

Untersuchungen zur Benetzbarkeit von Prothesenkunststoffen

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Grades eines Doktors der Zahnheilkunde

des Fachbereichs Humanmedizin

der Justus-Liebig-Universität Gießen

vorgelegt von **Dirk Döring**

aus **Fuldabrück (Landkreis Kassel)**

Gießen 2008

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik

des Klinikums der Justus-Liebig-Universität Gießen

Direktor: **Prof. Dr. P. Ferger**

Gutachter: **Prof. Dr. P. Ferger**

Gutachter: **Prof. Dr. J. Schneider**

Tag der Disputation: **09. März 2009**

Widmung

Diese Dissertation ist meinen Eltern, Großmüttern und meinem Patenonkel Herbert gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	1
2 Literaturübersicht	3
3 Ziel der Studie	6
4 Material und Methode	7
4.1 Untersuchte Materialien	7
4.2 Versuchsablauf	9
4.2.1 Herstellung der Prüfkörper.....	9
4.2.2 Fallzahlberechnung	10
4.2.3 Rahmenbedingungen.....	10
4.2.4 Kontaktwinkelmessung	11
4.2.5 Herstellung von künstlichem Speichel.....	12
4.2.6 Lagerung und mechanische Oberflächenbearbeitung der Prüfkörper während der Messreihen.....	13
4.2.7 Die vier Messreihen mit ihren Zusatzparametern im Einzelnen.....	15
4.2.8 Rautiefen der Prüfkörper.....	16
4.2.9 Wasseraufnahme der Prüfkörper.....	17
5 Ergebnisse	18
5.1.1 Bearbeitung der Daten.....	18
5.2 Statistische Auswertung	19
5.2.1 Irrtumswahrscheinlichkeit p (Signifikanz) mittels t-Test nach Student.....	19
5.3 Grafische Darstellung der Ergebnisse	23

5.3.1	Kontaktwinkeldiagramme der Wasser- und Speichelbenetzung bei Trockenlagerung, aufgeteilt nach Oberflächenbearbeitung	23
5.3.2	Kontaktwinkeldiagramme der Wasser- und Speichelbenetzung bei Feuchtlagerung, aufgeteilt nach Oberflächenbearbeitung.....	26
5.3.3	Kontaktwinkeldiagramme der Trocken- und Feuchtlagerung bei Speichelbenetzung aufgeteilt nach Kunststoffsorte	28
6	Diskussion	33
6.1	Kritische Bewertung der Prüfkörperherstellung und des Messverfahrens .	33
6.2	Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen der internationalen Literatur	33
6.3	Schlussfolgerung	36
7	Zusammenfassung	38
8	Summary	40
9	Literaturverzeichnis	42
10	Anhang	47
10.1.1	Verarbeitungsvorrichtung zur Prüfkörperherstellung von Palapress [®] , Versyo [®] .com und Eclipse [®]	47
10.1.2	Gipsplattenherstellung für Palapress [®] , Versyo [®] .com und Eclipse [®]	49
10.1.3	Prüfkörperherstellung aus den Kunststoffen Palapress [®] , Versyo [®] .com und Eclipse [®]	50
10.1.4	Prüfkörperherstellung aus dem Kunststoff Microbase [®]	52
10.1.5	Messwerttabelle	55
10.1.6	Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest auf Vorliegen einer Normalverteilung.....	57
10.1.7	Chargenliste der untersuchten Materialien und Hilfsmaterialien	59

11 Erklärung	60
12 Danksagung	61

1 Einleitung

Nicht selten haben Patienten mit dem Halt ihrer neuen regelrecht ausgeführten Totalprothese Probleme. Diese stellen sich dar in einer nicht zufriedenstellenden initialen Prothesenhaftung auf dem Schleimhauttegument. Hierunter leiden die Akzeptanz und die damit verbundene muskuläre Gewöhnung des Patienten an die neue Prothese.

Eine Totalprothese hält nach erfolgter Adaptation im Wesentlichen durch Muskelaktivität über einen der Muskulatur angepassten Prothesenrand (Funktionsrand), welcher an der Aktionsgrenze am Übergang von der unbeweglichen zur beweglichen Schleimhaut endet [3; 18; 19; 29; 53].

Eine gewisse physikalische Grundhaftung auf der Schleimhaut stellt einen weiteren Faktor des Totalprothesenhalts dar, ein Wasser- bzw. Speichelfilm sorgt für diesen Effekt [1; 2; 4; 6; 9; 11; 20; 21; 23; 24; 29; 40-47; 54-56; 58-60].

Es besteht eine kombinierte kapilläre Haftkraft zwischen Prothesenbasis und Prothesenlager, welche sich aus der Adhäsions- und der Kohäsionskraft zusammensetzt [2; 4; 12; 21; 24; 28; 32; 39].

Erklärt werden kann das am Beispiel zweier aufeinander liegender Glasplatten, zwischen denen sich ein Wasser- bzw. Speichelfilm befindet, welcher beide Platten mittels Kapillarkräften verbindet [21; 56]. Bei einem direkten vertikalen Abzug an den Platten entsteht ein „Saugeffekt“, es müssen Adhäsions- und Kohäsionskräfte überwunden werden, d. h. übertragen auf eine Totalprothese zwischen der mit Speichel angefeuchteten Schleimhautoberfläche und der Prothesenbasisfläche [21; 26; 29; 56].

Um nun die beiden Glasplatten, wie auch die Totalprothese vertikal von der Schleimhaut zu trennen, ist es erforderlich Kräfte auszuüben, die diesen „Saugeffekt“ überschreiten [21; 29; 32; 37; 56; 61]. Die Trennmethode, die den geringsten Kraftaufwand erfordert, ist ein Abhebeln am Rande der beispielhaft erwähnten Glasplatten mittels Auftrennung des dort endenden Flüssigkeitsfilms [28; 29; 56].

Entsprechendes gilt für die Totalprothese, hier ist es der Rand am Übergang von Aktionsgrenze und beweglicher Schleimhaut.

Um die zum Tegument gerichtete Prothesenoberfläche auf der unbeweglichen Schleimhaut zu maximieren ist folgender Punkt zu beachten: Eine richtige Prothesendimensionierung mit einem der Umgebungsmuskulatur angepassten Funktionsrand mittels Durchführung einer Spezialabformung am Übergang von beweglicher und unbeweglicher Schleimhaut [20; 29; 33; 49; 53].

Es darf sich zudem beim Tragen der Prothese keine Luft unter dem Prothesenlager befinden, die den Speichelfilm und damit den „Saugeffekt“ unterbricht [4; 28; 29; 37; 60].

Durch die regelrechte Kauflächengestaltung, Bishöhe und Kaukraftübertragung auf die Kieferkammmitte sowie eines korrekt platzierten Kauzentrums sind die einwirkenden Kräfte optimal zu verteilen [29; 34]. Einem Abhebeln durch Kaubewegungen wird so entgegengewirkt.

Zunächst muss für eine adäquate Gesamtgestaltung einer Totalprothese bis hin zur Aktionsgrenze (Funktionsrand) gesorgt werden, um dann in einem weiteren Schritt ein besonderes Augenmerk auf die Modifizierung der zur Schleimhaut weisenden Prothesenoberfläche zu richten.

Da der initiale Halt einer Totalprothese bei Eingliederung für die darauf folgende Adaptationsphase wichtig ist, jedoch trotz regelrechter Ausführung nicht immer erreicht wird, ergibt sich der Wunsch diese initiale Prothesenhaftung zu verbessern.

Unter Berücksichtigung des bereits von den zahlreich genannten Autoren belegten Einflusses des Flüssigkeitsfilms zwischen Prothese und Basis auf den Halt soll diese Verbesserung erreicht werden.

Gleiches gilt für die Parameter Kunststoffsorte, Oberflächenbeschaffenheit und Lagerung der Prothese vor Eingliederung bzw. Lagerung außerhalb des Mundes, um den Adaptationsprozess für den Patienten zu erleichtern.

2 Literaturübersicht

Als grundsätzliche Vorbemerkungen zur Benetzbarkeit seien zum besseren Verständnis zunächst einige physikalische Zusammenhänge erklärt:

Die Kohäsionskraft (Zusammenhangskraft) beschreibt die Kraft der Moleküle eines Stoffes, die sich gegenseitig anziehen [2; 31; 56]. Die drei verschiedenen Aggregatzustände, fest, flüssig und gasförmig eines Stoffes sind bedingt durch eine unterschiedliche Kohäsionskraft, wobei sie beim festen Stoff sehr groß, beim flüssigen nur gering und beim gasförmigen gar nicht vorhanden ist [31].

Die Anziehungskraft zwischen den Molekülen verschiedener Stoffe nennt man die Anhangskraft oder Adhäsion [2; 22; 27; 31; 56]. So haften z. B. Grafitteilchen eines Bleistifts auf dem Papier, Kreideteilchen an der Tafel und Flüssigkeiten auf festen Körpern [31]. Bei einer eine Kunststoffoberfläche benetzenden Flüssigkeit, wie z. B. Wasser oder Speichel, ist die Adhäsion größer als die Kohäsion und es entsteht ein Tropfenbild mit optisch messbaren Eigenschaften zwischen Tropfenrand und benetzter Oberfläche [56]. Der statische Kontaktwinkel, den die Flüssigkeit mit dieser Oberfläche bildet, beschreibt die Benetzbarkeit des Festkörpers, je hydrophiler (wasserliebender) ein Festkörper ist, desto besser benetzbar ist er. Die Benetzbarkeit steht zudem in Zusammenhang mit dem Kontaktwinkel, ein kleiner Kontaktwinkel repräsentiert eine bessere, ein großer Kontaktwinkel eine schlechtere Benetzbarkeit [30]. So bedeutet ein Kontaktwinkel von z. B. 0 Grad eine vollständige Benetzung, man spricht dann vom Spreiten der Flüssigkeit auf der Oberfläche [30].

Mit Zuhilfenahme der Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche zwischen Flüssigkeit und Prothesenkunststoff ist man in der Lage, über die Benetzbarkeit auf die Adhäsionskraft und somit auf die kapilläre Haftkraft einer aus einem prothetischen Kunststoff hergestellten und rein auf der Schleimhaut gelagerten Prothese Rückschlüsse zu ziehen.

Der gemessene Kontaktwinkel ist ein Maß für die Benetzbarkeit. Die in dieser Studie angewandte Messmethode gilt als Goldstandard.

Niedrige Kontaktwinkelwerte repräsentieren eine gute Benetzbarkeit und stehen damit für eine gute Adhäsion des Benetzungsmediums an der Kunststoffoberfläche [30].

Es wurden bis heute erst wenige Studien durchgeführt, die sich mit Kontaktwinkelmessungen auf Kunststoffen und der damit zusammenhängenden Prothesenretention beschäftigt haben.

Die zunächst genannten Studien beruhen auf den genannten physikalischen Erkenntnissen und wenden den optisch messbaren Effekt eines Wasser- bzw. Speicheltropfens auf einer damit benetzten prothetischen Kunststoffoberfläche an. In einem Teil der Studien wurden zusätzlich unterschiedliche Kunststoffe, mechanisch-oberflächliche Bearbeitungen und Lagerungen untersucht.

Monsénégo et al. [38] beschäftigten sich 1989 mit den handvermessenen Winkeln am Rande der applizierten Wassertropfen unterschiedlicher oberflächenbearbeiteter und gelagerter Prothesenkunststoffe und fanden heraus, dass sich deren Kontaktwinkel bei Wasserlagerung und Sandpapierbearbeitung (ohne Körnungsangabe) verringern und damit im Sinne einer höheren Adhäsion verbessern. Sie leiteten eine theoretisch erhöhte Prothesenretention bei einem niedrigeren Kontaktwinkel ab.

Reich [48] untersuchte ebenfalls im Jahr 1989 unpolierte und polierte Zahnfüllungen (SofLex Polierscheiben) aus Komposit und Glasionomerezement mittels Kontaktwinkelmessungen in vivo anhand von fotografierten und später an die Wand projizierten und dort vermessenen Diapositiven des auf die Füllungsoberfläche applizierten Wassertropfens. Er stellte ebenfalls einen Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit auf den Kontaktwinkel fest. Die polierten Füllungen waren weniger gut benetzbar und wiesen signifikant höhere statische Kontaktwinkel auf.

Kiliani et al. [25] führten 1984 Untersuchungen mit verschiedenen hochglanzpolierten Prothesenkunststoffen mittels handbetriebenem Kontaktwinkelmesser nach Wassertropfenapplikation bzw. künstlich hergestelltem Speichel als Applikationsmedium durch. Ihre Ergebnisse weisen unterschiedliche Kontaktwinkel auf den Hochglanzoberflächen von drei verschiedenen, aus heutiger Sicht veralteten, Kunststoffen auf. Sie konnten feststellen, dass die Benetzbarkeit der drei Kunststoffe verschieden war, sowohl bei künstlicher Speichel-, als auch bei Wasserbenetzung.

Craig et al. [11] führten bereits im Jahr 1960 Kontaktwinkelmessungen nach Wasser- und Speicheltropfenapplikation mittels Lupenvergrößerung vom Fotofilm auf unterschiedlich gelagerten Kunststoffen durch. Sie folgerten ebenfalls, dass sich die

Adhäsion mit fallendem Kontaktwinkel erhöht. Speziell die vor der Messung feucht gelagerten Kunststoffe wiesen die niedrigsten Kontaktwinkel auf.

Die im Folgenden genannten Studien beschäftigten sich mit reinen vertikalen Abzugsversuchen von in den Oberkiefer eingesetzten Prothesen. Die Kontaktwinkelmessung der Kunststoffoberfläche spielt in diesen Studien keine Rolle. Einzig die Auswirkungen auf das Abzugsverhalten wurden näher betrachtet.

In einer Studie von Campbell [10] aus dem Jahr 1956 stellte dieser mittels Abzugsversuchen von Oberkiefertotalprothesen fest, dass zuvor in Wasser gelagerte Kunststoffprothesen eine höhere Retention aufweisen. Sein Ergebnis begründete er mit der Wasseraufnahme des Kunststoffs, denn mit verlängerter Wasserlagerung stieg auch die gemessene Retention der Prothesen.

Kikuchi et al. [24] führten im Jahr 1999 in vivo Abzugsversuche an gesunden Probanden durch. Zuvor mit 50 µm Aluminiumpulver (Durchmesser) und unter Anwendung eines Druckes von 4kg/cm² für den Zeitraum von einer Minute bearbeiteten Gaumenplatten wurden als Prüfobjekte verwendet. Die von ihnen gemessene Retention bei Abzug hat sich durch diese Bearbeitung, im Vergleich zu unbearbeiteten Gaumenplatten, nahezu verdoppelt. In der Studie erfolgte keine vorige Wasserlagerung des Messobjekts.

In einer aktuellen Studie (2007) führten Sipahi et al. [52] Abzugsuntersuchungen im Oberkiefer von zahnlosen Xerostomiepatienten durch. Die Studie beinhaltete ebenfalls eine Kunststoffoberflächenbearbeitung mit 50 µm Aluminiumpulver, jedoch mit einer Bearbeitungszeit von nur 30 Sekunden ohne Druckangabe und ebenfalls ohne Wasserlagerung vor der eigentlichen Messung. Sie fanden im Gegensatz zu Kikuchi et al. heraus, dass sich keine Veränderung des retentiven Halts durch die Aluminiumpulverbearbeitung einstellt und begründeten ihr Messergebnis mit dem fehlenden Speichelfilm zwischen Basis und Tegument. Sie bezeichneten den Speichelfilm in diesem Zusammenhang als effektives Medium der physikalischen Retention.

3 Ziel der Studie

Auf Grund der Tatsache, dass keine Benetzbarkeitsstudie mit aktuellen markteingeführten Prothesenkunststoffen existiert, ist eine neuerliche Untersuchung angezeigt. Die Studie soll zudem alle bereits genannten Einflüsse, wie Kunststoffart, Oberflächenbearbeitung, Lagerung und Benetzungsmedium, auf den zu messenden Kontaktwinkel und damit auch auf den initialen Halt einer Totalprothese erstmalig gemeinsam berücksichtigen und im Zusammenhang prüfen.

Hinzu kommt, dass die bisherigen Studien mit aus heutiger Sicht veralteter Messtechnik durchgeführt wurden.

In dieser in vitro durchgeführten Benetzbarkeitsstudie sollte daher mittels modernster Kontaktwinkelmesstechnik untersucht werden, ob sich bei auf dem Markt befindenden Prothesenkunststoffen unterschiedlichster Zusammensetzung und Verarbeitungsprinzipien eine theoretische Verbesserung der initialen Prothesenhaftung auf dem Schleimhauttegument erreichen lässt.

Durch ein entsprechendes auf die Untersuchung von Kunststoffproben zugeschnittenes Studiendesign, wie im Abschnitt Material und Methode beschrieben, soll eine standardisierte, statische in vitro Kontaktwinkelmessung der Kunststoffe unter Laborbedingungen gewährleistet werden. Vier repräsentative, in den Markt eingeführte, unterschiedliche Prothesenkunststoffe wurden eingesetzt und für die geplanten Messungen in eine geeignete Prüfkörperform gebracht.

Als zu widerlegende Ausgangssituation wird die Nullhypothese angenommen, dass sich die vier zu untersuchenden Kunststoffe hinsichtlich der zu messenden Parameter nicht unterscheiden. Die Parameter im Einzelnen: Benetzbarkeit der vier verschiedenen Materialien; Benetzungsmedium künstlicher Speichel und deionisiertes Wasser; Feucht- und Trockenlagerung vor der eigentlichen Messung; Einfluss einer mechanischen Oberflächenbearbeitung.

Als Ziel dieser Studie wird die Untersuchung der Kunststoffe hinsichtlich des Ausschlusses der Nullhypothese mit Annahme der Alternativhypothese angestrebt.

