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

In-vitro-Abrasion von Kompositen mit identischer Matrix und unterschiedlichen Füllkörpern

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

vorgelegt von
Harald Schwarz
aus
Großhabersdorf

Meinen Eltern gewidmet

Inhaltsverzeichnis

1. Einleitung

1.1. Problematik der bekannten Werkstoffe
1.2. Forderungen an alternative Materialien
1.3. Entwicklung der modernen Füllungskunststoffe
1.4. Ansatzpunkte für Werkstoffmodifikationen
1.5. Prüfung der Werkstoffe
1.6. Ziel der Untersuchung

2. Material und Methode

2.1. Vorstellung der Materialien
2.2. Vorbereitung der Proben
2.3. Durchführung der Abrasion
2.4. Vermessen der Abrasion
2.5. Modifikationen des Antagonistenrades

3. Ergebnisse

3.1. Antagonistenradversuche
3.2. Beurteilung der Abrasion
3.3. Qualitative Beurteilung mit dem Rasterelektronenmikroskop
3.4. Einfluß der Rauhigkeit

4. Diskussion

4.1. Diskussion der Methode

4.2. Diskussion der Ergebnisse

5. Zusammenfassung

6. Literaturverzeichnis

7. Anhang

7.1. Abrasionskurven der Proben

7.2. Einzelergebnisse der Abrasion der Probenräder

7.3. Liste der verwendeten Geräte

7.4. Liste der verwendeten Materialien

Danksagung

Lebenslauf

1. Einleitung

Im Gegensatz zu den umfangreichen Prophylaxeanstrengungen, die von Krankenkassen, Gesundheitsämtern und nicht zuletzt der Zahnärzteschaft unternommen werden, um eine Änderung im Gesundheitsbewußtsein der Bevölkerung herbeizuführen, muß ein großer Teil der Behandlungszeit in deutschen Praxen der Therapie von kariösen Hartsubstanzdefekten und deren Folgen gewidmet werden.

Verschiedene Konzepte der Gruppen- und Individualprophylaxe, die zum Teil auch auf einer gesetzlichen Basis stehend angewandt werden, können nur dann Erfolg bringen, wenn sie allgemein akzeptiert werden. Diese Akzeptanz muß sich jedoch im Laufe der Zeit entwickeln. Über einen durchschlagenden Erfolg der Prophylaxekampagnen kann bestenfalls spekuliert werden. Es gilt deshalb auch in Zukunft, auf dem Gebiet der restaurativen Zahnheilkunde für alle Eventualitäten gerüstet zu sein. Neben der Entwicklung neuer Behandlungsmethoden, wie z. B. der Verwendung von Lasergeräten unterschiedlichster Bauart anstelle der herkömmlichen Schleifeinheiten, ist die Frage der Werkstoffe, die für eine Rekonstruktion verlorengegangener Zahnsubstanz und die Restauration geschädigter Zähne Verwendung finden, aktueller denn je.

Alle in der Mundhöhle eingesetzten Werkstoffe müssen diverse Eigenschaften besitzen und verschiedene Anforderungen erfüllen. Es muß geklärt sein, welchen Einfluß der Werkstoff auf seine Umgebung ausübt, und welche Einflüsse diese Umgebung, in diesem Falle die Mundhöhle, ihrerseits auf den Werkstoff ausübt [11]. Die wesentlichen Anforderungen an einen Werkstoff im zahnärztlichen Verwendungsspektrum, die erfüllt werden müssen, sind neben Dimensionsstabilität, geringer thermischer und elektrischer Leitfähigkeit, möglichst wenig Löslichkeit und Absorption, sowie der Farbe und auch optische Eigenschaften vor allem gute mechanische Eigenschaften, wie Abrasionsfestigkeit und Kaustabilität [11].

1.1. Problematik der bekannten Werkstoffe

Das Phänomen Abrasion kann unter verschiedenen Gesichtspunkten erfaßt und definiert werden. Nach *Roulet* (1976) versteht man darunter einen Substanzverlust, der auf physikalisch-mechanischem Weg entsteht, indem feste Körper auf dem abradierten Körper schleifen [81]. Nach *Hoffmann-Axthelm* ist Abrasion allgemein der infolge Reibung auftretende Materialverlust aus der Oberfläche fester Körper [33]. Ganz weit gefaßt kann Abrasion als Teil der Tribologie verstanden werden. Damit ist die Lehre von den bei der gegenseitigen Reibung von Oberflächen auftretenden Erscheinungen gemeint [33]. Welcher Definition man auch den Vorzug geben mag, eine jede zeigt, daß der Parameter Abrasion einen wichtigen Gesichtspunkt bei der Auswahl von Füllungsmaterialien darstellt.

Für die okklusionstragenden Seitenzahnbereiche kommen traditionell nur Gold und Amalgam in Frage, da Kunststoffe bisher keine ausreichende Abrasionsfestigkeit aufweisen [8, 32, 61, 80, 84]. In letzter Zeit wird auch verstärkt Keramik als Füllungsmaterial eingesetzt. Die Vorteile dieser Werkstoffe liegen in einer guten Abrasionsfestigkeit und einer hohen Dimensionskonstanz. Der suffiziente Ersatz verlorengegangener Zahnsubstanz ist damit in anatomischer und funktioneller Hinsicht langfristig gegeben. Die Nachteile, die bei der Verwendung dieser Materialien auftreten, sind allgemein bekannt. Neben der aufwendigen und umständlichen, damit auch teueren Herstellung von Gold- und Keramikrestaurationen, wie z. B. Inlays, kommen auch werkstoffkundliche Nachteile zum Tragen.

Keramische Massen sind schwierig zu verarbeiten, da beim Brennen hohe Schrumpfung auftritt. Der Brennvorgang muß des öfteren wiederholt werden, wodurch die Verarbeitung erschwert wird. Die Paßform der Keramikinlays ist deshalb sehr oft ungenügend. Aufgrund der geringen Elastizität von Keramik ist die Bruchfestigkeit gering. Keramische Arbeiten sind deshalb anfälliger für Frakturen und Brüche [10, 11]. Außerdem weist Keramik eine größere Härte als der natürliche Zahnschmelz auf, so daß es bei Artikulations- und Okklusionskontakten zu vermehrter Abrasion des Antagonisten kommen soll.

Aus zahnärztlicher Sicht muß daher den speziellen Materialeigenschaften der Keramik Rechnung getragen werden. Dies bedeutet, daß durch die Kavitätenpräparation eine Mindestschichtstärke des Keramikinlays von 1,5 mm an der tiefsten Fissur erreicht werden muß. Dadurch ist sehr oft vermehrter Abtrag von gesunder Zahnhartsubstanz erforderlich. Dies geht zu Lasten der Zahnstabilität und der Integrität der Zahnpulpa. Gleiches gilt auch für die Verwendung von Kunststoffinlaysystemen. Allerdings vermögen sowohl Keramik- als auch Kunststoffinlaysysteme in ästhetischer Hinsicht voll zu überzeugen.

Die Restauration kariöser Seitenzähne mit Metallegierungen besitzt dagegen eine jahrzehntelange Tradition. Was die Verwendung von Gußfüllungen angeht, so muß in Betracht gezogen werden, daß hierbei hohe Kosten durch den Zeitaufwand, bedingt durch die Abdrucknahme und die Herstellung im zahntechnischen Labor, sowie durch die Materialien, z. B. Goldlegierungen, entstehen. Außerdem setzt die Verwendung von Gußfüllungen eine bestimmte Gestaltung der Kavitäten voraus, die zum Teil nur durch den Abtrag von gesunder Zahnhartsubstanz erreicht werden kann. Wie bei der Anwendung von Keramik- und Kunststoffinlaysystemen werden die präparierten Zähne oft stark geschwächt. Diese Schwächung der Zähne kann bei der Verwendung von plastischen Füllungsmaterialien auf ein Minimum reduziert werden. Das Mittel der Wahl war hier über viele Jahre hinweg Amalgam. Wie die Gußfüllung auch, weist Amalgam eine gute Abrasionsfestigkeit und Kaustabilität auf und darüber hinaus ist es einfach und kostengünstig zu verarbeiten.

Metallische Werkstoffe haben neben einer ungenügenden Ästhetik als Nachteile in erster Linie die hohe thermische Leitfähigkeit, die zur Schädigung des Markorgans des Zahnes führen kann, sowie das Auftreten elektrochemischer Reaktionen, wie Korrosion und Potentialbildung [10, 11]. Dadurch kommt es zur Freisetzung von Legierungsbestandteilen, was zu einer Irritation der umgebenden Gewebe, sowie Geschmacksbeeinträchtigungen führen kann [10, 11].

Diese Löslichkeit metallischer Werkstoffe hat dazu geführt, daß Amalgam in letzter Zeit zunehmend unter Beschuß geraten ist. Durch den Hauptbestandteil Quecksilber

und dessen mögliche gesundheitsschädliche Auswirkungen ist Amalgam im Laufe der letzten Jahre vermehrt in die Schlagzeilen und damit in den Blickpunkt öffentlichen Interesses getreten. Die Forderung nach alternativen Füllungsmaterialien wird deshalb vor allem in Europa zunehmend häufiger und dringlicher gestellt.

1.2. Forderungen an alternative Materialien

Die Industrie versucht dieser Forderung durch die Entwicklung und Produktion von neuen Materialien zu entsprechen. In erster Linie wird an Modifikationen von Kunststoffen gearbeitet [24, 70, 92]. Ziel ist es, ein alternatives plastisches Füllungsmaterial für Amalgam zu finden, welches sich ähnlich gut verarbeiten läßt, vergleichbar gute Beständigkeit aufweist, den gesundheitlichen Aspekten Rechnung trägt, entsprechend preiswert und zahnfarben ist. Es gelten natürlich auch die oben bereits geschilderten Anforderungen.

1.3. Entwicklung der Füllungskunststoffe

Die in der Zahnheilkunde verwendeten Füllungskunststoffe werden aufgrund ihrer Zusammensetzung aus verschiedensten Grundmaterialien Komposite genannt. Neben den unterschiedlichen Härtungsmechanismen (Autopolymerisate, Photopolymerisate) können Kunststoffe bezüglich der unterschiedlichen Kunststoffmatrix und Füllkörperkonfiguration unterschieden werden.

Das Hauptproblem der aktuell verwendeten Komposite, die anstatt Amalgam eingesetzt werden, ist in erster Linie die ungenügende Beständigkeit des Materials während des Gebrauchs, das heißt vor allem die mangelnde Abrasionsfestigkeit [4, 16, 18, 20, 21, 24, 32, 42, 44, 45, 47, 51, 58, 66, 78, 79]. Die ersten Komposite, die in den frühen 70er Jahren als Füllungsmaterial im Seitenzahnbereich verwendet wurden, waren sogenannte konventionelle Komposite, die große Füllkörper

(Makrofüller) enthielten. Klinische Untersuchungen ergaben, daß es bei diesen Materialien bereits nach kurzer Tragedauer zu großen Substanzverlusten kam [46, 72, 73, 74]. Die Abrasionsmuster zeigten einen generellen Substanzverlust der gesamten Oberfläche der Restaurationen. Genauere Untersuchungen der Materialeigenschaften und die Anwendung verbesserter Untersuchungsmethoden, wie z. B. der Einsatz von Rasterelektronenmikroskopen, ermöglichten die Erfassung von verschiedenen Faktoren, die für das Ausmaß der Abrasion eines Kunststoffes ausschlaggebend sind.

Als wesentliche Faktoren der geringen Abrasionsfestigkeit gelten die chemische Degradation der Kunststoffmatrix, oft in Verbindung mit Zerstörung der Schicht unterhalb der Füllungsoberfläche. Desweiteren Mikrorisse in hochbelasteten Bereichen, hervorgerufen durch okklusale Kräfte und Zugbelastung zwischen Matrix und Füllkörpern, sowie Mikrorisse um exponierte Füllkörper. Fehlerhafte Verbindung von Matrix und Füllkörper, sowie Porositäten durch Lufteinschlüsse trugen ebenfalls zu hohen Abrasionsraten bei [35, 46, 59, 62, 66, 84, 88, 102, 103].

Erste Fortschritte im Hinblick auf eine gesteigerte Abrasionsfestigkeit wurden durch den Vergleich von lichthärtenden mit selbsthärtenden Kompositsystemen erzielt. Lichthärtende Systeme zeigten einen wesentlich geringeren Anteil an Porositäten, da sie im Gegensatz zu selbsthärtenden Systemen nicht aus mehreren Komponenten zusammengemischt wurden, und damit das artifizielle Einmischen von Luftblasen verhindert wurde [54, 79, 95, 96]. Eine weitere deutliche Verbesserung des Abrasionsverhaltens der Kunststoffe ergab sich durch die Verringerung der Größe der Füllkörper [9, 25, 42, 63, 64, 70, 75, 79].

Durch eine Vielzahl von verschiedenen Untersuchungen war es möglich, auch andere Gesetzmäßigkeiten herauszuarbeiten, die das Abrasionsverhalten der Kunststoffe beeinflussen. Der Substanzverlust von Kunststoffrestaurationen ist im Molarenbereich höher als im Prämolarenbereich [6]. Desgleichen steigt die Abrasionsrate mit der Größe der Restauration an [54]. In Bereichen mit okklusaler

Belastung (occlusal contact area: OCA) ist die Verlustrate ebenfalls deutlich höher als in kontaktfreien Bereichen (contact free area: CFA) [32, 54].
Bemerkenswert ist auch, daß viele Untersuchungen gezeigt haben, daß ein Großteil des Substanzverlustes binnen 6 Monaten nach Einbringen des Füllungsmaterials vonstatten ging. Im weiteren Beobachtungszeitraum ging die Verlustrate kontinuierlich zurück [6, 24, 51, 80, 90, 98, 99, 102]. Die wahrscheinlichste Erklärung hierfür ist, daß es durch Politur der Restaurationen zu Mikrorissen in den oberflächlichen Füllungsschichten kommt. Das Gefüge des Verbundes zwischen Matrix und Füllkörpern wird dadurch geschwächt und die Abrasion erleichtert [51, 78, 83]. Manche Autoren sehen auch einen Schwachpunkt der Kunststoffe in der Qualität der Matrix begründet [32, 66, 103, 104].

1.4. Ansatzpunkte für Werkstoffmodifikationen

Komposite sind prinzipiell aus einer organischen Matrix, anorganischen Füllkörpern und einer Verbindungsphase dieser beiden Komponenten zusammengesetzt. Nach der Klassifikation von *Lutz* [53] lassen sich drei verschiedene Möglichkeiten unterscheiden, um eine bessere Abrasionsfestigkeit von Kunststoffen zu erreichen:
a) Veränderungen der organischen Phase
Diese besteht hauptsächlich aus dem Monomermolekül Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (BIS-GMA) oder Modifikationen davon und verschiedenen Comonomeren, wie Tetraethylenglycoldimethacrylat (TEGDMA) und Urethandiacrylat [93]. Hinzu kommen noch verschiedene Stabilisatoren und Akzeleratoren. Ein bekanntes Problem der organischen Phase ist die Polymerisationsschrumpfung bei der Konversion von Doppelbindungen [10, 93].
b) Modifikationen der Verbindungsphase der Komposite
Hierbei handelt es sich um bipolare Moleküle, in der Hauptsache Silane, die als Bindemittel zwischen der organischen Matrix und den anorganischen Füllkörpern Verwendung finden. Problematisch ist die mögliche chemische Desintegration dieser Verbindung [53].

c) Variationen der Füllkörperzusammensetzung

Man unterscheidet die traditionellen Makrofüller mit einer Größe von 1-5 μm von den Mikrofüllern mit einer Durchschnittsgröße von etwa 0,04 μm. Eine dritte Gruppe bilden die sogenannten Mikrofüllerkomplexe, die eine Teilchengröße von bis zu 100 μm, je nach Agglomerationsgrad, aufweisen können. Entsprechend existiert eine Einteilung der Komposite in konventionelle oder Makrofüllerkomposite, Mikrofüllerkomposite und Hybridkomposite. Für weitergehende Spezifikationen wird an dieser Stelle auf einschlägige Werke der Chemie und Werkstoffkunde verwiesen.

1.5. Prüfung der Werkstoffe

Für Füllungswerkstoffe bieten sich zwei Untersuchungsarten an. Die jeweiligen Materialien können in-vivo oder in-vitro getestet werden.

In-vivo-Untersuchungen

In-vivo-Untersuchungen haben die Gebrauchstauglichkeit von Materialien im tatsächlichen Anwendungsgebiet unter den tatsächlich herrschenden Bedingungen zum Thema. Hier treten jedoch viele zufällige und nicht vorhersehbare Faktoren, wie unterschiedliche Abrasionsmedien (Ernährung, Putzgewohnheiten), unterschiedliche Abrasionsform und Abrasionskräfte auf, so daß genaue Aussagen über die Tauglichkeit der getesteten Materialien schwierig sind. Bei in-vivo-Untersuchungen kann man zwei verschiedene Methoden unterscheiden.

Die erste Methode ist eine direkte klinische Untersuchung der entsprechenden Materialien im Patientenmund durch zwei oder mehr erfahrene Untersucher mit Einteilung der Ergebnisse in Kategorien, die durch festgelegte standardisierte Kriterien definiert sind [12]. Diese USHPS-Kriterien ermöglichen die Erfassung des Verlustes der anatomischen Form der Restaurationen über einen ausgedehnten Zeitraum hinweg und haben direkten Bezug zu den in der Mundhöhle für die

Abrasion verantwortlichen Gegebenheiten. Allerdings bedarf es hierfür eines hohen Zeitaufwandes. Außerdem liefert diese Methode keine Aussagen über frühen, geringgradigen Volumenverlust und über den aktuellen Verlust an Füllungssubstanz [50, 51].

Pelka et al [71] haben gezeigt, daß eine durchdachte Modifikation dieser Kriterien durchaus Informationen über bereits geringe klinische Veränderungen liefern kann. Außerdem ist ein deutlich besserer Vergleich mit REM-Randspaltenanalysen und okklusalen Abrasionsmessungen möglich. Dies gilt aber nur für adhäsive Inlayrestaurationen. Plastische Füllungsmaterialien können damit nicht ähnlich erfolgreich bewertet werden.

Die zweite Methode der klinischen Untersuchung des Substanzverlustes von Füllungsmaterialien basiert auf der Anfertigung von Replikas. Hierbei werden direkt nach Einbringen und Ausarbeitung der Materialien mittels Abformungen Modelle aus Hartgips oder Epoxydharzen angefertigt. In bestimmten Zeitintervallen werden erneut Replikas hergestellt und mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie oder anderen Untersuchungsmethoden, wie der 3D-Oberflächenerfassung mit optischen oder mechanischen Sensoren, mit den Ausgangsreplikas verglichen [28, 32, 50, 51]. Allerdings ist mit diesen Methoden die Bestimmung des Volumenverlustes nur sehr aufwendig möglich. Weitere Probleme bei in-vivo-Untersuchungen sind zum einen die Freigabe durch eine Ethikkomission, zum anderen die Standardisierung der einwirkenden Versuchsparameter.

In-vitro-Untersuchungen

Bei in-vitro-Untersuchungen ist die genaue Vorgabe der Versuchsbedingungen möglich. Damit gelingt es, Materialien unter standardisierten Bedingungen zu testen und die Ergebnisse direkt miteinander zu vergleichen. In-vitro-Untersuchungen schaffen die Grundlagen für eine spätere praktische Anwendung der Untersuchungswerkstoffe.

In-vitro-Untersuchungen lassen sich in zwei große Gruppen unterteilen. Die eine Gruppe umfaßt Abrasionsversuche mit Zahnbürsten, die andere Gruppe beinhaltet Tests unter Verwendung von Abrasions- oder Kaumaschinen.

Als Beispiel ist hier der Kausimulator von *Krejci* et al. [37] zu nennen. Dieser Kausimulator besteht im Wesentlichen aus sechs geschlossenen Probenkammern, sechs Elektromagneten zur Simulation der Kaubewegungen, zwei elektronisch gesteuerten Wassserbädern mit Pumpen und einer computergestützten Steuereinheit. Ermöglicht wird damit neben der Simulation der okklusalen Belastung auch die Berücksichtigung des Einflusses von Temperaturunterschieden in der Mundhöhle auf das Probenmaterial. Ein Vergleich der mit dieser Kaumaschine gewonnenen in-vitro-Abrasionsergebnissen von Amalgam und Kompositen mit in der Literatur veröffentlichten in-vivo-Werten zeigt gute Übereinstimmung [38]. Kausimulatoren dieser Art sind jedoch wartungsintensiv und verhältnismäßig störanfällig. Zudem muß ein großer Geräteaufwand betrieben werden. Abrasionsmaschinen sind dagegen relativ einfache Konstruktionen, die ebenfalls das Abrasionsverhalten von Füllungsmaterialien simulieren. Am Beispiel der ACTA-Maschine von *De Gee* et al. [14] soll dies verdeutlicht werden.

ACTA-Maschine nach *De Gee*

Die ACTA-Maschine stellt eine Versuchsanordnung dar, bei der zwei Räder gegeneinander gedrückt werden und gegenläufig in einem beliebigen Abrasionsmedium rotieren. Eines der beiden Räder dient als Antagonistenrad, das andere trägt als Probenrad die zu untersuchenden Werkstoffe. Eine der beiden parallelen Achsen, an welchen die Räder befestigt sind, ist federnd gelagert. An dieser Achse ist das Antagonistenrad befestigt. Mittels dieser federnden Lagerung ist eine variable Einstellung des Anpreßdruckes, mit dem die beiden Räder aufeinandertreffen, möglich. Angetrieben werden die Achsen von einem Elektromotor.

An der Frontseite der ACTA-Maschine befinden sich zwei digitale Zählwerke, mit denen die Umdrehungen der beiden Räder aufgezeichnet werden (Abb. 1). Das rechte Zählwerk, welches für die Umläufe des Probenrades zuständig ist, bietet die zusätzliche Möglichkeit einen Stop vor Erreichen der Gesamtumdrehungszahl einzuprogrammieren. Damit können Zwischenergebnisse der Abrasionsversuche gewonnen werden. Durch den Resetknopf L an der linken Gehäuseseite ist ein Starten der Räder möglich, wobei gleichzeitig beide Zählwerke auf Nullposition gestellt werden. Am Drehknopf K ist die Frequenz der Probenradumdrehung einstellbar.

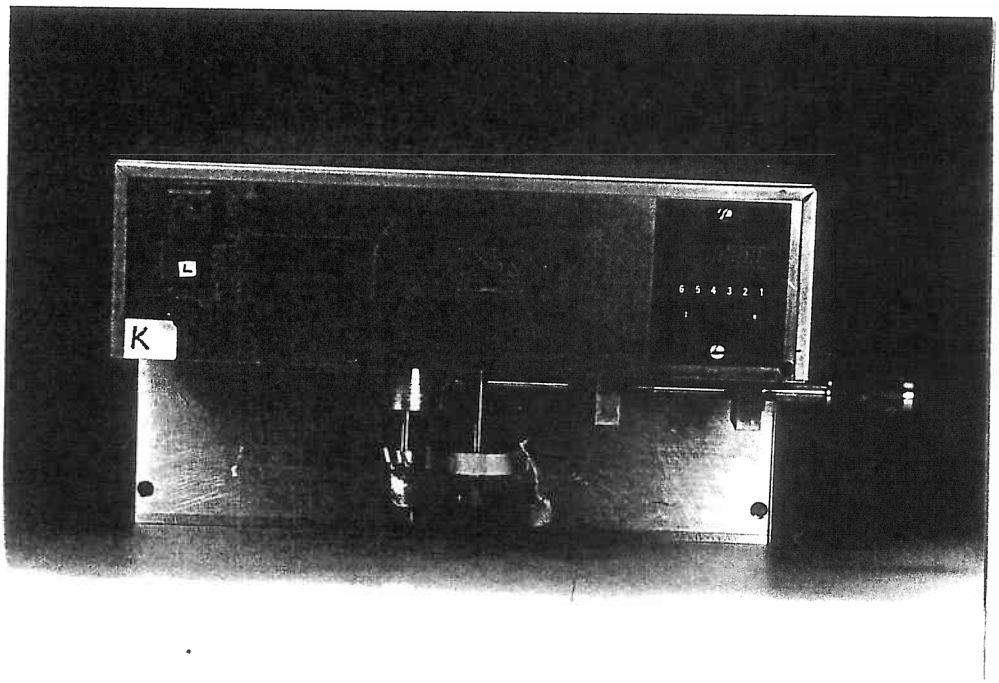


Abb. 1 Frontalansicht der ACTA-Maschine. Das Glas mit dem Hirsebrei ist entfernt, man erkennt die beiden Achsen mit Antagonisten- und Probenrad, sowie den Durchmischer. Im rechten Display ist die Umlaufzahl des Probenrades, im linken Display die Umlaufzahl des Antagonistenrades zu erkennen.

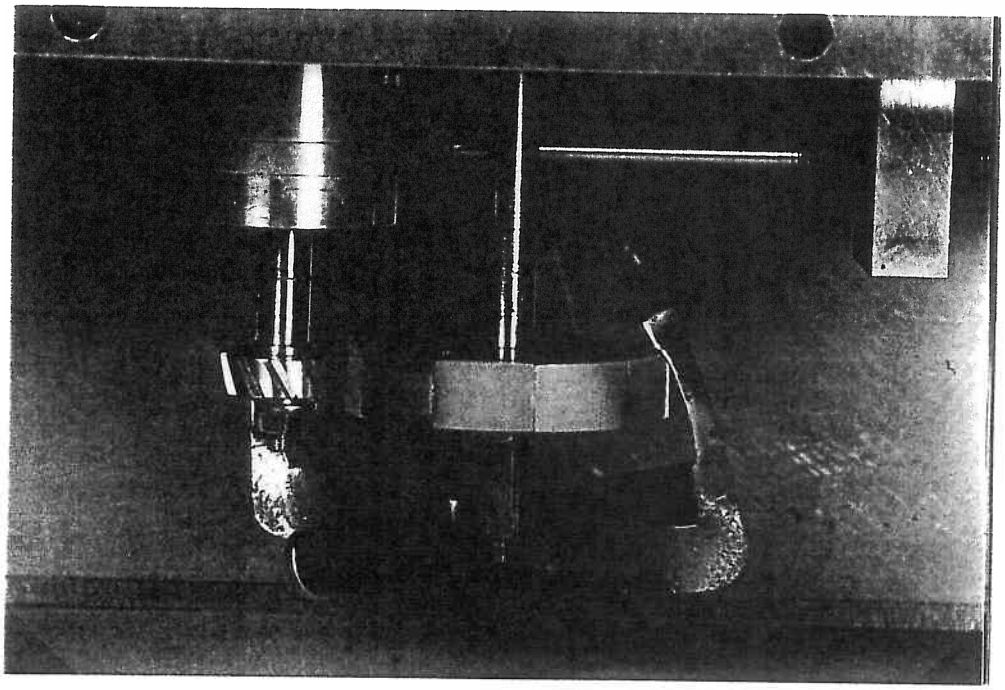


Abb. 2 Die linke Achse der ACTA-Maschine ist mit einem Antagonistenrad bestückt. Die rechte Achse trägt ein Probenrad und den Messingrührer für das Abrasionsmedium. Diese beiden Achsen drehen sich während des Versuchsablaufs in einem Glasgefäß mit dem Abrasionsmedium. Rechts oben ist die Einstellvorrichtung für den Anpreßdruck des Antagonistenrades zu erkennen.

Nimmt man die Abdeckung ab, so kommt das Herzstück der ACTA-Maschine, die Antriebseinheit, zum Vorschein (Abb. 3, S. 12). Die beiden Achsen werden von einem Elektromotor über Zahnräder und Riemen angetrieben. Ebenso wie der Anpreßdruck der beiden Räder verändert werden kann, ist auch eine Variation der Rotationsgeschwindigkeit der beiden Räder möglich. Die Höchstgeschwindigkeit beträgt hierbei 1,5 Umdrehungen in der Sekunde.

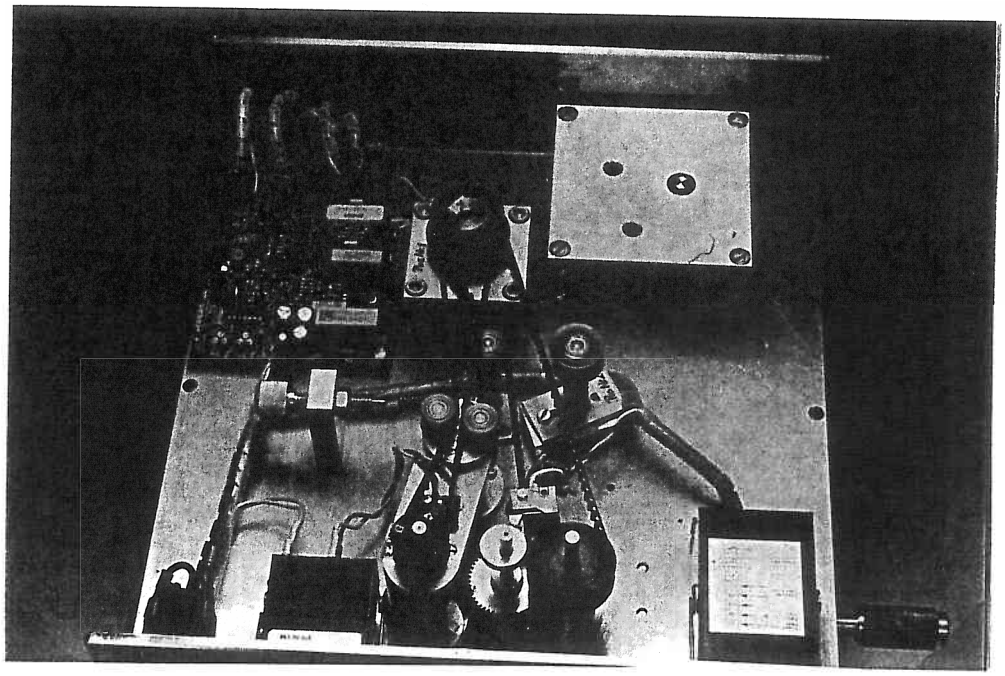


Abb. 3 Antriebseinheit der ACTA-Maschine. Links hinten ist die Steuerplatine, rechts hinten (verdeckt) die Antriebsachse des Elektromotors zu erkennen. Dazwischen die Umlenkachse für den Antrieb der beiden radtragenden Achsen, in der Bildmitte vorne zu sehen. Rechts und links vorne die Displaygehäuse für die Umlaufanzeige, ganz links vorne Zuleitung Resetknopf.

Durch eine Veränderung des Verhältnisses der Zahnzahl der Antriebszahnräder zueinander ist es möglich, das Verhältnis der Geschwindigkeiten der beiden Räder zueinander, den sogenannten Slip, zu verändern. Um sich über die Bedeutung dieser breiten Spanne klar zu werden, muß man sich nur vergegenwärtigen, daß ein Slip von 0 % bedeutet, daß die beiden Räder im Kontaktbereich mit gleicher Geschwindigkeit gegeneinander laufen. Das Abrasionsmedium wird lediglich mit dem eingestellten Anpreßdruck vom Antagonistenrad auf die Oberfläche des Probenrades gedrückt, es findet folglich kaum eine Abrasion statt.

Über den Slip kann das Ausmaß der Abrasion maßgeblich beeinflußt werden. Aus diesem Grunde liegt der Bedienungsanleitung der ACTA-Maschine eine Tabelle bei,

in der die unterschiedlichen Kombinationsmöglichkeiten der Zahnräder mit dem resultierenden Slip, der vom Radius der verwendeten Räder abhängt, erfaßt sind. Die zwölf zusätzlichen Zahnräder erlauben, je nach Zahnzahl, eine Variabilität des Slips von -0,2 bis -85 % (Abb. 4).

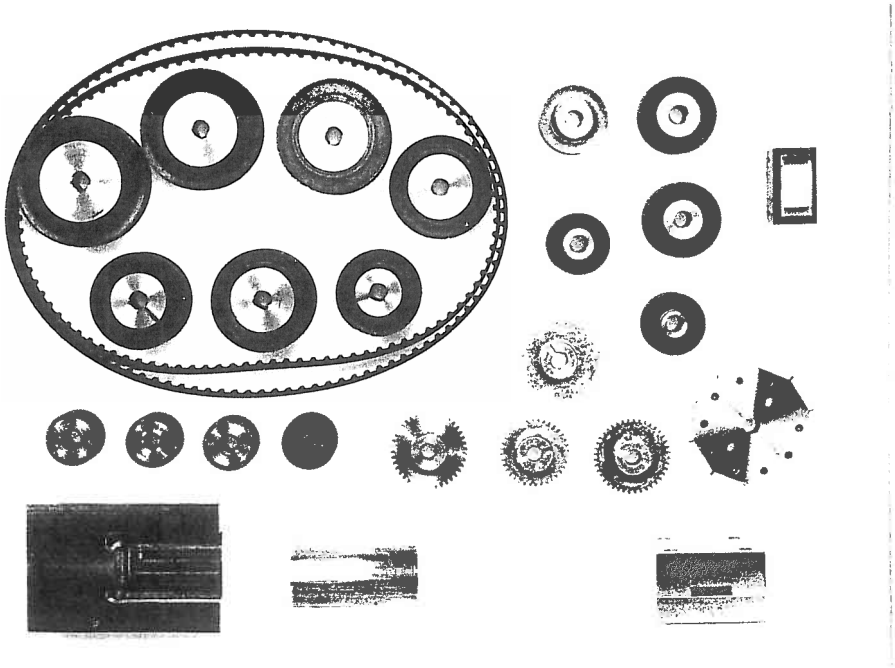


Abb. 3 Zubehör der ACTA-Maschine. Die zwölf zusätzlichen Antriebszahnräder sind durch den breiten schwarzen Metallrand von den vier Umlenkzahnrädern zu unterscheiden. Außerdem erkennbar sind die vier Schleifräder zur Probenvorbereitung unter den beiden Antriebsriemen. Unter den Schleifrädern und neben den Antriebszahnrädern ist Zubehör zur Probenherstellung, sowie ein Probenrad zu sehen.

