

Aus der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der  
Friedrich - Alexander - Universität  
Erlangen - Nürnberg

Direktor: Professor Dr.med.dent. Anselm Petschelt

**Einfluß der Parameter des Thermocyclings zur  
Prüfung zahnärztlicher Füllungsmaterialien**

Inaugural - Dissertation  
zur Erlangung der Doktorwürde der  
medizinischen Fakultät der  
Friedrich - Alexander - Universität zu Erlangen  
vorgelegt von  
Werner Ruppert  
aus Erlangen

Gedruckt mit Erlaubnis der Medizinischen Fakultät  
der Universität Erlangen-Nürnberg

Dekan:

Prof. Dr. Dr. G. Lehnert

Referent:

Prof. Dr. R. Hickel

Korreferent:

Prof. Dr. A. Petschelt

Tag der mündlichen Prüfung: 08. Juni 1994

*Meinen Eltern Anna und Heinrich Ruppert gewidmet.*

# Inhaltsverzeichnis

<b>1</b>	<b>Einleitung, Aufbau und Ziel der Studie</b>	<b>5</b>
1.1	Literaturübersicht	9
1.1.1	Intraoral auftretende Temperaturen	9
1.1.1.1	Die thermische Belastung während der Nahrungsaufnahme	14
1.1.1.2	Thermische Belastung durch zahnärztliche Maßnahmen	14
1.1.1.3	Thermische Belastung durch Rauchen	14
1.1.2	Vergleich verschiedener Thermocycling-Techniken	15
1.1.3	Einfluß von Temperaturschwankungen auf den Zahn - Füllungs - Verbund	17
<b>2</b>	<b>Material und Methode</b>	<b>21</b>
2.1	Messung der "Durchwärmungszeit" eines Molaren	21
2.2	Entwicklung einer Thermocycling-Apparatur	22
2.3	Getestete Füllungswerkstoffe und deren Konditionierung	27
2.3.1	Glasionomerezement	28
2.3.2	Kompositfüllungen unter Verwendung eines Dentinhaftmittels	28
2.3.3	Kompositfüllungen mit Universalbond	29
2.3.4	Cerec <sup>R</sup> - Inlays mit Befestigungskomposit	29
2.4	Methodik des Thermocycling	31
2.5	Anwendung der Replika-Technik	32
2.6	Quantitative Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop	33

<b>3</b>	<b>Ergebnisse</b>	<b>38</b>
3.1	Durchwärmungszeit eines Molaren	38
3.2	Cerec <sup>R</sup> - Inlays	39
3.2.1	Okklusaler Anteil	39
3.2.2	Runde Approximalkavität	41
3.2.3	Eckige Approximalkavität	44
3.3	Kompositfüllungen ( Lumifor <sup>R</sup> )	47
3.4	Glasionomierzementfüllungen ( Ketac - Fil <sup>R</sup> )	49
3.5	Vergleich Durchwärmung - Temperaturschock ( Kompositfüllungen Pertac - Hybrid <sup>R</sup> )	52
<b>4</b>	<b>Diskussion und Schlußfolgerung</b>	<b>55</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b>	<b>60</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b>	<b>61</b>
<b>7</b>	<b>Anhang</b>	<b>73</b>
7.1	Materialien	73
7.2	Schaltpläne	75
7.3	Ansteuerungsprogramm	77
7.4	T - Test	83
7.5	Verzeichnis der Abkürzungen	98
	<b>Danksagung</b>	<b>99</b>
	<b>Lebenslauf</b>	<b>100</b>

## 1 Einleitung, Aufbau und Ziel der Studie

Zahnkaries ist die am weitesten verbreitete Krankheit unter der zivilisierten Bevölkerung der Erde. Nach Naujoks (1985) hatten nur ca. 0,15% der Bürger der damaligen BRD ein Gebiß, welches keine kariösen Läsionen aufwies. Holland - Moritz (1984) fand ca. 30% der von ihm untersuchten Seitenzähne kariesfrei. Neben kariösen sind aber auch abrasive und erosive Faktoren für Zahnschädigungen verantwortlich.

Eine Therapie des Hartschubstanzverlustes ist nur im symptomatischen Sinn möglich, da eine "restitutio ad integrum" nicht möglich ist.

Dabei muß die kariöse Zahnhartschubstanz entfernt und der Defekt mit einer Füllung versorgt werden. Damit soll der restaurierte Zahn eine möglichst dauerhafte Funktionstüchtigkeit erhalten.

Aus diesem Grund werden an zahnärztliche Füllungsmaterialien verschiedene Forderungen gestellt : Aus funktioneller Sicht sind

Biokompatibilität, einschließlich  
septischer, toxikologischer und  
allergologischer Gesichtspunkte,  
Abrasionsverhalten,  
Dimensionsstabilität,  
Korrosionsbeständigkeit,  
Adhäsionsfähigkeit,  
geringe Wärmeleitfähigkeit, sowie  
gute Verarbeitungsfähigkeit

für den Patienten von hoher Bedeutung.

Nach Kimmel (1980) wurden in der ehemaligen BRD ca. 70 Millionen Füllungen im Jahr gelegt. Trotz vieler Fortschritte und Bemühungen im Bereich der Kariesprophylaxe, bleibt ein erheblicher Bedarf an zahnmedizinischer Füllungstherapie auf lange Sicht erhalten.

Da ein den oben geforderten Bedingungen entsprechendes Füllungs-material noch nicht gefunden ist, bleibt nur die Möglichkeit Kompromisse zu schließen.

Durch Probleme im adhäsivem Verhalten, Abrasion, chemische und elektrochemische Zersetzung, Stabilitätsverluste und Randundichtigkeiten kommt es zu Füllungsverfärbungen, Sekundärkaries und Füllungsverlusten mit der damit verbundenen ausgedehnteren Gewebeschädigung.

Aus diesem Grund muß der Weiterentwicklung und Optimierung zahnärztlicher Füllungswerkstoffe ein hoher Stellenwert in der wissenschaftlichen Arbeit eingeräumt werden. Vorrangig geht es darum, durch In-vitro-Prüfverfahren möglichst schnell quantitative und qualitative Aussagen zu liefern, welche es erlauben, auf die Werkstoffweiterentwicklung richtungsweisend einzuwirken. Dadurch kann der Einsatz von Füllmaterialien für den In-vivo-Versuch selektiert werden.

Diese "In-vitro-Auslese" an Werkstoffen reduziert langwierige und aufwendige klinische Langzeitstudien mit besonderen Problemen wie :

- eine oft hohe Ausfallquote seitens der Probanden (Roulet et al., 1980)
- Abhängigkeit von der Compliance der Probanden: Einhalten der Kontrolltermine, Mitarbeit (Voss, 1984)
- multifaktorielle, individuell verschiedene Zusatzbelastungen der Füllungen der Probanden, welche im In - Vitro - Versuch ausgeschlossen werden können: Kau-, Eß-, Rauchgewohnheiten, Mundhygiene, Parafunktionen, Bißanomalien, Füllungslage, Antagonistenbeziehung
- mangelhafte Beurteilbarkeit, bedingt durch Platzmangel in der Mundhöhle (Einbringen einer geeigneten Meßapparatur)
- objektiv erfaßbare Vergleichsmöglichkeiten.

All diese Probleme stellen sich bei Laboruntersuchungen nicht. Natürlich muß letztendlich die klinische Studie über den Einsatz eines Füllungswerkstoffes entscheiden.

Ein besonderes Problem der Füllungstherapie stellt der Verbund zwischen Füllung und Zahnschmelz dar. Für Füllungsarten, welche mittels eines Zements oder "Klebers" befestigt werden, bedeutet dies eine zusätzliche Grenzfläche. Ein sich ungünstig verhaltender Verbundwerkstoff zieht die gleichen Negativfolgen nach sich, wie ein insuffizientes Füllungsmaterial.

Es gibt nun verschiedene Belastungsarten, denen ein mit einer Füllung versorgter Zahn in der Mundhöhle ausgesetzt ist. Einer davon ist der oft auftretende Temperaturwechsel, bedingt vor allem durch Nahrungsaufnahme, Atmung, Rauchen etc..

Eine Möglichkeit Werkstoffe In-vitro auf deren Verhalten bezüglich des Temperatureinflusses zu testen, stellt das Thermocyclingverfahren dar. Hier wird versucht, temperaturspezifische Einflüsse wie sie in der Mundhöhle auf das System Zahn-Füllung bzw. Zahn-Verbundwerkstoff-Füllung über Jahre einwirken, in kurzer Zeit nachzuahmen. Dabei werden extrahierte, mit entsprechenden Füllungen versehene Zähne zwischen Bädern unterschiedlicher Temperatur hin- und herbefördert, wobei folgende Testparameter verändert werden können :

- Temperatur der Probenbäder,
- Intervalldauer der Eintauchphasen,
- Transferzeit zwischen den Probenbädern,
- Zyklenzahl.

In den letzten Jahren wurden immer wieder Arbeiten über im Temperaturlastverfahren getestete Füllungsmaterialien veröffentlicht, bislang gab es aber keine Untersuchungen zur Testmethodik des Thermocycling.

Ziel dieser Untersuchung war, den Einfluß der Testzyklenzahl sowie der Verweildauer in den Probenbädern auf die Qualität verschiedener Füllungssysteme zu ermitteln.

## 1.1 Literaturübersicht

### 1.1.1 Intraoral auftretende Temperaturen

Normalerweise liegt in der Mundhöhle eine Temperatur von 37°C vor (IVY, 1944; du BOIS et al., 1952; BERGSTRÖM et al., 1971). Bei der Nahrungsaufnahme, bei Mundhygiene- und zahnärztlichen Maßnahmen, beim Rauchen etc. unterliegen Zähne und Zahnersatzmaterial zusätzlichen Temperaturänderungen.

Durch diese Temperaturänderungen können Fehler entstehen, sowohl auf Grund unterschiedlicher Ausdehnungskoeffizienten von Füllkörper und Matrix, aber auch durch allmähliche Lockerung der Bindung zum Zahn, als auch durch Thermospannungen zweiter Art (BUTZ, et al. 1984).

#### 1.1.1.1 Die thermische Belastung während der Nahrungsaufnahme

Die in der Mundhöhle am häufigsten auftretenden thermischen Belastungen erfolgen normalerweise durch die Nahrungsaufnahme. Hierbei handelt es sich um eine wiederholt auftretende, also dynamische Wechselbelastung.

##### a) Die Höhe der einwirkenden Temperaturen

Die intraoralen Temperaturveränderungen während der Nahrungsaufnahme sind in der Literatur in einigen Arbeiten untersucht worden. Die dabei gewonnenen Ergebnisse sind in Tabelle 1 zusammengefaßt.

Autor	- Nahrungstemperatur "Einverleibungstemp." kalt / heiß-Testspeisen	Introral gemessene Temperaturen am Gaumen, an Zahnoberfläche, im Zahn	Meßmethode bzw. Ziel der Untersuchung
KNORR et al. (1958)	- / +50° - +80°	- - -	Temperaturbestimmung verschiedener Mahlzeiten/Getränke
REHDER (1942)	-9° / +85°	- - -	
SATO (1961)	- / +85° - +110°	- - -	
FAZEKAS (1973)	-7°- -12° / +90° Speiseeis/ Bouillon	-10° / +80°	Kontinuierliche Registrierung der Temp. mit Cu-Konst.-Element: Fühler ragt von der Mitte des Gaumens 2mm in die Mundhöhle
SETZ, OWAS- SAPIAN (1973)	- / +60° Getränk	Temp.-anstieg um 1.87°	Thermoföhler unter Kunststoffplatte zur Registrierung der Temp.- änderung an der Gaumen- schleimhaut
KANATAKE et al. (1960)	- / +90°	- / +60°- +65°	
PETERSON et al. (1966)	0° / +60°	+15° / +45°	
ROTHWELL (1959)	+3° / +70°	+5° / +45° +8° / +48°	Meßfühler im - Schmelz - künstl. Gebiß - an Gabelspitze
(1958)	/ +60°- +70°	+50° - +60°	

SELTZER (1955)	+4°/+60°	Eiswasser/ Kaffee	-	+9°/+52°	-	
GRÄF (1960)	+5°/+75°	Getränk/ Suppe	-	-	+16°/+43°	Cu-Konst.-Element an vit. OK-Front- und Seitenzähnen, 0,5mm im Schmelz
	-7°/+75°	Eis/ Kartoffeln				
NELSEN et al. (1952)	+4°/+80°		-	-	+9°/+52°	Thermoelemente unter Kunststoff- füllungen

Tabelle 1: Temperaturverhältnisse bei der Nahrungsaufnahme  
( Literaturübersicht ) / ( Angaben in °C )

Alle diese Untersuchungen belegen, welche starken Temperaturdifferenzen die Mundhöhle bei der Nahrungsaufnahme ausgesetzt ist. Heiße Getränke wie z.B. Kaffee oder Tee werden bei Temperaturen von ca. 60 bis 85°C gereicht (RHEDER 1942) und ab etwa 68°C langsam "geschlürft" (PLANT et al. 1974). Die Temperatur gekühlter Getränke liegt bei ca. 5°C. Speiseeis wird mit einer Temperatur von bis -12°C verzehrt (GRÄF 1960). Folglich ergibt sich eine intraorale Temperaturdifferenz von maximal ca. 100°C. Nach PLANT werden Getränktemperaturen von 50 bis 55°C noch als angenehm empfunden. ROTHWELL (1958) stellte fest, daß Testmahlzeiten von 50 bis 60°C die Maximaltemperaturen auf der Schmelzoberfläche auf 50 bis 60°C steigerten. Außerdem muß deutlich zwischen der "Lokalisation" der gemessenen Temperatur differenziert werden :

- Meist extraoral gemessene Temperaturen von Speisen und Getränken, sog. "Einverleibungstemperaturen" variieren nach den jeweiligen Ernährungsgewohnheiten (für Japaner z.B. sind Temperaturen von 80°C durchaus real (SATO, 1961), und dem Alter (ältere Menschen tolerieren heißere Speisen (REHDER, 1942),

- an der Zahnoberfläche gemessene Temperaturen unterscheiden sich durch eine rasche Abkühlung bzw. Erwärmung im Mundmilieu deutlich von der Einverleibungstemperatur, abhängig vom physikalischen Charakter der Nahrung, nach der Größe und dem zeitlichen Abstand der Portionen (ROTHWELL, 1959),

- im Zahn gemessene Temperaturen liegen, durch Wärmeleitungs- und Ausgleichsvorgänge bedingt, wesentlich niedriger als die Oberflächenwerte.

Auf Grund der niedrigen Wärmeleitfähigkeit der Zahnhartsubstanz kommt es zum steilen Temperatursprung. Obere Schichten erwärmen sich kurzfristig sehr stark, die Temperaturänderung im "Zahninneren" setzt stark verzögert ein. Belegt wurde dies durch HENSEL und MANN (1956): traten an der Schmelz-Dentin-Grenze Temperaturen von 47,7 bzw. 26,4°C auf, wurde ein Temperaturschmerz empfunden. Die verursachende Reiztemperatur betrug jedoch 60 bis 80°C.

GRÄF (1960) fand heraus, daß die Oberkieferzähne am stärksten den Nahrungstemperaturen unterworfen sind. Bei Flüssigkeiten ist der Frontzahnbereich, bei festen Speisen eher der Seitenzahnbereich den stärkeren thermischen Belastungen ausgesetzt. Außerdem stellte er fest, daß bei Genuß von heißen Speisen der verursachte Temperaturanstieg wesentlich geringer ist als der Temperaturabfall bei kalter Nahrung. Erklärung hierfür ist die vorsichtigerer ( " schlürfende " ) Aufnahme heißer Nahrung.

Die oben genannte maximale intraorale Temperaturdifferenz von fast 100°C wirkt sich an der Zahnoberfläche nur mit etwa 60°C (FAZEKAS, 1973 ), an der Schmelz-Dentin-Grenze nur noch mit ca. 30°C aus.

## b) Die Dauer der einwirkenden Temperaturen

Nahrung verbleibt normalerweise nur kurze Zeit in der Mundhöhle und hat dabei keinen ständigen Kontakt zu den Zähnen. Aus diesem Grund können weder Zähne noch Füllwerkstoffe die Temperatur der aufgenommenen Nahrung annehmen. Die tatsächliche Temperaturveränderung bzw. deren Dauer am und im Zahn ist abhängig von

- der Verweildauer,
- dem physikalischen Charakter und
- der Portionsgröße

der aufgenommenen Nahrung.

Kauaktbedingt verweilen feste Speisen länger im Mund; hier ist die Temperaturübertragung stärker. Bei fester Nahrung hält die Temperaturveränderung länger als 5 sec an (TAKAHASHI et al. , 1964), Getränke werden höchstens 3 sec bis zum Schlucken im Mund behalten (STRASSBURG et al. 1965).

Extreme Temperaturwerte von - 10 °C bis + 80 °C wurden von FAZEKAS (1973) gemessen.

## c) Art und Häufigkeit der Temperaturwechsel

Temperaturwechsel in der Mundhöhle stellen sich sehr Komplex dar. Minima und Maxima können durch schnellen Speisen - / Getränkewechsel kurzfristig und abrupt, quasi schockartig erfolgen. Ebenso finden langsame Temperaturwechsel statt (minutenlange Mundspülung).

Die Zahl der Temperaturlastwechsel, denen eine Füllung während ihrer Liegedauer ausgesetzt ist, kann nicht eindeutig eingegrenzt werden. HOHMANN (1983) geht von 5000 - 50000 Lastwechseln aus. BUTZ et al. (1984) schätzen die Belastung eines Frontzahns bei ca.50 pro Tag ein. Dies würde im Jahr ca. 18250 thermische Lastwechsel bedeuten.

### **1.1.1.2 Thermische Belastung durch zahnärztliche Sensibilitätsprüfung**

Bei der thermischen Sensibilitätsprüfung wird die vitale Reaktion eines Zahnes durch Auslösen einer temperaturbedingten Schmerzreaktion getestet. Hierzu werden vorwiegend Kohlendioxid-Schnee und FCKW-haltige Kältesprays verwendet. An der Schmelzoberfläche konnten dabei Temperaturen bis zu  $-78^{\circ}\text{C}$  gemessen werden, an der Schmelz-Dentin-Grenze  $26,4^{\circ}\text{C}$ .

Durch den Einsatz dieser thermischen Sensibilitätsprüfung treten, vor allem durch das unterschiedliche dreidimensionale Verhalten von Schmelz, Dentin und Füllwerkstoffen, in jedem Falle thermische Spannungen auf. Daraus können sowohl Schmelzsprünge, als auch Defekte im Zahn-Füllungs-Verbund entstehen.

BENZ ( 1993 ) untersuchte die Anwendung FCKW-freier Kältemittel. Es zeigte sich, daß diese die Reizwirkung FCKW-haltiger Produkte teilweise übertreffen und bei richtiger Anwendung für Mensch und Umwelt keine Gefährdung zu erwarten ist. Allerdings sind diese Sprays arzneimittelrechtlich momentan nicht zugelassen.

### **1.1.1.3 Thermische Belastung durch Rauchen**

FRITZ und SCHWENZER (1984) untersuchten mit Hilfe von Thermoelementen Rauch- und Mundschleimhauttemperaturen während des "Rauchvorganges". Es zeigte sich, bedingt durch die geringe Wärmekapazität des gasförmigen Rauches nur eine geringe Erwärmung der feuchten Mundschleimhaut. Die Temperatur betrug maximal  $43,7^{\circ}\text{C}$ , der ermittelte Durchschnittswert lag bei  $40,82^{\circ}\text{C}$ . ( 3 - 5 mm hinter dem Mundstück bzw. Filter gemessen.)

## 1.1.2 Vergleich verschiedener Thermocycling-Techniken

Da Füllungswerkstoffe den in der Mundhöhle vorkommenden chemischen, physikalischen und thermischen Belastungen standhalten müssen, sollte man versuchen, im Labor die In-vivo-Verhältnisse zu simulieren, mit dem Unterschied nach kurzer Zeit Ergebnisse zu erhalten, die langjährigen In-vivo Verhältnissen entsprechen. Der Einfluß der thermischen Belastung wird durch das schockartig durchgeführte Thermocycling nachgeahmt. In der nachfolgenden Tabelle 2 sind Beispiele bisher durchgeführter Thermolastversuche aufgeführt :

Autor	Versuchsbedingungen	Zahl der Bäder	Inhalt	Temperatur (in °C)	Zeit	Zahl der Zyklen
PETERSON PHILLIPS SWARTZ (1966)	Beginn 24 h nach Restauration (Klasse-5-Kavität)	2	Wasser	15°/45°	30 sec	10 50 100
	je 3 Versuchsreihen	2	Wasser	0°/60°	30 sec	10 50 100
CRIM MATTINGLY (1981)	(Klasse-5-Kavität)	4	Farblösung	60°- 37°- 5° - 37°	-4 sec -23 sec -4 sec -23 sec	1500
HOHMANN (1983)	kunststoffverblendeter Zahnersatz	2	Aqua dest.	5°/55°	15-25 sec	5000- 10000
KULLMANN PÖTTERS (1984)	Prüfkörper, 4 Wochen bei 37° in Wasser gelagert	2	Wasser	4°/60°	120 sec	35000
BUTZ	Prüfkörper,	4	Wasser	37°-	5 sec	3 mal

KLAIBER SOLTESZ (1984)	bei 37° in Ringer- lösung gelagert			55°- 37°- 12°		4500
REICH (1986)	(Klasse-5-Kavität) Glasionomerzement Lagerung bei 37°	2	Aqua dest.	6°-8° 60°-64°	60 sec	5000
EICH KLAIBER SOLTESZ (1987)	Prüfkörper bei 37° in Ringerlösung gelagert	4	Wasser	37°- 55°- 37°- 12°	5 sec	3 mal 4500
NOACK (1988)	(Klasse-3-Kavität)	2	Wasser	5°/55°	30 sec	2000
EAMES MONTEIRO (1973)		2	fluoreszier. Farblösung	6°/60°	2,5 sec	
MONTEIRO (1986)		2	X	15°/55°		2500
ROBINSON MOORE (1988)		2	X	15°/55°		2500
DERMANN (1982)		2	X	5°/55°	70 sec	7 mal 540

X : In der Literatur fanden sich keine Angaben zum Inhalt der Probenbäder.  
Tabelle 2 : Beispiele bisher durchgeführter Thermolastversuche

Nach CRIM und GARCIA-GODOY (1987) verursachen thermische Wechsellasten sehr rasch Randdefekte und machen somit ausgedehnte Cycling-Versuche über Tausende von Zyklen unnötig.

