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

Dreimedienabrasion von Kompositen

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

vorgelegt von
Yorck Gehrig
aus Stuttgart-Bad-Cannstatt

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:	30. Mai 1995

Meiner Familie

INHALTSVERZEICHNIS

		Seite
1	Einleitung	7
1.1	Problematik	7
1.2	Entwicklung und Chemie	7
1.3	Materialeigenschaften	9
1.3.1	Abrasion	9
1.3.2	Studien	13
1.3.2.1	In vivo Studien	13
1.3.2.2	In vitro Studien	14
1.3.3	Polymerisationstiefe	20
1.3.3	Wasseraufnahme und Löslichkeit	21
1.4	Ziel der Arbeit	22
2	Material und Methode	23
2.1	Material	23
2.1.1	Die verwendeten Komposite	23
2.1.2	Herstellung der Proben	25
2.1.2.1	Komposite	25
2.1.2.2	Aushärtung mit Translux CL	25
2.1.2.3	Aushärtung mit Visio-Beta	26
2.1.2.4	Amalgam	26
2.1.3	Lagerung der Proben	27
2.1.4	Probenrad	27
2.2	Methode	30
2.2.1	ACTA-Abrasionsmaschine	30
2.2.1.1	Das abrasive Medium	34
2.2.2	Versuchsablauf	34
2.2.2.1	Rundschleifen	34
2.2.2.2	Standardeinstellungen	34

2.2.3	Auswertung	35
2.2.3.1	Perthometer	35
2.2.3.2	Dentmes	38
2.2.3.3	Auswertprogramm AZPAK	42
3	Ergebnisse	54
3.1	Abrasionswerte	54
3.2	Der Einfluß der Härtungsmethode	57
3.3	Der Einfluß der Lagerung	58
3.4	Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung	60
4	Diskussion	62
4.1	Bewertung der Methode	62
4.1.1	ACTA-Abrasionsmaschine	62
4.1.1.1	Medium	62
4.1.1.2	Slip	63
4.1.2	Perthometer	65
4.1.3	Dentmes	66
4.1.4	Azpak	66
4.2	Bewertung der Ergebnisse	71
4.2.1	Lagerung	74
4.2.2	Härtungsmethoden	75
4.3	Schlußbetrachtung und klinische Relevanz	78
5	Zusammenfassung	79
6	Literaturverzeichnis	81

7 Anhang 92

7.1 Verwendete Instrumente und Geräte 92

7.2 Materialien und Ergebnistabellen 93

Danksagung 113

Lebenslauf 114

1 Einleitung

1.1 Problematik

In letzter Zeit ist Amalgam als Füllungsmaterial für den Seitenzahnbereich immer häufiger kontrovers diskutiert worden. Ausgelöst durch die Berichterstattung der Medien und die darauffolgende öffentliche Diskussion über Toxizität und schlechte Ästhetik des Amalgams, wird heute verstärkt nach Alternativen im Bereich der Seitenzahnfüllung gesucht.

Bisher waren Amalgam, Gold und Keramik die Seitenzahnfüllungsmaterialien der Wahl. Amalgam, das wesentlich billiger als Gold und Keramik ist, hat den Nachteil der schlechten Ästhetik. Weiterhin löst es, ebenso wie Gold, elektrochemische Reaktionen aus, die zu Korrosion und Potentialbildung führen können, und hat eine hohe thermische Leitfähigkeit. Zudem gilt die Quecksilberabgabe des Amalgams als Belastung des Organismus. Keramik ist nur schwer zu verarbeiten und ist außerdem sehr hart und spröde, was zu Schmelzabrasionen der Antagonistenzähne führen und nicht selten den Bruch der Füllung zur Folge haben kann.

Aus diesen Gründen werden Komposite als Seitenzahnfüllungswerkstoffe, insbesondere bei Klasse-I-Kavitäten, immer mehr beachtet und verwendet. Da die Abrasion ein wichtiger Aspekt hinsichtlich der zu erwartenden Haltbarkeit einer Kompositfüllung ist, soll in dieser Arbeit die Abrasionstendenz plastischer Komposite in vitro, verglichen mit Amalgam, untersucht werden. Dabei werden die Härtungsmethoden und die Lagerungsdauer variiert.

1.2 Entwicklung und Chemie

Die ersten Kunststoffe, die in den 40er Jahren als Füllungsmaterialien verwendet wurden, basierten auf Polymethylmethacrylat und enthielten keine Füllkörper. Großer Substanzverlust durch starke Abrasion, sowie hohe Polymerisationsschrumpfung und

ein wesentlich höherer thermischer Ausdehnungskoeffizient als Schmelz, die große Randspalten zwischen Zahn und Füllung bewirkten, waren die größten Probleme dieser frühen Füllungskunststoffe. Erst die Entdeckung des Bis-GMA (1958) mit silanisierten anorganischen Füllkörpern als Füllungsmaterial durch Bowen brachte Kunststoffe mit besseren Eigenschaften. Besonders das Abrasionsverhalten, die mechanischen Eigenschaften, die Polymerisationsschrumpfung und der thermische Ausdehnungskoeffizient sind durch Zugabe von Füllkörpern positiv beeinflußt worden [FINGER (1974), ASMUSEN (1975), REINHARDT (1977), REHBERG (1978), DICKSON (1979), VENZ (1979), VIOHL (1974/1980), COOK (1985), COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS AND EQUIPMENT (1986), PALLAV 1989)].

Die Qualität der Füllungen konnte durch Anwendung der Säure-Ätztechnik (Buonocore 1955) verbessert, die Verarbeitung 1973 durch die Einführung der Photopolymerisation weiter vereinfacht werden und die mechanischen wie physikalischen Eigenschaften soweit verbessert werden, daß Komposite heute andere Füllungsmaterialien, wie Silikatzemente, weitgehend aus der zahnärztlichen Praxis verdrängt haben.

Die Komposite lassen sich einteilen nach:

-1- der Polymerisation

A	Initiation	I	chemisch
		II	durch Licht
		III	dual
B	Kettenverlängerung	I	linear
		II	vernetzt

-2- der Füllkörperart (Abb. 1)

A Mikrofüller

B Makrofüller

C Hybride

Als Füllkörper finden Gläser, Quarze und Silikate Verwendung. Sie verbessern die Abriebsfestigkeit, erniedrigen den thermischen Ausdehnungskoeffizienten und verringern die

Wasseraufnahme. Mit Silanen, organischen Silikatverbindungen, die als Haftvermittler dem Komposit zugegeben werden, lassen sich diese Füllstoffe fest mit dem sie umgebenden Kunststoff verbinden. Silane gehen sowohl mit dem Kunststoff als auch mit dem Füllstoff eine echte chemische Bindung ein [BRAUER (1975), REHBERG (1978), LUTZ (1983)].

Der Gehalt an Füllstoff variiert, je nach Fabrikat, zwischen 65-80 Gewichtsprozent, dementsrechend 50-60 Volumenprozent. Die DIN-Norm DIN 13 922 für Füllungskunststoffe schreibt einen anorganischen Füllstoffgehalt von mindestens 50 Gewichtsprozent vor, dagegen fordert die ADA 75-80 Gewichtsprozent für Komposite [COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT (1982)]. Komposite mit Makrofüller haben wesentlich schlechtere Oberflächeneigenschaften (Polierbarkeit) und geringere Verschleißfestigkeit, aber gute mechanische Eigenschaften. Mikrogefüllte Komposite weisen ein besseres Verschleißverhalten und eine bessere Polierbarkeit auf. Moderne Hybrid-Komposite sollen die positiven Eigenschaften von Makro- und Mikrofüllern verbinden [LUTZ (1983)].

Gruppe	Füllkörpergröße
Konventionelle Komposite:	0,1-100 µm
Hybrid-Komposite:	< 1 µm
Homogene Mikrofüller-Komposite:	0,04-0,2 µm
Inhomogene Mikrofüller-Komposite:	0,04-0,15 µm

Abb.1: Klassifikation der Komposite nach Lutz F. (1983)

1.3 Materialeigenschaften

1.3.1 Abrasion

Versuch einer Definition der Abrasion: *"Unter Abrasion verstehen wir einen tribologischen Vorgang, bei dem es zum fortschreitenden Materialverlust aus der Oberflächenschicht eines festen Körpers kommt", [WEBER (1980)]*, wobei der Substanzverlust entsteht, indem feste Körper auf dem abradierten Körper schleifen [ROULET (1976)].

Das Abrasionsverhalten ist ein wichtiger Aspekt bei der Beurteilung der Haltbarkeit einer Füllung. Starker Substanzverlust bewirkt eine Reihe von ästhetischen und funktionellen Problemen. So wird die Oberfläche rauher, die Randstufe vergrößert sich und Plaque kann sich anlagern. Dies kann Farbveränderungen der Füllung und Sekundärkaries zur Folge haben. Besonders im Seitenzahnbereich, wo die Kaubelastung wesentlich größer ist als im Frontzahngebiet, sollte ein Füllungsmaterial dieser gesteigerten Beanspruchung standhalten. Auch wenn moderne Hybride wesentlich weniger Substanzverlust unter Kaubelastung als frühere Kunststoffe aufweisen, muß die klinische Eignung in punkto Verschleißfestigkeit im Vergleich mit Amalgam oder Goldinlays noch bewiesen werden [PHILLIPS (1971/1972/1973/1980), OSBORNE (1973/1980), EAMES (1974), MOFFA (1975/1978), CASTAGNOLA (1977), REINHARDT (1977a/1977b), LUTZ (1978), MEIER (1978/1979/1980), HAMMER (1979), GIBSON (1982), DEGEE (1986/1990), PALLAV (1988), HICKEL (1990)].

Die Menge des Substanzverlustes ist von zahlreichen Faktoren abhängig:

-1- vom Patienten
  * Lokalisation der Füllung
  * Größe der Füllung
  * Okklusion
  * Ernährung
  * Mundhygiene
-2- vom Behandler
  * Präparation
  * Verarbeitung
-3- vom Werkstoff
  * Füllkörpergehalt
  * Form der Füllkörper
  * Verbund Füllkörper - Matrix
  * Art der Polymerisation
  * E-Modul

Das Phänomen der Abrasion ist auf Grund der vielen daran beteiligten Parameter sehr komplex. In welcher Weise die einzelnen Parameter quantitativ den Substanzverlust beeinflussen, läßt sich auch heute nicht definitiv sagen.

Der klinisch zu beobachtende Substanzverlust entsteht durch drei Vorgänge. Die Adhäsion, die mechanische Löslichkeit und die mechanische Abrasion. Dabei kommt der mechanischen Abrasion die größte Bedeutung zu. Die mechanische Löslichkeit wird durch Speichel, Mikroorganismen, Zahnpasten oder die Nahrung bewirkt [ROULET (1976/1987), METTLER (1978), LUTZ (1978), BLOEM (1988)]. Den geringsten Einfluß auf die Degradation hat die Adhäsion zweier sich berührender Materialien, da das Phänomen in der Mundhöhle durch den Speichel gemindert wird.

Grundsätzlich lassen sich zwei Abrasionsarten unterscheiden: Zwei- und Drei-Körper-Abrasion. Die Zwei-Körper-Abrasion, v.a. in der englischen Literatur als *Attrition* bezeichnet, spielt sich zwischen zwei Antagonisten ab, die an ihren Kontaktflächen aufeinander reiben. Die Drei-Körper-Abrasion, im englischen *Abrasion*, beschreibt den Abrieb der bei jedem Kauvorgang zwischen den Zahnreihen stattfindet, wobei sich zwischen den Zähnen als abrasive Suspension ("dritter Körper") der Speisebrei befindet [MCCABE (1981), BRAEM (1986), FINGER (1987), BLOEM (1988), MAIR (1990)].

Eine andere Möglichkeit die unterschiedlichen Abrasionsarten zu erfassen besteht darin, zu unterscheiden, ob die Zahnflächen Kontakt zum Antagonisten (OCA) haben oder nicht (CFA). Auf der "occlusal contact area (OCA)" bewirken Zwei- und Drei-Körper-Abrasion den Substanzverlust, wogegen auf der "contact free occlusal area (CFA)" nur reine Drei-Körper-Abrasion stattfinden kann [LUTZ (1984), HIRT (1984), COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, EQUIPMENT, AND INSTRUMENTS (1986), ROULET (1987)]. Der Substanzverlust in der "OCA" ist 2,5 mal größer als der in der "CFA" [LUTZ (1984)]. Für die Zunahme der auf die Oberfläche einwirkenden Kraft ("contact stress"), konnte *in vitro* ein linearer Zu-

sammenhang mit der Größe des Substanzverlustes gezeigt werden [HARRISON (1985)].

Die beim Kauen auftretenden Kräfte werden auf die Kompositefüllung übertragen, und die Füllkörper leiten diese Kräfte an die umgebende Kunststoffmatrix weiter. Kleine Sprünge im Gefüge unter der Oberfläche lockern die Matrix, die ausgewaschen werden kann. Die dann freiliegenden Füllkörperpartikel haben in der Matrix keinen Halt mehr und gehen verloren [LUTZ (1978), MEIER (1978/1979/1980), ABELL (1983), EHRNFORD (1983/1984), HIRT (1984), XU HENGCHANG (1985), LEINFELDER (1985/1987), BRAEM (1986), FINGER (1987), TEAFORD (1988)]. Es konnte gezeigt werden, daß zu makrogefüllten Kompositen beigemischte Mikrofüller das Verschleißverhalten deutlich verbessern [MCLUNDIE (1985), PALLAV (1989)]. In vivo Untersuchungen zeigen, daß mikrogefüllte Komposite und Hybride abrasionsfester sind als makrogefüllte Komposite. Außerdem scheinen mehr Füllkörper weniger Abrasion zu bewirken [LUTZ (1984), ROULET (1987), SWIFT (1987)].

Eine wesentliche Rolle bei der Abrasion von Kompositen spielen die Füllkörper. Art, Menge und Größe haben ebenso einen entscheidenden Einfluß auf die Größe des Substanzverlustes, wie die Verbindung Füllkörper-Kunststoffmatrix [MAROLF (1984)]. Neuere Komposite haben deswegen einen höheren Füllkörpergehalt und sind Mikrofiller oder Hybride. Die kleineren Partikel füllen den Zwischenraum zwischen den goßen Füllkörpern der Hybride, das heißt, zwischen den Füllkörpern gibt es weniger Raum, der mit Kunststoffmatrix ausgefüllt ist. Bei Mikrofüllern ist der Raum zwischen den Füllkörpern kleiner, da sich die kleinen Partikel sehr eng packen lassen. Damit konnte auch das Abrasionsverhalten deutlich verbessert werden und in vivo annähernd amalgamähnliche Verschleißfestigkeit gemessen werden [LEINFELDER (1974/1975/1985/1986/1987), MEIER (1978/1979/1980), LI (1985), EMBONG (1987)].

1.3.2. Studien

1.3.2.1 In vivo Studien

Eine Vielzahl von Studien befaßt sich speziell mit der Abrasionsfestigkeit von Kompositen (Tab.1). Die Untersuchungen zeigen, daß die Verschleißfestigkeit von Amalgam in vivo nicht erreicht wird [LUTZ (1984), ROULET (1977/1980a/1980b). Bisherige Komposite zeigen im Zeitraum von 1-2 Jahren nach Legen der Kompositfüllung deutliche Qualitätseinbußen [LUTZ (1984), ROULET (1977/1980a/1980b), VANHERLE (1989)].

Bei In-vivo-Studien ist es schwierig, vergleichbare Resultate zu erzielen, da viele Studien nur qualitative Aussagen über die Füllungen machen, die von der subjektiven Einschätzung des Beurteilers abhängen. Quantitative Resultate lassen sich nur mit erheblichen Aufwand an Zeit und Apparaturen erzielen. Trotz der unterschiedlichen Methoden und der verschiedenen Prüfer kann aus den bisherigen klinischen Studien gefolgert werden, daß Komposite für den Seitenzahnbereich nur bedingt geeignet sind und keine generelle Alternative zum Amalgam darstellen [PHILLIPS (1971/1972/1973), OSBORNE (1973), EAMES (1974), ROULET (1977/1978/1980a/1980b), RÜMANN (1980)].

Autor	Methode	Material	Vergleich Amalgam	Zeit
Abell (1983)	REM Messg. Füller	Concise		7 J.
Binon (1976)	USPHS	Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1 J.
Bloem (1988)	Totalprothesen quant.	10 Komposite		3-6 M.
Braem (1986)	quant. Messg.	4 Komposite		6-12 M.
Eames (1974)	USPHS	Adaptic; Addent; Amalgam	Amalgam besser	3-4 J.
Hammer (1979)	eigene Kriterien	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1-5 J.
Hirth (1984)	REM; Profilometer	4 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	3-6 M.
Lambrechts (1989)	quantitativ	Schmelz		0-4 J.
Leinfelder (1975)	USPHS	5 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	2 J.
Leinfelder (1986a/b)	USPHS; quant. Messg.	13 Komposite		3 J.
Lutz (1977)	eigene Kriterien	Caulk-Nuva System		15 M.
Lutz (1978)	REM; eigene Kriterien	Komposite		4 J.
Lutz (1984)	USPHS; quant. Vermessung	7 Komposite	Amalgam besser	1 J.
Marolf (1984)	REM; quant. Vermessung	4 Komposite	Amalgam besser	6 M.
Meier (1978/79/80)	REM; Profilometer; quant. Vermessung	4 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	0-24 M.
Mettler (1978)	quant. Mikroskop	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1 J.
Osborne (1973)	USPHS	Concise; Amalgam	Amalgam besser	0-2 J.
Osborne (1980)	USPHS	Adaptic; Adaptic rdp.		0-3 J.
Phillips (1971/72/73)	USPHS	Adaptic; Amalgam	Amalgam besser	0-3 J.
Roulet (1977)	Eigene Kriterien	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	0- 1 J.
Roulet (1980a/b)	quant. Mikroskop	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	0-3 J.
Wilson (1981)	quant. mit Laser	nur	Methode	
Wu (1984)	REM	Komposite		0-19 J.
Xu Hengchang (1985)	REM	Komposite; Amalgam		0-12 M.

Tab.1: In-vivo-Studien zu Seitenzahnkompositen

1.3.2.2 In-vitro-Studien

Der Substanzverlust, wie er klinisch an Kompositen zu beobachten ist, stellt eine Überlagerung verschiedener Phänomene dar. Deswegen muß sorgfältig überlegt werden, welche Parameter für die In-vitro-Studien ausgewählt werden. Aus der Vielzahl der Studien haben sich verschiedene Arten herauskristallisiert:

I Zwei-Körper-Abrasionsversuche
- A Versuche mit Schleifpapier
- B Pin-on-Disk-Versuche

C Kausimulator

II Drei-Körper-Abrasionsversuche

A Bürstenabrasionsversuche

B Abrasionsmaschinen

I Zwei-Körper-Abrasionsversuche

A Versuche mit Schleifpapier

Auf diese Weise wurden die ersten Abrasionsversuche durchgeführt, in dem die Kompositproben mit Schmirgelpapier unterschiedlicher Körnung mit Wasser behandelt wurden. Die Prüfkörper werden dabei auf ein Schleifpapierband gedrückt, das an den Proben vorbeigezogen wird. Gemessen wird entweder der lineare Substanzverlust oder der Volumenverlust. Alternativ dazu wurde auch versucht die klinische Abrasion zu simulieren, indem die Kompositeproben in einem mit Schmirgelpapier ausgekleideten Schüttler geschüttet wurden.

Zusammenfassend sind folgende Ergebnisse zu erwähnen, die den in vivo gefundenen widersprechen:

-1- Die Komposite mit dem höchsten Anteil großer Füllkörper zeigen die geringste Abrasion.

-2- Mikrogefüllte Komposite und Hybride sind nicht so abrasionsstabil.

-3- Makrogefüllte Komposite übertreffen Amalgam in ihrer Abrasionsfestigkeit.

[POWERS (1983), HARRISON (1976/1985), REINHARDT (1977), FAN (1979/1980), MCCABE (1981/1987), MCLUNDIE (1985), WILSON (1981), MOORES (1983)].

B Pin-on-Disk-Versuche (Pin-on-Plate)

Der Versuchsaufbau ist bei den verschiedenen Studien unterschiedlich, prinzipiell sind es Zwei-Körper-Abrasionsversuche. In Anbetracht der Tatsache das der Mensch täglich nur kurze Zeit, etwa 18 Minuten, wirklichen Zahn-zu-Zahn-Kontakt hat, kann der Einfluß auf die Abrasion von Füllungen nicht beträchtlich

sein [RATEITSCHAK (1978)]. Bei "Pin-on-disc-Versuchen" hat die Kompositprobe mit einem Stift Kontakt, der den Antagonisten simulieren soll. Der Stift besteht aus Schmelz, Stahl oder Aluminium, wobei das Material des Stiftes die Werte beeinflußt. Die Kompositeprobe befindet sich auf einer Scheibe die mit unterschiedlicher Geschwindigkeit rotieren kann. Vermessen wird, als Maß der Abrasion, entweder die Schleifspur, die der Stift in die Kompositeprobe gezogen hat, oder der Gewichtsverlust der Kompositproben. Es wurden unterschiedliche Geschwindigkeiten, polierte und unpolierte Proben untersucht, wobei weder für die Geschwindigkeit, noch für die Politur der Probe ein Einfluß auf die Abrasion gezeigt werden konnte [LUTZ (1984)]. Der Anpreßdruck des Stiftes an die Probe kann variiert werden, um damit den Parameter der Kaukräfte zu erfassen. Bei Steigerungen des Anpreßdrucks in einem physiologisch sinnvollen Rahmen konnte gezeigt werden, daß Amalgamproben kaum eine Zunahme der Abrasion zeigen, wogegen Kompositproben bis zu 1000 mal stärker abradieren [LUTZ (1984)]. Das könnte erklären, warum Okklusionskontakte auf Kompositefüllungen schnell verschwinden, wogegen bei Amalgamfüllungen diese Kontakte dauerhafter sind. Die Ergebnisse der Materialien können die Abrasion der Füllungen in der "OCA" simulieren, Erkenntnisse für den Substanzverlust in der "CFA" können diese Versuche nicht liefern. Es konnte eine Korrelation zwischen Ergebnissen aus "Pin-on-disc"-Versuchen und In-vivo-Daten zur Abrasion in der "OCA" nachgewiesen werden, bei anderen Untersuchungen dieser Art, schnitten Komposite relativ zu Amalgam zu gut ab [HOTZ (1975), SOLTESZ (1979), FAN (1980), BAILEY (1981a/b), RICE (1981/1982/1984), MCKINNEY (1982/1985), WU (1982); POWERS (1983), LUTZ (1984)].

In REM-Bildern läßt sich sehen, daß bei diesen Versuchen die Oberfläche der Prüfkörper einheitlich geschädigt wird und Füllkörper durch den Stift zertrümmert werden [SOLTESZ (1979), BAILEY (1981a/1981b)]. In vivo wird aber zuerst die Kunststoffmatrix aus dem Füllungsverband herausgelöst, dann werden die Füllkörper aus der Oberfläche der Füllung herausgerissen [LUTZ (1984), LEINFELDER (1987)].

Die Ergebnisse lassen keine zusammenfassende Aussage zu, da je nach verwendeter Maschine, die verschiedenen Gruppen der Füllungsmaterialien unterschiedlich abrasionsfest sind. Auch eine gemeinsame Rangfolge kann aus den vorliegenden Ergebnissen nicht abgeleitet werden [DELONG (1983/1985), SAKAGUCHI (1986), SMALLEY (1986), SCHULTE (1987), EMBONG (1987), AZIZ (1988)].

Wenn bei diesen Versuchen statt des Wassers ein abrasives Medium verwendet wird, kann auch Drei-Körper-Abrasion untersucht werden. Dabei konnte die Rangfolge der Materialien in einer "Pin-on-plate"-Versuchsanordnung mit Wasser, mildem und stark abrasivem Medium unter sonst gleichen Bedingungen nicht wiederholt werden [HARRISON (1978)].

C Kausimulatoren

Von Kausimulatoren sollen die Bedingungen im Mund so genau wie möglich simuliert werden. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Maschinen sind teilweise ganz erheblich, der Mechanismus kann so zusammengefasst werden: gefüllte Zähne oder Probenkörper reiben unter Wasser am "Antagonisten". Der Antagonist besteht aus Schmelz oder üblichen Füllungsmaterialien, und es kann zusätzlich zur Abrasion des Prüfkörpers auch die Abrasion am Antagonisten gemessen werden. Als Parameter können je nach Versuchsaufbau Anpreßdruck, Kontaktzeit und -strecke bzw. -fläche ebenso variierbar sein, wie die Anzahl der Zyklen [DELONG (1983), KREJCI (1990a/b/c/d)]. Die Ergebnisse lassen eine Korrellation mit klinischen Ergebnissen gut erkennen. Auch die im Rasterelektronenmikroskop beobachteten In-vitro-Verschleißmuster zeigten große Ähnlichkeit mit klinischen Befunden [KREJCI (1990a/b/c/d)].

II Drei-Körper-Abrasionsversuche

Eine weitere Möglichkeit den in vivo stattfindenden Substanzverlust im Labor nachzuvollziehen, sind die Versuche, die auf Drei-Körper-Abrasion basieren. Eine Unterscheidung der Ergebnisse in

"OCA" und "CFA" ist bei diesen Versuchen nicht möglich, da auf der Kontaktfläche zwischen Probe und Antagonisten überall der gleiche Druck herrscht. Als Maß der Abrasion kann entweder der Volumen- oder Gewichtsverlust gemessen werden, oder mit einem Profilometer der lineare Substanzverlust bestimmt werden, wenn eine Schleifspur in der Probe entsteht.

Bürstenabrasionsversuche

Bei diesen Versuchen wird eine Bürste gegen eine rotierende Scheibe mit Kompositproben gedrückt. Die Abrasion findet in einem abrasiven Medium meist aus Kalziumkarbonat und Wasser statt. Diese Versuche unterscheiden sich in ihrem Aufbau vordergründig nicht wesentlich von Versuchen zur Drei-Körper-Abrasion. Durch die Verwendung einer Bürste mit flexiblen Borsten als Antagonist, anstatt der harten Antagonisten bei Drei-Körper-Abrasionsversuchen, werden die Ergebnisse aber vollständig verändert. Als Maß der Abrasion gilt der Masse- oder Volumenverlust der Prüfkörper. Der Anpreßdruck der Bürste, und die Geschwindigkeit der Scheibe kann geändert werden.

Die Reihenfolge des Abrasionswiderstandes der Materialien in diesen Versuchsanordnungen stimmt mit der in vivo eruierten nicht überein. Das heißt, daß makrogefüllte Komposite deutlich abrasionsfester als mikrogefüllte und Amalgam sind, wobei sich die letzteren nicht stark unterscheiden [HOTZ (1975), SOLTESZ (1980), XU HENGCHANG (1984)].

Kompositfüllungen im Frontzahnbereich und Kunststoffverblendungen sind lagebedingt der Bürstenabrasion sicherlich stärker ausgesetzt. Allerdings stellte sich bei Untersuchungen heraus, daß die meisten Zahnpasten eine zumindest leicht ätzende Wirkung auf die Oberfläche von Methacrylaten haben. Zwei der untersuchten Pasten hatten eine stark ätzende Wirkung. Diese Wirkung konnte für die beiden stark ätzenden Pasten auch beim in vitro Putzen nachgewiesen werden [MEINERS (1972)].

Anhand dieser Ergebnisse liegt der Schluß nahe, daß Bürstenab-

rasion in der Mundhöhle bei okklusalen Füllungen eine nur untergeordnete Rolle spielt und in Bezug auf die Abrasion vernachlässigt werden kann.

Abrasionsmaschinen

Bei diesem Versuchsaufbau kommt ein abrasives Medium, ein Gemisch, das den Speisebrei der Mundhöhle simuliert, als weiterer Parameter hinzu. Die Abrasionswerte sind sehr stark vom verwendeten Medium abhängig. Unter sonst gleichen Bedingungen konnten für Medien aus verschiedenen Materialien völlig unterschiedliche Werte gemessen werden, was den Einfluß des Mediums auf die Abrasion aufzeigt [HARRISON (1978), EHRNFORD (1980), DEGEE (1986)]. Zweckmäßig erscheint es, wenn das Medium während des Versuches seine Abrasivität nicht verändert, das heißt, daß es nicht zwischen der Probe und dem Antagonisten zerrieben wird. Ebenso sollte das Medium sich chemisch nicht verändern, z.B. seinen pH-Wert, was vor allem bei Medien aus organischen Bestandteilen beachtet werden muß. Eine Änderung des pH-Wertes wäre besonders störend, da die hydrolytische Degradation von Kompositen durch den geänderten pH-Wert unterstützt werden könnte, was den Abrasionseffekt überlagern könnte. Als Medium wurden Materialien, wie Hirsesamen, Mohn, Reis, PMMA-Kügelchen, Aluminiumoxid, Siliziumkarbid, Quartz oder Kalziumkarbonat verwendet.

Als Drei-Körper-Abrasionsmaschinen sind "Pin-on-plate" Versuchsanordnungen, wie oben beschrieben, mit einem abrasiven Medium verwendet worden [HARRISON (1978)], es wurde aber auch versucht mit Amalgam Trituriermaschinen und einem Gemisch aus Siliziumkarbid und Wasser Drei-Körper-Abrasion zu simulieren [PILLIAR (1984)]. Eine andere Abrasionsmaschine reibt rotierende Prüfkörper in einem Medium aus 1 mm großen Glaskugeln und Aluminiumoxid gegen die Innenwand einer Metallhohlform [DERAND (1980), EHRNFORD (1980)]. Auch Poliermaschinen wurden mit verschiedenen abrasiven Medien zur Simulation der Drei-Körper-Abrasion verwendet [STÄDTLER (1989), SARRET (1988/1991)].

Die in dieser Studie verwendete ACTA-Abrasionsmaschine besteht aus zwei aneinander gedrückten Rädern die in einem abrasiven Medium gegenläufig rotieren [DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), PALLAV (1989)].

Rasterelektronenmikroskopisch untersuchte Proben aus Drei-Körper-Abrasionsversuchen zeigen die gleichen Veränderungen auf der Oberfläche wie Füllungsoberflächen in vivo. Um die Füllkörper wird die Kunststoffmatrix herausgelöst, so daß ganze Partikel freiliegen und verloren gehen, weil sie keinen Halt mehr haben.

Die Ergebnisse dieser Studien zeigen Übereinstimmungen mit klinischen Ergebnissen, für die ACTA-Abrasionsmaschine konnte eine Korrelation mit klinischen Werten nachgewiesen werden [FINGER (1987)]. Amalgam schneidet bei Untersuchungen mit Drei-Körper-Abrasionsmaschinen am besten oder gleich gut mit dem besten Komposite ab, und die klinisch festgestellte Rangfolge der Abrasionsresistenz kann im in vitro Versuch nachvollzogen werden. Die Reihenfolge ist: Amalgam; Hybrid-Komposit; mikrogefülltes Komposit; makrogefülltes Komposit. In einem Fall kann ein makrogefülltes Komposite bessere Ergebnisse erzielen als ein mikrogefülltes, hierbei handelt es sich aber um ein makrogefülltes Komposite mit sehr kleinen Füllkörpern, die nur 1-5 µm groß sind [DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), PALLAV (1989)].

