Aus dem Institut für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
Abteilung für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre
der Medizinischen Fakultät Charité – Universitätsmedizin Berlin

DISSERTATION

Dimensionsänderung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Polymerisationssystemen

zur Erlangung des akademischen Grades
Doctor medicinae dentariae (Dr. med. dent.)

vorgelegt der Medizinischen Fakultät
Charité – Universitätsmedizin Berlin

von

Henrike Venus

aus Berlin

Gutachter: 1. Priv.-Doz. Dr. I.Peroz
2. Prof. Dr. med. dent. R. Biffar
3. Prof. Dr. med. dent. M. Walter

Datum der Promotion: 04.02.2011

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung ... 7

2 Literaturübersicht ... 8

2.1 Der Halt einer totalen Oberkieferprothese ... 8

2.1.1 Physikalischer Hintergrund ... 9

2.1.2 Die dorsale Randabdämmung ... 11

2.1.3 Vertikale und horizontale Dimension ... 13

2.2 Modellwerkstoffe ... 14

2.2.1 Gips ... 15

2.2.2 Methacrylat ... 15

2.2.3 Epoxid ... 15

2.2.4 Polyurethan ... 15

2.2.5 Andere Modellwerkstoffe ... 16

2.3 Prothesenkunststoffe ... 16

2.3.1 Einführung ... 16

2.3.2 Zusammensetzung der Kaltpolymerisate ... 16

2.4 Herstellung von Prothesen ... 17

2.4.1 Die chemoplastischen Verfahren ... 18

2.4.1.1 Das Stopfpressen ... 18

2.4.1.2 Die Injektionstechnik ... 19

2.4.1.3 Die Fließtechnik ... 19

2.4.1.4 Die Streutechnik ... 19

2.4.2 Die Ausarbeitung ... 20

2.5 Dimensionsänderungen ... 20

2.5.1 Auswirkung der Wachsmodellation ... 20

2.5.2 Polymerisationsschrumpfung ... 21

2.5.3 Ausbetten ... 21

2.5.4 Isolierung ... 21

2.5.5 Wasseraufnahme ... 22

2.5.6 Ausarbeitung der Prothese ... 23

2.5.7 Kieferform 24

2.6 Schleimhautresilienz 24

3 Fragestellung 26

4 Material und Methode 27

4.1 Übersicht der Versuchsabläufe 27

4.1.1 Der dorsale Randspalt 27

4.1.2 Horizontale und vertikale Dimension 27

4.2 Probenherstellung und Versuchsablauf 30

4.2.1 Herstellung des gemeinsamen Grundmodells 30

4.2.2 Modellieren einer zahnlosen Oberkieferplatte für die Untersuchung des dorsalen Randspaltes 31

4.2.3 Überführen der zahnlosen Oberkieferplatten in Kunststoff 31

4.2.4 Weiterverarbeitung und Vermessung der zahnlosen Platten 33

4.2.5 Aufstellung für die vertikale und horizontale Dimensionsmessung der Prothesen 34

4.2.6 Vervielfältigung der Wachsprothesen 35

4.2.7 Anbringung der Messpunkte 36

4.2.8 Positionierung im Vertikulator / erste Messung 36

4.2.9 Überführung der Aufstellung in Kunststoff 37

4.2.10 Ausbetten / zweite und dritte Messung 40

4.2.11 Ausarbeiten der Prothese / vierte Messung 40

4.2.12 Lagerung der Prothesen / fünfte und sechste Messung 40

4.2.13 Messung des dorsalen Randspaltes 40

4.3 Statistische Auswertung 41

5 Ergebnisse 42

5.1 Betrachtung des dorsalen Randspaltes 42

5.2 Betrachtung der vertikalen Dimensionsänderung 50

5.3 Betrachtung der horizontalen Dimensionsänderung 51

6 Diskussion ... 56

6.1 Material und Methode ... 56

6.1.1 Modellauswahl ... 56

6.1.2 Modellation ... 57

6.1.3 Isolierung und Modellmaterial ... 57

6.1.4 Das Einbetten ... 59

6.1.5 Systemauswahl ... 59

6.1.6 Ausarbeitung und Politur ... 60

6.1.7 Wasserlagerung und Untersuchung der Quellung ... 61

6.1.8 Vermessung des dorsalen Randspaltes ... 61

6.1.9 Messung der vertikalen Strecken ... 62

6.1.10 Vermessung der horizontalen Strecken ... 63

6.2 Ergebnisse ... 64

6.2.1 Der dorsale Randspalt ... 64

6.2.1.1 Einfluss des Kunststoffes ... 64

6.2.1.2 Einfluss des Polymerisationsverfahrens ... 66

6.2.1.3 Einfluss der Bezahnung ... 68

6.2.1.4 Die dorsale Randabdämmung ... 69

6.2.2 Horizontale und vertikale Dimensionsänderungen ... 72

6.2.2.1 Vertikale Dimensionsänderung ... 72

6.2.2.2 Horizontale Dimensionsänderung ... 73

7 Schlussfolgerungen ... 76

8 Zusammenfassung ... 78

9 Abstract ... 79

10 Verzeichnisse ... 80

10.1 Literaturverzeichnis ... 80

10.2 Materialverzeichnis ... 88

10.3 Abbildungsverzeichnis ... 89

10.4 Tabellenverzeichnis ... 90

10.5 Diagrammverzeichnis ... 91

10.6 Formelverzeichnis 91

11 Anhang 92

11.1 Lebenslauf 92
11.2 Eidesstattliche Erklärung 93
11.3 Danksagung 94

1 Einleitung

Ein entscheidender Faktor für die Funktionalität einer totalen Prothese ist deren basale Passgenauigkeit zum Prothesenlager, die den Halt der Versorgung und eine gleichmäßige Kaudruckverteilung im Patientenmund bestimmt. Ein weiterer wichtiger Faktor ist die okklusale Passgenauigkeit zur Wiederherstellung einer problemlosen mastikatorischen Funktion (Kaufunktion). Nach exakter Abdrucknahme des zahnlosen Oberkiefers und Fertigung eines Modells wird bei der Herstellung einer Prothese die Passgenauigkeit im Artikulator mit in Wachs aufgestellten Zähnen simuliert und später am Patienten überprüft. Eine exakte Überführung dieser geprüften Wachsaufstellung in eine Kunststoffprothese ist Voraussetzung für eine gute Funktion im Patientenmund. Das annäherungsweise Erreichen dieser Idealsituation hängt jedoch u.a. von der Überführungstechnik, also dem Polymerisationsverfahren und dem verwendeten Kunststoff ab. Hierbei entscheidend sind die Schrumpfung des Kunststoffes während der Polymerisation und seine Dimensionsstabilität während der Bearbeitung und dem Tragen der Prothesen in der durch Speichel befeuchteten Mundhöhle.
So soll in dieser Studie ein neuer Prothesenkunststoff (FuturaGen) untersucht und mit einem bereits auf dem Markt erhältlichen (PalaXpress) unter dem Aspekt der Dimensionsveränderungen verglichen werden.

2 Literaturübersicht

2.1 Der Halt einer totalen Oberkieferprothese

Für den Halt einer totalen Prothese am zahnlosen Kiefer sind unterschiedliche Faktoren verantwortlich. So spielen mechanische Retentionen, wie das Einrasten von Prothesenteilen in untersichgehende Kieferpartien, Muskelkräfte und Saugeffekte eine Rolle (Kühl und Jüde 1974; Körber 1985; Gühring und Barth 1992). Dabei zu bedenken ist jedoch, dass Kunststoffanteile, die in untersichgehende Bereiche der Kiefer einrasten, gerade beim Ein- und Ausgliedern der Prothese an den prominenten Kieferanteilen traumatische Erosionen oder Ulcera der Mukosa erzeugen können. So müssen diese Kunststoffanteile meist vom Zahnarzt entfernt werden und erfüllen damit nur noch bedingt ihre erhoffte Funktion. Bei einer gut basal passenden Prothese ist der Saugeffekt, der auch von der anliegenden Muskulatur abhängt (Drücke und Klemt 1986) entscheidend. Bei großen Spalten zwischen Prothese und Mukosa kann es zu Lufteinschlüssen und/oder dem Abreißen des Speichelfilmes am Prothesenrand kommen. Überall dort, wo die Grundhaftung nicht ausreicht, kann die Muskulatur die Prothese durch Anlagerung stabilisieren (Drücke und Klemt 1986). Hier soll jedoch der Idealfall einer neu hergestellten, basal exakt passenden Prothese angenommen werden. So betrachten wir an dieser Stelle den als entscheidenden Haltemechanismus (Gühring und Barth 1992) benannten Saugeffekt, welcher wiederum von zahlreichen Faktoren beeinflusst wird. Von einigen Autoren wird der Saugeffekt teilweise oder ganz auf Kapillarkräfte zurückgeführt (Craig 1960; O`Brien 2002). Andere Autoren lehnen diese Erklärung aufgrund des für Kapillarkräfte zu großen Spaltes zwischen Prothese und Schleimhaut ab und begründen den Prothesenhalt durch Oberflächenspannungen, welche für die Aufrechterhaltung einer Druckdifferenz zwischen dem abgeschlossenen Flüssigkeitsraum unter der Prothese und der umliegenden Luft verantwortlich sind (Stanitz 1948; Tyson 1967; Saung 1983). Dabei hat die innere Filmdicke des Speichels, solange keine Luftblasen eingeschlossen sind, keinen Einfluss auf die Abzugskraft (Tyson 1967). Beiden Grundideen liegen jedoch die gleichen Phänomene zugrunde (Lindstrom, Pawelchak et al. 1979). Eine synoptische Betrachtungsweise, die den luftdruckbedingten Saugeffekt, Adhäsionskräfte und bei dünnen Spalträumen die Kapillarkräfte als Summation für den Saugeffekt aufführt, existiert ebenfalls (Gühring und Barth 1992). Entscheidend sind Adhäsion und Kohäsion, die die

Grenzflächenspannungen zwischen Speichel, Prothese und Luft im Randbereich der Prothese bedingen und für die Aufrechterhaltung des ununterbrochenen, nicht kompressiblen Flüssigkeitsfilmes verantwortlich sind.

2.1.1 Physikalischer Hintergrund

Die physikalischen Grundlagen sollen hier zum besseren Verständnis kurz erläutert werden.
Die Kraft (F), welche zum Trennen zweier paralleler Platten und einem dazwischen liegenden Flüssigkeitsfilm erforderlich ist, steigt proportional mit der Größe der Oberfläche (A), der Oberflächenenergie der Flüssigkeit (σ), in unserem Fall des Speichels, und dem Kontaktwinkel (θ). Sie fällt jedoch mit Zunahme des Spaltes, bzw. der Dicke des Speichelfilms (d) und der Gravitation (g). Dies kann als vereinfachte Simulation des Saugeffektes einer Prothese in folgender Formel zusammengefasst werden:

Formel 2.1-1 $$F = \frac{2\sigma A \cos\theta}{dg}$$ (Craig 1960).

Dieser Formel liegt die Kapillarität zugrunde. Bei ihr ist die Höhe des Flüssigkeitsspiegels (h) in einem mit einem Ende in Flüssigkeit getauchten Röhrchen proportional zur Oberflächenenergie (σ) und zum Kontaktwinkel (θ), sowie umgekehrt proportional zum Röhrchenradius (r), zur Dichte der Flüssigkeit (ρ) und zur Gravitation (g):

Formel 2.1-2 $$h = \frac{2\sigma \cos\theta}{r\rho g}$$ (Rennert, Schmiedel et al. 1988).

Die Geschwindigkeit der Penetration einer Flüssigkeit in einen Spaltraum, der Penetrationskoeffizient (pentration coefficient) (PC), ist zudem abhängig von der Viskosität (η) der Flüssigkeit:

Formel 2.1-3 $$PC = \frac{\sigma \cos\theta}{2\eta}$$ (O`Brien 2002).

Der bereits erwähnte Kontaktwinkel (θ) ist Resultat der aufeinandertreffenden Oberflächenenergien. Der Zusammenhang zwischen Oberflächenenergie vom Festkörper (σ_s) und Flüssigkeit (σ_l), ihrer Grenzflächenspannung (σ_{sl}) zueinander und dem Kontaktwinkel (θ) wird durch die Youngsche Gleichung beschrieben:

Formel 2.1-4 $$\cos\theta = \frac{\sigma_s - \sigma_{sl}}{\sigma_l}$$

Der Kontaktwinkel (θ) wird dabei als Maß für die Benetzbarkeit verwendet. Je kleiner der Winkel, umso besser ist die Benetzbarkeit. Ab einem Winkel von 90° spricht man von schlechter Benetzbarkeit.

Der signifikante Einfluss des Luftdruckes auf den Prothesenhalt ist unbestimmt (Lindstrom, Pawelchak et al. 1979) aber auch klinisch fragwürdig. Der nachgewiesene Einfluss der Geschwindigkeit beim Abziehen einer totalen Oberkieferprothese lässt darauf schließen, dass kurzzeitige okklusale Frühkontakte nicht zum Abheben der Prothese führen (Saung 1983).

Zusammenfassend kann man sagen: entscheidend sind die Größe der Auflagefläche der Prothese (A), die Größe des Spaltes zwischen Prothese und Schleimhaut (d) bzw. (r), besonders am Funktionsrand der Prothese und ein gutes Verhältnis zwischen Benetzbarkeit und der Viskosität des Speichels. Eine zu hohe Viskosität würde zum Abreißen des Flüssigkeitsfilmes führen (Lindstrom, Pawelchak et al. 1979). Die Auflagefläche der Prothese richtet sich nach der Größe des Kiefers und der Lage der Umschlagfalten, sie ist demnach also größtenteils vorgegeben. Veränderungen der Prothesenoberfläche zugunsten einer verbesserten Benetzbarkeit sind möglich (Ozden, Akaltan et al. 1999). Auch lässt sich eine verbesserte Haftkraft durch Viskositätserhöhung des Speichels erreichen (Saung 1983). Dies geschieht nachweisbar durch Prothesenadhäsive (Haftmittel) und zwar bei alten, also durch Gewebeveränderungen des Prothesenlagers basal ungenaueren Prothesen deutlicher, als bei neuen Prothesen (de Baat, van't Hof et al. 2007), jedoch ist die Haftkraft nach 6 bis 12 h deutlich geringer als nach 3 bis 5 h (Kulak, Ozcan et al. 2005).

Absolute Voraussetzung für den Halt ist jedoch eine dimensionsstabile basal zum

Modell und damit auch zum Kiefer exakt passende Prothese, um den Spaltraum zwischen Prothese und Mukosa gerade im Randbereich gering zu halten. Erst sekundär können Veränderungen von Oberflächen und Speichelviskositäten erwogen werden, um den Prothesenhalt zu optimieren.

2.1.2 Die dorsale Randabdämmung

Bedingt durch die Geometrie eines zahnlosen Oberkiefermodells bildet sich bei der Herstellung einer Prothese durch die Schrumpfung des Kunststoffes ein Spalt zwischen Modell und auspolymerisierter Prothese. Dieser dorsale Randspalt spiegelt sich im Halt bzw. Halteverlust einer OK-Prothese wieder. Können die Spalten nicht mehr durch einen Speichelfilm zuverlässig ausgefüllt werden, führen sie zwangsläufig zu einem Eindringen von Luft. Der für den Halt wichtige Speichelfilm reißt ab. Die Prothese löst sich vom Kiefer. Ein großer Randspalt führt zudem zu einem Einlagern von Speiseresten unter der Prothese und kann einen Würgereiz hervorrufen (Klein und Zamzok 1987).

Abhängig von der Resilienz der Schleimhaut könnten geringe Spalten durch das Einsinken der Prothese ausgeglichen werden.

Um trotz der gerade bei den früher häufig verwendeten Heißpolymerisaten sich ergebenden hohen Dimensionsänderung einen guten dorsalen Randabschluss zu erhalten, bediente man sich verschiedener Techniken.

Schon 1974 wurde der positive Einfluss von Retentionslöchern im Gipsmodel mit einer durchschnittlichen Verringerung des dorsalen Randspaltes um 0,1 mm festgestellt (Retterath 1974). Jedoch hat sich diese Technik im Laboralltag nicht durchgesetzt. Eine genaue und unter verstärkter Kompression stattfindende Abformung der A-Linie, auch Ah-Linie, dem Übergang von hartem zu weichem Gaumen, wie sie von einigen Autoren (Jüde, Kühl et al. 1985; Drücke und Klemt 1986; Freesmeyer 1999; Koeck 2005) beschrieben wird, bewirkt einen Ausgleich des dorsalen Randspaltes und eventuell eine verstärkte Einlagerung der Prothese an den resilienteren, dorsalen Gaumenanteilen. Alternativ wird oft am Funktionsmodell, auf dem die Prothese entsteht, eine nach dorsal tiefer werdende Rille entlang des Verlaufs der A-Linie radiert. Dies führt zu einem Überschuss an Kunststoff zum Modell im Bereich des weichen Gaumens hin, was zum Abdichten des dorsalen Prothesenrandes und damit zu einer Verbesserung des Prothesenhaltes führt (Skinner und Chung 1951; Skinner, Campbell et al. 1953).

Dieser Überschuss sollte die Dimensionsänderung des Kunststoffes ausgleichen (Meiners und Lehmann 1998; Koeck 2005; Körholz 2007). Eine leichte, senkrechte Einlagerung des Randes durch Gewebeverdrängung hilft auch während der Bewegung des weichen Gaumens den Randschluss beizubehalten (Johnson und Stratton 1983). Die Kompression der Schleimhaut muss natürlich innerhalb der Grenzen der physiologischen Toleranz des Gewebes liegen. Die Tiefe beim Radieren richtet sich meist nach Standardwerten, die oft die Resilienz der unterschiedlichen Gaumenanteile zu beachten versuchen. Ideal wäre hier die exakte Bestimmung am Patienten. Die vorgegebenen Radierungstiefen entlang der A-Linie liegen je nach Autor zwischen 0,4–1 mm (Rehm 1965; Hofmann 1975; Lucia und Swanson 1988; Freesmeyer 1999; Koeck 2005; Strub, Türp et al. 2005). Es werden jedoch sogar Werte von 1–1,5 mm (Lerch 1986), 1–2 mm (Johnson und Stratton 1983), 1,5–2 mm (Passamonti 1980) oder 2–3 mm (Ludwig und Niedermeier 2002) genannt. 95 % US-amerikanischer „dental schools“ lehren die Anbringung von Radierungen, wobei in den meisten Fällen Tiefen von 1–1,5 mm empfohlen werden (Rashedi und Petropoulos 2003). Aufgrund der Abhängigkeit des Randspaltes von der Kieferform sollte sich das Radieren auch an ihr orientieren (Peroz, Manke et al. 1990). Zudem müssen das Prothesenmaterial, die Masse des Kunststoffes und das Polymerisationsverfahren beachtet werden (Koeck 2005).

Die Lage der zu radierenden Linie bzw. Zone am Modell kann beim Patienten durch das Anlauten des Vokals A, die Nasenblasmethode, das Austasten mit einem stumpfen Instrument und/oder durch Farbunterschiede der Schleimhaut bestimmt werden. Die Schleimhaut des weichen Gaumens erscheint dabei durch seine gute Durchblutung und den hohen Anteil von Drüsen eher rötlich bis gelb und hebt sich dadurch von der stärker keratinisierten, blass pinken bis bläulichen Schleimhaut des harten Gaumens ab (Sicher 1975). Die Lage der Randabdämmung wird auf die Abformung oder ein bereits bestehendes Modell übertragen. Oft wird sie jedoch erst im Labor am Modell unter Berücksichtigung der Foveae palatinae bestimmt. Deren Lage variiert jedoch, so dass sie keine zuverlässigen Marker für die A-Linie darstellen (Chen 1980).

Das exakte Radieren zum Ausgleich des herstellungsbedingten dorsalen Randspaltes ist also schwierig und folglich meist ungenau. Die Prothesenanteile zu stark radierter Bezirke lagern sich in die Schleimhaut des Gaumens ein. Diese Bereiche werden deformiert, traumatisiert, zeigen eine geringere Resilienz auf und kehren nach Druckentlastung nicht so leicht in ihre ursprüngliche Form zurück (Lytle 1957; Lytle

1962). Es kommt zu Entzündung und Ermüdung des Gewebes (Lytle 1962). Das Gewebe atrophiert, wodurch die Wirksamkeit des verstärkt erhofften Ventilrandes abnimmt (Breustedt, Lenz et al. 1991). Zu schwache Radierungen führen zu einem verbleibenden dorsalen Randspalt und damit zum Funktionsverlust der Prothese. Alleinig durch den Zahntechniker festgelegte Radierungen sind in ihrer Genauigkeit Zufallsprodukte (Drücke und Klemt 1986). Aber auch durch die Bestimmung der Lage am Patienten kann angesichts des Einflusses von Kieferform, Material und Verarbeitung auf den Randspalt, siehe Kapitel 2.5, nur annähernd ein an die anatomische Situation angepasster, dorsaler Randabschluss erreicht werden.

