

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

Das Abrasionsverhalten von Kompositinlaysystemen

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

vorgelegt von
Martin Deigner
aus Tübingen

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: 14. Juni 1995

Meiner Familie

Inhaltsverzeichnis

Seite

1 Einleitung	7
1.1 Problematik	7
1.2 Entwicklung	8
1.3 Komposite	9
1.4 Kompositinlaysysteme	13
1.5 Materialeigenschaften	16
1.5.1 Abrasion	16
1.5.1.1 Der Vorgang der Abrasion	19
1.5.1.2 Studien	21
1.5.2 Randspalt und Randdichte	31
1.5.2.1 Polymerisationsschrumpfung	32
1.5.2.2 Thermischer Ausdehnungskoeffizient	34
1.5.2.3 Säure-Ätz-Technik	35
1.5.2.4 Primäre Paßgenauigkeit	36
1.5.3 Polymerisationstiefe	36
1.5.4 Mechanische Eigenschaften	38
1.5.4.1 Die Härte	38
1.5.4.2 Druck-, Zug- und Biegefestigkeit	39
1.5.4.3 Der Elastizitätsmodul	40
1.5.4.4 Wasseraufnahme und Hydrolyse	42
1.6 Ziel der Arbeit	43
2 Material und Methode	44
2.1 Material	44
2.1.1 Kompositinlaysysteme	44
2.1.2 Herstellung der Probenhälften	46
2.1.2.1 Vergüten der Probenhälften	47
2.1.2.2 Herstellung der Amalgamvergleichsproben	48
2.1.3 Kleben der Proben	48
2.1.4 Das Probenrad	52
2.2 Methode	54
2.2.1 Die ACTA Abrasionsmaschine	54

2.2.1.1 Das abrasive Medium	58
2.2.2 Versuchsablauf	59
2.2.2.1 Standardeinstellungen	59
2.3 Auswertung	59
2.3.1 Abtastung	60
2.3.1.1 Perthometer	60
2.3.1.2 DENTMES	63
2.3.1.3 Das Auswertprogramm "AZPAK"	66
3 Ergebnisse	80
3.1 Abrasionswerte	80
3.2 Der Einfluß der Klebefuge	82
3.3 Statistik	88
3.4 Rasterelektronenmikroskopische Bewertung	89
4 Diskussion	94
4.1 Bewertung der Methode	94
4.1.1 Die ACTA Abrasionsmaschine	94
4.1.2 Abtastung	96
4.1.2.1 Perthometer	97
4.1.3 DENTMES	97
4.1.4 AZPAK und Methodik	98
4.1.4.1 Berechnung der absoluten Abrasion	99
4.1.4.2 Berechnung der Abrasion in der Klebefuge	103
4.2 Bewertung der Ergebnisse	107
4.2.1 Absolute Abrasion	107
4.2.2 Abrasion in der Klebefuge	112
4.3 Schlußbetrachtung und klinische Relevanz	117
5 Zusammenfassung	119
6 Literaturverzeichnis	120

7 Anhang	148
7.1 Material- und Geräteliste	148
7.2 Wertetabellen	150
Danksagung	172
Lebenslauf	173

1 Einleitung

1.1 Problematik

Aufgrund der kontroversen Diskussion um Amalgam und der gestiegenen ästhetischen Ansprüche wünschen die Patienten in zunehmendem Maße zahnfarbene Seitenzahnrestaurationen.

Die Nachteile der beiden metallischen Werkstoffe Gold und Amalgam bestehen neben der unbefriedigenden Ästhetik in eventuell auftretenden elektrochemischen Reaktionen, die zu Korrosion und Potentialbildung führen und hohen thermischen Leitfähigkeiten, die die Übertragung hoher Temperaturen in das Innere des Zahnes begünstigen.

Keramik hat den Nachteil, daß es schwer zu verarbeiten ist und wegen der erheblichen Schrumpfung beim Brennen oft nur mangelnde Paßgenauigkeit aufweist. Außerdem ist Keramik als Füllungsmaterial hart und spröde, weswegen es im Seitenzahnbereich zu Abrasionen des Antagonisten kommen kann und Inlaybrüche häufiger vorkommen. Zudem sind Gold und Keramik teuer, Amalgam wird, wegen der Abgabe von Quecksilber, zunehmend abgelehnt. Aus diesen Gründen erreichen Polymerisationskunststoffe mit anorganischen Füllkörpern (der Einfachheit halber im folgenden Komposit genannt) im Seitenzahnbereich immer größeres Interesse.

Das Ziel dieser Arbeit war, Kompositinlaysysteme einschließlich Befestigungskomposit auf ihre Abrasionsfestigkeit im Vergleich zu Amalgam zu untersuchen. Als Parameter wurden verschiedene Kompositinlaysysteme, die Härtemethoden, die Spaltbreite der Klebefuge und die Polymerisationsbedingungen variiert.

1.2 Entwicklung

Die ersten Kunststoffe, die in den 40er Jahren als Füllungs-
materialien verwendet wurden, basierten auf Polymethylmeth-
acrylat und enthielten keine Füllkörper (Tab.1). Großer Sub-
stanzverlust durch starke Abrasion, sowie hohe Polymerisations-
schrumpfung und ein wesentlich höherer thermischer Ausdehnungs-
koeffizient als Schmelz, die große Randspalten zwischen Zahn und
Füllung bewirkten, waren die größten Probleme dieser frühen
Füllungskunststoffe. Der Randspalt und die Perkolation begün-
stigten die Sekundärkariesbildung rund um die Kunststoffüllun-
gen. Um diese Nachteile auszugleichen, wurden dem Kunststoff
anorganische Füllkörper hinzugefügt [KNOCK (1951), PAFFENBARGER
(1951/1953), WOLCOTT (1951), ROSE (1955)]. Die Modifizierung des
Kunststoffes durch BOWEN (1965) zu Poly 2,2 bis [p-(2-hydroxy-3-
methacryloxy propoxy)phenyl] propane (Bis-GMA) und die Zugabe
von anorganischen Füllkörpern ließen das erste kommerzielle
Komposit entstehen [PETERSEN (1966)].

1843	Synthese der Acrylsäure durch <i>Reitenbacher</i>
1901	Synthese und Polymerisation von Methylmethacrylsäure (MMA)
1930's	Verwendung von PMMA als Basis in zahnmedizinischen Kunststoffen
1943	Polymerisation mit Verwendung des Peroxid/Amin-System als Initiator durch Kulzer und Co. GmbH
1944	Erstes Füllungsmaterial auf Acrylsäurebasis (LEADER)
1951	Sulfinsäure Initiator für Füllungsmaterialien (HAGGER)
1951	Beimischen ungebundener anorganischer Füllkörper in den Füllungskunststoff (KNOCK and GLENN)
1955	Untersuchungen zu Epoxidharzen als Füllungsmaterialien
1955	Einführung der Säure-Ätz-Technik in die Zahnheilkunde durch <i>Buonocore</i>
1958	Entdeckung des Bis-GMA mit silanisierten anorg. Füllkörpern als Füllungsmaterial durch <i>Bowen</i>
1963	Entwicklung der Epiminkunststoffe als Füllungsmaterial (Espe GmbH)
1965	Tri- <i>n</i> -butyl Boron als Initiator entdeckt durch <i>Masuhara, Tarume und Nakabayashi</i>
1966	Bis-GMA Komposite kommen auf den Markt
1968	Entdeckung der anpolymerisierten Füllkörper (Dental Fillings Ltd)
1970	UV-härtende Fissurenversiegler (L.D. Caulk & Co.)
1973	UV-härtende Komposite (L.D. Caulk & Co)
1977	Einführung der microfein (ca. 0,05µm) gefüllten Komposite (Ivoclar)
1977	Einführung von Urethan-Dimethacrylaten in Komposite (Ivoclar)
1977	Weißlicht-härtende Komposite
1978	Fein gefüllte Komposite (ca. 1µm) und Hybride (ca. 0,05µm + ca. 1µm) gelangen auf den Markt

Tabelle 1: Entwicklungsgeschichte der heutigen Komposite modifi-
ziert nach COOK (1980).

Seit 1958 werden silanisierte Füllstoffe chemisch in die Kunststoffmatrix eingebunden. Durch die zusätzliche Anwendung der Säure-Ätz-Technik [BUONOCORE (1955)] und Verwenden silanisierter Füllkörper wurde die Qualität von Kompositfüllungen besser. Besonders das Abrasionsverhalten, die mechanischen Eigenschaften, die Polymerisationsschrumpfung und der thermische Ausdehnungskoeffizient sind durch Zugabe von Füllkörpern positiv beeinflusst worden [FINGER (1974), FREI (1975), ASMUSEN (1975), LUTZ (1976/1977), REINHARDT (1977), REHBERG (1978), DICKSON (1979), VENZ (1979), VIOHL (1974/1980/1985), COOK (1985), Council on Dental Materials, Instruments and Equipment (1986), PALLAV 1989)].

Durch die Verwendung von Urethan-Dimethacrylaten anstatt des Bis-GMA's konnte zusätzlich die Farbstabilität verbessert und die Wasseraufnahme verringert werden [Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment (1982)]. Die Verarbeitung konnte durch die Einführung der Photopolymerisation 1973 (Tab.1) weiter vereinfacht werden, und die mechanischen wie physikalischen Eigenschaften soweit verbessert werden, daß Komposite heute andere zahnfarbene Füllungsmaterialien weitgehend aus der zahnärztlichen Praxis verdrängt haben.

1.3 Komposite

Ursprünglich basierten die in der Zahnmedizin verwendeten Komposite auf Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA). Dieses große Monomermolekül, von BOWEN 1965 (Tab.1) in die Zahnheilkunde eingeführt, ist das Reaktionsprodukt des Epoxyderivates Bisphenol A und Glycidyl-Methacrylat [BOWEN (1965), NOLDEN (1985), Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment (1982)]. Bis-GMA muß wegen seiner hohen Viskosität mit einem Comonomer versetzt werden, damit der notwendige Anteil Füllkörper dem Kunststoff zugegeben werden kann. Als Lösungsmittel oder Verdünner werden meist MMA-Esther, Acryl- oder Methacrylsäure dazugegeben, die außerdem den Kunststoff leichter verarbeitbar

machen [NOLDEN (1985)].

Das Monomermolekül wurde mehrfach modifiziert, so daß es heute Kunststoffe mit unterschiedlichen Dimethacrylatmolekülen gibt. Verwendung in der Zahnheilkunde finden TEGDMA, TMDI-di-HEMA und D₃-MA. Über Größe und Form der Dimethacrylate lassen sich die Eigenschaften der Komposite modifizieren. So sind Kunststoffe aus aromatischen Dimethacrylaten steifer, wogegen aliphatische die Komposite flexibler machen.

Bestandteil	Gewichts%	typisch
Monomer	21	Bis-GMA
Comonomer	9	Tetraäthylenglycol- dimethacrylat
Stabilisator	0,06	butylierter Hydroxytoluol- hydrochinonmethyläther
Akzelerator	0,2	Dimethyl-p-toluidin
Füllstoff	69	Silicium- oder Aluminiumoxid
Haftvermittler	0,4	Methacryloxypropyltri- methoxysilan
Initiator	0,2	Benzoylperoxid
UV Stabilisator		
Farben und Pigmente	0,5	2-Hydroxy-4n-heptoxy- benzophenon

Tabelle 2: Zusammensetzung eines BOWEN-Komposit [VIOHL (1985)]

Da sich die Füllstoffe sowohl in der Größe als auch in der Form unterscheiden, können Komposite nach ihrem Füllstoff klassifiziert werden. Komposite mit Mikrofüllern haben einen Füllstoff in der Größenordnung von 0,04-0,2 µm, die Korngröße bei Makrofüllern beträgt 0,1-100 µm. Lutz unterteilte die Komposite 1983 in konventionelle Komposite mit einer Füllkörpergröße von 0,1 - 100 µm, Feinpartikelhybride kleiner 1µm, homogene Mikrofüller - mit 0,04-0,2 µm und inhomogene Mikrofüller - Komposite mit 0,04-0,15 µm.

Als anorganische Füllstoffe finden in der Zahnmedizin Gläser, Quarze und Silikate Verwendung. Sie bringen als Eigenschaften Abriebsfestigkeit, einen niedrigeren thermischen Ausdehnungskoeffizienten und geringere Wasseraufnahme mit sich und wirken sich zudem nicht nachteilig auf das zahnähnliche Aussehen des Kunststoffes aus. Außerdem lassen sich diese Füllstoffe fest mit dem sie umgebenden Kunststoff verbinden. Dieser Verbund wird mit Silanen, organischen Silikatverbindungen, erreicht, die als Haftvermittler dem Komposit zugesetzt werden. Silane gehen sowohl mit dem Kunststoff, als auch mit dem Füllstoff eine echte chemische Bindung ein [BRAUER (1975), FREI (1975), REHBERG (1978), LUTZ (1983)].

Der Gehalt an Füllstoff variiert je nach Fabrikat zwischen 65-80 Gew%, dementsprechend 50-60 Vol%. Die DIN-Norm DIN 13 922 für Füllungskunststoffe schreibt einen anorganischen Füllstoffgehalt von mindestens 50 Gew% vor, dagegen fordert die ADA 75-80 Gew% für Komposite [Council on Dental Materials, Instruments, and Equipment (1982)]. Verwendung finden Füllstoffe in Form von Kugeln, Stäbchen oder unregelmäßigen Splittern, die sich in drei Kategorien unterscheiden lassen:

- * Konventionelle Makrofüller (Splitter aus Quarz, Glas oder Keramik)
- * Mikrofüller (pyrogenes SiO_2)
- * Mikrofüller-Komplexe:
 - a) splitterförmige, vorpolymerisierte, mikrogefüllte Komplexe
 - b) kugelförmige, vorpolymerisierte, mikrogefüllte Komplexe
 - c) agglomerierte Mikrofüller-Komplexe

Komposite mit Makrofüllern haben sich wegen ihrer schlechten Oberflächeneigenschaften und ihrer geringen Verschleißfestigkeit nicht durchsetzen können. Mikrogefüllte Komposite haben ein besseres Verschleißverhalten und eine sehr glatte Oberfläche. Komposite für den Seitenzahnbereich sind Hybride, welche die

positiven Eigenschaften von mikro- und makrogefüllten Kompositen verbinden sollen.

Komposite unterscheiden sich nicht nur durch Füllkörper und Kunststoffbasis voneinander, sondern auch durch die Art der Härtung. Es gibt Autopolymerisate, zwei Pasten Systeme, bei welchen die Polymerisation durch den Zerfall des Initiators in zwei Radikale ausgelöst wird. Ebenso gibt es Photopolymerisate, bei denen die Energie zum Start der Polymerisation aus Licht des blauen Bereiches stammt, welches lichtempfindliche Initiatoren in Radikale verwandelt.

Komposit		Vorteile	Nachteile
Konventionelle Komposite Makrofüller		+ günstige optische Eigenschaften + günstige physikal. Eigenschaften + lange klinische Beobachtungszeit + Röntgenopazität erzielbar	- nicht polierbar - Oberflächenrauigkeit - Plaqueakkumulation - Verfärbungstendenz
Hybrid-Komposite		+ günstige optische Eigenschaften + günstige physikal. Eigenschaften + verbesserte Verschleißfestigkeit + verbesserte Oberflächeneigenschaften > KK + Röntgenopazität erzielbar	- Oberflächenbeschaffenheit nicht ideal < evtl. - MFK - kurze klinische Beobachtungszeit
Mikrofüller	Inhomogene	+ Polierbar + Beständigkeit Oberflächenglanz + Überlegene Ästhetik + Gute Verschleißfestigkeit	- Empfindlichkeit auf Verarbeitungsfehler - Röntgenopazität nicht erzielbar - kurze klinische Beobachtungszeit - abweichende physikalische Eigenschaften - neue optische Eigenschaften
	Homogene	+ optimale optische Eigenschaften + Polierbar + Beständigkeit Oberflächenglanz + gute Verschleißfestigkeit	- große Polymerisationsschrumpfung - hoher thermischer Ausdehnungskoeffizient - hohe Viskosität - geringer anorg. Füllstoffgehalt

Tab.3: Vor- und Nachteile verschiedener Komposite [LUTZ (1983)]

Paste-Paste Präparate werden in eine Basis- und eine Katalysatorpaste unterteilt. Beide enthalten Monomer, Füllstoff und Stabilisator; der Akzelerator befindet sich in der Basispaste, der Initiator in der Katalysatorpaste. Im Gegensatz zu den Autopolymerisaten kann bei den Photopolymerisaten die Polymerisation

durch den Behandler ganz gezielt dann gestartet werden, wenn die Füllung in die Kavität eingebracht worden ist. Daraus ergibt sich der Vorteil, daß die Verarbeitungszeit selbst bestimmt werden kann. Als Initiatoren dienen diesen Kompositen aromatische Äther, die sich bei Bestrahlung mit Licht in Radikale verwandeln, welche die Reaktion starten.

Es hat sich gezeigt, daß Polymerisationsgrad und Abrasionsfestigkeit in der Reihenfolge chemische Härtung - Lichthärtung - Hitzehärtung zunimmt [LUTZ (1983), OTT (1990)]. Die heute verwendeten Befestigungskompositen härten dual, das heißt, daß sie sowohl mit Licht, als auch chemisch härten.

1.4 Kompositinlays

Um Komposite im Seitenzahnbereich besser einsetzen zu können, wurden Verfahren zur Herstellung von Kompositinlays entwickelt [MÖRMANN (1982), MAROLF (1984), JAMES (1986), GEURTSSEN (1988a/b), FÜLLEMANN (1988), HALLER (1989), HANNIG (1990), SCHNEIDER (1990)]. Nachträgliche Vergütung sollte bestimmte Nachteile wie die ungenügende Abrasionsfestigkeit, weitere Polymerisationsschrumpfung und Zytotoxizität ausgleichen [GEURTSSEN (1988a/b)]. Die Konversionsrate, die die Umsetzung der C-C-Doppelbindungen während der Polymerisation angibt, sollte sich von 60-70% bei Lichthärtung oder chemischer Härtung auf ungefähr 90% bei der Hitzehärtung erhöhen [HALLER (1989)]. Hitzehärtung ist allerdings nur außerhalb des Mundes mit der erstmals 1982 beschriebenen Technik der Kompositinlayherstellung möglich [MÖRMANN (1982)]. Neuere Untersuchungen deuten darauf hin, daß durch die Nachvergütung die Konversionsrate weniger stark beeinflusst wird [REINHARDT (1991)]. Allerdings kommt es zu einem Spannungsabbau im Kompositinlay, der sich vorteilhaft auf den Randschluß auswirkt [HICKEL (1992)].

Es kann zwischen direkter und indirekter Herstellung der Inlays unterschieden werden, wobei heute komplette Systeme zur Herstel-

lung von Kompositinlays auf dem Markt sind [MÖRMANN (1982), FÜLLEMANN (1988), GEURTSSEN (1988a/b), HALLER (1989), HICKEL (1992)]. Bei der weiterverbreiteten indirekten Methode ist, wie bei der Goldinlayherstellung ein Abdruck zur Modellherstellung im Labor notwendig. Auf diesem Modell wird das Kompositinlay geschichtet und gehärtet, bevor es nachvergütet wird. Demgegenüber wird bei der direkten Methode das Kompositinlay in der Kavität geschichtet, gehärtet und dann extraoral nachvergütet. Nachvergütet wird mit Druck, Licht, mit oder ohne Vakuum, und Hitze, im Wasserbad oder im Trockenschrank [HICKEL (1992), KUNZELMANN (1992)]. Durch die Vergütung wird, außer einer höheren Konversionsrate, ein niedrigerer Restmonomergehalt und ein entspannterer Zustand des Komposits erreicht. Dies führt zu höherer Verschleißfestigkeit und Verbesserung der mechanischen Eigenschaften hinsichtlich Biegefestigkeit und Biegebruchfestigkeit [HALLER (1989), SCHNEIDER (1990)].

Bei der Präparation von Klasse 1 und 2 Kavitäten zur Aufnahme von Kompositinlays gelten teilweise andere Richtlinien als bei der Präparation einer Goldinlaykavität. Sowohl Mindestschichtstärke als auch Mindestisthmusdicke sollten aus Stabilitätsgründen 1,5 mm betragen. Die Kavitätenwände sollen in einem Winkel von 4-6° divergieren. Bei den derzeit zur Verfügung stehenden Materialien ist eine Anshragung der Kavitätenränder nicht indiziert [MÖRMANN (1982), GEURTSSEN (1988), HALLER (1989), SCHNEIDER (1990), HICKEL (1992)]. Kavitäten mit tief subgingival gelegenen Rändern sind für Kompositinlays nicht geeignet, da adhäsives Einsetzens nicht möglich ist [GEURTSSEN (1988)]. Bei approximal subgingivalen Kästen wurde vorgeschlagen, diese mit anätzbarem Glasionomerezement, ähnlich der Sandwich-Technik, wieder aufzubauen, klinische Erfahrungen liegen nicht vor [JAMES (1986)].

Vor der Abdrucknahme oder bei der direkten Methode vor der Anfertigung des Inlays ist eine Unterfüllung zu legen, die sorgfältig die Dentinwunde verschließt. Das verwendete Material sollte säurefest sein und ausreichende mechanische Festigkeit aufweisen. Eugenolhaltige Unterfüllungsmaterialien und proviso-

rische Befestigungszemente sind wegen ihrer weichmachenden Wirkung kontraindiziert. Zusätzlich zur Unterfüllung wird die Verwendung eines Dentinadhäsivs empfohlen [MÖRMANN (1982), GEURTSSEN (1988), HALLER (1989)]. Bei flachen Kavitäten kann auf die Unterfüllung verzichtet werden und die Dentinwände nur mit Dentinadhäsiv abgedeckt werden [HICKEL (1992)].

Kompositinlays werden, wegen ihres größeren primären Randspaltes, aber vor allem wegen der besseren Stabilisierung, adhäsiv eingesetzt. Dabei wird in der Regel ein sogenannter Dualzement verwendet, ein Befestigungskomposit, das sowohl lichthärtend als auch chemisch härtend ist. Die in den Kompositinlaysystemen enthaltenen Befestigungskomposite sind, bis auf einen verringerten Füllkörperanteil, chemisch mit dem Inlaymaterial identisch. So wird auf der einen Seite eine chemische und mikromechanische Bindung am Kompositinlaymaterial, auf der anderen Seite mikromechanische Retention mit der geätzten Schmelzoberfläche erreicht. Eine mechanische Aufrauung der Inlayinnenseite soll den Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit zusätzlich verstärken. So kann initial eine Erhöhung der Höckersteifigkeit erreicht werden, die unter Temperaturwechselbelastung abnimmt [HALLER (1989/1990)]. Bei der praktischen Durchführung des adhäsiven Einsetzens gelten die Regeln der Säure-Ätz-Technik, mit der Ausnahme, daß das Bond nicht ausgehärtet wird, da möglicherweise das Inlay nicht mehr eingepasst werden kann. Zusätzlich können Transparentmatrizen und interdendale Lichtkeile verwendet werden. Die Okklusion sollte wegen Bruchgefahr erst nach dem Einsetzen überprüft werden [ROBINSON (1987), MÖRMANN (1982), MAROLF (1984), JAMES (1986), GEURTSSEN (1988a/b), FÜLLEMANN (1988), HALLER (1989/1990), HANNIG (1990), SCHNEIDER (1990), HICKEL (1992)].

Das Kompositinlay ist im Seitenzahnbereich der plastischen Kunststoffüllung in den meisten Punkten überlegen. Nachteilig gegenüber Amalgamfüllungen und Goldinlays wirkt sich der große Zeitaufwand und die schwierigere Verarbeitung aus. Wegen des Zeit- und Kostenfaktors, der aufwendigen Verarbeitung und der

Kavitätenform ist das Kompositinlay nicht zum generellen Ersatz von non-gamma 2 Amalgamen als Standardfüllungsmaterial im Seitenzahnggebiet geeignet. Es stellt allerdings eine Alternative im Bereich zahnfarbener Füllungen dar [MÖRMANN (1982), GEURTSSEN (1988), HALLER (1989), SCHNEIDER (1990)].

1.5 Materialeigenschaften

1.5.1 Abrasion

Als Abrasion wird ein Substanzverlust bezeichnet, der auf physikalisch-mechanischem Weg entsteht, indem feste Körper auf dem abradierten Körper schleifen [ROULET (1976)].

Definitionen Tribologie, Verschleiß, Abrasion; Zitat aus WEBER (1980):

(DIN 50320 von 1953) "unter Verschleiß im Sinn der Technik wird die unerwünschte Veränderung der Oberfläche von Gebrauchsgegenständen durch Lostrennen kleiner Teilchen in Folge mechanischer Ursachen verstanden".

(DIN 50320 von 1976) "der Vorgang eines fortschreitenden Materialverlustes aus der Oberflächenschicht eines festen Körpers infolge tribologischer Beanspruchung".

Die englische Originalfassung für Tribology lautet: The science and technology of interacting surfaces; in relative motion and of the practices related thereto.

Verschleiß als ein Bereich der Tribologie Definition: The progressive loss of substance from the operating surface of a body occurring as a result of relative motion at the surface.

Versuch einer Definition Abrasion: "Unter Abrasion verstehen wir ein tribologischen Vorgang, bei dem es zum fortschreitenden Materialverlust aus der Oberflächenschicht eines festen Körpers kommt". [WEBER (1980)]

Von Anfang an war eines der größten Probleme bei der Verwendung von PMMA und später der makrogefüllten Komposite als Füllungswerkstoffe das schlechte Abrasionsverhalten. Bei großem Sub-

stanzverlust einer Füllung kommt es sowohl zu ästhetischen als auch zu funktionellen Problemen. Die Oberfläche wird rauher und bei weiterem Vortschreiten der Degradation entsteht am Füllungsrand eine Stufe. So haben Plaque und Konkreme eine bessere Anlagerungsmöglichkeit, was Farbänderungen bewirkt und die Gefahr der Sekundärkaries birgt. Durch die fehlende Abstützung des Antagonistenpaares und den Verlust des Approximalkontaktes wird die Kaufunktion eingeschränkt. Es werden Zahnbewegungen möglich, die zu Parafunktionen mit funktionellen Beschwerden des Kauorgans, bis zur Myoarthropathie, führen können. Speziell im Seitenzahnbereich, wo die auftretenden Kräfte durch die Kaubelastung wesentlich größer sind als im Frontzahnggebiet, ist ausreichende Abrasionsfestigkeit für einen Füllungswerkstoff unbedingt erforderlich. Bisherige Kunststoffe waren gegenüber anderen Materialien, wie Amalgam, weniger abrasionsfest. Durch den großen Substanzverlust war die Verweildauer einer Kunststofffüllung im Bereich der Seitenzähne zeitlich begrenzt.

Die Zugabe von Füllkörpern brachte mit der Verbesserung der mechanischen Eigenschaften auch bessere Abrasionswerte, aber für dauerhafte Seitenzahnfüllungen waren diese frühen Komposite wegen des großen Substanzverlustes nicht geeignet. Neuere Komposite, Mikrofüller und besonders Hybride für den Seitenzahnbereich konzipiert, erzielten bessere Ergebnisse, mit der Verschleißfestigkeit von Amalgam sind sie allerdings nicht zu vergleichen [PHILLIPS (1971/1972/1973/1980), OSBORNE (1973/1980), EAMES (1974), BINON (1974), MOFFA (1975/1978), CASTAGNOLA (1977), MORRIS (1977), REINHARDT (1977a/1977b), TARY (1978), LUTZ (1978), MEIER (1978/1979/1980), HAMMER (1979), GIBSON (1982), DEGEE (1986/1990), PALLAV (1988), HICKEL (1990)].

Trotz der erfolgten chemischen und verarbeitungstechnischen Verbesserungen bleiben Komposite im Seitenzahnbereich umstritten und werden im klinischen Gebrauch unterschiedlich beurteilt [NUCKLES (1975), MÖRMANN (1982), Concil on Dental Materials, Instruments, and Equipment (1982/1986), LAMBRECHTS (1982), HIRT (1984)].

Hauptursache des schlechten Verschleißverhaltens der Komposite ist der ungenügende Verbund zwischen Matrix und Füllkörpern, weswegen die Füllkörper zu schnell aus der Füllungsoberfläche herausgeschlagen werden können.

Die Größe des Substanzverlustes ist jedoch von zahlreichen Faktoren abhängig:

- 1.) Patientenvariablen
 - * Größe der Füllung
 - * Okklusion
 - * Lokalisation der Füllung
 - * Ernährung
 - * Plaque und Mikroorganismen
 - * Parafunktionen

- 2.) Zahnarztvariablen
 - * Präparation
 - * Verarbeitung
 - * Politur

- 3.) Werkstoffvariablen
 - * Art der Füllkörper
 - * Füllkörpergehalt
 - * Art der Polymerisation

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 genau abschätzen. Im Labor die in vivo stattfindende Abrasion zu simulieren, ist schwierig und hat zu widersprüchlichen Ergebnissen geführt.

Kompositinlays wurden bislang wenig untersucht, erwiesen sich aber in vivo abrasionsfester als konventionell verarbeitete Komposite des gleichen Materials. Im Vergleich zu Amalgam sind sich widersprechende Angaben von gleich gut bis ungenügend zu finden [MÖRMANN (1982), MAROLF (1984), HALLER (1989), HANNIG (1990)].

1.5.1.1 Der Vorgang der Abrasion

Der klinisch zu beobachtende Substanzverlust einer Füllung hat zwei generelle Ursachen, restlos aufgeklärt ist das Phänomen der Abrasion nicht. Der Substanzverlust wird sowohl durch mechanische Abrasion, als auch durch die chemische Löslichkeit des Füllungsmaterials bewirkt, wobei letzteres eine geringere Rolle spielen dürfte. Die chemische Löslichkeit wird durch Speichel, Mikroorganismen, Zahnpasten oder die Nahrung bewirkt [ROULET (1976/1987), METTLER (1978), LUTZ (1978), BLOEM (1988)]. Eine dritte Komponente der Verschleißes, die Adhäsion zweier sich berührender Materialien, tritt in der Mundhöhle zwar auch auf, wird aber durch den Speichelfilm stark reduziert.

Es können zwei Abrasionsarten unterschieden werden: Zwei-Körper- und Drei-Körper-Abrasion. Zwei-Körper-Abrasion, in der englischen Literatur als Attrition bezeichnet, spielt sich zwischen zwei Antagonisten ab, die bei der Leermastikation an ihren Kontaktflächen aufeinander reiben. 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, die Zahnflächen zu unterscheiden, wobei die Flächen entweder direkten 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)]. Zwischen der Zunahme der auf die Oberfläche einwirkenden Kraft ("contact stress") und der Abrasion konnte in vitro ein linearer Zusammenhang gezeigt wer-

den [HARRISON (1985)].

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)]. Komposite mit Quarz als Füllstoff zeigen die größte Abriebsresistenz, während solche mit Lithium-Aluminium-Silicat den größten Abrieb aufweisen. Mittlere Abriebwerte liefern Komposite, deren Füllstoff aus Bariumglas oder einer Mischung aus Bariumglas und Quarz besteht [SOLTÉSZ (1979)]. Es konnte gezeigt werden, daß zu makrogefüllten Kompositen beigemischte Mikrofüller das Verschleißverhalten deutlich verbessern, ein direkter Zusammenhang ließ sich allerdings nicht nachweisen [MCLUNDIE (1985), PALLAV (1989)].

In vivo Untersuchungen zeigen, daß mikrogefüllte Komposite und Hybride abrasionsfester sind als makrogefüllte Komposite. Heißpolymerisierte Komposite scheinen abrasionsfester als photopolymerisierte und diese wieder besser als autopolymerisierte zu sein [LUTZ (1984), VAN GROENINGEN (1981), ROULET (1987), SWIFT (1987)].

Auf Grund der Auswertung von REM-Bildern kann angenommen werden, daß, die beim Kauen auftretenden Kräfte, über den Bolus in die Kompositfüllung übertragen werden. Die Füllkörper leiten diese Kräfte in die umgebende Kunststoffmatrix weiter. Kleine Sprünge im Gefüge unter der Oberfläche, in der englischen Literatur unter der Bezeichnung "subsurface damage" zu finden, lockern die Matrix und sie wird ausgewaschen. Die Anzahl und Größe der Sprünge, und damit auch die Abrasion, ist von den auftretenden Kräften abhängig [BAILEY (1981a/1981b), MCKINNEY (1982), MCCABE (1987)]. Die dann freiliegenden Füllkörperpartikel haben keinen Halt in der Matrix mehr und gehen verloren [KUSY (1977), 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)]. In

manchen Fällen wurde jedoch auch ein initiales Herausschlagen einzelner Füllpartikel beobachtet, ohne daß die Kunststoffmatrix beschädigt war [HOTZ (1975), O'BRIEN (1979)].

Neuere Komposite haben deswegen einen höheren Füllkörpergehalt und sind Mikrofiller oder Hybride. Die kleineren Partikel füllen den Zwischenraum zwischen den großen Füllkörpern der Hybride, das heißt, daß es zwischen den Füllkörpern weniger Raum gibt, 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 Abtragsverhalten deutlich verbessert werden und in vivo annähernd amalgamähnliche Verschleißfestigkeit gemessen werden [LEINFELDER (1974/1975/1985/1986a/1986b/1987), MEIER (1978/1979/1980), LI (1985), EMBONG (1986)].

1.5.1.2 Studien

Das wissenschaftliche Interesse an Kompositen ist groß. Seit ca. 20 Jahren wird versucht, mit Studien den klinisch zu beobachtenden Substanzverlust von Kompositfüllungen zu erklären. Aus diesem Grund existieren etliche Studien zur Abrasion von Kompositen. Alle hier aufzuführen würde sicherlich den Rahmen dieser Arbeit sprengen, weswegen nur einige der wichtigeren Studien zum Thema Seitenzahnfüllungen aus Komposit erwähnt werden sollen.

Die Ergebnisse von in vivo und in vitro Versuchen sind oft widersprüchlich, viele in vitro Resultate konnten die klinischen Beobachtungen, daß Komposite stärker abradieren als Amalgam, nicht belegen. Ebenso konnte die klinisch gefundene Reihenfolge in der Abrasionsfestigkeit der verschiedenen Komposite im Labor nicht nachvollzogen werden. Mikrofüller schnitten sowohl besser als auch schlechter ab als Makrofüller oder Hybride, klinisch sind sie den Hybriden unterlegen [FAN (1979), DERAND (1980), PILLIAR (1984), RICE (1984)]. Die Aussagekraft von Laborversuchen ist umstritten, die Verhältnisse im Mund sind nur ungenü-

gend reproduzierbar und je nach Berücksichtigung der einzelnen Parameter können die Ergebnisse beeinflusst werden. Auf in vitro Versuche zum Abrasionsverhalten kann jedoch nicht verzichtet werden, da vor der klinischen Verwendung eines neuen Komposits eine Reihe von Laborversuchen stehen sollte [RICE (1982)].

In-Vivo-Studien

Der Einsatz von Komposit im Seitenzahnbereich ist nach wie vor umstritten, da die Untersuchungen zeigen, daß Komposite die Verschleißfestigkeit von Amalgam in vivo nicht erreichen. Um aussagefähige Ergebnisse zu erhalten, sollte der Beobachtungszeitraum 6 Monate nicht unterschreiten, wenn möglich länger gewählt werden, da es sich gezeigt hat, daß sich nach 1-2 Jahren nach Legen der Kompositfüllung deutliche Qualitätseinbußen ergeben.

Die Schwierigkeit bei In-Vivo-Studien liegt darin, vergleichbare Resultate zu erzielen, da viele Studien nur qualitative Aussagen über Füllungen machen, die von der subjektiven Einschätzung des Beurteilers abhängen. Quantitative Resultate lassen sich nur mit erheblichen Aufwand an Zeit und Apparaturen erzielen. Es wurde versucht, die klinischen Untersuchungsmethoden zu standardisieren und einheitliche Kriterien anzulegen. Hierbei haben die Kriterien des "USPHS" (US PUBLIC HEALTH SERVICE) eine weite Verbreitung gefunden, die rein subjektiv qualitative Beurteilungen von Füllungen sind.

Studien mit quantitativen Ergebnissen sind untereinander nur bedingt vergleichbar, da den Resultaten unterschiedliche Methoden zugrunde liegen [METTLER (1978), MEIER (1978/1979/1980), ROULET (1980a/b), WILSON (1984), HIRT (1984), LUTZ (1984), MAROLF (1984), BRAEM (1986), LEINFELDER (1986a/b), BLOEM (1988), TONN (1988)].

Die wichtigeren In-Vivo-Studien zu Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich sind in Tabelle 4 zusammengefaßt.

Autor	Methode	Material	Vergleich	Zeit
Abell (1983)	REM Messg. Füller	Concise		7 J.
Binon (1976)	USPHS	Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1 J.
Bloem (1988)	Prothesen quant.	10 Komposite		3-6 M.
Boksman (1986)	USPHS	Komposite		3 J.
Braem (1986)	quant. Messg.	4 Komposite		6-12 M.
Eames (1974)	USPHS	2 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	3-4 J.
Gibson (1982)	USPHS	Adaptic; Amalgam	beide gleich	1-2 J.
Goldberg (1984)	USPHS	Komposite		3-24 M.
Hammer (1979)	eigene Kriterien	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1-5 J.
Hannig (1990)	eigene Kriterien	SR-Isosit Inlays		0-6 M.
Hirt (1984)	REM; Profilometer	4 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	3-6 M.
Kusy (1977)	REM	Komposite		3 J.
Lambrechts (1989)	quantitativ	Schmelz		0-4 J.
Leidal (1985)	REM	P-10		2 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	Komposite		4 J.
Lutz (1984)	USPHS; quantitativ	7 Komposite	Amalgam besser	1 J.
Mair (1990)	quantitativ	3 Komposite		3 J.
Marolf (1984)	REM; quantitativ	4 Komposite	Amalgam besser	6 M.
Meier (1978/79/80)	REM; Profilometer;	4 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	0-24 M.
Mettler (1978)	quant. Mikroskop	3 Komposite; Amalgam	Amalgam besser	1 J.
Moffa (1975)	USPHS	Blendant; Adaptic		4 J.
Moffa (1978)	USPHS	4 Komposite		0-3 J.
Morris (1977)	USPHS	Komposite; Amalgam	Amalgam besser	0-3 J.
Nuckles (1975)	USPHS	Komposite; Amalgam	beide gleich	0-1 J.
Osborne (1973)	USPHS	Concise; Amalgam	Amalgam besser	0-2 J.
Osborne (1980)	USPHS	Adaptic		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.
Tonn (1988)	USPHS; quantitativ	Ful-Fill	Milchzähne	0-4 J.
v. Groeningen (1981)	quantitativ.	3 Komposite		0-10 M.
Vann (1988)	USPHS	Ful-Fill	Milchzähne	0-4 J.
Wu (1984)	REM	Komposite		0-19 J.
Xu Hengchang (1985)	REM	Komposite; Amalgam		0-12 M.

Tab.4: In-Vivo-Studien zu Seitenzahnkompositis

Resümierend kann aus den klinischen Studien gefolgert werden, daß Komposite für den Seitenzahnbereich nur bedingt geeignet sind. Auf keinen Fall können sie eine Alternative zu Amalgam sein [PHILLIPS (1971/1972/1973), OSBORNE (1973), EAMES (1974), ROULET (1977/1978/1980a/1980b), RÜMANN (1980)].

In-Vitro-Studien

Eine sorgfältige und kritische Literaturdurchsicht muß zu dem Resultat führen, daß der klinische Substanzverlust mit einem einzigen Versuchsaufbau im Labor nicht zu simulieren ist und Skepsis gegenüber Ergebnissen aus in vitro Versuchen angebracht ist. So wünschenswert es wäre und trotz der Anstrengungen die in dieser Richtung bis heute unternommen wurden, kann ein in vitro Versuch nur einen Teil des komplexen Vorgangs der Abrasion erfassen.

Weil der klinisch stattfindende Substanzverlust eine Überlagerung von verschiedenen Phänomenen ist, muß vor dem Versuch kritisch entschieden werden, welche Parameter im Aufbau berücksichtigt werden sollen, um möglichst physiologische Verhältnisse zu schaffen. Ebenso wichtig ist die Entscheidung, welche Art der Abrasion untersucht werden soll, zwei-Körper- oder drei-Körper-Abrasion.

Dabei haben sich im wesentlichen drei verschiedene Gruppen von in vitro Versuchen herauskristallisiert:

- A Zwei-Körper-Abrasionsversuche
 - * Abrasionsversuche mit Schleifpapier
 - * Pin-on-Disk

- B Drei-Körper-Abrasionsversuche
 - * Bürstenabrisionsversuche
 - * Abrasionsmaschinen

- C Komplexe Kausimulationen

A Zwei-Körper-Abrasionsversuche

a) Abrasionsversuche mit Schleifpapier

Die ersten Abrasionsversuche zu Komposit wurden mit reinen Zwei-Körper-Abrasionsmaschinen unternommen. Bei diesen Versuchen werden die Kompositproben meist mit 400er, 600er oder 1000er Siliziumcarbid Schmirgelpapier in Wasser bearbeitet. Die Prüfkörper werden auf ein Schmirgelpapierband gedrückt, welches an dem Prüfkörper vorbei gezogen wird. Gemessen wird entweder der lineare Substanzverlust oder der Volumenverlust. Es wurde aber auch schon probiert, Prüfkörper in innen mit Schmirgelpapier ausgekleideten Hohlformen durch einen Schüttler zu schütteln, um so den klinischen Substanzverlust zu simulieren.