4 Material und Methode

4.1 Untersuchte Materialien

Bei den Kunststoffmaterialien für diese Studie handelt es sich um insgesamt vier unterschiedliche markteingeführte Prothesenkunststoffe. Die ausgewählten Kunststoffe weisen nicht nur vier verschiedene Materialzusammensetzungen, sondern ebenfalls vier unterschiedliche Verarbeitungsprinzipien auf.

Folgende Materialien wurden untersucht:

1. Prothesenkunststoff:

Palapress[®] (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG in Hanau), ein traditionelles Pulver/Flüssigkeitssystem [35]. Es handelt sich dabei um ein zwei Komponenten Kaltpolymerisat (Autopolymerisierender Prothesenkunststoff). Dieses besteht aus Pulver mit Methylmethacrylat-Copolymerisaten (PMMA) mit gekapseltem Restperoxid als Basis und einem Zusatz von 1-Benzyl-5-phenylbarbitursäure und Farbpigmenten sowie einer Flüssigkeit, die Methylmethacrylat (MMA) als hauptsächliche Komponente enthält. Des Weiteren befinden sich in der Flüssigkeit noch Kupfer- und Chloridsalze als Co-Initiatoren sowie Lichtschutzmittel und Additive. Die Polymerisationsreaktion wird chemisch durch Vermischung beider Komponenten mit Hilfe der Barbitursäure initialisiert [16]. Es erfolgt eine lineare Kettenreaktion des schon fertigen Polymers im Pulver mit der beigemischten Flüssigkeit [14; 35; 51]. Der Kunststoff ist cadmiumfrei und enthält zudem einen Katalysator in der Flüssigkeitskomponente, der frei von tertiären Aminen ist [16].

2. Prothesenkunststoff:

Versyo®.com (Heraeus Kulzer). Dieser lichthärtende sich räumlich vernetzende Einkomponentenprothesenkunststoff ist MMA- und peroxidfrei. Er besteht hauptsächlich aus aliphatischen Polyesterurethantriacyrat, Dodecandioldimethacrylat, Bisphenol-A-ethoxylat(2)dimethacrylat und 2,2-Dimethoxy-1,2-diphenyl-ethan-1-on. Als Füllstoffkomponente ist pyrogenes Siliziumdioxid zugesetzt. Dieser Kunststoff ist frei von Benzoylperoxid, da bei diesem lichthärtenden Prothesenkunststoff eine Kombination aus verschiedenen Photoinitiatoren die Polymerisationsreaktion nach Beleuchtung in Gang setzt [16].

3. Prothesenkunststoff:

Microbase® (DeguDent GmbH in Hanau), ein modernes Heißpolymerisat, welches auf Grund von Restwassererhitzung im Gips per Mikrowellengerät zur Aushärtung gebracht wird. Es handelt sich um einen MMA freien, sich ebenfalls räumlich vernetzenden, Einkomponentenprothesenkunststoff. Bestandteile sind Polyurethanacrylat, aliphatisches Urethandimethacrylat, aliphatisches Polyesterurethanacrylat, Glas, Kunststofffasern, t-Butylperisonoanoat, Benzopinakol, Stabilisatoren und Farbstoffe. Eine dreidimensionale, sprich räumliche Vernetzung, erfolgt auch bei diesem Kunststoff während der Verarbeitungsreaktion [15]. Es ähnelt in der Zusammensetzung den vorgenannten MMA freien lichtpolymerisierenden Kunststoffen.

4. Prothesenkunststoff:

Eclipse® (DeguDent). Es ist ein lichthärtendes vor dem Polymerisationsvorgang thermoplastisch verformbares Einkomponentenprothesenmaterial. Folgende Stoffe sind in dem Kunststoff enthalten: Acryliertes Urethanoligomer (TBDMA), Urethandimethacrylat (HDIDMA), Octadecylacrylat, Hexandioldimethacrylat, Photoinitiatoren und Hilfsstoffe, Pigmente und rote Kunststofffasern. Eclipse® enthält kein Methylmethacrylat (MMA) und auch kein Benzoylperoxid [15]. Ebenso wie Versyo®.com und Microbase® vernetzt es sich während der Polymerisationsreaktion dreidimensional.

4.2 Versuchsablauf

4.2.1 Herstellung der Prüfkörper

Die zu untersuchenden runden, planparallelen Prüfkörper hatten einen Durchmesser von 18 mm und eine Dicke von 6 mm. Sie wurden in einer metallenen Verarbeitungsvorrichtung auf einer jeweils einmal benutzten und eigens dafür hergestellten Hartgipsplatte polymerisiert, um einer einmaligen Prothesenherstellung im Labor auf einem individuellen Arbeitsmodell zu entsprechen.

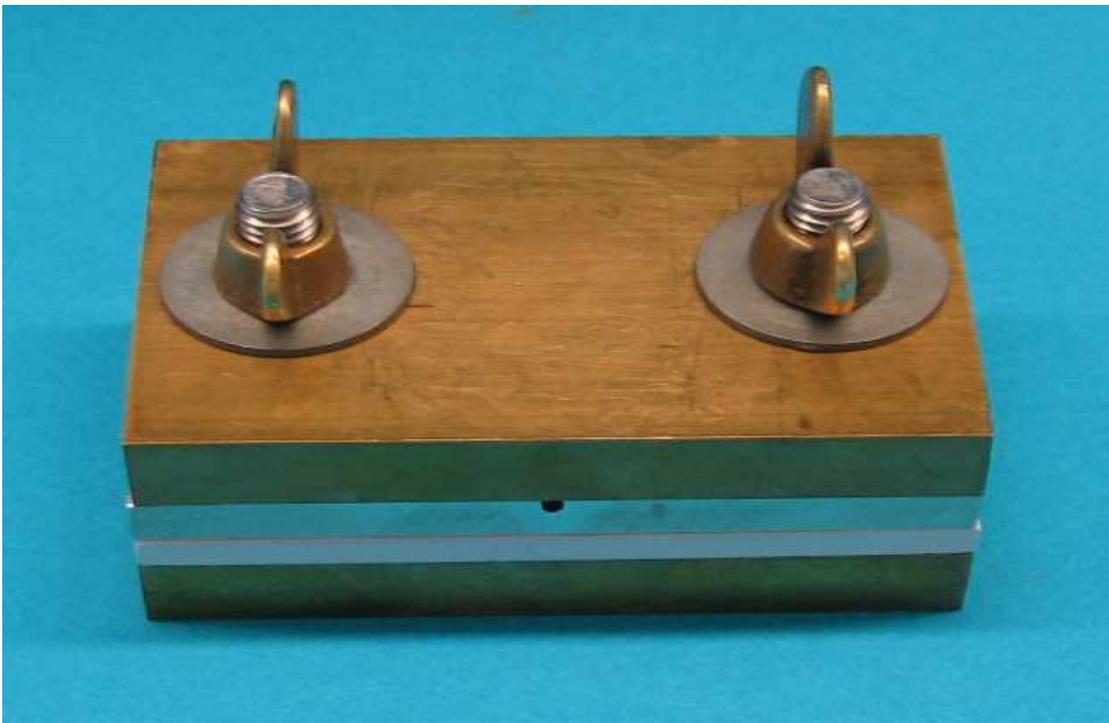


Bild 4.1: Verarbeitungsvorrichtung mit Messingdeckplatte

Die benötigten Gipsoberflächen für die Kunststoffe Palapress[®], Versyo[®].com und Eclipse[®] wurden in Form von Gipsplatten für diese spezielle metallene Vorrichtung zur späteren Kunststoffverarbeitung hergestellt. Bei dem Microbase[®] kunststoff wurde anders verfahren, hierbei ist die Gipsoberfläche in der zur Verarbeitung zu verwendenden Küvette des Herstellers, nach Silikonabformung der Prüfkörperform in der dafür modifizierten Verarbeitungsvorrichtung, entstanden.

4.2.2 Fallzahlberechnung

Die notwendige Anzahl der Prüfkörper hängt von der Streuung der Messergebnisse und den Unterschieden zwischen den einzelnen Materialien ab. Für die Messungen wurden zunächst 10 Prüfkörper pro Kunststoff in der Verarbeitungsvorrichtung hergestellt.

Bei den anschließenden Messungen der Prüfkörper ergab sich, dass diese Menge ausreichte, um zu einem eindeutigen Messergebnis zu gelangen. Es waren keine größeren Stückzahlen erforderlich, da deutliche Unterschiede unter den Materialien zu erkennen waren und eine geringe Streuung der Messergebnisse vorlag. Entsprechend den folgenden Dokumentationen war keine Veranlassung gegeben, die gewählte Fallzahl zu erhöhen.

Die Anzahl von 10 Prüfkörpern je Kunststoffsorte (Materialcharge) wurde auf Grund dessen beibehalten.



Bild 4.2: Prüfkörper der vier verschiedenen untersuchten Kunststoffe

4.2.3 Rahmenbedingungen

Alle Versuche, Materialherstellungen und -bearbeitungen wurden in klimatisierten Laborräumen mit einer Raumtemperatur von $23 \pm 1^\circ \text{C}$ durchgeführt.

4.2.4 Kontaktwinkelmessung

Die statischen Kontaktwinkelmessungen auf einer planparallelen, horizontal gelagerten Kunststoffoberfläche erfolgten unter standardisierten Bedingungen, durch eine computergesteuerte Messeinheit mit Videoaufzeichnung (Modell DSA10 MK2; Firma Krüss, Wissenschaftliche Laborgeräte in Hamburg) nach Anleitung des Geräteherstellers.

Die Messeinheit besteht aus den folgenden Hauptkomponenten: Einer Präzisionsdosiereinheit von Flüssigkeiten, einer Prüfkörperplattform mit fest darauf montierter Messkammer incl. Peltier-Element, einer diffusen Lichtquelle sowie einer CCD-Kamera. Die Steuerung der Dosiereinheit sowie die Aufzeichnungen der CCD-Kamera erfolgen computergestützt über die Software Drop Shape Analysis for Windows, Version 1.90.0.8 der Herstellerfirma Krüss.

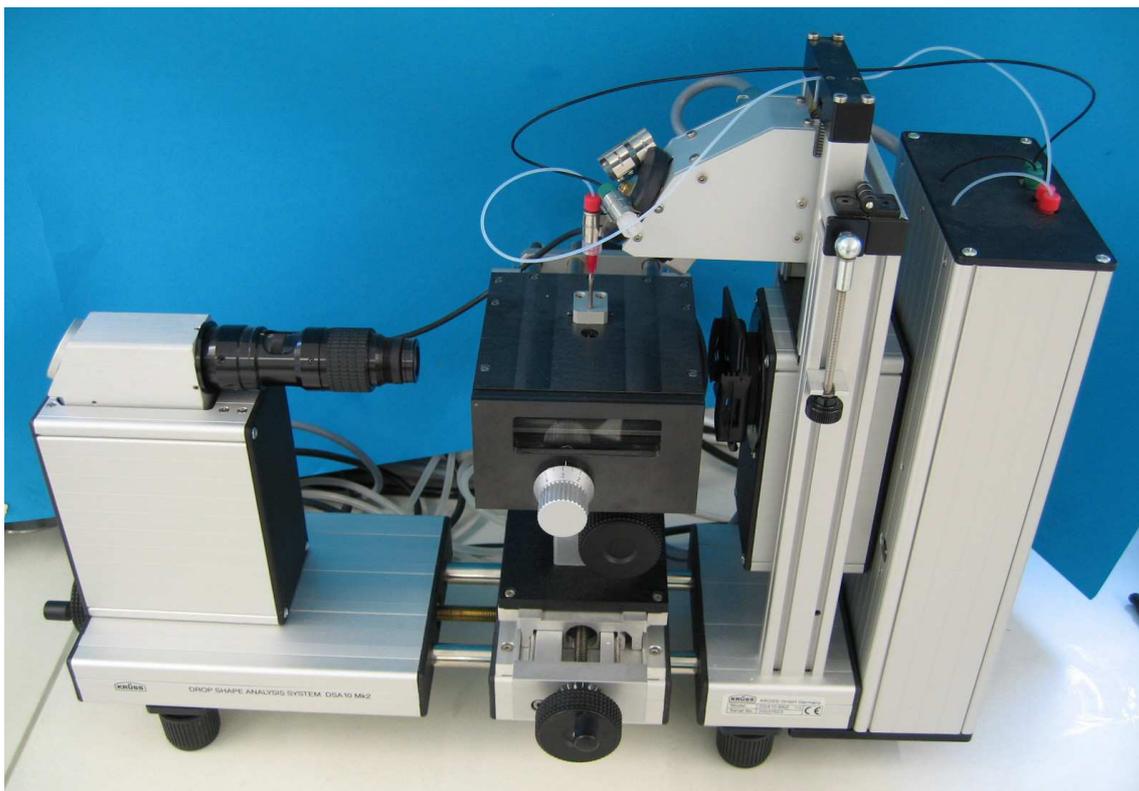


Bild 4.3: Kontaktwinkelmessgerät mit geschlossener Messkammer der Firma Krüss

Mit diesem modernen Messequipment wurden Kontaktwinkelmessungen aller 10 Prüfkörper der vier Materialchargen und der vier nachfolgend beschriebenen

Oberflächenbeschaffenheiten nach alternierender Trocken- und Feuchtlagerung mit von der Fa. Krüss empfohlenen deionisiertem Wasser (Fa. Fluka/ Sigma-Aldrich) und künstlich hergestelltem Speichel jeweils 10 mal über 120 Sekunden durchgeführt um den Einfluss der Tropfenverweildauer zu ermitteln.

Die eigentliche Messung wurde nach der Methode des liegenden Tropfens durchgeführt, wobei ein Wasser bzw. Speicheltropfen (6 μ l) [38] durch eine kleine Öffnung inmitten der zuvor vollständig verschlossenen Messkammer appliziert wurde. Das integrierte Peltier-Element garantierte eine konstante Temperatur von 23° C bei allen Messungen.

Die Auswertung des aufgezeichneten Messvideofilms mit der Software der Fa. Krüss, durch Anlegen einer Tangente an den Tropfen im Berührungspunkt fest, flüssig, gasförmig [30], ergab direkt den gewünschten Kontaktwinkel.

4.2.5 Herstellung von künstlichem Speichel

Für die Kontaktwinkelmessung mit einer Flüssigkeit, die dem menschlichen Speichel am nächsten und zudem noch problemlos im verwendeten Kontaktwinkelmessgerät zu benutzen war, war es nötig, die optimale Zusammensetzung von künstlichem Speichel herauszufinden und festzulegen. Durch Angaben in der internationalen Literatur, in denen künstlich hergestellter Speichel Verwendung fand bzw. dessen Zusammensetzung vermerkt war [5; 7; 17; 25; 36; 57], wurde ein Mischungsverhältnis der einzelnen Komponenten aus organischen (Muzin) und anorganischen Bestandteilen (Mineral) mit destilliertem Wasser bestimmt.

Es ergab sich folgende Zusammensetzung bezogen auf 100 ml (0,1 l) destillierten Wassers:

16 mg KH_2PO_4 ; 16 mg Na_2HPO_4 ; 60 mg KCl; 28 mg NaCl; 8 mg CaCl_2 ; 8 mg NH_4Cl ; 10 mg Harnstoff; 400 mg Muzin.

Anhand einer anschließenden elektronischen pH-Wert Messung (pH-Meter 761 Calimatic der Fa. Knick in Berlin) sowie rheometrischen Viskositätsbestimmung

(RheoStress RS80 der Fa. Haake in Karlsruhe) konnte eine sehr gute Übereinstimmung mit natürlichem Speichel gemessen werden.

Gemessene Viskosität: (η)= 0,04 Pas (Humaner Speichel: 0,035 - 0,1 [7])

Gemessener pH- Wert: 7,17 (Humaner Speichel: 6,4 - 7,3 [7])

Die Lagerung der erzeugten Lösung erfolgte analog den Vorschriften des Herstellers des zugesetzten Muzins (M 3895; Muzin from bovine submand glands, Fa. Sigma-Aldrich) bei -20° C. Die für eine Messreihe benötigte Speichelmenge (1 ml) wurde portioniert, tief gefroren und kurz vor Gebrauch bei Labortemperatur aufgetaut.

4.2.6 Lagerung und mechanische Oberflächenbearbeitung der Prüfkörper während der Messreihen

Die zur Trockenmessung der ersten Messreihe verwendeten Prüfkörper wurden nach deren Polymerisation lufttrocken gelagert.

Mittels Nadelabtastung (Perthometer S8P 7.1 der Firma Mahr in Göttingen) erfolgte zunächst eine mechanische Oberflächenrautiefenmessung der, für die erste Messreihe, polymerisierten, also noch nicht oberflächenbearbeiteten Prüfkörper, um die gemittelte Rautiefe R_Z zu dokumentieren.

Für die Feuchtmessung der ersten Messreihe wurden die Prüfkörper nach DIN EN ISO 10477:2004 (D) für 7 Tage in 20 ml Wasser (entsprechend ISO 3696, Qualität 2) bei $37\pm 1^{\circ}$ C gelegt, um eine ausreichende Wasseraufnahme zu garantieren.

Die noch feuchten polymerisierten Prüfkörper der ersten Messreihe wurden daraufhin mit Schmirgelpapier bearbeitet (240ger der Firma Leco in Kirchheim b. München), um die Prüfkörper für die zweite Messreihe zu erhalten. Die Rautiefe R_Z wurde erneut bestimmt und dokumentiert.

Für die folgenden Messreihen zwei bis vier, welche ebenfalls alternierende Messungen nach Trocken- und Feuchtlagerung enthalten, war es nötig, die feuchten Prüfkörper für die Trockenmessungen nach DIN EN ISO 10477:2004 (D) in entsprechenden

Exsikkatoren bei $37\pm 1^\circ\text{C}$ so lange zu trocknen und täglich zu wiegen (Fa. Mettler in Gießen, Modell Toledo), bis sie ihr jeweiliges Ausgangsgewicht wieder erreicht hatten.