De Gee et al. konnten zeigen, daß die Abrasionsergebnisse für Amalgam und verschiedene Füllungskomposite, die mit der ACTA-Maschine in-vitro erzielt wurden, mit den in verschiedenen klinischen Untersuchungen vorgefundenen Ergebnissen verglichen werden können. Desweiteren zeigte sich, daß dem Abrasionsmedium eine wichtige Rolle bei der Interpretation der Ergebnisse zukommt [14]. Ohne großen Geräteaufwand liefert diese robuste und einfach zu handhabende

Abrasionsmaschine Ergebnisse, die Aufschluß über das Abrasionsverhalten von Füllungsmaterialien geben.

Nach *Harrison* [26] ist der Abrasionsvorgang in der Mundhöhle entweder ein 2- oder 3-Körper-Prozeß oder eine Kombination von beiden. Befindet sich nur Speichel in diesem System, so kann man die in der Mundhöhle stattfindende Abrasion als reinen 2-Körper-Prozeß, nämlich zwischen zwei aufeinander reibenden Oberflächen auffassen. Wird in dieses System ein abrasives Medium, wie zum Beispiel Speisebrei oder Zahnpasta, eingebracht, so entsteht eine 3-Körpersituation. Da bei der Beurteilung der Eignung eines Materials für die Restauration von Zähnen deren natürlicher Gebrauch als Mahl- und Zerkleinerungswerkzeuge einen wesentlichen Faktor darstellt, ist unserer Meinung nach nur eine 3-Körper-Abrasionsuntersuchung für die Gewinnung von aussagekräftigen Ergebnissen geeignet. Bei in-vitro-Untersuchungen stellt sich immer das Problem, ob die im Versuchsaufbau erzielten Ergebnisse ohne weiteres auf die Wirklichkeit und die dort herrschenden Mundverhältnisse übertragen werden können. *Finger* und *Thiemann* haben gezeigt, daß dies für die ACTA-Maschine zutrifft [23].

Der Vorteil einer jeden in-vitro-Untersuchungsmethode im Vergleich zu in-vivo-Studien liegt in der enormen Zeitersparnis und den niedrigen Kosten [16]. Auch kann unter standardisierten Bedingungen exakter gearbeitet werden, da patientenbedingte Variabilitäten der Versuchsparameter ausscheiden [21]. Außerdem lassen sich Modifikationen der Kunststoffe spontaner und effektiver testen [23]. Die Frage der Realitätsnähe der in-vitro-Ergebnisse muß, wie bereits erwähnt, natürlich berücksichtigt werden, bevor man Aussagen über die klinische Eignung eines Materials macht.

1.6. Ziel der Untersuchung

Die Kunststoffe der verschiedenen Hersteller zeigen trotz der prinzipiell gleichen Bestandteile immer leichte Modifikationen der Matrix, der Silanisierung und der Füllkörperzusammensetzung. Es ist deshalb sehr schwierig zu sagen, welche dieser Komponenten für eine etwaige bessere Abrasionsfestigkeit eines bestimmten Kunststoffes anderen Kunststoffen gegenüber verantwortlich ist. So ist bislang etwa die Abhängigkeit der Abrasionsfestigkeit von Kunststoffen von deren Füllkörperkomposition noch nicht exakt untersucht worden.

Ein Ziel dieser Arbeit war es deshalb, einen möglichen Zusammenhang von Abrasionswiderstand und Füllkörper von Kompositen gleicher Matrix und Silanisierung aufzuzeigen.

Die Gründe, diese Untersuchung mit der ACTA-Maschine durchzuführen sind bereits dargestellt worden. Allerdings fiel schon bei der Durchsicht der Literatur auf, daß die von *De Gee* [14] und *Finger* [23] veröffentlichten Abrasionsprofile einen sehr unruhigen, ungleichmäßigen Verlauf aufwiesen. Bei Untersuchungen über das Verhalten von Materialien, die gewisser Beanspruchung unterliegen, ist es sehr wichtig, Zufallskomponenten zu eliminieren, um die Gesetzmäßigkeiten, die diesem Abrasionsverhalten zugrunde liegen, identifizieren zu können.

Bei den geplanten Untersuchungen war der Zusammenhang zwischen Materialzusammensetzung und stattgefundener Abrasion von vorrangiger Bedeutung. Es mußte auf eine möglichst exakte Reproduzierbarkeit des Abrasionsvorganges geachtet werden, um den Einfluß der Materialzusammensetzung herauszuarbeiten. Daraus ergab sich die Notwendigkeit, mit Modifikationen der Antagonistenradoberfläche eine Verbesserung der Reproduzierbarkeit anzustreben.

Der erste Teil der Arbeit widmet sich daher der Frage einer möglichen Optimierung des Antagonistenrades, während im zweiten Teil der Abrasionswiderstand der verschiedenen Kunststoffe untersucht wird. Die von der Fa. Kulzer für uns speziell

angefertigten Kunststoffproben wurden mit handelsüblichen Füllungskunststoffen, sowie mit einem in zahnärztlichen Praxen routinemäßig eingesetzten Non-Gamma 2-Amalgam zusammen untersucht und in ihrem Abrasionsverhalten verglichen.

2. Material und Methode

2.1. Vorstellung der Materialien

Zu untersuchende Werkstoffe

Um die Frage des Einflusses unterschiedlicher Füllkörperkomposition bei gleicher Kunststoffmatrix auf das Abrasionsverhalten untersuchen zu können, wurden von der Fa. Kulzer vier experimentelle Kunststoffe hergestellt, die in dieser Form auf dem Markt nicht erhältlich sind. Die Matrix dieser Kunststoffe besteht aus einer Mischung von BIS-GMA/TEGDMA im Verhältnis von 80 : 20. Die Füllkörperkomponente bestand bei Material 1 aus 79% groben Ba-Al-SiO_2-Glas mit einer mittleren Teilchengröße von 4 μm. Im folgenden Text wird dieses Material als *"Kulzer 79% grob"* bezeichnet werden.

Bei Material 2 wurde der Fülleranteil auf 50% grobes Glas mit einer mittleren Teilchengröße von ebenfalls 4 μm reduziert. Die Bezeichnung für dieses Material lautet *"Kulzer 50% grob"*.

Die beiden weiteren Kunststoffe wurden mit Mikrofüllern von einer mittleren Teilchengröße von 0,04 μm gemischt. Der Füllkörperanteil betrug bei Material 3 etwa 50%, bei Material 4 etwa 77%. Diese beiden Materialien werden als *"Kulzer 50% fein"* und *"Kulzer 77% fein"* bezeichnet.

Vergleichswerkstoffe

Als Vergleichswerkstoffe wurden handelsübliche Füllungsmaterialien ausgewählt. Im Einzelnen waren dies Pertac® von Espe, Charisma® von Kulzer, Tetric® von Vivadent/Ivoclar und Degufill H® von Degussa als Vertreter von bereits auf dem Markt erhältlichen Hybridkunststoffen. Als reines Mikrofüllerkomposit wurde Degufill M® von Degussa mitgetestet. Als Referenzmaterial wurde das Non-

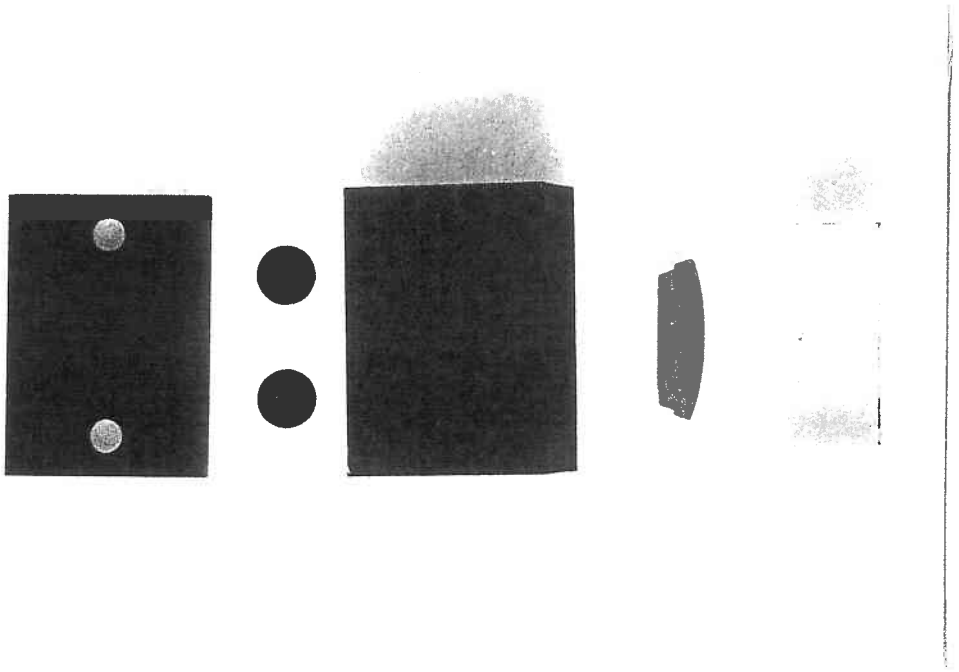
Gamma-2-Amalgam Valiant-Ph.D-XT® der Fa. Dentsply mitgeführt.

2.2. Vorbereitung der Proben

Herstellung der Proben

Die Herstellung der Proben erfolgte in einer Metallform. Diese Form hat die Innenmaße 10 mm x 12,5 mm x 4 mm. Abgedeckt wird die Form mit einem Plexiglasdeckel, der eine Rundung zum Innenraum der Form mit dem Radius 10 cm hat, so daß die Probenoberfläche einen Kreisausschnitt darstellt. Die Probendicke beträgt am Rand 3 mm und in der Mitte der Probe 4 mm (Abb. 5, S. 19).

Die Metallform wurde mit einem Silikontrennmittel (Silikonfreies Formentrennmittel G.K.36, Firma Keller-Chemie, Nürnberg) isoliert. Mit dem gleichen Mittel wurde auch die Plexiglasabdeckung behandelt. Die Kunststoffproben wurden dreischichtig angefertigt. Jede der drei Schichten war etwa gleich stark, wurde mit einem zylindrischen Tantalinspatel an den Wänden der Probenform adaptiert und mit dem Translux®-Gerät von Kulzer für je zweimal 40 s gehärtet. Die letzte Härtung erfolgte mit angepreßtem Plexiglasdeckel, um eine Sauerstoffinhibition der obersten Schicht so weit als möglich zu vermeiden und eine Aushärtung unter Druck zu erreichen. Sämtliche Kunststoffproben wurden anschließend im Dentacolor XS®-Gerät der Firma Kulzer nachvergütet. Die Nachvergütungsdauer betrug 180 s.



a b c d e

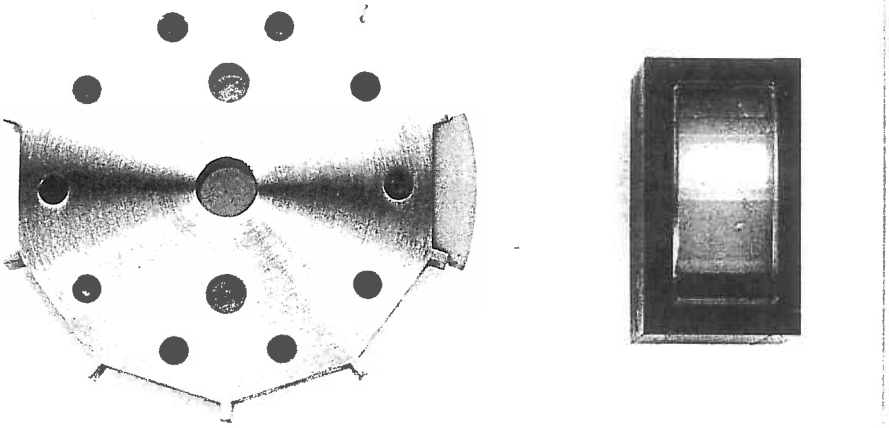
Abb. 5 Bestandteile der Probenform mit den beiden Probenformhälften (a, c), den Verbindungsschrauben (b), der Plexiglasabdeckung (e) und einer fertigen Probe (d).

Für die Amalgamproben wurde das Non-Gamma 2-Amalgam Valiant-Ph.D- XT® der Firma Dentsply verwendet. Dieses Silberamalgam wurde 5 s in einem Silamat®-Anmischgerät der Firma Vivadent trituriert und anschließend von Hand in der beschriebenen Metallform kondensiert. Auf eine Isolierung der Form wurde hierbei verzichtet. Die Form der Handkondensation wurde gewählt, weil sie praxisnäher erscheint, als die Kondensation unter genau vorgegebenem Kondensationsdruck. Alle Proben wurden in einem Zeitraum von 10 Tagen angefertigt. Sie wurden trocken und bei Raumtemperatur gelagert.

Beschreibung des Probenträgers und Plazierung der Proben

Die Proben wurden mit Cyanoacrylatkleber auf den Probenträger aufgeklebt. Dieser

Probenträger stellt ein Rad aus rostfreiem Stahl dar, dessen Oberfläche in 10 Felder aufgeteilt ist. Jedes dieser Felder hat eine 10 x 12,5 mm große ebene Grundfläche und ist durch 1 mm starke Metallwände von den beiden benachbarten Probenfeldern getrennt (Abb. 6). Über diesen Trennwänden stoßen die Proben aneinander, so daß es im Radumfang keine Lücken gibt. Exakt im Zentrum des Rades befindet sich ein Loch, durch welches das Probenrad auf der Achse der ACTA-Maschine während des Abrasionsvorganges, sowie auf der Achse des Probenradhalters während des späteren Abtastvorganges festgeschraubt wird.



a b c

Abb. 6 Probenrad (a) mit einer befestigten Probe (b) und Form (c).

Um einen gleichmäßigen Kontakt der Probenoberflächen mit dem Antagonistenrad und dem Abrasionsmedium zu gewährleisten, muß sichergestellt werden, daß alle Proben exakt gleichrund gestaltet sind (Abb. 7, S. 21). Das Rundschleifen der Probenräder mit der ACTA-Maschine ist zwar möglich, jedoch sehr zeitaufwendig und durch die bewegliche Lagerung der Achse, die das Probenrad beim Rundschleifen tragen würde, auch etwas unsicher. Deshalb wurden die Probenräder

von der Firma Gechter in Erlangen mit einer Rundschleifmaschine (Kellermann Universalschleifmaschine Typ 1500) auf eine exakte Rundung geschliffen. Die Genauigkeit der Universalschleifmaschine beträgt 0,005 mm.

Durch ein exzentrisch etwa 11 mm vom Mittelpunkt des Rades gelegenes zweites Loch wird die Positionierung des bestückten Probenrades auf der Rundschleifmaschine der Firma Gechter und auf dem Probenradhalter des Abtastgerätes erleichtert. Der Durchmesser eines bestückten Probenrades beträgt ca. 50 mm. Abhängig von der Stärke der Proben kann dieser Durchmesser um 1 mm nach oben oder unten abweichen.

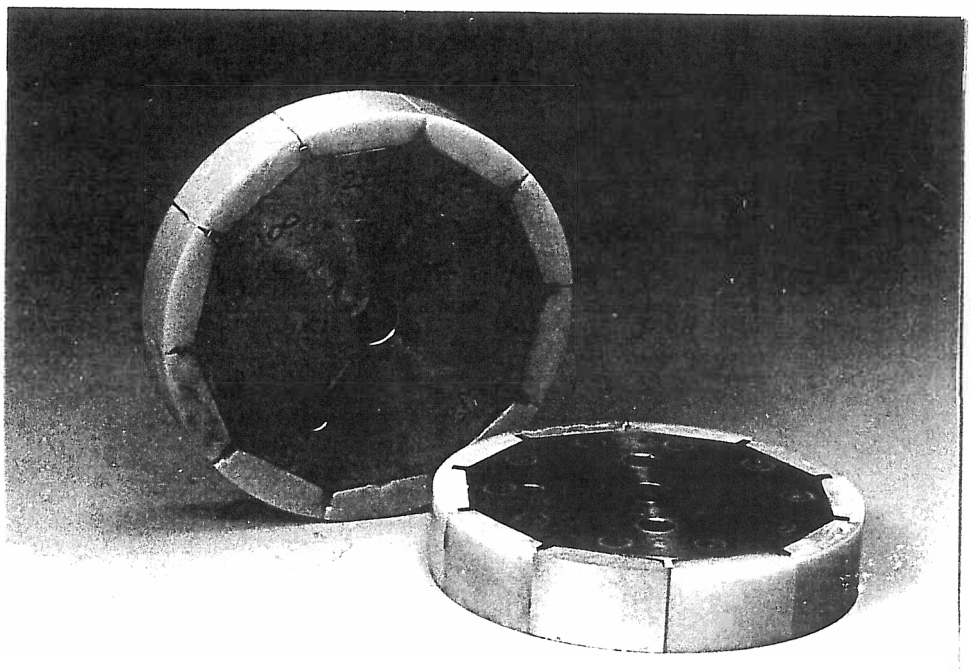


Abb. 7 Probenrad mit den aufgeklebten 10 Materialproben.

Anordnung der Proben auf dem Probenträger

Die Bestückung der Probenfelder ist in Tabelle 1 dargestellt.

Tabelle 1 Anordnung der Proben

Feldnummer	Material
I	Pertac® Universal
II	*"Kulzer 79% grob"*
III	*"Kulzer 77% fein"*
IV	*"Kulzer 50% fein"*
V	*"Kulzer 50% grob"*
VI	Kulzer Charisma®
VII	Degufill H®
VIII	Degufill M®
IX	Tetric® Universal
X	Valiant-Ph.D-XT®

Verwendetes Abrasionsmedium

Bei den durchgeführten Versuchen wurde Hirsebrei als abrasives Medium verwendet. Hergestellt wurde dieser Brei aus 220 ml normalem Leitungswasser und 150 g Hirsesamen. Der Hirsesamen wurde in einer Kaffeemühle zu drei Portionen von je 50 g jeweils exakt 15 Sekunden fein gemahlen. Der gemahlene Hirsesamen wurde vorsichtig in das sich im Glasgefäß der ACTA-Maschine befindende Wasser eingerührt. Zur Vermeidung einer bakteriellen Besiedelung und Zersetzung des Abrasionsmediums wurden dem Brei einige Tropfen Natrium-Azid zugegeben.

2.3. Durchführung der Abrasion

Ablauf des Abrasionsversuches

Nach Überprüfung der richtigen Wahl der Zahnräder wurde das Probenrad auf die rechte Achse der ACTA-Maschine aufgeschraubt. Auf der linken Achse wurde das Antagonistenrad so befestigt, daß das Probenrad den oberen und unteren Rand des Antagonistenrades jeweils 2 mm überragte. Am unteren Ende der rechten Achse wurde der Rührer aus Messing aufgeschraubt, der das Absinken des Abrasionsmediums während des Versuches verhindert (Abb. 2, S. 11). Das Abrasionsmedium wurde, wie vorstehend bereits beschrieben, vorbereitet und in ein geeignetes Glasgefäß gegeben. Das Gefäß wurde unter die beiden Achsen gestellt, so daß die beiden Räder gänzlich im Abrasionsbrei versanken. Es wurde darauf geachtet, daß beide Räder frei waren und an keiner der Gefäßwände anstießen. Bei den durchgeführten Versuchen wurden als Versuchsparameter ein Slip von -15,1 %, ein Anpreßdruck von 15 Newton und eine Probenradrotation von 1 Umdrehung pro Sekunde gewählt [14].

Zuletzt wurde am Zählwerk des Probenrades die entsprechende Umdrehungszahl eingestellt (hier 100 000) und der Versuch gestartet. Wie unter 1.6. erwähnt, war die Abrasion mit dem Originalantagonistenrad nicht befriedigend. Im Sinne eines Vorversuchs wurde das Probenrad mit Pertac®, einem der Vergleichskunststoffe, bestückt und abradiert. Der Abrasionsverlauf mit dem Originalantagonistenrad diente als Grundlage für Vergleiche der Abrasion mit modifizierten Antagonistenrädern.

Handhabung und Säuberung der Proben

Nach einer durchschnittlichen Versuchsdauer von etwa 28 h wurde das Probenrad abgeschraubt und unter fließendem Wasser ohne weitere Hilfsmittel von Abrasionsbreiresten befreit. Getrocknet wurde lediglich mit Druckluft. Die Abrasionsspur war auf der Probenoberfläche deutlich zu erkennen (Abb. 8, S. 24).

Anschließend erfolgte die Abtastung der Proben sowie die Erfassung der Meßwerte.

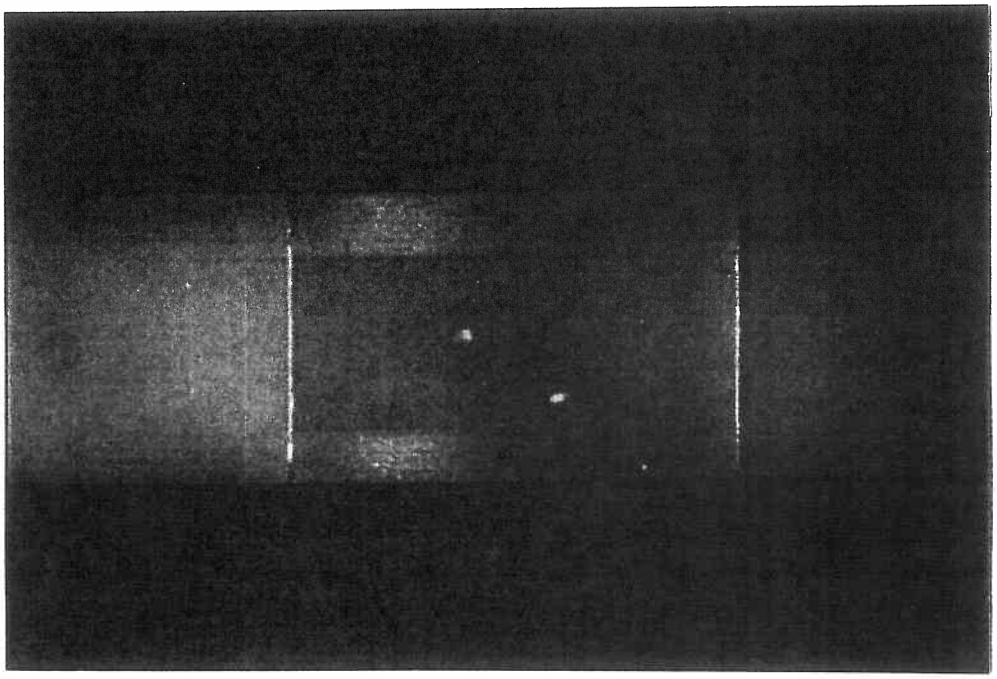


Abb. 8 Abrasionsspur auf Kunststoffproben. Erkennbar sind Luftblasen in der mittleren Probe.

2.4. Vermessen der Abrasion

Das Vermessen der Abrasion wurde profilometrisch mit dem Oberflächenmeßgerät "Perthometer C5D®", dem Vorschubgerät "PRK" und dem Mikrotaster "FRW 750" durchgeführt. Bei diesem Tastschnittverfahren genannten Auswertungsmodus wird eine dreidimensionale Oberfläche in einem zweidimensionalen Profilschnitt ausgewertet.

Beschreibung des Abrasionsmeßplatzes Perthometer

Der Abrasionsmeßplatz "Perthometer" ist ein Tastschnitt-Oberflächenmeßgerät mit folgenden Komponenten: 1. Tastsystem, 2. Vorschubgerät, 3. Meßverstärker, 4. Elektrischer Filter, 5. Meßdatenrechner und 6. Profilschreiber/Protokolliergerät.

In Abbildung 9 ist die Meßanordnung schematisch dargestellt. Die Anordnung im Labor zeigt Abbildung 10.

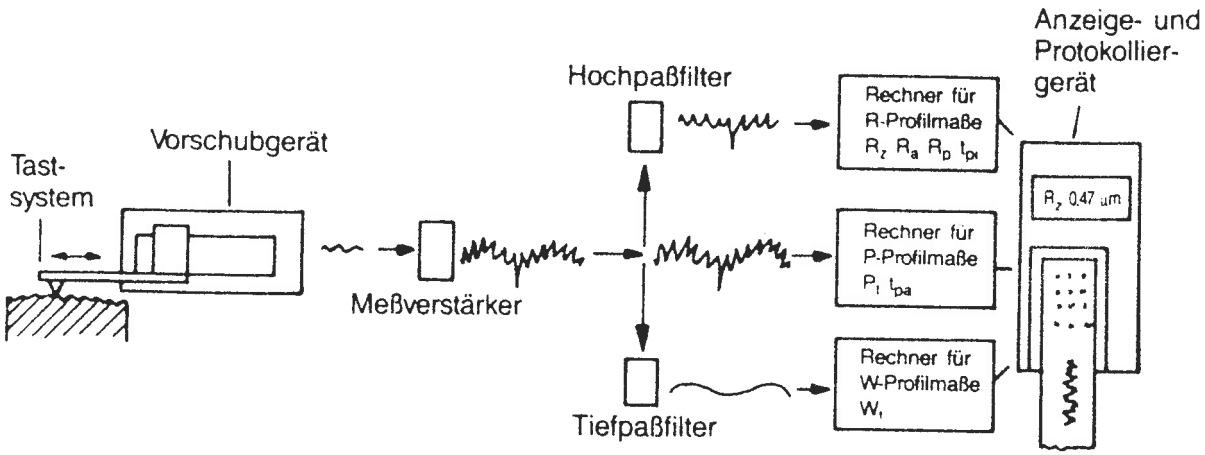


Abb. 9 Schema des Oberflächenmeßgerätes nach *Sander* [86]

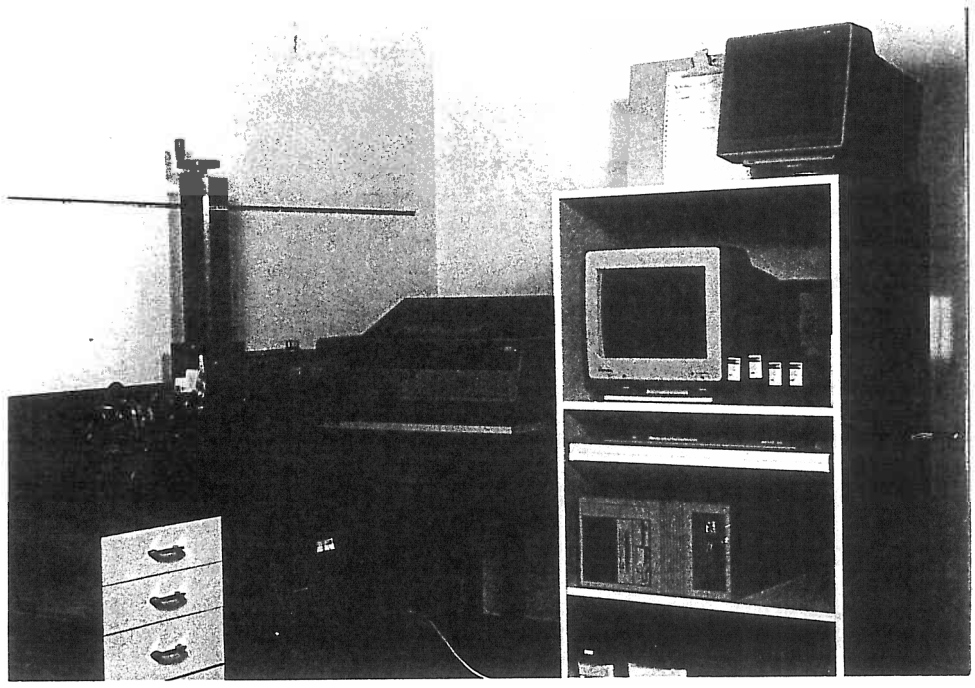


Abb. 10 Labormeßplatz. Links das Tastsystem mit Vorschubgerät, darunter Meßverstärker mit den verschiedenen Filtern. Im Rack rechts Tastatur, Monitor und Laufwerk, die als Anzeige- und Protokolliergerät dienen.

Das Mikrotastersystem hat die Aufgabe, die Gestaltsabweichungen der Oberfläche aufzunehmen und in ein elektrisches Signal umzuwandeln [86]. Die von uns verwendete Diamant-Tastspitze ist kegelförmig, der Winkel beträgt 90° ± 5' und der Spitzenradius 5 μm ± 2 μm. Die Meßkraft beträgt gleichbleibend 0,7 mN bzw. 70 mp. Das Vorschubgerät bewegt das Tastersystem mit der konstanten Geschwindigkeit von 0,5 mm/s geradlinig über die zu messende Oberfläche.

Aufgabe des Meßverstärkers ist es, die vom Tastsystem kommenden elektrischen Signale zu verstärken. Das Problem bei profilometrischer Erfassung von Oberflächen liegt darin begründet, daß jedes Oberflächenprofil die Überlagerung von Gestaltsabweichungen unterschiedlicher Ordnung darstellt. Unterscheiden kann man im Wesentlichen Formabweichungen, Welligkeit und Rauheit. Die Trennung von Welligkeit und Rauheit erfolgt mit elektrischen Filtern. Hierzu wird vom ungefilterten Ist-Profil eine Mittellinie errechnet, die der Welligkeit entspricht. Die Abweichung des Ist-Profils von dieser Linie ist die Rauheit. Mit Hilfe des Hochpaßfilters werden aus dem ungefilterten Abtastprofil die langwelligen Abweichungen (Welligkeit), mit dem Tiefpaßfilter die kurzwelligen Abweichungen (Rauheit) ausgefiltert. Mittels des Meßdatenrechners werden die gewünschten Oberflächen-Kennwerte errechnet. Durch den Profilschreiber wird eine vergrößerte Aufzeichnung des abgetasteten Oberflächenprofils ermöglicht. Weiterhin kann das Profil in unterschiedlichen Vertikal- und Horizontalvergrößerungen registriert werden.

Damit Fehlmessungen, die auf falscher Filterwahl beruhen, vermieden werden, muß sich bei a-periodischen Oberflächenprofilen, und von solchen muß man bei Drei-Medien-Abrasionsversuchen ausgehen, der Filter nach der Rauhheitsgröße richten [86]. Die Oberflächenkennwerte, die für die durchgeführten Abrasionsversuche von Bedeutung sind, sollen kurz erklärt werden. Es sind dies R_a und R_{max}. R_a ist der arithmetische Mittelwert aller Abweichungen "y" des Rauhheitsprofils von der mittleren Linie innerhalb der Meßstrecke l_m. R_a wird auch als "arithmetischer Mittenrauhwert" bezeichnet (Abb. 11, S. 27).

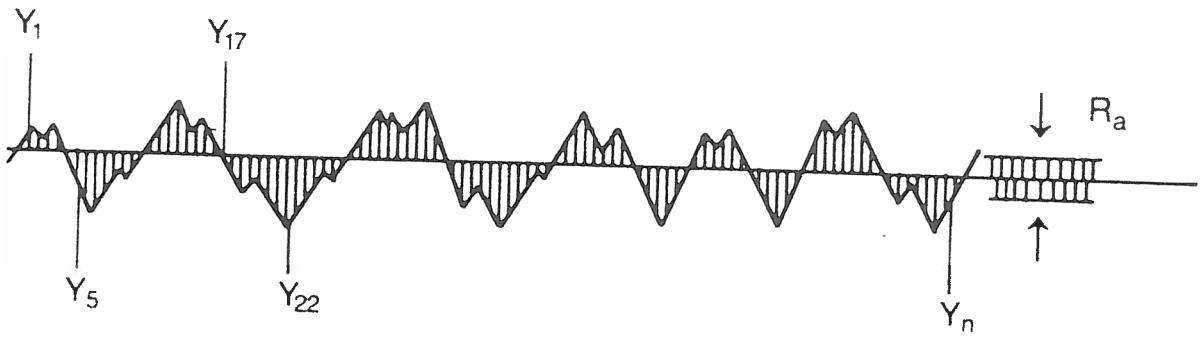


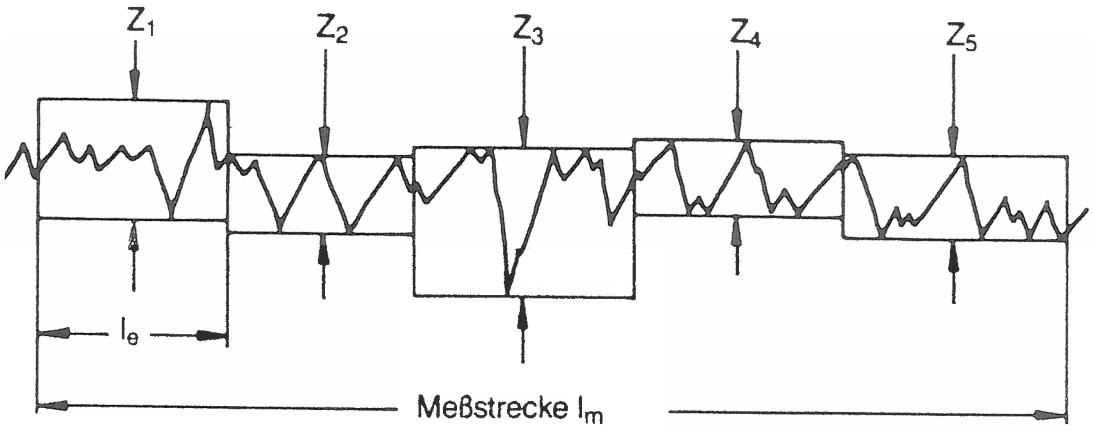
Abb. 11 Graphische Darstellung von R_a [86].

Die vereinfachte Formel für die Berechnung von R_a lautet:

$$R_a = \frac{Y1 + Y2 + Y3 + Y4 + Y5 + Yn}{n}$$

R_a wird durch die Flächenintegration aller Abweichungen "y" des Rauheitsprofils von der Mittellinie ermittelt. Dadurch bleiben einzelne Profilausreißer weitgehend unberücksichtigt. Die Meßwerte bei der Abtastung der jeweiligen Oberfläche sind deshalb vor allem gegenüber dem anderen Oberflächenkennwert R_{max} relativ konstant. R_a ist wie die meisten Oberflächenkennwerte ein reines Senkrecht-Oberflächenmaß. Er sagt nichts über die Oberflächenprofilform aus.