Zusammenfassend kann als Ergebnis dieser Art von In-vitro-Versuchen gelten, daß die Komposite die geringste Abrasion zeigen, die den höchsten Anteil an Füllkörpern haben. Außerdem sind mikrogefüllte Komposite weniger abrasionsfest als Amalgam, makrogefüllte Komposite dagegen übertreffen Amalgam bei dieser Versuchsanordnung in seiner Abrasionsfestigkeit [POWERS (1974/1983), HARRISON (1976/1985), REINHARDT (1977), DRAUGHN (1978), FAN (1979), MCCABE (1981/1987), MCLUNDIE (1985), WILSON (1981), JÖRGENSEN (1982), MOORES (1983)].

In-Vivo-Studien ergaben aber meist, daß Amalgam am abrasionsbeständigsten ist und mikrogefüllte Komposite und Hybride besser als makrogefüllte sind. Der Wert dieser Studien ist in Frage zu stellen, da die Resultate weder eine Prognose für den klinischen Gebrauch zulassen, noch Komposite klinisch sinnvoll anhand dieser Ergebnisse untereinander verglichen werden können.

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

Pin-on-Disk-Abrasionsversuche sollen Zahnkontakte bei Okklusion im Kontaktpunktbereich der Füllung simulieren. In Anbetracht der Tatsache, daß der Mensch täglich nur kurze Zeit, etwa 18 Minuten [RATEITSCHAK (1978)], wirklichen Zahn-zu-Zahn-Kontakt hat, kann der Einfluß auf die Abrasion von Füllungen nicht beträchtlich

sein, zumal der vollständige Kieferschluß der reflektorischen Orientierung des Kauorgans und nicht dem Kauen dient. Der physiologische Kieferschluß besteht hauptsächlich aus kurzem Antippen der Antagonisten, und keinesfalls aus reibenden Bewegungen [RATEITSCHAK (1978), KÖRBER (1985), GRABER (1982)].

Die Abrasion auf Füllungsflächen die keinen Okklusionskontakt haben, kann diese Versuchsanordnung nicht erfassen. In REM-Bildern läßt sich sehen, daß bei diesen Versuchen die Oberfläche der Prüfkörper einheitlich geschädigt wird und Füllkörper durch den Stift zertrümmert werden. In vivo wird aber zuerst die Kunststoffmatrix aus dem Füllungsverband herausgelöst, dann werden die Füllkörper aus der Oberfläche der Füllung herausgerissen.

Der Versuchsaufbau ist bei den verschiedenen Studien unterschiedlich, prinzipiell sind es Zwei-Körper-Abrasionsversuche. 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 Stifts die Werte beeinflusst. Die Kompositprobe 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 Kompositprobe 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. Der Anpreßdruck des Stiftes an die Probe kann variiert werden, um damit den Parameter "Kaukraft" 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. Das könnte erklären, warum Okklusionskontakte auf Kompositfüllungen 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), SOLTÉSZ (1979), FAN (1980), BAILEY (1981a/b), RICE (1981/1982/1984), MCKINNEY (1982/1985), WU (1982), POWERS (1983), LUTZ (1984)].

Von Kausimulatoren und "pin-on-plate-Versuche" sollen die Bedingungen im Mund so genau wie möglich simuliert werden. Die Unterschiede zwischen den einzelnen Maschinen sind teilweise erheblich, der Mechanismus kann so zusammengefasst werden: gefüllte Zähne oder Probenkörper haben unter 37°C warmen Wasser Kontakt mit dem "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. Die Ergebnisse lassen keine zusammenfassende Aussage zu, da je nach verwendeter Maschine die unterschiedlichen Gruppen der Füllungsmaterialien (Amalgam; makrogefüllte Komposite; mikrogefüllte Komposite; Hybride) unterschiedlich abrasionsbeständig sind. Auch eine gemeinsame Rangfolge kann aus den vorliegenden Ergebnissen nicht abgeleitet werden. Der Wert solcher Studien erscheint unter diesen Umständen beschränkt [DELONG (1983/1985/1987), SAKAGUCCHI (1986), SMALLEY (1986), SCHULTE (1987), EMBONG (1987), GALLEGOS (1988), AZIZ (1988)].

Wenn bei diesen Versuchen anstatt Wasser 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)].

B Drei-Körper-Abrasionsversuche

a] Bürstenabrasionsversuche

Die ersten Versuche zur Abrasion von Füllungsmaterialien waren Bürstenversuche. Betrachtet man die Putzgewohnheiten der Bevölkerung ist der Einfluß des Zähneputzens auf okklusale Seitenzahnfüllungen wahrscheinlich begrenzt, Daten aus dieser Art von Untersuchungen können klinische Abrasion nur ungenügend erfassen. Kompositfüllungen im Frontzahnbereich, zervikale Füllungen 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 beim In-Vitro-Putzen schon nach 30 Sekunden nachgewiesen werden [MEINERS (1972)].

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. Die Verwendung einer nachgiebigen Bürste als Antagonist, anstatt der harten, unnachgiebigen Antagonisten bei Drei-Körper-Abrasionsversuchen, ergibt aber veränderte Ergebnisse. 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), SOLTÉSZ (1980), XU HENGCHANG (1984)]. Anhand dieser Ergebnisse liegt der Schluß nahe, daß, wie oben angenommen, Bürstenabrasion in der Mundhöhle tatsächlich eine nur untergeordnete Rolle spielt und in Bezug auf die Abrasion vernachlässigt werden kann.

b] Abrasionsmaschinen

Um den in vivo stattfindenden Substanzverlust im Labor nachzuvollziehen wurden Abrasionsmaschinen entwickelt, 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. Bei diesem Versuchsaufbau kommt ein abrasives Medium, ein Gemisch, das den Speisebrei der Mundhöhle simuliert, als weiterer Parameter hinzu. Als Medium wurden Materialien, wie Hirsesamen, Mohn, Reis, PMMA-Kügelchen, Aluminiumoxid, Siliziumkarbid, Quartz oder Kalziumkarbonat verwendet, wobei die Werte vom verwendeten Abrasionsmedium abhängig sind. 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 ist besonders störend, da die hydrolytische Degradation von Kompositen durch den geänderten pH-Wert unterstützt werden könnte, was den Abrasionseffekt überlagern würde. Aus diesen genannten Gründen sollte die Auswahl des Mediums besonders sorgfältig geschehen.

Als Drei-Körper-Abrasionsmaschinen sind "pin-on-plate" Versuchsanordnungen mit einem abrasiven Medium, wie oben beschrieben, verwendet worden [HARRISON (1978)], es wurde aber auch versucht mit Amalgamtrituriermaschinen und einem Gemisch aus Siliziumkarbid und Wasser Drei-Körper-Abrasion zu simulieren [PILLIAR (1984)]. Eine andere Abrasionsmaschine reibt rotierende Prüfkör-

per in einem Medium aus 1 mm großen Glaskugeln und Aluminiumoxid gegen die Innenwand einer Metallhohlform [DERAND (1980), EHRNFORD (1980)]. Auch Poliermaschinen wurden mit unterschiedlichen abrasiven Medien zur Simulation der Drei-Körper-Abrasion verwendet [JÖRGENSEN (1980), 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 den Oberflächen 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 klinische Ergebnissen, für die ACTA Abrasionsmaschine konnte eine Korrelation mit klinischen Werten nachgewiesen werden [FINGER (1987)].

Die klinisch festgestellte Rangfolge der Abrasionsresistenz kann mit Drei-Körper-Abrasionsmaschinen nachvollzogen werden. Amalgam erweist sich als am abrasionsbeständigsten und die besten Komposite erreichen die Werte von Amalgam. Die Reihenfolge ist: Amalgam; Hybridkomposit; mikrogefülltes Komposit; makrogefülltes Komposit. In nur einem Fall konnte ein makrogefülltes Komposit bessere Ergebnisse erzielen als ein mikrogefülltes, hierbei handelte es sich aber um ein makrogefülltes Komposit mit sehr kleinen Füllkörpern, die nur 1-5 μm groß sind.

Bei der Bewertung der unterschiedlichen In-Vitro-Abrasionsversuche erscheinen Drei-Körper-Abrasionstests zusammen mit "pin-on-disc" Versuchen die realistischsten Ergebnisse. Es konnten, vor allem für die ACTA Abrasionsmaschine, Korrelationen mit klinischen Ergebnissen aufgezeigt werden [DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), LAMBRECHTS (1985), BRAEM (1986), Lutz (1984)].

C Komplexe Kausimulation

In neuerer Zeit wurden vermehrt Maschinen entwickelt, die auf komplexe Art den Kauvorgang im Mund simulieren. Die Kontaktbewegung zwischen Prüfkörper und Antagonist besteht bei diesen Maschinen aus einer Gleitbewegung, ähnlich den Malbewegungen beim Kauakt. Die verschiedenen Kausimulatoren unterscheiden sich nur geringfügig, der erste wurde 1983 vorgestellt [Delong (1983), Krejci (1990a/b/c/d/), Maier 1992)]. Die Ergebnisse der Versuche mit diesen Simulatoren lassen sich gut mit klinischen Ergebnissen korrelieren. Zusätzlich konnten rasterelektronenmikroskopisch Verschleißmuster in vitro nachgewiesen werden, die klinischen Befunden sehr ähnlich sind [Delong (1983/85/86), Krejci (1990a/b/c/d), Maier (1992)].

Eine endgültige Bewertung der Abrasionsfestigkeit eines Füllungs-materials kann nur in klinischen Studien erreicht werden. Einzelne Aspekte der Abrasion können im Labor durch sorgfältige Auswahl der Parameter besser geklärt werden. So kann, durch die Aufsplitterung in vitro, der Einfluß der verschiedenen Komponenten des Substanzverlustes in vivo untersucht werden. Das Abrasionsverhalten ist jedoch nur ein, wenn auch wichtiges, Kriterium zur Beurteilung eines Materials. Andere Kriterien, wie Randschluß, thermische Ausdehnung und Leitfähigkeit, Polymerisationsschrumpfung, Toxizität, Polierbarkeit, Röntgenopazität und Farbe spielen in der Bewertung eines Füllungs-material ebenfalls eine wichtige Rolle.

1.5.2 Randspalt und Randdichte

Mit der Verbesserung der Komposite und Einführung der Säure-Ätz-Technik konnten die Probleme des Randschlusses verringert werden. Die große Polymerisationsschrumpfung von 0,25 bis 3 Vol % bewirkt initial beim Legen einen schlechten Randschluß, was sich bei großem Polymerisationsvolumen stärker bemerkbar macht als bei kleinen. Der, im Vergleich zum Zahn, relativ hohe thermische

Ausdehnungskoeffizient verursacht, bei Temperaturänderungen in der Mundhöhle, eine Art Pumpwirkung im Randbereich, die Perkolation.

In-Vivo-Studien zu mit Säure-Ätz-Technik gelegten Füllungen aus neueren Kompositen zeigen, daß die Qualität des Randschlusses mit der von Amalgamfüllungen durchaus vergleichbar, wenn nicht sogar überlegen ist [PHILLIPS (1971/1972/1972/1983), OSBORNE (1973/1980), EAMES (1974), NUCKLES (1975), LUTZ (1976/1977a), HAMMER (1979), GIBSON (1982), LEIDAL (1985), TONN (1988)]. Eine neuere Studie kommt zu dem Ergebnis, daß die Randspaltbildung abhängig von der Intensität der Strahlung, somit von der verwendeten Lampe, ist. Die Tendenz zur Randspaltbildung ist bei intensiveren Lampen größer als bei weniger intensiven [REINHARDT (1991)].

Über den Randschluß von Kompositinlays existieren geteilte Meinungen, da im klinischen Gebrauch teilweise Schwachstellen am Übergang Inlay Befestigungskomposit mit deutlichen Einbrüchen, festgestellt wurden. In der Regel wurde eine konventionell verarbeiteten Kompositen überlegene Randqualität beobachtet [MÖRMANN (1982), MAROLF (1984), JAMES (1986), ROBINSON (1986), GEUR-TSEN (1988a/b), FÜLLEMANN (1988), HALLER (1989), HANNIG (1990), SCHNEIDER (1990)].

1.5.2.1 Polymerisationsschrumpfung

Die Polymerisationsschrumpfung konnte durch die Zugabe von anorganischen, silanisierten Füllkörpern von 6,5 auf 0,5 bis 3 Vol.% gesenkt werden. Starke Polymerisationsschrumpfung bedingt Polymerisationsspannungen, die Frakturen in dem präparationsbedingt geschwächten Randbereich verursachen. Die Spannungen können sich, wegen der festen Verbindung von Komposit und Zahn, in keiner Richtung lösen, so daß Schmelzlamellen am Kavitätenrand brechen [RUPP (1979), JÖRGENSEN (1975), ASMUSSEN (1975),

HEGDAHL (1977), FEILZER (1987/1989), FÜLLEMANN (1988), SÖDERHOLM (1989), KUNZELMANN (1990)].

Im Gegensatz zu Kompositfüllungen läßt sich bei Kompositinlay-systemen der initiale Randspalt als Folge der Polymerisations-schrumpfung reduzieren. Sowohl direkt als auch indirekt herge-stellte Kompositinlays werden mit Befestigungskompositen einge-setzt, dabei wird beim Einsetzen der primäre Randspalt durch das Befestigungskomposit aufgefüllt. Da die schrumpfungsbedingte Spannung mit dem Volumen des abbindenden Komposits steigt, wird die Adhäsion zwischen Inlay-Befestigungskomposit-Zahn von den, wegen der kleinen Mengen an Befestigungskomposit nur geringen Spannungen, weniger belastet [BIEDERMANN (1989), SCHNEIDER (1990)]. Ob diese Spannungen ausschließlich von der Randspalt-breite, dem Volumen oder noch anderen Faktoren, wie dem Verhält-nis von freier zu gebundener Oberfläche, abhängen, ist umstrit-ten. Initial reichen diese Spannungen nicht aus um den Verbund Inlay-Kleber-Zahn zu lösen [FEILZER (1987/1989), KUNZELMANN (1990)].

Durch die Polymerisationsschrumpfung zwischen zwei unbeweglichen Körpern, Zahn und Inlay, treten innerhalb des Befestigungskomposits Spannungen auf, die sich negativ auf die Eigenschaften des Befestigungskomposits auswirken. Der Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit ist, wegen des hohen Polymerisations-grades des vergüteten Inlays, die Schwachstelle, die innerhalb des Gefüges Inlay-Befestigungskomposit-Zahn unter Belastung abreißen kann. Es fehlt dem Befestigungskomposit eine Möglich-keit über freies Monomer bzw. freie Doppelbindungen im Inlay eine ausreichende chemische Bindung herzustellen, das Inlay ist sozusagen "totpolymerisiert" [HALLER (1989), HANNIG (1990)].

Aus der Werkstoffkunde ist bekannt, daß sich am Übergang von Fügeteil zum Kunststoffkleber eine lamellenartige Struktur im Befestigungskomposit ausbildet, die aus polymerisierten Strängen besteht. Diese Kunststoffstränge sind untereinander nur gering quervernetzt. Außerdem ist dieser Bereich besonders Flüssig-

keitsdurchlässig und mechanisch weniger belastbar [XIAO-SU (1981), KÖTTING (1984)].

Zudem konnte bei Messungen im Randbereich von photopolymerisierten Kunststoffprüfkörpern ein 30 bis 50 % höherer Gehalt an Restdoppelbindungen nachgewiesen werden. Dieser weniger "durchpolymerisierte" Bereich erstreckt sich auf ca. 20 μm . Gegen das Zentrum des Prüfkörpers nimmt der Gehalt an Restdoppelbindungen deutlich ab, nach ca. 60 μm ist der Polymerisationsgrad des Probeninneren erreicht. Der Randbereich erwies sich im Farbstoffpenetrationstest als besonders durchlässig [REINHADT (1991)].

Der hohe Gehalt an Doppelbindungen des Befestigungskomposits und der niedrige Gehalt des Inlays auf der einen Seite und die Morphologie des Befestigungskomposits auf der anderen sind dafür verantwortlich, daß der Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit die Problemzone in der Klebefuge ist.

Ob sich die Verwendung von, nach der USI-Technik verarbeiteten, höher gefüllten Kompositen als Befestigungskomposit als günstiger erweist, bleibt abzuwarten.

1.5.2.2. Thermischer Ausdehnungskoeffizient

Neben der Polymerisationsschrumpfung ist der im Vergleich zum Zahn hohe thermische Ausdehnungskoeffizient für den Randschluß äußerst ungünstig. Der durch das unterschiedliche Ausdehnungsverhalten bedingte Randspalt führt zu Flüssigkeitsbewegungen zwischen Zahn und Füllung und begünstigt, durch miteintretende Keime, Sekundärkariesbildung und kann zu Pulpairritationen führen. Dieses als Perkolation bezeichnete Phänomen wurde erstmals von Wolcott und Nelson (1951) auf die unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Füllungsmaterial und Zahn sowie auf die thermische Expansion von Wasser und Gas zurückgeführt.

STOFF	FÜLLSTOFF	THERMISCHER AUSDEHNUNGSKOEFFIZIENT
Zahn	0	ca. $10 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
PMMA	0	$80-130 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
Komposit	geringer Anteil	$70-90 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$
Komposit	hoher Anteil	$20-60 \cdot 10^{-6} / ^\circ\text{C}$

Tab.5: Thermische Ausdehnungskoeffizienten; Modifiziert nach K.DERMANN (1979)

Es konnte nachgewiesen werden, daß der thermische Ausdehnungskoeffizient in linearem Zusammenhang mit dem Füllstoffgehalt steht. Trotzdem bleibt der thermische Ausdehnungskoeffizient von Komposit 3-5 mal so groß wie der des natürlichen Zahnes [ROSE (1955), FINGER (1974), STETTMEIER (1978), DERMANN (1979), SÖDERHOLM (1984)].

1.5.2.3 Säure-Ätz-Technik

Die marginale Adaptation von Kompositfüllungen wird durch die Säure-Ätz-Technik wesentlich verbessert. Mikromechanische Retentionen im Schmelz bewirken, daß die Füllungen besser an der Zahnhartsubstanz haften und somit randdichter sind. Es hat sich gezeigt, daß die besten Ergebnisse erzielt wurden, wenn ein ungefüllter Versiegler (Bond) verwendet wurde und die Schmelzränder angeschrägt wurden. Im Rasterelektronenmikroskop konnte ein deutlich verbesserter Randschluß nachgewiesen werden. [ASMUSSEN (1972), LERMAN (1972), LÜSCHER (1978), LUTZ (1976a/b/1977a/b/1980a/b), RIETHE (1978)]. Die Polymerisations-schrumpfung kann, wegen der marginalen Adaptation, nicht vom Rand her kompensiert werden, sondern wird hauptsächlich von der Füllungsoberfläche ausgeglichen [LUTZ 1976, FREI (1975), FEILZER (1987/1989)].

1.5.2.4 Primäre Paßgenauigkeit

Ein weiterer Faktor, der die Randspaltbildung beeinflusst, ist die primäre Paßgenauigkeit des Kompositinlays. Die meisten Befestigungskomposits sind mikrogefüllte Komposite oder Hybride, die sowohl durch Licht als auch chemisch aushärten. Im klinischen Gebrauch zeigt sich, daß das Befestigungskomposit im Laufe der Zeit ausgewaschen wird, und sondierbare Randspalten entstehen können. Aus diesem Grund sollten Inlays primär möglichst paßgenau sein, um den Klebespalt klein zu halten. Die realistischere Weise anzunehmende Randspaltbreite von Kompositinlays und computergefrästen Keramikinlays bewegt sich zwischen 50 und 600 μm . Der Durchschnitt liegt bei 100 bis 200 μm [REICH (1990), ROSE (1990), HAAS (1991), HELLOWIG (1991)].

1.5.3 Polymerisationstiefe

Da die physikalischen Eigenschaften eines photopolymerisierenden Füllungskunststoffes nur nach der vollständigen Aushärtung erreicht werden, ist der Polymerisationsgrad wichtig. Dieser 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.

Es zeigt sich, daß für neuere Geräte schon nach 10 Sekunden eine Aushärtetiefe von 1 mm, nach 20 Sekunden 2 mm, erreicht werden, wobei allerdings die Farbe eine nicht unerhebliche Rolle spielt. Auch der Füllstoffgehalt beeinflusst die Polymerisationstiefe. Größere Füllungen sollten nicht durch hin und her bewegen der Polymerisationslampe ausgehärtet werden, sondern es muß nacheinander je eine Lampenbreite die volle Zeiteinheit über die gesamte Füllung bestrahlt werden [REINHARDT (1977a/b/c/1991),

VIOHL (1978), COOK (1980), LI (1985)].

Für Kompositinlaysysteme spielt die Aushärtetiefe allerdings keine Rolle, da im direkten Verfahren hergestellte Inlays extraoral nachvergütet werden können, indirekt hergestellte Inlays im Labor vergütet werden, so daß ein hoher Polymerisationsgrad erreicht werden kann. Nachvergütetes Komposit zeigt höhere Bruch-, Zug- und Druckfestigkeit und ist in vitro abrasionsfester [COOK (1987), DEGEE (1990)].

Eigenschaften	ISO	BS	ADA	AS	DIN
Verarbeitungszeit in min	> 1	> 1	> 1,5	> 1,5	> 1
Abbindezeit in min	< 8	< 8	b.	2,5-5	< 8
Biegefestigkeit in N/mm ²	> 50	> 50	-	-	> 80
Druckfestigkeit in N/mm ²	-	-	-	> 200	-
Zugfestigkeit in N/mm ²	-	-	> 34	-	-
Härte (Knoop)	-	-	-	> 40	-
Eindruckhärte (Rockwell)	-	-	-	< 0,05 mm/70%	-
Ausdehnungskoeffizient	-	-	-	< 40 $\mu\text{m}/\text{m}^\circ\text{C}$	-
Löslichkeit	-	-	-	< 0,1%	-
Wasseraufnahme	-	-	< 0,7 mg/cm ²	-	-
Opazität	-	-	0,35-0,55	0,35-0,55	-
Farbbeständigkeit	b.	b.	b.	b.	b.
Oberflächenglätte (Matrixe)	-	-	-	b.	-
Polierbarkeit	-	-	-	b.	-
Füllstoffanteil	b.	b.	-	-	b.

b = die Eigenschaft bzw. das Verhalten wird lediglich gefordert

Tab.6: Norm-Prüfungen und Forderungen der physikalisch-technischen Eigenschaften von Kompositen (BS = britische, AS = australische, DIN = deutsche, ADA = U.S. und ISO = internationale Norm) [REHBERG (1978)].

1.5.4 Mechanische Eigenschaften

Es hat sich gezeigt, daß für die Haltbarkeit von Kompositfüllungen die mechanischen Eigenschaften eine wesentliche Rolle spielen. Kaukräfte treten in Form von Scher-, Biege- und Druckbelastungen auf, Polymerisationsschrumpfung und Temperaturänderungen lassen Spannungen entstehen. Aus diesem Grunde hat es sich als sinnvoll erwiesen nicht nur die Härte, sondern auch die Druck-, Zug- und Biegefestigkeit, sowie der Elastizitätsmodul zu bestimmen [KREMERS (1978), VIOHL (1980), KOLLMANNSPERGER (1978/1979), VENZ (1979), NOLDEN (1980)].

In unterschiedlichen Normen wurde versucht die Mindestanforderungen an Komposite festzulegen (Tab.6). Diese Normen unterscheiden sich in den geforderten Mindestwerten recht erheblich, manche in einer Norm geforderte Eigenschaften bleiben in anderen völlig unerwähnt. Der Grund ist wohl darin zu suchen, daß bis heute ein exakter Nachweis der Korrelation zwischen klinischem Verhalten und einzelnen Prüfergebnissen fehlt [REHBERG (1978)].

1.5.4.1 Härtemessungen

Obwohl die genauen Vorgänge bei der Abrasion nicht abschließend geklärt sind, kann davon ausgegangen werden, daß die Härte die Abrasionsfestigkeit eines Materials beeinflusst, eine Korrelation zwischen Härte und dem Abrasionsverhalten konnte jedoch nicht nachgewiesen werden [HARRISON (1976), REINHARDT (1977), RICE (1982)]. Bei Versuchen stellte sich heraus, daß Adaptic von den untersuchten Kompositen die geringste Härte hat, obwohl es bei den durchgeführten Abrasionstests am besten abschnitt [HARRISON (1976)]. Durch das Beimischen von mikrofeinen Füllkörpern zu makrogefüllten Kompositen ändert sich die Härte nur unwesentlich, die Abrasion dagegen nimmt ab [PALLAV (1989)].

Es zeigte sich, daß Amalgam etwa doppelt so hart (Knoop) ist wie Komposit, Schmelz dagegen im Vergleich etwa siebenmal härter als

Komposit. Darin läßt sich eine Übereinstimmung mit den klinischen Ergebnissen erkennen, da im Mund Amalgam abriebsfester ist als Komposit. Da bei Kompositprüfungen meist nur kleine Proben verwendet werden, kann auch nur mit kleinen Belastungskörpern gemessen werden [MARX (1971)]. Hierbei ist zu beachten, daß große Unterschiede in den gemessenen Werten auftreten können, wenn der Belastungskörper auf einen Füllkörper oder die Matrix trifft [VIOHL (1985)]. Ebenso konnte gezeigt werden, daß bei photopolymerisierenden Kompositen die Härte abhängig von der Bestrahlungszeit und der Schichttiefe ist, also von der Intensität der Strahlung [REINHARDT (1977a/1977b), COOK (1980)].

	Festigkeit (N/mm ²)		
	Druck-	Zug-	Biege-
Schmelz	100-400	10	
Dentin	200-350	50	
Amalgam	300-500	50-70	85-125
Silikatzement	170-250	4,3	15
PMMA	50-80	30-35	70
Komposit	150-350	40-55	80-140

Tab.7: Druck-, Zug- und Biegefestigkeiten [VIOHL (1985)]

1.5.4.2 Druck-, Zug- und Biegefestigkeit

Ein Material, welches im okkludierenden Seitenzahnbereich Verwendung finden soll, muß ausreichend druck-, zug- und biegefest sein, um den verschiedenen auftretenden Kräften widerstehen zu können. Silikatzement zum Beispiel hat eine sehr hohe Druck- aber eine nur niedrige Zugfestigkeit, was zur Folge hat, daß Silikatzement Kaukräften nicht ausgesetzt werden darf, da er sonst sofort bricht (Tab.7).

In Untersuchungen konnte dargestellt werden, daß die Festigkeit von Kompositen von der Füllkörpergröße und -art abhängig ist. Makrogefüllte Komposite haben eine deutlich höhere Biegefestigkeit als mikrogefüllte. Dagegen bringen organische Füllkörper,

keinen Vorteil [VIOHL (1974/1980), VIEIRA (1974), VENZ (1979), NOLDEN (1980), COOK (1985)]. Die angegebenen Werte über die Änderung der Biegefestigkeit unterscheiden sich deutlich. Teilweise werden sehr große Änderungen angegeben [NOLDEN (1980)]; eine leichte Verschlechterung der Materialeigenschaften durch nachträgliche Wasseraufnahme ist wahrscheinlicher [KOLLMANNSPERGER (1977/1978/1979)]. Allerdings konnte in anderen Versuchen kaum eine Veränderung der Materialeigenschaften durch Lagerung festgestellt werden [VIOHL (1974), FINGER (1974)]. Zwischen makrogefüllten und mikrogefüllten konnte ein deutlicher Unterschied in der Biegefestigkeit gemessen werden [GOLDMAN (1985)]. Die Hybrid-Komposite erzielten dagegen sehr gute Ergebnisse. Anhand der Ergebnisse läßt sich auf einen Zusammenhang zwischen Biege- und Bruchfestigkeit schließen, denn sowohl die Makrofiller als auch die Hybride weisen zusätzlich eine gute Bruchfestigkeit auf, wobei die Hybride besser als die Makrofiller abschneiden. Dagegen konnte in anderen Untersuchungen eine Korrelation zwischen der Biegefestigkeit und der Abrasion nicht gefunden werden [HARRISON (1976)]. Ein Einfluß der nachträglichen Aushärtung mit Temperatur konnte nachgewiesen werden, sowohl Biegefestigkeit als auch Zugfestigkeit steigen bei Nachvergütung an [COOK (1987)].

EIGENSCHAFT	PMMA (ungefüllt)	Komposit (mikrogefüllt)	Komposit (makrogefüllt)
DRUCKFESTIGKEIT (MN/m ²)	72	221-284	172-297
BIEGEFESTIGKEIT (MN/m ²)	14	28-56	30-45
ELASTIZITÄTSMODUL (10 ³ MN/m ²)	2,3	3,2-5,0	7,1-16,2

Tab.8: Physikalische Eigenschaften von Füllungskunststoffen [COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT (1982)]

1.5.4.3 Der Elastizitätsmodul

Der Elastizitätsmodul, kurz E-Modul genannt, beschreibt die Werkstoffeigenschaft der Verformung eines Materials (Tab.8). Da sich Füllungen unter Belastung ebenso verformen wie der Zahn, erscheint es sinnvoll für Füllungsmaterialien einen Elastizitätsmodul anzustreben, der dem der Zahnhartsubstanzen möglichst nahe kommt. Außerdem sollte ein Unterfüllungsmaterial gewählt werden, welches einen möglichst hohen E-Modul hat, weil dann die Verformung des Komposits am geringsten ist [FARRAH (1976)]. Es konnte gezeigt werden, daß auch für Kunststoffe Hystereseerscheinungen eine Rolle spielen [KREMERS (1978)]. Die untersuchten Komposite hatten 15 Minuten nach der Belastung erst bis zu maximal 85% ihres Ausgangswertes wieder erreicht. Gerade für Füllungen der Klasse I und II dürfte dieses Phänomen von Bedeutung sein [KREMERS (1978)].

Komposit	Elastizitätsmodul in N/mm ²
Makrofiller	6000 - 18000
Hybride	13000-16000
Mikrofiller	4000-6500
PMMA	1800-2400
Amalgam	20000-45000

Tab.9 Elastizitätsmodule von Füllungsmaterialien [VIOHL (1985), FINGER (1975), NOLDEN (1980) und GOLDMAN (1985)]

In der Literatur existieren für den Elastizitätsmodul von Kompositen recht unterschiedliche Angaben. Es zeigt sich aber auch hier, daß makrogefüllte Komposite einen Vorteil gegenüber Mikrofillern haben und Hybridkunststoffe hervorragende Ergebnisse erzielen [NOLDEN (1980/1985), GOLDMAN (1985)].

Der Elastizitätsmodul von Komposit ist nicht konstant, sondern abhängig von der Zeit nach der Auspolymerisation. In den ersten 24 Stunden nach Legen einer Füllung steigt der E-Modul an, um nach 30 Tagen auf einen Wert abzusinken, der unterhalb des 24 Stunden Wertes liegt. Dafür kann wohl die Wasseraufnahme ver-

antwortlich gemacht werden, da bei Lagerung im Raumklima der Elastizitätsmodul bis zu 25 Tagen weiterhin ansteigt [FINGER (1974/1975)]. Ergebnisse über den Biegemodul von Kompositen unterscheiden sich in ihrer Dimension nicht wesentlich von den gemessenen Elastizitätsmoduln [NOLDEN (1980)].

1.5.4.4 Wasseraufnahme und Hydrolyse

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 (1975/1979/1985), KOLLMANNSPERGER (1978), ROULET (1987), SÖDERHOLM (1988/1989)].

In erster Linie wird die Zugfestigkeit durch die Einwirkung von Wasser reduziert, Druck- und Biegefestigkeit werden weniger beeinflusst. Die Änderungen der Materialeigenschaften und die Zeitdauer bis zur Sättigung mit Wasser sind nicht generell für alle Komposite gleich, sondern von den Bestandteilen abhängig. Die unterschiedlichen Komposite sind gegenüber diesen Auswirkungen unterschiedlich anfällig. Abhängig ist dies 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)].

Die Sättigungsdauer einer Füllung im Mund ist vom Verhältnis Füllungsfläche zu -volumen 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 Inter-

molekularabstand, der zur Expansion des Materials führt, und erleichtert die Reorganisation der Polymerketten, was einen Weichmachereffekt hat. Die Expansion der Komposite ist allerdings nur unwesentlich in der Lage, den, durch die Polymerisationsschrumpfung entstehenden, Spalt wieder zu verkleinern. Spannungen innerhalb der Füllungen, die mit Säure-Ätz-Technik verarbeitet wurden, können durch Expansion und Reorganisation verringert werden. Die verschiedenen in der Zahnheilkunde verwendeten Füllkörper sind unterschiedlich hydrolyseresistent. So zeigen Gläser ohne Modifikation mit pyrogenem Siliziumdioxid oder Quarz stärkere Tendenz zur Hydrolyse als modifizierte Gläser [SÖDERHOLM (1988/1989)]. Es erscheint sinnvoll, die Forschung auf diesem Gebiet weiter zu betreiben, die Klärung vor allem der Hydrolyse mit der Schwächung des Verbundes Füllkörper Kunststoffmatrix könnte vielleicht die starke Abrasion der Komposite gegenüber Amalgam erklären. Um eine wirkliche Amalgamalternative zu sein, müssen Komposite auf diesem Gebiet noch wesentlich verbessert werden [VIOHL (1975/1979/1985), KOLLMANNSPERGER (1978), ROULET (1987), SÖDERHOLM (1988/1989)].

1.6 Ziel der Arbeit

Das Ziel dieser Arbeit war das Abrasionsverhalten von nachvergüteten Kompositinlays zu untersuchen und mit dem von Amalgam zu vergleichen. Zu diesem Zweck wurden 9 verschiedene Inlaysysteme und ein Vergleichsamalgam verwendet. Außerdem sollte die Abrasion in der Klebefuge und der Einfluß der Klebefugenbreite ermittelt werden, sowie der Zusammenhang zwischen Polymerisationsspannung und Abrasionsverhalten. Zusätzlich zu den verschiedenen Inlaysystemen wurden als Parameter die Breite der Klebefuge, die Anzahl der Abrasionszyklen und Möglichkeit zur Entlastung der Polymerisationsspannungen variiert.

2 Material und Methode

2.1 Material

2.1.1 Kompositinlaysysteme

In dieser Arbeit wurden 9 Kompositinlaysysteme, Kompositmaterial mit dafür empfohlenem Befestigungszement, und ein Vergleichs-amalgam untersucht. Es wurden die geläufigsten Systeme ausgewählt, auf dem Markt noch nicht erhältliche und experimentelle Materialien, die nach Rücksprache mit dem Hersteller verarbeitet wurden.

Firma	Komposit	Batch - Nr.	Farbe
	Befestigungskomposit	Batch - Nr.	
Coltene	Brilliant Dentin	160 790-37	U (Universal)
	Brilliant Duo Zement	130 390-20	
DeTrey	A.P.H.	910 226	LY G (U)
	Dicor MGC Luting Komposit	910 506	
3M	P-50	ODD 2	U (Universal)
	Luting Cem	257 GA 257 GB	
Espe	VISIO ^R gem	P 230	D E 12
	Nimetic Grip	51/2/243/55 R 6 ad	
Espe	Pertac Hybrid	V 014	U (Universal) A 3
	Pertac Hybrid	V 014	
Kulzer	Charisma	VPEP 230 590	7B 20
	Adhesive Zement	12-89 300590	
Tokuyama Soda	Palfique	IU 202 bzw. IU 203	U (Universal)
	Palfique Cem	RCA 102 RCB 601	
Vivadent	EOS	47 4201	LY 22
	Dual Zement Radiopaque	160 055	
Vivadent	Neues Hybrid *	MFC VP 1157 b: 348 013	
	Dual Zement Radiopaque	160 055	

* Der Name Neues Hybrid wurde mit der Firma Vivadent vereinbart, auf dem Markt ist dieses Material jetzt unter dem Namen Tetric^R erhältlich.

Tab. 10: Folgende 9 Kompositinlaysysteme wurden untersucht

Das 3M-System, mit P-50 und Luting Cem war ein experimentelles System und wird nicht als Kompositinlaysystem auf den Markt kommen.

Komposit	Art	Füllergröße	Füllermenge
<u>Charisma</u> / Kulzer	Hybrid	100 % $0,7 < \mu\text{m}$	75 Gew %
<u>EOS</u> / Vivadent	Mikro		76-78 Gew %
<u>Neues Hybrid</u> / Vivadent	Hybrid		78-83 Gew %
<u>VISIO^R gem</u> / Espe	Mikro	< 0,01 μm	38 Gew %
<u>Pertac</u> / Espe	Hybrid		79-80 Gew %
<u>A.P.H.</u> / DeTrey	Hybrid		75 Gew %
<u>Brilliant</u> / Coltene	Hybrid	0,5 μm	78 Gew %
<u>P-50</u> / 3M	Hybrid	60% 1-10 μm 40% < 1 μm	87,5 Gew %
<u>Palfique</u> / Tokuyama	Hybrid	30% 0,2 μm 70% 10-12 μm	79-84 Gew %

Tab. 11: Füllstoffgehalt und -größe der verwendeten Komposite

Komposit-Zement	Art	Füllergröße	Füllermenge
<u>Adhesive Cement</u> / Kulzer	Glas		77,5 Gew %
<u>Dual Cement Radiopaque</u> / Vivadent	Mikro	41 Gew % SiO_2 20 Gew % YF_3	60-63 Gew %
<u>Nimetic Grip</u> / Espe	Mikro		52 Gew %
<u>Dicor MGC Luting Composite</u> / DeTrey	Hybrid		70-73 Gew %
<u>Brilliant Duo Cement</u> / Coltene	Hybrid	0,5 μm	74 Gew %
<u>Luting Cem</u> / 3M			
<u>Palfique Cem</u> / Tokuyama			

Die fehlenden Angaben waren nicht erhältlich.

Tab. 12: Füllstoffgehalt und -größe der verwendeten Befestigungskomposite

Alle Befestigungskomposite sind dualhärtend, ausgenommen Nimetic Grip, das ein reines Autopolymerisat ist. Pertac Hybrid (Espe) wurde mit Pertac Hybrid geklebt, welches ein rein lichthärtendes Material ist.

2.1.2 Herstellung der Probenhälften

Eine Kompositinlayprobe bestand aus zwei Probenhälften, die mit dem dazugehörigen Befestigungskomposit mit verschiedenen breiten Randspalten zusammengeklebt wurden. Die Probenhälften wurden in einer Metallform hergestellt. Die Grundfläche dieser Form war 5 mm breit und 12,5 mm lang, sie wurde mit einem Plexiglasdeckel abgedeckt, der eine Rundung mit dem Radius 10 cm hatte, so daß die Probenoberfläche den Ausschnitt eines Kreises bildet. Die Dicke der Probenhälften betrug an den Rändern circa 3 mm in der Mitte der Probe ungefähr 4 mm. Die Metallform hatte in ihrer Mitte ein Loch in das ein 12 mm langer Metallpin mit dem Durchmesser von 2 mm gesteckt wurde, der 2 mm in der Kompositprobe verankert war (Abb. 1 und 2) Die funkenenerodierte Metallform wurde mit einem in der Industrie verwendeten Sprühisoliermittel isoliert. Die 9 mm dicke Plexiglasabdeckung der Probenform wurde ebenfalls mit dem Isolierspray beschickt. Die Proben wurden in drei Schichten mit einer Kulzer Translux^R CL Lampe polymerisiert.