Es fand innerhalb dieser Feucht-/ Trockenzyklen eine Dokumentation der Wasseraufnahme bzw. -abgabe, bezogen auf jede Kunststoffsorte, mit eigens dazu hergestellten zusätzlichen Prüfkörpern statt. Mit Hilfe einer speziellen diamantierten Innenlochsäge der Fa. Leitz in Wetzlar wurde ein korrektes Errechnen der geforderten Prüfkörpervolumina für diese Dokumentation ermöglicht.

Die geschmirgelten trockenen Prüfkörper der zweiten Messreihe erhielten eine Vorpolitur in Form einer Bimssteinpulverpolitur der Firma Ernst Hinrichs in Goslar (quarzfrees Poliermittel der Körnung mittel) und Ziegenhaarbürste (No.32/90 mm; Fa. Polirapid in Singen) bei 1500 Umdrehungen pro Minute an einer Poliermaschine der Firma KaVo. Die Bestimmung und Dokumentation der Rautiefe R_Z wurde wiederholt.

Es folge wiederum eine Feuchtlagerung nach DIN für die dritte Messreihe.

Schließlich wurden die feuchten bimssteinpolierten Prüfkörper der dritten Messreihe mit einer Hochglanzpolitur (KMG- Hochglanzpoliermittel der Fa. Candulor in Rielasingen-Worbingen) und Polierschwabbel (No.29/100 mm; Fa. Polirapid) bei 3000 Umdrehungen pro Minute für die vierte Messreihe an der gleichen Poliermaschine weiterbearbeitet. Auch nach der abschließenden Behandlung wurde die Rautiefe R_Z bestimmt und dokumentiert.

Es fand innerhalb der vierten Messreihe eine abschließende Trocknung nach DIN der nun hochglanzpolierten Prüfkörper statt.

4.2.7 Die vier Messreihen mit ihren Zusatzparametern im Einzelnen

Folgende vier nacheinander abgelaufene Messreihen wurden insgesamt durchgeführt:

- Erste Messreihe: Polymerisiert trocken und nach Feuchtlagerung (DIN)
- Zweite Messreihe: Geschmiregelt feucht und nach Trocknung (DIN)
- Dritte Messreihe: Bimssteinpoliert trocken und nach Feuchtlagerung (DIN)
- Vierte Messreihe: Hochglanzpoliert feucht und nach Trocknung (DIN)

Die in den vier gelisteten Messreihen enthaltenen Zusatzparameter, im Detail:

- Vier verschiedene Kunststoffe (Palapress[®], Versyo[®].com, Microbase[®] und Eclipse[®]) mit den zwei genannten Lagerungen (feucht und trocken),
- jeweils zehn hergestellten Prüfkörpern pro Kunststoff,
- zwei Benetzungsmedien (deionisiertes Wasser und künstlicher Speichel) und
- den vier genannten Oberflächen (polymerisiert, geschmiregelt, bimssteinpoliert und hochglanzpoliert),
- sowie jeweils zehnmaliger Durchführung der statischen Kontaktwinkelmessung.

Hieraus ergaben sich multiplikativ insgesamt 6400 Einzelmessungen ($4 \times 10 \times 2 \times 2 \times 4 \times 10 = 6400$), die über einen Zeitraum von jeweils 120 Sekunden durchgeführt wurden.

4.2.8 Rautiefen der Prüfkörper

Die Messwerte sind Durchschnittswerte aus 9 Messungen eines jeden der 4 Kunststoffe und dessen Oberfläche. Alle Angaben sind in μm , gemessen mit dem Perthometer der Firma Mahr.

Es handelt sich um die in jeder der 9 Einzelmessungen schon gemittelte Rautiefe R_Z als der Mittelwert der Einzelrautiefen von 5 aufeinander folgenden Einzelmessstrecken von der Spitze der Oberflächenerhebungen bis zum Boden der Oberflächenvertiefungen [34].

μm	Polymerisiert	Geschmirgelt	Bimssteinpoliert	Hochglanzpoliert
Palapress [®]	9,48 ($\pm 2,40$)	13,45 ($\pm 0,84$)	4,50 ($\pm 0,26$)	0,91 ($\pm 0,34$)
Versyo [®] .com	9,82 ($\pm 2,49$)	13,05 ($\pm 1,76$)	5,94 ($\pm 0,34$)	1,04 ($\pm 0,32$)
Microbase [®]	15,52 ($\pm 4,45$)	13,58 ($\pm 0,71$)	5,55 ($\pm 0,54$)	0,99 ($\pm 0,36$)
Eclipse [®]	15,59 ($\pm 1,47$)	14,98 ($\pm 1,24$)	5,55 ($\pm 0,27$)	1,99 ($\pm 0,40$)

Tabelle 4.1: Rautiefe R_Z der Kunststoffe (μm) mit Standardabweichung in runder Klammer

4.2.9 Wasseraufnahme der Prüfkörper

Errechnete Werte nach Gewichts- und Volumenerfassung im trockenen und feuchten Zustand nach DIN EN ISO 10477:2004 (D).

Ergebnisse der Berechnung der Wasseraufnahme in $\mu\text{g}/\text{mm}^3$ ($P_w \cdot s = (m_1 - m_2) / V$), wobei m_1 die Masse (Gewicht) in feuchtem Zustand, m_2 die Masse (Gewicht) in wieder getrocknetem Zustand und V dem Volumen des Prüfkörpers entspricht [13].

	Wasseraufnahme
Palapress [®]	23,7 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Versyo [®] .com	20,2 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Microbase [®]	21,7 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$
Eclipse [®]	11,2 $\mu\text{g}/\text{mm}^3$

Tabelle 4.2: Wasseraufnahme der Kunststoffe nach DIN EN ISO 10477:2004 (D)

Hinweis: Werte unter $40 \mu\text{g}/\text{mm}^3$ entsprechen der Norm [13].

5 Ergebnisse

5.1.1 Bearbeitung der Daten

Die erhaltenen Messdaten wurden aus dem Messprogramm der Fa. Krüss in die MS-Windows® Zwischenablage kopiert und in MS-Excel® Tabellen eingefügt, um zunächst den angesetzten Messzeitraum von 120 Sekunden auszuwerten.

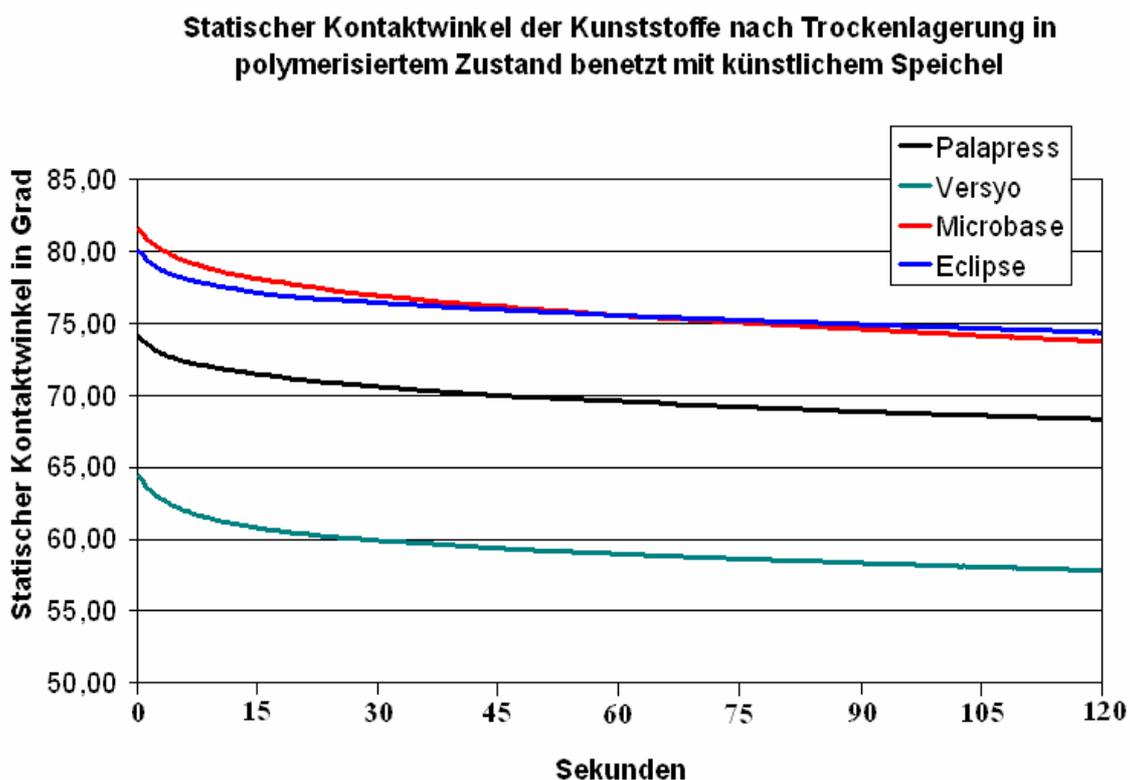


Abbildung 5.1: Statischer Kontaktwinkel der Kunststoffe in **polymerisiertem, trockengelagerten** Zustand über 120 Sekunden benetzt mit **künstlichem Speichel**

Diese, sich aus jeweils 100 gemessenen Kontaktwinkeln zusammensetzende MS-Excel[®] Grafik zeigt, dass sich bereits nach etwa 30 Sekunden ein dann konstant mit der Zeit abfallender Kontaktwinkel einstellt. Das veranschaulichte zeitliche Verhalten über 120 Sekunden Messdauer lässt die Entscheidung zu, alle folgenden statistischen Berechnungen und die dementsprechenden Darstellungen auf diesen Zeitpunkt zu fixieren.

5.2 Statistische Auswertung

5.2.1 Irrtumswahrscheinlichkeit p (Signifikanz) mittels t -Test nach Student

Die Messdaten wurden in das statistische Auswertungsprogramm SPSS[®] 12 für MS-Windows[®] kopiert und mittels Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest auf Vorliegen einer Normalverteilung getestet (Tabelle 10.3 im Anhang) und betätigt [8; 50].

Basierend auf das Vorliegen von intervallskalierten normal verteilten Variablen unabhängiger Stichproben ist die Irrtumswahrscheinlichkeit p (Signifikanz) der untereinander statistisch zu vergleichenden Messungen mittels parametrischem t -Test nach Student, sowohl im direkten Vergleich der Oberflächenweiterbearbeitung mit der vorigen Oberfläche, als auch im direkten Vergleich der unterschiedlichen Lagerung berechnet worden [8; 50].

Aus den tabellarischen Darstellungen lassen sich die Wechselwirkungen mit ihren errechneten Signifikanzwerten entnehmen. Eine Signifikanz p von unter oder gleich 0,001 wird als höchst signifikant (***) bezeichnet. Signifikanzwerte von über 0,001 und unter oder gleich 0,01 gelten als hoch signifikant (**), solche über 0,01 und unter oder gleich 0,05 als signifikant (*), Werte über 0,05 als nicht signifikant (ns) [8; 50].

Die Irrtumswahrscheinlichkeit p ist die Antwort auf die Frage, ob etwa ein aufgetretener Mittelwertunterschied zufällig zustande gekommen ist oder nicht.

Je höher die Signifikanz p , d. h., je niedriger der errechnete Wert, je sicherer ist, dass in den Mittelwerten der verglichenen Messergebnisse deren Unterschiede nicht zufällig zustande gekommen sind [8; 50].

Auf die errechneten Irrtumswahrscheinlichkeiten sei an dieser Stelle kurz erläuternd eingegangen:

Wie aus der nachfolgenden Tabelle 5.1 zu entnehmen, ist allen vier Kunststoffen im direkten Vergleich von Trocken- und Feuchtlagerung, nach erfolgter statistischer Messdatenauswertung gemein, dass der geschmirgelte Zustand der Kunststoffe, mit anschließender Speichelbenetzung die signifikantesten Werte ergeben hat (***). Der bimssteinpolierte Zustand ist ebenfalls signifikant (*) bis höchst signifikant (***), erreicht aber nicht die niedrigen Werte des geschmirgelten Zustandes.

Die Benetzung mit Wasser beim statistischen Vergleich von Trocken- gegen Feuchtlagerung ist ebenfalls insgesamt als signifikant zu bezeichnen. Es gab in diesem Berechnungsfall jedoch keine Oberflächenbeschaffenheit der vier Kunststoffe, bei der kein nicht signifikanter Wert (ns) errechnet wurde.

Gleiches gilt analog für den Vergleich der Oberflächenweiterbearbeitungen, gelistet in den nachfolgenden Tabellen 5.2 bis 5.3. Die Messwerte sind als signifikant zu bewerten, einzig die Kontaktwinkelmessungen bei Microbase[®] sind allesamt höchst signifikant (***) ausgefallen.

Zudem sind alle durchgeführten Oberflächenweiterbearbeitungen bei Speichelbenetzung im Vergleich zur vorherigen Oberfläche signifikant (*) bis höchst signifikant (***), nur die Oberflächenveränderung bei Speichelbenetzung von Palapress[®] vom polymerisierten zum geschmirgelten Zustand ist nicht signifikant (ns).

Signifikanz p der Oberflächenbeschaffenheit	Trockenlagerung vs. Feuchtlagerung bei Wasserbenetzung	Trockenlagerung vs. Feuchtlagerung bei Speichelbenetzung
Palapress [®] polymerisiert	0,429 (ns)	0,408 (ns)
Versyo [®] .com polymerisiert	0,000 (***)	0,012 (*)
Microbase [®] polymerisiert	0,000 (***)	0,000 (***)
Eclipse [®] polymerisiert	0,751 (ns)	0,908 (ns)
Palapress [®] geschmirgelt	0,000 (***)	0,000 (***)
Versyo [®] .com geschmirgelt	0,000 (***)	0,000 (***)
Microbase [®] geschmirgelt	0,533 (ns)	0,000 (***)
Eclipse [®] geschmirgelt	0,000 (***)	0,000 (***)
Palapress [®] bimssteinpoliert	0,000 (***)	0,003 (**)
Versyo [®] .com bimssteinpoliert	0,048 (*)	0,043 (*)
Microbase [®] bimssteinpoliert	0,420 (ns)	0,001 (***)
Eclipse [®] bimssteinpoliert	0,000 (***)	0,006 (**)
Palapress [®] hochglanzpoliert	0,076 (ns)	0,236 (ns)
Versyo [®] .com hochglanzpoliert	0,001 (***)	0,000 (***)
Microbase [®] hochglanzpoliert	0,000 (***)	0,033 (*)
Eclipse [®] hochglanzpoliert	0,000 (***)	0,001 (***)

Tabelle 5.1: Statistischer t-Test nach Student der Kunststoffe mit ihren Oberflächen zwischen **Feucht- und Trockenlagerung bei Wasser- bzw. Speichelbenetzung** zum Messzeitpunkt von 120 Sekunden

Signifikanz p bei Wasserbenetzung	Polymerisiert vs. Geschmirgelt	Geschmirgelt vs. Bimssteinpoliert	Bimssteinpoliert vs. Hochglanzpoliert
Palapress [®]	0,013 (*)	0,620 (ns)	0,059 (ns)
Versyo [®] .com	0,850 (ns)	0,000 (***)	0,006 (**)
Microbase [®]	0,000 (***)	0,000 (***)	0,000 (***)
Eclipse [®]	0,036 (*)	0,603 (ns)	0,000 (***)

Tabelle 5.2: Statistischer t-Test nach Student der **Oberflächenweiterbearbeitung** der Kunststoffe bei **Wasserbenetzung** zum Messzeitpunkt von 120 Sekunden

Signifikanz p bei Speichelbenetzung	Polymerisiert vs. Geschmirgelt	Geschmirgelt vs. Bimssteinpoliert	Bimssteinpoliert vs. Hochglanzpoliert
Palapress [®]	0,150 (ns)	0,000 (***)	0,021 (*)
Versyo [®] .com	0,012 (*)	0,000 (***)	0,000 (***)
Microbase [®]	0,000 (***)	0,000 (***)	0,000 (***)
Eclipse [®]	0,000 (***)	0,004 (**)	0,015 (*)

Tabelle 5.3: Statistischer t-Test nach Student der **Oberflächenweiterbearbeitung** der Kunststoffe bei **Speichelbenetzung** zum Messzeitpunkt von 120 Sekunden

5.3 Grafische Darstellung der Ergebnisse

Im folgenden Teil der Dissertation werden die gemessenen Kontaktwinkel in Form von dreidimensionalen Balkendiagrammen vergleichend dargestellt.

Da die Daten normalverteilt waren, erfolgte deren grafische Darstellung als Mittelwert \pm Standardabweichung. Auf die Darstellung des Medians konnte verzichtet werden.

Es handelt sich um die graphischen Darstellungen der statischen Kontaktwinkeldaten der Messwerttabelle 10.2, zu finden im Anhangsteil.

Die nach Messparametern und Kunststoff aufgeschlüsselten und den einzelnen Messreihen entsprechenden Graphiken sollen den Einfluss der vier Oberflächenbearbeitungen und der beiden unterschiedlichen Lagerungen bzw. Benetzungsmedien auf den gemessenen Kontaktwinkel verdeutlichen.