R_{max} ist die größte Einzelrauhtiefe (Z_i) aus den fünf aufeinanderfolgenden Einzelmeßstrecken I_e (Abb. 12, S. 28)



$$R_z = \frac{Z_1 + Z_2 + Z_3 + Z_4 + Z_5}{5}$$

$$R_{max} = Z_3$$

Abb. 12 Graphische Darstellung von R_{max} [86]. R_{max} ist entsprechend der Skizze Z_3.

Die gemessenen Ausgangswerte lagen bei R_a = 0,2 - 0,5 μm. Das verwendete Filter hatte demzufolge eine Grenzwellenlänge von 0,8mm [39, 86].

Um ein standardisiertes Erfassen der Abrasion zu ermöglichen, werden die Probenräder und das Mikrotastersystem während des Auswertevorganges mit Hilfe von zwei Schrittmotoren (Astrosyn "Miniangle Stepper", Typ 23 LM-K337-01, Nr. S 5604, Minibea Co. Ltd) (Abb. 13, S. 29), die vom Datenerfassungsprogramm angesteuert werden, in exakt festgelegter Art und Weise bewegt.

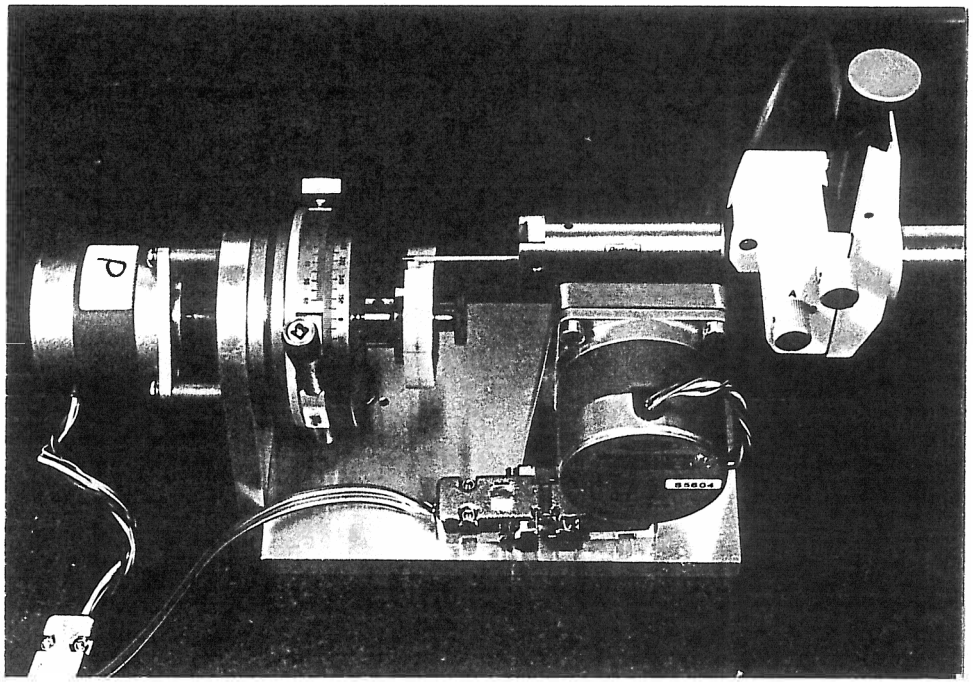


Abb. 13 Schrittmotoren mit Probenrad, Tastsystem und Vorschubgerät.

Beschreibung des Meßvorganges

Das Probenrad besitzt eine Breite von 10 mm, während das Antagonistenrad nur eine Breite von 6 mm aufweist. Das Antagonistenrad wird mittig aufgesetzt, so daß das Probenrad oberhalb und unterhalb des Antagonistenrades 2 mm übersteht. Die Überstände werden während des Abrasionsvorganges nicht direkt mit Abrasionsmaterial in Kontakt gebracht, weshalb hier auch keine eigentliche Abrasion stattfindet. Diese Referenzflächen der Probenräder werden als Ausgangs- und Endpunkt der Abrasionsmessungen benutzt.

Die Tasterspitze wird auf dem linken Plateau des Probenrades aufgesetzt, bewegt sich geradlinig mit einer Geschwindigkeit von 0,5 mm/s vom Plateau in die Abrasionsspur hinab, diese entlang und steigt am rechten Rand der Abrasionsspur auf das rechte Plateau wieder hinauf. Dort läuft sie noch weiter, um dann automatisch zu stoppen. Die festgelegte Meßstrecke beträgt genau 8,25 mm.

Während der eine Schrittmotor das Tastersystem anhebt, so daß es zum Anfangspunkt zurückfahren kann, dreht der zweite Schrittmotor P (Abb. 13, S.29) das Probenrad um 1,3 mm weiter. Das Tastersystem wird auf den neuen Ausgangspunkt abgesenkt und es beginnt die Abtastung der neuen Meßspur. Zwischen den einzelnen Proben wird das Rad um 3,0 mm weitergedreht.

Von jeder Probe werden 10 Messungen angefertigt. Der Meßpunkteabstand beträgt 2,5 μm, der Meßbereich erfaßt 250 μm in vertikaler Richtung.

Beschreibung der Datenerfassung mit DENTMES

Die Fülle der Daten wird mit Hilfe eines Rechners und eines speziell dafür erstellten Programmes erfaßt und gespeichert. Dieses spezielle Programm heißt "DENTMES" und wurde von *Kunzelmann* und *Paulus* entwickelt und 1991 zum letzten Mal überarbeitet. Dieses Programm dient der Abtastung von Freiformoberflächen und besitzt drei verschiedene Wahlmöglichkeiten. Nachdem das Programm "DENTMES" aufgerufen ist, kann man wählen zwischen den folgenden Menüpunkten:

1) Probenscheibe

Hiermit ist das Abtasten der Oberfläche von mehreren Werkstoffproben, die sich auf einem Trägerrad befinden, möglich. Zusätzlich werden die beiden Schrittmotoren, die das Drehen des Probenrades, sowie das Anheben und Absenken des Tastersystems bewerkstelligen, angesteuert.

2) Zahnabtastung

Dieser Programmpunkt erlaubt das Abtasten von Zahnmodelloberflächen.

3) Motorsteuerung

Hierdurch kann der Schrittmotor P, welcher die Drehung des Probenrades durchführt mittels des Computers direkt angesteuert werden. Damit ist eine genaue Justierung der Proben vor der Abtastung möglich.

Für unsere Untersuchung der Abrasion wurde der Programmpunkt "Probenscheibe" gewählt. Nach der Eingabe der Versuchsparameter wie z. B. Länge der Teststrecke,

Geschwindigkeit der Tastspitze und Scheibendurchmesser wird die Abtastung automatisch gestartet. Die Messung endet nach etwa 40 Minuten. Die ermittelten Daten werden zur weiteren Auswertung auf der Festplatte oder einer entsprechenden Diskette abgelegt.

Beschreibung der Datenauswertung mit AZPAK

Die Bearbeitung erfolgt mit dem ebenfalls von *Paulus* entwickelten Programm AZPAK, das speziell für die Auswertung und grafische Darstellung der von DENTMES gesammelten Daten entwickelt wurde. AZPAK bietet verschiedene Auswertungsmöglichkeiten und Bearbeitungsfunktionen an. Hier sollen nur die für diese Arbeit relevanten Funktionen angesprochen werden. AZPAK ist auf das Format der Daten aus dem Programm DENTMES abgestimmt, so daß ein direktes Einlesen dieser Daten möglich ist.

Das Datenformat besagt, daß von jeder Materialprobe 10 Messungen vorliegen müssen, wovon jede 330 Meßpunkte enthalten muß. Sind diese Voraussetzungen nicht erfüllt, ist eine Verarbeitung der DENTMES-Daten mit AZPAK nicht möglich. Zur grafischen Darstellung der Daten wird ein rechtwinkliges Koordinatensystem aufgebaut. Die Meßstrecke von 8,25 mm wird in x-Achsenrichtung aufgetragen, in y-Achsenrichtung die vertikale Auslenkung des Tastersystems, das heißt die vermessene Abrasion. Es handelt sich bei der grafischen Darstellung der Messungen also um ein zweidimensionales Oberflächenprofil in Radachsen- richtung. Neben der grafischen Darstellung der DENTMES-Daten ermöglicht AZPAK zusätzlich noch eine Bearbeitung der Meßkurven und damit eine Auswertung der Messungen.

Die Grenzen der grafischen Darstellung liegen einerseits in dem Auflösungsvermögen der verwendeten Grafikkarte begründet, andererseits in der Unmöglichkeit der Erfassung von Differenzen der Abrasionsminima zu den Abrasionsmaxima in y-Richtung, die größer sind als 300 μm.

Zur Auswertung werden die 10 Messungen, die von jeder Probe angefertigt wurden, eingelesen, so daß sie während des Programmablaufs jederzeit abrufbar sind. Grundsätzlich arbeitet AZPAK so, daß mit den Cursortasten eine Markierung über der eingelesenen Meßkurve bewegt werden kann. Mittels der Funktionstasten ist es möglich, einzelne Punkte der Meßkurve z. B. $P_1(x_1,y_1)$ und $P_2(x_2,y_2)$ zu markieren. Mit den zwischen diesen Punkten liegenden Werten können verschiedene Rechenoperationen durchgeführt werden.

Das Programm AZPAK gestattet jedoch auch die Auswertung von Messungen, die Verarbeitungsfehler bei der Probenherstellung beinhalten. Der Programmpunkt "Editieren" ermöglicht die Bereinigung von Kurven, die aufgrund vorhandener Verarbeitungsmängel sonst verworfen werden müssten. Durch die Funktion "Ausschneiden" werden alle Funktionswerte zwischen den festzulegenden Punkten P_1 und P_2 gleich Null gesetzt und bei der weiteren Bearbeitung der Meßkurve nicht berücksichtigt. Auf diese Weise können z. B. Luftblasen durch Markierung der Meßkurve vor der Blase mit P_1 und unmittelbar nach der Blase mit P_2 aus dem Kurvenverlauf herausgeschnitten werden. Allerdings muß kritisch überprüft werden, ob die editierte Kurve dem Typus einer nicht editierten Kurve entspricht. Die von uns untersuchte absolute Abrasion wird anhand der Darstellung eines Abrasionsprofils von Pertac®-Proben durch das ACTA-Originalantagonistenrad in der Abbildung 14 auf der nächsten Seite erläutert.

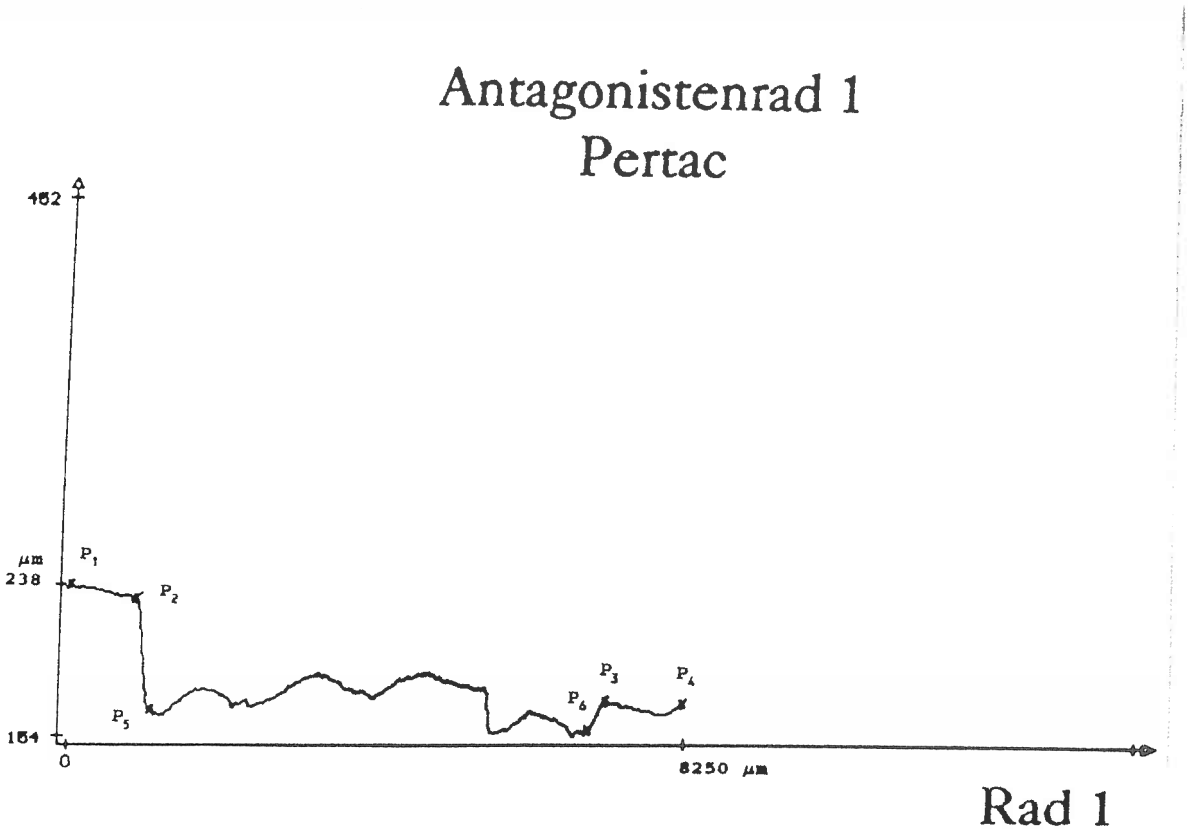


Abb. 14 Abrasionsprofil des Originalantagonistenrades mit den eingezeichneten Punkten P_1 - P_6.

Mit den Funktionstasten werden die Punktepaare PI (P_1,P_2), PII (P_3,P_4) und PIII (P_5,P_6) festgelegt. P_1 und P_2 markieren den Anfang und das Ende des linken Plateaus der Meßkurve, P_3 und P_4 Anfang und Ende des rechten Plateaus. Die Punkte P_5 und P_6 schließlich bezeichnen den Beginn und das Ende der Abrasionsspur. Die Addition der Werte zwischen P_1,P_2 und zwischen P_3,P_4 ergibt den Referenzwert Abrasion Null. Die Werte zwischen P_5 und P_6 zeigen die stattgefundene Abrasion.

Die absolute Abrasion ergibt sich aus der Formel:

$$\frac{(\text{MittelwertP}_1\text{P}_2 + \text{Mittelwert P}_3\text{P}_4)}{2} - \text{Mittelwert P}_5\text{P}_6$$

AZPAK ermöglicht also die numerische Darstellung der mit DENTMES aufgezeichneten Abrasionskurven.

2.5. Modifikationen des Antagonistenrades

Wie bereits erwähnt, erschien uns das Abrasionsprofil, das mit dem Originalantagonistenrad erzielt wird, für reproduzierbare Abrasionsmessungen als nicht optimal. Deshalb wurden von uns Modifikationen der Antagonistenrad-oberfläche vorgenommen, um ein uns geeigneter erscheinendes Abrasionsprofil zu erzeugen. Unterschiede im Abrasionsmuster sollen dargestellt werden und die Eignung der jeweiligen Antagonistenradoberfläche in Bezug auf die Weiter- verwendung als Antagonistenrad für die späteren Werkstoffuntersuchungen bewertet werden. In Abbildung 15 (S. 35) sind die verschiedenen Antagonistenräder dargestellt.

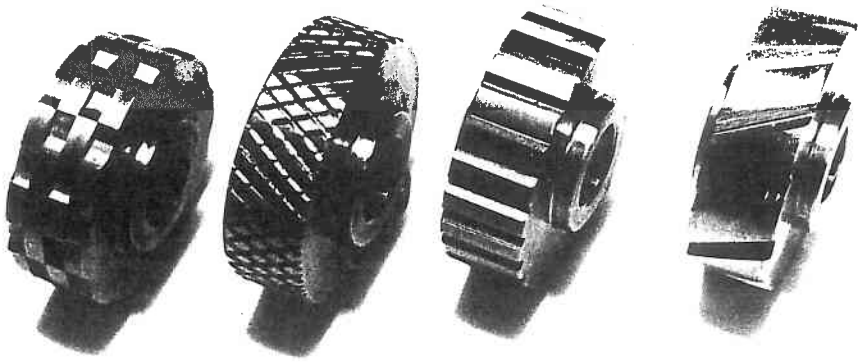


Abb. 15 Antagonistenräder. Das Originalantagonistenrad der ACTA-Maschine nach *De Gee* ist ganz links angeordnet.

Das Originalrad zeigt eine Oberfläche die so gestaltet ist, daß sich gleichgroße Segmente, die Vertiefungen und Erhöhungen darstellen, abwechseln. Dieses Antagonistenrad wird im Folgenden mit Rad 1 bezeichnet. Das Rad 2 trägt ein sogenanntes Fischgrätmuster, bei dem schmale Rillen diagonal von rechts oben nach links unten, sowie von links oben nach rechts unten verlaufend, die Oberfläche des Rades durchziehen. Das dritte Rad weist von rechts nach links waagrecht verlaufende tiefere und breitere Rillen auf. Bei Rad Nummer 4 verlaufen die ähnlich tiefen und breiten Rillen diagonal von rechts oben nach links unten.

Um einen Vergleich der Abrasionskurven der Antagonistenräder unter standardisierten Bedingungen zu ermöglichen, wurde bei allen vier Rädern als Werkstoff auf dem Probenrad Pertac® Universal benutzt. Die Proben der vier jeweiligen Trägerräder wurden am gleichen Tag, unter gleichen Luft- und Lichtverhältnissen, sowie aus einer identischen Charge stammend, angefertigt, unter identischen Bedingungen

gelagert und auf die Räder aufgeklebt. Das Abrasionsmedium wurde, wie oben beschrieben, ebenfalls standardisiert hergestellt. Die Behandlung und Auswertung der Proben erfolgte gleichfalls unter identischen Bedingungen. Die eine Vergleichbarkeit der Abrasionen eventuell beeinträchtigenden Parameter wurden so gut als möglich eliminiert.

Interessant war auch zu untersuchen, ob vom Meßprofil der Antagonistenradoberfläche auf das Abrasionsprofil der damit bearbeiteten Proben geschlossen werden kann. Deshalb wurden die vier Antagonistenradoberflächen vor Beginn der Abrasionsversuche mit dem Perthometer der Fa. Perthen abgetastet und aufgezeichnet.

3. Ergebnisse

3.1. Antagonistenradversuche

Meßprofile der Antagonistenradoberflächen

Nachfolgend sind die Meßprofile der Oberflächen der vier Antagonistenräder, abgetastet und aufgezeichnet mit dem Perthometer der Fa. Perthen, dargestellt. Das Profil von Rad 1 (Abb. 16) zeigt nur eine auffällige Vertiefung. Daneben sind zwei Erhöhungen mit zum Teil sehr steil abfallenden Seitenflächen zu erkennen.

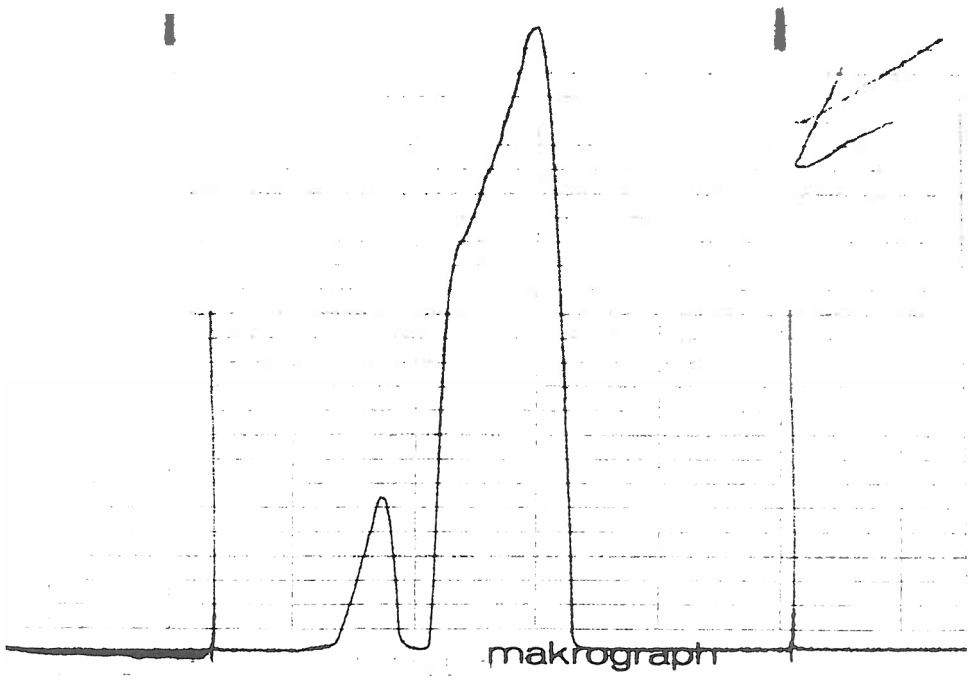


Abb. 16 Oberflächenprofil von Rad 1.

Das Profil von Rad 2 zeigt abwechselnde Erhöhungen und Vertiefungen, die in ihrer Amplitude relativ nahe beieinander liegen. Der Kurvenverlauf von Rad 2 wirkt dadurch etwas zerfurcht (Abb. 17, S. 38).

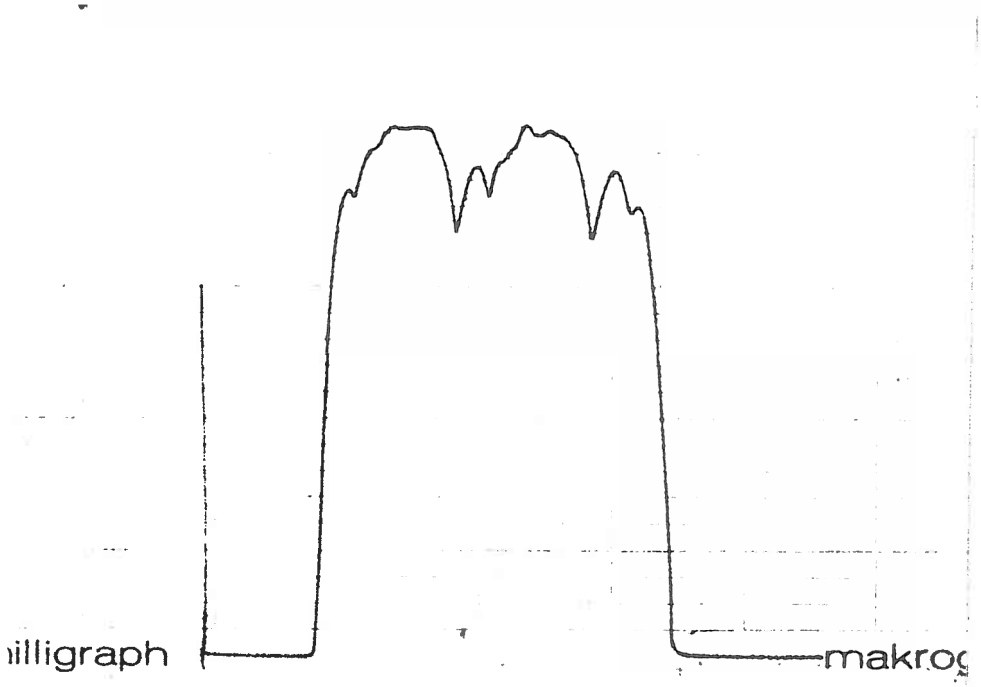


Abb. 17 Oberflächenprofil von Rad 2.

Die Darstellung der Oberfläche von Rad 3 zeigt ein absolut glattes Plateau ohne jedwede Erhöhung und Vertiefung (Abb. 18).

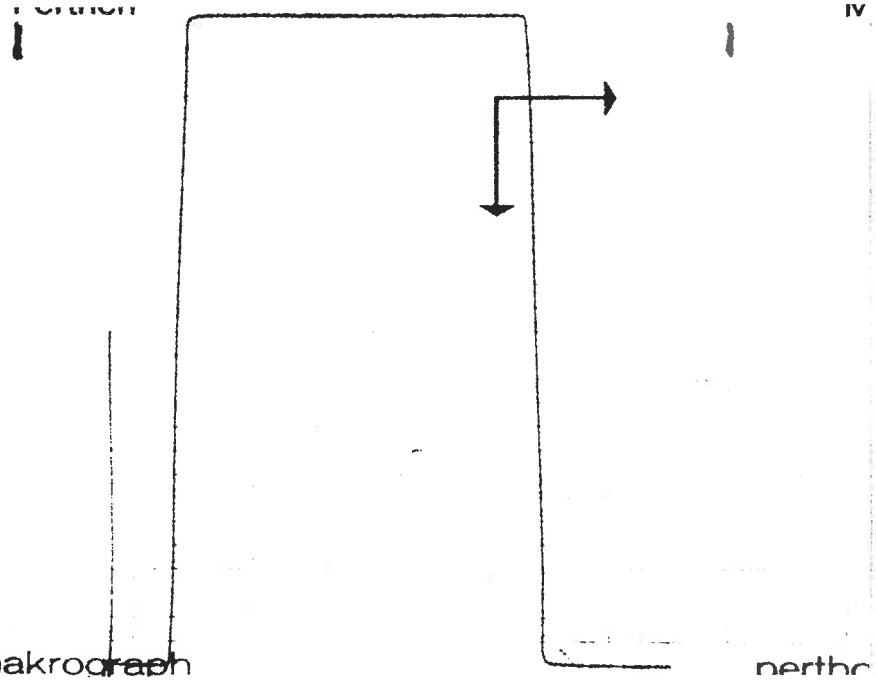


Abb. 18 Oberflächenprofil von Rad 3.

Die Meßkurve von Rad 4 schließlich stellt ein von links nach rechts abfallendes Plateau dar, dem Vertiefungen oder Erhöhungen nahezu fehlen (Abb. 19).

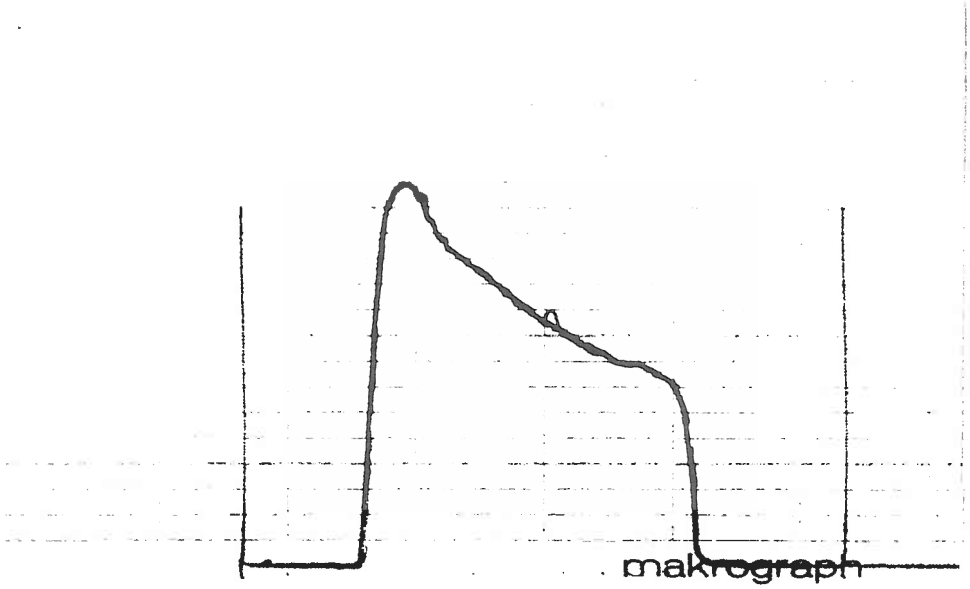


Abb. 19 Oberflächenprofil von Rad 4.

Man muß bei den von uns durchgeführten Abrasionsversuchen davon ausgehen, daß das Ausmaß der Abrasion im Wesentlichen von der Aufnahme und dem Transport des Abrasionsmediums durch die Antagonistenräder bestimmt wird. Demzufolge ist zu erwarten, daß die Abrasionskurven der Werkstoffproben, die mit dem Antagonistenrad 2 bearbeitet wurden, die deutlichste Abrasion aufweisen. Das Rad 2 bietet aufgrund der Oberflächengestaltung die für die Aufnahme und den Transport des Abrasionsmediums notwendigen Retentionsmöglichkeiten in der ausgeprägtesten Form.

Die unterschiedlichen Abrasionsprofile der vier Antagonistenräder sind nachfolgend dargestellt (Abb. 20 - 23).

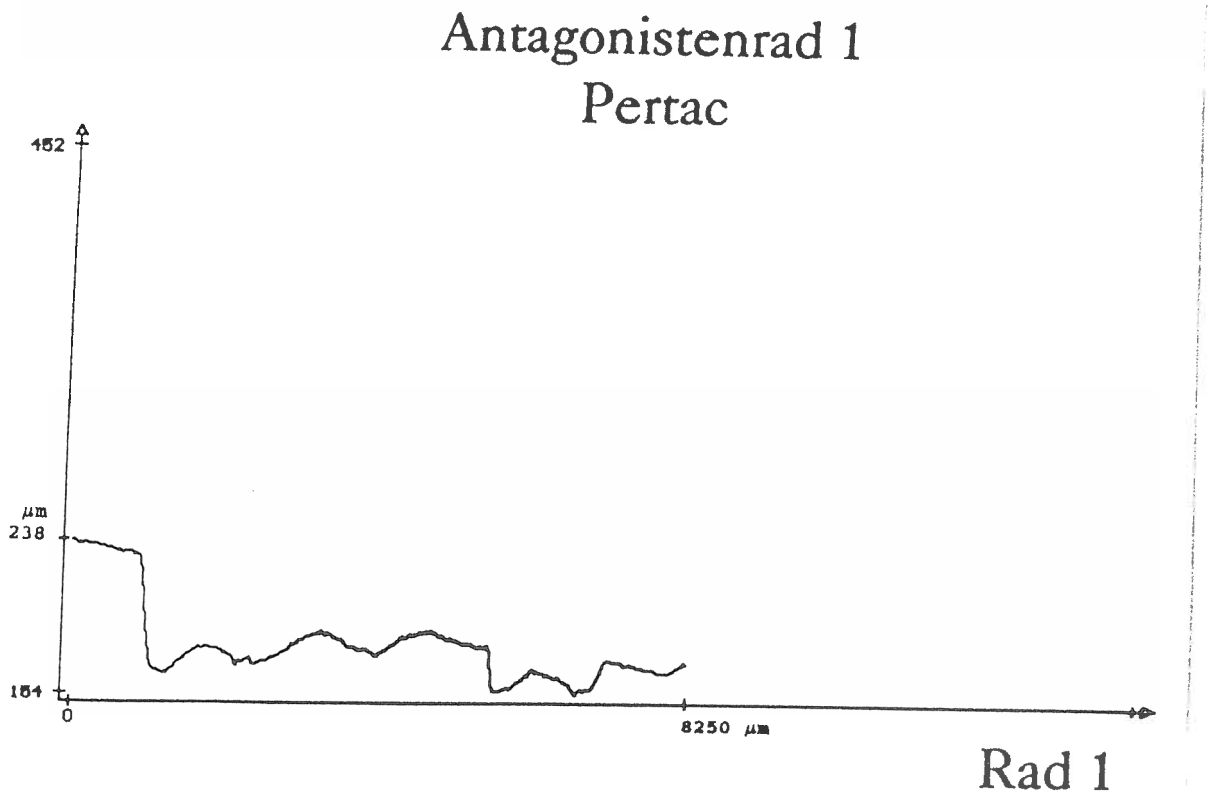


Abb. 20 Abrasionsprofil von Pertac® mit Rad 1.

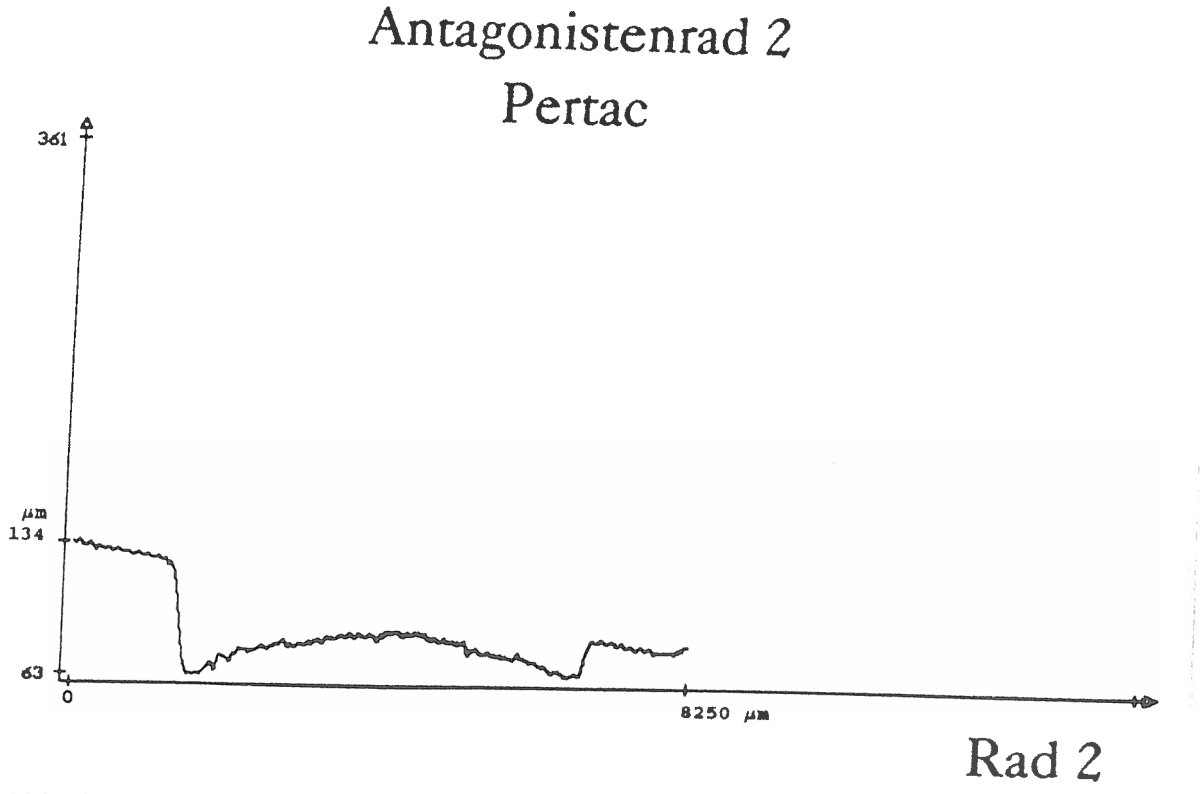


Abb. 21 Abrasionsprofil von Pertac® mit Rad 2.