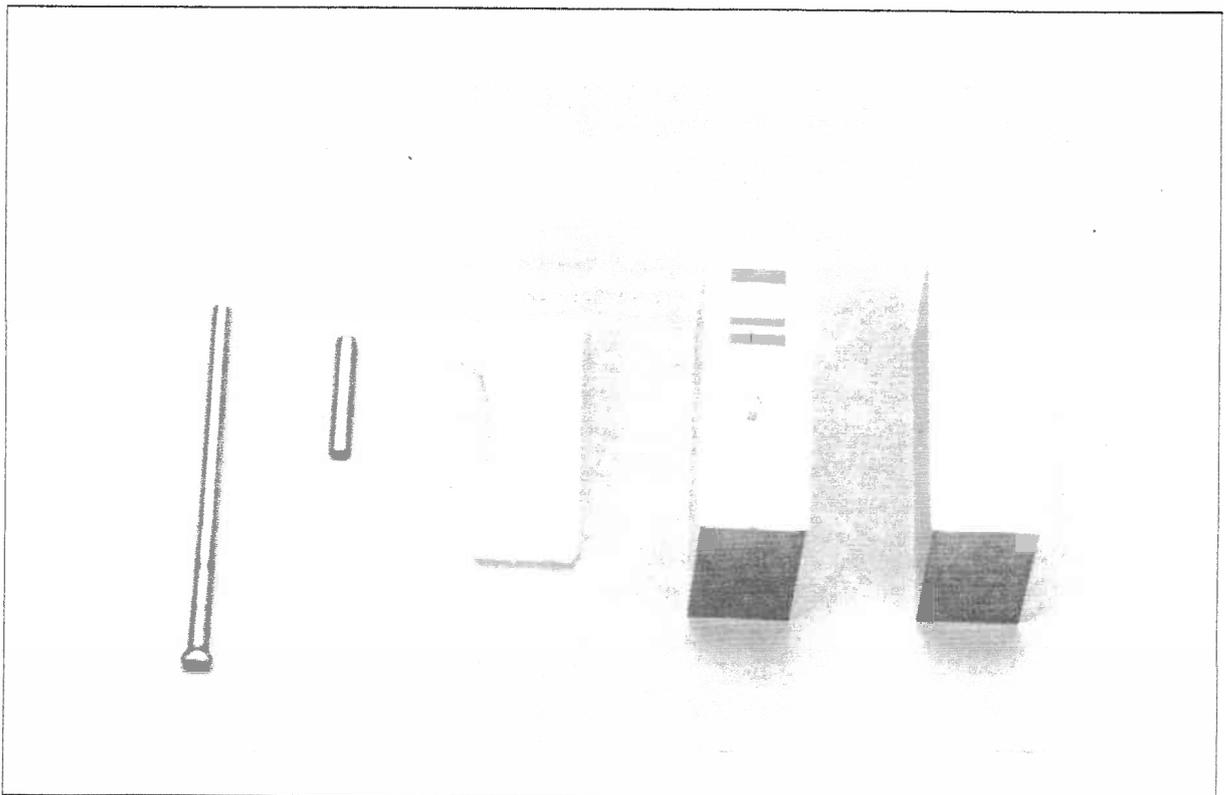


Abb. 1: Probenform mit Pin

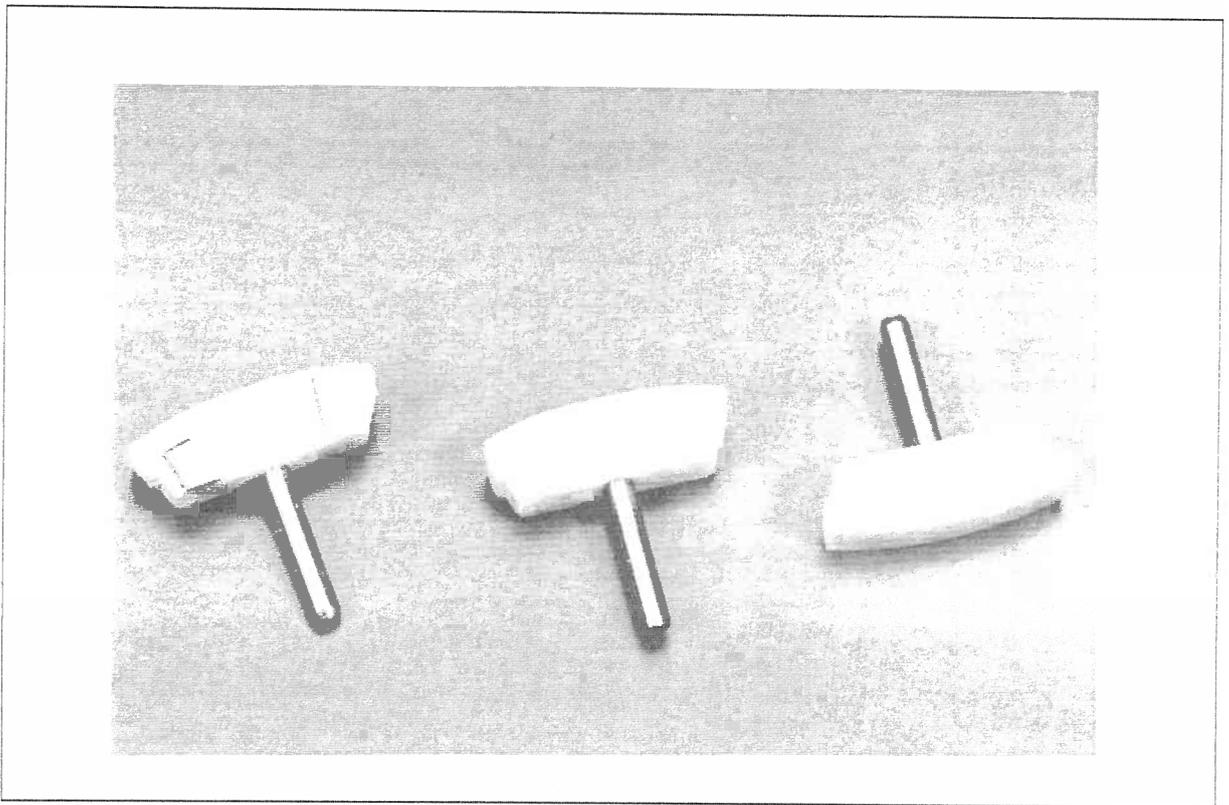


Abb. 2: 3 Probenhälften mit Pins; links mit Plättchen

Die Lampe wurde in einer langsamen kontinuierlichen Bewegung über das Komposit geführt und jede Schicht je 40 Sekunden lang beleuchtet. Aus der Metallform wurden die Proben von unten durch einen Metallstößel gestoßen, der auf den Metallpin traf.

Die untersuchten Probenhälften wurden bis zu 10 Tagen trocken in einem Glasgefäß gelagert. Alle 66 Proben bzw. 132 Probenhälften wurden innerhalb von 2 Wochen hergestellt.

2.1.2.1 Vergüten der Probenhälften

Die Probenhälften wurden, kurz vor dem Kleben, nachvergütet. Dieses Nachvergüten wurde nach offiziellen Herstellerangaben oder direkter Absprache mit dem Hersteller durchgeführt (Tab. 13).

Coltene	Brilliant Dentin	Brilliant DI - Ofen
DeTrey	A.P.H.	10 min kochen
3M	P-50	5 min kochen
Espe	VISIO ^R gem	15 min VISIO ^R beta Gerät
Espe	Pertac Hybrid	5 min kochen
Kulzer	Charisma	6 min Kulzer-Lightbox
Tokuyama Soda	Palfique	10 min kochen
Vivadent	EOS	Handlampe (von allen Seiten)
Vivadent	"Neues Hybrid"	5 min kochen

Tab. 13: Vergütung der verschiedenen Inlaysysteme

2.1.2.2 Herstellung der Amalgamvergleichsproben

Für die Herstellung der Amalgamproben wurden Metallformen verwendet, die 100 mm breit sind. Entgegen der von DEGEE verwendeten Amalgamproben, die unter konstantem Druck, nach der ADA-Spezifikation mit $1,2 \text{ kg/cm}^2$, kondensiert werden, wurden die Amalgamproben, entsprechend dem klinischen Vorgehen, in der Metallform mit zahnärztlichen Instrumenten gestopft. Die Dispersalloykapseln wurden in einem Espe Capmix^R Anrührgerät sieben Sekunden trituriert und dann portionsweise in die Metallform eingebracht. Es wurden fünf F2 Dispersalloykapseln benötigt, kondensiert wurde mit einem Kugel- und einem Birnenstopfer, die Ränder wurden mit einem "Wieland" versäubert.

2.1.3 Kleben der Proben

Die Probenhälften wurden in einem modifiziertem Präzisions-schraubstock geklebt. Die Genauigkeit dieses Schraubstocks betrug $3 \mu\text{m} / 100 \text{ mm}$. Auf die Backen des Schraubstocks wurden präzise funkenenerodierte Metallaufbauten mit einer digitalen Mikrometermeßuhr geschraubt. In den Aufbauten wurden auf beiden Backen Haltevorrichtungen für die Probenhälften angebracht. Die Halterungen hatten die gleiche Form wie die Metallform, in der

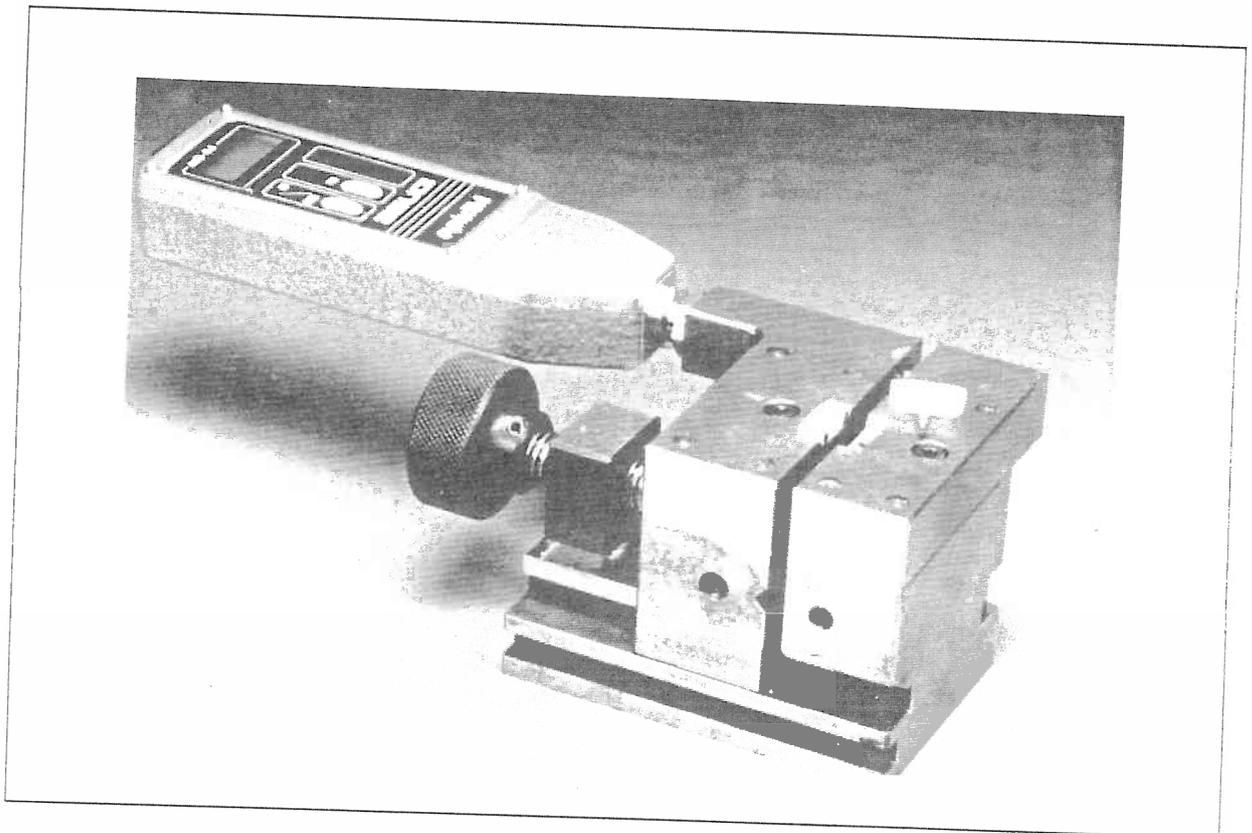


Abb. 3: Präzisionsschraubstock mit funkenerodierten Aussparungen für die Probenhälften

die Probenhälften erstellt wurde, entsprachen somit Negativen der Probenhälften (Abb. 3). Durch den Pin der Probenhälfte konnte diese positioniert werden und bei kleinen Differenzen zwischen Halterung und Probenhälfte nicht verrutschen. Mit den Halterungen auf den Backen konnten die beiden Probenhälften so zusammengesoben werden, daß eine Probe mit meßbarem Spalt geklebt werden konnte, die, wegen der Pinfixation, auch durch die Belastung beim Zusammendrehen des Schraubstocks nicht verkantete.

Vor dem Kleben wurden die Probenhälften mit Wasserschleifpapier (600 Grit) aufgeraut. In Vorversuchen hatte sich gezeigt, daß der Verbund nur ungenügend war und die Proben bei geringer Belastung auseinander brachen, wenn nicht aufgeraut wurde. Dies läßt sich möglicherweise auf Kontamination mit Isoliermittelrückständen zurückführen, könnte aber auch durch Wasseraufnahme der Probenränder verursacht sein. Die Befestigungskomposite wurden nach Herstellerangaben angemischt, eine der beiden Pro-

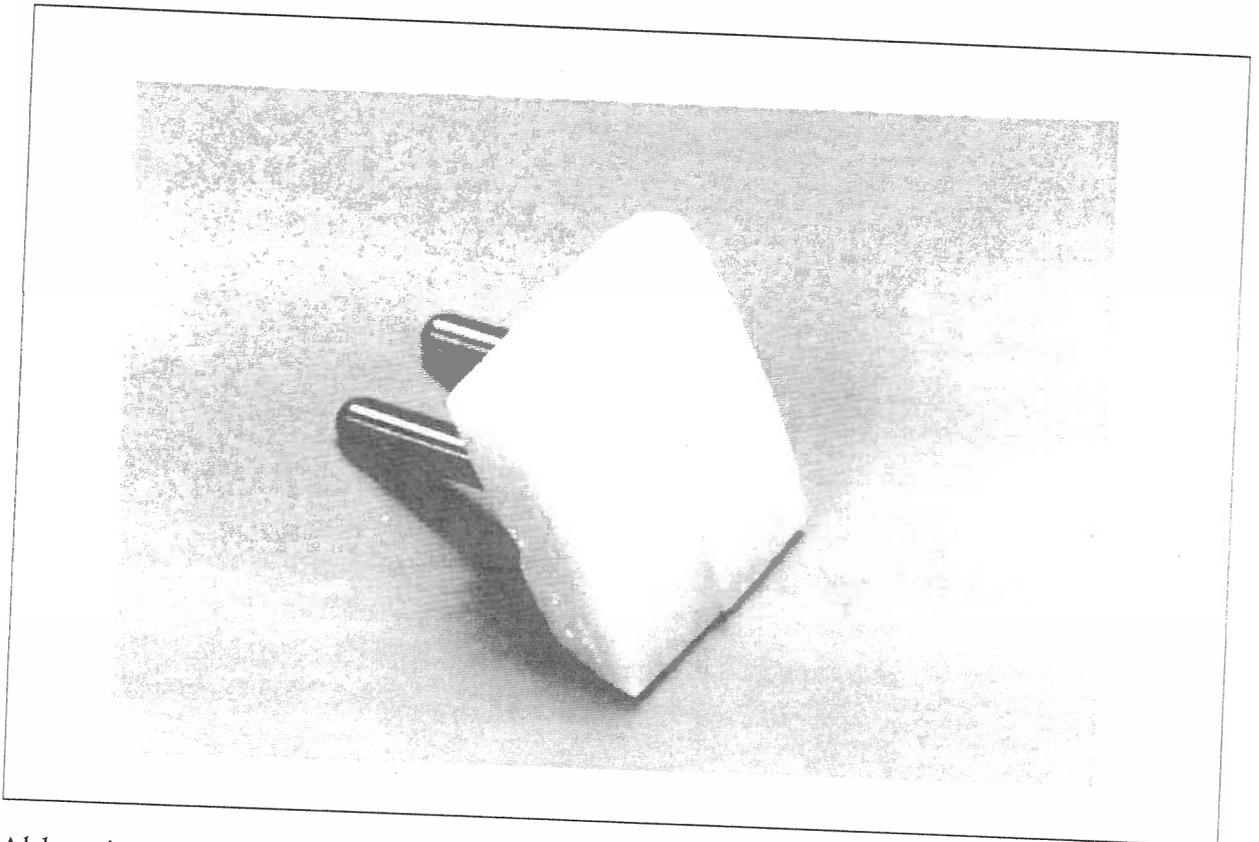


Abb. 4: Fertig geklebte Probe mit Pins

benhälften damit bestrichen und beide in die Halterung gesetzt und der Schraubstock auf die benötigte Spaltbreite zuge dreht. Die Proben wurden dann wie vorgeschrieben polymerisiert (Abb. 4). Alle Proben wurden, bevor sie entnommen wurden, 30 Minuten im Schraubstock belassen. Untersucht wurden Spalten von 50, 100, 200, 300 und 500 μm .

Es wurden drei unterschiedliche Gruppen von Proben hergestellt, die sich durch die Art, wie sie geklebt wurden, unterscheiden. Die verschiedenen Probengruppen variieren in der vorhandenen Polymerisationsspannung. Die erste Gruppe konnte frei kontrahieren, die Spannungen konnten sich vollständig lösen. Bei der zweiten Gruppe konnten sich diese Spannungen nur teilweise lösen, die ersten 30 Minuten wurden sie gehalten. Und in der dritten Gruppe konnten sich die Spannungen überhaupt nicht lösen, da die Platzhalter (Metallplättchen) eine Entspannung verhinderten.

36 Proben wurden mit Pin geklebt. Die Spannungen, die sich durch die Polymerisationsschrumpfung ergeben, wurden während 30 Minu-

ten im Schraubstock erhalten und konnten sich erst nach Entnahme aus dem Schraubstock teilweise lösen.

Bei Vorversuchen hatte sich gezeigt, daß die Proben mit 50 μm Spalten nicht mit Pin geklebt werden konnten, da die zur Entfernung aus dem Schraubstock notwendige Zahnseide sich nicht durch den 50 μm Spalt ziehen ließ. Deswegen wurden die 50 μm Proben alle ohne Pin geklebt.

20 Proben wurden ohne Pins geklebt, um dem Befestigungszement die Möglichkeit zur Polymerisation ohne Spannungen zu geben. Die Probenhälften konnten sich, da sie nicht von den Pins in ihren Positionen fixiert waren, in ihren Halterungen leicht bewegen, um die Polymerisationsschrumpfung auszugleichen.

10 Proben wurden mit Pin geklebt und zusätzlich wurde auf die Klebeflächen Metallplättchen mit normierter Dicke geklebt, die aus einer Fühlerlehre geschnitten wurden. Diese Metallplättchen wurden mit einpolymerisiert und verhinderten auch nach der Entnahme der Proben aus dem Schraubstock eine Entspannung des Kompositklebers.

RAD 1	10 Proben Coltene Brilliant Dentin	100, 200, 300, 500 μm mit Pin, 50 μm ohne Pin
RAD 2	10 Proben Coltene Brilliant Dentin	50, 100, 200, 300, 500 μm ohne Pin
RAD 7	10 Proben Coltene Brilliant Dentin	50, 100, 200, 300, 500 μm mit Metallplättchen
RAD 3	9 vers. Inlaysysteme, 1 Amalgam	50 μm ohne Pin
RAD 4	9 vers. Inlaysysteme, 1 Amalgam	100 μm mit Pin
RAD 5	9 vers. Inlaysysteme, 1 Amalgam	200 μm mit Pin
RAD 6	9 vers. Inlaysysteme, 1 Amalgam	300 μm mit Pin

Tab. 14: Bestückung der 7 Räder

Die Räder 3, 4, 5 und 6 enthielten die unterschiedlichen Kompositinlaysysteme und die Amalgamvergleichsprobe in der gleichen Reihenfolge:

- 1 Dispersalloy / Johnson & Johnson
- 2 Charisma / Kulzer
- 3 EOS / Vivadent
- 4 *Neues Hybrid* / Vivadent
- 5 VISIO^Rgem / Espe
- 6 Pertac Hybrid / Espe
- 7 A.P.H. / DeTrey
- 8 Brilliant Dentin / Coltene
- 9 P-50 / 3M
- 10 Palfique / Tokuyama

2.1.4 Das Probenrad

Auf dem Probenrad aus rostfreiem Stahl hatten jeweils 10 Proben Platz. Die Felder für die Proben hatten eine ebene 10 auf 12,5

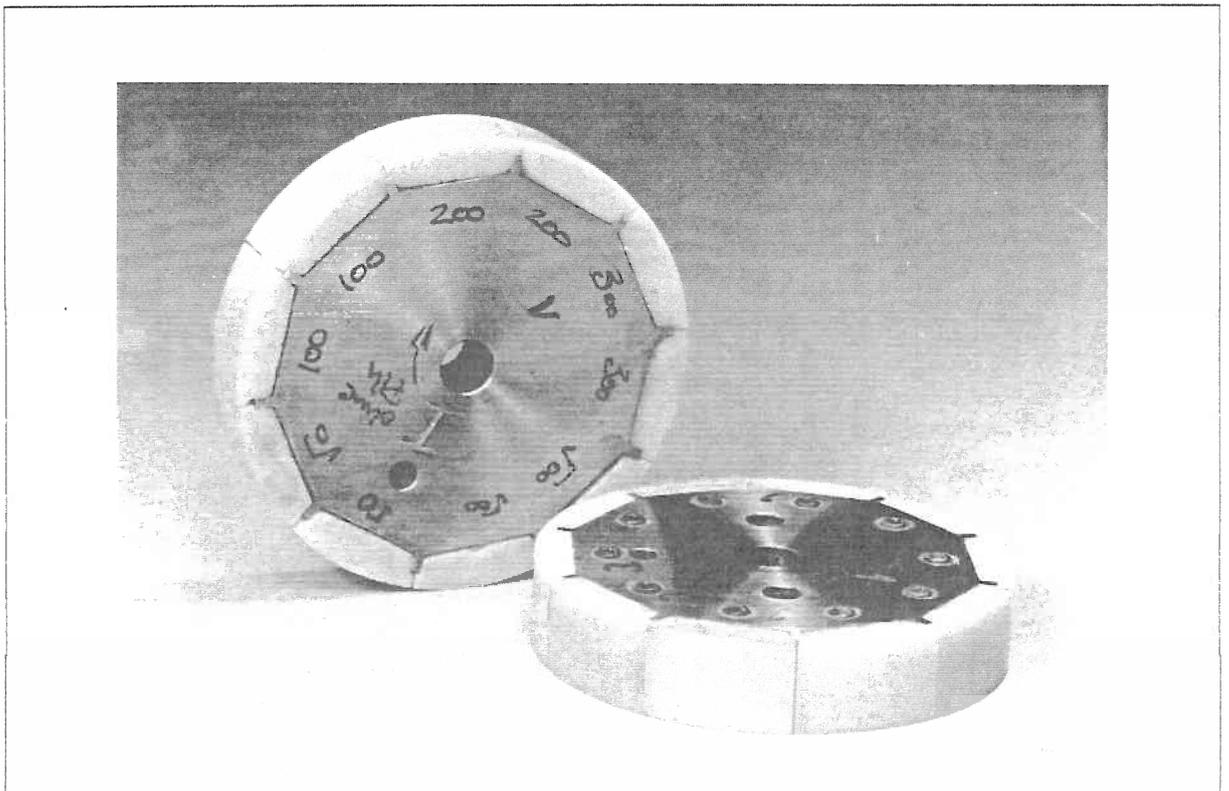


Abb. 5: 2 fertige Probenräder (vor der Abrasion)

mm große Grundfläche und waren durch 1 mm starke Metallsepten voneinander getrennt (Abb. 5). In der Mitte des Probenrades befand sich ein Loch, durch welches das Rad auf die Achse der ACTA Abrasionsmaschine und auf die Achse des Probenradhalters für den Abtastvorgang festgeschraubt werden konnte. Ein zweites exzentrisches Loch, etwa 11 mm vom Mittelpunkt des Rades entfernt, diente der Positionierung auf der Rundschleifmaschine (Firma Gechter) und auf dem Probenradhalter für den Abtastvorgang. Der Durchmesser des mit Proben bestückten Rads betrug, je nach Dicke der Proben, zwischen 48-51 mm.

Bei Vorversuchen hatte sich gezeigt, daß die ursprüngliche Absicht, die Proben mit ihrem Pin in das Probenrad zu schrauben, nicht realisierbar war. Wegen der unterschiedlichen Abstände der zwei Pins bei unterschiedlich großen Randspalten hätten nur ovale Bohrungen in der Grundfläche der Probenfelder die Pins aufnehmen können, was beim Festschrauben zu kippenden Belastungen geführt hätte. Aus diesem Grund wurde bei der Befestigung der Proben auf dem Rad auf die Pins verzichtet, und die Proben mit Cyanoacrylatkleber in die Felder des Rads eingeklebt.

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.

Das eine Rad ist das Probenrad, auf welchem sich, wie oben beschrieben, die unterschiedlichen Kompositinlayproben befinden, das andere Rad ist ein Antagonistenrad (Abb. 6), das entwickelt

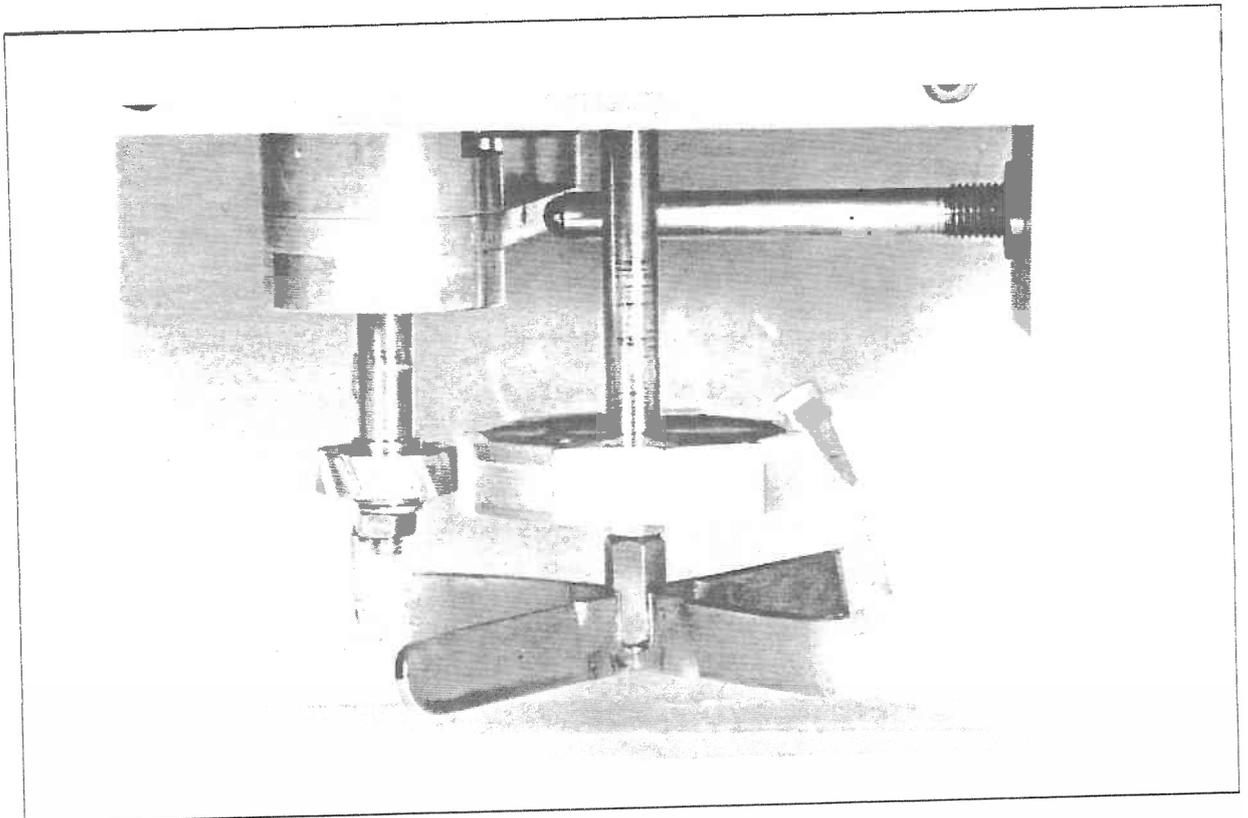


Abb. 6: Die Abrasionsmaschine (links Antagonistenrad, rechts Probenrad)

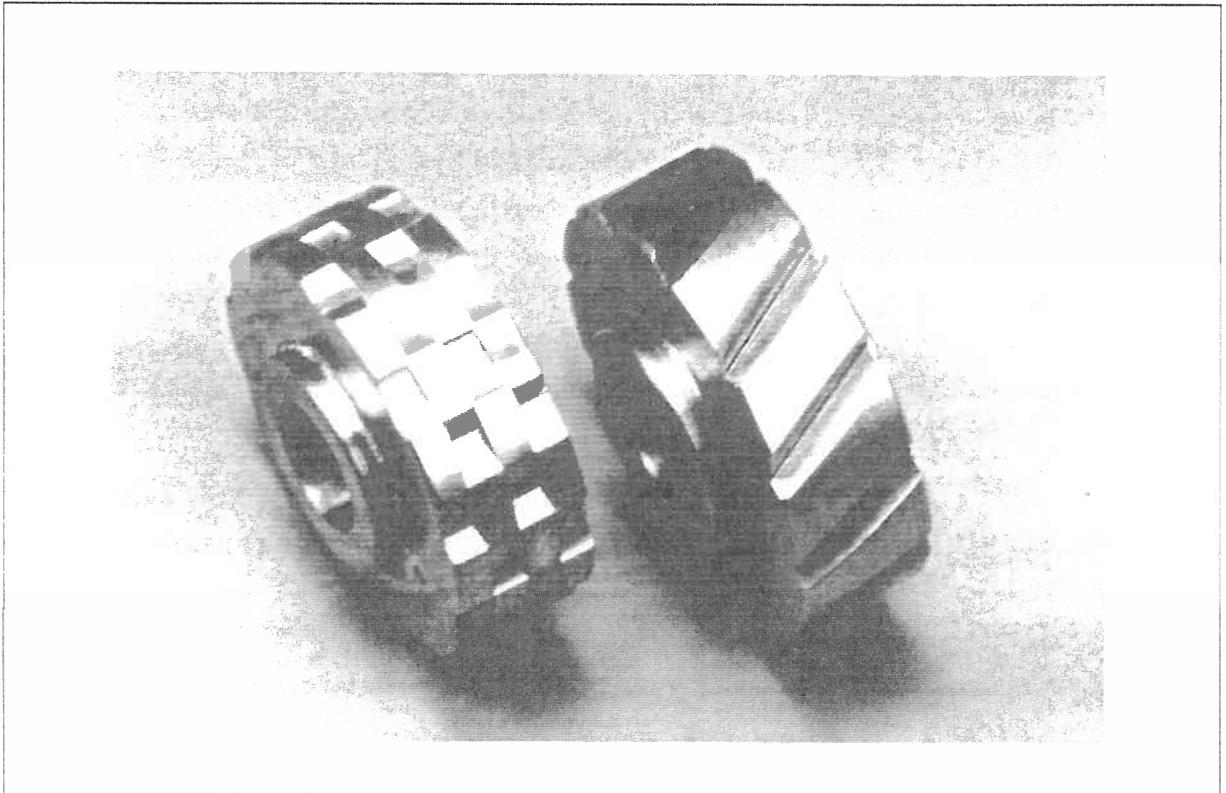


Abb. 7: Antagonistenräder; links original nach DEGEE, rechts modifiziert

wurde und schräge Querfräsungen in einer ansonsten glatten Oberfläche hat, um das abrasive Medium zu transportieren (Abb. 7). 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 Plateaus begrenzt wird (Abb. 9). Diese Plateaus werden bei der Auswertung dazu benötigt die absolute Abrasion zu berechnen. 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 ursprünglich verwendete Antagonistenrad für Untersuchungen am Klebespalt nicht geeignet war, da es keine glatte Oberfläche hatte und Schleifrillen in die Oberfläche der Proben abradierte, die den Spalt überlagerten.

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, die den Druck bewirkt, 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 unseren 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.

Wenn die Zahnräder, über welche die Antriebsriemen laufen, ausgetauscht werden, ist es zusätzlich noch möglich das Verhältnis der Geschwindigkeiten der beiden Räder zueinander, den Slip, zu verändern (Abb. 8). Zur Maschine gehören 12 extra 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 fast gleich null, da der Antagonist das abrasive Medium nur mit 15 N auf die Oberfläche der Kompositproben drücken würde, da die beiden Räder im Kontaktbereich gleich schnell sind, es findet kaum Reibung statt. Es kann so über den Slip die Abrasion beeinflußt werden. 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, der außerdem vom Radius der beiden

$$\%S = \frac{V_A - V_P}{V_P} * 100$$

$$\%S = \left(\frac{T_{II}}{T_{II}} \frac{T_{IV}}{T_I} \frac{T_2}{T_1} \frac{r_A}{r_P} - 1 \right) * 100$$

$$V_A = \omega_{II} * \frac{T_{II}}{T_{III}} * r_A$$

$$V_P = \omega_{II} * \frac{T_I}{T_{IV}} * \frac{T_1}{T_2} * r_P$$

$$\omega_P = \omega_{II} * \frac{T_I}{T_{IV}} * \frac{T_1}{T_2}$$

$\%S = \%Slip$

$T_n =$ Zähne des Zahnrads an Position n
 $v_P =$ Geschwindigkeit des Probenrads
 $v_A =$ Geschwindigkeit des Antagonistenrads
 $r_P =$ Radius des Probenrads
 $r_A =$ Radius des Antagonistenrads
 $\omega_P =$ Winkelgeschwindigkeit des Probenrads

Abb. 8: Formeln zur Berechnung des Slips

Räder abhängig ist (Abb. 8). 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 Antagonistenrads wird zusammen mit dem dazugehörigen Antriebsriemen ausgewechselt, um die Geschwindigkeit des Probenrades gegenüber der des Schleifrades zu erhöhen. Der Abstand der beiden Räder kann über eine Stellschraube eingestellt werden. Der Schleifvorgang ist sehr zeitaufwendig. In Vorversuchen hatte sich herausgestellt, daß die federgespannte bewegliche Achse mit dem Probenrad an der Position des Amalgams nach außen ausweicht. Wenn der Abstand der beiden Räder zu schnell verringert wurde, war der Effekt des Ausweichens noch stärker ausgeprägt. Dadurch

wurden die Probenräder unrund. 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 mit einer Rundschleifmaschine bei der Firma Gechter rundgeschliffen. Die Maschine arbeitet mit einer Genauigkeit von 0,005 mm. Es wurde kein bestimmter Durchmesser verlangt, sondern das Probenrad nur rundgeschliffen.

2.2.1.1 Das abrasive Medium

Als abrasives Medium wurde bei den Versuchen ein Brei aus gemahlenem 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 Desinfektionsmittels Thiomersal hinzugegeben. Die Hirsesamen wurden mit einer Goldwaage abgewogen und in einer Kaffeemühle portionsweise, je 50 Gramm, 15 Sekunden gemahlen.

In Vorversuchen wurden Medien aus PMMA-Kugeln, Mohn und Reis jeweils mit Wasser untersucht, um den Einfluß der unterschiedlichen Medien zu klären. Die verwendeten PMMA-Kugeln der Firma Röhn waren Perlpolymerisat unterschiedlicher Größe. Es wurden drei verschiedene Perlpolymerisate verwendet, um den Einfluß der Perlgröße zu untersuchen:

	Molekulargewicht	Perlgröße
M 449	400 - 500 000	90 - 110 μm
M 527	450 - 580 000	35 - 40 μm
M 727	ca. 750 000	50 - 60 μm

Je Perlpolymerisat wurden 30 Gramm abgewogen und zusammen in 220 ml Wasser gegeben.

2.2.2 Versuchsablauf

Um die Ergebnisse vergleichbar zu machen, wurde immer mit den gleichen Einstellungen gearbeitet.

2.2.2.1 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. Einlaufen bedeutet, daß vor Beginn des Versuchs die Räder 10 000 Zyklen abradiert wurden, ohne daß dies ausgewertet wurde, um kleine Unebenheiten, die durch das Rundschleifen entstanden sind beheben. Der erste Abrasionszyklus betrug 100 000 Umdrehungen des Probenrades, was einer Versuchsdauer von ca. 28 Stunden entspricht.

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. Die Probenräder wurden nach der Herstellung trocken gelagert, beim zweiten Abrasionszyklus waren sie wie während des ersten Zyklus 28 Stunden im feuchten Medium. 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.

2.3 Auswertung

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

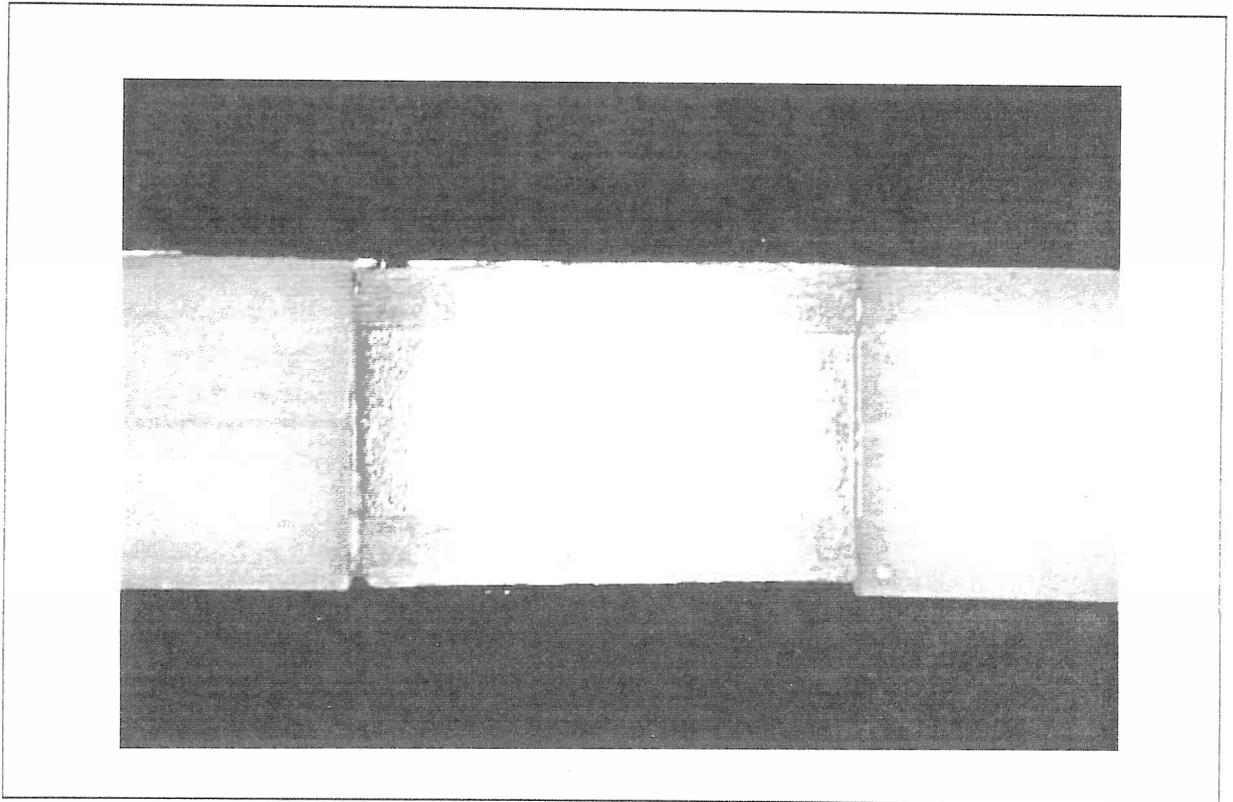


Abb. 9: Abrasionsspur in Amalgam und Inlayproben mit Klebspalt

2.3.1 Abtastung

2.3.1.1 Perthometer

Die Oberfläche der Proben wurde profilometrisch mit einem Oberflächenmeßgerät (Perthometer) bestimmt. Das Verfahren nennt sich Tastschnittverfahren, wobei eine dreidimensionale Oberfläche in einem zweidimensionalen Profilschnitt abgetastet wird. Die Messungen wurden mit dem "Perthometer C5D", dem Vorschubgerät "PRK" und dem Mikrotaster "FRW 750" der Firma Perthen durchgeführt. Mit Hilfe des Programms "DENTMES", das die Daten des Perthometers digitalisiert, wurden die Meßwerte in einem Computer abgelegt und konnten dann weiter ausgewertet werden.

Bei dem Versuch bildet sich auf dem Rad eine Abrasionsspur, die links und rechts von nicht abradierter Kompositeoberfläche begrenzt ist (Abb. 9). Diese beiden, die Abrasionsfläche begrenzenden, Ebenen dienen als Referenz bei der Auswertung, um ein

Maß für die Abrasion zu haben. Der Meßtaster wird während der Messung mit konstanter 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 verwendete Tastspitze ist kegelförmig, hat einen Spitzenradius von $5\mu\text{m} \pm 2\mu\text{m}$ und einen Winkel von $90^\circ \pm 5'$. Die Meßkraft liegt bei $0,7\text{ mN}$ (70 mp) [DIN 4772], die Genauigkeit bei $5\mu\text{m}$ [Bedienungsanleitung für Perthometer C5D Nr. 6800031, Betriebsanleitung Vorschubgerät PRK Nr. 6800071, Feinprüf GmbH, 3400 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. Ordnung. In ihm ist auch die Rauheit enthalten. Das 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 Einzelrauhigkeiten 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 Einzelrauhigkeiten [DIN 4768].

Der Mittenrauhwert R_a (Abb. 10) ist der arithmetische Mittelwert aller Abweichungen des Rauheitsprofils R von dessen Mittellinie.

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

Abb. 10: l_m = Meßstrecke

Bei der Auswertung der Kurven fanden 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 Einzug. Geeicht wurde das Gerät mit der Eichnormalen PEN-10-1 6820101 der Firma Perthen.

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

2.3.1.2 DENTMES

"DENTMES", ein Programm zur Abtastung von Freiformoberflächen, wurde von Dr. K.-H. Kunzelmann und M. Paulus entwickelt und am 19.05.91 letztmals modifiziert [PAULUS (1990)]. Zusammen mit dem Perthometer (Feinprüf GmbH, D-3400 Göttingen) und einem Computer dient es der automatisierten Abtastung der Kunststoffproben und der Speicherung der Meßdaten. Dazu wurden zwei Schrittmotoren an das Perthometer bzw. an die Probenradpositionierachse angeflanscht (Abb. 11). Diese Schrittmotoren werden durch "DENTMES" angesteuert und die Meßdaten digital im Rechner abgelegt. Dies geschieht mit Hilfe eines AD-Wandlers (Meßbereich: ± 15 V, Auflösung: 16 Bit, 1 Analogkanal). Der Rechner speichert die Daten im Format xxx.xxxxxx. Das Format der Daten wurde mit dem Auswertprogramm AZPAK abgestimmt.