5.3.1 Kontaktwinkeldiagramme der Wasser- und Speichelbenetzung bei Trockenlagerung, aufgeteilt nach Oberflächenbearbeitung

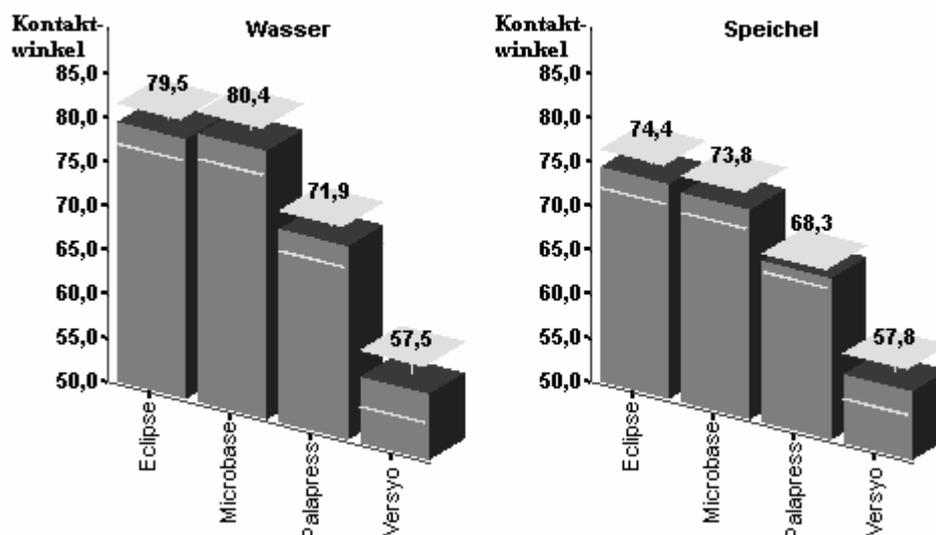


Abbildung 5.2: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **trockengelagertem polymerisierten** Zustand

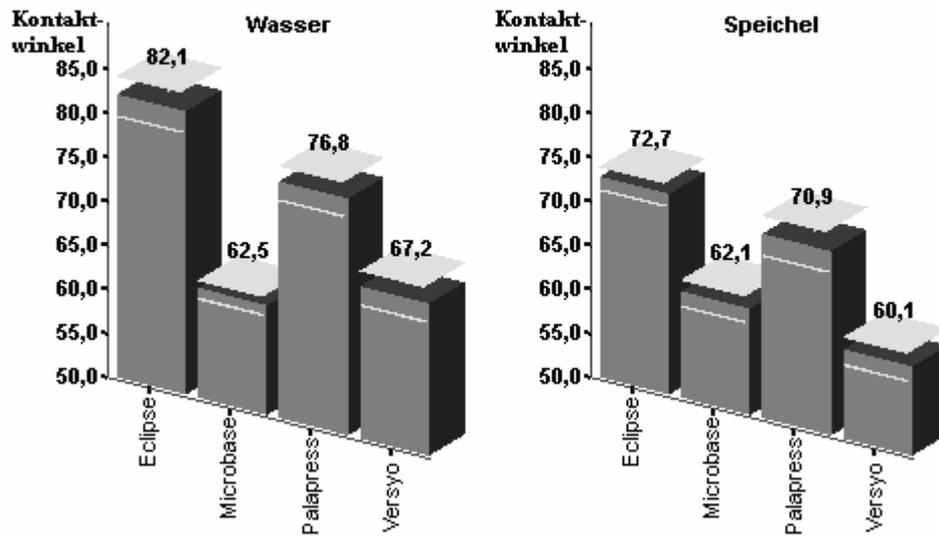


Abbildung 5.3: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **trockengelagertem geschmirgelten** Zustand

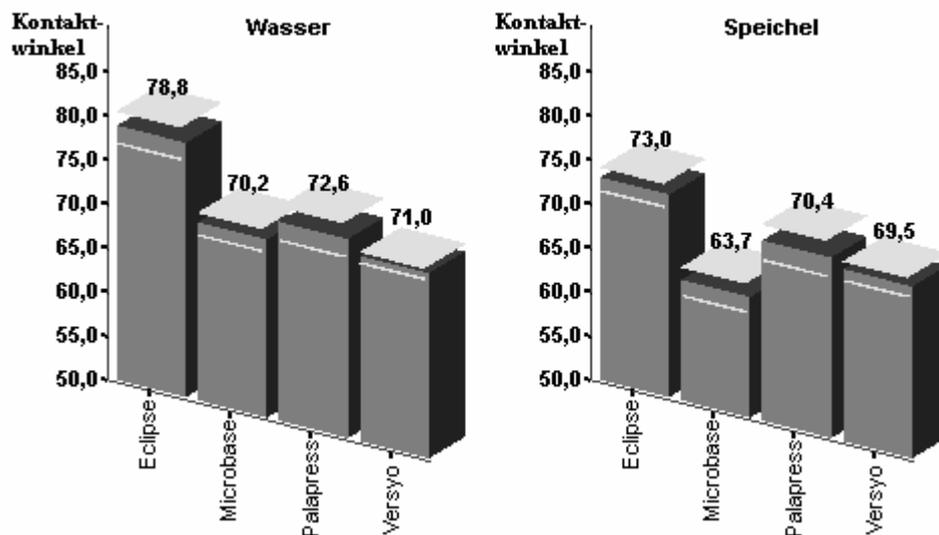


Abbildung 5.4: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **trockengelagertem bimssteinpolierten** Zustand

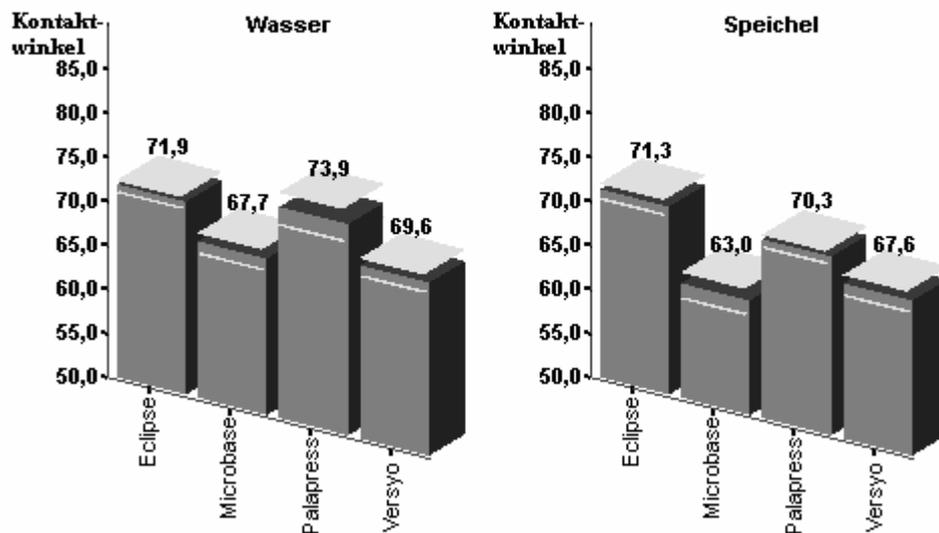


Abbildung 5.5: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **trockengelagertem hochglanzpolierten** Zustand

Folgende Auffälligkeiten, hinsichtlich der besten Ergebnisse, in den Abbildungen 5.2 bis 5.5, welche ausschließlich die Messreihen mit Trockenlagerung und die Gegenüberstellung von Wasser- und Speichelbenetzung graphisch darstellen, sind festzustellen:

- Alle statischen Kontaktwinkel sind bei Speichelbenetzung generell die niedrigeren.
- Im polymerisierten Zustand zeigt Versyo[®].com das beste Ergebnis, sowohl bei Wasser-, als auch Speichelbenetzung (Abbildung 5.2).
- Geschmirgelt liegen die Werte von Versyo[®].com und Microbase[®], bei beiden Benetzungsmedien, etwa gleichauf (Abbildung 5.3).
- Nach Bimssteinpolitur erzielt einzig Microbase[®] bei Speichelbenetzung ein gutes Ergebnis (Abbildung 5.4).
- Die Hochglanzpolitur zeigt keinen eindeutigen Favoriten, einzig Microbase[®] fällt mit einem niedrigeren Wert bei Benetzung mit Speichel auf.

5.3.2 Kontaktwinkeldiagramme der Wasser- und Speichelbenetzung bei Feuchtlagerung, aufgeteilt nach Oberflächenbearbeitung

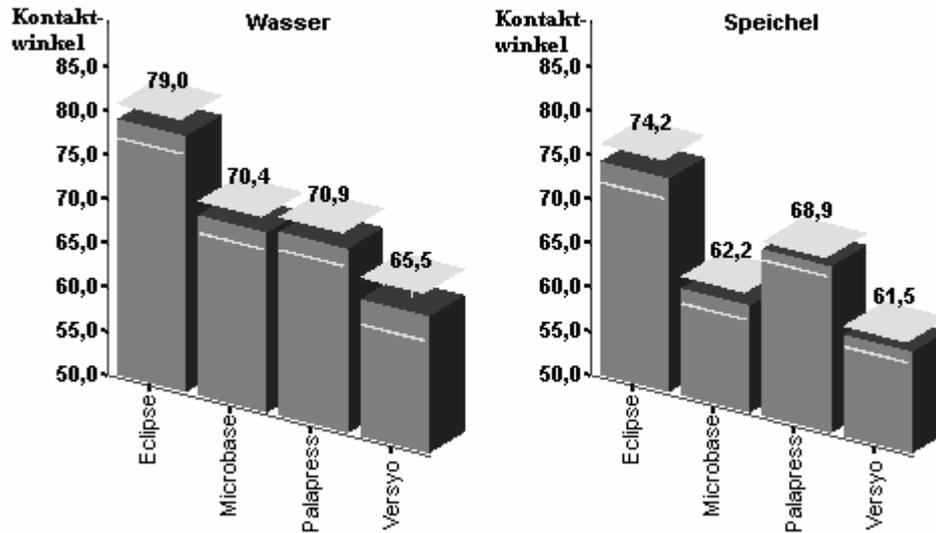


Abbildung 5.6: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **feuchtgelagertem polymerisierten** Zustand

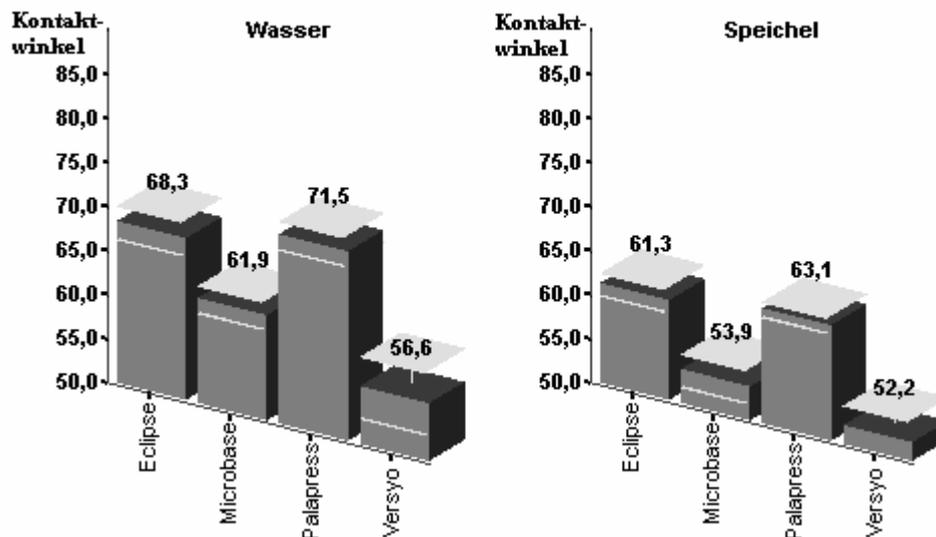


Abbildung 5.7: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **feuchtgelagertem geschmirgelten** Zustand

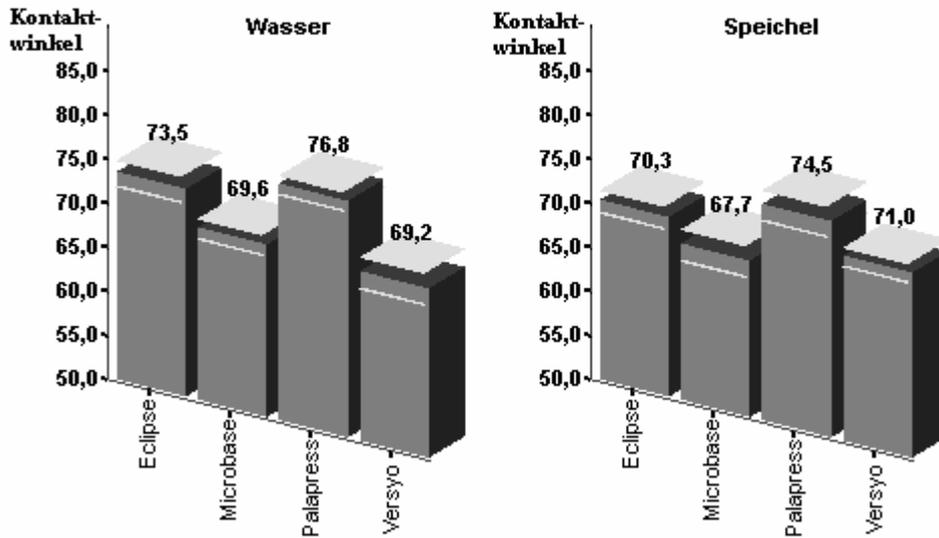


Abbildung 5.8: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **feuchtgelagertem bimssteinpolierten** Zustand

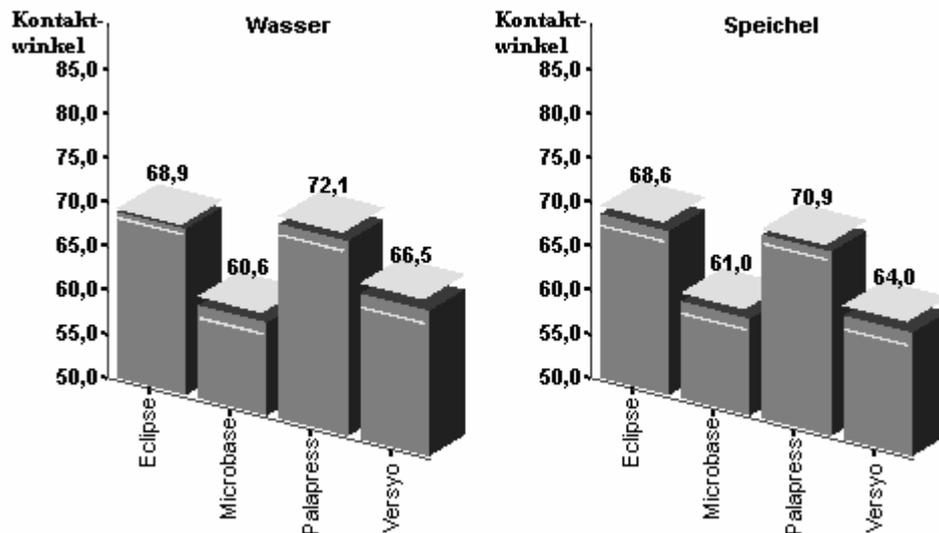


Abbildung 5.9: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung aller vier Kunststoffe zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **feuchtgelagertem hochglanzpolierten** Zustand

In den Abbildungen 5.6 bis 5.9, welche den feuchtgelagerten Zustand mit Gegenüberstellung von Wasser- und Speichelbenetzung graphisch darstellen, sind folgende Auffälligkeiten bezüglich der kleinsten statischen Kontaktwinkel festzustellen:

- Alle Werte sind bei Speichelbenetzung die niedrigeren.
- Polymerisiert hat Versyo[®].com gefolgt von Microbase[®], sowohl bei Wasser-, als auch Speichelbenetzung den niedrigsten Messwert (Abbildung 5.6).
- Versyo[®].com gefolgt von Microbase[®] zeigt geschmirgelt und mit Speichel benetzt das beste Messergebnis (Abbildung 5.7).
- Nach Bimssteinpolitur zeigt sich kein eindeutiges Ergebnis (Abbildung 5.8).
- Microbase[®] weist hochglanzpoliert die besten Werte bei Wasser- und auch Speichelbenetzung auf (Abbildung 5.9).

