

Entwicklung einer Computergesteuerten Versuchsanordnung

zur

Abriebsimulation

Dentaler Werkstoffe.

Maier, H. (1996)

Harald Maier 2010

Bitte als
PDF einscannen
für Prof. Kunzel-
mann

vorgelegt von
Harald Maier

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

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	Temperaturwechsellaast	37
3.2.3	Steuerung der Temperaturwechsellaast	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:

- Edelmetallegierungen
- 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 Kunststoffstoffe 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 μm bis >30 μm) 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 Kompositenhaftung 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 Anschluß 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 Prüfungsvorgang 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 Fames [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 Temperaturwechsellaast 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 Temperaturwechsellaastests, 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 oben genannten 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.

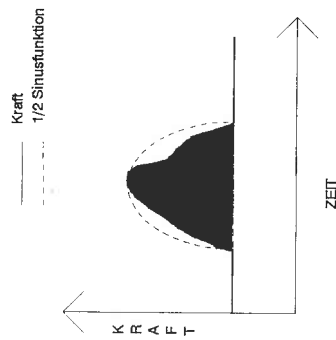


Abb. 1 Kraftverlauf bei einem Kauzyklus

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 [37] 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 zurückgelegt 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 Temperaturausgleichsvorgängen 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°C 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.

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

(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 sinnvoll, 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 in vivo 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 Temperaturwechselloast als Forderung in das Pflichtenheft für den Kausimulator aufgenommen. Die Temperaturwechselloast 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 Dauerwechselloastversuche, 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 Verkippen 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 Unterseite 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 Thermowechsellelast abzukoppeln und sie als Vergleich trocken oder mit Hirse beispielsweise als Medium mitlaufen zu lassen.

Aufbau einer Prüfkammer

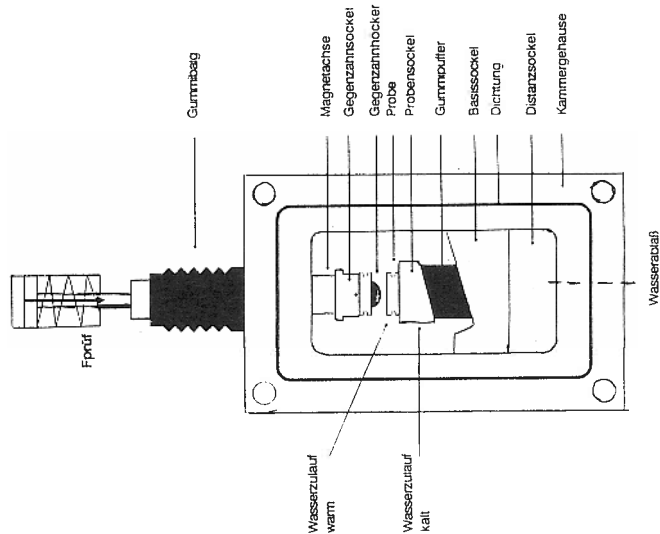


Abb. 2 Prüfstand

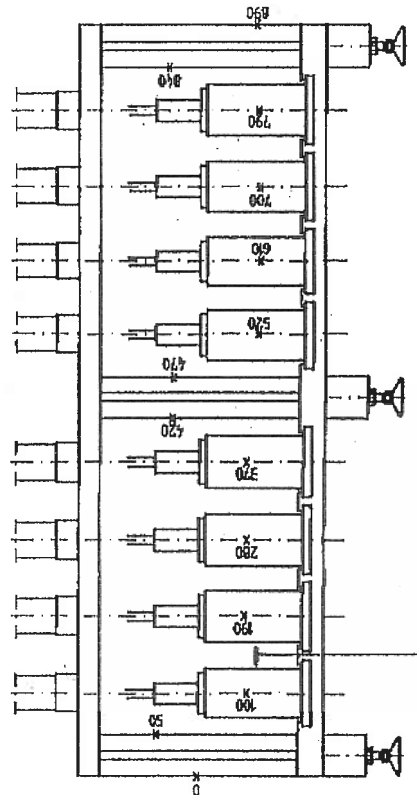
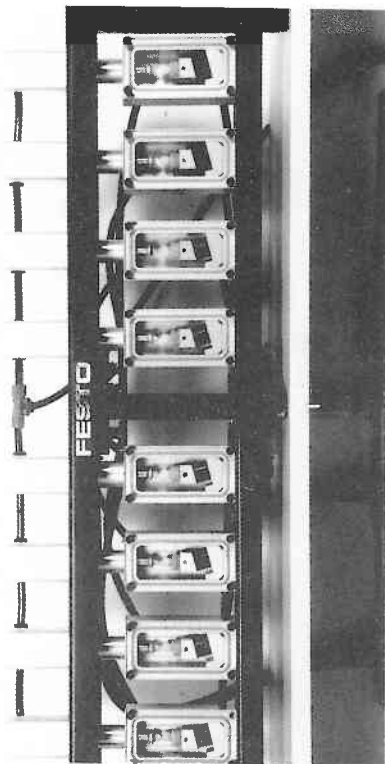


Abb. 3 Ansicht der Prüfstände von vorne.