Bevor die Abtastung mit dem Programm "DENTMES" gestartet werden kann, müssen folgende Einstellungen an Perthometer und Vorschub-

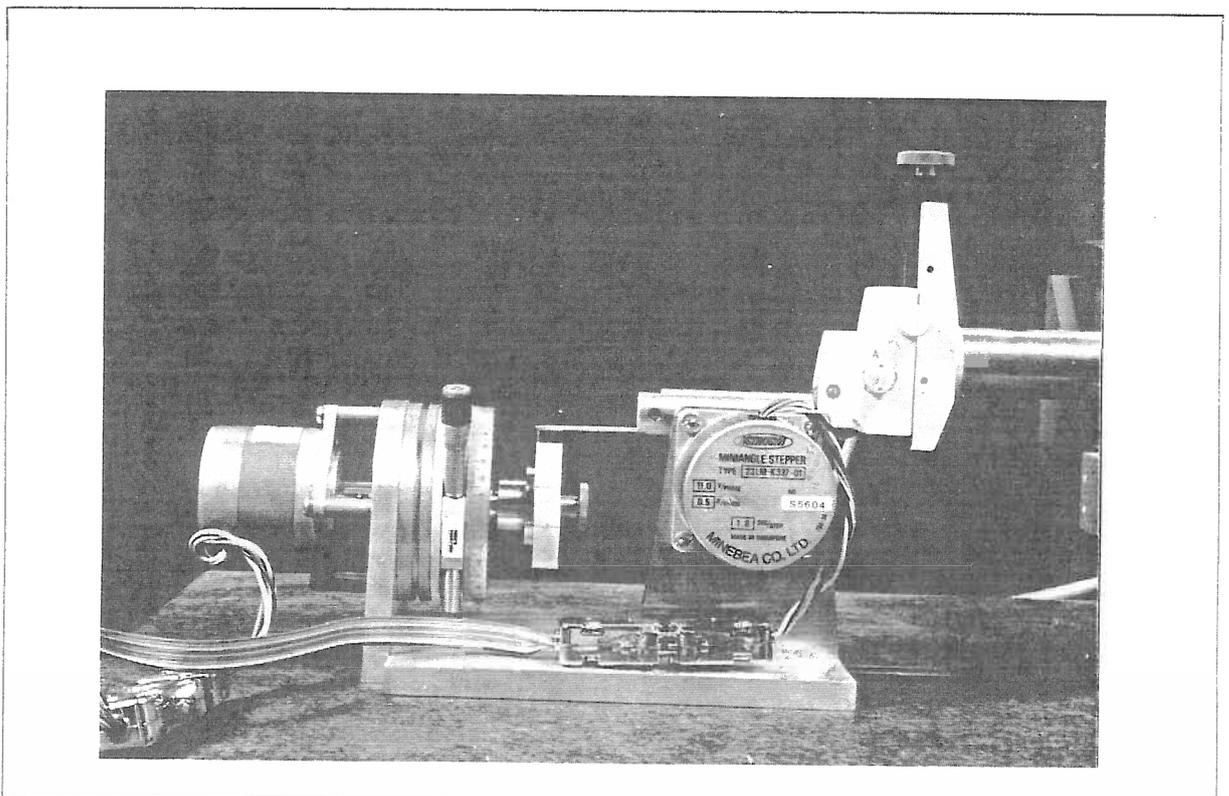


Abb. 11: Von DENTMES gesteuerte Schrittmotoren mit Probenrad und Tastspitze

gerät 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	"einstellen"

Nachdem "DENTMES" aufgerufen wurde, kann man im Menü aus 3 verschiedenen Programmteilen wählen.

- 1 - Probenscheibe

Mit diesem Programmteil kann die Oberfläche von mehreren, auf einer Scheibe (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

In diesem Programmteil kann die Oberfläche von Zähnen auf Modellen abgetastet werden.

Parameter	Hilfe	Einstellung
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 errechnet: -Umfang -Abstand der Messungen -Meßbereich	5 160 mm 1,3 mm 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 bis 214 800
Durchmesser des Antagonisten		20 mm
Herstellungsdatum der Proben		
Datum der Abrasion		
Uhrzeit der Abrasion		
Abrasionsmedium	Hirsesamen, Thiomersal, Wasser	MTM (Milletseed/ Thiomersal/Medium)
Slip		- 15,1 %
Name des Experimentators		
Kommentar	Eingabe von Besonderheiten	
Pfadname für Meßdatenfiles	Pfad, unter dem die Meßdaten in Dateien auf der Festplatte abgelegt werden (MS-Dos Format)	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	z.B.: 01heltr.mes 01iama.mes

Tab. 15: Parameter und Einstellungen im Programm "DENTMES" beim Standardversuch

- 3 - Motorsteuerung

Mit diesem Programmpunkt kann der Schrittmotor Nr.1 von der Computertastatur aus angesteuert werden. Dies ist zur genauen Justierung eines Prüfkörpers vor der Messung nützlich.

Bei der Untersuchung der Probenräder müssen die in Tabelle 15 aufgeführten Parameter eingegeben werden. Mit Eingabe der letzten Variablen wird der Versuch automatisch gestartet. Eine Messung dauert ca. 40 Minuten und endet automatisch. Die Daten werden auf der Festplatte abgelegt und können für die weitere Auswertung verwendet werden.

2.3.1.3 Das Auswertprogramm "AZPAK"

Das Programm AZPAK wurde speziell zur grafischen Darstellung und Auswertung der von DENTMES abgelegten Daten entwickelt. Die Entwicklung dieses Programms war Teil dieser Arbeit. Es ist in Turbo C V. 2.0 geschrieben und ist weitgehend Hardware unabhängig. Wegen der geringen grafischen Auflösung von CGA Karten ist das Programm AZPAK für diese Karten nicht lauffähig.

AZPAK wurde auf das Format der Daten aus dem Programm DENTMES abgestimmt und kann die von DENTMES auf der Festplatte abgelegten Daten direkt, ohne Bearbeitung, einlesen. Die Datenfiles müssen allerdings das DENTMES-Format haben, sonst kann AZPAK die Daten nicht verarbeiten:

- * pro Probenmaterial 10 Meßkurven
- * pro Meßkurve 330 x-Werte
- * die darstellbaren y-Werte sind von der 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 Darstel-

lung der Daten erfolgt in einem rechtwinkligen Koordinatensystem, die Kurven können 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 so einem Oberflächenprofil der untersuchten Probe in Richtung der Radachse.

Das Ziel bei der Entwicklung des Programms war, eine Möglichkeit zu schaffen, aus den von DENTMES abgelegten Daten die Abrasion des Inlaymaterials und den Substanzverlust in der Klebefuge 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 grafische Darstellung der Kurven sind der y-Wertebereich der Kurven und die Auflösung der Grafikkarte des Computers die limitierenden Faktoren. Wenn die Differenz zwischen Maximum und Minimum $300 \mu\text{m}$ in y-Richtung übersteigt, können die Kurven nicht mehr dargestellt werden.

Es werden immer die 10 Messungen einer Probe eingelesen, sie sind während der Benutzung des Programms abrufbar. Wenn AZPAK verlassen wird, gehen diese 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 den Originalverlauf der Kurve wieder darzustellen, wenn beim Editieren ein Fehler gemacht wurde.

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 AZPAK der Name der Datei wie auch der genaue Name der Probe genannt werden. Wenn die relative Abrasion oder die relative Abrasion in

der Klebefuge berechnet werden soll, muß der gewünschte Vergleichswert eingegeben werden. Ansonsten ist an dieser Stelle für die gefragten Werte 1 einzugeben. Wenn die 4 Angaben gemacht wurden, werden die Meßwerte eingelesen. Wenn das Einlesen beendet ist, erscheint 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 werden, 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 Programmes 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 Cursorstasten eine Markierung 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.

Editieren

Die Aufgabe des Menüpunkts Editieren ist, Kurven, die wegen Verarbeitungsfehlern oder Luftblasen in der Probe nicht auswertbar sind, so zu verändern, daß sie ausgewertet werden können. Dabei 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 werden. Wenn eine Kurve verändert wurde, werden alle weiteren Berechnungen zu dieser Kurve mit der veränderten Kurve

durchgeführt, wenn nicht durch den Menüunterpunkt Originalverlauf die ursprünglichen Werte wiedergeholt werden. Abspeichern läßt sich diese neue Kurve jedoch nicht, so daß bei erneutem Einlesen derselben Messung wieder der uneditierte Originalverlauf dargestellt wird.

Wird eine Kurve auf dem Bildschirm dargestellt und über die Funktionstasten der Menüpunkt Editieren aufgerufen wurde, kann mit dem Cursor durch betätigen der Cursortasten die Kurve entlang gefahren werden. Durch Drücken der Cursortaste rechts oder links springt der Cursor einen x-Wert weiter. Control 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 verschwindet nach dem Drücken der Cursortaste wieder, behält aber seine Stellung bei. Durch Drücken der Taste Pos1 kann die Position des Cursors überprüft werden, er leuchte 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 die vier Möglichkeiten, was zwischen diesen beiden Punkten geschehen soll.

F1 Mittelwert: Diese Funktion berechnet den arithmetischen Mittelwert aller Funktionswerte zwischen den markierten Punkten 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 intern im Computer gleich Null gesetzt und bei weiteren Berechnungen nicht berücksichtigt (nicht als Null, sondern ignoriert sie, was bedeutet, daß er sie beispielsweise auch nicht als Minimum erkennt). Dies hat den Vorteil, daß

de facto ein Stück aus der Kurve ausgeschnitten wird, mit dem Rest kann dann weiter gearbeitet werden.

F3 Originalverlauf: Der Originalverlauf der Kurve zwischen x_1 und x_2 wird wieder hergestellt. Die von DENTMES gelieferten Funktionswerte werden an Stelle der editierten Werte gesetzt. Diese Funktion hilft Fehler zu korrigieren.

F4 Abbrechen: Mit F4 kann der Vorgang abgebrochen werden

Die in Editieren erläuterten Programmeinheiten werden im Folgenden als bekannt vorausgesetzt.

Inlaysysteme

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

- F1 Absolute Abrasion
- F2 Absolute Abrasion in der Klebefuge
- F3 Mittelwert der absoluten Abrasion
- F4 Mittelwert der absoluten Abrasion in der Klebefuge
- F5 Relative Abrasion
- F6 Relative Abrasion in der Klebefuge

Absolute Abrasion

Zur Berechnung der absoluten Abrasion müssen mit den Funktionstasten F1 bis F6 die Punktepaare P_I [$P_1(x_1/y_1); P_2(x_2/y_2)$], P_{II} [$P_3(x_3/y_3); P_4(x_4/y_4)$] und P_{III} [$P_5(x_5/y_5); P_6(x_6/y_6)$] festgelegt werden. Die Punkte des Punktepaars P_I müssen auf die an den Rändern

der Kurve vorhandenen Plateaus gelegt werden, auf den 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. Zwischen diesen beiden Punkten wird das arithmetische Mittel der y -Werte gebildet und der Abstand der so angenommenen mittleren Abrasion zu der durch P_I definierten Referenzgerade berechnet. Die Punkte des Paares P_{III} müssen an den rechten und linken Rand der Klebefuge gelegt werden. Die Werte innerhalb dieses Intervalls gehen nicht in die Mittelwertberechnung für die absolute Abrasion ein, da der stärkere Substanzverlust des Befestigungszements das Ergebnis negativ beeinflussen würde.

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} , P_{III} definiert werden, eine andere Reihenfolge ist nicht möglich. Außerdem muß das Punktepaar P_{II} in dem vom Punktepaar P_I begrenzten Intervall liegen und das Punktepaar P_{III} in dem vom Punktepaar P_{II} begrenzten Intervall. 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_6 markiert ist, beginnt das Programm mit der Berechnung der absoluten Abrasion nach folgendem Verfahren:

- (1) Die Punkte im durch P_{III} begrenzten abgeschlossenen Intervall werden im folgenden als nicht existent betrachtet. ("ausgeschnitten")
- (2) Im durch P_{II} begrenzten abgeschlossenen Intervall wird der arithmetische Mittelwert über allen existierenden y -Werten gebildet.
- (3) 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 Intervalls 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) werden Punkte als nicht existent markiert, indem ihnen temporär der Funktionswert Null zugewiesen wird. Das bedeutet, daß in (2) nur Punkte mit einem von Null verschiedenen Funktionswert in die Mittelwertberechnung eingehen. 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 x -Wert des Mittelpunktes in (3) wird mittels Formel (I) bestimmt:

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

(I)

Der Abstand des fiktiven Punktes Q zur definierten Referenzebene r wird berechnet, indem das Lot von Q auf r gefällt wird, und die Länge der so entstehenden Strecke h errechnet wird.

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) $d(P,Q) = d(Q,P)$
- (4) $d(P,Q) + d(Q,R) \geq d(P,R)$

Es existieren eine Reihe von Funktionen die diesen Bedingungen genügen und somit als Abstandsmaß in Frage kämen. Wegen der leichten Verständlichkeit und Anschaulichkeit wurde als Abstandsfunktion 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:

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

(II)

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 Q zu seinem Lotfußpunkt auf der Geraden r bestimmt wurde. Die Ausgangssituation stellt sich wie in Abb. 12 dar.

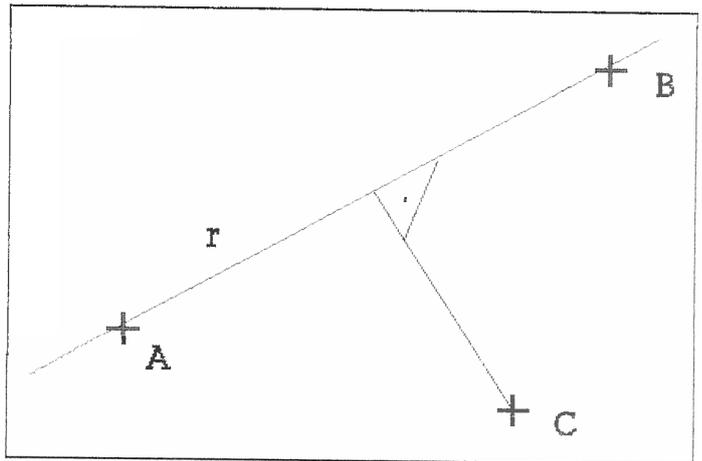


Abb. 12: Ausgangssituation

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 p1 und p2 festgelegt, das heißt die Länge der Strecke h. Abb. 13 gibt den Ansatz zur Berechnung des Abstandes wieder.

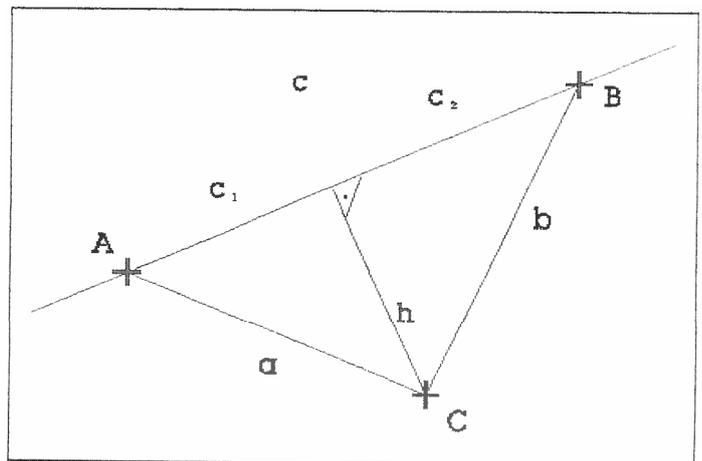


Abb. 13: Berechnung

Die Längen der Strecken a, b und c lassen sich durch die Koordinaten der Punkte A, B und C mit Formel (III) wie folgt bestimmen, exemplarisch für die Strecke a dargestellt :

$$\begin{aligned} a &= \sqrt{\Delta x^2 - \Delta y^2} \quad \Rightarrow \\ a &= \sqrt{(x_c - x_a)^2 + (y_c - y_a)^2} \end{aligned} \quad (\text{ III })$$

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

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

kann ein Gleichungssystem aufgestellt werden:

$$\begin{aligned} a^2 &= h^2 + c_1^2 \\ b^2 &= h^2 + c_2^2 \end{aligned}$$

Durch Auflösen nach h und mehrmaliges Umformen ergibt sich Formel (IV) für die Länge der Strecke h:

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

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:

$$(1) \quad C = A \vee C = B \quad \rightarrow \quad d(C, r(A, B)) = 0$$

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

(3) A, B, C, liegen auf einer Geraden $\rightarrow d(C, r(A, B)) = 0$

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

Formel (IV) ist zusammen mit diesen Sonderfälle in der Lage den Abstand des fiktiven Punktes Q zur Referenzgerade r, als Maß der absoluten Abrasion, in allen möglichen Fällen zu berechnen.

Absolute Abrasion in der Klebefuge

Wenn die absolute Abrasion in der Klebefuge errechnet werden soll, müssen mit Cursor und Funktionstasten nur zwei Punktepaare $P_I (P_1/P_2)$, $P_{II} (P_3/P_4)$ definiert werden. Die Punkte des Punktepaars P_I sollten so gelegt werden, daß eine Gerade durch P_1 und P_2 möglichst in Höhe des Abrasionsniveaus der Probe verläuft, da zu dieser Referenzgerade r der Substanzverlust des Befestigungskomposites errechnet wird. Die Punkte P_3 und P_4 müssen an den Rand des Klebspaltes definiert werden, da der Rechner zwischen diesen beiden Punkten das Minimum MIN bestimmt, das den Punkt des größten Substanzverlustes darstellt. Bei der Vermessung der Abrasion in der Klebefuge wurden P_1 auf die linke Seite des Randspaltes gelegt, dann mit dem Cursor ein großer Schritt nach rechts (25 x-Werte mit Control und Cursor rechts), über den Randspalt gemacht, und der Punkt P_2 definiert. Bei der Definition der Punkte muß Fingerspitzengefühl entwickelt werden, da sich durch Änderung der Steigung von r auch Änderungen des Abrasionswertes ergeben. Aus diesem Grund wurde die Festlegung des Punktepaars P_I nicht dogmatisch gehandhabt, sondern den jeweiligen Anforderungen des Abrasionsprofils angepaßt. Die Werte für die Abrasion der Klebefuge sind deswegen nur begrenzt reproduzierbar.

Die Bedingungen des Menüpunktes "Absolute Abrasion" für die Festlegung der Punkte gelten auch hier. Analoges gilt für die Behandlung von Null-Funktionswerten. Die absolute Abrasion in der Klebefuge errechnet sich dann aus folgendem Verfahren.

- (1) Im durch P_{II} mit $[P_3(x_3/y_3)/P_4(x_4/y_4)]$ begrenzten abgeschlossenen Intervall wird das Minimum MIN bestimmt.
- (2) Der Mittelpunkt $M(x_m/y_m)$ des durch P_{II} begrenzten abgeschlossenen Intervalls wird bestimmt.
- (3) Der Abstand des fiktiven Punktes $Q(x_m/MIN)$ zu der durch das Punktepaar P_I definierten Referenzgeraden wird errechnet.
- (4) Der Wert aus (3) wird als absolute Abrasion in der Klebefuge in der Menüleiste angezeigt.

Die Berechnung des Mittelpunkts M und des Abstands $d(Q,r(P_1,P_2))$ erfolgt analog dem Vorgehen bei der Berechnung der absoluten Abrasion.

Mittelwerte

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

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

(VI)

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

- F1 Wert in die Mittelwertberechnung übernehmen
- F2 Wert in die Mittelwertberechnung ablehnen
- F3 Mittelwertberechnung abbrechen

Um eine fundierte Entscheidung treffen zu können, muß der Mittelwert der bislang ausgewerteten Messungen auf dem Bildschirm ebenso angezeigt werden, wie der Wert der aktuellen Messung. Dies ist notwendig, um die Abweichung der aktuellen Messung vom bislang ermittelten Mittelwert abschätzen zu können, bedeutet aber, daß der Mittelwert nicht einmal errechnet wird, sondern nach jedem übernommenen Wert neu. Die Mittelwertberechnung für absolute Abrasion und absolute Abrasion in der Klebefuge sind identisch.

Relative Abrasion und relative Abrasion in der Klebefuge

Am Ende einer Auswertung kann die relative Abrasion errechnet werden. Als Vergleichswert 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, auf die Berechnung einer relativen Abrasion in der Klebefuge wurde im Rahmen dieser Arbeit verzichtet.

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

$$\text{Relative Abrasion d.K.} = \frac{\text{Mittelwert der Abrasion d.K.}}{\text{Vergleichswert d.K.}}$$

d.K. steht für der Klebefuge

Abb. 16: Berechnung der relativen Abrasionswerte

Ein alternativer Rechenweg zur Berechnung der Abrasion

Während der Benutzung des Programms hat sich gezeigt, daß dieses Programm zusätzlich die Möglichkeit bietet, die absolute Abrasion noch auf eine andere Art zu ermitteln. Diese Methode hat sich der automatischen Abrasionsberechnung in den Untermenüs "Inlaysysteme" und "Plastische Materialien" als überlegen gezeigt, weil keine Punkte festgelegt werden müssen, die eine Referenzgerade definieren. Es hatte sich gezeigt, daß durch die Position der Punkte P_1 und P_2 , welche die Referenzgerade fest-

legen, der Abrasionswert etwas beeinflusst wurde.

Für diesen alternativen Rechenweg wird das Untermenü Editieren aufgerufen. Dann muß der arithmetische Mittelwert von Funktionswerten des linken Plateaus M_l , Funktionswerten des rechten Plateaus M_r und der Mittelwert der Funktionswerte der Abrasionsspur M_a gebildet werden. Beim Setzen der Punkte muß darauf geachtet werden, daß der Mittelwert auf beiden Plateaus aus gleich vielen Funktionswerten berechnet wird. Außerdem müssen die Funktionswerte direkt an die Abrasionsspur angrenzen, damit das Niveau des Plateaus an der richtigen Stelle berechnet wird. Bei der Auswertung der Kurven gingen auf jeder Seite 50 Funktionswerte in die Berechnung der Mittelwerte ein. Der Rand des Plateaus zur Abrasionsspur wurde als die eine Begrenzung des Intervalls gewählt. Die andere Grenze wurde durch zwei große Cursor-schritte zur Seite, das entspricht 50 x-Werten, bestimmt. So war gesichert, daß auf beiden Seiten je gleich viele Funktionswerte gemittelt wurden. Durch wiederholtes Setzen der Punkte P_1 und P_2 an die entsprechenden Positionen ist die Berechnung der Mittelwerte problemlos möglich. Um die Funktionswerte im Klebespalt ebenfalls zu ignorieren, wurden bei Spaltproben in der Abrasionsspur zwei Mittelwerte gebildet. M_{ar} erfaßt alle Funktionswerte die rechts des Spalts liegen, M_{al} alle die links des Spalts liegen, das arthmetische Mittel der beiden kann als Abrasionsniveau der Probe gelten. Dies ist zulässig, da der Klebespalt herstellungsbedingt genau in der Mitte der Probe ist und darum in beide Mittelwerte gleich viele Funktionswerte eingehen. Die jeweiligen Mittelwerte können, als der angezeigte Funktionswert, in der Menüleiste abgelesen werden. Für die absolute Abrasion gilt dann:

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

bzw. für Spaltproben

$$\text{Abrasion} = \frac{1}{2} (M_l + M_r) - \frac{1}{2} (M_{al} + M_{ar})$$

Abb. 17: Berechnung der Mittelwerte

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 dieser alternativen Methode ermittelt. Auf die Vor- und Nachteile, sowie die systematischen Fehler der beiden Methoden wird in der Diskussion eingegangen.

Plastische Materialien

Im Menüunterpunkt plastische Materialien kann die absolute Abrasion, der Mittelwert der absoluten Abrasion und die relative Abrasion berechnet werden. Es können Kompositproben 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 Menüunterpunkts Inlaysysteme. Zu Beginn der Berechnung müssen allerdings nur zwei Punktepaare P_I und P_{II} definiert werden, da keine Spalten vorhanden sind, deren Werte bei der Berechnung gesondert behandelt werden müssen. Für die Festlegung der Punkte gelten die gleichen Empfehlungen und Bedingungen, wie in "Inlaysysteme" auch. Wenn die Punkte festgelegt sind, ist der Programmablauf analog dem in "Inlaysysteme".

Alle Berechnungen werden mit der dem Rechner zur Verfügung stehenden Genauigkeit durchgeführt. Die Meßdaten werden dabei als Gleitkommazahlen im Format xxx.xxxxxx eingelesen. Zur grafischen Repräsentation auf dem Bildschirm werden die Meßdaten in ein Ganzzahlformat xxx umgewandelt, jedoch werden alle internen Berechnungen auf dem Gleitkommaformat mit voller Genauigkeit durchgeführt.

3 Ergebnisse

In dieser Arbeit interessierten vor allem das unterschiedliche Abrasionsverhalten der Kompositinlaysysteme und der Zusammenhang zwischen Spaltbreite bzw. Polymerisationsbedingungen und Abrasion im Spalt. Zum besseren Verständnis der Vorgänge wurden die Proben zusätzlich unter dem Rasterelektronenmikroskop beurteilt. Die Ergebnisse werden im einzelnen aufgeführt, Tabellen mit den Werten aller gemachten Messungen befinden sich im Anhang.

3.1 Abrasionswerte

Abrasionswerte wurden von den 9 untersuchten Inlayssystemen und der Vergleichsprobe Amalgam bestimmt. Bei der ersten Betrachtung der Kurven mit dem Programm AZPAK fiel sofort auf, daß große Unterschiede zwischen den Inlayssystemen vorhanden waren. Die Abrasionsspur war deutlich unterschiedlich tief und die Rauigkeit der Komposite in der Abrasionsspur zeigte ebenfalls ausgeprägte Unterschiede.

Die beiden mikrogefüllten Kompositinlaysysteme VISIO^Rgem und EOS hatten oberflächlich betrachtet die rauhe Oberfläche und zeigten die tiefste Abrasionsspur. Diese ersten Eindrücke konnten mit den Ergebnissen bestätigt werden. Des weiteren fiel auf, daß die Abrasionsspur der Kurven zur einen Seite hin abfiel, daß heißt, sie war auf der einen Seite wesentlich tiefer als auf der anderen (Abb.14). Dieser starke Abfall war immer auf der Seite des Rades, zu der, durch die Schrägstellung der Querrillen im Antagonistenrad, der Hirseseamen transportiert wurde (siehe Abb.7). Durch den Transport der Hirse ist der Druck nicht auf der gesamten Kontaktfläche gleich, sondern auf der einen Seite größer, was zu dieser ungleichen Abrasion führt. Bei der Auswertung spielt das keine Rolle, da der Mittelwert über alle Funktionswerte in der Abrasionsspur gebildet wurde.

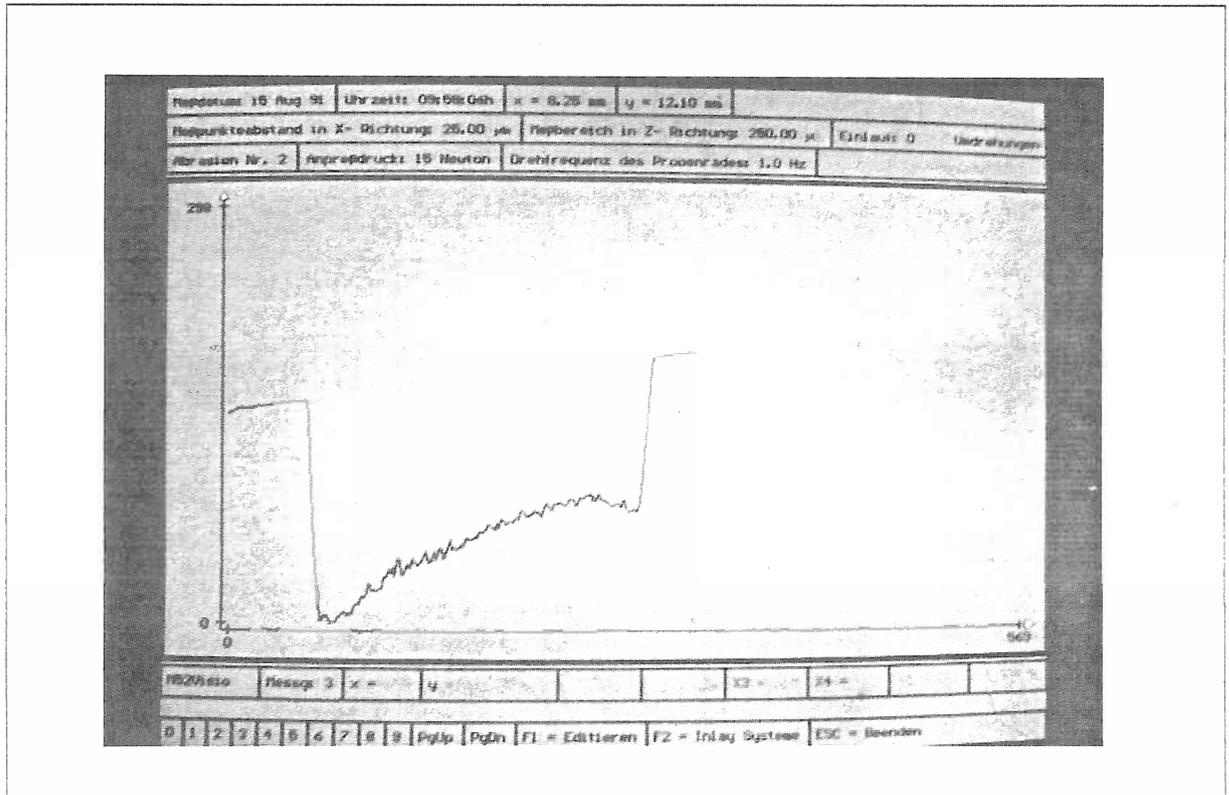


Abb.17: VISIO^Rgem - Kurve in AZPAK

Interessant war der absolute und der relative Abrasionswert. Von einer Probe wurden 10 Messungen ausgewertet, das arithmetische Mittel der 10 gemessenen Abrasionswerte wurde als absolute Abrasion übernommen. Die relative Abrasion ergab sich durch die Division dieses Wertes durch den entsprechenden Amalgam-Vergleichswert des gleichen Rades. Sämtliche Werte der absoluten Abrasion sind in den Tabellen im Anhang zu finden. Der Abrasionswert, der maßgebend für die Reihenfolge der Inlaysysteme bezüglich ihrer Abrasionsfestigkeit ist, wurde über die 8 relativen Abrasionwerte der Räder 3-6 gemittelt, es gehen somit 80 Messungen in die Berechnung dieses Wertes ein. Als Abrasionswert wird der relative Abrasionswert der verschiedenen Messungen genommen, da durch die Relativierung zu der auf diesem Rad befindlichen Amalgamprobe die Werte besser vergleichbar sind. Abweichungen, die durch Unterschiede im Abrasionsmedium zustandekommen, werden dadurch weitgehend eliminiert.

Die relativen Abrasionswerte wurden jeweils zu dem in der obersten Zeile aufgeführten absoluten Abrasionswert von Amalgam

berechnet.

	31	32	41	42	51	52	61	62	x
Amalgam- Vergleichswert	6,215 μm	11,74 μm	5,33 μm	9,75 μm	5,13 μm	11,43 μm	4,22 μm	11,77 μm	
Charisma	3,9	3,9	4,4	4,1	4,3	3,9	4,4	4,0	4,1
EOS	5,4	5,3	6,1	6,0	6,3	5,7	6,7	5,4	5,8625
VNH	3,1	3,1	3,6	3,3	3,5	3,2	3,4	3,2	3,3
VISIO ^R gem	9,6	9,7	11,5	11,3	12,2	10,6	12,1	10,0	10,875
Pertac Hybrid	3,0	3,1	3,5	3,4	3,4	3,1	3,7	3,3	3,325
A.P.H.	4,2	4,3	4,8	5,0	4,8	4,2	5,2	4,4	4,6125
Brilliant	2,9	3,0	3,7	3,7	3,7	3,4	3,9	3,4	3,4625
P-50	1,6	1,7	1,8	2,0	2,0	2,0	2,1	1,8	1,875
Palfique	2,0	2,0	2,1	2,3	2,3	2,1	2,4	2,1	2,1625

Tab.16: Mittelwerte der relativen Abrasionswerte aller Abrasionszyklen

Aus Tab.16 läßt sich eine Rangfolge der Abrasionsfestigkeit angeben. Diese Einteilung läßt sich sowohl mit den Werten nach 100 000 Umdrehungen des Probenrades als auch mit den 200 000 er Werten bestätigen. Der einzige Unterschied besteht darin, daß sich bei den Werten nach 100 000 Umdrehungen des Probenrads die Amalgamwerte nicht signifikant von den Werten von P-50 und Palfique unterscheiden. Interessant erscheint, daß die beiden mikrogefüllten Materialien EOS und VISIO^Rgem den geringsten Abrasionswiderstand bieten.

3.2 Der Einfluß der Klebefuge

Der Einfluß der Klebefuge wurde in zwei unterschiedlichen Versuchsreihen untersucht. Die Räder 1, 2 und 7 wurden mit je 2 Proben der Spaltbreite 50, 100, 200, 300 und 500 μm des gleichen Materials bestückt. Rad 1 enthielt Proben, die mit Pin geklebt wurden, Rad 2 Proben, die ohne Pin geklebt wurden und Rad 7 Pro-

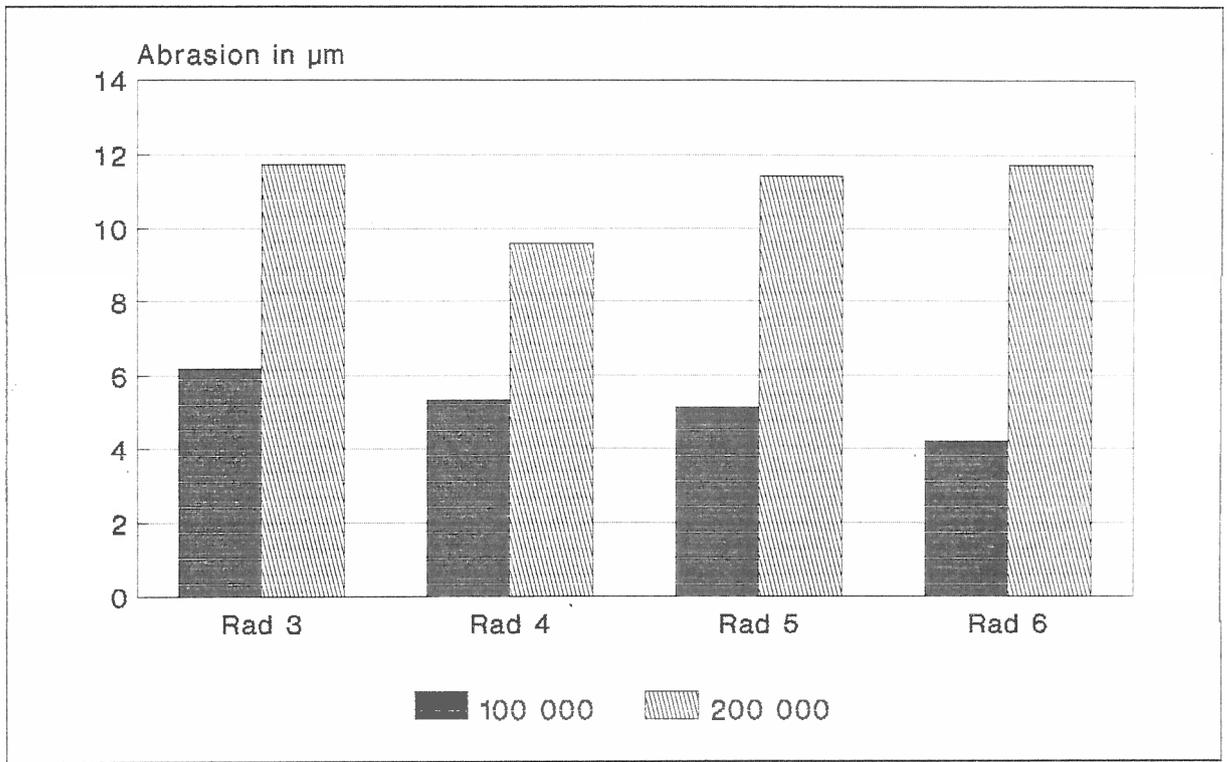


Abb.17: Abrasionswerte der Amalgamvergleichsproben nach 100 000 und 200 000 Abrasionszyklen

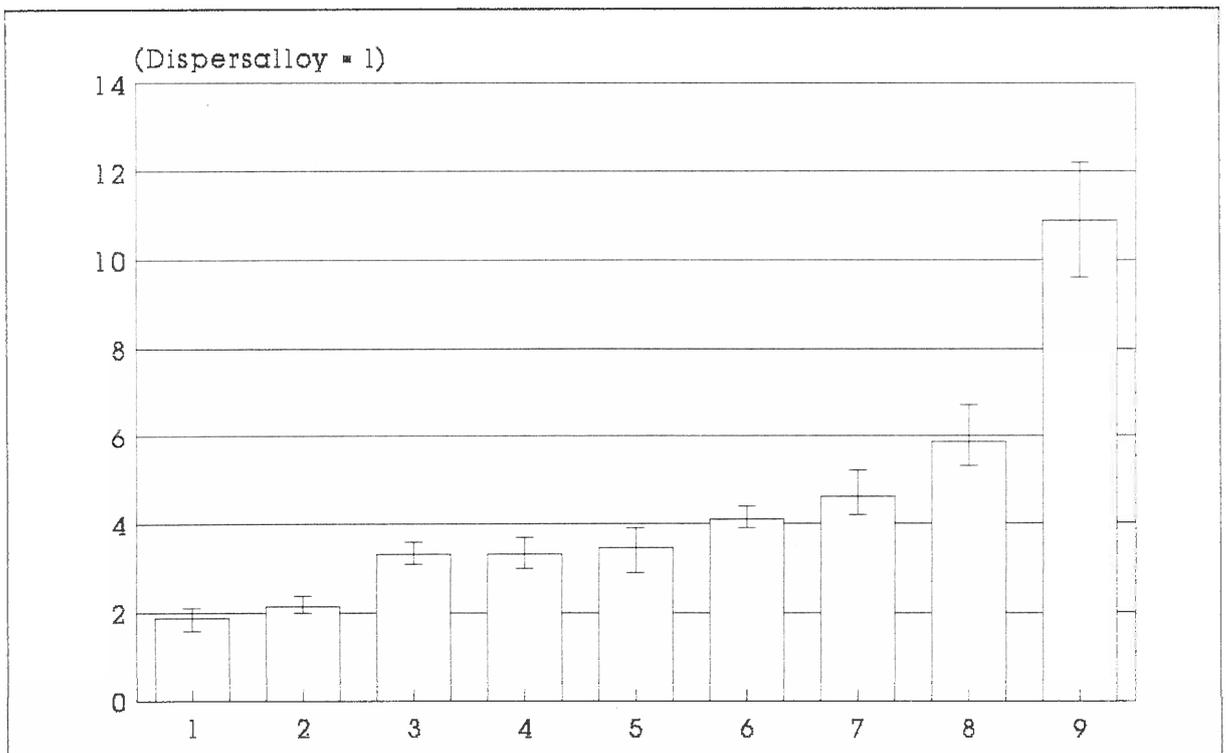


Abb.18: Rangfolge der Inlaysysteme nach dem Mittelwert der relativen Abrasion; 1=P-50, 2=Palfique, 3=VNH, 4=Pertac, 5=Brilliant, 6=Charisma, 7=A.P.H., 8=EOS, 9=VISIOgem.

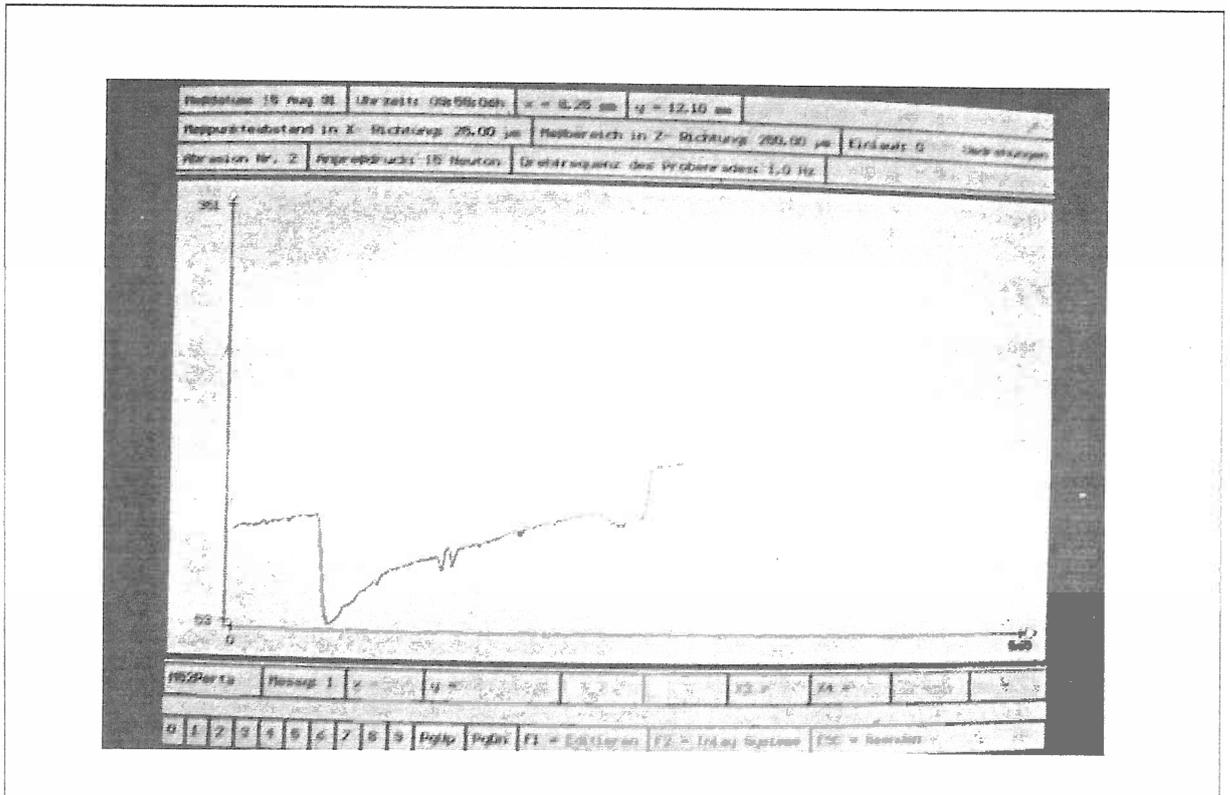


Abb.19: Pertac - Kurve in AZPAK mit deutlichen Einbrüchen beidseits des Klebespaltes

ben, die sowohl mit Pin, als auch mit Metallplättchen verarbeitet worden sind. Da die 50 μm Proben alle ohne Pin geklebt worden sind, kann bei dieser Spaltbreite Rad 1 und 2 nicht unterschieden werden, ein Metallplättchen wurde aber verwendet.