5.3.3 Kontaktwinkeldiagramme der Trocken- und Feuchtlagerung bei Speichelbenetzung aufgeteilt nach Kunststoffsorte

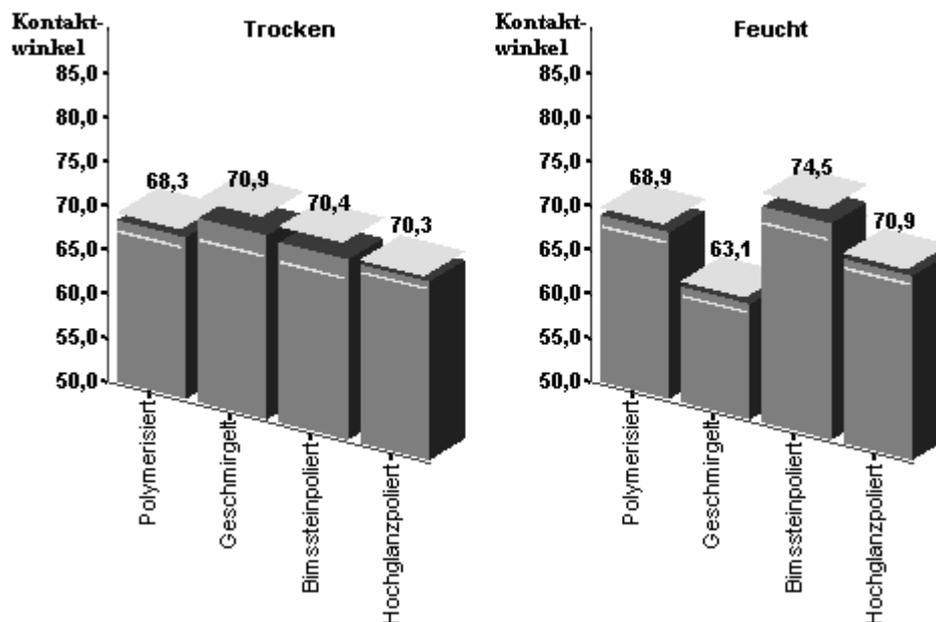


Abbildung 5.10: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung von **Palapress[®]** zum Zeitpunkt von 120 Sekunden bei **Benetzung mit Speichel**

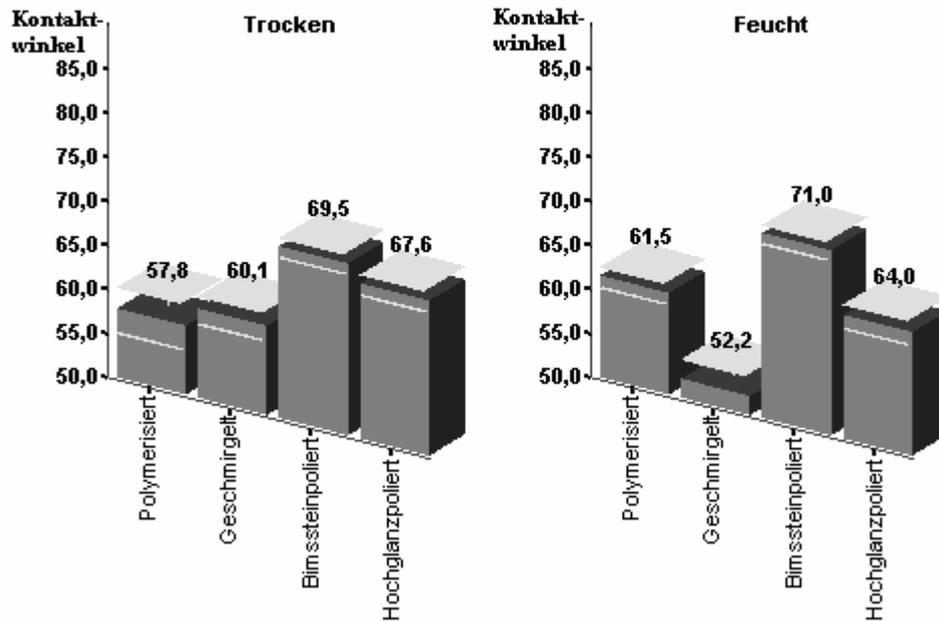


Abbildung 5.11: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung von **Versyo®.com** zum Zeitpunkt von 120 Sekunden bei **Benetzung mit Speichel**

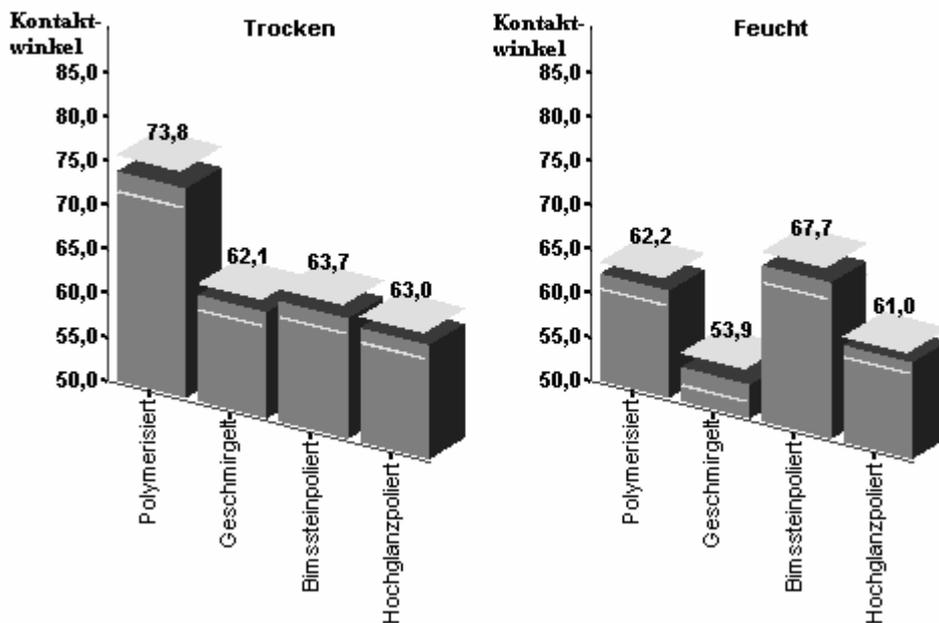


Abbildung 5.12: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung von **Microbase®** zum Zeitpunkt von 120 Sekunden bei **Benetzung mit Speichel**

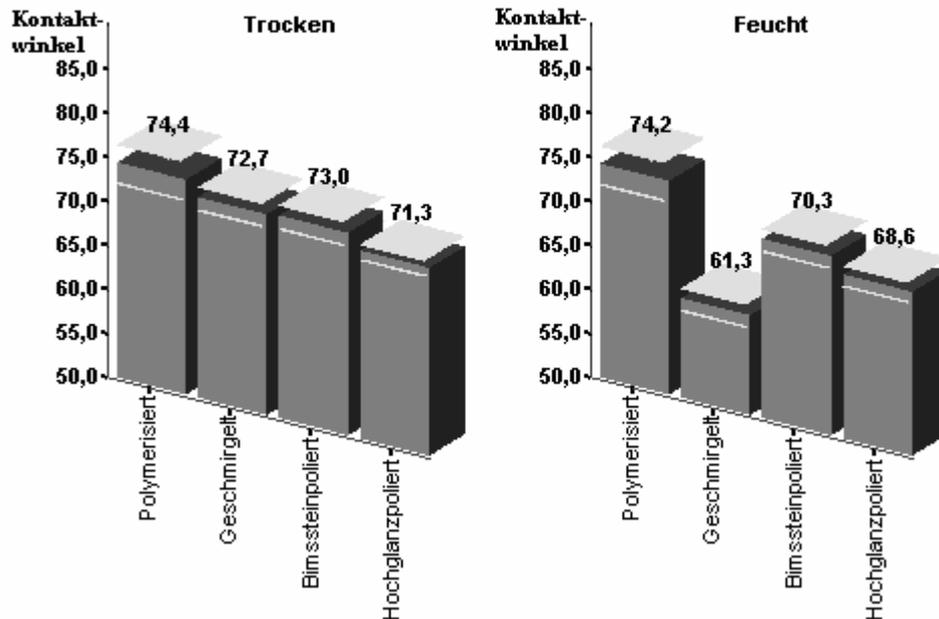


Abbildung 5.13: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung von Eclipse® zum Zeitpunkt von 120 Sekunden bei **Benetzung mit Speichel**

In den Abbildungen 5.10 bis 5.13, wird der trockengelagerte dem feuchtgelagerten Zustand bei Speichelbenetzung gegenübergestellt. Dies erfolgte für jeden Kunststoff mit den dazugehörigen Parametern separat. Die beiden besten Messergebnisse incl. Parametern beider Lagerungen :

- Palapress® in polymerisiertem Zustand bei Trockenlagerung, bzw. geschmirgelt bei Feuchtlagerung ergaben die besten Ergebnisse (Abbildung 5.10).
- Versyo®.com hat, genau wie Palapress®, polymerisiert und trockengelagert, sowie geschmirgelt und feuchtgelagert die besten Messwerte (Abbildung 5.11).
- Microbase® weist bei beiden Lagerungsformen und geschmirgelter Oberfläche, wenn auch mit nur knappem Vorsprung bei Trockenlagerung die niedrigsten statischen Kontaktwinkel auf (Abbildung 5.12).
- Eclipse® zeigt hochglanzpoliert und trockengelagert den niedrigsten Messwert, jedoch mit nur geringem Vorsprung. Feuchtgelagert ist bei Eclipse® der geschmirgelte Zustand derjenige, der das beste Ergebnis liefert (Abbildung 5.13).

Als Folgerung aus den vorangestellten graphischen Darstellungen ergibt sich eine klare Tendenz zu den niedrigsten Kontaktwinkelmesswerten nach Feuchtlagerung und künstlichem Speichel als Benetzungsmedium.

In der folgenden Abbildung sollen speziell diese beiden Messparameter im direkten Vergleich der Kunststoffe und ihrer Oberflächenbeschaffenheit in einem gemeinsamen Balkendiagramm dargestellt werden.

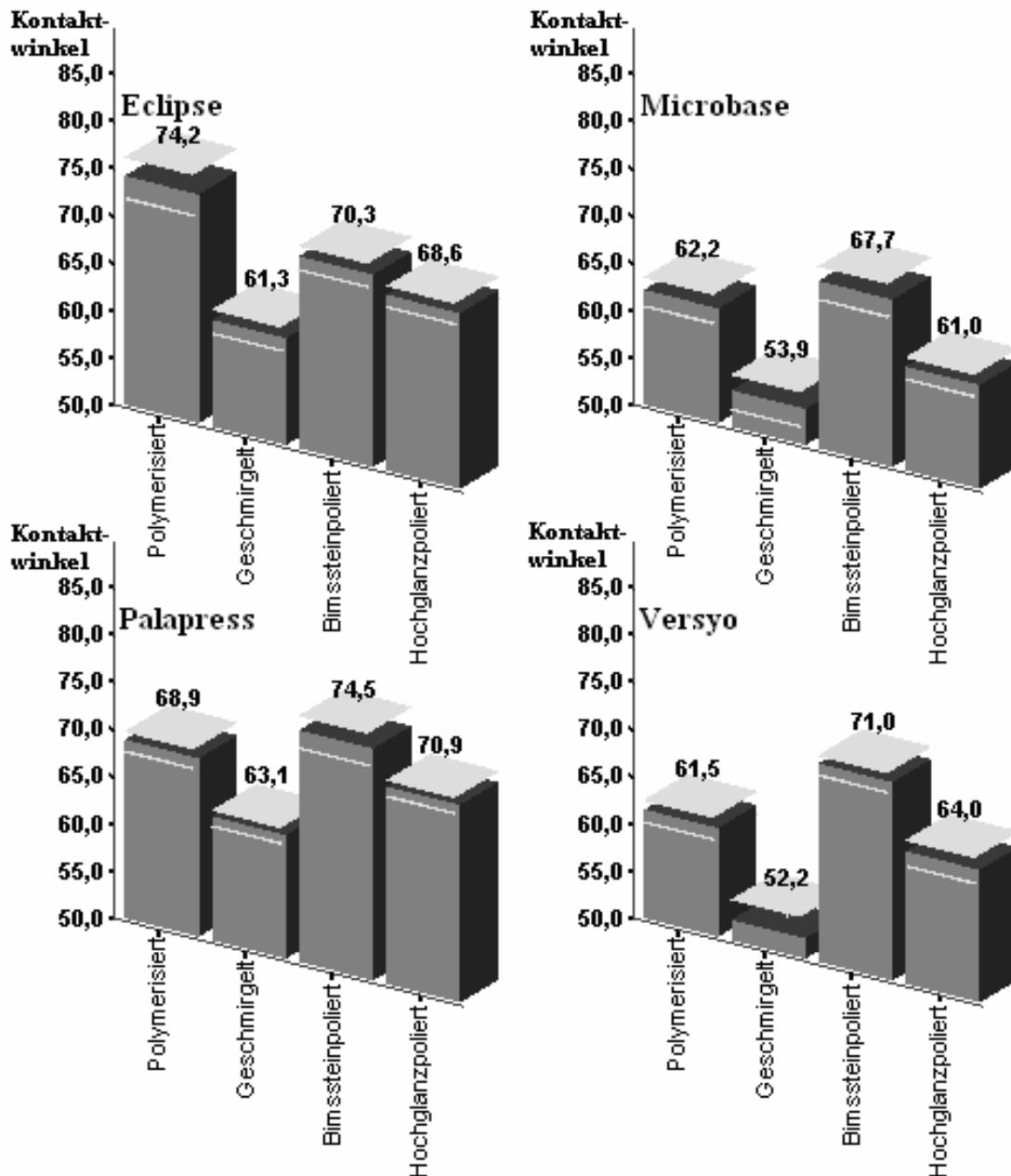


Abbildung 5.14: Statische Kontaktwinkel mit Standardabweichung zum Zeitpunkt von 120 Sekunden in **feuchtgelagertem** und **speichelbenetzten** Zustand

Die Graphik zeigt für jeden Kunststoff, aufgeschlüsselt nach den vier Oberflächenbearbeitungen, die statischen Kontaktwinkel unter den Versuchsbedingungen, bei denen die Messwerte am niedrigsten waren. Der geschmirgelte Zustand zeigt die besten Ergebnisse mit den kleinsten gemessenen Kontaktwinkeln, beginnend mit Versyo[®].com, gefolgt von Microbase[®], Eclipse[®] und Palapress[®].

Die entsprechenden, speziell dieser Graphik zu Grunde liegenden Werte, sind der bereits erwähnten Messwerttabelle 10.2 im Anhangsteil zu entnehmen. Eine Markierung in Fettschrift, bzw. eine zusätzliche Kursivstellung hebt dort die entsprechenden statischen Kontaktwinkel mit den zugehörigen Parametern optisch hervor.

Diese Abbildung kann als synoptische Darstellung der Auswertung aller erhobenen Daten angesehen werden.

6 Diskussion

6.1 Kritische Bewertung der Prüfkörperherstellung und des Messverfahrens

Die Blasenvermeidung bei allen Herstellungsschritten der Kunststoffe, einschließlich der Gipsplattenherstellung, stellte die größte Herausforderung dar. Die dann folgende Prüfkörperfertigung erforderte zudem eine absolute Maßgenauigkeit und Planparallelität für die dann damit durchgeführten statischen Kontaktwinkelmessungen. Die Messmethode des liegenden Tropfens mit dem Kontaktwinkelmessgerät der Fa. Krüss und der entsprechenden Software kann, abgesehen vom zeitlichen Aufwand, als problemlos bezeichnet werden.

6.2 Vergleich der eigenen Ergebnisse mit denen der internationalen Literatur

Bei den Messungen in der vorliegenden Dissertation handelt es sich um vier verschiedene markteingeführte Prothesenkunststoffe, die bislang in keiner Studie in einer solchen Bearbeitungs- und Lagerungsabfolge untersucht wurden. Ein direkter Vergleich mit Ergebnissen der internationalen Literatur ist daher nur bedingt möglich, da statische Kontaktwinkelmessungen mit Feucht- und Trockenlagerung, nach der DIN-Norm EN ISO 10477:2004 (D), von Prothesenkunststoffen noch in keiner wissenschaftlichen Studie durchgeführt wurden. Hinzu kommt die Abschirmung der Messungen in einer klimatisierten Messkammer (Peltier-Element) bei einer konstanten Temperatur von 23° C.

In den publizierten Studien [11; 25; 38; 48] wurden Messungen mit aus heutiger Sicht veralteten optischen Methoden durchgeführt. Hinsichtlich Tropfenapplikation und Winkelausmessung erreichten diese Untersuchungen bei weitem nicht die computergestützte Präzision dieser Arbeit. Des Weiteren erfolgten keine statischen Kontaktwinkelmessungen, die Zeitpunkte waren anders gewählt und die Flüssigkeitsmenge variierte. Dennoch soll an dieser Stelle auf alle Studien eingegangen werden, auch wenn sich letztlich nur eine zum direkten Vergleich eignet.

Eine Untersuchung von Reich, E. [48] (1989), ergab signifikant ($p \leq 0,05$) höhere statische Kontaktwinkel auf mittels SofLex Polierscheiben bearbeiteten Komposit- bzw. Glasionomerezementfüllungen im Vergleich zum natürlichen Frontzahn. Das Ergebnis ist jedoch nicht mit dieser Studie vergleichbar, da zum einen mit der natürlichen Zahnoberfläche als Referenz gearbeitet wurde und eine lediglich 1 μl betragende Wassertropfenapplikation mit Messung nach bereits 5 Sekunden erfolgte.

Craig et al. [11] (1960) stellten in ihrer Untersuchung den Abfall des bei ihnen mit einer nicht statischen Methode gemessenen Kontaktwinkels auf einer feuchten Kunststoffoberfläche fest und postulierten die gestiegene Adhäsion als Grund für ihre Beobachtung.

In einer weiteren, Sandpapier bearbeitete und polierte Kunststoffprüfkörper enthaltenden Studie von Monsénégo et al. [38] (1989), in der ebenfalls eine nicht statische Kontaktwinkelmessmethodik zur Anwendung kam, wurde den sandpapierbearbeiteten (ohne Körnungsangabe) gegenüber den polierten Prüfkörpern der Vorzug gegeben. Der Grund war deren höhere Hydrophilie durch den hierbei gemessenen niedrigeren Kontaktwinkel und der damit verbundenen größeren Adhäsion zwischen Wasser und Kunststoff. Gleiches gilt für eine weitere Untersuchungsreihe mit einer zuvor erfolgten Wasserlagerung.

Lediglich die Studie von Kiliani et al. [25] (1984) war, abgesehen von den Messbedingungen, mit der eigenen Studie vergleichbar. Diese führten ebenfalls statische Kontaktwinkelmessungen durch und zwar bei einer Temperatur von 22 °C

ohne Kammer. Mittels einer Micrometerhandspritze (Gilmont Instruments, Inc., Great Neck, N. Y.) applizierten sie 10 µl deionisiertem Wasser bzw. selbst zusammengestellten künstlichen Speichel [25].

Die in dieser Studie [25] verwendeten drei Prothesenkunststoffe Estron[®] (Teledyne Dental; Chicago, Ill.), einem Heißpolymerisat, Flash[®] (Yates and Bird, Inc.; Chicago, Ill.), einem Kaltpolymerisat, sowie Futron[®] (Polythetics, Inc.; St. Louis, Mo.), einem Polyurethankunststoff, wurden laut Autoren, wie in der klinischen Praxis, auf einer auf hochglanzpolierten Oberfläche in trockenem Zustand gemessen. Einzig der Kunststoff Futron[®] wurde nicht weiter behandelt sondern so eingesetzt, wie vom Hersteller geliefert [25].

Die anschließende statische Messung erfolgte nach 300 Sekunden mittels manuellem Winkelmesser (Ramé-Hart, Inc., Mountain Lakes, N.J.) auf einer horizontalen Oberfläche [25]. In der folgenden Tabelle sind die Ergebnisse der 1984 publizierten Studie von Kiliani [25] nach Applikation von deionisiertem Wasser bzw. künstlichem Speichel auf trockener hochglanzpolierter Oberfläche, vergleichend mit den Messwerten der hier vorliegenden Studie aufgeführt.