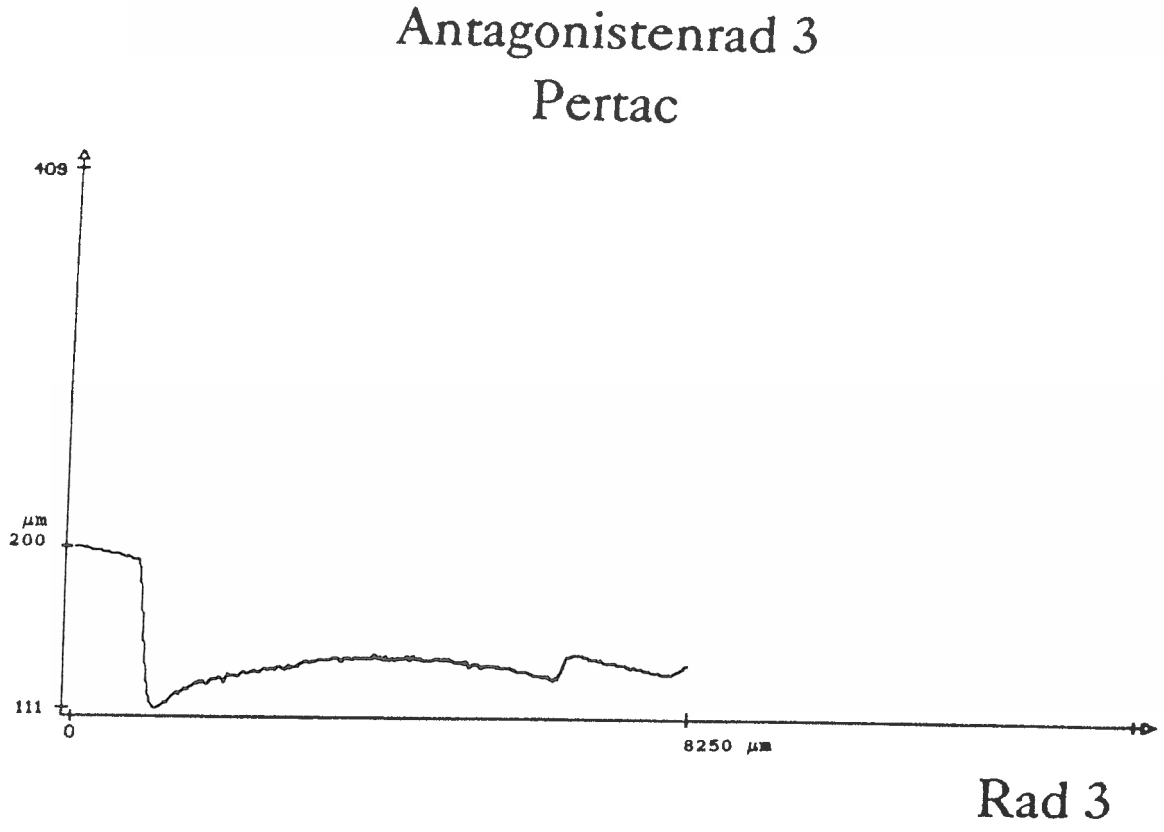


Abb. 22 Abrasionsprofil von Pertac® mit Rad 3.

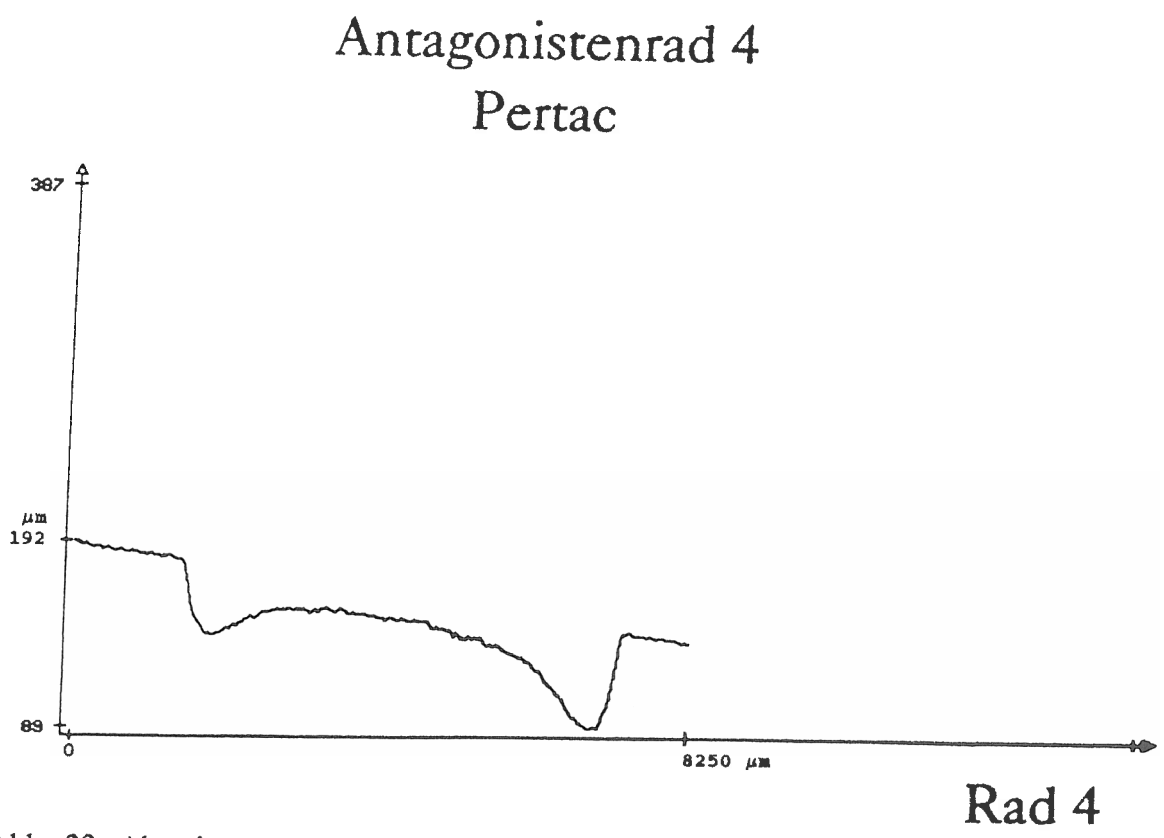


Abb. 23 Abrasionsprofil von Pertac® mit Rad 4.

Bewertung der Abrasion von Pertac® durch Antagonistenräder

Der Verlauf der Abrasionskurve des Originalantagonistenrades liefert kein einheitliches Abrasionsprofil. Selbst die Kurven der Abrasion innerhalb einer Probe sind nicht miteinander zur Deckung zu bringen. Die stark von einander abweichenden Kurvenverläufe machen eine näherungsweise Vorhersage der Abrasionskurven unmöglich. Der Faktor Zufall scheint bei diesem Abrasionsverlauf einen großen Einfluß auszuüben.

Betrachtet man die Abrasionsprofile der anderen drei Antagonistenräder, so weisen alle drei Kurventypen deutliche Ähnlichkeiten untereinander auf. Allen drei Kurven ist ein ähnlich harmonischer Verlauf ohne große Erhöhungen oder Vertiefungen eigen. Auffällig ist, daß in der Mitte der Abrasionsspur der geringste Abtrag erfolgte, während am Anfang und am Ende der Abrasionsspur der Materialverlust am Ausgeprägtesten ist. An diesen Stellen der Abrasionsmaxima zeigen sich auch die Unterschiede in den Abrasionsverläufen der verschiedenen Antagonistenräder. Die Reproduzierbarkeit der Abrasionskurven ist bei allen drei modifizierten Antagonistenrädern gegeben.

Interpretation der Abrasion

Bei Rad 2 befinden sich die beiden Abrasionsmaxima auf gleicher Höhe, was als Hinweis auf gleichmäßig stattfindende Verteilung des Abrasionsmediums während des Probendurchlaufs aufgefaßt werden kann. Bei Rad 3 ist eine leichte Verschiebung des Abrasionsmaximums nach links zu erkennen. Rad 4 dagegen zeigt eine deutliche Verschiebung der Abrasion nach recht. Diese unterschiedlichen Abrasionsverläufe müssen natürlich, wie bereits vorstehend erwähnt, mit der unterschiedlichen Oberflächengestaltung der Antagonistenräder in direkten Bezug gesetzt werden.

Am deutlichsten ist dies im Verlauf der Abrasionskurve von Rad 4 zu erkennen. Die für das Rad 4 bereits beschriebene Oberflächengestaltung bietet dem

Abrasionsmedium eine gute Friktion. Die Aufnahme und auch der Transport des Abrasionsmediums ist in ausreichendem Maße gewährleistet. Durch den Diagonalverlauf der Rillen herrscht jedoch eine Vorzugsrichtung des Abrasionsmediums vor. Es kommt zu einer ungleichen Verteilung des abrasiven Materials und daraus resultierend zu einer ungleichen Abrasion. Verdeutlicht werden soll dies durch die Darstellung in Abbildung 24. Man wähle auf einer der Diagonalrillen drei Punkte A, B und C. Der Punkt A befindet sich am Anfang der Diagonalrille an der rechten Seite des Rades, Punkt C wird am linksseitigen Ende der Rille bestimmt. Der Punkt B wird so festgelegt, daß er den Abstand A - C genau halbiert. Der Pfeil gibt die Vorzugsrichtung des Abrasionsmediums an.

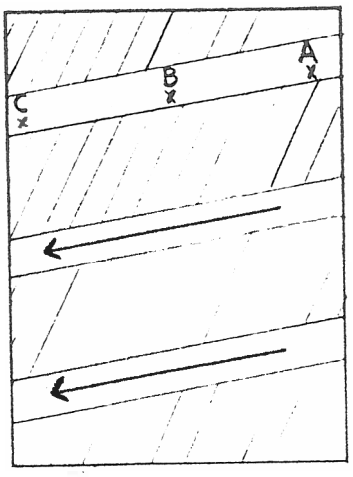


Abb. 22 Schematische Oberfläche von Rad 4.

Man kann davon ausgehen, daß an jedem dieser drei Punkte die gleiche Menge Abrasionsmedium pro Zeiteinheit aufgenommen wird. Durch den Diagonalverlauf der Rillen wird das Abrasionsmedium während der Umdrehung von A über B nach C transportiert. Es sammelt sich somit am Endpunkt C eine gewisse Menge

Abrasionsmedium an, welches von den Punkten A und B dorthin gelangt ist. Zusammen mit den neu hinzukommenden, jeweils gleichen Mengen an den drei Punkten ergibt sich daraus eine bestimmte Menge an abrasivem Material an Punkt A, eine größere Menge an Punkt B und an Punkt C die größte Menge an abrasivem Material. Demzufolge findet hier auch die höchste Abrasion statt. Hinzu kommt noch, daß an der Grenzfläche Antagonistenrad/Probe das Wasser des Hirsebreies aus den Diagonalrillen des Rades ausgepreßt wird, während das Hirsemehl in den Rillen verbleibt. Dies führt zu einer weiteren Erhöhung der Menge an abrasivem Material an Punkt C.

Das Profil der Abrasionskurve von Rad 3 verläuft deutlich flacher als das der Kurve von Rad 4. Durch die Horizontalanordnung der Rillen ergibt sich zwar eine ähnlich gute Friktion des Abrasionsmediums wie bei Rad 4, jedoch findet bei der Drehung des Rades nahezu kein Weitertransport des Abrasionsmediums statt. Es kommt zum Mediumstau in den Rillen, so daß pro Zeiteinheit wesentlich weniger Abrasionsmedium über das Probenrad hinwegbewegt wird, als es bei Rad 4 der Fall ist. Die meßbare Abrasion ist deshalb von Anfang an geringer als bei Rad D. Auffällig ist, daß es bei der Abrasion mit Rad 3 ähnlich wie bei Rad 4 zu einem bevorzugten Abtrag von Material kommt. Im Gegensatz zu Rad 4, bei dem die höchste Abrasion am Ende der Abrasionsspur erfolgt, findet sie bei Rad 3 am Anfang der Abrasionsspur statt. Wie bei Rad 1 und 4 läßt sich auch bei Rad 3 keine einheitliche Abrasion feststellen.

Die Oberflächenkonfiguration von Rad 2 zeigt große prinzipielle Ähnlichkeit mit der Oberfläche von Rad 4. Wie bei Rad 4 verlaufen die Rillen für den Medientransport diagonal, womit eine gute Aufnahme und Weiterführung des Abrasionsmediums gewährleistet wird. Der Unterschied zu Rad 4 besteht bei Rad 2 hauptsächlich darin, daß die diagonalen Rillen nicht nur von rechts oben nach links unten verlaufen, sondern zusätzlich auch noch 90° versetzt dazu von links oben nach rechts unten. Durch dieses Rauten- oder Fischgrätmuster ist ein guter Mediumtransport gegeben; eine bevorzugte Transportrichtung, die sich wie bei 3 und 4 als störend erweisen kann, wird jedoch vermieden. Das Abrasionsmedium

wird nahezu gleichmäßig über die zu abradierende Fläche des Probenrades verteilt. Bei der Verwendung des Rades 2 treten ebenfalls Stellen vermehrter Abrasion auf. Wie bei Rad 3 und 4 finden sich diese Stellen am Anfang und am Ende der Abrasionsspur unterhalb des rechten und linken Probenplateaus. Dieser gleichartige Abrasionsverlauf liegt in der Ähnlichkeit der retentiven Gestaltung der Antagonistenradoberflächen begründet. Das aufgenommene Abrasionsmedium wird dem Verlauf der Rillen entsprechend links und rechts der Antagonistenräder nach außen gedrückt und häuft sich an der Grenzfläche Probenmaterial/Antagonistenrad an. Eine größere Menge Abrasionsmedium ergibt, wie bereits erwähnt, eine höhere Abrasion.

Wertung der Reproduzierbarkeit der Abrasion

Die Abrasionskurvenverläufe der Pertac®-Proben, die mit dem Rad 2 bearbeitet wurden, zeigen einen relativ deutlich deckungsgleichen Verlauf. Eine ungefähre Vorhersage des Abrasionsverlaufes ist möglich, der Zufall spielt bei dieser Abrasionsoberfläche keine Rolle. Wenn man alle Abrasionsprofile, die durch die unterschiedliche Oberflächenkonfiguration der Antagonistenräder erzeugt wurden, vergleicht, so kann man eindeutig feststellen, daß die von Rad 2 erzeugte Abrasion über die Abrasionsfläche der Proben hinweg am Einheitlichsten erfolgt ist.
Die Reproduzierbarkeit und auch näherungsweise Vorhersage des Abrasionsverlaufes ist bei Rad 2 am besten gegeben. Aus den bereits genannten Gründen fiel deshalb unsere Wahl des Antagonistenrades für die weiteren Versuche auf das Rad 2 mit der Fischgrätoberfläche.

Die Vermutung, daß sich aus dem Vergleich der Meßprofile der Antagonistenradoberflächen Aussagen über die Eignung als Antagonistenrad machen lassen, hat damit ihre Bestätigung gefunden.

Versuch zur Erklärung der Linksdrift

Wenn man die Abrasionskurven betrachtet, so fällt auf, daß ein Drift der Kurven

von links nach rechts vorherrscht. Es stellt sich nun die Frage, ob dies durch einen systematischen Fehler bei der Vorbereitung der Probenräder zustande kommt, oder ob es sich hierbei um ein Phänomen handelt, das im Versuchsaufbau begründet liegt.

Die Proben werden, wie oben beschrieben, von der in Erlangen ansäßigen Fa. Gechter standardisiert rundgeschliffen und feinst poliert. Die Ausgangssituation für die Abrasionsversuche war demzufolge für jedes Probenrad die Gleiche. Um ausschließen zu können, daß der Drift im Kurvenverlauf der Abrasionsprofile durch eine fehlerhafte Behandlung der Proben durch die Fa. Gechter bedingt ist, wurde ein Pertac®-Probenrad in der ACTA-Maschine mittels der dafür vorgesehenen Schleifräder mit abnehmender Körnung rundgeschliffen und feinst poliert. Die Versuchsbedingungen wurden nicht verändert. Die Abrasion und Abtastung erfolgte wie oben beschrieben. Das Ergebnis der Abrasion zeigte die gleiche Linksdrift wie bei den von der Fa. Gechter vorbereiteten Proben. Daraus läßt sich schließen, daß die Probenvorbereitung keinen Einfluß auf den Verlauf der Abrasionskurve ausübt.

Der Grund für die erkennbare Linksdrift der Abrasion liegt höchstwahrscheinlich in der beweglichen Lagerung der Achse, auf welcher das Antagonistenrad montiert wird, begründet. Für die Auswertung der Abrasion nach dem oben beschriebenen Modus hat der hängende Kurvenverlauf keine Auswirkung.

Verarbeitbarkeit der Proben

Die Vergleichswerkstoffe zeigten hinsichtlich ihrer Verarbeitbarkeit keine erkennbaren Unterschiede. Die am Markt erhältlichen Komposite waren leicht zu handhaben. Sie wiesen eine ähnlich gute Adaptationsfähigkeit, Stopfbarkeit und Standfestigkeit auf. Das Amalgam war gut zu kondensieren und ebenfalls leicht und sicher zu adaptieren.

Bei der Verarbeitbarkeit der experimentellen Kunststoffe traten erhebliche

Unterschiede auf. Das mit groben Füllkörpern hochgefüllte Material *"Kulzer 79% grob"* ließ sich nur unter erheblicher Anwendung von Druck adaptieren, es fiel immer wieder von den Wänden zum Boden der Form hin ab. Ein Stopfen war nur mit erheblichem Kraftaufwand möglich. Allerdings blieb es ohne Veränderung in der einmal erreichten Form stehen.

Das Material *"Kulzer 50% grob"* zeigte eine große Ähnlichkeit mit der Verarbeitbarkeit der Hybridkomposite. Es war ähnlich gut stopfbar und adaptierbar, klebte jedoch etwas stärker am Spatel, als dies bei den Hybridkompositen der Fall war. Vor der Entnahme aus dem Probentiegel mußte *"Kulzer 50% grob"* erst durchgemischt werden, da eine Phasenentmischung eingetreten war und sich Füllkörper am Boden abgesetzt hatten.

Bei *"Kulzer 50% fein"* war ein zähes, starkes Kleben am Spatel zu beobachten. Es ließ sich nur mit Mühe in die Probenform einbringen und adaptieren, da es ein starkes Fließverhalten zeigte. Die Standfestigkeit war für den beabsichtigten Gebrauch als plastisches Füllungsmaterial absolut ungenügend. Das feinst hochgefüllte *"Kulzer 77% fein"* bereitete hinsichtlich der Verarbeitung ebenfalls erhebliche Probleme. Das Material war nicht ohne Schwierigkeiten aus dem Probenbehälter zu entnehmen, da es eine extrem feste Konsistenz zeigte. Die Standfestigkeit war entsprechend groß. Eine Adaptation an die Wände der Probenform war aufgrund der hohen Festigkeit sehr umständlich. Die Stopfbarkeit war ebenfalls äußerst gering, eine gezielte Formgebung war nicht möglich. Eine derartig schwierige Handhabung läßt dieses Material als plastisches Füllungsmaterial völlig ungeeignet erscheinen.

3.2. Beurteilung der Abrasion

Darstellung und Interpretation der Abrasionsprofile

Im Folgenden sind typische Abrasionsprofile der untersuchten Materialien, abradiert

mit Antagonistenrad 2, beschrieben. Die graphischen Darstellungen finden sich im Anhang (S. 86-96).

Die Reihenfolge entspricht der Anordnung der Proben auf den Testrädern. Das Abrasionsprofil von Pertac® entspricht exakt den Profilen, die von den Vorversuchen her bereits bekannt sind. Die Profile der experimentellen Kunststoffe *"Kulzer 79% grob"*, *"Kulzer 77% fein"* und *"Kulzer 50% fein"* zeigen den gleichen schematischen Verlauf, jedoch fällt auf, daß sich unterhalb des rechten Plateaus ein größeres Abrasionsmaximum befindet, als es bei Pertac® der Fall ist. Bei *"Kulzer 50% grob"* zeigt sich der Verlauf der Kurve sehr ähnlich dem der Pertac®-Abrasion mit dem Antagonistenrad 3. Für den Bereich der Abrasionsspur zwischen den beiden Abrasionsmaxima kann man feststellen, daß sich hier der Kurvenverlauf wesentlich unruhiger darstellt, als der Verlauf bei Pertac®. Dies ist ein deutliches Zeichen, daß die Abrasion ungleichmäßiger verlaufen ist.

Das Abrasionsprofil von Charisma® entspricht sowohl im Verlauf, wie auch in den Dimensionen der Abrasionsmaxima dem von Pertac®. Allerdings ist auch hier, wie bei den experimentellen Kunststoffen, eine größere Ungleichmäßigkeit im Verlauf der Abrasionsspur zu beobachten. Vor allem im Bereich des linken Abrasionsmaximums hängt die Kurve im Vergleich zu Pertac® etwas durch.

Die Kurvenverläufe der Proben Degufill H® und Degufill M® zeigen eine noch größere Ähnlichkeit mit der Pertac®-Abrasion durch das Antagonistenrad 3, als es bei der Probe *"Kulzer 50% grob"* zu erkennen war. Beide zeigen einen ebenfalls sehr ausgeprägten unruhigen Verlauf der Abrasionsspur. Bei Degufill M® fällt zudem das besonders starke linke Abrasionsmaximum auf.

Der Verlauf der Abrasionskurve des Materials Tetric® gleicht am ehesten dem von Pertac®. Bis auf die gleichfalls etwas rauher wirkende Abrasionsspur sind sie nahezu identisch.

Das Abrasionsprofil des Amalgams Valiant-Ph.D-XT® zeigt die geringste Ähnlich-

keit mit den vorstehend beschriebenen Profilen. Außer einem kleinen Abrasionsmaximum zu Beginn der Abrasionsspur ist kein deutlich wahrnehmbarer Verlauf derselben zu erkennen. Das Ende der Abrasionsspur mußte unter Zuhilfenahme der bei allen Proben gleichlangen Strecke der stattgefundenen Abrasion bestimmt werden. Im zweiten Teil der Meßstrecke fand so gut wie keine Abrasion mehr statt.

Darstellung der Ergebnisse

Wie bereits beschrieben (S. 33), wurde die absolute Abrasion für jedes Material als arithmetischer Mittelwert aus den jeweils maximal 60 Einzelmessungen ermittelt. Wenn es trotz der Editierfunktion von AZPAK nicht möglich war, alle DENTMES-Daten eines Materials einzulesen, so wurden diese nur verwendet, wenn von den 10 Einzelmessungen pro Probe und Rad mindestens 7 einwandfrei eingelesen wurden. Die Werte der absoluten Abrasion sind in Tabelle 2 aufgelistet. Sämtliche Einzelwerte finden sich im Anhang (S. 97-103).

Tabelle 2 Absolute Abrasion.

MATERIAL	Nr.	Absolute Abrasion (in μm)
Pertac® Universal	I	19,7
"Kulzer 79% grob"	II	38,03
"Kulzer 77% fein"	III	25,4
"Kulzer 50% fein"	IV	42,58
"Kulzer 50% grob"	V	61,39
Kulzer Charisma®	VI	23,91
Degufill H®	VII	24,26
Degufill M®	VIII	36,97
Tetric Universal®	IX	28,24
Valiant-Ph.D-XT®	X	4,63

Die absolute Abrasion sagt nur etwas über den Substanzverlust des einzelnen

Probenmaterials aus. Um die Abrasionsfestigkeit einer Kunststoffprobe direkt mit der Abrasionsfestigkeit von Amalgam vergleichen zu können, bestimmt man die relative Abrasion. Diese gewinnt man, indem das arithmetische Mittel der Probe durch das arithmetische Mittel des Amalgams des gleichen Probenrades dividiert wird. Der Quotient stellt den höheren Abrasionsverlust der Probe im Vergleich zu Amalgam dar. In Tabelle 3 sind die jeweiligen Quotienten einzeln aufgeführt. Die unter x aufgeführten Werte sind das arithmetische Mittel der relativen Abrasion aller 6 Probenräder.

Tabelle 3 Relative Abrasion.

Radnummer	I	II	III	IV	V	VI	x
Valiant® als Vergleich	4,33 µm	5,04 µm	4,66 µm	4,39 µm	4,22 µm	5,11 µm	1
Pertac®	4,84	4,01	4,44	4,64	3,98	3,71	4,27
Ku 79% grob	9,79	7,55	7,88	8,01	8,94	7,57	8,29
Ku 77% fein	5,71	5,02	5,59	6,06	5,61	5,14	5,52
Ku 50% fein	9,84	8,51	9,06	9,8	9,76	8,54	9,25
Ku 50% grob	13,94	12,23	13,06	14,17	14,54	12,1	13,34
Charisma®	5,36	4,62	5,07	5,38	6,15	4,65	5,21
Degufill H®	5,33	4,63	5,2	5,21	6,24	5,03	5,27
Degufill M®	8,46	7,28	7,92	8,66	8,86	7,08	8,04
Tetric®	7,27	5,55	5,79	6,91	6,2	5,19	6,15

Vergleicht man alle zehn Testmaterialien miteinander so zeigt sich, daß das Amalgam Valiant® unangefochten an der Spitze liegt. Das zweitbeste Material, Pertac®, weist mit dem Quotienten 4,27 eine mehr als viermal so hohe Abrasion auf. Den Materialien Valiant® und Pertac® als nächstes folgen die Hybridkunststoffe Charisma® mit 5,21 und Degufill H® mit 5,27. Als fünftplaziertes Material weist *"Kulzer 77% fein"* mit 5,52 einen nur geringfügig schlechteren Wert auf. Mit dem Wert von 6,15 liegt der Hybridkunststoff Tetric® nur an sechster Stelle der Rangliste. An siebter Stelle folgt mit dem relativen Abrasionswert von 8,04 der mikro-

gefüllte Kunststoff Degufill M®. Knapp dahinter findet sich mit dem Wert von 8,29 der hoch- und grobgefüllte Kunststoff *"Kulzer 79% grob"* an achter Position. Am Schluß finden sich mit den Werten 9,25 und 13,34 die mittelgefüllten experimentellen Kunststoffe *"Kulzer 50% fein"* und *"Kulzer 50% grob"*.

Eine Überprüfung der Daten mit dem Wilkoxon-Test ($p < .05$) hat ergeben, daß die Einteilung der Reihenfolge nach den Mittelwerten zulässig ist, da von Probe zu Probe ein signifikanter Unterschied besteht. Allein die Proben Charisma® und Degufill H® sind nahezu gleichwertig, da hier keine Signifikanz auf dem 5%-Niveau gegeben war. In Abbildung 25 sind die Abrasionsmittelwerte und die Standardabweichungen der Probenmaterialien grafisch dargestellt.

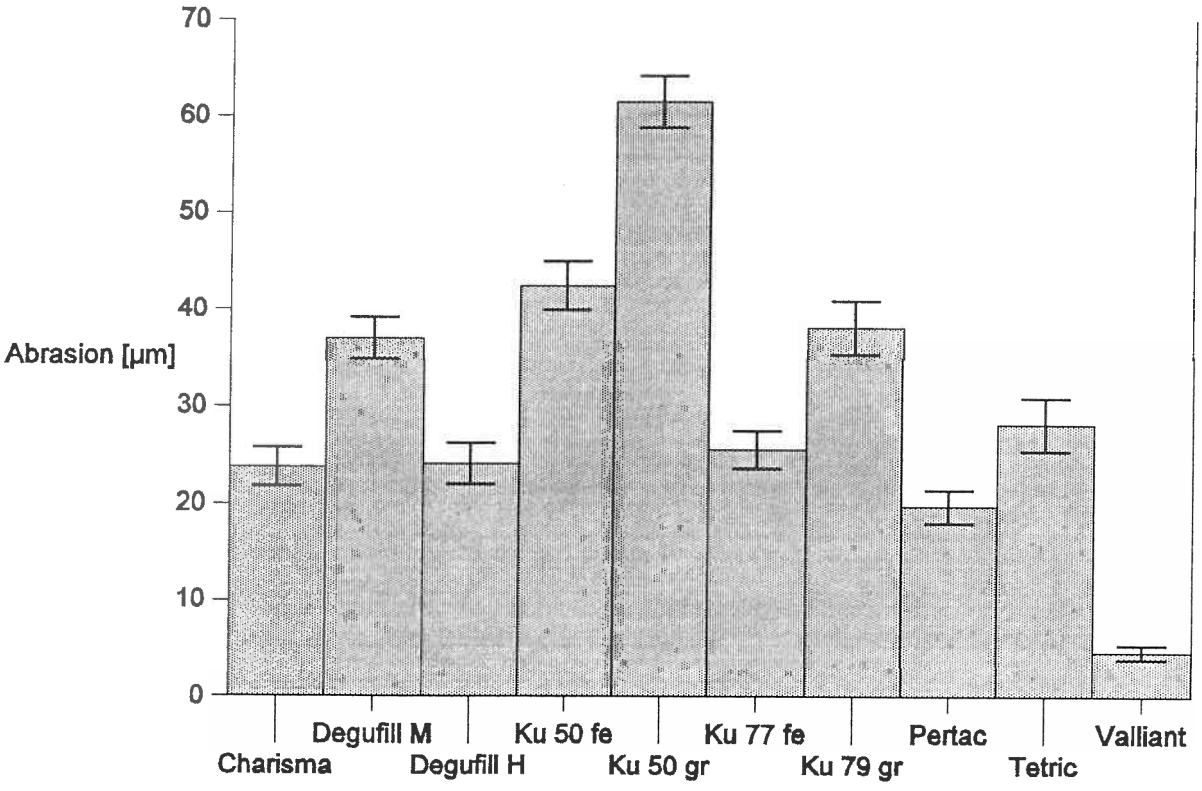


Abb. 25 Abrasionsmittelwert und Standardabweichungen der getesteten Materialien.

3.3. Qualitative Beurteilung mit dem REM

Von allen Proben wurden nach der Abrasion rasterelek[illegible]ikroskopische Aufnahmen angefertigt, die Aufschluß über das festgestellt[illegible]ß der Abrasion und mögliche Ursachen geben sollten. Es wurde standardmäßig die 1000fache Vergrößerung gewählt. Viele der Aufnahmen weisen eine Zweiteilung auf. Hierbei ist im linken Teil der Aufnahme die 1000fache Vergrößerung der Probe abgebildet. Mit dem weißen Rahmen ist der Teil der Probenoberfläche markiert, der im rechten Abschnitt der Aufnahme mit nunmehr 5000facher Vergrößerung abgebildet wird. Diese Vergrößerung wurde dann gewählt, wenn Details der Probenoberflächen besonders deutlich sichtbar gemacht werden sollten.

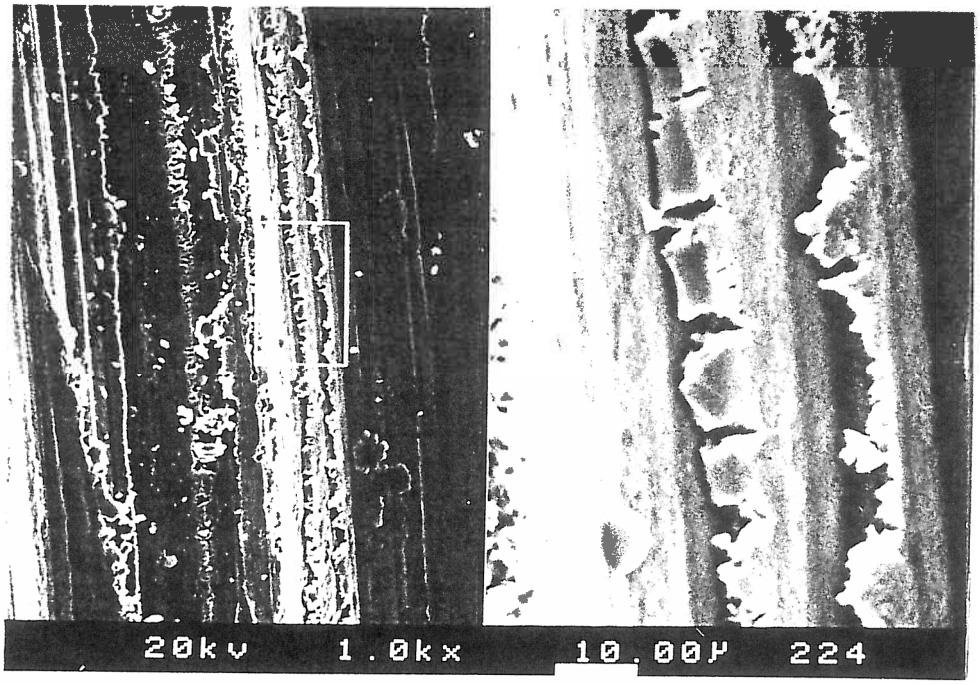


Abb. 26 Probe Valiant-Ph.D-XT® 1000/5000fache Vergrößerung. Die Aufnahme zeigt für die Abrasion von metallischen Flächen typische Erscheinungen. Deutlich erkennbar sind die Schliffspuren der abrasiven Partikel des Abrasionsmediums, die am Rande zum Teil etwas ausgefranst sind. Vereinzelt sind kleine Luftblasen sichtbar. Risse oder Spalten sind nicht zu sehen.

