

Aus der Universitätsklinik
für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Tübingen
Abteilung Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik mit Propädeutik
Ärztlicher Direktor: Professor Dr. H. Weber
Sektion für Medizinische Werkstoffkunde und Technologie
Leiter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

Mikromechanischer Verschleiß dentaler Füllungswerkstoffe

INAUGURAL-DISSERTATION
zur Erlangung des Doktorgrades
der Zahnheilkunde

der
MEDIZINISCHEN FAKULTÄT
der Eberhard Karls Universität
zu Tübingen

vorgelegt von
ANNIKA CHRISTINE SALZMANN geb. PIOCH
aus
Hofors / Schweden
2006

Dekan: Professor Dr. C. Claussen

1. Berichterstatter: Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer

2. Berichterstatter: Professor Dr. C. Löst

Für Wenzel

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG UND PROBLEMSTELLUNG	8
1.1	Dentale Füllungswerkstoffe und ihre zugehörigen Probleme	8
1.2	Motivation und Ziele der Arbeit	11
2	LITERATURÜBERSICHT	13
2.1	Entwicklung der dentalen Kunststoffe	13
2.2	Kausimulatoren	17
3	MATERIAL UND METHODEN	20
3.1	Verwendete Komposite	20
3.1.1	Sinfony® (ESPE, Seefeld, Deutschland).....	20
3.1.2	Arabesk Top (VOCO, Cuxhaven, Deutschland)	20
3.1.3	Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland)	21
3.2	Herstellung der Prüfkörper	22
3.3	Verwendete Medien zur Lagerung	23
3.3.1	Destilliertes Wasser (aqua dest.).....	23
3.3.2	Ethanol	23
3.3.3	Pseudocholinesterase (PCE) – Lösung (CAS 9001-08-5).....	23
3.3.4	Luft	24
3.4	Versuchsablauf	24
3.4.1	Der Universal Surface Tester® (UST)	24
3.4.2	Methode der Prüfkörperuntersuchung	26
3.5	Verschiedene Tastspitzen	28
3.5.1	90°-Diamant.....	28
3.5.2	Ritzdiamant.....	30

3.5.3	Berkovich-Diamant	30
3.6	Die verschiedenen Messungsmodule.....	31
3.6.1	Linienförmige Messungen.....	31
3.6.1.1	Standardmessung	32
3.6.1.2	Kratztest	33
3.6.1.3	Abriebmessung.....	35
3.6.2	Punktförmige Messungen.....	36
3.6.2.1	Universalhärte	37
3.6.2.2	Statische Messung.....	37
3.7	Beschreibung der Struktur und des Umfangs der Daten und Beschreibung der statistischen Auswertung	39
4	ERGEBNISSE	41
4.1	Standardmessung	41
4.1.1	Darstellung der jeweiligen Verformungen.....	41
4.1.1.1	Gesamte Verformung (μm).....	42
4.1.1.2	Elastische Verformung (μm)	44
4.1.1.3	Permanente Verformung (μm).....	47
4.2	Abriebmessung	49
4.3	Kratztest.....	51
4.4	Universalhärte.....	51
4.5	Statische Messung	53
5	DISKUSSION	56
5.1	Fehler bei der Datenerhebung und Umgang mit diesen Problemen.	56
5.2	Problematik der Auswertung des Kratztests	56
5.3	Problematik der Messung der Universalhärte.....	61

5.4 Wiederholbarkeit/ Reproduzierbarkeit der ausgewerteten Messungen (Standard-/ Abrieb-/ statische Messung/ Universalhärte)	63
5.5 Diskussion der Ergebnisse Standardmessung, Abrieb, statische Messung und Universalhärte	65
5.5.1 Vergleich der drei Komposite in jeweils einem Lagerungsmedium....	65
5.5.2 Auswirkungen der unterschiedlichen Lagerungsmedien auf die Komposite	71
5.6 Kausimulatoren	74
5.7 Klinische Schlußfolgerungen	78
6 ZUSAMMENFASSUNG	81
7 LITERATURVERZEICHNIS	83

Abbildungs- und Tabellenverzeichnis

Abbildung 1: Das MISTAN-Verfahren (Grafik der Fa. Innowep).....	25
Abbildung 2: Prüfkörper mit Messanordnung	26
Abbildung 3: Tastspitzen fotografisch (Foto der Firma Innowep)	28
Abbildung 4: Tasterprofil 90°-Diamant (mit UST abgetastet).....	29
Abbildung 5: 90°-Diamant grafisch dargestellt.....	29
Abbildung 6: Ritzdiamant grafisch dargestellt.....	30
Abbildung 7: Tasterprofil Berkovich-Diamant (mit UST abgetastet)	31
Abbildung 8: PNG-Grafik Standardmessung arH2O2-Stand1	33
Abbildung 9: PNG-Grafik Kratztest artLuft3-Kratz3	34
Abbildung 10: PNG-Grafik Abrieb-Messung araPCE3-Abrieb1	36
Abbildung 11: PNG-Grafik Statische Messung sinfEth1-Stat3	38
Tabelle 1: Gesamte Verformung	42
Abbildung 12: Gesamte Verformung Ethanol/ H ₂ O	43
Abbildung 13: Gesamte Verformung Luft/ PCE	43
Tabelle 2: Elastische Verformung.....	44
Abbildung 14: Elastische Verformung Ethanol/ H ₂ O.....	45
Abbildung 15: Elastische Verformung Luft/ PCE	45
Tabelle 3: Permanente Verformung	47
Abbildung 16: Permanente Verformung Ethanol/ H ₂ O.....	47
Abbildung 17: Permanente Verformung Luft/ PCE	48
Tabelle 4: Abriebmessung.....	49
Abbildung 18: Abrieb Ethanol/ H ₂ O	49
Abbildung 19: Abrieb Luft/ PCE.....	50
Tabelle 5: Universalhärte.....	51
Abbildung 20: Universalhärte Ethanol/ H ₂ O.....	51
Abbildung 21: Universalhärte Luft/ PCE	52
Tabelle 6: Statische Messung	53
Abbildung 22: Statische Messung Ethanol/H ₂ O	54
Abbildung 23: Statische Messung Luft	54
Abbildung 24: araH2O1-Kratz3	58
Abbildung 25: araLuft1-Kratz2.....	59
Abbildung 26: artLuft3-Kratz3.....	60
Abbildung 27: sinfPCE1-Kratz3	61
Abbildung 28: Tasterprofil 90°-Diamant (mit UST abgetastet).....	77

1 Einleitung und Problemstellung

1.1 Dentale Füllungswerkstoffe und ihre zugehörigen Probleme

In der Zahnheilkunde geht es meist darum, verlorene Zahnhartsubstanz wieder herzustellen. So wird ein durch Karies oder Trauma entstandener Defekt mit einem Material gefüllt oder im Sinne einer Krone oder Brücke die zu Verlust gegangene Substanz ersetzt. Vielfältig sind dabei die Möglichkeiten des Einsatzes verschiedener Werkstoffe. Bewährt haben sich wegen ihrer ausgezeichneten Eigenschaften Gold- und Nichtedelmetall-Legierungen sowie Amalgam. In den Jahren 1980 bis 1993 kam es zu einer deutlichen Verschiebung innerhalb der zahnmedizinischen Leistungsbereiche vom Zahnersatz zur Zahnerhaltung. Der Zahnersatz verringerte sich um fast 40% (Bauer, 1995). Von 1985 bis 1995 waren die Amalgam-Restaurationen von 75% aller Füllungen auf 20% beträchtlich zurückgegangen (Bauer, 1995). Aufgrund dieses Trends kommen immer mehr Komposite zum Einsatz und es wird versucht, möglichst ideale Füllungskomposite herzustellen.

Heute sollte das ideale Füllungsmaterial zahnfarben, langlebig und abrasionsbeständig sein. Es sollte an der Zahnstruktur haften und ein direkt applizierbares, ästhetisches Restaurationsmaterial sein. Angesichts dieser Anforderungen kommen bestenfalls die Komposite in Frage, da Metalle und Keramiken nicht diesen Anforderungen entsprechen können (Rueggeberg, 2002).

Auch von Seiten der Patienten kommt immer häufiger der Wunsch nach alternativen Materialien mit ansprechenderen ästhetischen Ergebnissen, verbesserter Biokompatibilität und möglichst niedrigen Kosten auf. (Manhart *et al.*, 2000b)

Als alternative Materialien wurden bisher Keramiken (in Form von vollkeramischen Kronen, keramischen Teilrestaurationen und als

Verblendmaterialien) und Komposite (in Form von Komposit-Füllungen, Inlays und als Verblendmaterialien) eingesetzt.

Trotz steigendem Bedarf und Einsatz dieser alternativen Materialien gibt es immer noch werkstoffgebundene Einschränkungen in der Anwendung.

So fallen keramische Restaurationen durch ihre geringe Bruchfestigkeit, überhöhte Sprödigkeit und Ausbreitung von Rissen und ihre große Härte, im Vergleich zu natürlichem Zahnmaterial, auf. Diese Härte führt letztendlich zum Verschleiß der Antagonisten. (McLean, 1991; Messer *et al.*, 1991; Sjogren *et al.*, 1999; Wiley, 1989)

Die Probleme beim Einsatz von Kompositen bestanden in deren ungenügenden Verschleißfestigkeit (Kern *et al.*, 1999), die unter Kauabrasion und -attrition zu einem Verlust der anatomischen Form führten, in Frakturen im Werkstoff und an den Rändern und in Randundichtigkeiten aufgrund der Polymerisationsschrumpfung. Diese Probleme wurden oft als die häufigsten Gründe für das Scheitern der Komposit-Restaurationen im Seitenzahnggebiet zitiert (Lambrechts *et al.*, 1987a; Leinfelder *et al.*, 1975; Lutz *et al.*, 1984; Roulet, 1988). In den letzten Jahren konnten diese Mängel größtenteils behoben werden. Nun war es mit einer verbesserten Adhäsivtechnik, der Minimierung der Polymerisationsschrumpfung und der Verbesserung der physikomechanischen Eigenschaften der Komposite möglich geworden, den Indikationsbereich deutlich auszuweiten. So konnten Komposite auch immer mehr im Seitenzahnggebiet als brauchbare Alternativlösung zu Amalgam eingesetzt werden (Manhart *et al.*, 2000a).

Auch im Bereich der Prothetik finden die Komposite einen weiten Anwendungsbereich. So werden sie als metallfreie Rekonstruktionen im Sinne von Inlays, Onlays, Veneers, Einzelkronen und dreigliedrigen Frontzahnbrücken eingesetzt (Touati and Aidan, 1997). Bei auf Metall basierenden Rekonstruktionen haben Komposite ihren Indikationsbereich in der Vollverblendung von Kronen, Brücken, Geschiebearbeiten, Doppelkronen und Implantatsuprakonstruktionen.

Trotz der neuen Entwicklungen liegen die Prognosen der Kompositrestaurationen noch in einem relativ schlechten Bereich. So wurden

die Mißerfolgsraten in einer 2003 veröffentlichten Studie mit 0% bis 45% angegeben, wobei der Beobachtungszeitraum zwischen einem und siebzehn Jahren lag (Brunthaler *et al.*, 2003). Die Hauptursachen des Scheiterns von Kompositfüllungen sind heutzutage Sekundärkaries, Frakturen, marginale Imperfektionen, Verschleiß und postoperative Hypersensibilität (Hickel and Manhart, 2001) Die Ursache der Entstehung von Sekundärkaries im Bereich des Restaurationsrandes sind Randspalten, die trotz verringerter Polymerisationsschrumpfung der Komposite und Einführung der Adhäsivtechnik entstehen (Dijkman and Arends, 1992; Dijkman *et al.*, 1994).

Die Entwicklung neuer Komposite zielt darauf, die negativen Eigenschaften möglichst zu minimieren. Ein heutiger Werkstoff sollte also möglichst verschleißfest bei gleichzeitiger Beständigkeit gegenüber äußeren Noxen, wie sie ständig in der Mundhöhle auftreten, sein.

Verschiedene in vivo- und in vitro- Verfahren wurden bisher entwickelt und angewandt, um das Verschleißverhalten zu untersuchen (siehe „2.2 Kausimulatoren“). Teilweise wurden die Materialien dabei auch über einen bestimmten Zeitraum verschiedenen äußeren Bedingungen ausgesetzt, um ein mundähnliches Milieu zu simulieren.

In der vorliegenden Arbeit wurden die Komposite über drei Monate in vier verschiedenen Medien (Wasser (H₂O), Ethanol, Pseudocholinesterase (PCE), Luft) bei 37°C gelagert, um die Belastung der Komposite in unterschiedlichen Umgebungen zu simulieren.

In der hier beschriebenen Untersuchung wurde mit dem Universal Surface Tester (UST[®]) der Firma Innowep, Würzburg, Deutschland gearbeitet, mit dem es möglich ist, das Verschleißverhalten unmittelbar an Materialoberflächen zu untersuchen. So ist es mit diesem Gerät möglich, durch verschiedene Belastungstests mikromechanische Verschleißbeständigkeiten im Mikrometerbereich zu testen. Ob diese Methode für den dentalen Bereich einsetzbar ist, war eine der zentralen Fragestellungen dieser Arbeit.

1.2 Motivation und Ziele der Arbeit

Das Ziel der vorliegenden Untersuchung war, an drei lichthärtenden dentalen Kompositen, Sinfony (ESPE, Seefeld, Deutschland), Arabesk Top (VOCO, Cuxhaven, Deutschland) und Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland) vergleichende Untersuchungen bezüglich ihres mikromechanischen Verschleißverhaltens am Universal Surface Tester UST® (Innowep, Würzburg, Deutschland) durchzuführen. Dazu wurden die Komposite über drei Monate in vier verschiedenen Medien (Wasser (H₂O), Ethanol, Pseudocholinesterase (PCE), Luft) bei 37°C gelagert, um die Komposite jeweils unterschiedlichen Umgebungsbedingungen auszusetzen. Jeweils vier Prüfkörper eines Komposits wurden über drei Monate in dem gleichen Medium gelagert. Während dieser Zeit wurden die Medien wöchentlich erneuert, um sicherzugehen, dass die Aktivität der Medien (im Besonderen die Aktivität der Enzymlyösung) im wöchentlichen Takt aufgefrischt wurde. Damit sollte die Situation in der Mundhöhle simuliert werden, in der die Füllungswerkstoffe täglich den verschiedenen Medien ausgesetzt sind.

Ziele dieser Untersuchung sind:

1. Vergleich der drei untersuchten Komposite (Sinfony, Arabesk Top, Artglass) hinsichtlich des Verschleißverhaltens. Dazu werden fünf verschiedene Messmodule (Erklärung der Messmodule Standardtest, Kratztest, Abrieb, Universalhärte, Statische Messung siehe nächste Seite) in jeweils einem Medium (Wasser (H₂O), Ethanol, Pseudocholinesterase (PCE), Luft) angewendet.
2. Untersuchung der Unterschiede des Verschleißverhaltens, die durch die unterschiedlichen Medien, in denen die Komposite über drei Monate hinweg gelagert worden waren, entstanden sind. Auch hier werden fünf verschiedene Messmodule (Erklärung der Messmodule Standard, Kratztest, Abrieb, Universalhärte, Statische Messung siehe nächste Seite) angewendet.
3. Prüfung, ob der UST® für dentale Fragestellungen im Bereich Oberflächenanalytik eingesetzt werden kann.

In der **Standardmessung** sollen jeweils die Gesamtverformung, die elastische und die plastische Verformung miteinander verglichen werden.

Im Modul **Kratztest** sollte der Beginn des Abtrags verglichen werden. Dieser konnte nicht genau definiert werden, da mit der Darstellung der Messergebnisse weder grafisch noch rechnerisch geklärt werden konnte, wo dieser Abtrag beginnt. In der Diskussion „5.2 Problematik der Auswertung des Kratztests“ wird genauer darauf eingegangen.

Bei der **Abrieb**-Messung soll der Abrieb, der nach 15 Belastungszyklen mit je 50mN entsteht, verglichen werden.

Bei der Messung der **Universalhärte** sollte die Universalhärte der einzelnen Komposite verglichen werden. Aufgrund der DIN-Norm DIN EN ISO 14577-1, durch die die Universalhärte definiert ist, ist die Messung der Universalhärte in der Form, wie sie durchgeführt wurde, nicht als „Universalhärte“ definiert. Verschiedene Anforderungen konnten nicht erfüllt werden. Genauere Ausführungen hierzu in der Diskussion in „5.3 Problematik der Messung der Universalhärte“.

Die Darstellung der Ergebnisse der ermittelten Härtewerte sollte dennoch erkennbare Unterschiede der Materialien zeigen.

Die erhaltenen Werte können nach DIN-Norm jedoch nicht als Universalhärte-Werte bezeichnet werden.

Bei der **statischen Messung** sollen die Entlastungen verglichen werden und Rückschlüsse auf die viskoelastischen Eigenschaften getroffen werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklung der dentalen Kunststoffe

Die Kunststoffchemie nahm ihren Anfang im Jahr 1839, als Dr. Charles Goodyear, Jr entdeckte, dass eine Mischung aus Schwefel und Naturkautschuk ein elastisches Material mit einem sehr großen Anwendungsbereich lieferte (Rueggeberg, 2002). Auch heute noch wird dieser Prozess der Vulkanisation in der Industrie, insbesondere bei der Herstellung von Reifen, angewendet.

Nelson Goodyear, Charles' Bruder, entwickelte und patentierte 1851 einen Prozess, in dem Hartgummi hergestellt werden konnte. Diesen bezeichnete er als Vulkanit. 1853 wurde die erste Prothesenbasis aus Vulkanit produziert (Gorgas, 1891).

Im Jahre 1869 wurde erstmals Zelluloid vorgestellt (Bremner, 1959). Dieses wurde alternativ als Prothesenbasismaterial benutzt. Zelluloid hatte eine der Gingiva ähnliche Farbe, war aber über längere Zeit nicht formstabil. Zelluloid wurde auch mit der Zeit grün und begann schlecht zu riechen, da Speichelprodukte aufgenommen wurden (Bremner, 1959).

1922 benutzte Dr. Herman Staudinger in seiner Arbeit über Polystyrol als Erster den Ausdruck „Makromoleküle“ in Verbindung mit Polymeren. Mit seinen Forschungen auf dem Gebiet der makromolekularen Chemie war ihm der große Durchbruch gelungen und im Jahr 1953 erhielt er den Nobelpreis für seine Arbeit (Rueggeberg, 2002).

Die Firma Röhm & Haas GmbH stellte 1927 Acryloid und Plexigum her, beides Polymethylpolymere (Rueggeberg, 2002). 1931 tauchte das härtere Polymethylmethacrylat (PMMA) als Plexiglas auf, das durch die radikalische Polymerisation des Monomers Methacrylsäure-Methylester (MMA) dargestellt wurde (Kiefer, 2000; Rueggeberg, 2002).

Ein großer Fortschritt für die Zahnmedizin wurde 1937 erreicht, als Methylmethacrylat auch als zufrieden stellendes Prothesenbasismaterial eingesetzt werden konnte (Peyton, 1975). Im Indikationsbereich

Prothesenbasiskunststoffe dominierte im Jahr 1946 uneingeschränkt die Gruppe der Polymethylmethacrylate mit ca. 95% Anteil am Markt der Prothesenbasismaterialien (Peyton, 1975).

Noch vor 1945 war die Polymerisation bei Raumtemperatur möglich geworden und die so genannten kalt-, chemisch oder selbsthärtenden Kunststoffe wurden in der Zahnmedizin benutzt, nachdem bis dahin einzig Heißpolymerisate eingesetzt worden waren, die nur als Inlay verwendbar gewesen waren (Glenn, 1982; Peyton, 1975).

Durch diesen Fortschritt der Polymerisation konnte zum ersten Mal erfolgreich ein direktes, ästhetisches Füllungsmaterial eingesetzt werden.

Problematisch beim Einsatz von PMMA war zu diesem Zeitpunkt noch die schlechte Farbstabilität und die extrem hohe Polymerisationsschrumpfung (Rueggeberg, 2002). So kam es häufig zu Verfärbungen am Füllungsrand und deutlichen Randimperfektionen. Zudem hatten die Materialien eine ungenügende Abrasionsbeständigkeit und einen hohen Restmonomergehalt, der sich pulpaschädigend auswirkte.

Es dauerte ca. weitere 20 Jahre, bis tatsächlich Verbesserungen auf dem Sektor der Kunststoffchemie erkennbar waren: Dr. Rafael Bowen setzte 1962 als Matrix statt MMA Bisphenol-A-Glycidylmethacrylat (Bis-GMA), ein aromatisches Dimethacrylat, als Monomer ein. In diesem neuartigen Füllungsmaterial wurde das Bis-GMA mit anorganischen Silikatpartikeln versehen, die ihrerseits mit einer Silanverbindung (silizium-organische Verbindung) beschichtet waren. Diese Silanverbindung sollte dazu dienen, eine chemische Bindung sowohl mit der organischen Matrix als auch mit den anorganischen Füllern einzugehen, um diese beiden Phasen miteinander zu verbinden (Bowen, 1963; Glenn, 1982).

Diese Kunststoffe wurden zunächst *Composite resins* (oder abgekürzt *Composites*), Kompositions-Füllungswerkstoffe, genannt. Prinzipiell werden in der Materialkunde Komposite als Mischungen aus mindestens zwei verschiedenen Materialklassen bezeichnet (Ferracane, 1995). In der Zahnmedizin wird der Bereich etwas eingegrenzt und es werden hier nur die Materialien als Komposite bezeichnet, die folgendermaßen aufgebaut sind:

1. *Organische* Phase. Diese enthält die zu Polymeren reagierenden Monomere, die zur Einstellung der Konsistenz verwendeten Komonomere, die für die Lagerstabilität und den Reaktionsablauf wichtigen Inhibitoren, die für den Start der Polymerisationsreaktion benötigten Initiatoren und Akzeleratoren sowie Stabilisatoren.
2. *Anorganische* Phase mit Füllerpartikeln (Quarz-, Glas- und Keramik-Verbindungen) und Farbpigmenten.
3. *Verbundphase*. Diese besteht aus einem multifunktionellen Silan zur Haftvermittlung zwischen organischer und anorganischer Phase.

(Ferracane, 1995; Lutz *et al.*, 1983b)

Die ersten Komposite auf dem Markt waren die Komposite mit Füllkörpern mit einem Durchmesser von bis zu 100 µm („Makrofüller“) (Lutz and Phillips, 1983a). Diese waren sehr grob und verursachten daher Rauigkeiten in den Füllungsoberflächen, die sich mit den üblichen Politurmethode nicht befriedigend einebnen ließen. Die raue Oberfläche begünstigte die Plaqueakkumulation, die dann ihrerseits zu einer Beeinträchtigung der Ästhetik durch Verfärbung führte.

Daraufhin wurden Komposite mit einer mittleren Füllkörpergröße (SiO₂-Feinstpartikel) unter 0,04 µm („Mikrofüller“) eingesetzt.

Um die Eigenschaften der Komposite zu optimieren, kombinierte man in so genannten „Hybridkompositen“ mikro- mit makrogefüllten Materialien.

1983 wurde eine Klassifikation vorgestellt, in der die Komposite „füllkörperorientiert“ beschrieben wurden (Lutz and Phillips, 1983a): hier werden konventionelle Komposite, Mikrofüller-Komposite und Hybrid-Komposite unterschieden. Die Einteilung von Hosoda *et al.* unterschied aufgrund von rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen herkömmliche Komposite, Mikrofüllerkomposite, mikrofüllerartige Komposite, feinstfüllerartige Komposite, Hybridkomposite, hybridartige Komposite und Halbhybridkomposite (Hosoda *et al.*, 1990).

Durch die Weiterentwicklung der Kompositsysteme sind diese Einteilungen durch die Charakterisierung nur eines Parameters (hier auf die Füller bezogen) unbefriedigend geworden.

1992 wurde von Willems et al. eine neue Klassifikation vorgestellt, in der die Komposite in ein dreiachsiges Koordinatensystem mit den Achsenbeschriftungen Elastizitätsmodul, Oberflächenrauheit (nach Zahnbürstversuch) und Vickers-Härte eingetragen werden können (Willems *et al.*, 1992).

Immer noch gibt es im Bereich der Anwendung der Komposite Probleme, die noch nicht gänzlich gelöst sind. Diese Probleme zeigen sich erstens in der Schrumpfung, die bei jedem durch Polymerisation aushärtenden Komposit auftritt. Diese Schrumpfung beruht darauf, dass der Intermolekularabstand kleiner wird, sobald die Monomere kovalent gebunden sind. Je kleiner die Monomer-Einheit ist, desto mehr kovalente Bindungen werden im Polymer gebildet (Peutzfeldt, 1997). Daraufhin hat die Industrie reagiert, indem Monomere mit hochmolekularem Gewicht (Oligomere) entwickelt wurden. Zusätzlich konnte die Anzahl der bei der Polymerisation gebrauchten Monomere durch den Zusatz anorganischer Füller reduziert werden und dadurch auch die letztendliche Schrumpfung (Craig, 1997).

Zweitens sind alle auf Methacrylaten basierenden Polymerisationsreaktionen exotherm. Das kann auf die Pulpa schädigend wirken, z.B. wenn in tiefen Restaurationen nur eine dünne Dentinschicht verbleibt, die kaum isolierend wirken könnte (Grajower *et al.*, 1979). Der Anstieg der Temperatur durch die Energie der Photopolymerisation an sich kommt noch hinzu (Cobb *et al.*, 2000). Drittens werden alle auf Methacrylaten und freien Radikalen basierenden Polymerisationsreaktionen durch Sauerstoff inhibiert (Rueggeberg and Margeson, 1990). Diese Sauerstoffinhibition kann für schlechtere Polymerisationsraten sowohl zwischen den Komposit-Inkrementen, als auch in dünnen Schichten der Dentin Bondings verantwortlich sein. Unpolymerisierte Monomere verbleiben so im Material (Decker and Jenkins, 1985). Die Patienten werden so nicht nur unpolymerisierten Materialien ausgesetzt, der Restmonomergehalt wurde sogar in Verbindung mit der Bildung von Formaldehyd gebracht, das auch in Kompositen enthalten ist (Oysaed *et al.*, 1988).

Letztlich werden auch Punkte der Biokompatibilität beim Einsatz von Kompositen diskutiert. Schließlich können auf Methacrylaten basierende Systeme allergische Reaktionen verursachen (Munksgaard, 1992). Eines der am stärksten allergenen Monomere ist das Hydroxyethyl-Methacrylat, eine Komponente in fast jedem zur Zeit auf dem Markt befindlichen Dentin Bonding (Devos and van der Valk, 2000).

Immer noch liegen die Hauptursachen des Scheiterns von Kompositrestaurationen, wie schon in der Einleitung beschrieben, in Sekundärkaries, Frakturen, marginalen Imperfektionen, Verschleiß und postoperativer Hypersensibilität (Hickel and Manhart, 2001). Die Oberfläche der Materialien wird durch Nahrung, Verschleiß, Zahnpasten etc. aufgeraut, wodurch Retentionsstellen für Plaque entstehen, die in der Folge auch für die Karies- und Gingivitisentstehung verantwortlich gemacht werden (Quirynen and Bollen, 1995; Wet, 1980).

Durch geeignete Tests wird weiterhin versucht, die Eigenschaften der Komposite zu optimieren, um möglichst langlebige Restaurationen bieten zu können.