Bei der Bewertung der unterschiedlichen In-Vitro-Abrasionsversuche scheinen Drei-Körper-Abrasionstests zusammen mit "Pin-on-disc-Versuchen" schnell erzielbare und vergleichsweise gut interpretierbare Laborergebnisse zu erzielen.

1.3.3 Polymerisationstiefe

Der Polymerisationsgrad einer Kompositfüllung ist von folgenden Parametern abhängig:

* der Intensität der Bestrahlung
* der Bestrahlungszeit

* der Empfindlichkeit des Monomers
* der Strahlendurchlässigkeit des Kunststoffes
* der Streuung der Strahlen im Kunststoff
* der Größe und Lage der Füllung

Es zeigt sich, daß für neuere Geräte schon nach 10 sec. eine Aushärtetiefe von 1 mm, nach 20 sec 2 mm, erreicht werden, wobei allerdings die Farbe eine nicht unerhebliche Rolle spielt. Auch der Füllstoffgehalt beeinflußt die Polymerisationtiefe. Es sollte mit einer langsamen kontinuierlichen Bewegung auspolymerisiert werden [VIOHL (1978)]. Die Herstellerangaben hierzu sind weitgehend zuverlässig [REINHARDT (1977a/b/c/ 1991), VIOHL (1978), COOK (1980), LI (1985)].

1.3.4 Wasseraufnahme und Löslichkeit

Die Wasseraufnahme und Löslichkeit von Kompositen beeinflussen die mechanischen Eigenschaften der Materialien. Die Literaturangaben zur Wasseraufnahme von Kompositen schwanken zwischen 0,8 bis 6 Gew.% bzw. 0,4 bis 2 Vol.% gegenüber 4,5 Vol.% von ungefülltem PMMA. Die Löslichkeit nach 24 Stunden beträgt 0,05 Gew.% im Vergleich zu 0,1 Gew.% von ungefülltem PMMA [VIOHL (1974/1975/1979)].

Die Sättigungsdauer einer Füllung im Mund ist vom Verhältnis Füllungsoberfläche zu -tiefe abhängig. Eine Füllung mit großer Oberfläche und geringer Tiefe wird schneller gesättigt sein, als eine mit kleiner Oberfläche und großer Tiefe. Die Wasseraufnahme bewirkt innerhalb des Kunststoffgefüges einen größeren Intermolekularabstand, der zur Expansion des Materials führt, und erleichtert die Reorganisation der Polymerketten, was einen Weichmachereffekt hat [SÖDERHOLM (1988/1989, SARRETT (1991)]. Die Expansion der Komposite ist theoretisch in der Lage, den durch die Polymerisationsschrumpfung entstehenden Spalt teilweise wieder zu verkleinern. Spannungen innerhalb der Füllungen können durch Expansion und Reorganisation verringert werden.

In erster Linie wird die Zugfestigkeit durch die Einwirkung von Wasser reduziert, Druck- und Biegfestigkeit werden weniger beeinflußt [VIOHL (1974/1975/1979), KOLLMANNSPERGER (1978)]. Die Änderungen der Materialeigenschaften und die Zeitdauer bis zur Sättigung mit Wasser sind nicht generell für alle Komposite gleich, sondern abhängig von den Füllkörpern, ob sie silanisiert sind oder nicht, und der Anzahl polarer Gruppen und reaktiver Bindungen in den Polymerketten. Der bevorzugte Reaktionsort des Wassers sind die anorganischen Füllkörper und der Verbund Füllpartikel-Matrix. Wenn die Füllkörper durch Silanisierung einen hydrophoben Überzug bekommen, kann diese Reaktionsbereitschaft herabgesetzt werden [SÖDERHOLM (1988/1989), ROULET (1987), VIOHL (1975/1979), KOLLMANNSPERGER (1978)]. In der Regel ist allerdings Wasseraufnahme und Degradation nach 3 -6 Monaten abgeschlossen [SÖDERHOLM (1988/1989), SARRETT (1991)].

1.4 Ziel der Arbeit

Ziel dieser Untersuchung war, die Verschleißfestigkeit plastischer Kompositfüllungsmaterialien in vitro mit der von Amalgam zu vergleichen. Dabei sollte der Einfluß der Lagerungsdauer und der Härtungsmethode auf das Abrasionsverhalten, sowie verschiedene Abrasionsmedien untersucht werden.

2 Material und Methode

2.1 Material

2.1.1 Die verwendeten Komposite

Es wurden 16 plastische Kompositfüllmaterialien auf ihr Abrasionsverhalten im Vergleich mit Amalgam untersucht. Die Kompositproben wurden nach zwei unterschiedlichen Methoden ausgehärtet. Die Proben wurden direkt in der ACTA-Maschine abradiert oder 3 und 6 Monate vor dem Versuch gelagert.

Folgende Komposite wurden untersucht:

NAME/HERSTELLER	BATCH-NR.	VERFALL	FARBE
Pekafill / Bayer*	0558		
Lux-a-fill / Blend-a-med	0149	30.06.92	uni
Ful-Fil / DeTrey	890929	30.0692	L
A.P.H. / DeTrey	900418	31.12.91	LY
P10 / 3M	90C01	31.12.91	
P50 / 3M	ODD 2		uni
Silux / 3M*	OBM 1		uni op.
Visiomolar / ESPE	T 192	04.92	S
Pertac / ESPE	V 014		uni
Occlusin / GC	NM 61A	30.06.92	S
Adaptic LC / J&J	9C5402931 9M4103102	31.12.91 30.06.92	gelb uni
Herculite XR / Kerr	95249	09.91	uni
Estilux posterior /Kulzer	175	30.06.92	L
Palfique / Tokuyama*	IU 202		
Heliomolar / Vivadent	260359	06.93	uni
Round Robin Control*			

Die mit "*" gekennzeichneten Materialien wurden nur in Nebenversuchen, mit Reis bzw. Mohn als abrasivem Medium, verwendet. Die anderen Komposite wurden mit Hirsesamenmedium in den Hauptversuchen untersucht. Alle Füllstoffe, außer P10 (3M), sind lichthärtende Komposite und wurden mit UV-Licht gehärtet. P10 ist ein Autopolymerisat und wurde nach Herstellerangaben verarbeitet.

Round Robin ist ein Kontrollkomposite, welches keine Füllkörper enthält. Von Adaptic LC (J&J) mußten unterschiedliche Farben verwendet werden, da von einer Farbe nicht die ausreichende Menge vorhanden war. Die Komposite wurden im Kühlschrank gelagert. Um bei der Verarbeitung konstante Zimmertemperatur zu erreichen, wurden sie eine halbe Stunde vor der Verarbeitung aus dem Kühlschrank gelegt. Zu den hier aufgeführten Kompositen kommt noch Dispersalloy von Johnson & Johnson hinzu, das auf jedem Probenrad mitgeführt wurde.

Die verwendeten Komposite und ihre Zusammensetzung:

KOMPOSITE	ART	FÜLLERGRÖßE	FÜLLERMENGE
Pekafill / Bayer	Hybrid		75 Gew %
Lux-a-fill / Blend-a-med	Hybrid		70 Gew %
Ful-Fil / DeTrey	Hybrid		78 Gew %
A.P.H. / DeTrey	Hybrid		75 Gew %
P10 / 3M	Hybrid	13% 10-50 µm 64% 1-10 µm 23% < 1µm	85,5 Gew %
P50 / 3M	Hybrid	60% 1-10 µm 40% < 1 µm	87,5 Gew %
Silux / 3M	Micro		51 Gew %
Visiomolar / ESPE			76 Gew %
Pertac / ESPE	Hybrid		79-80 Gew %
Occlusin / GC	Macro		85 Gew %
Adaptic LC / J&J	Hybrid	65 Gew% 2 µm 2 Gew% 0,2µm 14,5 Gew % 0,04µm	81,5 Gew %
Herculite XR / Kerr	Hybrid	0,6 µm	78 Gew %
Estilux posterior / Kulzer	Hybrid		77 Gew %
Palfique / Tokuyama	Hybrid	30% 0,2 µm 70% 10-12µm	79-84 Gew %
Heliomolar / Viva-dent	Micro	0,04 µm	77-79 Gew %
Round Robin Control		keine Füllkörper	

2.1.2 Herstellung der Proben

2.1.2.1 Komposite

Die Kompositeproben wurden in, extra für diesen Zweck gefertigten, funkenerodierten Metallformen hergestellt. Diese Formen haben Grundmaße von 28 x 16 x 20mm und in der Mitte der Grundfläche eine Bohrung mit 3mm Durchmesser. In diese Bohrung wird ein Zylinderstift, 3 x 8mm, aus V2A-Stahl gesteckt. Somit sind die Proben auswechselbar und doch wieder eindeutig zu reponieren. Die Proben haben eine Grundfläche von 10 x 18mm und sind leicht gewölbt, sodaß die Oberfläche einen Kreisauschnitt bildet. An ihrer dicksten Stelle in der Mitte sind sie 5mm, an den Rändern 4mm hoch (Abb.2). Vor der Herstellung wurden Form und Plexiglasabdeckung mit silikonfreiem Formentrennspray "G.K. 36" der Keller GmbH Nürnberg isoliert. Die Proben wurden in drei Schichten gefertigt, wobei jede Schicht eine geringere Stärke als 2mm aufwies und jeweils 60 Sekunden mit der Handlampe Kulzer Translux CL ausgehärtet wurde, nachdem der Füllstoff mit Kunststoffspateln in die Form gebracht wurde. Die letzte Schicht wurde mit Hilfe einer Plexiglasabdeckung, mit den Maßen 22 x 10 x 9mm, gehärtet und somit der Probe, die für das Probenrad benötigte Form gegeben. Nach Fertigstellung wurde die Metallform aufgeschraubt, die Probe entnommen und eventuelle Überschüsse mit Schleifpapier entfernt.

Um den Einfluß der Härtungsmethode auf das Abrasionsverhalten der Komposite zu testen, wurden diese mit zwei verschiedenen Verfahren polymerisiert (Polymerisation mit Halogenlampe und Nachvergütung unter Vakuum).

2.1.2.2 Aushärtung mit Kulzer Translux CL

Das Lichtgerät Translux CL der Firma Kulzer besitzt eine Wolfram-Halogen-Reflektorlampe und erzeugt Licht in Wellenlängenbereichen zwischen 380 und 500 µm [Bedienungsanweisung Kulzer Translux CL]. Die Komposite wurden mit Kunststoffspateln in die Form gebracht und in drei Schichten jeweils 60 Sekunden ausge-

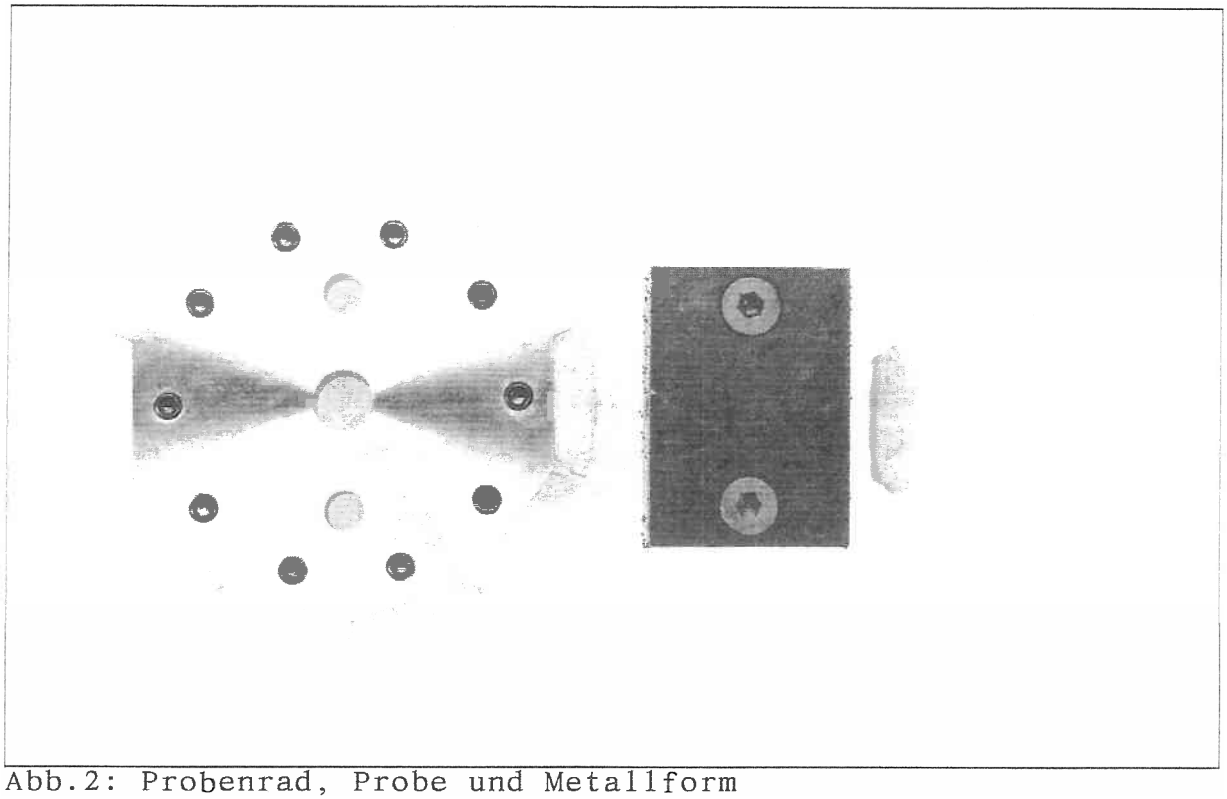


Abb.2: Probenrad, Probe und Metallform

härtet. Auf diese Weise wurden alle Komposite behandelt.

2.1.2.3 Aushärtung mit Espe Visio-Beta

Das Lichtgerät Visio-Beta der Firma Espe wird zur Polymerisation unter Vakuum verwendet. Die Hälfte der Proben wurde, nachdem sie mit Kulzer Translux CL vorgehärtet wurde, 15 Minuten mit Visio-Beta nachgehärtet.

2.1.2.4 Amalgam

Das für jedes Probenrad benötigte Amalgam wurde in den oben erwähnten Metallformen hergestellt, in die ebenfalls ein V2A-Zylinderstift gebracht wurde. Das Dispersalloy von J&J wurde in 5 Portionen (Kapseln für F2-Kavitäten) im Espe Capmix je 7 Sekunden trituriert. Die einzelnen Portionen wurden mit Kugel - und Birnenstopfer in die Form gebracht und kondensiert. Die Oberfläche wurde, anders als bei den Kompositen, von Hand geformt und mit einem Skaler die Überschüsse entfernt. Nach 24 Stunden konnte man sie aus der Form nehmen.

2.1.3 Lagerung der Proben

Um den Einfluß der Wasseraufnahme, sowie der Alterung auf die Abrasionstendenz der Komposite zu testen, wurden die Proben entweder nicht oder 3 bzw. 6 Monate gelagert. Dies geschah in Ringer-Lösung (Pfrimmer Kabi GmbH+Co KG, Erlangen) in braunen Glasgefäßen, mit 1000 ml Fassungsvermögen, die mit einem Schraubverschluß versehen waren. Ringer-Lösung und die braune Farbe der Gefäße wurden gewählt um möglichst lebensnahe Bedingungen (Mundhöhle) zu schaffen.

Die Vorversuche haben gezeigt, daß sowohl die Probenräder als auch die V2A-Zylinderstifte, mit denen die Proben auf den Rädern befestigt werden, nicht mit in der Ringer-Lösung gelagert werden können, da sie korrodiert sind. So haben wir lediglich die Proben gelagert.

Für die 9 Komposite und die Amalgamprobe eines Probenrades wurde ein Glasgefäß bereitgestellt. So hatten die Proben eines Rades von der Herstellung an, jeweils die gleichen Bedingungen. Nach Ablauf der Lagerungszeit wurde jede Probe mit einem V2A-Zylinderstift versehen und das Probenrad bestückt. Die so präparierten Probenräder wurden dann sofort mit einer Präzisionsschleifmaschine rundgeschliffen. Einen Tag später wurde mit dem Abrasionsversuch begonnen.

Die Proben, die nicht gelagert wurden, waren vor dem Abrasionsversuch trocken, die Proben mit 3 oder 6 Monaten Lagerungsdauer kamen direkt aus der Ringer-Lösung. Jedes Komposit wurde auf zwei unterschiedliche Arten ausgehärtet und verschieden lang, 0, 3 und 6 Monate, gelagert.

2.1.4 Das Probenrad

Auf dem metallenen Probenrad haben jeweils 10 Proben Platz. Die

Felder für die Proben haben eine ebene 10 auf 12,5 mm große Grundfläche und sind durch 1mm starke Metallsepten voneinander getrennt. Jede Grundfläche hat eine Bohrung mit 3mm Durchmesser, in die die V2A-Zylinderstifte passen. So können die Proben auf dem Rad angebracht und mit einer Inbusschraube befestigt werden (Abb.3).

In der Mitte des Probenrades befindet sich ein Loch, durch welches das Rad auf die Achse der ACTA-Abrasionsmaschine und auf die Achse des Probenradhalters für den Abtastvorgang festgeschraubt werden kann. Ein zweites exzentrisches Loch, etwa 11 mm vom Mitelpunkt des Rades entfernt, dient der Positionierung auf der Rundschleifmaschine der Firma Gechter und auf dem Probenradhalter für den Abtastvorgang. Der Durchmesser des mit Proben bestückten Rades beträgt ca. 50 mm.

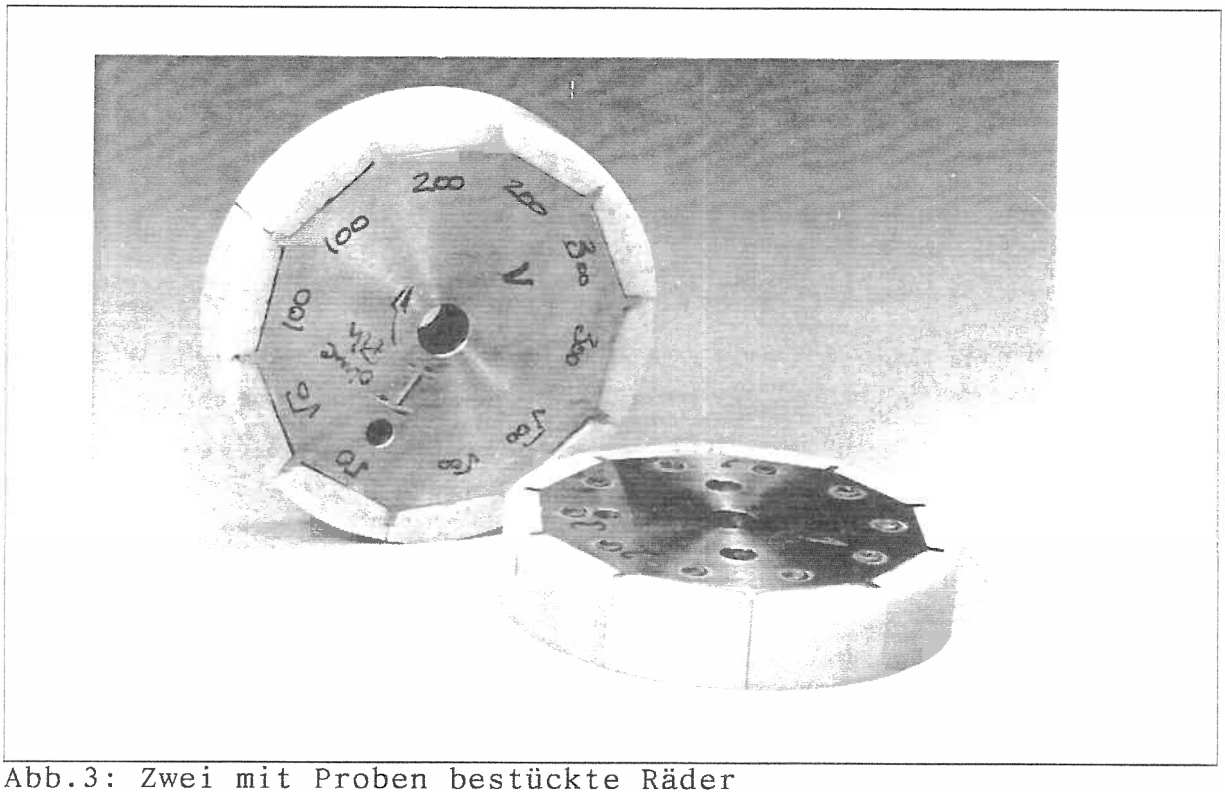


Abb.3: Zwei mit Proben bestückte Räder

Für die erste Hauptversuchsreihe wurden 9 Probenräder hergestellt, die mit Kompositen und Amalgam bestückt waren. Auf jedem Rad befanden sich Dispersalloy (J&J), P10 (3M) , P50 (3M) und Occlusin (GC) als Vergleichsproben, um den Einfluß des Mediums

auf den Abrasionswert zu relativieren. P50 und Occlusin wurden immer nur mit der Kulzer Translux CL Handlampe 60 Sekunden ausgehärtet. P10 ist ein Autopolymerisat.

Auf den Rädern Nr. 1, 4 und 7 befanden sich folgende Proben:
1 = Heliomolar; 2 = Adaptic LC; 3 = Herculite XR; 4 = Estilux posterior; 5 = Visiomolar; 6 = Ful-Fil; 7 = Occlusin; 8 = P50; 9 = P10; 10 = Dispersalloy
Die Komposite Nr. 1-6 wurden je 60 Sekunden mit Translux CL ausgehärtet. Das Probenrad Nr. 1 wurde sofort in den Abrasionsversuch gegeben, nach 3 Monaten Lagerung Rad Nr. 4 und nach 6 Monaten Nr. 7 verwendet.

Auf den Rädern Nr. 2, 5 und 8 befanden sich dieselben Proben wie auf den Rädern Nr. 1, 4 und 7, mit dem Unterschied, daß die Komposite Nr. 1-6 noch 15 Minuten mit dem Visio-Beta Lichtofen behandelt wurden, nachdem sie 60 Sekunden mit Translux CL ausgehärtet waren. Bei keiner Lagerungszeit wurde das Rad Nr. 2 genannt, bei 3 Monaten Nr. 5 und bei 6 Monaten Nr. 8.

Räder Nr. 3, 6 und 9
1 = AP.H; 2 = AP.H; 3 = Lux-a-fill; 4 = Lux-a-fill; 5 = Pertac; 6 = Pertac; 7 = Occlusin; 8 = P50; 9 = P10; 10 = Dispersalloy
Die Komposite Nr. 2, 4 und 6 wurden 60 Sekunden mit Translux CL ausgehärtet. Die Komposite Nr. 1, 3 und 5 wurden noch zusätzlich 15 Minuten mit Visio-Beta vergütet. Bei 0 Monaten Lagerung wurde das Rad Nr. 3 genannt, bei 3 Monaten Nr. 6 und bei 6 Monaten Nr. 9.

Für den Vergleich mit anderen Studien wurden zwei identische Probenräder hergestellt, die ADA1 und ADA2 genannt wurden. Auf den Rädern befanden sich folgende Füllungsmaterialien, die im Rahmen einer Round Robin Studie eingesetzt wurden:
1 = Round Robin Control; 2 = Herculite XR; 3 = Heliomolar; 4 = Silux Plus; 5 = Ful-Fil; 6 = Occlusin; 7 = P50; 8 = Pekafill; 9 = Palfique; 10 = Dispersalloy
Beide Räder wurden nicht gelagert und alle Komposite mit Trans-

lux CL 60 Sekunden ausgehärtet. ADA1 wurde mit dem Abrasionsmedium Mohn und ADA2 mit Reis untersucht (genaue Zusammensetzung der Räder siehe Anhang 7.2).

2.2 Methode

2.2.1 Die ACTA-Abrasionsmaschine

Die ACTA-Abrasionsmaschine wurde in Amsterdam entwickelt und erstmals 1986 von DeGee publiziert. Sie wurde als Drei-Körper-Abrasionsmaschine konzipiert und bietet zahlreiche Möglichkeiten, die Versuchsbedingungen zu variieren. Die Maschine besteht im wesentlichen aus zwei Rädern, die mit verstellbarem Anpreßdruck, gegeneinander gedrückt werden und in einem abrasiven Medium gegenläufig rotieren. Die beiden Räder befinden sich auf zwei, über Zahnräder und Riemen angetriebenen, Achsen und ragen in ein Glasgefäß, welches das abrasive Medium enthält (Abb.4).

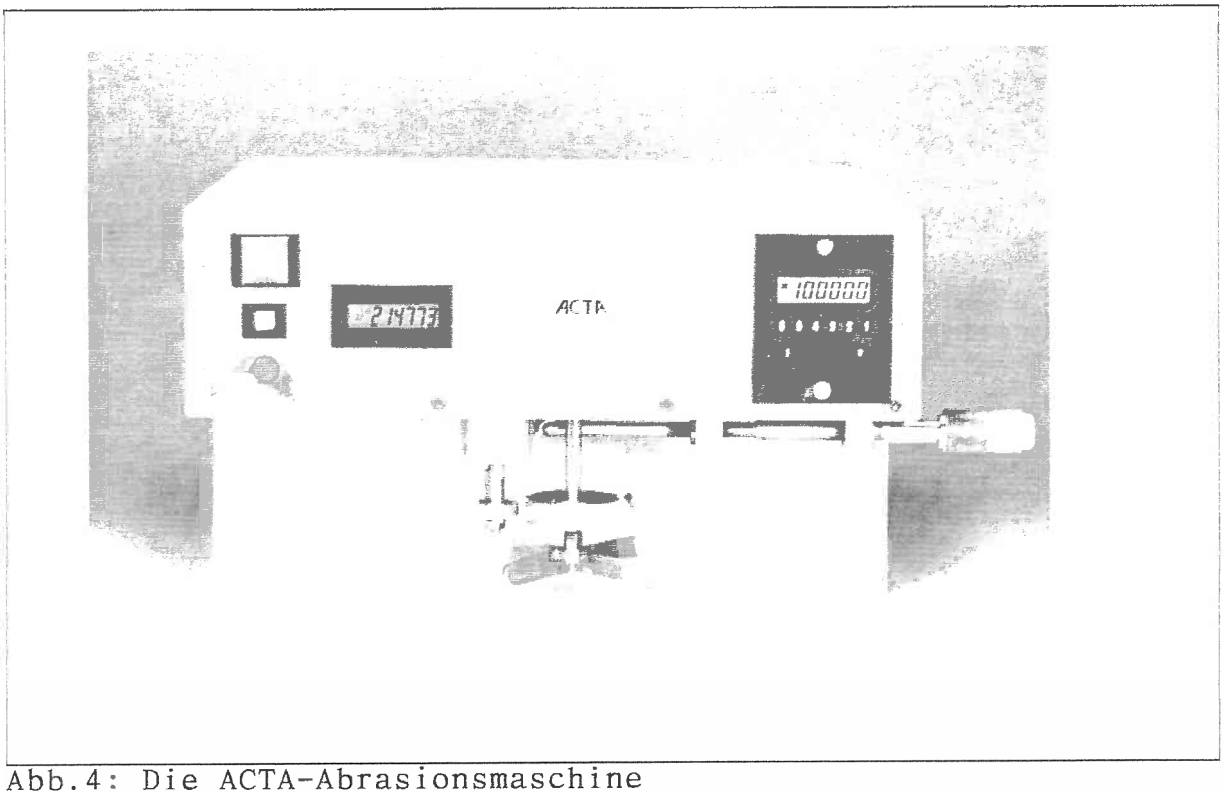


Abb.4: Die ACTA-Abrasionsmaschine

Das eine Rad ist das Probenrad, auf welchem sich, wie oben beschrieben, die unterschiedlichen Kompositproben befinden, das andere Rad ist ein Antagonistenrad, das in Erlangen entwickelt wurde und schräge Querfräsungen in einer ansonsten glatten Oberfläche hat, um das abrasive Medium zu transportieren. Das Antagonistenrad ist mit 6 mm Höhe 4 mm niedriger als das Probenrad, und es entsteht beim Abrasionsversuch deswegen eine Abrasionsspur, die von zwei nicht abradierten ca. 2 mm breiten Plateaus begrenzt wird. Diese Plateaus werden bei der Auswertung dazu benötigt die absolute Abrasion zu berechnen (Abb.5,6).

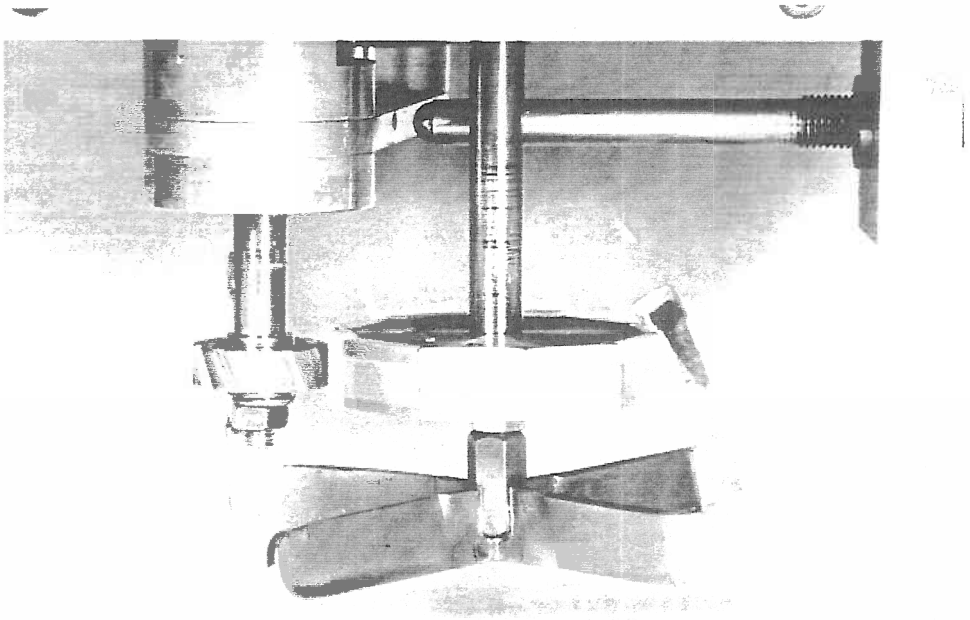


Abb.5: Antagonistenrad, Probenrad und Quirl

Das Antagonistenrad hat einen Durchmesser von 20 mm und 12 Querrillen, die im 30°-Winkel zur Längsachse des Rads in V-Form gefräst sind. Der Abstand der Rillen beträgt, bei einer Breite der Rille von 2 mm, vom Ende der einen zum Anfang der nächsten 3,25 mm. In Vorversuchen hatte sich herausgestellt, daß das von DeGee mitgelieferte Antagonistenrad nicht geeignet war um Untersuchungen durchzuführen, da es keine glatte Oberfläche hatte und Schleifrillen in die Oberfläche der Proben abradierte (Abb.6).