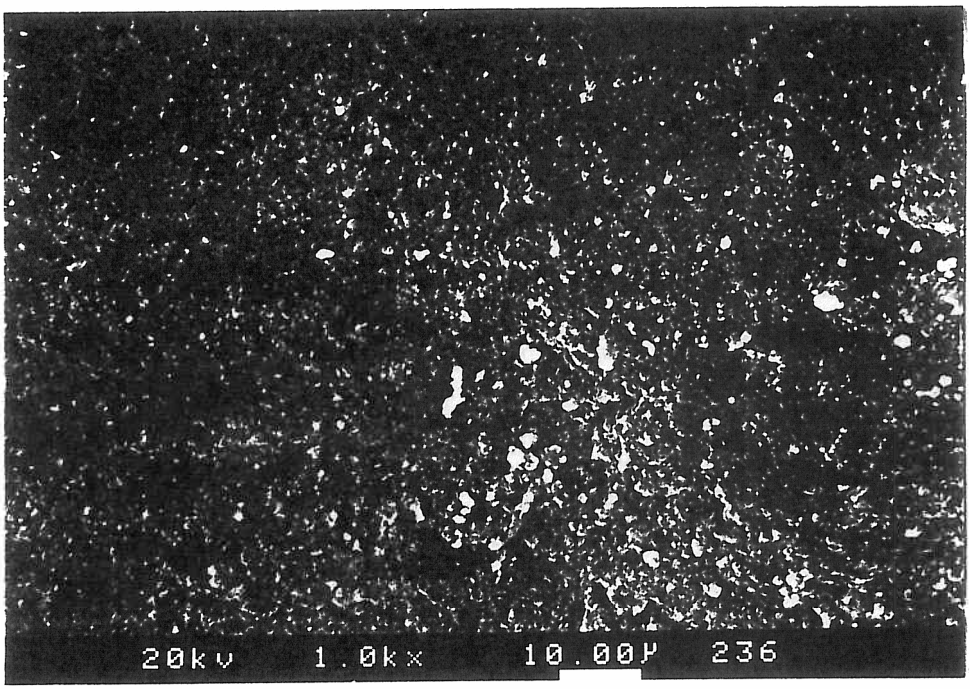


Abb. 27 Probe Pertac® 1000fache Vergrößerung. Sichtbar sind vereinzelte Füllkörper und Füllkörperagglomerate. Ähnlich wie bei Valiant® sind jedoch auch Schliffspuren deutlich zu erkennen. Ansonsten weist Pertac® keine Risse oder Löcher auf. Die Oberfläche ist glatt und homogen.

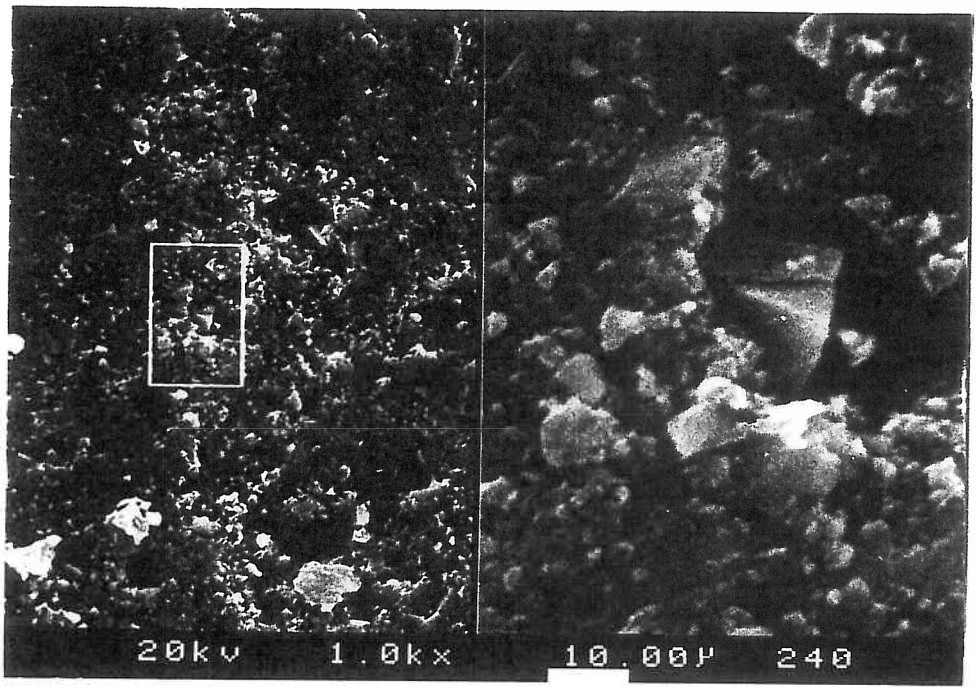


Abb. 28 Probe *"Kulzer 79% grob"* 1000/5000fache Vergrößerung. Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von dieser Probe zeigt ein gänzlich anderes Bild. Die Oberfläche erscheint inhomogen, rauh und löchrig. Es sind deutlich große Füllkörper zu erkennen, die, obwohl sie nicht exponiert sind, eine fortgeschrittene Demaskierung von der Matrix zeigen.

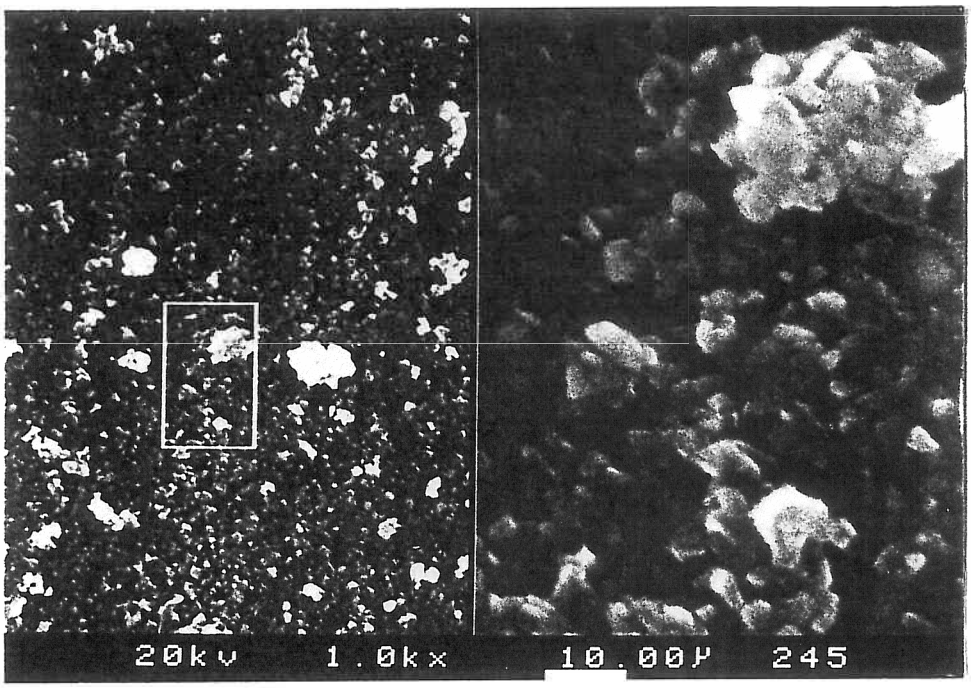


Abb. 29 Probe *"Kulzer 77% fein"* 1000/5000fache Vergrößerung. Auch die Oberfläche der Probe *"Kulzer 77% fein"* zeigt Rauhigkeiten. Auffällig ist hierbei die große Anhäufung von freiliegenden Füllkörpern oberhalb der Oberfläche. Anders als bei *"Kulzer 79% grob"* zeigen sich trotz des nahezu gleichgroßen Fülleranteils keine Löcher oder Risse in der Matrix. Im Niveau der Oberfläche liegende Füllkörper zeigen keine Matrixverluste, wie dies bei *"Kulzer 79% grob"* zu beobachten ist.

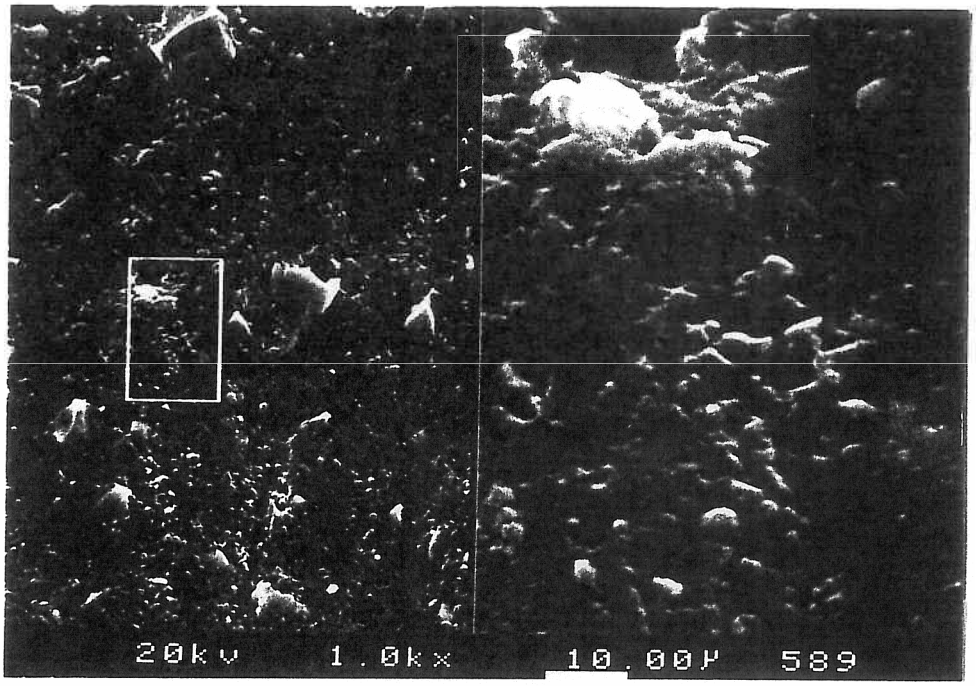


Abb. 30 Probe *"Kulzer 50% grob"* 1000/5000fache Vergrößerung. Diese Aufnahme ist mit derjenigen der Probe *"Kulzer 79% grob"* nahezu identisch. Es fällt jedoch auf, daß sich eine deutlichere Wellenstruktur der Oberfläche zeigt. Eine Demaskierung der Füllkörper findet sich auch hier. Deutliche Löcher und Risse sind zu erkennen.

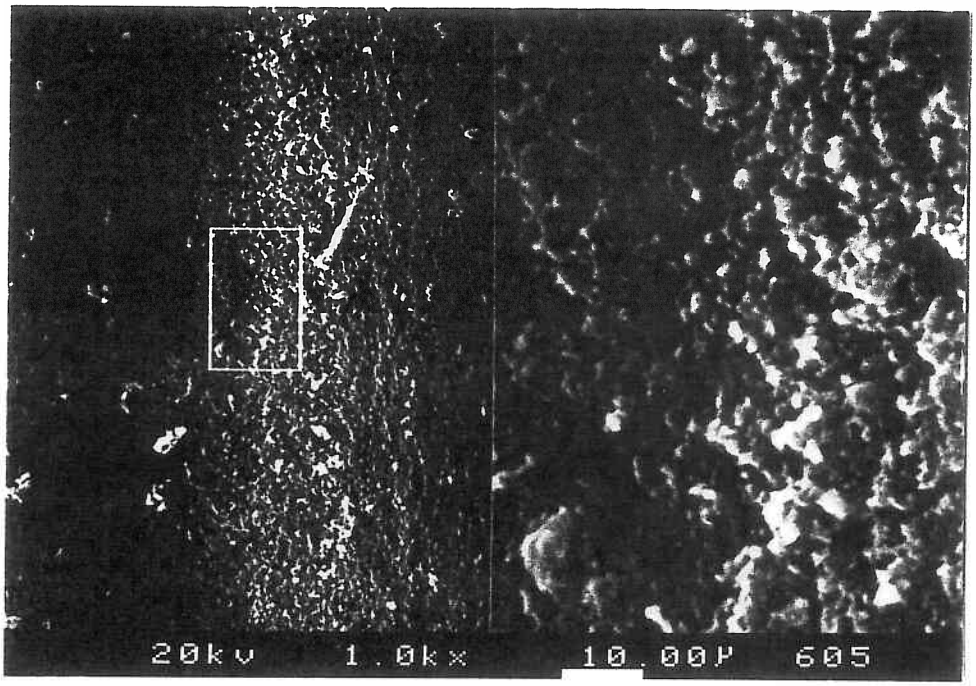


Abb. 31 Probe *"Kulzer 50% fein"* 1000/5000fache Vergrößerung. Bei der Aufnahme dieser Probe zeigt sich eine gewisse Ähnlichkeit mit der Aufnahme der Probe *"Kulzer 77% fein"*.

Freiliegende Füllkörper sind auch hier deutlich erkennbar, wenn ihre Anzahl auch wesentlich geringer ist. Die Matrixanteile der Oberfläche weisen ausgeprägtere Unebenheiten auf als die der höher gefüllten Probe. Risse oder Löcher sind nicht zu sehen.

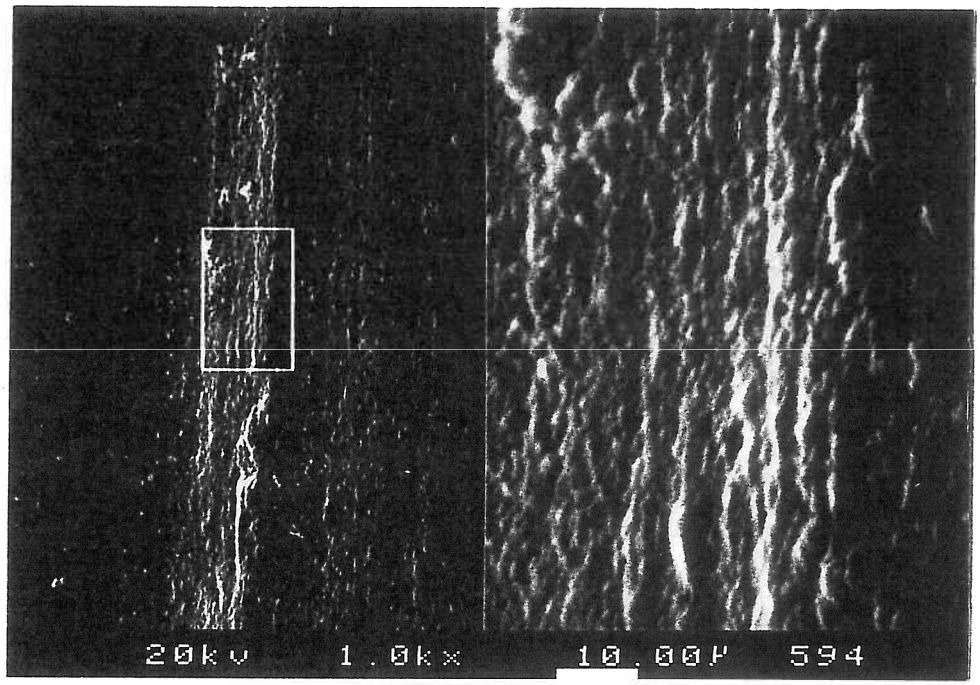


Abb. 32 Probe Charisma® 1000/5000fache Vergrößerung. Die Aufnahme von Charisma® zeigt deutliche Schliffspuren bei nur sehr wenigen demaskierten Füllkörpern. Geringgradig sind Löcher und Risse der Matrix zu erkennen. Im Großen und Ganzen ist die Gestalt der Oberfläche glatt und homogen.

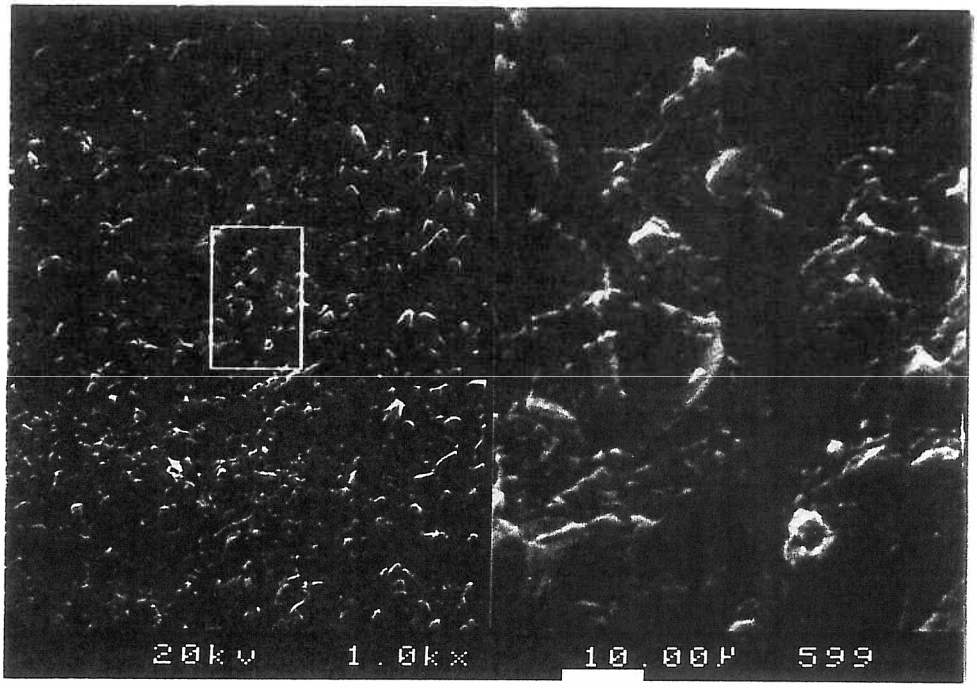


Abb.33 Probe Degufill H® 1000/5000fache Vergrößerung. Die rasterelektronenmikroskopische Aufnahme von Degufill H® zeigt eine relativ rauhe Oberfläche mit deutlich erkennbarer poriger, löchriger Struktur. Eine große Anzahl von teildemaskierten Füllkörpern ist deutlich sichtbar. Sie zeigen eine schollenartige Konfiguration. Risse in der Matrix sind nicht zu sehen.

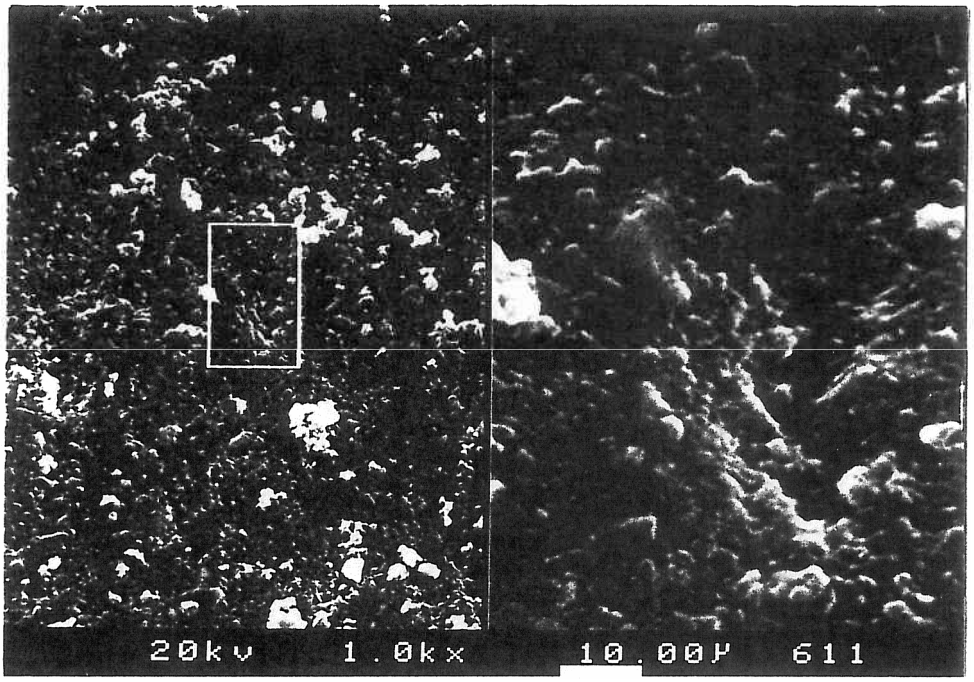


Abb. 34 Probe Tetric® 1000/5000fache Vergrößerung. Die REM-Aufnahme dieses Kunststoffes zeigt eine Vielzahl demaskierter großer und kleiner Füllkörper, solitär und agglomeriert. Eine große Anzahl von Löchern und Rissen weist auf Schwächen in der Matrix hin.

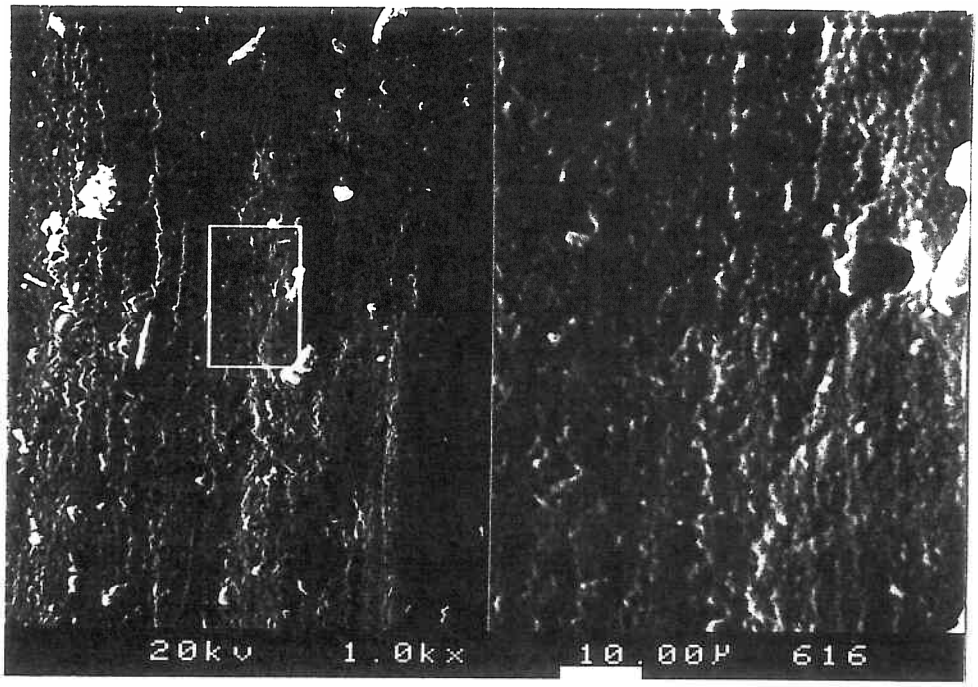


Abb. 35 Probe Degufill M® 1000/5000fache Vergrößerung. Die Oberfläche von Degufill M® ist ungleichmäßig und stark wellig gestaltet. Vereinzelt sind agglomerierte Füllkörper zu erkennen. Auffällig ist auch hier die Vielzahl von Rissen und Löchern in der Matrix.

Es zeigt sich, daß die Schliffspuren desto deutlicher ausgeprägt sind, je abrasionsfester das Material ist. Diese Schliffspuren sind ein deutliches Anzeichen für eine mehr partielle Abrasion dieser Materialien im Vergleich zu einer umfassenden Abrasion der weniger abrasionsfesten Proben.

3.4. Einfluß der Rauhigkeit

Um einen etwaigen Einfluß der Ausgangsrauhigkeit auf das Abrasionsprofil und den Abrasionsbetrag zu erfassen, wurde von einigen ausgewählten Materialien vor und nach der Abrasion R_a und R_{max} bestimmt. Es waren dies Valiant® (Abb. 36, 37, S. 62), Pertac® (Abb. 38, 39, S. 63) und die experimentellen Kulzer-Kunststoffe

(Abb. 40-47, S. 64-67). Interessant war es zu untersuchen, ob sich aus diesen vor der Abrasion relativ einfach zu bestimmenden Werten sichere Aussagen über das Verhalten der Materialien nach der Abrasion machen lassen.

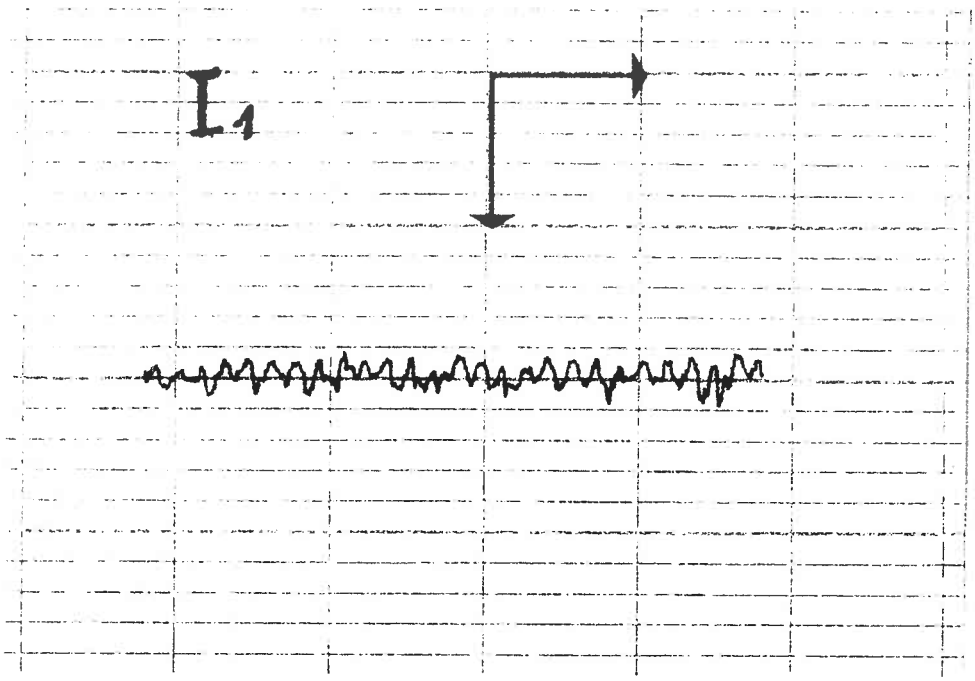


Abb. 36 Rauhigkeitsprofil von Valiant® vor Abrasion.

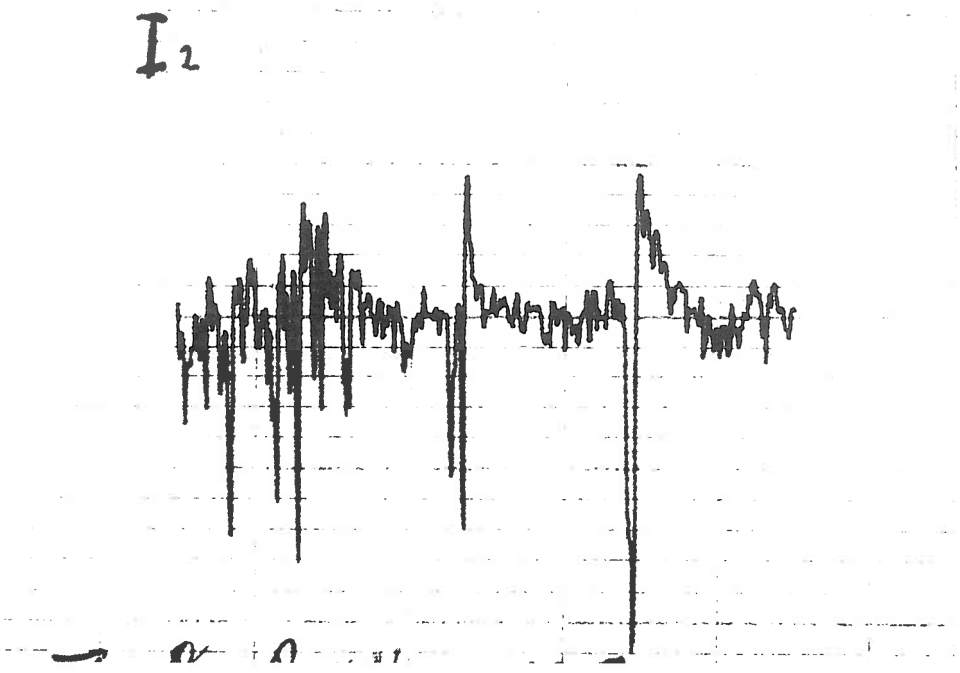


Abb. 37 Rauhigkeitsprofil von Valiant® nach Abrasion.

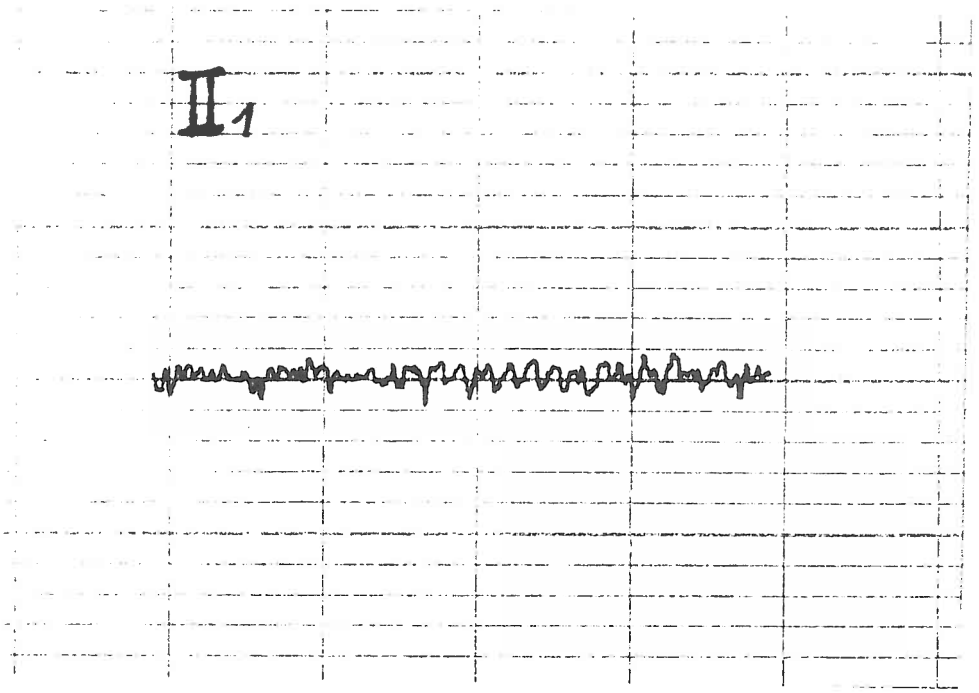


Abb. 38 Rauhigkeitsprofil von Pertac® vor Abrasion.

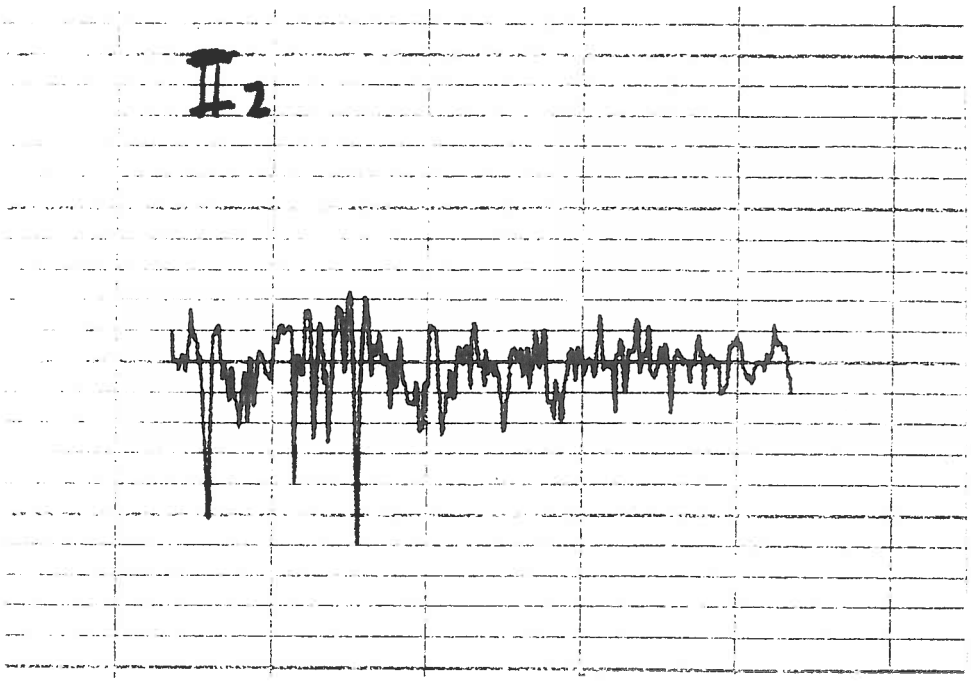


Abb. 39 Rauhigkeitsprofil von Pertac® nach Abrasion.

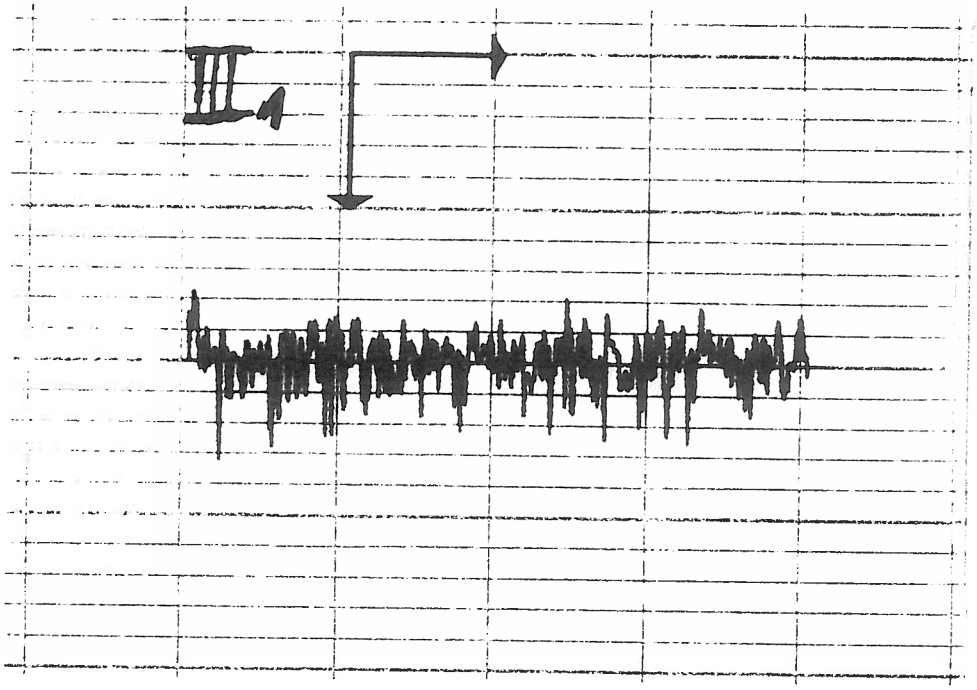


Abb. 40 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 79% grob"* vor Abrasion.