Die andere Versuchsreihe waren die Räder, die auch zur Abrasionsfestigkeitsmessung des Inlaymaterials verwendet wurden. Auf diesen Rädern waren die Proben mit 50 (Rad 3), 100 (Rad 4), 200 (Rad 5) und 300 μm (Rad 6) Spalten. Auch bei diesen 50 μm Spalten mußte auf die Verwendung von Pins verzichtet werden, der Rest der Proben wurde mit Pin geklebt und nach 30 Minuten aus dem Schraubstock genommen.

Die Klebefugen waren in vielen Kurven nur schwer als solche zu erkennen. Identifiziert wurden sie dadurch, daß alle 10 Kurven betrachtet wurden und die x-Werte des Spalts notiert wurden, die für alle Kurven annähernd gleich sind. Dies war deswegen möglich, da sich der Spalt, wenn alle 10 Kurven hintereinander auf-

merksam betrachtet wurden, durch eine Zacke an immer der gleichen Stelle zeigte. Meistens war er jedoch zumindest in einer Kurve deutlich zu erkennen. Bei zwei der Materialien konnte der Spalt immer genau zugeordnet werden. Das eine Inlaysystem war Palfique, wo der Spalt sich scharf gegen die sehr glatte Oberfläche in der Abrasionsspur abgrenzte, das andere Material war Pertac, bei dem zwischen Inlaykomposit und Befestigungszement immer ein Einbruch zu bemerken war. Dieses Phänomen war bei manchen A.P.H. Proben ebenfalls zu beobachten und zeigte sich bei den Proben von Rad 7, die mit Metallplättchen als Platzhalter die Polymerisationsspannungen gehalten haben, extrem stark.

Die Ergebnisse wurden bearbeitet, die Messungen, bei denen der Wert für die Abrasion in der Klebefuge, um mehr als 50 % vom Mittelwert abwich, wurden sowohl aus der Mittelwertberechnung als auch aus der Statistik genommen. In den Tabellen im Anhang sind diese Werte mit einem "*" gekennzeichnet. Die extrem ab-

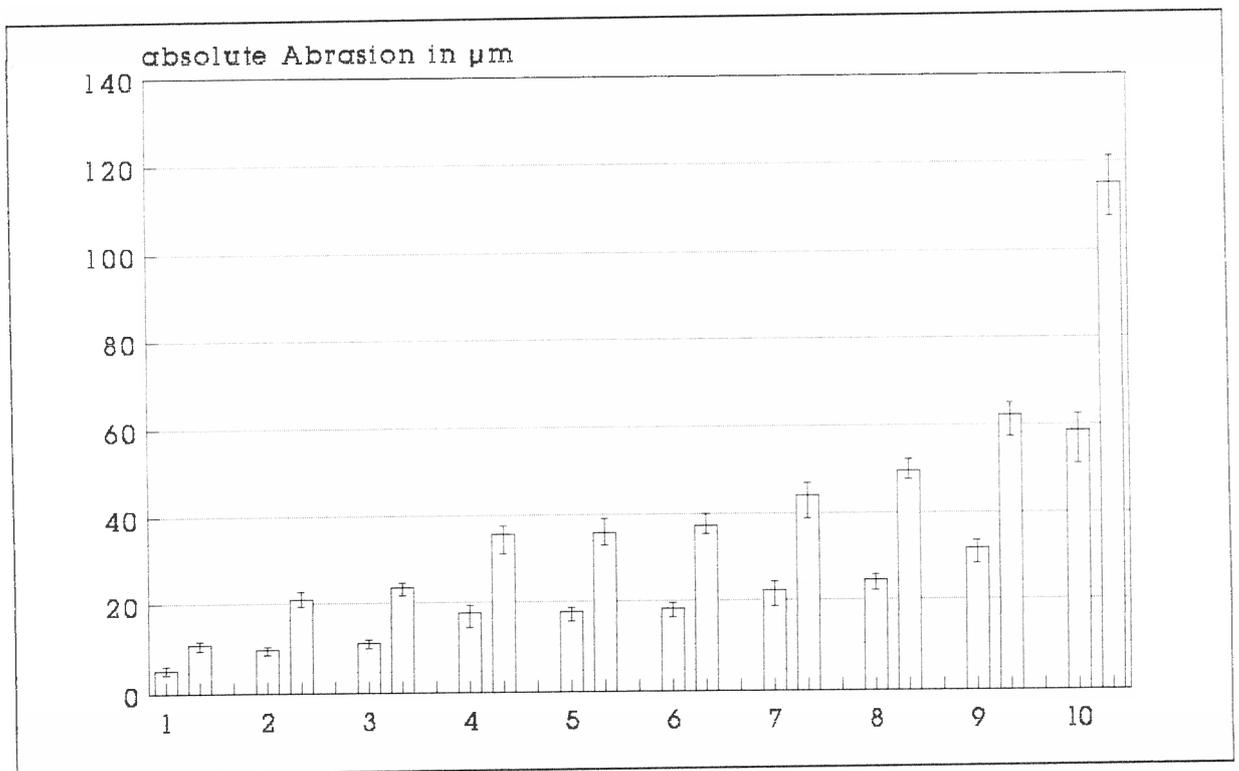


Abb.20: Werte der absoluten Abrasion nach 100 000 (linke Säule) und 200 000 Abrasionszyklen (rechte Säule); 1=Amalgam, 2=P-50, 3=Palfique, 4=VNH, 5=Pertac, 6=Brilliant, 7=Charisma, 8=A.P.H., 9=EOS, 10=VISIOgem

weichenden Werte wurden nach mikroskopischer Betrachtung auf Verarbeitungsfehler und Blasen zurückgeführt, und waren aus diesem Grund für die Auswertung nicht geeignet.

Über die 10 Messungen wurde wieder der Mittelwert errechnet und in Grafiken übertragen. Für die verschiedenen Systeme konnten keine so deutlichen Unterschiede festgestellt werden, wie bei den Werten der absoluten Abrasion. Die Mittelwerte differieren hier nur um 1 bis 2 μm (Tab.17), was bei der Meßgenauigkeit des Versuchsaufbaus eine Beurteilung kaum zuläßt. Der Mittelwert wurde über die Ergebnisse der verschiedenen Spaltbreiten gelegt.

	50 μm	100 μm	200 μm	300 μm	x
Adhesive Cement-Charisma	10,4	10,4	10,2	10,9	10,5
Dual Cement - EOS	10,9	11,0	10,2	10,9	10,7
Dual Cement - VNH	10,6	10,8	10,7	10,7	10,7
Nimetic Grip - VISIO ^R gem	12,1	11,7	12,4	12,1	12,1
Pertac Hybrid - Pertac Hybrid	11,0	11,2	10,4	11,3	11,1
Dicor MGC Luting Komposit -A.P.H.	11,2	11,4	10,3	11,1	11,0
Duo Cement - Brilliant	10,5	10,3	10,6	10,4	10,4
exp. Luting Cement - P-50	9,6	10,2	10,9	10,4	10,3
Palfique Cem - Palfique	10,7	10,8	11,7	11,1	11,1

Tab.17: Mittelwerte der unterschiedlichen Spaltbreiten

Eine deutliche Tendenz war aber bei der ersten Versuchsreihe in Bezug auf die Polymerisationsschrumpfung zu beobachten. Die Abrasionswerte im Spalt der Proben von Rad 2 waren besser als die von Rad 1 und wesentlich besser als die von Rad 7 (Abb.21 u. 22). Bei Rad 7 ist deutlich zu sehen, daß die schlechteren Ergebnisse daher rühren, daß der Verbund Inlay-Cement nur ungenügend ist, es kommt an den Grenzflächen zu Einbrüchen. Durch das eingelegte Metallplättchen ist kein Aufeinanderzuschrumpfen der Probenhälften möglich, die Polymerisationsspannungen können sich nicht auflösen.

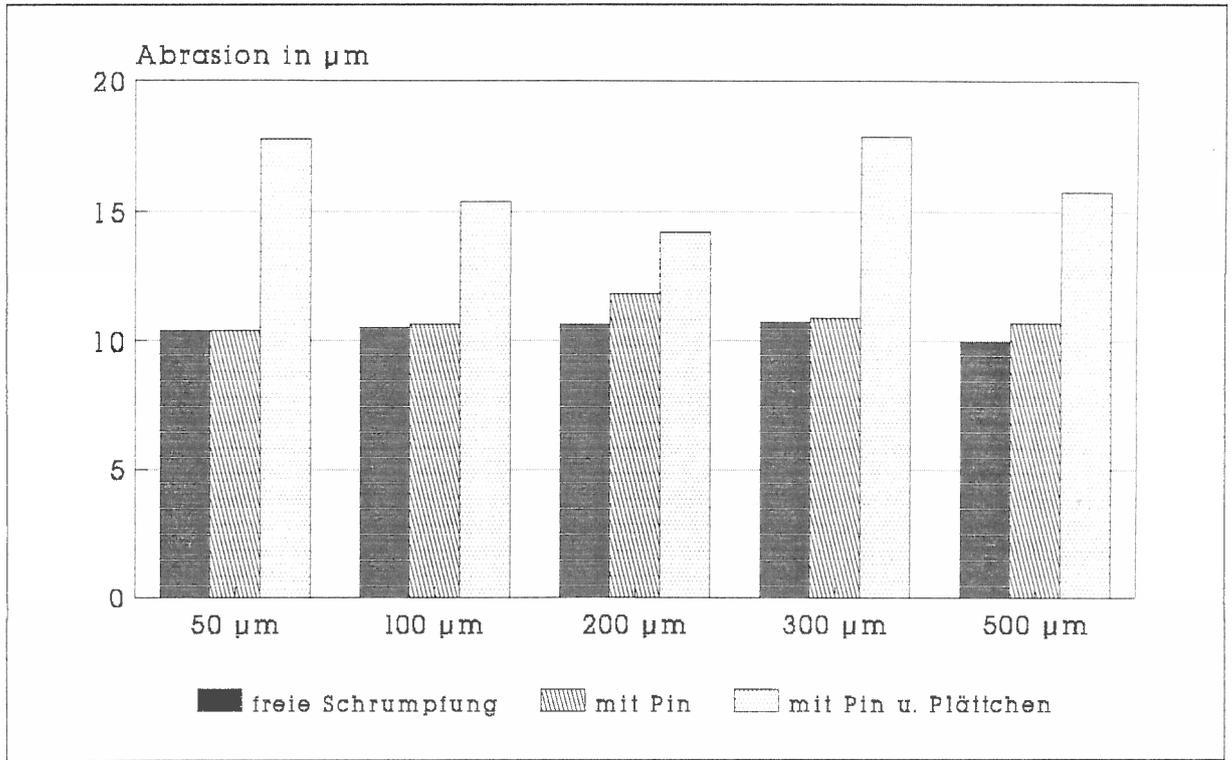


Abb.21: Abrasionswerte in der Klebefuge der Räder 1,2 und 7 nach 100 000 Abrasionszyklen

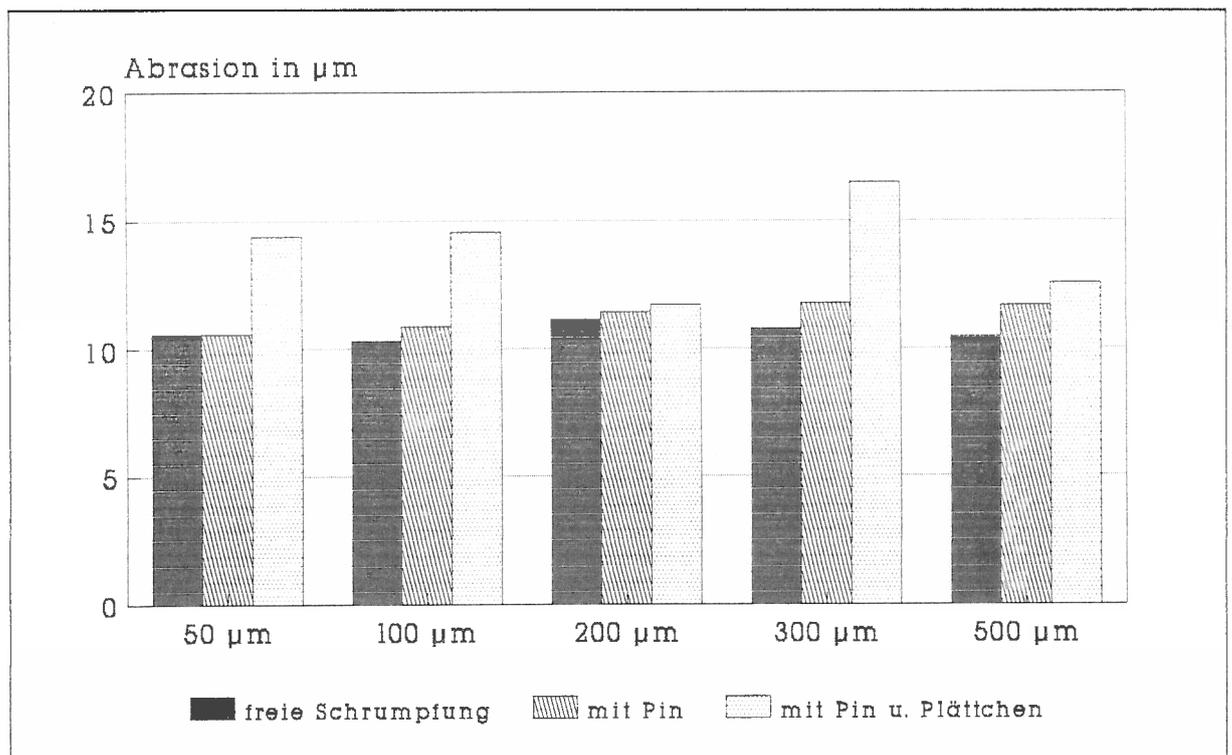


Abb.22: Abrasionswerte in der Klebefuge der Räder 1,2 und 7 nach 200 000 Abrasionszyklen

3.3 Statistik

Die statistische Auswertung wurde mit Hilfe des Programms SPSS/PC vorgenommen. Es wurden für die abhängige Variable Abrasion bzw. Abrasion in der Klebefuge multifunktionelle Varianzanalysen (ANOVA) vorgenommen. Die Ergebnisse wurden mit einem SCHEFFÉ-Test kontrolliert.

Die zweifaktorielle Varianzanalyse für die Abrasion in der Klebefuge ergab, daß der Haupteffekt Klebefugenbreite einen signifikanten Einfluß, der Haupteffekt der Polymerisationsschrumpfung einen höchst signifikanten Einfluß nimmt. Der konservative SCHEFFÉ-Test konnte allerdings für den Effekt Klebefugenbreite keine signifikanten Unterschiede zwischen den Gruppen finden. Für die Polymerisationsschrumpfung ergab der SCHEFFÉ-Test einen signifikanten Unterschied zwischen Rad 7 und Rad 1 sowie Rad 2.

Für die abhängige Variable Abrasion wurde ein höchst signifikanter Einfluß des Inlaymaterials gefunden, die sich im SCHEFFÉ-Test in folgende Gruppen gliederten:

(1)	Dispersalloy	Amalgam
(2)	P-50 / 3M	Hybrid
	Palfique / Tukoyama	Hybrid
(3)	<i>Neues Hybrid</i> / Vivadent	Hybrid
	Pertac Hybrid / Espe	Hybrid
	Brilliant Dentin / Coltene	Hybrid
(4)	Charisma / Kulzer	Hybrid
(5)	A.P.H. / DeTrey	Hybrid
(6)	EOS / Vivadent	mikrogefüllt
(7)	VISIO ^R gem / Espe	mikrogefüllt

Unterschiede bei der Herstellung des Mediums und die Anzahl der Zyklen hatten weder auf die Abrasion noch auf die Abrasion in der Klebefuge einen signifikanten Einfluß.

3.4 Rasterelektronenmikroskopische Bewertung

Um genauere Aussagen über das Abrasionsverhalten machen zu können, wurden die Proben unter dem Rasterelektronenmikroskop begutachtet. Quantitative Vermessungen der Proben im REM wurden nicht durchgeführt. Außerdem wurde die optische Auswertung zur Klärung des Abrasionsverhaltens in der Klebefuge herangezogen. Die Beobachtungen bestätigten die Kurven im Auswertprogramm AZPAK. Die mikrogefüllten Komposite zeigten im Rasterelektronenmikroskop eine rauhere Oberfläche als Hybride (Bilder 23,24,25). Der Einfluß der Füllkörper auf die Oberflächenstruktur wurde deutlich. So ließen sich für Befestigungszemente rauhere Oberflächen als für das Inlaymaterial feststellen (Bild

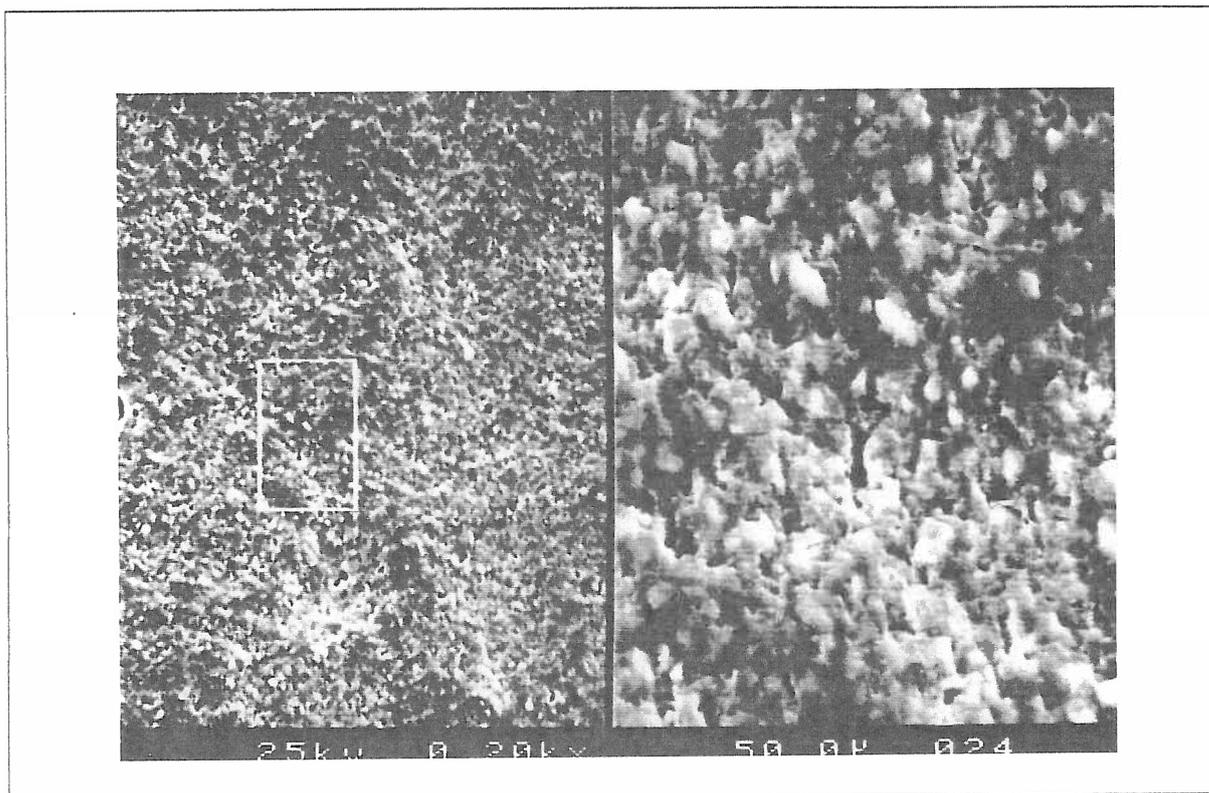


Abb.23: A.P.H. Inlaymaterial 200/1000 fach

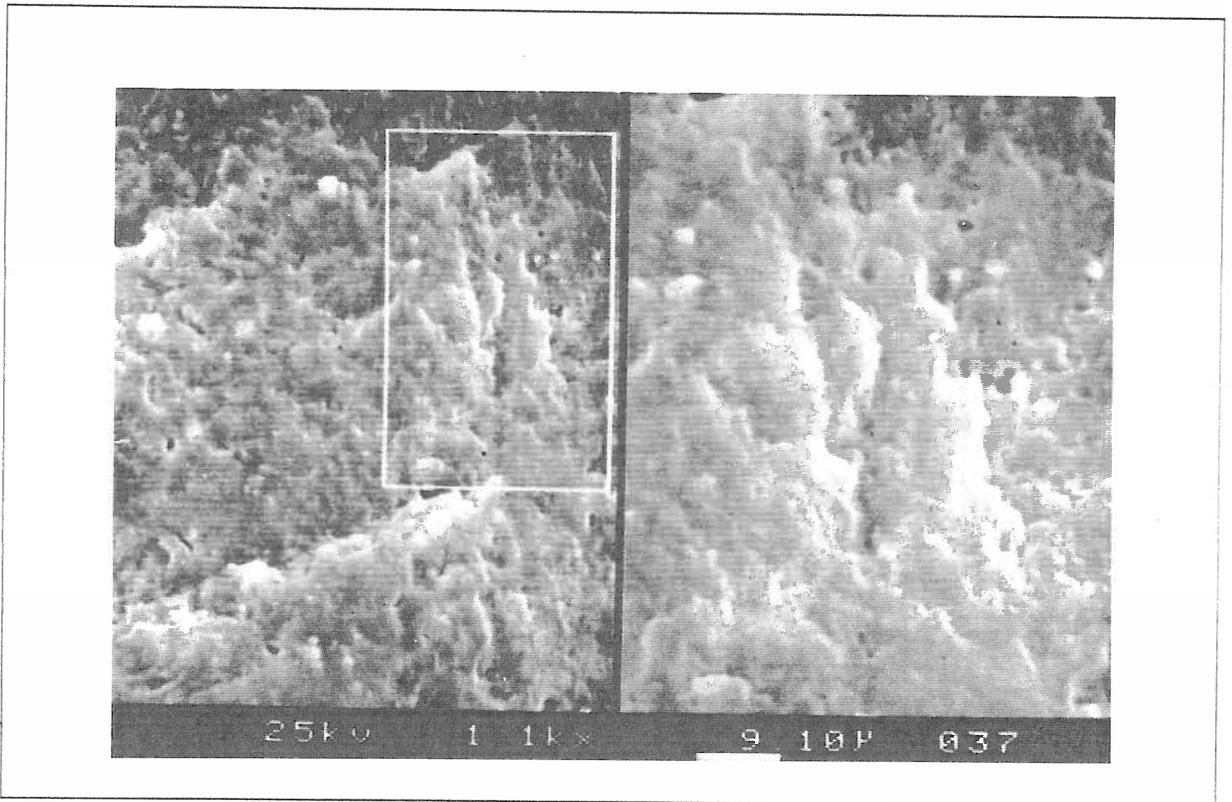


Abb.24: VISIO^Rgem Inlaymaterial 1100/2200 facht

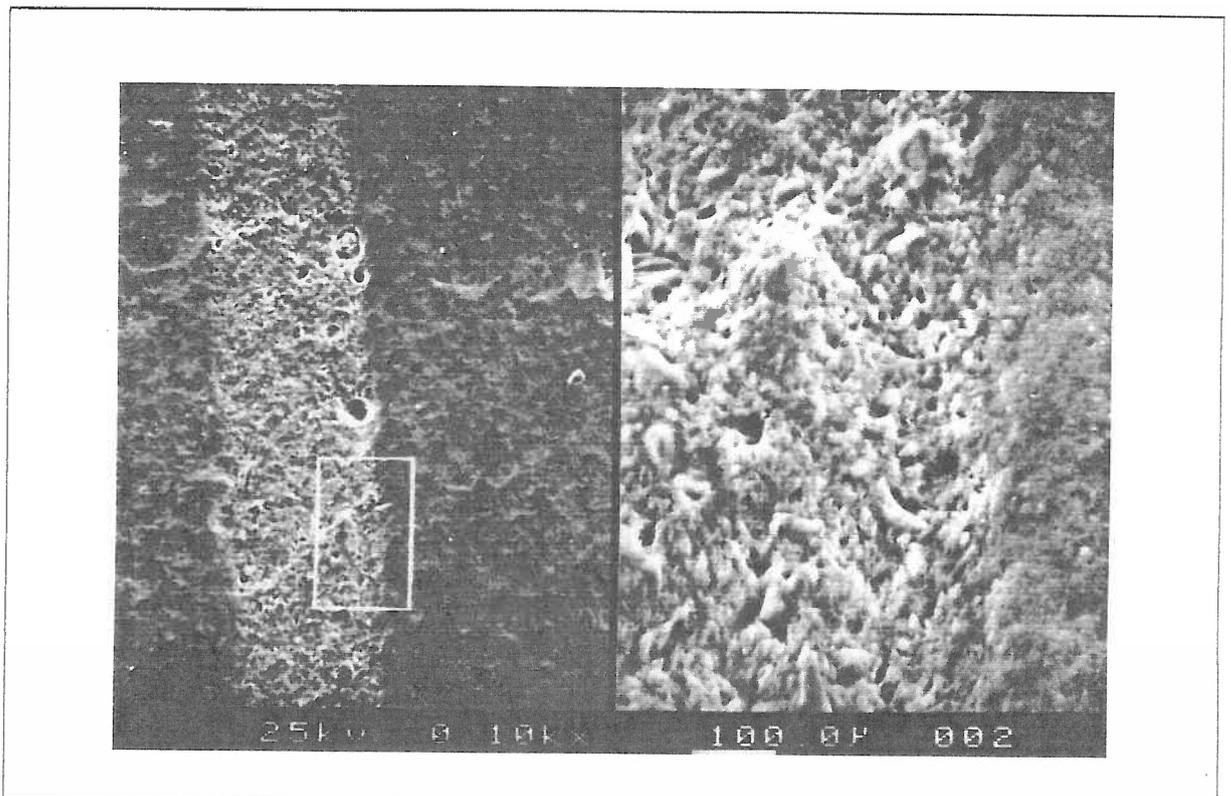


Abb.:25: Charisma 100/500 facht

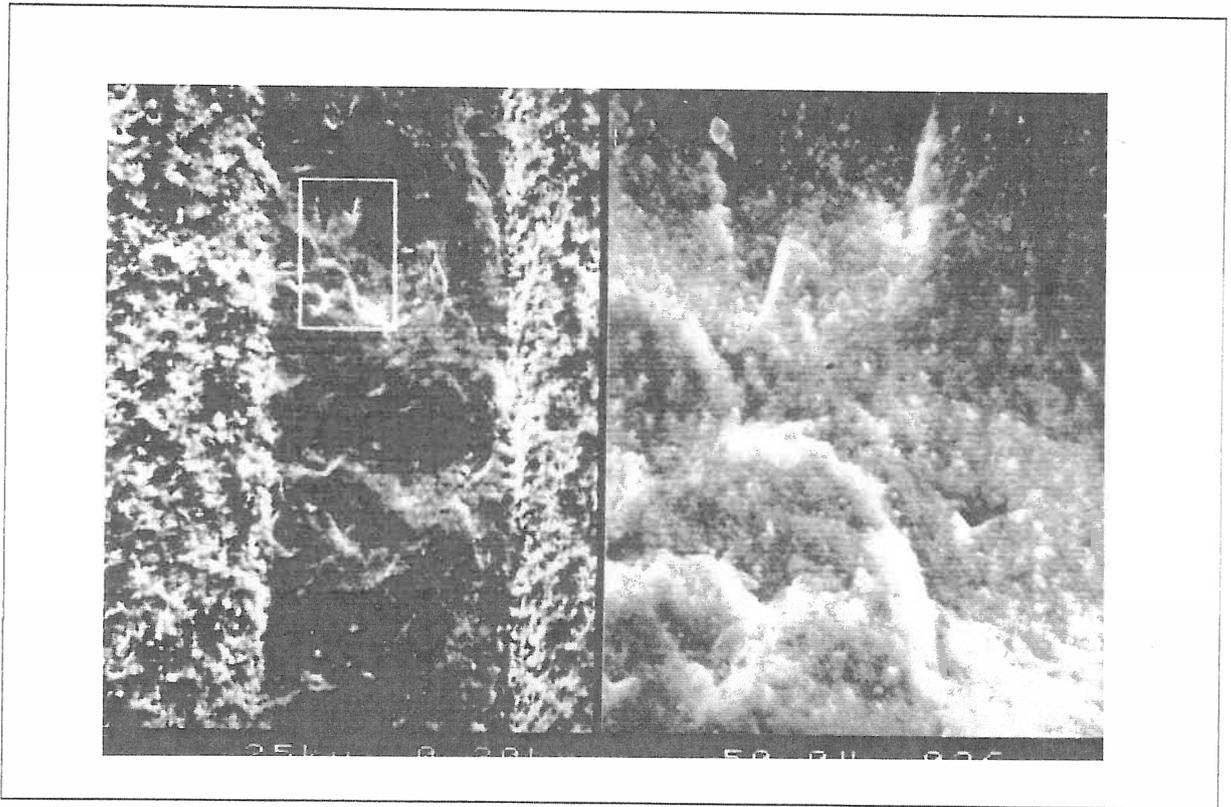


Abb.26: Palfique 200/1000 facht

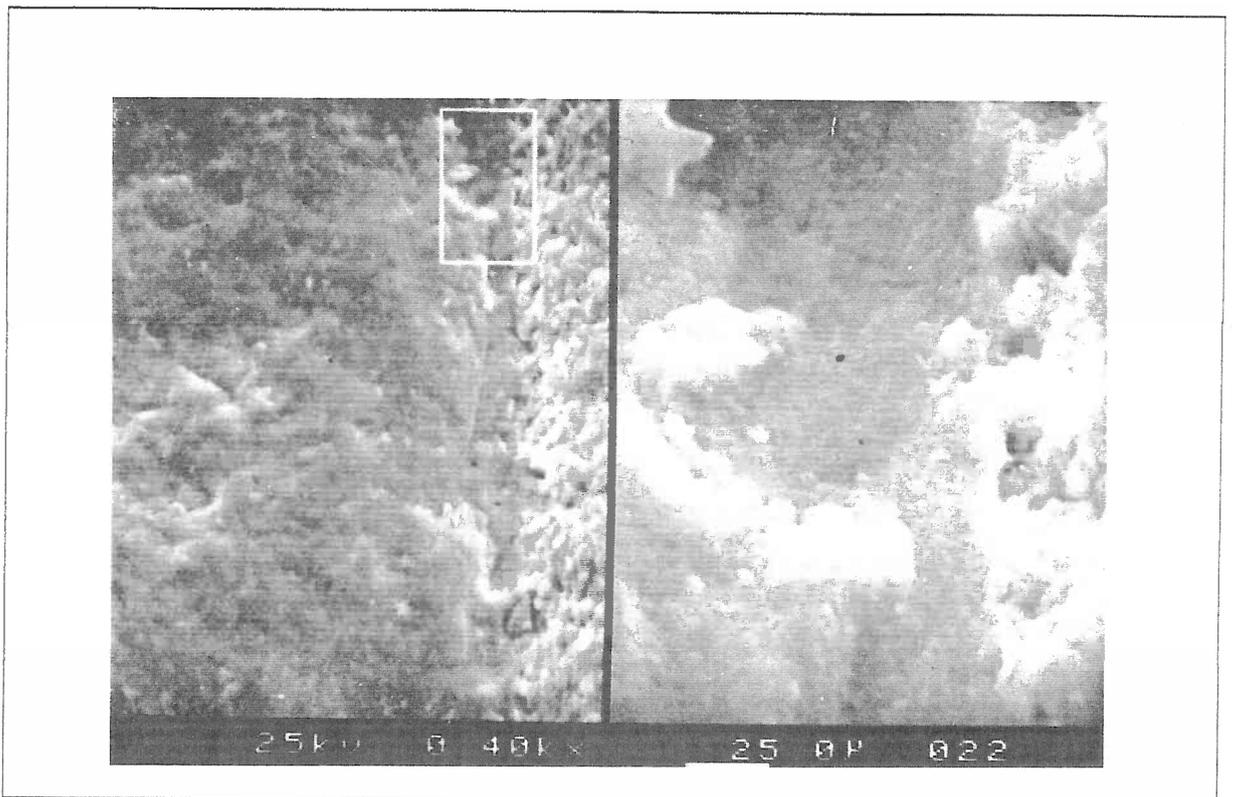


Abb.27: Palfique Spaltrand (Zement links) 400/2000 facht

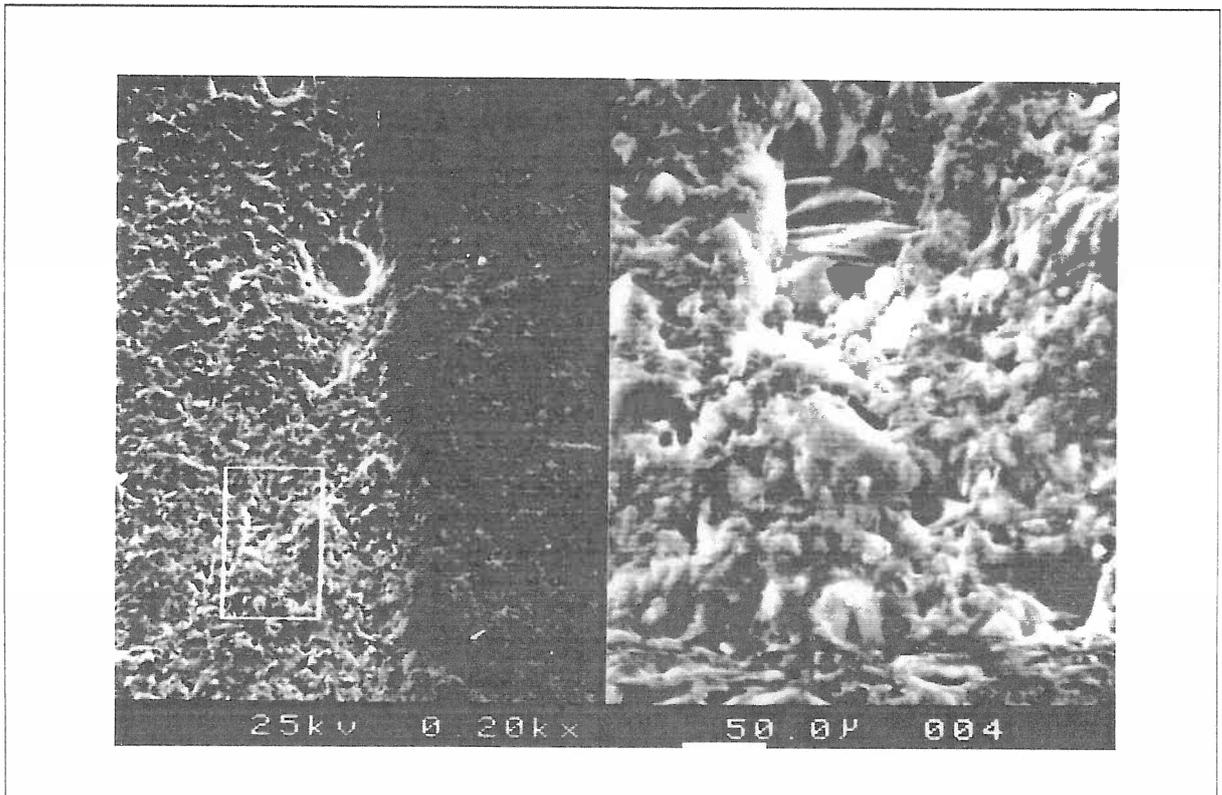


Abb.28: Charisma Spaltrand (Zement links) 200/1000 fach

23,26,27,28). Die glatteste Oberfläche der Inlaymaterialien zeigte Palfique mit sphärischen Füllkörpern. Die REM-Bilder ließen vermuten, daß es sich bei Palfique Cem um einen ungefüllten Kunststoff handelt (Bild 26).

Im Spaltbereich zeigte sich, daß der Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit tatsächlich die Schwachstelle der Proben ist: Die tiefsten Abrasionen sind am Übergang Inlay-Befestigungskomposit. Vor allem bei Pertac konnten eindeutige Einbrüche auf beiden Seiten des Spaltes gefunden werden (Bild 29). Die gleichen Einbrüche ließen sich bei den Proben von Rad 7, die mit Plättchen, daß heißt ohne Entspannungsmöglichkeit, geklebt wurden, finden. Die anderen Systeme zeigten im Kontaktbereich nicht so ausgeprägte Spaltbildungen, aber auch hier erweist sich der Spaltrand als Schwachstelle (Bild 27,28).

Amalgam ist im Vergleich mit den Kompositen weniger rauh. Auf dem Bild ist der Übergang der Abrasionsspur in das nicht abraidierte Plateau zu sehen (Bild 30).

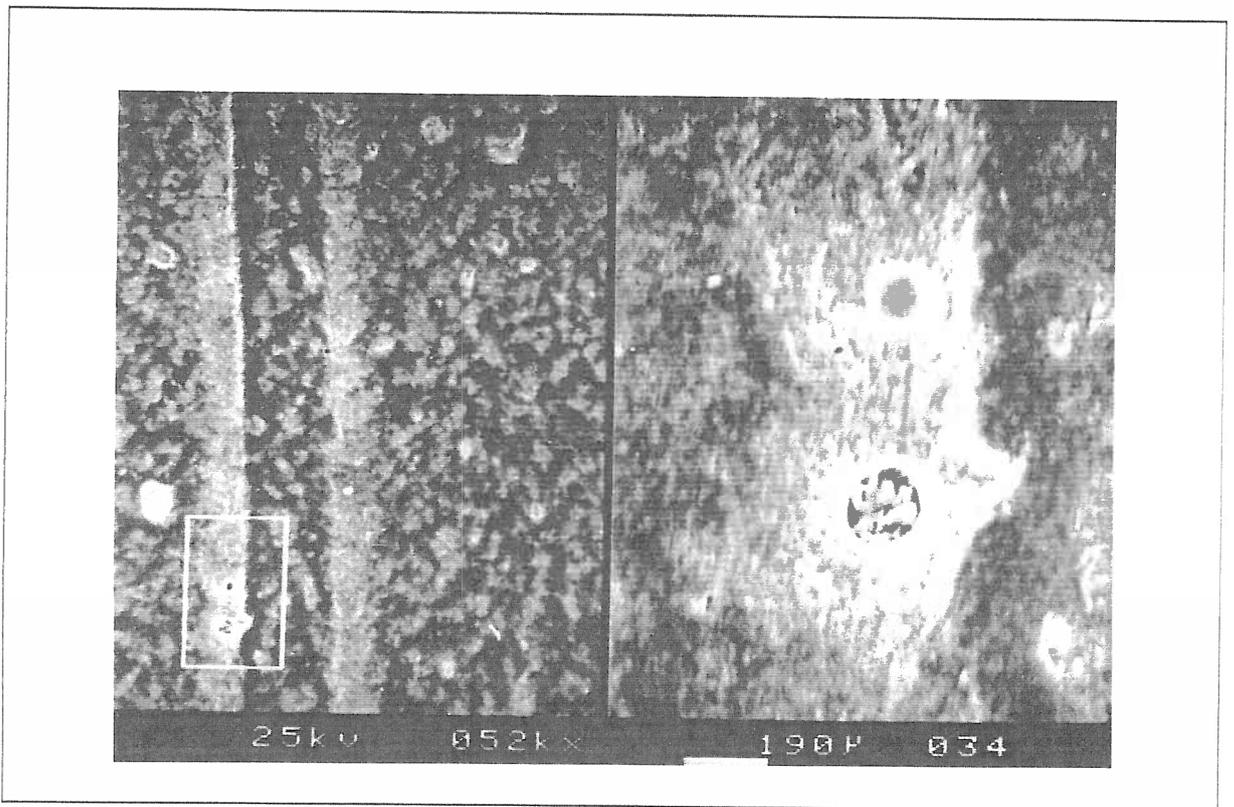


Abb.28: Pertac 50/250 fach

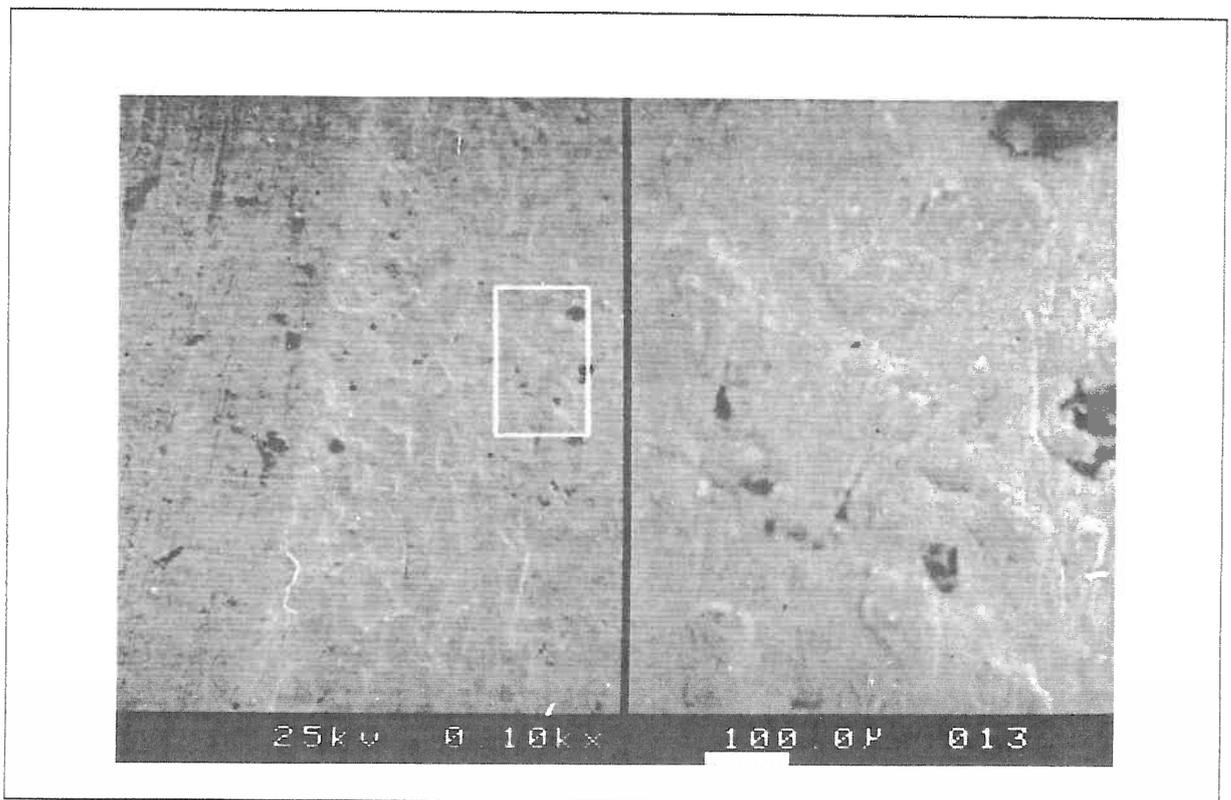


Abb.30: Amalgam (Abrasionsspur/Platteau) 100/500 fach

4 Diskussion

4.1 Bewertung der Methode

4.1.1 Die ACTA Abrasionsmaschine

a) Das Medium

Die Konsistenz des Mediums ist ein wichtiger Faktor im Abrasionsverhalten der Komposite [DEGEE (1986/1991), FINGER (1987)]. DEGEE hat die Zusammensetzung des Mediums variiert [DEGEE 1991]. Bei den Dreikörperabstrationsversuchen wurden hauptsächlich drei Materialien eingesetzt, PMMA, Mohn und Hirseseamen sowie Kombinationen aus diesen drei Materialien.