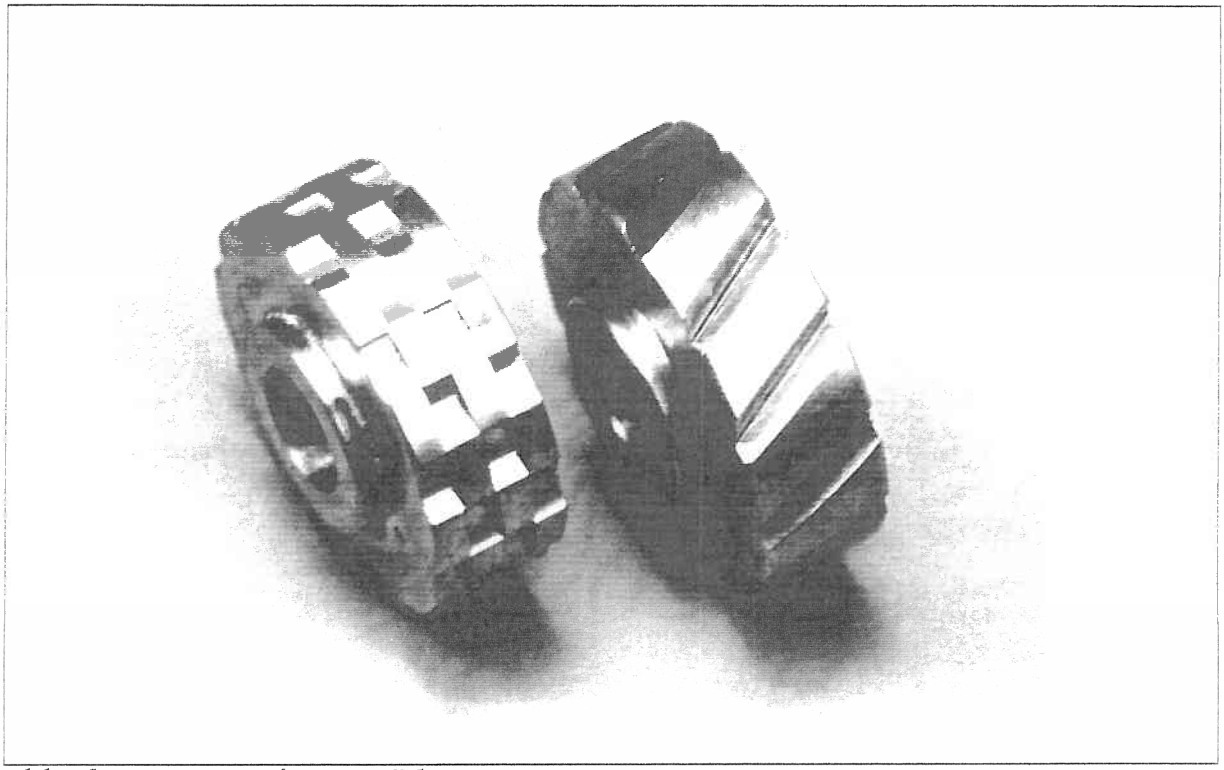


Abb.6: Antagonistenräder

Die Geschwindigkeit, mit der diese Räder rotieren, kann, ebenso wie der Anpreßdruck, variiert werden. Der Anpreßdruck kann mit einer Schraube verstellt werden, welche eine Feder spannt oder entspannt. Die Geschwindigkeit der Räder läßt sich stufenlos mit einem Drehknopf regeln. Die maximale Geschwindigkeit entspricht einer Drehfrequenz des Probenrades von ungefähr 1,5 Hz. Bei diesen Abrasionsversuchen wurde konstant mit einem Druck von 15 Newton und einer Drehfrequenz des Probenrades von 1 Hz gearbeitet.

An der Frontseite der Maschine befinden sich zwei digitale Zählwerke auf denen die Umdrehungszahl des Antagonisten bzw. des Probenrades abgelesen werden kann. Das rechte Zählwerk für das Probenrad bietet die Möglichkeit einen automatischen Stop einzuprogrammieren, so daß die Maschine nach einer bestimmten Anzahl gemachter Probenradumdrehungen automatisch abstellt. Links befindet sich ein Resetknopf mit dem beide Zählwerke auf Null gestellt werden, mit dem der Versuch gestartet wird. Jedes der beiden Zählwerke kann jedoch auch unabhängig vom anderen auf Null gestellt werden (Abb.4).

Durch Austauschen der Zahnräder ist es zusätzlich noch möglich das Verhältnis der Geschwindigkeiten der beiden Räder zueinander, den sog. Slip, zu verändern. Zur Maschine gehören 12 Zahnräder für die Positionen T_1, T_2, T_I und T_{IV} in der Antriebseinheit der ACTA-Abrasionsmaschine, mit denen sich der Slip von -0,2 bis -85 % verändern läßt. Der Slip beschreibt den Unterschied der Geschwindigkeiten der beiden Räder im Kontaktbereich. Bei einem Slip von 0 % wäre die Abrasion äußerst gering, der Antagonist würde das abrasive Medium nur mit 15 N auf die Oberfläche der Kompositeproben drücken, da die beiden Räder im Kontaktbereich gleich schnell sind und praktisch keine Reibung stattfindet. Es kann so über den Slip die Abrasion beeinflußt werden. Ob sich durch eine Veränderung des Slips die Reihenfolge der Abrasionsfestigkeit der unterschiedlichen Materialien ändert oder alle einheitlich mehr bzw. weniger abradiert werden, das Verhältnis aber gleich bleibt, ist nicht geklärt. Es sind Zahnräder der Größen 10, 12, 14, 15, 16, 18, 20, 21, 22, 24 und 26 vorhanden. In einer zu der Maschine gehörenden Tabelle sind die unterschiedlichen Kombinationen der Zahnräder mit dem errechneten Slip aufgelistet. Letztendlich ist der Slip noch vom Radius der beiden Räder abhängig. Bei den durchgeführten Versuchen wurde der Slip von -15,1% nicht verändert.

Es ist mit der Abrasionsmaschine möglich die Probenräder rund zu schleifen. Dazu wird ein Schleifrad in die Maschine eingespannt, daß auf die Achse geschraubt wird, auf der sonst das Probenrad sitzt, und das Probenrad kommt auf die federgespannte Achse des Antagonisten. Ein Zahnrad im Antriebsteil der Achse des Antagonistenrades wird zusammen mit dem dazugehörenden Antriebsriemen ausgewechselt, um die Geschwindigkeit des Probenrades gegenüber der des Schleifrads zu erhöhen. Der Abstand der beiden Räder kann über eine Stellschraube eingestellt werden. In Vorversuchen hat sich herausgestellt, daß die federgespannte bewegliche Achse mit dem Probenrad an der Position des Amalgams nach außen ausweicht. Der Schleifvorgang ist sehr zeitaufwendig, wenn zu schnell der Abstand der beiden Räder verringert wurde, war der Effekt des Ausweichens noch stärker ausgeprägt. Dadurch

wurden die Probenräder nicht ausreichend rund. Das ist für den Abrasionsversuch ungünstig, da bei unrunden Rädern der Anpreßdruck des Antagonisten nicht über das ganze Probenrad gleich ist und die Ergebnisse verfälscht werden. Die untersuchten Probenräder wurden deswegen von der Firma Gechter in Erlangen mit einer Präzisionsrundschleifmaschine rundgeschliffen.

2.2.1.1 Das abrasive Medium

Als abrasives Medium wurde bei den Versuchen ein Brei aus gemahlenen Hirsesamen und Wasser verwendet. 150 Gramm Hirsesamen wurden in 220 ml Wasser gegeben und, um den pH-Wert konstant zu halten, wurde eine Spatelspitze des Zellgiftes Thiomersal hinzugegeben. Der Hirsesamen wurde mit einer Goldwaage abgewogen und in einer Kaffeemühle portionsweise, je 50 Gramm, 15 Sekunden gemahlen.

In Vorversuchen wurden Medien aus einem Mohn/Wasser-Gemisch und aus einem Reis/Wasser-Gemisch verwendet, um den Einfluß des Mediums auf die Abrasion zu klären. Sowohl Reis als auch Mohn wurden zu 25%, Wasser zu 75% dem Gemisch zugesetzt. Beiden Gemischen wurde ebenfalls eine Spatelspitze Thiomersal hinzugegeben.

2.2.2 Versuchsablauf

2.2.2.1 Rundschleifen

Das Rundschleifen der Probenräder wurde von der Firma Gechter in Erlangen-Bruck erledigt. Die verwendete Rundschleifmaschine arbeitet mit 3 µm Genauigkeit und schleift unter Wasserberieselung mit 600er Siliziumkarbid Schmiergelpapier.

2.2.2.2 Standardeinstellungen

Für alle Versuche wurden, bis auf das Medium, gleiche Voraussetzungen gewählt und der Versuch nicht unterbrochen. Wegen der

hohen Präzision beim Rundschleifen wurde auf das Einlaufen verzichtet. Allerdings wurde der erste Abrasionszyklus von 100.000 Umdrehungen des Probenrades später bei der Interpretation der Ergebnisse als Einlaufen betrachtet. Ein Zyklus von 100.000 Umdrehungen entspricht einer Versuchsdauer von ca. 28 Stunden. Bei -15,1 % Slip und 15 N Anpreßdruck lief das Probenrad mit einer Drehfrequenz von 1 Hz. Das Medium wurde unmittelbar vor Versuchsstart hergestellt und nach Versuchsende sofort entfernt. Zwischen Herstellung und Abrasion der Proben lagen im Schnitt 2 Wochen, länger als 3 Wochen war der Zeitraum für keine der Proben. Jedes Probenrad wurde ohne nochmaliges Rundschleifen ein zweites Mal in die Maschine eingespannt, so daß jedes Probenrad insgesamt 200.000 Umdrehungen gemacht hat. Bevor wieder neu gestartet wurde, wurde die Maschine und das Glasgefäß gründlich gereinigt.

2.2.3 Auswertung

Die Auswertung wurde weitestgehend automatisiert, um die Datenmenge verarbeiten zu können.

2.2.3.1 Perthometer

Das Maß der Abrasion wurde profilometrisch mit einem Oberflächenmessgerät "Perthometer" bestimmt. Das Verfahren nennt sich Tastschnittverfahren, wobei eine dreidimensionale Oberfläche in einem zweidimensionalem Profilschnitt abgetastet wird.

Das verwendete Gerät besteht aus dem "Perthometer C5D", dem Vorschubgerät "PRK", dem Mikrotaster "FRW 750" sowie dem Programm "Dentmes", auf das in einem späteren Abschnitt genauer eingegangen wird (Abb.8). Bei dem Versuch bildet sich auf dem Rad eine Abrasionsspur, die links und rechts von nicht abradierter Oberfläche begrenzt ist. Diese beiden, die Abrasionsfläche begrenzenden Ebenen dienen als Referenzgerade (Abb.7). Der Meßtaster wird während der Messung mit konstanter

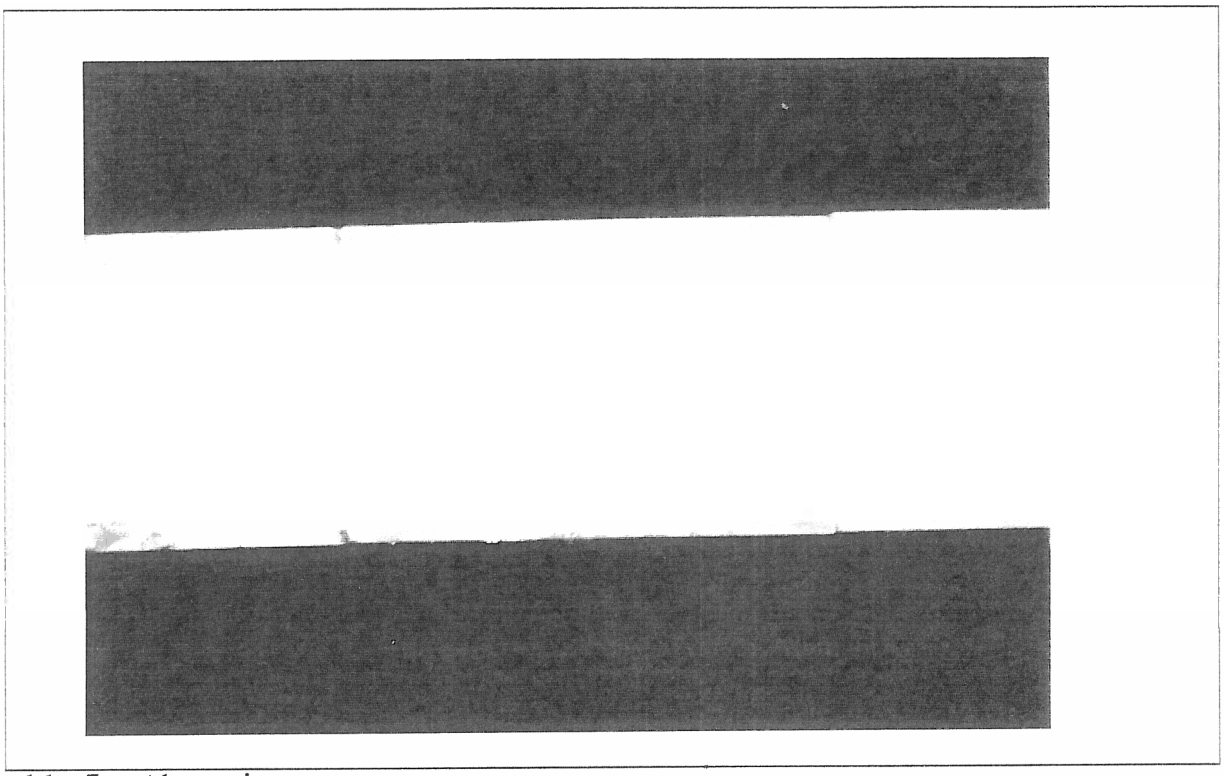


Abb.7: Abrasionsspur

Geschwindigkeit, von links nach rechts, auf einer horizontalen Bahn über die zu messende Oberfläche geführt. Die vertikal bewegliche Tastspitze folgt, die Oberfläche ständig berührend, sämtlichen Unebenheiten der Taststrecke. Die Bewegungen der Tastspitze werden auf einen elektrischen Meßwertwandler übertragen.

Die Tastspitze ist in unserem Fall kegelförmig, hat einen Spitzenradius von 5µm ± 2µm und einen Winkel von 90° ± 5'. Die Meßkraft liegt bei 0,7 mN (70 mp) [DIN 4772], die Genauigkeit bei 5 µm [Bedienungsanleitung für Perthometer C5D Nr. 6800031, Betriebsanleitung Vorschubgerät PRK Nr. 6800071, Feinprüf GmbH, Göttingen]. Das Vorschubgerät "PRK" führt und bewegt den Meßtaster mit konstanter Geschwindigkeit während des Messens längs einer Bezugsebene über die Oberfläche. Der Meßverstärker im Gerät "C5D" realisiert die erforderliche Vertikalvergrößerung des ertasteten Profils P [SANDER (1989)].

Die Profiltiefe P_t ist der Abstand zwischen zwei parallelen Begrenzungslinien, die das meßtechnisch erfaßte, ungefilterte

Oberflächenprofil innerhalb der Bezugsstrecke l_m kleinstmöglich einschließt [DIN 4771]. P_t wird aus dem ungefilterten Profil erfaßt und enthält somit die Summe der Gestaltsabweichungen 1.-5. Ordnug. In ihm ist auch die Rauheit enthalten. Der elektrische Profilfilter hat die Aufgabe Welligkeit und Rauheit, mittels eines Wellenfilters einer definierten Grenzwellenlänge, voneinander zu trennen. Hierzu wird in das ungefilterte Ist-Profil eine Mittellinie errechnet, die der Welligkeit entspricht. Die Abweichung des Ist-Profils von der mittleren Linie ist die Rauheit. Mit Hilfe des Hochpaßfilters werden aus dem ungefilterten Ist-Profil die langwelligen Abweichungen (Welligkeit), mit dem Tiefpaßfilter die kurzwelligen Abweichungen (Rauheit) ausgefiltert. Aus dem Rauheitsprofil R werden die Rauheitsmeßgrößen R_t, R_z, R_{max} und R_a errechnet.

Die Rauhtiefe R_t entspricht dem Abstand von der höchsten Profilerhebung bis zum tiefsten Profiltal innerhalb der Meßstrecke l_m [DIN 4762-1960]. R_t wird durch einzelne Profilausreißer beeinflußt, sodaß es für inhomogene Profile nicht geeignet ist. Die gemittelte Rauhtiefe R_z ist der Mittelwert aus den Einzelrauhtiefen fünf aufeinander folgender Einzelmeßstrecken [DIN 4768/1]. R_z gibt Auskunft über die durchschnittliche vertikale Oberflächenzerklüftung. Die maximale Rauhtiefe R_{max} ist die größte, der auf der Gesamtmeßstrecke vorkommenden Einzelrauhtiefen [DIN 4768].

Der Mittenrauhwert R_a ist der arithmetische Mittelwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils R von dessen Mittellinie (4).

$$R_a = \frac{1}{l_m} \int |y| \, dx$$

l_m=*Meßstrecke*

In der Auswertung wurden sowohl das ungefilterte Profil P, zur Ermittlung der absoluten Abrasion als auch die oben angeführten Rauheitskennwerte R_t, R_z, R_{max} und R_a berücksichtigt. Geeicht wurde das Gerät mit der Eichnormalen PEN-10-1 6820101 der Firma Perthen.

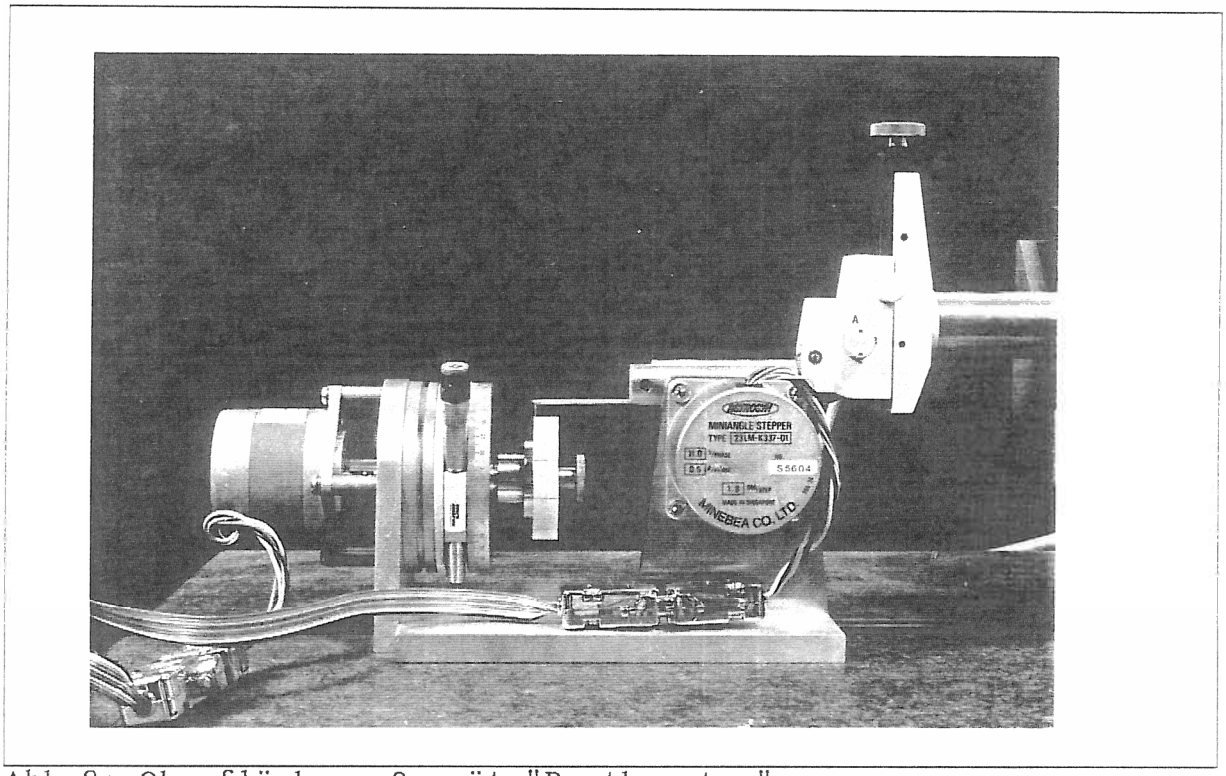


Abb.8: Oberflächenmeßgerät "Perthometer"

Normen:

*	DIN 4760 (1982)	Gestaltsabweichungen, Begriffe,Ordnungssystem
*	DIN 4762 (1989)	Oberflächenrauheit, Begriffe
*	DIN 4768/1 (1974)	Ermittlung der Rauheitsmeßgrößen R_a, R_z, R_{max} mit elektrischen Tastschnittgeräten, Grundlagen
*	DIN 4771	Messung der Profiltiefe P_t von Oberflächen

2.2.3.2 Dentmes

"Dentmes", ein Programm zur Abtastung von Freiformoberflächen, wurde von Dr. K.-H. Kunzelmann und M.Paulus entwickelt und am 19.05.91 modifiziert.Zusammen mit dem Perthometer und einem Rechner dient es der automatisierten Abtastung der Kunststoffproben und der Speicherung der Meßdaten. Dazu wurden zwei Schrittmotoren (Astrosyn "Miniangle Stepper", Typ 23 LM-K337-01, No.S5604, Minebea Co. Ltd) an das Perthometer angeflanscht. Diese Schrittmotoren werden durch "Dentmes" angesteuert und die

Meßdaten digital abgefragt. Dies geschieht mit Hilfe eines AD-Wandlers (Meßbereich: ±15 V, Auflösung: 16 Bit, 1 Analogkanal). Der Rechner, ein IBM-kompatibler PC (Intel 80386, 33 Mhz, MS-DOS 4.01) speichert die Daten.

Bevor die Abtastung mit "Dentmes" gestartet werden kann, müssen folgende Einstellungen gewählt werden:

Perthometer C5D:

- "Dentmes"-Motorensteuerung	"ein"
- Netzschalter	"I"
- Profilschalter	"P"
- Taststreckenschalter	"15mm","0,8"
- Horizontalschalter	"1000"
- Vertikalschalter	"5"
- Kontrollanzeige	Zeiger in der Mitte
- Meßwertanzeige	kein Blinken

Vorschubgerät PRK:

- Betriebsarten-Wahlschalter	"III"
- Taststreckenbegrenzung	

Nachdem "Dentmes" aufgerufen wurde, kann man im Menü aus drei verschiedenen Programmarten wählen.

-1- Probenscheibe

Mit diesem Programm kann die Oberfläche von mehreren, auf einer Scheibe oder einem Rad angebrachten Werkstoffproben abgetastet werden. Die Scheibe mit den Werkstoffproben muß am Schrittmotor Nr.1 befestigt werden, damit sie nach jeder Abtastung ein Stückchen weitergedreht werden kann. Der Tastarmlift wird als Motor Nr.2 angeschlossen und steht unter der Tastarmhalterung. Die Tastarmspitze muß ohne Verlängerung am Vorschubgerät befestigt sein.

-2- Zahnabtastung

Mit diesem Programm kann die Oberfläche von Zahnmodellen abge-

tastet werden.

-3- Motorsteuerung

Mit diesem Programm kann der Schrittmotor Nr.1 von der Computertastatur angesteuert werden, um einen Prüfling vor der Messung genau zu justieren.

In unserem Fall wird aus dem Menü das Programm "Probenscheibe gewählt. Hier sollten die Parameter für die Scheibenabtastung eingegeben werden.

PARAMETER	HILFE	EINSTEL-LUNG
Länge der (X-) Taststrecke		8,25 mm
Meßpunkteabstand (in X-Richtung)	*Falls Vorschubgeschwindigkeit 0,5 mm/s, dann Meßpunkteabstand in Schritten von 2,5 µm.*	25,0 µm
Geschwindigkeit der Tastspitze	*Horizontalschalter am Perthometer: 5000, 2500, 1000, 500, 250, 100 - 0,5 mm/s 100, 50, 20 - 0,1 mm/s*	0,5 mm/s
Scheibendurchmesser		48 - 51 mm
Mindestens einzuhaltender Raum zwischen den Proben	*Zur Überbrückung der Spalten zwischen den Proben wird die Tastspitze angehoben*	3,0 mm
Anzahl der Messungen pro Segment		10
Vertikalbereich (Schalter 11)	*Einstellung des Meßbereiches in Z-Richtung Automatisch:*	5
	-Umfang	160 mm
	-Abstand der Messungen	1,3 mm
	-Meßbereich	250 µm
Abrasion Nr.		1 oder 2
Einlaufen		0 Umdrehungen
Andruck	*Gibt an mit welcher Kraft Antagonist an das Probenrad gedrückt wird*	15 N
Drehfrequenz des Probenrades		1 Hz
Umdrehungszahl des Probenrades		100 000 oder 200 000
Umdrehungszahl des Antagonisten		214 700 - 214 800
Durchmesser des Antagonisten		20 mm
Herstellungsdatum der Proben		
Datum der Abrasion		
Uhrzeit der Abrasion		
Abrasionsmedium		MTM Hirsesamen, Thiomersal, Wasser
Slip		- 15,1 %
Name des Experimentators		
Kommentar		

PARAMETER	HILFE	EINSTEL-LUNG
Pfadname für Meß-datenfiles		z.B.: c:\dentmes\ messdat\Y01
Dateiname für das Probenrad		z.B.: y011.mes
Welcher Werkstoff befindet sich an der jeweiligen Probenradposition	*Position 1* ... *Position 10*	

Mit der Eingabe der letzten Variablen wird der Versuch automatisch gestartet. Die Messung dauert etwa 40 Minuten und endet ebenfalls automatisch. Die Daten werden auf der Festplatte abgelegt und können von hier aus für die weitere Auswertung verwendet werden.

2.2.3.3 Das Auswertprogramm AZPAK

Das Programm AZPAK wurde speziell zur grafischen Darstellung und Auswertung der von DENTMES abgelegten Daten entwickelt. Die Entwicklung des Programms war Teil dieser Arbeit. Es ist in Turbo C geschrieben und ist weitgehend von Hardware unabhängig. AZPAK wurde auf das Format der Daten aus dem Programm DENTMES abgestimmt und kann die von Dentmes auf die Festplatte abgelegten Daten direkt, ohne Bearbeitung, einlesen. Die Datenfiles müssen allerdings das DENTMES-Format haben, sonst kann AZPAK die Daten nicht verarbeiten. Das heißt:

* pro Probenmaterial 10 Meßkurven
* pro Meßkurve 330 x-Werte
* darstellbare y-Werte von Grafikkarte abhängig

Die im Kopf der DENTMES-Dateien enthaltenen Informationen über Probenrad und Probe werden übernommen und am Oberrand des Bildschirms angezeigt. Über PageUp und PageDown kann innerhalb dieser Informationsleiste geblättert werden. Die grafische Darstellung der Daten erfolgt in einem rechtwinkligen Koordinatensystem, die Kurven können dann bearbeitet und ausgewertet werden. In y-Richtung wird die vertikale Auslenkung des Tastarms,

also die µm-Werte, aufgetragen, in x-Richtung die Meßstrecke, die der Tastarm zurückgelegt hat. Die Kurve entspricht einem Oberflächenprofil der untersuchten Probe in Richtung der Radachse (ABB.9).

Das Ziel bei der Entwicklung des Programmes war, eine Möglichkeit zu schaffen, aus den von DENTMES abgelegten Daten die Abrasion und den Substanzverlust zu berechnen. Außerdem mußte es möglich sein, Blasen oder Verarbeitungsfehler aus den Kurven zu editieren, um die Messung trotzdem auswerten zu können. Diese Ziele konnten erreicht werden. Für die Darstellung der Kurven sind der Wertebereich der Kurven und die Grafikkarte des Computers die limitierenden Faktoren. Wenn die Differenz zwischen Maximum und Minimum 300 µm in x-Richtung übersteigt, können die Kurven auf einer VGA-Karte nicht mehr dargestellt werden.

Es werden immer die 10 Messungen einer Probe eingelesen und in den Hintergrund geladen, so daß sie während der Benutzung des Programms abrufbar sind. Wenn AZPAK verlassen wird, gehen die Messungen verloren. Wenn neue Messungen einer anderen Probe benötigt werden, muß das Programm neu gestartet werden. Wenn im Programmteil Editieren eine Kurve verändert wird, wird diese editierte Kurve ebenfalls in den Hintergrund geladen, überschreibt die Originalkurve, mit den von DENTMES gemessenen Werten, aber nicht. Dies ist sinnvoll, da das Programm nicht verlassen werden muß, um die Originalkurve wieder darzustellen, wenn beim Editieren ein Fehler gemacht wurde (Abb.10).

Der Start des Programms erfolgt durch Aufrufen des Befehls AZPAK in dem Verzeichnis in dem das Programm abgespeichert ist. Vorher sollte die Datei mit den Meßdaten aus DENTMES ebenfalls in dieses Verzeichnis kopiert werden. Dann muß dem Programm der Name der Datei wie auch der genaue Name der Probe genannt werden. Wenn die relative Abrasion berechnet werden soll, muß

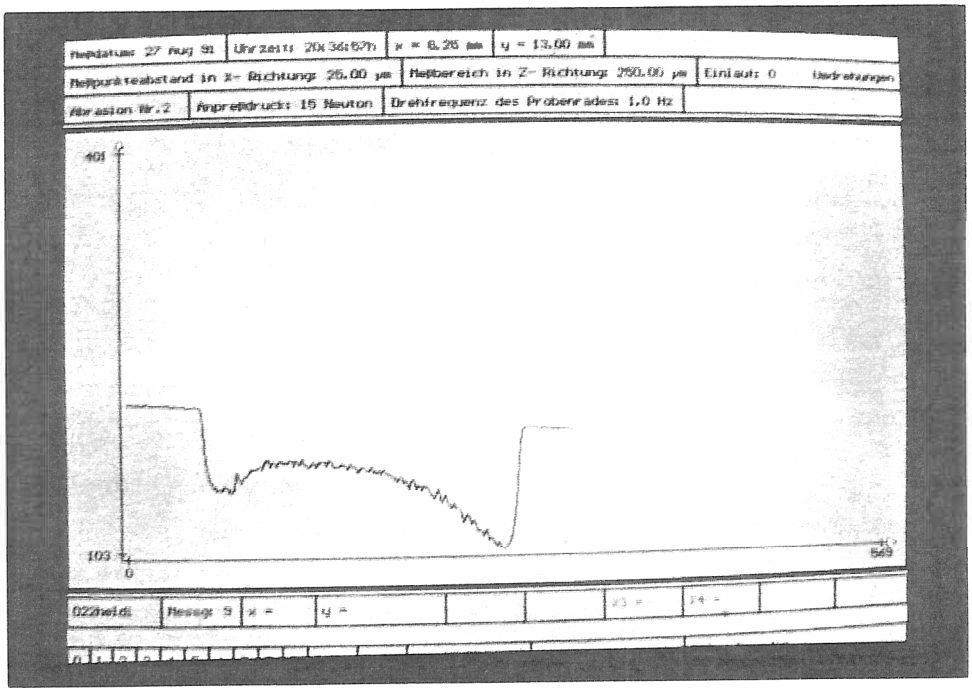


Abb.9: Bildschirm mit Orginalkurve

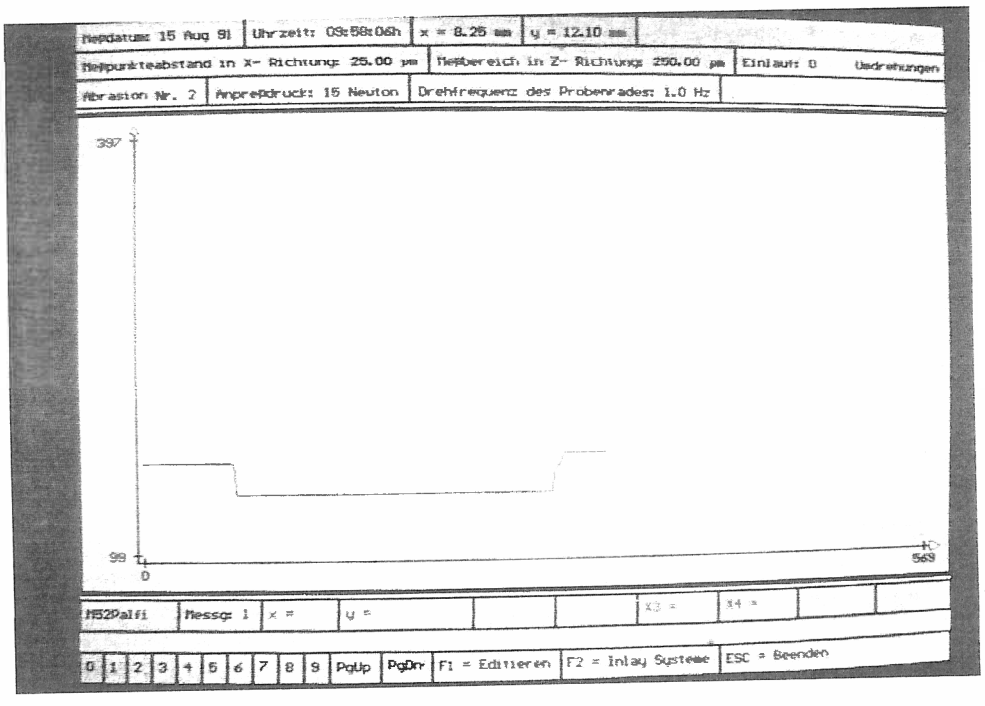


Abb.10: Editierte Kurve

der entsprechende Wert der gewünschten Vergleichsprobe eingegeben werden. Ansonsten ist an dieser Stelle für die gefragten Werte "1" einzugeben.