2.2 Kausimulatoren

Von der *American Dental Association* gibt es die Anforderung, dass zwei klinische Studien notwendig sind, um ein Komposit für den posterioren Bereich provisorisch (dreijährige Studie) und endgültig (fünfjährige Studie) zu akzeptieren (Mitchem and Gronas, 1985).

Nach Angaben aus der Literatur entspricht der Verschleiß, der nach 240 000 bis 250 000 Kauzyklen produziert wird, dem Verschleiß nach einjährigem klinischem Einsatz (DeLong *et al.*, 1985; Krejci and Lutz, 1990b; Sakaguchi *et al.*, 1986). Um einen Einsatz von fünf Jahren zu simulieren, müssten also 1 200 000 bis 1 250 000 Kauzyklen im Kausimulator durchgeführt werden.

Klinische Studien würden unter Anwendung einer exakten Meßmethode zuverlässige Daten liefern. Dennoch wäre es schwierig, die Testparameter festzulegen und zu standardisieren. Klinische Studien sind zudem noch sehr

zeitaufwändig und teuer.

Deswegen wurden schon seit 1940 verschiedene in vivo- und insbesondere in vitro- Verfahren, in denen klinische Bedingungen simuliert werden konnten und die nicht so zeitaufwändig waren, entwickelt (Kern *et al.*, 1999).

So wurde zum Beispiel 1957 von Cornell ein Kausimulator beschrieben, in dem die Oberkieferzähne an einem beweglichen Arm befestigt waren. Die Unterkieferzähne waren an einem unbeweglichen Arm montiert. Hier wurden künstliche Zähne verschiedener Materialien untersucht und der Abrieb wurde mittels Messung der Gewichtsreduktion gemessen (Cornell *et al.*, 1957).

Viele verschiedene Kausimulatoren wurden entwickelt. Sie unterschieden sich in der Art und Weise, wie die Kraft aufgebracht wurde, und im Bewegungsmuster (Craig and Powers, 1976; Dickson, 1979; Harrison and Lewis, 1975; Jones *et al.*, 1972; Tillitson *et al.*, 1971).

1983 wurde von DeLong und Douglas ein hoch entwickelter Simulator vorgestellt. Dieser simulierte ein Mundmilieu, in dem mit Hilfe der Hydraulik klinisch orientierte Bewegungszyklen zur Simulation des Kauprozesses durchgeführt wurden und der Substanzverlust durch eine dreidimensionale Meßmethode quantifiziert wurde. In diesem Aufbau konnte jedoch immer nur eine Probe untersucht werden. Dadurch war die Auswertung einer statistisch relevanten Probenanzahl sehr zeitaufwändig (DeLong and Douglas, 1983; DeLong *et al.*, 1985; Lutz *et al.*, 1984).

Von Krejci *et al.* wurde 1990 ein computerkontrollierter Kausimulator vorgestellt, in dem die mechanische okklusale Belastung und der intraorale Stress durch Temperaturwechsel gleichzeitig simuliert werden konnte. Die aufgebrachten Kräfte wurden elektromagnetisch gesteuert und es konnten sechs Proben gleichzeitig getestet werden (Krejci *et al.*, 1990a; Krejci *et al.*, 1993).

In der Arbeit von Hu *et al.*, wurde ein Kausimulator eingeführt, der die variierenden Kaukräfte während der Kauzyklen simulierte. Dabei wurde auf der Oberfläche eine Kraft produziert, deren Intensität sich wie die positive Hälfte einer Sinuskurve verhielt (Hu *et al.*, 1999a).

In einer Arbeit von Cha *et al.* wurden neun Komposite mit dem "Oral wear simulator (Proto-Tech, Portland, OR)", mit dem mit einer definierten Kraft über

einen definierten Wegabschnitt die Abrasion simuliert wird und zusätzlich noch durch statische Belastung mit erhöhter Last die Attrition simuliert wird, untersucht (Cha *et al.*, 2004). In dieser Studie wurden die gleichen Materialien mit einem "pin-on-disk type friction tester" (FRP-2000, Rhesca, Tokio, Japan) untersucht. Interessant an dieser Studie war, dass der Verschleiß auch mit der Art des Verschleißtesters zusammenhängt. So ergaben sich hier unterschiedliche Werte des Verschleißes für die beiden Testgeräte.

Obwohl viele verschiedene in vitro- Verschleißsimulatoren entwickelt wurden, um den Verschleiß von Kompositen zu beurteilen, konnte keines dieser Geräte den klinischen Prozess des Verschleißes exakt simulieren (Cha *et al.*, 2004). Der Test mit einem der Verschleißtester kann so immer nur als eine Annäherung an die klinischen, sehr verschiedenartigen Bedingungen gesehen werden, die möglichst real simuliert werden sollten.

3 Material und Methoden

3.1 *Verwendete Komposite*

Die Informationen über die Komposite stammen aus den Herstellerangaben und aus Literaturquellen (Bundesvereinigung, 2000).

Jegliche Angaben zum Versuchsablauf wurden in einem Laborbuch festgehalten, aus dem in der vorliegenden Arbeit der Großteil der Angaben stammt.

3.1.1 **Sinfony[®] (ESPE, Seefeld, Deutschland)**

- Art: lichthärtendes Feinstpartikel-Komposit
- Matrix: Bis-GMA
- Füller: Strontium-Aluminium-Borosilikatglas
- Füllergehalt: 50 Gewichtprozent (Gew.-%)
- Sonstiges: In Verbindung mit dem ESPE-COJET[®]-System kann dieses Komposit auch zur intraoralen Reparatur von Defekten mit freiliegendem Metall bei Keramik- oder Komposit-Zahnersatz eingesetzt werden
- Anwendung: Vollverblendung von Metallgerüsten; Individualisierung von Konfektionszähnen aus Kunststoff und Keramik; intraorale Reparatur bei Keramik- oder Komposit-Zahnersatz
- Farbe: E 3

3.1.2 **Arabesk Top (VOCO, Cuxhaven, Deutschland)**

- Art: lichthärtendes Glaskeramik Mikrohybrid Komposit
- Matrix: Bis-GMA, UDMA, TEGDMA
- Füller: spezielle VOCO Glaskeramik Füllerstruktur;
mittlere Partikelgröße ca. 0,05 µm (Mikrofüller)
0,7 µm (Kleinstpartikelfüllstoffe)

Füllergehalt: 77% anorganische Füllstoffe (=56Vol% Mikrofüller (ca. 0,05 µm) und Kleinstpartikelfüllstoffe (mittlere Partikelgröße 0,7 µm))

Sonstiges: Arabesk Top ist die durch die Bi Ceramic System-Technologie (BCS-Technologie) verbesserte Form von Arabesk. Das Bi Ceramic System kombiniert zwei verschiedene Glaskeramikstrukturen

Anwendung: Füllungen der Klassen I bis V; Rekonstruktionen von traumatisch beschädigten Frontzähnen; Verblendung von verfärbten Frontzähnen; Form- und Farbkorrekturen zur Verbesserung der Ästhetik; Verblockung, Schienung von gelockerten Zähnen; erweiterte Fissurenversiegelung an Molaren und Prämolaren; Facettenreparaturen; Kronenstumpfaufbauten; Komposit Inlays

Farbe: B 3

3.1.3 Artglass (Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland)

Art: lichthärtender, mit Microglass[®] gefüllter Polyglas[®]-Werkstoff

Matrix: multifunktionelle, hochmolekulare Methacrylsäureester

Füller: Barium-Aluminium-Silikatglas, Siliziumdioxid;
mittlere Teilchengröße 1 µm

Füllergehalt: 70 Gew. - %

Sonstiges: Entstehung einer speziellen Komposition durch die Verbindung von zwei Glas-oder glasähnlichen (vitroiden) Bestandteilen über lichtinduzierte Vernetzung. Das hochvernetzte, amorphe, organische Glas (Vitroid) fügt die durch Silanisierung polyfunktionell gemachten anorganischen Glasfüllstoffe zu einem homogenen, zähen, glasartigen Werkstoff, dem Polymerglas, zusammen.

Anwendung: Kronen- und Brücken-Verblendwerkstoff für Zahnersatz

Farbe: DB 3

3.2 Herstellung der Prüfkörper

Von jeder Kompositorte wurden 16 Prüfkörper, also insgesamt 48, angefertigt. Das Komposit wurde dazu in eine leicht konische Hohlform von 3 mm Höhe und mit einem Durchmesser von 9,5 mm bzw. 10,5 mm gebracht und die Produkte Arabesk Top und Sinfony mit dem Polymerisationsgerät Degulux[®], Degussa, Frankfurt/Main, nach Zeitangaben der Hersteller lichtgehärtet. Artglass wurde in dem Dentacolor XS-Gerät von Heraeus Kulzer, Wehrheim, Deutschland, nach Herstellerangaben polymerisiert.

Alle Prüfkörper wurden zur vollständigen Polymerisation für 24 h in hundertprozentiger Luftfeuchtigkeit bei 37°C gelagert.

Anschließend erfolgte die weitere Behandlung aller Komposit-Prüfkörper auf die gleiche Art und Weise, um gleiche Ausgangsbedingungen für die noch anstehenden Experimente zu schaffen. Dazu wurden die Prüfkörper mit dem Schleifgerät TG 200 der Firma Bühler-Wirtz, Düsseldorf, Deutschland, mit SiC-Naßschleifpapier der Körnungen 320, 600, 1000 und 1200 unter ständiger Wasserkühlung von Hand bearbeitet, um plane Oberflächen zu erhalten. Dabei wurde nur die Seite mit dem größeren Durchmesser bearbeitet. Auf dieser Seite fanden auch alle Messungen statt. Für jedes Komposit wurde ein frischer Satz Schleifpapier benutzt, um Vermischungen von einzelnen Komposit-Partikeln zu vermeiden.

Anschließend wurden je vier Prüfkörper in je ein verschraubbares Glas mit 120 ml Versuchslösung (siehe „3.3 Verwendete Medien zur Lagerung“) gegeben. Als Referenz wurden jeweils vier Prüfkörper in einem Glasbehälter in Luft gelagert.

Diese Gläser wurden beschriftet und bei 37°C über drei Monate gelagert. Der Wechsel der Versuchslösungen erfolgte wöchentlich immer am gleichen Tag zur gleichen Uhrzeit (mit einer Toleranz von +/- 1 Stunde).

Nach der dreimonatigen Lagerung erfolgte die Kennzeichnung der Prüfkörper durch rote und schwarze Markierungen mittels Nagellack und wasserfestem Stift. Dazu wurde auf einer Stelle eine rote Markierung aufgebracht. Diese Stelle zeigt bei allen Versuchen zum Betrachter. Auf der von oben betrachteten Seite links wurden ein, zwei, drei oder vier schwarze Punkte aufgebracht, um

die Proben zu nummerieren (siehe auch Abbildung 2: „Prüfkörper mit Messanordnung“).

3.3 Verwendete Medien zur Lagerung

Alle Gläser wurden mitsamt der Prüfkörper und des jeweiligen Mediums bei 37°C über drei Monate gelagert. Die Lösungen (jeweils 120 ml) wurden im wöchentlichen Wechsel erneuert.

3.3.1 Destilliertes Wasser (aqua dest.)

Jeweils 120 ml pro Glasbehälter

3.3.2 Ethanol

Verwendet wurde 90 ml 99,9% Ethanol (vergällt) mit 30 ml aqua dest., also 75%ige Ethanollösung

3.3.3 Pseudocholinesterase (PCE) – Lösung (CAS 9001-08-5)

Herstellung der PCE-Stammlösungen mit der Konzentration 5 U/ml:

Dafür wurden 21,7 mg des Solids (13 Units/mg) PCE „from horse serum“ eingewogen, also 282 Units. Als Stammlösung ist 5 Units/ml gewünscht, also Zugabe von 56,4 ml PBS.

Die gewonnene Stammlösung wurde in Blue-Cups mit je 3,6 ml abgefüllt und im Gefrierschrank bei -20°C eingefroren und so gelagert.

Zur Herstellung des Lagerungsmediums wurde Folgendes an die Lösung gegeben:

- 3,6 ml PCE (5 U/ml bzw. Stammlösung)
- 3,6 ml 5% NaN₃ (Hemmung des Bakterienwachstums)
- 352,8 ml PBS

Zur Verfügung standen 360 ml der gewünschten Lösung. Je 120 ml wurden in ein Glas mit je vier Kompositprüfkörpern (drei verwendete Komposite) gegeben.

3.3.4 Luft

Die Prüfkörper wurden in Glasbehälter gegeben und mit einer Folie (Parafilm[®], SPI Supplies, West Chester, USA) abgedeckt.

3.4 Versuchsablauf

3.4.1 Der Universal Surface Tester[®] (UST)

Die Messungen wurden mit dem Universal Surface Tester (Innowep, Würzburg, Deutschland) durchgeführt, einem Universalgerät zur Bestimmung mikromechanischer Eigenschaften von Oberflächen. So wurde in der vorliegenden Studie mit den Modulen Standardmessung, Kratztest, Abrieb, Universalhärte und statische Messung gearbeitet.

Kurze Beschreibung des Messprinzips:

Beim MISTAN[®]-Verfahren (Micro STructure ANalysis) wird eine Werkstückoberfläche entlang einer Geraden, dem individuell einstellbaren so genannten Weg, in dreimaliger Wiederholung mit einer Diamanttastspitze mechanisch abgetastet. Einmal ausgelöst, läuft der gesamte Messvorgang automatisch ab. Die Tastspitze wird dabei beim ersten und dritten Mal mit sehr geringer Last, der Nulllast (hier 1 mN), auf dem Material entlang geführt. Beim zweiten Mal Abtasten kann man die Last, mit der das Material beansprucht wird, frei wählen. Diese Last wird mit einem Servoantrieb eingestellt. Die Vertikalauslenkung (z-Richtung) wird mit dem Messkopf registriert und als Messsignal an das Steuergerät weitergegeben. Das Abtasten der Werkstoffoberfläche geschieht in x-Richtung, wobei das Werkstück durch einen mobilen Tisch, auf dem es befestigt ist, bewegt wird. Das Einstellen der Proben in y-Richtung wurde manuell vorgenommen.

Überblick (siehe auch Abbildung darunter):

1. Messung: Das Material wird im ersten Schritt zuerst in vertikaler Richtung mit einer voreingestellten Grundlast abgetastet, wobei die horizontale Bahn festgelegt ist. Damit wird das aktuelle Höhenprofil ermittelt.

2. Messung: Dann wird in exakt der gleichen Bahn mit der gleichen Prüfspitze und einer zusätzlich definierten Last nochmals abgetastet. Damit wird die lokale Gesamtverformung (G) ermittelt.
3. Messung: Dann wird durch nochmaliges Abtasten mit der voreingestellten Grundlast (der Gleichen wie in Schritt 1) überprüft, ob und in wie weit Veränderungen am Prüfkörper aufgetreten sind. Der elastische Teil der Gesamtverformung (E) ist nun zurückgestellt, das ermittelte Höhenprofil wird nur noch durch die bleibende (permanente) Verformung (P) bestimmt.

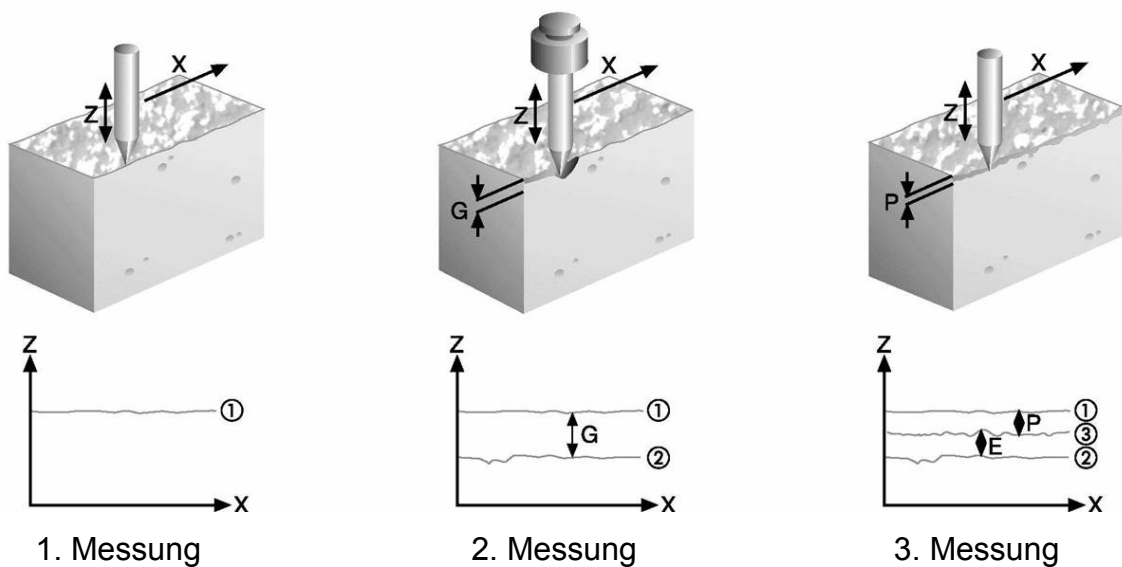


Abbildung 1: Das MISTAN-Verfahren (Grafik der Fa. Innowep)
 Z = vertikale Auslenkung; X = Richtung der Abtastung; G = Gesamtverformung;
 P = Permanente Verformung; E = Elastische Verformung

Aus den Differenzen der verschiedenen Messungen der Oberflächenprofile lassen sich die erfolgten Oberflächenverformungen errechnen:

$$\begin{aligned} \text{Gesamtverformung (Ges. Verf.)} &= 1. \text{ Messung} - 2. \text{ Messung} \\ \text{elastische Verformung (Elast. Verf.)} &= 3. \text{ Messung} - 2. \text{ Messung} \\ \text{plastische Verformung (Plast. Verf.)} &= 1. \text{ Messung} - 3. \text{ Messung} \end{aligned}$$

3.4.2 Methode der Prüfkörperuntersuchung

Es wurden jeweils drei Prüfkörper pro Untersuchungsmedium und Komposit getestet. Der jeweils vierte Prüfkörper sollte unbehandelt möglichen weiteren Untersuchungen zur Verfügung stehen.

Dazu wurde der zu untersuchende Prüfkörper mit einer mit Malertape präparierten anatomischen Pinzette aus dem Medium herausgeholt und mit einem Einmalhandtuch abgetupft. Der Prüfkörper wurde dann auf einem speziell angefertigten Vakuumentisch platziert. Der Durchmesser der Auflagefläche der Prüfkörper beträgt 9,5 mm. Der Vakuumentisch hat acht Löcher, die auf einem Kreis mit 7 mm Durchmesser regelmäßig angeordnet sind. Durch diese wird ein Vakuum angesaugt, wodurch der aufgelegte Prüfkörper auch während der Messungen exakt fixiert ist und bleibt.

Das Malertape der Pinzette wurde bei jedem Glas erneuert.

Auf jedem Prüfkörper wurden drei Wiederholungsmessungen der folgenden Module gemacht: Standardmessung, Kratztest, Abrieb, statische Messung.

Bei der Messung der Universalhärte wurden jeweils fünf Wiederholungsmessungen gemacht.

Gliederung der Messungen auf jedem Prüfkörper:

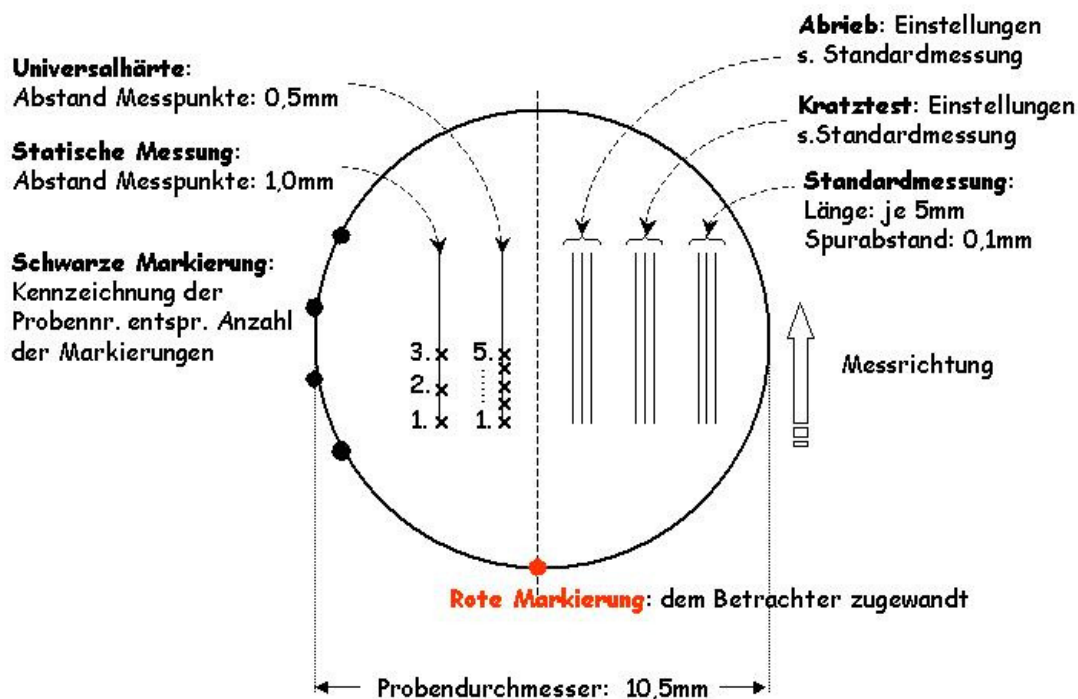


Abbildung 2: Prüfkörper mit Messanordnung

Die Daten wurden direkt nach den Messungen als ASCII-Dateien und teilweise auch als PNG-Grafik, die am UST dargestellt wurde, abgespeichert. Die ASCII-Daten können mittels der UST-Software jederzeit als PNG-Grafiken dargestellt werden (siehe auch unten).

Die Bezeichnung der Dateien fand hier folgendermaßen statt:

1. Sinfony: sinf
 Artglass: art
 Arabesk: ara
2. Lagerung: Luft
 H2O
 Eth
 PCE
3. Nummerierung der Prüfkörper: 1 – 4
4. Messungsmodul: Stand [Standardmessung]
 Kratz [Kratztest]
 Abrieb [Abrieb-Messung]
 Univh [Universalhärte-Messung]
 Stat [Statische Messung]
5. Wiederholung der Messungen: 1 – 6

Die Messungen Standardmessung, Kratztest, Abrieb-Messung und Statische Messung wurden jeweils dreimal durchgeführt, wobei teilweise ersatzweise weitere Messungen durchgeführt wurden, die dann mit Wiederholung 4–6 bezeichnet wurden.

Die Messung Universalhärte wurde 5 Mal durchgeführt, es gibt also jeweils 5 Wiederholungen.

Auf die Form der abgespeicherten ASCII-Dateien wird im Kapitel „3.6 Die verschiedenen Messungsmodule“ eingegangen.

3.5 *Verschiedene Tastspitzen*



Abbildung 3: Tastspitzen fotografisch (Foto der Firma Innowep)
Von links nach rechts: 1. Ritzdiamant, 2. 120°-Diamant, 3. 90°-Diamant, 4. & 5. zwei kugelförmige Eindringkörper

In der vorliegenden Arbeit wurde ein Ritzdiamant und ein 90°-Diamant und der Berkovich-Diamant (nicht in Abbildung 3) gebraucht.

3.5.1 90°-Diamant

Diese Tastspitze wurde für die Standard-, die Abrieb- und die statische Messung angewendet.

Die Spitze des Tasters ist ein kegelförmiger Diamant, dessen Winkel 90° und dessen Spitzenradius 4 μm (siehe Grafik) betragen.

In der folgenden Grafik ist die Diamantspitze dargestellt, die hier mit dem UST mittels eines speziellen Messmoduls abgetastet wurde, um den Radius an der Spitze des Eindringkörpers festzustellen.

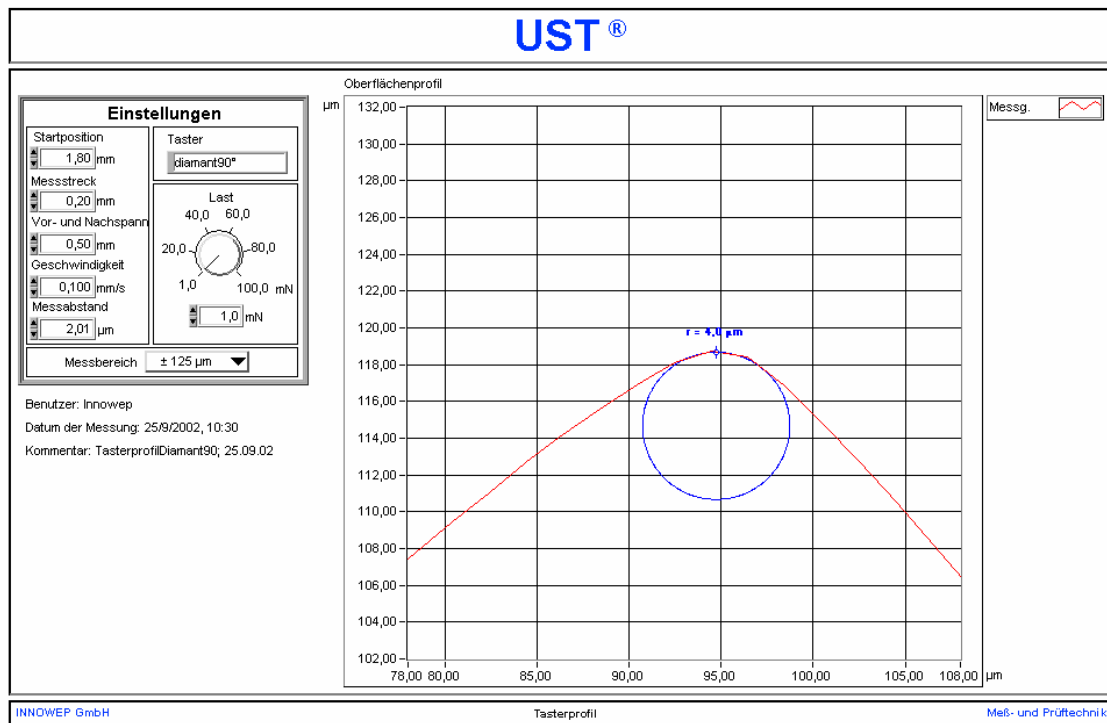


Abbildung 4: Tasterprofil 90°-Diamant (mit UST abgetastet)
r=Spitzenradius

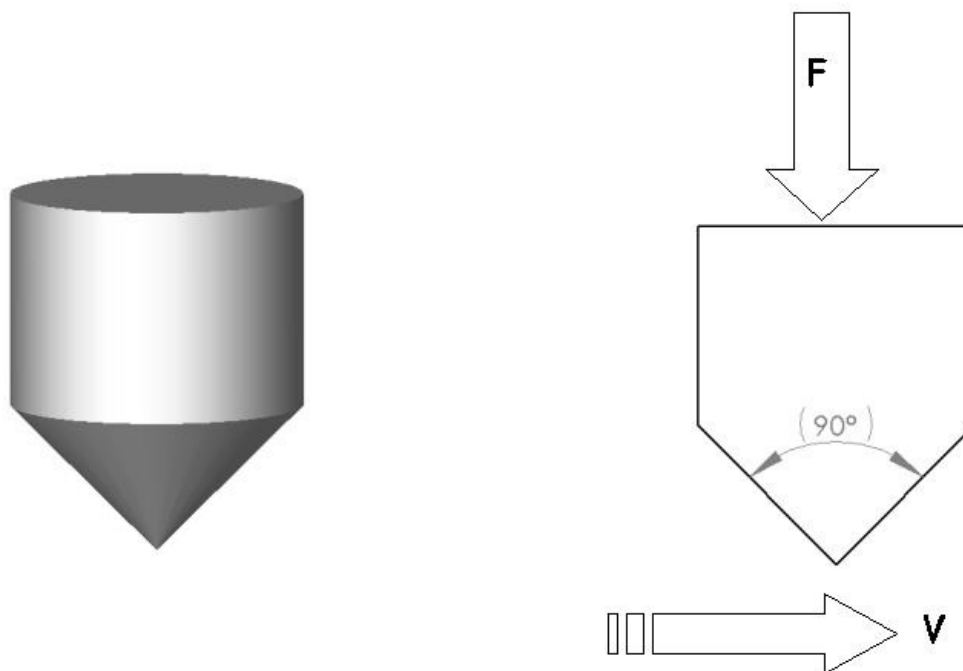


Abbildung 5: 90°-Diamant grafisch dargestellt
(F = einstellbare Kraft, die während der Messvorgänge einwirkt;
V = Richtung der Bewegung des untersuchten Werkstoffes)

3.5.2 Ritzdiamant

Dieser Diamant wurde für den Kratztest eingesetzt. Er ist aggressiver, da er eine andere Eingriffgeometrie als der 90°-Diamant hat. Dadurch bekommt man aussagekräftigere Werte.