Bei reinen PMMA-Kügelchen als Medium fand DEGEE heraus, daß damit sehr geringe Abrasion erzielt wird [DEGEE (1986)]. Dies deckt sich mit den Ergebnissen aus den Vorversuchen. Weiter geht DEGEE davon aus, daß ein größerer Anteil als 30% PMMA im Medium unrealistische Werte liefert. Er verwendet deshalb 80% Hirseseamen und 20% PMMA bei einem Slip von 30% [DEGEE (1986)]. FINGER und THIEMANN verwenden bei ihren Versuchen 25 Gew.% Mohn mit Wasser (75 Gew.%) vermischt als Dreikörperabstrationsmedium. 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 (1987)].

DEGEE verwendet bei neueren Versuchen ein Gemisch aus Reis, Hirseseamenhüllen und Wasser (120 g weißen Reis, 30 g Hirseseamenhüllen und 275 ml Wasser) [DEGEE (1991)]. Reis ist, wie Mohn, ein natürliches Nahrungsmittel und somit einem in vivo vorkommenden Speisebrei ähnlicher. Weiterhin spricht für Reis, daß er einen sehr niedrigen Fettgehalt von 1 Gew.% hat. Bei Hirseseamen, mit einem Fettgehalt von 3-4 Gew%, ist bei sehr langer Versuchsdauer (z.B. 200 000 Zyklen) zu beobachten, daß sich auf dem Probenrad Fett in einer Art Wachsschicht niederschlägt. Dies

kann die Ergebnisse beeinflussen [DEGEE (1991)]. Deswegen wurde in den Versuchen das Medium nach 100 000 Zyklen ausgewechselt und die Oberfläche der Probenräder mit Wasser gereinigt.

b) Der Slip

Variationen des Slips beeinflussen die Konsistenz des Mediums ganz erheblich. 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. 0-100% bedeutet demzufolge, daß die Oberflächengeschwindigkeit des Probenrades größer ist als die des Antagonistenrades. Dies hat auch zur Folge, daß mit wachsenden Scherkräften die Dicke des Speisebreis abnimmt [DEGEE (1991)]. Bei 100% Slip kommt das Antagonistenrad zum Stillstand.

In Abb.31 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 (1991)].

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 (1991)]. 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 (1986)]. Siehe auch: Berechnung des Slips bei der Acta-Abrasionsmaschine; Material

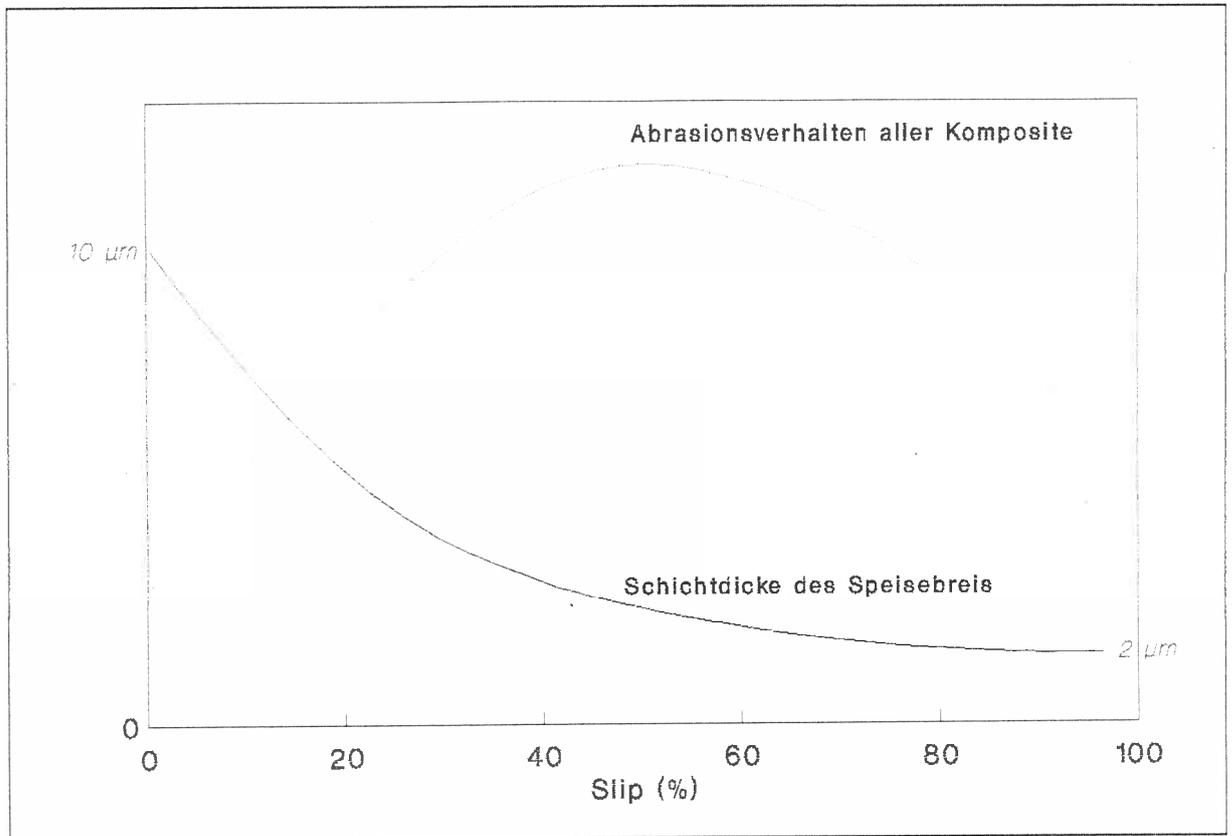


Abb.31: Schichtdicke des Mediums und Abrasionsverhalten von Komposite in Abhängigkeit vom Slip [DEGEE (1991)]

und Methode. Während DEGEE anfangs noch 30% Slip wählte, hat sich später herausgestellt, daß 15% Slip den Kaubewegungen zweier Antagonistenzähne in der Mundhöhle, und den dort auftretenden Scherkräften am ähnlichsten ist [DEGEE (1991)]. Die hiermit gewonnenen Abrasionswerte korrelieren mit in vivo gefundenen Ergebnissen [DICKSON (1979), DELONG (1983), LAMBRECHTS (1984), LUTZ (1984)]. Aus diesen Gründen wurde in den Versuchen ebenfalls ein Slip von 15% verwendet.

4.1.2 Abtastung

Die Abtastung wurde mit dem oben beschriebenen Programm "DENT-MES" in Verbindung mit einem Oberflächenmeßgerät, dem Perthometer (Perthen GmbH, 5600 Göttingen), durchgeführt. Die weitere Auswertung erfolgte, wie oben beschrieben mit dem zu diesem Zweck entwickelten Auswertprogramm "AZPAK".

4.1.2.1 Perthometer

Zu den Vorteilen der mechanischen Abtastung mit dem Tastschnittverfahren gehört, daß mit Hilfe eines Protokolliergerätes das vergrößerte Abbild der Oberfläche mit allen Profilinformatoren dargestellt werden kann. Weiterhin ermöglicht es nicht nur Messungen der Rauheit, sondern auch der Welligkeit und Formabweichungen. Es können Abweichungen von einer Größenordnung in Nanometerbereich bis zu 1000 μm gemessen werden. Außerdem ist dieses Verfahren in der Technik erprobt und ausgetestet, sodaß die Fehler und Grenzen aber auch die Möglichkeiten 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 (Abb. 33). Da der Öffnungswinkel von mechanisch bearbeiteten Oberflächen im allgemeinen größer als 120° ist, sind, bei Tastspitzenradius von $5\mu\text{m}$, Rauhtiefenmessungen von $R_z > 1\mu\text{m}$ ohne größere Verfälschung möglich. Bei Oberflächen mit steileren Profilflanken (Poren, Risse bzw. Randspalten) sind Profilverzerrungen nicht vermeidbar. In diesem Fall muß mit Vergleichsmessungen vorlieb genommen werden.

Mit einem optischen Tastsystem (z.B. "Focodyn", Perthen GmbH) könnten noch feinere Rauheiten mit dem Laser erfaßt werden, da der Leuchtfleck lediglich einen Durchmesser von $1\mu\text{m}$ hat. Aber auch diesem Verfahren sind Grenzen gesetzt [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 For-

mat 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 (1990)].

4.1.4 AZPAK und Methodik

Die mit dem Programm AZPAK berechneten Abrasionswerte sind mit anderen Abrasionsdaten, aus Versuchen mit der ACTA-Abrasionsmaschine, vergleichbar [DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), PALLAV (1988/1989)]. Die errechneten Werte scheinen realistisch zu sein. Das Programm hat somit die gestellten Anforderungen erfüllt. 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 der Kontrolle jeder Kurve.

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 ganze Rad nicht exakt die gleichen x-Koordinaten hat. Dies liegt in der leichten Exzentrizität der Achsen, sowohl in der ACTA-Maschine, als auch in dem Mikromotor der Positionierhilfe. Durch diesen Fehler würden falsche Funktionswerte in die Berechnungen der verschiedenen Daten eingehen. Vor allem bei der Berechnung der Abrasion in der Klebefuge wären die Auswirkungen groß, da hier die Wahl der Punkte den Wert deutlicher beeinflusst, als bei der Berechnung der absoluten Abrasion. Eine Verschiebung der Kurve nur um wenige x-Koordinaten, kann bedeuten, daß die Ränder des Spaltes nicht richtig erfasst werden, womit der angegebene Wert fehlerhaft wäre. Ein weiterer Nachteil einer Automatisierung wäre, daß Verarbeitungsfehler nicht eliminiert und bei der Berechnung des

Mittelwerts der Abrasion keine Auswahl der Werte getroffen werden könnte.

Verbesserungen in der Handhabung, damit das Auswerten beschleunigt werden kann, sind wünschenswert. Eine Möglichkeit wäre, daß das Programm jeweils die Punkte der vorher bearbeiteten Kurve als neue Punkte vorschlägt, aber die Möglichkeit der Veränderung bietet.

Die eleganteste Methode wäre, wenn das Programm sich die Punkte durch Berechnung suchen könnte. 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 die Kurven so strengen Bedingungen unterliegen müssen, daß, durch die einseitige Vorauswahl, Ergebnisse aus einer nur sehr kleinen Anzahl Kurven berechnet worden wären.

Die verwendete Methode erscheint die aufwendigste, aber auch die genaueste zu sein. Es lassen sich, durch das Bearbeiten jeder einzelnen Kurve Fehler ausschließen, die, bei einem Verfahren mit höherem Automatisierungsgrad, in die Berechnungen mit eingegangen wären. Dafür muß ein erhöhter Zeit- und Arbeitsaufwand in Kauf genommen werden.

4.1.4.1 Berechnung der absoluten Abrasion

Bei der Berechnung der absoluten Abrasion stehen zwei Rechenwege zur Verfügung. Der automatische Rechenweg, der im Programm vorgesehen war, und der alternative, durch mehrmalige Mittelwertberechnung. Angewendet wurde die alternative Methode, da sie vor

der automatisch installiert war und so mit der Auswertung früher begonnen werden konnte.

Der Nachteil der automatischen Methode liegt in der, durch die Wahl der Punkte, zu beeinflussenden Steigung der Referenzgeraden. Es können durch Position 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 um so größer, je größer der Winkel zwischen den verschiedenen Referenzgeraden ist (Abb.32).

Es kann nicht davon ausgegangen werden das die beiden Lotfußpunkte auf einem Kreisbogen mit dem Mittelpunkt Q liegen. Das wäre der Idealfall, die beiden Lote stellten Radien eines Kreises dar und hätten somit die gleiche Länge. Vielmehr ist es wahrscheinlicher, 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 (Formel VII):

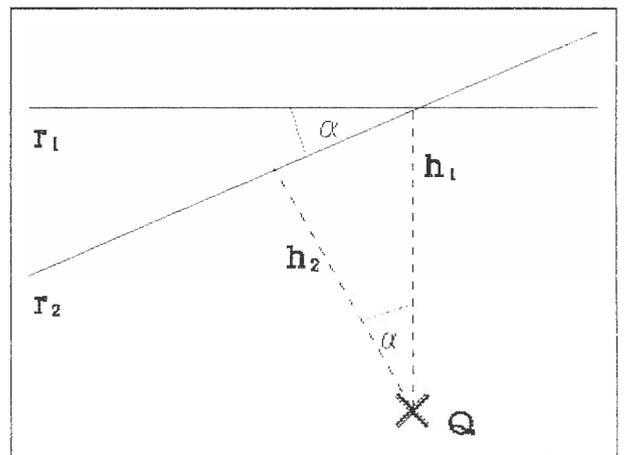


Abb.32: Fehler bei der Abstandsberechnung

$$h_2 = h_1 * \cos \alpha \quad (\text{VII})$$

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 beiden Referenzgeraden wird ungefähr

in der Mitte der 6 mm breiten Abrasionsspur liegen. Das heißt, daß der Schnittpunkt der beiden Referenzgeraden mindestens 3 mm von den Punkten, welche die Geraden 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 Abrasion hat. 10 μm entsprechen 10 Einheiten auf der y-Achse. Der maximale Winkel α läßt sich dann aus den vorhandenen Werten berechnen (Formel VIII):

$$\begin{aligned}\tan \alpha &= \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Ankathete}} \Rightarrow \\ \tan \alpha &= \frac{10}{120} \Rightarrow && \text{(VIII)} \\ \alpha &\approx 5^\circ\end{aligned}$$

Der Cosinus 5° ist ca. 0,996. Die aus der unterschiedlichen Wahl der Punkte für die Referenzgerade resultierenden Fehler bei der Berechnung der Abrasion betragen 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.

Bei der angewendeten Methode gehen durch Mittellung der Funktionswerte über die ganze Kurve nahezu alle Funktionswerte in die Berechnung der absoluten Abrasion ein. Ein Einfluß auf die Abrasionswerte durch die Definition der Referenzgerade kann ausgeschlossen werden. Die Mittelwerte der beiden Plateaus werden gebildet und das arithmetische Mittel aus beiden Werten als Maß der unabradierten Probenoberfläche gewertet. Der Mittelwert

über alle Funktionswerte in der Abrasionsspur wird von diesem Wert subtrahiert. Diese Differenz kann als Maß der Abrasion herangezogen werden. Durch die Verwendung der Mittelwerte wird die Berechnung von den x-Koordinaten unabhängig und das Problem in eine Dimension projiziert. Dabei gehen keine Werte verloren, da in die Mittelwertberechnung praktisch alle Funktionswerte, mit Ausnahme der Ränder der Abrasionsspur und der Werte aus dem Spaltbereich, 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 Mittelwerts des nicht abradierten Plateaus muß darauf geachtet werden, daß auf beiden Seiten gleich viele Funktionswerte in die Mittellung eingehen. Dieses läßt sich anhand der x-Koordinaten leicht kontrollieren. Bei Kurven, die einigermaßen parallel zur x-Achse verlaufen, spielt es keine Rolle, ob gleich viele Funktionswerte in die Berechnung des Mittelwertes eingehen oder nicht. Ist die Kurve aber geneigt, das heißt, ein Plateau ist höher als das andere, muß unbedingt 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 gemittelten Funktionswerten besteht. Stellt dieser Wert, bei einer geneigten Kurve das Mittel des tieferen Plateaus dar, ist der gemeinsame Mittelwert beider Plateaus zu klein, da zu viele "niedrige" Werte in die Berechnung eingegangen sind. Ist es der Wert des höheren Plateaus, der aus mehr Funktionswerten besteht, ist der gemeinsame Wert aus beiden Plateaus zu groß. Werden die Voraussetzungen für die Berechnung der Mittelwerte erfüllt, gilt der errechnete Wert als Maß der Abrasion. Der Vorteil dieser Methode besteht darin, daß bei richtiger Verwendung keinerlei Schwankungen der Abrasionswerte auftreten und die Daten absolut reproduzierbar sind.

4.1.4.2 Berechnung der Abrasion in der Klebefuge

Die Berechnung der Werte der Abrasion in der Klebefuge war weit- aus problematischer, als die der absoluten Abrasion. Die relativ kleinen Werte, bis maximal $30 \mu\text{m}$ zu erfassen, die in einem Intervall von 50 bis $500 \mu\text{m}$ auftreten, verlangt eine genaue Meßmethode. Eine andere Methode, als anhand eines Oberflächenprofils die Abrasion zu erfassen, konnte nicht gefunden werden. Optische Methoden, entweder mit Laser oder im Lichtmikroskop, erscheinen 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, um die Spalttiefe im Querschnitt vermessen zu können. Beim Schneiden der Proben wären aber so viele Artefakte entstanden, daß die ermittelten Werte kein zuverlässiges Maß für die Abrasion gewesen wären.

Es wurde in Vorversuchen zunächst geklärt, ob das Perthometer überhaupt in der Lage ist, die Abrasionswerte in so kleinen Spalten zu messen. Im Lichtmikroskop konnte nachgewiesen werden, daß der Winkel am Rand des Spaltes kleiner als 45° zur Horizontalen ist. Wegen der 90° Tastspitze mußte dies gewährleistet sein, da sonst die Tastspitze nicht den Boden des Spaltes, sondern den

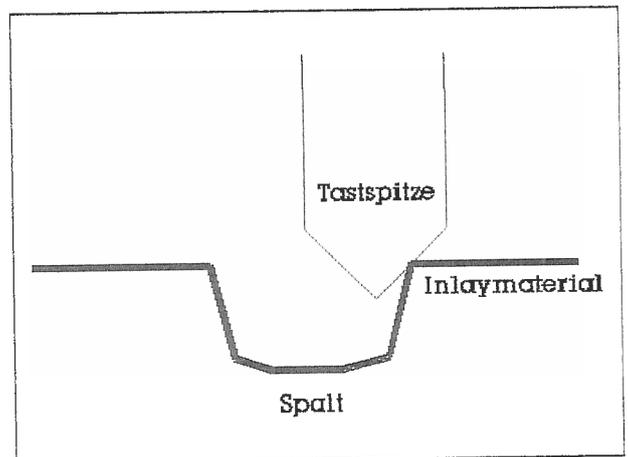


Abb.33: Situation an der Tastspitze

Rand des Inlaymaterials abgetastet hätte (Abb.33). Es muß allerdings davon ausgegangen werden, daß bei den tiefen Einbrüchen am Spaltrand, wenn der Verbund zwischen Inlaymaterial und Befestigungskomposite abreißt, die Tastspitze teilweise nur auf dem Rand der Probenhälfte aufgelegt ist. Wenn die Differenz zweier aufeinanderfolgender Funktionswerte $25 \mu\text{m}$ übersteigt, ist

die Tastspitze seitlich auflegen. Der Meßpunktabstand beträgt in diesen Versuchen ebenfalls 25 μm . 25 μm horizontal wie vertikal ergeben einen Winkel von 45° zu einer Geraden, die parallel zur x-Achse ist. Da im Koordinatensystem des Programms AZPAK 25 μm Taststrecke einer Einheit auf der x-Achse entsprechen, haben die Kurven an diesen Stellen eine Steigung von ± 25 . Der daraus resultierende Fehler kann nicht bewertet werden, da es rechnerisch nicht zu überprüfen ist, wie tief die Abrasion in der Klebefuge an diesen Stellen sein kann. Durch die Vorauswahl der Werte wurden alle Abrasionswerte, bei denen die Tastspitze auflegen haben könnte, eliminiert. Diese Werte müssen größer als 25 μm sein. Abrasionswerte in der Klebefuge traten in dieser Größenordnung nur wenige auf. Die Einschränkung durch die 90° Tastspitze hält sich somit in Grenzen. Eine filigranere Tastspitze mit einem spitzeren Winkel wird von der Firma Perthen nicht angeboten. Eine solche Tastspitze könnte zu schnell in Blasen oder extremen Spaltabrasionen hängen bleiben und dabei verbiegen.

Der Fehler durch die unterschiedliche Wahl der Punkte bei der Festlegung der Referenzgeraden, die das Abrasionsniveau des Inlaymaterials definiert, ist bei den Werten der Abrasion in der Klebefuge wesentlich größer als bei der absoluten Abrasion. Das hängt mit der deutlich kürzeren Ankathete zusammen. Der Schnittpunkt verschiedener Referenzgeraden wird wieder in der Mitte der sie definierenden Punkte liegen. Die Punkte sind 25 Einheiten voneinander entfernt, das entspricht 625 μm . Wenn für die maximale Schwankung der Funktionswerte, wie oben, großzügig 10 μm also 10 Einheiten auf der y-Achse angenommen werden, ergibt sich (Formel IX):

$$\tan \alpha = \frac{\text{Gegenkathete}}{\text{Ankathete}} \Rightarrow$$

$$\tan \alpha = \frac{10}{12,5} \Rightarrow$$

$$\alpha \approx 39^\circ$$

(IX)

Der Cosinus 39° ist 0,777, womit der Einfluß der Position der Punkte deutlich größer ist. Die verschiedenen Abrasionswerte unterscheiden sich um bis zu 22,3 %. Aus diesem Grund wurden die Punkte bei der Auswertung besonders kritisch ausgewählt. Der Einfluß der Punkte wird mit der Rauigkeit der Oberfläche in der Abrasionsspur größer, da der Winkel α mit der Amplitude A der Schwankungen größer wird (Formel X).

$$\tan \alpha = \frac{A}{12,5} \quad (X)$$

Da die verschiedenen Abrasionswerte sich durch den $\cos \alpha$ unterscheiden, folgt daraus: Je größer die Amplitude A, umso größer die Unterschiede der Abrasionswerte. Dies könnte das schlechtere Abschneiden von Nimetic Grip erklären, da VISIO^Rgem die rauheste Inlayoberfläche hat.

Da die Unterschiede zwischen den Werten außer von der Amplitude A von der Länge der Ankathete, also der Strecke Schnittpunkt der Referenzgeraden zu definiertem Punkt, abhängen, könnte, durch Verlängerung der Ankathete der Fehler verkleinert werden. Darunter würde aber die Genauigkeit der Referenzgeraden leiden, da die Punkte sich weiter vom Spalt entfernen müßten. Da die Referenzgeraden das Abrasionsniveau in unmittelbarer Nähe des Spaltes darstellen soll, müssen die Punkte in der Nähe des Spalts definiert werden. Es wurde die Distanz von 625 μm bzw. 25 Einheiten auf der x-Achse gewählt, weil in diesem Intervall jeder Spalt enthalten ist und die Handhabung, ein großer Cursorschritt, einfach ist. Da das Abrasionsniveau des Inlaymaterials nicht über die gesamte Abrasionsspur gleich ist, also keiner Geraden in der Kurve entspricht, würden durch die Wahl eines größeren Intervalls die Abrasionswerte erheblich ungenauer werden. Es würde sich dadurch die Reproduzierbarkeit dieser Werte wahrscheinlich erhöhen, die Aussagekraft aber vermindern.

Auf die Fehler der Methode ist hingewiesen worden, es ist aber keine Alternative in Sicht, weder zur Abtastung mit dem Perthometer, noch zur Berechnung der Werte mit dem Auswertprogramm

AZPAK. Eine Möglichkeit die Genauigkeit der Abrasionswerte in der Klebefuge zu erhöhen, wäre möglicherweise die Bildung von Mittelwerten links und rechts des Spalts, aus einer kleinen Anzahl von Funktionswerten, vielleicht 5 oder 10. Damit könnten die Schwankungen der Kurve einigermaßen ausgeglichen werden, und es ließe sich sicher auch automatisieren. Für die Zukunft wäre es wünschenswert, wenn die Methode zur Bestimmung der Abrasion in der Klebefuge verbessert werden könnte, um die Ergebnisse dieser Studie überprüfen zu können.

4.2 Bewertung der Ergebnisse

4.2.1 Absolute Abrasion

Bei der Bewertung von in vitro Ergebnissen muß die klinische Relevanz überprüft werden. Quantitative In-vivo-Daten zum Vergleich heranzuziehen ist problematisch, da die individuellen Parameter der Versuchspersonen die Werte stark beeinflussen. Klinisch hat sich allerdings herausgestellt, daß Komposite hinsichtlich der Abrasionsfestigkeit Amalgam unterlegen sind. Ebenso abradieren makrogefüllte Komposite stärker als mikrogefüllte und Hybride. Zur Kontrolle der In-vitro-Ergebnisse sind die Werte von Amalgam gut geeignet.

In der hier vorliegenden Studie ist für die gemessenen Abra-

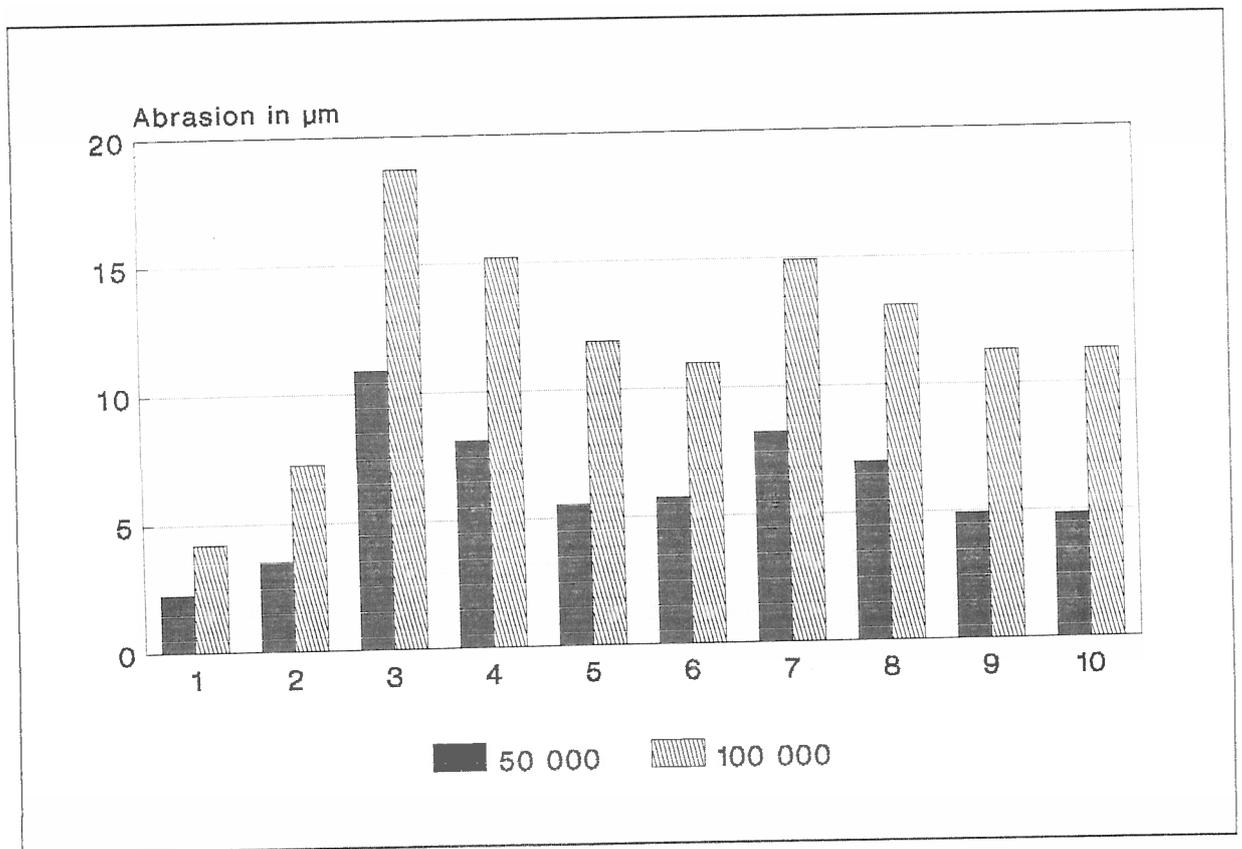


Abb.34: Abrasionswerte von DEGEE zum Vergleich; 1=Amalgam, 2= P-10, 3=Adaptic, 4=Adaptic (vergütet), 5=Estilux post., 6=Estilux post. (vergütet), 7= Estilux post. Hybrid, 8=Estilux post. Hybrid (vergütet), 9=Durafil, 10=Durafil (vergütet)

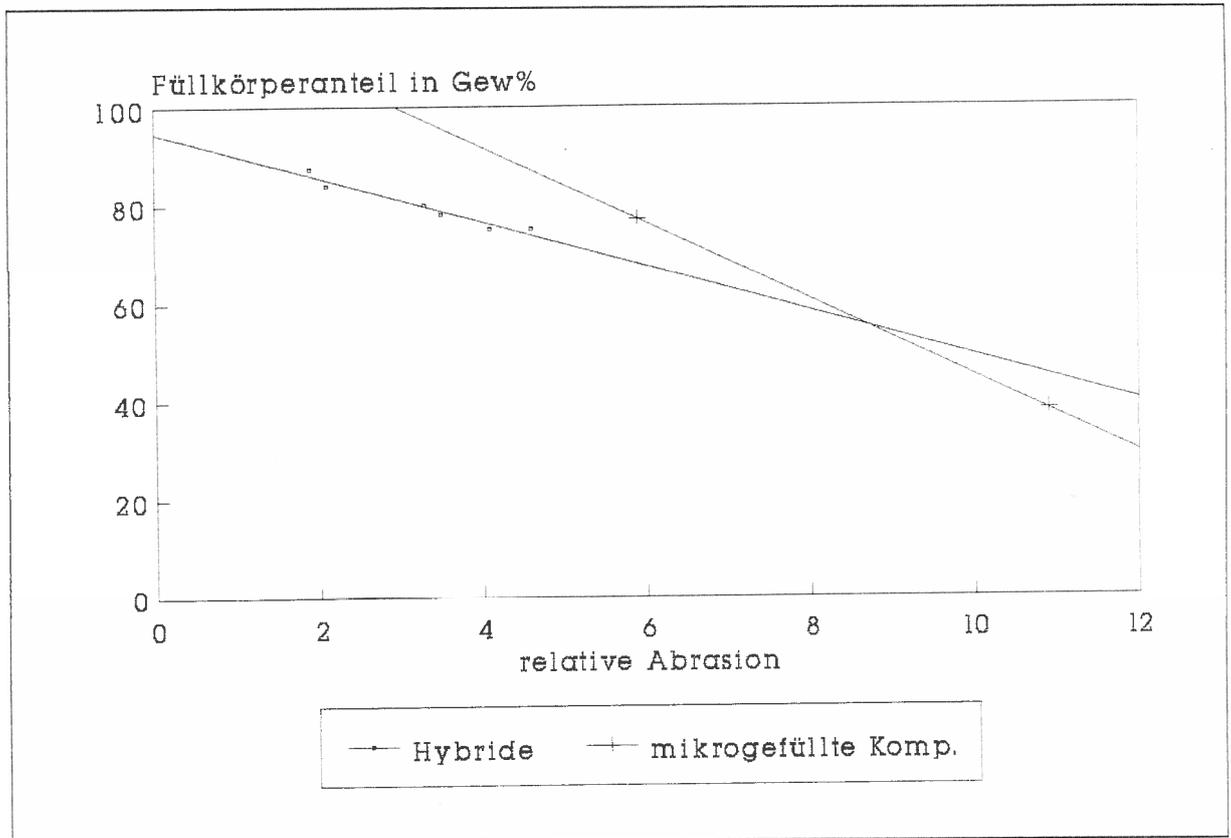


Abb.35: Relative Abrasion der Hybridkomposite in Abhängigkeit vom Füllkörperanteil

sionswerte eine gute Übereinstimmung mit klinischen Ergebnissen zu finden. Die Abrasionswerte liegen im Bereich der von DEGEE (1986), bei der Vorstellung der ACTA-Abrasionsmaschine, veröffentlichten Daten und können diese bestätigen (Abb.34). DEGEE (1986/1990), FINGER (1987), und PALLAV (1988/1989) vermessen ebenfalls mit einem Perthometer Proben, die in der ACTA Abrasionsmaschine abradiert wurden. Sie kommen auf Ergebnisse, die die Werte dieser Studie bestätigen, DEGEE und FINGER können Korrelationen zu klinische Ergebnissen von LAMBRECHTS (1985), BRAEM (1986) und LUTZ (1984) nachweisen.

Amalgam, als Referenz, schneidet bei den unternommenen Versuchen am besten ab, was den klinischen Erfahrungen entspricht. 8 der 9 Komposite abradiieren je nach Material ca. 1,9 bis 5,9 mal mehr. Bei der Reihenfolge der 8 Materialien ist EOS als mikrogefülltes Komposit das Schlechteste, die Hybridkomposits zeigen deutlich bessere Ergebnisse (Abb.35).

Daß VISIO^Rgem aus dieser Reihe so deutlich herausfällt, ist bei Betrachtung der Materialzusammensetzung und der ursprünglichen Konzeption zu erwarten. Als ein mikrogefülltes Komposit mit nur 37 Gew% anorganischer Füllkörper hat es den mit Abstand geringsten Füllkörperanteil. VISIO^Rgem wurde von der Firma ESPE als Verblendkunststoff entwickelt und nur in einer Pilotstudie an der Universität Erlangen-Nürnberg als Kompositinlaysystem untersucht. Den Vergleich mit anderen, als Kompositinlay oder Seitenzahnkomposit konzipierten Materialien, kann es nicht bestehen. Es abradiert im Vergleich zu Amalgam fast 11 mal mehr und beinahe doppelt so stark wie das ebenfalls mikrogefüllte EOS.

Die Unterschiede zwischen den Hybriden (1,9 bis 4,6 mal stärker abradiert als Amalgam) sind recht deutlich ausgeprägt. Palfique hat sphärische Füllkörper, die sich sehr eng aneinander lagern können, was das gute Abschneiden erklären könnte. Das am besten abschneidende P-50 hat mit 87,5 Gew% den höchsten Anteil anorganischer Füllkörper. Charisma und A.P.H. haben mit um die 75 Gew% den niedrigsten Füllkörperanteil. Beim Vergleich des Füllkörperanteils, der in Reihenfolge der Abrasionsfestigkeit aufgelisteten Hybride, fällt auf, daß der Anteil immer kleiner wird, je schlechter das Abrasionsverhalten ist. Es läßt sich ein nahezu linearer Zusammenhang zwischen dem relativen Abrasionswert und dem Füllkörperanteil aufzeigen (Abb.35). Vergleichbare In-vivo-Werte sind in der Literatur für die untersuchten Kompositinlaysysteme nicht zu finden.

Die Materialien, die auch als konventionelle Seitenzahnkomposits angeboten werden, wurden noch im Rahmen eines weiteren Versuchs von GEHRIG untersucht, bei dem auf ein Nachvergüten der Materialien verzichtet wurde. Dabei konnte die hier aufgestellte Reihenfolge bestätigt werden. Auch in seiner Versuchsreihe schneidet P-50 hervorragend ab, deutlich besser als Pertac Hybrid und A.P.H.. Im Vergleich fällt auf, daß das Vergüten der Komposite auf die Abrasionsfestigkeit nur geringen Einfluß zu haben scheint. Die in beiden Studien untersuchten Materialien erreichen nahezu identische Ergebnisse, P-50 schneidet unvergütet

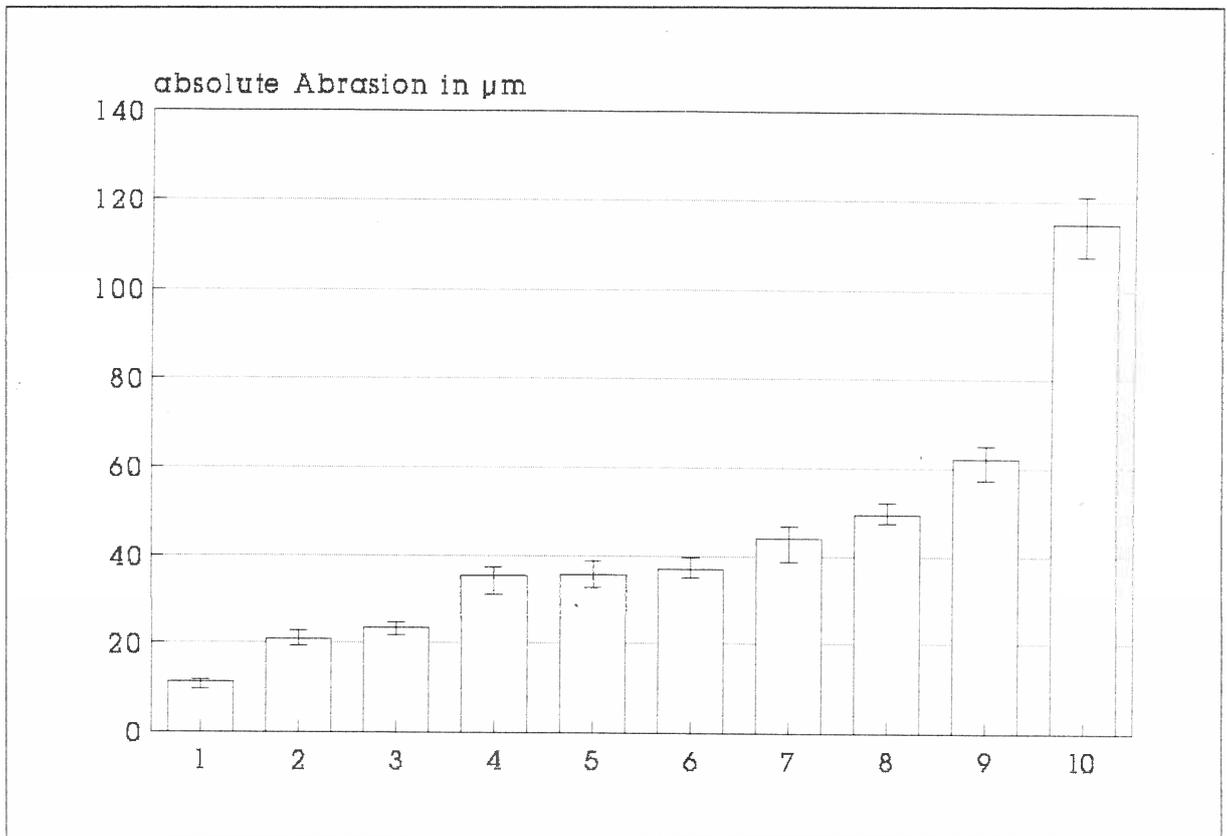


Abb.36: Ranking der Inlaysysteme nach 200 000 Abrasionszyklen; Werte der absoluten Abrasion; 1=Amalgam, 2=P-50, 3=Palfique, 4=VNH, 5=Pertac, 6=Brilliant, 7=Charisma, 8=A.P.H., 9=EOS, 10=VISIOgem

sogar leicht besser ab. In der Studie von GEHRIG konnten für Komposite keine wesentlichen Änderungen im Abrasionsverhalten nachgewiesen werden. DEGEE (1990) hat den Einfluß der Nachver-
gütung bei 125°C in Abhängigkeit von der Lagerungsdauer unter-
sucht und konnte initial wesentlich deutlichere Verbesserungen
der Abrasionsfestigkeit finden. Möglicherweise läßt sich das
damit erklären, daß bei DEGEE zwischen der Herstellung der Pro-
ben und der Abrasion maximal 3 Tage lagen. In der Untersuchung
von GEHRIG wurden die Proben nach Herstellung teilweise bis zu
10 Tagen trocken gelagert, bis sie abradert wurden. DEGEE
konnte zeigen das die Unterschiede zwischen vergüteter und nicht
vergüteter Probe mit der Zeit abnehmen und nach 40 Tagen kaum
ein Unterschied mehr festzustellen ist. Diese Werte in Abhängig-
keit von der Zeit haben eher theoretischen Wert, da sich klini-
sch eine Gebrauchsperiode über mehrere Jahre erstreckt und

eine initiale Änderung der Abrasionsfestigkeit nicht wesentlich ins Gewicht fällt.