Wenn diese vier Angaben gemacht wurden, werden die Meßwerte eingelesen, was auf Grund der Datenmenge etwas Zeit beansprucht. Wenn das Einlesen beendet ist, errscheint das Hauptmenü, aus welchem nach Aufrufen einer Kurve, die einzelnen Menüpunkte über die Funktionstasten aufgerufen werden können. Das Aufrufen einer der 10 eingelesenen Messungen kann durch Drücken einer Zahl zwischen 0 und 9 bewerkstelligt werde, es erscheint dann die entsprechende Kurve.

Das Hauptmenü erscheint automatisch in einer Menüleiste am unteren Bildschirmrand. In dieser Menüleiste wird immer das im Augenblick aktuelle Untermenü angezeigt, sowie über welche Tasten es gesteuert wird. Im Hauptmenü kann zwischen drei Menüpunkten gewählt werden, welche die verschiedenen Rechenoperationen des Programms enthalten. Es unterteilt sich in die Menüpunkte **Editieren**, **Inlaysysteme** und **plastische Materialien**. Zur Steuerung der Funktionen des Programms sind hauptsächlich die Cursor- und Funktionstasten gewählt worden, die je nach Menüpunkt unterschiedlich belegt sind. Grundsätzlich arbeitet das Programm so, daß mit den Cursortasten ein Leuchtpunkt über die Kurve bewegt werden kann und mit Hilfe der Funktionstasten einzelne Punkte interaktiv festgelegt werden. Mit den Werten, die zwischen den markierten Punkten liegen, können verschiedene Rechenoperationen durchgeführt werden.

<u>Editieren</u>

Falls Kurven wegen Verarbeitungsfehlern oder Luftblasen in der Probe nicht auswertbar sind, müssen diese Bereiche zur Auswertung korrigiert werden. Durch das Editieren sollten die Kurven nicht so stark verändert werden, daß ein konstruierter Wert errechnet wird, sondern nur punktuell, gezielt an den gewünschten Stellen, in den Kurvenverlauf eingegriffen wird (Abb.10).

Wenn eine Kurve verändert wurde, werden alle weiteren Berechnungen mit der veränderten Kurve durchgeführt, wenn nicht durch den Menüunterpunkt Originalverlauf die ursprünglichen Werte wiedereingesetzt werden. Abspeichern läßt sich diese neue Kurve jedoch nicht, so daß bei erneutem Einlesen derselben Messung wieder der uneditierte Originalverlauf dargestellt wird.

Wenn eine der Kurven auf den Bildschirm geholt wurde und über die Funktionstasten der Menüpunkt Editieren aufgerufen wurde, kann mit dem Cursor entlang der Kurve gefahren werden. Durch Drücken der Cursortaste [rechts] oder [links] springt der Cursor einen x-Wert weiter. [Ctrl] und Cursortaste bewegen den Cursor um 25 x-Werte weiter in die entsprechende Richtung. Bei der Cursortaste nach oben springt der Cursor an den Anfang der Kurve, bei Cursor nach unten entsprechend ans Kurvenende. Der Cursor ist auf dem Bildschirm nach dem Loslassen der Cursortaste nicht mehr zu sehen, behält aber seine Stellung bei. Durch Drücken der Taste [Pos1] kann die Position des Cursors überprüft werden. Er leuchtet auf, bewegt sich aber nicht. Die Belegung der Cursortasten und das Bewegen des Cursors ist in jedem Untermenü gleich. Wenn durch Drücken der Tasten F1 und F2 die Punkte P_1 (x_1/y_1) und P_2 (x_2/y_2) markiert worden sind, erscheinen in der Menüleiste folgende vier Möglichkeiten (F1-F4):

F1 Mittelwert: Diese Funktion berechnet den arithmetischen Mittelwert aller Funktionswerte zwischen den markierten Punkten P_1 (x_1/y_1), P_2 (x_2/y_2) und ersetzt die Funktionswerte zwischen x_1 und x_2 durch diesen Mittelwert.

F2 Ausschneiden: Durch Ausschneiden werden alle Funktionswerte zwischen x_1 und x_2 gleich Null gesetzt und bei weiteren Berechnungen nicht berücksichtigt. Der Computer behandelt diese Werte jedoch nicht als Null, sondern ignoriert sie, was bedeutet, daß er sie bei-

spielsweise auch nicht als Minimum erkennt. Das heißt, daß de facto ein Stück aus der Kurve ausgeschnitten wird, mit dem Rest kann dann weiter gearbeitet werden.

F3 Originalverlauf: Der originale Kurvenverlauf zwischen x_1 und x_2 wird wieder hergestellt. Die von DENTMES gelieferten Funktionswerte werden an Stelle der editierten Werte gesetzt.

F4 Abbrechen: Mit F4 kann der Vorgang abgebrochen werden

Inlaysysteme

Im Menüpunkt Inlaysysteme kann unter 6 verschiedenen Programmpunkten ausgewählt werden. Es können die absolute Abrasion, die absolute Abrasion im Randspalt, die relative Abrasion und die relative Abrasion im Randspalt berechnet werden. Außerdem berechnet AZPAK den arithmetischen Mittelwert der absoluten Abrasion und den Mittelwert der absoluten Abrasion im Randspalt. Die Funktionsleiste ist folgendermaßen belegt:

F1 Absolute Abrasion
F2 Absolute Abrasion im Randspalt
F3 Mittelwert der absoluten Abrasion
F4 Mittelwert der absoluten Abrasion im Randspalt
F5 Relative Abrasion
F6 Relative Abrasion im Randspalt

Plastische Materialien

Im Menüunterpunkt plastische Materialien kann die absolute Abrasion, der Mittelwert der absoluten Abrasion und die relative Abrasion berechnet werden. Es können Kompositeproben ausgewertet werden, die nach herkömmlicher Art und Weise verarbeitet wurden. Die Berechnung der Abrasion, des Mittelwertes und der relativen Abrasion entspricht der Berechnung im Rahmen des Menüunterpunktes Inlaysysteme. Zu Beginn der Berechnung müssen allerdings nur

zwei Punktepaare P_I und P_{II} definiert werden, da keine Spalten vorhanden sind. Wenn die Punkte festgelegt sind, ist der Programmablauf analog dem in "Inlaysysteme", deswegen wird im folgenden nur einmal darauf eingegangen.

Absolute Abrasion

Zur Berechnung der absoluten Abrasion müssen mit den Funktionstasten F1 bis F6 die Punktepaare P_I $[P_1(x_1/y_1);P_2(x_2/y_2)]$ und P_{II} $[P_3(x_3/y_3);P_4(x_4/y_4)]$ festgelegt werden. Die Punkte des Punktepaares P_I müssen auf die an den Rändern der Kurve vorhandenen Plateaus gelegt werden. Das ist der Teil des Abrasionsprofils der Probe auf dem keine Abrasion stattgefunden hat. Die beiden Punkte definieren die Referenzgerade r, zu der die absolute Abrasion errechnet wird. Die Punkte des Paares P_{II} definieren die Abrasionspur.

Zur Unterstützung erscheinen die beiden Punkte eines Punktepaares auf einem Farbmonitor in der gleichen Farbe. Die Punktepaare müssen in der Reihenfolge P_I, P_{II} definiert werden, eine andere Reihenfolge ist nicht möglich. Außerdem muß das Punktepaar P_{II} in dem vom Punktepaar P_I begrenzten Intervall liegen. Ist dieses nicht der Fall, ist solange keine Markierung möglich, bis die Bedingung erfüllt ist. Eine weitere Vereinfachung ergibt sich daraus, daß die Punkte innerhalb eines Punktepaares in beliebiger Reihenfolge definiert werden können, da intern beide Punkte nach ihrem Zahlenwert geordnet werden. Nachdem Punkt P_4 markiert ist, beginnt das Programm mit der Berechnung der absoluten Abrasion nach folgendem Verfahren:

(1) Im durch P_{II} begrenzten abgeschlossenen Intervall wird der arithmetische Mittelwert über allen existierenden y-Werten gebildet.

(2) Der Mittelpunkt $M(x_m/y_m)$ des durch P_{II} $[P_3(x_3/y_3);$ $P_4(x_4/y_4)]$ begrenzten abgeschlossenen Intervalles wird bestimmt.

(4) Der Abstand des fiktiven Punktes $Q(x_m/\text{Mittelwert})$ zu der durch das Punktepaar P_I definierten Referenzgerade r wird errechnet.

(5) Der Wert aus (4) wird als absolute Abrasion in der Menüleiste angezeigt.

In (1) gehen nur Punkte mit einem von Null verschiedenen Funktionswert in die Mittelwertberechnung ein. Dieses Verfahren ist nur zulässig, solange keine Punkte im Intervall P_{II} liegen, deren Funktionswerte genau Null sind. Ermöglicht wird diese einfache Regelung dadurch, daß alle Werte, die mit DENTMES erfaßt werden, größer als Null sind. Der Mittelwert in (2) wird mittels Formel 1 bestimmt:

$$x_m = round\left(\frac{x_3 + x_4}{2}\right)$$

Formel 1

Der Abstand des fiktiven Punktes C zur definierten Referenzgerade r wird berechnet, indem das Lot von C auf r gefällt wird, und die Länge der so entstehenden Strecke h errechnet wird (Abb.11).

In der ebenen und räumlichen Geometrie kann der Abstand zweier Punkte als Funktion d über der Menge aller Punktepaare (P,Q) mit folgenden Eigenschaften definiert werden:

(1) $d(P,Q) \geq 0$
(2) $d(P,Q) = 0$ gdw. $P = Q$
(3) $d(P,Q) = d(P,Q)$
(4) $d(P,Q) + d(Q,R) \geq d(P,R)$

Formel 2

Es existieren eine Reihe von Funktionen die diesen Bedingungen genügen und somit als Abstandsmaß in Frage kommen. Wegen der leichten Verständlichkeit und Anschaulichkeit wurde als Ab-

standsfunktion das euklidische Abstandsmaß der ebenen Geometrie verwendet. Der Abstand zweier Punkte $P(x_p/y_p)$ und $Q(x_q/y_q)$ ist dabei wie folgt definiert:

$$d=\sqrt{x_p-x_q)^2+(y_p-y_q)^2}$$

Formel 3

Die Reduktion auf die ebene Geometrie ist in diesem Fall zulässig, da sämtliche Meßwerte und Referenzobjekte (Punkte, Gerade) einer Meßstrecke in einer Ebene liegen.

Der Abstand, der in der Problemstellung, als Maß der Abrasion, interessierte, ist aber nicht der Abstand zweier Punkte, sondern der Abstand eines Punktes von einer Geraden. Das Problem wurde auf den Abstand zweier Punkte übertragen, da der Abstand des fiktiven Punktes C zu seinem Lotfußpunkt auf der Geraden r bestimmt wurde. Die Ausgangssituation stellt sich wie in Abb.11 dar.

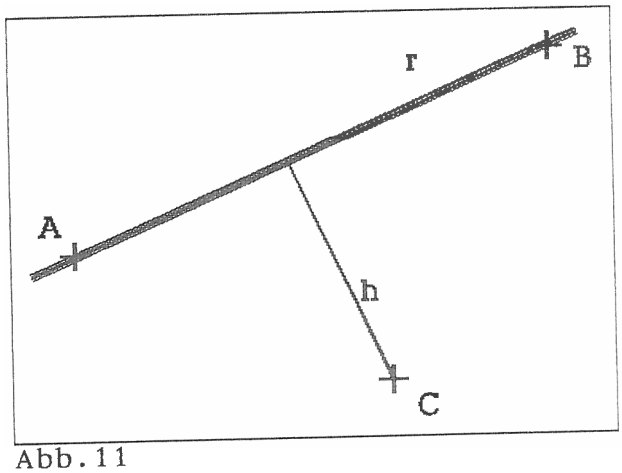


Abb.11

Die Koordinaten der Punkte $A(x_a/y_a)$, $B(x_b/y_b)$ und $C(x_c/y_c)$ sind bekannt. Zu bestimmen ist der Abstand des Punktes C zur Geraden r (A/B), im Programm durch die Punkte P_1 und P_2 festgelegt. Dies ist die Länge der Strecke h. Abb. 12 gibt den Ansatz zur Berechnung des Abstandes wieder.

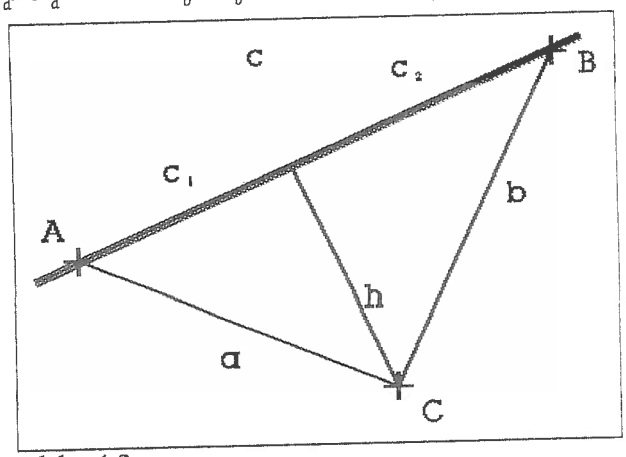


Abb.12

Die Längen der Strecken a,b und c lassen sich durch die Koordinaten der Punkte A,B und C bestimmen, exemplarisch für die

Strecke a dargestellt:

$$a=\sqrt{(x_c-x_a)^2+(y_a-y_c)^2}$$

Formel 4

Analog dazu können die Längen der Strecken b und c berechnet werden. Mittels des Satzes von Pythagoras am rechtwinkligen Dreieck:

$$c^2 = a^2 + b^2$$

Formel 5

kann ein Gleichungssystem aufgestellt werden:

$$a^2 = h^2 + c_1^2$$
$$b^2 = h^2 + c_2^2$$

Formel 6

Durch Auflösen nach h und mehrmaliges Umformen ergibt sich für die Länge der Strecke **h**:

$$h=a*\sqrt{c-\frac{1}{c}} \qquad für (c\neq 0)$$

Formel 7

Bei dieser formalen Herleitung sind die aus den Äquivalenzumformungen und dem Ansatz herrührenden Sonderfälle noch unberücksichtigt, das heißt dieser einfache funktionale Zusammenhang zwischen h, a und c ist noch nicht mächtig genug, generell den Abstand eines Punktes und einer Geraden in der Ebene zu beschreiben. Aus diesem Grund mußten ergänzend Fälle betrachtet werden, für die der Abstand gesondert berechnet werden muß:

(1) C = A v C = B -> d(C,r(A,B)) = 0

(2) A = B ->
d(C,A) = d(C,B) = $\sqrt{(x_c-x_a)^2+(y_c-y_a)^2}$

(3) A, B, C, liegen auf einer Geraden -> d(C,r(A,B)) = 0

(4) Steigung der Geraden r(A,B) = 0 ->
d(C,r(A,B)) = $|y_a - y_b|$

Formel 8

Die Formel 7 ist zusammen mit diesen Sonderfällen in der Lage den Abstand des fiktiven Punktes C zur Refernzgerade r, als Maß der absoluten Abrasion, in allen möglichen Fällen zu berechnen.

Mittelwerte

Die Mittelwerte errechnen sich aus der Summe der Abrasionswerte jeder darstellbaren, übernommenen Messung, dividiert durch die Anzahl der Messungen. Dies entspricht der Berechnung des arithmetischen Mittels:

$$\overline{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^{n} x_i$$

Formel 9

Der Mittelwert wird allerdings nicht automatisch über die Summe aller errechneten Werte, gebildet, sondern es werden die Werte einzeln aufgerufen, um die Möglichkeit zu geben, nicht gewünschte Daten von der Mittelwertberechnug auszuschliessen. Das wird über die Funktionstasten bewerkstelligt, deren Belegung in der Menüleiste angezeigt wird:

F1 Wert zur Mittelwertberechnung übernehmen
F2 Wert zur Mittelwertberechnung ablehnen
F3 Mittelwertberechnung abbrechen

Relative Abrasion

Am Ende einer Auswertung kann die relative Abrasion errechnet werden. Als Vergleichszahl wird der zu Beginn des Programms eingegebene Wert herangezogen. Bei der Auswertung der Messungen wurde als Vergleichswert für die absolute Abrasion der Wert der Amalgamprobe verwendet.

$$\textit{Relative Abrasion} = \frac{\textit{Mittelwert der absoluten Abrasion}}{\textit{Vergleichswert}}$$

Formel 10

Ein alternativer Rechenweg zur Berechnung der Abrasion

Während der Benutzung des Programms hat sich herausgestellt, daß dieses Programm zusätzlich die Möglichkeit bietet, die absolute Abrasion noch auf eine andere Art zu ermitteln. Diese Methode hat sich bei extrem geneigten Kurven, wenn die Steigung der Refernzgeraden größer "1" war, der automatischen Abrasionsberechnung (in den Untermenüs "Inlaysysteme" und "Plastische Materialien") überlegen gezeigt. Es müssen keine Punkte, die eine Referenzgerade definieren, festgelegt werden. Dies ist ein Vorteil, da es sich bei diesen Kurven gezeigt hatte, daß durch die Position der Punkte P_1 und P_2, welche die Referenzgerade festlegen, der Abrasionswert etwas beeinflußt wurde.

Für diesen alternativen Rechenweg wird das Untermenü Editieren aufgerufen. Dann muß der arithmetische Mittelwert aller Funktionswerte des linken Plateaus M_l, aller Funktionwerte der rechten Platteaus M_r und der Mittelwert der Funktionswerte der Abrasionsspur M_a gebildet werden. Dies ist durch mehrmaliges Setzen der Punkte P_1 und P_2 an die entsprechenden Positionen problemlos möglich.

Der jeweilige Mittelwert kann als der angezeigte Funktionswert in der Menüleiste abgelesen werden. Für die absolute Abrasion gilt dann:

$$Abrasion = \frac{1}{2}(M_l+M_r) - M_a$$

Formel 11

Wegen der Mittelung praktisch aller Funktionswerte werden bei dieser Methode etwaige Fehler weitestgehend minimiert. Der elegantere Rechenweg ist aber zweifellos der automatische. Um bei der Auswertung eine einheitliche Methode zu verwenden, wurden alle Abrasionswerte mit der alternativen Methode ermittelt. Auf die Vor- und Nachteile, sowie die systematischen Fehler der beiden Methoden wird in der Diskussion eingegangen.

3 Ergebnisse

Ziel der Arbeit war es, den Einfluß der Härtungsmethode und der Lagerungsdauer sowie des Abrasionsmediums auf das Abrasionsverhalten der Komposite zu untersuchen. Die beiden Parameter wurden deshalb gesondert betrachtet, aber auch die Wechselwirkungen untereinander wurden berücksichtigt. Zusätzlich wurden die Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop untersucht. Die Werte aller durchgeführten Messungen befinden sich im Anhang.

3.1 Abrasionswerte

Werte mit Hirsesamen als abrasivem Medium wurden von 12 plastischen Kompositfüllungsmaterialien sowohl nach 100.000 als auch nach 200.000 Abrasionszyklen gemessen. Amalgam wurde als Vergleichsprobe eingesetzt.

Eine Probe wurde jeweils zehn mal vermessen. Dannach wurde der absolute Abrasionswert ermittelt, indem aus diesen zehn Daten das arithmetische Mittel gebildet wurde. Falls eine der zehn Kurven etwa durch Blasen oder Artefakte der Probenoberfläche nicht interpretierbar war, wurde sie nicht bewertet. Der Mittelwert wurde dann aus 9 Werten gebildet. Die relative Abrasion ergab sich durch die Division dieses Wertes durch den entsprechenden Amalgammittelwert des gleichen Rades. Obwohl das Medium standardisiert wurde, ergaben sich doch beträchtliche Abweichungen in der Abrasion (Abb.13). Allerdings wurden die Amalgamproben von Hand kondensiert und ausgearbeitet. Dies entspricht einer höheren klinischen Relevanz, erschwert aber die Standardisierung des Stopfdruckes (Abb.13). Sämtliche absoluten und relativen Abrasionswerte sind in tabellarischer Form im Anhang zu finden.

Auffallend, bei der Betrachtung der Kurven im Programm AZPAK, war, daß sehr große Unterschiede in der Abrasionsfestigkeit zwischen den unterschiedlichen Kompositen herrschten. Auch kon-

nte man feststellen, daß die Komposite sich in der Rauhigkeit unterschieden. So erschienen Occlusin^{R} und Estilux posterior^{R} am rauhesten und man konnte tiefere Abrasionsspuren als bei den übrigen Kompositen erkennen. Außerdem zerbrachen die Proben AP.H^{R} und Estilux posterior^{R} bei der Herstellung, während des Herausnehmens aus den Metallformen, verhältnismäßig häufig. Dies bestätigte sich später durch die Ergebnisse in Auswertung und rasterelektronenmikroskopischer Untersuchung.

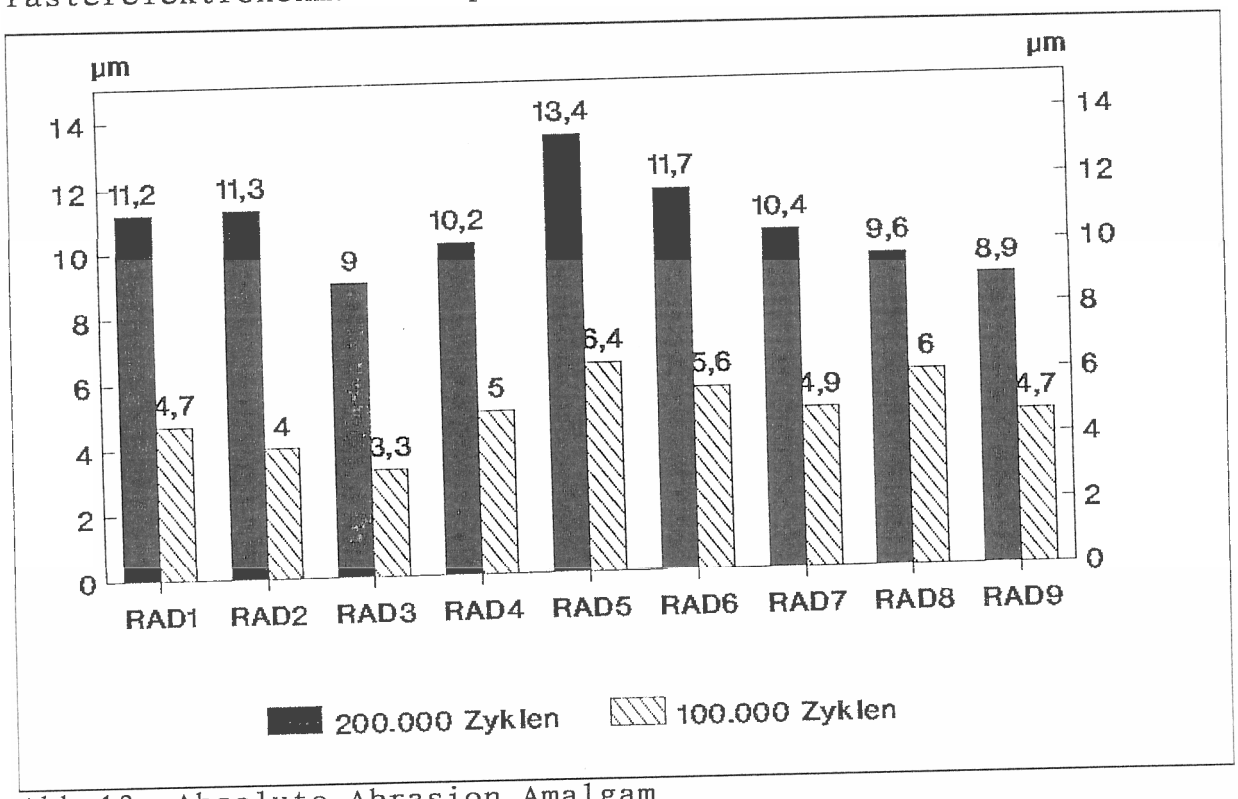


Abb.13: Absolute Abrasion Amalgam

Ebenfalls schon bei der reinen Betrachtung der Kurven auffallend war, daß alle Abrasionsspuren zu einer Seite hin abfielen (ABB.14). Dieser Effekt begründet sich aus der Gestaltung des Antagonistenrades. Durch die Neigung der Querrillen des Antagonisten wurde das Hirsesamenmedium immer zu einer Seite des Probenrades transportiert. Durch diesen Transport ist der Druck auf der gesamten Kontaktfläche nicht gleich groß. Auf der Seite an der Druck größer ist, findet eine stärkere Abrasion statt. Da wir aber die Funktionswerte über die ganze Abrasionsspur mitteln, spielt dieser Effekt bei unserer Auswertung keine Rolle.

Die Komposite abradierten 1,5 - 5,6 mal stärker als Dispersalloy, ihre mittlere Abrasion betrug 15 - 56 µm. Die geringsten Abrasionswerte lieferten Visiomolar (Espe) und P50 (3M). Beide Materialien befinden sich schon relativ lange auf dem Markt. Die stärkste Abrasion wiesen AP.H (DeTrey) und Estilux posterior (Kulzer) auf.

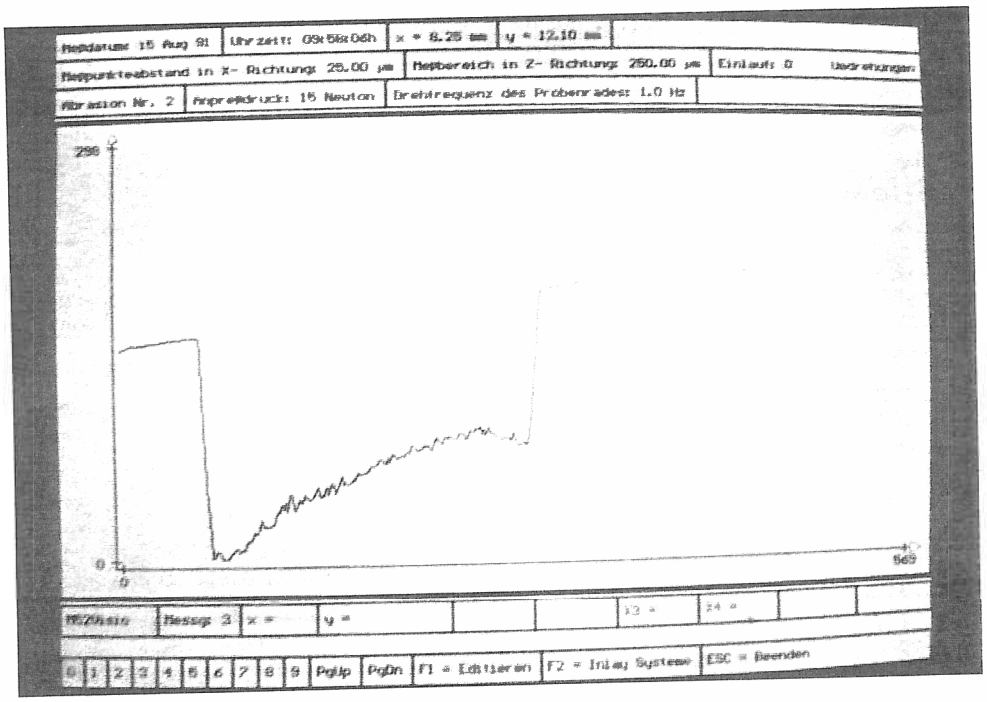


Abb.14: Kurve mit typischer Abrasionsspur

Für die Auswertung wurden nur die Ergebnisse nach 200.000 Abrasionszyklen herangezogen, da nach 100.000 Zyklen das Grundrauschen und eventuelle Verarbeitungsfehler eine noch zu große Rolle spielen. Nach 200.000 Umdrehungen des Probenrades sind die Absolutwerte und somit auch der Abstand zum Grundrauschen größer.

Weitere Versuche mit Mohn und Reis als abrasive Medien brachten keine nennenswerten Unterschiede der Abrasion der verschiedenen Komposite. Sowohl bei Mohn als auch bei Reis lag die absolute Abrasion aller untersuchten Proben, einschließlich Amalgam, zwischen 1 und 3 µm.

3.2 Einfluß der Härtungsmethode

Alle Kompositproben, mit Ausnahme von P10 (3M), einem Autopolymerisat, wurden mit einer Translux CL Polymerisationalampe (Kulzer) jeweils 60 Sekunden ausgehärtet. Um den Einfluß der Lichthärtung auf die Abrasionstendenz zu ermitteln, wurde die Hälfte der Kompositproben zusätzlich mit einer Visio-Beta-Lampe (Espe) für 15 Minuten unter Vakuum polymerisiert. Die als Vergleichsproben auf jedem Rad, neben Dispersalloy (J&J) und P10 (3M), mitgeführten P50 (3M) und Occlusin (GC) wurden in allen Fällen nachvergütet.