Das Vermessen eines dorsalen Randspaltes gibt Auskunft über die Dimensionsänderungen einer totalen Prothese und erfolgt nach dem Trimmen des dorsalen Endes des jeweiligen Modells mit der darauf liegenden Prothese und dem nachfolgenden Bestimmen der Distanz zwischen beiden Werkstücken mittels Messmikroskop. Es ist also ein einfaches, unkompliziertes und damit relativ fehlerfreies Verfahren und besitzt aufgrund des direkten Zusammenhanges zum Halt einer totalen Prothese eine hohe klinische Relevanz.

Der dorsale Randspalt zwischen Modell und Prothesenbasis als Maß für die Passgenauigkeit bzw. der Dimensionsänderung einer totalen OK-Prothese wurde in vielen Studien (Kettel 1974; Retterath 1974; Kern 1979; Peroz, Manke et al. 1990; Primas 1999; Pronych, Sutow et al. 2003; Körholz 2007) untersucht. Es ist sinnvoll, sich aus Gründen der Vergleichbarkeit diesen Studien anschließen.

2.1.3 Vertikale und horizontale Dimension

Zu einer gut funktionierenden Prothese gehört nicht nur deren gute basale Passgenauigkeit und damit deren Halt, sondern eine für Ästhetik, Phonetik und Mastikation ideale Zahnaufstellung hinsichtlich der vertikalen und horizontalen Dimension. Diese wird am Patienten festgelegt und später mit der Wachsaufstellung, der Aufstellung der Kunststoffzähne in Wachs, im Mund überprüft.

Herstellungsbedingte Fehler bei der Überführung der Wachsaufstellung in Kunststoff betreffen hauptsächlich Stellungsabweichungen der Zähne. Vertikale Änderungen der Zahnstellung führen zu einer Veränderung der Bisshöhe, rein theoretisch als Absenkung oder Anhebung. Horizontale Stellungsänderungen führen zwangsläufig durch das Ineinandergreifen der Zähne von Oberkiefer zu Unterkiefer auch zu einer

vertikalen Veränderung. Es kommt letztendlich zu einer Bisserhöhung. Wichtig ist hierbei, dass Abweichungen der distalen Zähne beim Patienten größere Gesamtabweichungen in der Vertikalen ergeben als Veränderungen an weiter mesial stehenden Zähnen. Dies erklärt sich durch die um das Kiefergelenk rotierende Öffnungsbewegung des Unterkiefers. So erfolgt bei jeder Herstellung einer Totalprothese eine primäre Remontage, d.h. ein Einschleifen der Zähne im Artikulator, bis die gewünschte Bisshöhe wieder erreicht ist und die Laterotrusionsbewegungen ungehindert durchgeführt werden können.

Würde dieser Arbeitsschritt entfallen, käme es beim Patienten durch die ungleichmäßigen Okklusions- und Laterotrusionskontakte schnell zu Druckstellen. Durch eine erhöhte Bisslage können Probleme bei Lippenschluss und Phonetik entstehen.

Das Einschleifen im Artikulator verhindert größtenteils diese Probleme. Doch auch hier wäre eine fehlerfreie Überführung der gut geprüften Wachsaufstellung wünschenswert und würde das Einschleifen der Zähne bei der primären Remontage möglicherweise erübrigen.

So werden die horizontalen Streckenänderung zwischen Zähnen (Kettel 1974; Keenan, Radford et al. 2003; Consani, Mesquita et al. 2006; Consani, Mesquita et al. 2006) sowie die vertikale Veränderung (Mainieri, Boone et al. 1980; Swords, Latta et al. 2000; Keenan, Radford et al. 2003) oft als Anhaltspunkt für die Beurteilung der Dimensionsstabilität von Prothesen bzw. der Polymerisation herangezogen. Um einen dreidimensionalen Überblick über das Dimensionsverhalten des Kunststoffes zu erhalten, sind die vertikalen mit den horizontalen Vermessung in Anlehnung an eine Studie von Keenan (Keenan, Radford et al. 2003) zu kombinieren.

2.2 Modellwerkstoffe

Um einen besseren Einblick über die in der Studie verwendeten Materialien und Techniken und den damit verbundenen Besonderheiten zu gewinnen, soll nun kurz auf die in der Totalprothetik verwendbaren Modellwerkstoffe, den untersuchten Prothesenkunststoff, verschiedene Polymerisationsverfahren und die möglichen Gründe für Dimensionsänderungen einer Prothese eingegangen werden.

2.2.1 Gips

In der Regel werden in der Zahntechnik alle Modelle für die Totalprothetik aus Gips der Klasse 3 (Hartgips) oder 4 (Superhartgips) hergestellt. Das hat gegenüber Modellwerkstoffen aus Kunststoff oder Metall preisliche und verarbeitungstechnische Vorteile. Sie sind leicht handhabbar und entsprechen den Anforderungen an Maßhaltigkeit, Detailwiedergabe und Härte (Caesar und Ernst 1998). Sie brechen bei stark untersichgehenden Stellen im Idealfall eher als die Prothese, die man abheben möchte. Zudem sind sie mit fast allen Abformmaterialien kompatibel. Nach dem Erstarren des Gipses kommt es zu einer Expansion, deren Maximum nach 2–24 h erreicht ist. Danach kontrahiert Gips bei ca. 23 °C und einer relativen Luftfeuchtigkeit von 50 % um etwa 1/3 der erreichten Expansion. Dieser Vorgang ist nach vier bis sechs Tagen beendet.

Eine erneute irreversible Expansion bei Kontakt mit Wasser ist bei ausgehärteten Modellen als Nachteil anzusehen. Daher wird gefordert, Gipsmodelle nach Abschluss der Trocknungsphase nicht wieder zu wässern. Wenn es dennoch nötig ist, z.B. beim Ausbrühen, sollte das Wasser mit $CaSO_4$ gesättigt sein (Caesar und Ernst 1998).

Gegen Kunststoff müssen Modelle aus Gips isoliert werden. Dies erfolgt in der Regel mit flüssigen Isolierungen auf Alginatbasis, die mit der obersten Gipsschicht reagieren, jedoch bei mehrmaligem Auftragen oder beim Entstehen von Pfützen in Furchen oder tiefen Modellpunkten einen zusätzlichen Film bilden können.

2.2.2 Methacrylat

Kaltpolymerisierende Werkstoffe auf Methacrylsäuremethylestherbasis sind auf Grund ihrer hohen Kontraktion als Modellwerkstoffe nicht geeignet (Caesar und Ernst 1998).

2.2.3 Epoxid

Epoxidharze haben eine sehr lange Aushärtezeit und vertragen sich nicht mit allen Abformwerkstoffen, binden dann unzureichend ab oder verkleben.

2.2.4 Polyurethan

Polyurethane weisen hingegen sowohl eine geringe Schwindung als auch eine geringe Wasseraufnahme auf und härten schneller aus als Epoxide. Das Aufbringen einer

Isolationsschicht gegen Methylmethacrylate ist nicht notwendig.

2.2.5 Andere Modellwerkstoffe

Auf die weitere Darstellung von Modellwerkstoffen soll aufgrund seltener Verwendung verzichtet werden.

2.3 Prothesenkunststoffe

2.3.1 Einführung

Für die Herstellung von totalen Prothesen aus Kunststoffen werden vor allem Methylmethacrylate (MMA) als Heiß- bzw. Kaltpolymerisate eingesetzt, die sich durch Polymerisation zu Makromolekülketten den sogenannten Polymethylmethacrylaten (PMMA) verbinden. Unter einer Polymerisation versteht man dabei den kettenförmigen Zusammenschluss gleicher Grundmoleküle ohne Abspaltung eines niedermolekularen Stoffes. Die beiden in unserem Versuch verarbeiteten Methylmethacrylate sind Kaltpolymerisate. Daher soll hier hauptsächlich auf diese Gruppe eingegangen werden.
Kaltpolymerisate sind nach DIN 1567 definiert als Werkstoffe, deren Polymerisation chemisch ausgelöst wird und die keine Temperaturen über 65 °C benötigen um den Prozess zu beenden. Polymethylmethacrylate sind Thermoplaste. Reines Methylmethacrylat hat eine Dichte von 0,935 g/cm³, während der gleiche Stoff nach Polymerisation eine Dichte von 1,2 g/cm³ besitzt (Hohmann und Hielscher 1987). Der Kunststoff schrumpft. Dieser Effekt führt zu Dimensionsänderungen eines Werkstückes, in unserem Fall einer Prothese, und beeinträchtigt damit deren Passgenauigkeit. Durch das Einbringen von vorpolymerisierten Polymethylmethacrylatkügelchen und Änderungen der Verfahrenstechniken versucht man die Schrumpfung zu minimieren.
Kaltpolymerisate haben gegenüber Heißpolymerisaten die Vorteile der kürzeren Polymerisationszeit, keine Aufheizung auf 100 °C und anschließende Abkühlung mit entsprechender Abkühlungsschrumpfung der Gipsform und des Kunststoffes und eine sehr geringe Gefahr der Wasserschädigung des Kunststoffes (Caesar und Ernst 1998).

2.3.2 Zusammensetzung der Kaltpolymerisate

Kaltpolymerisate (syn.: Autopolymerisate) des Pulver-Flüssigkeits-Systems sind wie folgt zusammengesetzt:

Die Flüssigkeit besteht hauptsächlich aus einem Monomer, in unserem Falle aus Methacrylsäuremethylesther ($CH_2 = C(CH_3)COOCH_3$), kurz Methylmethacrylat (MMA). Diesem ist ein Inhibitor (Hydrochinon) zugesetzt, der eine vorzeitige Polymerisation verhindern soll, sowie ein Aktivator als Reduktionsmittel (Barbitursäure). Das Pulver beinhaltet vorpolymerisierten Kunststoff (Polymethylmethacrylat = PMMA) in Form kleiner Kügelchen, einen Initiator (Benzoylperoxid), der durch den Aktivator in Radikale aufgespaltet wird, sowie verschiedene Pigmente (Kadmiumsulfid, Kadmiumselenid oder organische Farbstoffe) für die Farbgebung. Die Radikale verbrauchen danach den Stabilisator durch dessen Oxidation zu Chinon und leiten die Polymerisation ein (Startreaktion) (Marxkors und Meiners 2005).

Dabei quellen nach dem Anmischen die Pulveranteile auf. Bei der Polymerisation wachsen die Ketten in die vorher mit Monomer penetrierten Molekularspalte der Kügelchen, was zu einer intensiven Verzahnung, jedoch nicht oder nur sehr selten zu einer chemischen Vernetzung führt (Hohmann und Hielscher 1987).

Nach der Polymerisation verbleibt, je nach Mischungsverhältnis, ein zu Heißpolymerisaten erhöhter Restmonomergehalt, der zwischen 2 % und 5 % liegen kann (Caesar und Ernst 1998; Marxkors und Meiners 2005). „Dieser relativ hohe Restmonomergehalt kann auf ein bis zwei Prozent reduziert werden, wenn eine Nachpolymerisation des Kunststoffes bei zirka 40 °C in der Küvette stattfindet.“ (Caesar und Ernst 1998) Nach 24 h Lagerung von Kaltpolymerisaten in Wasser kann in vivo bereits kein Restmonomer mehr im Speichel nachgewiesen werden (Baker, Brooks et al. 1988). Nach 3-wöchiger Lagerungszeit in Wasser unterscheiden sich die Heißpolymerisate in ihrem Restmonomergehalt nicht mehr von den Kaltpolymerisaten (Kalipcilar, Karaagaclioglu et al. 1991).

2.4 Herstellung von Prothesen

Zur Herstellung von totalen Prothesen werden konfektionierte Kunststoff- oder Keramikzähne nach bestimmten Vorgaben und Regeln auf einem zahnlosen Kieferkammmodell unter Verwendung von Wachs aufgestellt und befestigt. Auch die Ausformung der Prothese erfolgt mit Wachs. Für die Überführung dieser Modellation in den Werkstoff Kunststoff, also dem Austausch von Wachs durch Kunststoff, muss eine verlorene Form hergestellt werden. Dies kann grob eingeteilt auf zweierlei Weise geschehen.

In das Unterteil einer Metallküvette wird das Modell mit Gips der Klasse 3 eingebettet. Nach dem Abbinden wird der Gips isoliert und die Küvette geschlossen. Durch ein Loch der oberen Küvettenhälfte wird erneut angerührter Gips eingefüllt. Nach dem Abbinden wird die geschlossene Küvette einige Minuten unter fließend warmem Wasser erhitzt, so dass man nach dem Öffnen das weiche Wachs entnehmen und festhaftende Wachsreste aus beiden Küvettenhälften durch Ausbrühen entfernen kann. Es entsteht so eine zweiteilige Hohlform in deren einen Seite das Modell, in der anderen Seite die Zähne befestigt sind.
Alternativ dazu kann unter Verwendung von Kunststoffküvetten das Einbetten der Prothese durch ein thermoplastisches Gel erfolgen. Dieses wird in erwärmtem Zustand, also flüssig in die geschlossene Küvette eingefüllt, an deren Boden das Modell festgewachst ist. Nach dem Abkühlen können durch die Elastizität des Gels beide Hälften ohne Erwärmen voneinander getrennt werden. Modell und Zähne werden mechanisch und durch Ausbrühen von dem Wachs befreit und wieder im Gel reponiert.

Es folgt das Einbringen des Kunststoffes durch eines der folgenden Verfahren.

2.4.1 Die chemoplastischen Verfahren

Bei den chemoplastischen Verfahren polymerisiert der Kunststoff in der Hohlform. Man unterscheidet dabei die folgenden Varianten.

2.4.1.1 Das Stopfpressen

Hierbei hat der Kunststoff einen zu allen anderen Techniken höheren Polymeranteil von ca. 75 % und wird in teigiger Konsistenz in eine Hälfte der geöffneten Metallküvette eingelegt. Die Küvettenteile werden miteinander verschlossen. Der überschüssige Kunststoff entweicht durch das Zusammenpressen der Küvette in einer hydraulischen Presse über die gesamte Kontaktfläche des Gipses der Küvettenhälften nach außen. Dabei entstehen Pressfahnen, die eine Dimensionsänderung der Prothese in der Vertikalen bedingen. Es kommt zu einer Bisserhöhung. Vorteilhaft ist der hohe Polymeranteil, der zu einer Verringerung der Polymerisationsschrumpfung auf ca. 5 % führt (Hohmann und Hielscher 1987).

2.4.1.2 Die Injektionstechnik

Bei diesem Verfahren wird nach Gipseinbettung der angemischte, noch zähflüssig bis teigige Kunststoff durch einen Kanal in die Hohlform der geschlossenen Küvette gepresst. Dadurch entfällt die beim Stopfpressen beschriebene Bisserhöhung durch Pressfahnen. Dem Entweichen der Luft dient ein dem Injektionskanal gegenüberliegender Entlüftungskanal, welcher mit dem Austreten von Kunststoff geschlossen wird. Die beginnende Polymerisation führt zu einer Schrumpfung des Kunststoffes, die man jedoch durch weiteres Einpressen durch den Injektionskanal zum Teil ausgleicht. Die Schrumpfung wird dabei auf ca. 1 % reduziert (Hohmann und Hielscher 1987), was sich auch bei der Untersuchung des dorsalen Randspaltes verdeutlicht. Hier weisen per Injektionstechnik hergestellte Prothesenbasen einen geringeren Randspalt gegenüber herkömmlich gestopften Prothesen auf (Sykora und Sutow 1990; Sykora und Sutow 1993).

2.4.1.3 Die Fließtechnik

Die Fließtechnik (syn.: Gießtechnik) ist ein sehr zeitsparendes Verfahren zur Herstellung von Prothesen, da das Einbetten der Modelle mit Gips entfällt. Stattdessen wird die Holform unter Verwendung eines thermoplastischen Hydrokolloids auf Agar-Agar-Basis hergestellt. Der Kunststoff wird flüssig bis zähflüssig in die trichterförmige Öffnung der senkrecht gestellten Küvette bis zum Austreten aus dem Entlüftungskanal eingefüllt, der hier auf der gleichen Seite der Küvette liegt. Dabei dient der gefüllte Trichter als Reservoir zum Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung. Gemessen am transversalen Abstand der Zähne einer Prothese kommt es im Fließverfahren zu einer Verringerung der Abstände der Zähne, was zu einer veränderten Okklusion und letztendlich zu vertikalen Dimensionsänderung führt. „Aufgrund der Veränderung, die die Zahnaufstellung während der Polymerisation durchmacht, konnte das Gießverfahren für die Herstellung von Prothesen nicht empfohlen werden.“ (Kettel 1974)

2.4.1.4 Die Streutechnik

Diese Technik wird ohne den Vorgang des Einbettens nur in der Kieferorthopädie angewandt. Die Modellation der Apparatur erfolgt durch abwechselndes Aufbringen von

Kunststoffpulver und Flüssigkeit auf das Modell.

Das abschließende Polymerisieren bei Autopolymerisaten erfolgt nach Herstellerangaben zumeist im wassergefüllten Drucktopf bei 40–55 °C oder trocken, durch einfaches Stehenlassen der Küvetten.

2.4.2 Die Ausarbeitung

Nach der Polymerisation der Prothese erfolgt das Ausbetten, also das Herauslösen der Prothese aus der Küvette. Kunststoffüberschüsse wie z.B. Gusskanäle und Pressfahnen müssen mit Fräsen entfernt werden. Die Form der Prothese kann leicht nachgearbeitet werden. Abschließend erfolgt die Politur der Kunststoffoberfläche. Dies reduziert mechanische Irritationen der Schleimhaut sowie die Anlagerung von Speiseresten und Bakterien. Auch kann die Monomerfreisetzung aus dem Kunststoff herabgesetzt werden (Vallittu 1996).

2.5 Dimensionsänderungen

Bei der Überführung der Wachsaufstellung in Kunststoff sowie bei Ausarbeitung und Lagerung der Prothesen kommt es aufgrund der Materialeigenschaften und der Verarbeitungstechnik zu Dimensionsveränderungen, die die Passgenauigkeit einer Prothese herabsetzen. Dies zeigt sich besonders an dem dorsal der Prothese entstehenden Randspalt zwischen Kunststoff und Modell aber auch an Zahnstellungsänderungen.
Entscheidend für die Dimensionsänderung sind die Polymerisationsschrumpfung sowie das Quellen des Kunststoffes durch Wasseraufnahme. Nachfolgend sollen die mit der Dimensionsänderung in Zusammenhang stehenden Faktoren erläutert werden.

2.5.1 Auswirkung der Wachsmodellation

Die Dimensionsstabilität der Prothese hängt von der Modellation in Wachs ab. Bei der Polymerisation wirkt sich die Schrumpfung an sehr dicken Kunststoffbereichen besonders stark aus. Es kann zur Entstehung von Schwundvakuolen kommen, die, durch das Fehlen des Polymerisationsmittels Druck, zu einer unvollständigen Reaktion in diesem Bereich führen. Zudem sind ungleichmäßige Schrumpfungen Ursachen von Spannungen und führen zum Verziehen der Prothesen. Die Modellation sollte also

besonders im Bereich der Kieferkämme nach lingual und vestibulär gleichmäßig und schlank erfolgen.

2.5.2 Polymerisationsschrumpfung

Die hier untersuchten Autopolymerisate oder Kaltpolymerisate sind Methylmethacrylate, die sich durch Polymerisation zu Polymethylmethacrylaten verbinden. Dabei kommt es durch die Dichteänderung zur Schrumpfung des Kunststoffes, die bei reinem Monomer bei ca. 35 % liegt (Hohmann und Hielscher 1987). Um diese Schrumpfung herabzusetzen, verwendet man vorpolymerisiertes Monomer und erreicht damit eine Reduzierung der Schrumpfung auf 25 %. Der Einsatz pulverförmiger Kunststoffpartikel, die man als Füllstoff hinzu gibt, führt zu einer nochmaligen Reduzierung der Schrumpfung auf ca. 5 % (Hohmann und Hielscher 1987). Ein höherer Anteil an Monomerflüssigkeit zu Polymerpulver beim Anmischen korreliert also direkt mit der Polymerisationsschrumpfung. „In der Küvette wird jedoch eine gleichmäßige Kontraktion durch die Wandungen der geometrisch komplizierten Hohlform verhindert: Den Kontraktionskräften im Kunststoff wirken äußere Kräfte entgegen. Dadurch entstehen im Kunststoff innere Spannungen.“ (Marxkors und Meiners 2005)

2.5.3 Ausbetten

Durch das Ausbetten ist eine weitere Deformation des Werkstückes festzustellen, da die Haftung zum Gips aufgehoben wird und sich verbliebene Spannungen freisetzen können (Caesar und Ernst 1998; Marxkors 2007). Es kommt zur Rückstellung in Richtung der in der Küvette behinderten Kontraktionstendenz, jedoch verbleibt ein Rest an Eigenspannungen (Marxkors und Meiners 2005).