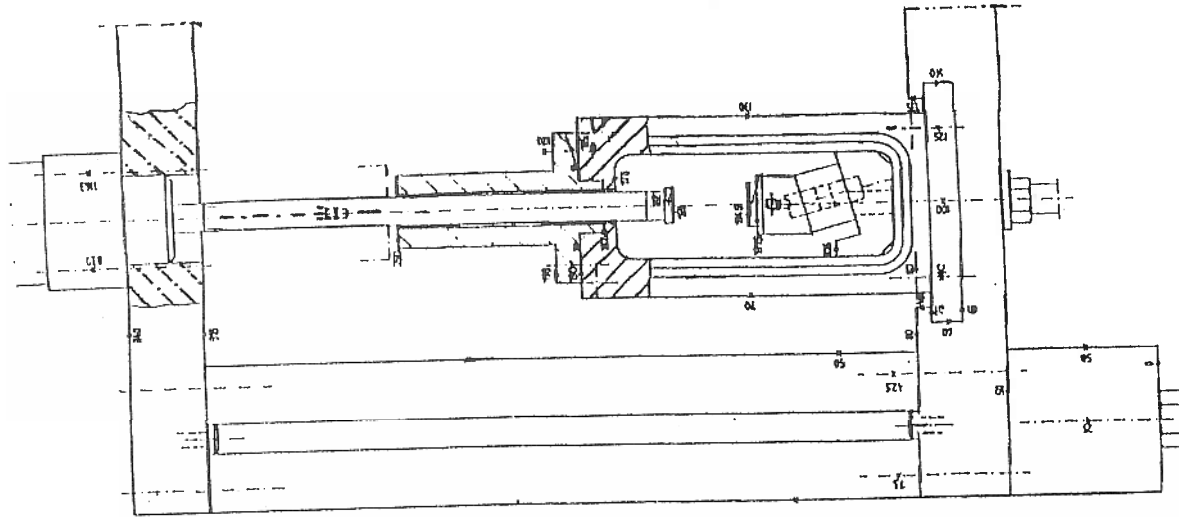


Abb. 4 Konstruktionszeichnung eines Prüfstandes von vorne.

3.1.1.2 Probenräger

In den Prüfständen werden die Proben für die ersten Versuche auf Probenrägern 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.

3.1.1.3 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.

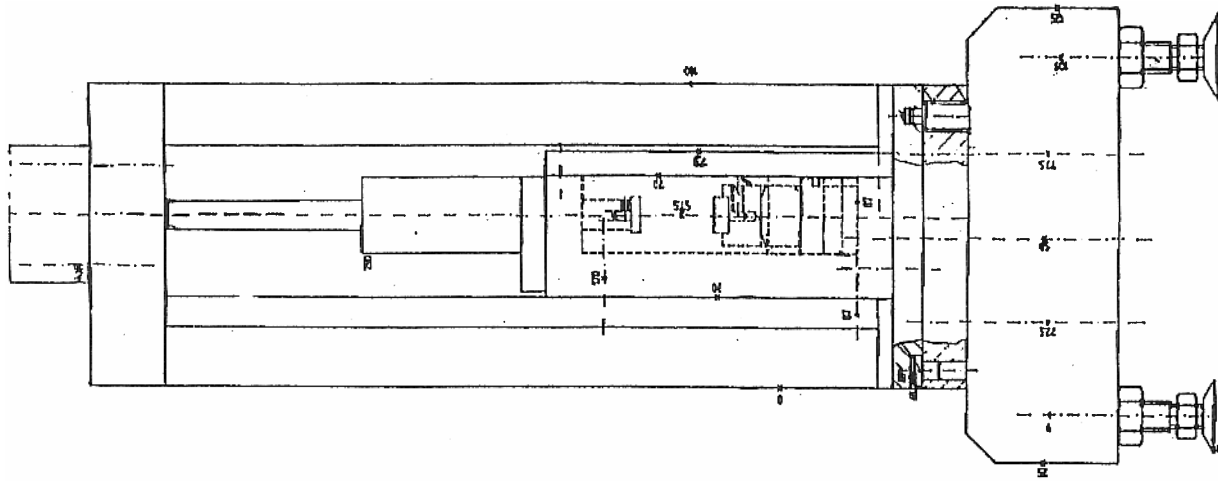


Abb. 5 Konstruktionszeichnung eines Prüfstandes von der Seite.