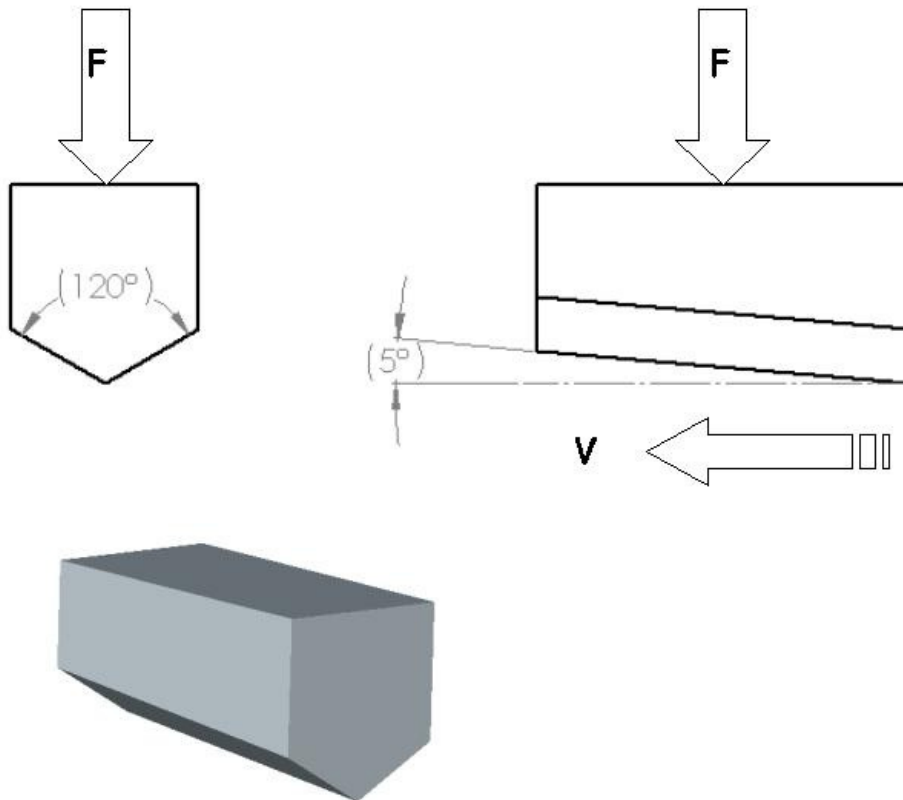


Abbildung 6: Ritzdiamant grafisch dargestellt
(F = einstellbare Kraft, die während der Messvorgänge einwirkt;
V = Richtung der Bewegung des untersuchten Werkstoffes)

3.5.3 Berkovich-Diamant

Dieser Diamant wurde für die Messung der Universalhärte gebraucht. Hierbei handelt es sich um eine dreiseitige Pyramide.

Der Spitzenradius beträgt $6,1 \mu\text{m}$, was aus der nachstehenden Grafik des Berkovich-Diamanten hervorgeht. Der Radius wurde ebenso wie der des 90°-Diamanten mittels eines speziellen Messmoduls abgetastet und dargestellt.

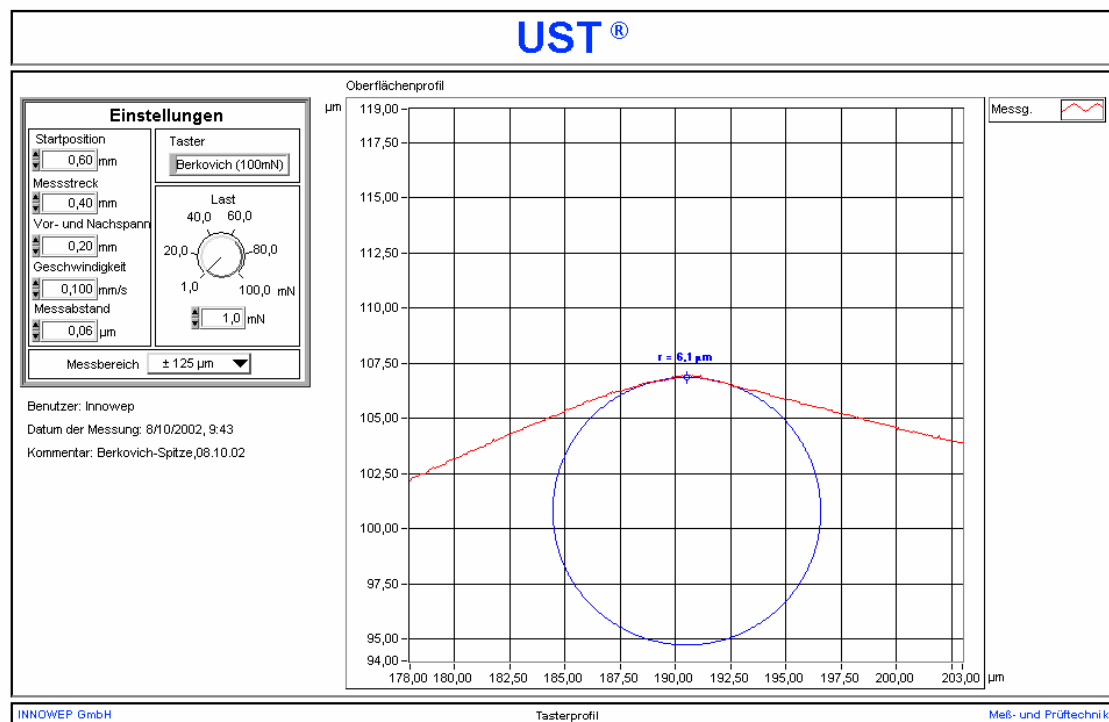


Abbildung 7: Tasterprofil Berkovich-Diamant (mit UST abgetastet)
r=Spitzenradius

3.6 Die verschiedenen Messungsmodule

Zur Darstellung der Messmethodik wird hier jeweils eine PNG-Grafik eines Original-Messergebnisses des jeweiligen Messmoduls eingefügt.

3.6.1 Linienförmige Messungen

Die ASCII-Dateien wurden wie folgt abgespeichert.

Zuerst wurden die Informationen zur Messung festgehalten: Typ der Messung (Standard-, Abrieb- Messung oder Kratztest), Benutzer, Datum, Uhrzeit, Startposition (mm), Messstrecke (mm), Vor- und Nachspann (mm), Geschwindigkeit (mm/s), Messabstand (μm), dann unterschiedlich je nach Messung:

Standard-Messung: Nulllast (mN), Last (mN).

Abrieb-Messung: Nulllast (mN), Last (mN), Anzahl Lastzyklen.

Kratztest: Nulllast (mN), Startlast (mN), Endlast (mN), Schritte.

Bei allen Messungen: Messbereich z-Richtung (μm): $\pm 125 \mu\text{m}$; Anzahl Messwerte: 2489; Taster: siehe „3.5 Verschiedene Taster“.

Dann wurden die Informationen zu den Messungen als Tabellen wie folgt abgespeichert:

- Standard-Messung und Kratztest: jeweils eine Tabelle mit sieben Spalten mit den Inhalten:

Weg (mm), 1. Messung (μm), 2. Messung (μm), 3. Messung (μm), Perm. Verf. (μm), Elast. Verf. (μm), Ges. Verf. (μm), wobei die ersten vier Spalten tatsächlich aufgezeichnete Werte sind und die Spalten Perm. Verf., Elast. Verf., Ges. Verf. automatisch durch die UST Software ausgerechnete Werte sind. Wie diese Werte zustande kommen, wurde in „3.4.1 Der Universal Surface Tester (UST)“ gezeigt.

- Abrieb-Messung: jeweils eine Tabelle mit zehn Spalten mit den Inhalten: Weg (mm), 1. Messung (μm), 1. Last-Messung (μm), Letzte Last-Messung (μm), Letzte Messung (μm), Perm. Verf. (μm), Elast. Verf. (μm), Ges. Verf. (μm), Ges. + Abrieb (μm), Abrieb (μm). Hier sind die ersten fünf Spalten tatsächlich aufgezeichnete Werte und die restlichen Spalten wurden wie in „3.6.1.3 Abriebmessung“ erklärt durch die UST Software ausgerechnet.

3.6.1.1 Standardmessung

Die Oberfläche wird entlang derselben Linie dreimal abgetastet (siehe 3.4.1).

Folgende Parameter wurden eingestellt:

Weg/ Messtrecke:	5.0 mm
Vor- und Nachspann:	0,5 mm
Geschwindigkeit:	0,4 mm/s
Messabstand:	2,01 μm
Nulllast:	1,0 mN (Kraft bei der ersten und dritten Messung)
Last:	50,0 mN (Kraft während der zweiten Messung)
Taster:	Diamant 90°

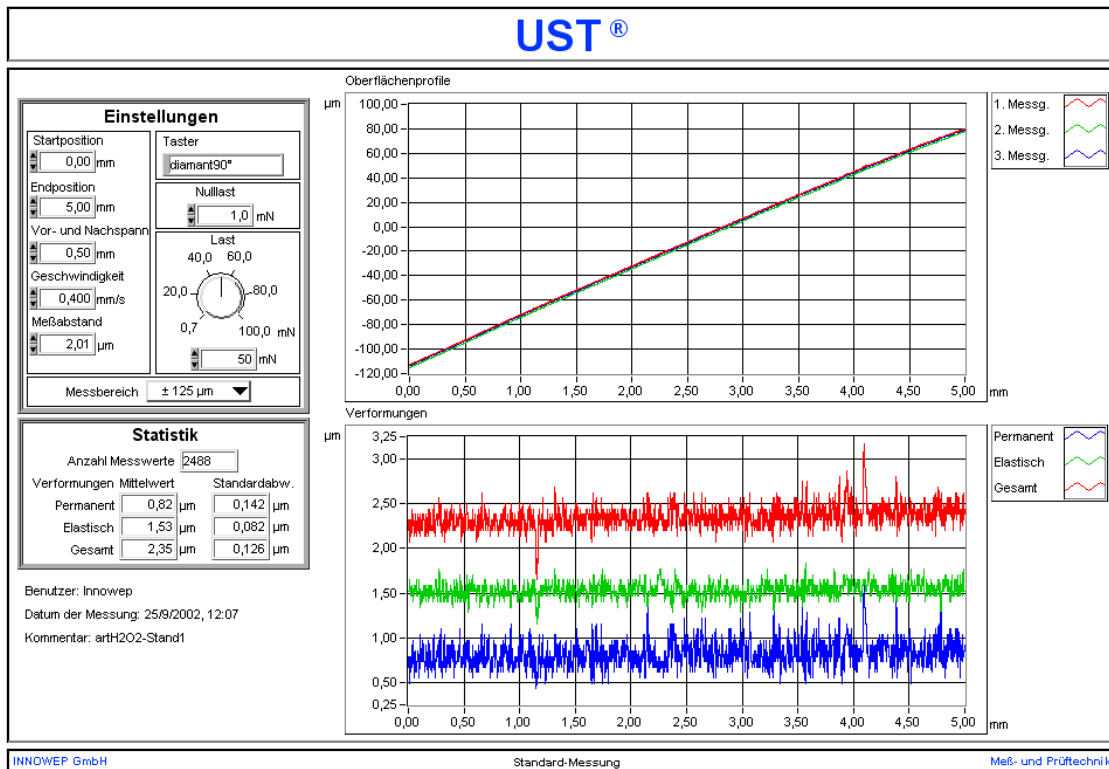


Abbildung 8: PNG-Grafik Standardmessung arH2O2-Stand1

In der „Verformungen“-Grafik markiert die rote Linie die Gesamtverformung, die grüne die elastische und die blaue die permanente Verformung. Auf diese drei Verformungen soll bei dieser Messung eingegangen werden.

3.6.1.2 Kratztest

Hier wird die Oberfläche ebenfalls dreimal abgetastet. Die Last während der ersten und dritten Messung ist identisch. Während der zweiten Messung wird die Kraft schrittweise zwischen einer Start- und einer Endlast erhöht.

Einstellungen:

- Messtrecke: 5,0 mm
- Vor- und Nachspann: 0,5 mm
- Geschwindigkeit: 0,4 mm/s
- Messabstand: 2,01 µm
- Nulllast: 1,0 mN
- Startlast: 1,0 mN
- Endlast: 100,0 mN

Schritte: 10 (Anzahl der Schritte, in die die Messstrecke unterteilt wird. Die Last wird von Schritt zu Schritt entsprechend der Formel $(\text{Endlast} - \text{Startlast}) / (\text{Schritte} - 1)$ erhöht. Hier: während der ersten 0,5 mm liegt eine Last von 1 mN an, während der nächsten 0,5 mm eine Last von 12 mN usw.

Taster: Ritzdiamant

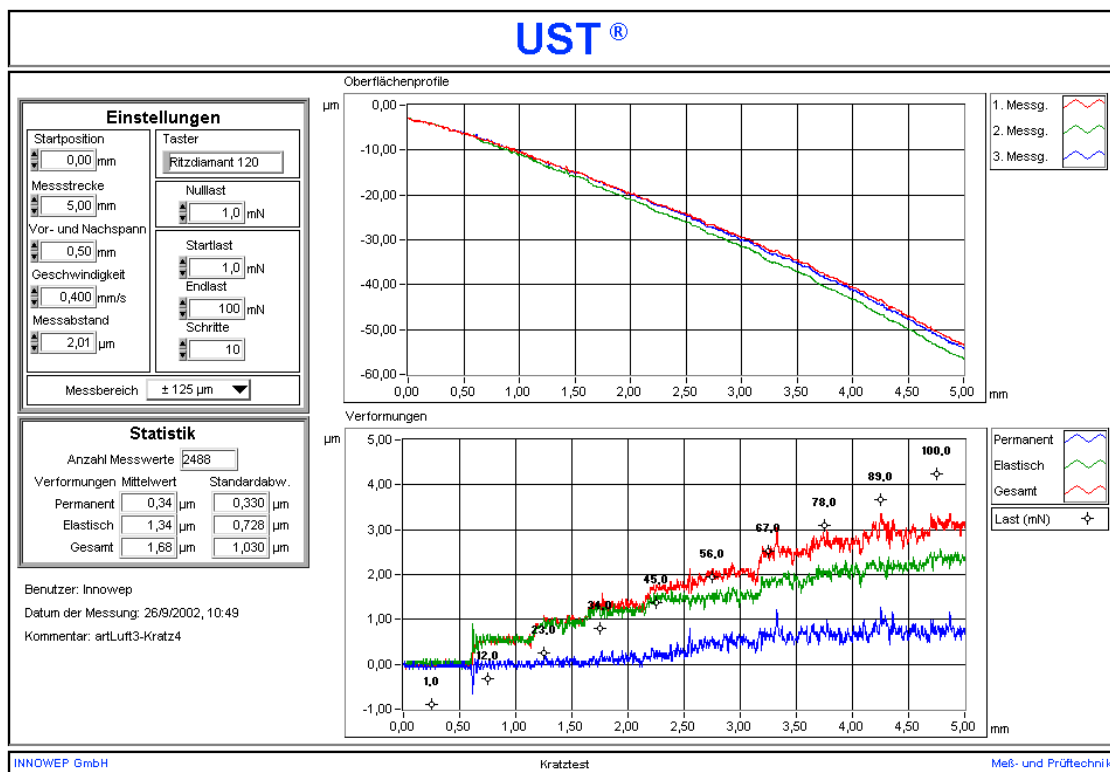


Abbildung 9: PNG-Grafik Kratztest artLuft3-Kratz3

Wieder markieren hier (Abb. 9) in der unteren Grafik „Verformungen“ die Kurven das Gleiche wie in Abb. 8. Die schwarz eingefügten Zahlen sind die Bezeichnungen für die aufbrachte Kraft in mN (ansteigend von anfangs 1 mN in insgesamt neun Schritten bis zu 100 mN). Hier soll auf den Beginn des Abtrags eingegangen werden, der von den Materialeigenschaften und von den Lagerungsmedien abhängen sollte.

3.6.1.3 Abriebmessung

Dieses Modul ist besonders aussagekräftig bei der Beurteilung der Abrieb- und Verschleißigenschaften von Oberflächen. Der Unterschied zur Standardmessung besteht lediglich darin, dass der Lastschritt x-mal in derselben Spur wiederholt wird.

Endgültig aufgezeichnet und gespeichert werden nur der erste und der letzte Lastzyklus.

Einstellungen:

Messtrecke:	5,0 mm
Vor- und Nachspann:	0,5 mm
Geschwindigkeit:	0,8 mm/s
Messabstand:	2.01 μm
Nulllast:	1,0 mN
Last:	50,0 mN
Anzahl Lastzyklen:	15 (um vernünftige Aussagen machen zu können, sollte der Abrieb mindestens 1 μm sein. Deswegen die hohe Anzahl an Lastzyklen)
Taster:	Ritzdiamant

Berechnet wird von den letztlich vier aufgezeichneten Messungen der Mittelwert folgender Messungen (siehe auch Abb. 10):

1. Permanente Verformung (blau): Differenz zwischen der ersten und der letzten Nulllastmessung
2. Elastische Verformung (grün): Differenz zwischen der letzten Nulllast- und der letzten Lastmessung
3. Gesamte Verformung (rot): Differenz zwischen der ersten Nulllast- und der ersten Lastmessung
4. Gesamt + Abrieb (pink): Differenz zwischen der ersten Nulllast- und der letzten Lastmessung
5. Abrieb (braun): Differenz zwischen dem ersten und dem letzten Lastzyklus

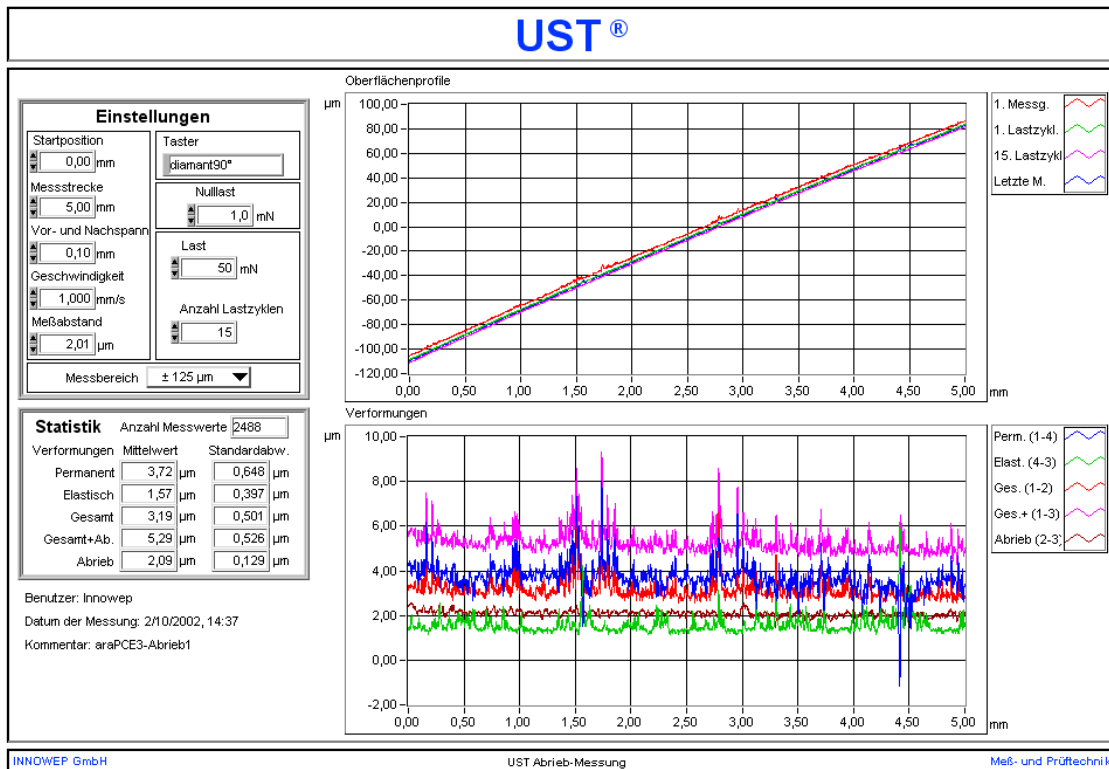


Abbildung 10: PNG-Grafik Abrieb-Messung araPCE3-Abrieb1

Erklärung der verschiedenen Kurven siehe oben. Hier soll der Abrieb charakterisiert werden.

3.6.2 Punktförmige Messungen

Die ASCII-Dateien wurden wie folgt abgespeichert.

Zuerst wurden die Informationen zur Messung festgehalten: Typ der Messung (Statische Messung oder Universalhärte, Benutzer, Datum, Uhrzeit, Position (mm), Vorspann (mm) – Vorspann nur bei Statische Messung, Frequenz (Hz), Zeit Vorlauf (s), Kraft Vorlauf (mN), Zeit Belastung (s).

Nur bei Statische Messung: Kraft Belastung (mN), Zeit Entlastung (s), Kraft Entlastung (mN).

Nur bei Universalhärte: Endlast (mN): 100, Schritte: 3.

Bei beiden Messungen der gleiche Meßbereich z-Richtung (µm): ± 125 µm; Anzahl Messwerte: 3101 (Statische Messung), 1100 (Universalhärte); Taster: siehe „3.5 Verschiedene Tastspitzen“.

Dann wurden die Informationen zu den Messungen Statische Messung und Universalhärte als Tabellen wie folgt abgespeichert:

Jeweils eine Tabelle mit zwei Spalten mit den Inhalten:

Zeit (s), Höhsignal (μm)

3.6.2.1 Universalhärte

Hier können Härtewerte unter Verwendung eines normierten Tastkörpers (Vickers-Diamant bzw. Berkovich-Pyramide) entsprechend der Norm DIN EN ISO 14577-1 gemessen werden. Diese Messung besteht aus zwei Schritten: zuerst wird der Taster an einer vorher definierten x-Position abgesenkt. Dann folgt der Vorlauf, während dessen für eine definierte Zeit eine definierte Last aufgebracht wird. Daraufhin wird eine Kraft auf den Taster gebracht, die schrittweise über eine einstellbare Zeitspanne erhöht wird. Das Signal des Messtasters wird während der gesamten Messzeit aufgezeichnet. Aus der gemessenen Gesamteindringtiefe wird dann die Universalhärte H_u [N/mm^2] berechnet.

Einstellungen:

Frequenz:	100,0 Hz (Samplingrate, mit der das Signal der Tastspitze erfasst wird)
Zeit Vorlauf:	1,0 s
Kraft Vorlauf:	1,0 mN
Zeit Belastung:	10,0 s
Endlast:	100mN
Schritte:	3
Taster:	Berkovich-Diamant

3.6.2.2 Statische Messung

Der Modus besteht aus drei Abschnitten, dem Vorlauf, der Belastung und der Entlastung. Während des Vorlaufs wird über eine definierte Zeit eine definierte Last aufgebracht. Dann wird die Last erhöht und über eine programmierbare Zeit gehalten (Belastung). Danach wird die Last wieder reduziert und der Taster bleibt noch für eine definierbare Zeitspanne auf der Oberfläche (Entlastung).

Da das Signal des Messtasters während des gesamten Versuchsablaufs dokumentiert wird, ist es möglich, hier punktuelle Untersuchungen darüber zu machen, wie sich ein Werkstoff unter Be- und Entlastung verhält.

Einstellungen:

Vorspann: 0,5 mm (der Taster wird abgesenkt und dann wird der Tisch noch um einen Vorspann verfahren, da das Absenken des Tasters eventuell schon zu einem Eindruck an der Oberfläche geführt haben könnte)

Frequenz: 100,0 Hz

Zeit Vorlauf: 1,0 s

Zeit Belastung: 15,0 s

Kraft Belastung: 50,0 mN

Zeit Entlastung: 15,0 s

Kraft Entlastung: 1,0 mN

Taster: Diamant 90°

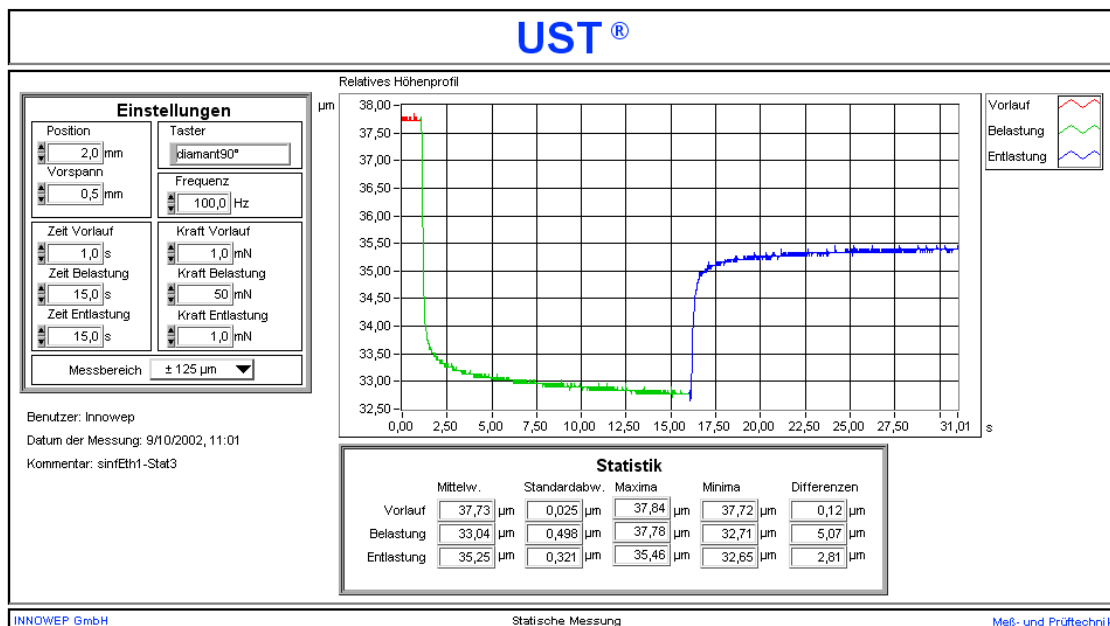


Abbildung 11: PNG-Grafik Statische Messung sinfEth1-Stat3

Zu sehen ist hier als rote Linie der Vorlauf mit der Nulllast. Dann die grüne Linie, die die Belastungsphase darstellt. Die blaue Linie zeigt das Rückstellverhalten des Werkstoffes. Hier sollen die jeweiligen Entlastungen, also das Rückstellverhalten, verglichen werden.