Die Proben, die nicht gelagert sondern sofort dem Abrasionsversuch unterzogen wurden, zeigen bei fast allen Kompositen, außer Pertac (Espe), eine Steigerung der Abrasionsresistenz nach der Polymerisation mit Visio-Beta. SCHEFFE-Test und ANOVA ($p < .05$) ergaben eine signifikante Steigerung der Abrasionsfestigkeit. Bei Pertac fielen beide Werte gleich hoch aus (Abb.15).

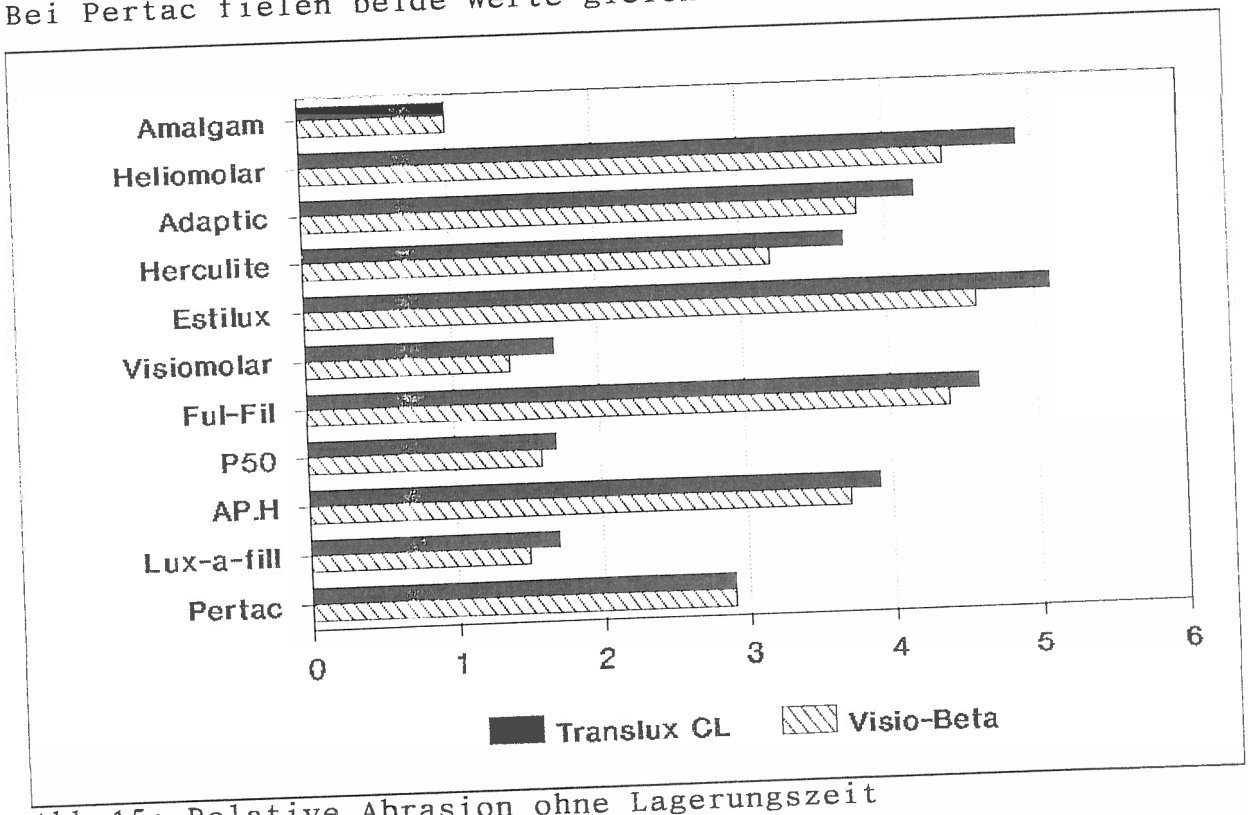


Abb.15: Relative Abrasion ohne Lagerungszeit

Nach 6 Monaten Lagerung wiesen die meisten, der mit der Visio-Beta-Lampe nachpolymerisierten Proben, eine stärkere Abrasion auf, als die mit Translux behandelten. Bei Lux-a-fill (Blend-a-med) war der Abrasionswert mit Nachvergütung geringer. Pertac (Espe) und Visiomolar (Espe) hatten für beide Härtungsmethoden gleichgroße Werte (Abb.16).

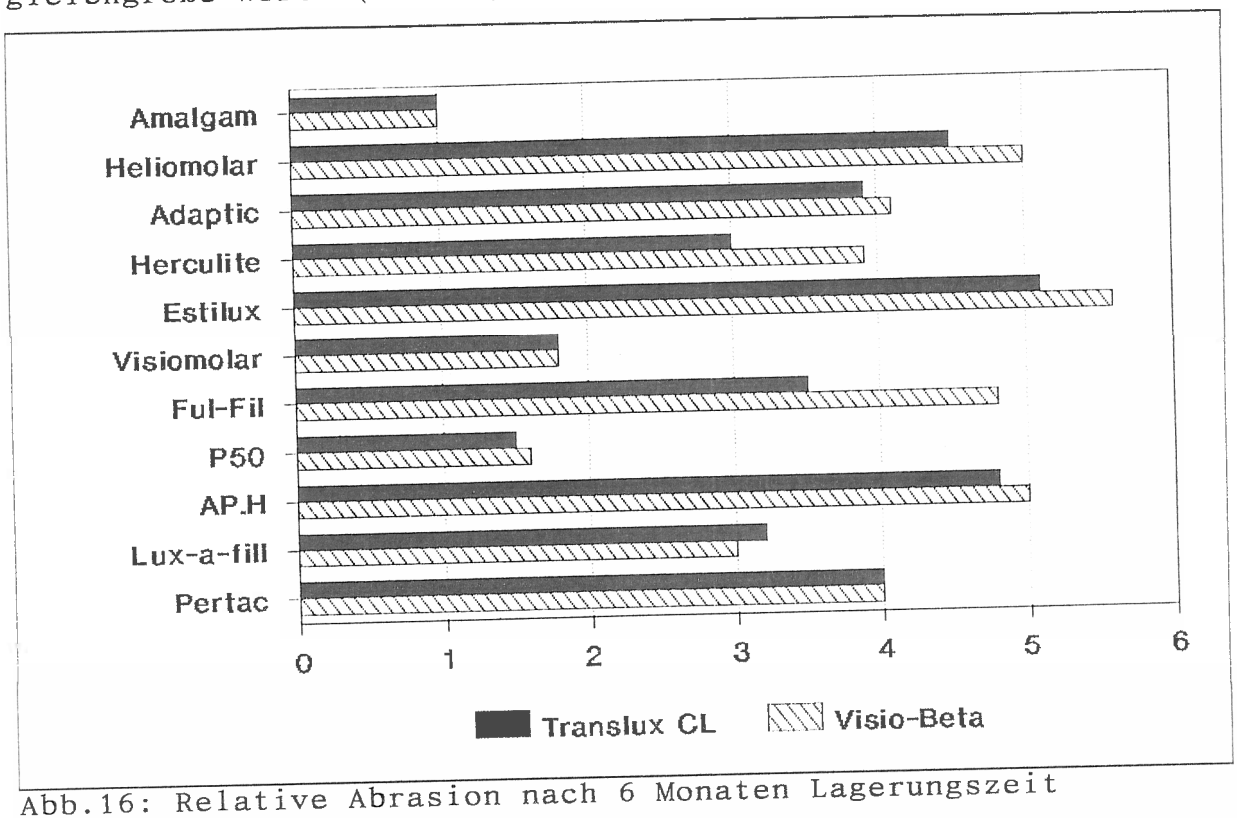


Abb.16: Relative Abrasion nach 6 Monaten Lagerungszeit

3.3 Einfluß der Lagerungsdauer

Um den Einfluß von Wasseraufnahme und Alterung auf die Abrasionsneigung zu testen, wurden die Proben nach Herstellung entweder 0, 3 oder 6 Monate vor Beginn des Abrasionsversuches gelagert. Für die 9 Komposite und die Amalgamprobe eines Probenrades wurde je ein braunes Glasgefäß mit Ringerlösung bereitgestellt, sodaß von der Herstellung an gleiche Bedingungen herrschten.

Die Lagerung in Ringerlösung hat signifikanten Einfluß auf das Abrasionsverhalten (ANOVA, $p < .05$). Mehrere Präparate zeigten

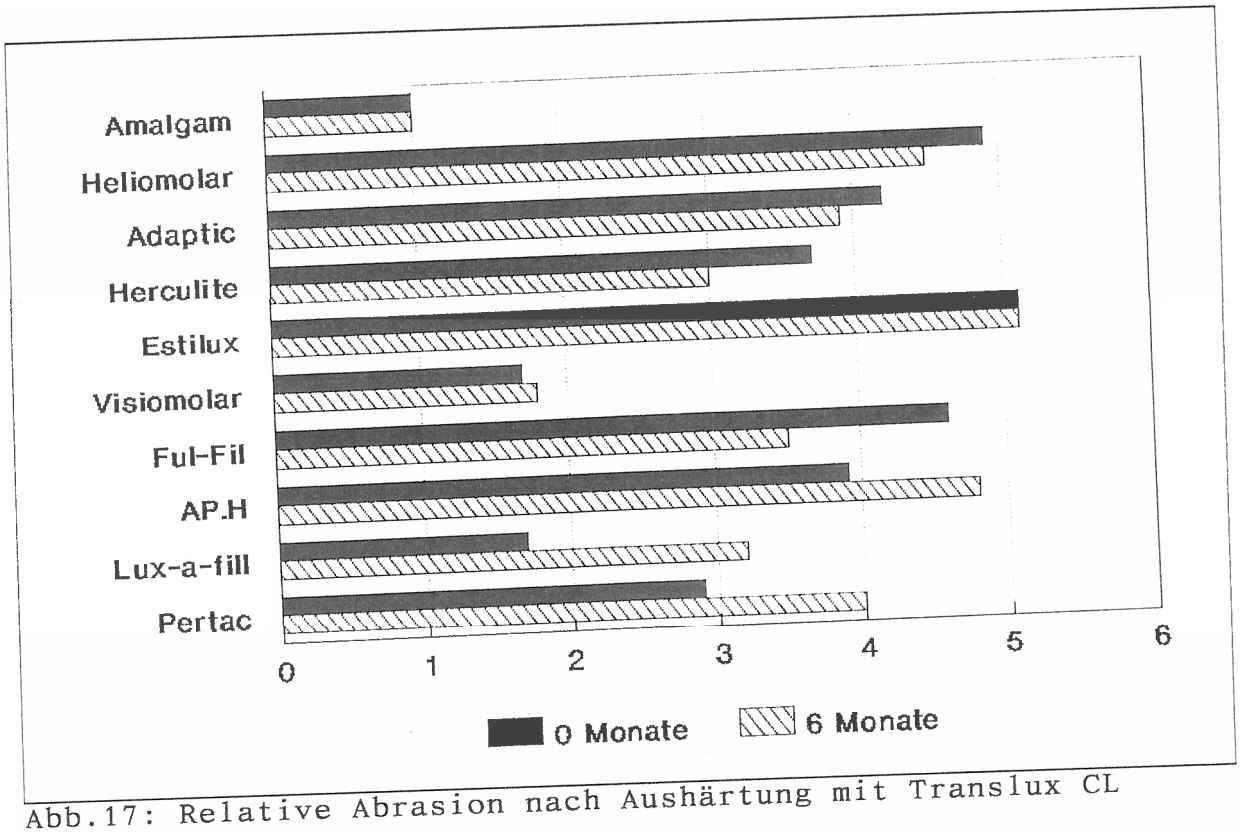


Abb.17: Relative Abrasion nach Aushärtung mit Translux CL

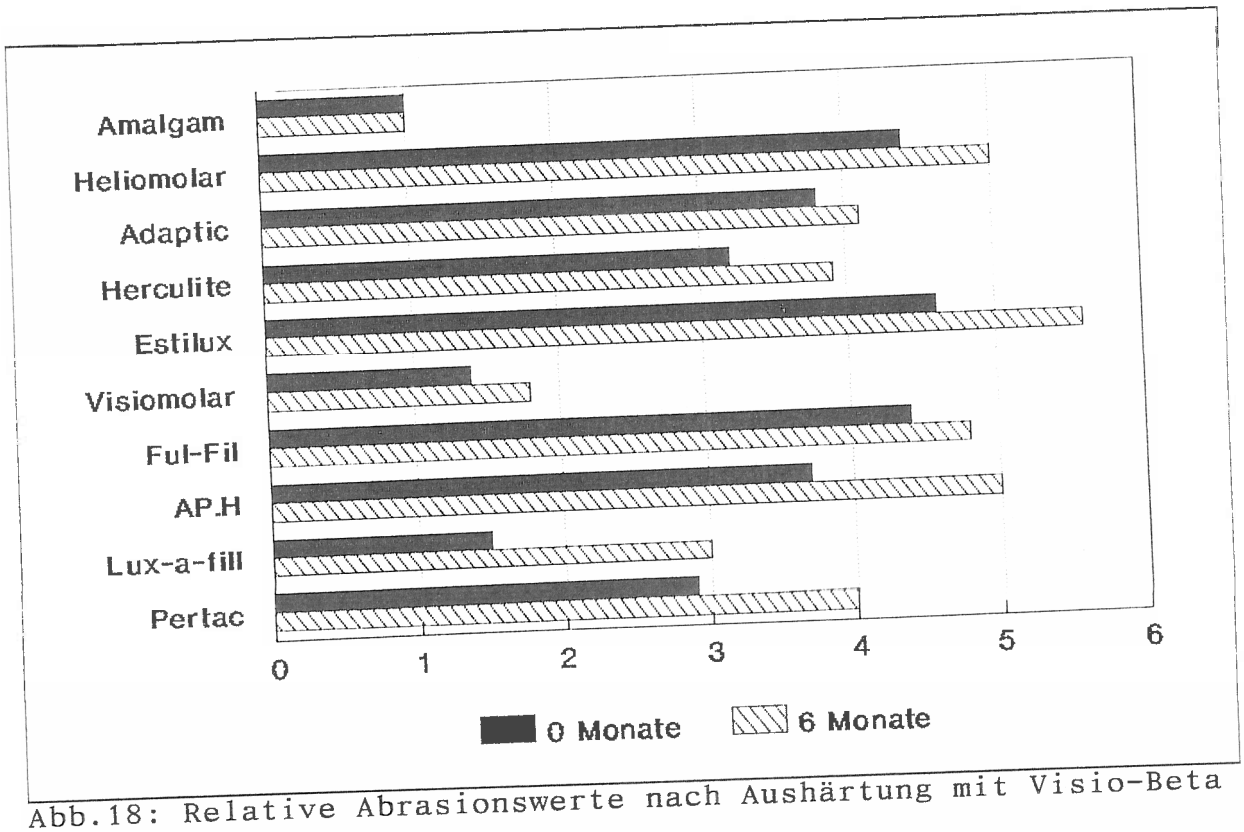


Abb.18: Relative Abrasionswerte nach Aushärtung mit Visio-Beta

nach der Lagerung in Ringerlösung schlechtere Werte, wobei zwischen 3 und 6 Monaten kein signifikanter Unterschied festzustellen war (Abb.17, 18).

Interessanterweise zeigten manche Komposite (Heliomolar, Adaptic LC, Herculite XR, Ful-Fil) eine Abnahme der Abrasionstendenz nach der Lagerung, wenn sie nur mit Translux CL ausgehärtet wurden. Während andere Komposite (Visiomolar, AP.H, Lux-a-fill, Pertac), die mit Translux polymerisiert worden sind, nach Lagerung stärker abradierten. Alle mit der Visio-Beta-Lampe gehärteten Proben zeigten nach 6 Monaten Lagerung eine stärkere Abrasion (Abb.18).

3.4 Rasterelektronenmikroskopische Beurteilung

Zum besseren Verständnis des Abrasionsverhaltens plastischer Kompositfüllungsmaterialien wurden noch Bilder von einem Teil der Proben am Rasterelektronenmikroskop angefertigt und die Proben beurteilt.

Abb.19 zeigt deutlich den Rand einer Abrasionsspur (Pertac, 200000 Abrasionszyklen, 6 Monate Lagerung) bei 1000-facher Vergrößerung. Gut zu erkennen ist, sowohl der massive lokale Substanzverlust als auch Einbrüche mit Defektfrakturen und schon teilweise losgelösten Füllerpartikeln. In der Abrasionsspur ist der Verbund Matrix/Füller unterbrochen, wobei sich bei den Hybriden und den mikrogefüllten Kompositen sich vor allem die Matrix herauszulösen scheint (Abb.19). Bei den Makrofillern werden die sehr großen Füllkörper aus dem Verbund herausgerissen, es sind regelrechte Lakunen im REM zu erkennen. Amalgam zeigt nach der Abrasion eine weitgehend homogene, glattglänzende Oberfläche. Heliomolar, ein Mikrofiller, verhält sich gegenüber Attrition und Abrasion ähnlich dem Amalgam. Eine für konventionelle Komposite typische Zerlegung in die anorganische und organische Komponente bleibt aus.

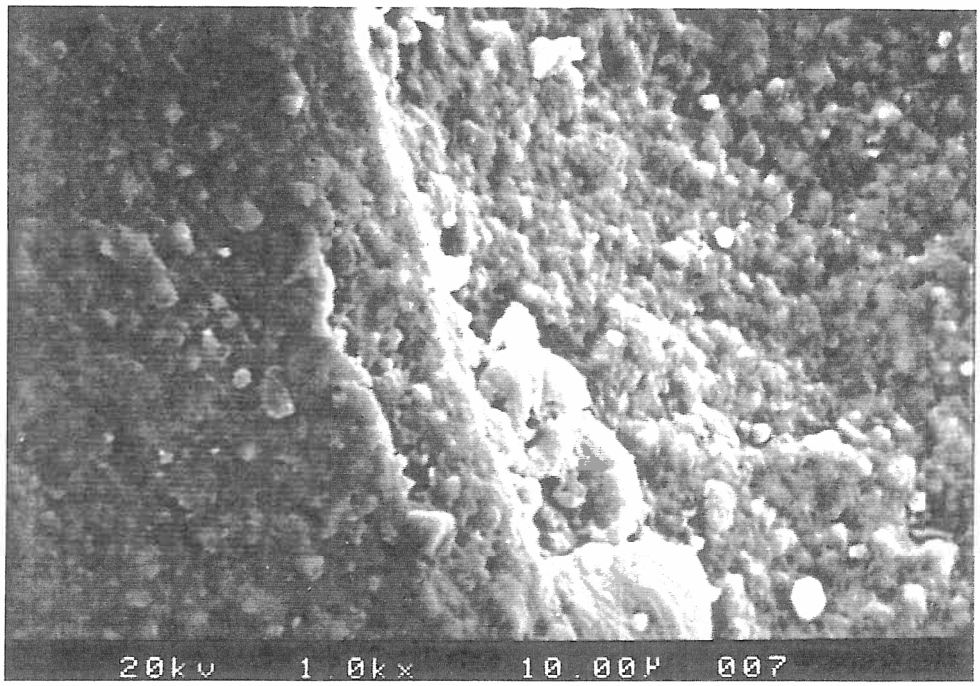


Abb.19: REM-Bild vom Rand einer Abrasionsspur (Pertac)

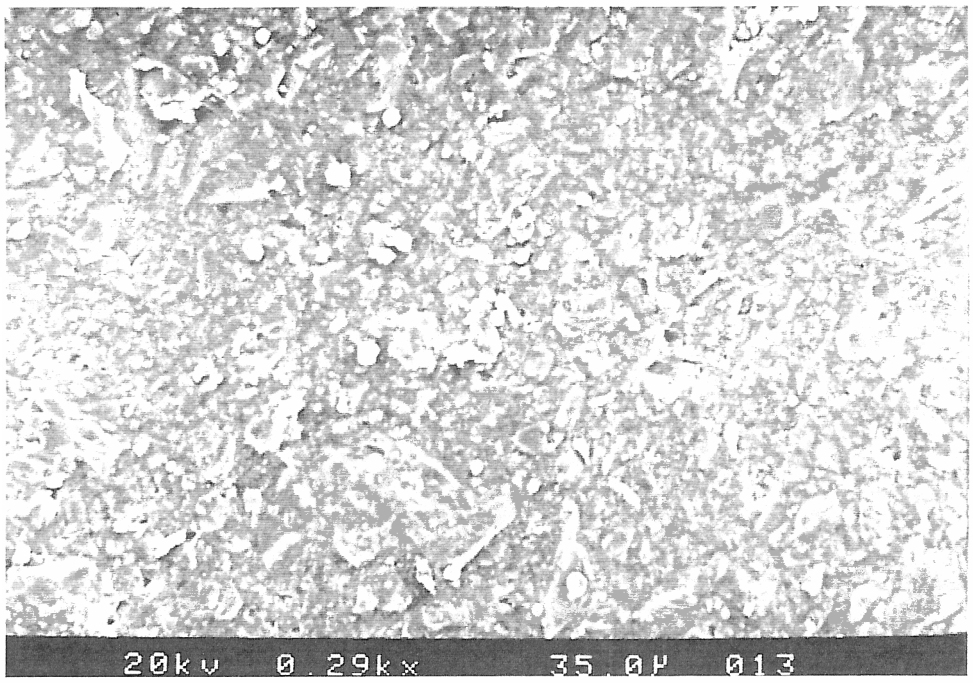


Abb.20: REM-Bild von Pertac (200000 Abrasionszyklen, 6 Monate)

4 Diskussion

4.1 Bewertung der Methode

4.1.1 ACTA-Abrasionsmaschine

4.1.1.1 Das Medium

Die Konsistenz des Mediums ist ein wichtiger Faktor im Abrasionsverhalten der Komposite [DEGEE et al. (1986/1989), FINGER, THIEMANN (1987)]. DeGee hat die Zusammensetzung des Mediums variiert [DEGEE (1989)]. Bei den Dreikörperabrasionsversuchen wurden hauptsächlich drei Materialien eingesetzt:
PMMA, Mohn und Hirsesamen sowie Kombinationen aus diesen drei Materialien.

Um den pH-Wert während des Versuches konstant zu halten und ein Gären zu verhindern, sollte 0,2g Thiomersal zum Speisebrei hinzugefügt werden.

Bei reinen PMMA-Kügelchen als Medium fand DeGee heraus, daß damit sehr geringe Abrasion erzielt wird [DEGEE et al. (1986)]. Dies deckt sich mit den Ergebnissen aus den Vorversuchen von Deigner [DEIGNER, Dissertation: Über das Abrasionsverhalten von Kompositinlaysystemen]. Weiter geht DeGee davon aus, daß ein größerer Anteil als 30% PMMA im Medium unrealistische Werte liefert. Er verwendet deshalb 80% Hirsesamen und 20% PMMA bei einem Slip von 30% [DEGEE et al. (1986)].

Finger und Thiemann verwenden bei ihren Versuchen 25 Gew.% Mohn mit Wasser (75 Gew.%) vermischt als Dreikörperabrasionsmedium [FINGER, THIEMANN (1987)]. Für Mohn spricht, daß er, im Gegensatz zu PMMA, ein Nahrungsmittel ist und somit einen natürlichen Speisebrei ergibt. Außerdem hat er sehr feine Partikel und der pH-Wert wird während des Versuches konstant gehalten [FINGER, THIEMANN (1987)]. Bei unseren Versuchen allerdings zeigten die Komposite keinen nennenswerten Unterschiede in der Abrasion, wobei das abrasive Medium in der oben genannten Zusammensetzung

gemischt wurde. Die absolute Abrasion aller untersuchten Proben lag zwischen 1 und 3 µm und war somit nicht mit den Versuchen mit Hirsesamen vergleichbar.

DeGee verwendet bei neueren Versuchen [DEGEE et al. (1989)] ein Gemisch aus Reis, Hirsesamenhüllen und Wasser. Wobei er 120 g weißen Reis, 30 g Hirsesamenhüllen und 275 ml Wasser nimmt. Für Reis als Medium spricht, daß er wie Mohn ein natürliches Nahrungsmittel ist, und somit einem, in der Mundhöhle vorkommenden, Speisebrei sehr ähnlich ist. Um Korrelation mit früheren Versuchen zu erzielen, wurde der Hirsesamen hinzugefügt. Weiterhin spricht für Reis, daß er einen sehr niedrigen Fettgehalt von 1 Gew.% hat und somit ein Effekt, der bei Versuchen mit Hirsesamen auftreten kann, entfällt. Bei Hirsesamen, mit einem Fettgehalt von 3-4 Gew%, ist bei langer Versuchsdauer (zB. 200.000 Zyklen) zu beobachten, daß sich auf dem Probenrad Fett in einer Art Wachsschicht niederschlägt. Das kann die Ergebnisse massiv beeinflussen [DEGEE et al. (1989)]. Wir haben immer 100.000 Zyklen als Einlaufen betrachtet und nach weiteren 100.000 Abrasionszyklen mit einem Medium, ohne es auszuwechseln, die Messung durchgeführt. Daher spielt dieser Effekt, außer bei der Bewertung von Mikrofillern (siehe auch 4.2 Bewertung der Ergebnisse) in unseren Versuchen nur eine untergeordnete Rolle.

Für die Versuche mit Reis als abrasivem Medium, die wir durchführten, gilt das gleiche wie über unsere Versuche mit Mohn.

4.1.1.2 Slip

Sehr stark beeinflußt werden kann die Konsistenz des Mediums auch durch die Variation des Slips. Als Slip bezeichnet man die verschiedenen Oberflächengeschwindigkeiten, mit denen die zwei Räder (Probenrad und Antagonistenrad) gegeneinander rotieren. 0% Slip bedeutet also, daß die Oberflächengeschwindigkeit des Probenrades gleich der des Antagonisten ist. Dies hat gleichzeitig einen relativ dicken Speisebrei zwischen den Rädern und niedrige Scherkräfte zufolge [DEGEE et al. (1989)]. 0-100% be-

deutet, daß die Oberflächengeschwindigkeit des Probenrades größer ist als die des Antagonistenrades. Dies hat auch zufolge, daß die Speisebreidicke mit wachsenden Scherkräften abnimmt [DEGEE et al. (1989)]. Minuswerte bedeuten eine höhere Oberflächengeschwindigkeit des Antagonistenrades. Bei 100% Slip kommt das Antagonistenrad zum Stillstand.

In Abb. 21 wird die Korrelation von Slip und Speisebreidicke einerseits, und dem Abrasionsverhalten der Kunststoffe andererseits deutlich. Die Speisebreidicke nimmt von 0-45% Slip sehr stark ab, während sie von 45-100% Slip fast konstant bleibt. Das kann mit, verschiedentlich stattfindenden, direktem Kontakt zwischen den beiden Rädern bei höheren Slipwerten begründet werden. Das Ansteigen der Abrasion, bis ca. 50% Slip, wird mit einem gleichzeitigem Ansteigen der Scherkräfte erklärt. Das Abfallen der Kurve wird wiederum mit dem direkten Kontakt der Räder erklärt [DEGEE et al. (1989)].

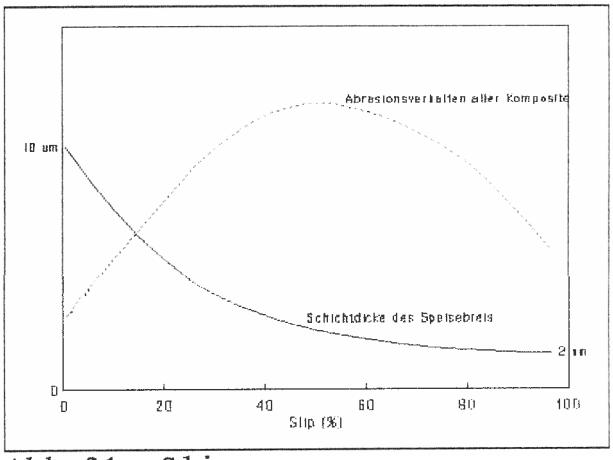


Abb.21: Slip

Bei 0% Slip ist der Unterschied in der Abrasion zwischen den verschiedenen Kompositen wesentlich geringer als bei 40% Slip. Aber auch die Rangfolge der Abrasionsneigung ändert sich [DEGEE et al. (1989)]. So lassen sich zum Teil die Unterschiede in der Rangfolge der Komposite in den verschiedenen Abrasionsstudien erklären. Die ACTA-Abrasionsmaschine hat den Vorteil, daß sich der Slip stufenlos von 0-95% wählen läßt [DEGEE et al. (1986)] (Siehe auch: Berechnung des Slips bei der Acta-Abrasionsmaschine; 2 Material und Methode). Während DeGee anfangs noch 30% Slip wählte [DEGEE et al. (1986)], hat sich später herausgestellt, daß 15% Slip den Kaubewegungen zweier Antagonistenzähne in der Mundhöhle, und den dort auftretenden Scherkräften am ähnlichsten ist [DEGEE et al. (1989)]. Die hiermit gewonnenen

Abrasionswerte korrelieren mit den in vivo gefundenen Ergebnissen [DICKSON (1979), DELONG und DOUGLAS (1983/1985), LAMBRECHTS et al. (1984), LUTZ et al. (1984)]. Aus diesen Gründen wählten auch wir einen Slip von -15%.

4.1.2 Perthometer

Die Abtastung wurde bei uns mit oben beschriebenen Programm "Dentmes" in Verbindung mit einem Oberflächenmeßgerät, dem Perthometer (Perthen GmbH, Göttingen), durchgeführt. Die weitere Auswertung erfolgte, wie oben beschrieben mit dem zu diesem Zweck entwickelten Auswertprogramm "AZPAK".

Zu den Vorteilen der mechanischen Abtastung mit dem Tastschnittverfahren gehört, daß mit Hilfe eines Protokolliergerätes das vergrößerte Abbild der Oberfläche mit allen Profilinformationen dargestellt werden kann. Weiterhin ermöglicht es nicht nur Messungen der Rauheit, sondern auch der Welligkeit und Formabweichungen. Es können Abweichungen von einer Größenordnung im Nanometerbereich bis zu 1000 µm gemessen werden. Außerdem ist dieses Verfahren in der Technik vielfach erprobt, sodaß die Möglichkeiten aber auch die Fehler und Grenzen bekannt sind.

Von Nachteil ist, daß die Ermittlung der Oberflächenwerte aus einem zweidimensionalen Profilschnitt erfolgt, obwohl die Oberfläche dreidimensional ist. Außerdem wird die untere Grenze der noch erfaßbaren Abweichungen weitgehend durch die Geometrie der Tastspitze (Spitzenradius und Kegelwinkel) bestimmt. Da der Öffnungswinkel von mechanisch bearbeiteten Oberflächen im allgemeinen größer als 120° ist, sind, bei Tastspitzenradius von 5µm, Rauhtiefenmessungen von R_z > 1µm ohne größere Verfälschung möglich (Abb.23). Da dies bei unseren Versuchen der Fall ist, haben wir uns für das Tastschnittverfahren entschieden. Bei Oberflächen mit steileren Profilflanken (Poren, Risse bzw. Randspalten) sind Profilverzerrungen nicht vermeidbar. In diesem Fall müssen diese Bereiche korrigiert oder ausgeschnitten

werden.

Mit einem optischen Tastsystem (z.B. "Focodyn", Perthen GmbH) könnten noch wesentlich feinere Rauheiten mit dem Laser erfaßt werden, da der Leuchtfleck lediglich einen Durchmesser von 1µm hat [M.Sander, (1989)].