Um sich den thermischen Einflüssen im Mundbereich möglichst optimal zu nähern, wird von den meisten Untersuchern ein Temperatursprung von ca. 5°C nach 55°C gewählt, so auch in den ISO-Vorgaben ( vgl. Draft Technical Report 1990 ).

### 1.1.3 Einfluß von Temperaturschwankungen auf den Zahn- Füllungs-Verbund

Temperaturänderungen in der Mundhöhle führen generell zur Expansion bzw. Kontraktion von Füllungsmaterial und Zahnhartgewebe. Unterschiedliche Temperaturleitzahlen und Expansionskoeffizienten führen zu Dimensionsänderungen, welche sich hauptsächlich im Füllungsrandbereich als Defekte bemerkbar machen. WOLCOTT und NELSEN (1951) legten bereits den Einfluß unterschiedlicher Expansionskoeffizienten auf Füllungsranddefekte dar. In Tabelle 3 sind thermische Ausdehnungskoeffizienten unterschiedlicher Füllungswerkstoffe genannt :

---

	Komposit	Keramik	Schmelz
Ausdehnungs- koeffizient (ppm/°C)	25 - 70	8	11,4

---

Tabelle 3: therm. Ausdehnungskoeffizient verschiedener zahnfarbener Füllungswerkstoffe im Vergleich zum Zahnschmelz (Roulet, 1988)

MACCHI und CRAIG (1969) stellten fest, daß ein Material mit einem großen thermischen Ausdehnungskoeffizienten eine sehr feste Bindung an die Kavitätenwand aufweisen müßte, um eine temperaturveränderungsbedingte Randspaltbildung zu verhindern. "Füllungsmaterialien mit einer so hohen Adhäsionskraft gibt es aber nicht" (FINGER 1974).

Bei unterschiedlichem Expansionskoeffizienten von Zahnhartsubstanz und Füllungswerkstoff kommt es nach thermischer Belastung zur Lockerung des Zahn-Füllungs-Verbundes. Hier kann Speichel eindringen und wieder ausgepreßt werden, bedingt durch Kapillarkräfte. WOLCOTT und NELSEN (1951) haben erstmalig diesen Effekt, die sogenannte Perkolation, beschrieben. Durch den zirkulierenden Speichelfluß können Mikroorganismen und Fremdstoffe in die Tiefe vordringen und damit zu Verfärbungen, Abbauprozessen, Sekundärkaries, chronischer Dentinüberempfindlichkeit und Pulpairritation führen ( LUTZ et al. 1976 ; NELSEN et al. 1952 ; SELTZER 1955 ; WOLCOTT et al. 1951 ).

GODT (1969), FISCHER (1977) und STETTMEIER (1978) vertreten die Ansicht, daß ähnliches temperaturspezifisches Verhalten von Zahn- und Füllmaterial den Verbund der Restauration zum Zahn positiv beeinflusst. Leider gibt es bislang keine Werkstoffe, welche diese Forderung erfüllen und gleichzeitig als Füllungsmaterial geeignet sind.

Eine weitere physikalische Größe zur Beurteilung von Volumenschwankungen ist die Temperaturleitzahl eines Materials. Sie bezeichnet die Geschwindigkeit mit der sich bei einem Stoff nach einem Temperaturwechsel die neue Gleichgewichtstemperatur einstellt.

LUTZ et al. (1976) geben folgende Temperaturleitzahlen an (in  $\text{m}^2 / \text{sec} \times 10^{-7}$ ) :

Methakrylate	1,2
Komposite	3,3 - 6,8
Amalgame	92
Inlay-Gold	900
Dentin	1,9
Schmelz	4,7

Verglichen mit metallischen Füllstoffen sind die Temperaturleitzahlen der Kunststoffe relativ niedrig und bewegen sich im Bereich der Zahnhartgewebe.

Den Einfluß von Temperaturschwankungen auf Volumenänderungen der Füllungen stellte FINGER (1974) in Frage: "Da bekanntlich Kunststoffe und auch Gläser ( inerte Füllstoffe der Composites ) schlechte Wärmeleiter sind, kommt es voraussichtlich nur zu kurzfristigen, unwesentlichen Temperaturänderungen in den oberflächlichen Füllungs- und Hartgewebszonen, die für eine tiefe Perkolation kaum verantwortlich sein dürften." Auch LUTZ et al. (1976) vertreten den Standpunkt, daß Temperaturschwankungen in der Mundhöhle nur wenig Einfluß auf die Randqualität von Kunststofffüllungen haben. DERMAN et al. ( 1979 ) beobachtete allerdings erhebliche Volumenänderungen. Eine Kunststoffprobe wurde von 4 auf 60°C erwärmt und anschließend wieder in 4°C warmes Wasser getaucht. Der Kunststoff kontrahierte innerhalb von sechs Sekunden um die Hälfte des Betrages, um den er sich bei der Erhitzung ausgedehnt hatte.

Die von DERMANN benutzten Proben waren zwar größer als Zahnkavitäten und nicht von Hartsubstanz umgeben, die Volumenschwankungen zeigten aber, daß Kunststoffüllungen durch im Mund auftretende Temperaturschwankungen in kurzer Zeit beeinflußt werden. Man muß daher von einer Verschlechterung der marginalen Adaptation unter Temperatureinfluß ausgehen.

VIOHL (1984) stellte dar, daß auch innere Spannungen zur Füllungsverformung und somit zum Füllungsranddefekt führen können, bedingt durch schnell wechselnde Temperatureinflüsse. Bei raschem Temperaturabfall kühlt zunächst nur die oberste Schicht der Füllung ab. Durch den Drang der Füllung, sich oberflächlich zu kontrahieren entsteht eine mechanische Spannung im Füllungsgefüge, da am Kavitätenboden noch die ursprüngliche Temperatur herrscht. Dies führt zur Verformung. Der gleiche Effekt liegt bei raschem Temperaturanstieg vor. Die Formveränderungen sind umso stärker, je größer der thermische Ausdehnungskoeffizient, je geringer die Wärmeleitfähigkeit und je größer die Verformbarkeit ( je kleiner der E-Modul ) des Materials sind ( EICH et al.1986 ).

Bei langsam auftretenden Temperaturschwankungen sind diese Phänomene weit weniger ausgeprägt. Die Füllungen werden insgesamt durchwärmt, ihre geometrische Form dabei wenig verändert ( EICH et al. 1986 ).

## 2 Material und Methode

### 2.1 Messung der " Durchwärmungszeit eines Molaren "

Um festzustellen, in welcher Zeit der beim Thermocycling durchgeführte Temperatursprung von 5 nach 55 °C zur vollständigen Durchwärmung eines Molaren führt, wurde ein Kupfer - Konstantan - Element in einen extrahierten, kariesfreien Molaren implantiert (siehe Abbildung 1 ). Das entfernte Pulpagewebe wurde mittels weichbleibendem Silikonabformmaterial (Silasoft<sup>R</sup>) zur Stabilisierung des Temperaturfühlers ersetzt. Die im mittleren Wurzeltrittel angelegte Kavität wurde mit Phosphatzement ( Harvard<sup>R</sup> ) abgedichtet.

Mit Hilfe eines entsprechenden Meßgeräts ( Fa. Gossen - GmbH ) und einer handelsüblichen Stoppuhr wurde nun die Zeit bis zur vollständigen Temperaturangleichung beim Wechsel von 5 nach 55°C und umgekehrt gemessen.

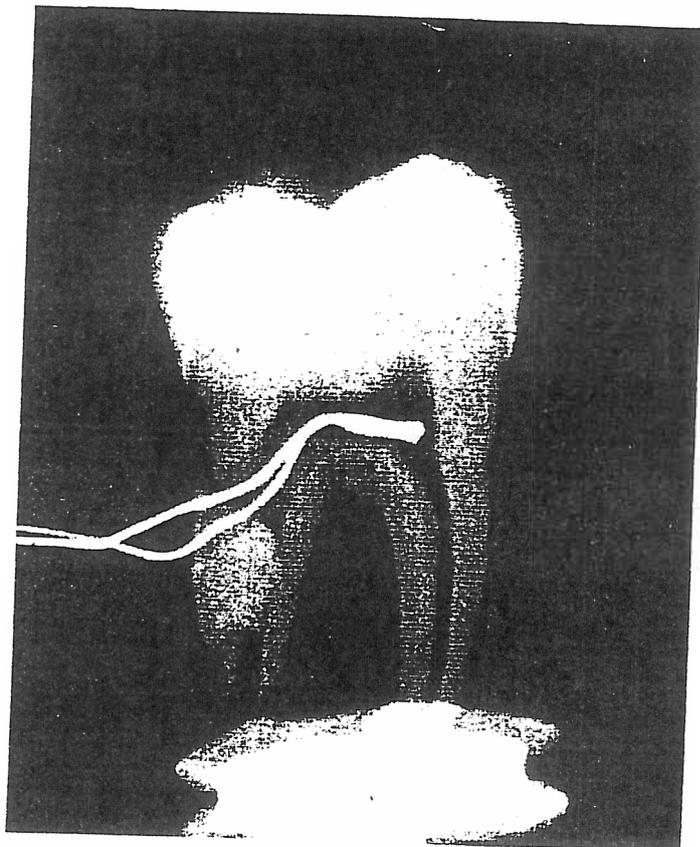


Abb. 1 : Molar mit integriertem Kupfer - Konstantan - Thermofühler

## 2.2 Entwicklung einer Thermocycling-Apparatur

Als Wärmequelle für die mit 5 bzw. 55°C temperierten Probenbäder dienen zwei Polystat-Einhänge-Thermostate ( Fa. Novodirekt ). Diese sind stufenlos in einem Temperaturbereich von -20 bis ca. +200°C justierbar. Die Temperaturkontrolle erfolgt über eine integrierte Digitalanzeige. Diese Geräte besitzen eine Temperaturkonstanz von +/- 0,2°C.

Eines der Thermostate ist mit einem permanent arbeitenden Durchflußkühler ( DC 30, Fa. Novodirekt ) in Reihe geschaltet. Die Temperaturanforderungen von 5 und 55°C werden durch diese Geräte erfüllt. Als Behältnisse für die Probenflüssigkeit dienen je ein Makrolon-Behälter mit ca. 10 Litern Inhalt.

Als Wechsellastapparatur wurde eine computergesteuerte, schrittmotorgetriebene Vorrichtung entwickelt, welche ein Thermocycling mit zwei oder mehreren Probenbädern zuläßt.

In den Abbildungen 2 - 6 ist die Thermocycling - Apparatur im Überblick und detailliert dargestellt.

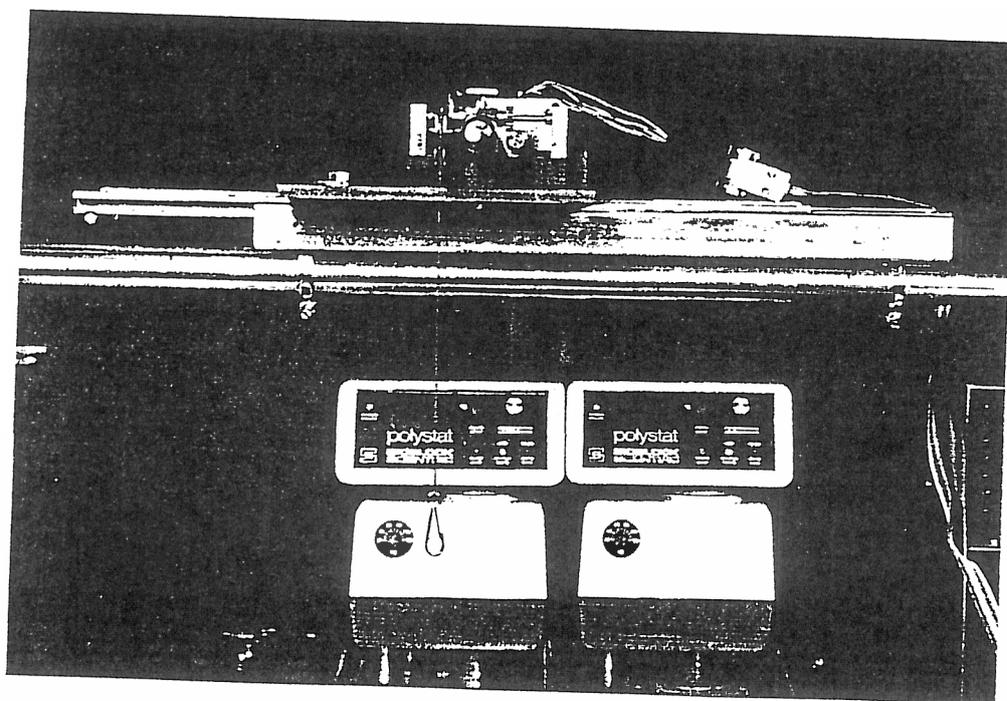


Abb.2 : Einhängethermostate, Probenhebevorrichtung

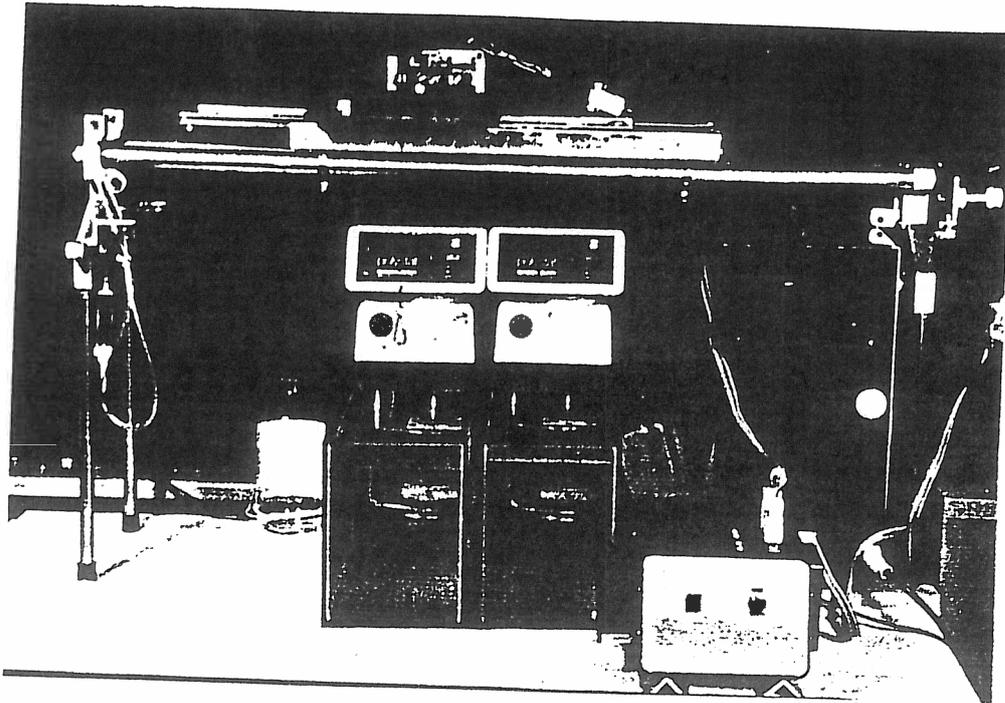


Abb.3 : Gesamte Thermocyclinganordnung

Schrittmotoren sind zur computergesteuerten Positionierung gut geeignet. Für die entwickelte Apparatur wurden zwei Motoren ( Fa. MIR - Elektronik, s. Anhang 7.1, Seite 73 f. ) eingesetzt. Dazu wurden zwei Ansteuerungs-Baugruppen mit einem speziell gelieferten Computer-Interface verschaltet, um Kompatibilität zu einem handelsüblichen Personal-Computer zu schaffen. Zur Stromversorgung werden ca. 10 Volt Gleichspannung benötigt. Ein Schaltgerät ist einerseits mit dem Computer, andererseits mit den Schrittmotoren verbunden und stellt somit die Schnittstelle der Ansteuerung dar.

Die Horizontalbewegung geschieht durch zwei Laufschiene. Die Motorkraft wird durch einen Stahlbolzen übertragen, der in eine von ihm bewegte Schnecke eingreift. Dazwischen befindet sich ein Getriebe.

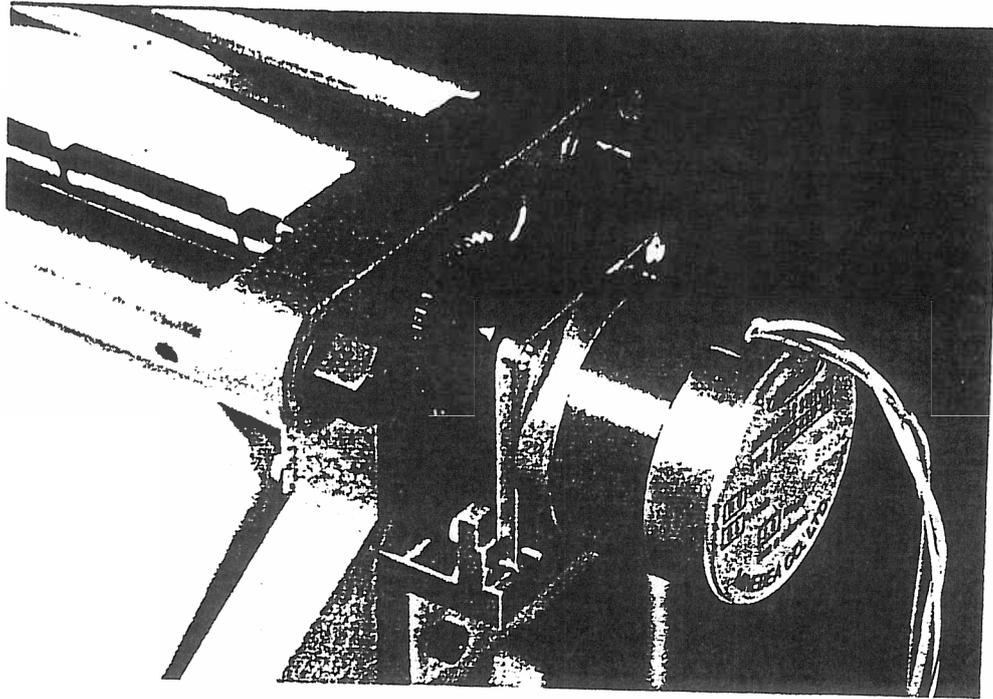


Abb.4: Schrittmotor und Getriebe für die Horizontalbewegung

Auf die Laufschiene ist ein "Tisch" aufmontiert, der den Motor für die Vertikalbewegung trägt. Mittels einer Messing-Rolle, die beweglich an einem verstellbaren Stahlausleger justiert ist, können so die Proben gehoben und abgesenkt werden. Auch hier wird die Motorkraft durch ein Schneckengetriebe umgesetzt.