Das Medium wurde zwar immer in der gleichen Zusammensetzung und im gleichen Verfahren hergestellt, kleine Unterschiede lassen sich aber nicht vermeiden. Die verschiedenen Räder wurden unter gleichen Versuchsbedingungen abradiert, nur das Medium wurde nach 100 000 Umdrehungen des Probenrads ausgewechselt. Die Ergebnisse der verschiedenen Abrasionszyklen unterscheiden sich geringfügig. Diese Unterschiede betreffen aber das ganze Rad, das heißt, alle Proben werden, im Vergleich zu anderen Abrasionszyklen, weniger bzw. mehr abradiert. Die Reihenfolge wird dadurch nicht verändert (Abb.36). Aus diesem Grund können Verarbeitungsfehler ausgeschlossen werden. Die Unterschiede scheinen durch die verschiedenen Medien verursacht zu werden. Dies stört nicht, da der Bewertungsskala die relativen Werte zum Amalgam zugrunde liegen und der Amalgamwert von der Änderung ebenfalls betroffen ist. Ein möglicher Fehler kann durch unterschiedliches Stopfen der Amalgamproben entstehen. Es wurde deswegen darauf geachtet, alle Amalgamproben an einem Tag unter gleichen Bedingungen zu stopfen.

Durch die Division der Abrasionswerte der Komposite durch den Amalgamwert kann der Einfluß des Mediums deutlich verringert werden, da die Änderung des Mediums alle Proben im gleichen Maß betrifft. Die Relation der Abrasionswerte der Proben wird dadurch nicht gestört. Bei der Statistik konnte nachgewiesen werden, daß diese kleinen Unterschiede im Medium keinen signifikanten Einfluß auf den absoluten Abrasionswert bzw. den absoluten Abrasionswert in der Klebefuge haben. Es konnte weder für die unterschiedlichen Räder noch für die verschiedenen Zyklen ein Einfluß auf die Werte nachgewiesen werden.

Auf den Einfluß der Medien aus verschiedenen Materialien wird im Abschnitt Medium eingegangen.

4.2.2 Abrasion in der Klebefuge

Die in der Literatur zu findenden Angaben über die Randspaltbreite von Kompositinlays sind recht unterschiedlich. Die am besten untersuchten zahnfarbenen Inlays sind Cerec^R-Inlays. Die gemessenen Spaltbreiten von Cerec^R-Inlays können für Kompositinlays nicht übernommen werden, können allerdings als Orientierung dienen. Die Spalten von Cerec^R-Inlays sind herstellungsbedingt größer als die von Kompositinlays, die im indirekten Verfahren im Labor gefertigt werden [HAAS (1991), REICH (1990), ROSE (1990)]. In Anbetracht der angegebenen Spaltbreiten von 45 bis über 600 μm , dürfen die in dieser Studie untersuchten Spalten von 50, 100, 200, 300 und 500 μm als realistisch angenommen werden. Die in vitro gemessenen Randspaltbreiten sind sicher geringer, als die in vivo auftretenden, da die Herstellung von passenden Inlays extraoral einfacher ist.

Die verschiedenen Inlaysysteme zeigten in dieser Studie alle ein ähnlich gutes Abrasionsverhalten im Spalt, welches von der Breite des Spalts weitgehend unabhängig war. Die geringen Unterschiede von 1-2 μm im Mittelwert lassen sich wahrscheinlich auf Verarbeitungsfehler zurückführen. Es erscheint methodisch bedingt, daß Inlay-Systeme, deren Komposit-Oberfläche nach der Abrasion rauher ist, bei der Abrasionsmessung in der Klebefuge schlechtere Ergebnisse erzielen, als glatte. Die zur Vermessung festzulegende Referenzgerade ist bei rauhem Inlay-Komposit von der Wahl der Punkte stärker abhängig, als bei glatten, da der Funktionswert der Punkte auf der Kurve stärker schwankt. Daraus folgt, daß die Lage der Referenzgeraden und damit auch der Abstand des Minimums im Spalt zur Geraden ebenfalls schwankt. Das könnte das Abschneiden des VISIO^Rgem / Nimetic Grip -Systems erklären, das, sowohl im Rasterelektronenmikroskop als auch im Perthometer eindeutig rauher war als die anderen Systeme.

Die am eindeutigsten zu erkennenden Spalten zeigten die Palfique-Kurven. Obwohl die gemessenen Werte des Palfique-Systems nicht schlechter waren als die der anderen, entstand rein op-

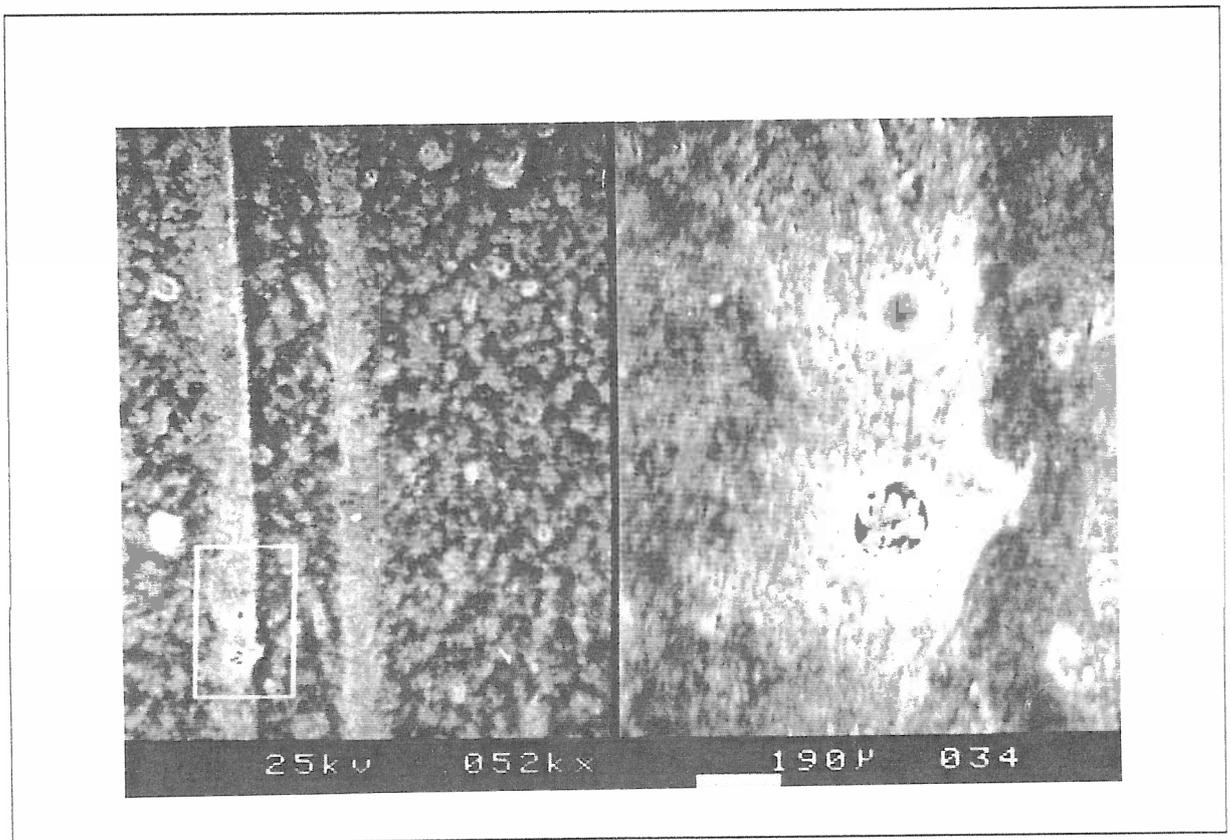


Abb.37: Pertac Hybrid mit deutlichen Einbrüchen am Übergang Klebefuge Inlaymaterial

tisch der Eindruck, daß die Spalten bei den Palfique-Kurven deutlicher zu erkennen waren. Das kann daran liegen, daß die Palfique-Kurven die glattesten waren und somit eine Kontinuitätsunterbrechung auffälliger war. Andererseits war der Spalt bei den Palfique-Kurven in seiner ganzen Breite abradiert, wogegen die Spalten der anderen Kurven meist einen Einbruch am Rand des Spalts zeigten. Das unterstreicht die in der Literatur zu findende Annahme, daß bei mechanischer Belastung der Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit die Schwachstelle ist [XIAO-SU (1981), KÖTTING (1984), HALLER (1990), HANNIG (1990), REINHARDT (1991)].

Im Rasterelektronenmikroskop erscheint der zum Palfique-System gehörende Befestigungskomposit ein ungefüllter PMMA-Kunststoff, was die Abrasion auf der gesamten Breite des Spaltes erklären könnte.

Auffällig ist zudem, daß alle Pertac Hybrid-Kurven deutliche Einbrüche an beiden Rändern des Spalts zeigen (Abb.37), so daß der Eindruck entsteht, die Probe hätte zwei aufeinander folgende Spalten. Das Pertac Hybrid Material, mit dem diese Proben geklebt wurden, scheint sich nur sehr ungenügend mit den vergüteten Probenhälften zu verbinden. Der hohe Polymerisationsgrad auf der einen Seite und das nur zähfließende Kompositmaterial zur Befestigung auf der anderen mögen dafür verantwortlich sein. Das Kompositmaterial zwischen den beiden Einbrüchen zeigte sich allerdings sehr abrasionsresistent, in der Höhe ließ sich kein Unterschied zum Inlaymaterial feststellen.

Ein Zusammenhang von Spaltbreite und Abrasionstiefe konnte auch mit den Rädern 1,2 und 7, auf denen die Coltene Brilliant Proben mit unterschiedlichen Spaltbreiten waren, nicht eindeutig nachgewiesen werden.

Wie auch bei den Inlaysystemen auf den Rädern 3 bis 6 liegen die Werte im Bereich von 10 bis 12 μm . Ebenso läßt sich beim Betrachten der Kurven oder der Grafiken keine Tendenz feststellen. Es konnte allerdings nachgewiesen werden, daß bei Kompositinlays mit Spalten von 400 μm sich die Randqualität unter thermischer und mechanischer Belastung signifikant verschlechterte. Für kleinere Spalten von 200 μm konnte keine signifikante Verschlechterung gezeigt werden [REICH (1990)]. Eine mögliche Erklärung für das gleiche Abschneiden aller Spaltbreiten in dieser Untersuchung kann die Wahl des Mediums liefern. Der Hirsesamen wurde 15 Sekunden in einer Kaffeemühle gemahlen und hatte initial schon eine feine Körnung. Da der Brei während des Abrasierens immer feiner wird, kann angenommen werden, daß die Körnung kleiner als 50 μm ist. Beim Abrasionsversuch kann somit das Medium in alle Spalten gleich leicht eindringen. Eine Benachteiligung der breiten Spalten kann ausgeschlossen werden [KUNZELMANN (1993)]. In vivo wird aber der Speisebrei abrasive Partikel jeder Größe enthalten, die zum überwiegenden Teil größer als die auftretenden Randspalten sein werden. Je breiter in diesem Fall der Spalt ist, um so mehr abrasive Partikel können

in ihn eindringen. Um diesen Sachverhalt zu klären, sollte das Medium aus Hirssesamen bestehen, die unterschiedlich lang gemahlen wurden. Außerdem müßte das Medium öfter gewechselt werden, um den Einfluß des Zerkleinerungseffektes beim Abrasionsversuch zu verringern. So könnte das Medium die unterschiedlichen Partikelgrößen in vivo besser simulieren.

Einen höchst signifikanten Einfluß auf das Abrasionsverhalten hat die Polymerisationsschrumpfung. Die Werte der Abrasion in der Klebefuge der Räder 1,2 und 7 zeigen, daß die Spannungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung im Befestigungskomposit auftreten, das Abrasionsverhalten in der Klebefuge verschlechtern. Die Befestigungskomposite, die frei diese Spannungen ausgleichen konnten, erweisen sich als am abrasionsfestesten. Die Proben die nach 30 Minuten aus dem Schraubstock genommen wurden, zeigen leicht schlechteres Abrasionsverhalten. Obwohl bis zu 90% der Polymerisationsspannungen in den ersten 30 Minuten entsteht, scheint ein Ausgleich dieser Spannungen danach bis zu einem gewissen Grade möglich zu sein [KUNZELMANN (1991)]. Die Proben, bei denen mit Metallplättchen der Spannungsausgleich unterbunden wurde, sind dagegen deutlich weniger abrasionsfest.

Die Abrasionswerte und Lokalisation der Einbrüche am Übergang Inlay-Befestigungskomposit deuten darauf hin, das der Verbund von Inlay und Befestigungskomposit durch die Polymerisationsschrumpfung gestört wird. Die gemessenen Werte dürfen allerdings nicht als reine Abrasionswerte interpretiert werden, da der tiefste Punkt im Spalt vermessen wurde. Es wurden dabei meist die tiefen Einbrüche am Übergang Inlaymaterial Befestigungskomposit erfasst, die beim Pertac Hybrid-System und den Proben von Rad 7 am ausgeprägtesten waren.

Diese Abrisse lassen sich mit der speziellen Struktur des Kunststoffes in der Klebefuge erklären. Der hohe Restdoppelbindungsgehalt deutet auf einen geringen Polymerisationsgrad des Befestigungskomposits hin. Dieses kann durch die niedrigeren Polymerisationstemperaturen bedingt sein, da die Wärme nach außen

abgeleitet werden kann. Oder es ist dadurch bedingt, daß Reaktionspartner für die Doppelbindungen nicht aus allen Richtungen des Raums, wie im Inneren des Kunststoffes, herangezogen werden können, da im Inlaymaterial kaum Restdoppelbindungen vorhanden sind [HALLER (1990), HANNIG (1990), REINHARDT (1991)].

Zusätzlich sind die sich lamellenartig ausrichtenden Kunststoffstränge an der Grenzfläche zum Inlaymaterial nur wenig quervernetzt [XIAO-SU (1981), KÖTTING (1984)]. Wird diese Klebefuge mechanisch belastet, reißt der Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit ab.

Methodisch konnte zwischen den Einbrüchen und der Abrasion über die gesamte Breite des Spalts nicht unterschieden werden, da das Auswertprogramm AZPAK den tiefsten Punkt im Spaltbereich als Maß der Abrasion bestimmt.

Das Kompositmaterial wurde mit Siliziumkarbidschleifpapier (600er) aufgeraut, um dem Befestigungskomposit eine größere Oberfläche zu bieten. Ob das klinisch praktizierte Anrauen mit einem Finierdiamanten ausreicht, um einen stabilen Verbund zwischen Inlay und Befestigungskomposit zu gewährleisten, muß abgewartet werden. Es konnte gezeigt werden, daß adhäsiv eingesetzte Kompositinlays eine höckerstabilisierende Wirkung haben, die nach thermischer Wechselbelastung abnimmt [HALLER (1990)]. Dies deutet darauf hin, daß der Verbund zumindest initial gut ist, nach thermischer Belastung die Verbundfestigkeit zwischen Befestigungskomposit und Adhäsivinlay abnimmt. Die in dieser Untersuchung gemessenen Werte deuten darauf hin, daß dieser Verlust an Verbundfestigkeit auch bei mechanischer Belastung auftritt. Allerdings ist fraglich, ob sich in vivo die Spannungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung auftreten, lösen können oder nicht. Inwieweit die Nachgiebigkeit des Zahnes Polymerisationsspannungen lösen kann, ist ungeklärt. Der präparierte Zahn ist sicherlich kein so starres System, wie die Proben, bei denen die Spannungen mit Metallplättchen gehalten wurden. Thermische Wechselbelastungen in der Mundhöhle führen eben-

falls zu einem Entspannen des Befestigungskomposits, wirken sich aber negativ auf den Verbund zum Kompositinlay aus.

4.3 Schlußbetrachtung und klinische Relevanz

Diese Studie zeigt, daß die verschiedenen Inlaysysteme sich in ihrem Abrasionsverhalten erheblich unterscheiden. Für die Abrasion in der Klebefuge konnten zwischen den Systemen keine Unterschiede festgestellt werden. Ein signifikanter Einfluß der Spaltbreite auf die Abrasion ließ sich nicht finden, dagegen ist der Einfluß der Spannungen durch Polymerisationsschrumpfung erheblich.

Die Werte für die Abrasion in der Klebefuge sind mit ca. 10 μm im Durchschnitt sehr gering. Klinisch lassen sich die Randspalten von Kompositinlays oftmals gut sondieren, was auf tiefere Abrasionen schließen läßt. Vielleicht spielt bei den chemisch und lichthärtenden Befestigungskompositen die Löslichkeit eine grössere Rolle als bei Kompositfüllungsmaterialien. Die mechanischen und thermischen Beanspruchungen im Mund können möglicherweise die Eigenschaften der, durch Polymerisationsspannungen vorbelasteten, Befestigungskomposite stärker beeinflussen, als die der vergüteten Kompositinlays.

In der ACTA-Abrasionsmaschine lassen sich die verschiedenen Materialien gut nach ihrem Abrasionsverhalten unterscheiden. Die Ergebnisse der absoluten Abrasion stimmen mit denen DEGEE's überein, der ein ähnliches Verhältnis der Abrasion von Kompositen zu der von Amalgam fand. Allerdings ist der Einfluß der nachträglichen Vergütung der Materialien bei DEGEE stärker. Eine mögliche Erklärung ist die kürzere Lagerungszeit, der nicht vergüteten Proben, von der Herstellung bis zur Abrasion. In diesem Zeitraum kann sich, bei längerer Lagerung, der Polymerisationsgrad deutlich verbessern und es können die mechanischen Eigenschaften und das Abrasionsverhalten beeinflusst werden. Klinisch erstreckt sich die Funktionszeit einer Füllung aber

über Jahre, wobei möglicherweise die Vorteile der Nachvergütung schon nach einigen Wochen verloren geht.

Die Auswertung erfolgte mit neu entwickelten Computerprogrammen, welche die gestellten Anforderungen erfüllten. Die methodischen Fehler, die bei der Berechnung der absoluten Abrasion bzw. der Abrasion in der Klebefuge auftraten, scheinen konzeptionelle Probleme zu sein und fallen wegen der kleinen Dimension kaum ins Gewicht.

Ob Kompositinlays eine echt Amalgamalternative sein können oder nicht, läßt sich nur anhand der im Labor gemessenen Abrasionsfestigkeit nicht klären. Obwohl die Abrasionswerte realistisch erscheinen, sollten klinische Studien diese Ergebnisse belegen. 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 erscheinen Kompositinlays im Seitenzahnggebiet für den Prämolarenbereich eine gute Möglichkeit der zahnfarbenen Restaurierung. Für die Paßgenauigkeit von Kompositinlays sollte eine mit Goldinlays vergleichbare Qualität angestrebt werden. Welchen Einfluß Klebefugenbreite und Polymerisationsspannungen in vivo haben, sollte in weiterführenden Studien untersucht werden.

5 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurde das Abrasionsverhalten von Kompositinlaysystemen in der ACTA-Abrasionsmaschine [DEGEE (1986)] in vitro untersucht. Dabei wurde sowohl das Inlaymaterial als auch das Befestigungskomposit berücksichtigt. Im Bereich der Klebefuge wurde der Einfluß der Breite und der Polymerisationsschrumpfung untersucht. Es wurden 9 teils experimentelle Kompositinlaysysteme, 7 Hybridkomposite und 2 mikrogefüllte, im Vergleich zu Dispersalloy^R (J & J) untersucht. Die Klebefuge wurde durch das Verkleben zweier Kompositblöcke mit Befestigungskomposit simuliert. Die Kompositproben wurden in Metallformen hergestellt und in einem speziell modifizierten Schraubstock mit definierter Klebefugenbreite geklebt. Die auftretenden Polymerisationsspannungen konnten sich entweder ganz, teilweise oder gar nicht lösen. Die Klebefugenbreiten betragen 50, 100, 200, 300 und 500 μm . Nach 100 000 und 200 000 Abrasionszyklen wurde die Abrasion profilometrisch bestimmt.

Im Vergleich zu Dispersalloy^R nutzten sich die Komposite 2 - 11 mal schneller ab. Die Abrasion des Inlaymaterials nahm mit folgender Reihenfolge zu: P-50^R = Palfique^R < VNH^R = Pertac^R = Brilliant^R < Charisma^R < A.P.H.^R < EOS^R < VISIO^Rgem. Je höher der Füllkörpergehalt war, um so geringer war die Abrasion bei den Hybriden, die beiden mikrogefüllten Komposite waren am wenigsten abrasionsfest. Alle Befestigungskomposite abradieren im Schnitt um ca. 10 μm stärker als die Inlaymaterialien. Die Polymerisationsbedingungen haben auf die Ergebnisse des Dreikörperabstrationsversuchs einen signifikanten Einfluß (Anova, $p < 0,5$). Mit Zunahme der Polymerisationsspannungen erwies sich der Übergang Inlaymaterial-Befestigungskomposit immer stärker als Schwachstelle. Im Rasterelektronenmikroskop konnte gezeigt werden, daß am Übergang Inlay-Befestigungskomposit keine echte Abrasion stattfindet, sondern der Materialverbund abreißt und Blasen entstehen. Eine signifikante Korrelation von Abrasion und Klebefugenbreite konnte nicht festgestellt werden.

6 Literaturverzeichnis

- 1 ABELL A.K., LEINFELDER K.F., and TURNER D.T.
Microscopic observations of a tooth restorative composite
in vivo
J Biomed Mater Res 17 (1983), 501-507.
- 2 ASMUSSEN E., and DREYER-JÖRGENSEN K.
A microscopic investigation of the adaption of some plastic
filling materials to dental cavity
Acta Odontol Scand 30 (1972), 3-21.
- 3 ASMUSSEN E.
Composite reatorative resins, composition versus wall-to-
wall polymerisation contraction
Acta Odontol Scand 33 (1975), 337-344.
- 4 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.
- 5 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 (1981a), 731-732.
- 6 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 (1981b), 914-918.
- 7 BIEDERMAN J.D.
Direct composite resin inlay
J Prosthet Dent 62 (1989), 249-253.
- 8 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 (1974), 190.

- 9 BLOEM T.J., McDOWELL G.C., LANG B.R., and POWERS J.M.
In vivo wear. Part II: Wear and abrasion of composite restorative materials
J Prosthet Dent 60 (1988), 242-249.
- 10 BOKSMAN L., JORDAN R.E., SUZUKI M., and CHARLES D.H.
Avisible light-cured posterior composite resin: results of a 3-year clinical evaluation
J Am Dent Assoc 112 (1986), 627-631.
- 11 BOWEN R.L.
Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. II. Bonding to Dentin Promoted by a Surface-active Comonomer
J Dent Res 44 (1965), 895-902.
- 12 BOWEN R.L.
Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. III. Bonding to Dentin Improved by Pretreatment and the Use of Surface-active Comonomer
J Dent Res 44 (1965), 903-905.
- 13 BOWEN R.L.
Adhesive Bonding of Various Materials to Hard Tooth Tissues. IV. Bonding to Dentin, Enamel, and Fluorapatit Improved by the Use of a Surface-active Comonomer
J Dent Res 44 (1965), 906-911.
- 14 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.

- 15 BRAUER G.
Chemische Analyse von Methacrylate-Kunststoffen
Dtsch zahnärztl Z 30 (1975), 672-679.
- 16 BUONOCORE M.G.
A simple method of increasing the adhesion of acrylic
filling materials to enamel surfaces
J Dent Res 34 (1955), 849-853.
- 17 CASTAGNOLA L. und WIRZ J.
Anwendungsbereiche der Silberamalgame und Compositemateria-
lien für Klasse-II Füllungen
Zahnärztl Praxis 28 (1977), 496-500.
- 18 COOK W.D.
Factors Affecting the Depth of Cure of UV-polymerized
Composites
J Dent Res 59 (1980), 800-808.
- 19 COOK W.D., BEECH D.R., and TYAS M.J.
Structure and properties of methacrylate based dental
restorative materials
Biomaterials 6 (1985), 362-368.
- 20 COOK W.D., and JOHANNSON M.
The influence of postcuring on the fracture properties of
photo-cured dimethacrylate based dental composite resins
J Biomed Mater Res 21 (1987), 979-989.
- 21 COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT
Status report on microfill composite restorative resins
J Am Dent Assoc 105 (1982), 488-492.
- 22 COUNCIL ON DENTAL MATERIALS, INSTRUMENTS, AND EQUIPMENT
Posterior composite resins
J Am Dent Assoc 112 (1986), 707-709.

- 23 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.
- 24 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
- 25 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.
- 26 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.
- 27 DeLONG R., SAKAGUCCHI R.L., DOUGLAS W.H., and PINTADO M.R.
The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clini-
cal correlation
Dent Mater 1 (1985), 238-242.
- 28 DeLONG R., DOUGLAS W.H., SAKAGUCCHI R.L., and PINTADO M.R.
The wear of dental porcelain in an artificial mouth
Dent Mater 2 (1986), 214-219.
- 29 DERAND T., and EHRNFORD L.
A Long-term Evaluation of Abrasion of Dental Composite
Resins
J Dent Res 59 (1980), 721-723.
- 30 DERMANN K. GORSCHBOTH L. und VIOHL J.
Wärmeausdehnung in Wasser gelagerter Füllungskunststoffe
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 684-686.

- 31 DICKSON G.
Physikal and Chemical Properties and Wear
J Dent Res 58 (1979), 1535-1543.
- 32 DRAUGHN R.A., and HARRISON A.
Relationship between abrasive wear and microstructure of
composite resins
J Prosthet Dent 40 (1978), 220-224.
- 33 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.
- 34 EHRNFORD L., DERAND T., LARSSON L.-A., and SVENSSON A.
An Abrasion Test for Composite Resins
J Dent Res 59 (1980), 716-720.
- 35 EHRNFORD L.
Composite laminate veneers with a continuous inorganic phase
comprising microporous sintered glass fiber networks
Acta Odontol Scand 41 (1983), 265-270.
- 36 EHRNFORD L.
Surface characteristics of composite resins comprising a
porous reinforcing filler
Acta Odontol Scand 42 (1984), 59-64.
- 37 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.
- 38 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.

- 39 FAN P.L., and POWERS J.M.
In vitro Wear of Aged Composite Restorative Materials
J Dent Res 59 (1980), 2066-2070.
- 40 FARRAH J.W., POWERS J.M., DENNISON J.B., CRAIG R.G., and
SPENCER J.
Effects of Cement Bases on the Stress and Deflections in
Composite Restorations
J Dent Res 55 (1976), 115-120.
- 41 FEILZER A.-J., DeGEE A.J., and DAVIDSON C.L.
Setting Stress in Composite Resin in Relation to Configura-
tion of the Restoration
J Dent Res 66 (1987), 1636-1639.
- 42 FEILZER A.J., DeGEE A.J., and DAVIDSON C.L.
Increased Wall-to-Wall Curing Contraction in Thin Bonded
Resin Layers
J Dent Res 68 (1989), 48-50.
- 43 FINGER W.
Festigkeitsuntersuchungen an Composite-Füllungsmaterialien
Schweiz Mschr Zahnheilk 84 (1974), 1311-1340.
- 44 FINGER W.
Der Elastizitätsmodul von Composite-Füllungsmaterialien
Schweiz Mschr Zahnheilk 84 (1974), 648-661.
- 45 FINGER W.
Die Wärmeausdehnung von Composite-Füllungsmaterialien und
ihre klinische Bedeutung
Schweiz Mschr Zahnmed 86 (1974), 630-646.
- 46 FINGER W.
Elastizität von Composite-Füllungsmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 30 (1975), 345-349.

- 47 FINGER W. und THIEMANN J.
Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials
Dent Mater 3 (1987), 280-286.
- 48 FREI H.P.
Dichtigkeitsprüfungen an Kompositefüllungen mit und ohne Schmelzätzung
Schweiz Mschr Zahnmed 85 (1875), 1013-1029.
- 49 FÜLLEMANN J. und LUTZ F.
Direktes Kompositeinlay
Schweiz Monatsschr Zahnmed 98 (1988), 759-764.
- 50 GALLEGOS L.I., and NICHOLLS J.I.
In vitro two-body wear of three veneering resins
J Prosthet Dent 60 (1988), 172-178.
- 51 GEHRIG Y.
Drei-Medien-Abrasion von Seitenzahnkompositen
Zahnmed. Dissertation (im Druck), Universität Erlangen-Nürnberg, 1994.
- 52 GEURTSSEN W. HULLMANN U. und GOCKEL H.-W.
Indirekt hergestellte Inlay/Onlay-Versorgungen aus Komposit (I)
Quintessenz (1988), 1501-1508.
- 53 GEURTSSEN W., HULLMANN U. und GOCKEL H.-W.
Indirekt hergestellte Inlay/Onlay-Versorgungen aus Komposit (II)
Quintessenz (1988), 1675-1682.
- 54 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.

- 55 GOLDBERG A.J., RYDINGE E., SANTUCCI E.A., and RACZ W.B.
Clinical Evaluation Methods for Posterior Composite Restorations
J Dent Res 63 (1984), 1387-1391.
- 56 GOLDMAN M.
Fracture properties of composite and glass ionomer dental restorative materials
J Biomed Mater Res 19 (1985), 771-783.
- 57 GRABER G.
Funktionelle Gebißanalyse
Schwenzer/Grimm Zahn- Mund und Kieferheilkunde (Band 3), Thieme, 1982.
- 58 HAAS M., ARNETZL G., WEGSCHNEIDER W.A., KÖNIG K. und BRATSCHKO R.O.
Das Cerec-System im Vergleich mit laborgefertigten Inlay-Technologien; Vortrag (1991).
- 59 HALLER B. und KLAIBER B.
Kompositeinlay als Zahnfarbene Seitenzahnrestorationen
Zahnärztl Mitt 79 (1989), 920-925.
- 60 HALLER B., THULL R., KLAIBER B. und SCHMITZ A.
Höckerstabilisierung durch Adhäsivinlays in MOD-Kavitäten
Dtsch zahnärztl Z 45 (1990), 660-663.
- 61 HAMMER B. und HOTZ P.
Nachkontrolle von 1- bis 5-jährigen Amalgam-, Komposit- und Goldgußfüllungen
Schweiz Mschr Zahnmed 89 (1979), 301-314.
- 62 HANNIG M. und ALBERS H.-K.
Kompositeinlays aus SR-Isosit im klinischen Kurzzeittest
Dtsch zahnärztl Z 45 (1990), 236-239.

- 63 HARRISON A., and DRAUGHN R.A.
Abrasive wear, tensile strength, and hardness of dental
compositeresins - Is there a relationship?
J Prosthet Dent 36 (1976), 395-398.
- 64 HARRISON A.
Wear of combinations of acrylic resins and porcelain on an
abrasion testing machine
J Oral Rehabil 4 (1978), 111-115.
- 65 HARRISON A., and MOORES G.E.
Influence of abrasive particle size and contact stress on
the wear rate of dental restorative materials
Dent Mater 1 (1985), 15-18.
- 66 HEGDAHL T., and GJERDET N.R.
Contraction stresses of Composite resin filling materials
Acta Odontol Scand 35 (1977), 191-195.
- 67 HELLWIG E., KLIMEK J. und SCHMIDT CHR.
Primäre Paßgenauigkeit von im indirekten Verfahren
hergestellten Komposit-Inlays
Dtsch zahnärztl Z 46 (1991), 148-151.
- 68 HICKEL R.
Ästhetik und Dauerhaftigkeit plastischer Füllungsmateria-
lien in Abhängigkeit von Topographie, Material und Verar-
beitung; Vortrag bayerischer Zahnärztetag 1990.
- 69 HICKEL R. und KUNZELMANN K.-H.
Neuer Stand der zahnfarbenen Seitenzahnrestorationen
ZM-Autorenfortdruck, 1992.
- 70 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.

- 71 HOTZ P.
Die Abrasion von Composites
Schweiz Mschr Zahnmed 85 (1975), 253-262.
- 72 JAMES D.F.
Zahnfarbene Inlays mit der "SR-Isosit Inlay/Onlay-Technik"
Quintessenz (1986), 1665-1671.
- 73 JÖRGENSEN K.D.
Restorative resins: abrasion vs. mechanical properties
Scand J Dent Res 88 (1980), 557-568.
- 74 JÖRGENSEN K.D.
In vitro wear tests on macro-filled composite restorative
materials
Aust Dent J 27 (1982), 153-157.
- 75 KNOCK F.E., and GLENN J.F.
Dental material and method
U.S. Patent no. 2558139 (1951).
- 76 KÖRBER K.-H.
Funktionslehre
Zahnärztliche Prothetik, 1985.
- 77 KÖTTING G.
Untersuchung der Klebeschichtmorphologie und der
beanspruchungsabhängigen Deformations- und Versagensmechanis-
men in der Klebefuge von Metallverbindungen
Werkstoffkdl.Dissertation, Universität-Gesamthochschule-
Paderborn, 1984.
- 78 KOLLMANNSPERGER P.
Biegefestigkeit von UV-härtenden Composites
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977), 952-954.
- 79 KOLLMANNSPERGER P.

- Biegefestigkeit von Composites nach Wasserlagerung von einem Tag bis drei Monate
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 477-479.
- 80 KOLLMANNSPERGER P.
Biegefestigkeit und Biegemodul von 2 photopolymerisierenden Füllungskunststoffen
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 681-683.
- 81 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.
- 82 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.
- 83 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.
- 84 KREJCI I., HEINZMANN J.-L. und LUTZ F.
Verschleiß von Schmelz, Amalgam und ihrer Schmelz-Antagonisten im computergesteuerten Kausimulator
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100 (1990d), 1285-1291.
- 85 KREMERS L. und KROHN W.
Auftreten und Dauer von Hystereseerscheinungen bei Composite-Materialien
Zahnärztl Mitt (1978), 404-409.
- 86 KUNZELMANN K.-H. und HICKEL R.
Spannungsentwicklung durch Polymerisationsschrumpfung bei

Komposit-Klebern

Dtsch zahnärztl Z 45 (1990), 699-700.

- 87 KUNZELMANN K.-H., HICKEL R., MEISTER C. und PETSCHLT A.
Curing contraction in thin bonding composite resin layers
In: MÖHRMANN W.H. (Hrsg.), Proceeding of the Internat.
Symposium on Computer Restorations; Quintessenz,
577, Berlin (1991).
- 88 KUNZELMANN K.-H., DEIGNER M. und HICKEL R.
Dreimedienabrasion von Befestigungskompositen adhäsiver
Inlaysysteme
Dtsch zahnärztl Z 48 (1993), 109-111.
- 89 KUSY R.P., and LEINFELDER K.F.
Pattern of Wear in Posterior Composite Restorations
J Dent Res 56 (1977), 544.
- 90 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.
- 91 LEIDAL T.I., SOLEM H., and RYKKE M.
A clinical and scanning microscopic study of a new restora-
tive material for use in posterior teeth
Acta Odontol Scand 43 (1985), 1-8.
- 92 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.
- 93 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.
- 94 LEINFELDER K.F.
Composite Resins
Dent Clin North Am 29 (1985), 359-371.
- 95 LEINFELDER K.F., WILDER A.D, and TEIXEIRA D.C.
Wear rates of posterior composite resins
J Am Dent Assoc 112 (1986a), 829-833.
- 96 LEINFELDER K.F., TAYLOR D.F., BARKMEIER W.W., and GOLDBERG
A.J.
Quantitative wear measurement of posterior composite resins
Dent Mater 2 (1986b), 198-201.
- 97 LEINFELDER K.F.
Wear patterns and rates of posterior composite resins
Int Dent J 37 (1987), 152-157.
- 98 LERMAN M., ECHEVERRIA J.U., and PRIOTTO E.
Cavity wall adaption of acrylic resin and composites
J Dent Res 51 (1972), 1218-1219.
- 99 LI Y., SWARTZ M.L., PHILLIPS R.W., MOORE B.K., and ROBERTS
T.A.
Effect of Filler Content and Size on Properties of Compo-
sites
J Dent Res 64 (1985), 1396-1401.
- 100 LÜSCHER B., LUTZ F., OCHSENBEIN H., and MÜHLEMANN H.E.
Microleakage and marginal adaption of composite resin
restorations
J Prosthet Dent 39 (1978), 409-413.
- 101 LUTZ F., LÜSCHER B., OCHSENBEIN H. und MÜHLEMANN H.R.
Die Entwicklung der perfekt adaptierten, randspaltfreien

- MOD-Kaompositfüllung, In-vitro Befunde
Schweiz Mschr Zahnmed 86 (1976a), 1025-1041.
- 102 LUTZ F., LÜSCHER B., OCHSENBEIN H., MÜHLEMANN H.R.
Adhäsive Zahnheilkunde
Komposit-Füllungsmaterialien, (1976b).
- 103 LUTZ F., OCHSENBEIN H. und LÜSCHER B.
Nachkontrolle von 1 1/4 jährigen Adhäsivfüllungen
Schweiz Mschr Zahnheilk 87 (1977a), 125-136.
- 104 LUTZ F., LÜSCHER B. und OCHSENBEIN H.
Adaptation und Randschluss von thixotropen Kompositen und
Spritzkapselsystemen, In-vitro-Befunde
Schweiz Mschr Zahnmed 87 (1977b), 684-693.
- 105 LUTZ F. und LEUTHARD P.
Verschleißfeste MOD-Kompositfüllungen durch Einpolymeri-
sation von zentrischen Stops aus Keramik - 4-Jahres-Resul-
tate
Schweiz Mschr Zahnheilk 88 (1978), 740-752.
- 106 LUTZ F.
Kompositfüllungen - Rationelleres Ausarbeiten und bessere
Randqualität dank neuentwickelten Schleifkörpern (I)
Quintessenz 8 (1980a), 273-283.
- 107 LUTZ F.
Kompositfüllungen - Rationelleres Ausarbeiten und bessere
Randqualität dank neuentwickelten Schleifkörpern (II)
Quintessenz 9 (1980b), 125-129.
- 108 LUTZ F., PHILLIPS R.W., ROULET J.-F. und IMFELD TH.
Kompositen - Klassifikation und Wertung
Schweiz Mschr Zahnmed 93 (1983), 914-929.
- 109 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.

- 110 MAIER H.
Der Erlanger Kausimulator
Zahnmed. Dissertation (in Druck), Universität
Erlangen-Nürnberg, 1994.
- 111 MAIR L.H.
The measurement and analysis of clinical abrasion - a modified approach
Dent Mater 6 (1990), 271-275.
- 112 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.
- 113 MARX H. und MÜLLER K.
Ein neues Härtemeßverfahren und seine Anwendung bei der
Untersuchung dentaler Kunststoffe
Dtsch zahnärztl Z 26 (1971), 758-763.
- 114 McCABE J.F., and SMITH B.H.
A Method for Measuring the Wear of Restorative Materials in vitro
Br dent J 151 (1981), 123-126.
- 115 McCABE J.F., and OGDEN A.R.
The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials
Dent Mater 3 (1987), 9-12.
- 116 McKINNEY J.E., and WU W.
Relationship Between Subsurface Damage and Wear of Dental Restorative Composites
J Dent Res 61 (1982), 1083-1089.

- 117 McKINNEY J.E., and WU W.
Chemical Softening and Wear of Dental Composites
J Dent Res 64 (1985), 1326-1331.
- 118 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.
- 119 MEIER CH. und LUTZ F.
Verschleißmessungen in vivo an okklusalen Komposit- und
Amalgamfüllungen
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 617-622.
- 120 MEIER CH. und LUTZ F.
Komposite kontra Amalgam: Vergleichende Verschleißmessungen
in vivo: 1-Jahres-Resultate
Schweiz Mschr Zahnheilk 89 (1979), 203-212.
- 121 MEIER CH. und LUTZ F.
Vergleichende Verschleißmessungen in vivo zwischen Amalgam
und Komposit
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980), 489-492.
- 122 MEINERS H.
Wirkung von Zahnpasten auf die Oberfläche von Acrylaten
Dtsch zahnärztl Z 27 (1972), 719-724.
- 123 METTLER P., FRIEDRICH U. und ROULET J.-F.
Studie über die Abrasion von Amalgam und Komposit im
Seitenzahnbereich
Schweiz Mschr Zahnheilk 88 (1978), 324-343.
- 124 MÖRMANN W.H.
Kompositinlay: Forschungsmodel mit Praxispotential?
Quintessenz (1982), 1891-1901.

- 125 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.
- 126 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.
- 127 MOORES G.E., GLENTWORTH P. and HARRISON A.
Measurement of the rate of wear of dental composite resins by a "90" Sr beta particle transmission gauge
J Biomed Mater Res 17 (1983), 843-853.
- 128 MORRIS C., GARMAN T., KINZER R., and BINON P.
Clinical Evaluation of an Experimental Composite in Class II Restorations: A Three Year Report
Abstr.No.515, J Dent Res, Special Issue B 56 (1977), 180.
- 129 NOLDEN R.
Vergleichende Untersuchungen mechanischer Eigenschaften der derzeitigen selbsthärtenden und lighthärtenden Füllungskunststoffe
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980), 506-510.
- 130 NOLDEN R.
Kompositions-Füllungskunststoffe
SAUERWEIN E.: Zahnerhaltungskunde, 1985.
- 131 NUCKLES D.B., and FINGAR W.W.
Six-month and one-year clinical evaluation of a composite resin for Class II restorations
J Am Dent Assoc 91 (1975), 1017-1022.
- 132 O'BRIEN W.J., and Yee, Jr. J.
Surface Structure of Class II Composite Restorations after

Clinical Wear

Abstr.No.942, J Dent Res, Special Issue A 58 (1979), 327.