4.1.3 Dentmes

Die vom Perthometer gemessenen Werte wurden mit Hilfe eines A/D-Wandlers vom Programm "DENTMES" übernommen und im Computer abgelegt. Alle wesentlichen Parameter lassen sich vor dem Start einer Abtastung jeweils individuell angeben, so daß auf verschiedene Versuchsbedingungen eingegangen werden kann. Das Format der im Computer abgelegten Daten ist mit dem Auswertprogramm "AZPAK" abgestimmt. Informationen zu den variablen Versuchsparametern sind in den Dateien enthalten und werden beim Einlesen der Meßdaten in "AZPAK" übernommen. Genauere Angaben zu dem Programm "DENTMES" sind in der Diplomarbeit von Herrn Paulus enthalten [PAULUS (1991)].

4.1.4 Azpak

Die Abrasionswerte, die wir mit dem Programm "AZPAK" berechnten, sind mit Abrasionsdaten aus anderen Versuchen mit der ACTA-Abrasionsmaschine vergleichbar [DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), PALLAV (1988/1989)]. Das Konzept, die Punkte für die verschiedenen Rechenschritte in jeder Kurve neu zu definieren, hat sich wegen der Unterschiedlichkeit der Kurven bewährt. Dieses Verfahren bedeutet zwar einen Verlust an Automatisierung und Schnelligkeit, bietet aber die Möglichkeit jede Kurvenauswertung zu kontrollieren.

Prinzipiell wäre es möglich, die in der ersten vermessenen Kurve definierten Punkte für das gesamte Rad beizubehalten und die

Werte aller Kurven mit diesen Punkten berechnen zu lassen. Es hat sich aber gezeigt, daß die Abrasionsspur über das gesamte Rad nicht die exakt gleichen x-Koordinaten hat. Dies liegt an der leichten Exzentrik der Achsen, sowohl der ACTA-Maschine als auch der Positionierungshilfe bei der Vermessung. Durch diesen Fehler würden falsche Funktionswerte in die Berechnung eingehen.

Ein weiterer Nachteil einer Automatisierung ist, daß Verarbeitungsfehler nicht eliminiert und und bei der Berechnung des Mittelwertes keine Auswahl der Daten getroffen werden könnte.

Eine Möglichkeit der Verbesserung in der Handhabung wäre, daß das Programm jeweils die Punkte der vorher bearbeiteten Kurve als neue Punkte vorschlägt, aber trotzdem die Möglichkeit einer manuellen Veränderung bietet.

Die eleganteste Methode wäre, das Programm sich die Punkte durch Berechnung selbst suchen zu lassen. Dies war wegen der großen Unterschiede zwischen den Kurven nicht möglich. Es wurde versucht, die Punkte mit Hilfe der Steigung der Kurve, der Differenz der Funktionswerte in einem Intervall und der Rauigkeitsänderung der Kurve automatisch zu definieren. Diese dynamischen Verfahren konnten die Gesamtheit der Kurven nicht erfassen. Es ließ sich in jedem Fall eine Kurve finden, in der das Programm, trotz regulärer Kurve, entweder falsche Punkte definiert hätte oder die Kurve gar nicht bearbeiten konnte. Für diese Verfahren hätten so strenge Bedingungen gegolten, daß, durch die Vorauswahl, Ergebnisse aus einer nur sehr kleinen Anzahl Kurven berechnet worden wären.

Obgleich die aufwendigste und am wenigsten eleganteste, scheint die verwendete Methode doch die genaueste zu sein. Es lassen sich, durch das Bearbeiten jeder einzelnen Kurve Fehler ausschalten, die, bei einem Verfahren mit höherem Automatisierungsgrad, in die Berechnungen eingegangen wären. Dafür muß ein erhöhter Zeit und Arbeitsaufwand in Kauf genommen werden.

Der Nachteil der automatischen Methode liegt in der, durch die Wahl der Punkte, zu beeinflussenden Steigung der Referenzgeraden. Es können durch Positionierung der Punkte Referenzgeraden mit unterschiedlichen Steigungen definiert werden. Der Fehler überträgt sich auf den Abrasionswert, da das Lot auf den fiktiven Punkt Q (x_m/Mittelwert) gefällt wird. Dieser Fehler wird umso größer, je größer der Winkel zwischen den Referenzgeraden ist (ABB.22).

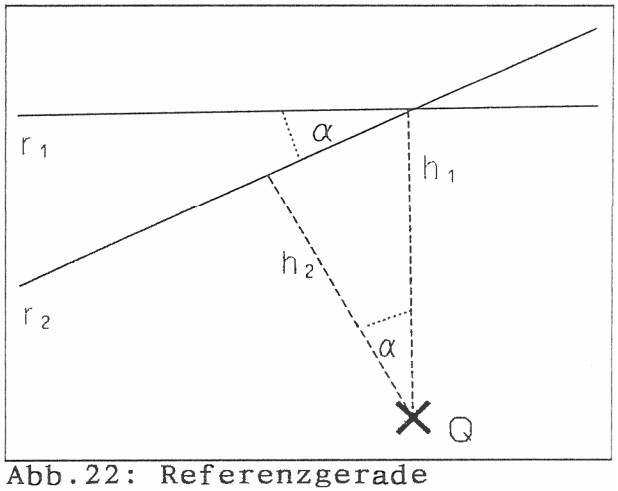


Abb.22: Referenzgerade

Der Idealfall wäre, daß die beiden Lotfußpunkte auf einem Kreisbogen mit dem Mittelpunkt Q liegen. Die beiden Lote stellten dann Radien eines Kreises dar und hätten somit die gleiche Länge. Wahrscheinlicher ist, daß die beiden Punkte annähernd auf einer der beiden Geraden r_1 oder r_2 liegen. Damit wären sie zwei Eckpunkte eines rechtwinkligen Dreiecks, mit einer der beiden Lotgeraden als Ankathete, der anderen als Hypotenuse. In diesem Fall würde der methodische Fehler vom Cosinus des Winkels α abhängen:

$$h_2 = h_1 \times \cos\alpha \qquad \text{Formel 12}$$

Die sich daraus ergebenden Fehler sind nicht gravierend, da der Winkel α keine allzu großen Werte annehmen kann. Die Funktionswerte der Punkte, welche die Referenzgerade definieren, schwanken maximal 10 µm um einen Mittelwert, was großzügig kalkuliert ist. Der Schnittpunkt der Referenzgeraden wird ungefähr in der Mitte der 6 mm breiten Abrasionsspur liegen. Das heißt, daß der Schnittpunkt mindestens 3 mm von den Punkten, welche die Gerade definieren, entfernt ist. 3 mm entsprechen, bei dem verwendeten Meßpunktabstand von 25 µm, 120 Einheiten auf der x-Achse. Es gehen die x-Werte in die Fehlerberechnung ein, nicht die

wirklichen 3 mm, da die Berechnungen der Referenzgerade mit den x-Koordinaten der Punkte durchgeführt werden und nicht mit der wirklich zurückgelegten Strecke des Tastarms. Dies beinhaltet keinen Berechnungsfehler, da die Länge der Taststrecke keinen Einfluß auf die Tiefe der Abrasion hat. 10 µm entsprechen 10 Einheiten auf der y-Achse. Der maximale Winkel α läßt sich dann aus den vorhandenen Werten berechnen:

$$\tan\alpha = \frac{Gegenkathete}{Ankathete} \Rightarrow \tan\alpha = \frac{10}{120} \Rightarrow \alpha \approx 5° \qquad \text{Formel 13}$$

Der Cosinus 5° ist ca. 0,996. Die aus der unterschiedlichen Wahl der Punkte für die Referenzgerade resultierenden Fehler betragen bei der Berechnung der Abrasion damit 0,4 % und können deswegen vernachlässigt werden.

Die Vorteile der Methode sind die Berechnung der Abrasionswerte durch den Computer, die schnellere Bearbeitung der Kurven, sowie die Möglichkeit der automatischen Berechnung des Mittelwertes und der relativen Abrasion.

Durch die Verwendung der Mittelwerte wird die Berechnung von den x-Koordinaten unabhängig. Dabei gehen keine Werte verloren, da in die Mittelwertberechnung praktisch alle Funktionswerte, mit Ausnahme der Ränder der Abrasionsspur, eingehen. Jeder Mittelwert M kann in einer Geraden, parallel zur x-Achse mit der Gleichung $f_{(x)} = M$, dargestellt werden. Aus der Tatsache, daß die Steigungen aller Geraden gleich Null sind, ergibt sich, daß der Abstand der Geraden voneinander der Differenz der Funktionswerte entspricht.

Bei der Berechnung des Mittelwertes, des nicht abradierten Plateaus muß darauf geachtet werden, daß auf beiden Seiten gleich viele Funktionswerte in die Mittelung eingehen. Je kleiner die Steigung der Kurve (Steigung = 0 bedeutet Parallelität zur X-Achse), desto geringer ist der Einfluß der Lage der Kurve auf die ermittelte Abrasion. Ist die Kurve aber geneigt, d.h. ein Plateau ist höher als das andere, muß unbedigt darauf

geachtet werden, daß beide Mittelwerte aus gleich vielen Werten entstehen und diese Werte an den Rändern der Plateaus zur Abrasionsspur liegen. Werden diese Bedingungen nicht beachtet, resultiert daraus, daß der gemeinsame Mittelwert in die Richtung des Mittelwertes abweicht, der aus mehr Funktionswerten besteht. Stellt dieser Wert bei einer geneigten Kurve das Mittel des tieferen Plateaus dar, ist der gemeinsame Mittelwert beider Plateaus zu niedrig, da zu viele kleine Werte in die Berechnung eingegangen sind. Falls es der Wert des höheren Plateaus ist, der aus mehr Funktionswerten besteht, ist der gemeinsame Wert aus beiden Plateaus zu groß. Werden die Vorraussetzungen zur Berechnung der Mittelwerte erfüllt, kann der errechnete Wert als Maß der Abrasion gelten.

Problematisch war es, die relativ kleinen Werte bis maximal 30 µm, die in einem kleinen Intervall (ca. 50-500µm) auftreten, zu erfassen. Dies tritt etwa beim Herauslösen größerer Füllerpartikel auf und verlangt eine genaue Meßmethode. Es wurde in Vorversuchen zunächst geklärt, ob das Perthometer überhaupt in der Lage ist, die Abrasionswerte in sehr kleinen Spalten zu messen. Um die wirkliche Tiefe eines sehr kleinen Spalts zu ermitteln muß, wegen der 90° Tastspitze, der Winkel am Rand des Spaltes kleiner als 45° zur Horizontalen sein. Dies spielt aber mehr bei der Ermittlung der Abrasion in Inlayspalten eine Rolle [DEIGNER, Dissertation: Über das Abrasionsverhalten von Kompositinlaysystemen]. Eine filigranere Tastspitze, mit einem spitzeren Winkel, wird von der Firma Perthen nicht angeboten. Eine solche Spitze könnte zu schnell in Blasen oder Artefakten hängen bleiben und verbiegen (Abb.23).

Eine andere Methode, als anhand eines Oberflächenprofils die Abrasion zu erfassen, konnte nicht gefunden werden. Optische Methoden, entweder mit Laser oder im Lichtmikroskop, scheinen in diesen Dimensionen nicht genau genug zu sein.

Im Rasterelektronenmikroskop können zwar zwei Dimensionen sehr genau vermessen werden, aber die Tiefe einer Struktur kann nicht

beurteilt werden. Es hätten Schnitte der Proben angefertigt werden müssen. Beim Schneiden der Proben wären aber so viele Artefakte entstanden, daß die ermittelten Werte kein zuverlässiges Maß für die Abrasion gewesen wären.

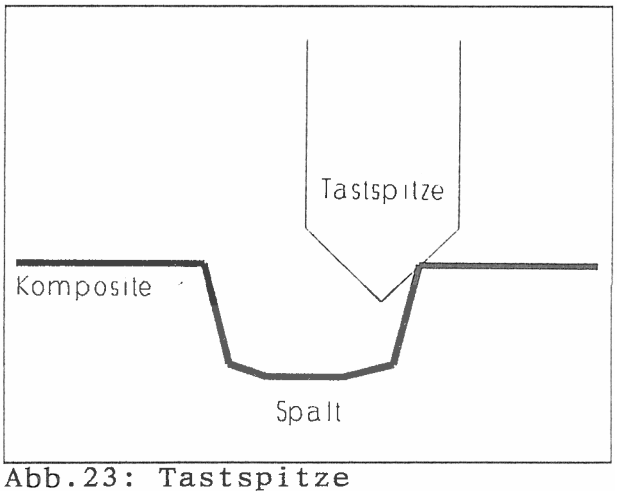


Abb.23: Tastspitze

Der Vorteil dieser Methode besteht darin, daß bei richtiger Verwendung keinerlei Schwankungen der Abrasionswerte auftreten und die Daten absolut reproduzierbar sind.

4.2 Bewertung der Ergebnisse

In der hier vorliegenden Studie ist für die gemessenen Ab-

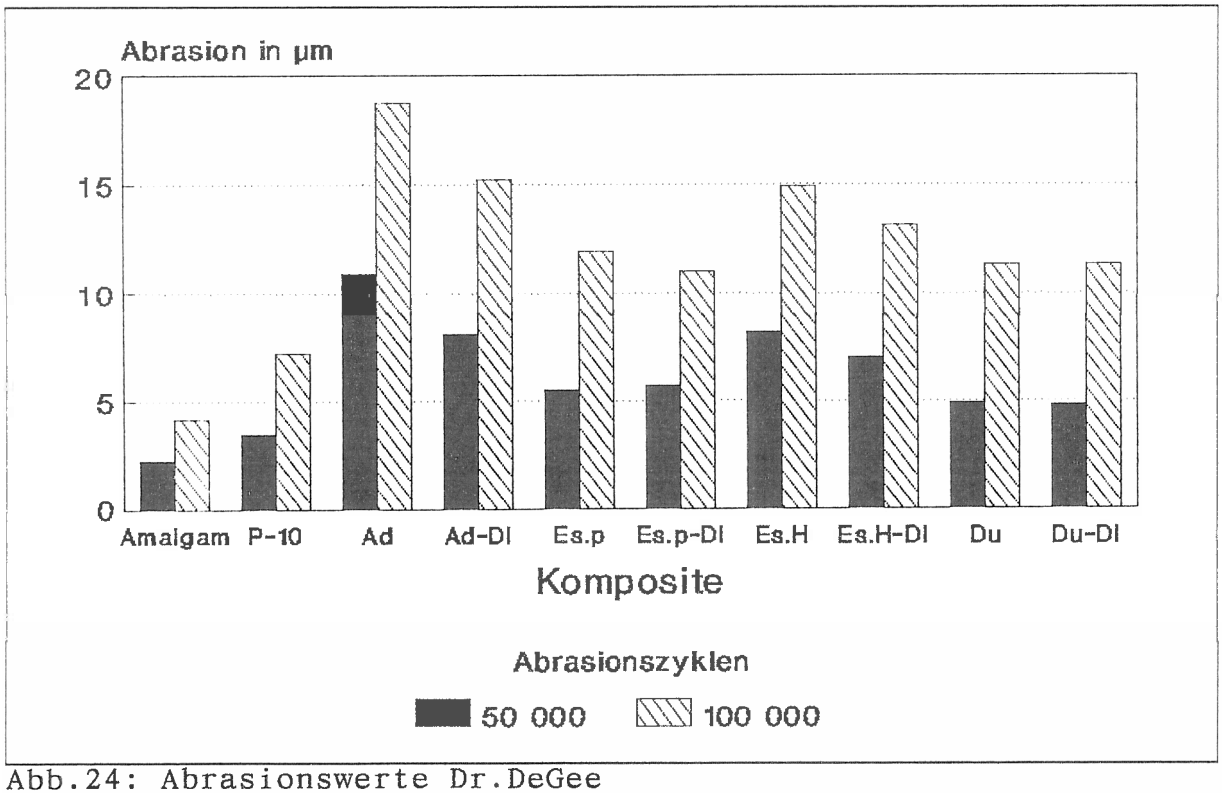


Abb.24: Abrasionswerte Dr.DeGee

rasionswerte eine gute Übereinstimmung mit klinischen Ergebnissen zu finden [LAMBRECHTS (1985), BRAEM (1986), LUTZ (1984)]. Die Abrasionswerte liegen im Bereich derer von DEGEE (1986), bei der Vorstellung der ACTA-Abrasionsmaschine, veröffentlichten Daten (ABB.24). DEGEE (1986/1990), FINGER (1987) und PALLAV 1988/1989) kommen auf Ergebnisse, die die Werte dieser Studie bestätigen. DEGEE und FINGER können Korrelationen zu klinischen Ergebnissen von LAMBRECHTS (1985), BRAEM (1986) und LUTZ (1984) nachweisen.

Amalgam, das als Referenzmaterial auf allen Probenrädern mitgeführt wurde, schnitt bei den unternommenen Versuchen am besten ab, was den klinischen Erfahrungen entspricht (Abb.25). Obwohl das Abrasionsmedium standardisiert wurde, ergaben sich Abweichungen in der Abrasion, so daß der Verschleiß auch relativ zu Amalgam berechnet wurde. Es wurden auf jedem Probenrad noch drei weitere Referenzmaterialien (Occlusin (GC), P50 (3M), P10

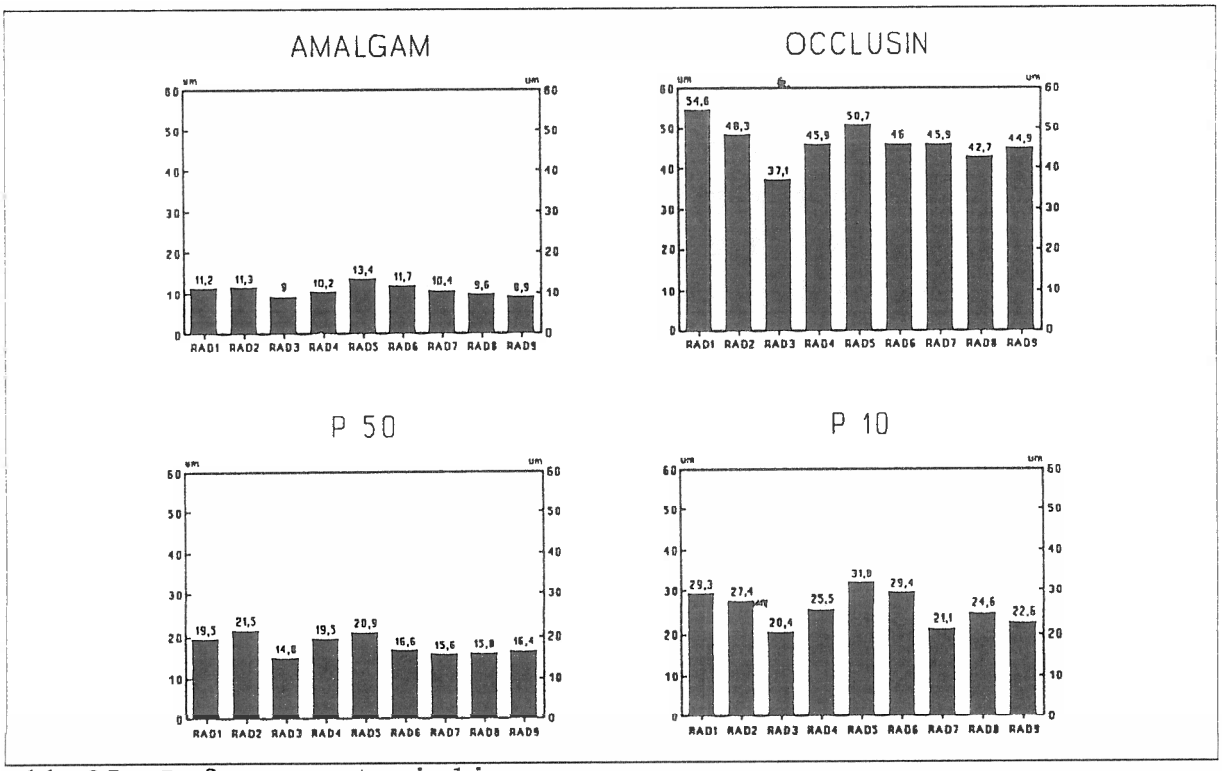


Abb.25: Referenzmaterialien

(3M)) mitgeführt, deren quantitativer Abrasionskurvenverlauf auf den 9 Rädern ähnlich dem des Amalgam verlief. So dienten diese drei Materialien als positive Kontrolle für Amalgam als Referenzmaterial (Abb.25). Die Abrasion aller Komposite lag 1,5 bis 5,6 mal höher als bei Amalgam (Abb.27,28).

Die geringsten Abrasionswerte hatten im Durchschnitt (ohne nach Lagerungsdauer oder Härtungsmethode aufzusplitten) Visiomolar (Espe) und P50 (3M). Dies kann im Fall von P50 mit dem hohen Anteil anorganischer Füllkörper (87,5 Gew%) erklärt werden. Visiomolar ist sehr gut zu verarbeiten, wobei die Füllkörper dicht gepackt werden können und somit beim Abrasionsvorgang nur schwer aus dem Füller-Matrix-Verbund herausgelöst werden.

Sehr hohe Abrasionswerte zeigt Heliomolar (Vivadent), ein Mikrofüller. Dies erscheint auf den ersten Blick verwunderlich, ist aber bei näherer Betrachtung zu erklären. Nach etwa 100.000 Abrasionszyklen war auf allen Probenrädern eine Schmierschicht des Mediums zu beobachten. Diese Schicht setzt sich bei rauhen Proben schneller fest, was eine Reduktion der Abrasion zur Folge hat. Im umgekehrten Fall bildet sich diese Schmierschicht bei Mikrofüllern nur schlecht oder überhaupt nicht. Somit liegen die Abrasionswerte des mikrogefüllten Komposites überdurchschnittlich hoch. Abhilfe könnte durch häufigere Kontrollen während des Abrasionsvorgangs oder durch Zusatz eines Abrasionsmediums (z.B.:Zahnpasta) geschaffen werden.

Neben Heliomolar (Vivadent) zeigten AP.H (DeTrey) und Estilux posterior (Kulzer) sehr hohe Abrasionswerte, was auf den geringeren Füllkörperanteil von 75 Gew% bei AP.H und von 77 Gew% bei Estilux posterior zurückzuführen sein dürfte.

Bei Messungen nach 100.000 Abrasionszyklen sind die Streuungen größer als nach 200.000 Zyklen. Das Grundrauschen, Blasen im Material etc. haben hier noch einen größeren Einfluß auf die Werte, als nach 200.000 Zyklen, wo der Abstand zum Grundrauschen größer und die Streuung geringer ist [KREJCI (1992)]. Aus diesem

Grund haben wir die 100.000 Abrasionszyklen als Einlaufen betrachtet und nur Messungen nach 200.000 Zyklen für die Ergebnisse herangezogen (Abb.26).

4.2.1 Bewertung der Lagerung

Nach Herstellung der Proben wurden diese 0,3 und 6 Monate in Ringerlösung gelagert, um den Einfluß von Wasseraufnahme und Alterung auf die Abrasionsneigung zu testen. Für die 9 Komposite und die Amalgamprobe eines Probenrades wurde ein Glasgefäß bereitgestellt, sodaß von der Herstellung an gleiche Bedingungen herrschten. Trotzdem reagierten die verschiedenen Komposite höchst unterschiedlich auf die Lagerung.

Allgemein kann festgestellt werden, daß bei der durch Licht ausgelösten Polymerisation Spannungen innerhalb der Kompositproben entstehen. Diese Spannungen können während der Lagerung abgebaut werden. Trotz der Lagerung in braunen Flaschen muß eine geringe Nachpolymerisation diskutiert werden. Beide Prozesse können die Verschleißfestigkeit der Werkstoffe erhöhen.

Andererseits kommt es bei den verschiedenen Kompositen durch Wasseraufnahme zu unterschiedlicher Quellung und Degradation. Nachpolymerisation und Wasseraufnahme sind nach drei Monaten Lagerung weitgehend abgeschlossen [SARRETT (1991), SÖDERHOLM (1988/1989)]. Bei 6 von 9 untersuchten Kompositen, die lediglich mit Translux CL gehärtet wurden, sind deswegen die Abrasionswerte nach 6 Monaten Lagerung niedriger im Vergleich zur sofortigen Abrasion nach der Herstellung der Proben. Quellung konnte bei den 0-Monatsproben nicht stattfinden, da sie nicht in Ringerlösung lagen (Abb.27,28).

AP.H (DeTrey), Lux-a-fill (Blend-a-med) und Pertac (Espe) zeigten ein atypisches Abrasionsverhalten, weil ihre Werte im Laufe einer trockenen Lagerung anstiegen. Alle drei Komposite waren auf dem gleichen Probenrad angebracht, bei dem zwischen der

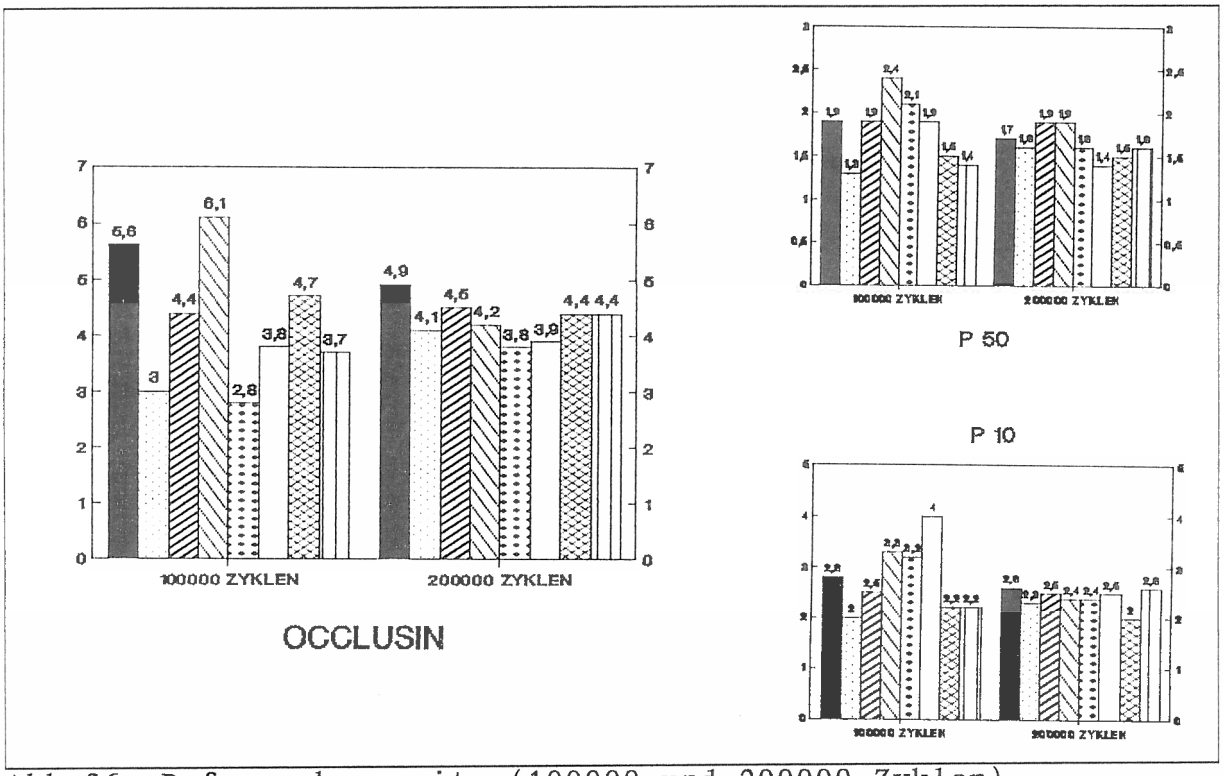


Abb.26: Referenzkomposite (100000 und 200000 Zyklen)

Messung nach 100.000 Zyklen und der erneuten Abrasion es versäumt wurde, in die Ringerlösung zu legen. So wurden diese Probenräder nahezu ein Monat trocken gelagert was zu einer Verfälschung der Ergebnisse geführt hat. Interessant ist, daß die trockene Lagerung einen Abbau der Spannungen weitgehend verhinderte.

4.2.2 Bewertung der Härtungsmethoden

Alle Kompositproben - mit Ausnahme von P10, einem Autopolymerisat - wurden mit einer Translux CL Polymerisationslampe (Kulzer) jeweils 60 s ausgehärtet. Um den Einfluß der Lichthärtung auf die Abrasionstendenz zu ermitteln, wurden die Hälfte der Kompositproben zusätzlich mit einer Visio-Beta-Lampe (Espe) für 15 min unter Vakuum polymerisiert. Da wir nur plastische Kompositmaterialien untersuchten, die klinisch direkt in der Mundhöhle ausgehärtet werden, erscheint dieser Vorgang zunächst klinisch irrelevant. Allerdings werden einige der untersuchten Komposite auch als Inlaymaterialien verwendet.