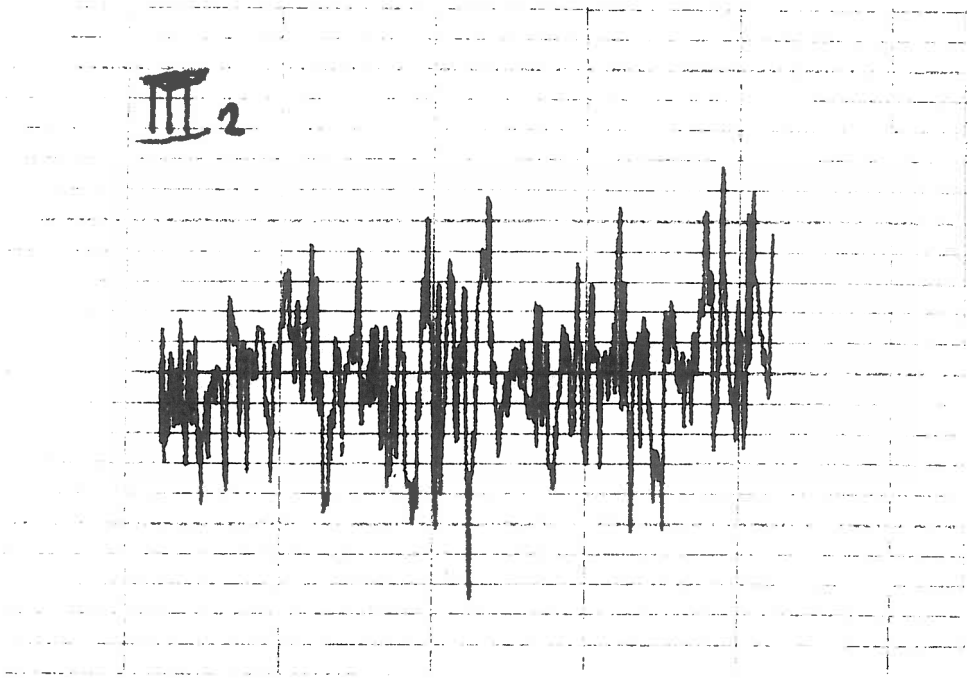


Abb. 41 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 79% grob"* nach der Abrasion.

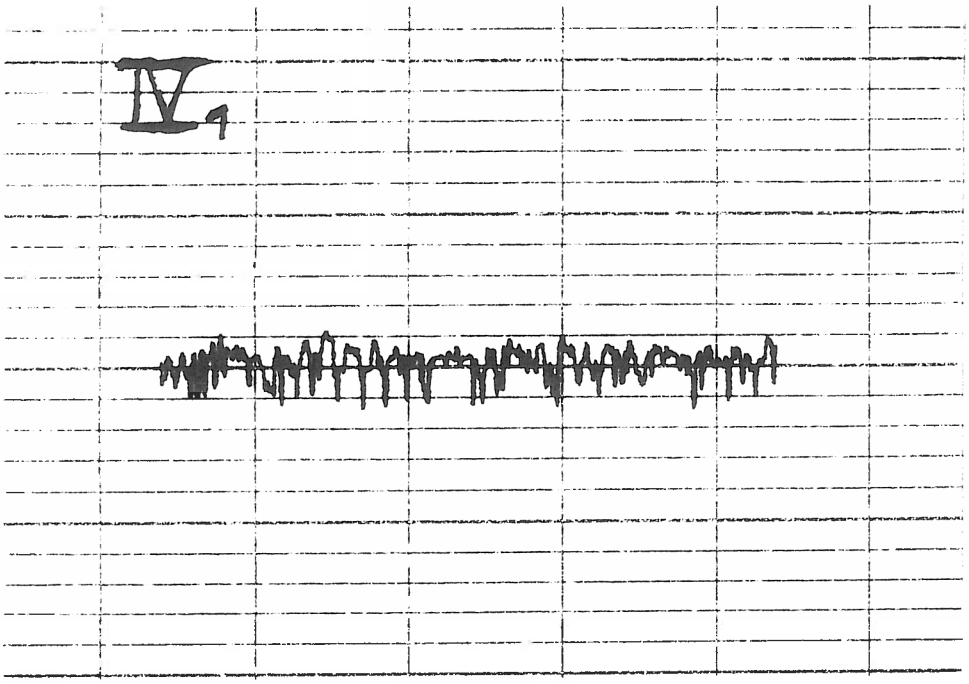


Abb. 42 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 77% fein"* vor Abrasion.

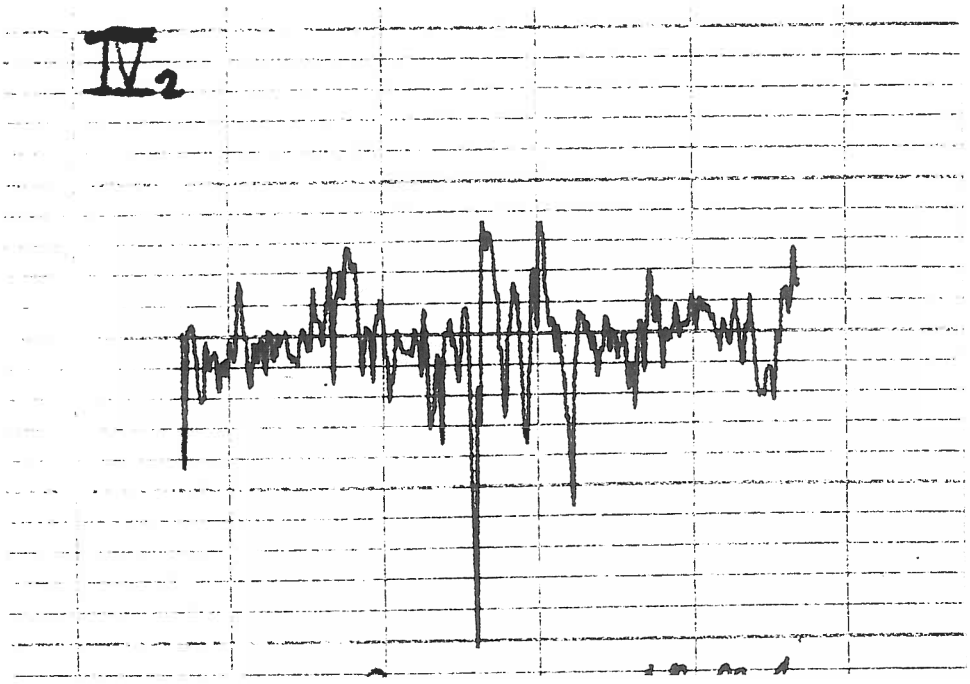


Abb. 43 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 77% fein"* nach Abrasion.

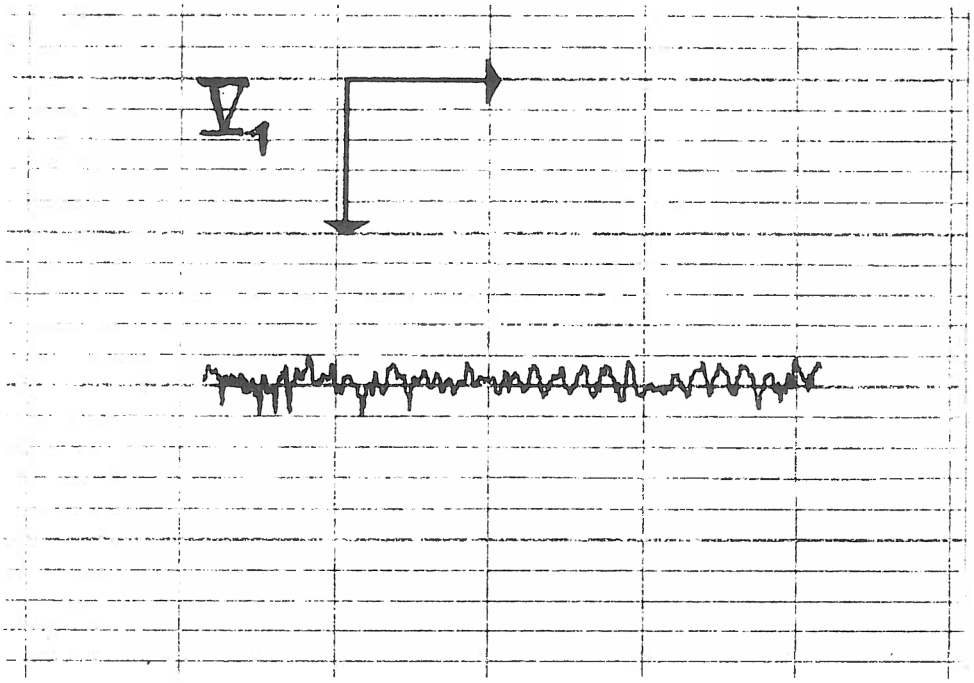


Abb. 44 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 50% fein"* vor Abrasion.

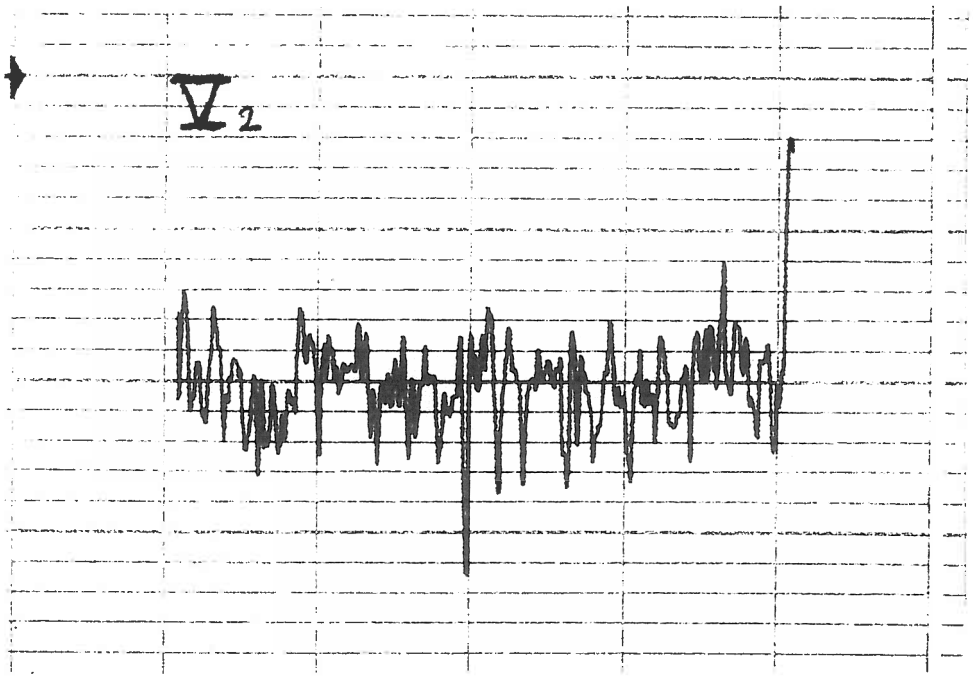


Abb. 45 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 50% fein"* nach Abrasion.

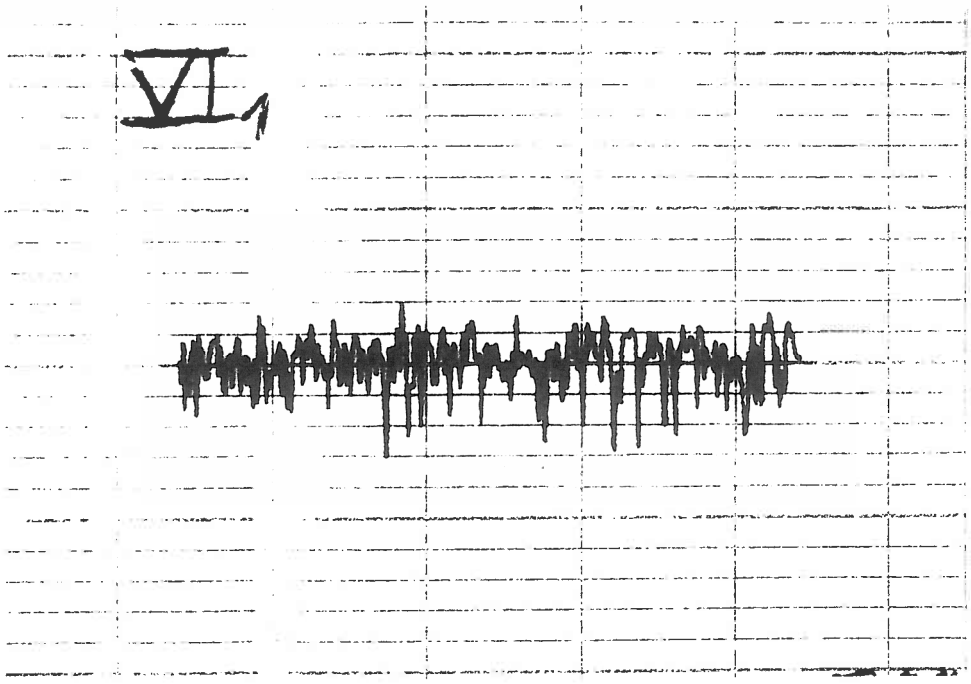


Abb. 46 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 50% grob"* vor Abrasion.

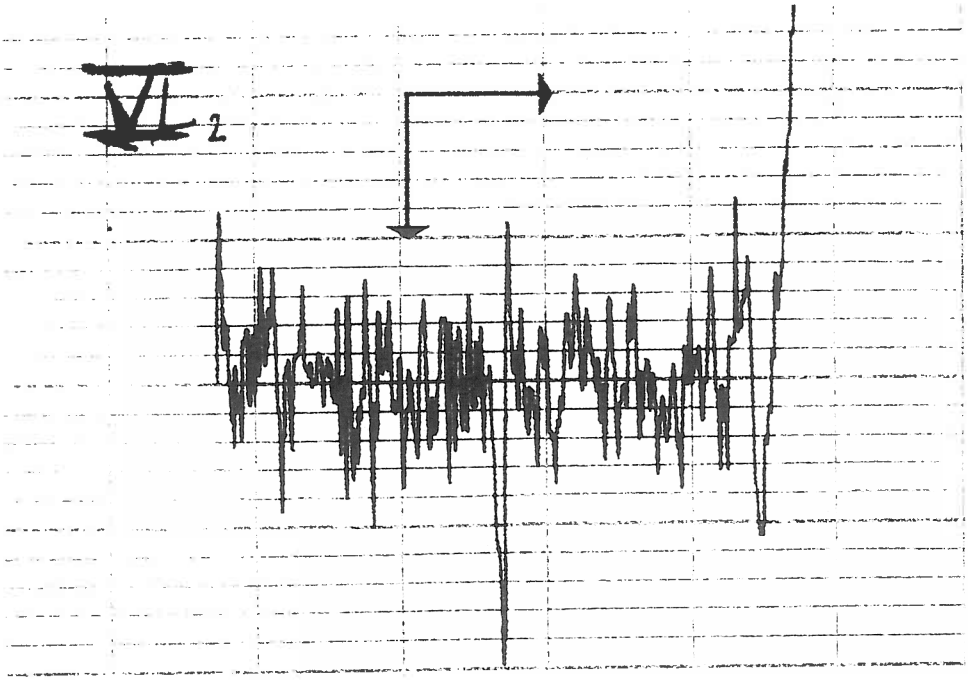


Abb. 47 Rauhigkeitsprofil von *"Kulzer 50% grob"* nach Abrasion.

Die Werte sind in Tabelle 4 dargestellt.

Tabelle 4 Rauhigkeit vor und nach Abrasion.

Rauhigkeit		vor Abrasion			nach Abrasion	
Material	Nr.	R_a	R_{max}	Nr.	R_a	R_{max}
Amalgam	I_1	0,30	2,55	I_2	0,93	13,7
Pertac U	II_1	0,25	1,96	II_2	0,8	7,34
Ku 79% grob	III_1	0,56	5,55	III_2	1,7	13,9
Ku 77% fein	IV_1	0,34	3,1	IV_2	1,07	10,81
Ku 50% fein	V_1	0,15	2,1	V_2	1,1	9,13
Ku 50% grob	VI_1	0,66	5,99	VI_2	1,86	16,9

Die Rauhigkeit vor der Abrasion entspricht der Rauhigkeit nach der Abrasion, das heißt die Materialien mit der geringsten Rauhigkeit vor der Abrasion hatten auch die geringste Rauhigkeit nach der Abrasion. Ausgenommen hiervon ist nur das Material *"Kulzer 50% fein"*. Dieses hatte mit 0,15 die geringste durchschnittliche Rauhigkeit vor der Abrasion, danach nur noch die drittbeste durchschnittliche Rauhigkeit. Vergleicht man diese Rauhigkeitswerte und die Reihenfolge der Materialien, die sich daraus ableiten läßt, mit der absoluten Abrasion, so lassen sich Gemeinsamkeiten finden. Pertac® weist als der Kunststoff mit der geringsten Rauhigkeit, von *"Kulzer 50% fein"* abgesehen, auch die geringste absolute Abrasion auf. Bei *"Kulzer 50% grob"* findet sich umgekehrt das Gleiche. Die größte Ausgangsrauhigkeit zieht hier die höchste absolute Abrasion nach sich. Die anderen Materialien nehmen zwischen diesen beiden Grenzmaterialien in der Abrasionsreihenfolge den gleichen Platz ein wie in der Rauhigkeitsabfolge. Die einzige Ausnahme bildet einmal mehr das Material *"Kulzer 50% fein"*. Die gemessene Ausgangsrauhigkeit war noch vor Pertac® die Niedrigste. In der Abrasionsfolge liegt dieses Material jedoch an vorletzter Stelle. Eine hohe Ausgangsrauhigkeit bringt immer auch eine hohe Abrasion mit sich. Gleichwohl läßt sich von niedrigen Ausgangsrauhigkeitswerten nicht auch auf eine entsprechend niedrige Abrasion

schließen. Dies gilt für Kunststoffe als Füllungsmaterial. Amalgam wurde bei den Rauhigkeitsmessungen genau wie bei den Abrasionsmessungen als Referenzmaterial mitgeführt.

4. Diskussion

4.1. Diskussion der Methode

In-vivo oder in-vitro

Zur Untersuchung von Materialien, die in der zahnärztlichen Praxis Anwendung finden, stehen grundsätzlich zwei Möglichkeiten zur Verfügung. Neben in-vivo-Untersuchungen sind dies verschiedene Versuchsanordnungen, die in Labors in-vitro-Untersuchungen der Werkstoffe gestatten.

Bei in-vivo-Untersuchungen sind der hohe Zeitaufwand, die subjektive Beurteilung der Materialien, sowie die Unmöglichkeit der genauen Feststellung des quantitativen Materialverlustes Negativfaktoren, die gegen eine Anwendung dieser Untersuchungsweise sprechen. Zudem kommt bei unserer Untersuchung die Verwendung von experimentellen Werkstoffen erschwerend hinzu. Es sollte grundsätzlich geklärt werden, wie sich unterschiedliche Füllkörperzusammensetzung bei gleicher Matrix auf die Abrasionsfestigkeit auswirkt.

Eine praktische Anwendung der experimentellen Kunststoffe in der vorliegenden Form war nicht vorgesehen. Der Patientenfaktor mit allen individuell verschiedenen Parametern war ohne jegliche Relevanz. Deshalb wurde die vorliegende Untersuchung in-vitro durchgeführt. Aber auch wenn eine praktische Anwendung von getesteten Kunststoffen geplant wäre, lassen sich aufgrund von in-vitro-Ergebnissen ungeeignete Materialien vorher aussortieren [21].

Nach der Entscheidung für eine in-vitro-Untersuchung war nur noch die Versuchsanordnung zu klären. Bei Durchsicht der Literatur fiel auf, daß bei Zahnbürstenabrasionsversuchen Amalgam höhere Abrasionsraten aufwies als Komposite [72]. Dies steht im krassen Gegensatz zu den Ergebnissen vieler in-vivo-Untersuchungen und der langjährigen klinischen Erfahrung, denen zufolge

Amalgam allen Kompositen überlegen ist [32, 54, 61, 62, 72, 73, 74]. Aus diesem Grunde haben wir uns gegen Zahnbürstenabrasionsversuche und für eine Abrasionsmaschine als Testmethode entschieden.

Wie bei jeder in-vitro-Untersuchung muß man sich auch hier die Frage der Übertragbarkeit auf die klinische Situation und die Relevanz der Ergebnisse für die Anwendung der Materialien in Praxi stellen. Viele Autoren haben sich mit dieser Frage ausführlich beschäftigt.

In Abhängigkeit von der gewählten Testmethode ist die Korrelation der in-vitro-Tests mit den klinischen Gegebenheiten oft sehr dürftig [55]. Viele der Tests mit Abrasionsmaschinen ahmen die klinische Situation nur ungenügend nach. Die Dimension einzelner Parameter, wie z. B. die Belastung während der Mastikation, oder die Abrasivität des Mediums wird falsch gewählt, und damit die Aussage der Ergebnisse wertlos [27].

Im Allgemeinen herrscht jedoch die Meinung vor, daß in-vitro-Resultate von Materialien durchaus Aussagen über deren klinisches Verhalten zulassen. Die jeweiligen Abrasionsmechanismen müssen allerdings keineswegs identisch sein [77]. Nach *Lutz* [54] können Voraussagen über das klinische Verhalten nicht ausschließlich auf Ergebnissen von in-vitro-Abrasionstests basieren. Wenn jedoch sowohl in-vitro- als auch in-vivo-Daten bestimmter Materialien verfügbar sind, so lassen sich aufgrund von in-vitro-Resultaten doch relativ gute Prognosen über das klinische Verhalten von Kunststoffen gleichen Typs und gleicher Komposition machen.

Finger und *Thiemann* [23] haben gezeigt, daß die mit der ACTA-Abrasionsmaschine in-vitro gewonnenen Aussagen über das Abrasionsverhalten bestimmter Kunststoffe sich mit den klinischen Resultaten decken. Allerdings weisen sie daraufhin, daß okklusale Abrasionsfestigkeit nur eine von vielen Eigenschaften eines Materials darstellt, das in der Praxis Anwendung findet.

Für diese Autoren ist die beschriebene Methode ein Eignungstest für die

Vorauswahl von Füllungsmaterialien. Klinische Langzeitstudien können dadurch nicht ersetzt werden.

Neben der Übertragbarkeit der Ergebnisse war für uns ein weiterer Grund für die Wahl der ACTA-Maschine die variable Erfassung verschiedener Parameter, so daß eine gute Annäherung an klinisch vorherrschende Gegebenheiten ermöglicht wird [70].

Das Studium der Literatur hat gezeigt, daß in-vitro-Untersuchungen durchaus ihre Berechtigung haben, allerdings müssen die Resultate sehr kritisch betrachtet werden und durch klinische Ergebnisse immer verifiziert werden.

4.2. Diskussion der Ergebnisse

Optimierte Oberfläche des Antagonistenrades

Der erste Teil der Arbeit beschäftigte sich mit Modifizierung des Antagonistenrades der ACTA-Maschine, da die beschriebenen Abrasionskurven [23, 69] nicht unseren Vorstellungen entsprachen. Alle drei neu entwickelten Alternativräder ermöglichten eine Verbesserung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse unserer Abrasionsversuche. Die beste Übereinstimmung der Abrasionskurven wurde mit der Oberfläche des Antagonistenrades 2 erreicht. Die beiden Abrasionsmaxima am linken und rechten Ende der Abrasionsspur sind durch die Form des Rades bedingt. Durch die rechtwinklige Gestaltung der Seitenflächen des Antagonistenrades zu seiner profilierten Oberfläche wird verhindert, daß das Abrasionsmedium, welches durch den Vorwärtstransport entlang der Profilrillen an der Grenzfläche Antagonistenrad/Probe verstärkt angehäuft wird, entsprechend ausweichen kann. Dadurch kommt es an diesen beiden Stellen des Kontaktes Rad/Probe zu verstärkter Abrasion. Eine Entschärfung dieser Grenzfläche durch eine Abrundung der Seitenflächen des Antagonistenrades könnte dem eventuell Abhilfe leisten. Dies sollte in weiteren Untersuchungen geklärt werden.

Eignung der Kunststoffe als Amalgamersatz

Betrachtet man die Ergebnisse der vier experimentellen Kunststoffe, so zeigt sich eindeutig, daß hochgefüllte Komposite mittelgefüllten Kunststoffen in Bezug auf Abrasionsfestigkeit bei weitem überlegen sind. Die Füllkörper, die im wesentlichen aus Barium-Aluminium-Siliziumdioxid-Gläsern bestehen, sind zu fest, als daß sie einem Abrasionsprozeß direkt unterliegen [102]. Sie sind für den mangelnden Abrasionswiderstand von Kompositen nicht verantwortlich.

Die Ursache hierfür muß demzufolge bei der Matrix oder der Verbindung Matrix-Füllkörper zu suchen sein. Die Matrix von Kunststoffen, die klinische Verwendung finden, besteht hauptsächlich aus dem Molekül BIS-GMA, wie es 1962 von *Bowen* [7] vorgestellt wurde, oder aus Modifikationen davon mit Zusätzen wie z. B. TEGDMA oder Urethandiacrylaten. Ob nun unverbrauchtes Monomer oder in der Mundhöhle vorkommende Substanzen zu einer Aufweichung von BIS-GMA, wie von *Wu* [103, 104] dargestellt, führen, oder aber andere Faktoren die Beständigkeit der Matrix beeinträchtigen [16, 46, 84, 92], sei dahingestellt.

In der Literatur herrscht weitgehend Einigkeit über den Ablauf der Abrasion von Kompositen. In einer initialen ersten Phase kommt es zum Verlust von Füllkörper-umgebender Matrix, was zu einer Exposition dieser Füllkörper führt und damit einer stärkeren mechanischen Belastung aufgrund der größeren Angriffsfläche und des geringeren Halts in der Matrix. In der zweiten Phase kommt es zum Ausbrechen der exponierten Füllkörper, damit zu hohem Substanzverlust und der Exponierung der sie ursprünglich umgebenden Matrix. Diese Matrix wird wieder sehr schnell abradiert, es folgt die erneute Füllkörperexposition und der Abrasionsvorgang verläuft weiter wie beschrieben [20, 58, 66, 105].

Der höhere Anteil an exponierter Matrix ist der Hauptgrund für das schlechtere Abrasionsverhalten der mittelgefüllten Kunststoffe im Vergleich zu den hochgefüllten Proben. Je mehr Füllkörper pro Volumeneinheit in einem Komposit vorhanden sind, desto weniger ist die Matrix Auflösungsprozessen ausgesetzt und

desto weniger kommt es zu Füllkörperexposition. Bei den mittelgefüllten, wie auch bei den hochgefüllten Kulzer-Testkunststoffen schneiden die feinst gefüllten Proben deutlich besser ab als ihre grob gefüllten Pendants. Aufschluß über diese Resultate geben die rasterelektronischen Aufnahmen der entsprechenden Proben. Sowohl bei Aufnahmen von *"Kulzer 79% grob"*, wie auch bei Aufnahmen der Probe *"Kulzer 50% grob"* sind deutlich Füllkörper zu erkennen, die eine starke Demaskierung der Matrix aufweisen, obwohl sie nicht exponiert sind, sondern gänzlich im Niveau der Oberfläche liegen. Solche solitären, von der Matrix nicht umschlossenen Füllkörper sind auf Aufnahmen der beiden feinst gefüllten Kulzerkunststoffe nicht zu erkennen.

Da es sich bei allen vier Kulzertestkunststoffen um die identische Zusammensetzung der Matrix handelt, muß die Größe der Füllkörper der Grund für den mit Mängeln behafteten Verbund von Matrix und Füllkörpern bei den grob gefüllten Proben sein. Manche Autoren vermuten eine höhere chemische Aktivität der Mikrofüller. Die daraus resultierende höhere Oberflächenenergie soll für eine bessere Matrix-Füller-Verbindung sorgen [75]. Andere Autoren sehen den Hauptgrund für das ungünstige Abrasionsverhalten von grob gefüllten Kunststoffen in einer ungenügenden Polierbarkeit der Oberflächen, die zu einer verstärkten Plaqueakkumulation und damit verstärkten Hydrolyse der Matrix und der Verbindung Matrix-Füllkörper führt [53, 84]. Die Untersuchung der experimentellen Kunststoffe der Firma Kulzer hat gezeigt, daß Volumenanteil und Größe der Füllkörper die Abrasionsfestigkeit eines Kunststoffes zum Großteil mitbestimmen. Je höher der Volumenanteil der Füllkörper und je kleiner deren Einzelgröße, desto höher ist der Abrasionswiderstand. In der Literatur wird allerdings von *Draughn, Harrison* [18] und *Embong, Glyn Jones* [21] auch eine gegenteilige Meinung vertreten.

Vergleicht man die Ergebnisse der Kulzerkunststoffe mit den anderen Materialien, so zeigt sich, daß die drei Hybridkunststoffe Pertac®, Charisma® und Degufill H® besser abschneiden als *"Kulzer 77% fein"*, und nur Tetric® als einziges Hybridkomposit etwas schlechter. Diese Ambivalenz zeigt sich auch bei der Durchsicht der Literatur. Etliche Untersuchungen zeigen als Resultat, daß Hybridkunststoffe einem

geringeren Verschleiß unterliegen, als Mikrofüllerkomposite [1, 13, 42, 49, 87, 89, 101]. Es lassen sich aber auch Untersuchungen finden, die zeigen, daß Mikrofüllerkomposite Hybridkompositen gleichwertig und sogar überlegen sind. Viele dieser Untersuchungen sind mit dem schon lange auf dem Markt erhältlichen Präparat Heliomolar® durchgeführt worden [23, 24, 56, 69]. Untersuchungen mit anderen Mikrofüllerkompositen erbrachten Resultate mit der gleichen Aussage [5, 30, 31, 57].

Aus unseren Versuchen geht eindeutig hervor, daß keiner der untersuchten Kunststoffe auch nur annähernd die Abrasionsfestigkeit von Amalgam erreicht. Dieses Ergebnis wird ebenfalls durch die Literaturrecherche gestützt [13, 32, 54, 61, 62]. Die Möglichkeiten einer Verbesserung des Abrasionswiderstandes von Kunststoffen, die der Faktor Füllkörper bietet, scheinen weitgehend ausgereizt zu sein. Es verbleiben noch eine Verbesserung der Qualität der Matrix, auf deren Bedeutung *Hirt* [32] bereits hingewiesen hat, sowie eine Verbesserung des Verbundes Matrix-Füllkörper, um eine Steigerung der Abrasionsfestigkeit von Kompositen zu erreichen.

5. Zusammenfassung

Die Suche nach einem Alternativmaterial für Amalgam ist das Problem der restaurativen Zahnmedizin. Ein noch zu findendes neues Füllungsmaterial muß vielerlei Eigenschaften besitzen, vor allem aber darf es sich im kaubelasteten Seitenzahnbereich nicht abradieren. Zur schnellen Prüfung der Abrasionsfestigkeit bedient man sich in-vitro-Testmaschinen. Eines der geläufigsten Geräte ist die ACTA-Abrasionsmaschine nach *De Gee*. Hierbei werden durch zwei gegenläufige Räder, die sich in einem Hirsebrei befinden und ein Rad davon mit Prüfkörpern beschickt ist, Füllungsmaterialien abradiert.

Das Originalantagonistenrad dieser Testmaschine weist einige Mängel auf. Deshalb wurden im ersten Teil dieser Arbeit modifizierte Räder hergestellt und auf ihre Eignung zur Durchführung des Abrasionstests hin untersucht. Die beste Übereinstimmung und Reproduzierbarkeit der Abrasionskurven hat sich bei der Verwendung vom neuen Rad mit dem Fischgrätmuster ergeben. Dies wurde deshalb auch für die weiteren Untersuchungen eingesetzt.

Die Überprüfung der in-vitro-Abrasion von Kompositen mit identischer Matrix und unterschiedlichen Füllkörpern und Vergleichsmaterialien hat folgende Ergebnisse gebracht:

1. In der Gruppe der experimentellen Komposite ist die Abrasionsfestigkeit umso höher, je größer der Fülleranteil ist und je kleiner diese Füllkörper sind.
2. Der beste experimentelle Kunststoff *"Kulzer 77% fein"* ist extrem fest und sehr schwer klinisch zu verarbeiten.
3. Beim Dreimedien-Abrasionstest mittels der ACTA-Maschine führt eine hohe Ausgangsrauhigkeit zu hoher Abrasion, während eine niedrigere Ausgangsrauhigkeit nicht gleichbedeutend zu niedriger Abrasion führt.
4. Ein Amalgamersatzmaterial sollte eine dem Amalgam ebenbürtige Abrasionsfestigkeit aufweisen. Die besten Komposite in dieser in-vitro-Untersuchung weisen eine vier- bis fünfmal höhere Abrasion auf als Amalgam. Der experimentelle Kunststoff *"Kulzer 77% fein"* ist diesen Kompositen fast ebenbürtig.
5. Die Ergebnisse der in-vitro-Abrasion von Kompositen mit unterschiedlichen Füllkörpern bei identischer Matrix zeigen, daß der Faktor Füllkörper nicht der alleinige Schlüssel zu einem Füllungswerkstoff ist, der Amalgam ersetzen kann.

6. Literaturverzeichnis

1. Aker, J.R.: New composite resins: Comparison of their resistance to toothbrush abrasion and characteristics of abraded surfaces.
J Am Dent Assoc 105, 633 (1982).

2. Asmussen, E.: Clinical relevance of physical, chemical and bonding properties of composite resins.
Oper Dent 10, 61 (1985).

3. Bailey, W.F., 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, 731 (1981).

4. Bailey, W.F., Rice, S.L., Albert, R.J., Temin, S.C.: Influence of contact stress, sliding velocity, and surface roughness on the sliding wear of a composite restorative.
J Dent Res 60, 914 (1981).