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.

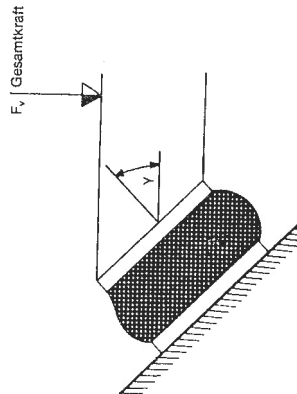


Abb. 6 Elastomeres Dämpfungselement in Schräglagerung.

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

(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.

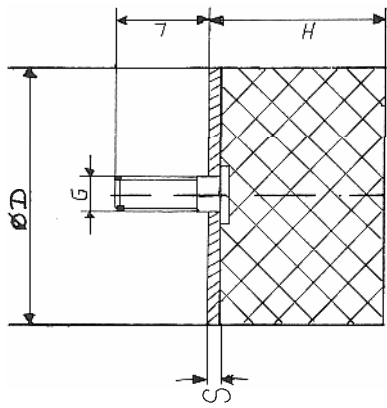


Abb. 7 Dämpfungselement Typ D 20/15 55° Shore

3.1.1.5 Generierung des Kaudrucks

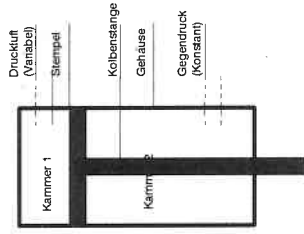


Abb. 9 Schematischer Aufbau eines Druckluftzylinders. Der Druck in Kammer (1) kann über das MPPE-3-1/2 variiert werden, während der Druck in Kammer (2) konstant ist (Seite 36).

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.

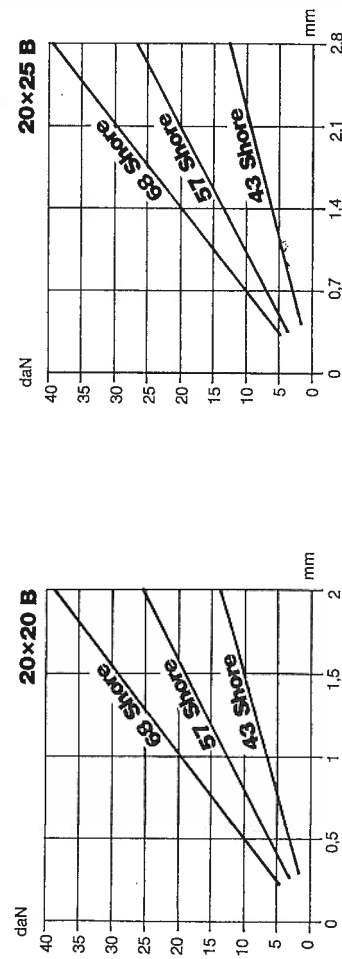


Abb. 8 Federwege bei unterschiedlicher Belastung in Abhängigkeit von der Shorehärte.

Um eine maximale Verdrehssicherheit 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 Temperaturwechsellaast 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.