3.7 Beschreibung der Struktur und des Umfangs der Daten und Beschreibung der statistischen Auswertung

Struktur und Umfang der Daten

Zur besseren Übersicht werden hier die Struktur der Daten, die zur Auswertung vorlagen, beschrieben.

Unmittelbar nach den Messungen lagen alle Daten als ASCII-Dateien vor, die dann zur weiteren Analyse mit dem Statistik-Programm JMP in JMP-Tabellen importiert wurden. Die Tabellen wurden so angelegt, dass alle Messungen eines Messungsmoduls in einer Tabelle zusammengefügt wurden. So standen schließlich fünf Tabellen zur Verfügung: Standardmessung, Abriebmessung, Kratztest, Statische Messung, Universalhärte.

Jede Tabelle sollte enthalten:

Komposite (arabesk, artglass, sinfony), Lagerungsmedien (aqua dest., Ethanol, Luft, PCE), Prüfkörper (1 bis 3) und Wiederholungsmessungen (3 bei den Messungen Standard-, Abrieb-, Statische Messung und Kratztest, 5 bei der Messung Universalhärte).

Es gab also in jedem Messungsmodul 3 (Komposite) x 4 (Lagerungsmedien) x 3 (Prüfkörper) x 3 (Wiederholungsmessungen) = 108 Messvorgänge. Im Falle der 5 Wiederholungsmessungen bei Universalhärte gab es 180 Messvorgänge. Jede Messung verlief bei den linearen Messungen Standard-, Abriebmessung und Kratztest über 5 mm. Dabei wurde alle 2,009 µm ein Wert festgehalten. So wurden pro Messvorgang hier 2489 Messwerte aufgezeichnet.

Die Tabellen Abriebmessung und Kratztest entsprechen diesen Berechnungen. Bei der Erhebung der Daten der Standardmessung wurden bei 11 Messvorgängen nur 4 mm statt 5 mm aufgezeichnet. Pro Messvorgang sind das 497 Zeilen weniger, also 1992 Zeilen pro Messvorgang.

Bei den punktförmigen Messungen wurden pro Messvorgang bei der statischen Messung 3101 und bei der Universalhärte 1100 Messwerte aufgezeichnet.

Wegen Aufzeichnungsfehlern gibt es bei der statischen Messung keine PCE-Messungen.

Statistische Auswertung

Die Auswertung und Darstellung der Ergebnisse erfolgte mit den Programmen

JMP 5.0.1 (SAS Institute, Cary, NC, USA) und mit Microcal Origin 6.0G Professional (Origin Lab, Northampton, MA, USA). Um die Messungen untereinander vergleichen zu können, wurden die Tabellen Abriebmessung und Standardmessung in dem Sinne gekürzt, dass alle Messvorgänge auf 4 mm reduziert wurden. Mit diesen so neu gewonnenen Tabellen wurde weitergearbeitet.

Die Auswertung der Universalhärte fand zum Vergleich der Härtewerte statt, ohne die Ergebnisse als Universalhärte-Werte zu bezeichnen, da die zugehörige DIN-Norm (Universalhärte) nicht erfüllt werden konnte

Die Auswertung der Statischen Messung erfolgte mit der Tabelle ohne die PCE-Messungen.

Die Messung Kratztest wurde nicht ausgewertet, da sich beim Kratztest keine verifizierbaren Unterschiede zeigten. In der Diskussion wird noch genauer auf diese Problematik der Auswertung eingegangen.

4 Ergebnisse

4.1 Standardmessung

4.1.1 Darstellung der jeweiligen Verformungen

Betrachtet wird jeweils eine Verformung (gesamte, elastische oder permanente Verformung) eines Komposits. So kann für jeweils diese Einheit die Auswirkung der unterschiedlichen Lagerungsmedien auf die Verformung festgestellt und verglichen werden.

Diese Daten wurden mittels der Standardmessung ermittelt. Dabei ergaben sich bei 4 mm Messlänge für jede einzelne Messeinheit 1992 Messwerte. Da auf jedem Prüfkörper drei Wiederholungsmessungen vorgenommen wurden, ergaben sich letztendlich pro Prüfkörper 12 mm auswertbarer Weg. Da diese Werte genauso gut am Stück hätten aufgezeichnet werden können, wurde über alle Werte der Wiederholungsmessungen eines Prüfkörpers gemittelt und die jeweiligen Werte der einzelnen Prüfkörper nebeneinander dargestellt.

Grafisch dargestellt erscheinen rote „Box-and-Whisker-Plots“. Die die Box begrenzenden Linien kennzeichnen die beiden Quartilen, die in der Box befindliche Linie stellt den Median dar und die rotfarbenen Ausläufer (Whiskers), die von jeder Box ausgehen, stellen das jeweilige Maximum bzw. Minimum dar.

Die pro Box drei mittleren blauen Linien stellen den Mittelwert mit den zugehörigen Standardfehlern dar, wobei bei den vorliegenden Werten meist nur eine mittlere blaue Linie zu sehen ist, da die Standardfehler sehr klein sind und sich die Linien jeweils überlagern können.

Die äußeren blauen Linien stellen jeweils die Standardabweichung dar.

Die zwei grünen Linien bezeichnen das 95% Konfidenzintervall für jeden kalkulierten Mittelwert, von dem mit einer „Sicherheit von 95%“ erwartet werden kann, daß es den wahren aber unbekanntem Mittelwert enthält. Tatsächlich ist dies eine verkürzende, eher umgangssprachliche Form des präzisen Sachverhalts. Gemeint ist "What does the 'confidence interval', abbreviated CI, tell us? The CI gives a measure of the precision (or uncertainty) of study results

for making inferences about the population of all such patients. A strictly correct definition of a 95% CI is, somewhat opaquely, that 95 % of such intervals will contain the true population value. Little is lost by less pure interpretation of the CI as the range of values within which we can be 95% sure that the population value lies." (Altman, 1998)

"A Neyman-Pearson 95% confidence interval is a statement about the interval, not the parameter. Of all intervals constructed according to the Neyman-Pearson rule, 95% will cover the true population parameter; but we can say nothing about this interval. Any confidence (in the layman's sense of the term) that we may have in a particular interval is undefined probabilistically." (Oakes, 1986)

Der Mittelwert über die jeweiligen drei Mittelwerte einer Einheit wird durch die durchgezogene blaue Linie angezeigt.

4.1.1.1 Gesamte Verformung (μm)

Tabelle 1: Gesamte Verformung

Material	Medium	Mittelwert (Gesamte Verformung (μm))	Messbereiche (drei Konfidenzintervalle zusammengefasst (μm))
Arabesk	Ethanol	2.83	[2.69;3.00]
Artglass	Ethanol	3.15	[3.04;3.28]
Sinfony	Ethanol	3.75	[3.69;3.85]
Arabesk	H ₂ O	2.48	[2.39;2.55]
Artglass	H ₂ O	2.51	[2.43;2.63]
Sinfony	H ₂ O	3.40	[3.08;3.93], Ohne Prüfkörper 1 [3.08;3.22]
Arabesk	Luft	2.26	[2.21;2.33]
Artglass	Luft	2.33	[2.31;2.35]
Sinfony	Luft	2.98	[2.94;3.00]
Arabesk	PCE	2.69	[2.62;2.78]
Artglass	PCE	2.49	[2.45;2.52]
Sinfony	PCE	3.15	[3.05;3.23]

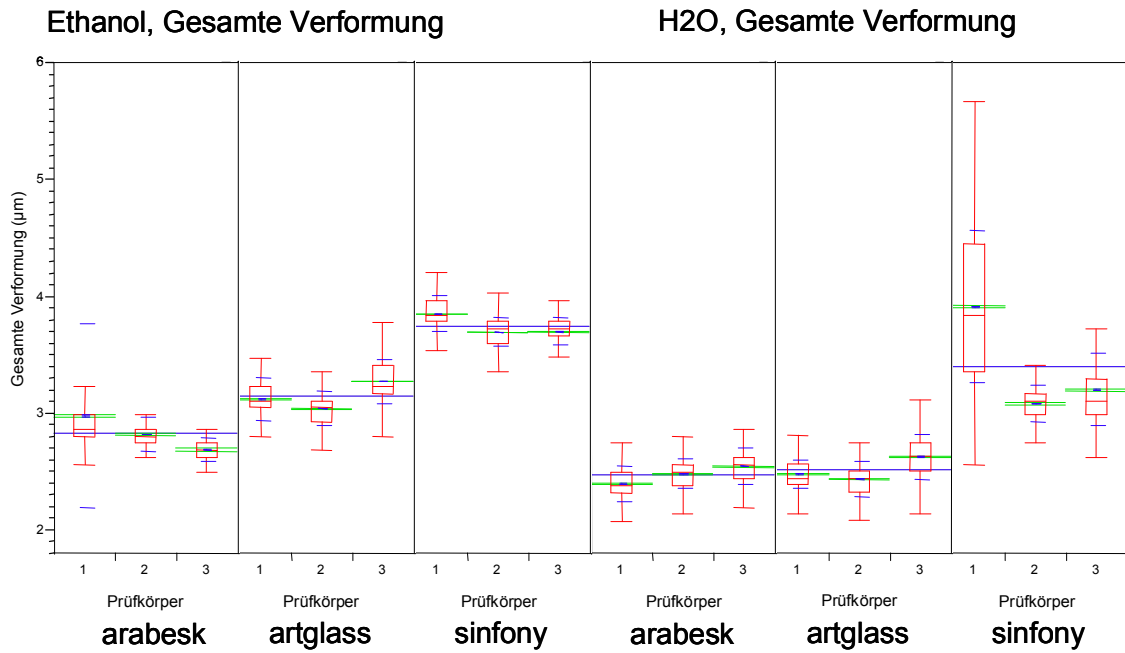


Abbildung 12: Gesamte Verformung Ethanol/ H₂O (Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

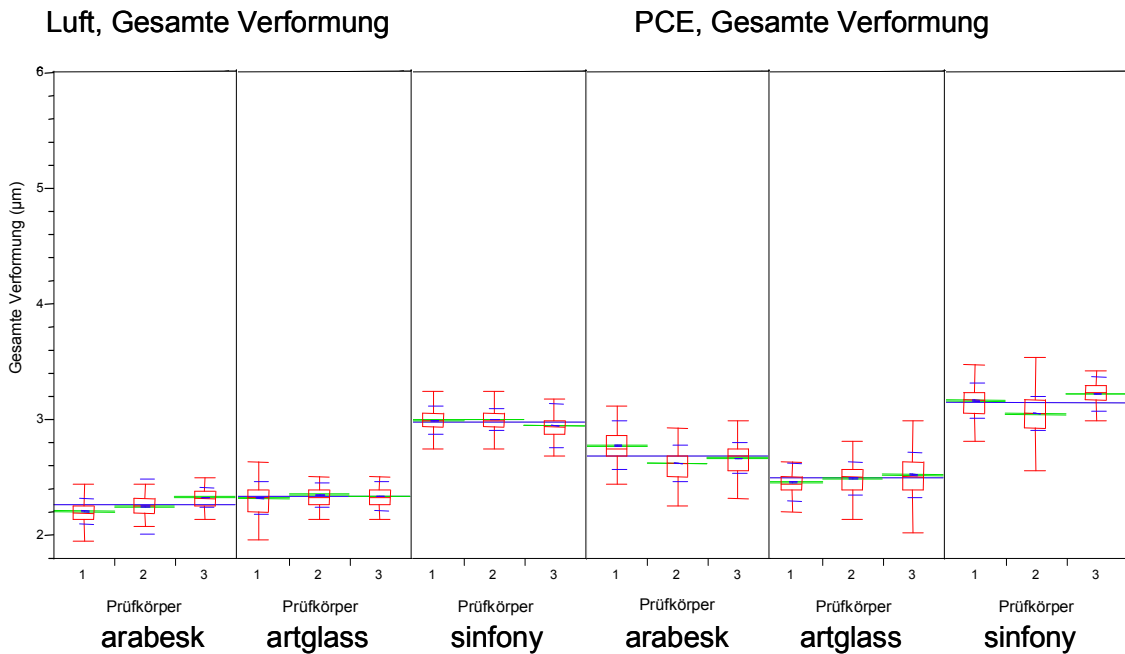


Abbildung 13: Gesamte Verformung Luft/ PCE (Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Nach dreimonatiger Lagerung in Ethanol, H₂O, Luft oder PCE verformte sich das Komposit Sinfony jeweils am meisten. Nach Lagerung in Ethanol war die gesamte Verformung bei Artglass größer als bei Arabesk Top. Nach Lagerung in H₂O oder Luft waren die Ergebnisse von Arabesk Top und Artglass in einem ähnlichen Bereich, während nach Lagerung in PCE Arabesk Top mehr verformt war als Artglass.

Die Komposite Sinfony und Artglass wurden nach Lagerung in Ethanol am meisten verformt, die Lagerung in H₂O und PCE hatte ähnliche Auswirkungen auf die Komposite, während nach Lagerung in Luft jeweils die geringste gesamte Verformung auftrat.

Das Komposit Arabesk Top wurde am meisten nach Lagerung in PCE und Ethanol, die sich ähnlich auf das Komposit auswirkten, verformt, gefolgt von H₂O, dann Luft.

4.1.1.2 Elastische Verformung (µm)

Tabelle 2: Elastische Verformung

Material	Medium	Mittelwert (Elastische Verformung (µm))	Messbereiche (drei Konfidenzintervalle zusammengefasst (µm))
Arabesk	Ethanol	1.42	[1.39;1.47]
Artglass	Ethanol	1.83	[1.81;1.86]
Sinfony	Ethanol	2.70	[2.65;2.76]
Arabesk	H ₂ O	1.27	[1.21;1.34]
Artglass	H ₂ O	1.45	[1.39;1.48]
Sinfony	H ₂ O	2.70	[2.26;3.34] Ohne Prüfkörper 1 [2.26;2.51]
Arabesk	Luft	1.34	[1.26;1.49]
Artglass	Luft	1.44	[1.43;1.47]
Sinfony	Luft	2.28	[2.24;2.34]
Arabesk	PCE	1.18	[1.15;1.20]
Artglass	PCE	1.46	[1.45;1.48]
Sinfony	PCE	2.31	[2.21;2.40]

Ethanol, Elastische Verformung

H₂O, Elastische Verformung

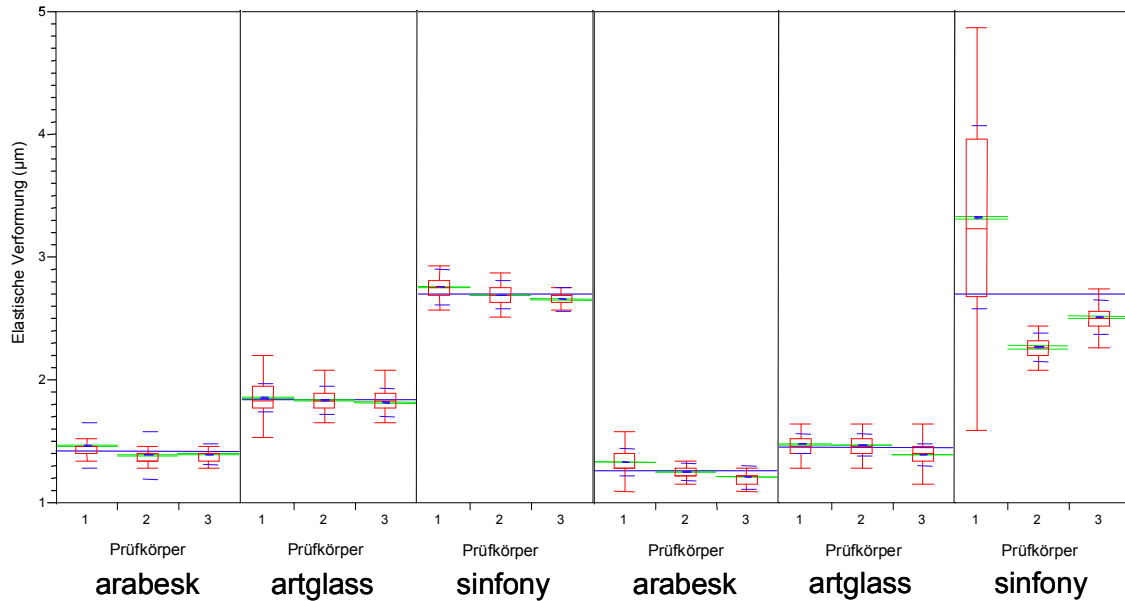


Abbildung 14: Elastische Verformung Ethanol/ H₂O

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Luft, Elastische Verformung

PCE, Elastische Verformung

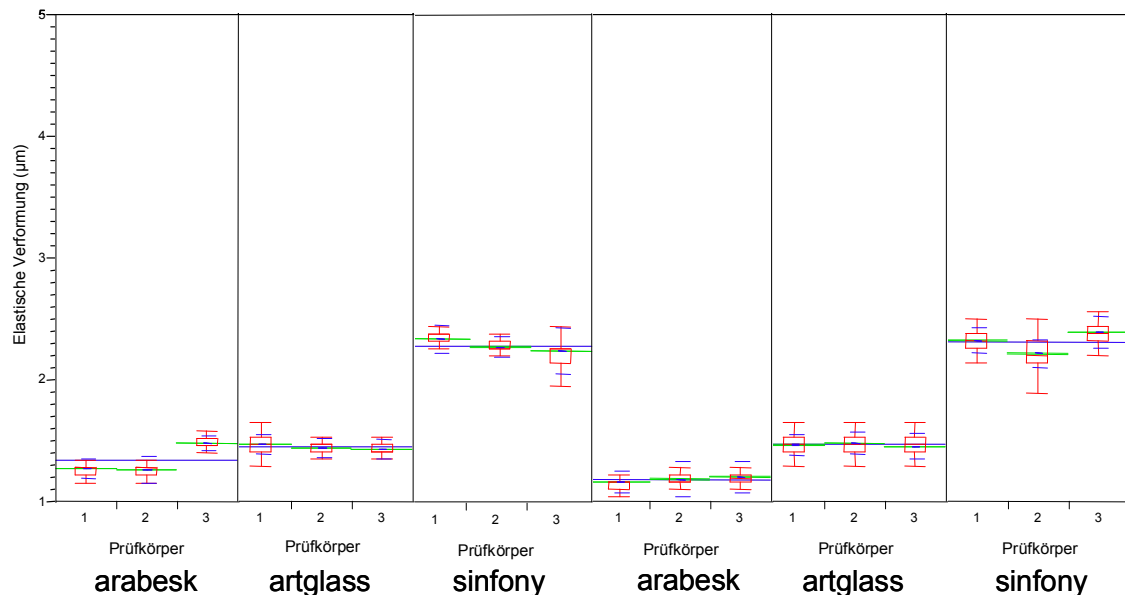


Abbildung 15: Elastische Verformung Luft/ PCE

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Im Vergleich der einzelnen Komposite fällt auf, dass sich, jeweils als Einheit ein Lagerungsmedium betrachtend, das Komposit Sinfony bei allen Lagerungen von den anderen Kompositen abhebt. Es zeigt jeweils größere elastische Verformungen als die Komposite Artglass und Arabesk Top.

Das Komposit Artglass zeigt eine Tendenz zu größeren elastischen Verformungen im Vergleich mit dem Komposit Arabesk Top. Am deutlichsten ist dieser Unterschied nach Lagerung in Ethanol (Artglass [1.81; 1.86], Arabesk [1.39; 1.47]). Auch nach Lagerung in PCE ergeben sich unterschiedliche Werte (Artglass [1.45; 1.48], Arabesk [1.15; 1.20]), wobei nach Lagerung in H₂O und Luft zwar Unterschiede vorhanden sind, die einzelnen Werte der jeweiligen Prüfkörper jedoch so uneinheitlich sind, dass die Messbereiche sich nicht eindeutig unterscheiden.

Der Vergleich der Lagerungsmedien auf die Komposite Artglass und Sinfony zeigte den größten Effekt durch Ethanol. Hier waren die Werte der elastischen Verformung jeweils am größten im Vergleich zur Lagerung in den anderen Medien. Bei diesen zwei Kompositen waren die elastischen Verformungen nach Lagerung in H₂O, Luft und PCE zwar kleiner als nach Lagerung in Ethanol, eindeutige Unterschiede konnten jedoch nicht festgestellt werden.

Das Komposit Arabesk Top hatte die größten elastischen Verformungen nach Lagerung in Ethanol und Luft, zwischen denen kein eindeutiger Unterschied nachgewiesen werden konnte. Nach der Lagerung in H₂O traten kleinere elastische Verformungen als nach Lagerung in Ethanol auf, ein eindeutiger Unterschied zur Lagerung in Luft bestand nicht. Die kleinste elastische Verformung trat nach Lagerung in PCE auf.

4.1.1.3 Permanente Verformung (μm)

Tabelle 3: Permanente Verformung

Material	Medium	Mittelwert (Permanente Verformung (μm))	Messbereiche (drei Konfidenzintervalle zusammengefasst (μm))
Arabesk	Ethanol	1.41	[1.29;1.53]
Artglass	Ethanol	1.31	[1.20;1.47]
Sinfony	Ethanol	1.05	[1.00;1.10]
Arabesk	H ₂ O	1.21	[1.06;1.34]
Artglass	H ₂ O	1.06	[0.95;1.23]
Sinfony	H ₂ O	0.70	[0.58;0.83] Ohne Prüfkörper 1 [0.69;0.83]
Arabesk	Luft	0.92	[0.84;0.99]
Artglass	Luft	0.89	[0.84;0.91]
Sinfony	Luft	0.69	[0.65;0.73]
Arabesk	PCE	1.51	[1.43;1.63]
Artglass	PCE	1.02	[0.98;1.07]
Sinfony	PCE	0.83	[0.83;0.84]

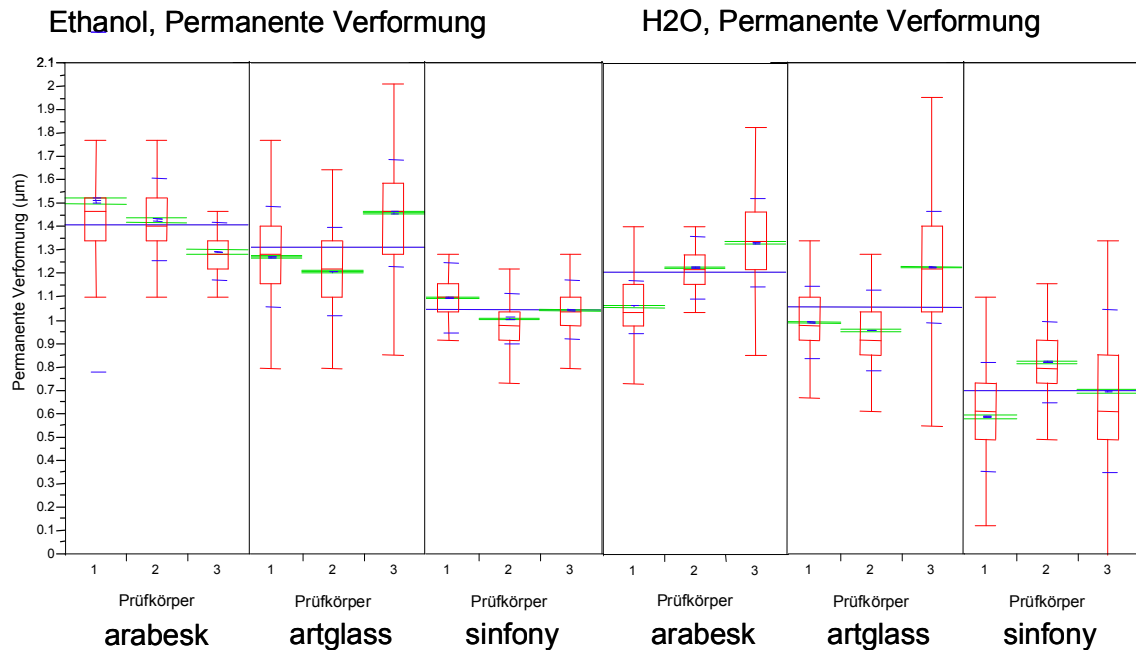


Abbildung 16: Permanente Verformung Ethanol/ H₂O
(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

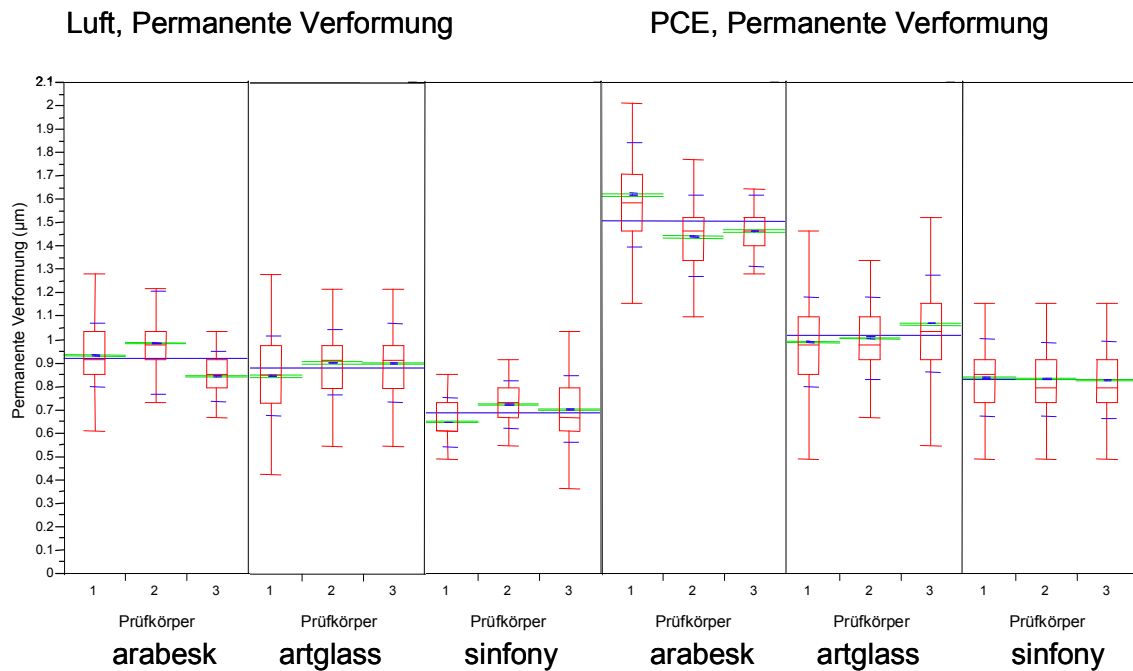


Abbildung 17: Permanente Verformung Luft/ PCE (Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Beim Vergleich der Komposite fällt auf, dass Sinfony, jeweils ein Lagerungsmedium betrachtend, die kleinsten Werte der permanenten Verformung aufweist. Die Komposite Arabesk Top und Artglass zeigen zwar jeweils größere permanente Verformungen als Sinfony, nach Lagerung in Ethanol, H₂O und Luft liegen die Werte der beiden Komposite jedoch in einem ähnlichen Bereich. Nach Lagerung in PCE hat Arabesk [1.43; 1.63] eine größere permanente Verformung als Artglass [0.98; 1.07].