5. Bayne, S.C., Taylor, D.F., Heymann, H.O.: Protection hypothesis for composite wear.
Dent Mater 8, 305 (1992).

6. Boksman, L., Jordan, R.E., Suzuki,M. Charles, D.H.: A visible light-cured posterior composite resin; results of a 3-year clinical evaluation.
J Am Dent Assoc 112, 627 (1986).

7. Bowen, R.L.: Dental filling material comprising vinylsilane treated fused silica and a binder consisting of the reaction product of bisphenol and glycidyl acrylate.
U.S. Patent 3.006.112 , 27.November 1962.

8. Castagnola, L., Wirz, J.: Anwendungsbereich der Silberamalgame und Compositematerialien für Klasse-II-Füllungen.
Zahnärztl Praxis 28, 496 (1977).

9. Christensen, R.P., Christensen, G.J.,: In vivo comparison of composite and microfill resin, a three year report.
J Dent Res 60, 479 Abstr. No. 678 (1981).

10. Combe, Edward C.: Zahnärztliche Werkstoffe: Zusammensetzung; Verarbeitung; Anwendung. Dt. Ausg. von K. Dermann
Hanser, München 1984.

11. Craig, O'Brien, Powers: Dental Materials
Mosby, Missouri 1987.

12. Cvar, J.F., Ryge, G.: Criteria for the clinical evaluation of dental restorative materials. U.S. Public Health Service publication No. 790
U.S.Government Printing Office (1971).

13. De Gee, A.J., Davidson, C.L., Frijn, M.J.: An in vitro study into the conditions causing wear of posterior restorations.
J Dent Res 64, 370 Abstr. No. 1762 (1985).

14. De Gee, A.J., Pallav, P., Davidson, C.L.: Effect of abrasion medium on wear of stress-bearing composites and amalgam in vitro.
J Dent Res 65, 654 (1986).

15. De Gee, A.J., Pallav, P., Werner, A., Davidson, C.L.: Annealing as a mechanism of increasing wear resistance of composites.
Dent Mater 6, 266 (1990).

16. Dickson, G.: Physical and chemical properties and wear.
J Dent Res 58, 1535 (1979).

17. Dogon, J.L., Murray, L., Van Leeuwen, M, Norris, D., Sobel, M.: Three year comparison of light cured versus chemically cured microfilled materials.
J Dent Res 64, 353 Abstr. No. 1602 (1985).

18. Draughn, R.A., Harrison, A.: Relationship between abrasive wear and microstructure of composite resin.
J Prosthet Dent 40, 220 (1988).

19. Eames, W.B., Strain, J.D., Weitman, R.J., Williams, A.K.: Clinical comparison of composites, amalgam and silicate restorations.
J Am Dent Assoc 89, 1111 (1974).

20. Ehrnford, L., Derand, T., Larson, L.A., Svensson, A.: An abrasion test for composite resins.
J Dent Res 59, 716 (1980).

21. Embong, A., Glyn Jones, J., Harrison, A.: The wear effects of selected composites on restorative materials and enamel.
Dent Mater 3, 236 (1987).

22. Fan, P.L., Powers, J.M., Craig, R.G.: In vitro wear of microfilled and visible light-cured composites.
J Dent Res 58, 2116 (1979).

23. Finger, W., Thiemann, J.: Correlation between in vitro and in vivo wear of posterior restorative materials.
Dent Mater 3, 280 (1987).

24. Freilich, M.A., Goldberg, A.J., Gilpatrick, R.O., Simonsen, R.J.: Three-year occlusal wear of posterior composite restorations.
Dent Mater 8, 224 (1992).

25. Groeningen, G. van, Arends, J.: in vivo abrasion of composites: A quantitative Investigation.
Quintessence Int 10, 1101 (1981).

26. Harrison, A.: A wear of combinations of acrylic resin and porcelain on an abrasion testing machine.
J Oral Rehab 4, 111 (1978).

27. Harrison, A.: Wear of dental materials. Part I. Modes of wear.
Dent Advertiser 39, 8 (1984).

28. Harrison, A.: Wear of dental materials. Part II. Wear specifically related to dentistry.
Dent Advertiser 40, 10 (1984).

29. Hendriks, F.H.J., Letzel, H., Vrijhoef, M.M.A.: Composite versus amalgam restorations. A 3-year report.
J Dent Res 63, 231 Abstr. No. 547 (1984).

30. Heymann, H.O., Wilder, A.D., May, K.N., Leinfelder, K.F.: Two-year clinical study of composite resins in posterior teeth.
Dent Mater 2, 37 (1986).

31. Heymann, H.O., Leonhard, R.H., Wilder, A.D., Sturdevant,J.R., Leinfelder, K.F.: Five-year clinical study of composite resins in posterior teeth.
J Dent Res 66, 166 Abstr. No. 480 (1987).

32. Hirt, T., Lutz, F., Roulet, J.-F.: In vivo evaluation of occlusal wear of two experimental composites versus amalgam.
J Oral Rehabil 11, 511 (1984).

33. Hoffmann-Axthelm: Lexikon der Zahnmedizin
3. Auflage Quintessenz, Berlin 1983.

34. Jorgensen, K.D., Asmussen, E.: Occlusal abrasion of a composite restorative resin with ultra-fine filler. An initial study.
Quintessence Int 6, 73 (1978).

35. Jorgensen, K.D.: Restorative resins: abrasion versus mechanical properties.
Scand J Dent Res 88, 557 (1980).

36. Jorgensen, K.D.: In vitro wear tests on macro-filled composite restorative materials.
Aust Dent J 27, 153 (1982).

37. Krejci, I., Reich, T., Lutz, F., Albertoni, A.: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 953 (1990).

38. Krejci, I., Lutz, F.: In-vitro-Testverfahren zur Evaluation dentaler Restaurationssysteme.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 100, 1445 (1990).

39. Kunzelmann, K.H., Hickel, R.: Feinpolitur von Cerec-Inlays mit Diamantpoliersystemen.
Dtsch Zahnärztl Z 45, 680 (1990).

40. Lacy, A.M.: A critical look at posterior composite restorations.
J Am Dent Assoc 114, 357 (1987).

41. Lambrechts, P., Vanherle, G.: Observation and comparison of polished composite surfaces with the aid of SEM and profilometer.
J Oral Rehab 9, 169 (1982).

42. Lambrechts, P., Vanherle, G., Vuylsteke, M., Davidson, C.L.: Quantitative evaluation of the wear resistance of posterior dental restorations: a new three dimensional measuring technique.
J Dent Res 12, 252 (1984).

43. Lambrechts, P., Vuylsteke, M., Vanherle, G., Davidson, C.L.: Quantitative in vivo wear of posterior dental restorations. Four year results.
J Dent Res 64, 370 Abstr. No. 1759 (1985).

44. Leinfelder, K.F., Sluder, T.B., Stockwell, C.L., Strickland, W.D., Wall, J.T.: Clinical evaluation on composite resins at anterior and posterior restorative materials.
J Prosthet Dent 30, 891 (1973).

45. Leinfelder, K.F., Sluder, T.B., Santos, J.F.F.: Five year clinical evaluation of anterior and posterior composites.
J Dent Res 57, 339 Abstr. No. 1058 (1978).

46. Leinfelder, K.F., and others: Five year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resin.
Oper Dent 5, 57 (1980).

47. Leinfelder, K.F.: Composite resin in posterior teeth.
Dent Clin North Am 25, 357 (1981).

48. Leinfelder, K.F., Stockwell, C.L., Sluder, T.B.: Two-Year clinical evaluation of profile in posterior teeth.
J Dent Res 61, 215 Abstr. No. 327 (1982).

49. Leinfelder, K.F.: Composite resins.
Dent Clin North Am 29, 359 (1985).

50. Leinfelder, K.F., Taylor, D.F., Barkmeier, W.W., Goldberg,A.J.: Quantitative wear measurement of posterior composite resins.
Dent Mater 2, 198 (1986).

51. Leinfelder, K.F., Wilder, A.D., Teixeira, L.C.: Wear rates of posterior composite resins.
J Am Dent Assoc 112, 829 (1986).

52. Lundin, S., Koch, G.: Class I and Class II composite resin restorations: A 4-year clinical follow-up.
Swed Dent J 13, 217 (1989).

53. Lutz, F., Phillips, R.W.: A classification and evaluation of composite resin systems.
J Prosthet Dent 50, 480 (1983).

54. Lutz, F., Phillips, R.W., Roulet, J.F., Setcos, J.C.: In vivo and in vitro wear of potential posterior composites.
J Dent Res 63, 914 (1984).

55. McCabe, J.F., Smith, B.H.: A method of measuring the wear of restorative materials in vitro.
Br Dent J 151, 123 (1981).

56. McCabe, J.F., Ogden, A.R.: The relationship between porosity, compressive fatigue limit and wear in composite resin restorative materials.
Dent Mater 3, 9 (1987).

57. McComb, D., Brown, J.: Two-year clinical evaluation of three resins as posterior materials.
J Dent Res 64, 352 Abstr. No. 1601 (1985).

58. McKinney, J.E., Wu, W.: Relationship between subsurface damage and wear of dental restorative composites.
J Dent Res 61, 1083 (1983).

59. McKinney, J.E., Wu, W.: Chemical softening and wear of dental composites.
J Dent Res 64, 1326 (1985).

60. McLundie, A.C., Patterson, C.J.W.: Comparison of the abrasive wear in vitro of a number of visible-light-cured composite resins.
Br Dent J 159, 182 (1985).

61. Meier, C., Lutz, F.: Vergleichende Verschleißfestigkeitsmessungen in vivo zwischen Amalgam und Komposit.
Dtsch Zahnärztl Z 35, 489 (1980).

62. Meier, D., Fringeli, G., Lutz, F.: Einjährige In-vivo-Verschleissuntersuchungen eines Mikrofüllerkomposits im Seitenzahngebiet.
Schweiz Monatsschr Zahnmed 92, 1099 (1982).

63. Mitchem, J.C., Gronas, D.G.: In vivo evaluation of the wear of restorative resin.
J Am Dent Assoc 104, 333 (1982).

64. Mitchem, J.C., Gronas, D.G.: The continued in vivo evaluation of the wear of restorative resin.
J Dent Res 63, 337 (1984).

65. Moffa, J.P., Jenkins, W.A., Hamilton, J.C.: The longevity of composite resins for the restoration of posterior teeth.
J Dent Res 63, 199 Abstr. No. 253 (1984).

66. O'Brien, W.J., Yee, J.J.: Microstructure of posterior restorations of composite resins after clinical wear.
Oper Dent 5, 90 (1980).

67. Ogden, A.R.: Porosity in composite resins - an Achilles heel?
J Dent 13, 331 (1985).

68. Osborne, J.W., Gale, E. N., Ferguson, G.W.: One and two-year clinical evaluation of a composite resin versus amalgam.
J Prosthet Dent 30, 795 (1973).

69. Pallav, P., Davidson, C.L., De Gee, A.J.: Wear rates of composites, an amalgam, and enamel under stress-bearing conditions.
J Prosthet Dent 59, 426 (1988).

70. Pallav, P., De Gee, A.J., Davidson, C.L., Erickson, R.L., Glasspoole, E.A.: The influence of admixing microfiller to small-particle composite resin on wear, tensile strengh, hardness and surface roughness.
J Dent Res 68, 489 (1989).

71. Pelka, M., Dettenhofer, G., Reinelt, C., Krämer, N., Petschelt, A.: Validität und Reliabilität klinischer Kriterien für adhäsive Inlaysysteme.
Dtsch Zahnärztl Z 49, 921 (1994).

72. Phillips, R.W., Avery, D.R., Mehra, R., Swartz, M.L., McCune, R.J.: One year observation on a composite resin for Class II restorations.
J Prosthet Dent 26, 68 (1971).

73. Phillips, R.W., Avery, D.R., Mehra, R., Swartz, M.L., McCune, R.J.: Observations on a composite resin for Class II restorations: two-year report.
J Prothet Dent 28, 164 (1972).

74. Phillips, R.W., Avery, D.R., Mehra, R., Swartz, M.L., McCune, R.J.: Observations on a composite resin for Class II restorations: three-year report. J Prosthet Dent 30, 891 (1973).

75. Pilliar, R.M., Smith, D.C., Maric, B.: Oscillatory wear tests of dental composites. *J Dent Res 63, 1166 (1984).*

76. Powell, J.M., Phillips, R.W., Norman, R.D.: In vitro wear response of composite resin, amalgam and enamel. J Dent Res 54, 1183 (1975).

77. Powers, J.M., Ryan, M.D., Hosking, D.J., Goldberg, A.J.: Comparison of in vitro and in vivo wear of composites. J Dent Res 62, 1089 (1983).

78. Ratanapridakul, K., Leinfelder, K.F., Thomas, J.: Effect of finishing on the in-vivo wear rate of a posterior composite resin. J Am Dent Assoc 118, 333 (1989).

79. Rice, S.L., Bailey, W.F., Wayne, S.F., Burns, J.A.: Comparative in vitro sliding-wear of conventional, microfilled and light-cured composite restoratives. J Dent Res 63, 1173 (1984).

80. Roberson, T.M., Bayne, S.C., Taylor, D.F., Sturdevant, J.R., Wilder, A.D., Sluder, T.B., Heymann, H.O., Brunson, W.D.: 5-year clinical wear analysis of 19 posterior composites. J Dent Res 67, 120, Abstr.No 63 (1988).

81. Roulet, J.F.: Die Abrasion von Komposits. Schweiz Monatsschr Zahnmed 86, 413 (1976).

82. Roulet, J.-F., Mettler, P., Friedrich, U.: Die Abrasion von Amalgam und Komposits im Seitenzahnbereich . Dtsch Zahnärztl Z 33, 206 (1978).

83. Roulet, J.F., Roulet-Mehrens, T.K.: The surface roughness of restorative dental materials and tooth hardtissues after polishing with prophylaxis and polishing pastes J Periodontol 53, 257 (1982).

84. Roulet, J.F., Walti, C.: Influence of oral fluid on composite resin and glassionomer cement. J Prosthet Dent 52, 183 (1984).

85. Rümann, F., Lutz, F.: Komposits als Amalgamersatz - Klinische und experimentelle Resultate. Quintessenz 31, 133 (1980).

86. Sander, M: Oberflächenmeßtechnik für den Praktiker
Feinprüf GmbH, Göttingen 1989.

87. Setcos, J.C., Bassiouny, M.H., Wilder, A.D., Norman, R.D.: Clinical evaluation of a posterior composite restorative (Occlusin).
J Dent Res 64, 314 (1985).

88. Soderholm, K.J., Zigan, M., Ragan, M., Fischlschweiger, W., Bergman, M.: Hydrolytic degradation of dental composites.
J Dent Res 63, 1243 (1984).

89. Stangel, J., Barolet, R.Y., Nathanson, D.: Clinical evaluation of two visible light posterior composites.
J Dent Res 64, 314 Abstr. No. 1254 (1985).

90. Sturdevant, J.R., Lundeen, T.F., Wilder, A.D., Taylor, D.F.: Five year study of two light-cured posterior composite resins.
Dent Mater 4, 105 (1989).

91. Swartz, M.L., Moore, B.K., Phillips, R.W., Rhodes, B.F.: Direct restorative resins - a comparative study.
J Prosteth Dent 47, 163 (1982).

92. Swift, E.J.: Wear of composite resins in permanent posterior teeth.
J Am Dent Assoc 115, 584 (1987).

93. Viohl, J.: Kunststoff-Füllungswerkstoffe. In: Eichner, K. (Hrsg.): Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung, Bd. 2 (Werkstoffe unter klinischen Aspekten), 5. Auflage Hüthig, Heidelberg 1985, S. 137.

94. Waterstrat, R.M.: New alloys show extraordinary resistance to fracture and wear.
J Am Dent Assoc 123, 32 (1992).

95. Wilder, A.D., May, K.N.jr., Leinfelder, K.F.: Three year clinical study of UV-cured composite resins in posterior teeth.
J Prosthet Dent 50, 26 (1983).

96. Wilder, A.D., May, K.N., Leinfelder, K.F.: Five-year clinical study of UV-polymerized composites in posterior teeth.
J Dent Res 64, 337 Abstr. No. 1497 (1984).

97. Wilder, A.D., May, K.N., Leinfelder, K.F.: Three-year clinical study of auto-cured composites in posterior teeth.
J Dent Res 64, 353 Abstr. No. 1604 (1985).

98. Wilder, A.D., May, K.N.jr., Leinfelder, K.F.: 8 year clinical study of UV-polymerized composites in posterior teeth.
J Dent Res 66, 167 Abstr. No. 481 (1987).

99. Wilder, A.D., May,K.N.jr., Bayne, S.C., Taylor, D.F., Leinfelder, K.F.: Ten year clinical analysis of 4 UV-cured posterior composites.
J Dent Res 68(A), 186 Abstr. No. 33 (1989).

100. Willems, G., Lambrechts, P., Braem, M., and Vanherle, G.: Three year follow-up of five posterior composites: in vivo wear.
J Dent 21, 74 (1993).

101. Wilson, N.H.F., Wilson, M.A., Smith, G.A.: A clinical trial of a new visible light-cured composite restorative - initial findings and one-year results.
Quintessence Int 4, 281 (1985).

102. Winkler, M.M., Greener, E.H., Lautenschlager, E.P.: Non-linear in vitro wear of posterior composites with time.
Dent Mater 7, 258 (1991).

103. Wu, W., McKinney, J.E.: Influence of chemicals on wear of dental composites.
J Dent Res 61, 1180 (1982).

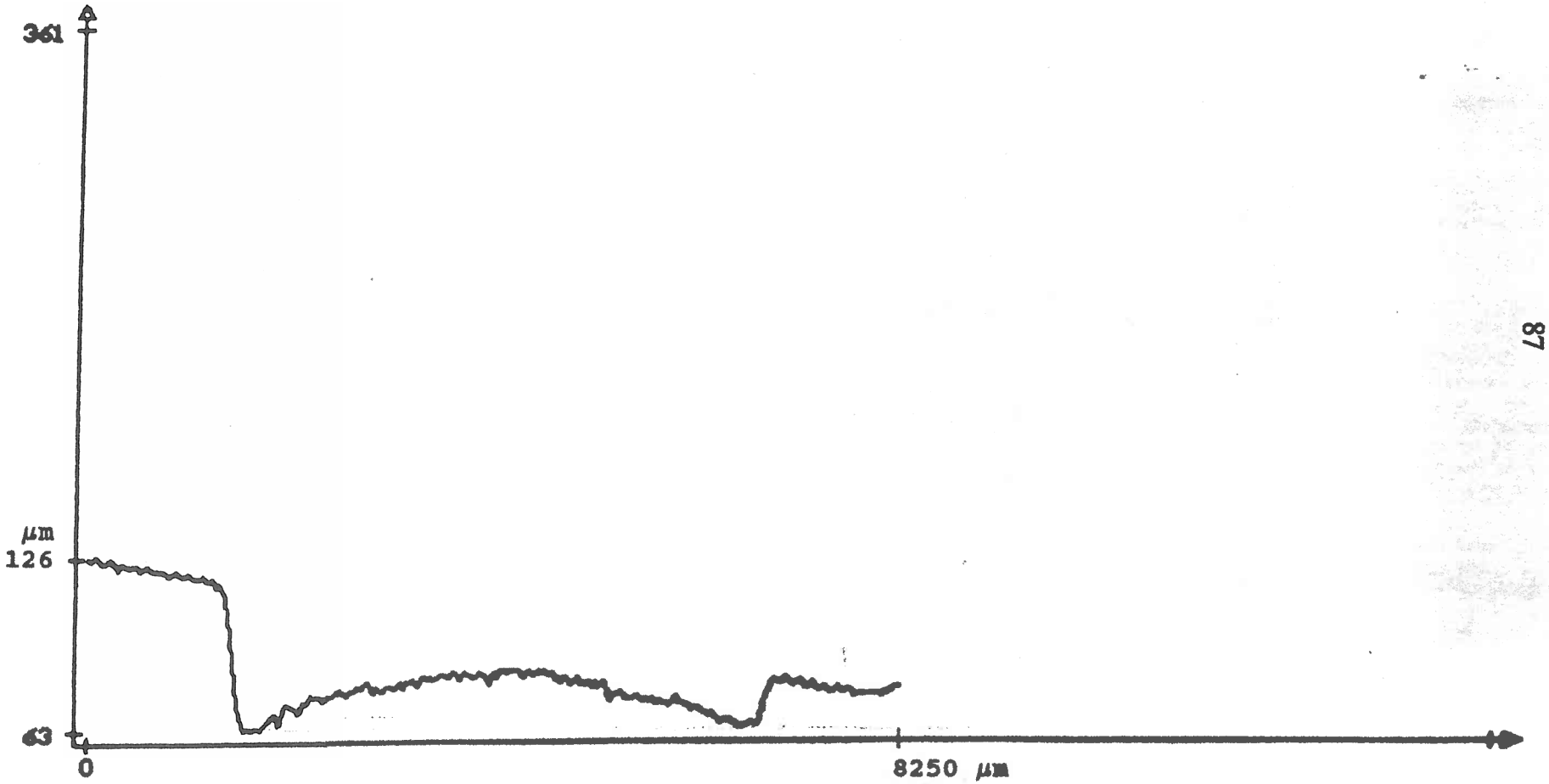
104. Wu, W., Toth, E.E., Moffa, J.F., Ellison, J.A.: Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations.
J Dent Res 63, 675 (1984).

105. Xu HengChang, Wang Tong, Song Shiqing: Wear patterns of composite restorative resins in vivo: Observations by scanning electron microscopy.
J Oral Rehab 12, 389 (1985).

7. Anhang

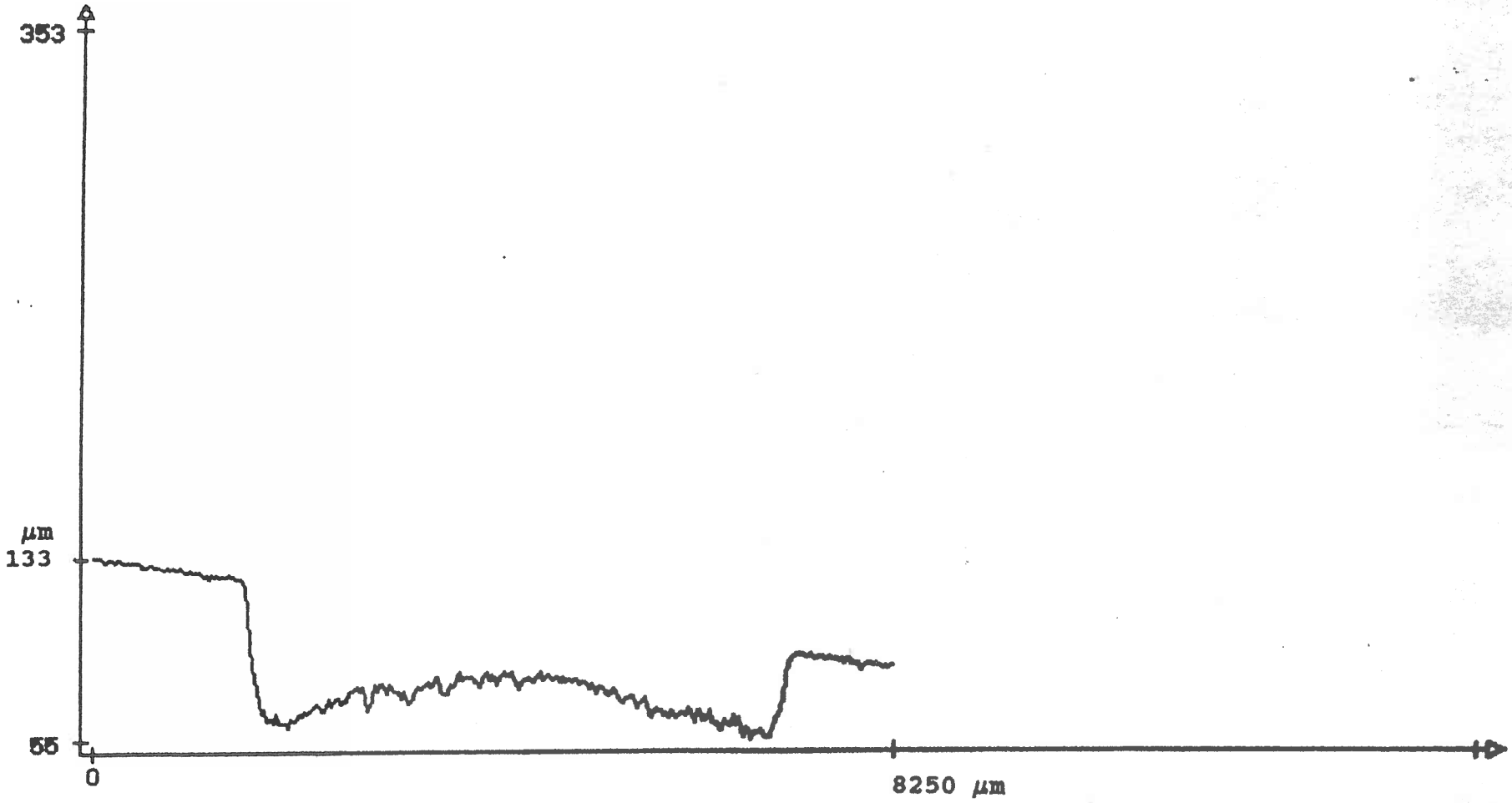
7.1. Abrasionskurven der Proben

Nachfolgend ist für jede Probe eine typische Abrasionskurve dargestellt (S. 89-98).
In x-Achsenrichtung ist die Abrasionsstrecke aufgetragen.
In y-Achsenrichtung ist das Ausmaß der Abrasion aufgetragen.