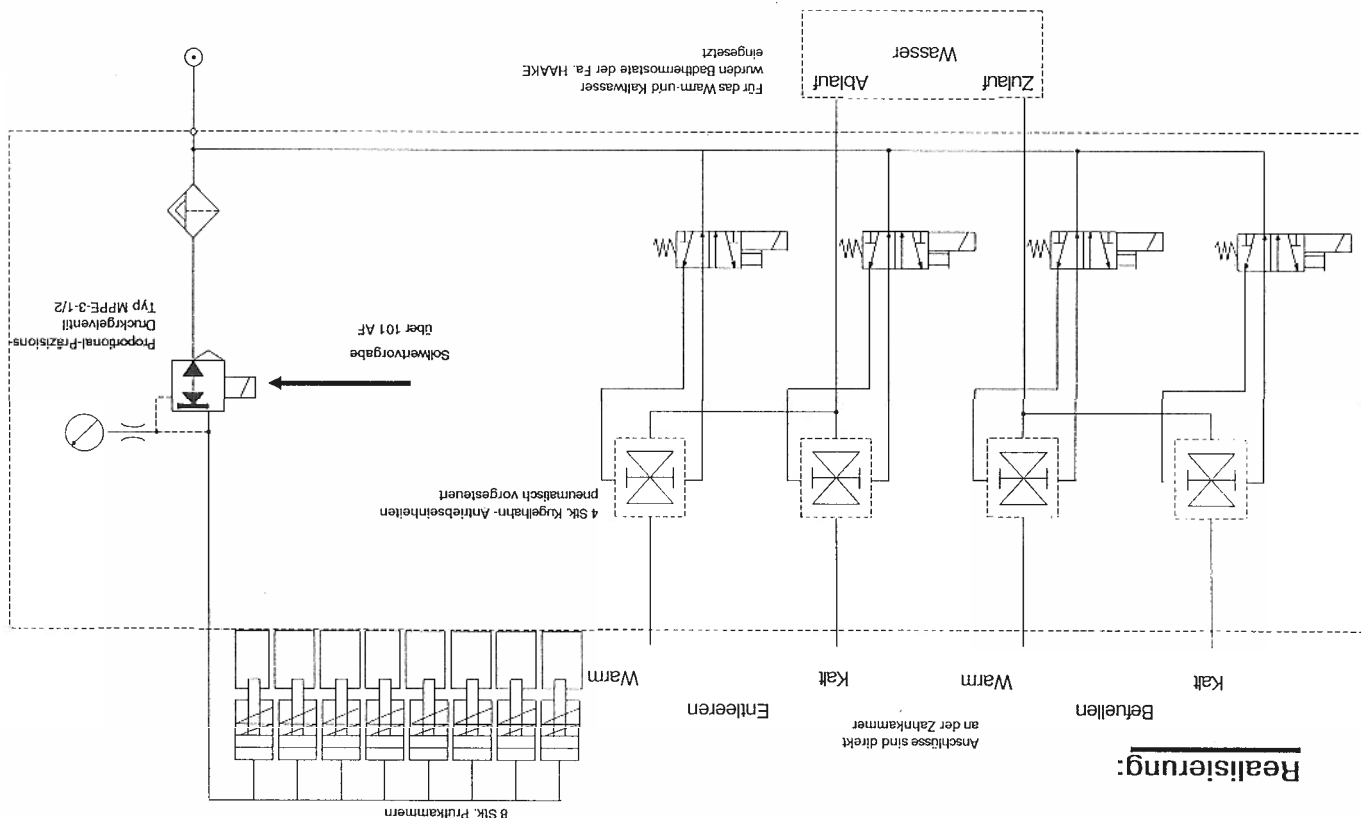
Die Ablaufsteuerung übernimmt eine speicherprogrammierbare Steuerung (SPS) Typ 101-AF. (siehe Schaltplan Seite 34).

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.

Realisierung:



Automatisieren mit FESTO

3.2.2 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 Temperaturwechsellaast 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 Temperaturwechsellaast 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 Temperaturwechsellaast 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 einen 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.

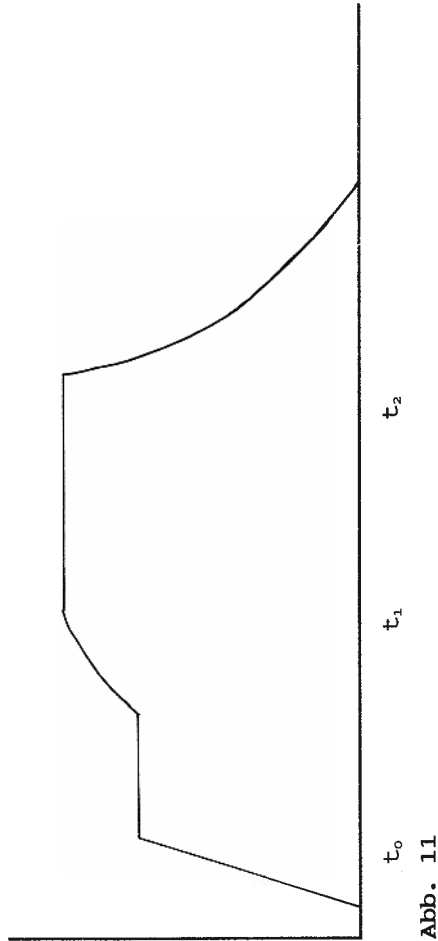


Abb. 11

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 Füllpartikelgröße, 0,6 µm
- Druckfestigkeit¹, 4,480 Kg/cm²