Prothesenkunststoff	Kunststoffsorte	Deionisiertes Wasser	Künstlicher Speichel	Applikationsmenge	Messzeitpunkt
Estron ^{® X}	Heißpolymerisat	64,1 (±3,6)	66,6 (±5,5)	10 µl	300 Sek.
Microbase [®]	Mikrowellenheißpolymerisat	67,7 (±1,7)	63,0 (±2,1)	6 µl	120 Sek.
Versyo [®]	Lichthärtung	69,6 (±1,5)	67,6 (±1,7)	6 µl	120 Sek.
Flash ^{® X}	Kaltpolymerisat	70,0 (±2,0)	75,0 (±3,6)	10 µl	300 Sek.
Futron ^{® X}	Polyurethan	71,8 (±2,6)	79,0 (±3,4)	10 µl	300 Sek.
Eclipse [®]	Lichthärtung	71,9 (±1,0)	71,3 (±1,3)	6 µl	120 Sek.
Palapress [®]	Kaltpolymerisat	74,0 (±2,6)	70,3 (±1,0)	6 µl	120 Sek.

Tabelle 6.1: Mittelwerte der statischen Kontaktwinkel ($\bar{\alpha}^X$ = Kiliani) nach Trockenlagerung und Hochglanzpolitur mit Standardabweichung in runder Klammer aufsteigend sortiert nach deren Werten bei Benetzung mit deionisiertem Wasser

Auffällig ist, dass die Kontaktwinkel der von Kiliani et al. [25] gemessenen Kunststoffe bei künstlichem Speichel, im Vergleich zu denen bei Wasserbenetzung, größer sind. Dies könnte aber auch mit deren Speichelzusammensetzung in Zusammenhang stehen, die nach einer 300 Sekunden dauernden Benetzungszeit ein noch weiteres Spreiten der Flüssigkeit mit niedrigerem Winkel [30] auf den Festkörper laut Abbildung 5.1 erwarten lässt. Insgesamt sind die von Kiliani ermittelten Werte jedoch mit den aktuellen Messergebnissen der repräsentativen, in dieser Studie enthaltenen vier Prothesenkunststoffe vergleichbar.

6.3 Schlussfolgerung

Auf Grund der eindeutigen Ergebnisse hinsichtlich des unterschiedlichen Verhaltens der Kunststoffe, bezüglich der untersuchten Parameter, kann die Nullhypothese als verworfen und die Annahme der Alternativhypothese als erreichtes Ziel dieser Studie festgestellt werden. Allen vier untersuchten Prothesenkunststoffen ist gemein, dass bei Feuchtlagerung und Speichelbenetzung die geringsten Kontaktwinkel gemessen wurden (Abbildung 5.14).

Es handelt sich zudem um diejenigen Messparameter, die der Realität am Nächsten kommen, da eine Prothese im Mund des Patienten, abgesehen von Xerostomiepatienten, immer einer Speichelbenetzung ausgesetzt ist.

Die dargestellten Ergebnisse der Benetzung mit Wasser dienen somit in erster Linie dem Vergleich anderer Studien.

Es hat sich im Lauf der Studie gezeigt, dass eine mit 240iger Schmirgelpapier bearbeitete Oberfläche ein weiterer entscheidender Parameter zur Verbesserung der initialen Prothesenhaftung ist.

Es bliebe gegebenenfalls in weiteren Untersuchungen zu prüfen, inwieweit sich die daraus resultierende größere Oberflächenrauigkeit nachhaltig auf die Prothesenhygiene auswirkt.

Der Rangfolge der untersuchten Kunststoffe, die nach Feuchtlagerung, Speichelbenetzung und geschmirgelter Oberfläche bei einer Benetzungsdauer von 120 Sekunden den geringsten Kontaktwinkel aufweisen (Abbildung 5.14 bzw. Tabelle 10.2) beginnt mit Versyo[®].com, mit im Mittel 52,156 ($\pm 3,3$) Grad, dicht gefolgt von Microbase[®] mit im Mittel 53,860 ($\pm 2,6$) Grad, Eclipse[®] mit im Mittel 61,316 ($\pm 1,8$) Grad und endet mit Palapress[®] mit im Mittel 63,091 ($\pm 1,2$) Grad.

Nach den Ergebnissen dieser Studie sollte die polymerisierte Prothese, die für einen Patienten regelrecht angefertigt wurde, vor dem Einsetzen feucht gelagert werden und an dessen zur Schleimhaut gerichteten Basis am Schluss des Herstellungsprozesses mit 240ger Schmirgelpapier bearbeitet werden.

Die Rauigkeit der Oberfläche eines mit genannter Körnung bearbeiteten Kunststoffs ergibt nach eigener Messung im Durchschnitt $R_z=13,765$ ($\pm 1,1375$) μm .

Dies gewährleistet die größtmögliche Adhäsion beim initialen Einsetzen. Damit verbessert sich die Akzeptanz der Prothesen und damit zusammenhängend die muskuläre Gewöhnung (Adaptationsphase) seitens des Patienten.

Gleiches gilt analog nach Unterfütterungsarbeiten schon existierender Prothesen.

Aus den vorgenannten Ergebnissen kann daher die Empfehlung abgeleitet werden die Prothese nach Fertigstellung einer zwischenzeitlichen Lagerung im Wasserbad bis zur derer Eingliederung am Patienten zu unterziehen.

Auch Patienten, die ihre Prothese außerhalb des Mundes vornehmlich trocken lagern, sollten eine Feuchtlagerung bevorzugen.

7 Zusammenfassung

Die Wahl des optimalen Kunststoffes für eine zahnärztliche Prothesenherstellung mit dem Ziel der bestmöglichen Haftung an der Mundschleimhaut hängt nicht allein von der Art der Prothesendimensionierung und Gestaltung ab, sowie ihre Kongruenz zum Prothesenlager, sondern auch von deren Lagerung und Oberflächenbeschaffenheit. Hinsichtlich Lagerung ging es um die Zeit, in der die Prothese außerhalb des Mundes trocken oder in einem Wasserbad, über Nacht, oder nach der zahntechnischen Herstellung bzw. Veränderung, bis zur Eingliederung in den Mund des Patienten gelagert wird.

Eine Oberflächenbearbeitung zur Verbesserung des Prothesenhalts, mit den in der Zahntechnik üblichen Methoden oder aber das Belassen der Prothesenbasis im polymerisierten Zustand war ebenfalls Bestandteil der Arbeit.

Sämtliche Messungen fanden mittels computerunterstützter optischer und auf die Flüssigkeitsapplikation bezogener, computerdosierter Methoden einer statischen Kontaktwinkelmessung an der Grenzfläche zwischen liegendem 6 µl Flüssigkeitstropfen und horizontaler Kunststoffoberfläche in einem geschlossenen System statt.

Als Flüssigkeit wurde deionisiertes Wasser und künstlicher Speichel zur Kontaktwinkelmessung verwendet.

Eine Messtemperatur von exakt 23° C wurde eingehalten.

Die Mess- und Beobachtungszeit betrug 120 Sekunden.

Es wurden von jedem der 4 Kunststoffe jeweils 10 kreisrunde Prüfkörper hergestellt, ein jeder auf einer eigenen Gipsoberfläche, sodass jeder Prüfkörper ein Unikat darstellte, analog zu einer Patientenprothese.

Die Oberfläche aller polymerisierten Prüfkörper wurde im Laufe der Untersuchungen mit Schmirgel, Bimssteinpulver und einer Hochglanzpoliturflüssigkeit bearbeitet. Bei jedem Prüfkörper wurden für jede mögliche Kombination der Messparameter Lagerung, Benetzungsmedium und Oberflächenbeschaffenheit jeweils 10 Messungen durchgeführt.

Dies führte unter Anwendung von standardisierten Mess- und Bearbeitungsmethoden zu einer Aussage über die Benetzbarkeit von veränderten Kunststoffoberflächen.

Zusammenfassend haben die durchgeführten Untersuchungen ergeben, dass eine Benetzung mit künstlichem Speichel, eine ununterbrochene Feuchtlagerung, sowie eine Oberflächenbearbeitung mit Schmirgelpapier der Körnung 240 zu der besten Benetzbarkeit führen.

Unter den oben genannten Parametern nimmt die Benetzbarkeit der Kunststoffe in folgender Reihenfolge ab:

1: Versyo[®].com

2: Microbase[®]

3: Eclipse[®]

4: Palapress[®].

Ein Zahnarzt wird mit dieser Studie in die Lage versetzt, für einen Patienten, der eine Totalprothese benötigt, den optimalen Kunststoff auszuwählen.

Eine Verbesserung der Benetzbarkeit kann zudem durch die Bearbeitung der zur Schleimhaut gelegenen Basis mit Schmirgelpapier, sowie einer Feuchtlagerung vor Eingliederung erreicht werden.

Dies trifft ebenfalls auch für Unterfütterungsarbeiten schon existierender Prothesen zu. Dem Patienten sollten zudem die nötigen Empfehlungen zur Lagerung seiner Prothese mitgeteilt werden.

8 Summary

The choice of the optimal acrylic resin denture base material for the production of a prosthetic denture with the aim of the best possible adhesion at the mouth mucous membrane not only depends on the kind of the prosthetic dimensioning and organization, and its congruence to the prosthetic stock, but also on its storage and the surface finish.

With regard to storage it was the question of time, in which the prosthesis stored outside the mouth, dry or in a bath of water, overnight, after the dental manufacturing or modification, until the incorporation into the patients mouth.

Surface treatments, for the improvement of the adhesion of the prosthetic denture, with the usual means used in the denture technique or the leaving of the prosthetic basis in the polymerized untreated state were also part of this study.

All measurements took place by computer assisted optical static contact angle measurements at the boundary surface between to the liquid computer proportioned application of 6 μ l lying liquid drops and the horizontal surface of the acrylic resin denture base material in a closed system.

As liquid for the contact angle measurement deionized water and artificial saliva were used.

The measurement temperature was kept at exactly 23° C.

The measurement observation interval was fixed at 120 seconds.

In each case 10 circular test pieces were set up by each of the 4 acrylic resin denture base materials, each on its own plaster surface, so that every test piece represented an unique specimen, analogous to a patient prosthesis.

All polymerized test pieces were processed in the course of the investigation of their surface with emery, pumice stone and a mirror finish liquid.

On every test piece 10 measurements of every measurement parameter like wetting medium surface finish and the storage of the denture base material were executed.

With those results of standardized measurement and processing methods a final statement about the wettability of treated acrylic resin denture base surfaces was possible.

A summary of all investigations mentioned summarized shows that a wetting with artificial saliva, a continuous moist storage and the surface treatments with emery linen of the grain 240 represents the optimum.

The evaluation of the materials according to the set parameters produced the following results of decreasing wettability:

1: Versyo[®].com

2: Microbase[®]

3: Eclipse[®]

4: Palapress[®].

With the results of this study a dentist is enabled to choose the optimal denture base material for a patient who requires a prosthetic denture.

An increase of wettability can result by processing the prosthetic basis situated to the mucous membrane corresponding with emery linen and carry out a moist storage before incorporation in the patient's mouth.

The same result occurs after the lining of an existing prosthetic denture.

He also can give necessary recommendations to the patient according to the storage of the prosthetic denture.

9 Literaturverzeichnis

1. **Abdullah M.** Surface tension in retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 28: 141-144, 1972.
2. **Barbenel J.** Physical retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 26: 592-600, 1971.
3. **Betzler H and Riedel H.** Die Ursachen und Gesetze beim Halt der Prothese. *Stoma* 14: 117-134-182-209, 1961.
4. **Blahova I and Neumann M.** Physical factors in retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 25: 230-235, 1971.
5. **Böhmer C.** Mikrobiologische, rasterelektronenmikroskopische und mikroradiographische Untersuchungen zur Entstehung einer in vitro-Karies durch *Candida albicans*. *Med Diss Giessen* 23, 1998.
6. **Brill N.** Factors in the mechanism of full denture retention. - A discussion of selected papers. *Dent Pract Dent Rec* 18: 9-19, 1967.
7. **Buddecke E.** Biochemische Grundlagen der Zahnmedizin. Berlin: Walter de Gruyter & Co. Verlag, 1981.
8. **Bühl A and Zöfel P.** SPSS 12 Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. München: Pearson Studium, 2005.
9. **Campbell R.** Some clinical observations regarding the role of the fluid film in the retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 48: 58-63, 1954.
10. **Campbell R.** Effects of water sorption on retention of acrylic resin denture bases. *J Am Dent Assoc* 52: 448-454, 1956.
11. **Craig R, Berry G and Peyton F.** Physical factors related to denture retention. *J Prosthet Dent* 10: 459-467, 1960.
12. **Darvell B and Clark R.** The physical mechanisms of complete denture retention. *Br Dent J* 189: 248-252, 2000.
13. DIN-Norm (German Industrial Standard). DIN EN ISO 10477:2004 (D). 19-21. 2004. DIN Deutsches Institut für Normung e.V.
Ref Type: Pamphlet

14. **Eichner K and Kappert H.** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Heidelberg: Hüthig Verlag, 1996.
15. Firma DeguDent GmbH. Materialinformationen. 2003.
Ref Type: Pamphlet
16. Firma Heraeus Kulzer GmbH & Co.KG. Materialinformationen. 2003.
Ref Type: Pamphlet
17. **Gerrard W and Winter P.** Evaluation of toothpaste by their ability to assist rehardening of enamel in vitro. *Caries Res* 20: 209-216, 1986.
18. **Giglio J, Lace W and Arden H.** Factors effecting retention and stability of complete dentures. *J Prosthet Dent* 12: 849-856, 1962.
19. **Hardy I and Kapur K.** Posterior border seal - It's rationale and importance. *J Prosthet Dent* 8: 386-397, 1958.
20. **Jacobson T and Krol A.** A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability and support. Part I: Retention. *J Prosthet Dent* 49: 306-312, 1983.
21. **Jordt C.** Über den Haftmechanismus zwischen Gewebe und Prothesenfläche. *Zahnärztl Welt* 9: 384-390, 1954.
22. **Kantorovicz A.** Innen- und Aussenventil, Adhäsion und Luftdruck. *Dtsch Zahnärztl Z* 5: 781-791, 1956.
23. **Kawazoe Y and Hamada T.** The role of saliva in retention of maxillary complete dentures. *J Prosthet Dent* 40: 131-136, 1978.
24. **Kikuchi M, Ghani F and Watanabe M.** Method of enhancing retention in complete denture bases. *J Prosthet Dent* 81: 399-403, 1999.
25. **Kiliani B, Retief D, Guldag M, Castleberry D and Fischer T.** Wettability of selected denture base materials. *J Prosthet Dent* 52: 288-291, 1984.
26. **Kubali H.** The theoretic basis of the functional vacuum method of complete denture construction. *J Prosthet Dent* 10: 673-681, 1960.
27. **Kuck M.** Adhäsion und Luftdruck. *Dtsch Zahnärztl Z* 5: 792-797, 1956.
28. **Lammie G.** The retention of complete dentures. *J Am Dent Assoc* 55: 502-508, 1957.

29. **Lawson W.** Fundamental principles of full denture prosthetics.
Int Dent J 10: 497-517, 1960.
30. Lechner, H. Die Kontaktwinkelmessung: Ein Verfahren zur Bestimmung der freien Oberflächenenergie von Festkörpern. 3-5. 2004.
Krüss GmbH, Wissenschaftliche Laborgeräte.
Ref Type: Pamphlet
31. **Leyensetter A.** Fachkunde für metallverarbeitende Berufe.
Wuppertal-Barmen: Willing & Co. Verlag, Europa-Lehrmittel, 1959.
32. **Lindstrom R, Pawelchak J, Heyd A and Tarbet W.** Physical-chemical aspects of denture retention and stability: a review of the literature.
J Prosthet Dent 42: 371-375, 1979.
33. **Maison W.** Denture outline form. *J Am Dent Assoc* 59: 938-943, 1959.
34. **Marxkors R.** Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik.
München-Wien: Karl Hanser Verlag; 1993.
35. **Meiners H and Lehmann K.** Klinische Materialkunde für Zahnärzte.
München-Wien: Karl Hanser Verlag, 1998.
36. **Meyer-Lückel H and Keilbassa A.** Speichelersatzmittel zur Behandlung der Hypolalivation. *Dtsch Zahnärztl Z* 57: 335-344, 2002.
37. **Monsénégo P.** Complete denture retention. Part I: Physical analysis of the mechanism. Hysteresis of the solid-liquid contact angle.
J Prosthet Dent 62: 189-196, 1989.
38. **Monsénégo P.** Complete denture retention. Part II: Wettability studies on various acrylic resin denture base materials. *J Prosthet Dent* 62: 308-312, 1989.
39. **Murray M.** An investigation into the effectiveness of surface treatment on PMMA when exposed in the mouth. *J Prosthet Dent* 59: 368-373, 1988.
40. **Murray M and Darvell B.** The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - A review. Part 4.
Aust Dent J 38: 450-455, 1993.
41. **Murray M and Darvell B.** The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - A review. Part 3.
Aust Dent J 38: 389-393, 1993.