2.5.4 Isolierung

Das Auftragen von Isolierungen erfolgt aus unterschiedlichen Gründen:

- Die Gipsporen werden versiegelt um eine glatte Oberfläche zu erreichen.
- Der auspolymerisierte Werkstoff kann leichter vom Modell getrennt werden.
- Man verhindert die Abgabe von Monomer an den Gips.
- Man schützt den Kunststoff gegenüber Feuchtigkeit aus dem Gips.

(Eichner 1988)

Isolierungen werden flüssig aufgetragen und sollen mit der oberflächlichen Gipsschicht

reagieren, um eine Trennschichten zu bilden. Dabei soll sich kein zusätzlicher Film ergeben, der die Passgenauigkeit der Prothese beeinflussen würde. Trägt man jedoch zu wenig auf, können Monomeranteile in den Gips einziehen. Dadurch verändert sich das Mischungsverhältnis zwischen Pulver und Flüssigkeit. Die Folge ist eine unvollständige Polymerisation in der Grenzschicht mit Ausbildung einer körnigen Struktur und Verfärbungen. Bei Heißpolymerisaten kommt es zur Bildung von Siedeblasen und ebenfalls zu Verfärbungen. In jedem Fall führt dies zu ungleichmäßigem Schrumpfen. Die Formkonstanz des Kunststoffkörpers wird in der Grenzschicht massiv herabgesetzt (Hohmann und Hielscher 1987).
Das Isolieren mit 0,03 mm dicker Zinnfolie verhindert einen Austritt von Monomer in den Gips und gleichzeitig das Eintreten von Wasser in den Kunststoff, bildet aber durch seine Schichtstärke und durch Probleme beim Adaptieren von vornherein basale Diskrepanzen zum Modell. So ist der dorsale Randspalt von zahnlosen Prothesenplatten bei Zinnfolienisolierung nach dem Ausbetten größer, verringert sich aber und wird nach 6-wöchiger Wasserlagerung, nach dem Quellen des Kunststoffes, bedeutend geringer als bei normaler Isolierung (Retterath 1974). Diese Form der Isolierung hat sich im Labor jedoch nicht durchgesetzt.

2.5.5 Wasseraufnahme

Entscheidend für die Passgenauigkeit im Mund, also in einem durch Speichel feuchten Milieu, ist die Quellung des Kunststoffes. Die Acrylate nehmen in geringem Umfang unter Quellung bis zu 2 % (Marxkors und Meiners 2005) Wasser auf. Dabei gibt es, gemessen am dorsalen Randspalt einer Prothese, keinen signifikanten Unterschied zwischen dem Verhalten bei Lagerung in Wasser im Vergleich zur Lagerung in künstlichem Speichel (Peroz, Manke et al. 1990). Bei Austrocknung erfolgt umgekehrt dazu eine Kontraktion. Ein entscheidender Faktor ist die Menge des Restmonomers. Diese korreliert mit der Wasseraufnahme und damit mit der Quellung und der Dimensionsänderung (Dogan, Bek et al. 1995). Auch deckt sich dies mit der Aussage von Marxkors, dass der Wassergehalt einer Prothese nach dem Ausbetten von der Güte der Isolierung und dem Wassergehalt des Einbettmaterials abhängt (Marxkors und Meiners 2005). Unterschiede machen sich bei der Lagerung in Wasser bis zur Sättigung durch verschieden starkes Quellen des Kunststoffes bemerkbar. Kaltpolymerisate nehmen während der Polymerisation verfahrensbedingt weniger

Wasser auf, verlieren bei trockener Lagerung dadurch weniger an Gewicht, nehmen bei späterer Lagerung in Wasser jedoch mehr Wasser auf als Heißpolymerisate (Kern 1979). Das Wasser wirkt als Weichmacher und begünstigt den Abbau noch vorhandener Eigenspannungen. Unterschiedliches Quellen innerhalb einer Prothese und der Abbau von Spannungen können letztlich zum Verziehen der Prothese führen. Dies kompensiert aber, wenn auch nicht vollständig, einen Teil der herstellungsbedingten Schrumpfung (Kern 1979; Marxkors und Meiners 2005).
Nach mehrmaligem Vermessen des dorsalen Randspaltes zu unterschiedlichen Zeitpunkten der Wasserlagerung waren nach der 3. Woche keine signifikanten Veränderungen mehr festzustellen (Peroz, Manke et al. 1990).

2.5.6 Ausarbeitung der Prothese

Das Ausarbeiten erfolgt nur auf den Seiten, die dem Gaumen abgewandt sind, also nicht basal. Dabei werden die äußeren Schichten der Prothese mit rotierenden Instrumenten abgetragen, was bei spannungshaltigen Prothesen zu Störungen des inneren Gleichgewichtes der Kunststoffstruktur führt (Hohmann und Hielscher 1987). Die Einstellung des neuen Gleichgewichtes ist nur durch Deformation der Prothese möglich (Primas 1999). Einen weiteren Grund für Verformungen während des Ausarbeitens ist das Entstehen von Wärmespannungen des Kunststoffes durch die Bearbeitung mit rotierenden Instrumenten. Diese treten besonders beim Arbeiten mit zu hoher Umdrehung und zu hohem Anpressdruck auf, nicht selten aufgrund unscharfer Instrumente. So zeigen sich besonders nach dem Ausarbeiten und Polieren bzw. nach 24-stündiger Wasserlagerung maximale Spaltwerte des dorsalen Randes (Retterath 1974; Peroz, Manke et al. 1990; Peroz, Manke et al. 1992; Sykora und Sutow 1993).
Daraus entsteht die Forderung nach dem Arbeiten mit scharfen rotierenden Instrumenten nach Herstellerangaben bzw. dem Kühlen der Schwabbel und Polierbürsten an der Poliereinheit mit ausreichend Wasser. Dabei sollte nicht zu lange an einer Stelle geschliffen oder poliert werden. Die Modellation der Prothese soll dem Endziel entsprechen, um das spätere Ausarbeiten der Kunststoffoberfläche gering zu halten.

2.5.7 Kieferform

Unterscheidet man die Oberkiefermodelle in solche mit hohem bis flachen Gaumen und vermisst dann den dorsalen Randspalt, so können zwei Aussagen getroffen werden. Zum Einen ist der dorsale Randspalt bei der mittelhohen bis hohen Kieferformen zur Raphe palatina mediana hin am größten (Johnson und Duncanson 1987; Peroz, Manke et al. 1990; Peroz, Manke et al. 1992; Sykora und Sutow 1993; Primas 1999; Miessi, Goiato et al. 2008). Zum Anderen nimmt der Randspalt an der Raphe palatina mediana zu, wenn der Gaumen höher ist (Glazier, Firtell et al. 1980; Peroz, Manke et al. 1990; Peroz, Manke et al. 1992). Zur letzteren Aussage lässt sich in der Literatur jedoch auch eine gegenteilige Äußerung finden. So ermittelten Sykora und Sutow (Sykora und Sutow 1993) bei zahnlosen Prothesenbasen die größten Randspalte bei der flachen Kieferform, jedoch unterschied sich hier die Form der Kieferkämme bei den hohen und flachen Gaumenformen stark in ihrem vestibulären Anstieg und damit die Retention der Prothesenbasen auf dem Modell, was zu unterschiedlich gerichteter Dimensionsänderung führen könnte.
Es gibt keinen signifikanten Unterschied bei der Größe des dorsalen Randspaltes zwischen V- und U-förmigen Oberkieferformen (Johnson und Duncanson 1987).

2.6 Schleimhautresilienz

Unter Resilienz (lat. resilio: zurückspringen) versteht man in der Zahnmedizin die Nachgiebigkeit der prothesenbelasteten Mundschleimhaut. Metrische Angaben zur Resilienz sind nur vereinzelt zu finden. Die Resilienz von Gaumen und Alveolarfortsatzschleimhaut wird zusammengefasst und mit durchschnittlich 0,5–0,8 mm angegeben (Hoffmann und Axthelm 1995).
E. Giger untersuchte in den 30er Jahren die Kompressibilität der Schleimhaut des harten Gaumens, indem er mit einer Kugel von 9 mm Durchmesser die Eindrückbarkeit bei 200 g Belastung an 7 Patienten vermessen hat (Giger 1937). Es gibt im Bereich des harten Gaumens vier unterschiedlich stark resiliente Zonen (Gühring und Barth 1992; Kohlbach 2007).

Die nachfolgend angegebenen Messwerte beziehen sich auf die Messungen von E. Giger und geben die minimale bzw. maximale Eindrückbarkeit der Schleimhaut wieder.

- fibröse Medianzone (Gaumennaht, Torus palatinus, Papilla incisiva) mit geringer Resilienz: 0,1–1,5 mm
- fibröse Randzone (Alveolarkamm) mit geringer Resilienz: 0,4–1,2 mm
- Fettgewebszone (mittlerer Teil der Gaumenschleimhaut) mir relativ hoher Resilienz: 0,4–2,5 mm
- Drüsenzone (dorsaler Gaumenbereich) mit sehr hoher Resilienz: 0,6–3,5 mm

Das Vermessen der Resilienz durch kugelförmige, punktuell wirkende Instrumente hat jedoch den Nachteil, dass sich das Gewebe seitlich verdrängt und aufwölbt. Dies führt zu verfälschten Messergebnissen. Die Schleimhaut erscheint resilienter (Marxkors 1993). Die Stärke der Einlagerung einer totalen OK-Prothese unter Belastung ist, da sie aus einem sich kaum verbiegbaren Stück besteht, allein von dem Bereich mit der geringsten Resilienz abhängig. Bisher macht man sich die sehr hohe Resilienz des sich nach dorsalen anschließenden weichen Gaumens von 1,8–2,5 mm zum Abdichten des dorsalen Prothesenrandes zu Nutze. Zu stark vorgenommene Radierungen am Funktionsmodell werden durch die hohe Resilienz mehr oder weniger physiologisch ausgeglichen.

3 Fragestellung

Ideal wäre es, einen Kunststoff und ein Polymerisationsverfahren zu entwickeln, die es ermöglichen, eine dimensionsgetreue randspaltfreie Prothese herzustellen, um damit auf das Einschleifen der Okklusion und das Radieren der A-Linie eventuell verzichten zu können.

Die Größe der polymerisationstechnischen Schrumpfungen und Dimensionsänderungen nach Herstellung, Bearbeitung und Wasserlagerung können an Hand des am dorsalen Modellrande auftretenden Spaltes und der Messung der Stellungsabweichung der Zähne einfach festgehalten werden.

Ziel dieser Arbeit ist die vergleichende Einordnung der während und nach der Polymerisation eines Kaltpolymerisates auftretenden Dimensionsänderung eines neu entwickelten Kunststoffes zu einem bereits auf dem Markt bestehenden. Hier sollen zwei Kaltpolymerisate (FuturaGen, PalaXpress) unter Verwendung dreier gängiger chemoplastischer Herstellungssysteme (Unipress, Palajet, Fließtechnik) untereinander anhand des dorsalen Randspaltes und einer dreidimensionaler Vermessung verglichen werden.

Folgende Fragen sollen beantwortet werden:

- Hat die Wahl des Prothesenkunststoffes einen Einfluss auf die Passgenauigkeit und Dimensionsstabilität der Prothesen?
- Hat die Wahl des Polymerisations-Systems einen Einfluss auf die Passgenauigkeit und Dimensionsstabilität der Prothesen?
- Sind der dorsale Randspalt einer zahnlosen OK-Platte und der einer bezahnten OK-Prothese miteinander vergleichbar oder führt das größere Kunststoffvolumen auf den Alveolarkämmen zu signifikant anderen Messwerten des dorsalen Randspaltes am tiefsten Punkt des Gaumens?
- Ist das Anbringen von Radierungen auf dem Funktionsmodell zum Ausgleich herstellungsbedingter Dimensionsänderung noch erforderlich?

4 Material und Methode

4.1 Übersicht der Versuchsabläufe

4.1.1 Der dorsale Randspalt

An insgesamt 60 zahnlosen Prothesenbasen wurde die Polymerisationsschrumpfung der Kaltpolymerisate FuturaGen[1] (Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) und PalaXpress[2] (Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) anhand der Messung des Randspaltes zwischen Kunststoff und Modellwerkstoff am dorsalen Plattenende untersucht.
Dazu wurden jeweils 10 Basen aus einem der beiden Kunststoffe mit dem Unipress-System (Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland), dem Palajet-System (Heraeus Kulzer GmbH, Haunau, Deutschland) bzw. per Fließtechnik gefertigt. Alle Proben dieser so entstandenen sechs Versuchsgruppen wurden an der dorsalen Seite gemeinsam mit dem Modell getrimmt. Nach dem Ausbetten, einmaligem Abheben und Zurücksetzen, nach Ausarbeitung und Politur, und nach 1- bzw. 3-wöchiger Lagerung in 37 °C warmem Wasser konnte der dorsale Randspalt am tiefsten Punkt des Modells an der Raphe palatina mediana vermessen werden.

4.1.2 Horizontale und vertikale Dimension

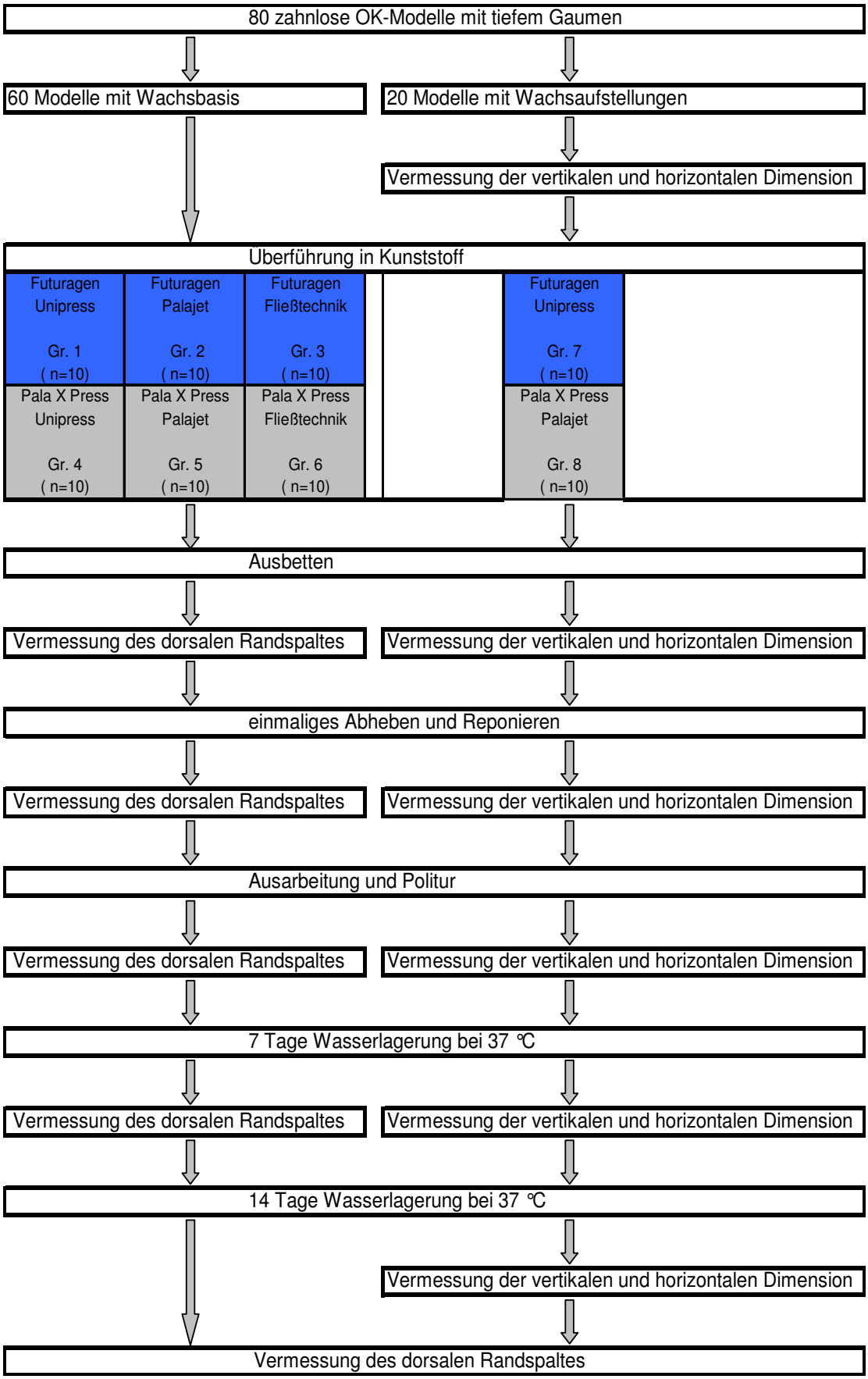
20 identische Aufstellungen einer idealisierten totalen Oberkieferprothese wurden mit okklusalen Messpunkten an den Zähnen 14, 17, 24 und 27 versehen und zwei Gruppen von Prothesen zugeordnet, von denen eine mit dem Kaltpolymerisat FuturaGen durch das Unipress-System hergestellt wurde, die andere mit dem Kaltpolymerisat PalaXpress durch das Palajet-System.
Die Distanzen zwischen den Messpunkten 14–17, 14–24, 24–27 und 27–17 wurden vor dem Einbetten an der Wachsaufstellung, nach dem Ausbetten der Prothese, nach einmaligem Abheben, nach Ausarbeitung und Politur und nach 1- bzw. 3-wöchiger Lagerung in Wasser bei 37 °C vermessen. Es konnten somit Veränderungen der Zahnstellungen in transversaler und sagittaler Richtung untersucht werden.
Parallel zu der Messung der horizontalen Dimensionen erfolgte die Messung der Vertikalen, also der dritten Dimension im Vertikulator.

Dafür entscheidend war, dass alle Zähne dieser 20 Wachsaufstellungen im einartikulierten Zustand Kontakt zu einer planen, der Kauebene entsprechenden Platte hatten.

Nach der Einteilung in die oben genannten Gruppen FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet erfolgte die Vermessung der Vertikalen mit Hilfe der installierten Messuhr des Vertikulators und einem an der Seite angebrachten Messschieber vor und nach dem Einbetten, nach einmaligem Abheben, Ausarbeitung und Politur, sowie nach 1- bzw. 3-wöchiger Lagerung in 37 °C warmem Wasser.

Um die Auswirkungen der Zahnaufstellung auf die dorsale Prothesenbegrenzung festzustellen, wurde nach 3-wöchiger Wasserlagerung zusätzlich der dorsale Randspalt im Bereich der Raphe palatina mediana vermessen.

Tabelle 4.1-1 Schematische Darstellung des Versuchsaufbaues



4.2 Probenherstellung und Versuchsablauf

4.2.1 Herstellung des gemeinsamen Grundmodells

Um möglichst realitätsnahe Ergebnisse zu erzielen, wurde ein Ausgangsmodell eines zahnlosen Oberkiefers aus Gips gewählt, das in Größe und Form natürliche Dimensionen und einen relativ hohen, das heißt nach medial zur Raphe palatina mediana steil ansteigenden Gaumen aufwies. Das hat den Vorteil, dass bei diesem nur ein Maximum des Randspaltes am tiefsten Punkt des Gaumens zu messen ist (Peroz, Manke et al. 1992; Primas 1999). Um Spannungen beim späteren Abheben der Prothese und damit Messfehler zu vermeiden, wurden alle untersichgehenden Bereiche ausgeblockt, beziehungsweise die Überhänge entfernt. Zusätzlich wurde am lateralen Rand des Modells rechts und links je eine Vickershärtemarkierung angebracht, deren gedachte Verbindungslinie später als Orientierung zum Trimmen diente und somit das Vermessen aller Proben an der gleichen Stelle gewährleistete. Voraussetzung für das Vergleichen der Werte am dorsalen Randspalt beider Versuchsreihen war zudem, dass alle Modelle identisch sind. So wurde also nur ein Grundmodell (Abb. 4.2-1) hergestellt, dessen Maße in Abb. 4.2-2 zu erkennen sind.