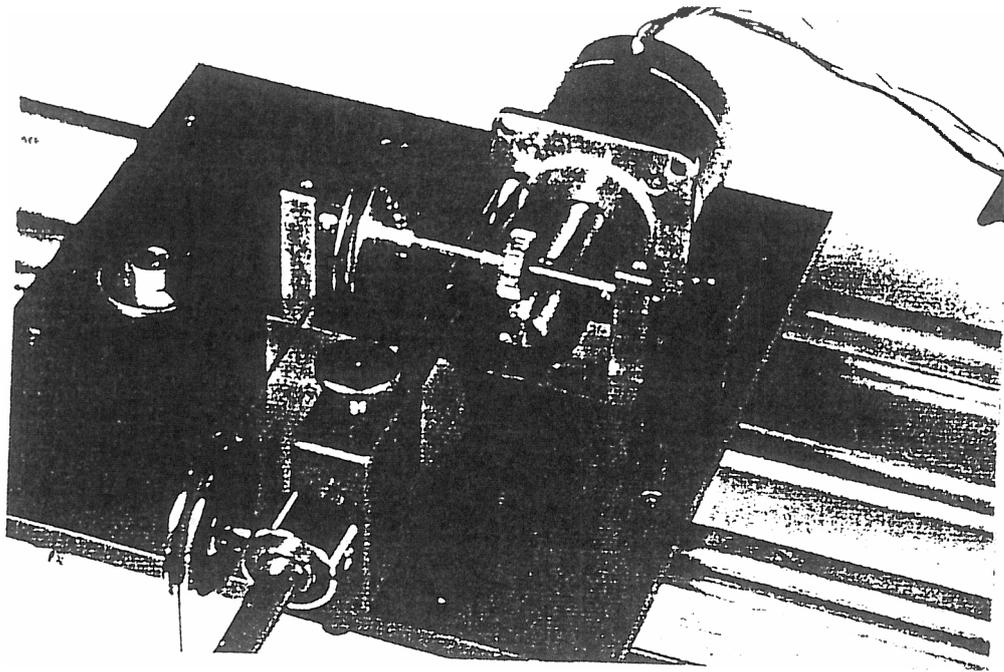


Abb.5 :Tisch mit Hebe- / Senkvorrichtung

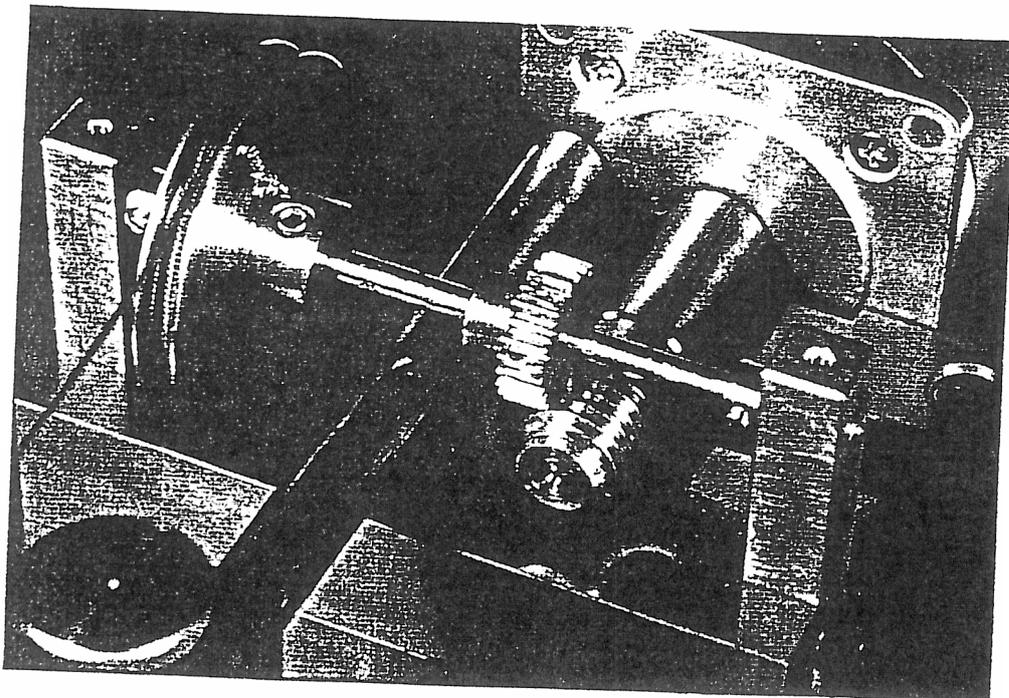


Abb.6 : Schrittmotor mit Getriebe

Durch die Computeransteuerungstechnik ( Schaltskizzen und Ansteuerungsprogramm s. Anhang, Abschnitt 7.2 und 7.3 ) können die für das Thermocycling nötigen Parameter individuell gewählt werden:

- Eintauchzeit in die Probenbäder,
- Transferzeit zwischen den Probenbädern ( bei Zimmertemp.),
- Zahl der zu durchlaufenden Zyklen.

Über den Bildschirm des Computers erhält man die entsprechenden Eingabefragen:

- Zahl der Schritte vertikal,
- Zahl der Schritte horizontal,
- Zahl der Zyklen,
- Eintauchzeit in Sekunden,
- Transferzeit in Sekunden.

Zusätzlich in das Programm integriert wurden auch einige Kontrollfunktionen, welche

- a, Angaben über die Zahl der bereits durchlaufenen Zyklen liefern,
- b, die Gesamtdauer des Versuchs angeben,
- c, es erlauben, den Versuch temporär oder insgesamt abubrechen.

## 2.3 Getestete Füllungswerkstoffe und deren Konditionierung

Verwendet wurden extrahierte, kariesfreie, menschliche Zähne. Die Lagerung vor und nach der Präparation, sowie während der einzelnen Thermocycling-Abschnitte geschah in physiologischer Kochsalzlösung bei Raumtemperatur.

### a. Zahnhalskavitäten und deren Vorbehandlung

Vor der Präparation wurden die Zähne mit einem Polierer und einer Bims-Wasser-Suspension bei niedriger Drehzahl mit dem Grünring-Winkelstück gereinigt. Mit dem Rotring-Winkelstück und einem kugelförmigen Finierdiamanten wurde an jedem Zahn eine kreisrunde Kavität präpariert, die halb im Schmelz und halb im Bereich des Wurzelzements lag. Als Anschlag diente hierbei ein aus kalt-polimerisierendem Kunststoff und federhartem Draht ( Durchmesser 0.7 mm ) gefertigter Aufsatz für den Kopf des Winkelstückes. Die so entstandene Kavität betrug im Durchmesser 3 mm. Mit einem zylindrischen Diamanten wurde die Kavität nachfiniert. Vor dem Einbringen des jeweiligen Füllungsmaterials erfolgte die Reinigung der Kavität durch Wasserspray für die Dauer von ca. 10 Sekunden, anschließend wurde sie trockengeblasen. Daraufhin wurde die Kavität 10 Sekunden lang mit 3%igem Wasserstoffperoxid gereinigt und erneut im Luftstrom getrocknet.

### b. Dreiflächige (mod) Kavitäten für "Cerec"- Inlays und deren Vorbehandlung

Bei zehn Molaren wurde eine mod-Kavität ( Black -II ) angelegt. Dabei wurde der mesiale Kasten konventionell halbrund, der distale eckig präpariert. Eine Schmelzanschrägung fand nicht statt.

### 2.3.1 Glasionomierzementfüllungen

An 10 Zähnen wurden zervikale Kavitäten mit Ketac - Fil<sup>R</sup> gefüllt. Die Verarbeitung des Materials erfolgte nach den Herstellerangaben. Das Material wurde mittels einer vorgeformten Zervikalmatrize ( Schatzmannplättchen ) an die Kavitätenwände mit Druck adaptiert. Diese wurde nach 5 Minuten abgenommen, grobe Überschüsse mit einem Skalpell zügig entfernt und der Zement sofort wieder abgedeckt. Als Bondingmaterial wurde Visiobond<sup>R</sup> verwendet.

24 Stunden nach der Applikation erfolgte die endgültige Ausarbeitung mit feinkörnigen Diamantschleifern und Aluminiumoxid- Polierscheiben ( Super - Snap<sup>R</sup> ), stets unter Wasserkühlung mit dem blauen Winkelstück im unteren Drehzahlbereich.

### 2.3.2 Kompositfüllungen unter Verwendung eines Dentinhaftmittels

Das "Gluma Bonding System<sup>R</sup> " besteht aus vier Flaschen folgenden Inhalts:

1. Gluma Etchant<sup>R</sup> : 37 %ige Phosphorsäure, Hilfsstoffe.
2. Gluma Cleanser<sup>R</sup> : 0.5 M EDTA - Lösung.
3. Gluma Primer<sup>R</sup> : wässrige Lösung von Glutaraldehyd und HEMA.
4. Gluma Sealer<sup>R</sup> : multifunktionelle Methacrylester, Hilfsstoffe.

Nach der Präparation der zervikalen Kavität an 10 Zähnen wurde der Schmelzrand angeschrägt und Gluma Etchant<sup>R</sup> mit dem Pinsel für 30 Sekunden aufgebracht. Danach erfolgten Absprayen ( ebenfalls für 30 Sekunden ) und Trocknen im schwachen Luftstrom.

Die Hersteller weisen ausdrücklich darauf hin, daß eine Kontamination des geschaffenen Ätzmusters mit den nachfolgenden Lösungen Gluma Cleanser<sup>R</sup> und Gluma Primer<sup>R</sup> keinen Einfluß auf die Haftung hat.

Dementsprechend wurde anschließend die Dentinfläche mit Gluma Cleanser<sup>®</sup> unter Zuhilfenahme eines getränkten Wattepellets für 30 Sekunden mechanisch gereinigt. Nach Wasserspray und kurzem Trocknen erfolgte die Dentinkonditionierung mit Gluma Primer<sup>®</sup>. Die Lösung wurde mit einem Wattepellet aufgetragen und nach einer Einwirkdauer von 30 Sekunden im Luftstrom getrocknet.

Die Kavitätenversiegelung mit Gluma Sealer<sup>®</sup> bildete den Abschluß. Der Sealer wurde mit einem Pinsel auf alle präparierten Schmelz- und Dentinflächen dünn aufgetragen, der Überschub mit dem Luftbläser verteilt.

Das Aushärten erfolgte mit der ersten Schicht des Kompositmaterialies Lumifor<sup>®</sup> Light Curing Composite. Der Kunststoff wurde schichtweise aufgetragen und ausgehärtet. Ausarbeitung und Politur erfolgte wie bereits oben beschrieben.

### **2.3.3 Kompositfüllungen mit Universalbond**

Nach Präparation der zervikalen Kavität wurde das Kompositmaterial Pertac - Hybrid<sup>®</sup> nach Kavitätenreinigung, Anätzung und Bonding nach Herstellerangaben bei zwölf Zähnen im Zervikalbereich gelegt. Ätzgel und Bondingmaterial ( Pertac - Universal - Bond<sup>®</sup> ) wurden vom Hersteller adäquat zum Komposit geliefert.

### **2.3.4 Cerec<sup>®</sup> - Inlays unter Verwendung des Kunststoffs Microfill - Pontic - CR als Befestigungsmaterial**

Es wurden zehn Molaren mit computergefertigten Cerec<sup>®</sup> - Inlays versorgt. Als Material diente Vita Mark2<sup>®</sup> - Keramik. Der optische Abdruck der Kavitäten, sowie die weitere Bearbeitung erfolgte nach Herstellerangaben. Alle Kavitäten wiesen eine zirkuläre Schmelzbegrenzung auf.

Als Befestigungsmaterial wurde ein dualhärtendes Komposit benutzt ( Microfill - Pontic - CR ). Die Verarbeitung fand wie in den Herstellerangaben gefordert statt.

Für die Randanalyse und anschließende statistische Auswertung wurden die mit Cerec<sup>R</sup> - Inlays gefüllten Zähne in drei Abschnitte unterteilt ( mesioapproximal, okklusal, distoapproximal ).

In Tabelle 4 sind alle verwendeten Füllungsmaterialien zusammengefaßt.

<u>Gruppe :</u>	<u>Füllungsmaterial</u>	<u>Befestigungsmaterial</u>	<u>Anzahl</u>
1	Cerec <sup>R</sup> - Inlays ( okklusal )	Microfill - Pontic - CR	10
2	Cerec <sup>R</sup> - Inlays ( mesial )	"	10
3	Cerec <sup>R</sup> - Inlays ( distal )	"	10
4	Gluma <sup>R</sup> / Lumifor <sup>R</sup>		10
5	Ketac - Fil <sup>R</sup>		10
6	Pertac - Hybrid <sup>R</sup> ( Temperaturschock )		6
7	Pertac - Hybrid <sup>R</sup> ( Durchwärmung )		6

Tabelle 4 : Verwendete Füllungsmaterialien - Einteilung und Überblick

## 2.4 Methodik des Thermocycling

Um belastungsbedingte Veränderungen der Systeme Zahnhartsubstanz - Füllung festzustellen, wurden von sämtlichen Proben vor, während und nach der thermischen Wechselbelastung Replikas angefertigt.

Die Temperatur der Ringerlösung in den Probenbädern betrug dabei 5 bzw. 55°C. Die Temperaturänderung in den Becken, bedingt durch das Eintauchen der gegentemperierten Proben lag in einem Bereich von weniger als 0,5°C und konnte damit vernachlässigt werden. Außerdem fand eine regelmäßige Kontrolle der Versuchsanordnung statt.

### a) Vergleich : Temperaturschock / vollständige Durchwärmung

Bei den mit Pertac<sup>R</sup> gefüllten Kavitäten wurden sechs Zähne je fünf Sekunden in 5° bzw. 55°C eingetaucht und dann sofort in das gegentemperierte Bad transportiert. Bei den anderen sechs Zähnen betrug die Verweildauer im jeweiligen Bad 60 Sekunden. Die Proben wurden insgesamt 500 Wechselzyklen unterworfen.

Durch diesen Vergleich sollte der Einfluß der Verweildauer in den beiden Becken festgestellt werden.

### b) Vergleich der Randspaltqualität bei steigender Zyklenzahl

Bei allen anderen oben genannten Füllungsmaterialien wurden zum Vergleich der Auswirkung der Versuchsdauer bei 0, 500, 1250 und 2000 durchgeführten Zyklen Replikas angefertigt. Die Eintauchzeit wurde mit je 30 Sekunden so gewählt, daß das gesamte Probenmaterial einer "Durchwärmung" bzw. "Durchkühlung" ausgesetzt wurde.

Die Transferzeit zwischen den Probenbädern betrug bei allen Versuchen acht Sekunden.

## 2.5 Anwendung der Replikatechnik

Acht Wochen nach Legen der Füllungen und Lagerung in physiologischer Kochsalzlösung, sowie unmittelbar nach den Temperaturwechsellastabschnitten wurden Replikas der Proben angefertigt. Dabei diente ein dünnfließendes, additionsvernetzendes Abformmaterial ( Permadyne<sup>R</sup> ) zur exakten Wiedergabe der Füllungsoberfläche. Das Abdruckmaterial wurde mit dem dazugehörigen Dosierdispenser angemischt und auf den jeweiligen Zahn an der betreffenden Stelle gezielt aufgebracht, um Lufteinschlüsse zu vermeiden. Anschließend konnte der so vorbereitete Zahn in einen ebenfalls mit Abformmasse beschickten Metallzylinder ( Durchmesser  $d = 2 \text{ cm}$  ) eingedrückt werden.

Der so gewonnene Abdruck wurde mit einem Epoxidharz ( Araldit<sup>R</sup> ) ausgegossen. Dazu mußte das Basismaterial mit der Härterflüssigkeit im Verhältnis 5 : 1 vermischt und zwei Minuten lang angerührt werden. Vor dem Eingießen in die Abdruckform wurde das Material im Wasserbad auf 40°C erwärmt, um die Fließfähigkeit zu verbessern und somit die Gefahr von Lufteinschlüssen zu reduzieren. Nach 24 Stunden war das Epoxidharz vollständig erhärtet.

Um die Replikas auf die Analyse im Rasterelektronenmikroskop vorzubereiten, erfolgte nun das Beschichten der Oberfläche mit Gold. Dieser Vorgang erfolgte im Sputtergerät SCD 040 ( Balzers Union ) unter folgenden Bedingungen:

Pressure	: $5 \times 10^{-2} \text{ mBar}$
Timer	: 150 s
Current / Voltage	: 50 mA

Es wurde eine mittlere Schichtdicke von 200 Angstroem erreicht.

## 2.6 Quantitative Randanalyse am Rasterelektronenmikroskop

Die Auswertung der Füllungsänder erfolgte bei 200 - facher Vergrößerung am Rasterelektronenmikroskop. Die Kriterien für die Beurteilung der Randqualität wurden folgendermaßen definiert :

- A : perfekter Rand
- B : "positive Stufe" = Materialüberschuß
- C : "negative Stufe"
- D : Randspalt
- E : Fraktur / Riß innerhalb der Zahnhartsubstanz  
bzw. für die Cerec - Inlays :  
Kurve 1 : Schmelzrandfraktur  
Kurve 2 : Keramikrandfraktur
- F : Fraktur / Riß innerhalb des Füllungs - bzw.  
Befestigungsmateriales
- G : nicht beurteilbar, Artefakt

Die Auswertung der Cerec - Inlays wurde an den drei Oberflächenbereichen okklusal, mesial sowie distal im Rasterelektronenmikroskop getrennt untersucht.

In den Abbildungen 7 - 9 sind Beispiele für die Kriterien perfekter Rand, negative Stufe und Randspalt dargestellt :

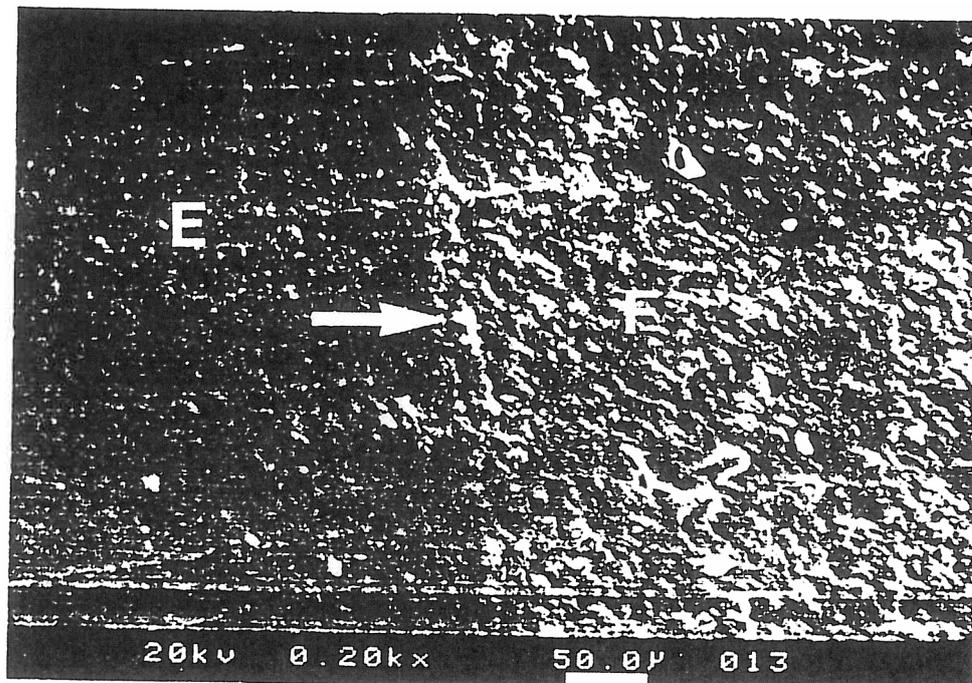


Abb. 7 : Beispiel für das Kriterium " perfekter Rand " .  
Der Pfeil deutet auf den Verlauf der Grenzfläche zwischen  
Füllungsmaterial ( " F " ) und Zahnschmelz ( " E " ).

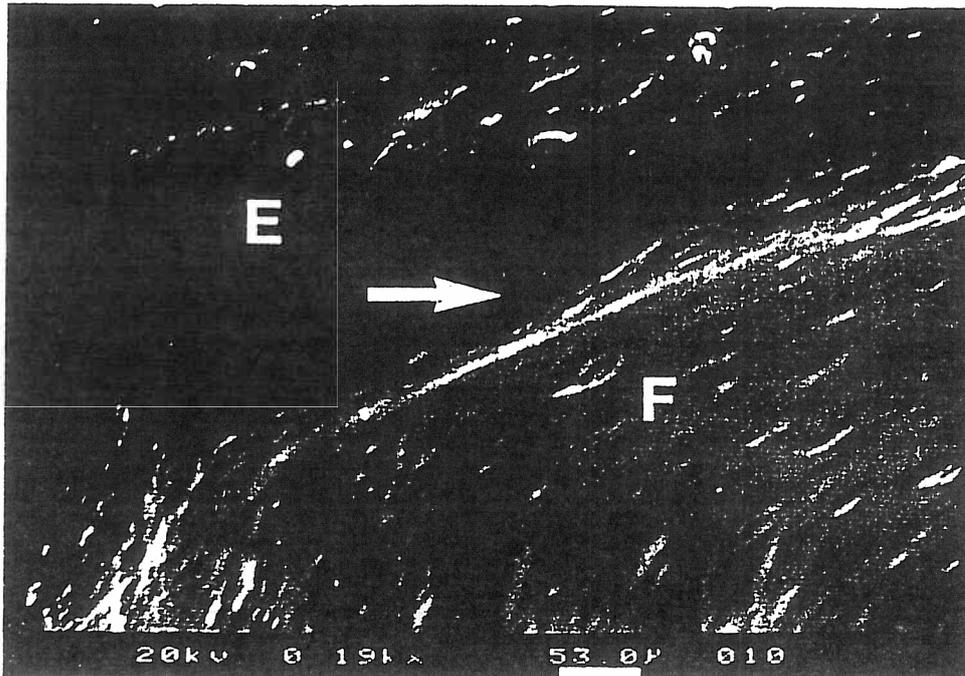


Abb. 8 : Beispiel für das Kriterium " negative Stufe " ( Unterschuß ).  
 Im Bereich der Pfeilspitze erkennt man deutlich eine  
 unterschußbedingte Einziehung zwischen Füllungsmaterial  
 ( " F " ) und Zahnschmelz ( " E " ).