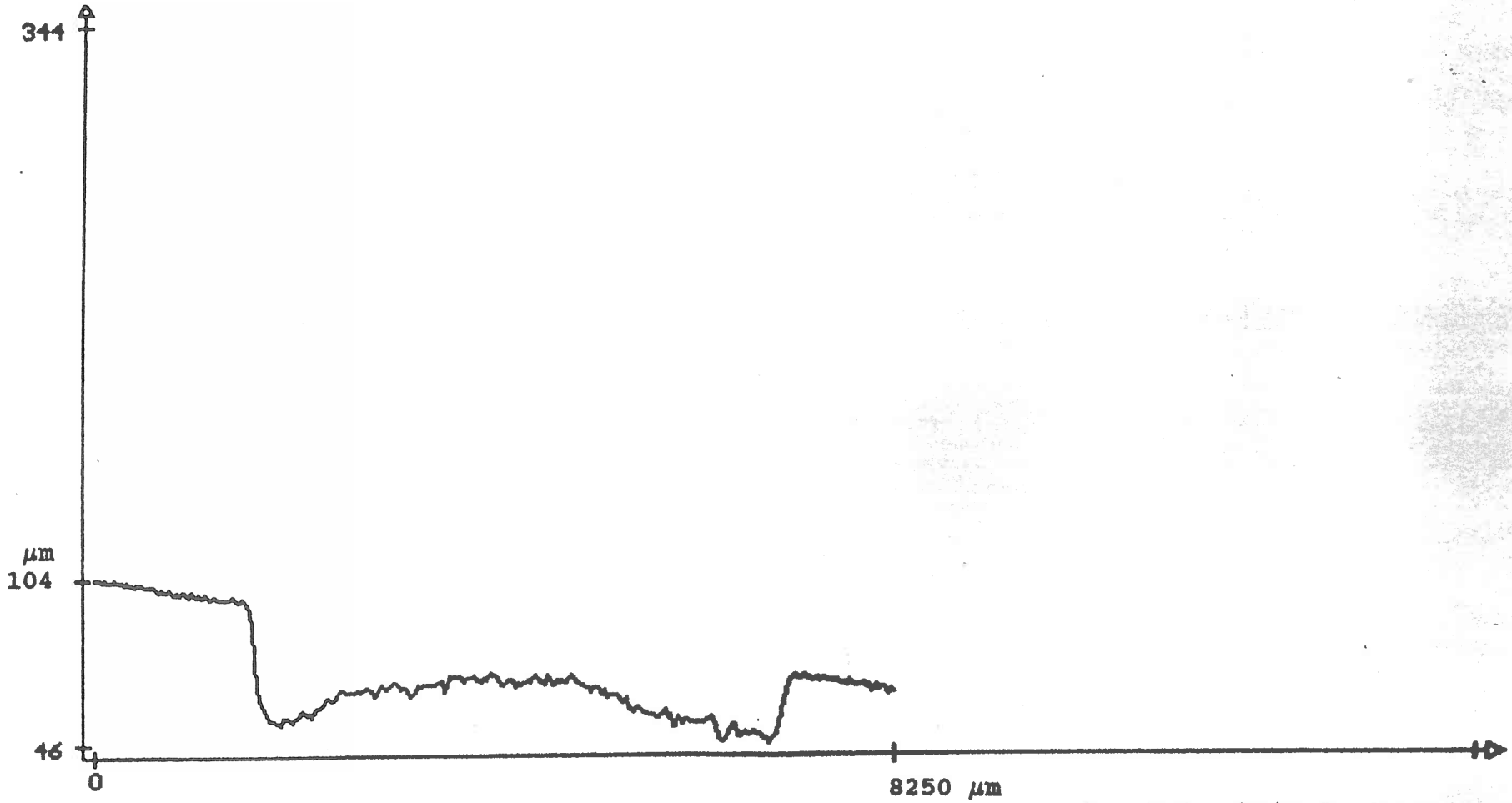


87

Pertac

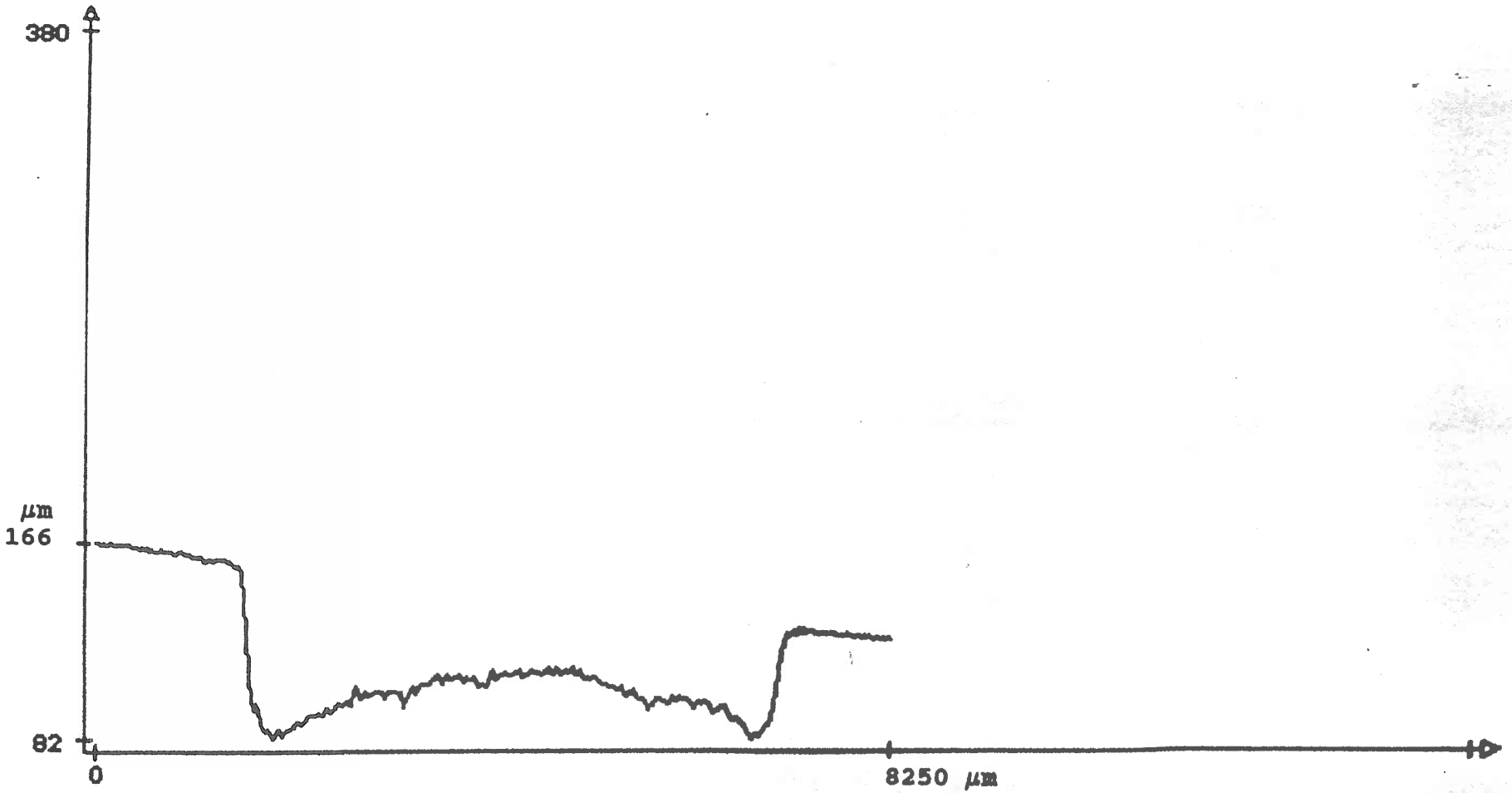


Ku79grob



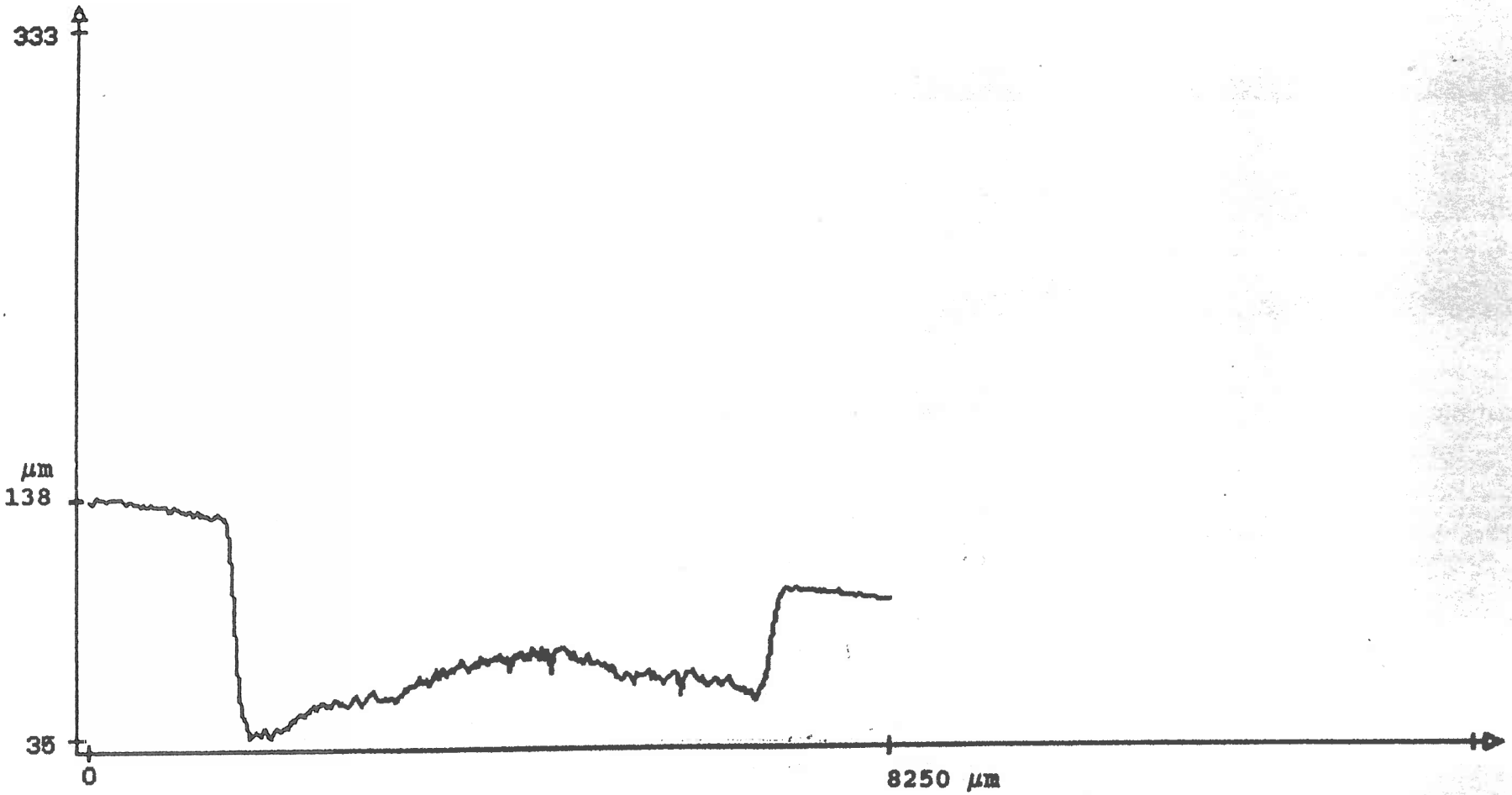
68

Ku77fein

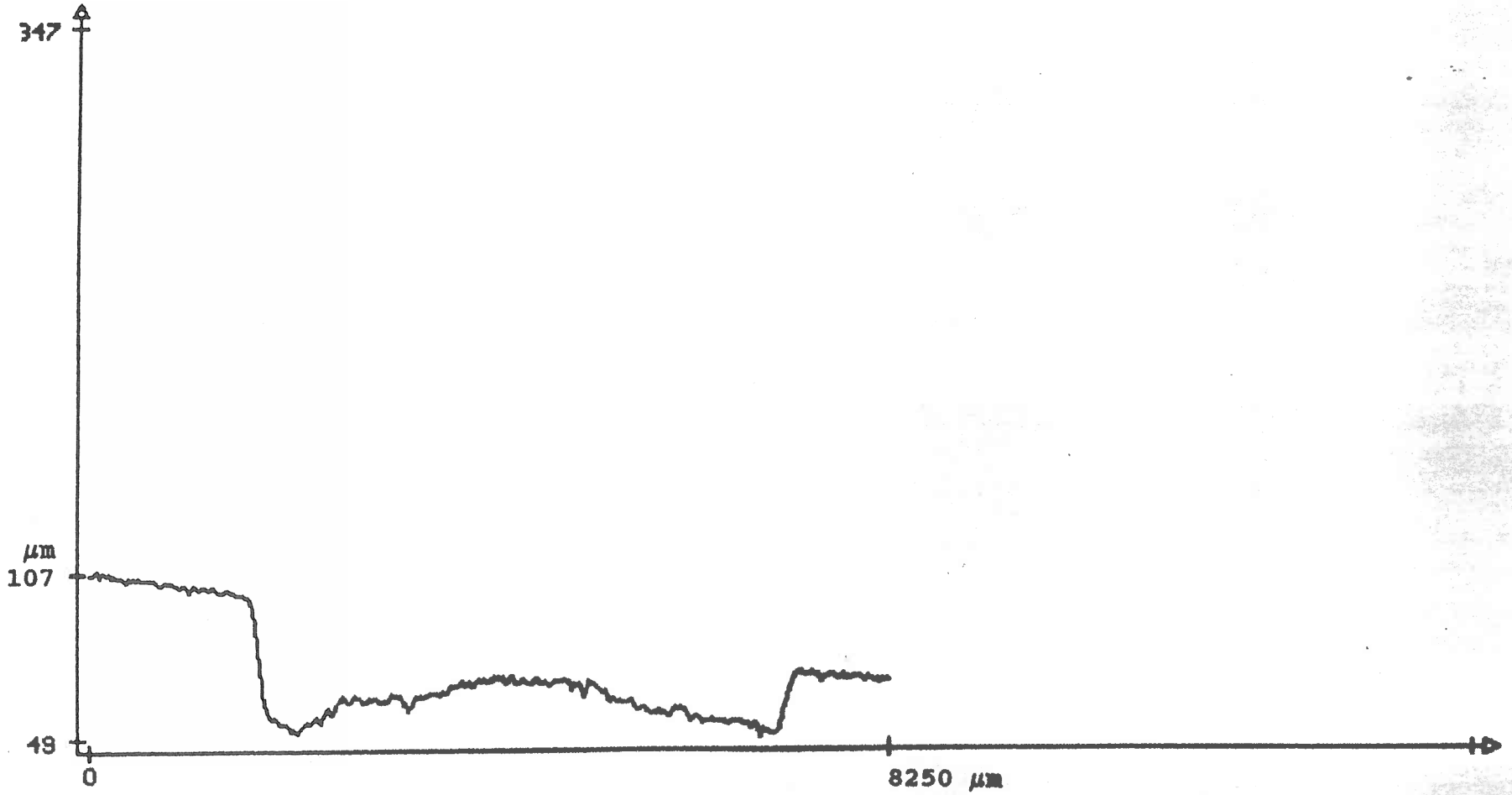


90

Ku50fein

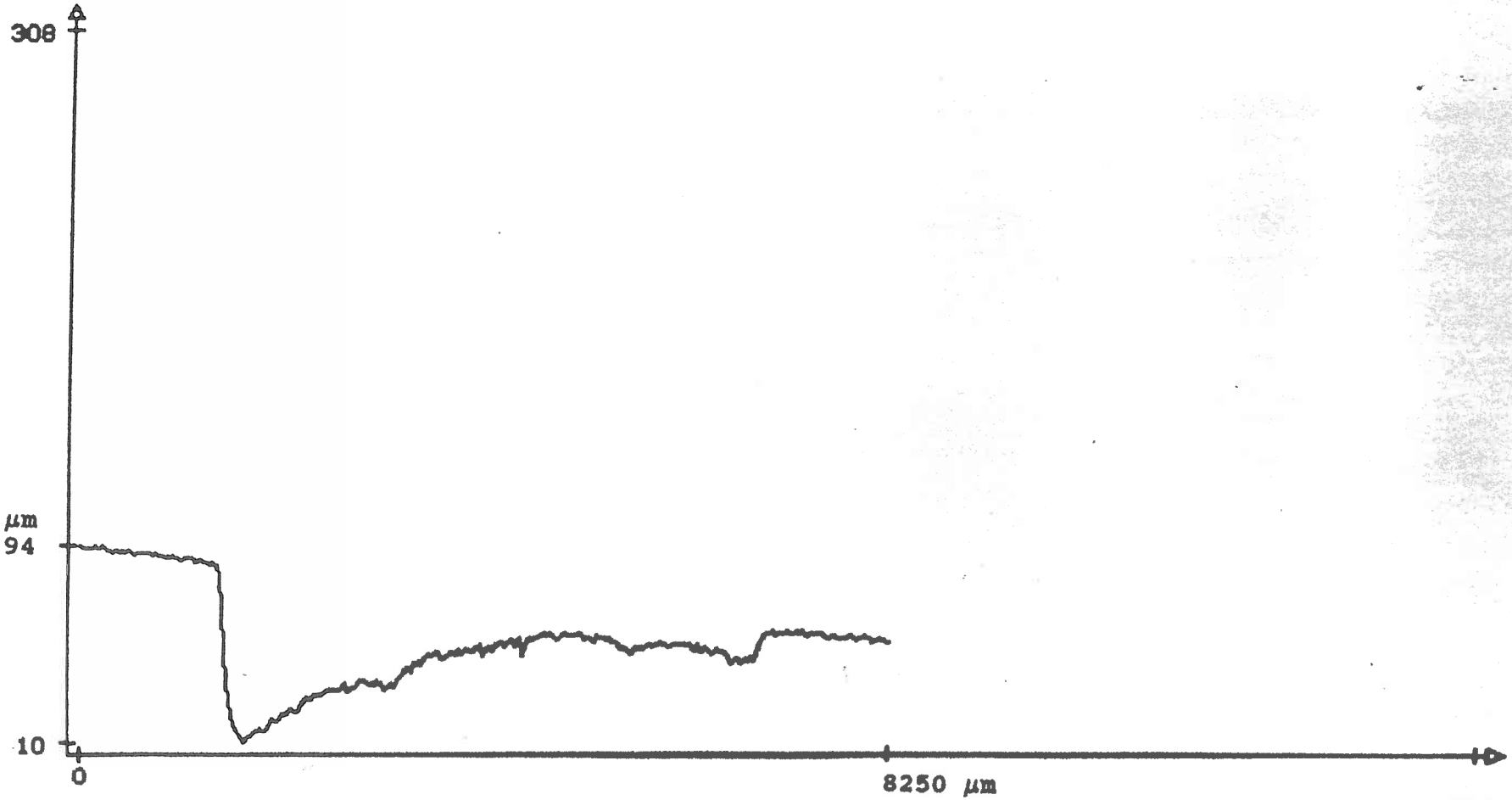


Ku50grob



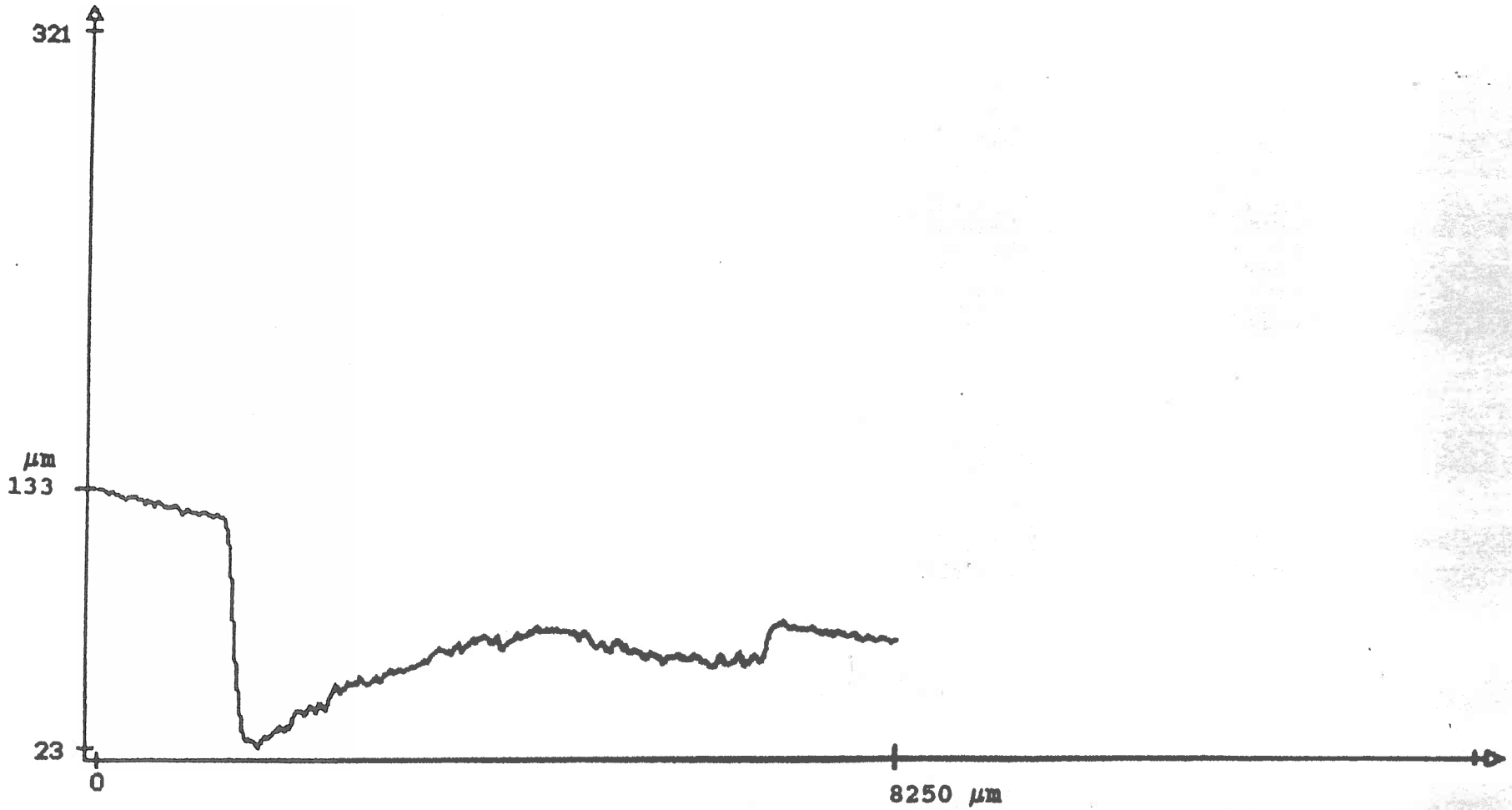
92

Charisma



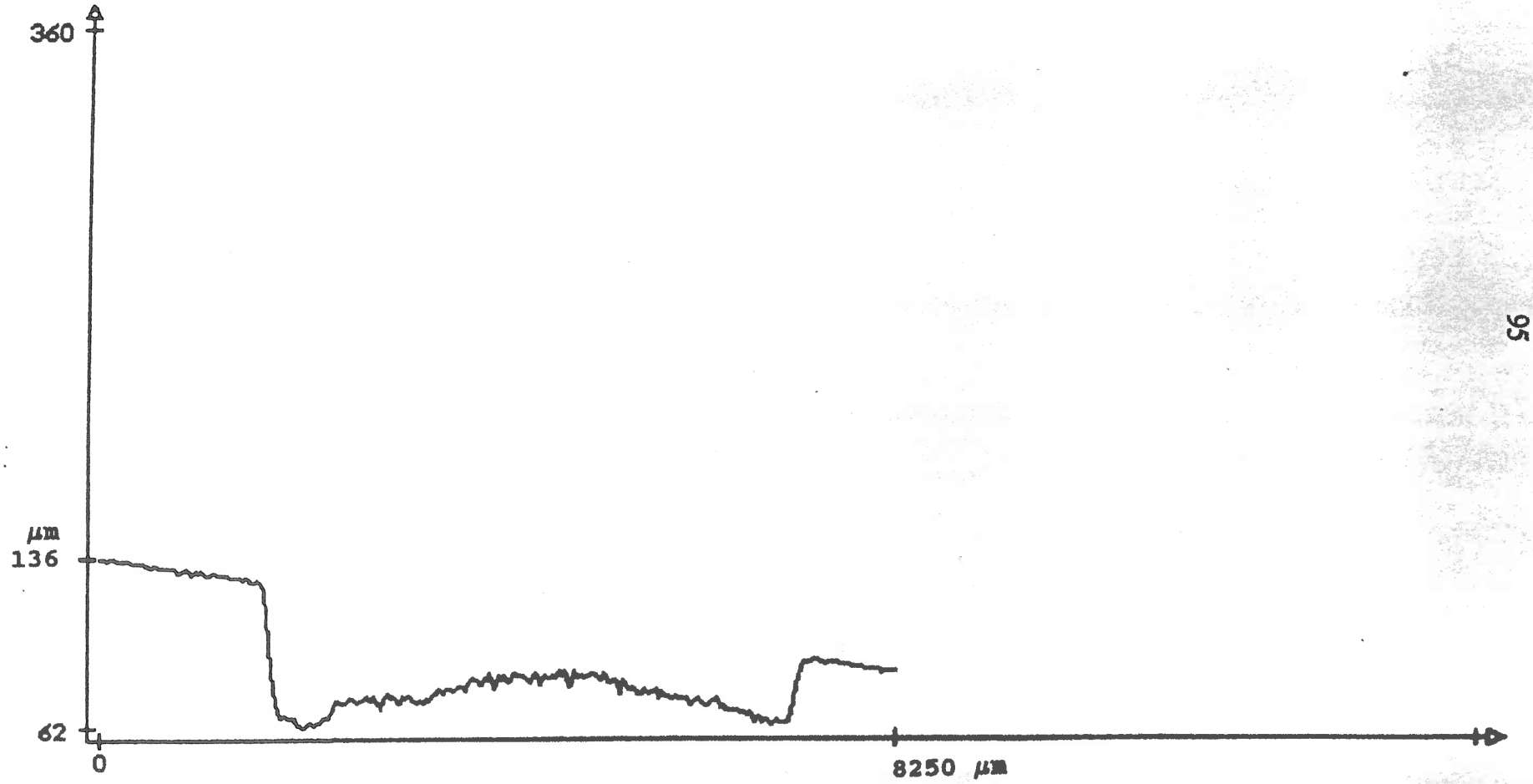
93

DegufilH



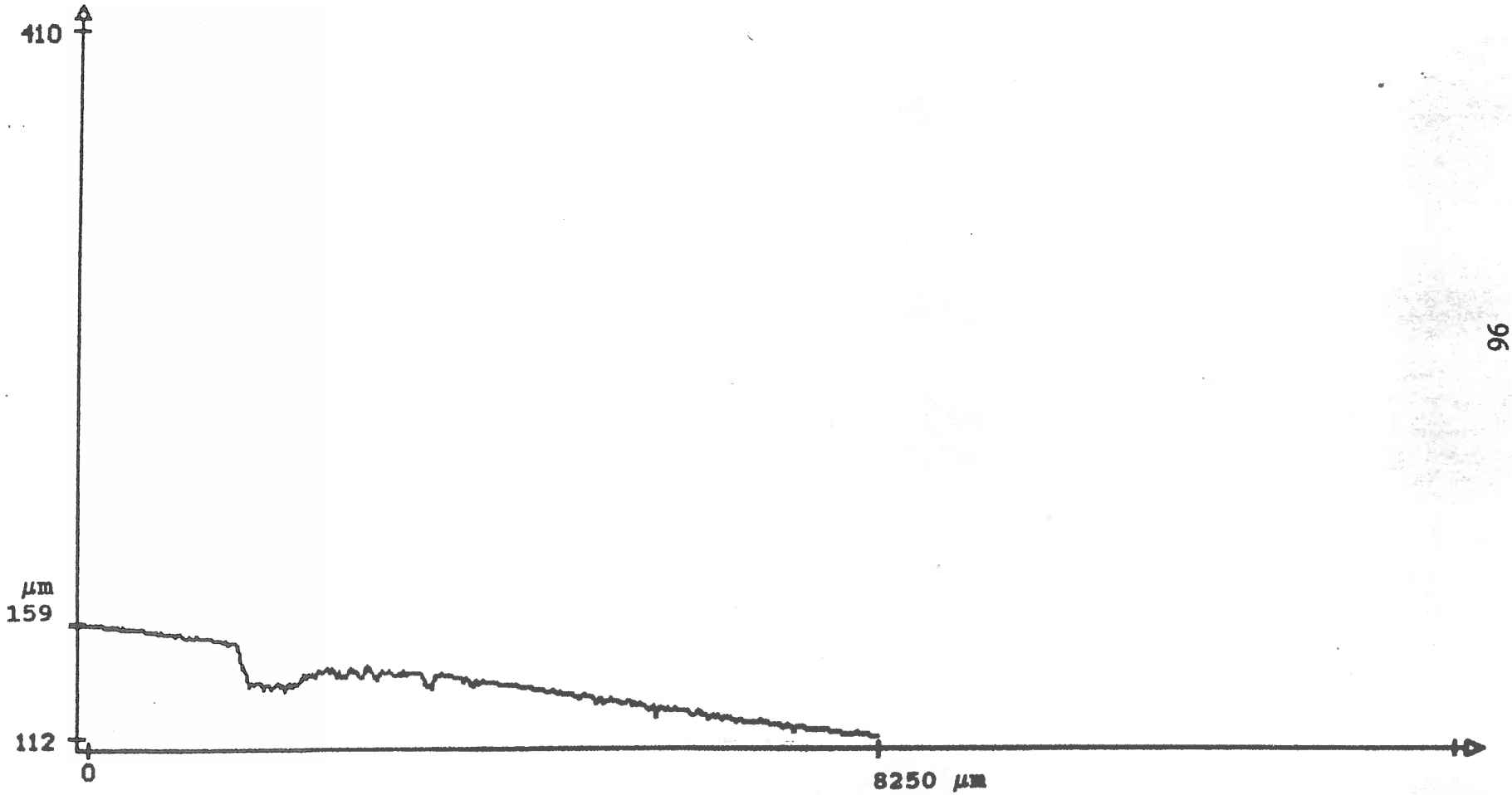
94

DegufilM



95

Tetric



96

Valiant

7.2. Einzelergebnisse der Abrasion der Probenräder

Für alle folgenden Vermessungen der Probenräder gilt:

I:	Pertac	VI:	Charisma
II:	Kulzer 79% grob	VII:	Degufill H
III:	Kulzer 77% fein	VIII:	Degufill M
IV:	Kulzer 50% fein	IX:	Tetric
V:	Kulzer 50% grob	X:	Valiant-Ph.D-XT

aAbr: absolute Abrasion (Werte in μm)

rAbr: relative Abrasion (Werte absolut)

n. e.: nicht editiert

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. I

Material: I - X (Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	n. e.	43,33	22,45	40,99	59,47
2	20,98	42,08	26,41	43,79	57,12
3	21,30	39,93	25,53	44,05	n. e.
4	21,90	44,91	n. e.	37,01	57,60
5	19,87	41,88	26,24	40,55	57,45
6	20,59	39,63	21,84	40,35	63,38
7	20,19	44,52	n. e.	48,65	n. e.
8	n. e.	45,63	28,51	47,27	n. e.
	n. e.	n. e.	22,20	n. e.	64,66
10	21,99	39,62	n. e.	40,71	62,59

aAbr	20,97	42,39	24,74	42,59	60,36
rAbr	4,84	9,79	5,71	9,84	13,94

	VI	VII	VIII	IX	X
1	24,72	25,65	37,68	n. e.	4,46
2	23,93	24,50	41,22	n. e.	4,52
3	23,31	n. e.	38,28	33,49	3,82
4	24,41	24,51	34,08	30,52	3,11
5	22,52	23,24	37,28	31,26	n. e.
6	22,88	21,44	31,45	30,75	3,88
7	22,19	n. e.	34,37	28,39	4,63
8	20,04	22,09	37,34	n. e.	n. e.
9	n. e.	20,32	35,6	32,06	n. e.
10	24,80	22,83	38,9	34,02	5,89

aAbr	23,21	23,07	36,62	31,49	4,33
rAbr	5,36	5,33	8,46	7,27	

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. II

Material: I - X (Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	21,05	37,13	26,13	40,75	61,01
2	20,83	39,83	24,90	43,17	64,33
3	20,41	38,10	23,30	39,70	63,77
4	19,20	36,15	23,58	43,91	62,91
5	n. e.	37,30	24,71	45,93	59,93
6	20,77	39,81	25,03	41,17	63,18
7	20,19	40,15	27,80	43,39	61,83
8	19,35	n. e.	27,13	n. e.	58,90
9	19,77	37,90	25,50	44,81	59,13
10	20,51	36,17	24,70	43,05	61,53

aAbr	20,23	38,06	25,29	42,88	61,65
rAbr	4,01	7,55	5,02	8,51	12,23

	VI	VII	VIII	IX	X
1	22,17	25,39	38,61	28,17	4,95
2	24,35	24,31	35,66	31,37	5,31
3	21,95	25,17	37,13	29,27	5,88
4	23,79	22,09	40,01	27,80	5,01
5	n. e.	20,77	39,17	27,25	4,33
6	23,62	21,91	37,15	25,13	4,71
7	24,50	22,30	34,31	26,74	4,38
8	22,17	24,17	n. e.	27,88	4,97
9	n. e,	n. e.	34,95	n. e.	5,81
10	23,8	23,83	33,11	28,13	n. e.

aAbr	23,29	23,33	36,68	27,97	5,04
rAbr	4,62	4,63	7,28	5,55	

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. III

Material: I - X (Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	20,40	35,95	26,54	41,02	63,74
2	20,59	36,25	28,31	37,88	59,11
3	20,99	37,78	25,47	39,71	60,35
4	21,84	37,23	24,65	43,22	62,88
5	n. e.	38,34	27,88	44,73	59,53
6	21,30	36,44	25,16	45,02	64,13
7	19,88	36,03	n. e.	45,33	58,51
8	20,24	36,29	28,31	42,17	60,33
9	20,78	n. e.	24,48	40,83	61,78
10	20,15	36,31	23,77	n. e.	58,17

aAbr	20,69	36,74	26,06	42,21	60,85
rAbr	4,44	7,88	5,59	9,06	13,06

	VI	VII	VIII	IX	X
1	24,02	25,65	34,71	26,20	4,50
2	23,13	24,13	38,33	27,80	n. e.
3	23,51	21,17	37,01	24,23	4,18
4	22,91	23,35	37,85	26,17	4,77
5	22,35	27,09	35,13	29,81	4,35
6	n. e.	24,01	40,17	n. e.	3,95
7	21,05	25,73	38,01	24,51	4,91
8	23,17	n. e.	34,77	28,05	4,81
9	25,37	22,13	37,20	28,13	5,31
10	27,08	24,73	36,15	27,81	5,20

aAbr	23,62	24,22	36,93	26,97	4,66
rAbr	5,07	5,2	7,92	5,79	

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. IV

Material: I - X (Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	20,58	n. e.	26,62	45,60	58,12
2	19,97	33,27	n. e.	47,01	66,44
3	22,26	35,65	25,31	42,37	61,14
4	18,23	35,06	26,64	42,63	56,41
5	20,25	32,83	n. e.	43,78	66,70
6	19,72	38,70	26,92	39,66	61,13
7	20,24	35,91	28,20	n. e.	n. e.
8	20,99	n. e.	24,45	41,72	65,72
9	20,78	34,80	n. e.	40,78	62,02
10	20,59	35,01	28,09	43,52	n. e.

aAbr	20,36	35,15	26,60	43,01	62,21
rAbr	4,64	8,01	6,06	9,80	14,17

	VI	VII	VIII	IX	X
1	24,12	23,30	39,50	30,90	6,46
2	n. e.	21,31	39,76	34,82	5,69
3	28,02	22,13	35,36	29,92	4,84
4	24,06	24,48	37,96	n. e.	4,38
5	21,94	21,24	n. e.	30,95	4,83
6	23,38	24,74	36,35	n. e.	n. e.
7	n. e.	22,95	40,06	n. e.	4,34
8	21,55	21,77	n. e.	28,48	4,58
9	22,01	n.e.	38,49	26,30	n.e.
10	23,80	23,04	36,40	30,86	n. e.

aAbr	23,61	22,88	38,01	30,32	4,39
rAbr	5,38	5,21	8,66	6,91	

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. V

Material: I - X (Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	16,47	40,94	24,83	39,85	59,63
2	n. e.	n. e.	23,36	40,27	65,86
3	16,72	38,76	23,33	37,62	61,95
4	15,70	37,17	n. e.	42,73	61,34
5	17,94	36,34	22,20	40,41	61,23
6	17,55	n. e.	25,20	47,01	58,10
7	15,53	35,10	23,05	42,47	61,16
8	16,51	38,08	n. e.	38,77	63,78
9	16,43	37,81	23,90	41,54	59,08
10	18,23	n. e.	n. e.	n. e.	n. e.

aAbr	16,79	37,74	23,70	61,35	61,35
rAbr	3,98	8,94	5,61	14,54	14,54

	VI	VII	VIII	IX	X
1	27,47	28,43	n. e.	n. e.	3,72
2	26,64	25,88	34,33	28,50	n. e.
3	26,43	28,10	36,33	n. e.	3,47
4	n. e.	24,98	39,60	28,67	3,76
5	22,64	24,23	35,19	27,60	4,51
6	23,58	n. e.	40,65	n. e.	4,26
7	n.e.	24,06	36,87	26,88	4,62
8	24,33	n. e.	36,62	23,93	4,64
9	n. e.	n. e.	39,59	21,78	n. e.
10	30,73	28,75	37,30	25,80	4,79

aAbr	25,97	26,34	37,38	26,16	4,22
rAbr	6,15	6,24	8,86	6,20	

Einzelwerte der Vermessung des Probenrades Nr. VI

Material: I - X /Werte in μm)
Messung: 1 - 10

	I	II	III	IV	V
1	n. e.	38,43	n. e.	49,71	61,21
2	n. e.	36,93	25,87	n. e.	67,18
3	18,49	40,29	27,80	41,75	61,70
4	16,69	36,52	23,40	43,94	60,43
5	20,52	38,37	n. e.	n. e.	65,56
6	19,57	38,39	25,74	41,29	60,67
7	18,57	36,68	24,90	43,58	61,10
8	19,88	n. e.	n. e.	42,34	60,83
9	19,98	n. e.	26,42	43,35	58,36
10	18,04	38,96	29,78	43,20	n. e.

aAbr	18,96	38,07	26,27	43,63	61,91
rAbr	3,71	7,57	5,14	8,54	12,12

	VI	VII	VIII	IX	X
1	23,64	n. e.	38,01	n. e.	5,36
2	27,78	25,61	33,95	27,76	4,10
3	25,91	n. e.	33,49	25,40	4,14
4	22,43	23,01	35,86	27,96	4,26
5	23,38	24,77	34,24	n. e.	5,26
6	21,63	29,66	n. e.	26,59	n. e.
7	21,31	25,46	40,54	28,66	6,78
8	22,88	24,71	33,77	27,34	n. e.
9	n. e.	25,08	40,75	24,21	n. e.
10	n. e.	27,47	35,09	24,38	5,73

aAbr	23,74	25,72	36,19	26,53	5,11
rAbr	4,65	5,03	7,08	5,19	

7.3. Liste der verwendeten Geräte und Maschinen

ACTA-Maschine	Amsterdam
Translux®-Gerät DentacolorXS®-Gerät	Fa. Kulzer Wehrheim
Silamat®-Anmischgerät	Fa. Vivadent Schaan/Liechtenstein
Astrosyn "Miniangle Stepper"® Typ 23 LM-K 337-01, Nr. S 5604	Minibea Co Ltd Singapore
Oberflächenmeßgerät Perthometer C5D® Vorschubgerät PRK® Mikrotaster FRW 750®	Fa. Perthen Göttingen

7.4. Liste der verwendeten Materialien

1	Pertac®	Fa. Espe Seefeld
2	Charisma®	Fa. Kulzer Wehrheim
3	Kulzer 77% fein	
4	Kulzer 79% grob	
5	Kulzer 50% fein	
6	Kulzer 50% grob	
7	Tetric®	Fa. Vivadent/Ivoclar Schaan/Liechtenstein
8	Degufill H®	Fa. Degussa Frankfurt
9	Degufill M®	
10	Valiant Ph.D-XT®	Fa. Dentsply Milford/USA
11	Silikonfreies Formentrenn-mittel G.K.36	Fa. Keller-Chemie Nürnberg

Danksagung

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

Herzlichen Dank sage ich Herrn Prof. Dr. R. Hickel für die Anregung zu dieser Arbeit und auch Herrn Dr. K.-H. Kunzelmann für die tatkräftige Anleitung bei der Durchführung der Versuche und für seine Hilfe bei der Sichtung der Literatur.

Mein besonderer Dank gebührt Herrn Dr. H.-U. Knorr. Ohne seine Geduld und Hilfsbereitschaft wäre die vorliegende Arbeit in dieser Form nicht zustande gekommen.

Weiter danke ich auch Herrn Jürgen Sindel, der mir bei Fragen zur Statistik mit seinem Rat zur Seite stand.

Herrn Dr. J. Ebert sei herzlich für die rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen gedankt.

Darüberhinaus danke ich all denen, die mit Rat und persönlicher Unterstützung beim Entstehen der Arbeit mitgewirkt haben.

Lebenslauf

08.10.1962	Geburt in Großhabersdorf als erster Sohn des Ehepaares Johann und Frieda Schwarz, geb. Schmidt
1969 - 1973	Grundschule Großhabersdorf
1973 - 1982	Gymnasium Oberasbach
26.06.1982	Allgemeine Hochschulreife
07.1982 - 06.1984	Wehrdienst in Ingolstadt
WS 84/85	Immatrikulation an der FAU Erlangen-Nürnberg im Studienfach Zahnmedizin
05.08.1985	Naturwissenschaftliche Vorprüfung
06.04.1987	Zahnärztliche Vorprüfung
18.12.1989	Zahnärztliche Prüfung
17.01.1990	Approbation als Zahnarzt
15.04.1990 bis heute	Wiss. Mitarbeiter an der Poliklinik für Zahnerhaltung und Parodontologie der FAU Erlangen-Nürnberg (Direktor: Prof. Dr. A. Petschelt)