Abb. 4.2-1 Modell

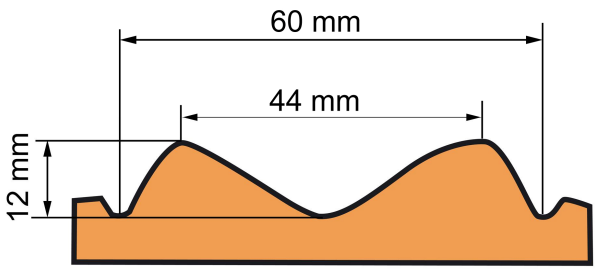


Abb. 4.2-2 Modellquerschnitt

Von diesem Ausgangsmodell wurden zwei kunststoffverstärkte Hohlformen aus Silikon (Oktasil, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, Deutschland) gefertigt. Um Dimensionsänderungen eines Gipsmodells durch erneuten Wasserzutritt und vergrößerte Randspalte durch einen eventuell entstehenden Isoliermittelfilm auszuschließen, wurden mit Hilfe der Silikonformen 80 Modelle aus dem auf Polyurethanbasis bestehenden Modellkunststoff AlphaDie MF³ gefertigt (AlphaDie_MF 2004). Dieser Kunststoff wurde im Verhältnis 1 : 2 (Härter : Basis) nach 30-sekündiger Durchmischung in die Doublierform gegossen und dort eine halbe Stunde zum Polymerisieren belassen. Nach 24-stündiger Lagerung, also vollständiger Durchhärtung, konnten die Modelle den Versuchen zugeordnet werden. Der dorsale Randspalt sollte an 60 dieser Modelle untersucht werden. Die restlichen 20 Modelle dienten der Untersuchung der vertikalen und horizontalen Dimensionsänderung.

4.2.2 Modellieren einer zahnlosen Oberkieferplatte für die Untersuchung des dorsalen Randspaltes

Auf 60 dieser Kunststoffmodelle wurden zwei Lagen 1,5 mm dicken Plattenwachses der Ausdehnung einer totalen Prothese entsprechend adaptiert und festgewachst.

4.2.3 Überführen der zahnlosen Oberkieferplatten in Kunststoff

Jeweils 10 der Modelle wurden randomisiert einer von 6 Gruppen zugeordnet. Diese Gruppen entsprechen den Kunststoff-System-Kombinationen FuturaGen/Unipress, FuturaGen/Palajet und FuturaGen/Fließtechnik sowie PalaXpress/Unipress, PalaXpress/Palajet und PalaXpress/Fließtechnik.
Daraus ergeben sich für jedes System 20 zu polymerisierende Platten, deren Modelle für die Injektionsverfahren Unipress (Abb. 4.2-3) und Palajet (Abb. 4.2-4) in Gips der Klasse 3 eingebettet wurden.

Abb. 4.2-3 Unipress

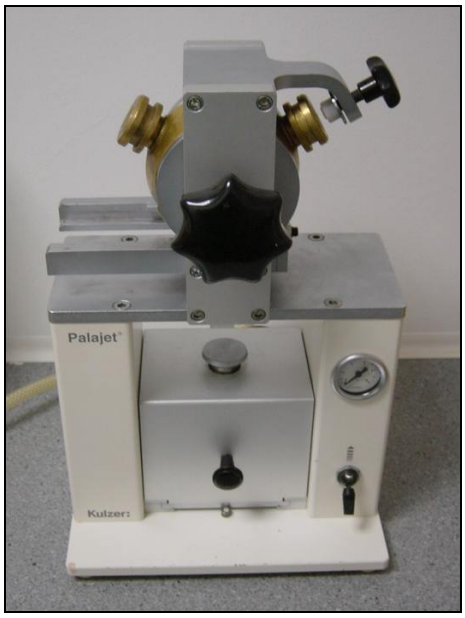


Abb. 4.2-4 Palajet

Beim Isolieren mit einem Isoliermittel auf Alginatbasis (FuturaSep Plus, Schütz-Dental, Rosbach, Deutschland) wurde darauf geachtet, dass nur der Gips der später in Kontakt mit dem Kunststoff kommen sollte isoliert wurde, um ein exaktes Reponieren beider Küvettenhälften zu gewährleisten. Das betrifft also ausschließlich den Bereich der Injektions- und Entlüftungskanäle sowie die Fläche des Konters gegenüber der späteren Kunststoffplatte.

Zur Herstellung der Formen für die Fließtechnik wurden Spezialküvetten der Doubliertechnik verwendet und mit einem Agargel (PremEco® Line Präzisionsgel, Merz Dental GmbH, Deutschland) aufgefüllt.

Die Durchführung richtete sich nach den Angaben der Hersteller für Geräte und Kunststoffe (HeraeusKulzer; Schütz-Dental; HeraeusKulzer 2003; Schütz-Dental 2004) siehe Tabelle 4.2-1.

Tabelle 4.2-1 Verarbeitungsübersicht der Kunststoffsystemkombinationen für die Untersuchung des dorsalen Randspaltes

System	Kunststoff	Anmischverhältnis	Verarbeitungszeitpunkt	Polymerisationsfaktoren	
Unipress	FuturaGen	14 : 6	stumpfe Oberfläche	/	30 min
Unipress	PalaXpress	2 : 1	stumpfe Oberfläche	/	30 min
Palajet	FuturaGen	14 : 6	stumpfe Oberfläche	Drucktopf	30 min, 55°C, 2 bar
Palajet	PalaXpress	2 : 1	stumpfe Oberfläche	Drucktopf	30 min, 55°C, 2 bar
Fließtechnik	FuturaGen	10 : 7	sofort	Drucktopf	30 min, 55°C, 2 bar
Fließtechnik	PalaXpress	10 : 7	sofort	Drucktopf	30 min, 55°C, 2 bar

Wichtig zu erwähnen ist hierbei, dass die Proben in den Küvetten der Fließtechnik und des Palajet-Systems im Drucktopf bei einer Wassertemperatur von 55 °C auspolymerisiert wurden. Die Proben des Unipress-Systems jedoch nicht. Diese wurden nach Herstellerangaben 30 Minuten bei Raumtemperatur trocken stehen gelassen.

4.2.4 Weiterverarbeitung und Vermessung der zahnlosen Platten

Nach der Überführung der Platten in Kunststoff wurden diese so ausgebettet, dass sie nicht von ihrem Modell getrennt wurden. Die Injektions- und Entlüftungskanäle wurden mit einer kreuzverzahnten Fräse abgetrennt. Bei allen Proben wurde daraufhin das dorsale Ende des Modells mit der darauf liegenden Platte mit einem groben Trockentrimmer möglichst drucklos vorgetrimmt. Danach erfolgte der Feinschliff mit einem Nasstrimmer mit Diamantscheibe bis zu der gedachten Linie zwischen den beiden am Rand des Modells befindlichen Vickershärtemarkierungen. Die Proben wurden unter fließendem Wasser gereinigt und vorsichtig mit einem Handtuch getrocknet.

Der tiefste Punkt eines jeden Modells wurde mit einer senkrecht zum Randspalt verlaufenden, wasserfesten Linie markiert. Alle Modelle und die dazugehörigen Platten wurden durchnumeriert.

Es erfolgte die erste Vermessung des dorsalen Randspaltes. Gemessen wurde unter Zuhilfenahme eines Messmikroskops (Carl Zeiss, Germany) mit einer Messgenauigkeit von 0,005 mm an der rechten Kante der Markierung, rechtwinklig zum Spalt zwischen Modell und Kunststoffplatte.

Die Platten wurden von ihren Modellen abgehoben. Beide Teile wurden unter fließendem Wasser mit einer weichen Zahnbürste gereinigt, mit Druckluft getrocknet und wieder aufeinander gesetzt. Es erfolgte die zweite Vermessung analog der ersten am gleichen Punkt der Markierungen.

Zum Ausarbeiten der Platten wurden kreuzverzahnte Fräsen, Sandpapier (fein 150) und Ziegenhaarbürsten sowie Filzkegel unter Verwendung von nassem Bimssteinpulver benutzt. Nach der Politur mit einem Baumwollschwabbel und Polierpaste wurden die Platten erneut mit Wasser und Zahnbürste gereinigt, mit Druckluft getrocknet, auf den Modellen reponiert und erneut vermessen (dritte Messung).

Die Wasserlagerung der Platten erfolgte im Brutschrank ohne Modelle bei 37 °C im Wasserbad. Die Proben wurden nach 1 und 3 Wochen erneut kurz mit Druckluft

getrocknet, auf ihren Modellen reponiert und am dorsalen Rand vermessen (vierte und fünfte Messung).

4.2.5 Aufstellung für die vertikale und horizontale Dimensionsmessung der Prothesen

In die Modelbasis jedes der 20 Modelle wurden drei Löcher gebohrt. In diese wurden passende Pins mit wenig Sekundenkleber eingeklebt und mit den dazugehörigen Hülsen versehen (Abb. 4.2-5). Das hat drei Vorteile: zum Einen bleibt die Basis beim Ablegen der Modelle immer sauber, zum Anderen können später die Modelle wieder exakt und ohne Sekundenkleber am ausgehärteten Artikulationsgips reponiert werden. Genauso gut können sie auch vom Gips ohne Probleme getrennt werden um die prothesentragende Seite zu reinigen, ohne dass der Artikulationsgips dabei nass wird und daraufhin erneut expandieren würde, was die Ergebnisse bei der Vermessung der vertikalen Dimension verfälschen würde.
Eines dieser Modelle diente als Grundlage für die Aufstellung der unbeschliffenen Oberkieferzähne (Seitenzähne: VITA PHYSIODENS 3D-MASTER; Frontzähne: VITAPAN 3D-MASTER, VITA Zahnfabrik H. Rauter GmbH & Co.KG, Bad Säckingen, Deutschland) in Wachs im Artikulator. Dabei erhielten alle Zähne bis auf 12 und 22 Kontakt zu einer planen, verbiegungssteifen Kupferplatte (70×70×10 mm) (Abb. 4.2-6).

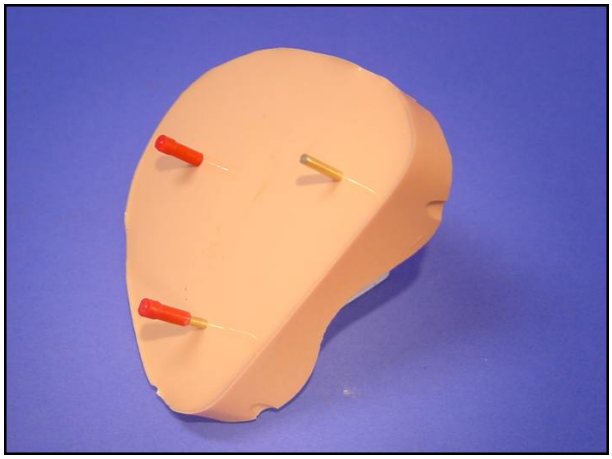


Abb. 4.2-5 Befestigungspins

Abb. 4.2-6 Aufstellung

4.2.6 Vervielfältigung der Wachsprothesen

Um nun 20 identische Wachsaufstellungen zu erhalten, wurden 24 h nachdem die Prothese so aufgestellt und anatomisch ausmodelliert wurde, die Kontaktpunkte zur Platte nochmals kontrolliert. Die Aufstellung wurde zur Stabilisierung in einer für die Geltechnik verwandten Küvette (Alpha-Basic Spezialküvette „M“, Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) mit Silikon (Oktasil, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, Deutschland) doubliert. Nach der Entfernung des Modells wurden in die entstandene Negativform von der dorsalen Seite zwei Kanäle eingearbeitet, die später als Injektions- (Ø=3 mm) bzw. Entlüftungskanal (Ø=2 mm) dienen sollten. Der Injektionskanal wurde mit einem, an die Ausspritzdüse des WAX-JET’s (Hot Point, Deutschland) (Abb. 4.2-8) angepassten Silikontrichter versehen (Abb. 4.2-7).

Abb. 4.2-7 Küvette

Abb. 4.2-8 WAX-JET

Von allen gelieferten Zähnen wurden die Pressnähte nochmals mit Ausnahme der zu erwartenden Kontaktbereiche überarbeitet. Die Silikonform wurde mit den Zähnen jeweils einer Garnitur bestückt und mit einem Modell verschlossen. Das im WAX-JET bei 65 °C geschmolzene Plattenwachs wurde nun unter einem Druck von 0,6 bar solange in die so vorbereitete Hohlform injiziert, bis es am Entlüftungskanal austrat. Nach Abkühlung auf Raumtemperatur wurde das Modell mit der doublierten Aufstellung nach einer Stunde entnommen. Die Kontaktpunke wurden überprüft. Mit einem dünnen heißen Modellierinstrument wurde das Wachs vorsichtig an die Zähne angeschwemmt.

4.2.7 Anbringung der Messpunkte

Alle 20 auf diesem Weg entstandenen Aufstellungen wurden mit jeweils 4 Messpunkten versehen. Aus 0,5 mm starker Zinnfolie wurden ca. 2 mm² große Plättchen geschnitten und mit Vickershärtemarkierungen versehen. Diese wurden mit Komposit okklusal in der jeweils distalen Grube der Zähne 14, 17, 24, 27 befestigt (Abb. 4.2-9, Abb. 4.2-10).

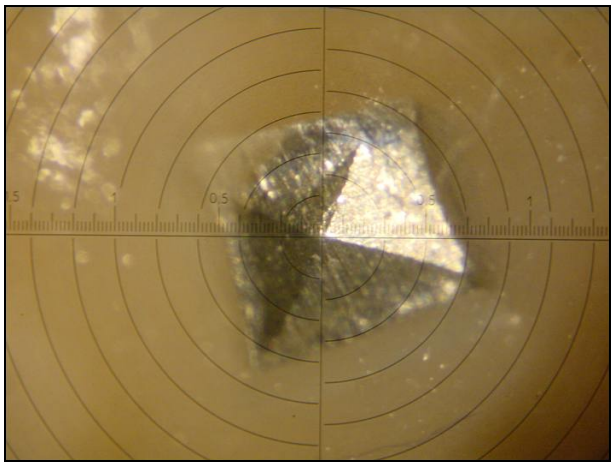


Abb. 4.2-9 Messpunkt

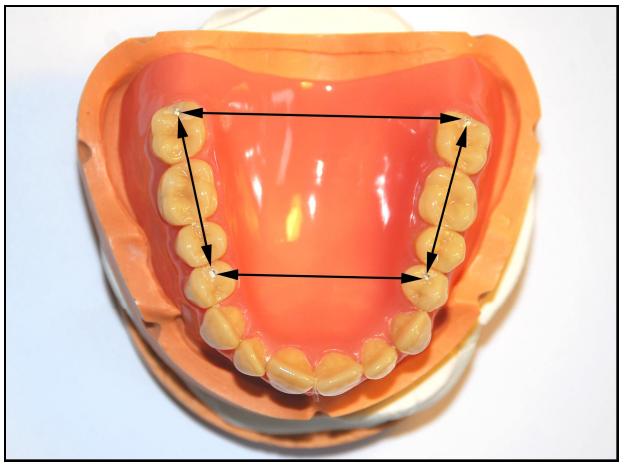


Abb. 4.2-10 Messstrecken

4.2.8 Positionierung im Vertikulator / erste Messung

Nach 24-stündiger Lagerung der Wachsaufstellung erfolgte eine erneute Kontrolle der Kontaktpunkte zur Metallplatte.

Um später die vertikale Dimensionsänderung messen zu können, wurden die vervielfältigten Modelle mit den Aufstellungen in einem Präzisionsvertikulator (Schuler-Dental GmbH & Co. KG, Ulm, Deutschland) einartikuliert. Der Vertikulator unterscheidet sich vom Artikulator durch sein fehlendes Gelenk. Stattdessen besitzt er 2 Führungen, die eine exakt vertikale Bewegung des oberen Schenkels parallel zum unteren gewährleistet. Somit entfällt der für Artikulatoren typische Effekt, dass dorsale vertikale Veränderungen sich stärker auswirken als ventrale.

Am unteren Schenkel wurde per Splitcast-System die auch schon während der Aufstellung gebrauchte plane Metallplatte mit Hilfe von Artikulationsgips befestigt (Abb. 4.2-11). 24 h später wurden nacheinander die Aufstellungen mit ihren Modellen mit Hilfe eines Silikonschlüssels jeweils an der gleichen Stelle auf der Metallplatte positioniert und mit Artikulationsgips und Kunststoff-Splitcast wolkig einartikuliert (Abb. 4.2-12).

Nach 24 h wurden die Kontakte zur Metallplatte nochmals überprüft.

Abb. 4.2-11 Vertikulator mit einartikulierter Kupferplatte

Abb. 4.2-12 Silikon-schlüssel zum Positionieren der Wachsaufstellungen

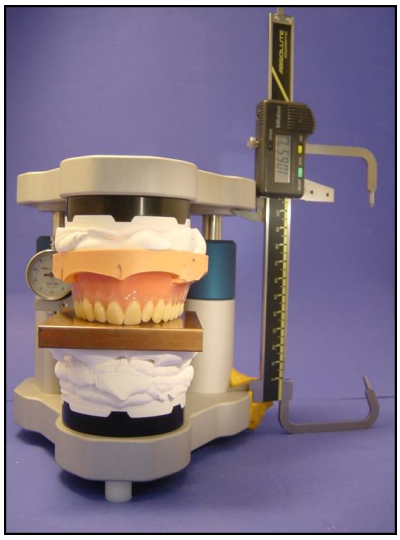


Abb. 4.2-13 Messvorrichtung

Es erfolgte die Aufnahme der ersten Messreihe. Vermessen wurden hierbei die Distanzen zwischen den Messpunkten 14–17, 14–24, 24–27 und 17–27 (Abb. 4.2-10) unter Zuhilfenahme eines Messmikroskopes (Carl Zeiss, Germany; 0,005 mm Messgenauigkeit) sowie die Ausgangshöhe im Vertikulator mittels integrierter Messuhr (0,01 mm Messgenauigkeit) und digitalem Messschieber (Mitutoyo, Absolute Digimatic, 0,01 mm Messgenauigkeit), welcher über am Vertikulator angebrachter Silikonanschläge immer an der gleichen Stelle reponiert werden konnte (Abb. 4.2-13).

4.2.9 Überführung der Aufstellung in Kunststoff

Die 20 Aufstellungen wurden randomisiert zwei Gruppen zugeordnet.
Dabei sollten die Aufstellungen je einer der Gruppen nun mit einem Kunststoff und den dazugehörigen firmenspezifischen Geräten fertig gestellt werden. Der Kunststoff FuturaGen wurde mit dem Unipress-System verarbeitet. Der Kunststoff PalaXpress wurde mit dem Palajet-System verarbeitet.
Durch die in die Modellbasen eingearbeiteten Pins konnten die Modelle leicht von ihrem Gipssockel getrennt werden, dabei verblieb dieser am Splitcast. Um die Modelle später wieder ihrem Sockel zuordnen zu können, wurden beide mit einer identischen Nummer versehen. Die nun freiliegenden Pins wurden zum Schutz erneut mit Kunststoffhülsen bestückt. Die so vorbereiteten Modelle wurden nach Herstellerangaben im jeweiligen

Küvettenunterteil mit Gips der Klasse 3 eingebettet (Abb. 4.2-14, Abb. 4.2-17) und nach dem Abbinden mit Wachskanälen für die spätere Injektion und Entlüftung versehen (Abb. 4.2-15, Abb. 4.2-18).