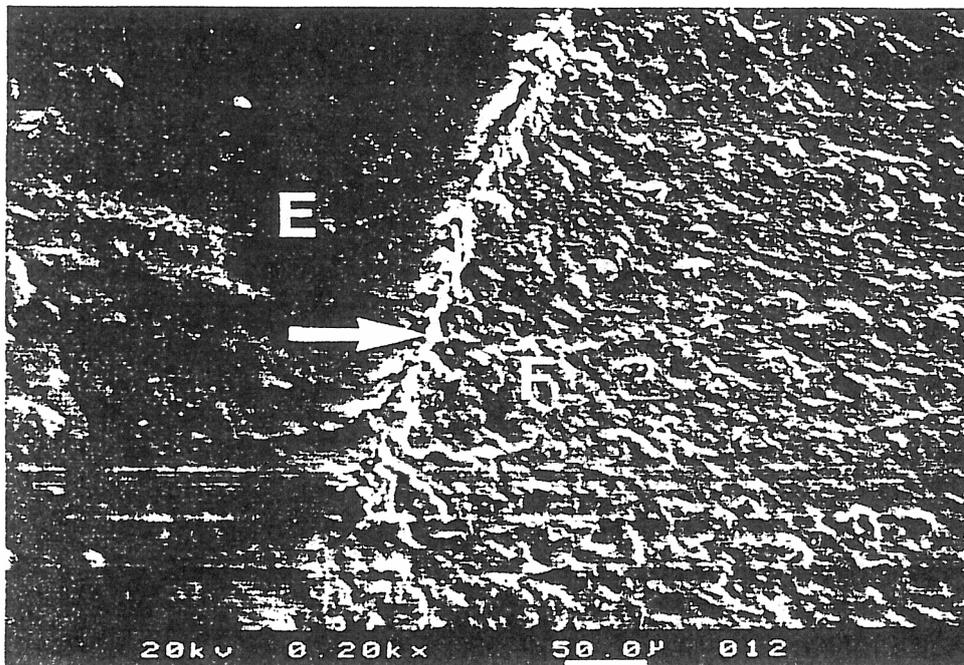


Abb. 9 : Beispiel für das Kriterium " Randspalt ".  
 Die Pfeilspitze zeigt auf den Verlauf des Randspalts zwischen  
 Füllungsmaterial ( " F " ) und Zahnschmelz ( " E " ).

Jedes auf dem Monitor des Rasterelektronenmikroskops dargestellte Einzelbild konnte im Zuge eines vom Programm Quanti - Gap initiierten Digitalisierungsvorganges auf den Bildschirm des Computers übertragen werden. Bei Quanti - Gap handelt es sich um ein Computerprogramm zur quantitativen und qualitativen Analyse von Füllungsrandern. Mit diesem Verfahren ist es möglich, den gesamten Rand einer Füllung als Serie von Einzelbildern auf den Computerbildschirm zu übertragen und dort weiter zu analysieren.

Mit Hilfe von im Programm enthaltenen Meßlinien konnten so alle Füllungsrandbereiche erfaßt werden. Eine Änderung der Bewertungskriterien konnte an jeder Stelle der Randbereiche durchgeführt werden, so daß jeder beliebige Bereich des abgebildeten Füllungsrandes einem bestimmten Kriterium zugeordnet werden konnte.

Die Länge aller Einzelbewertungen wurde von Quanti - Gap während des Meßvorgangs aufsummiert und in ihrem prozentualen Anteil am Gesamtfüllungsrand in einer Datei gespeichert. Darüberhinaus erlaubte es Quanti - Gap in unterschiedlichen Zahnhartsubstanzen verankerte Füllungsanteile mit separaten Linienzügen nachzuzeichnen, so daß die Daten für den schmelzbegrenzten Rand in einer Kurve 1 und die für den im Wurzelzement / Dentin gelegenen Rand in einer Kurve 2 separat erfaßt und abgespeichert wurden.

Nach Abschluß der Messung konnte jede Datei über einen Editor eingesehen werden, mit dessen Hilfe eine übersichtliche Darstellung der prozentualen Anteile der Einzelkriterien am Gesamtfüllungsrand getrennt für Kurve 1 und Kurve 2 möglich war. Tabelle 5 zeigt ein Beispiel für eine solche Meßdatei.

Kurve 1 [ % ]	A	B	C	D	E	F	G
	81.89	8.09	1.67	1.59	0.51	4.15	2.1
Kurve 2 [ % ]	A	B	C	D	E	F	G
	68.5	5.07	0.0	18.89	1.54	4.04	1.96

Tabelle 5 : Beispiel für die prozentuale Darstellung der Randkriterien in einer Meßdatei

Die Auswertung der Daten erfolgte mit Hilfe des Statistikprogrammes SPSS / PC, V 4.1.

Die Prozentsätze für die Kriterien : "perfekter Rand" und "Randspalt" vor und bei zunehmender Temperaturwechselbelastung wurden für alle Proben mit dem gepaarten T - Test auf Signifikanz geprüft.

### 3 Ergebnisse

Zur Vereinfachung der Darstellung werden bei den folgenden Angaben Abkürzungssymbole verwendet :

- A = perfekter Rand, Übergang Schmelz / Füllungsmaterial, bzw. Schmelz / Befestigungsmaterial bei Inlayversorgung.
  - AA = perfekter Rand, Übergang Wurzelzement / Füllungsmaterial, bzw. Befestigungsmaterial / Inlay.
  - D = Randspalt, Übergang Schmelz / Füllungsmaterial, bzw. Schmelz / Befestigungsmaterial bei Inlayversorgung.
  - DD = Randspalt, Übergang Wurzelzement / Füllungsmaterial, bzw. Befestigungsmaterial / Inlay.
- 
- 1 = vor thermischer Belastung.
  - 2 = nach 500 Zyklen.
  - 3 = nach 1250 Zyklen.
  - 4 = nach 2000 Zyklen.

Alle Zahlenangaben stellen Teile von Hundert ( [ % ] ) dar.

Eine Auflistung sämtlicher Meßwerte, Standardabweichungen, Standardfehler und Signifikanzen ist im Anhang 7.4, Seite 83 ff. aufgeführt.

#### 3.1 Durchwärmungszeit eines Molaren

Beim Wechsel des mit einem Thermofühler versehenen Molaren von 5 nach 55°C und umgekehrt betrug die Zeit bis zur vollständigen Durchwärmung bzw. Abkühlung desselben ca. 60 Sekunden.

## 3.2 Cerec - Inlays

### 3.2.1 Okklusaler Anteil

Eine statistische Signifikanz der Abnahme des perfekten Randes nach Thermocycling im okklusalen Bereich konnte nicht festgestellt werden. Eine geringfügige Zunahme des perfekten Randes nach Thermocycling ist einerseits mit dem Abplatzen von Überschüssen, andererseits durch die unterschiedliche Betrachtungsweise im Rasterelektronenmikroskop zu erklären.

Beim Kriterium Randspalt dagegen zeigt sich nach 500 Zyklen eine schwach signifikante Zunahme ( $p = 0.038$ ) in den beiden Grenzflächenbereichen Schmelz / Befestigungskomposit und Befestigungskomposit / Inlay.

In Tabelle 6 sind die berechneten Mittelwerte vor, während und nach Thermocycling dargestellt. Der Wert der Standardabweichung ist in der nebenstehenden Klammer angegeben ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

A1 = 69.5 ( 5.14 )	AA1 = 62.4 ( 6.11 )
A2 = 70.3 ( 9.04 )	AA2 = 60.4 ( 11.0 )
A3 = 69.9 ( 6.32 )	AA3 = 64.7 ( 5.04 )
A4 = 71.6 ( 6.55 )	AA4 = 59.9 ( 10.67 )
D1 = 0.25 ( 0.50 )	DD1 = 0.0 ( 0.0 )
D2 = 1.04 ( 1.24 )	DD2 = 1.04 ( 2.18 )
D3 = 0.97 ( 1.22 )	DD3 = 0.77 ( 0.63 )
D4 = 1.24 ( 1.89 )	DD4 = 1.71 ( 2.13 )

Tabelle 6 : Mittelwerte vor Thermocycling, nach 500, 1250 und 2000 Zyklen

Die Abbildungen 10 - 11 zeigen die thermocyclingbedingte Zunahme des Kriteriums Randspalt.

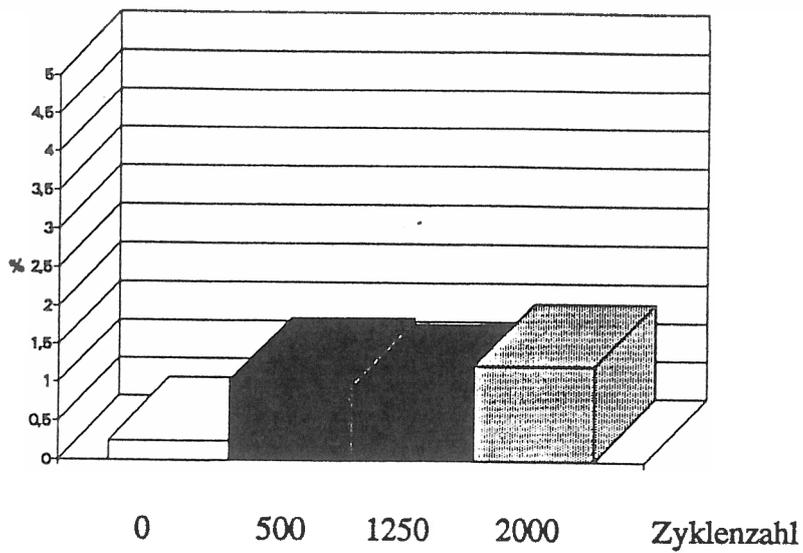


Abb. 10 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / okklusal ( Übergang Schmelz / Befestigungsmaterial )

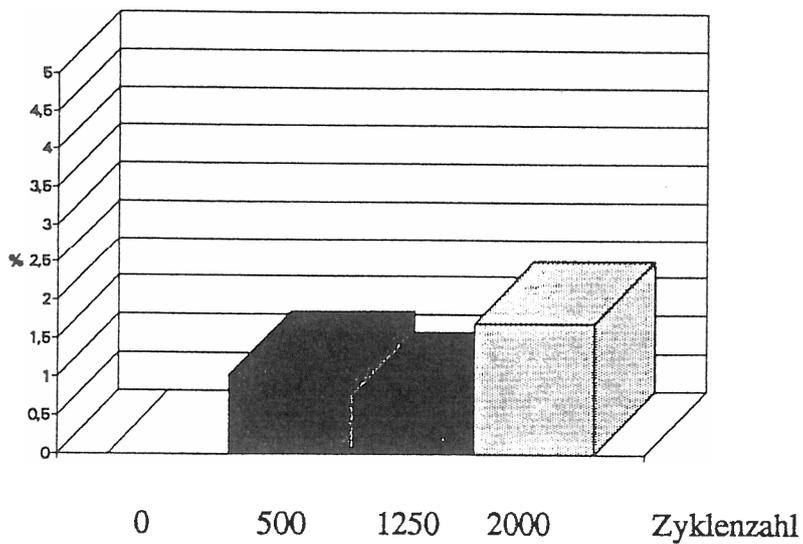


Abb. 11 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / okklusal ( Übergang Befestigungsmaterial / Inlay )

### 3.2.2 Runde Approximalkavität

Bereits nach 500 Thermozyklen zeichnet sich statistisch eine signifikante Abnahme des perfekten Randes ab. Für das Kriterium Randspalt zeigt sich eine vergleichbare Zunahme ebenfalls nach 500 Zyklen.

In Tabelle 7 sind die berechneten Mittelwerte vor, während und nach Thermocycling dargestellt. Der Wert der Standardabweichung ist in der nebenstehenden Klammer angegeben ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

A1 = 82.7 ( 9.67 )	AA1 = 78.1 ( 10.49 )
A2 = 84.7 ( 8.94 )	AA2 = 76.4 ( 8.92 )
A3 = 80.9 ( 7.52 )	AA3 = 75.1 ( 8.35 )
A4 = 79.1 ( 9.97 )	AA4 = 74.3 ( 8.57 )
D1 = 0.1 ( 0.33 )	DD1 = 0.5 ( 1.05 )
D2 = 0.5 ( 0.86 )	DD2 = 2.2 ( 1.49 )
D3 = 0.8 ( 0.58 )	DD3 = 2.0 ( 1.35 )
D4 = 0.7 ( 1.05 )	DD4 = 2.4 ( 1.64 )

Tabelle 7 : Mittelwerte vor Thermocycling, nach 500, 1250 und 2000 Zyklen.

Die Abbildungen 12 - 15 stellen die thermocyclingbedingten Veränderungen von perfektem Rand bzw. Randspalt dar.

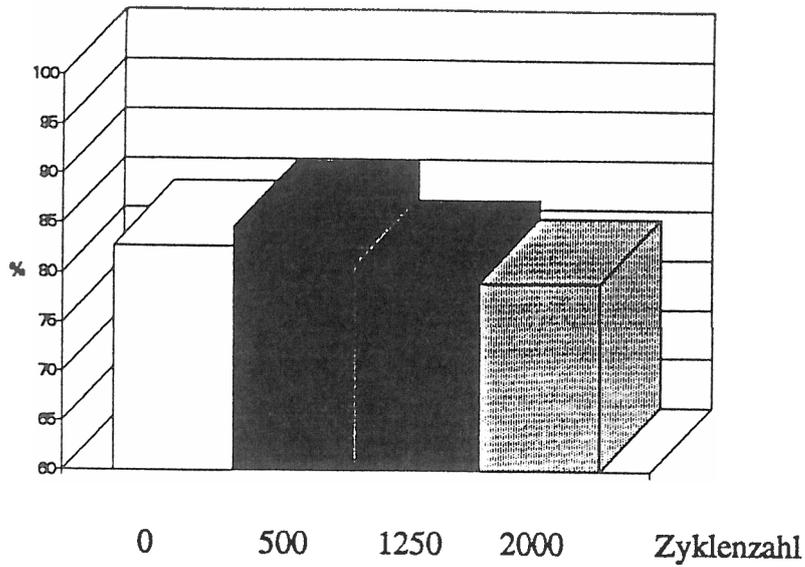


Abb. 12 : Perfekter Rand - Cerec<sup>R</sup> / runde Approximalkavität ( Übergang Schmelz / Befestigungsmaterial )

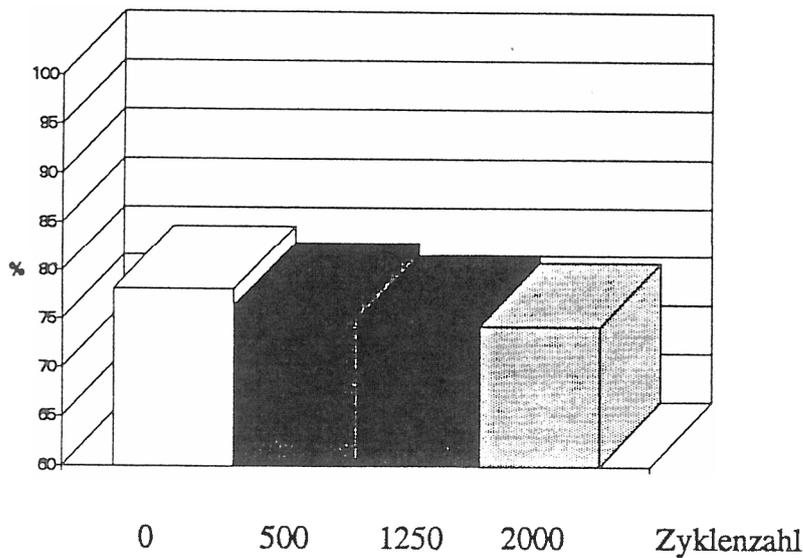


Abb. 13 : Perfekter Rand - Cerec<sup>R</sup> / runde Approximalkavität ( Übergang Befestigungsmaterial / Inlay )

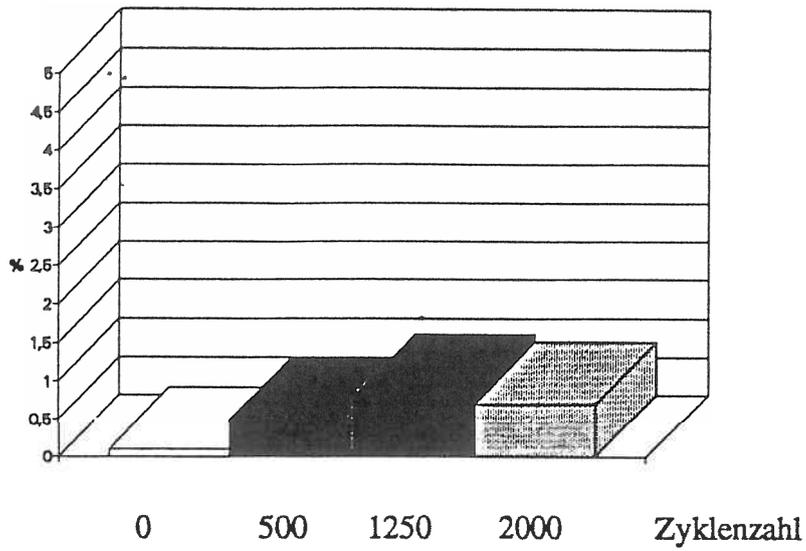


Abb. 14 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / runde Approximalkavität  
( Übergang Schmelz / Befestigungsmaterial )

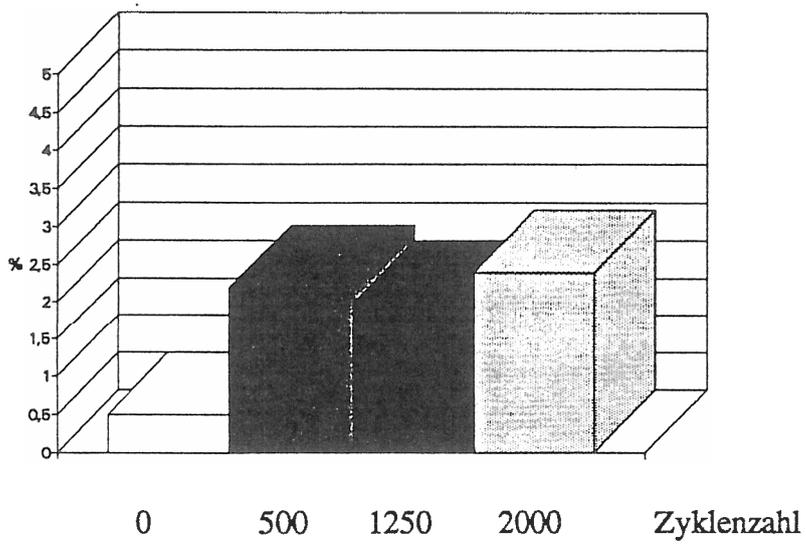


Abb. 15 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / runde Approximalkavität  
( Übergang Befestigungsmaterial / Inlay )

### 3.2.3 Eckige Approximalkavität

Entsprechend den Ergebnissen des runden Kavitätenrandes liegt hier eine ähnlich hohe Randspaltzunahme nach 500 Zyklen vor. Die statistischen Werte für die Abnahme des perfekten Randes nach Thermocycling sind nicht signifikant ( s. Anhang 7.4, Seite 83 ff. ).

In Tabelle 8 sind die berechneten Mittelwerte vor, während und nach Thermocycling dargestellt. Der Wert der Standardabweichung ist in der nebenstehenden Klammer angegeben ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

A1 = 82.7 ( 7.93 )	AA1 = 78.6 ( 10.57 )
A2 = 79.6 ( 6.50 )	AA2 = 77.1 ( 13.16 )
A3 = 80.2 ( 7.82 )	AA3 = 74.5 ( 8.29 )
A4 = 77.0 ( 9.15 )	AA4 = 76.3 ( 8.47 )
D1 = 0.1 ( 0.40 )	DD1 = 1.2 ( 2.35 )
D2 = 0.5 ( 0.85 )	DD2 = 2.0 ( 2.56 )
D3 = 0.5 ( 0.79 )	DD3 = 2.0 ( 2.74 )
D4 = 1.0 ( 1.25 )	DD4 = 2.1 ( 2.69 )

Tabelle 8 : Mittelwerte vor Thermocycling, nach 500, 1250 und 2000 Zyklen.

Die Abbildungen 16 - 19 zeigen die thermocyclingbedingten Veränderungen von perfektem Rand bzw. Randspalt.