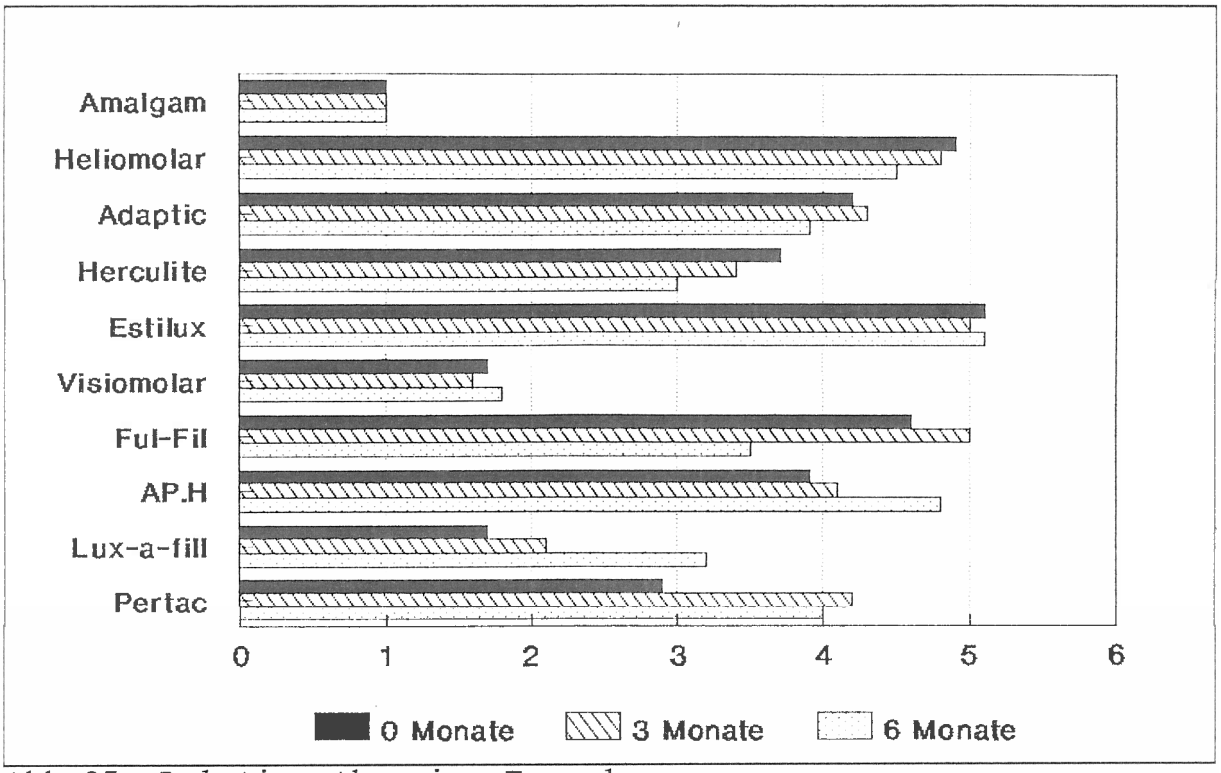


Abb.27: Relative Abrasion Translux

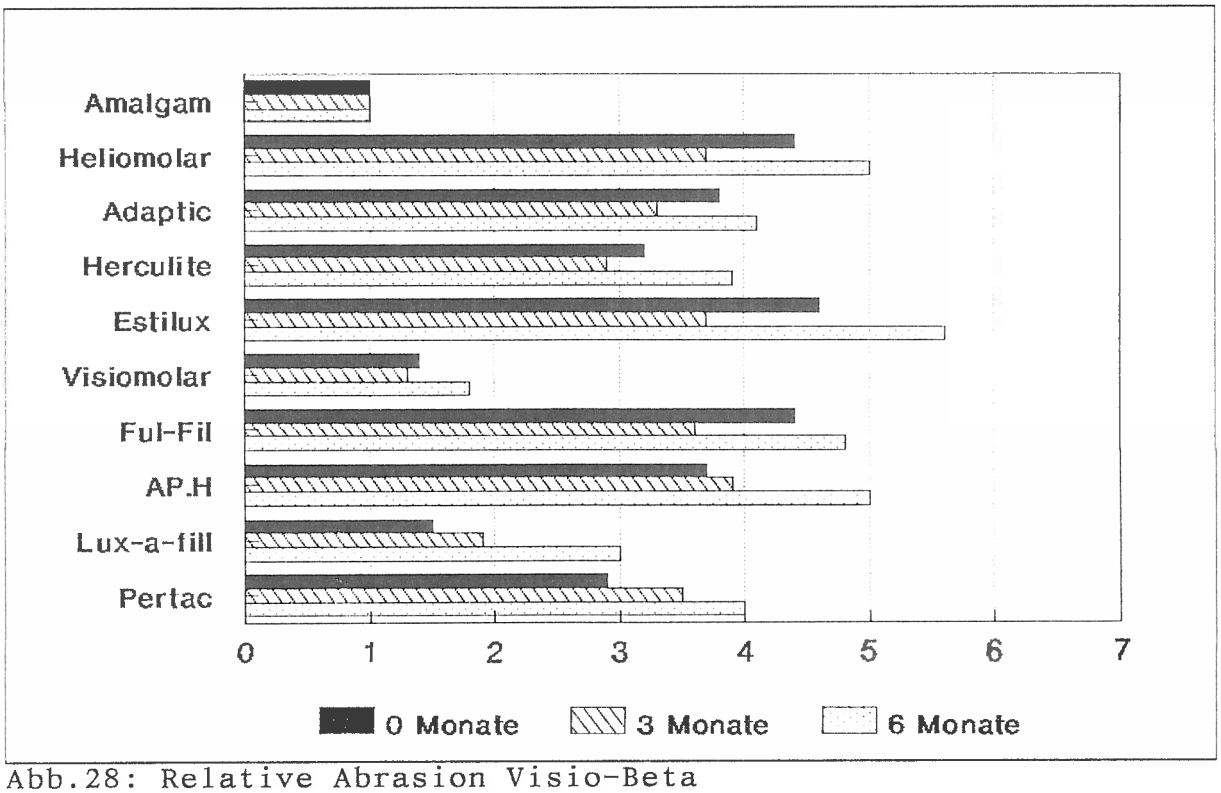


Abb.28: Relative Abrasion Visio-Beta

Bei einigen Kunststoffen (z.B.: Heliomolar (Vivadent), Adaptic LC (J+J), Herculite XR (Kerr)) sind die Werte der mit Translux gehärteten Proben anfänglich schlechter als die der Proben, die mit Visio-Beta nachvergütet wurden. Nach 3 bzw. 6 Monaten Monaten zeigen die Translux-Proben allerdings gleichgute oder bessere Werte als die Visio-Beta Proben. D.h., daß die anfänglichen Vorteile die sich durch eine Nachvergütung (Visio-Beta) in Form einer höheren Verschleißfestigkeit ergeben, sich im Laufe der Lagerungszeit nivellieren (Abb.27,28). Dies ist mit einem Ausgleich der inneren Spannungen, die durch die Polymerisation entstehen, zu erklären. Für diese Folgerung kann man ein Modell von Prasad und Calvert [SARRETT (1991)] mit folgender Formel heranziehen:

$$\frac{1}{W_c} = \frac{1}{W_m} + \frac{1}{W_f} \qquad \text{Formel 14}$$

Wobei W_c die Gesamtabrasion des Komposits, W_m die Abrasion der Matrix und W_f die Abrasion des Füllers darstellt. Dieses Modell setzt Volumen und Abrasionswerte von Füller und Matrix ins Verhältnis mit der Gesamtabrasion des Komposits. Daraus folgt, daß je höher die inneren Spannungen ursprünglich sind, desto früher ein Versagen des Füller-Matrix-Interfaces erfolgt, wobei hier der Anteil Füllerverlust vor dem Anteil Matrixabrieb überwiegt [SARRETT (1991), SÖDERHOLM (1988/1989)].

Bei bestimmten Kunststoffen (z.B.: Lux-a-fill (Blend-a-med)) sind die Abrasionswerte der mit Translux gehärteten Proben immer schlechter als die Visio-Beta-Proben, während z.B. bei AP.H (DeTrey) kein quantitativer Unterschied zwischen den beiden Härtungsmethoden festzustellen war. Dies ist unter anderem auch auf die unterschiedliche Qualität der Silanisierung zurückzuführen. Reinhardt beschreibt weiterhin die unterschiedliche Wirkung, die Polymerisationslampen auf die verschiedenen Komposite haben [REINHARDT (1991)].

Bei P10 (3M), dem einzigen Autopolymerisat, das in unserer Ver-

suchsreihe mitgeführt wurde, sind die Abrasionswerte keinen so großen Schwankungen unterworfen wie bei den lichthärtenden Kompositen (Abb.25). Dies dürfte vermutlich darauf zurückzuführen sein, daß bei der chemischen Polymerisation weniger innere Spannungen entstanden sind und der Wassereinfluß evtl. geringer ist.

4.3 Schlußbetrachtung und klinische Relevanz

Diese Studie zeigt, daß in der ACTA-Abrasionsmaschine sich die verschiedenen plastischen Kompositfüllmaterialien gut nach ihrem Abrasionsverhalten unterscheiden lassen. Die Ergebnisse der absoluten Abrasion stimmen mit denen DEGEE's weitgehend überein, der ein ähnliches Verhältnis der Abrasion von Kompositen zu der von Amalgam fand.

Lagerungsdauer und Härtungsmethode haben einen signifikanten Einfluß auf das Abrasionsverhalten eines Komposits. Durch Lagerung der Proben werden Spannungen im Komposit abgebaut, die die Abrasionsfestigkeit erhöhen können. Evtl. findet eine Nachpolymerisation statt. Andererseits kommt es bei den verschiedenen Kompositen durch Wasseraufnahme zu unterschiedlicher Quellung und Degradation. Wasseraufnahme und Spannungsabbau sind nach drei Monaten Lagerung weitgehend abgeschlossen, was mit den Ergebnissen übereinstimmt, bei denen zwischen 3 und 6 Monaten Lagerung kein signifikanter Unterschied hinsichtlich der Abrasionstendenz feststellbar war. Der Vorteil einer Nachvergütung in Bezug auf eine gesteigerte Abrasionsresistenz ist nach drei Monaten Lagerung auch weitgehend nicht mehr vorhanden. Klinisch erstreckt sich aber die Funktionszeit einer Füllung über Jahre, sodaß eine anfänglich vorhandene größere Abrasionsresistenz nur eine untergeordnete Rolle spielt.

Die Auswertung erfolgte mit neu entwickelten Computerprogrammen, welche die gestellten Anforderungen erfüllten.

Ob plastische Kompositfüllungsmaterialien eine echte Amalgam-

alternative sein können oder nicht, läßt sich nur anhand der im Labor gemessenen Abrasionsfestigkeit nicht klären. Es muß jedoch festgestellt werden, daß viele der untersuchten Komposite doch wesentlich stärker abradierten als Amalgam. Besonders im Molarenbereich, in dem die Ästhetik eine untergeordnete Rolle spielt, hat das Abrasionsverhalten einen größeren Stellenwert als im Prämolarengebiet, in dem zudem die auftretenden Kaukräfte geringer sind. Aus diesem Grund sind plastische Kompositfüllmaterialien unter Anwendung der Adhäsivtechnik eher für den Prämolarenbereich eine Alternative der zahnfarbenen Restaurierung. In weiterführendenden Studien sollte auch der Einfluß der Zeit auf die mechanischen Eigenschaften einer Kompositfüllung, sowohl in vivo als auch in vitro untersucht werden.

5 Zusammenfassung

Ziel unserer Untersuchung war es, die Verschleißfestigkeit plastischer Kompositfüllungsmaterialien in vitro mit der von Amalgam zu vergleichen und den Einfluß des Polymerisationsverfahren und der Lagerungsdauer in Elektrolytlösung auf das Abrasionsverhalten zu ermitteln.

Mit der ACTA-Abrasionsmaschine wurde der Verschleiß von 12 Kompositen im Vergleich zu Dispersalloy^{R} untersucht. Alle Kompositprobenkörper wurden in Metallformen hergestellt und 60 s mit der Polymerisationslampe Translux CL^{R} ausgehärtet. Die Hälfte der Proben wurden zusätzlich mit dem Visio-Beta-Ofen^{R} nachvergütet. Die Proben wurden ungelagert bzw. nach 3 oder 6 Monaten Lagerung in Ringerlösung 200000 Abrasionszyklen in Hirsesamen als Abrasionsmedium ausgesetzt. Die Abrasion wurde profilometrisch bestimmt. Um den Einfluß des Abrasionsmediums zu kontrollieren, wurden bei jedem Abrasionsvorgang die Komposite P10^{R}, P50^{R}, Occlusin^{R} sowie Dispersalloy^{R} als Kontrolle mitgeführt.

Die mittlere Abrasion nach 6 Monaten Lagerung betrug bei den Kompositproben 15-56 µm, bei Amalgam 9-13 µm. Obwohl das Abrasionsmedium standardisiert wurde, ergaben sich Abweichungen, so daß der Verschleiß auch relativ zu Amalgam berechnet wurde. Dabei war die Abrasion der Komposite 1,5 bis 5,6 mal höher. Die geringsten Abrasionswerte hatten die Materialien Visiomolar (Espe) und P50 (3M).

Durch die Nachvergütung mit dem Visio-Beta-Ofen^{R} konnte die Abrasionsfestigkeit der Proben ohne Lagerung signifikant gesteigert werden (ANOVA, $p < .05$). Bei den Drei- und Sechsmonatsproben lag jedoch keine Signifikanz vor. Die Lagerung in Ringerlösung hatte signifikanten Einfluß auf das Abrasionsverhalten (ANOVA, $p < .05$). Mehrere Präparate zeigten nach Lagerung in Ringerlösung schlechtere Werte, wobei zwischen 3 und 6 Monaten Lagerung kein signifikanter Unterschied feststellbar war.

6 Literaturverzeichnis

1 ABELL A.K., LEINFLDER K.F., and TURNER D.T.
Microscopic observations of a tooth restorative composite in vivo
J Biomed Mater Res 17 (1983), 501-507.

2 ASMUSEN E.
Composite restorative resins Composition versus wall-to--wall polymerization contraction
Acta Odontol Scand 33 (1975), 337-344.

3 AZIZ R.A., and HARRISON A.
Effect of impact stress on the wear of some restorative materials and enamel
Dent Mater 4 (1988), 261-265.

4 BAILEY W.F., and RICE S.L.
Comparative Sliding-wear Behavior of a Dental Amalgam and a Composite Restorative as a Function of Contact Stress
J Dent Res 60 (1981), 731-732.

5 BAILEY W.F., RICE. S.L., ALBERT R.J., and TEMIN S.C.
Influence of Contact Stress, Sliding Velocity, and Surface Roughness on the Sliding Wear of a Composite Restorative
J Dent Res 60 (1981), 914-918.

6 BINON P., MORRIS C., GARMAN T., and KINZER R.
Clinical Evaluation of an Experimental Composite Resin in Class II Restorations
Abstr.No.519, J Dent Res, Special Issue B 55 (1976), 190.

7 BLOEM T.J., McDOWELL G.C., LANG B.R., and POWERS J.M.
In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite ative materials
J Prosthet Dent 60 (1988), 242-249.

8 BRAEM M., LAMBRECHTS P., VAN DOREN V., and VANHERLE G.
In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior
Dent Mater 2 (1986), 106-113.

9 BRAUER G.
Chemische Analyse von Methacrylate-Kunststoffen
Dtsch zahnärztl Z 30 (1975), 672-679.

10 CASTAGNOLA L. und WIRZ J.
Anwendungsbereiche der Silberamalgame und Composite-materialien für Klasse-II Füllungen
Zahnärztl Praxis 28 (1977), 496-500.

11 COOK W.D.
Factors Affecting the Deepth of Cure of UV-polymerized Composites
J Dent Res 59 (1980), 800-808.

12 COOK W.D., BEECH D.R., and TYAS M.J.
Structure and properties of methacrylate based dental restorative materials
Biomaterials 6 (1985), 362-368.

13 COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT
Status report on mirofill composite restorative resins
J Am Dent Assoc 105 (1982), 488-492.

14 COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT
Posterior composite resins
J Am Dent Assoc 112 (1986), 707-709.

15 DeGEE A.J., PALLAV P., and DAVIDSON C.L.
Effect of Abrasion Medium on Wear of Stress-bearing Composites and Amalgam in vitro
J Dent Res 65 (1986), 654-658.

16 DeGEE A.J., PALLAV P., WERNER A., and DAVIDSON C.L
Influence of sliding action of food on wear of stress-bearing composites
Abstract No. 331, IADR (1989), Dublin

17 DeGEE A.J., PALLAV P., WERNER A., and DAVIDSON C.L.Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites
Dent Mater 6 (1990), 266-270.

18 DeLONG R., and DOUGLAS W.H.
Development of an Artificial Oral Environment for the Testing of Dental Restoratives: Bi-axial Force and Movement Control
J Dent Res 62 (1983), 32-36.

19 DeLONG R., SAKAGUCCHI R.L., DOUGLAS W.H., and PINTADO M.R.
The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation
Dent Mater 1 (1985), 238-242.

20 DERAND T., and EHRNFORD L.
A Long-term Evaluation of Abrasion of Dental Composite Resins
J Dent Res 59 (1980), 721-723.

21 DICKSON G.
Physical and Chemical Properties and Wear
J Dent Res 58 (1979), 1535-1543.

22 EAMES W.B., STRAIN J.D., WEITMAN R.T., and WILLIAMS A.K.
Clinical comparison of composites, amalgam, and silicate restorations
J Am Dent Assoc 89 (1974), 1111-1117.

23 EHRNFORD L., DERAND T., LARSSON L.-A., and SVENSSON A.
An Abrasion Test for Composite Resins
J Dent Res 59 (1980), 716-720.

24 EHRNFORD L.
Composite laminate veneers with a continous inorganic phase comprising microporous sintered glass fiber networks
Acta Odontol Scand 41 (1983), 265-270.

25 EHRNFORD L.
Surface characteristics of composite resins comprising a porous reinforcing filler
Acta Odontol Scand 42 (1984), 59-64.

26 EMBONG A., GLYN JONES J., and HARRISON A.
The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel
Dent Mater 3 (1987), 236-240.

27 FAN P.L., POWERS J.M., and CRAIG R.G.
In vitro Wear of Microfilled and Visible Light-cured Composites
J Dent Res 58 (1979), 2116-2119.

28 FAN P.L., and POWERS J.M.
In vitro Wear of Aged Composite Restorative Materials
J Dent Res 59 (1980), 2066-2070.

29 FINGER W.
Festigkeitsuntersuchungen an Composite-Füllungsmaterialien
Schweiz Mschr Zahnheilk 84 (1974), 1311-1340.

30 FINGER W.
Elastizität von Composite-Füllungsmaterialien
Deutsch Zärztl Z 30 (1975), 345-349.

31 FINGER W. und THIEMANN J.
Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials
Dent Mater 3 (1987), 280-286.

32 GIBSON G.B., RICHARDSON A.S., PATTON R.E., and WALDMAN R.
A clinical evaluation of occlusal composite and amalgam restorations: one- and two-year results
J Am Dent Assoc 104 (1982), 335-337.

33 HAMMER B. und HOTZ P.
Nachkontrolle von 1- bis 5-jährigen Amalgam-, Komposit- und Goldgußfüllungen
Schweiz Mschr Zahnmed 89 (1979), 301-314.

34 HARRISON A., and DAUGHN R.A.
Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental composite resins - Is there a relationship?
J Prosthet Dent 36 (1976), 395-398.

35 HARRISON A.
Wear of combinations of acrylic resins and porcelain on an abrasion testing machine

J Oral Rehabil 4 (1978), 111-115.

36 HARRISON A., and MOORES G.E.
Influence of abrasive particle size and contakt stress on the wear rate of dental restorative materials
Dent Mater 1 (1985), 15-18.

37 HICKEL R.
Ästhetik und Dauerhaftigkeit plastischer Füllungsmaterialien in Abhängigkeit von Topographie, Material und Verarbeitung
Vortrag bayerischer Zahnärztetag 1990

38 HIRT TH., LUTZ F.,and ROULET J.-F.
In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam
J Oral Rehabil 11 (1984), 511-520.

39 HOTZ P.
Die Abrasion von Composites
Schweiz Mschr Zahnmed 85 (1975), 253-262.

40 KOLLMANNSPERGER P.
Biegefestigkeit von Composites nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 477-479.

41 KREJCI I., REICH T., Lutz F. und ALBERTONI M.
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 1. Computergesteuerter Kausimulator
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990a), 953-960.

42 KREJCI I., ALBERTONI M. und LUTZ F.
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 2. Zahnbürsten-/Zahnpastaabrasion und chemische Degradation
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990b), 1164-1168.

43 KREJCI I. und LUTZ F.
In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme 3. Korrelation mit In-vivo-Resultaten
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990c), 1445-1449.

44 KREJCI I., HEINZMANN J.-L. und LUTZ F.
Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelzantagonisten im computergesteuerten Kausimulator
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990d), 1285-1291.

45 LAMBRECHTS P., and VANHERLE G.
Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer
J Oral Rehabil 9 (1982), 169-182.

46 LAMBRECHTS P., BRAEM M., VUYLSTEKE-WAUTERS M., VANHERLE G.
Quantitative in vivo wear of human enamel
J Dent Res 68 (1989), 1752-1754.

47 LEINFELDER K.F., SLUDER T.B., SOCKWELL C.L., STRICKLAND W.D., and WALL J.T.
Clinical Evaluation of Composites as Anterior and Posterior Restorative Material
Abstr.No.389, J Dent Res, Special Issue 53 (1974), 152.

48 LEINFELDER K.F., SLUDER T.B., SOCKWELL C.L., STRICKLAND W.D. and WALL J.T.
Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials
J Prosthet Dent 33 (1975), 407-416.

49 LEINFELDER K.F.
Composite Resins
Dent Clin North Am 29 (1985), 359-371.

50 LEINFELDER K.F., WILDER A.D, and TEIXEIRA D.C.
Wear rates of posterior composite resins
J Am Dent Assoc 112 (1986), 829-833.

51 LEINFELDER K.F., TAYLOR D.F., BARKMEIER W.W., and GOLDBERG A.J.
Quantitative wear measurement of posterior composite resins
Dent Mater 2 (1986), 198-201.

52 LEINFELDER K.F.
Wear patterns and rates of posterior composite resins
Int Dent J 37 (1987), 152-157.

53 LI Y., SWARTZ M.L., PHILLIPS R.W., MOORE B.K., and ROBERTS T.A.
Effect of Filler Content and Size on Properties of Composites
J Dent Res 64 (1985), 1396-1401.

54 LUTZ F., OCHSENBEIN H. und LÜSCHER B.
Nachkontrolle von 1 1/4 jährigen Adhäsivfüllungen
Schweiz Mschr Zahnheilk 87 (1977), 125-136.

55 LUTZ F., LÜSCHER B. und OCHSENBEIN H.
Adaptation und Randschluss von thixotropen Komposits und Spritzkapselsytemen, In-vitro-Befunde
Schweiz Mschr Zahnmed 87 (1977), 684-693.

56 LUTZ F. und LEUTHARD P.
Verschleißfeste MOD-Kompositfüllungen durch Einpolymerisation von zentrischen Stops aus Keramik - 4-Jahres--Resultate
Schweiz Mschr Zahnheilk 88 (1978), 740-752.

57 LUTZ F., PHILLIPS R.W., ROULET J.-F. und IMFELD TH.
Komposits - Klassifikation und Wertung
Schweiz Mschr Zahnmed 93 (1983), 914-929.

58 LUTZ F., PHILLIPS R.W., ROULET J.-F., and SECTOS J.C.
In vivo and in vitro Wear of Potential Posterior Composites

J Dent Res 63 (1984), 914-920.

59 MAIR L.H.
The measurement and analysis of clinical abrasion - a modified approach
Dent Mater 6 (1990), 271-275.

60 MAROLF R., ROULET J.-F., MÖHRMANN W.H. und LUTZ F.
Kompositinlays - Randqualität und Verschleiss nach 6 Monaten
Schweiz Mschr Zahnmed 94 (1984), 1215-1224.

61 McCABE J.F., and SMITH B.H.
A Method for Measuring the Wear of Restorative Materiels in vitro
Br dent J 151 (1981), 123-126.

62 McCABE J.F., and OGDEN A.R.
The relationship between potosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials
Dent Mater 3 (1987), 9-12.

63 McKINNEY J.E., and WU W.
Relationship Between Subsurface Damage and Wear of Dental Restorative Composites
J Dent Res 61 (1982), 1083-1089.

64 McKINNEY J.E., and WU W.
Chemical Softening and Wear of Dental Composites
J Dent Res 64 (1985), 1326-1331.

65 McLUNDIE A.C., PATTERSON C.J.W., and STIRRUPS D.R.
Comparison of the abrasive wear in vitro of a number of visible-light-cured composite resins
Br Dent J 159 (1985), 182-185.

66 MEIER CH. und LUTZ F.
Verschleißmessungen in vivo an okklusalen Komposit- und Amalgamfüllungen
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 617-622.

67 MEIER CH. und LUTZ F.
Komposite kontra Amalgam: Vergleichende Verschleißmessungen in vivo: 1-Jahres-Resultate
Schweiz Mschr Zahnheilk 89 (1979), 203-212.

68 MEIER CH. und LUTZ F.
Vergleichende Verschleißmessungen in vivo zwischen Amalgam und Komposit
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980), 489-492.

69 MEINERS H.
Wirkung von Zahnpasten auf die Oberfläche von Acrylaten
Dtsch zahnärztl Z 27 (1972), 719-724.

70 METTLER P., FRIEDRICH U. und ROULET J.-F.

Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich
Schweiz Mschr Zahnheilk 88 (1978), 324-343.

71 MOFFA J.P., and JENKINS W.A.
Four Year Posterior Clinical Evaluation of Two Composite Resins
Abstr.No.13, J Dent Res, Special Issue A 54 (1975), 48.

72 MOFFA J.P., and JENKINS W.A.
Three Year Posterior Clinical Evaluation of Three Experimental Composite Resins
Abstr.No.206, J Dent Res, Special Issue A 57 (1978), 126.

73 MOORES G.E., GLENTWORTH P. and HARRISON A.
Measurement of the rate of wear of deental composite resins by a "90"Sr beta particle transmission gauge
J Biomed Mater Res 17 (1983), 843-853.

74 OSBORNE J.W., GALE E.N., and FERGUSON G.W.
One-year and two-year clinical evaluation of a composite resin versus Amalgam
J Prosthet Dent 30 (1973), 795-800.

75 OSBORNE J.W.,and GALE E.N.
A three-year clinical assessment of a composite resin and its radiopaque counterpart
J Prosthet Dent 44 (1980), 164-166.

76 PALLAV P., DAVIDSON C.L., DeGEE A.J.
Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions
J Prosthet Dent 59 (1988), 426-429.

77 PALLAV P., DeGEE A.J., DAVIDSON C.L., ERICKSON R.L., and GLASPOOLE E.A.
The Influence of Admixing Microfiller to Small-particle Composite Resin on Wear, Tensile Strength, Hardness, and Surface Roughness
J Dent Res 68 (1989), 489-490.

78 PAULUS M.
Rechnergestützte Oberflächenabtastung für Verschleißuntersuchungen an zahnärztlichen Werkstoffen. Diplomarbeit im Fach Informatik, Universität Erlangen-Nürnberg (1990).

79 PHILLIPS R.W., AVERY D.R., MEHRA R., SWARTZ M.L., and McCUNE R.J.
One-year observation on a composite resin for Class II restorations
J Prosthet Dent 28 (1971), 164-169.

80 PHILLIPS R.W., AVERY D.R., MEHRA R., SWARTZ M.L., and McCUNE R.J.
Observation on a composite resin for ClassII restorations: Two year report

J Prosthet Dent 28 (1972), 164-169.

81 PHILLIPS R.W., AVERY D.R., MEHRA R., SWARTZ M.L., and McCUNE R.J.
Observation on a composite resin for Class II restoration: Three year report
J Prosthet Dent 30 (1973), 891-897.

82 PHILLIPS R.W., LUTZ F. und ROULET J.-F.
Seitenzahn-Komposits - eine Standortbestimmung
Schweiz Mschr Zahnheilk 93 (1980), 666-672.

83 PILLIAR R.M., SMITH D.C., and MARIC B.
Oscillatory Wear Tests of Dental Composites
J Dent Res 63 (1984), 1166-1172.

84 POWERS J.M., RYAN M.D., HOSKING D.J., and GOLDBERG A.J.
Comparison of in vitro and in vivo Wear of Composites
J Dent Res 62 (1983), 1089-1091.

85 RATEITSCHAK K.-H., RENGGLI H.H. und MÜHLEMANN H. R.
Parodontologie (1978).

86 REHBERG H.J.
Ein Überblick über die werkstoffkundlichen Grundlagen der Composite-Füllungsmaterialien
Zahnärztl Mitt 68 (1978), 1191-1195.

87 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Korrelation zwischen Härte und Abrieb photopolymerisierbarer Schmelzadhäsive I. Mitteilung
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977), 625-626.

88 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Aushärtung photopolymerisierbarer Versieglermaterialien in verschieden tiefen Schmelzzonen
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977), 848-852.

89 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Untersuchungen füllstoffhaltiger und -freier Adhäsive im Vergleich zu einem Composite II. Mitteilung
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977), 867-870.

90 REINHARDT K.-J.
Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von Kompositfüllungen
Dtsch zahnärztl Z 46 (1991), 132-134.

91 RICE S.L., WAYNE S.F., BAILEY W.F., and ROTO M.
Influence of variation in contact stress on the slidingwear behavior of dental amalgam
Biomaterials 2 (1981), 46-48.

92 RICE S.L., BAILEY W.F., PACELLI P.F.T., and BLANCK W.R.
Influence of Enamel Stylus Stiffness on Sliding-wear Behavior of a Composite Restorative

J Dent Mater 61 (1982), 493-496.

93 RICE S.L., BAILEY W.F., WAYNE S.F., and BURNS J.A.
Comparative in vitro Sliding-wear of Conventional, Microfilled, and Light-cured Composite Restoratives
J Dent Res 63 (1984), 1173-1175.

94 ROULET J.-F.
Die Abrasion von Komposits
Schweiz Mschr Zahnheik 86 (1976), 413-426.

95 ROULET J.-F.
Ein klinischer Vergleich 3-er Komposits mit Amalgam im Seitenzahnbereich
Zahnärztl Welt/Reform 86 (1977), 1055-1062.

96 ROULET J.-F., METTLER P. und FRIEDRICH U.
Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 206-209.

97 ROULET J.-F., METTLER P. und FRIEDRICH U.
Studie über die Abrasion von Komposites im Seitenzahnbereich. Resultate nach 3 Jahren
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980), 493-497.

98 ROULET J.-F., METTLER P. und FRIEDRICH U.
Ein klinischer Vergleich dreier Komposits mit Amalgam für Klasse-II-Füllungen unter besonderer Berücksichtigung der Abrasion. Resultate nach 2 Jahren
Schweiz Mschr Zahnheilk 90 (1980), 18-30.

99 ROULET J.-F.
Degradation of Dental Polymers
Karger Verlag (1987)

100 RÜMANN F. und LUTZ F.
Komposits als Amalgamersatz - klinisch und experimentelle Resultate
Quintessenz 3 (1980), 133-143.

101 SAKAGUCCHI R.L., DOUGLAS W.H., DeLONG R., and PINTADO M.R.
The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation
Dent Mater 2 (1986), 235-240.

102 SANDER M.
Oberflächentechnik für Praktiker
(1989)

103 SARRET D.C.
Wear behavior of dental composite restorative materials
Zahnmed. Dissertation (University of Florida, 1988)

104 SARRET D.C., SÖDERHOLM K.-J., and BATICH C.D.
Water and Abrasive Effects on Three-body Wear of Composites
J Dent Res 70 (1991), 1074-1081.

105 SCHULTE J.K., ANDERSON G.C., SAKAGUCCHI R.L., and DeLONG R.
Wear resistance of isosit and polynethyl methacrylate occlusal splint material
Dent Mater 3 (1987), 82-84.

106 SMALLEY W.M., and NICHOLLS J.I.
In vitro two-body wear of polymeric veneering materials
J Prosthet Dent 56 (1986), 175-181.

107 SÖDERHOLM K.-J.M.
Die hydrolytische Degradation von Composites Teil I: Physikalisch-chemische Grundlagen
Phillip Journal 6 (1988), 323-328.

108 SÖDERHOLM K.-J.M.
Die hydrolytische Degradation von Composites Teil II: Folgen für die Anwendung in der Praxis
Phillip Journal 1 (1989), 75-78.

109 SOLTESZ U., KLAIBER B., PERGANDE CH. und RICHTER H.
Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten von Composite-Füllungsmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 406-412.

110 STÄDTLER P. und RIEDL R.
Abrasion von Komposits nach Bearbeitung mit Mohnsamen
Z Stomatol 86 (1989), 217-221.

111 SWIFT,Jr. E.J.
Wear of composite resins in permanent posterior teeth
J Am Dent Assoc 115 (1987), 584-588.

112 TEAFORD M.E.
Is tooth wear a correlate of composite microwear?
J Am Dent Assoc 60 (1988), 400.

113 VIOHL J.
Werkstoffkundliche Untersuchung der Wasseraufnahme und Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 29 (1974), 442-449.

114 VIOHL J. und GERHARDT P.
Wasseraufnahme und Löslichkeit von 3 Füllungskunststoffen in Abhängigkeit von der Probenstärke und der Zeit
Dtsch zahnärztl Z 30 (1975), 340-344.