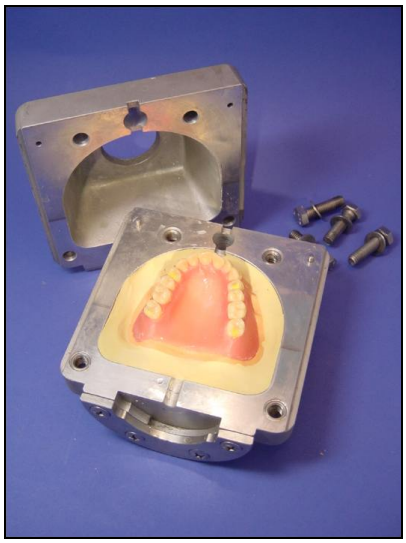


Abb. 4.2-14 Unipress, Küvette mit eingebetteter Wachsaufstellung

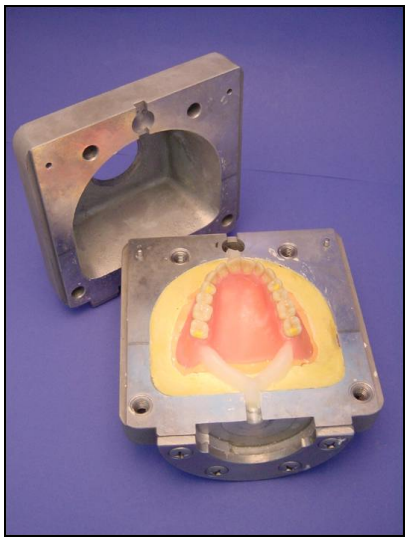


Abb. 4.2-15 Unipress, Küvette mit angebrachten Gusskanälen

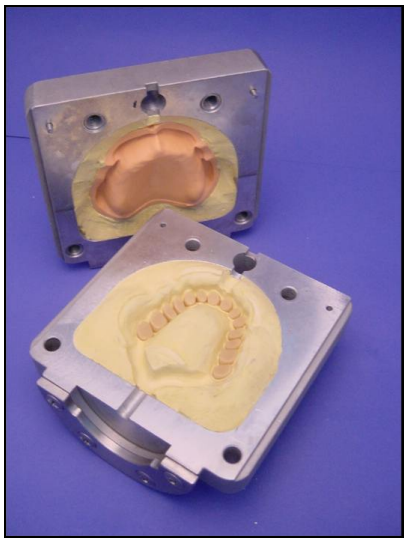


Abb. 4.2-16 Unipress, ausgebrühte und isolierte Küvette

Abb. 4.2-17 Palajet, Küvette mit eingebetteter Wachsaufstellung

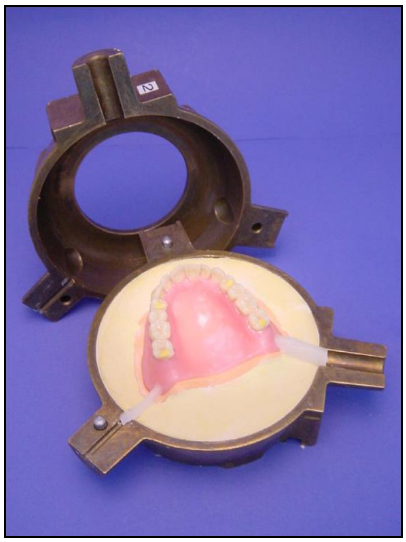


Abb. 4.2-18 Palajet, Küvette mit angebrachten Gusskanälen

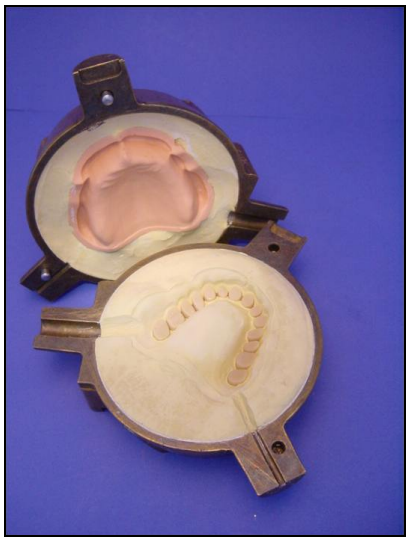


Abb. 4.2-19 Palajet, ausgebrühte und isolierte Küvette

Um ein Beschädigen der Vickershärtemesspunkte beim später folgenden Ausbetten zu verhindern, wurden diese mit wenig additionsvernetzendem Silikon (Tresident 2000 K, Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) abgedeckt (Abb. 4.2-20).

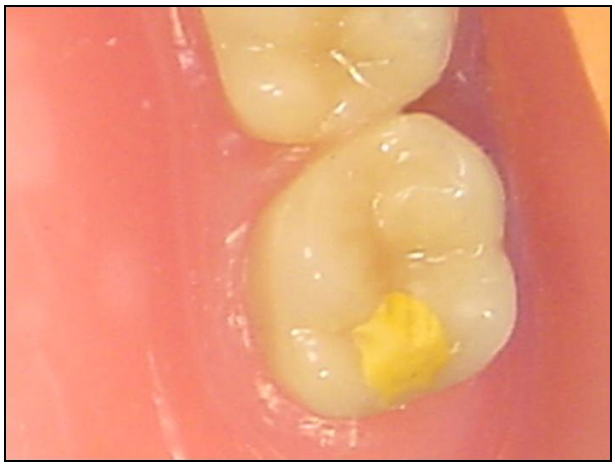


Abb. 4.2-20 Silikonabdeckung des Messpunktes

Auf die weitere Verwendung von Silikon zum Abdecken der Zahnkränze wurde aus Gründen der besseren Verankerung der Zähne im Gips und damit dem Reduzieren von Dimensionsänderungen verzichtet. Die Herstellung des Konters sowie das Ausbrühen erfolgten nach Herstellerangaben.

Daraufhin wurden alle scharfen Kanten gebrochen und die Gipsoberflächen isoliert (FuturaSep Plus, Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland). Es wurden ausschließlich die Gipsflächen der Küvettenhälften isoliert, und zwar nur dort, wo sie später mit Kunststoff in Berührung kommen sollten. Das heißt, es wurden nur die Bereiche der Gusskanäle sowie der Konterbereich der Prothese isoliert, um Veränderungen der Bisshöhe und des späteren dorsalen Randspaltes durch den Isolierfilm auszuschließen (Abb. 4.2-16, Abb. 4.2-19). Ein Isolieren der Polyurethanmodelle war nicht notwendig.

Das Injizieren des Kunststoffes erfolgte systemspezifisch nach Herstellerangaben (HeraeusKulzer; Schütz-Dental; HeraeusKulzer 2003; Schütz-Dental 2004).

Tabelle 4.2-2 Verarbeitungsübersicht der Kunststoffsystemkombinationen für die Untersuchung der vertikalen und horizontalen Dimensionsänderung

System	Kunststoff	Anmischverhältnis	Verarbeitungszeitpunkt	Polymerisationsfaktoren	
Unipress	FuturaGen	14 : 6	stumpfe Oberfläche	/	30 min
Palajet	PalaXpress	2 : 1	stumpfe Oberfläche	Drucktopf	30 min, 55°C, 2 bar

4.2.10 Ausbetten / zweite und dritte Messung

Das Ausbetten erfolgte vorsichtig mit einer kreuzverzahnten Gipsfräse und dem Hammer so, dass die Prothesen nicht von ihren Modellen getrennt wurden.
Die Modellunterseiten wurden mit dem Dampfstrahler gründlich aber kurz gereinigt, noch eventuell anhaftende Pinhülsen wurden entfernt und die Injektionskanäle weitestgehend mit der Fräse abgetrennt. Die Proben wurden unter fließendem Wasser gereinigt und vorsichtig mit einem Handtuch getrocknet. Die Modelle konnten durch das Pinsystem wieder exakt an ihrem Sockel befestigt werden. Es erfolgte die Aufnahme einer zweiten Messreihe analog der ersten mittels Messmikroskop und Vertikulator.
Die Prothesen wurden mit der Modellnummer gekennzeichnet, von ihren Modellen abgehoben, Modell und Prothese mit Wasser und Zahnbürste gereinigt, mit Druckluft getrocknet und wieder aufeinander reponiert. Es erfolgte wiederum eine Messung analog der ersten.

4.2.11 Ausarbeiten der Prothese / vierte Messung

Die Prothesen wurden mit einer kreuzverzahnten Fräse und Sandpapier ausgearbeitet. Die Politur erfolgte möglichst drucklos unter Verwendung von Ziegenhaarbürsten und Filzkegeln mit nassem Bimssteinpulver. Nach der Hochglanzpolitur mit einem Baumwollschwabbel und Polierpaste wurden die Prothesen mit Wasser und Zahnbürste gereinigt, getrocknet, auf den Modellen reponiert und erneut vermessen.

4.2.12 Lagerung der Prothesen / fünfte und sechste Messung

Nach dem Ausarbeiten der Prothesen wurden diese bei 37 °C in Wasser gelagert, um dem Kunststoff die Möglichkeit der hygroskopischen Ausdehnung zu geben. Die Modelle wurden in dieser Zeit trocken gelagert.
Es erfolgte eine fünfte Vermessung nach 1-wöchiger Lagerung, sowie eine sechste Messung nach 3 Wochen.

4.2.13 Messung des dorsalen Randspaltes

Um auch an den Prothesen den Randspalt zwischen Prothesenbasis und Modell jeweils bei allen Proben an der gleichen Stelle messen zu können, wurden die Prothesen zusammen mit ihrem Modell am dorsalen Rand mit einem Trockentrimmer und darauf

mit einem Nasstrimmer drucklos bis zu der gedachten Linie zwischen den am lateralen Rand des Modells befindlichen Vickershärtemarkierungen getrimmt.
Analog der zahnlosen Platten wurde der Randspalt am tiefsten Punkt des Gaumens rechtwinklig zum Spalt zwischen Modell und Prothese unter Zuhilfenahme des Messmikroskops vermessen.

4.3 Statistische Auswertung

Die statistische Auswertung der Daten erfolgte mit dem Programm SPSS 12.0 für Windows.
Die Messergebnisse der dorsalen Randspalte der zahnlosen Platten aller Kunststoff-System-Kombinationen wurden zu jedem Messzeitpunkt mittels univariater ANOVA verglichen. Mittelwertvergleiche wurden mit einer Post-Hoc-Analyse (Tukey-Test) durchgeführt.
Kunststoffe und Systeme untereinander wurden mit dem t-Test verglichen.
Bei der Auswertung der vertikalen und horizontalen Distanzen (Messstrecken 14–24 und 17–27 in der Transversalen, 17–14 und 27–24 in der Sagittalen und Abstände der Vertikulatorenschenkel als Vertikale) wurde ebenfalls zu jedem Messzeitpunkt der t-Test verwendet. Dabei wurden die System/Kunststoffkombinationen FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet verglichen. Die Auswertung des dorsalen Randspaltes der Prothesen nach 3-wöchiger Wasserlagerung erfolgte ebenfalls mit dem t-Test ebenso wie der Vergleich der Randspalte der zahnlosen Platten und der bezahnten Prothesen.
Das Signifikanzniveau wurde auf 5 % ($p<0,05$) festgelegt.

5 Ergebnisse

5.1 Betrachtung des dorsalen Randspaltes

Die nachfolgende Graphik zeigt als Übersicht die Größe der mittleren dorsalen Randspalte der zahnlosen Platten unterschiedlicher Kunststoff-System-Kombinationen in µm auf der Ordinate zu den einzelnen auf der Abszisse aufgetragenen Messzeitpunkten.

Messzeitpunkt 1 = Ausgangswert bei Vermessung nach dem Ausbetten

Messzeitpunkt 2 = nach dem Abheben,

Messzeitpunkt 3 = nach dem Ausarbeiten,

Messzeitpunkt 4 = nach 1-wöchiger Lagerung,

Messzeitpunkt 5 = nach 3-wöchiger Lagerung.

Soweit nicht anders beschrieben, wurde in allen nachfolgenden Diagrammen der Kunststoff FuturaGen blau dargestellt, der Kunststoff PalaXpress hellgrau.

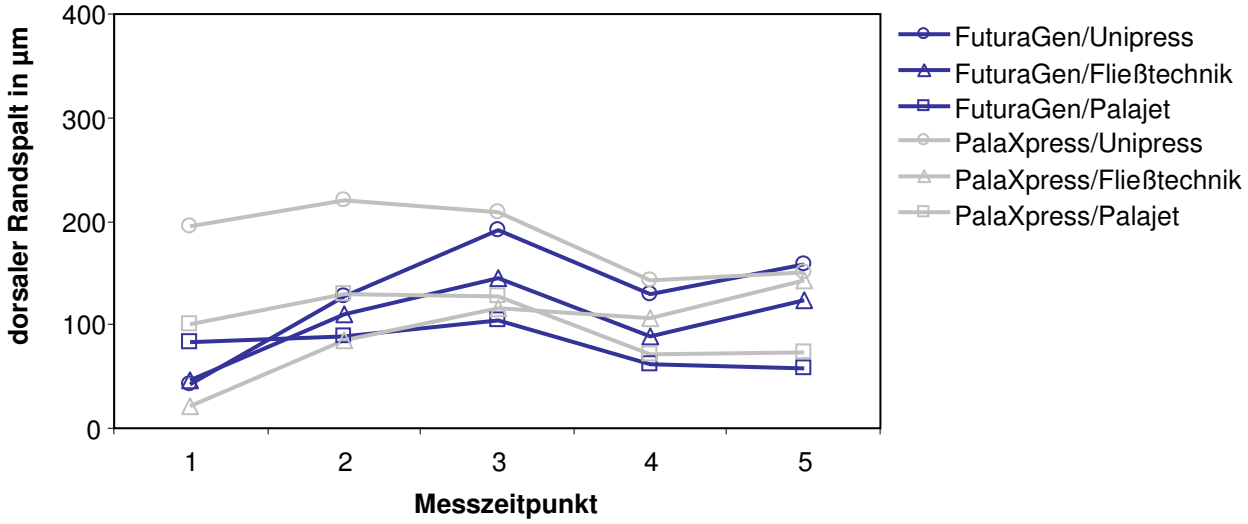


Diagramm 5.1-1 Dorsale Randspalte der zahnlosen Platten über den Versuchszeitraum (Mittelwerte)

Gut zu erkennen sind die Veränderungen der dorsalen Randspalte während des Versuchsablaufes. So zeigen sich im Vergleich zu allen anderen Gruppen deutlich größere Randspalte bei der Kombination PalaXpress/Unipress zu den ersten beiden Messzeitpunkten, also nach dem Ausbetten und einmaligem Abheben. Dieser signifikante Unterschied verliert sich in den folgenden Messungen durch Verkleinerung des Spaltes dieser Platten und Vergrößerung der Randspalte andere Gruppen.

Alle aus dem Kunststoff FuturaGen hergestellten Platten zeigen ein Randspaltmaximum nach Ausarbeitung und Politur. Bei den PalaXpress-Platten ist dieses Verhalten nicht so markant. Die Maxima zeigen sich eher zum zweite bzw. letzten Messzeitpunkt. Die Randspaltgrößen der mit dem Palajet-System hergestellten Platten beider Kunststoffe bleiben relativ konstant.

Um die Unterschiede genauer darstellen zu können folgt nun die graphische Darstellung der Größe des dorsalen Randspaltes der zahnlosen OK-Platten zu den einzelnen Messzeitpunkten anhand von Boxplot-Diagrammen.

Auf der Abszisse sind die verschiedenen Herstellungssysteme aufgetragen. Die Ordinate zeigt die Größe des dorsalen Randspaltes gemessen am tiefsten Punkt des Gaumens in mm im Bereich von 0 µm bis 400 µm.

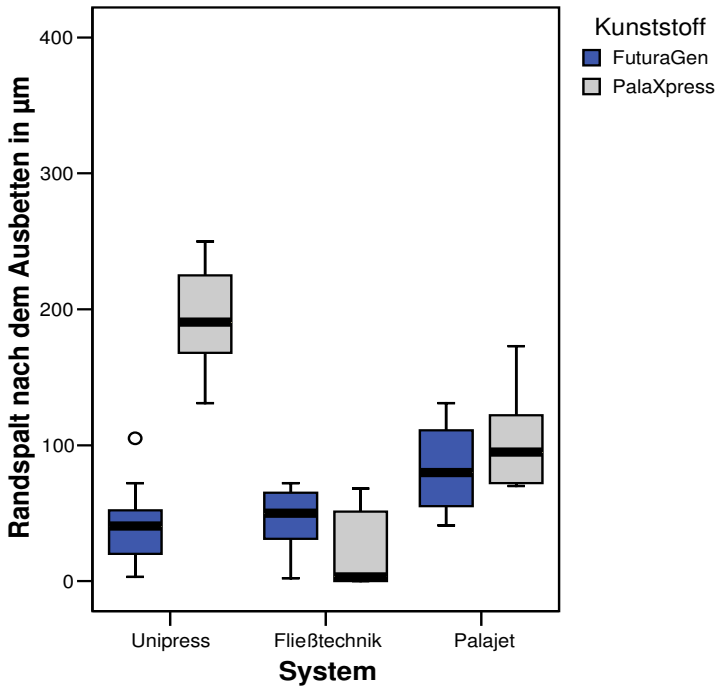


Diagramm 5.1-2 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausbetten

Tabelle 5.1-1 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausbetten

Unipress		Fließtechnik		Palajet	
FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress
43±30	194±39	46±24	21±28	83±31	101±32

Bei der Betrachtung der Größe des dorsalen Randspaltes nach dem Ausbetten unterscheiden sich alle Systemgruppen (Unipress, Fließtechnik, Palajet) signifikant ($p \leq 0{,}023$, Tukey) voneinander. Dabei schneidet die Gruppe der mit der Fließtechnik hergestellten Platten am Besten ab. Die kleinsten Randspalte weisen die per Fließtechnik hergestellten PalaXpress-Platten auf, dicht gefolgt von der FuturaGen/Unipress- und FuturaGen/Fließtechnik-Kombination. Deutlich zu erkennen ist hier das signifikant ($p < 0{,}005$, Tukey) schlechtere Ergebnis des Kunststoffes PalaXpress bei der Verarbeitung mit dem Unipress-System. Bei der Herstellung durch Fließtechnik und durch das Palajet-System unterscheiden sich die beiden Kunststoffe innerhalb der Systemgruppe nicht signifikant voneinander.

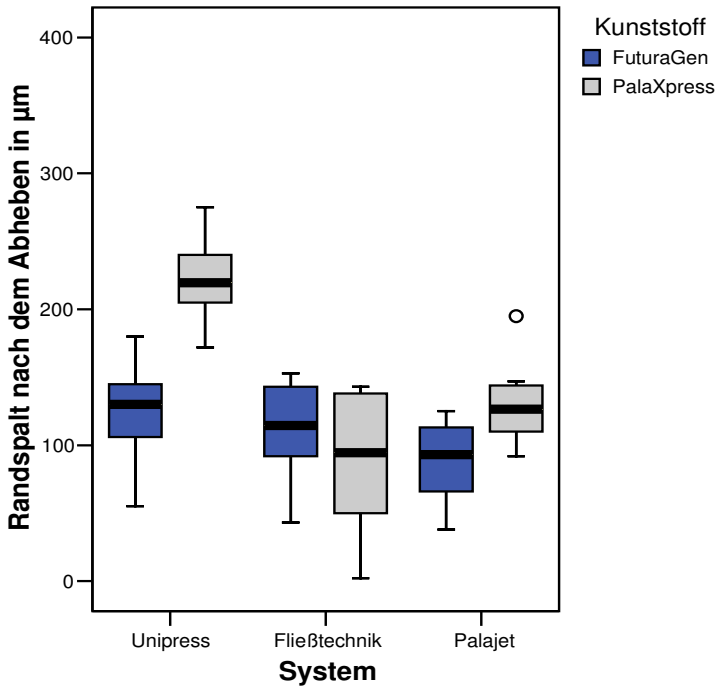


Diagramm 5.1-3 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Abheben

Tabelle 5.1-2 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Abheben

Unipress		Fließtechnik		Palajet	
FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress
127±38	220±28	111±35	86±49	89±28	130±29

Nach dem Abheben zeigte sich kein signifikanter Unterschied zwischen den Kunststoffsystemkombinationen mit Ausnahme der mit dem Unipress-System hergestellten PalaXpress-Platten. Diese wiesen einen signifikant ($p<0,005$, Tukey) größeren Randspalt auf als alle anderen Platten. Allen Platten gemein ist die Vergrößerung des Randspaltes zur vorherigen Messung.

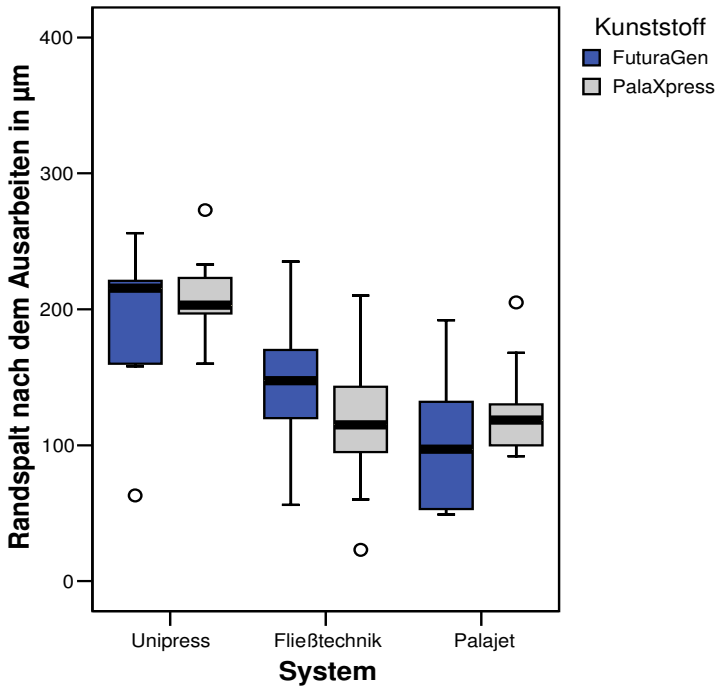


Diagramm 5.1-4 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausarbeiten

Tabelle 5.1-3 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausarbeiten

Unipress		Fließtechnik		Palajet	
FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress
192±56	208±31	146±51	115±51	104±51	127±35

Die Vermessung der Platten nach Ausarbeitung und Politur zeigte eine besonders deutliche Vergrößerung des dorsalen Randspaltes bei den mit dem Unipress-System hergestellten FuturaGen-Platten. Bei jeweils mit dem gleichen System hergestellten Platten, unterscheiden sich die Kunststoffe PalaXpress und FuturaGen nicht mehr signifikant voneinander. Betrachtet man die Systemgruppen, so weisen die mit dem Unipress-System hergestellten Platten signifikant ($p<0,005$, Tukey) größere dorsale Randspalte auf, danach folgen die mit Fließtechnik hergestellten Platten.

