E+05	7,809
perfac3	45	29,008	3,99	1	6,37E+06	4,62E+05	16,958	0	0	6,37E+06	4,62E+05	16,96
perfac4	63	48,993	8,989	-2	1,19E+07	4,46E+05	30,434	0	3,00E+02	1,19E+07	4,47E+05	30,42

Alle Werte in µm bzw. µm³ 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. 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.

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

perfac5	89	87	17.998	5	4.23E+07	7.94E+05	58.981	0	0	0	0	4.23E+07	7.94E+05	58.98
perfac6	18	13.983	3.003	0	2.88E+06	3.49E+05	9.15	0	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	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	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	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	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	0	1.18E+06	4.79E+05	2.658
silux6	43	34.004	6.991	0	4.63E+06	2.12E+05	22.518	0	0	0	0	4.26E+06	2.12E+05	22.52

Alle Werte in μm bzw. μm^3 bei Vol.

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