Beim Vergleich der dreimonatigen Lagerungen auf das permanente Verformungsverhalten fällt auf, dass bei Arabesk Top und Artglass ähnliche permanente Verformungen nach Lagerung in Ethanol, H₂O und PCE auftreten, die etwas größer sind als nach Lagerung in Luft.

Bei Sinfony ist die permanente Verformung nach Lagerung in Ethanol am größten, während sich die Werte nach Lagerung in H₂O, Luft und PCE kaum unterscheiden.

4.2 Abriebmessung

Aus Gründen der Vergleichbarkeit wurden bei der Auswertung der Abriebmessung ebenso wie bei der Standardmessung nur 4 mm aufgezeichneter Weg berücksichtigt. Die Angaben zur Messung und zur Darstellung entsprechen denen aus „4.1.1 Darstellung der jeweiligen Verformungen“ unter „4.1 Standardmessung“.

Tabelle 4: Abriebmessung

Material	Medium	Mittelwert (Abrieb (µm))	Messbereiche (drei Konfidenzintervalle zusammengefasst (µm))
Arabesk	Ethanol	1.98	[1.84;2.05]
Artglass	Ethanol	2.43	[2.29;2.51]
Sinfony	Ethanol	1.41	[1.32;1.48]
Arabesk	H ₂ O	1.78	[1.71;1.86]
Artglass	H ₂ O	1.80	[1.71;1.89]
Sinfony	H ₂ O	1.53	[1.50;1.55]
Arabesk	Luft	1.66	[1.62;1.70]
Artglass	Luft	1.92	[1.76;2.13]
Sinfony	Luft	1.33	[1.30;1.37]
Arabesk	PCE	1.93	[1.85;2.00]
Artglass	PCE	1.87	[1.85;1.88]
Sinfony	PCE	1.47	[1.45;1.50]

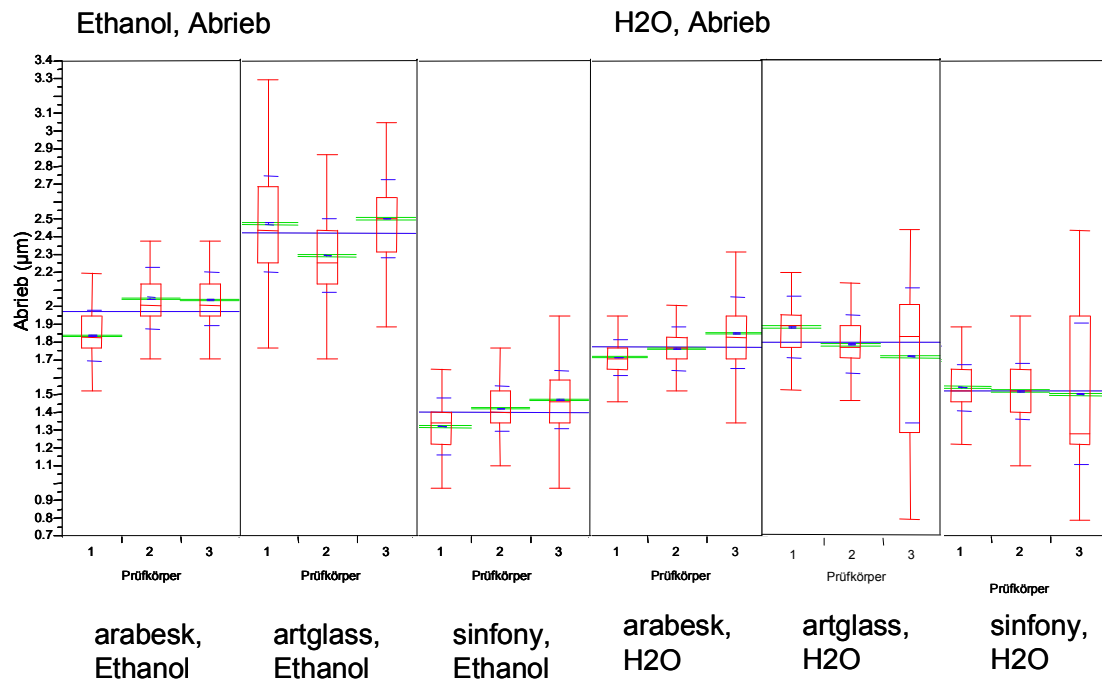


Abbildung 18: Abrieb Ethanol/ H₂O

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils

drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

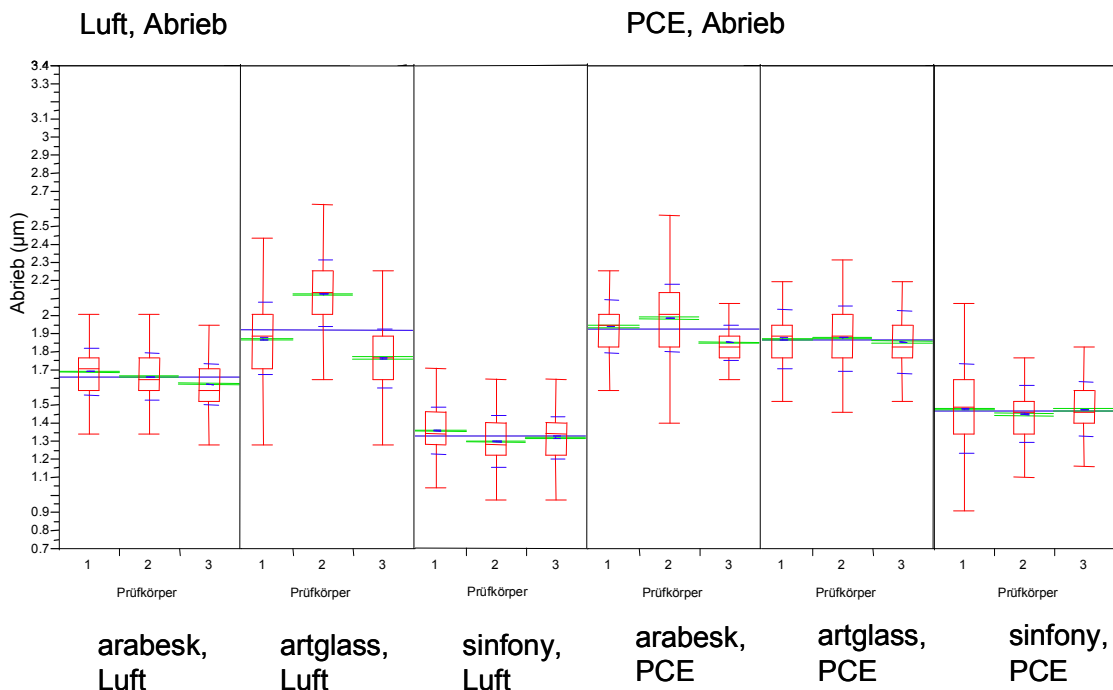


Abbildung 19: Abrieb Luft/ PCE

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Beim Vergleich der Komposite, jeweils ein Lagerungsmedium betrachtend, zeigt das Komposit Sinfony überall kleinere Abriebwerte als die anderen zwei Komposite. Nach Lagerung in H₂O und PCE bestehen keine Unterschiede zwischen Arabesk Top und Artglass. Nach Lagerung in Ethanol und Luft hat Artglass jeweils einen größeren Abrieb als Arabesk Top.

Der Vergleich der Wirkung der Lagerungsmedien auf die einzelnen Komposite zeigt, dass das Komposit Arabesk Top den geringsten Abrieb nach Lagerung in Luft hat. Die Konfidenzintervalle von Wasser und den beiden anderen Lösungen (Ethanol und PCE) zeigen nur geringe Überlappungen. Das Komposit Artglass hatte nach der Lagerung in Ethanol den größten Abrieb, die Lagerung in den anderen Medien ließ kaum Unterschiede erkennen. Bei Sinfony zeigten sich Tendenzen, dass nach Lagerung in H₂O der größte Abrieb und nach Lagerung in Luft der geringste Abrieb auftrat, während nach Lagerung in PCE und Ethanol kaum Unterschiede feststellbar waren.

4.3 Kratztest

Bei dem Versuch der Auswertung der Werte des Kratztests ergaben sich einige Probleme.

Im Diskussionsteil dieser Arbeit werden die Gründe dafür, warum keine Auswertung präsentiert werden kann, genauer dargestellt (siehe „5.2 Problematik der Auswertung des Kratztests“).

4.4 Universalhärte

Tabelle 5: Universalhärte

Material	Medium	Mittelwert (Universalhärte HU 0,1/10/3)	Messbereiche (drei Konfidenzintervalle zusammengefasst (HU))
Arabesk	Ethanol	334.13	[257.38;412.9]
Artglass	Ethanol	234.77	[200.41;273.75]
Sinfony	Ethanol	180.03	[153.11;207.99]
Arabesk	H ₂ O	508.04	[436.35;592.57]
Artglass	H ₂ O	427.44	[391.47;466.65]
Sinfony	H ₂ O	267.88	[233.04;295.39]
Arabesk	Luft	592.54	[486.64;703.61]
Artglass	Luft	481.38	[393.54;561.87]
Sinfony	Luft	292.79	[211.10;378.05]
Arabesk	PCE	509.24	[388.83;559.77]
Artglass	PCE	422.72	[370.36;475.34]
Sinfony	PCE	264.52	[230.82;298.59]

Ethanol, Universalhärte

H₂O, Universalhärte

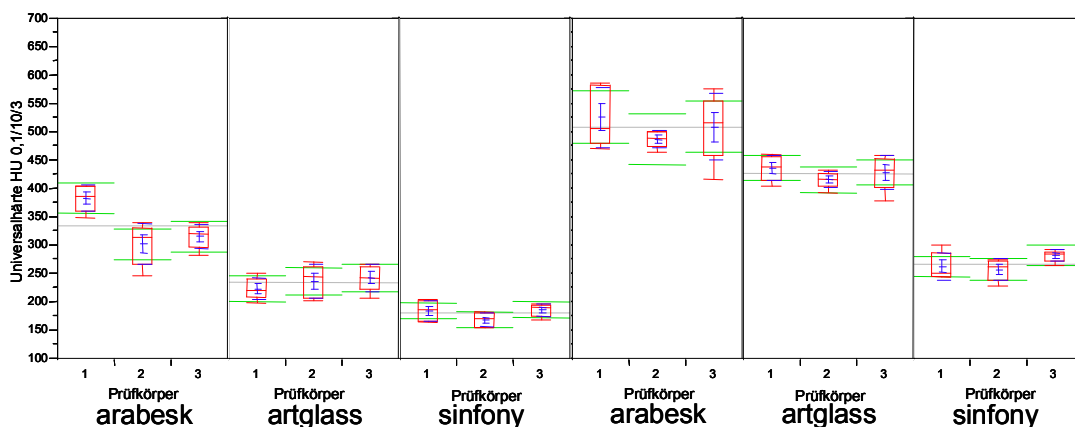


Abbildung 20: Universalhärte Ethanol/ H₂O

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

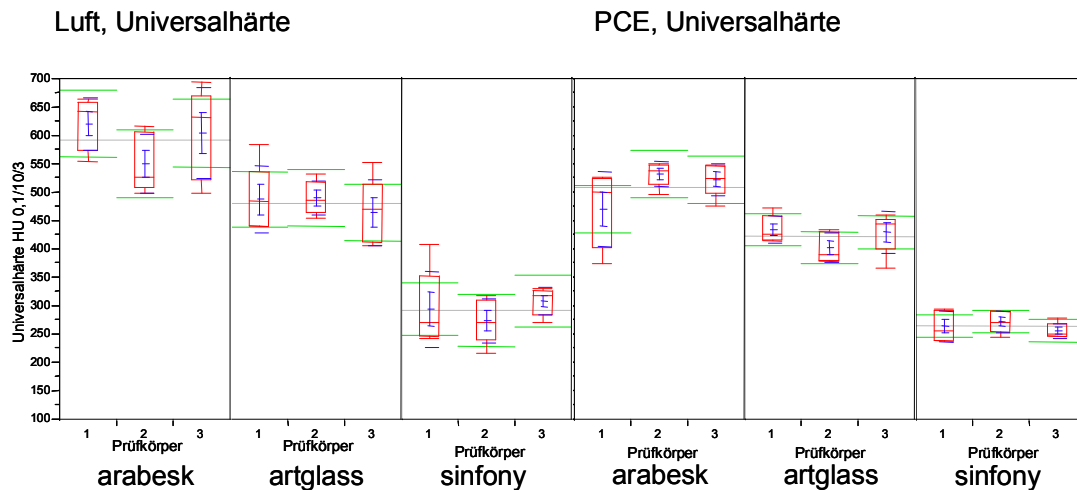


Abbildung 21: Universalhardte Luft/ PCE

(Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Beim Vergleich der Komposite, jeweils ein Lagerungsmedium betrachtend, zeigt das Komposit Sinfony überall die kleinsten Härtewerte im Vergleich zu den anderen zwei Kompositen. Nach Lagerung in Luft und PCE bestehen kaum Unterschiede zwischen Arabesk Top und Artglass. Nach Lagerung in Ethanol und H₂O hat Arabesk Top jeweils die Tendenz zu größeren Härtewerten im Vergleich zu Artglass.

Der Vergleich der Wirkung der Lagerungsmedien auf die einzelnen Komposite zeigt, dass das Komposit Arabesk Top die Tendenz hat, nach Lagerung in Ethanol die geringsten Härtewerte zu haben. Die Konfidenzintervalle von Wasser und den beiden anderen Lösungen (Luft und PCE) zeigen nur geringe Überlappungen. Das Komposit Artglass hatte nach der Lagerung in Ethanol die kleinsten Härtewerte, die Lagerung in den anderen Medien ließ kaum Unterschiede erkennen. Bei Sinfony ergaben sich die geringsten Härtewerte nach Lagerung in Ethanol, während nach Lagerung in Luft, PCE und H₂O kaum Unterschiede feststellbar waren.

4.5 Statische Messung

Ausgewertet wurde jeweils der Moment der Entlastung. Dazu wurde aus der Kurve der Be- und Entlastung der Teil dargestellt, der direkt nach Wegnahme der Last linear ansteigt. In diesem Teilbereich der Geraden wurde mittels des Programms Origin 6.OG Professional die Steigung ermittelt.

So erhielt man für jeden Prüfkörper wegen der drei erfolgten Wiederholungsmessungen drei Steigungen. Zur grafischen Darstellung der Werte wurde der jeweilige Mittelwert der drei Steigungen der Wiederholungsmessungen ermittelt und die jeweiligen Werte, wie in „4.1 Standardmessung“ unter „4.1.1 Darstellung der jeweiligen Verformungen“ erklärt, dargestellt.

Tabellarisch dargestellt sind hier die Mittelwerte und die Standardabweichungen der drei Prüfkörper. Dazu wurden die Mittelwerte der drei Wiederholungsmessungen verwendet.

Tabelle 6: Statische Messung

Material	Medium	Mittelwert (Steigung Entlastung)	Standardabweichung (Steigung Entlastung)
Arabesk	Ethanol	7.48	0.15
Arabesk	H ₂ O	6.82	0.25
Arabesk	Luft	6.68	0.12
Artglass	Ethanol	9.05	0.31
Artglass	H ₂ O	8.11	0.06
Artglass	Luft	7.73	0.20
Sinfony	Ethanol	9.93	0.26
Sinfony	H ₂ O	8.92	0.28
Sinfony	Luft	8.91	0.18

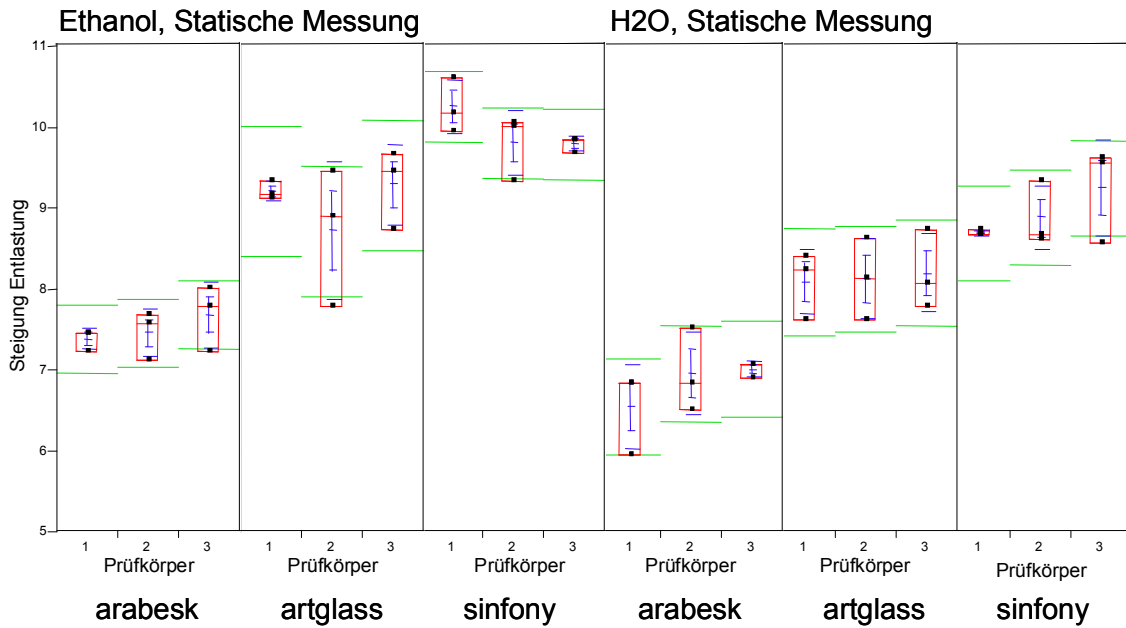


Abbildung 22: Statische Messung Ethanol/H₂O
 (Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

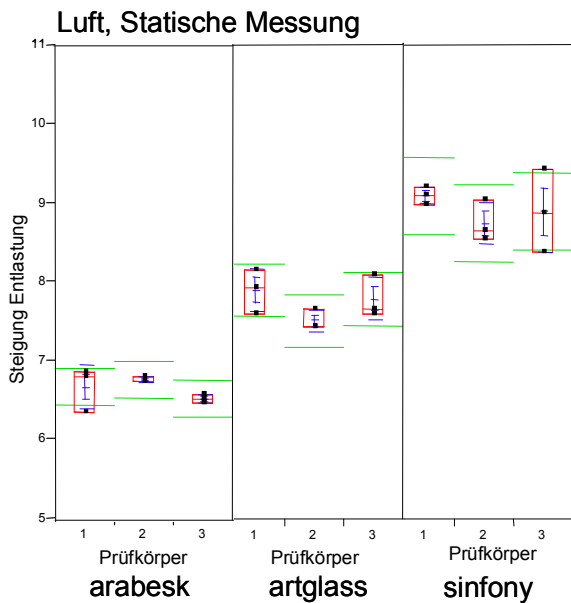


Abbildung 23: Statische Messung Luft
 (Mittelwert mit Standardfehlern (mittlere blaue Linien), Mittelwert der jeweils drei Mittelwerte einer Einheit (durchgezogene blaue Linie), Standardabweichung (äußere blaue Linien), 95%-Konfidenzintervall (grüne Linien))

Beim Vergleich der Komposite, jeweils ein Lagerungsmedium betrachtend, zeigt

sich sowohl nach Lagerung in Ethanol, H₂O als auch Luft, dass das Komposit Sinfony die jeweils größten Werte hat, Artglass hat jeweils kleinere Werte. Das Komposit Arabesk hat die jeweils kleinsten Werte.

Der Vergleich der dreimonatigen Lagerung zeigt, dass nach Lagerung in Ethanol die jeweils größten Werte auftreten. Die Werte nach Lagerung in H₂O und Luft sind jeweils kleiner als nach Lagerung in Ethanol, unterscheiden sich jedoch untereinander nicht eindeutig.

5 Diskussion

5.1 Fehler bei der Datenerhebung und Umgang mit diesen Problemen

Wie schon in „3.7 Beschreibung der Struktur und des Umfangs der Daten“ ausgeführt, gab es bestimmte Probleme bei der Datenerhebung und –aufzeichnung.

So gab es folgende Probleme:

- Bei der Standardmessung wurden einige Male nur 4 mm, anstatt wie bei sonst allen linearen Messungen 5 mm, aufgezeichnet. Um die Aussagen der verschiedenen Messungen untereinander vergleichen zu können, wurde die Tabelle Standardmessung wie folgt reduziert: von allen Messungen wurden nur die ersten vier gemessenen Millimeter in die Tabelle eingefügt. Alle ermittelten Werte der Tabelle Standardmessung beziehen sich also auf vier Millimeter Messumfang mit 1992 Datenpunkten je Einzelmessung.
- Bei der statischen Messung gab es wegen Fehlern beim Abspeichern keine aufgezeichneten PCE-Messungen, die Daten der H₂O-, Ethanol- und Luft-Messungen waren vollständig. Die Auswertung der Statischen Messung erfolgte mit der Tabelle ohne PCE-Messungen. Es können deshalb keine Aussagen über die Auswirkung der Lagerung in PCE gemacht werden. Die Auswertung der vorhandenen Daten ist insofern wichtig, als die statische Messung die einzige Messung ist, die Aussagen über das dynamische viskoelastische Verhalten der Komposite zulässt.
- Die Tabellen Abriebmessung, Kratztest und Universalhärte sind vollständig.

5.2 Problematik der Auswertung des Kratztests

Als problematisch erwies sich die Auswertung der Werte des Kratztests.

Hier kann kein repräsentativer Mittelwert ermittelt werden, weil dieser zwar die

mittleren Verformungen angibt, nicht jedoch auf den Beginn des Abtrags eingeht.

In diesem Versuch galt es als Ziel, den Beginn des Abtrags zu vergleichen. Die Feststellung dieses Beginns stellte sich als sehr schwierig heraus.

Durch die schrittweise Lasterhöhung erfährt das Material eine immer größer werdende Verformung, wodurch die permanente Verformung entsprechend der immer größeren aufgebrauchten Kraft stufenartig ansteigen würde.

Die Materialien sind jedoch ab einer bestimmten Last einer so hohen Kraft ausgesetzt, dass ein unregelmäßiger Materialabtrag stattfindet. Dieser korreliert dann nicht mehr unmittelbar mit der aufgebrauchten Last und stellt sich grafisch nicht mehr durch eine stufenartig ansteigende permanente Verformung dar. In der Kurve treten dann auch vermehrt so genannte „Ausreißer“ auf. Diese „Ausreißer“ sind Maxima und Minima, die dadurch zustande kommen, dass so viel Material abgetragen wird und vor dem Prüfkörper angehäuft und vorangeschoben wird, dass diese Materialansammlungen dann im weiteren Verlauf überwunden werden und grafisch dargestellt als Spitzen in der aufgezeichneten Kurve auftreten. Dies ist als Zeichen dafür zu interpretieren, dass das Material starke bleibende Verformungen erfährt und nicht mehr so regelmäßig und vorhersehbar wie bei den ersten Belastungsstufen reagiert.

Dies kann bis jetzt nur visuell festgestellt werden, indem die Werte grafisch wie in Abb. 24-27 an einigen Beispielen gezeigt, dargestellt werden und man versucht, den Beginn des Abtrags „abzulesen“ .

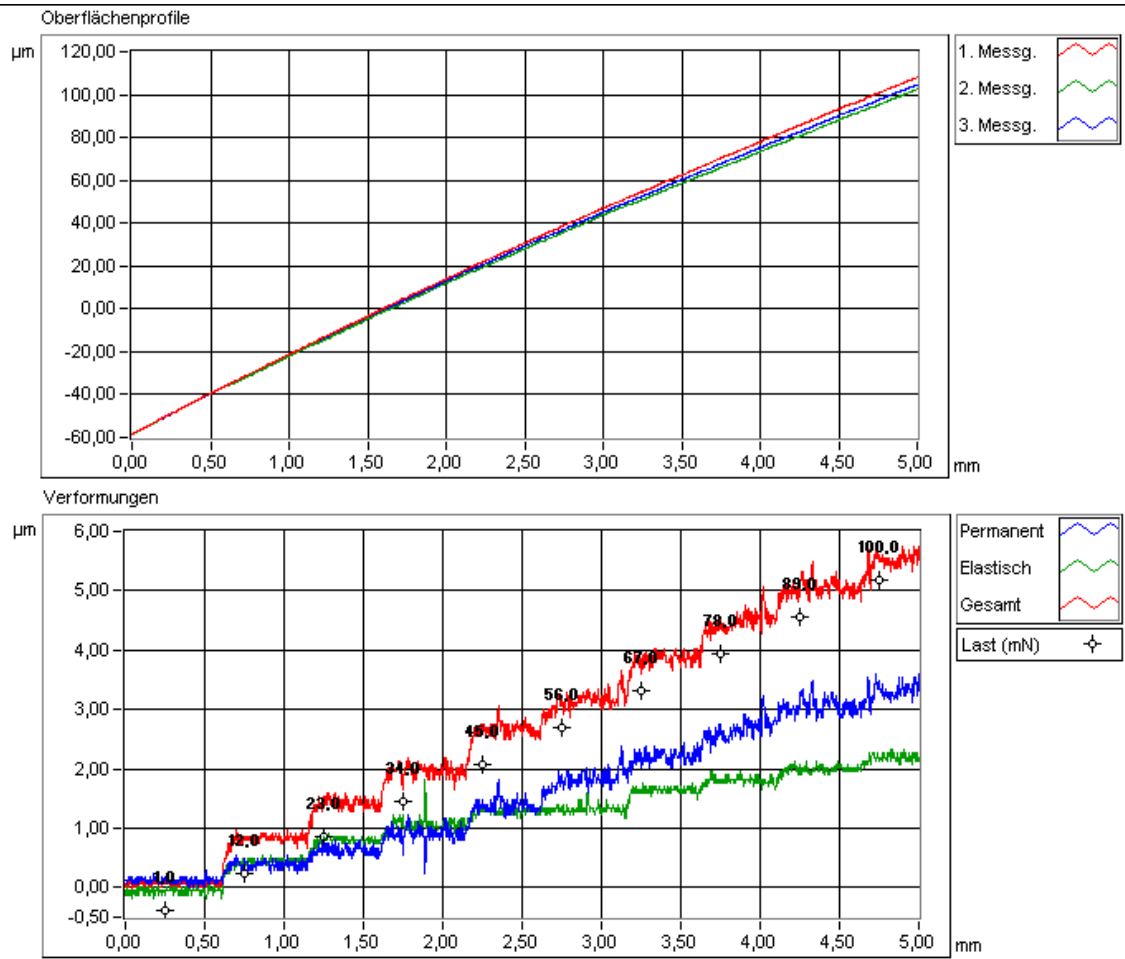


Abbildung 24: araH2O1-Kratz3
Schwarze Zahlen im Diagramm: applizierte Kraft in mN

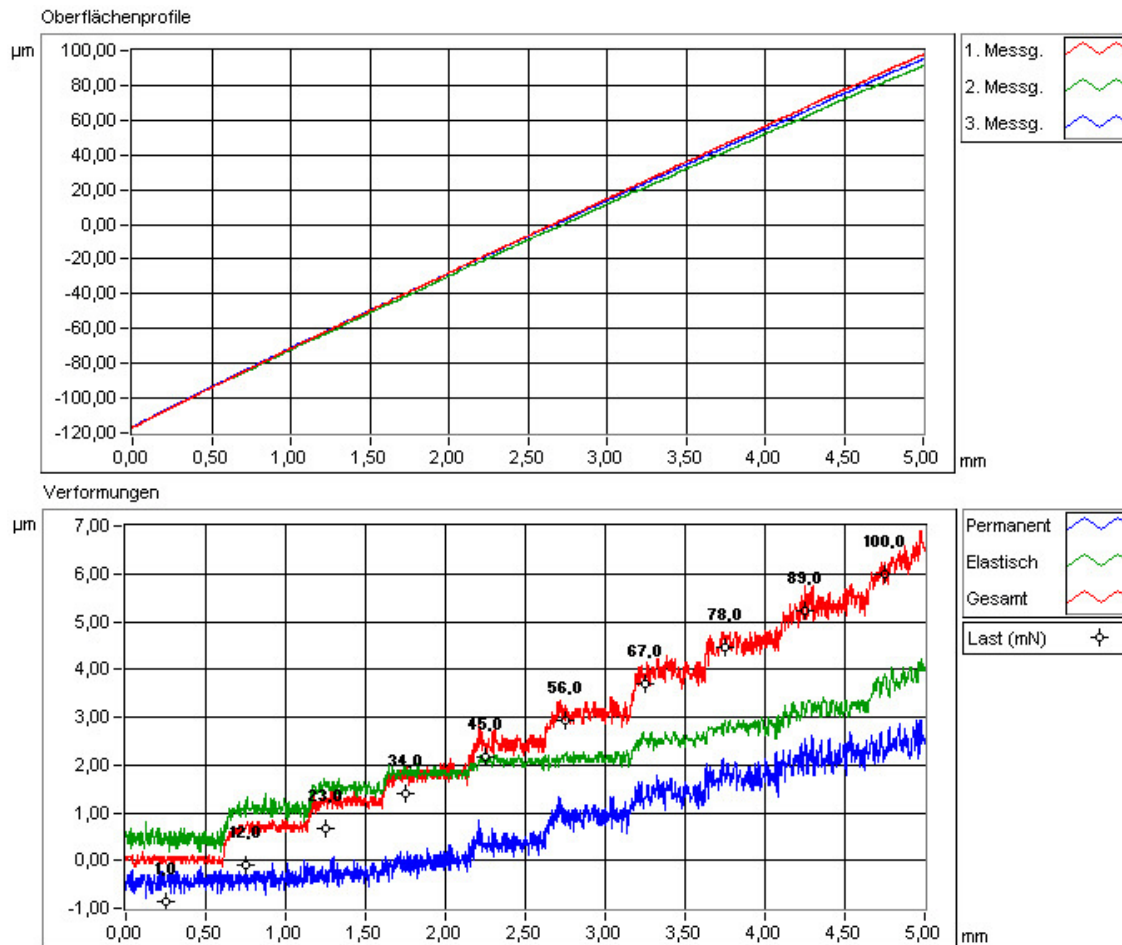


Abbildung 25: araLuft1-Kratz2
Schwarze Zahlen im Diagramm: applizierte Kraft in mN

Während es in Abbildung 24 so erscheint, als würde dieser Abtrag bei 56 mN, eventuell aber schon ein oder zwei Stufen vorher, beginnen, zeigt die permanente Verformung bei araLuft1-Kratz2 (Abb. 25) einen unregelmäßigeren Verlauf. Zuerst scheint ein linearer Zusammenhang zu bestehen, ab der Lasterhöhung von 34 auf 45 mN gibt es stufenartige Anstiege, die aber auch schon „Ausreißer“ beinhalten. Ab der Last von 78 mN ist kaum noch ein stufenartiger Verlauf der Kurve zu erkennen.