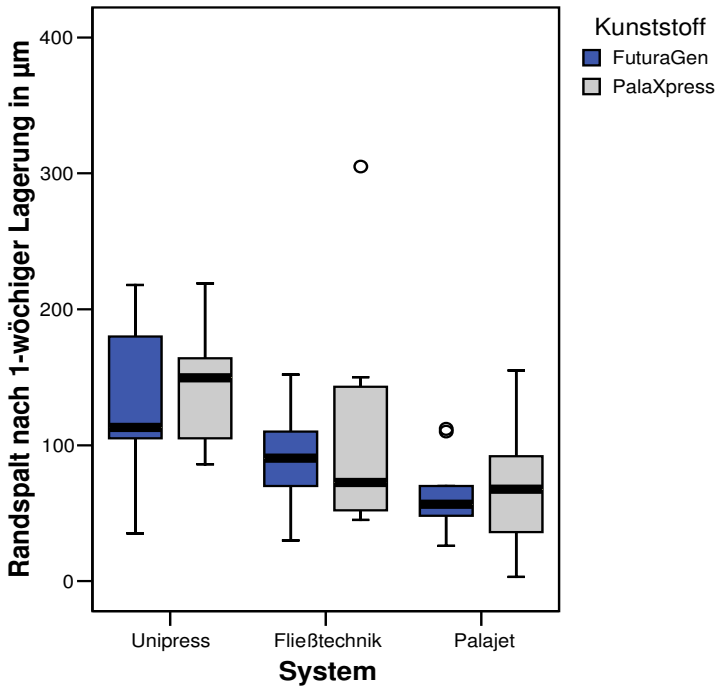


Diagramm 5.1-5 Randspalte der zahnlosen Platten nach 1-wöchiger Wasserlagerung

Tabelle 5.1-4 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach 1-wöchiger Wasserlagerung

Unipress		Fließtechnik		Palajet	
FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress
129±63	143±39	89±42	106±80	63±29	72±50

Durch die Lagerung in Wasser bei 37 °C kommt es nach einer Woche zu einer Verkleinerung der Randspalte bei allen System-Kunststoff-Kombinationen. Die Kunststoffe unterscheiden sich innerhalb der Systeme weiterhin nicht signifikant voneinander. Aus der Graphik zu entnehmen ist eine Rangfolge der Herstellungssysteme. Die kleinsten Randspalte weisen die mit dem Palajet-System hergestellten Platten auf, gefolgt von der Fließtechnik. Die aus dem Kunststoff PalaXpress hergestellten Platten zeigen unter Verwendung des dazugehörigen Systems Palajet signifikant kleinere (p=0,046, Tukey) dorsale Randspalte auf, als mit dem Unipress-System hergestellte Platten.

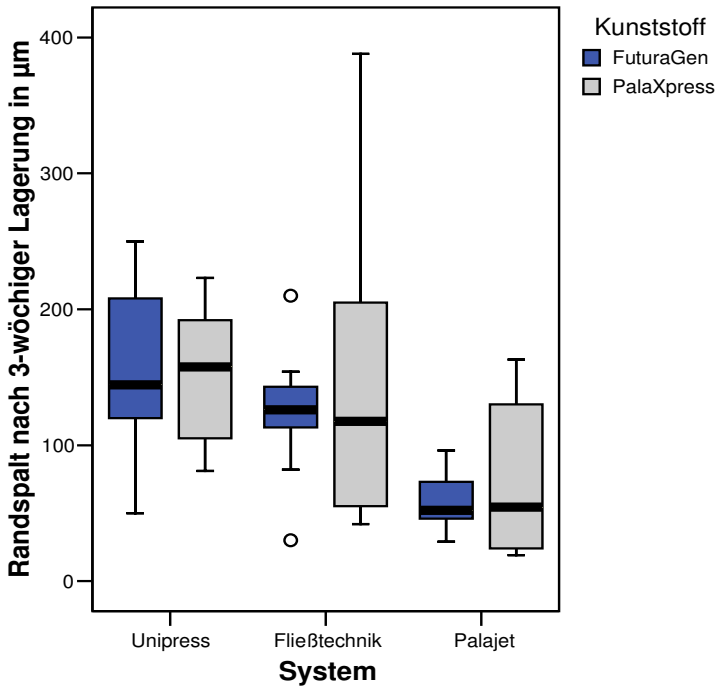


Diagramm 5.1-6 Randspalte der zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung

Tabelle 5.1-5 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung

Unipress		Fließtechnik		Palajet	
FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress	FuturaGen	PalaXpress
158±61	151±48	123±47	143±108	58±21	73±55

Die Platten des Palajet-Systems zeigen die geringsten Randspalte. Sie unterscheiden sich signifikant ($p<0,005$, Tukey) von den Systemen Unipress und Fließtechnik. Die mit dem Palajet-System hergestellten FuturaGen-Platten weisen signifikant kleinere Randspalte auf, als die mit dem dazugehörigen, firmeneigenen Unipress-System hergestellten FuturaGen-Platten ($p=0,009$, Tukey) sowie die mit dem Unipress-System ($p=0,019$, Tukey) oder per Fließtechnik ($p=0,038$, Tukey) hergestellten PalaXpress-Platten. Betrachtet man die Kunststoffe mit ihrem dazugehörigen Herstellungssystem so zeigt die Kombination PalaXpress/Palajet signifikant ($p=0,041$, Tukey) bessere Ergebnisse als die Kombination FuturaGen/Unipress.

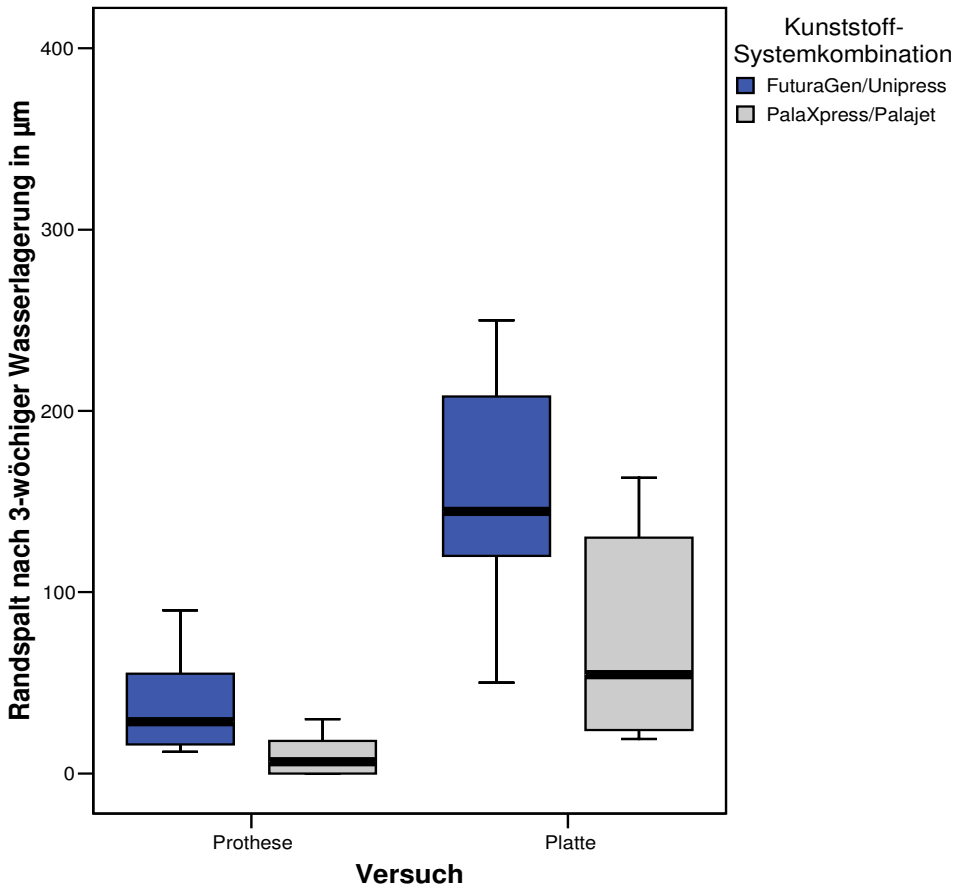


Diagramm 5.1-7 Vergleichende Darstellung der dorsalen Randspalte zwischen Prothesen und zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung

Tabelle 5.1-6 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten und bezahnten Prothesen nach 3-wöchiger Wasserlagerung

bezahnte Prothesen		unbezahnte Platten	
FuturaGen/Unipress	PalaXpress/Palajet	FuturaGen/Unipress	PalaXpress/Palajet
40±28	9±10	158±61	73±55

Die Gegenüberstellung der Werte des dorsalen Randspaltes nach 3-wöchiger Wasserlagerung zwischen Prothesen und zahnlosen OK-Platten zeigt folgendes:
Ebenso, wie bei den Platten (p=0,004, t-Test), gibt es auch bei den Prothesen einen signifikanten Unterschied (p=0,005, t-Test) zwischen den Kunststoffen und ihrem dazugehörigen System nach 3-wöchiger Wasserlagerung. Dabei haben die PalaXpress/Palajet-Prothesen ebenso, wie gleich hergestellte Platten die kleineren dorsalen Randspalte am Messpunkt verglichen zur jeweiligen Kombination

FuturaGen/Unipress. Vergleicht man die Werte zwischen Platten und Prothesen des gleichen Systems, weisen die Platten deutlich ($p<0,005$, t-Test) größere Randspalte auf, als die Prothesen.

5.2 Betrachtung der vertikalen Dimensionsänderung

Dargestellt sind in Diagramm 5.2-1 die vertikalen Dimensionsänderungen der Kunststoff-System-Kombinationen FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet als Differenzen in mm zur Ausgangssituation in Wachs, gemessen durch einen digitalen Messschieber. Dem Versuchsaufbau entsprechend, steht:

Messzeitpunkt 1 = Ausgangswert in Wachs

Messzeitpunkt 2 = nach dem Ausbetten

Messzeitpunkt 3 = nach dem Abheben

Messzeitpunkt 4 = nach dem Ausarbeiten

Messzeitpunkt 5 = nach 1-wöchiger Lagerung

Messzeitpunkt 6 = nach 3-wöchiger Lagerung

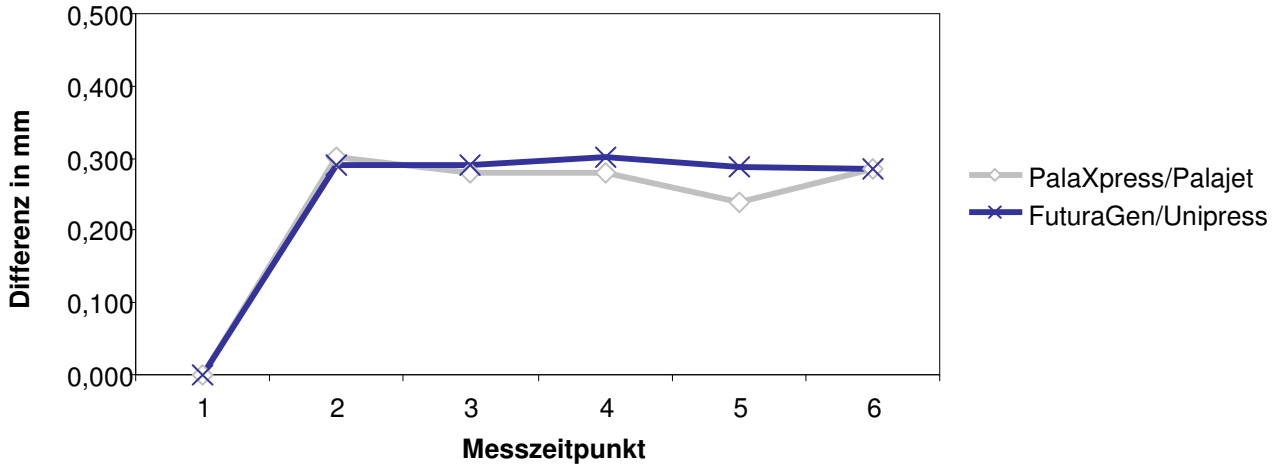


Diagramm 5.2-1 Vertikale Dimensionsänderung der bezahnten Prothesen über den Versuchszeitraum (Mittelwerte des Messschiebers)

Durch die Überführung der Prothese in Kunststoff kommt es bei beiden Gruppen zu einer Bisserhöhung von etwa 0,3 mm oder 0,28 % bzw. 0,27 %. Bei den aus FuturaGen hergestellten Prothesen vergrößert sich dieser Wert geringfügig bis zu einem Maximum von durchschnittlich 0,301 mm nach dem Ausarbeiten und fällt dann wieder leicht ab, bis bei einem Differenzminimum von 0,284 mm nach 3-wöchiger Lagerung eine Bisserhöhung von 0,27 % erreicht wird.

Die aus PalaXpress hergestellten Prothesen haben ihre maximale Bisserhöhung (0,302 mm) bereits nach dem Ausbetten erreicht. Dieser Wert verkleinert sich auf ein Minimum von 0,239 mm zum Messzeitpunkt 5 (nach 1-wöchiger Lagerung) und steigt nach weiterer Wasserlagerung wieder geringfügig an. Beide Kunststoff-System-Kombinationen unterscheiden sich in der vertikalen Dimensionsänderung zu keinem der 6 Messzeitpunkte signifikant voneinander.

5.3 Betrachtung der horizontalen Dimensionsänderung

Zur Veranschaulichung der Versuchsergebnisse der horizontalen Dimensionsänderung wurden alle Messstreckendifferenzen, also Dimensionsänderungen, gemittelt in mm und % tabellarisch dargestellt, sowie in einzelnen Boxplot-Diagrammen abgebildet. Bei den Diagrammen teilt die Abszisse die Ergebnisse in die beiden Kunststoff-System-Kombinationen. Auf der Ordinate sind die Distanzen zwischen der Ausgangsstrecke der Wachsmodellation und den jeweiligen Ergebnissen der Messzeitpunkte, also die Dimensionsänderung im Bereich von 0,1 mm bis -0,3 mm in mm abgetragen. Die Messzeitpunkte definieren sich anhand der Legende durch unterschiedlich farbige Codierung.

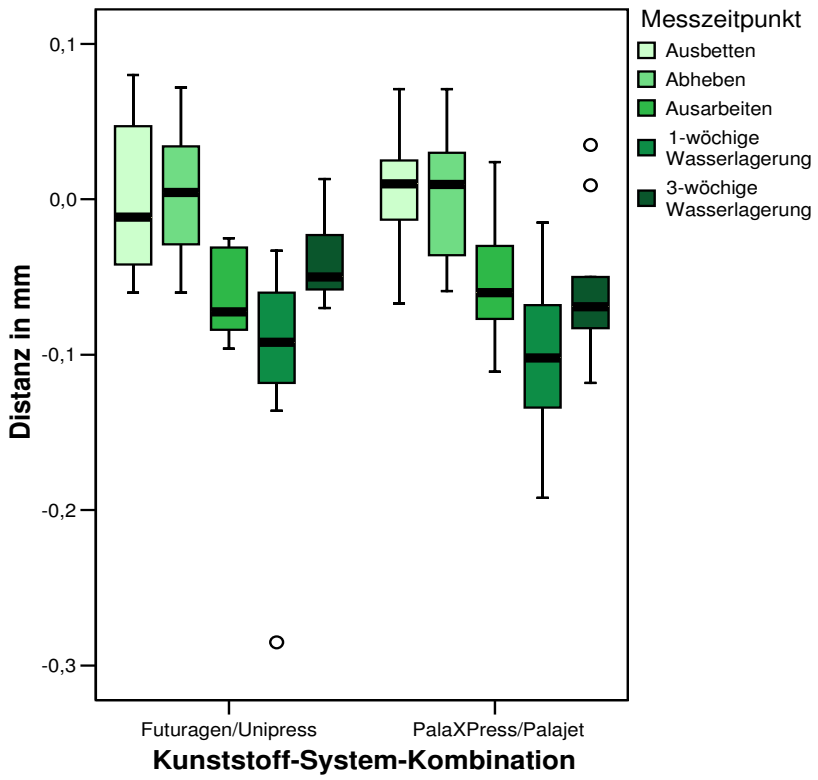


Diagramm 5.3-1 Dimensionsänderung der Messstrecke 17–27 über den Versuchszeitraum

Tabelle 5.3-1 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 17–27

	Ausbetten	Abheben	Ausarbeiten	1-wöchige Lagerung	3-wöchige Lagerung
FuturaGen/Unipress	-1 (0,00) ±52	2 (0,00) ±45	-65 (-0,14) ±27	-103 (-0,22) ±72	-41 (-0,09) ±25
PalaXpress/Palajet	5 (0,01) ±45	2 (0,01) ±39	-56 (-0,12) ±41	-100 (-0,22) ±53	-57 (-0,12) ±46

Gut zu erkennen ist in Diagramm 5.3-1 die gleichartige Dimensionsänderung der Messstrecke 17–27 beider Kunststoff-System-Kombinationen im Versuchsverlauf mit einem Maximum der Schrumpfung nach 1-wöchiger Wasserlagerung, welches sich bis zum letzten Messzeitpunkt wieder verringert. Ein Vergleich der Gruppen zu den einzelnen Zeitpunkten zeigt keine signifikanten Unterschiede der dorsalen transversalen Messstrecke.

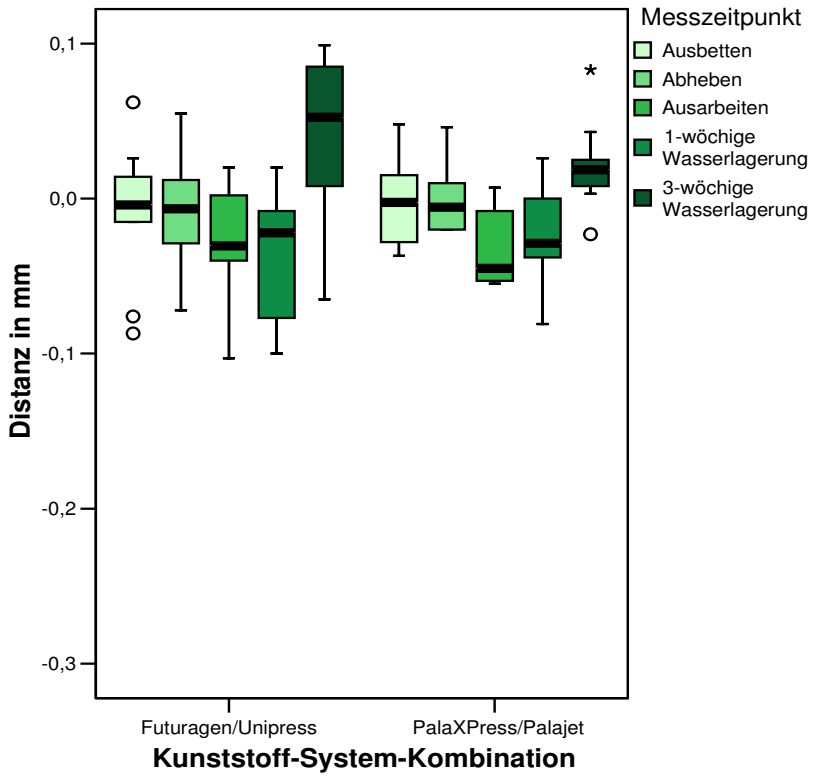


Diagramm 5.3-2 Dimensionsänderung der Messstrecke 14–24 über den Versuchszeitraum

Tabelle 5.3-2 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 14–24

	Ausbetten	Abheben	Ausarbeiten	1-wöchige Lagerung	3-wöchige Lagerung
FuturaGen/Unipress	-9 (-0,03) ±44	-6 (-0,02) ±35	-28 (-0,08) ±34	-72 (-0,21) ±138	43 (0,13) ±49
PalaXpress/Palajet	-4 (-0,01) ±26	-32 (-0,09) ±107	-33 (-0,10) ±25	5 (0,02) ±106	21 (0,06) ±28

Diagramm 5.3-2 lässt ebenfalls ein gleiches Verhalten der Gruppen über den Messzeitraum erkennen. Es gibt keine signifikanten Unterschiede beider System-Kunststoff-Kombinationen. Während des Versuches bleibt bis zum Ende der 1-wöchigen Wasserlagerung eine geringe Abnahme der Messstrecke. Erst nach 3-wöchiger Lagerung kommt es zur Expansion.