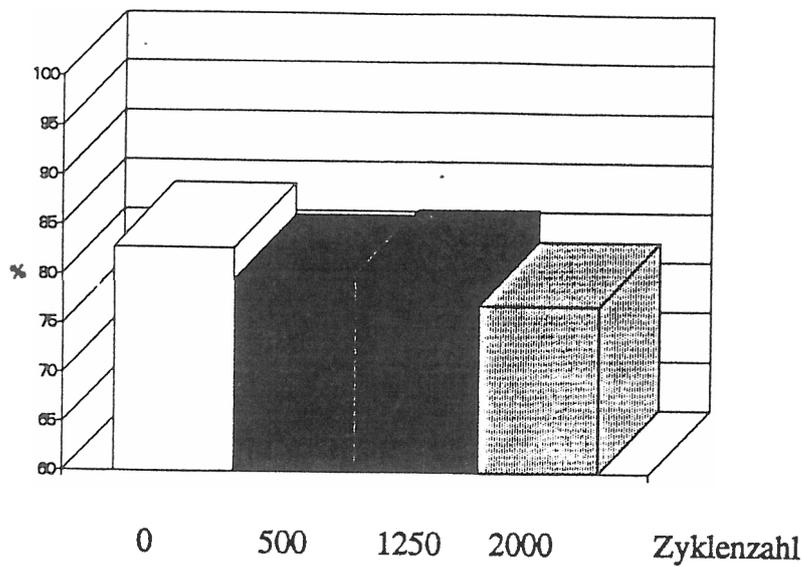


Abb. 16 : Perfekter Rand - Cerec<sup>R</sup> / eckige Approximalkavität ( Übergang Schmelz / Befestigungsmaterial )

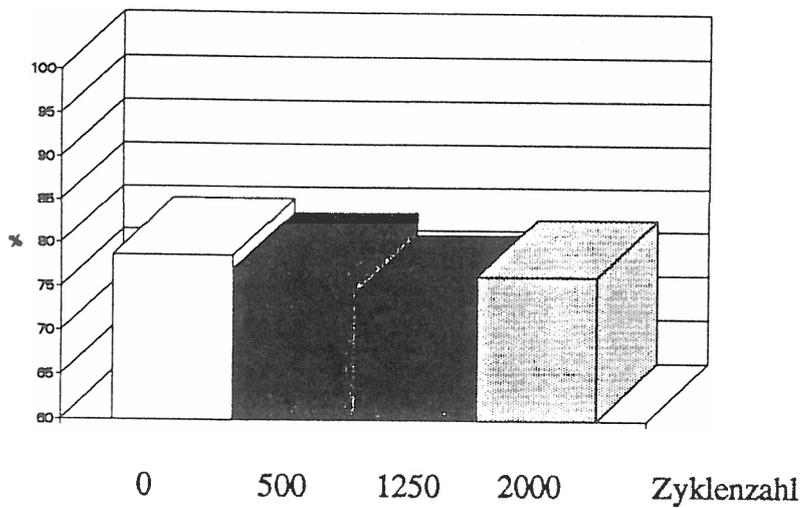


Abb. 17 : Perfekter Rand - Cerec<sup>R</sup> / eckige Approximalkavität ( Übergang Befestigungsmaterial / Inlay )

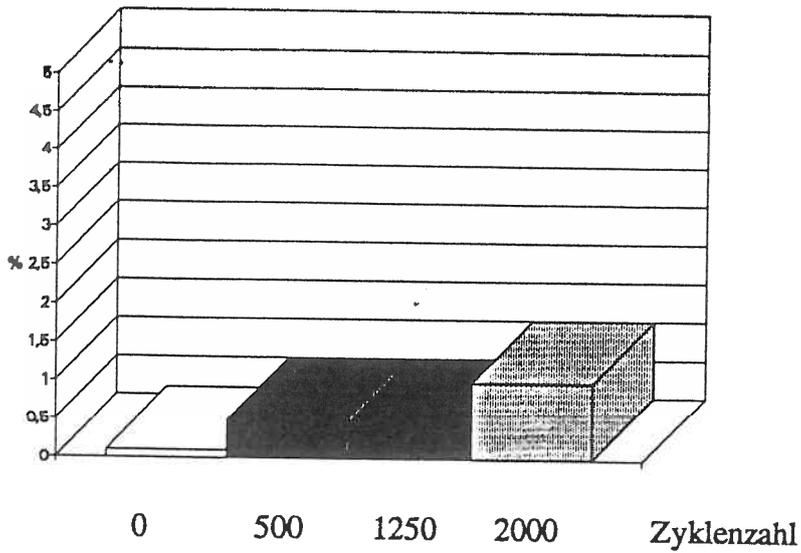


Abb. 18 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / eckige Approximalkavität  
( Übergang Schmelz / Befestigungsmaterial )

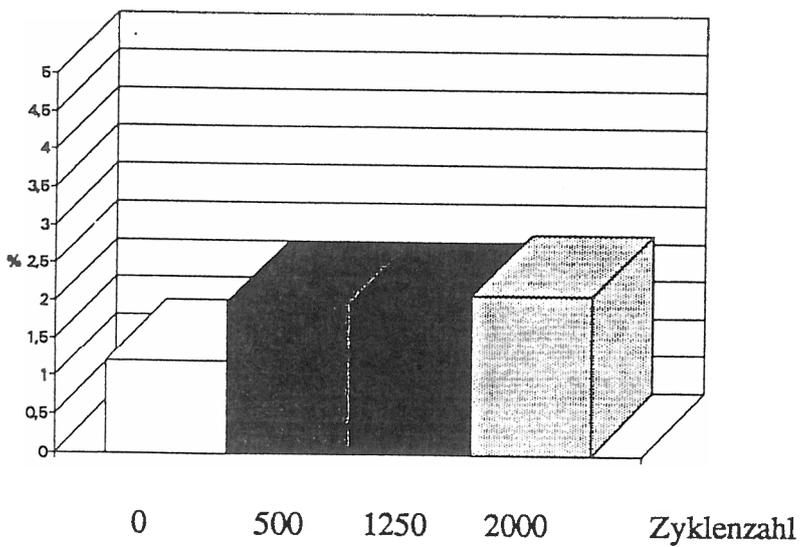


Abb. 19 : Randspalt - Cerec<sup>R</sup> / eckige Approximalkavität  
( Übergang Befestigungsmaterial / Inlay )

### 3.3 Kompositfüllungen Lumifor<sup>R</sup> mit Dentinhaftmittel Gluma<sup>R</sup>

Bei Verwendung des Komposites Lumifor<sup>R</sup> in Kombination mit Gluma<sup>R</sup> ergeben sich für die Bereiche "perfekter Rand" und "Randspalt" im Übergang Wurzelzement / Füllung größtenteils Signifikanzen beim Vergleich vor Thermolast und nach 500 Zyklen. In diesem Bereich liegen die größten Meßwertdifferenzen ( s. Anhang 7.4, Seite 83 ff. ).

Die gute Randqualität im koronalen Bereich ist auf den durch Säure-ätztechnik beruhenden guten Werkstoffverbund zurückzuführen.

In Tabelle 9 sind die berechneten Mittelwerte vor, während und nach Thermocycling dargestellt. Der Wert der Standardabweichung ist in der nebenstehenden Klammer angegeben ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

A1 = 97.6 ( 4.19 )	AA1 = 87.0 ( 10.69 )
A2 = 97.5 ( 4.25 )	AA2 = 82.8 ( 14.23 )
A3 = 97.4 ( 4.33 )	AA3 = 81.5 ( 15.6 )
A4 = 97.6 ( 4.20 )	AA4 = 81.5 ( 15.21 )
D1 = 1.3 ( 3.58 )	DD1 = 6.4 ( 7.07 )
D2 = 1.2 ( 3.25 )	DD2 = 11.5 ( 9.21 )
D3 = 1.2 ( 3.39 )	DD3 = 12.1 ( 9.36 )
D4 = 1.3 ( 3.58 )	DD4 = 12.7 ( 11.15 )

Tabelle 9 : Mittelwerte vor Thermocycling, nach 500, 1250 und 2000 Zyklen

Die Abbildungen 20 - 21 zeigen die thermocyclingbedingten Veränderungen im Übergangsbereich Wurzelzement - Füllung.

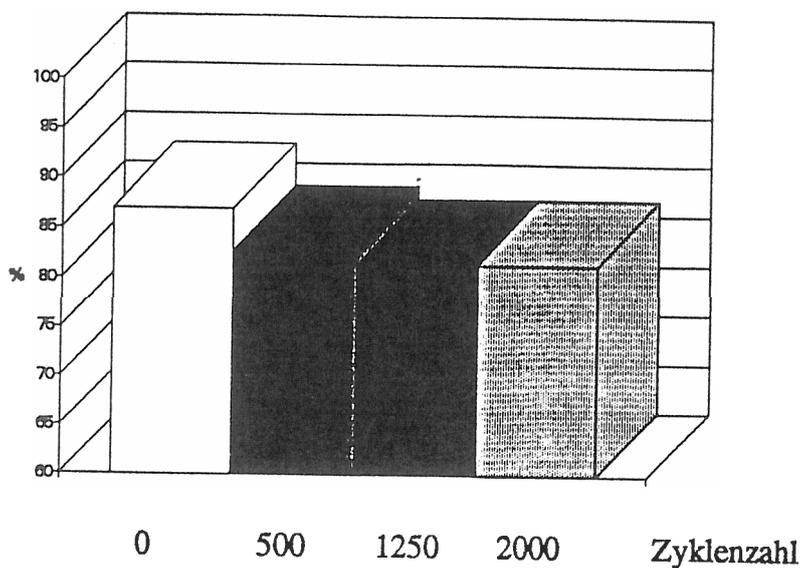


Abb. 20 : Perfekter Rand - Gluma<sup>R</sup> / Lumifor<sup>R</sup> ( Übergang Zement / Füllung )

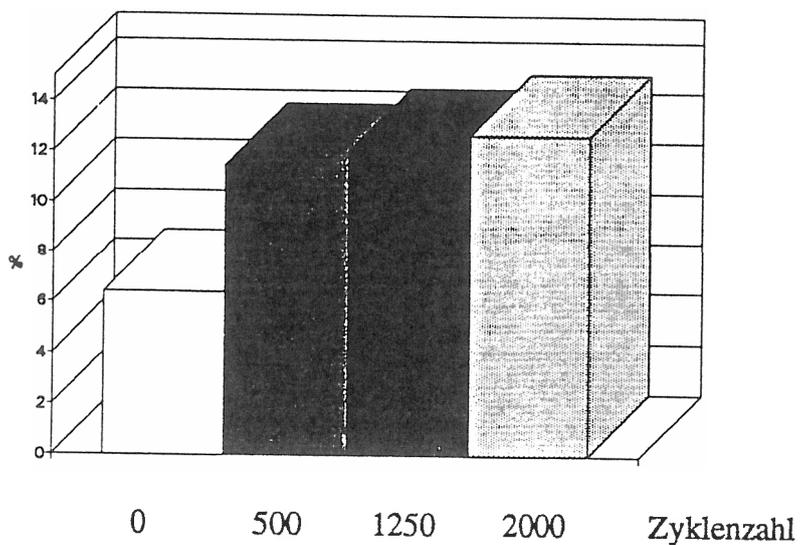


Abb. 21 : Randspalt - Gluma<sup>R</sup> / Lumifor<sup>R</sup> ( Übergang Zement / Füllung )

### 3.4 Glasionomierzementfüllungen Ketac - FilR

Bereits nach 500 Zyklen sind signifikante und hoch signifikante Randveränderungen zu verzeichnen. An den Mittelwerten der Tabelle deutlich sichtbar liegen die größten Differenzen zwischen Null und 500 Thermolastwechseln.

In Tabelle 10 sind die berechneten Mittelwerte vor, während und nach Thermocycling dargestellt. Der Wert der Standardabweichung ist in der nebenstehenden Klammer angegeben ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

A1 = 90.7 ( 6.11 )	AA1 = 86.0 ( 9.79 )
A2 = 87.8 ( 9.05 )	AA2 = 78.2 ( 10.12 )
A3 = 87.0 ( 9.82 )	AA3 = 77.9 ( 10.85 )
A4 = 86.6 ( 10.44 )	AA4 = 79.6 ( 9.71 )
D1 = 1.6 ( 3.55 )	DD1 = 3.4 ( 5.29 )
D2 = 5.0 ( 5.23 )	DD2 = 8.6 ( 5.22 )
D3 = 5.1 ( 5.50 )	DD3 = 8.9 ( 5.63 )
D4 = 4.9 ( 5.72 )	DD4 = 8.6 ( 5.76 )

Tabelle 10 : Mittelwerte vor Thermocycling, nach 500, 1250 und 2000 Zyklen

Die Abbildungen 22 - 25 stellen die thermocyclingbedingten Veränderungen von perfektem Rand bzw. Randspalt dar.

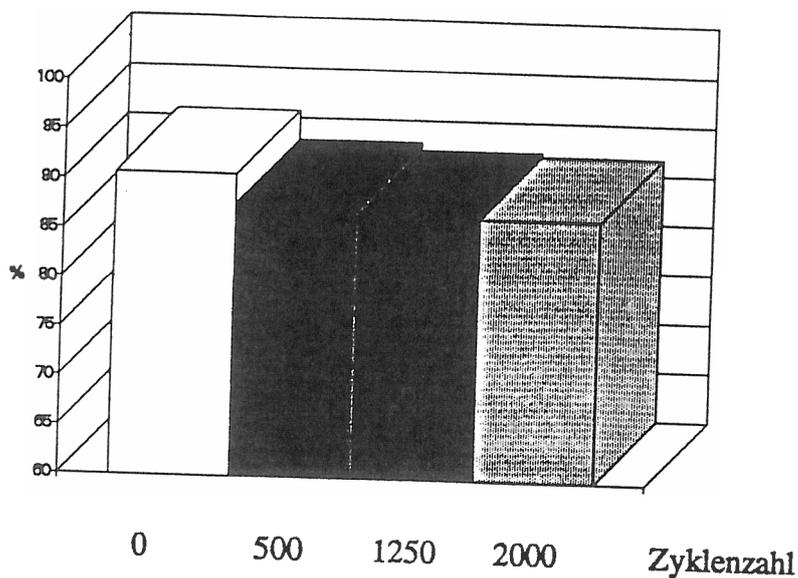


Abb. 22 : Perfekter Rand - Ketac - Fil<sup>R</sup> ( Übergang Schmelz / Füllung )

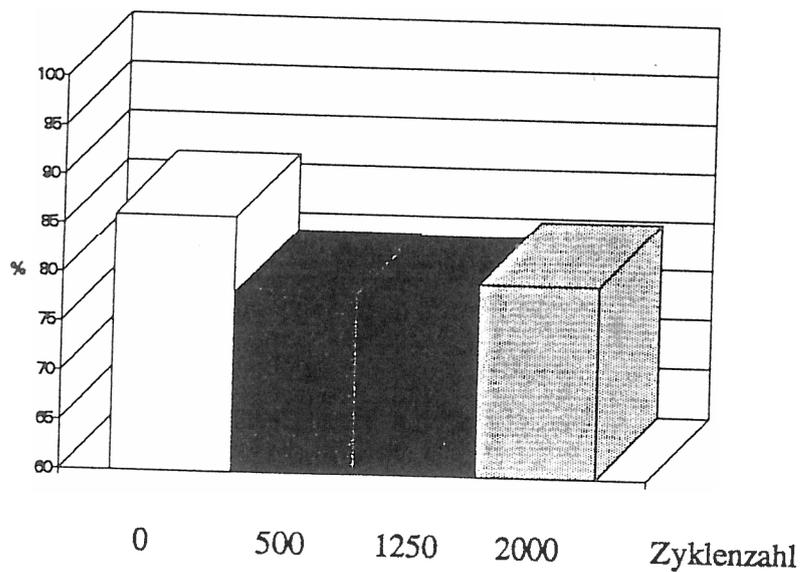


Abb. 23 : Perfekter Rand - Ketac - Fil<sup>R</sup> ( Übergang Zement / Füllung )

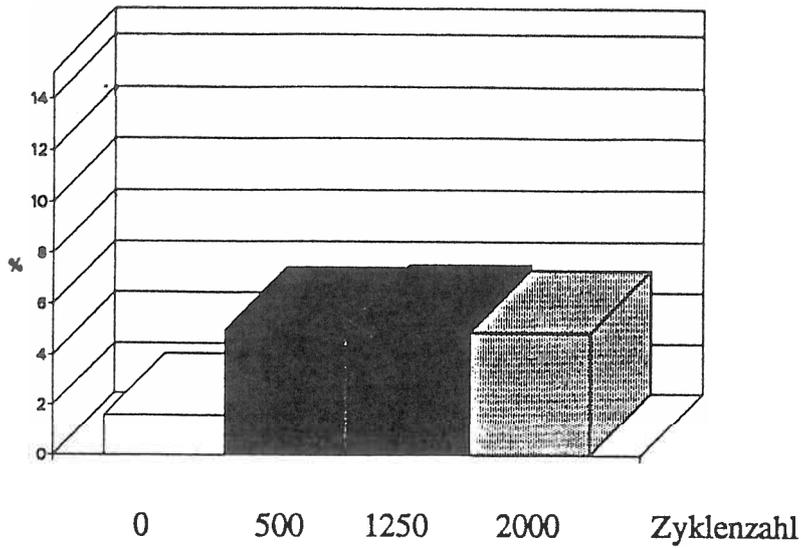


Abb. 24 : Randspalt - Ketac - Fil<sup>R</sup> ( Übergang Schmelz / Füllung )

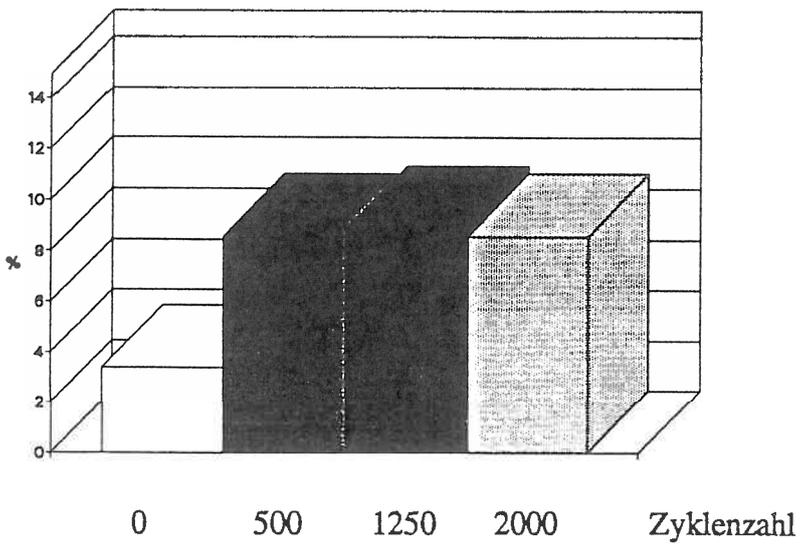


Abb. 25 : Randspalt - Ketac - Fil<sup>R</sup> ( Übergang Zement / Füllung )

### 3.5 Vergleich Durchwärmung - Thermoschock

Vergleicht man die Meßwerte von Thermoschock und Durchwärmung von mit Pertac - Hybrid<sup>R</sup> gelegten Kompositfüllungen, so zeigt sich eine signifikante Veränderung für die Anteile von perfektem Rand und Randspalt nach Durchwärmung im Vergleich zu den unbelasteten Proben. Nach Thermoschock ist dies nicht der Fall (Signifikanzangaben im Anhang, 7.4, Seite 94 ff. ).

In Tabelle 11 sind die berechneten Mittelwerte vor Thermocycling, bzw. nach Thermoschock oder Durchwärmung und die dazugehörigen Standardabweichungen dargestellt ( Abkürzungen im Anhang 7.5, Seite 98 ).

<u>keine thermische Belastung</u>	<u>Thermoschock</u>	<u>Durchwärmung</u>
A 1 = 96.6	A 2 = 93.9	A 2 = 85.9
D 1 = 0.1	D 2 = 2.9	D 2 = 7.0
AA 1 = 82.9	AA 2 = 74.1	AA 2 = 62.9
DD 1 = 5.5	DD 2 = 10.8	DD 2 = 12.9
<u>Standardabweichung</u>		
A 1 = 2.88	A 2 = 7.7	
D 1 = 0.0	D 2 = 5.41	
AA 1 = 12.59	AA 2 = 14.63	
DD 1 = 3.0	DD 2 = 7.03	
A 1 = 5.04		A 2 = 6.90
D 1 = 0.70		D 2 = 5.32
AA 1 = 4.25		AA 2 = 12.54
DD 1 = 3.07		DD 2 = 6.51

Tabelle 11 : Mittelwerte und Standardabweichungen vor Thermocycling und nach 500 Zyklen Thermoschock bzw. Durchwärmung

Die Abbildungen 26 - 29 zeigen die thermocyclingbedingten Veränderungen von perfektem Rand bzw. Randspalt.