42. **Murray M and Darvell B.** The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - A review. Part 2. *Aust Dent J* 38: 299-305, 1993.
43. **Murray M and Darvell B.** The evolution of the complete denture base. Theories of complete denture retention - A review. Part 1. *Aust Dent J* 38: 216-219, 1993.
44. **Murray M and Darvell B.** A reappraisal of the physics of denture retention. *Int J Prosthodont* 2: 234-242, 1989.
45. **O'Brien W.** Base retention. *Dent Clin North Am* 24: 123-130, 1980.
46. **Ostlund S.** Saliva and denture retention. *J Prosthet Dent* 10: 658-663, 1960.
47. **Ow R and Bearn E.** A method of studying the effect of adhesives on denture retention. *J Prosthet Dent* 50: 332-337, 1983.
48. **Reich E.** In vivo- Messung des Kontaktwinkels auf Füllungsmaterialien vor und nach Oberflächenbearbeitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 44: 539-541, 1989.
49. **Roydhouse R.** The retention of dentures. *J Am Dent Assoc* 60: 31-35, 1960.
50. **Sachs L.** Statistische Methoden: Planung und Auswertung. Berlin: Springer, 1988.
51. **Schwenzer N.** Prothetik und Werkstoffkunde. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 1994.
52. **Sipahi C, Beyzadeoglu M, Demirtas S and Ozen J.** Effect of Different Mucosal and Acrylic Resin Surface Treatments in a Denture Retention Model for Patients with Radiotherapy-Induced Xerostromia. *Int J Prosthodont* 20: 405-408, 2007.
53. **Skinner E, Campbell R and Chung P.** Clinical study of the forces required to dislodge maxillary denture bases of various designs. *J Am Dent Assoc* 47: 671-680, 1953.
54. **Skinner E and Chung P.** The effect of surface contact in the retention of a denture. *J Prosthet Dent* 1: 229-235, 1951.
55. **Stamoulis S.** Physical factors affecting the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 12: 857-864, 1962.
56. **Stanitz J.** An analysis of the part played by the fluid film in denture retention. *J Am Dent Assoc* 37: 168-172, 1948.

57. **Starck C.** Die Rolle der organischen Matrix bei der symptomatischen Therapie von Dentinerosionen in vitro. *Med Diss Giessen* 34, 2003.
58. **Swartz W.** Retention forces with different denture base materials. *J Prosthet Dent* 16: 458-463, 1966.
59. **Tallgren A.** A longitudinal study on denture retention. *Odont Tskr* 67: 314-335, 1959.
60. **Tyson K.** Physical factors in retention of complete upper dentures. *J Prosthet Dent* 18: 90-97, 1967.
61. **Wright C.** Evaluation of the factors necessary to develop stability in mandibular dentures. *J Prosthet Dent* 16: 414-430, 1966.

10 Anhang

10.1.1 Verarbeitungsvorrichtung zur Prüfkörperherstellung von Palapress[®], Versyo[®].com und Eclipse[®]

Mit Hilfe einer speziellen Vorrichtung wurde dafür gesorgt, dass die runden Prüfkörper bei ihrer Herstellung eine optimale Form und Planparallelität mit 18 mm Durchmesser und 6 mm Dicke für eine spätere statische Kontaktwinkelmessung besitzen.

Die Verarbeitungsvorrichtung besteht aus vier horizontal aufeinander liegenden Platten, die vertikal durch zwei fest installierte Gewindestangen mit Flügelmuttern fixierbar sind.

Aufbau der Vorrichtung von der Grundplatte ausgehend:

- ➔ Einer Messingbasisplatte der Größe 50 x 80 mm und einer Dicke von 10 mm mit zwei, im Mittenabstand von 52 mm im Metall durch eine passende Gewindebohrung und speziellem Schraubenkleber (Loctite[®], Fa. Henkel) verankerten Gewindestangen mit metrischem Gewinde der Länge M8 (Ø 8 mm) x 45 mm.
- ➔ Einer Hartgipsplatte, dessen Herstellung im Folgenden noch beschrieben wird, ebenfalls der Größe 50 x 80 mm mit 4 mm Stärke, aufliegend auf der Basisplatte mit Bohrungen (Ø 8,8 mm) im Mittenabstand von 52 mm für die Durchführung der Gewindestangen.
- ➔ Einer 6 mm dicken Formgebungsplatte aus Aluminium (50 x 80 mm), ebenfalls mit den beiden genannten Bohrungen, jedoch zusätzlich mit einer 18-mm-Bohrung in der Mitte und 2 x 2 mm Abflusssrillen (halbrund), ausgehend von der Mittelbohrung, beidseitig an den 80 mm langen Seiten der Platte endend.
- ➔ Einer Messingdeckplatte, entsprechend den Dimensionen und Bohrungen der Hartgipsplatte, mit einer Stärke von 10 mm für die Palapress[®]-vorrichtung sowie einer hierfür austauschbaren glatten Glasdeckplatte mit 4 mm Stärke und derselben Dimensionierung für das lichthärtende Versyo[®].com und Eclipse[®].

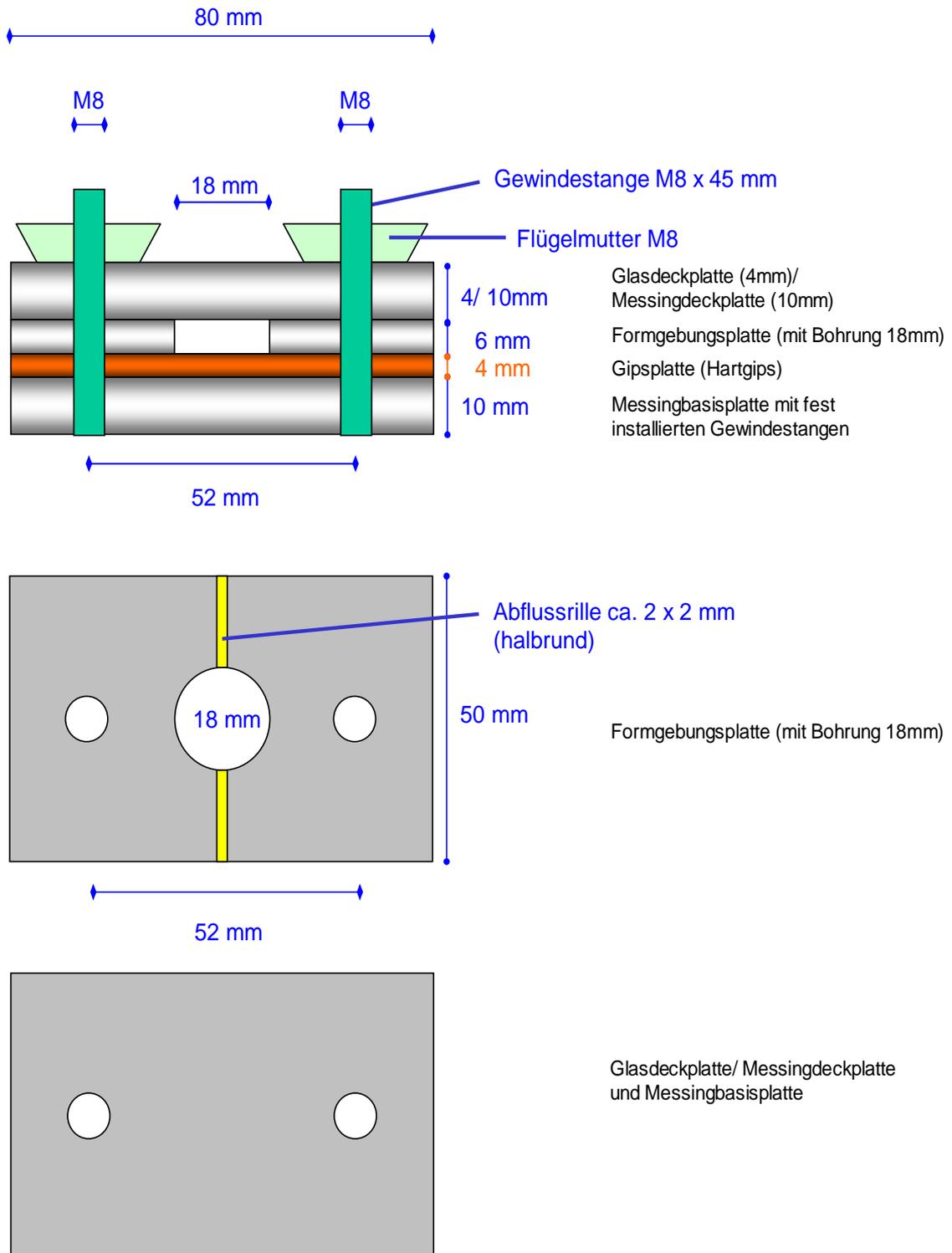


Abbildung 10.1: Verarbeitungsvorrichtung zur Kunststoffprüfkörperherstellung

10.1.2 Gipsplattenherstellung für Palapress[®], Versyo[®].com und Eclipse[®]

Alle Prüfkörper wurden auf einer Typ-III Hartgipsoberfläche nach vorheriger Isolation, mit dem vom jeweiligen Kunststoffhersteller empfohlenen Isolationsmittel (Tabelle 10.1) hergestellt. Beim verwendeten Gips handelte es sich um Moldano[®] (Heraeus Kulzer), welcher im Verhältnis 100 g Gips zu 30 ml destilliertem Wasser unter Vakuum angerührt wurde. Die Anmischung erfolgte in 45 sec. im Multivac compact Anmischgerät (DeguDent).

Kunststoff	Isolationsmittel (Gips gegen Kunststoff)
Palapress [®] (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG)	Aislar [®]
Versyo [®] .com (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG)	Versyo [®] .sep
Microbase [®] (DeguDent GmbH)	Isolant [®] und Microbase [®] Spezialisierung
Eclipse [®] (DeguDent GmbH)	Al-Cote [®]

Tabelle 10.1: Die Isolationsmittel der jeweiligen Hersteller der repräsentativ verwendeten Kunststoffe in Übersicht

Um eine möglichst glatte und planparallele Oberfläche der späteren Gipsplatte zu erzielen, wurde zunächst eine Korrekturabformung mit einem additionsvernetzenden Silikonabformmaterial (Panasil Putty von Fa. Kettenbach in Eschenburg) von der bereits beschriebenen Glasdeckplatte mit glatter Oberfläche und 4 mm Stärke genommen. Diese wurde für die Abformung auf einer großen Glasplatte (200 x 200 x 6 mm) mit rosa Modellierwachs (Sommerwachs) der Stärke 1,5 mm (Orbis dental Handels GmbH in Offenbach) im Randbereich fixiert.

Der im Vakuum angemischte Moldano[®] gips wurde danach blasenfrei in die zuvor mit Silikonentspanner (Spannex II, Dreve Dentamid GmbH in Unna) eingesprühte und danach getrocknete Silikonabformung eingegossen. Dies erfolgte unter ständigem Rütteln, bis die vollständige Füllhöhe erreicht war.

Danach wurde die Gipsplatte entfernt und die Abformung konnte für weitere Ausgussvorgänge wieder verwendet werden. Nach einer Trockenzeit von 10 Tagen bei Labortemperatur wurden die Platten zur Aufnahme in der Vorrichtung zur Probenherstellung präpariert.

Es wurden die Aufnahmebohrungen, Durchmesser 8,8 mm, Maß 52 mm für die Durchführung der Gewindestangen M8x45 gebohrt. Die Herstellung der Platten wurde, genau wie eine Prothese, für jeden Prüfkörper einmal durchgeführt, sodass die später darauf polymerisierte Kunststoffproben Unikate darstellten.

10.1.3 Prüfkörperherstellung aus den Kunststoffen Palapress[®], Versyo[®].com und Eclipse[®]

Die Kunststoffe Palapress[®], Versyo[®].com und Eclipse[®] wurden allesamt mit einigen Anpassungen hinsichtlich ihrer Verarbeitungsprinzipien und den damit zusammenhängenden Veränderungen an der Verarbeitungsvorrichtung auf den eigens dafür angefertigten planparallelen Gipsplatten nach Herstellerangaben polymerisiert.

Für **Palapress[®]** erfolgte zunächst eine 15-minütige Wässerung (kaltes Leitungswasser) der Gipsplatten mit anschließender Oberflächentrocknung. Daraufhin wurde zweimal mit Aislar[®] isoliert. Nach Isolationsmitteltrocknung erfolgte der Aufbau der Verarbeitungsvorrichtung mit Auflegen der Gipsplatte auf die Basisplatte, gefolgt von der Formgebungsplatte mit dessen Abflussrillen nach oben. Die den der Gipsoberfläche nicht direkt anliegenden, aber mit Kunststoff in Berührung kommenden Stellen der Formgebungsplatte wurden mit handelsüblicher Dental Vaseline (Kentzler-Kaschner Dental GmbH in Ellwangen/Jagst) sehr dünn bestrichen, damit später ein problemloses Entfernen des Kunststoffs möglich war.

Das Einbringen des in 15 sec im Verhältnis 10 g Pulver und 7 ml Flüssigkeit in einem Resimixbecher per Hand angemischten Kunststoffes erfolgte in Form eines dünnen blasenfreien Einschüttstrahls. Die Konsistenz blieb etwa 2 Minuten lang dünnflüssig. Innerhalb dieser Zeit wurde die 18-mm-Bohrung in der Formgebungsplatte befüllt. Jetzt folgten eine Hostaphanfolie (Typ RN50, Pütz Folien in Taunusstein Wehen) und

Deckplatte, welche auf die gefüllte Formgebungsplatte mit anschließender Anbringung der Flügelmuttern langsam abgelassen wurden.

Die Hostaphanfolie sorgt hier für ein optimales Nachfließen des Kunststoffes. In der 5. Minute nach Anmischen, spätestens aber nach 8 Minuten muss die gesamte Vorrichtung, laut Herstellerangaben, in einen Drucktopf bei +55 °C und 2 bar Druck, 15 Minuten auspolymerisieren. Daraufhin wurde die Vorrichtung demontiert und der Prüfkörper entnommen. Bei **Versyo®.com** wurde dünn mit Versyo®.sep isoliert, jedoch ohne vorherige Gipsplattenwässerung. Nach dem Zusammenfügen der Gips- und der Formgebungsplatte auf die Basisplatte erfolgte das blasenfreie Ausfüllen mittels stufenlos regelbarem und mit Druckluft betriebenen Applikationssystem mit Kartusche und Fußanlasser (Versyo®.jet von Heraeus Kulzer). Der Druck wurde auf 1 bar eingestellt, bei aufgeschraubter originallanger Applikationsspitze. Das Befüllen erfolgte in drei Schritten zu jeweils 2 mm Schichtstärke, mit einer zweimaligen Vorpolymerisation der ersten und zweiten Schicht im Heralight®pre Lichtgerät (Heraeus Kulzer) mit werksseitig fest eingestellten 10 sec Vorpolymerisationszeit. Die letzte Schicht wurde ohne Vorpolymerisation zwecks finaler Aushärtung belassen.

Nun wurde eine Hostaphanfolie auf das in dieser dritten Schicht noch flüssige Material aufgebracht. Die Glasdeckplatte wurde zur gleichmäßigen Verteilung des Materials auf die Formgebungsplatte gelegt und mit den Flügelmuttern handfest verschraubt. Es folgte das Lichtpolymerisieren im UniXS® Lichtgerät (Heraeus Kulzer) mit 2 x 180 sec von oben. Nach Demontage der Verarbeitungsvorrichtung und Prüfkörperentnahme wurde die Prozedur wegen der Schichtdicke von 6 mm zur Sicherheit noch einmal für 180 sec von unten wiederholt. Beim ebenfalls lichthärtenden Kunststoff **Eclipse®** wurde Al-Cote® Isolationsmittel mit einer dünnen Schicht auf die trockenen Gipsplatten aufgebracht. Auf der isolierten Gipsplatte und den Einzelteilen der Verarbeitungsvorrichtung wurden selbstklebende Temperaturindikatoren aufgeklebt, welche mit dem Eclipse® Kunststoff geliefert wurden.

Es folgte ein Erwärmen im Eclipse® Vorwärmofen bei einer konstanten, vorgegebenen Temperatur von 55 °C. Nach Schwarzverfärbung der Indikatorplättchen und anschließender Entnahme der vorgewärmten Bauteile, bis auf die Glasplatte, erfolgte eine unverzügliche Montage der Verarbeitungsvorrichtung, analog zur Versyo®verarbeitung. Bei Eclipse® wird der sogenannte Basiskunststoff als erste Schicht auf dem Gipsmodell verwendet. So wurde bei der Prüfkörperherstellung

ebenfalls ein Stück einer Basisplatte des Farbtons „Original“ benutzt. Es wurde zunächst die Hälfte der Hohlform ausgefüllt.

Zum Anwärmen benötigte diese erste Schicht 30 Sekunden. Anschließend wurde dünn mit einem Air Barrier Coating (ABC-Luftschutzlack) nach Herstelleranweisung bestrichen. Die nun folgende Polymerisation erfolgte im Eclipse[®] Lichthärtegerät mit fest eingestellten 10 Minuten.

Der ABC-Luftschutzlack wurde, laut Hersteller, nach Entnahme aus dem Lichthärtegerät mit einem mit Wasser getränkten handelsüblichen Papierhandtuch entfernt. In die nochmals mittels Indikatorplättchen im Vorwärmofen vorbereitete Vorrichtung wurde die zweite Materialschicht als Endschicht eingebracht und die Kunststoffoberfläche mit der Eclipse[®] Heißluftpistole (Fa. Weller, Modell 6966E) thermoplastisch geglättet. Die nun aus dem Vorwärmofen zu nehmende Glasplatte wurde mit handfest angezogenen Flügelmuttern zur gleichmäßigen Verteilung des Materials auf die Formgebungsplatte montiert. Ein weiterer Lichthärtungsschritt folgte.

Anschließend wurde die Vorrichtung im Luftstrom des Polymerisationsgerätes abgekühlt. Nach Demontage der Verarbeitungsvorrichtung erfolgte die Entnahme des Prüfkörpers. Eine Kantenbrechung und -glättung mittels handelsüblicher kreuzverzahnter Kunststofffräse wurde bei allen Prüfkörpern durchgeführt.

10.1.4 Prüfkörperherstellung aus dem Kunststoff Microbase[®]

Im Fall des in der Mikrowelle härtenden Heißpolymerisationskunststoffs erfolgte die Herstellung der Prüfkörper gemäß Herstellerangaben in der zugehörigen, später mit Moldano[®]gips gefüllten, aus zwei Hälften bestehenden Küvette.