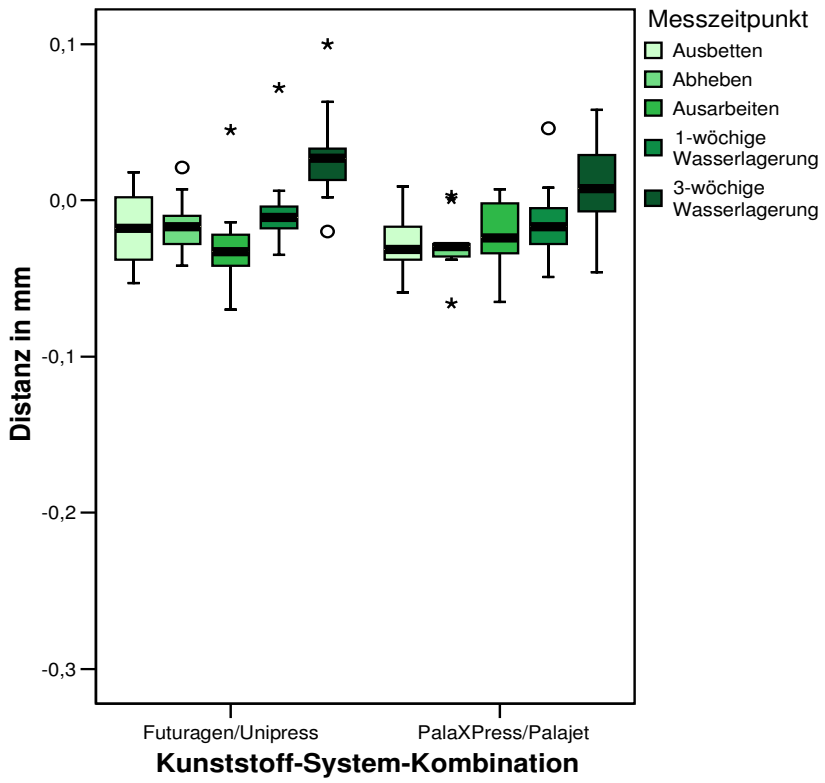


Diagramm 5.3-3 Dimensionsänderung der Messstrecke 14–17 über den Versuchszeitraum

Tabelle 5.3-3 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 14–17

	Ausbetten	Abheben	Ausarbeiten	1-wöchige Lagerung	3-wöchige Lagerung
FuturaGen/Unipress	-17 (-0,07) ±23	-15 (-0,06) ±18	-30 (-0,12) ±32	-5 (-0,02) ±30	29 (0,12) ±33
PalaXpress/Palajet	-27 (-0,11) ±21	-29 (-0,11) ±20	-24 (-0,09) ±22	-14 (-0,05) ±27	10 (0,04) ±30

Die Betrachtung der sagittalen Messstrecke 14–17 in Diagramm 5.3-3 zeigt ein gleiches Verhalten in beiden Gruppen. Nach anfänglicher Verringerung der Messstrecke bis zur Messung nach 1-wöchiger Lagerung in Wasser <0,3 % kommt es zum letzten Messwert hin wieder zu einer leichten Vergrößerung (PalaXpress/Palajet Ø=0,041 %, FuturaGen/Unipress Ø=0,115 %). Die Messwerte unterscheiden sich zu keinem Zeitpunkt signifikant voneinander.

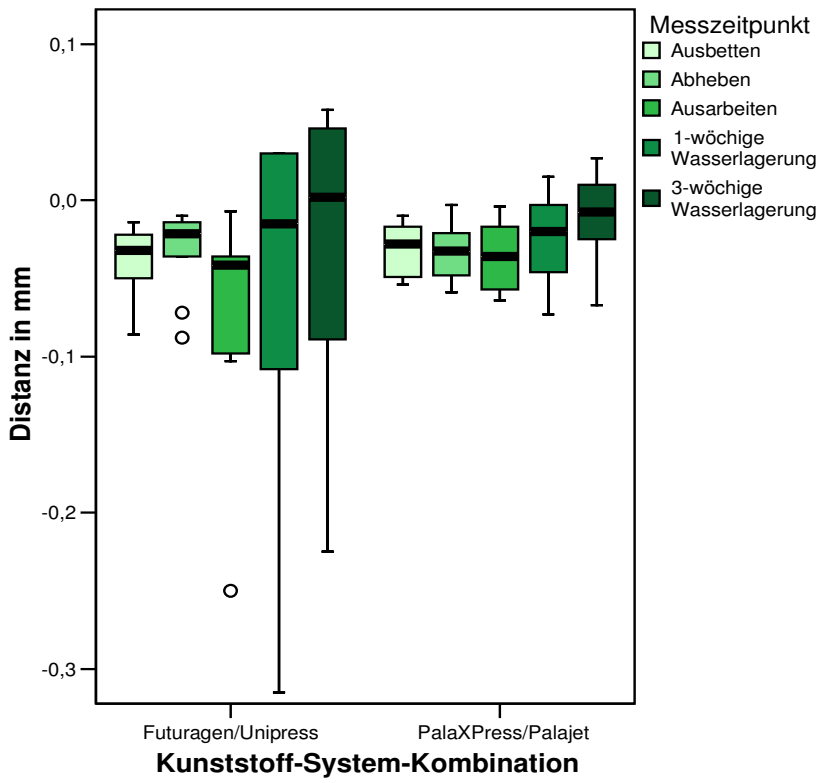


Diagramm 5.3-4 Dimensionsänderung der Messstrecke 24–27 über den Versuchszeitraum

Tabelle 5.3-4 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 24–27

	Ausbetten	Abheben	Ausarbeiten	1-wöchige Lagerung	3-wöchige Lagerung
FuturaGen/Unipress	9 (0,03) ±163	16 (0,06) ±162	-18 (-0,07) ±189	-7 (-0,03) ±211	-18 (-0,07) ±201
PalaXpress/Palajet	-72 (-0,28) ±139	-75 (-0,28) ±140	-77 (-0,29) ±142	-67 (-0,25) ±151	-53 (-0,20) ±145

Die Dimensionsänderungen der Messstrecke 24–27 der Kunststoff-System-Kombination FuturaGen/Unipress unterscheiden sich zu keinem Zeitpunkt signifikant von der Gruppe PalaXpress/Palajet. Die Werte bleiben bei Dimensionsänderungen um +/-0,3 % weitestgehend konstant. Bei PalaXpress/Palajet kann man von einer geringen sagittalen Schrumpfung sprechen.

6 Diskussion

6.1 Material und Methode

Die Prüfung der Prothesenkunststoffe erfolgte nicht mit Hilfe vorhandener Normen, da diese nicht die klinischen Fragen abklären, die im Fokus dieser Studie standen. So erfolgt die Untersuchung der Wasseraufnahme und damit der Quellung nach DIN 13907 sowie EN ISO 1567 nur über 7 Tage, obwohl bei der Betrachtung des dorsalen Randspaltes erst nach 3 Wochen keine signifikanten Veränderungen mehr zu beobachten sind (Peroz, Manke et al. 1990). Die Tendenz der Reaktion der Werkstoffe ist damit zwar zu erkennen, von Interesse ist für uns jedoch der Wert nach vollständiger Wasseraufnahme, da die Prothese dann erst eine gewisse Formkonstanz erreicht hat und eingeschliffen und eingegliedert werden sollte. Somit kann erst zu diesem Zeitpunkt eine Aussage über die Größe des bestehenden Randspaltes gemacht werden. Auch wird die Dimensionsgenauigkeit nur auf sichtbare Verformungen hin überprüft. Die Überprüfung des dorsalen Randspaltes und der vertikalen sowie horizontalen Distanzen mit dem Messmikroskop erscheint genauer und klinisch relevanter. Durch die normabweichende Kombination der Kunststoffe mit den unterschiedlichen Polymerisationsverfahren in unserer Studie kann zudem besser festgestellt werden, welchen Einfluss die Kunststoffe oder Verfahren haben. So richtete sich unsere Untersuchung nach bereits bestehenden Verfahren außerhalb der DIN und ISO Normen.

6.1.1 Modellauswahl

Als Grundlage für die Versuchsmodelle diente ein anatomisches Modell eines unbezahnten Oberkiefers mit tiefem Gaumen, da festgestellt wurde, dass die Größe des sich ergebenden dorsalen Randspaltes mit der Tiefe des Gaumens korreliert (Glazier, Firtell et al. 1980; Peroz, Manke et al. 1990; Peroz, Manke et al. 1992). So konnten also auch kleine Dimensionsänderungen gut erfasst werden. Untersichgehende Bereiche wurden entfernt. Zum Einen, weil damit ein Abheben der Modelle nach dem Ausbetten erleichtert wurde und somit nicht zusätzlich Spannungen und damit eine verstärkte Dimensionsänderung hervorrufen werden konnten. Zum Anderen um eine Verkleinerung des dorsalen Randspaltes durch die Retention am Modell zu vermeiden.

6.1.2 Modellation

Die Modellation für die Kunststoffprothesen richtete sich nach der im zahntechnischen Labor üblichen Weise um auch hier möglichst realitätsnahe und somit klinisch relevante Ergebnisse zu erhalten. Sie erfolgte nach anatomischem Vorbild eines voll bezahnten menschlichen Gebisses. Dabei wird die Ausgestaltung der Vestibulärfläche im dorsalen Bereich nicht so ausgeprägt vorgenommen wie anterior, um dort das Anheften von Speiseresten und Mikroorganismen bei eingegliederten Prothesen zu verringern und eine einfachere Reinigung zu ermöglichen. Insgesamt wurde auf eine grazile Gestaltung geachtet um die Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung zu minimieren. Auf ein teilweise im Labor übliches Stippeln des vestibulären Bereiches im sichtbaren Frontzahngebiet zum Erreichen eines natürlicheren Aussehens wurde verzichtet. Nach dem Polieren bleiben dort Grübchen und Rauhigkeiten zurück, die Retentionsstellen für Speisereste und Ansatzpunkte für verfärbende Auflagerungen abgeben (Meyer 1960; Meiners und Lehmann 1998). Diese Technik wurde bereits 1960 von Meyer als unhygienisch und nicht werkstoffgerecht abgelehnt (Meyer 1960).

6.1.3 Isolierung und Modellmaterial

Die Isolierung zum Schutz des Kunststoffes gegenüber dem Eintritt von Wasser bzw. dem Austritt von Kunststoff erfolgte mit einer Isolierungen auf Alginatbasis nur an den Stellen des Gipses, die später mit Kunststoff in Kontakt kommen sollten. Nicht aber an den Gipsbereichen, die beim Schließen der Küvettenhälften aufeinandertreffen. Ein eventuell auftretender Isolierfilm hätte dadurch nur im Bereich des Hohlraums liegen können. Dies gewährleistete ein randspaltfreies Schließen der Küvettenhälften und damit den Ausschluss einer zusätzlichen Bisshebung.
Ein Isolieren der Modelle war nicht nötig, da eine Wasserabgabe bzw. Aufnahme von Monomer beim abgebundenen Polyurethanmodell aus AlphaDie FM im Vergleich zu Gips nahezu ausgeschlossen werden kann. Auch ermöglicht die glatte Oberfläche des Modells ein gutes Abheben der Proben nach der Polymerisation. Dies hat den Vorteil, dass auch hier ein Spalt zwischen Prothesenkunststoff und Modell durch einen eventuellen Isolierfilm ausgeschlossen werden kann. Damit konnte der Einfluss der Polymerisation auf die Passgenauigkeit der Proben gerade bei der Betrachtung des dorsalen Randspaltes besser beurteilt werden.
Wie groß der Effekt der unterschiedlichen Isolierung (keine Isolierung des Modells,

jedoch des Konters) auf die Dimensionsänderungen der Proben war, ist fraglich. Raten doch viele Autoren davon ab, auf den Küvettenhälften verschiedene Isoliermittel zu verwenden. Grund hierfür sind dadurch entstehende, unterschiedlich dichte Kunststoffoberflächen (Eichner 1988), verschiedene Oberflächenspannungen (Caesar und Ernst 1998) bzw. ein unterschiedlicher Wassergehalt der Prothese, abhängig von der Isolierung der Einbettung und deren Wassergehalt (Marxkors und Meiners 2005), was zu unterschiedlichem Quellen der Prothese und damit zum Verziehen führt (Meiners und Lehmann 1998). Nach Caesar lässt sich die beste Isolierung von Gips gegen Kunststoff durch Zinnfolie erreichen (Caesar und Ernst 1998). Bei dieser Isolierung kommt es durch die geringe Haftung des Kunststoffes zur Schwundlenkung zum Massezentrum, was lunkerfreie, aber nicht mehr maßgenaue Formkörper entstehen ließ (Uhlig 1951). So ist der dorsale Randspalt von zahnlosen Prothesenplatten bei einseitiger Zinnfolienisolierung nach dem Ausbetten größer, verringert sich aber und wird nach 3-wöchiger Lagerung etwas bzw. nach 6-wöchiger Wasserlagerung sogar bedeutend besser als bei normaler Isolierung (Retterath 1974). Die Verwendung von Polyurethanmodellen ist jedoch nicht analog der Zinnfolienisolierung zu werten. Hierbei hätte der dorsale Randspalt unserer Proben gerade vor der Wasserlagerung größer sein müssen, als in vergleichbaren Studien mit vollständiger Alginatisolierung. Dies war jedoch nicht der Fall.

Entscheidend für unseren Versuch ist jedoch, dass alle Gruppen, bis auf die Gruppe, die per Fließtechnik verarbeitet wurde, gleich isoliert wurden. Somit konnten sie untereinander verglichen werden. Dabei reihen sich die per Fließtechnik hergestellten Proben ein, obwohl man doch durch das direkte Anliegen eines Hydrokolloids ohne Isolierschicht von einer verstärkten Monomerabgabe bzw. Wasseraufnahme und damit einem verstärkten Quellen ausgehen könnte. Da jedoch die Einwirkzeit eine Rolle spielt (Marxkors und Meiners 2005), ist der Einfluss der Isolierung bei Kaltpolymerisaten in Bezug auf diese so genannten Wasserschäden im Vergleich zu heißpolymerisierenden Systemen geringer und kann möglicherweise vernachlässigt werden. So hat Reterath den Einfluss von einseitiger Zinnfolienisolierung bei drei verschiedenen Kunststoffen untersucht und mit einer nur durch Alginatisolierung isolierter Kontrollgruppe verglichen. Dabei wurden ein Heißpolymerisat und zwei unterschiedlich verarbeitete Kaltpolymerisate untersucht. Bei allen drei Gruppen war nach 6-wöchiger Wasserlagerung der dorsale Randspalt bei Zinnfolienisolierung geringer als bei Alginatisolierung (Retterath 1974). Bei den angegebenen Daten ist auffällig, dass

dieser, der unterschiedlichen Isolierung zugeschriebene Effekt, umso stärker wird, je länger die Polymerisationszeit ist. So verkleinerte sich der dorsale Randspalt beim Heißpolymerisat (2 h Polymerisationszeit ohne Abkühlung) um ca. 0,03 mm, bei einen Kaltpolymerisat (angegeben mit 45 min Polymerisationszeit ohne Abkühlung) um 0,02 mm und bei dem zweiten Kaltpolymerisat (20 min Polymerisationszeit ohne Abkühlung) um 0,01 mm.

Die Verwendung von Polyurethan als Modellwerkstoff hat gegenüber Gips einen zusätzlichen Vorteil. Gipse haben die Eigenschaft nach jedem Kontakt mit Wasser erneut zu expandieren (Hohmann und Hielscher 1987). Ein Gipsmodell zeigt also zwangsläufig Dimensionsänderungen bei der Herstellung einer Prothese, da es beim Ausbrühen oder während der Polymerisation mit Wasser in Kontakt kommt. Dies kann die Passgenauigkeit einer Prothese auf dem Modell und damit die Größe des dorsalen Randspaltes sowie die Vertikale Dimension bei der Vermessung beeinträchtigen. Bei der Verwendung von Polyurethan als Modellmaterial entfällt dieser Fehler. Es wäre denkbar, dass der Randspalt dadurch kleiner ausfällt, als in vergleichbaren Studien.

6.1.4 Das Einbetten

Beim Einbetten der Prothesen und der Platten wurde, außer bei der Fließtechnik, Gips der Klasse 3 verwendet, welcher nach Eichner empfohlen wird (Eichner 1988). Das dem besseren Ausbetten dienende Aufbringen von zusätzlichem Silikon um die Zähne führt nach einer Untersuchung von Zakhari zu einer stärkeren Bisshebung als die Verwendung von Gips (Zakhari 1976). Die Ergebnisse von Mainieri zeigten laterale Zahnabweichungen (Mainieri, Boone et al. 1980). Um diese Abweichungen auszuschließen wurde auf die Verwendung von Silikon verzichtet.

6.1.5 Systemauswahl

Es hat sich gezeigt, dass die Injektionstechnik den anderen Techniken der prothetischen Kunststoffverarbeitung bei Verarbeitung von Polymethylmethacrylaten in ihrer Dimensionsgenauigkeit überlegen ist (Anderson, Schulte et al. 1988; Sykora und Sutow 1990; Sykora und Sutow 1993; Janda 1999; Nogueira, Ogle et al. 1999; Primas 1999; Keenan, Radford et al. 2003). Eichner bezeichnete die Injektionstechnik schon 1988 als technisches Optimum (Eichner 1988). So sollte diese Technik im Laboralltag

als Standard angesehen werden. Jeder der zu untersuchenden Kunststoffe ist beim Herstellen der Prothesen und der Platten mit dem dazugehörigen, also von der jeweils gleichen Firma angebotenen Injektionssystem verarbeitet worden. Um den Einfluss des Systems beim Kunststoffvergleich der aufeinander abgestimmten Kunststoff-System-Kombinationen herauszufiltern wurden beide Kunststoffe bei der Herstellung der zahnlosen Platten mit einer neutralen Technik, der Fließtechnik, und jeweils auch mit den Konkurrenzsystemen verarbeitet.

6.1.6 Ausarbeitung und Politur

Die gebräuchlichen Herstellungsweisen für zahnärztliche Kunststoffprothesen zwingen zu einer Nachbearbeitung der Oberfläche nach der Polymerisation (Schwickerath 1967). So müssen Gusskanäle bzw. Injektionskanäle abgetrennt und Kanten geglättet werden. Überschüssiger Prothesenkunststoff muss von den Zähnen entfernt werden und es erfolgen Nachkorrekturen um eine gleichmäßige Stärke der Prothesenbasis zu erlangen. Bei unbearbeiteten Oberflächen sind zudem immer Porositäten festzustellen (Schwickerath 1967). Wie Körber und Meyer nachgewiesen haben, sind unbehandelte Flächen und dabei ganz besonders inhomogene, poröse Strukturen wesentlich anfälliger für Verschmutzung und Verfärbung (Körber 1960; Meyer 1960). So sind diese Oberflächen nicht zur direkten Eingliederung brauchbar (Schwickerath 1967). Hinzu kommt durch die Rauhigkeit der Prothese eine erhöhte Gefahr von Schleimhautläsionen. Primär bedingt durch eine erhöhte Reibung, sekundär durch Erhöhung der Zahl anhaftender Mikroorganismen. Auch weisen polierte Kunststoffoberflächen einen größeren Widerstand gegen das Zerkratzen auf, als unpolierte (Körber 1960) und geben aufgrund der verkleinerten Diffusionsoberfläche weniger Restmonomer ab (Vallittu 1996).
Zum Erreichen einer glatten Oberfläche erfolgte die nach Schwickerath (Schwickerath 1967) gebräuchlichste und von Meyer (Meyer 1960) empfohlene Methode: eine Ausarbeitung durch das Schleifen mit Fräsen und Sandpapier, danach mit Filzkegel, Bürste und Bimsstein-Wasser-Gemisch sowie die Politur mit nassem Baumwollschwabbel und Hochglanzpaste. Alles unter möglichst geringem Anpressdruck und Wasserkühlung, also möglichst vorsichtig und gekühlt (Burkhart und Schmid 1960; Meyer 1960).