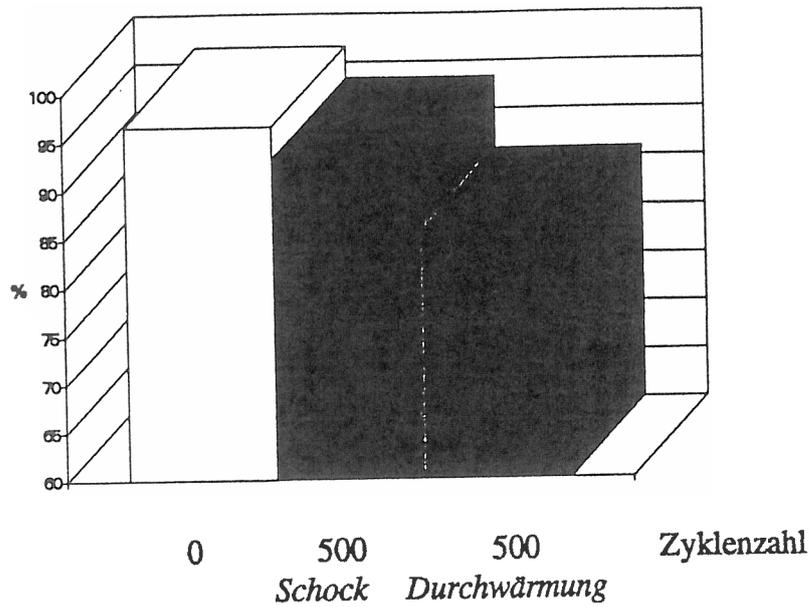


Abb. 26 : Vergleich Pertac - Hybrid<sup>R</sup> : Thermoschock / Durchwärmung  
- perfekter Rand ( Übergang Schmelz / Füllung )

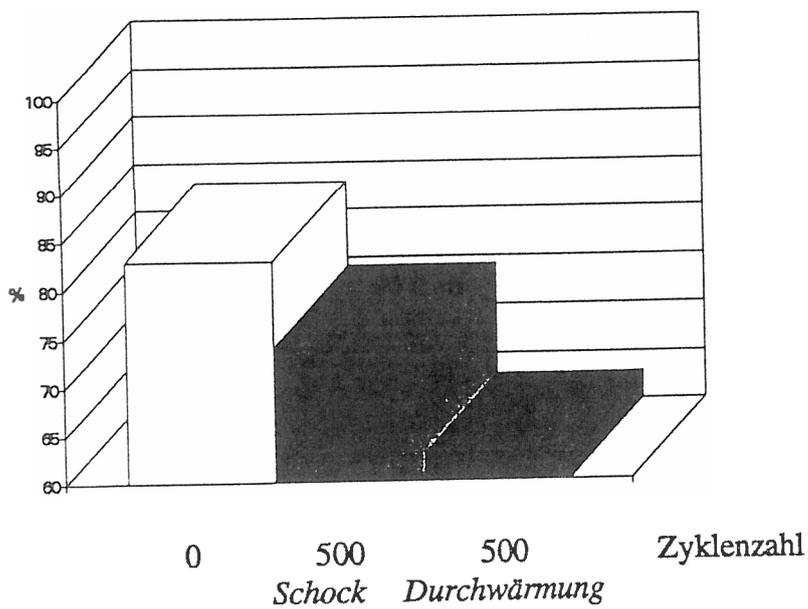


Abb. 27 : Vergleich Pertac - Hybrid<sup>R</sup> : Thermoschock / Durchwärmung  
- perfekter Rand ( Übergang Zement / Füllung )

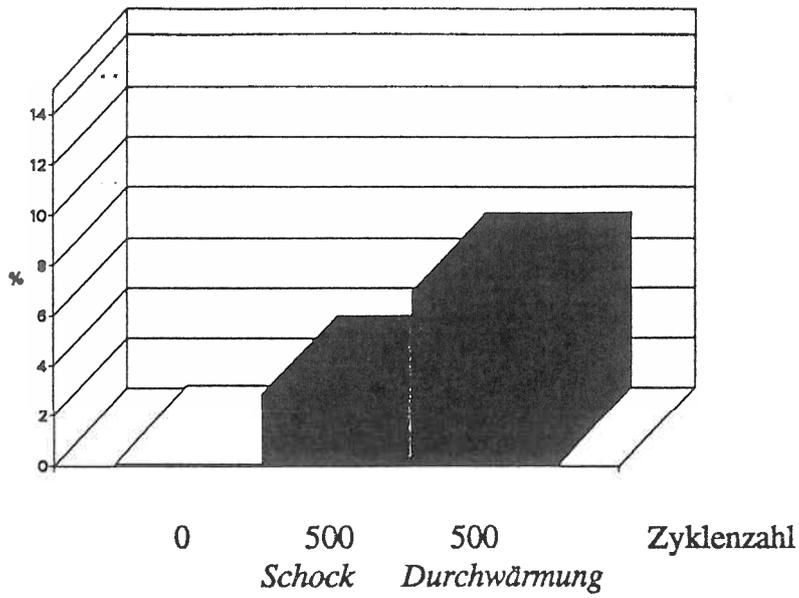


Abb. 28 : Vergleich Pertac - Hybrid<sup>R</sup> : Thermoschock / Durchwärmung  
 - Randspalt ( Übergang Schmelz / Füllung )

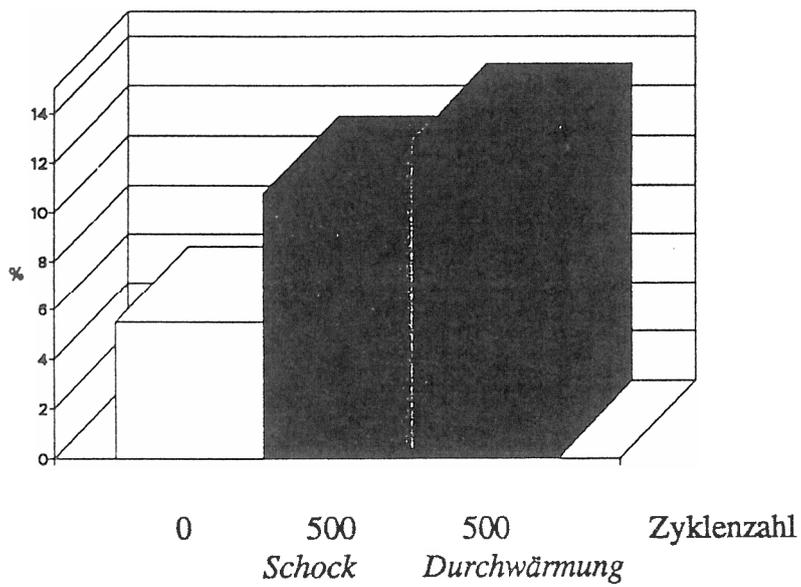


Abb. 29 : Vergleich Pertac - Hybrid<sup>R</sup> : Thermoschock / Durchwärmung  
 - Randspalt ( Übergang Zement / Füllung )

#### 4 Diskussion und Schlußfolgerung

Thermische Belastungen führen bekannterweise zur Verschlechterung des Zahn - Füllungs - Verbundes ( REICH et al., 1990 ). Das Auftreten von Randspalten nach Temperaturwechselbelastungen ist durch die unterschiedlichen thermischen Expansionskoeffizienten von Füllungs-material und Zahnschubstanz erklärbar ( DERMANN 1979; KULLMANN et al. 1984 ).

Wird die Temperatur eines Körpers verändert, so ändert sich sein Volumen. Geschieht die Temperaturänderung im Körper an allen Stellen gleichmäßig und wird dabei seine Volumenänderung nicht behindert, so erfolgt dieser Vorgang spannungsfrei. Spannungen entstehen, wenn die Volumenänderung durch "Randbedingungen" eingeschränkt wird.

Dies trifft auf den Fall Füllung / Kavität, bedingt durch die lokale Expansionseinschränkung, zu. Hier ist der Prozeß aber durch unterschiedliche thermische Expansionskoeffizienten und Wärmeleitwerte der verschiedenen Materialien weit komplexer.

Ist die Temperaturverteilung ungleichmäßig, treten zusätzliche Effekte auf. Jedes Volumenelement unterliegt anderen Einflüssen als sein Nachbarelement. So entstehen normalerweise in wärmeren Zonen Druck- und in kälteren Zonen Zugspannungen.

Weitere Phänomene ergeben sich in inhomogenen Systemen aus Bestandteilen mit unterschiedlichen thermischen Eigenschaften. Schon bei gleichmäßiger Temperaturänderung wollen sich die einzelnen Bestandteile des Materials unterschiedlich stark deformieren und setzen sich dabei gegenseitig unter Spannung.

Beide Phänomene können sich auf die Eigenschaften von Füllungs-materialien auswirken.

So werden z. B. bei Kompositen durch die unterschiedlichen Expansionskoeffizienten von Matrix - und Füllmaterial die sogenannten Thermospannungen erzeugt. Diese können durch den Verlust des Verbundes zwischen Füller und Matrix zur Materialschwächung führen. Andererseits kommt es durch schnelle Temperaturwechsel in der Werkstoffoberfläche kurzzeitig zu sehr steilen Temperaturgradienten und damit ebenfalls zu thermisch bedingten Spannungen. Daraus resultieren Druck - und Zugspannungen, deren Größe von der Dauer der Temperatureinwirkung und der Wärmeleitfähigkeit des Materials abhängen ( EICH et al. 1986 ).

Hiermit läßt sich die höhere Randspaltbildung nach Durchwärmung der Proben erklären.

In den Tabellen 12 und 13 sind die unterschiedlichen thermischen Eigenschaften verschiedener Werkstoffe aufgelistet :

Material	Expansionskoeffizient [ K x 10 <sup>-6</sup> ]	Expansionskoeffizient auf den Schmelz bezogen
Zahnschmelz	11.4	1.0
Amalgam	25.0	2.2
Prothesenkunststoff	81.0	7.1
Fissurenversiegler	85.0	7.5
Komposit	35.0	3.0
Gold	14.0	1.2
Goldlegierung	15.0	1.3
Silikon - Abdruckmaterial	210.0	19.0

Tabelle 12 : Lineare thermische Expansionskoeffizienten verschiedener Werkstoffe ( PHILLIPS 1991 )

Material	Wärmeleitfähigkeit [ W / mK ]
Schmelz	0.88
Dentin	0.59
Acrylatkunststoff	0.2
Amalgam	23
Dentalkeramik	1.5
Edelmetall - Legierungen	120 - 300
Komposit	0.5 - 0.7

Tabelle 13 : Wärmeleitfähigkeit verschiedener Werkstoffe

Die guten Ergebnisse der verwendeten Komposite im koronalen Bereich, sind auf den durch die Säureätztechnik bedingten adhäsiven Zahn - Füllungsverbund zurückzuführen. Die weit schlechteren Ergebnisse im Bereich des Wurzelzements sind bedingt durch den von vornherein schlechteren Verbund der Füllung in diesem Zahnbereich, durch die Polymerisationsschrumpfung der Komposite und eine Folge von thermischer Expansion und Kontraktion. Nach dem Prinzip "eine Kette reißt an ihrem schwächsten Glied" kommt es durch die gute Haftung im Schmelzbereich bei einer thermisch bedingten Volumenänderung der Kompositfüllung daher vor allem zu Randdefekten am im Übergang der Füllung zum Wurzelzement.

Beim Glasionomerzement kann durch die werkstoffspezifischen Haftmechanismen ein ähnliches Verhalten zugrunde gelegt werden.

Bei den Cerec - Inlays erklärt sich eine scheinbare Zunahme des perfekten Randes nach Thermocycling einerseits durch das Abplatzen von Kompositüberschüssen, andererseits durch Kalibrierungsprobleme.

Die vorliegende Untersuchung zeigt den Einfluß der Anzahl der Thermocyclingzyklen auf die Änderung der Füllungsrandqualität. Entscheidend dabei sind vor allem die ersten 500 Zyklen, bei denen sich die stärksten Veränderungen im Füllungsrandbereich abspielen. Die gewonnenen Resultate weisen darauf hin, daß es bei den getesteten Materialtypen und bei dentinbegrenzten Kavitäten ausreicht, einen Zahn - Füllungs - Verbund mit 500 Temperaturwechselzyklen zu belasten, um danach qualitative und quantitative Aussagen über die Eignung des Werkstoffs als Füllungsmaterial zu treffen.

Die Detailwiedergabe des Rasterelektronenmikroskops erwies sich zur Füllungsrandanalyse als besonders vorteilhaft ( BERGMANN et al. 1990 ). Durch das Verfahren der quantitativen Randanalyse konnten auch geringe Veränderungen des Zahn - Füllungs - Übergangs erfaßt werden ( ROULET et al. 1989 ).

Thermische - dynamische Belastungen, wie sie in der Mundhöhle auftreten, werden durch das Thermocyclingverfahren simuliert. Damit lassen sich Rückschlüsse auf die Adaptation und Haftung des Füllungsmaterials am Zahn durchführen ( REICH 1986 ). Schwachstellen des Zahn - Füllungs - Verbundes werden wie bei keiner anderen Methode offenbart ( CRIM 1981; NOACK 1988 ). Die Ergebnisse von CRIM et al. ( 1987 ) belegen die hier erbrachten Ergebnisse : Thermische Belastung führt schnell zur Randspaltbildung, ein langwieriges Thermocycling ist daher unnötig.

Die hier angewandte Methode erwies sich als effektiv und entspricht weitgehend den mittlerweile offiziellen ISO - Vorgaben ( vgl. Draft Technical Report ) : 2 Bäder, 4°C / 55°C (+/- 2°C ) ;  
Eintauchzeit 20 sec ; Transferzeit 5 - 10 sec.

Da die Transferzeit die Proben der vorherrschenden Zimmertemperatur aussetzt, und der Wärmeaustausch gering ist, beeinflußt sie bei den angegebenen Intervallgrenzen die Ergebnisse nicht.

Inwieweit die Zyklenzahl noch mehr reduziert werden kann, bedarf weiterer Untersuchungen.

Für den Zahn - Füllungs - Verbund stellen gleichzeitige mechanische und thermische Belastungen ( Kausimulator ) eine weitere Verbesserung der klinischen Situation dar.

#### Schlußfolgerung :

Die thermische Wechselbelastung zur Untersuchung des Verbundes zur Zahnhartsubstanz muß nicht mehrere tausend Zyklen betragen, da die wesentlichen Veränderungen bereits in der initialen Versuchsphase stattfinden. Langfristiges Thermocycling führt nur zur zusätzlichen Werkstoffalterung, z.B. durch Wasseraufnahme bei Kompositen.

Als Parameter beim Thermocycling können folgende Einstellungen empfohlen werden :

- 500 Thermozyklen,
- 2 Probenbäder mit 5 bzw. 55°C,
- Lagerung und Wechsellast in physiologischer Kochsalzlösung oder H<sub>2</sub>O,
- Transferzeit zwischen den Bädern ca. 5 - 15 sec,
- Eintauchzeit in die Bäder je 30 sec.

## 5 Zusammenfassung

Zur Prüfung zahnärztlicher Werkstoffe wurde eine computergesteuerte, schrittmotorbetriebene Thermocycling - Apparatur entwickelt, welche es erlaubt, die Parameter Zahl und Temperatur der Probenbäder, Intervalldauer, Transferzeit, Eintauchzeit und Zyklenzahl zu variieren.

An 42 extrahierten, kariesfreien, menschlichen Zähnen wurden Füllungen mit verschiedenen Materialien ( Komposit, Glasionomerzement, Keramikinlays ) appliziert.

Die Füllungsråder wurden qualitativ und quantitativ vor, während und nach thermischer Wechsellast ( 0, 500, 1250 und 2000 Zyklen ) mittels Replikatechnik im Rasterelektronenmikroskop ausgewertet.

Die Ergebnisse zeigen, daß eine Wechsellast von 500 Zyklen bei 5 bzw. 55°C zur Prüfung der Füllungsrandveränderungen ausreichend ist und eine höhere Zyklenzahl keine wesentlichen Abweichungen der Ergebnisse verursacht.

Die Durchwärmung der Proben brachte im Vergleich zur Thermochockbehandlung deutlich mehr Veränderungen in den Füllungsrandbereichen.

Dadurch ergibt sich für die Prüfung zahnärztlicher Füllungsmaterialien eine wenig zeitaufwendige Untersuchungsmethode, mit welcher in kurzer Zeit langjährige klinische Temperaturbelastungen nachgeahmt werden.

Somit können neue zahnärztliche Füllungsmaterialien mit geringem Zeitaufwand auf deren qualitative klinische "Tauglichkeit" vor klinischen Studien am Patienten hin überprüft werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- 1 ADA 27 : Spezifikation No 27 for direct filling resins.  
J Am Dent Assoc 94, 1191 - 1194 ( 1977 ).
- 2 Asmussen, E. :  
The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. 1.  
Acta Odont Scand 32, 161 - 171 ( 1974 ).
- 3 Asmussen, E. :  
The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. 2.  
Acta Odont Scand 32, 291 - 297 ( 1974 ).
- 4 Benkeser, G., Soltesz, U. :  
Wechselastverhalten von Füllungsmaterialien - eine vergleichende  
Untersuchung ausgewählter Materialien.  
IWM - Bericht, Fraunhoferinstitut 1988 ( 26 ff. ).
- 5 Benz, C., Schwarz, P., Dürr, A. :  
Untersuchung FCKW - freier Kältesprays.  
Dtsch Zahnärztl Z 48, 387 - 390 ( 1993 ).
- 6 Bergmann, P., Noack, M.,J., Roulet, J.,F. :  
Der Einfluß der Kavitätenform auf das Randverhalten von  
Klasse - I - Kompositfüllungen.  
Dtsch Zahnärztl Z 45, 663 - 666 ( 1990 ).

- 7 Bergström, J., Varga, G. :  
Temperatures of oral cavity in 50 healthy students.  
Swed Dent J 64, 157 ( 1971 ).
  
- 8 du Bois, E., Ebanh, F., Hardy, J. :  
Basal heat production and elimination.  
J Nutrit 48, 257 ( 1952 ).
  
- 9 Brown, W.,S., Jacobs, H.,R., Thompson, R.,E. :  
Thermal Fatigue in Teeth.  
J Dent Res 51, 461 - 467 ( 1972 ).
  
- 10 Bulman, J.,S., Osborn, J.,F. :  
Statistics in dentistry.  
Latimer, Plymouth, 1989 ( 29 -36, 70 - 76 ).
  
- 11 Butz, W., Soltesz, U., Klaiber, B. :  
Abrasion und Festigkeitsverhalten von quarzgefüllten Kompositen  
nach Alterung und Thermoschockbehandlung.  
IWM - Bericht, Fraunhoferinstitut, 1984 ( 4 - 53 ).
  
- 12 Combe, E.,C. :  
Zahnärztliche Werkstoffe.  
Hanser, München 1981 ( 11 - 13 ).
  
- 13 Crim, G.,A., Garcia - Godoy, F. :  
Mikroleakage : The effect of storage and cycling duration.  
J Prosthet Dent 57, 574 - 576 ( 1987 ).

- 14 Crim, G.,A., Mattingly, S.,L. :  
Evaluation of two methods for assessing marginal leakage.  
J Prosthet Dent 45, 160 - 163 ( 1981 ).
  
- 15 Crim, G.,A., Phillips, R.,W., Swartz, M.,L. :  
Comparison of four thermocycling techniques.  
J Prosthet Dent 53, 50 - 53 ( 1985 ).
  
- 16 Darbyshire, P.,A., Douglas, W.,H., Messer, L.,B. :  
Mikroleakage in class II composite restorations bonded to dentin  
using thermal and load cycling.  
J Dent Res 67, 585 - 587 ( 1988 ).
  
- 17 Dermann, K., Gorschboth, L., Viohl, J. :  
Wärmeausdehnung in Wasser gelagerter Füllungskunststoffe.  
Dtsch Zahnärztl Z 34, 684 - 686 ( 1979 ).
  
- 18 Dermann, K., Brauer, G.,M., Rupp, N.,W. :  
Einfluß von Füllstoffen und Silanisierungsmethoden auf  
Festigkeit und Randspaltverhalten einiger experimenteller  
Komposite.  
Dtsch Zahnärztl Z 37, 160 - 163 ( 1982 ).
  
- 19 Dermann, Quast, Venz, Viohl :  
Die Chemie zahnärztlicher Füllungskunststoffe.  
Hanser, München 1986 ( 88 - 92 ).
  
- 20 DIN - NORM 13922 :  
Zahnärztliche Werkstoffe, Kunststoff - Füllungsmaterialien.  
Beuth, Berlin 1979.

- 21 Draft Technical Report :  
Guidelines for testing adhesion of dental materials to tooth  
structure.  
1990.
- 22 Eich, F.,J., Klaiber, B., Soltesz, U. :  
Festigkeits - und Abriebverhalten verschiedener  
Füllungsmaterialien nach Alterung und Thermoschockbehandlung.  
IWM - Bericht, Fraunhoferinstitut 1986 ( 4 - 12 ).
- 23 Eichner, K. :  
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung.  
Hüthig, Heidelberg 1988 ( 317 ff. ).
- 24 Fazekas, A. :  
Untersuchungen über die Temperaturveränderungen in der  
Mundhöhle bei Speisenaufnahme.  
Zahnärztl Welt 82, 950 - 956 ( 1973 ).
- 25 Finger, W. :  
Die Wärmeausdehnung von Composite - Füllungsmaterialien und  
ihre klinische Bedeutung.  
Schweiz Mschr Zahnheilk 84, 630 - 647 ( 1974 ).
- 26 Fischer, C.,H. :  
Kritische Betrachtungen über die Entwicklung von  
Kompositfüllungsmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 32, 360 - 366 ( 1977 ).

- 27 Fritz, H. - G., Schwenzer, N. :  
Die thermische Belastung der Mundschleimhaut beim Rauchen.  
Quintessenz 35, 777 - 789 ( 1984 ).
- 28 Godt, H. :  
Über die physikalisch - chemischen Eigenschaften der  
3 - M - Addent - Produkte.  
Dtsch Zahnärztl Z 24, 529 - 539 ( 1969 ).
- 29 Gräf, W. :  
Die thermische Belastung der Zähne beim Verzehr extrem heißer  
und kalter Speisen.  
Dtsch Zahnärztl Z 15, 30 - 34 ( 1960 ).
- 30 Guzman, H.,J., Swartz, M.,L., Phillips, R.,W. :  
Marginal leakage of dental restorations subjected to thermal  
stress.  
J Prosthet Dent 21, 166 - 175 ( 1969 ).
- 31 Haller, B., Klaiber, B., Taranz, O., Hofmann, N. :  
Zur Verbundfestigkeit zwischen Kompositinlay und  
Befestigungskomposit  
Dtsch Zahnärztl Z 45, 669 - 672 ( 1990 ).
- 32 Hensel, H., Mann, G. :  
Temperaturschmerz und Wärmeleitung im menschlichen Zahn.  
Stoma 9, 76 ( 1956 ).