Die Hohlformen, für den in der Küvette stattfindenden Spritzguss, welche exakt den anderen Prüfkörpern entsprachen, wurden mittels feinzeichnender Silikonabformung (Panasil Contact Plus) in der hierbei abgewandelten Verarbeitungsvorrichtung (Abbildung 10.1) erzeugt. Um ebenfalls Form und Planparallelität, wie bei allen anderen Prüfkörpern zu gewährleisten, wurde das bereits beschriebene Abformmaterial in die 18-mm-Bohrung der Formgebungsplatte eingebracht.

Mit der Messingdeckplatte, anstelle der Gipsplatte darunter, und der Glasdeckplatte darüber wurde eine gleichartige Oberfläche im Hinblick auf die anderen Prüfkörper erzielt.

Nach 10 Minuten bei Raumtemperatur, in denen das Silikon aushärtet, erfolgte die Entnahme der erhaltenen Einbettform für die Kuvette und dessen Beschneidung (Pressfahne) mit einem Einmalskalpell (Father Nr. 10). Es waren 6 Silikonplättchen pro Kuvette möglich, die dann in Kunststoff überführt wurden. Die Kuvette wurde zunächst mit Silikonspray (DeguDent) eingesprüht, dann eine Kuvettenhälfte mit dem schon Beschriebenen, hier identisch verarbeiteten und ebenfalls in einem Multivac compact Gerät (DeguDent) im Vakuum angerührten Moldano[®]gips, auf einem Gipsrüttler (Fa. Wassermann) ausgegossen.

Die Silikonplättchen wurden nun mit der zuvor bei der Abformung dem Messing zugewandten Seite mit Silikonentspanner (Spannex II) bepinselt und nach dessen Trocknung mit wenig Gips beschickt (Gipsanrührspatel) und in die ausgegossene Kuvettenhälfte gelegt. Nach 30 Minuten Aushärtungszeit erfolgte das Anbringen von Spritzgusskanälen des Herstellers in Form von 7 mm starken Wachsdrähten, welche von einem Platzhalter an der Einspritzöffnung ausgehend zu jedem einzelnen Plättchen führten. Ein Stück 5 mm Wachsdraht (ca. 6 mm lang) wurde als Entlüftungshohlraum an die höchste Stelle eines jeden Plättchens angebracht. Die freiliegenden Gipsflächen wurden mit Isolant[®] (DeguDent) Isolierung und die Silikonoberflächen mit Silikonentspanner (Spannex II) bestrichen.

Die Kuvette wurde nach der Trocknung sämtlicher Isolierungen zusammengesetzt, mittels Drehmomentschlüssel des Herstellers verschraubt, und mit dem im Vakuum angerührten Moldano[®]gips der sogenannte Konter (2. Kuvettenhälfte) auf dem Rüttler homogen und blasenfrei ausgegossen. Nach 30 min Gipsaushärtung wurde die geschlossene Kuvette für 10 min in kochendes Wasser (Ausbrühautomat) gelegt, danach geöffnet, die Wachsdrähte und Silikonplättchen entfernt sowie der Restwachs mit kochendem Wasser (Abbrühgerät) abgebrüht und die Gipskanten an den Kanälen mit einem handelsüblichen dentalen Wachsmesser gebrochen bzw. geglättet.

Nun wurden die Kuvettenhälften 1 min bei 900Watt in der zu verwendenden Mikrowelle (AEG 900W) nacheinander erhitzt und danach ca. 3 min zum Abdampfen belassen. Zudem wurde Isolant[®] mittels eines dicken, weichen Pinsels so lange aus einem Dappenglas aufgetragen, bis die Gipsoberfläche keine Isolierung mehr

aufgenommen hat. Im noch feuchten Zustand der Isolant[®] Isolierung wurde, laut Hersteller, sofort genügend Microbase[®] Spezialisolierung aufgesprüht, damit diese im Überschuss darauf stand. Die Einwirkdauer der Spezialisolierung betrug 5 min, in denen noch ein-, bis zweimal laut Hersteller nachgesprüht werden sollte. Die Küvettenhälften wurden anschließend unter einem fließenden weichen Wasserstrahl abspült und getrocknet. Jetzt folgten das Einsetzen der Injektionsvorrichtung und das erneute Verschrauben der Küvette.

Der in der Injektionskartusche zum direkten Gebrauch bevorratete Kunststoff wurde 20 min lang mit 6 bar in einer Injektionseinheit des Herstellers injiziert. Nach Küvettenentfernung aus der Injektionseinheit wurde diese mit einer Nachpressvorrichtung durch Einschrauben bis zu dessen ersten Markierung in den Gusskanal versehen und mit der Konteröffnung (Gipsoberfläche) nach oben für 6 min, bei 900Watt Leistung, in der Mikrowelle auspolymerisiert und anschließend über Nacht zur Abkühlung an der Luft belassen.

Das Öffnen und Ausbetten der Prüfkörper erfolgte mit einer dentalen Gipsschere und einem druckluftbetriebenen dentalen Ausbetthammer. Ein Abtrennen der Gusskanäle mit anschließender Kantenbrechung und -glättung mittels handelsüblicher kreuzverzahnter Kunststofffräsen wurde durchgeführt.

10.1.5 Messwerttabelle

Nachfolgende Tabelle enthält alle aus jeweils 100 Werten (10 Probenkörper x 10 Messungen) gemittelten Kontaktwinkel, die den graphischen Darstellungen zugrunde liegen.

Kunststoff	Lagerung	Medium	Oberfläche	Mittelwert	Standardabweich.	Median
Palapress	Trocken	Wasser	Polymerisiert	71,947	3,24408	71,485
			Geschmirgelt	76,829	2,75724	76,940
			Bimssteinpoliert	72,554	2,72701	71,660
			Hochglanzpoliert	73,939	2,61744	73,060
		Speichel	Polymerisiert	68,322	1,50910	68,640
			Geschmirgelt	70,875	3,21056	70,120
			Bimssteinpoliert	70,443	2,88872	70,065
			Hochglanzpoliert	70,265	1,03960	69,990
	Feucht	Wasser	Polymerisiert	70,874	2,65607	71,560
			Geschmirgelt	71,467	2,28128	71,595
			Bimssteinpoliert	76,814	1,52179	76,365
			Hochglanzpoliert	72,104	1,53638	72,380
		Speichel	Polymerisiert	68,894	1,51218	68,560
			<i>Geschmirgelt</i>	<i>63,091</i>	<i>1,22346</i>	<i>62,830</i>
			Bimssteinpoliert	74,526	2,43388	74,430
			Hochglanzpoliert	70,892	1,23661	70,945
Versyo	Trocken	Wasser	Polymerisiert	57,522	4,50076	58,235
			Geschmirgelt	67,249	2,77059	67,930
			Bimssteinpoliert	71,004	0,91494	71,085
			Hochglanzpoliert	69,639	1,46067	70,345
		Speichel	Polymerisiert	57,811	3,66945	57,160
			Geschmirgelt	60,111	2,24596	61,155
			Bimssteinpoliert	69,493	1,57231	69,365
			Hochglanzpoliert	67,585	1,67335	68,510
	Feucht	Wasser	Polymerisiert	65,540	3,79055	65,265
			Geschmirgelt	56,566	4,90534	58,345
			Bimssteinpoliert	69,201	2,52493	68,395
			Hochglanzpoliert	66,517	1,97253	66,580
		Speichel	Polymerisiert	61,524	1,66921	61,055
			<i>Geschmirgelt</i>	<i>52,156</i>	<i>3,34983</i>	<i>51,790</i>
			Bimssteinpoliert	70,991	1,50769	70,560
			Hochglanzpoliert	64,018	1,95244	64,255

Kunststoff	Lagerung	Medium	Oberfläche	Mittelwert	Standardabweich.	Median	
Microbase	Trocken	Wasser	Polymerisiert	80,441	3,75703	80,190	
			Geschmirgelt	62,455	1,48938	62,835	
			Bimssteinpoliert	70,197	1,83668	70,620	
			Hochglanzpoliert	67,716	1,66383	68,015	
	Feucht	Speichel	Wasser	Polymerisiert	73,753	2,93219	73,425
				Geschmirgelt	62,057	2,15121	61,645
				Bimssteinpoliert	63,672	2,30978	63,340
				Hochglanzpoliert	62,960	2,10063	63,640
		Speichel	Wasser	Polymerisiert	70,427	2,60274	69,965
				Geschmirgelt	61,924	2,18038	62,465
				Bimssteinpoliert	69,556	1,63142	69,140
				Hochglanzpoliert	60,550	1,74850	61,130
	Feucht	Speichel	Wasser	Polymerisiert	62,158	2,19506	62,180
				<i>Geschmirgelt</i>	<i>53,860</i>	<i>2,61663</i>	<i>53,700</i>
				Bimssteinpoliert	67,713	2,50826	68,130
				Hochglanzpoliert	60,992	1,68061	61,135
Eclipse	Trocken	Wasser	Polymerisiert	79,462	3,25328	79,065	
			Geschmirgelt	82,077	3,20860	82,740	
			Bimssteinpoliert	78,841	2,59843	79,280	
			Hochglanzpoliert	71,871	0,96630	71,975	
	Feucht	Speichel	Wasser	Polymerisiert	74,371	3,11086	75,715
				Geschmirgelt	72,744	1,86656	73,455
				Bimssteinpoliert	72,965	1,90877	73,020
				Hochglanzpoliert	71,311	1,25896	71,180
		Speichel	Wasser	Polymerisiert	79,027	2,75184	79,235
				Geschmirgelt	68,325	2,65023	67,945
				Bimssteinpoliert	73,537	2,08092	72,940
				Hochglanzpoliert	68,862	0,78004	68,975
	Feucht	Speichel	Wasser	Polymerisiert	74,208	3,08684	74,170
				<i>Geschmirgelt</i>	<i>61,316</i>	<i>1,80779</i>	<i>60,820</i>
				Bimssteinpoliert	70,347	1,81278	70,185
				Hochglanzpoliert	68,591	1,61281	68,660

Tabelle 10.2: Tabelle aller nach 10x10 Messungen gemittelten Kontaktwinkel mit Standardabweichungen und Median zum Zeitpunkt von 120 Sekunden

Es ist in der Tabelle 10.2 eine deutliche Tendenz von niedrigeren Kontaktwinkeln, zunächst bei Feuchtlagerung und im weiteren Verlauf bei Feuchtlagerung und Speichelbenetzung zu erkennen. Zugehörige Werte sind in Fettschrift gedruckt.

Des Weiteren ist der niedrigste gemessene Wert, inclusive des finalen Messparameters, kursiv gestellt.

10.1.6 Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest auf Vorliegen einer Normalverteilung

Mit dem durchgeführten Kolmogorov-Smirnov Anpassungstest wurde für alle Daten eine Normalverteilung ermittelt (Tabelle 10.3). Der p-Wert lag in allen Messungen deutlich über der geforderten Marke von $p \geq 0,05$. Somit lag keine statistisch signifikante Abweichung von der Normalverteilung vor [8; 50].

Kunststoff	Oberfläche	Lagerung	Medium	Signifikanz p		
Palapress	Polymerisiert	Trocken	Wasser	0,641		
			Speichel	0,992		
		Feucht	Wasser	0,233		
			Speichel	0,967		
		Geschmirgelt	Trocken	Wasser	0,996	
				Speichel	0,895	
	Bimssteinpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,989	
				Speichel	0,982	
		Trocken	Feucht	Wasser	0,597	
				Speichel	0,983	
		Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,886
					Speichel	0,998
Versyo	Polymerisiert	Trocken	Wasser	0,835		
			Speichel	0,933		
		Feucht	Wasser	0,933		
			Speichel	0,733		
		Geschmirgelt	Trocken	Feucht	Wasser	0,935
					Speichel	0,941
	Bimssteinpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,897	
				Speichel	0,897	
		Trocken	Feucht	Wasser	0,966	
				Speichel	0,384	
		Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,547
					Speichel	0,548
Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,833		
			Speichel	0,648		
	Trocken	Feucht	Wasser	0,789		
			Speichel	0,991		
	Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,250	
				Speichel	0,839	
Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,498		
			Speichel	0,339		
Hochglanzpoliert	Trocken	Feucht	Wasser	0,979		
			Speichel	0,626		

Kunststoff	Oberfläche	Lagerung	Medium	Signifikanz p	
Microbase	Polymerisiert	Trocken	Wasser	0,908	
			Speichel	0,860	
		Feucht	Wasser	0,959	
				Speichel	0,983
	Geschmirgelt	Trocken	Wasser	0,644	
			Speichel	0,727	
		Feucht	Wasser	0,970	
				Speichel	0,995
	Bimssteinpoliert	Trocken	Wasser	0,565	
			Speichel	0,994	
		Feucht	Wasser	0,905	
				Speichel	0,921
Hochglanzpoliert	Trocken	Wasser	0,954		
		Speichel	0,764		
	Feucht	Wasser	0,734		
			Speichel	0,997	
Eclipse	Polymerisiert	Trocken	Wasser	0,957	
			Speichel	0,578	
		Feucht	Wasser	0,960	
				Speichel	0,973
	Geschmirgelt	Trocken	Wasser	0,952	
			Speichel	0,796	
		Feucht	Wasser	0,992	
				Speichel	0,855
	Bimssteinpoliert	Trocken	Wasser	0,933	
			Speichel	0,920	
		Feucht	Wasser	0,732	
				Speichel	0,978
Hochglanzpoliert	Trocken	Wasser	0,996		
		Speichel	0,828		
	Feucht	Wasser	0,973		
			Speichel	0,991	

Tabelle 10.3: Signifikanzwerte des Kolmogorov-Smirnov Anpassungstests auf Vorliegen einer Normalverteilung aller grafisch dargestellten Messreihen zum Zeitpunkt von 120 Sekunden

10.1.7 Chargenliste der untersuchten Materialien und Hilfsmaterialien

Panasil Putty (Silikonabformmasse): 50821 (2007.02)

Panasil Contact Plus (Silikonabformmasse): 50531 (2007.02)

Spannex II (Silikonentspanner): Lot: 3060501 (1205)

Palapress Pulver (Kunststoff): 012278 (31.07.2007)

Palapress Flüssigkeit (Kunststoff): 011016 (31.05.2006)

Aislar Isolierung (Palapress): 010522 (2006-05)

Versyo.com (Kunststoff): 010102 (27.11.2005)

Versyo.sep Isolierung (Versyo): 010028 (30.06.2006)

Microbase (Kunststoff): LOT CHB 030930 A (09/2005)

Isolant Isolierung (Microbase): D784350 LOT 30.11.2005

Spezialisolierung (Microbase): Ch.-B. 021212/ Lot: 2004-12

Eclipse UK- Basisplatte, Farbton: Original (Kunststoff): Lot 040419 (04/2006)

Al-Cote Isolierung (Eclipse): Lot 040303 (03-2007)

Deionisiertes Wasser (Fa. Fluka): Lot 1128845 Filling Code 23504002 (8/2006)

11 Erklärung

Ich habe die vorgelegte Dissertation selbstständig, ohne unerlaubte fremde Hilfe und nur mit den Hilfen angefertigt, die ich in der Dissertation angegeben habe. Alle Textstellen, die wörtlich oder sinngemäß aus veröffentlichten oder nicht veröffentlichten Schriften entnommen sind, und alle Angaben, die auf mündlichen Auskünften beruhen, sind als solche kenntlich gemacht. Bei den von mir durchgeführten und in der Dissertation erwähnten Untersuchungen habe ich die Grundsätze guter wissenschaftlicher Praxis, wie sie in der „Satzung der Justus-Liebig-Universität Gießen zur Sicherung guter wissenschaftlicher Praxis“ niedergelegt sind, eingehalten.

Unterschrift

12 Danksagung

Meinem Doktorvater und Betreuer Prof. Dr. Paul Ferger (Direktor der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der Justus-Liebig-Universität in Gießen) für die Überlassung des Themas und die wertvollen Hilfestellungen.

Priv.-Doz. Dr. Marcus Balkenhol (Oberarzt der Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der JLU in Gießen) für die hilfsbereite Unterstützung.

Prof. Dr. Martin Jung (Oberarzt der Abteilung Zahnerhaltungskunde der JLU in Gießen) für die Unterstützung bei der Durchführung der Rautiefenmessungen.

Dr. Manfred Hollenhorst (Abteilung Anwendung und Dokumentation der JLU in Gießen) für die statistischen Erläuterungen.

MTA Ulrich Heun (Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der JLU in Gießen) für die Unterstützung an den Laborgeräten und bei der Materialbeschaffung.

Dipl. Ing. (FH) Michael Köhl (Abteilung für Zahnärztliche Prothetik der JLU in Gießen) für die Lösung von Softwareproblemen.

Sabine Becker (Bibliothek des Zentrums für Zahn- Mund- und Kieferheilkunde in Gießen) für die Unterstützung bei der Literaturbeschaffung.

Feinmechanikermeister Jörg Schmiedhofer (Werkstatt des Zentrums für ZMK in Gießen) für die Unterstützung bei der Herstellung der Verarbeitungsvorrichtung.

Prof. Dr. Klaus Dermann (DeguDent GmbH in Hanau) für die Firmenunterstützung.

Dipl. Ing. (FH) Karl-Heinz Renz (Heraeus Kulzer GmbH & Co. KG in Wehrheim bei Friedrichsdorf im Taunus) für die Firmenunterstützung.

Zahntechnikermeister René Gerhold (RAPPE Zahntechnik GmbH in Niestetal-Sandershausen bei Kassel) für die Bereitstellung der dortigen Labortechnik.

Zahntechnikermeister Martin Hainzmann (DeguDent GmbH in Rosbach v. d. H. bei Friedberg) für die Bereitstellung der dortigen Labortechnik.

Meinen Eltern, Großmüttern und meinem Patenonkel Herbert für die jahrelange Unterstützung während meiner Schul- und Studienzeit.