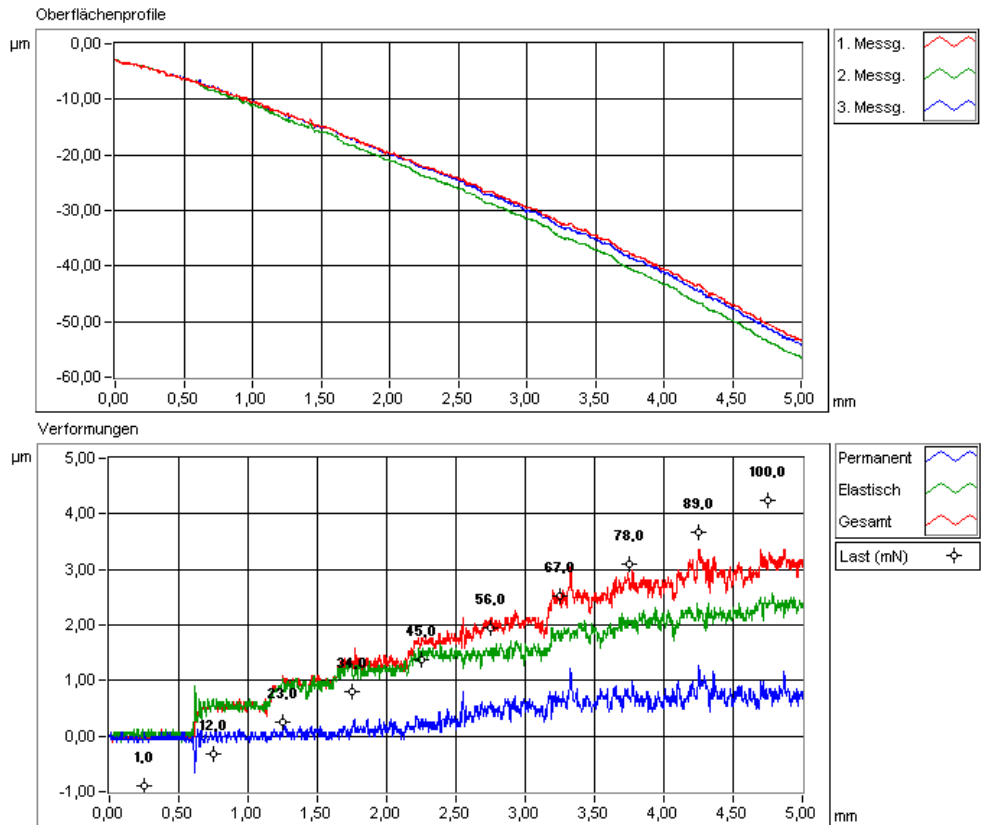


Abbildung 26: artLuft3-Kratz3
Schwarze Zahlen im Diagramm: applizierte Kraft in mN

In Abbildung 26 besteht bis zu einer Belastung von 34 mN annähernd keine permanente Verformung, die ab dann aber mit steigender Belastung immer größer wird, jedoch von Ausreißern begleitet ist. Die Bestimmung des unregelmäßigen Abtrags scheint hier sehr unsicher zu sein.

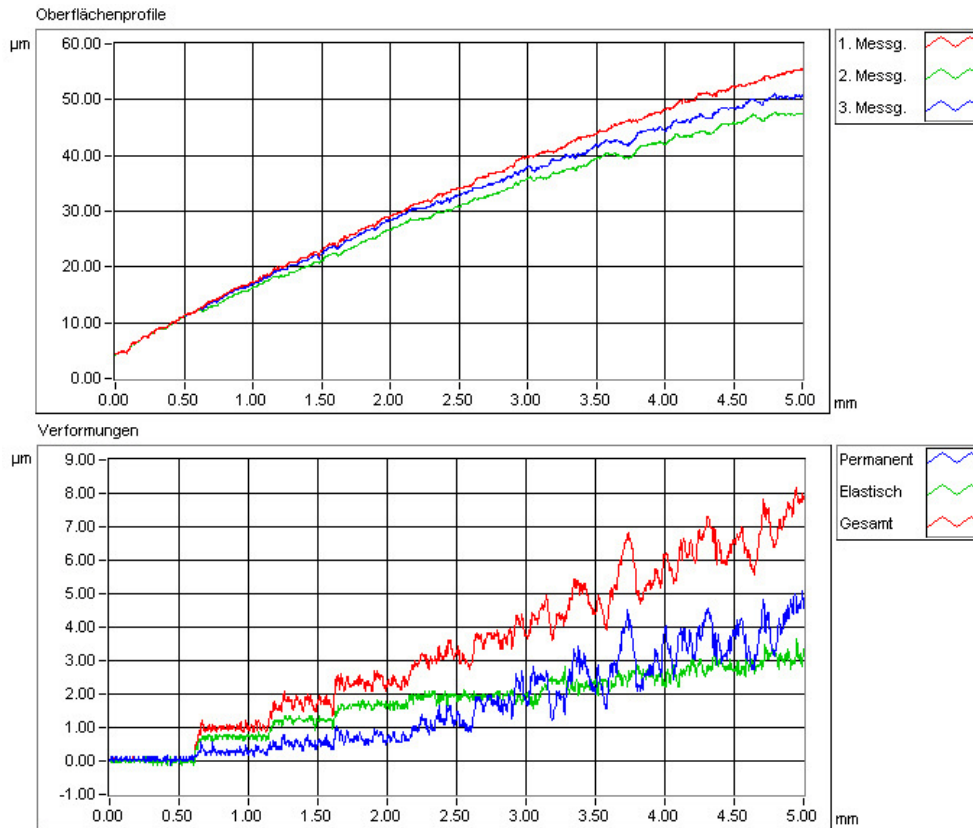


Abbildung 27: sinfPCE1-Kratz3

Auch Abbildung 27 zeigt keinen eindeutigen Beginn dieses Abtrags.

Grafisch lässt sich nicht eindeutig erkennen, wo der unregelmäßige Abtrag beginnt. In dieser Untersuchung konnten mit dieser Methode keine verifizierbaren Unterschiede festgestellt werden, weswegen keine Ergebnisse präsentiert werden können.

Mit dieser Meßmethode wäre aber eventuell bei anderen Einstellungen die Simulation des sinusartigen Verlaufs der Kaubewegungen, wie 1991 von Munakata et al. beschrieben möglich (Munakata *et al.*, 1991).

5.3 Problematik der Messung der Universalhärte

Bei der Messung der Härte eines Werkstoffs werden bei den Härteprüfverfahren nach Brinell, Vickers und Rockwell die Messwerte erst nach Rücknahme der Prüfkraft bestimmt. So kann der Einfluss der elastischen Verformung nicht berücksichtigt werden.

Deswegen wurde die DIN-Norm DIN EN ISO 14577-1 erstellt, „damit der Anwender eines instrumentierten Eindringversuches die Messwerte für die Kraft und den Eindringweg während der plastischen und elastischen Verformung erhält. Bei der Auswertung des vollständigen Prüfzyklus, der Zu- und Rücknahme der Prüfkraft, können auch die traditionellen Härtewerte ermittelt werden.“ (DIN EN ISO 14577-1)

Obwohl bekannt war, dass diese Messung als problematisch zu betrachten ist, da die Universalhärte nur unter bestimmten Bedingungen als solche definiert ist, wurde sie durchgeführt.

Definiert ist die Universalhärte unter anderem für einen Eindringkörper in Form einer dreiseitigen Pyramide, dem Berkovich-Diamanten, der in der vorliegenden Versuchsreihe verwendet wurde.

Bedingungen:

1. Eindringtiefe mindestens 10 Mal kleiner als die Probe
2. Rauheit R_a muss 20 Mal kleiner sein als minimale Eindringtiefe
3. Für Eindringtiefen $h < 0,006$ mm kann die Flächenfunktion des Eindringkörpers nicht entsprechend der theoretischen Form angenommen werden. Unter diesen Umständen muss die reale Kontaktfläche $A_s(h)$ für die Berechnung benutzt werden.

Die erste Bedingung konnte in jedem Versuch erfüllt werden.

Die Rauheit R_a wurde stichprobenartig bestimmt und mit der minimalen Eindringtiefe verglichen. Die Anforderung, dass R_a 20 Mal kleiner als die minimale Eindringtiefe sei, konnte keineswegs erfüllt werden.

Um die dritte Bedingung erfüllen zu können, hätte die reale Kontaktfläche $A_s(h)$ für die Berechnung benutzt werden müssen. Laut DIN-NORM gibt es drei Möglichkeiten, die Kontaktfläche zu bestimmen: Die Fläche kann i) direkt unter Benutzung eines rückgeführten Atomkraftmikroskops (AFM) oder ii) indirekt entweder unter Benutzung eines Materials mit einem bekannten E-Modul oder iii) durch Feststellung der Abweichung zwischen der berechneten Härte mit der gemessenen Prüfkraft und der dazu gehörigen Eindringtiefe mit der Härte, die unabhängig von der Eindringtiefe ist, berechnet werden.

Die Kontaktfläche wurde mangels technischer Möglichkeiten auf keine der aufgeführten Art und Weisen berechnet.

Während der Messvorgänge wurde überlegt, die aufgebrachte Last zu erhöhen, um die Anforderungen erfüllen zu können. Dabei würde man sich aber in Bereiche des Komposits begeben, die klinisch nicht vergleichbar mit den anderen Verschleißtests wären, da sich dort kaum Werte ergeben hatten, die annähernd 6 μm betragen. Deswegen wurde mit der festgelegten Last weiter gemessen.

Dennoch wurden die Messungen dargestellt. So konnte ein relativer Vergleich der Härtewerte der Komposite durchgeführt werden..

5.4 Wiederholbarkeit/ Reproduzierbarkeit der ausgewerteten Messungen (Standard-/ Abrieb-/ statische Messung/ Universalhärte)

Gesamte Verformung

Bei der Frage der Wiederholbarkeit der Messungen ist zu sehen, dass nicht alle Werte, die „gleich“ sein sollten, „gleich“ sind. So wäre in diesem Fall zu erwarten gewesen, dass sich die Konfidenzintervalle der drei gleichen Proben überlappen. Meistens ist das nicht der Fall. Da der Stichprobenumfang jedoch sehr groß war, ist das jeweilige Konfidenzintervall sehr schmal. Hätte man einen kleineren Stichprobenumfang gehabt, wären die jeweiligen Konfidenzintervalle mit großer Wahrscheinlichkeit breiter geworden und die Konfidenzintervalle, die man als „gleich“ erwartet hätte, hätten sich dann wahrscheinlich überlappt. Deswegen wurden hier die drei zusammengehörenden Konfidenzintervalle zusammengefasst und so mit dem kleinsten und größten beobachteten Wert ein Messbereich gebildet. Die maximal in der Untersuchung auftretende Differenz zwischen kleinstem und größtem Wert beträgt 0,84 μm ($\text{H}_2\text{OSinfony}$). Nach Überprüfung der Oberflächen wird deutlich, was der Grund für diese grosse Abweichung der ansonsten kleineren Konfidenzintervalle sein könnte. Der Prüfkörper 1 von $\text{H}_2\text{OSinfony}$ hatte mit dem Auge sichtbare Luftbläschen auf der Oberfläche.

Unter Ausklammerung der Werte dieses Prüfkörpers ist auch dieser Messbereich mit [3.08; 3.22] kleiner. So lässt sich auch unter Betrachtung der anderen Differenzen der Messung der gesamten Verformung, die mit wenigen Zehntel oder Hundertstel Mikrometer Unterschied sehr gering sind, eine Wiederholbarkeit der Messungen annehmen.

Elastische Verformung

Auch hier wurden, ebenso wie bei der Auswertung der gesamten Verformung, Messbereiche gebildet. Auch hier belaufen sich die Differenzen innerhalb dieser Messbereiche auf wenige hundertstel oder zehntel Mikrometer, mit Ausnahme des Messbereichs SinfonyH₂O [2.26; 3.34], der ohne die Werte des Prüfkörpers 1 kleiner wird [2.26; 2.51]. Auch hier kann also davon ausgegangen werden, dass die Werte wiederholbar und repräsentativ sind.

Permanente Verformung

Wie bei der gesamten und der elastischen Verformung wurden auch hier Messbereiche gebildet, die die Konfidenzintervalle der zusammengehörenden Werte darstellen. Die Differenzen betragen hier maximal 0.28µm. Die Beträge sind so gering, dass davon ausgegangen werden kann, dass die Werte wiederholbar und repräsentativ sind.

Abrieb

Wie bei der Standardmessung wurden auch hier Messbereiche gebildet, die die Konfidenzintervalle der zusammengehörenden Werte darstellen. Die Differenzen betragen hier maximal 0.37µm. Die Beträge sind so gering, dass davon ausgegangen werden kann, dass die Werte wiederholbar und repräsentativ sind.

Allgemeine Erklärungen

Unterschiede von wenigen hundertstel oder zehntel Mikrometern innerhalb einzelner Messungen desselben Materials im selben Lagermedium, könnten die Ursache darin haben, dass nicht alle Prüfkörper des gleichen Werkstoffs

völlig identisch präpariert wurden. So kann es zu leichten Unregelmäßigkeiten beim Verarbeiten und Polymerisieren gekommen sein. Teilweise konnten einzelne Luftbläschen auf der Oberfläche der Prüfkörper gesehen werden, die die sehr sensitiven Messungen im Mikrometerbereich beeinflusst haben könnten. Es ist davon auszugehen, dass die Streuung der Daten darin ihre Hauptursache hat.

Trotzdem zeigt die Betrachtung der Messergebnisse, dass die Messwerte des jeweils gleichen Werkstoffs, der unter gleichen Bedingungen gelagert wurde, in einem abgrenzbaren Bereich lag, der in der Regel nur wenige hundertstel Mikrometer umfasste. Diese Messbereiche wurden als unterschiedlich betrachtet, wenn sich die Konfidenzintervallbereiche nicht überlappten. So ergaben sich Unterschiede zu den anderen Messbereichen der verschiedenen Material- und Lagerbedingungen, was zuvor geschildert wurde.

5.5 *Diskussion der Ergebnisse Standardmessung, Abrieb, statische Messung und Universalhärte*

5.5.1 Vergleich der drei Komposite in jeweils einem Lagerungsmedium

Ursprünglich wurde der Verschleiß in Abrasion, Attrition und Erosion unterteilt (Mair, 1999). Im klinischen Alltag zeigte sich, dass nicht nur die aufgeführten Arten zum Verschleiß führten.

Heute weiß man, dass bei jedem Prozess des Verschleißes vier grundlegende Prozesse stattfinden, die entweder einzeln oder in verschiedenen Kombinationen auftreten (Mair *et al.*, 1996). So kann unterschieden werden zwischen Abrasion, die durch Anwesenheit von harten Partikeln zwischen oder in den Materialien entsteht, Adhäsion, die durch Schmelzen der Materialoberfläche durch lokale Druckspitzen zustande kommt, Ermüdung, wodurch nach wiederholter Belastung Materialdefekte direkt unter der Materialoberfläche entstehen und chemische Desintegration, die durch das Zusammentreffen von chemischen und mechanischen Kräften auftritt (Pugh, 1973; Sarkar, 2000; Zum Gahr, 1987).

In Laborstudien können meistens nicht alle Verschleißarten untersucht werden. Üblich ist die Untersuchung der Werkstoffe mit Zwei-Körper- oder Drei-Körper-Kausimulatoren. Bei letzteren kann mit einem zusätzlichen abrasiven Mittel, das zwischen den zwei Materialien eingebracht wird, die Abrasion untersucht werden (Mair, 1992; Mair *et al.*, 1996).

Klinische Studien zeigen, dass der Verschleiß posteriorer Komposit-Restaurationen beim direkten Mahlen mit Schmelz als Antagonist 3 bis 5 Mal größer ist als beim Drei-Körper-Verschleiß, der durch den Nahrungsbolus in der kontaktfreien Zone produziert wird (Lambrechts *et al.*, 1987b; Lutz *et al.*, 1984; Willems *et al.*, 1993).

In der vorliegenden Untersuchung wurde wie bei einem Zwei-Körper-Kausimulator eine Tastspitze mit definierter Kraft auf den zu untersuchenden Prüfkörper gebracht und die jeweilige Eindringtiefe aufgezeichnet. Der dadurch auftretende Verschleiß bei der Standardmessung wird am ehesten durch Abrasion verursacht. In der vorliegenden Untersuchung kommt zudem noch die chemische Desintegration durch die vorherige dreimonatige Lagerung hinzu.

Eine Schlüsselrolle im Verschleißverhalten dentaler Komposite spielt die Ermüdung in Kombination mit dem abrasiven Verschleiß (Braem *et al.*, 1986). Verschleiß aufgrund von Ermüdung wird dadurch erzeugt, dass das Material intermittierend belastet wird, wodurch ein sich immer wieder wiederholender Wechsel von Be- und Entlastung auf das Material auswirkt. Mit der Zeit kann das zu Mikrorissen an oder unmittelbar unter der Oberfläche führen (Zum Gahr, 1987). Das kann zum Abspalten von oberflächlichen Partikeln führen (Mandikos *et al.*, 2001). Dieser Mechanismus wirkt sich insbesondere auf die Matrix-Füller-Beziehung aus (Mair, 1992). In dem Versuch der Abriebmessung könnte diese Art von Verschleiß zusätzlich aufgetreten sein, da bei dieser Untersuchung der Werkstoff mehrere Male an denselben Stellen belastet wurde. Eine mikroskopische Untersuchung der Prüfkörper könnte diese Annahme bestätigen.

Wenn man also davon ausgeht, dass bei der Abriebmessung diese Ermüdung aufgetreten ist und dass höherer Verschleiß auch ein Zeichen dafür ist, dass sich Füller aus dem Matrix-Füller-Verbund herausgelöst haben, liegt die

Annahme nahe, dass dieses Phänomen des Herauslösens eher bei den Kompositen Artglass und Arabesk Top aufgetreten sind, da hier der jeweilige Abrieb größer als bei Sinfony war. Eventuell gibt diese Messung einen Hinweis darauf, dass hier eher der Matrix-Füller-Verbund gelockert wird als bei dem Komposit Sinfony.

Verschleiß ist nicht nur abhängig vom Fülleranteil, vom Füllertyp, sondern auch von der Art des Kunststoffs, der Konversionsrate, dem Verbund zwischen Füller und Matrix, von den physikalischen Bedingungen, der chemischen Reaktivität und den mechanischen Belastungsbedingungen (Condon and Ferracane, 1997a; Gallegos and Nicholls, 1988; Lutz *et al.*, 1992; Suzuki *et al.*, 1996).

Um genaue Aussagen darüber treffen zu können, welcher der beschriebenen Punkte welche Auswirkungen auf das Verschleißverhalten hat, müssten weitere systematische Studien durchgeführt werden, bei denen sich die Komposite nur in den jeweils interessierenden Punkten unterscheiden.

Um den Verschleiß an verschiedenen Komposittypen untersuchen zu können, wurde in der vorliegenden Studie mit sehr unterschiedlichen Kompositen gearbeitet. Deswegen kann hier nur sehr vorsichtig behauptet werden, dass das jeweilige Verschleißverhalten durch bestimmte Unterschiede der Komposite, bzw. deren Aufbau, begründbar ist.

Das Komposit Sinfony unterschied sich bei allen Untersuchungen von den anderen Kompositen Arabesk Top und Artglass, während sich Arabesk Top und Artglass nicht immer deutlich unterscheiden.

Unabhängig von der vorangegangenen dreimonatigen Lagerung hatte Sinfony eine größere gesamte und elastische Verformung, während die permanente Verformung und der Abrieb bei Sinfony kleiner waren als bei Arabesk Top und Artglass. Bei der statischen Messung zeigte Sinfony bei der Entlastung das elastischste Verhalten. Artglass zeigte sich etwas weniger elastisch, Arabesk Top war das sich am viskösesten verhaltende Komposit und zeigte das langsamste Rückstellverhalten. Die Härtewerte des Komposits Sinfony waren jeweils kleiner als die der Komposite Artglass und Arabesk Top. Nach Lagerung in Ethanol und H₂O zeigte Arabesk Top die Tendenz zu höheren Härtewerten als Artglass.

Das Komposit Sinfony wird bei initialer Belastung mehr verformt als Arabesk Top und Artglass (Gesamte Verformung), es zeigt sich als das, unter Belastung stehend, am meisten verformte Komposit, das aber, nachdem die Last weggenommen wird, die kleinste permanente Verformung und den geringsten Abrieb hatte.

Der Grad des Fülleranteils beeinflusst den Verschleiß von Kompositen nachhaltig. So gibt es in der Literatur unterschiedliche Aussagen darüber, welchen Effekt ein höherer Fülleranteil auf die Komposite hat. Bei in vitro-Studien wurde einerseits ein höherer Verschleiß bei höherem Fülleranteil beschrieben (Li *et al.*, 1985; St Germain *et al.*, 1985), während andere Studien aussagen, dass durch einen höheren Fülleranteil das Verschleißverhalten verbessert werden könne (Condon and Ferracane, 1997a; Peutzfeldt, 1995; Raadal, 1978; Torii *et al.*, 1999). Es gibt auch Studien, die keine Unterschiede des Verschleißverhaltens bei verschiedenem Fülleranteil beschreiben (Fan *et al.*, 1979).

Es kann also davon ausgegangen werden, dass alle in vitro-Verschleißuntersuchungen von der Art des Testvorgangs und von den Testbedingungen abhängen (Hu *et al.*, 2003).

Nachdem die Studien teilweise nur Fülleranteile bis zu einem bestimmten Prozentsatz untersuchten (z.B. untersuchten (Condon and Ferracane, 1997a) nur Fülleranteile von 28 – 62%), wurden in der Studie von (Hu *et al.*, 2003) Fülleranteile von 0 – 87.5% untersucht, indem die Zusammensetzung der Komposite nur durch die Höhe des Fülleranteils verändert wurde. Nach einem Zwei-Körper-Verschleißtest konnte gezeigt werden, dass es unter den beschriebenen Testbedingungen einen kritischen Punkt, den Füllergehalt betreffend, gibt. Unterhalb dieses Punktes wird das Verschleißverhalten kaum beeinflusst, oberhalb dieses Punktes jedoch verschlechterte sich das Verschleißverhalten nachhaltig. Dieser kritische Punkt war bei 80 Gew% erreicht.

Eine Erklärung hierfür besteht im Zusammenhang der Reibung von Komposit und eingesetztem Verschleißtester (Hu *et al.*, 2003): So besteht die geringste Reibung bei einem völlig ungefüllten Komposit. Die Reibung steigt dann, bis der

Kontakt zwischen Füllerpartikeln und Verschleißtester bei 40 Gew% Fülleranteil fast vollständig war. Bis zu einem Fülleranteil von 80% bleibt die Reibung im Wesentlichen gleich. Über 80 Gew% steigt die Reibung erheblich an, da sich der Oberflächenverschleiß plötzlich deutlich vergrößert.

Der Verbund zwischen Matrix und Füllerpartikeln ist relativ schwach und da zusätzlich noch eine erhöhte Reibung besteht, werden viele Füllerpartikel aus dem Verbund herausgelöst. Zusätzlich können dann die herausgelösten Füllungsbestandteile als abrasive Mittel wirken. Durch das Hinzukommen der Abrasion zur Adhäsion wird der Verschleiß noch größer.

Demnach könnte der, im Vergleich zu den anderen Kompositen, geringste Füllergehalt (50% (Sinfony) im Vergleich zu 77 % (Arabesk Top) bzw. 70 % (Artglass)) des Komposits Sinfony eine Erklärung dafür sein, warum die permanente Verformung und der Abrieb bei diesem Komposit am geringsten sind.

Laut Li et al. bewirkt ein veränderter Füllergehalt eine Veränderung anderer Eigenschaften wie Härte, Wasseraufnahme, Widerstandsfähigkeit gegenüber Druck, Elastizitätsmodul und Verschleißfestigkeit. Demnach könnten das elastischere Verhalten und die niedrigeren Härtewerte des Komposits Sinfony eventuell auch durch den Füllergehalt erklärt werden (Li *et al.*, 1985).