- 33 Hickel, R., Kunzelmann, K. - H. :  
Der Einfluß der Kavitätenpräparation auf die Randspaltbreite  
bei Cerec<sup>R</sup> - Inlays.  
Dtsch Zahnärztl Z 45, 675 - 677 ( 1990 ).
- 34 Hofmann - Axthelm, W. :  
Lexikon der Zahnmedizin.  
Quintessenz, Berlin 1983.
- 35 Hohmann, W. :  
Spaltbildung an kunststoffverblendetem Zahnersatz durch  
Temperaturlastwechsel.  
Dtsch Zahnärztl Z 38, 1053 - 1055 ( 1983 ).
- 36 Holland - Moritz, R. :  
Komposite im Seitenzahnbereich.  
Dtsch Zahnärztl Z 39, 117 - 122 ( 1984 ).
- 37 Ilschner, B. :  
Werkstoffwissenschaften.  
Springer, Berlin 1990 ( 198 - 200 ).
- 38 Ivy, A. :  
What is normal and normality?  
Bull. Northwest - Univ. - School 18, 22 ( 1944 ).
- 39 Kanatake, T., Sato, T. :  
Physical properties of dental amalgams.  
J Japan Society for Dental apparatus and materials 2, Nr. 3  
( 1960 ).

- 40 Kimmel, K. :  
Die Kavitätenversorgung.  
Zahnärztl Welt 89, 36 - 47 ( 1980 ).
- 41 Knorr, M., Gräf, W., Friedemann :  
Beobachtungen beim Verzehr heißer Lebensmittel.  
Arch Hyg 142, 368 ( 1958 ).
- 42 Körber, K., Ludwig, K. :  
Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie.  
Thieme, Stuttgart 1982 ( 184 ff. ).
- 43 Kullmann, W., Pötters, G. :  
Vergleichende Untersuchungen zum thermischen  
Expansionskoeffizienten an 50 verschiedenen  
Kunststoff - Füllungsmaterialien.  
Dtsch Zahnärztl Z 39, 96 - 100 ( 1984 ).
- 44 Lloyd, B.,A., McGinley, M.,B., Brown, W.,S. :  
Thermal Stress in Teeth.  
J Dent Res 57, 571 - 582 ( 1978 ).
- 45 Lutz, F., Lüscher, B., Ochsenbein, H., Mühlemann, H.,R. :  
Adhäsive Zahnheilkunde.  
Juris Druck Verlag, Zürich 1986 ( 1 ff. ).
- 46 Macchi, R.,L., Craig R.,G. :  
Physical and mechanical properties of composite restorative  
materials.  
J Am Dent Assoc 78, 328 - 334 ( 1969 ).

- 47 Monteiro, S., Sigurjons, H., Swartz, M.,L., Phillips, R.,W.,  
Rhodes, B.,F. :  
Evaluation of materials and techniques for restoration of erosion  
areas.  
J Prosthet Dent 55, 434 - 442 ( 1986 ).
- 48 Naujoks, R. :  
Die Mundgesundheit der deutschen Bevölkerung - Internationaler  
Vergleich und Ausblick.  
Zahnärztl Welt 94, 714 - 719 ( 1985 ).
- 49 Nelsen, R.,J., Wolcott, R.,B., Pfaffenbarger, G.,C. :  
Fluid exchange at the margins of dental restaurations.  
J Am Dent Assoc 44, 288 - 295 ( 1952 ).
- 50 Noack, M.,J. :  
Quantitative Füllungsrandanalyse von Frontzahnkompositen im  
Rasterelektronenmikroskop nach thermischer Wechselbelastung.  
Dtsch Zahnärztl Z 43, 295 - 299 ( 1988 ).
- 51 Ochs, M. :  
Analyse der Dynamik des Verbundverlustes Amalgam /  
Zahnhartsubstanz unter thermischer Belastung mit Hilfe  
mechanoelektrischer Oberflächenabtastung.  
Med Diss Würzburg 1987.
- 52 Peterson, E.,A., Phillips, R.,W., Swartz, M.,L. :  
A comparison of physical properties of four restorative resins.  
J Am Dent Assoc 73, 1324 - 1336 ( 1966 ).

- 53 Phillips, R.,W. :  
 Changing Trends of Dental Restorative Materials.  
 Dental Clinics of North America 33, 285 - 291 ( 1989 ).
- 54 Phillips, R.,W. :  
 Skinner`s Science Of Dental Materials.  
 Saunders, Philadelphia 1991 ( 29 ff. ).
- 55 Plant, C.,G., Jones, D.,W., Darvell, B.,W. :  
 The heat evolved and temperatures attaining during setting of  
 restorative materials.  
 Br Dent J 137, 233 - 239 ( 1974 ).
- 56 Rehder, H. :  
 Über die chronische Brühstomatitis.  
 Dtsch Zahnärztl Wschr 45, 479 - 483 ( 1942 ).
- 57 Reich, E. :  
 REM - Untersuchungen der Randspalten von  
 Glasionomierzementfüllungen nach thermischer Belastung.  
 Dtsch Zahnärztl Z 41, 747 - 750 ( 1986 ).
- 58 Reich, E., Schmalz, G., Federlin, M. :  
 Randspaltverhalten von Keramik -, und Kompositinlays in vitro.  
 Dtsch Zahnärztl Z 45, 656 - 660 ( 1990 ).
- 59 Robinson, P.,B., Moore, B.,K., Swartz, M.,L. :  
 The effect on microleakage of interchanging dentine adhesives  
 in two composite resin systems in vitro.  
 Br Dent J 164, 77 ( 1988 ).

- 60 Rothwell, P.,S. :  
Investigation into temperature changes on the surface of human  
teeth enamel.  
Nature 181, 1805 ( 1958 ).
- 61 Rothwell, P.,S. :  
The surface temperatures of enamel during meals.  
J Dent Res 6, 1216 - 1217 ( 1959 ).
- 62 Roulet, J.,F., Mettler, P., Friedrich, U. :  
Studie über die Abrasion von Kompositen im Seitenzahnbereich -  
Resultate nach 3 Jahren.  
Dtsch Zahnärztl Z 35, 493 - 497 ( 1980 ).
- 63 Roulet, J.,F. :  
Werkstoffkundliche Parameter und ihre Auswirkung auf die Klinik.  
Dtsch Zahnärztl Z 43, 887 - 892 ( 1988 ).
- 64 Roulet, J.,F., Reich, T., Blunck, U., Noack, M. :  
Quantitative Margin Analysis In The Scanning Elektron  
Mikroscope.  
Scanning Microscopy 3, 147 - 159 ( 1989 ).
- 65 Sato, T. :  
An experimental study on the thermal change of dental amalgam  
in the mouth.  
Shikwha Gakuho 61, 17 ( 1961 ).

- 66 Schwarzkopf, B. :  
Das Verbundverhalten zwischen Zahnhartsubstanz und  
Kunststofffüllungen bei thermischer Wechselbelastung : in - vitro-  
Untersuchungen an Composites im Seitenzahnbereich durch  
mechanoelektrische Oberflächenabtastung.  
Med Diss Würzburg 1986.
- 67 Seltzer, S. :  
The penetration of microorganisms between the tooth and direct  
resin fillings.  
J Am Dent Assoc 51, 560 - 566 ( 1955 ).
- 68 Setz, D., Owassapian, S. :  
Temperaturmessungen unter Kunststoffprothesen.  
Dtsch Zahnärztl Z 28, 411 ( 1973 ).
- 69 Soltesz, U., Klaiber, B., Eich, F., J. :  
Festigkeits - und Abriebverhalten von Füllungsmaterialien nach  
Alterung und Thermoschockbehandlung.  
Dtsch Zahnärztl Z 42, 23 - 26 ( 1987 ).
- 70 Stettmeier, K., Kinder, J., Vahl, J., Reinhardt, K., J. :  
Untersuchung des thermischen Verhaltens von Schmelz, Dentin  
und ausgewählten Dentalwerkstoffen.  
Dtsch Zahnärztl Z 33, 474 - 476 ( 1978 ).
- 71 Strassburg, M., Özkan, T. :  
Experimentelle Untersuchungen über die Gewichts - und  
Oberflächenveränderungen von 70 %igem zinkfreiem  
Silberamalgam nach Erwärmung auf normale und extrem hohe  
Mundhöhlentemperaturen.  
Dtsch Zahnärztl Z 20, 1165 - 1178 ( 1965 ).

- 72 Takahashi, S., Sato, S. :  
Influence of heating and contamination upon mechanical properties  
of dental amalgam.  
Bull Tokyo Dent Coll 5; 3, 139 ( 1964 ).
- 73 Viohl, J. :  
Komposite im Seitenzahnbereich aus werkstoffkundlicher Sicht.  
Dtsch Zahnärztl Z 39, 342 - 348 ( 1984 ).
- 74 Voss, R. :  
Forschungsperspektiven in der zahnärztlichen Prothetik und  
Werkstoffkunde.  
in : "Zahnmedizinische Forschung : Standort, Ziele und Wege"  
( Herausgeber : Siebert, G. )  
Hanser, München 1974 ( 165 - 167 ).
- 75 Wolcott, R.,B., Nelsen, R.,J. :  
A method of evaluating adaption of restaurations.  
J Dent Res 30, 500 - 501 ( 1951 ).

## 7 Anhang

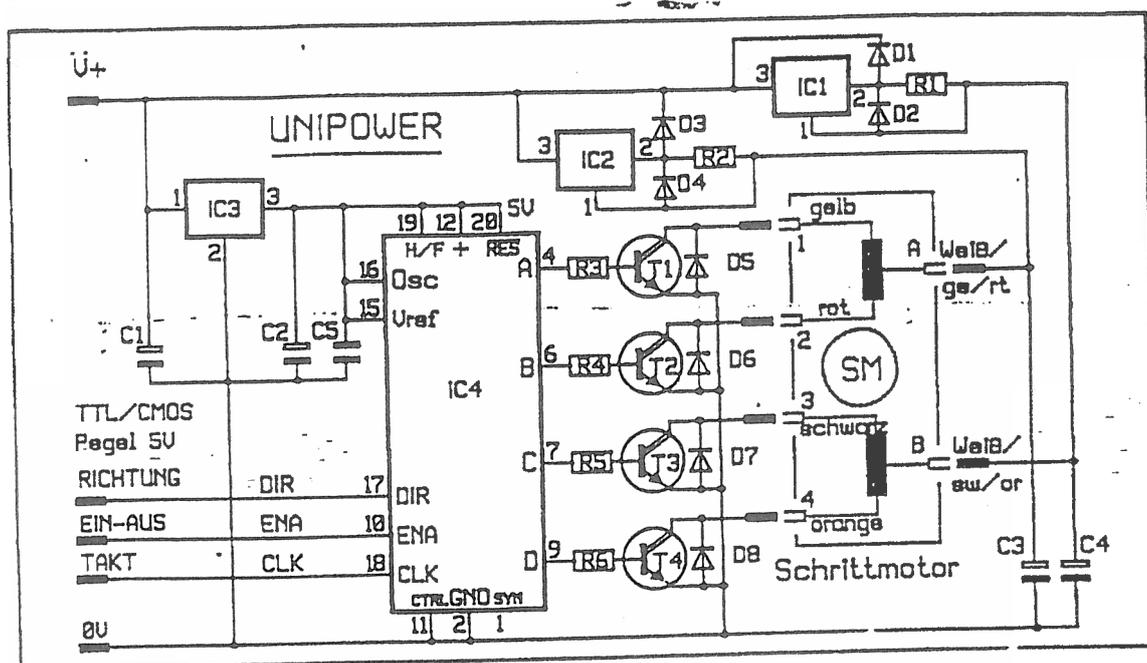
### 7.1 Materialien und Instrumente

Araldit <sup>R</sup> CW 2215 und HR	Ciba - Geigy, CH - 4002 Basel.
Computer Commodore 8032	Commodore, D - 6000 Frankfurt.
Cerec <sup>R</sup> - Gerät	Siemens - Dental, D - Bensheim.
Diamanten : FG001 021 FG249 F014 FG251 018 FG001 F029	Hopf, Ringleb & Co. , D - 1000 Berlin.
Durchflußkühler DC 30	Novodirekt GmbH, D - 7640 Kehl am Rhein.
Gluma Bonding System <sup>R</sup>	Bayer Dental, D - 5090 Leverkusen.
Harvard Cement <sup>R</sup>	Richter & Hoffmann, D - 1000 Berlin.
Ketac - Fil <sup>R</sup>	ESPE, D - 8031 Seefeld.
Pertac - Hybrid, - Bond, - Ätzel <sup>R</sup>	ESPE, D - 8031 Seefeld.
Makrolon - Laborbehälter	Novodirekt GmbH, D - 7640 Kehl am Rhein.
Microfill - Pontic - C , - Ätzel <sup>R</sup>	Kulzer & Co. , D - 6393 Wehrheim.
Paladur <sup>R</sup>	Kulzer & Co. , D - 6393 Wehrheim.
Permadyne <sup>R</sup>	ESPE, D - 8031 Seefeld.
Polierbürste 931/204/060	Brasseler, D - 4920
Lemgo.	
Polystat - Einhängethermostate	Novodirekt GmbH, D - 7640 Kehl am Rhein.
Quanti - Gap 2.1	Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie, Universität Erlangen.
Rasterelektronenmikroskop ISI - SR - 5011	

Silamat <sup>R</sup>	Vivadent Schaan, Liechtenstein.
Silasoft <sup>R</sup> + Katalysator	DETAX, Karl Huber KG, D - 7500 Karlsruhe 1.
SPSS/PC + Version 4.1	SPSS GmbH Software, D - 8000 München.
Sputtergerät SCD 040	Balzers Union, 9496 Balzers, Liechtenstein.
Super - Snap Temperaturmeßgerät	Shofu, D - 4030 Ratingen. Gossen GmbH, D - 8520 Erlangen.
Transformator, div. elektrische und elektronische Kleinteile Aluminium - Gehäuse	Elektronik Feller, D - 8520 Erlangen. Conrad - Elektronik, D - 8500 Nürnberg.
Schrittmotoren mit Ansteuer- schaltungen / Interface Vita Mark2 <sup>R</sup> - Keramik	MIR - Elektronik Vertriebs GmbH, D - 8000 München Vita - Zahnfabrik, D - 7880 Bad Säckingen.
Winkelstücke	KaVo, D - 7950 Biberach / Riss 1.

## 7.2 Schaltpläne

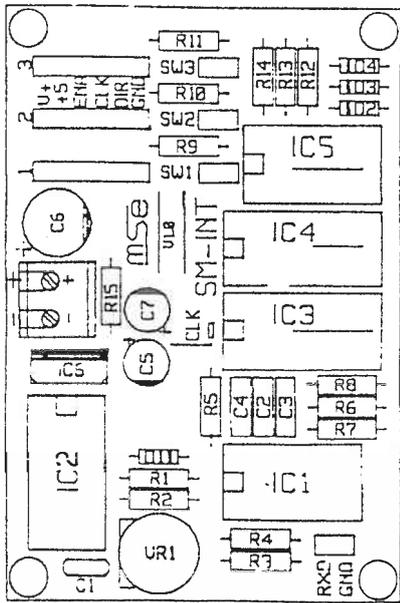
### Schaltung:



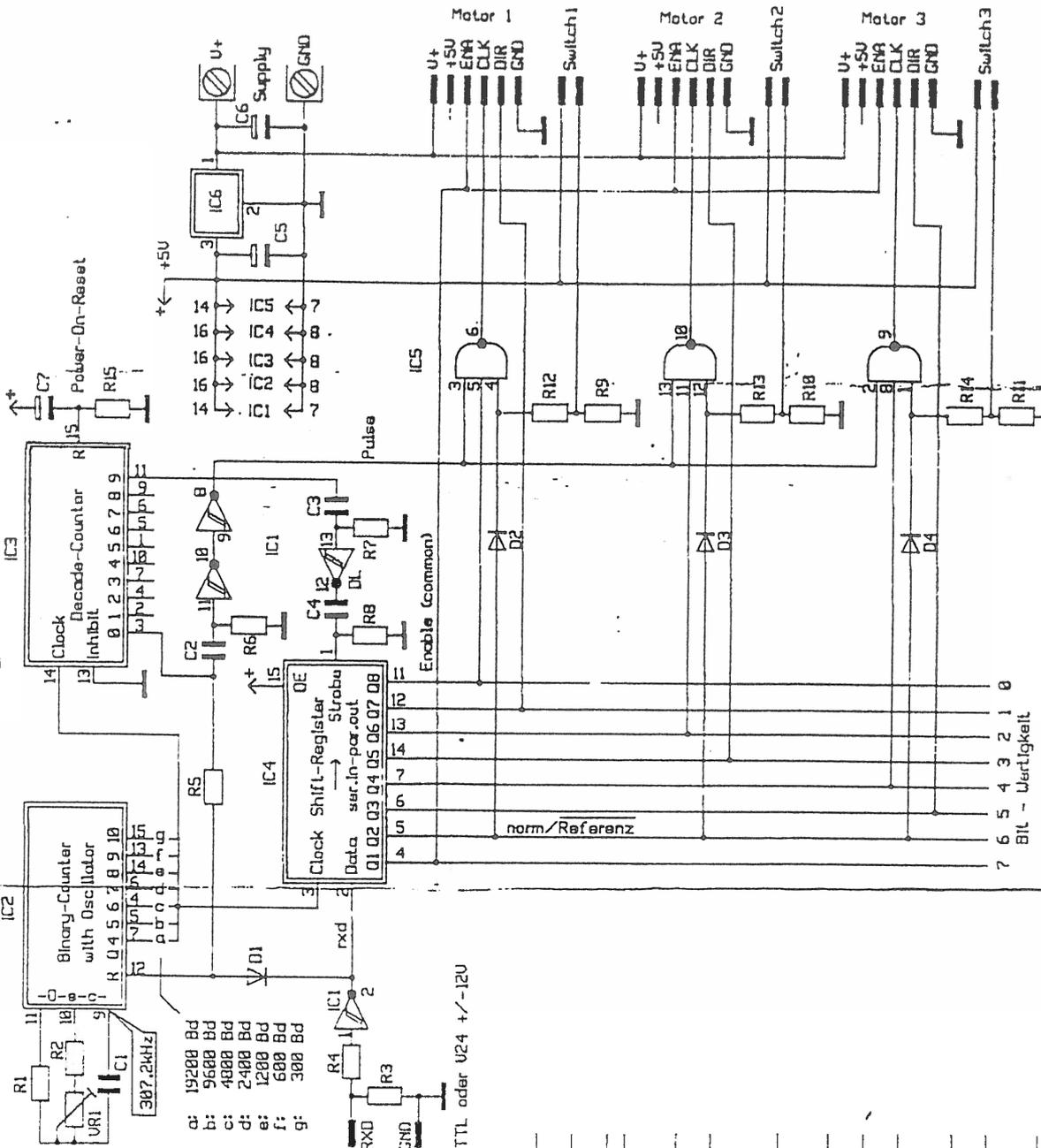
(C) Alle Rechte vorbehalten - Dipl.Ing. W. Schreieröder - Dezember 1989

# Serielles Interface RS232 für bis zu 3 Schrittmotore & Endschalter: "SM-INT"

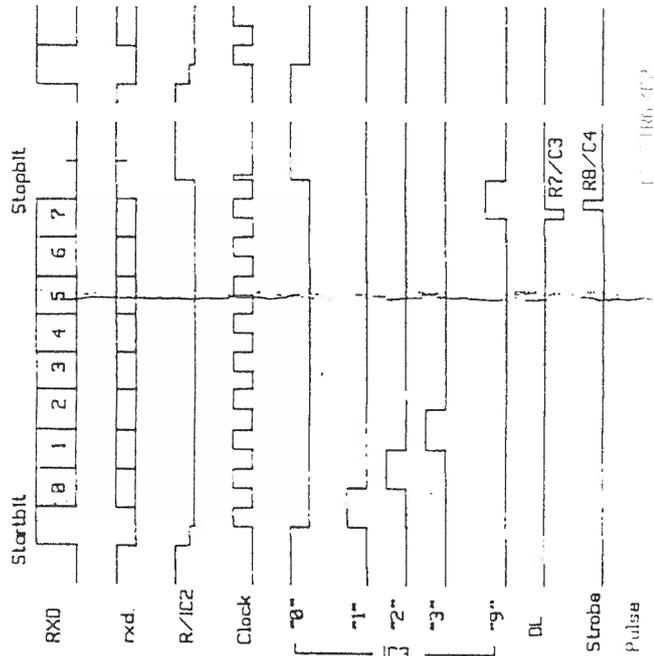
## Bestückung



## Schaltung



## Funktion:



### 7.3 Ansteuerungsprogramm

```
CLS
COLOR 3, 1
PRINT
LOCATE 3, 19
PRINT ; "*****"
LOCATE 4, 19
PRINT ; "*"
LOCATE 5, 19
PRINT ; "*      Programm 'Thermo-Stress'      *"
LOCATE 6, 19
PRINT ; "*"
LOCATE 7, 19
PRINT ; "*      Steuerung der Thermolastversuche      *"
LOCATE 8, 19
PRINT ; "*"
LOCATE 9, 19
PRINT ; "*      prog.: Flaxa Stefan      *"
LOCATE 10, 19
PRINT ; "*      (Tel: 0951-63501)      *"
LOCATE 11, 19
PRINT ; "*"
LOCATE 12, 19
PRINT ; "*****"
LOCATE 20, 18
PRINT ; "1990: W. Ruppert, K.-H. Kunzelmann, R. Hickel"
LOCATE 23, 24
PRINT ; "Weiter... bitte eine Taste drücken"

WHILE INKEY$ = ""
WEND
```

```

OPEN "com2:9600,n,8,1" FOR RANDOM AS #1
defaultwerte: zy = 1: REM zy = anzahl zyklen
    svo = 8000: REM svo = Steps vertikal nach oben
    svu = 8000: REM svu = Steps vertikal nach unten
    sh = 2500: REM sh = steps horizontal
    te = 5: REM te = eintauchzeit
    ta = 5: REM ta = aussenzeit
    tb = 38: REM tb = bewegungszeit pro zyklus
    null$ = CHR$(0)
    schrittweite = 10
    PRINT #1, CHR$(0)
hauptmenue: CLS
PRINT SPC(15); , "Hauptmenü"
PRINT SPC(15); , "===== "
PRINT
PRINT "manuelle Steuerung      <F1> "
PRINT "Versuchsparameter setzen <F2> "
PRINT "Versuchsreihe starten    <F3> "
PRINT "Motoren stromlos         <F4> "
PRINT "Programm abbrechen       <Ende> "
DO
    hm$ = INKEY$
    SELECT CASE hm$
        CASE null$ + CHR$(59)
            GOTO manuell
        CASE null$ + CHR$(60)
            GOTO parameter
        CASE null$ + CHR$(61)
            GOTO versuch
        CASE null$ + CHR$(62)
            GOTO stromlos
    END SELECT
    LOOP UNTIL hm$ = null$ + CHR$(79)
END
manuell: REM *** manuelle steuerung ***
CLS
PRINT SPC(10); , "manuelle steuerung"