- 133 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.
- 134 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.
- 135 OTT G.
Composite-Füllungsmaterialien
Ivoclar-Vivadent Report 5 (1990), 3-19.
- 136 PAFFENBARGER G.C.
Significant Physical Properties
J Dent Res 30 (1951), 497-498.
- 137 PAFFENBARGER G.C., NELSON R.J., and SWEENEY W.T.
Direct and indirect filling resins: a review of some physical and chemical properties
J Am Dent Assoc 47 (1953), 516-524.
- 138 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.
- 139 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.

- 140 PAULUS M.
Rechnergestützte Oberflächenabtastung für
Verschleißuntersuchungen an zahnärztlichen Werkstoffen
Diplomarbeit im Fach Informatik, Universität
Erlangen-Nürnberg, 1990.
- 141 PETERSEN E.A., PHILLIPS R.W., and SWARTZ M.L.
A comparison of physical properteis of four restorative
resins
J Am Dent Assoc 73 (1966), 1324-1336.
- 142 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.
- 143 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.
- 144 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.
- 145 PHILLIPS R.W., LUTZ F. und ROULET J.-F.
Seitenzahn-Komposits - eine Standortbestimmung
Schweiz Mschr Zahnheilk 93 (1980), 666-672.
- 146 PILLIAR R.M., SMITH D.C., and MARIC B.
Oscillatory Wear Tests of Dental Composites
J Dent Res 63 (1984), 1166-1172.

- 147 POWERS J.M., ALLEN L.J., and CRAIG R.G.
Two-body abrasion of commercial and experimental restorative and coating resins and an amalgam
J Am Dent Assoc 89 (1974), 1118-1122.
- 148 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.
- 149 RATEITSCHAK K.H., RENGGLI H.H. und MÜHLEMANN H.R.
Schwenzer/Rimm Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Band 4)
Thieme, 1978.
- 150 REHBERG H.J.
Ein Überblick über die werkstoffkundlichen Grundlagen der Composite-Füllungsmaterialien
Zahnärztl Mitt 68 (1978), 1191-1195.
- 151 REICH E., SCHMALZ G. und FEDERLIN M.
Randspaltverhalten von Keramik- und Kompositinlays in vitro
Dtsch zahnärztl Z 45 (1990), 656-660.
- 152 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Aushärtung photopolymerisierbarer Versieglermaterialien in verschiedenen tiefen Schmelzzonen
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977), 848-852.
- 153 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Korrelation zwischen Härte und Abrieb photopolymerisierbarer Schmelzadhäsive I. Mitteilung
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977a), 625-626.
- 154 REINHARDT K.-J. und VAHL J.
Untersuchungen füllstoffhaltiger und -freier Adhäsive im Vergleich zu einem Composite II. Mitteilung
Dtsch zahnärztl Z 32 (1977b), 867-870.

- 155 REINHARDT K.-J.
Der Einfluß der Lichtquelle auf die Randständigkeit von
Kompositfüllungen
Dtsch zahnärztl Z 46 (1991), 132-134.
- 156 REINHARDT K.-J.
Restdoppelbindungen und Grenzflächeneffekt von
Kunststoffmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 46 (1991), 204-208.
- 157 RICE S.L., WAYNE S.F., BAILEY W.F., and ROTO M.
Influence of variation in contact stress on the sliding-
wear behavior of dental amalgam
Biomaterials 2 (1981), 46-48.
- 158 RICE S.L., BAILEY W.F., PACELLI P.F.T., and BLANCK W.R.
Influence of Enamel Stylus Stiffness on the Sliding-wear
Behavior of a Composite Restorative
J Dent Mater 61 (1982), 493-496.
- 159 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.
- 160 RIETHE P.
Entwicklung der Frontzahnfüllungswerkstoffe
Zahnärztl Mitt 68 (1978), 374-381.
- 161 ROBINSON R.B., MOORE B.K., and SWARTZ M.L.
Comparison of Microleakage in Direct and Indirect Composite
Resin Restorations in Vitro
Operative Dent 12 (1987), 113-116.
- 162 ROSE E.E., LAL J., GREEN R. and CORNELL J.
Direct resin filling materials. Coefficient of thermal
expansion and water sorption of polymethyl methacrylate

J Dent Res 34 (1955), 589-596.

- 163 ROSE D., PLATZER U. und ROTH K. K.-F.
Untersuchungen zur Kompositfuge bei computererstellten
Keramikinlays
Dtsch zahnärztl Z 45 (1990), 677-679.
- 164 ROULET J.-F.
Die Abrasion von Komposits
Schweiz Mschr Zahnheik 86 (1976), 413-426.
- 165 ROULET J.-F.
Ein klinischer Vergleich 3-er Komposits mit Amalgam im
Seitenzahnbereich
Zahnärztl Welt/Reform 86 (1977), 1055-1062.
- 166 ROULET J.-F., METTLER P. und FRIEDRICH U.
Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 206-209.
- 167 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 (1980a), 18-30.
- 168 ROULET J.-F., METTLER P. und FRIEDRICH U.
Studie über die Abrasion von Komposites im
Seitenzahnbereich Resultate nach 3 Jahren
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980b), 493-497.
- 169 ROULET J.-F.
Degradation of Dental Polymers
Karger, 1987.
- 170 RÜMANN F. und LUTZ F.
Komposits als Amalgamersatz - klinisch und experimentelle

Resultate

Quintessenz 3 (1980), 133-143.

- 171 RUPP N.W.
Clinical Placement and Performance of Composite Resin Restoratives
J Dent Res 58 (1979), 1551-1557.
- 172 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.
- 173 SARRET D.C.
Wear behavior of dental composite restorative materials
Zahnmed. Dissertation (University of Florida), 1988.
- 174 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.
- 175 SCHNEIDER P.E.
Seitenzahn- Restaurationen mit Composite - 4jährige Erfahrungen aus der Praxis
Phillip Journal 6 (1990), 264-273.
- 176 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.
- 177 SMALLEY W.M., and NICHOLLS J.I.
In vitro two-body wear of polymeric veneering materials
J Prosthet Dent 56 (1986), 175-181.
- 178 SÖDERHOLM K.-J.M.
Influence of Silane Treatment and Filler Fraction on Thermal

Expansion of Composite Resins
J Dent Res 63 (1984), 1321-1326.

- 179 SÖDERHOLM K.-J.M.
Die hydrolytische Degradation von Composites Teil I:
Physikalisch-chemische Grundlagen
Phillip Journal 6 (1988), 323-328.
- 180 SÖDERHOLM K.-J.M.
Die hydrolytische Degradation von Composites Teil II: Fol-
gen für die Anwendung in der Praxis
Phillip Journal 1 (1989), 75-78.
- 181 SOLTÉSZ U., KLAIBER B., PERGANDE CH. und RICHTER H.
Vergleichende Untersuchungen über das Abrasionsverhalten
von Composite-Füllungsmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 406-412.
- 182 SOLTÉSZ U., KLAIBER B. und SCHLUDE V.
Bürstenabrsion mit 27 handelsüblichen Composites und ihre
Oberflächenveränderung im Rasterelektronenmikroskop
Dtsch zahnärztl Z 35 (1980), 502-505.
- 183 STÄDTLER P. und RIEDL R.
Abrasion von Komposits nach Bearbeitung mit Mohnsamen
Z Stomatol 86 (1989), 217-221.
- 184 STETTMAIER K., KINDER J., VAHL J. und REINHARDT K.-J.
Untersuchungen des thermischen Verhaltens von Schmelz,
Dentin und ausgewählten Dentalwerkstoffen
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 474-476.
- 185 SWIFT, Jr. E.J.
Wear of composite resins in permanent posterior teeth
J Am Dent Assoc 115 (1987), 584-588.
- 186 TARY B.G., and PAMEIJER C.H.

Microwear of Composite Resins: An in vivo study
Abstr.No.593, J Dent Res, Special Issue A 57 (1978), 200.

- 187 TEAFORD M.E.
Is tooth wear a correlate of composite microwear?
J Am Dent Assoc 60 (1988), 400.
- 188 TONN V.M., and RYGE E.
Clinical evaluations of composite resin restorations in
primary molars: a 4-year follow up study
J Am Dent Assoc 117 (1988), 603-606.
- 189 van GROENINGEN G.
In vivo-Abrasion of Composites: A Quantitative Investiga-
tion
Quintessence Int 10 (1981), 1101-1107.
- 190 VENZ S. und NEWESELY H.
Vergleichende Untersuchung und Prüfung von Herstelleran-
gaben für die Verarbeitung von Composites
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 204.
- 191 VENZ S.
Untersuchung des Zusammenhanges zwischen Biegefestigkeit,
Steifigkeit, Biegemodul, Füllstoffgehalt und Bruchflächen-
struktur
Zahnärztl Welt/Reform 88 (1979), 601-606.
- 192 VIEIRA D.F., CORADAZZI J.L., and MONDELLI J.
Fracture strength of Class II composite resin restorations
J Prosthet Dent 32 (1974), 277-282.
- 193 VIOHL J.
Werkstoffkundliche Untersuchung der Wasseraufnahme und
Biegefestigkeit von Kunststoff-Füllungsmaterialien
Dtsch zahnärztl Z 29 (1974), 442-449.

- 194 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.
- 195 VIOHL J.
Wie tief polymerisieren UV-härtende Kunststoffe?
Dtsch zahnärztl Z 33 (1978), 476.
- 196 VIOHL J. und EICKHOFF A.
Wasseraufnahme und Löslichkeit von Füllungskunststoffen in
Abhängigkeit vom Mischungsverhältnis bzw. der Bestrahlungs-
zeit
Dtsch zahnärztl Z 34 (1979), 687-690.
- 197 VIOHL J.
Klinische Bedeutung der Biegeeigenschaften bei Füllungs-
werkstoffen
Zahnärztl Welt/Reform 89 (1980), 43-46.
- 198 VIOHL J.
Kunststoff-Füllungswerkstoffkunde
EICHNER K.: Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung,
Hüthig, (1985).
- 199 WEBER H.
Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Frage der
Abrasionsfestigkeit von Isosit unter besonderer Berücksich-
tigung der Problematik der Abrasionsmessung (I)
Quintessenz 1 (1980), 117-123.
- 200 WEBER H.
Klinische und experimentelle Untersuchungen zur Frage der
Abrasionsfestigkeit von Isosit unter besonderer Berücksich-
tigung der Problematik der Abrasionstestung (II)
Quintessenz 2 (1980), 123-129.

- 201 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.
- 202 WILSON T.W., and TURNER D.T.
Characterization of Polydimethacrylates and Their Compo-
sites by Dynamic Mechanical Stress
J Dent Res 66 (1984), 1032-1035.
- 203 WOLCOTT R.B., and NELSON R.J.
A Method for Evaluating Adaptation of Restorations
J Dent Res 30 (1951), 500.
- 204 WU W., and MCKINNEY J.E.
Influence of Chemicals on Wear of Dental Composites
J Dent Res 61 (1982), 1180-1183.
- 205 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.
- 206 XIAO-SU Y.
Beitrag zum strukturabhängigen mechanischen Verhalten von
Klebstoffschichten
WerkstoffkdI. Dissertation, Universität-Gesamthoch-
schule-Paderborn, (1981).
- 207 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.
- 208 XU HENGCHANG, WANG TONG, and SONG SHIQUING
Wear patterns of composite restorative resins in vivo;
observations by scanning electron microscopy

- 147 -

J Oral Rehabil 12 (1985), 389-400.

7 Anhang

7.1 Material und Geräteliste

Kompositinlaysysteme:

Coltene	Brilliant Dentin	160 790-37	U (Universal)
	Brilliant Duo Cement	130 390-20	
DeTrey	A.P.H.	910 226	LY G (U)
	Dicor MGC Luting Comp.	910 506	
3M	experiment. Komposit	P-50 ODD 2	U (Universal)
	Luting Cem	257 GA 257 GB	
Espe	VISIO ^R gem	P 230	D E 12
	Nimetic Grip	51/2/243/55R 6 ad	
Espe	Pertac Hybrid	V 014	U(Universal)A3
	Pertac Hybrid	V 014	
Kulzer	Charisma	VPEP 230 590	7B 20
	Adhesive Cement	12-89 300590	
Tukoyama	Palfique	1U202 bzw. 1U 203	U(Universal)
Soda	Palfique Cem	RCA 102RCB 601	
Vivadent	EOS	47 4201	LY 22
	Dual Cement Radiopaque	160 055	
Vivadent	Neues Hybrid	MFC VP 1157b: 348 013	
	Dual Cement Radiopaque	160 055	

Amalgam:

Johnson & Johnson Dispersalloy

Geräte:

Abrasionsgerät: ACTA-Abrasionsmaschine nach Dr. Degee [DEGEE (1986)]

Polymerisationslampe: Kulzer Translux C

Nachvergütung: Vivadent VISIO^Rbeta Lichtofen

Schraubstock: Präzisions-Schleif- und Kontrollschraubstock mit Gewindenspiel Nr. 36 317 Firma Hoffmann Qualitätswerkzeuge GmbH Nürnberg

Mikrometermeßuhr: digitale Mikrometermeßuhr der Firma Mitutuyo Typ IDU 25

Isoliermittel: Silikonfreies Formentrennmittel G.K.36 Firma Keller - Chemie / Nürnberg

Rundschleifmaschine: Kellermann Universalschleifmaschine Typ 1500 U

Perthometer: Firma Perthen, Perthometer C5D, mit Vorschubgerät PRK und Mikrotaster FRW 750

Eichnormale PEN-10-1 6820101 (Perthen)

Schrittmotor: Astrosyn "Miniangle Stepper", Typ 23 LM-K337-01, No.S5604, Minebea Co. Ltd

7.2 Wertetabellen

Dateiname: M11.MES (mit Pin)		Rad-Nr.: 1		Abrasionszyklen: 100 000		Datum: 04.08.91				
	50-1	50-2	100-1	100-2	200-1	200-2	300-1	300-2	500-1	500-2
0	10,8	13,43	9,4	10,22	11,47	11,34	11,84	12,48	10,2	13,34
1	10,22	9,45	12,04	12,33	10,47	10,27	11,14	10,54	10,02	13,59
2	11,35	9,75	10,31	10,55	20,94 *	14,39	20,84 *	11,0	11,66	10,84
3	11,97	11,88	11,17	10,82	11,05	10,17	10,69	9,24	10,79	16,75 *
4	11,95	10,15	9,99	11,6	13,66	19,15 *	11,12	9,18	12,47	12,4
5	10,36	12,58	9,56	12,57	9,68	12,04	14,77	9,24	9,68	9,16
6	9,79	17,58 *	9,79	11,04	12,63	10,4	10,49	11,85	15,13	11,69
7	9,43	10,23	9,6	9,53	14,4	13,7	9,86	11,13	13,7	16,87 *
8	10,22	9,61	28,7 *	10,7	11,03	14,62	10,93	10,86	11,47	9,01
9	17,95 *	10,1	9,66	13,41	9,8	17,05 *	12,46	12,44	12,11	12,35
x	10,51	10,8	10,17	11,28	11,56	12,08	11,48	10,8	11,72	11,55
rel										

mit * markierte Werte gingen bei der Mittelwertberechnung nicht ein und wurden auch in der Statistik nicht berücksichtigt

Dateiname: M12.MES (mit Pin)		Abrasionszyklen: 100 000										Datum: 10.08.91	
		Rad-Nr.: 1											
		50-1	50-2	100-1	100-2	200-1	200-2	300-1	300-2	500-1	500-2		
0		12,37	21,68 *	9,97	9,29	33,19 *	11,26	9,37	11,51	9,8	11,2		
1		9,34	9,32	9,45	9,39	10,05	12,14	10,89	9,93	10,43	9,51		
2		26,21 *	9,59	9,65	11,41	10,87	14,48	9,98	9,61	9,56	11,58		
3		9,65	9,29	9,42	14,78	14,34	26,55 *	12,21	9,21	10,33	9,28		
4		10,59	9,57	9,69	13,81	9,87	10,51	13,63	9,5	11,40	11,12		
5		9,91	9,26	10,78	10,61	20,43 *	12,48	13,38	10,13	11,34	21,12 *		
6		10,11	9,91	10,43	10,36	10,01	14,86	9,39	14,70	10,8	11,76		
7		10,19	10,01	39,26 *	15,7 *	12,07	11,31	33,12 *	10,1	9,26	10,87		
8		14,98	9,21	10,48	10,21	10,14	13,88	18,46 *	9,61	11,26	10,57		
9		13,7	17,86 *	10,57	10,84	15,29 *	22,65 *	15,57 *	10,48	10,2	11,72		
x		11,20	9,52	10,05	11,19	11,05	12,61	11,26	10,47	10,49	10,84		
rel													

Die mit * markierten Werte gingen in die Mittelwertberechnung nicht ein und wurden in der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M21.MES (ohne Pin)		Abrasionszyklen: 100 000										Datum: 11.08.91	
		Rad-Nr.: 2											
	50-1	50-2	100-1	100-2	200-1	200-2	300-1	300-2	500-1	500-2			
0	9,76	20,35 *	11,28	11,32	32,95 *	10,71	9,89	9,89	10,69	10,48			
1	30,16 *	12,49	9,43	10,16	10,58	10,81	9,80	14,15	9,81	24,16			
2	12,21	10,22	9,47	9,61	9,89	12,11	10,06	10,73	11,15	10,1			
3	1046	11,26	9,63	10,09	10,76	10,01	11,68	10,17	9,11	9,93			
4	12,03	11,28	10,73	9,84	10,44	9,89	10,29	11,63	16,10 *	9,54			
5	9,98	9,67	9,44	12,14	10,43	10,59	11,81	10,59	9,85	11,02			
6	25,43 *	9,77	9,44	10,05	12,56	11,38	10,42	10,94	11,17	9,42			
7	10,21	9,81	39,11	11,41	10,15	14,01	10,95	10,38	10,56	10,52			
8	8,97	9,80	10,31	9,44	11,11	10,89	9,99	9,11	10,14	12,13			
9	9,41	10,16	11,74	9,72	13,85	10,88	11,32	20,66 *	11,87	16,82 *			
x	10,38	10,55	10,16	10,37	11,09	11,13	10,62	10,84	10,49	10,39			
rel													

Die mit * markierten Werte gingen in die Mittelwertberechnung nicht ein und wurden in der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M41-10.MES		Rad-Nr.: 4		Abrasionszyklen: 100 000		Datum: 08.09.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogram	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	6,1	25,5	34,7	21,4	62,1	23,25	28,65	25,45	11,95	13,2
1	6,1	25,25	333,1	21,1	61,3	19,6	27,75	22,35	10,35	11,7
2	5,15	26,55	31,1	19,3	61,9	19,6	27,15	21,05	10,3	11,5
3	5,0	24,95	32,05	19,65	60,7	18,15	27,5	20,75	10,55	10,85
4	5,8	22,85	31,65	18,65	59,85	17,95	25,7	19,5	10,1	11,35
5	5,3	21,8	30,8	18,4	60,3	17,25	25,1	18,65	9,1	10,1
6	5,5	21,5	31,4	18,45	62,95	16,4	24,45	17,5	8,85	10,35
7	5,3	22,5	32,0	18,85	60,65	17,6	23,05	17,2	8,2	11,6
8	4,85	22,05	33,25	17,75	60,65	16,3	23,3	17,1	8,75	10,5
9	4,55	20,95	32,6	18,0	64,2	18,85	22,95	16,9	8,45	11,15
x	5,33	23,4	32,265	19,155	61,46	18,495	25,56	19,545	9,66	11,23
rel	1	4,4	6,1	3,6	11,5	3,5	4,8	3,7	1,8	2,1

Dateiname: M31-5.MES		Rad-Nr.: 3		Abrasionszyklen: 100 000		Datum: 05.08.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogram	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	5,85	27,45	37,05	20,7	61,7	18,0	30,6	22,0	12,0	12,95
1	6,05	27,05	35,7	19,35	60,65	22,2	28,5	21,25	11,0	13,35
2	6,1	25,55	34,24	19,9	59,9	19,95	28,65	20,05	10,75	13,35
3	5,7	25,85	33,15	19,0	60,45	18,7	28,05	17,9	10,6	12,6
4	6,2	24,4	33,35	19,0	58,95	18,35	26,95	17,1	10,6	12,7
5	6,45	23,95	32,4	18,8	59,15	17,75	23,45	17,25	10,2	11,7
6	6,05	22,8	32,85	18,5	59,65	18,0	23,15	16,65	9,6	11,4
7	6,55	22,25	32,3	22,25	59,1	18,65	22,3	16,8	9,35	11,1
8	6,6	22,35	31,5	17,6	58,2	18,1	23,55	15,65	9,25	11,1
9	6,6	22,25	32,2	17,4	57,8	17,4	24,3	15,3	9,1	11,5
x	6,215	25,39	33,45	19,25	59,555	18,71	25,95	17,995	10,245	12,175
rel	1	3,9	5,4	3,1	9,6	3,0	4,2	2,9	1,6	2,0

Dateiname: M42-10.MES		Rad-Nr.: 4		Abrasionszyklen: 200 000		Datum: 10.08.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogen	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	9,45	45,9	59,5	36,85	106,6	37,35	53,55	41,8	22,75	24,85
1	9,1	44,8	59,4	34,35	105,95	34,2	53,15	41,65	20,7	21,85
2	9,95	41,6	-	32,9	107,85	32,75	51,2	39,0	19,35	21,35
3	9,35	39,1	56,65	32,1	108,2	33,95	50,6	37,1	21,0	20,65
4	8,3	36,45	54,8	30,65	108,35	-	47,3	36,5	18,35	-
5	9,85	37,25	54,75	30,1	108,85	35,85	45,25	33,1	18,55	21,15
6	9,5	37,3	57,25	29,25	107,9	31,6	44,4	32,55	19,35	24,7
7	9,6	35,2	57,5	28,75	108,05	29,15	44,25	32,4	18,35	-
8	9,9	33,3	56,85	28,25	108,75	30,35	43,95	30,25	17,05	20,2
9	10,7	36,75	60,4	28,15	107,85	31,2	42,95	30,35	17,6	20,05
x	9,57	38,76	57,46	31,135	107,835	32,93	47,66	35,47	19,305	21,83
rel	1	4,1	6,0	3,3	11,3	3,4	5,0	3,7	2,0	2,3

Dateiname: M22.MES (ohne Pin)		Rad-Nr.: 2										Abrasionszyklen: 200 000			Datum: 12.08.91	
	50-1	50-2	100-1	100-2	200-1	200-2	300-1	300-2	500-1	500-2						
0	19,70 *	1051	9,64	10,72	12,26	10,85	10,45	18,40	9,53	9,45						
1	10,08	11,26	9,56	10,90	10,39	10,65	9,42	10,10	12,17	9,97						
2	11,35	12,24	9,79	9,78	10,34	9,74	11,53	9,94	10,23	9,28						
3	10,17	24,45 *	9,74	13,2	9,78	24,35 *	12,88	11,79	10,48	9,87						
4	11,89	9,52	9,69	10,15	10,39	10,11	10,14	10,89	9,72	-						
5	10,08	10,02	10,06	10,56	9,54	9,4	9,94	11,14	9,32	18,61 *						
6	9,52	10,01	29,78 *	9,95	10,0	29,69 *	9,17	10,86	9,36	9,45						
7	10,61	15,77 *	-	11,88	11,6	10,57	11,34	10,06	9,45	9,05						
8	9,34	9,55	10,48	9,55	13,47	9,71	9,68	11,18	11,36	26,65 *						
9	11,43	9,24	13,79	9,81	12,98	33,61 *	9,52	13,27	9,41	11,38						
x	10,49	10,31	10,34	10,65	11,07	10,14	10,40	11,03	10,10	9,78						
rel																

Die mit * markierten Werte gingen in die Mittelwertberechnung nicht ein und wurden in der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M32-5.MES		Rad-Nr.: 3		Abrasionszyklen: 200 000		Datum: 11.08.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Vistogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	11,5	50,9	62,75	42,25	113,85	47,6	62,85	43,05	24,6	25,2
1	11,35	49,7	66,15	38,25	114,25	39,95	57,9	40,4	22,2	24,5
2	11,0	48,1	66,1	26,15	116,5	38,55	52,15	39,35	21,3	24,55
3	12,25	48,0	62,65	35,4	116,2	36,25	52,55	37,3	20,2	24,55
4	10,75	47,25	62,6	35,15	114,15	32,85	51,35	34,1	19,8	22,85
5	11,75	45,0	62,6	38,65	115,75	34,8	47,95	32,8	20,0	23,5
6	13,0	44,25	60,8	34,9	113,55	33,25	45,05	32,05	18,75	21,85
7	11,65	41,25	60,4	35,25	112,95	32,55	44,55	32,25	19,15	21,4
8	12,05	41,75	59,85	37,6	111,7	35,65	43,1	30,8	17,85	20,75
9	12,15	41,1	59,75	33,6	109,9	31,95	44,05	30,65	17,7	20,25
x	11,74	45,73	62,385	36,72	113,881	36,34	50,15	35,275	20,155	22,94
rel	1	3,9	5,3	3,1	9,7	3,1	4,3	3,0	1,7	2,0

Dateiname: M52-20.MES		Rad-Nr.: 5		Abrasionszyklen: 200 000		Datum: 11.08.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogram	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	14,05	48,85	67,1	41,3	123,6	43,35	44,6	44,6	26,65	27,0
1	11,15	47,25	65,35	40,15	123,8	43,0	43,0	42,35	24,75	25,8
2	12,75	46,75	64,75	38,1	122,05	45,6	45,6	40,35	23,05	24,4
3	11,45	47,75	65,1	37,2	120,35	45,05	45,05	38,95	21,35	26,55
4	11,55	45,05	66,05	36,75	119,35	48,95	48,95	37,05	22,7	24,0
5	10,55	44,9	63,8	35,25	120,2	50,05	50,05	37,05	23,15	32,2
6	10,8	44,4	66,0	34,45	119,25	53,95	53,95	36,1	21,8	22,6
7	10,55	42,5	64,25	33,7	120,75	50,2	50,2	39,1	21,4	23,85
8	11,6	41,65	63,6	33,6	122,45	52,45	52,45	34,65	20,55	23,55
9	9,85	39,7	65,55	36,2	121,8	51,65	51,65	33,35	20,8	23,0
x	11,43	44,875	65,155	36,67	121,36	48,55	48,55	38,41	22,62	24,395
rel	1	3,9	5,7	3,2	10,6	4,2	4,2	3,4	2,0	2,1

Dateiname: M62-30.MES		Rad-Nr.: 6		Abrasionszyklen: 200 000		Datum: 10.08.91				
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Vistogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0	13,05	53,5	68,85	43,35	115,6	50,35	59,45	47,5	25,8	28,85
1	15,6 *	51,75	66,5	41,65	116,75	43,85	58,8	46,15	24,9	26,85
2	11,55	52,15	62,25	38,65	117,85	39,7	56,45	41,75	22,9	25,5
3	12,15	50,25	61,95	37,2	115,85	38,35	54,5	41,35	22,85	24,7
4	12,55	45,65	62,2	37,45	117,0	34,9	52,5	40,8	21,7	24,7
5	11,5	44,9	60,6	36,25	117,75	36,9	50,8	38,5	20,75	24,4
6	10,85	43,55	61,95	36,5	119,3	35,05	50,4	37,3	20,05	23,8
7	11,9	42,95	64,7	36,2	118,85	38,2	47,2	35,95	19,85	23,1
8	11,4	42,65	64,7	34,3	117,75	35,15	45,7	34,95	18,75	22,75
9	11,0	42,2	64,8	33,05	118,75	36,75	46,6	34,7	18,7	21,65
x	11,77	46,955	63,85	37,458	117,545	38,92	52,24	39,895	21,625	24,63
rel	1	4,0	5,4	3,2	10,0	3,3	4,4	3,4	1,8	2,1

Dateiname: M72.MES		Rad-Nr.: 7										Abrasionszyklen: 200 000					Datum: 03.09.91	
	50-1	50-2	100-1	100-2	200-1	200-2	300-1	300-2	500-1	500-2								
0	24,84	-	19,31	14,06	12,65	15,54	17,76	15,89	15,52	16,45								
1	24,78	12,81	16,48	12,52	15,36	13,14	16,87	18,56	16,07	14,88								
2	26,76	14,28	18,42	13,55	14,44	14,05	16,87	15,87	17,78	15,27								
3	20,10	19,36	16,80	12,86	13,84	14,78	23,58	15,64	15,59	15,44								
4	29,97	-	16,21	12,01	12,45	14,42	16,31	12,73	15,06	14,52								
5	21,80	12,46	14,72	12,90	13,91	13,71	33,50	13,27	15,39	32,13 *								
6	18,02	13,18	-	13,06	12,53	-	51,54 *	20,49	14,55	16,98								
7	23,15	12,14	-	16,87	15,53	15,25	14,21	11,55	13,06	15,00								
8	17,60	11,26	17,65	14,00	14,80	16,14	16,33	15,28	18,26	36,43 *								
9	16,18	10,27	18,60	12,78	11,94	14,51	26,76	15,62	18,02	15,85								
x	22,32	13,22	17,29	13,46	13,70	14,62	20,24	15,49	15,93	15,55								
rel																		

Die mit * markierten Werte gingen in die Mittelwertberechnung nicht ein und wurden in der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M32-5.MES (50µm-Spalten)											Rad-Nr.: 3		Abrasionszyklen: 100 000		Datum: 11.08.91	
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogram	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique						
0		11,39	10,6	10,97	12,06	11,34	10,26	10,35	9,01	9,34						
1		11,24	11,26	12,63	10,23	11,15	9,61	9,24	9,05	11,09						
2		10,03	10,58	9,5	10,8	10,64	12,94	9,55	9,05	9,37						
3		9,18	9,48	9,96	9,93	10,23	10,79	9,35	9,32	10,1						
4		11,13	10,67	9,5	11,92	9,92	10,68	11,2	9,2	11,31						
5		9,75	11,66	11,98	10,53	9,4	9,89	9,98	10,21	9,88						
6		9,74	12,27	9,39	13,75	9,6	9,73	10,54	10,19	13,61						
7		10,68	10,48	10,37	15,75	14,83	10,41	12,51	9,18	13,14						
8		10,35	9,86	10,9	15,4	10,22	9,89	10,39	9,17	10,35						
9		10,39	12,96	9,84	10,93	12,27	10,04	9,47	9,16	10,14						
x		10,39	10,98	10,5	12,13	10,96	10,42	10,26	9,39	10,83						
rel																

Die mit * markierten Werte gingen nicht in die Mittelwertberechnung ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M32-5.MES (50 µm Spalten) Rad-Nr.: 3 Abrasionszyklen: 200 000 Datum: 12.08.91										
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogram	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0		10,83	10,52	12,22	11,45	12,33	11,84	12,82	9,48	9,92
1		10,95	11,58	11,97	10,79	12,21	11,93	11,53	9,66	9,69
2		22,47 *	11,45	10,45	11,72	13,45	11,46	9,78	9,39	9,93
3		9,32	12,33	10,16	10,26	14,05	14,79	10,9	9,68	10,47
4		9,66	9,89	10,73	10,67	12,32	11,88	10,75	10,7	11,11
5		9,68	9,82	10,86	12,47	11,25	13,38	10,7	9,37	10,13
6		9,06	12,07	9,45	13,77	11,37	12,6	9,78	9,65	10,0
7		10,4	10,48	9,82	12,9	11,12	10,08	10,04	11,6	12,62
8		9,21	9,59	11,04	13,9	13,31	11,01	9,77	9,55	1036
9		14,31	10,05	20,19 *	17,45 *	11,66	10,19	16,72 *	9,33	11,52
x		1038	1078	10,75	11,99	12,31	11,92	10,68	9,84	10,58
rel										

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M41-10.MES (100 µm Spalten) Rad-Nr.: 4 Abrasionszyklen: 100 000 Datum: 13.08.91										
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Vistogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0		9,54	9,32	12,38	11,63	11,21	12,75	10,42	8,99	11,07
1		9,66	9,93	11,28	11,56	14,13	10,64	9,5	9,09	10,52
2		12,1	10,44	11,75	24,57 *	10,77	10,96	9,82	10,61	11,15
3		11,81	10,4	9,95	11,59	11,14	13,01	9,5	9,05	10,33
4		12,62	12,52	11,34	13,63	14,04	14,58	9,1	10,82	11,2
5		11,18	11,76	12,15	11,87	11,08	12,43	9,74	9,02	10,62
6		9,46	9,88	11,03	11,35	9,9	12,22	9,37	9,29	10,08
7		9,26	10,9	11,57	14,62	10,26	12,13	9,19	11,52	45,69 *
8		11,15	12,95	11,39	10,36	9,84	11,2	9,21	11,73	10,4
9		11,11	11,69	10,91	11,97	11,66	11,34	11,57	9,07	36,36 *
x		10,79	10,98	11,38	12,06	11,4	12,12	9,74	9,92	1067
rel										

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M42-10.MES (100 µm Spalten) Rad-Nr.: 4 Abrasionszyklen: 200 000 Datum: 14.08.91										
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0		9,89	9,55	9,87	10,54	10,97	10,41	9,38	16,08 *	10,31
1		9,83	11,28	9,19	12,17	10,02	9,99	9,69	10,10	1087
2		10,06	-	9,85	16,64 *	10,09	11,06	16,33 *	9,67	10,32
3		9,7	9,85	9,69	10,77	10,27	10,86	9,68	9,69	11,37
4		18,93 *	9,9	9,19	11,0	40,64 *	9,95	11,82	11,06	12,14
5		11,55	10,20	9,76	12,02	10,08	9,44	9,04	10,21	10,59
6		9,82	10,84	14,38	9,88	11,1	10,82	12,22	10,09	10,63
7		9,54	13,8	31,47 *	10,53	10,97	10,08	9,6	10,02	10,90
8		9,24	13,9	9,59	12,4	11,25	14,43	13,15	11,33	10,75
9		10,63	10,1	9,72	13,02	13,78	9,74	12,2	12,89	11,42
x		10,03	11,05	10,14	11,37	10,95	10,68	10,79	10,56	10,93
rel										

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M51-20.MES (200 µmSpalten) Rad-Nr.: 5 Abrasionszyklen: 100 000 Datum: 14.08.91										
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique
0		10,1	10,41	11,01	10,81	10,2	9,72	12,86	10,17	9,87
1		10,77	9,25	9,55	10,81	21,15 *	11,33	13,06	18,25	9,56
2		9,13	9,11	10,4	12,93	13,11	9,98	9,4	11,74	12,24
3		10,01	9,89	11,88	12,07	9,18	10,65	9,4	9,5	61,75
4		10,16	11,03	17,7 *	11,81	9,35	9,5	9,59	10,0	14,97
5		9,37	9,97	10,3	12,07	9,76	9,97	9,36	10,82	9,93
6		10,31	10,3	10,12	13,77	9,6	18,69 *	9,33	11,33	10,17
7		9,73	11,18	9,33	13,85	13,36	9,42	33,09 *	10,31	13,08
8		12,68	10,26	14,28	10,02	9,36	9,43	10,13	12,12	10,69
9		10,86	20,24 *	10,37	15,6	9,57	10,21	18,81 *	10,58	10,11
x		10,31	10,15	10,81	12,38	10,39	10,03	10,39	10,73	11,18
rel										

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M52-20.MES (200 µm Spalten)											Rad-Nr.: 5			Abrasionszyklen: 200 000			Datum: 14.08.91		
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogen	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique									
0		9,97	20,38	9,75	14,47	11,6	9,81	11,63	10,75	10,12									
1		9,94	9,55	11,46	13,25	16,7 *	13,5	11,24	17,10 *	11,93									
2		10,36	10,63	10,30	15,43	9,79	9,63	10,96	10,03	11,24									
3		10,62	10,08	10,46	12,94	9,8	9,68	10,40	9,74	131,9 *									
4		10,30	10,43	13,06	11,67	9,44	9,20	9,57	10,68	13,86									
5		10,83	10,46	9,88	11,07	9,62	11,70	9,84	14,45	13,44									
6		9,42	11,65	10,25	11,85	13,83	9,85	10,21	11,32	14,05									
7		9,35	10,48	12,05	10,74	13,32	9,55	50,16 *	10,80	11,15									
8		11,05	9,61	9,56	11,01	9,49	9,38	10,71	9,87	18,37 *									
9		9,62	9,13	9,43	10,73	10,18	9,78	9,71	11,04	17,81 *									
x		10,15	10,22	10,62	12,32	10,42	10,20	10,97	10,97	12,26									
rel																			

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M61-30.MIES (300 µm Spalten)										Abrasionszyklen: 100 000			Datum: 12.08.91	
Rad-Nr.: 6														
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogem	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique				
0		14,28	10,28	10,09	12,73	12,6	12,14	10,1	9,09	12,98				
1		11,41	11,45	12,12	13,5	9,91	9,61	9,72	17,31 *	16,77				
2		11,01	9,77	10,25	16,56	38,65 *	10,05	12,48	10,72	10,39				
3		10,07	9,56	10,93	10,72	10,19	11,4	9,56	11,02	9,68				
4		9,71	9,48	14,9	10,39	12,23	11,36	9,63	9,95	11,98				
5		12,04	11,38	10,67	10,01	10,14	9,58	9,1	10,28	9,96				
6		11,21	10,39	9,42	10,78	23,92 *	9,6	9,24	22,28 *	10,85				
7		11,35	12,76	9,2	12,48	10,86	10,24	11,44	10,23	10,2				
8		9,45	10,38	9,85	13,39	9,77	15,13	11,24	14,42	10,44				
9		9,92	10,71	10,13	12,5	12,17	11,8	10,57	11,85	11,52				
x		11,04	10,62	10,76	12,3	10,98	11,09	10,31	10,98	11,48				
rel														

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Dateiname: M62-300.MES (300 µm Spalten)										Rad-Nr.: 6			Abrasionszyklen: 200 000			Datum: 12.08.91		
	Amalgam	Charisma	EOS	VNH	Visiogen	Pertac	A.P.H.	Brilliant	P-50	Palfique								
0		9,81	10,60	10,04	11,67	12,04	12,13	9,44	9,02	12,69								
1		9,85	11,19	11,57	11,22	16,11 *	10,35	9,97	9,64	11,53								
2		10,20	13,43	10,47	12,48	14,10	10,16	10,14	15,44 *	10,47								
3		12,38	10,36	11,99	13,02	12,7	11,02	11,63	9,1	10,35								
4		10,04	14,67	9,84	10,69	11,39	20,07 *	12,64	9,31	10,49								
5		14,19	10,56	10,01	10,12	10,61	11,0	9,41	9,36	10,53								
6		10,61	10,22	15,95 *	11,36	11,23	13,69	10,23	10,60	11,36								
7		10,09	11,15	10,4	13,31	9,57	11,25	10,36	10,94	11,16								
8		10,04	10,07	11,09	13,66	12,32	10,34	10,11	10,37	19,36 *								
9		11,24	9,65	9,45	11,87	11,50	10,43	15,94 *	9,84	10,58								
x		10,85	11,18	10,54	11,94	11,71	11,15	10,43	9,8	10,81								
rel																		

Die mit * markierten Werte gingen nicht in den Mittelwert ein und wurden bei der Statistik nicht berücksichtigt.

Danksagung

Herzlichen Dank dem Direktor der Abteilung 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 Professor Dr. R. Hickel.

Spezieller Dank gebührt Herrn Dr. K.-H. Kunzelmann für die intensive Betreuung und Kritik, die zum Entstehen dieser Arbeit maßgeblich beigetragen haben.

Herzlichen Dank für seine spontane Zusage und sein großes Engagement beim Programmieren des Auswertprogramms meinem Schulfreund Markus Jorquera Imbernon.

Lebenslauf

Am 29. Mai 1966 wurde ich als zweites Kind des Chemikers Dr. Paul Deigner und seiner Frau Marianne, geb. Lück in Tübingen geboren.

Im August 1966 zogen wir nach Ludwigshafen am Rhein. Dort besuchte ich die erste Klasse der Leuschner Schule in Oggersheim. Die zweite bis vierte Klasse absolvierte ich, nach einem Umzug im Juli 1973 nach Weisenheim/Sand, in der örtlichen Grundschule. 1976 trat ich in das Karolinen-Gymnasium in Frankenthal über. Nach einem weiteren Umzug 1973 ging ich ab der 7. Klasse in das mathematisch-naturwissenschaftliche Einstein Gymnasium in Kehl am Rhein, wo ich im Mai 1985 mein Abitur ablegte.

Nach der Bundeswehrzeit, Oktober 1985 bis Dezember 1986, begann ich im Sommersemester 1987 an der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg mit dem Studium der Zahnmedizin.

Die zahnärztliche Prüfung beendete ich im August 1992 und die Approbation als Zahnarzt wurde mir am 22.08.92 erteilt. Am 01.02.93 begann ich mit meiner Zeit als Assistenz Zahnarzt bei Herrn Dr. Helmut Wendler, Veilchenstr. 3, 90530 Wendelstein. Seit dem 01.04.93 bin ich bei Herrn Dr. Uwe Kummert, Bernbacher Str. 15, 90768 Fürth-Burgfarrnbach angestellt.