Was die Füllergröße angeht, weiß man, dass grobkörnige Füllpartikel rauere Oberflächen und generell mehr Verschleiß als feinere Füllpartikel haben (Soderholm and Richards, 1998). Da die Firmenangaben über die Zusammensetzung der Komposite aber keine genauen Angaben darüber enthalten, welche Füllergröße zu welchem Anteil im Werkstoff vertreten sind, können keine Rückschlüsse die Füllergröße betreffend getroffen werden.

Nachdem die Last weggenommen wurde, stellte sich heraus, dass das Rückstellverhalten und dadurch die elastische Verformung des Werkstoffs Sinfony so viel größer als bei Arabesk Top und Artglass war, dass Sinfony nach Ende der Belastung am wenigsten verformt blieb. (Permanente Verformung).

Nach mehreren Belastungszyklen (Messung des Abriebs) zeigt Sinfony im

Vergleich den geringsten Abrieb, es erscheint als das Komposit, das sich am widerstandsfähigsten verhält. Diese höhere innere Stabilität des Komposits Sinfony kann mit mehreren Faktoren zusammenhängen. Eine verbesserte Verschleißfestigkeit bei Abrasion trat auf bei verkürztem Füllerabstand (Bayne *et al.*, 1992; Venhoven *et al.*, 1996), wenn feinere Füller benutzt wurden (Satou *et al.*, 1992; Suzuki *et al.*, 1995), wenn die Konversionsrate der Polymermatrix erhöht werden konnte (Ferracane *et al.*, 1997), der Füller-Matrix-Verbund verbessert werden konnte (Hu *et al.*, 1999b; Manhart *et al.*, 2000a) oder wenn ein stabileres Silan benutzt wurde (Kawai *et al.*, 1998).

Da keine genauen Informationen bezüglich dieser Faktoren die untersuchten Komposite betreffend vorliegen, kann über die Auswirkung dieser Faktoren keine zuverlässige Aussage getroffen werden.

Bei dem Komposit Sinfony könnte die Kombination der Matrix Bis-GMA mit dem Strontium-Aluminium-Borosilikatglas bei einem Füllergehalt von 50% eine besonders stabile Kombination sein, die eventuell auch in einigen der zuvor angesprochenen Punkten den Kompositen Arabesk Top und Artglass überlegen ist. Letztendlich ist es nicht möglich, den genauen Grund für dieses Verhalten darzustellen, da die verwendeten Komposite so unterschiedlich zusammengesetzt sind, dass eine Zuordnung jeweiliger Werkstoffeigenschaften nicht möglich ist. Dies ist nur in Studien möglich, in denen sich die untersuchten Materialien nur in wenigen, genau dokumentierten Punkten unterscheiden.

Die Ergebnisse der Studie könnten aber auch ein Hinweis darauf sein, dass die Komposite Arabesk Top, Artglass und Sinfony durchaus ähnliche Komposite bezüglich des chemischen Verhaltens der Füller und Füllpartikelgröße sind. Die aufgetretenen Unterschiede könnten mit dem Füllergehalt, den individuellen Matrixpolymerkomponenten oder der Methode der Polymerisation zusammenhängen.

Bezüglich der Ergebnisse der statischen Messung ist bekannt, dass die Menge der Füllerpartikel das Fließverhalten (flow) limitiert (Sakaguchi *et al.*, 2005). Das Komposit Sinfony mit dem geringsten Füllergehalt von 50 Gew% zeigte das schnellste Rückstellverhalten, es hatte also ein hohes Fließvermögen. Beim

Komposit Artglass mit einem Füllergehalt von 70 Gew% war das Rückstellverhalten etwas langsamer. Das langsamste Rückstellverhalten hatte das Komposit Arabesk Top mit 77 Gew% Fülleranteil, also könnte das Fließverhalten durch die Menge der Füllerpartikel limitiert worden sein.

5.5.2 Auswirkungen der unterschiedlichen Lagerungsmedien auf die Komposite

Lagerung in Wasser

Verschleiß durch Korrosion wird durch chemische und mechanische Kräfte verursacht. An der Oberfläche werden korrodierte Schichten, die durch die Reaktion mit den Umgebungsbedingungen entstanden sind, durch die mechanische Beanspruchung abgetragen (Sarkar, 2000). Bei diesem Prozess wird zuerst Wasser aus dem Mundmilieu aufgenommen (Pearson, 1979). Dadurch kommt es zu hydrolytischer Degradation (Korrosion) der Silanverbindungen und der Füller (Soderholm, 1981). Das aufgenommene Wasser diffundiert durch die Matrix, Füllerzwischenräume, Poren und andere Defekte, löst langsam Füllerpartikel auf und beeinträchtigt deren verstärkenden Effekt (Kalachandra, 1989; Kalachandra and Wilson, 1992). Längerfristig entsteht so eine direkt unter der Oberfläche liegende Schicht, die mikroskopisch identifizierbar intern korrodiert, weich und porös ist (Mair, 1991; Wu *et al.*, 1984). So sind die Bedingungen für den Verschleiß durch Korrosion geschaffen, der sich *in vivo* immer wieder wiederholt, indem die obersten Schichten abgetragen werden, die nächste Schicht korrodiert, diese Schicht wieder abgetragen wird und so weiter. Jedoch braucht dieser Prozess sehr viel Zeit. So konnte auch nach einer Lagerung von 24 Monaten kein Füller-Debonding erreicht werden, wie es bei Verschleiß *in vivo* auftritt (Sarrett *et al.*, 1991).

Dieser langsame Prozess der Degradation könnte eine Erklärung dafür sein, dass die Unterschiede bezüglich der Lagerungsmedien weniger deutliche Tendenzen ergaben. So gab es am ehesten die Tendenz, dass nach Lagerung in Ethanol die jeweils größten gesamten und permanenten Verformungen

auftraten, die kleinsten nach der Luft-Lagerung. Ethanol hat sich zumindest nach dreimonatiger Lagerung stärker degradierend auf die Komposite ausgewirkt als Wasser und PCE, während die Kontrollgruppe der Luft-Lagerung die jeweils kleinsten gesamten und permanenten Verformungen zeigten. Demnach hatten die flüssigen Lagerungsmedien einen Effekt auf die Komposite, nach dem die Komposite anfälliger für mechanische Beanspruchung waren und höchstwahrscheinlich der Verschleiß auch durch Korrosion aufgetreten ist.

Deutlicher waren die Tendenzen nach der Auswertung der statischen Messung. Alle drei Komposite zeigten ein elastischeres Rückstellverhalten nach dreimonatiger Lagerung in Ethanol als in Wasser und Luft.

Lagerung in PCE

In menschlichem Speichel gibt es zwei Arten der Cholinesterasen (CE), die Acetylcholinesterase und die Pseudocholinesterase (PCE) (Ryhanen *et al.*, 1983). Die Anwesenheit von PCE im menschlichen Speichel konnte von Finer *et al.* mit einem durchschnittlichen Aktivitätslevel von 0.0111 ± 0.001 unit/mL nachgewiesen werden. (Finer and Santerre, 2004)

Es konnte gezeigt werden, dass CE und PCE passende Modelle sind, um die Esterase-Aktivität des Speichels zu simulieren, die die Hydrolyse der Komposite in der Mundhöhle katalysieren können (Finer and Santerre, 2004; Jaffer *et al.*, 2002).

Nachdem in Versuchen gezeigt werden konnte, dass CE und PCE die synthetischen Matrixkomponenten von Kompositen hydrolysieren können (Santerre *et al.*, 2001), liegt es nahe anzunehmen, dass die Komposite dadurch empfindlicher gegenüber Verschleißtests würden.

In der vorliegenden Untersuchung ist die permanente Verformung nach Lagerung in PCE bei Arabesk Top und Artglass größer als nach Lagerung in Luft. Nach Lagerung in Alkohol war die permanente Verformung bei Artglass und Sinfony größer als nach Lagerung in den anderen Medien. Bei Arabesk Top war die permanente Verformung nach Lagerung in Luft am geringsten.

In einer Studie von (Lin *et al.*, 2005) konnte gezeigt werden, dass PCE eher

TEGDMA als Bis-GMA auflöst. Geht man nun davon aus, dass ein Komposit äußeren Einflüssen gegenüber instabiler wird, sobald Teile der Matrix herausgelöst werden, das „Gerüst“ des Werkstoffs also instabiler wird, müssten Komposite mit Bis-GMA als Matrix „stabiler“ sein als Komposite mit TEGDMA. Die Lagerung in PCE müsste also das Komposit Sinfony anders beeinflusst haben als Arabesk Top und Artglass, da es das einzige Komposit ist, das als Matrix nur Bis-GMA hat. Tatsächlich sind die permanente Verformung und der Abrieb bei Sinfony kleiner als bei Arabesk Top und Artglass. Sinfony scheint also widerstandsfähiger zu sein. Das gilt nicht nur für die Lagerung in PCE, sondern auch für alle anderen untersuchten Lagerungsmedien. Die gesamte Verformung stellt sich nach Lagerung in Luft als am geringsten dar, auch bei der Abriebmessung gibt es zumindest eine Tendenz, dass die Komposite nach Lagerung in Luft den geringsten Abrieb zeigen. Dies war auch zu erwarten, da nach Lagerung an Luft keine Korrossion der Komposite stattfinden konnte. Die Lagerung in Flüssigkeiten bewirkte eine Veränderung der Komposite in dem Sinne, dass sie sich weniger widerstandsfähig verhielten.

Es können aber auch andere Faktoren das unterschiedliche Verschleißverhalten der Komposite erklären. So sind bei der vorliegenden Studie die Zusammensetzungen der Komposite in Füllerart, -größe und -gehalt so unterschiedlich, dass bei den Unterschieden im Verschleißverhalten nicht dargestellt werden kann, von welcher der Komponenten dieses andere Verhalten ursächlich kommt.

Eventuell könnte die teilweise große Streuung der Daten auch durch das Herauslösen von Füllungsmaterialien erklärt werden. Durch herausgelöste Füllungsbestandteile könnte sich das Verhalten gegenüber Beanspruchung so verändert haben, dass die oberflächlichen Veränderungen bei Verschleiß ungleichmäßig auftreten.

Lagerung in Alkohol

Eine 75%ige Ethanol-Lösung wurde verwendet, da gezeigt werden konnte, dass nach Lagerung in Ethanol dieser Konzentration die größte Degradation des Komposits auftritt (McKinney and Wu, 1985). So wurden relativ

aussagekräftige Werte des Verschleißes der Komposite erwartet.

In einer Studie von Schwartz und Soderholm stellte sich heraus, dass die Härte nach Lagerung in Ethanol stärker nachließ als nach Lagerung in Wasser und dass eine Korrelation zwischen der Härte und dem Verschleiß eines Komposits besteht (Schwartz and Soderholm, 2004). Je höher nämlich die Härte ist, desto geringer ist der Verschleiß. Demnach hätte der Verschleiß nach Lagerung in Ethanol zumindest größer sein müssen als nach Lagerung in Wasser. In den Versuchen zeigte sich die Tendenz, dass die gesamte, die elastische und die permanente Verformung nach Ethanol-Lagerung am größten waren. Auch bei der statischen Messung zeigte sich, dass die Komposite sich am elastischsten nach Lagerung in Ethanol verhielten. Die Härtewerte waren nach Lagerung in Ethanol am geringsten im Vergleich zur Lagerung in Luft, H₂O und PCE, was die Ergebnisse der zuvor genannten Studie von Scharz und Soderholm bestätigt.

Kritisch anzumerken ist noch, dass die Lagerung der Prüfkörper in 75% Ethanol klinisch gesehen nicht realistisch ist. Die Effekte, die infolge der dreimonatigen Lagerung aufgetreten sind, könnten intraoral einige Monate bis Jahre dauern, da die Restaurationen jeweils nur kurz von den Nahrungsmitteln beeinflusst werden, nämlich während dem Essen und Trinken bis die Zähne geputzt werden. Der beschleunigte in vitro- Verschleißtest kann jedoch Tendenzen zeigen, wie sich ein Werkstoff unter Belastungsbedingungen in vivo verhalten könnte.

5.6 Kausimulatoren

Es gibt im Moment keine allseits akzeptierte experimentelle Methode, um den Verschleiß dentaler Materialien testen zu können, in der das klinische Verhalten umfassend simuliert würde (Hu *et al.*, 1999a; Turssi *et al.*, 2003).

So gibt es bisher einige Systeme, die den Substanzverlust nach Kaubelastung angeben können: In Kern *et al.* (Kern *et al.*, 1999) mit einer computergestützten Laser-Profilometrie (käuflich erwerbliches System: Microfocus Basic, UBM Messtechnik, Ettlingen, Deutschland), in Hu *et al.* (Hu *et al.*, 1999a) durch

Messung des Gewichtsverlustes auf einer elektronischen Waage (Mettler AE163, Mettler Instrumente AG, Schweiz) mit einer Präzision von 10^{-5} g, in Cha et al. (Cha *et al.*, 2004) unter Anwendung eines 3D-Profilometers, um einige zu nennen.

In der vorliegenden Untersuchung wird der Substanzverlust bzw. die Änderung der Oberflächenbeschaffenheit durch Abtasten der Oberfläche mittels einer Diamantspitze vor, während und nach der Belastung aufgezeichnet. Dadurch können mit Hilfe der aufgezeichneten Daten an jedem gemessenen Punkt Aussagen über die Oberflächenbeschaffenheit im jeweiligen Belastungszyklus gemacht werden.

Um Aussagen über das klinische Verhalten von Werkstoffen machen zu können, ist es notwendig, Informationen über die tatsächlich aufgebrachten Kaukräfte pro definierter Fläche zu haben, um durch den Einsatz von geeigneten Prüfspitzen und Kräften die klinischen Bedingungen simulieren zu können.

Unter Einsatz des Dental Prescale Systems (Fuji Photo Film, Tokio, Japan) können quantitative Aussagen über die okklusale Kontaktpunkte und die okklusale Kraft an jedem Kontaktpunkt gemacht werden. Dieses System kann unter Beibehaltung der natürlichen Okklusion eingesetzt werden, ohne den Unterkiefer während des Zubeißens zu verlagern (Suzuki *et al.*, 1997). Die Probanden sollten für jeweils 2 s in der Interkuspitations-Position (IKP), in der maximaler Vielpunktkontakt vorliegt, zubeißen. Dabei konnten sie visuell über eine Elektromyographie die Aktivität der Masseter-Muskeln nachvollziehen. Die Versuche fanden mit folgenden prozentualen Masseter-Kaukräften statt: 20%, 40%, 60%, 80% und 100%. Dabei vergrößerten sich die okklusale Kraft und die okklusale Kontaktfläche linear zur ansteigenden Kaukraft. Die Verteilung der okklusalen Kontaktfläche war ähnlich wie die Verteilung der okklusalen Kraft. Die Kaukräfte wurden in Newton (N) und die Kontaktflächen in mm^2 angegeben (Kumagai *et al.*, 1999) So konnte die Kaukraft pro Fläche in N/mm^2 , also in MPa ausgerechnet werden. Dieser Wert variierte zwischen 34 und 40 MPa, wobei die höchsten Werte im Molaren- und Prämolarenbereich bei 100%iger Kaukraft und im anterioren Bereich bei 20%iger Kaukraft auftraten.

Zwar wurden in einer ähnlich aufgebauten Studie mit dem Dental Prescale System andere Kraft- und Flächenwerte ermittelt, die Werte der Kaukräfte pro Fläche bewegten sich aber in einem ähnlichen Bereich (Hidaka *et al.*, 1999).

Die Last, die auf eine Zahnoberfläche während dem Kauen aufgebracht wird, ist keine konstante Kraft. Sie entspricht eher dem positiven Anteil einer Sinuskurve (Munakata *et al.*, 1991). Trotzdem werden fast alle Versuche, wie auch in dieser Untersuchung, so durchgeführt, dass die volle Kraft sofort auf den Werkstoff trifft. Dem Kauverhalten eher entsprechen würde aber eine Zu- und Abnahme während der Belastungsphase.

Verschiedene Antagonisten-Materialien wurden untersucht, wobei sich zum Beispiel Steatit-Keramik-Bälle mit einem Durchmesser von 6mm (ähnlich dem eines Molaren-Höckers) als geeigneter Ersatz von Schmelz zeigten (Wassell *et al.*, 1994a; Wassell *et al.*, 1994b). Andere Untersuchungen der Antagonisten-Materialien für in vitro- Untersuchungen ergaben für die dort verwendete Keramik die besten Simulationsbedingungen (Shortall *et al.*, 2002), wobei Edelstahl, Steatit und Dentalkeramik untersucht worden waren.

In der vorliegenden Arbeit wurden Diamantspitzen mit unterschiedlichen Tastergeometrien verwendet (siehe „3.5 Verschiedene Tastspitzen“). Die eingesetzte Kraft, mit der die Versuche durchgeführt wurden, wurde mit 50mN so klein gewählt, dass unter Berücksichtigung der Tastergeometrie und der Kontaktfläche immer noch größere Druckbelastungen auftraten als mit maximaler Kaukraft.

Um die pro Fläche aufgebrachte Kraft während der Versuche ermitteln zu können, wurde das Tasterprofil des 90°-Diamanten aufgezeichnet, indem die Spitze mit einer speziell dafür modifizierten Klinge abgetastet wurde und die Kurve grafisch dargestellt wurde. Der Grund hierfür war, dass man bei sehr geringen Eindringtiefen die Kontaktfläche des eindringenden Diamanten nicht wie die Kontaktfläche eines Kegels berechnen kann, da es zu verfälschten Werten käme. Deswegen wird der Radius an der Spitze des Diamanten ermittelt und die Kontaktfläche kann so über die Flächenfunktion eines Kugelabschnittes und des darunter liegenden Kegelstumpfes berechnet werden.

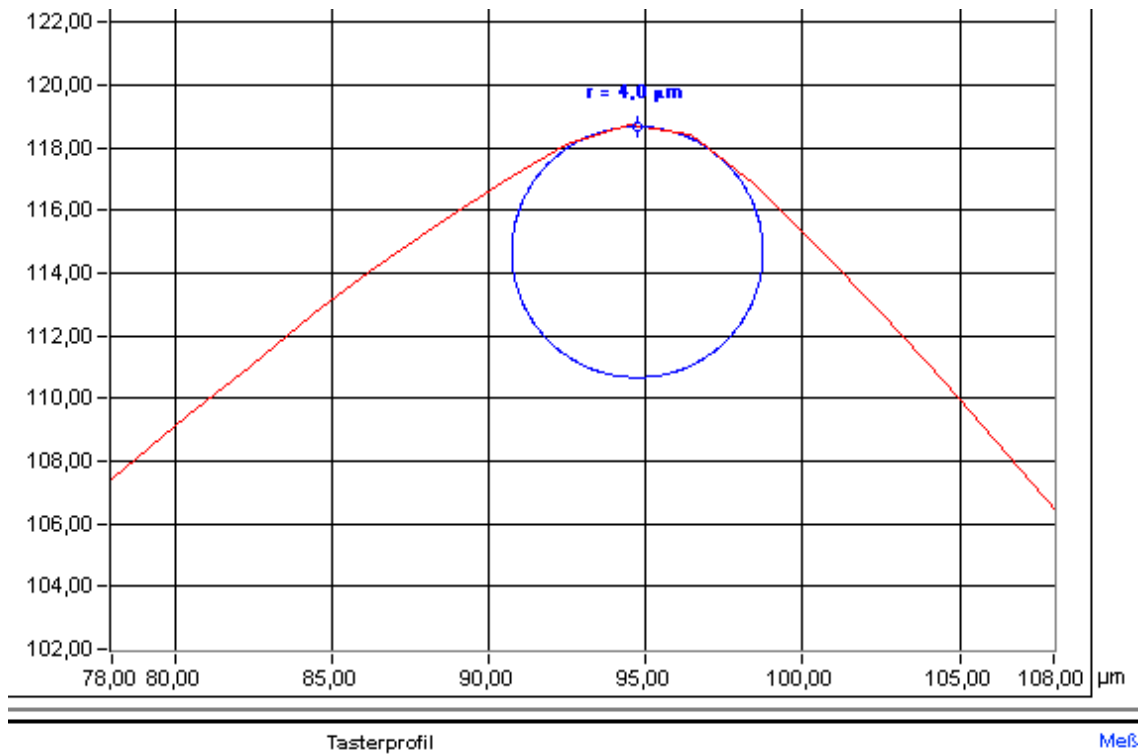


Abbildung 28: Tasterprofil 90°-Diamant (mit UST abgetastet)
r= Spitzenradius

Der Spitzenradius des Diamanten konnte hier mit 4 µm festgelegt werden. Bei einer angenommenen

- Eindringtiefe von 3 µm ergäbe das für den
- Kugelabschnitt ($A=\pi h(4r_1-h)$) mit der
- Eindringtiefe $h=1\mu\text{m}$ und $r_1=4\mu\text{m}$ und für den darunter liegenden
- Kegelstumpf ($A=\pi[r_2^2+r_3^2+s(r_2+r_3)]$) mit $r_2=3\mu\text{m}$ und $r_3=5\mu\text{m}$ und $s=2,83\mu\text{m}$
- (s berechnet sich mit $h_2=2\mu\text{m}$ aus $(h_2)^2+(r_3-r_2)^2=s^2$), eine
- Kontaktfläche von $A=\pi h(4r_1-h)+\pi[r_2^2+r_3^2+s(r_2+r_3)]=\pi 1\mu\text{m}(4 \times 4 \mu\text{m}-1\mu\text{m})+\pi[(3\mu\text{m})^2+(5\mu\text{m})^2+2,83\mu\text{m}(3\mu\text{m}+5\mu\text{m})]=47,12 \mu\text{m}^2+177,94\mu\text{m}^2=225,06\mu\text{m}^2$.

Mit einer Last von 50mN ergäbe das mit der Eindringtiefe von 3µm eine Belastung von $50\text{mN}/225,06\mu\text{m}^2=0,05\text{N}/2,2506 \times 10^{-4}\text{mm}^2=222\text{N}/\text{mm}^2=222 \text{MPa}$. Bezüglich der ermittelten Werte von 34 bis 40 MPa (Hidaka *et al.*, 1999; Kumagai *et al.*, 1999) entspricht dies der ca. 6-fachen Kaubelastung. Die Versuche wurden also mit einer Last ausgeführt, die oberhalb der

physiologischen Kaubelastung liegt. Die Versuche können also eher als Belastungstests der Komposite gesehen werden, wie sie in Extremsituationen selten auftreten können.

Zu überlegen wäre, ob man den Versuchsablauf in dem Sinne abändert, dass man anstatt der Diamanten, die hier zur Untersuchung der Werkstoffe benutzt wurden eine physiologischere Tastspitze, zum Beispiel die oben bereits erwähnten Steatit-Keramik-Bälle mit einem Durchmesser von 6 mm (ähnlich dem eines Molaren-Höckers), die sich als geeigneter Ersatz von Schmelz gezeigt hatten (Wassell *et al.*, 1994a; Wassell *et al.*, 1994b), einsetzte.

So könnte auch mit dem UST bei ca. 1 200 000 Versuchszyklen (zum Beispiel mit der Abriebmessung) fünfjähriger Verschleiß im dentalen Bereich simuliert werden (siehe „2.2 Kausimulatoren“). Der Vorteil des UST[®] liegt darin, dass nicht nur der Verschleiß an einem einzelnen Punkt untersucht werden kann, sondern dass der Versuch dynamisch durchgeführt werden kann. So können auch Extrusionsbewegungen, wie sie in der dynamischen Okklusion auftreten, simuliert werden.

5.7 Klinische Schlußfolgerungen

Wie schon in der Einleitung beschrieben, liegen die Hauptursachen des Scheiterns von Kompositfüllungen heutzutage in Sekundärkaries, Frakturen, marginalen Imperfektionen, Verschleiß und postoperativer Hypersensibilität (Hickel and Manhart, 2001). Die Entwicklung und Testung neuer Komposite zielt darauf, diese negativen Eigenschaften möglichst zu minimieren. Mit den vorliegenden Oberflächenuntersuchungen kann zumindest der Verschleiß der Komposite untereinander verglichen werden. Aussagen über spätere marginale Imperfektionen und Sekundärkaries können teilweise getroffen werden.

Die Problematik von *in vitro*- Untersuchungen besteht unter anderem darin, dass die Ergebnisse nicht immer mit *in vivo*- Ergebnissen korrelieren würden. Bei Komposit-Restaurationen spielen dabei nicht nur die Materialien eine Rolle, sondern es gibt hier auch zahnarzt- und patientenspezifische Faktoren, die den Erfolg der Restauration beeinflussen (Sarrett, 2005), die in keiner *in vitro*- Studie zuverlässig untersucht werden können.

So konnten in einer Studie (Soderholm *et al.*, 2001) signifikant verschiedene Verschleißwerte von Restaurationen, die von zwei verschiedenen Zahnärzten appliziert worden waren, ermittelt werden. Da in dieser Studie die Polymerisationslampen und -zeiten standardisiert worden waren, wurde angenommen, dass die Unterschiede auf verschiedene Applizierinstrumente, Handstücke und Art der anatomischen Ausarbeitung zurückzuführen seien.

Die am schwierigsten vorhersehbaren Einflußgrößen sind die mit dem Patienten zusammenhängenden Faktoren. So unterscheiden sich Patienten bezüglich der okklusalen Kaukräfte, Parafunktionen, Speichelzusammensetzungen (Asmussen, 1984; de Gee *et al.*, 1996; Larsen *et al.*, 1992), Ernährungsweise (Sarrett, 2005) und Aufnahme von Lösungsmitteln wie z.B. Ethanol (Asmussen, 1984; Ferracane and Marker, 1992; Ferracane and Berge, 1995; Sarrett *et al.*, 2000). Dadurch verändern sich die mechanischen Eigenschaften der Komposite individuell und der Mißerfolg der Restauration kann beim einzelnen Patienten früher eintreten.

Die Probleme den Verschleiß betreffend waren früher so ausgeprägt, dass durch den Abrieb die Restaurationen mehrere hundert Mikrometer unterhalb der Schmelzgrenze abgetragen waren und sich die Approximalkontakte auflösten oder durch Mesialdrift der Zähne weiterhin bestanden (Sarrett, 2005). Diese Probleme sind heutzutage durch die Zusammensetzung der Komposite weitgehend beseitigt. Beim Einsatz von Komposit-Restaurationen im okklusionstragenden Seitenzahnggebiet kann Verschleiß jedoch immer noch problematisch sein, wobei der Verschleiß eher an Okklusionspunkten als an kontaktpunktfreien Flächen auftritt (Soderholm *et al.*, 2001).

Bei ungleichmäßigem Verschleiß von Füllungswerkstoff und Zahnoberfläche bildet sich an dieser Stelle eine Stufe. Man kann sich vorstellen, dass hier die Plaqueakkumulation größer als an anderen Stellen ist und es dadurch zusätzlich zu marginalen Imperfektionen von Verfärbungen, über Microleakage entlang der Kavitätenwand bis hin zu Sekundärkaries kommen kann. So kann die Notwendigkeit des Ersatzes der Restauration beschleunigt werden.

Aus genannten Gründen finden auf diesem Gebiet immer noch Untersuchungen statt, um den Verschleiß von Komposit-Restaurationen möglichst zu optimieren.