```

```

PRINT
PRINT "links step          <cursor links > "
PRINT "rechts step       <cursor rechts > "
PRINT "oben step         <cursor hoch > "
PRINT "unten step        <cursor runter > "
PRINT "Schrittweite verändern <F5> "
PRINT "zum Hauptmenü     <esc> "
DO
  ms$ = INKEY$
  SELECT CASE ms$
    CASE null$ + CHR$(75)
      REM ** links step **
      FOR s = 1 TO schrittweite
        PRINT #1, CHR$(193);
      NEXT s
    CASE null$ + CHR$(77)
      REM ** rechts step **
      FOR s = 1 TO schrittweite
        PRINT #1, CHR$(195);
      NEXT s
    CASE null$ + CHR$(72)
      REM ** oben step **
      FOR s = 1 TO schrittweite
        PRINT #1, CHR$(204);
      NEXT s
    CASE null$ + CHR$(80)
      REM ** unten step **
      FOR s = 1 TO schrittweite
        PRINT #1, CHR$(196);
      NEXT s
    CASE null$ + CHR$(63)
      REM ** schrittweite einstellen **
      INPUT "geben Sie die Schrittweite in Steps ein "; schrittweite
      GOTO manuell
    CASE CHR$(27)
      REM ** escape **
      GOTO hauptmenue
  END SELECT

```

```

LOOP UNTIL ms$ = CHR$(27)
parameter: REM *** versuchsparameter setzen ***
CLS
LOCATE 3, 10
PRINT "Versuchsparameter setzen "
LOCATE 5, 1
INPUT "Steps vertikal nach oben (8000):"; svo
INPUT "Steps vertikal nach unten(8000):"; svu
INPUT "Steps horizontal (2500):"; sh
INPUT "Zahl der Zyklen      :"; zy
INPUT "Eintauchzeit in sek  :"; te
INPUT "Aussenzeit in sek   :"; ta
tg = zy * (tb + 2 * (ta + te))
th = INT(tg / 3600)
PRINT "erwartete Versuchsdauer:"; th; "h"; INT((tg - th * 3600) /
60); "m"
FOR t = 1 TO 2000: NEXT t
GOTO hauptmenue
versuch: REM *** versuchsreihe starten ***
CLS
LOCATE 3, 1
PRINT "Versuchsreihe starten"
PRINT STRING$(60, "_")
PRINT "Steps vertikal nach oben :"; svo
PRINT "Steps vertikal nach unten:"; svu
PRINT "Steps horizontal      :"; sh
PRINT "Zahl der Zyklen        :"; zy
PRINT "Eintauchzeit in sek    :"; te
PRINT "Aussenzeit in sek     :"; ta
tg = zy * (tb + 2 * (ta + te))
th = INT(tg / 3600)
PRINT "Erwartete Dauer   :"; th; "h"; INT((tg - th * 3600) / 60);
"m"
FOR t = 1 TO 2000: NEXT t
LOCATE 14, 1
PRINT STRING$(60, "_")
PRINT "Versuch anhalten mit <Pause>      weiter mit <Esc> "
VIEW PRINT 12 TO 13

```

```

FOR z = 1 TO zy
  CLS 2
  PRINT "es laeuft zyklus nr.:"; z; ""
  REM links runter
  FOR s = 1 TO svu
    PRINT #1, CHR$(196);
  NEXT s
  REM pause
  PRINT #1, CHR$(0)
  TIMER ON
  GOSUB tauchzeit
  REM links hoch
  FOR s = 1 TO svo
    PRINT #1, CHR$(204);
  NEXT s
  REM nach rechts
  FOR s = 1 TO sh
    PRINT #1, CHR$(195);
  NEXT s
  REM pause
  PRINT #1, CHR$(0)
  GOSUB aussenzeit
  REM rechts tauchen
  FOR s = 1 TO svu
    PRINT #1, CHR$(196);
  NEXT s
  REM pause
  PRINT #1, CHR$(0)
  GOSUB tauchzeit
  REM rechts hoch
  FOR s = 1 TO svo
    PRINT #1, CHR$(204);
  NEXT s
  REM nach links
  FOR s = 1 TO sh
    PRINT #1, CHR$(193);
  NEXT s
  REM pause

```

```

    PRINT #1, CHR$(0)
    GOSUB aussenzeit
NEXT z
PRINT #1, CHR$(0)
VIEW PRINT 1 TO 23
GOTO hauptmenue
stromlos: REM *** versuchsreihe anhalten ***
CLS
PRINT SPC(10); , "versuchsreihe anhalten"
PRINT
PRINT #1, CHR$(0);
FOR t = 1 TO 5000: NEXT t
GOTO hauptmenue
tauchzeit: PRINT #1, CHR$(0)
pause = 1
TIMER ON
ON TIMER(te + 1) GOSUB weiter
DO WHILE pause = 1: LOOP
TIMER OFF
RETURN
ausсенzeit: PRINT #1, CHR$(0)
pause = 1
TIMER ON
ON TIMER(ta + 1) GOSUB weiter
DO WHILE pause = 1: LOOP
TIMER OFF
RETURN
weiter: pause = 0
RETURN

```

## 7.4 T - Test

Verzeichnis der Abkürzungen siehe Anhang 7.5, Seite 98

### Gruppe 1 : Cerec<sup>R</sup> - okklusal

Füllungs -,bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	69.49	5.14	1.62
A2	70.30	9.04	2.85
A3	69.91	6.32	1.99
A4	71.63	6.55	2.07
AA1	62.41	6.11	1.93
AA2	60.37	11.00	3.47
AA3	64.67	5.04	1.59
AA4	59.86	10.67	3.37
D1	0.25	0.50	0.15
D2	1.04	1.24	0.39
D3	0.97	1.22	0.38
D4	1.24	1.89	0.59

DD1	0.0	0.0	0.0
DD2	1.49	2.18	0.69
DD3	0.77	0.63	0.2
DD4	1.70	2.13	0.67

## Gruppe 2 : Cerec<sup>R</sup> - runde Approximalkavität

Füllungs -,bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	82.70	9.67	3.05
A2	84.67	8.94	2.82
A3	80.93	7.52	2.38
A4	79.05	9.97	3.15
AA1	78.08	10.49	3.31
AA2	76.41	8.92	2.82
AA3	75.14	8.35	2.64
AA4	74.31	8.57	2.71
D1	0.10	0.33	0.10
D2	0.49	0.86	0.27
D3	0.78	0.58	0.18
D4	0.64	1.05	0.33

DD1	0.49	1.05	0.33
DD2	2.16	1.49	0.47
DD3	2.02	1.35	0.43
DD4	2.37	1.64	0.52

### Gruppe 3 : Cerec<sup>R</sup> - eckige Approximalkavität

Füllungs -, bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	82.72	7.93	2.50
A2	79.63	6.50	2.05
A3	80.19	7.82	2.47
A4	76.99	9.15	2.89
AA1	78.54	10.57	3.34
AA2	77.09	13.16	4.16
AA3	74.45	8.29	2.62
AA4	76.34	8.47	2.68
D1	0.12	0.40	0.12
D2	0.51	0.85	0.26
D3	0.46	0.79	0.25
D4	1.0	1.25	0.39

DD1	1.15	2.35	0.74
DD2	2.01	2.56	0.81
DD3	2.05	2.74	0.86
DD4	2.12	2.69	0.85

## Gruppe 4 : Komposit - Lumifor<sup>R</sup> mit Dentinhaftmittel - Gluma<sup>R</sup>

Füllungs -,bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	97.56	4.19	1.32
A2	97.45	4.25	1.34
A3	97.41	4.33	1.37
A4	97.55	4.20	1.32
AA1	87.04	10.69	3.38
AA2	82.83	14.23	4.50
AA3	81.52	15.6	4.93
AA4	81.51	15.21	4.81
D1	1.28	3.58	1.13
D2	1.18	3.25	1.02
D3	1.23	3.39	1.07
D4	1.28	3.58	1.13

DD1	6.38	7.07	2.23
DD2	11.46	9.21	2.91
DD3	12.12	9.36	2.96
DD4	12.69	11.15	3.52

## Gruppe 5 : Glasionomierzement Ketac - Fil<sup>R</sup>

Füllungs -, bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	90.72	6.11	1.84
A2	87.77	9.05	2.73
A3	86.97	9.82	2.96
A4	86.55	10.44	3.15
AA1	86.0	9.79	2.95
AA2	78.22	10.12	3.05
AA3	77.94	10.85	3.27
AA4	79.58	9.71	2.92
D1	1.62	3.55	1.07
D2	5.03	5.23	1.57
D3	5.13	5.50	1.66
D4	4.94	5.72	1.72

DD1	3.35	5.29	1.59
DD2	8.64	5.22	1.57
DD3	8.85	5.63	1.69
DD4	8.64	5.76	1.73

### Gruppe 6 : Komposit Pertac - Hybrid<sup>R</sup> nach Thermoschock

Füllungs -,bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	96.55	2.88	1.17
A2	93.32	7.70	3.14
AA1	82.86	12.59	5.14
AA2	74.05	14.63	5.97
D1	0.14	0.0	0.0
D2	2.9	5.41	2.21
DD1	5.47	3.0	1.22
DD2	10.78	7.03	2.87

## Gruppe 7 : Komposit Pertac - Hybrid<sup>R</sup> nach Durchwärmung

Füllungs -,bzw. Randabschnitt, Zyklenzahl	Mittelwert [ % ]	Standardabweichung	Standardfehler
A1	96.55	5.04	2.06
A2	85.86	6.90	2.81
AA1	82.86	4.25	1.73
AA2	62.85	12.54	5.12
D1	0.14	0.70	0.28
D2	6.99	5.32	2.17
DD1	5.47	3.07	1.25
DD2	12.92	6.51	2.66

Signifikanzprüfung mit dem gepaarten T - Test :

Symbole : n.s. = nicht signifikant  
\* = schwach signifikant  
\* \* = signifikant  
\* \* \* = hoch signifikant

( Abkürzungen siehe Anhang, 7.5, Seite 98 )

Gruppe 1:

A1 / A2 p = 0.763 n.s.	D1 / D2 p = 0.038 *
A1 / A3 p = 0.786 n.s.	D1 / D3 p = 0.027 *
A1 / A4 p = 0.321 n.s.	D1 / D4 p = 0.089 n.s.
A2 / A3 p = 0.903 n.s.	D2 / D3 p = 0.853 n.s.
A2 / A4 p = 0.221 n.s.	D2 / D4 p = 0.689 n.s.
A3 / A4 p = 0.538 n.s.	D3 / D4 p = 0.523 n.s.
AA1 / AA2 p = 0.510 n.s.	DD1 / DD2 p = 0.060 n.s.
AA1 / AA3 p = 0.186 n.s.	DD1 / DD3 p = 0.004 * *
AA1 / AA4 p = 0.418 n.s.	DD1 / DD4 p = 0.033 *
AA2 / AA3 p = 0.240 n.s.	DD2 / DD3 p = 0.386 n.s.
AA2 / AA4 p = 0.602 n.s.	DD2 / DD4 p = 0.343 n.s.
AA3 / AA4 p = 0.160 n.s.	DD3 / DD4 p = 0.245 n.s.

## Gruppe 2 :

A1 / A2  $p = 0.148$  n.s.

A1 / A3  $p = 0.286$  n.s.

A1 / A4  $p = 0.191$  n.s.

A2 / A3  $p = 0.035$  \*

A2 / A4  $p = 0.011$  \*

A3 / A4  $p = 0.490$  n.s.

D1 / D2  $p = 0.092$  n.s.

D1 / D3  $p = 0.003$  \*\*

D1 / D4  $p = 0.063$  n.s.

D2 / D3  $p = 0.232$  n.s.

D2 / D4  $p = 0.158$  n.s.

D3 / D4  $p = 0.636$  n.s.

AA1 / AA2  $p = 0.449$  n.s.

AA1 / AA3  $p = 0.159$  n.s.

AA1 / AA4  $p = 0.180$  n.s.

AA2 / AA3  $p = 0.447$  n.s.

AA2 / AA4  $p = 0.266$  n.s.

AA3 / AA4  $p = 0.553$  n.s.

DD1 / DD2  $p = 0.012$  \*

DD1 / DD3  $p = 0.008$  \*\*

DD1 / DD4  $p = 0.011$  \*

DD2 / DD3  $p = 0.653$  n.s.

DD2 / DD4  $p = 0.232$  n.s.

DD3 / DD4  $p = 0.300$  n.s.

## Gruppe 3 :

A1 / A2  $p = 0.210$  n.s.

A1 / A3  $p = 0.124$  n.s.

A1 / A4  $p = 0.084$  n.s.

A2 / A3  $p = 0.826$  n.s.

A2 / A4  $p = 0.236$  n.s.

A3 / A4  $p = 0.181$  n.s.

D1 / D2  $p = 0.078$  n.s.

D1 / D3  $p = 0.044$  \*

D1 / D4  $p = 0.030$  \*

D2 / D3  $p = 0.802$  n.s.

D2 / D4  $p = 0.036$  \*

D3 / D4  $p = 0.131$  n.s.

AA1 / AA2  $p = 0.620$  n.s.

AA1 / AA3  $p = 0.039$  \*

AA1 / AA4  $p = 0.395$  n.s.

AA2 / AA3  $p = 0.452$  n.s.

AA2 / AA4  $p = 0.836$  n.s.

AA3 / AA4  $p = 0.144$  n.s.

DD1 / DD2  $p = 0.023$  \*

DD1 / DD3  $p = 0.006$  \*\*

DD1 / DD4  $p = 0.003$  \*\*

DD2 / DD3  $p = 0.926$  n.s.

DD2 / DD4  $p = 0.643$  n.s.

DD3 / DD4  $p = 0.790$  n.s.

#### Gruppe 4 :

A1 / A2  $p = 0.704$  n.s.

A1 / A3  $p = 0.552$  n.s.

A1 / A4  $p = 0.343$  n.s.

A2 / A3  $p = 0.444$  n.s.

A2 / A4  $p = 0.717$  n.s.

A3 / A4  $p = 0.566$  n.s.

D1 / D2  $p = 0.374$  n.s.

D1 / D3  $p = 0.370$  n.s.

D1 / D4  $p = 1.000$  n.s.

D2 / D3  $p = 0.379$  n.s.

D2 / D4  $p = 0.374$  n.s.

D3 / D4  $p = 0.370$  n.s.

AA1 / AA2  $p = 0.050$  \*

AA1 / AA3  $p = 0.024$  \*

AA1 / AA4  $p = 0.024$  \*

AA2 / AA3  $p = 0.088$  n.s.

AA2 / AA4  $p = 0.034$  \*

AA3 / AA4  $p = 0.991$  n.s.

DD1 / DD2  $p = 0.037$  \*

DD1 / DD3  $p = 0.024$  \*

DD1 / DD4  $p = 0.026$  \*

DD2 / DD3  $p = 0.014$  \*

DD2 / DD4  $p = 0.155$  n.s.

DD3 / DD4  $p = 0.491$  n.s.

#### Gruppe 5 :

A1 / A2  $p = 0.074$  n.s.

A1 / A3  $p = 0.048$  \*

A1 / A4  $p = 0.034$  \*

A2 / A3  $p = 0.055$  n.s.

A2 / A4  $p = 0.177$  n.s.

A3 / A4  $p = 0.546$  n.s.

D1 / D2  $p = 0.003$  \*\*

D1 / D3  $p = 0.003$  \*\*

D1 / D4  $p = 0.004$  \*\*

D2 / D3  $p = 0.564$  n.s.

D2 / D4  $p = 0.782$  n.s.

D3 / D4  $p = 0.350$  n.s.

AA1 / AA2  $p = 0.003$  \*\*

AA1 / AA3  $p = 0.002$  \*\*

AA1 / AA4  $p = 0.001$  \*\*\*

AA2 / AA3  $p = 0.464$  n.s.

AA2 / AA4  $p = 0.524$  n.s.

AA3 / AA4  $p = 0.442$  n.s.

DD1 / DD2  $p = 0.000$  \*\*\*

DD1 / DD3  $p = 0.000$  \*\*\*

DD1 / DD4  $p = 0.000$  \*\*\*

DD2 / DD3  $p = 0.358$  n.s.

DD2 / DD4  $p = 0.996$  n.s.

DD3 / DD4  $p = 0.411$  n.s.

Gruppe 6 :

A1 / A2  $p = 0.264$  n.s.

D1 / D2  $p = 0.216$  n.s.

AA1 / AA2  $p = 0.124$  n.s.

DD1 / DD2  $p = 0.049$  \*

Gruppe 7 :

A1 / A2  $p = 0.014$  \*

D1 / D2  $p = 0.035$  \*

AA1 / AA2  $p = 0.008$  \*\*

DD1 / DD2  $p = 0.016$  \*

## 7.5 Verzeichnis der Abkürzungen

- A = perfekter Rand , Übergang Schmelz / Füllungsmaterial, bzw. Schmelz / Befestigungsmaterial bei Inlayversorgung.
- AA = perfekter Rand, Übergang Wurzelzement / Füllungsmaterial, bzw. Befestigungsmaterial / Cerec - Inlay.
- D = Randspalt, Übergang Schmelz / Füllungsmaterial, bzw. Schmelz / Befestigungsmaterial bei Inlayversorgung.
- DD = Randspalt, Übergang Wurzelzement / Füllungsmaterial, bzw. Befestigungsmaterial / Cerec - Inlay.
- 
- 1 = vor thermischer Belastung.
- 2 = nach 500 Zyklen.
- 3 = nach 1250 Zyklen.
- 4 = nach 2000 Zyklen.
- 
- n.s. = nicht signifikant
- \* = schwach signifikant
- \*\* = signifikant
- \*\*\* = hoch signifikant
- 
- HEMA = 2 - Hydroxyethyl - dimethacrylat
- s = Sekunde
- mA = milli Ampere
- W = Watt
- mK = milli Kelvin
- FCKW = Fluor - Chlor - Kohlenwasserstoff

## Danksagung

Mein besonderer Dank gilt in erster Linie Herrn Prof. Dr. R. Hickel für die Überlassung des Themas.

Außerdem möchte ich Herrn Dr. K.-H. Kunzelmann für seine Unterstützung danken.

Die statistische Auswertung erfolgte am Institut für medizinische Statistik und Dokumentation der Friedrich - Alexander - Universität Erlangen unter besonderer Mitwirkung von Herrn Dr. P. Martus, dem ich dafür herzlich danken möchte.

Für die Einweisung am Rasterelektronenmikroskop bin ich meinem Kollegen Herrn Dr. J. Neubauer zu Dank verpflichtet.

Herrn Herold ( photographisches Labor der Zahnklinik Erlangen ) bin ich für die Anfertigungen der Photographien dankbar.

## Lebenslauf

Ich wurde am 20. Juni 1962 als dritter Sohn von Anna ( Hausfrau ) und Heinrich Ruppert ( Elektrotechniker ) in Erlangen / Bayern geboren. Nach dem Besuch der Grundschule Neunkirchen am Brand trat ich auf das musische Christian - Ernst - Gymnasium Erlangen über. Nach dem Abitur und der Ableistung des Grundwehrdienstes durchlief ich eine Berufsausbildung zum Nachrichtengerätemechaniker bei der Firma Gossen Meß - und Regeltechnik GmbH, Erlangen.

Im Sommersemester 1987 begann mein Studium der Zahnmedizin an der Universität Erlangen, welches ich 1992 nach zehn Semestern Studiendauer abschloß.

Seit November 1992 bin ich als Assistenzarzt in der Praxis eines niedergelassenen Kollegen tätig.