115 VIOHL J.
Wie tief polymerisieren UV-härtende Kunststoffe?
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 476.

116 VIOHL J. und EICKHOFF A.
Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in Abhängigkeit vom Misdchungsverhältnis bzw. der Bestrahlungszeit
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 687-690.

117 VIOHL J.
Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungswerkstoffen
Zahnärztl Welt/Reform 89 (1980), 43-46.

118 WEBER H.
Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Frage der Abrasionsfestigkeit von Isosit unter besonderer Berücksichtigung der Problematik der Abrasionsmessung (I)
Quintessenz 1 (1980), 117-123.

119 WEBER H.
Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Frage der Abrasionsfestigkeit von Isosit unter besonderer Berücksichtigung der Problematik der Abrasionstestung (II)
Quintessenz 2 (1980), 123-129.

120 WILSON G.S., DAVIES E.H., and von FRAUENHOFER J.A.
Abrasive Wear Characteristics of Anterior Restorative Materials
Br Dent J 151 (1981), 335-338.

121 WU W., and McKINNEY J.E.
Influence of Chemicals on Wear of Dental Composites
J Dent Res 61 (1982), 1180-1183.

122 WU W., TOTH E.E., MOFFA J.F., and ELLISON J.A.
Subsurface Damage Layer of in vitro Worn Dental Composite Restorations
J Dent Res 63 (1984), 675-680.

123 XU HENGCHANG, SÖREMARK R., WIKTORSON G., WANG TONG, and LIU WENGYI
Abrasion of acrylic veneers by simulated toothbrushing
Acta Odontol Scand 42 (1984), 367-370.

123 XU HENGCHANG, WANG TONG, and SONG SHIQUING
Wear patterns of composite restorative resins in vivo; observations by scanning electron microscopy
J Oral Rehabil 12 (1985), 389-400.

7 Anhang

7.1 Verwendete Instrumente und Geräte

- ACTA-Abrasionsmaschine nach Dr. Degee (1986)
- Perthometer C5D (Perthen) mit Vorschubgerät PRK und Mikrotaster FRW 750
- Schrittmotor Astrosyn "Miniangle Stepper", Typ 23 LM-K337-01, No.S5604 (Minebea Co. LTD)
- Eichnormale PEN-10-1 6820101 (Perthen)
- Polymerisationslampe Translux LC (Kulzer)
- Lichtofen Visio-Beta (Espe)
- Silikonfreies Formentrennmittel G.K.36 (Keller-Chemie)
- Kellermann Universalrundschleifmaschine Typ 1500 U

7.2 Materialien und Ergebnistabellen

Probenrad 1				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9C5402931	31.12.91	gelb
3*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7*	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8*	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 0 Monate

Aushärtung : * 60 sec Translux

Herstellung : 3.4.1991

Rad 1 100.000 Abrasionszyklen Translux CL 0 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	5,1	27,1	23,3	17,0	29,3	8,4	26,1	27,8	9,6	13,1
2	5,0	26,1	23,7	17,1	28,9	8,5	24,4	28,2	9,1	13,9
3	5,1	25,7	24,0	18,8	28,3	8,3	23,5	27,4	8,8	13,9
4	4,2	26,3	22,8	18,8	28,6	8,1	23,6	26,8	8,5	13,3
5	4,6	25,8	23,8	20,6	29,1	8,6	23,0	27,8	8,3	13,5
6	4,9	25,9	22,7	24,9	29,9	7,8	23,8	25,5	8,2	15,0
7	4,7	27,0	22,4	25,9	27,3	8,9	22,8	24,4	8,6	12,7
8	4,7	26,9	21,5	24,5	27,3	8,5	21,3	23,9	8,7	12,8
9	4,5	27,1	23,1	23,6	27,8	8,3	22,1	23,4	9,7	12,2
10	4,7	28,1	24,6	19,1	31,9	7,9	26,1	28,3	9,8	13,8
X	4,7	26,6	23,2	21,0	28,8	8,3	23,7	26,4	8,9	13,4
rel Abr	1	5,6	4,9	4,4	6,1	1,8	5,0	5,6	1,9	2,8

Rad 1 200.000 Abrasionszyklen Translux CL 0 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	12,9	56,1	48,6	34,4	57,9	19,7	56,2	57,5	21,3	31,7
2	13,4	55,4	49,0	33,5	55,8	20,8	55,0	59,0	20,1	30
3	11,8	56,4	47,3	36,2	56,2	20,3	52,6	57,9	19,1	31
4	10,2	54,2	49,2	37,0	55	19,8	52,2	56,0	18,9	28,3
5	9,9	54,7	47,4	40,7	56,2	18,2	48,5	55,5	18,5	30,6
6	11	54,2	45,3	45,5	57,3	18,8	50,3	52,6	18,8	27,5
7	10,9	54,8	45	51,2	56,2	18,5	50,7	51,6	19,2	27,7
8	9,9	55,1	44,4	52,8	55,5	19,0	45,6	49,9	18,7	28,3
9	10,9	55,4	44,6	46,8	54,9	19,2	47,5	47,5	20,1	28,9
10	11,2	55,1	47,9	37,8	63	19,7	57	58,8	20,9	29,6
X	11,2	55,1	46,9	41,6	56,8	19,4	51,5	54,6	19,5	29,3
rel Abr	1	4,9	4,2	3,7	5,1	1,7	4,6	4,9	1,7	2,6

Probenrad 2				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9C5402931	31.12.91	gelb
3*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 0 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 11.4.1991

Rad 2 100.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 0 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	3,8	23,2	19,6	13,9	26,8	11,4	27,7	24,0	9,3	11,1
2	3,8	22,5	20,9	15,6	26,2	11,6	25,6	24,4	9,3	10,2
3	3,1	22,3	19,9	16,75	27,4	10,5	24,2	23,6	9,2	11,6
4	4,5	23,5	19,7	18,6	28,3	10,9	24,3	23,7	8,9	15,4
5	5,4	22,2	20,9	20,6	30,0	8,7	24,7	24,6	9,1	13,4
6	3,6	23,0	20,6	21,2	29,3	11,6	24,2	24,6	10,0	14,4
7	3,8	22,9	21,8	21,9	31,0	11,0	24,5	24,2	9,6	12,0
8	3,8	22,8	23,3	22,0	32,3	10,8	25,3	24,3	9,6	11,8
9	4,2	23,7	26,1	22,4	30,4	11,3	26,3	24,8	10,2	12,7
10	3,7	22,3	19,0	16,8	26,7	11,1	26,6	24,6	9,0	16,7
X	4,0	22,8	21,2	19,0	28,8	10,9	25,3	24,3	9,4	12,9
rel Abr	1	5,8	5,4	4,8	7,3	2,8	6,4	6,1	2,4	3,3

Rad 2 200.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 0 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	10,9	50,1	40,0	32,3	50,2	16,2	51,9	47,1	20,6	----
2	11,3	50,7	41,0	28,8	50,6	16,6	52,8	46,6	20,4	23,8
3	10,4	50,0	43,0	29,4	49,5	16,4	50,2	48,0	21,2	25,3
4	11,5	48,8	40,9	32,9	51,5	15,9	48,8	47,3	20,9	27,0
5	11,6	49,9	42,1	35,7	51,9	16,2	48,4	47,9	20,6	26,5
6	12,8	49,9	43,2	40,4	52,5	16,3	49,0	49,5	21,7	29,7
7	10,9	49,5	43,2	43,3	53,5	16,0	48,0	49,9	23,8	28,5
8	11,5	51,0	46,3	42,7	57,6	16,0	49,1	49,6	22,8	28,1
9	11,3	49,8	47,7	41,5	58,6	16,4	50,6	48,5	23,4	29,7
10	11,4	48,9	39,5	29,9	48,7	16,1	51,1	45,5	19,6	27,8
X	11,3	49,8	42,7	35,7	52,4	16,2	49,9	48,0	21,5	27,5
rel Abr	1	4,4	3,8	3,2	4,6	1,4	4,4	4,2	1,9	2,4

Probenrad 3				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
2°	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
3*	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
4°	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
5*	Espe/Pertac	V 014		uni
6°	Espe/Pertac	V 014		uni
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 0 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 5.4.1991

Rad 3 100.000 Zyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 0 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	Occ	P50	P10
1	5,2	10,1	11,4	3,7	11,4	10,4	11,3	10,0	3,8	7,3
2	4,2	10,3	11,3	4,0	11,4	10,4	11,9	9,9	4,1	8,1
3	------	9,8	11,4	3,0	11,5	9,9	11,9	9,4	4,0	6,6
4	2,8	10,5	10,7	2,9	10,7	10,8	11,3	8,7	4,1	6,3
5	2,6	10,4	10,3	3,3	10,3	10,4	11,4	9,6	4,4	8,5
6	3,1	10,0	9,8	3,4	10,1	11,2	11,9	10,2	4,3	6,7
7	2,6	10,5	9,8	3,2	10,0	10,9	11,7	9,9	4,6	6,1
8	2,8	10,6	10,3	2,8	10,4	11,0	11,7	10,0	4,6	6,1
9	3,7	11,5	12,3	2,6	12,3	11,2	11,6	10,3	4,1	5,8
10	3,0	10,7	11,9	3,3	11,9	12,5	------	10,1	4,3	6,3
X	3,3	10,4	10,9	3,2	11,0	10,9	11,6	9,8	4,2	6,8
rel Abr	1	3,1	3,3	1,0	3,3	3,3	3,5	3,0	1,3	2,0

Rad 3 200.000 Zyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 0 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	Occ	P50	P10
1	9,2	34,3	37,2	14,6	16,9	25,7	25,6	38,7	15,8	20,5
2	9,1	35,7	36,3	11,8	13,5	26,4	24,0	37,6	14,6	22,5
3	9,6	34,5	35,7	14,5	13,7	23,4	29,4	36,9	14,5	22,7
4	9,4	33,2	34,3	13,4	13,2	24,0	26,9	36,5	14,4	20,4
5	10,2	33,2	34,4	13,3	16,7	24,0	26,3	36,7	14,2	18,7
6	7,8	31,5	35,0	14,1	20,4	27,3	25,6	36,2	16,0	20,7
7	7,9	31,3	31,9	13,1	15,5	26,9	26,4	36,9	13,9	20,2
8	7,9	32,9	34,1	14,1	14,6	27,5	25,7	37,6	14,4	19,0
9	7,6	33,7	36,0	14,5	-----	30,8	26,3	37,0	14,6	19,9
10	11,2	34,9	36,9	11,2	14,7	26,1	-----	36,9	15,5	19,8
X	9,0	33,5	35,2	13,4	15,4	26,2	26,2	37,1	14,8	20,4
rel Abr	1	3,7	3,9	1,5	1,7	2,9	2,9	4,1	1,6	2,3

Probenrad 4				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9M4103102	30.06.92	uni
3*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7*	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8*	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 3 Monate

Aushärtung : * 60 sec Translux

Herstellung : 3.4.1991

Rad 4 100.000 Abrasionszyklen Translux CL 3 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	5,3	22,2	20,2	15,5	27,2	9,9	18,4	23,1	7,9	11,9
2	4,9	22,2	18,7	13,8	27,5	9,9	20,8	22,2	7,7	10,9
3	5,2	22,0	19,4	14,2	27,7	9,6	23,8	21,6	7,9	13,1
4	4,9	24,0	19,9	17,0	27,2	9,8	26,6	22,5	12,0	----
5	4,7	23,1	19,5	18,6	26,2	10,3	27,3	22,2	-----	12,0
6	5,5	22,8	19,6	18,5	26,7	10,1	25,9	21,7	10,1	12,2
7	4,7	22,0	20,2	19,7	26,2	9,7	26,4	21,4	9,8	11,5
8	4,6	21,1	19,7	19,1	26,6	9,4	24,1	21,1	9,4	12,7
9	4,8	21,2	20,3	15,0	26,2	9,4	23,0	20,4	8,7	15,4
10	5,1	22,3	-----	15,5	30,1	10,0	-----	22,8	9,4	12,5
X	5,0	22,3	19,7	16,7	27,2	9,8	24,0	21,9	9,2	12,5
rel Abr	1	4,5	4,0	3,4	5,5	2,0	4,8	4,4	1,9	2,5

Rad 4 200.000 Abrasionszyklen Translux CL 3 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	12,7	50,9	42,9	29,8	56,0	17,7	48,0	45,7	17,4	25,9
2	12,2	48,8	42,5	31,7	53,1	17,6	56,2	45,1	19,0	26,4
3	12,3	51,6	42,9	36,2	52,0	17,5	56,1	46,0	19,5	26,7
4	10,6	50,0	43,1	37,7	52,2	17,0	56,3	45,5	-----	25,1
5	11,7	47,8	45,8	39,5	51,9	16,7	54,4	44,8	19,4	24,7
6	10,4	48,8	44,3	42,0	50,0	15,9	52,6	44,2	19,7	23,9
7	10,6	47,5	43,6	35,7	51,8	15,9	47,9	43,3	19,5	27,6
8	9,1	46,6	44,8	32,5	44,3	15,6	47,0	47,6	20,4	22,7
9	10,8	48,4	45,8	33,4	43,5	16,7	48,7	50,3	22,9	23,4
10	13,2	51,3	-----	31,4	56,0	17,9	45,7	47,0	18,0	23,8
X	10,2	49,2	44,0	35,0	51,1	16,8	51,3	45,9	19,5	25,0
rel Abr	1	4,8	4,3	3,4	5,0	1,6	5,0	4,5	1,9	2,5

Probenrad 5				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9M4103102	30.06.92	uni
3*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 3 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 11.4.1991

Rad 5 100.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 3 Monate

Nr.	Ama	Her	Ada	Hel	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	7,0	15,9	9,6	24,9	21,3	7,2	17,7	18,9	12,5	26,7
2	6,1	14,0	9,6	25,2	22,1	7,3	19,4	16,6	11,4	22,3
3	6,8	16,5	9,9	24,7	21,7	6,9	18,6	21,7	12,1	21,6
4	6,2	17,8	10,9	24,2	22,7	8,0	18,7	16,7	12,9	19,3
5	7,3	14,9	10,3	24,1	23,1	7,1	17,6	16,3	13,5	19,9
6	6,2	17,5	10,6	24,5	23,3	8,2	17,6	16,9	15,0	19,8
7	6,3	16,7	10,8	26,9	24,4	7,9	16,2	16,5	15,8	19,3
8	6,1	15,3	11,1	26,2	26,1	9,3	15,5	17,3	16,5	18,2
9	5,8	15,4	11,3	26,7	25,2	8,3	17,4	18,5	16,8	17,0
10	-----	14,1	9,0	24,0	20,6	6,6	18,9	21,3	9,9	18,4
X	6,4	15,8	10,3	25,1	23,0	7,7	17,8	18,1	13,6	20,3
rel Abr	1	2,5	1,6	3,9	3,6	1,2	2,8	2,8	2,1	3,2

Rad 5 200.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 3 Monate

Nr.	Ama	Her	Ada	Hel	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	13,3	32,4	42,6	52,5	49,6	18,5	52,9	52,7	22,1	32,0
2	13,6	35,5	42,6	45,1	47,0	18,2	51,0	51,6	21,1	34,1
3	13,2	35,7	42,8	-----	46,6	18,2	50,1	50,9	20,5	33,3
4	12,9	37,8	43,5	48,8	49,8	17,6	47,3	49,3	21,7	32,6
5	13,5	40,9	43,0	50,2	49,9	18,6	46,3	48,3	21,8	31,7
6	14,6	41,6	43,1	48,6	50,6	17,9	45,5	51,0	20,5	30,9
7	15,5	41,1	43,4	48,4	51,2	17,2	45,2	51,3	19,6	30,5
8	13,7	42,2	43,9	49,6	49,6	18,3	43,4	49,7	19,9	30,8
9	13,4	44,0	48,5	45,6	51,8	17,1	42,2	48,5	19,4	29,6
10	10,4	32,1	42,1	-----	49,5	18,1	52,4	54,1	22,7	33,2
X	13,4	38,3	43,6	49,3	49,5	18,0	47,6	50,7	20,9	31,8
rel Abr	1	2,9	3,3	3,7	3,7	1,3	3,6	3,8	1,6	2,4

Probenrad 6				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
2°	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
3*	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
4°	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
5*	Espe/Pertac	V 014		uni
6°	Espe/Pertac	V 014		uni
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 3 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 5.9.1991

Rad 6 100.000 Abrasionszyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 3 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	P50	Occ	P10
1	5,9	11,7	7,6	21,0	24,9	-----	14,2	11,1	19,7	19,1
2	5,0	11,3	6,7	22,4	25,3	19,6	13,3	10,6	20,9	20,1
3	5,6	13,8	7,5	21,3	24,9	20,4	13,1	10,8	22,0	21,9
4	5,1	12,2	7,3	21,2	24,6	20,0	13,4	11,4	24,0	24,4
5	5,3	12,6	6,8	21,9	25,0	21,5	17,3	10,6	22,9	25,0
6	5,2	12,8	7,7	21,5	25,6	19,4	13,4	10,1	23,7	23,4
7	6,3	13,4	7,4	21,5	23,8	18,7	12,5	9,9	23,8	22,4
8	5,2	13,7	8,0	20,9	27,0	19,4	11,9	9,9	26,1	24,7
9	4,8	12,1	8,2	20,6	27,0	18,7	11,8	10,0	27,5	24,1
10	7,7	11,9	9,0	23,6	25,1	19,4	14,9	11,1	20,0	20,3
X	5,6	12,5	7,6	21,4	25,3	19,7	13,6	10,5	21,0	22,5
rel Abr	1	2,2	1,4	3,8	4,5	3,5	2,4	1,9	3,8	4,0

Rad 6 200.000 Abrasionszyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 3 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	Occ	P50	P10
1	10,2	50,1	53,8	22,0	24,2	37,7	52,1	45,8	17,4	28,5
2	11,5	46,7	51,4	22,1	24,0	39,0	50,8	45,8	15,3	30,3
3	11,7	45,0	49,6	23,5	25,2	37,7	50,1	46,6	16,6	27,9
4	10,9	47,6	48,5	21,9	26,3	40,8	48,6	45,6	16,8	32,5
5	12,1	50,8	48,5	23,2	-----	41,6	48,4	45,4	15,8	28,6
6	15,4	44,3	47,6	22,8	24,9	40,5	47,5	47,6	17,2	29,6
7	11,5	46,7	44,8	22,1	25,6	40,6	47,3	47,1	16,3	28,5
8	11,3	39,3	41,4	21,7	25,6	46,6	48,8	46,1	16,0	31,0
9	12,0	39,8	40,7	23,0	25,7	43,5	48,1	44,3	17,7	28,6
10	10,6	49,5	57,5	23,1	24,5	38,7	51,9	45,5	-----	28,6
X	11,7	46,0	48,4	22,5	25,1	40,7	49,3	46,0	16,6	29,4
rel Abr	1	3,9	4,1	1,9	2,1	3,5	4,2	3,9	1,4	2,5

Probenrad 7				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9C5402931	31.12.91	gelb
3*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7*	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8*	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 6 Monate

Aushärtung : * 60 sec Translux

Herstellung : 6.9.1990

Rad 7 100.000 Abrasionszyklen Translux CL 6 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	5,2	21,0	20,3	13,8	27,1	9,1	17,9	22,7	6,9	11,0
2	5,3	21,5	19,2	14,2	24,3	9,4	15,9	21,7	8,4	11,7
3	4,6	23,6	20,4	14,7	24,8	8,3	19,1	23,0	8,1	11,1
4	3,6	22,6	20,0	14,9	25,5	8,1	16,5	----	8,0	9,8
5	5,0	21,5	18,8	14,9	28,3	8,2	16,4	23,1	6,7	11,4
6	4,5	23,1	18,6	13,5	28,2	-----	16,7	22,0	6,8	10,8
7	-----	22,2	19,0	13,7	29,8	9,0	15,9	23,1	7,2	11,4
8	6,7	22,0	18,3	15,0	30,4	7,8	16,6	23,3	6,7	11,0
9	4,2	24,4	19,7	17,0	29,7	8,8	18,3	23,9	6,6	10,9
10	5,5	21,5	19,3	13,5	27,1	9,4	17,3	22,5	6,8	10,7
X	4,9	22,3	19,3	14,5	27,5	8,7	17,0	22,8	7,2	11,0
rel Abr	1	4,6	3,9	3,0	5,6	1,8	3,5	4,7	1,5	2,2

Rad 7 200.000 Abrasionszyklen Translux CL 6 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	9,7	45,3	42,3	29,7	52,1	19,4	37,6	45,7	15,9	21,2
2	11,4	46,4	40,4	31,9	48,1	19,4	34,9	45,7	17,8	21,7
3	11,1	46,7	41,8	31,7	46,9	19,6	37,7	46,1	16,9	22,1
4	8,8	46,6	43,3	32,1	47,4	16,7	35,1	-----	16,1	19,5
5	9,5	46,4	39,1	31,9	52,5	17,8	33,9	45,2	15,3	20,1
6	11,2	47,4	39,6	27,8	54,5	-----	35,5	43,2	14,8	20,8
7	-----	46,4	40,3	28,5	56,8	18,3	35,2	45,3	14,8	20,8
8	11,6	47,7	38,9	32,1	58,3	17,2	34,1	51,5	15,0	22,2
9	8,6	49,9	41,3	35,6	56,7	17,5	38,3	46,8	15,1	21,1
10	11,5	45,7	40,8	28,3	52,5	18,8	36,8	43,5	14,6	21,1
X	10,4	46,8	40,8	30,9	52,6	18,3	35,9	45,9	15,6	21,1
rel Abr	1	4,5	3,9	3,0	5,1	1,8	3,5	4,4	1,5	2,0

Probenrad 8				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Vivadent/Heliomolar	260359	06.93	uni
2*	J+J/Adaptic LC	9C5402931	31.12.91	gelb
3*	Kerr/Herculite XR	95249	09.91	uni
4*	Kulzer/Estilux post.	175	30.06.92	L
5*	Espe/Visiomolar	T 192	04.92	S
6*	Detrey/Ful-Fil	890929	30.06.92	L
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 6 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 26.9.1990

Rad 8 100.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 6 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	6,1	23,3	18,1	18,8	27,8	7,6	-----	20,6	7,4	12,0
2	6,8	24,4	19,0	17,9	28,1	9,2	22,4	22,1	7,4	13,1
3	5,7	25,0	18,8	20,3	26,9	7,6	21,1	23,2	7,3	12,8
4	6,0	25,1	18,4	19,4	26,3	7,8	20,2	23,2	8,5	13,6
5	-----	24,9	19,1	18,8	25,9	7,6	-----	23,2	8,1	13,9
6	5,5	24,0	19,2	18,0	25,1	7,9	22,1	21,8	8,5	13,1
7	6,2	25,4	20,5	18,0	26,4	7,5	20,2	20,8	8,9	12,9
8	5,8	24,3	23,4	18,6	24,9	7,6	21,0	21,3	8,6	12,7
9	5,8	23,6	23,4	19,8	25,6	6,8	19,8	21,8	9,5	14,4
10	6,1	25,5	18,3	17,0	28,2	7,0	21,4	21,8	7,0	12,8
X	6,0	24,6	19,8	18,6	26,5	7,7	21,0	21,9	8,1	13,1
rel Abr	1	4,1	3,3	3,1	4,4	1,3	3,5	3,7	1,4	2,2

Rad 8 200.000 Abrasionszyklen Visio-Beta 6 Monate

Nr.	Ama	Hel	Ada	Her	Est	Vis	Ful	Occ	P50	P10
1	10,2	48,5	36,1	37,3	54,9	17,1	51,1	42,5	14,7	22,8
2	10,1	49,4	37,6	35,8	54,2	19,2	48,0	43,6	15,1	25,5
3	9,3	47,7	36,1	37,4	54,0	16,0	43,1	45,0	15,3	26,1
4	6,7	48,5	36,4	36,0	53,3	17,3	46,2	43,7	15,9	23,6
5	-----	49,0	37,0	35,5	52,5	16,5	49,3	42,4	16,2	22,0
6	9,8	47,7	39,5	36,7	53,1	18,2	45,2	41,0	16,5	23,7
7	10,1	49,6	42,0	37,6	53,1	18,5	43,6	42,7	15,8	27,1
8	9,1	49,0	46,3	40,0	50,0	17,9	41,7	42,2	16,7	23,8
9	10,4	47,4	45,4	41,7	53,2	19,1	42,7	41,4	18,0	27,8
10	10,6	47,0	36,9	34,6	55,6	15,7	53,5	-----	14,4	23,6
X	9,6	48,3	39,3	37,2	53,4	17,5	46,4	42,7	15,8	24,6
rel Abr	1	5,0	4,1	3,9	5,6	1,8	4,8	4,4	1,6	2,6

Probenrad 9				
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1*	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
2°	Detrey/Prisma-AP.H	900418	31.12.91	LY
3*	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
4°	Blend-A-Med/Lux-a-fill	0149	30.06.92	uni
5*	Espe/Pertac	V 014		uni
6°	Espe/Pertac	V 014		uni
7°	GC/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
8°	3M/P50	ODD 2		uni
9	3M/P10	90C01	31.12.91	
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 6 Monate

Aushärtung : ° 60 sec Translux
* 60 sec Translux und 15 min visio-beta

Herstellung : 1.10.1990

Rad 9 100.000 Zyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 6 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	Occ	P50	P10
1	4,3	25,4	22,8	11,7	17,6	19,2	20,3	24,1	7,2	10,9
2	4,0	23,5	21,5	12,6	16,4	20,0	20,3	24,7	7,5	10,2
3	4,9	24,7	20,1	13,1	20,2	19,5	19,6	23,6	8,1	12,0
4	4,6	22,4	23,2	15,1	14,6	18,4	18,3	23,9	8,7	11,1
5	5,2	20,6	23,0	16,5	14,4	19,6	17,4	23,1	9,2	----
6	6,3	21,5	21,1	14,5	14,7	18,8	18,1	23,6	8,4	----
7	5,0	20,8	20,6	14,9	14,9	18,8	17,9	24,4	8,7	12,3
8	4,6	19,3	19,8	14,2	15,3	18,4	17,6	23,0	8,2	12,8
9	3,9	21,4	20,4	13,1	14,8	18,4	18,2	23,1	9,0	11,5
10	4,8	24,8	21,6	10,8	20,0	-----	19,3	23,6	7,7	10,3
X	4,7	22,4	21,4	13,6	16,3	19,0	18,7	23,7	8,3	11,4
rel Abr	1	4,8	4,6	2,9	3,5	4,0	4,0	5,0	1,8	2,4

Rad 9 200.000 Zyklen Translux CL(T), Visio-Beta(ß) 6 Monate

Nr.	Ama	Aphß	AphT	Luxß	LuxT	Perß	PerT	Occ	P50	P10
1	8,1	49,6	44,6	23,9	34,1	35,3	38,3	44,6	15,0	22,0
2	8,7	45,7	42,0	25,0	31,4	37,4	35,6	46,6	16,2	22,3
3	9,5	47,3	42,0	25,4	32,7	36,5	36,2	45,5	15,9	22,6
4	9,3	44,9	45,7	29,1	25,9	34,8	35,3	45,4	16,3	21,1
5	9,9	41,1	43,8	29,8	26,2	36,5	33,8	44,1	16,7	----
6	-----	43,4	42,0	29,1	25,9	34,6	34,8	43,7	16,9	----
7	9,7	41,6	42,9	25,7	24,2	35,0	33,6	44,5	16,9	24,5
8	8,9	40,0	40,4	28,4	24,4	34,9	34,0	44,7	17,3	25,0
9	8,0	43,1	42,7	25,2	24,7	34,6	35,6	44,8	16,8	21,7
10	8,5	48,2	44,1	23,0	35,4	34,5	36,2	45,5	15,8	21,2
X	8,9	44,5	43,0	26,4	28,5	35,4	35,3	44,9	16,4	22,6
rel Abr	1	5,0	4,8	3,0	3,2	4,0	4,0	5,0	1,8	2,5

Probenrad ADA1		Mohn		
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1	Round Robin Control	26990		
2	Kerr/Herculite XR	02338	11.92	uni
3	Vivadent/Heliomolar	260425	11.93	G 36
4	3M/Silux Plus	OBM1		uni op.
5	Detrey/Ful-Fil	070390		uni
6	ICI/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
7	3M/P50	ODD2		uni
8	Bayer/Pekafill	0558	07.08.93	uni
9	Tokuyama/Palfique	IU 202		uni
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 0 Monate

Aushärtung : 60 sec Translux CL

Abrasionsmedium : Mohnsamen

Herstellung : 5.6.1991

Probenrad ADA2	Reis			
Nr.	**Hersteller/Name**	**Ch.-B.**	**Verfall**	**Farbe**
1	Round Robin Control	26990		
2	Kerr/Herculite XR	02338	11.92	uni
3	Vivadent/Heliomolar	260425	11.93	G 36
4	3M/Silux Plus	OBM1		uni op.
5	Detrey/Ful-Fil	070390		uni
6	ICI/Occlusin	NM 61A	30.06.92	S
7	3M/P50	ODD2		uni
8	Bayer/Pekafill	0558	07.08.93	uni
9	Tokuyama/Palfique	IU 202		uni
10	J+J/Dispersalloy			

Lagerungsdauer : 0 Monate

Aushärtung : 60 sec Translux CL

Abrasionsmedium : Reis

Herstellung : 5.6.1991

Danksagung

Dank gebührt dem Direktor der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie Herrn Prof. Dr. A. Petschelt für die Unterstützung und Ermöglichung dieser Arbeit.

Für die Überlassung des Themas und sein stetes Interesse am Fortgang der Arbeit bedanke ich mich ganz besonders bei Herrn Prof. Dr. R. Hickel.

Besonderer Dank für intensive Betreuung und tatkräftige Unterstützung auch Herrn Dr. Kunzelmann, der maßgeblich an der Entstehung dieser Arbeit mitbeteiligt war.

Lebenslauf

Am 14.2.1966 wurde ich als drittes Kind des kaufmännischen Angestellten Theodor Gehrig und der Zahntechnikerin Eleonore Gehrig, geb. Knödler in Stuttgart-Bad-Cannstatt geboren.

Eingeschult wurde ich 1972 in der Mörike-Grundschule in Asperg. Von 1976 - 1978 besuchte ich dort das Friedrich-List-Gymnasium. Nach einem Umzug der Familie nach Großbottwar besuchte ich von 1978 - 1985 das Friedrich-Schiller-Gymnasium in Marbach/Neckar, wo ich im Juni 1985 das Abitur ablegte.

Nach dem Grundwehrdienst, in Walldürn/Odenwald, studierte ich im Wintersemester 1986 in Bayreuth ein Semester lang Rechtswissenschaften. Mit dem Studium der Zahnmedizin begann ich zum Sommersemester 1987 an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg.

Die zahnärztliche Prüfung beendete ich im August 1992 und die Approbation als Zahnarzt wurde mir am 8.9.1992 erteilt. Vom 1.10.1992 bis zum 31.3.1993 war ich als Assistenzzahnarzt in Stuttgart-Stammheim in freier Praxis beschäftigt. Seit dem 1.4.1993 bin ich Zirndorf als Assistenzzahnarzt tätig.