In der vorliegenden Studie zeigten die Komposite sehr geringe Verschleißwerte. Um mit dem UST[®]-Gerät den Verschleiß über Jahre simulieren zu können, müssten zumindest die Anzahl der Zyklen erhöht und eventuell noch andere Faktoren modifiziert werden.

Das Ergebnis spiegelt jedoch auch die verbesserte Verschleißfestigkeit heutiger Komposite im Vergleich zu früheren Kompositen wider.

Der Vorteil der vorliegenden Meßmethode liegt unter anderem darin, dass hier der tatsächliche Substanzverlust mittels Abtasten der Oberfläche gemessen werden kann. Teilweise wurde in anderen Studien zum Beispiel das Gewicht des abradierten Materials gemessen (z.B. (Hu *et al.*, 1999a)), wodurch es aber schwierig wird, den oberflächlichen Verschleiß direkt zu vergleichen.

Interessant wäre noch die Gegenüberstellung der Werte von Restaurationen und Zahnhartsubstanz. So könnte man in einer weiteren Studie Komposite und Schmelz oder direkt die Grenzfläche Komposit-Schmelz untersuchen und vergleichen. Um die schwierig zu untersuchenden zahnarzt- und patientenspezifischen Faktoren mit einzubeziehen, könnten die Untersuchungen von jeweils mehreren Zahnärzten durchgeführt werden. Zusätzlich könnte die Korrelation mit in vivo- Resultaten mehr Auskunft über die patientenbezogenen Faktoren geben, wobei hier standardisierte Aussagen nie möglich sein werden, da zu unterschiedliche Bedingungen im Patientenmund vorhanden sind.

6 Zusammenfassung

Die vorliegende Arbeit beschäftigte sich mit der Fragestellung, ob und in wie weit bei verschiedenartigen dentalen Kompositen und Lagerungsmedien Unterschiede bezüglich ihres Oberflächenverschleißverhaltens festgestellt werden konnten.

Zudem sollte bei dem bis dahin im dentalen Bereich wenig eingesetzten Universal Surface Tester[®] (UST[®]) eine mögliche Nutzung für die Bearbeitung zahnmedizinischer Fragestellungen geprüft werden.

Bei der in vitro-Studie wurden drei Komposite (Arabesk Top, Artglass, Sinfony) untersucht. Diese wurden alle auf die gleiche Art und Weise vorbehandelt, indem konische Komposit-Prüfkörper hergestellt wurden. Nach vollständiger Polymerisation wurden die zu untersuchenden Prüfkörperoberflächen mit SiC-Naßschleifpapier bis zu einer Körnung von 1200 bearbeitet. Dann wurden von jedem Komposit jeweils vier Prüfkörper in je einem Medium (Luft, Wasser, Ethanol und Pseudocholinesterase (PCE) -Lösung) für drei Monate gelagert.

Anschließend wurden die Prüfkörper mit dem UST[®] hinsichtlich ihres Oberflächenverschleißverhaltens untersucht. Der UST[®] ermöglicht es, mikromechanische Belastungen zu simulieren und Oberflächen- und viskoelastische Eigenschaften der Materialien zu untersuchen. In der vorliegenden Studie wurden linienförmige Messungen (Standard-, Abriebmessung und Kratztest) sowie punktförmige Messungen (Statische Messung, Universalhärte) durchgeführt.

Nach Auswertung der Ergebnisse der Standard-, der Abrieb-, der Statischen Messung und der Universalhärte hatte der Verblendwerkstoff Sinfony sowohl den geringsten Abrieb, die kleinsten Härtewerte als auch die geringste permanente Verformung nach Belastung. Sinfony hatte auch das größte und schnellste elastische Rückstellverhalten im Vergleich zu dem Verblendwerkstoff Artglass und dem Füllungswerkstoff Arabesk Top. Letztere hatten ähnliche Werte, wobei Artglass bezüglich des elastischen Rückstellverhaltens größere Werte als Arabesk Top hatte und sich diese elastische Rückstellung auch schneller einstellte. Auch bezüglich der permanenten Verformung und dem

Abrieb verhielten sich diese Komposite ähnlich. Nach Lagerung in PCE hatte Arabesk Top eine größere permanente Verformung als Artglass. Bei der Messung des Abriebs zeigte sich Arabesk Top nach Lagerung in Ethanol und Luft weniger abradiert als Artglass.

Die jeweilige Lagerung betrachtend zeigte sich, dass nach Lagerung in Ethanol die jeweils größte elastische und permanente Verformung auftrat, die elastische Rückstellung am schnellsten verlief und die Härtewerte am geringsten waren.

Die Messungen wurden mit dem Universal Surface Tester[®] (UST[®]) durchgeführt. Nach Betrachtung und Kritik der Meßmethode wurde dargestellt, dass der UST[®] als aussagekräftiges Oberflächenverschleißtestgerät zum Einsatz kommen konnte und daß das Verschleißverhalten dentaler Komposite nach Abänderung einiger Faktoren noch vielseitiger untersucht werden kann.

Die Ergebnisse dieser in vitro-Studie können nicht unmittelbar das Verschleißverhalten von Kompositen in vivo vorhersagen, da mit dieser Testmethode nicht der gesamte komplexe Verschleißvorgang eines Materials in vivo untersucht werden kann. Die prinzipielle Problematik der schwierigen Korrelation zwischen in vitro- und in vivo-Untersuchungen werden auch mit diesem Gerät nicht gelöst werden können.

Diese Untersuchungsmethode kann aber dazu beitragen, das Verschleißverhalten von dentalen Kompositen in vivo und in vitro besser verstehen zu lernen.

7 Literaturverzeichnis

Altman, DG (1998). *Evidence-based medicine: how to practice & teach EBM*
Edinburgh: Churchill-Livingstone.

Asmussen, E (1984). *Softening of BISGMA-based polymers by ethanol and by organic acids of plaque*. Scand J Dent Res 92(3):257-61.

Bauer, J, Neumann, Th., Saekel, R. (1995). *[Mundgesundheit und zahnmedizinische Versorgung in der Bundesrepublik Deutschland 1994]*. Berlin.

Bauer, J, Saekel, R. (1995). *[Konsequenzen des Wandels in der Zahnerhaltung]*. Die Betriebskrankenkasse 7:410 - 421.

Bayne, SC, Taylor, DF, Heymann, HO (1992). *Protection hypothesis for composite wear*. Dent Mater 8(5):305-9.

Bowen, RL (1963). *Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations*. J Am Dent Assoc 66(57-64).

Braem, M, Lambrechts, P, Van Doren, V, Vanherle, G (1986). *In vivo evaluation of four posterior composites: quantitative wear measurements and clinical behavior*. Dent Mater 2(3):106-13.

Bremner, M (1959). *False teeth for the millions*. In: *The story of dentistry*
Brooklyn: Dental Items of Interest.

Brunthaler, A, Konig, F, Lucas, T, Sperr, W, Schedle, A (2003). *Longevity of direct resin composite restorations in posterior teeth*. Clin Oral Investig 7(2):63-70.

Bundesvereinigung, B-AddZeV-uK (2000). *Das Dental Vademekum - 7. Ausgabe*: Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV/Hanser.

Cha, HS, Lee, YK, Lim, BS, Rhee, SH, Yang, HC (2004). *Evaluation of wear resistance of dental resin composites with a 3D profilometer*. J Biomed Mater Res B Appl Biomater 71(2):414-20.

Cobb, DS, Dederich, DN, Gardner, TV (2000). *In vitro temperature change at the dentin/pulpal interface by using conventional visible light versus argon laser*. Lasers Surg Med 26(4):386-97.

Condon, JR, Ferracane, JL (1997a). *In vitro wear of composite with varied cure, filler level, and filler treatment*. J Dent Res 76(7):1405-11.

Cornell, JA, Jordan, JS, Ellis, S, Rose, EE (1957). *A method of comparing the wear resistance of various materials used for artificial teeth*. J Am Dent Assoc

54(5):608-14.

Craig, RG, Powers, JM (1976). *Wear of dental tissues and materials*. Int Dent J 26(2):121-33.

Craig, RG (1997). *Restorative dental materials*. 10th edition ed. St. Louis: Mosby.

de Gee, AJ, Wendt, SL, Werner, A, Davidson, CL (1996). *Influence of enzymes and plaque acids on in vitro wear of dental composites*. Biomaterials 17(13):1327-32.

Decker, C, Jenkins, A (1985). *Kinetic Approach of Oxygen Inhibition in Ultraviolet- and Laser-Induced Polymerizations*. Macromolecules 18):1241-1244.

DeLong, R, Douglas, WH (1983). *Development of an artificial oral environment for the testing of dental restoratives: bi-axial force and movement control*. J Dent Res 62(1):32-6.

DeLong, R, Sakaguchi, RL, Douglas, WH, Pintado, MR (1985). *The wear of dental amalgam in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater 1(6):238-42.

Devos, SA, van der Valk, PG (2000). *Immediate contact reaction to 2-hydroxyethyl methacrylate? Contact Dermatitis* 43(6):364-5.

Dickson, G (1979). *Physical and chemical properties and wear*. J Dent Res 58(5):1535-43.

Dijkman, GE, Arends, J (1992). *Secondary caries in situ around fluoride-releasing light-curing composites: a quantitative model investigation on four materials with a fluoride content between 0 and 26 vol%*. Caries Res 26(5):351-7.

Dijkman, GE, de Vries, J, Arends, J (1994). *Secondary caries in dentine around composites: a wavelength-independent microradiographical study*. Caries Res 28(2):87-93.

Fan, PL, Powers, JM, Craig, RG (1979). *In vitro wear of microfilled and visible light-cured composites*. J Dent Res 58(11):2116-9.

Ferracane, JL, Marker, VA (1992). *Solvent degradation and reduced fracture toughness in aged composites*. J Dent Res 71(1):13-9.

Ferracane, JL (1995). *Current trends in dental composites*. Crit Rev Oral Biol Med 6(4):302-18.

- Ferracane, JL, Berge, HX (1995). *Fracture toughness of experimental dental composites aged in ethanol*. J Dent Res 74(7):1418-23.
- Ferracane, JL, Mitchem, JC, Condon, JR, Todd, R (1997). *Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure*. J Dent Res 76(8):1508-16.
- Finer, Y, Santerre, JP (2004). *Salivary esterase activity and its association with the biodegradation of dental composites*. J Dent Res 83(1):22-6.
- Gallegos, LI, Nicholls, JI (1988). *In vitro two-body wear of three veneering resins*. J Prosthet Dent 60(2):172-8.
- Glenn, J (1982). *Composition and properties of unfilled and composite resin restorative material*. In: *Biocompatibility of dental materials*. 10th edition ed. Boca Raton (FL): CRC Press.
- Gorgas, F (1891). *Vulcano-plastic work*. In: *Harris' principles and practice of dentistry*. 12th ed. Philadelphia: Blakiston P, Son and Co.
- Grajower, R, Shaharbani, S, Kaufman, E (1979). *Temperature rise in pulp chamber during fabrication of temporary self-curing resin crowns*. J Prosthet Dent 41(5):535-40.
- Harrison, A, Lewis, TT (1975). *The development of an abrasion testing machine for dental materials*. J Biomed Mater Res 9(3):341-53.
- Hickel, R, Manhart, J (2001). *Longevity of restorations in posterior teeth and reasons for failure*. J Adhes Dent 3(1):45-64.
- Hidaka, O, Iwasaki, M, Saito, M, Morimoto, T (1999). *Influence of clenching intensity on bite force balance, occlusal contact area, and average bite pressure*. J Dent Res 78(7):1336-44.
- Hosoda, H, Yamada, T, Inokoshi, S (1990). *SEM and elemental analysis of composite resins*. J Prosthet Dent 64(6):669-76.
- Hu, X, Harrington, E, Marquis, PM, Shortall, AC (1999a). *The influence of cyclic loading on the wear of a dental composite*. Biomaterials 20(10):907-12.
- Hu, X, Marquis, PM, Shortall, AC (1999b). *Two-body in vitro wear study of some current dental composites and amalgams*. J Prosthet Dent 82(2):214-20.
- Hu, X, Marquis, PM, Shortall, AC (2003). *Influence of filler loading on the two-body wear of a dental composite*. J Oral Rehabil 30(7):729-37.
- Jaffer, F, Finer, Y, Santerre, JP (2002). *Interactions between resin monomers and commercial composite resins with human saliva derived esterases*.

Biomaterials 23(7):1707-19.

Jones, DW, Jones, PA, Wilson, HJ (1972). *A simple abrasion test for composites*. J Dent 1(1):28-34.

Kalachandra, S (1989). *Influence of fillers on the water sorption of composites*. Dent Mater 5(4):283-8.

Kalachandra, S, Wilson, TW (1992). *Water sorption and mechanical properties of light-cured proprietary composite tooth restorative materials*. Biomaterials 13(2):105-9.

Kawai, K, Iwami, Y, Ebisu, S (1998). *Effect of resin monomer composition on toothbrush wear resistance*. J Oral Rehabil 25(4):264-8.

Kern, M, Strub, JR, Lu, XY (1999). *Wear of composite resin veneering materials in a dual-axis chewing simulator*. J Oral Rehabil 26(5):372-8.

Kiefer, DM (2000). *The long road to "organic glass"*. Chemistry Chronicles 9(12):45 - 47.

Krejci, I, Reich, T, Lutz, F, Albertoni, M (1990a). *[An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100(8):953-60.

Krejci, I, Lutz, F (1990b). *[In-vitro test results of the evaluation of dental restoration systems. Correlation with in-vivo results]*. Schweiz Monatsschr Zahnmed 100(12):1445-9.

Krejci, I, Lutz, F, Reimer, M, Heinzmann, JL (1993). *Wear of ceramic inlays, their enamel antagonists, and luting cements*. J Prosthet Dent 69(4):425-30.

Kumagai, H, Suzuki, T, Hamada, T, Sondang, P, Fujitani, M, Nikawa, H (1999). *Occlusal force distribution on the dental arch during various levels of clenching*. J Oral Rehabil 26(12):932-5.

Lambrechts, P, Braem, M, Vanherle, G (1987a). *[Clinical experiences with composites and dentin adhesives in the posterior dental arch. I: Clinical judgements of composites]*. Phillip J Restaur Zahnmed 5(1):12-28.

Lambrechts, P, Braem, M, Vanherle, G (1987b). *Buonocore memorial lecture. Evaluation of clinical performance for posterior composite resins and dentin adhesives*. Oper Dent 12(2):53-78.

Larsen, IB, Freund, M, Munksgaard, EC (1992). *Change in surface hardness of BisGMA/TEGDMA polymer due to enzymatic action*. J Dent Res 71(11):1851-3.

Leinfelder, KF, Sluder, TB, Sockwell, CL, Strickland, WD, Wall, JT (1975).

Clinical evaluation of composite resins as anterior and posterior restorative materials. J Prosthet Dent 33(4):407-16.

Li, Y, Swartz, ML, Phillips, RW, Moore, BK, Roberts, TA (1985). *Effect of filler content and size on properties of composites.* J Dent Res 64(12):1396-401.

Lin, BA, Jaffer, F, Duff, MD, Tang, YW, Santerre, JP (2005). *Identifying enzyme activities within human saliva which are relevant to dental resin composite biodegradation.* Biomaterials 26(20):4259-64.

Lutz, F, Phillips, RW (1983a). *A classification and evaluation of composite resin systems.* J Prosthet Dent 50(4):480-8.

Lutz, F, Phillips, RW, Roulet, JF, Imfeld, T (1983b). *[Composites--classification and assessment].* SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 93(10):914-29.

Lutz, F, Phillips, RW, Roulet, JF, Setcos, JC (1984). *In vivo and in vitro wear of potential posterior composites.* J Dent Res 63(6):914-20.

Lutz, F, Krejci, I, Barbakow, F (1992). *Chewing pressure vs. wear of composites and opposing enamel cusps.* J Dent Res 71(8):1525-9.

Mair, LH (1991). *Staining of in vivo subsurface degradation in dental composites with silver nitrate.* J Dent Res 70(3):215-20.

Mair, LH (1992). *Wear in dentistry--current terminology.* J Dent 20(3):140-4.

Mair, LH, Stolarski, TA, Vowles, RW, Lloyd, CH (1996). *Wear: mechanisms, manifestations and measurement. Report of a workshop.* J Dent 24(1-2):141-8.

Mair, LH (1999). *Understanding wear in dentistry.* Compend Contin Educ Dent 20(1):19-22, 24, 26 passim; quiz 32.

Mandikos, MN, McGivney, GP, Davis, E, Bush, PJ, Carter, JM (2001). *A comparison of the wear resistance and hardness of indirect composite resins.* J Prosthet Dent 85(4):386-95.

Manhart, J, Kunzelmann, KH, Chen, HY, Hickel, R (2000a). *Mechanical properties and wear behavior of light-cured packable composite resins.* Dent Mater 16(1):33-40.

Manhart, J, Scheibenbogen-Fuchsbrunner, A, Chen, HY, Hickel, R (2000b). *A 2-year clinical study of composite and ceramic inlays.* Clin Oral Investig 4(4):192-8.

McKinney, JE, Wu, W (1985). *Chemical softening and wear of dental composites.* J Dent Res 64(11):1326-31.

- McLean, JW (1991). *The science and art of dental ceramics*. Oper Dent 16(4):149-56.
- Messer, PF, Piddock, V, Lloyd, CH (1991). *The strength of dental ceramics*. J Dent 19(1):51-5.
- Mitchem, JC, Gronas, DG (1985). *The continued in vivo evaluation of the wear of restorative resins*. J Am Dent Assoc 111(6):961-4.
- Munakata, Y, Tsuji, M, Kasai, S (1991). *Occlusal force pattern during rhythmic human tapping movement*. J Oral Rehabil 18(3):265-72.
- Munksgaard, EC (1992). *Toxicology versus allergy in restorative dentistry*. Adv Dent Res 6(17-21).
- Oakes, M (1986). *Statistical inference: a commentary for the social and behavioral sciences*. Chichester: Wiley.
- Oysaed, H, Ruyter, IE, Sjovik Kleven, IJ (1988). *Release of formaldehyde from dental composites*. J Dent Res 67(10):1289-94.
- Pearson, GJ (1979). *Long term water sorption and solubility of composite filling materials*. J Dent 7(1):64-8.
- Peutzfeldt, A (1995). *Dual-cure resin cements: in vitro wear and effect of quantity of remaining double bonds, filler volume, and light curing*. Acta Odontol Scand 53(1):29-34.
- Peutzfeldt, A (1997). *Resin composites in dentistry: the monomer systems*. Eur J Oral Sci 105(2):97-116.
- Peyton, FA (1975). *History of resins in dentistry*. Dent Clin North Am 19(2):211-22.
- Pugh, B (1973). *Wear. In: Friction and wear* London: Newnes-Butterworths.
- Quirynen, M, Bollen, CM (1995). *The influence of surface roughness and surface-free energy on supra- and subgingival plaque formation in man. A review of the literature*. J Clin Periodontol 22(1):1-14.
- Raadal, M (1978). *Abrasive wear of filled and unfilled resins in vitro*. Scand J Dent Res 86(5):399-403.
- Roulet, JF (1988). *The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites*. J Dent 16(3):101-13.
- Rueggeberg, FA, Margeson, DH (1990). *The effect of oxygen inhibition on an unfilled/filled composite system*. J Dent Res 69(10):1652-8.

Rueggeberg, FA (2002). *From vulcanite to vinyl, a history of resins in restorative dentistry*. J Prosthet Dent 87(4):364-79.

Ryhanen, R, Narhi, M, Puhakainen, E, Hanninen, O, Kontturi-Narhi, V (1983). *Pseudocholinesterase activity and its origin in human oral fluid*. J Dent Res 62(1):20-3.

Sakaguchi, RL, Douglas, WH, DeLong, R, Pintado, MR (1986). *The wear of a posterior composite in an artificial mouth: a clinical correlation*. Dent Mater 2(6):235-40.

Sakaguchi, RL, Wiltbank, BD, Murchison, CF (2005). *Cure induced stresses and damage in particulate reinforced polymer matrix composites: a review of the scientific literature*. Dent Mater 21(1):43-6.

Santerre, JP, Shajii, L, Leung, BW (2001). *Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products*. Crit Rev Oral Biol Med 12(2):136-51.

Sarkar, NK (2000). *Internal corrosion in dental composite wear*. J Biomed Mater Res 53(4):371-80.

Sarrett, DC, Soderholm, KJ, Batich, CD (1991). *Water and abrasive effects on three-body wear of composites*. J Dent Res 70(7):1074-81.

Sarrett, DC, Coletti, DP, Peluso, AR (2000). *The effects of alcoholic beverages on composite wear*. Dent Mater 16(1):62-7.

Sarrett, DC (2005). *Clinical challenges and the relevance of materials testing for posterior composite restorations*. Dent Mater 21(1):9-20.

Satou, N, Khan, AM, Satou, K, Satou, J, Shintani, H, Wakasa, K, Yamaki, M (1992). *In-vitro and in-vivo wear profile of composite resins*. J Oral Rehabil 19(1):31-7.

Schwartz, JI, Soderholm, KJ (2004). *Effects of filler size, water, and alcohol on hardness and laboratory wear of dental composites*. Acta Odontol Scand 62(2):102-6.

Shortall, AC, Hu, XQ, Marquis, PM (2002). *Potential countersample materials for in vitro simulation wear testing*. Dent Mater 18(3):246-54.

Sjogren, G, Lantto, R, Granberg, A, Sundstrom, BO, Tillberg, A (1999). *Clinical examination of leucite-reinforced glass-ceramic crowns (Empress) in general practice: a retrospective study*. Int J Prosthodont 12(2):122-8.

Soderholm, KJ (1981). *Degradation of glass filler in experimental composites*. J

Dent Res 60(11):1867-75.

Soderholm, KJ, Richards, ND (1998). *Wear resistance of composites: a solved problem?* Gen Dent 46(3):256-63; quiz 264-5.

Soderholm, KJ, Lambrechts, P, Sarrett, D, Abe, Y, Yang, MC, Labella, R, Yildiz, E, Willems, G (2001). *Clinical wear performance of eight experimental dental composites over three years determined by two measuring methods.* Eur J Oral Sci 109(4):273-81.

St Germain, H, Swartz, ML, Phillips, RW, Moore, BK, Roberts, TA (1985). *Properties of microfilled composite resins as influenced by filler content.* J Dent Res 64(2):155-60.

Suzuki, S, Leinfelder, KF, Kawai, K, Tsuchitani, Y (1995). *Effect of particle variation on wear rates of posterior composites.* Am J Dent 8(4):173-8.

Suzuki, S, Suzuki, SH, Cox, CF (1996). *Evaluating the antagonistic wear of restorative materials when placed against human enamel.* J Am Dent Assoc 127(1):74-80.

Suzuki, T, Kumagai, H, Watanabe, T, Uchida, T, Nagao, M (1997). *Evaluation of complete denture occlusal contacts using pressure-sensitive sheets.* Int J Prosthodont 10(4):386-91.

Tillitson, EW, Craig, RG, Peyton, FA (1971). *Friction and wear of restorative dental materials.* J Dent Res 50(1):149-54.

Torii, Y, Itou, K, Itota, T, Hama, K, Konishi, N, Nagamine, M, Inoue, K (1999). *Influence of filler content and gap dimension on wear resistance of resin composite luting cements around a CAD/CAM ceramic inlay restoration.* Dent Mater J 18(4):453-61.

Touati, B, Aidan, N (1997). *Second generation laboratory composite resins for indirect restorations.* J Esthet Dent 9(3):108-18.

Turssi, CP, De Moraes Purquerio, B, Serra, MC (2003). *Wear of dental resin composites: insights into underlying processes and assessment methods--a review.* J Biomed Mater Res B Appl Biomater 65(2):280-5.

Venhoven, BA, de Gee, AJ, Werner, A, Davidson, CL (1996). *Influence of filler parameters on the mechanical coherence of dental restorative resin composites.* Biomaterials 17(7):735-40.

Wassell, RW, McCabe, JF, Walls, AW (1994a). *Wear characteristics in a two-body wear test.* Dent Mater 10(4):269-74.

Wassell, RW, McCabe, JF, Walls, AW (1994b). *A two-body frictional wear test.*

J Dent Res 73(9):1546-53.

Wet, FAd, Ferreira, M. R. (1980). *Dental glazes - surfaces roughness and plaque accumulation*. Quintessence Int 9(127).

Wiley, MG (1989). *Effects of porcelain on occluding surfaces of restored teeth*. J Prosthet Dent 61(2):133-7.

Willems, G, Lambrechts, P, Braem, M, Celis, JP, Vanherle, G (1992). *A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics*. Dent Mater 8(5):310-9.

Willems, G, Lambrechts, P, Braem, M, Vanherle, G (1993). *Three-year follow-up of five posterior composites: in vivo wear*. J Dent 21(2):74-8.

Wu, W, Toth, EE, Moffa, JF, Ellison, JA (1984). *Subsurface damage layer of in vivo worn dental composite restorations*. J Dent Res 63(5):675-80.

Zum Gahr, KH (1987). *Microstructure and wear of materials* New York: Elsevier.

Danksagung

An dieser Stelle bedanke ich mich sehr herzlich bei Herrn Professor Dr. J. Geis-Gerstorfer für die Überlassung des Themas und die Ermöglichung der zügigen Durchführung der Experimente. Auch die Unterstützung und Ansprechbarkeit zu jeder Zeit haben mir immer weitergeholfen.

Besonderer Dank gilt Herrn Dr. F. Rupp, der mir immer beratend und hilfreich zur Seite gestanden hat.

Vielen Dank auch Herrn Dr. D. Axmann, der mich in statistischen Fragestellungen unterstützt hat.

Der Firma Innowep und Herrn Weinhold vielen Dank für das Ermöglichen der Durchführung aller Versuchsreihen in einem überschaubaren Zeitrahmen und in einer angenehmen Atmosphäre.

Allen bisher nicht genannten Kollegen, Freunden und meiner Familie, die mich bei der Arbeit unterstützt haben, sei an dieser Stelle gedankt.

Ganz besonders herzlicher Dank gilt meinem Lebenspartner Wenzel Salzmann, der immer motivierend für mich da gewesen ist.

Lebenslauf

Annika Salzmänn, geb. Pioch

- 15.02.1977: Geburt in Hofors/ Schweden
- Familienstand: verheiratet, 1 Kind
- Schulbildung:
 - 1983 – 1987: Grundschule in Mühlacker
 - 1987 – 1996: Theodor – Heuss – Gymnasium Mühlacker
 - Abschluß mit der Allgemeinen Hochschulreife 1996
- Auslandsaufenthalt
 - Einjährige Tätigkeit als Au pair in Connecticut/ USA 1996 – 1997
- Studium
 - Studium der Zahnmedizin an der Eberhard – Karls – Universität Tübingen 1997 – 2003
 - Approbation als Zahnärztin 2003
 - Zahnärztliche Prüfung am 06.06.2003
- Studienbegleitende Tätigkeiten:
 - Diverse Tätigkeiten als studentische Hilfskraft bei verschiedenen Unternehmen
 - Einmonatige Famulatur an der Universitätsklinik Tübingen 2000
 - Einmonatige Famulatur in Marangu/ Tansania am Marangu Hospital – dental unit 2002
- Tätigkeiten als Zahnärztin:
 - Dreimonatige Arbeit als Assistenz Zahnärztin in einer Privatpraxis 2003
 - Tätigkeit in der Klinik für Parodontologie/ Endodontologie/ Kariologie Basel der Universitätskliniken für Zahnmedizin seit 2004