6.1.7 Wasserlagerung und Untersuchung der Quellung

Kunststoffe sind bei der Herstellung und beim Patienten im Mund der Feuchtigkeit ausgesetzt. Wassermoleküle diffundieren in den Kunststoff und drängen dort die Makromoleküle auseinander, was eine Expansion des Kunststoffes bedingt. Dabei führt eine vermehrte Wasseraufnahme zwangsläufig zu stärkerem Quellen des Kunststoffes. Die Separation führt zudem zu größerer Beweglichkeit der Moleküle und ermöglicht das Abbauen von internen Spannungen (Ristic und Carr 1987). Beides bedingt messbare Formveränderungen der Prothesen. Zur Untersuchung der Dimensionsstabilität der Kunststoffe gehört demzufolge auch die Betrachtung ihres Verhaltens bei feuchter Lagerung bis zur vollständigen Sättigung. Da kein signifikanter Unterschied zwischen der Lagerung in Wasser oder Speichel besteht (Peroz, Manke et al. 1990), wurde Wasser als Lagermedium verwendet. Die Lagerung bei 37 °C entspricht dem intraoralen Tragen der Prothese und wird auch in der DIN 1567 (EN ISO 1567) gefordert. Eine vollständige Prüfung der Wasseraufnahme anhand der DIN 1567 würde die Vergleichbarkeit vieler Studien erleichtern, wäre hier jedoch nur bedingt aussagekräftig, da diese die Wasseraufnahme nur über einen Beobachtungszeitraum von 7 Tagen untersucht und die Quellung und damit ein Beurteilen des Verziehens von Probekörpern nur optisch ohne technische Hilfsmittel vorsieht. Die Wasseraufnahme und mit ihr die Quellung ist zu diesem Zeitpunkt jedoch noch nicht abgeschlossen. Erst nach 3-wöchiger Wasserlagerung konnten keine weiteren, signifikanten Änderungen bei der Betrachtung des dorsalen Randspaltes festgestellt werden (Peroz, Manke et al. 1990). Da die Quellung mit dem vorherigen Gehalt an Restmonomer im Kunststoff korreliert (Dogan, Bek et al. 1995), kann also auch indirekt auf den Restmonomergehalt geschlossen werden. Wichtig ist ein Vermessen vor der Lagerung in Wasser und nach vollständiger Sättigung also nach drei Wochen. Als Verlaufskontrolle fügten wir eine Messung nach einer Woche hinzu. Vermessen wurden der dorsale Randspalt sowie die vertikalen und horizontalen Distanzen.

6.1.8 Vermessung des dorsalen Randspaltes

Die Vermessung des dorsalen Randspaltes erfolgte bei zu erwartenden Messwerten von ca. 0,05–0,4 mm mit einem Messmikroskop mit einer Messgenauigkeit von 0,005 mm. Zur Raphe palatina mediana hin waren die Randspalte bei mittleren bis hohen Kieferformen im Vergleich zu anderen transversal gemessenen Stellen am

Größten (Anthony und Peyton 1962; Peroz, Manke et al. 1990; Primas 1999). Es wurde für die Vermessung folglich nur ein Messort an der Raphe palatina mediana ausgewählt und für nachfolgende Vermessungen mit einem wasserfesten Stift markiert.

6.1.9 Messung der vertikalen Strecken

Vermisst man die Veränderung der Bisshöhe, also die vertikale Dimension mit dem Artikulator, wirken sich dorsale Veränderungen durch die Öffnung des Artikulators um sein dorsal liegendes Gelenk stärker aus als weiter mesial gelegene Stellungsänderungen der Zähne. Um diesen Fehler zu umgehen, verwendeten wir ein Gerät, das es ermöglicht, rein parallele also vertikale Öffnungsbewegungen zu vollziehen. Zudem verfügt dieser Präzisionsvertikulator über eine Feinmessuhr zur Bestimmung vertikaler Distanzen mit einer Messgenauigkeit von 0,01 mm. Da wenig Erfahrung mit diesem Gerät vorlag, erfolgte zeitgleich zu jeder Vermessung die Vermessung über ein an der Seite des Vertikulators angebrachten digitalen Messschieber, mit dem der Abstand der beiden Vertikulatorenschenkel vermessen wurde. Der Messschieber hat ebenfalls eine Messgenauigkeit von 0,01 mm.
Die Auswertung ergab einen ähnlichen Kurvenverlauf der beiden Messsysteme, jedoch war die vertikale Veränderung zum 2. Messzeitpunkt hin, also nach dem Ausbetten bei Vermessung durch den Vertikulator wesentlich größer als durch den Messschieber. Eine im späteren Verlauf des Versuches bemerkte Kuhle (Abb. 6.1-1, Abb. 6.1-2) unterhalb des Messtasters der Feinmessuhr kann Ursache dafür sein. Um diesen Fehler nicht in die Ergebnisse einfließen zu lassen, erfolgte die Auswertung der Ergebnisse des Messschiebers.

Abb. 6.1-1 Einkerbung am Messtisch

Abb. 6.1-2 Detailaufnahme

6.1.10 Vermessung der horizontalen Strecken

Das Vermessen von horizontalen Streckenabweichungen zwischen Zähnen ist eine häufig verwendete Methode für die Darstellung von Dimensionsänderungen eines Kunststoffes bei der Herstellung von Totalprothesen (Bawendi 1973; Sykora und Sutow 1990; DaBreo und Herman 1991; Abuzar, Jamani et al. 1995; Jamani und Moligoda Abuzar 1998; Nogueira, Ogle et al. 1999; Keenan, Radford et al. 2003; Consani, Mesquita et al. 2006; Consani, Mesquita et al. 2006; Shukor, Juszczyk et al. 2006). Für die Bestimmung der sagittalen und transversalen Dimensionsänderungen der Prothesen, mussten Markierungen auf den Zähnen angebracht werden. Dabei werden üblicherweise Metallstifte verwendet (Bawendi 1973; Jamani und Moligoda Abuzar 1998; Consani, Mesquita et al. 2006; Consani, Mesquita et al. 2006). Keenan befestigte quadratische ca. 5 mm große Zinnfolienplättchen auf den Okklusalflächen der Zähne und ritze Kreuze hinein (Keenan, Radford et al. 2003). In Anlehnung daran wurden in dieser Studie Zinnfolienplättchen hergestellt, die jedoch die Verankerung des Zahnes in der Küvette so wenig wie möglich beeinträchtigen sollten. Daher sollten sie nur eine Größe von etwa 2 mm² haben. Sie konnten mit dieser Größe am tiefsten Punkt der Fissuren der Zähnen 17, 14, 24 und 27 unter Verwendung von Komposit befestigt werden und waren damit auch vor mechanischen Einflüssen geschützt. Um exakte Messpunkte zu erhalten wurden die Plättchen zuvor mit Vickershärtemarkierungen

versehen, die als Fadenkreuz dienten. Die Vermessung der Strecken erfolgte mit einem Messmikroskop mit einer Genauigkeit von 0,005 mm.

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Der dorsale Randspalt

6.2.1.1 Einfluss des Kunststoffes

Betrachtet man den dorsalen Randspalt zahnloser Platten aus den verwendeten Kaltpolymerisaten FuturaGen und PalaXpress am tiefsten Punkt des Gaumens über den Versuchszeitraum hinweg, so kann man folgende Aussage treffen:

Der Kunststoff PalaXpress zeigt nach dem Ausbetten und Abheben deutlich größere Randspalte, wenn man ihn mit dem Unipress-System verarbeitet. Jedoch nähern sich die Messwerte der beiden im Unipress-System hergestellten Kunststoffe einander an, so dass sich der dorsale Randspalt beider Gruppen nach Politur und Wasserlagerung nicht mehr signifikant voneinander unterscheidet. Nach 3-wöchiger Wasserlagerung hat die Wahl des Kunststoffes (FuturaGen oder PalaXpress) also keinen Einfluss auf die Größe des dorsalen Randspaltes. Warum nun PalaXpress zu Beginn so bedeutend schlechtere Werte aufweist als FuturaGen, ist eventuell durch eine höhere Haftung des Kunststoffes FuturaGen am Modell zu erklären. Die durch das Unipress-System erzeugten, scheinbar höheren, inneren Spannungen konnten bei den Platten aus FuturaGen somit erst nach dem Abheben zu ersten Dimensionsänderungen der Platten führen. Durch die dann folgende Oberflächenbearbeitung wurde erneut ein Ungleichgewicht erzeugt, das dann durch weitere Dimensionsänderung wieder ausgeglichen wurde. Damit wäre auch der steile Anstieg in Diagramm 5.1-1 der Kurve FuturaGen/Unipress nachvollziehbar.

Auf Grund fehlender Standardisierung der Verfahrenstechnik sind Vergleiche mit anderen Studien vorsichtig zu bewerten. So können die fehlende Isolierung, unterschiedliche Wachsplattenstärken oder verschieden hohe Gaumenformen zu unterschiedlichen Messwerten führen. Denkbar für die guten Ergebnisse unserer Untersuchungen wäre neben der Verbesserung der Kunststoffe auch ein Einfluss des Polyurethanmodells, wodurch eine Wasseraufnahme in den Prothesenkunststoff und

isolierfilmbedingte Randspalte ausgeschlossen werden können.

Ergebnisse andere Studien sollen hier dennoch vergleichend dargestellt werden:

Die untersuchten Kunststoff-System-Kombinationen FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet weisen zu keinem Zeitpunkt größere Randspalte auf als 0,220 mm. Die Randspalte der zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung liegen bei FuturGen/Unipress durchschnittlich mit 0,159 mm und PalaXpress/Palajet mit 0,074 mm unterhalb der Werte, der in einer ähnlichen Studie verwendeten Kaltpolymerisat-Systemkombinationen Perform Inkovac/Perform Inkovac (0,240 mm), FuturaJet/Unipress (0,208 mm) und Intopress flow/Intopress (0,280 mm) bei hoher Kieferform (Peroz, Manke et al. 1992).

Zahnlose, aber mit Wachswällen versehenen Kaltpolymerisatplatten der Kombination FuturaJet/Unipress zeigen auf der Ebene der Tubera am tiefsten Punkt des Gaumens Randspaltbreiten zwischen 0,054 mm und 0,162 mm (Primas 1999). Das erhöhte Kunststoffvolumen auf dem Kieferkamm führt nach vorliegender Untersuchung jedoch zu geringeren Randspalte. Daher sind die Platten mit Wachswällen aus der Studie von Primas den bezahnten Prothesen der vorliegenden Studie zu vergleichen. Die Kombination Futuragen/Unipress zeigte hierbei mittlere Randspalte von 0,04 mm.

Eine Studie, bei der in 7 Gruppen kontinuierlich höhere Kieferkämme und deren Auswirkung auf den dorsalen Randspalt untersucht wurde, zeigt bei vergleichbar hohem Gaumen von 12,5 mm wesentlich größere Randspalte zwischen 0,307 mm und 0,514 mm nach dem Ausbetten (Glazier, Firtell et al. 1980): Allerdings geht aus der Studie nicht klar hervor, mit welchem Verfahren gearbeitet wurde.

Der Randspalt bezahnter Prothesen nach 30-tägiger Wasserlagerung unter Verwendung eines Injektionssystems (SR-Ivocap) lag bei einer Studie von Pronych bei etwa 0,300 mm (Pronych, Sutow et al. 2003).

Es zeigt sich mit Ausnahme der Kombination PalaXpress/Fließtechnik bei allen Platten ein Randspaltmaximum zur zweiten bzw. dritten Messung, also nach einmaligem Abheben und Ausarbeitung und Politur. Dies deckt sich ebenfalls mit den Aussagen

anderer Studien, bei denen ein Maximum der dorsalen Randspalte bei hohem Gaumen nach Politur bzw. 24-stündiger Wasserlagerung beobachtet werden konnte (Sykora und Sutow 1993) (Retterath 1974; Peroz, Manke et al. 1990; Peroz, Manke et al. 1992). Zurückzuführen ist dies wahrscheinlich auf das Aufheben der Haftung zwischen Modell und Kunststoff und somit der ersten Möglichkeit der Platte oder Prothese, ihre inneren Spannungen, die durch die Polymerisationsschrumpfung entstanden sind, durch Dimensionsveränderung abzubauen. Durch die nachfolgende Bearbeitung der Prothese kann es durch den einseitigen Materialabtrag wieder zu einer Veränderung des Gleichgewichtes kommen, was erneut zu einem Verziehen und damit zur Vergrößerung des dorsalen Randspaltes führen würde. Gleiches gilt für Hitzespannungen, die durch die Bearbeitung entstehen. Da eine weitere Vergrößerung des Randspaltes hauptsächlich bei den Platten aus FuturaGen nach dem Ausarbeiten deutlich ist, kann man bei diesem Kunststoff eventuell auf größere innere Spannungen oder eine schwierigere Bearbeitung schließen, was jedoch bei der Versuchsdurchführung nicht bemerkbar war. Die Verringerung des Randspaltes bei Wasserlagerung kann man durch Wasseraufnahme und damit einer Quellung des Kunststoffes erklären. Dies kompensiert, wenn auch nicht vollständig, einen Teil der herstellungsbedingten Schrumpfung (Kern 1979; Meiners und Lehmann 1998).

6.2.1.2 Einfluss des Polymerisationsverfahrens

Für die Passgenauigkeit der Prothese und somit für den Patienten ist letzen Endes die Dimensionsänderung zum Zeitpunkt nach 3-wöchiger Lagerung entscheidend. Dies entspricht am Besten einer durch dauerhaftes Tragen mit Speichel bzw. Wasser gesättigten Prothese.

Das Polymerisationsverfahren hat einen signifikanten Einfluss auf die Dimensionsänderungen von zahnlosen Platten und bezahnten Prothesen gemessen am dorsalen Randspalt. Die kleinsten Randspalte nach 3-wöchiger Lagerung zeigten die im Palajet-System hergestellten Platten. Mit größeren Randspalten folgten die mit der Fließtechnik und die mit dem Unipress–System hergestellten Platten. Diese unterscheiden sich jedoch nicht signifikant voneinander.

Bei den bezahnten Prothesen zeigten ebenfalls die mit dem Palajet-System hergestellten Proben signifikant kleinere Randspalte.

Zusammenfassend kann gesagt werden, dass das Palajet-System geringere Dimensionsänderungen hervorruft als das Unipress-System. Einen eventuellen Grund dafür könnte man in der unterschiedlichen Polymerisationsbedingung sehen. So wurden alle Proben der Fließtechnik und des Palajet-Systems bei 55 °C im Wasserbad polymerisiert, während beim Unipress-System die Polymerisation bei Zimmertemperatur trocken erfolgt. Es besteht ein Zusammenhang zwischen Restmonomergehalt und Polymerisationstemperatur (Vallittu, Ruyter et al. 1998; Jorge, Giampaolo et al. 2003). Nach der Reaktionsgeschwindigkeit-Temperatur-Regel oder van`t Hoff`schen Regel korreliert die Geschwindigkeit einer Reaktion mit der Höhe der Temperatur. Erhöht sich die Temperatur um 10 K so verdoppelt sich die Reaktionsgeschwindigkeit. Zudem verzögert die Durchführung der Polymerisation im temperierten Wasserbad eine vorzeitige Abkühlung des Reaktionsgemisches und bewirkt damit eine Reduzierung des Restmonomergehaltes (Koeck 2005; Marxkors und Meiners 2005). Proben des Unipress-Systems würden demzufolge einen höheren Restmonomergehalt aufweisen.

Nach dem Ausbetten der durch das Unipress-System hergestellten Platten aber auch der Prothesen wurden, sowohl bei Verarbeitung von FuturaGen als auch von PalaXpress, Schwundvakuolen beobachtet. Dies lässt auf ein zu geringes Nachfließen des Kunststoffes und damit auf einen zu geringen Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung schließen. Durch die Polymerisationsschrumpfung verringert sich der Druck (Polymerisationsmittel) innerhalb der Küvette, was zu einer unvollständigen Reaktion führt (Hohmann und Hielscher 1987). Hieraus resultiert ein erhöhter Restmonomergehalt und folglich eine veränderte Wasseraufnahme. „Ungleiche Schrumpfungen sind immer Ursache von Spannungen und führen zum Verziehen von Prothesen“ (Hohmann und Hielscher 1987).

Eine Bestätigung der Abhängigkeit des Restmonomergehaltes von der Polymerisationstemperatur bei Autopolymerisaten findet sich auch in verschiedenen Untersuchungen und Literaturrecherchen von Jorge et al. (Dogan, Bek et al. 1995; Vallittu, Ruyter et al. 1998; Jorge, Giampaolo et al. 2003). Zudem stellte man fest, dass bis zu 50 Tage nach der Polymerisation noch Radikale vorhanden waren und sah so eine nachträgliche Polymerisation mit als Grund für die Abnahme des Restmonomers (Lamb, Ellis et al. 1982; Jorge, Giampaolo et al. 2003) Diese nachträgliche Polymerisation könnte also zu Formveränderungen führen, die sich in einem veränderten dorsalen Randspalt sichtbar machen würden. Der zu Beginn der Wasserlagerung erhöhte Restmonomergehalt bedingt eine größere Quellung (Dogan,

Bek et al. 1995), was auch die stärkere Verkleinerung des dorsalen Randspaltes der mit dem Unipress-System verarbeiteten Platten bei Wasserlagerung erklären würde. Der Einfluss der Temperatur und des Druckes während der Polymerisation ist demnach als Grund für die signifikant größere Dimensionsänderung der mit dem Unipressverfahren hergestellten Proben anzunehmen. Eine Polymerisation im Wasserbad bei 40 °C ist technisch mit diesem System durchführbar. Zur Minimierung der Dimensionsänderungen mit dem Unipress-System würde sich dementsprechend eine Untersuchung der Polymerisation im Wasserbad empfehlen. Auch könnte die Verlängerung der Polymerisationszeit in der Küvette erwogen werden, da die Polymerisationsdauer mit der Abnahme des Restmonomers korreliert (Vallittu, Ruyter et al. 1998; Jorge, Giampaolo et al. 2003). Veränderungen des Injektionsvorganges, z.B. hinsichtlich des Drehmomentes oder der Häufigkeit des Nachinjizierens, könnten ebenfalls zur Minimierung des Restmonomergehaltes in Betracht gezogen werden. Verziehungen beim Ausbetten der Proben aus der gipsgefüllten Küvette sollten auszuschließen sein, da diese Probleme auch beim Palajet-Verfahren aufgetreten wären. Alle anderen den dorsalen Randspalt beeinflussenden Faktoren, wie z.B. Wachsstärke, Ausarbeitung oder Kieferform, waren bei allen Gruppen gleich.

Einen direkten Vergleich unserer beiden untersuchten Injektionssysteme gibt es bisher nicht. Jedoch konnte auch in anderen Studien ein Unterschied zwischen Injektionssystemen festgestellt werden (Peroz, Manke et al. 1992).

6.2.1.3 Einfluss der Bezahnung

Der Vergleich der Ergebnisse der dorsalen Randspalte am tiefsten Punkt des Gaumens zwischen zahnlosen Platten und bezahnten Prothesen ergab folgendes:

In beiden Versuchen schnitt die Kombination PalaXpress/Palajet signifikant besser ab als FuturaGen/Unipress. Jedoch waren die Randspalte der zahnlosen Platten am tiefsten Punkt des Gaumens signifikant größer als an den Prothesen, was einen Messwertvergleich bei in der Hinsicht unterschiedlichen Studien nicht zulässt, jedoch auf den Einfluss der Bezahnung schließen lassen kann. Zu beachten ist hier jedoch, dass die Dicke der zahnlosen Platten im Vergleich zu den Prothesenbasen auf Grund ihrer Doublierung variierte. Dies kann zu unterschiedlich viel Restmonomer und folglich

anderem Quellverhalten führen (Sadamori, Ganefiyanti et al. 1994). Jedoch können beim Verwenden zahnloser Versuchsplatten die Unterschiede (p=0,004) zwischen einzelnen Proben und deren Verhältnis zueinander genauso gut beschrieben werden, wie bei bezahnten OK-Prothesen (p=0,005).

Retterath untersuchte den Randspalt bezahnter und mit Wachswällen versehener Kunststoffplatten bei verschiedenen Polymerisationsverfahren (Retterath 1974). Den Graphiken sind je nach System unterschiedliche Aussagen zum Einfluss des Wachswalles zu treffen. Eine Auswertung erfolgte jedoch nicht.

6.2.1.4 Die dorsale Randabdämmung

Zur Klärung der Frage nach der Notwendigkeit der dorsalen Randabdämmung durch Radierungen im Funktionsmodell sind verschiedene Tatsachen zu beachten.

1. Durchgeführt werden die Radierungen der Funktionsmodelle zum Ausgleich der herstellungsbedingten Entstehung dorsaler Randspalte zwischen Prothese und Funktionsmodell (Koeck 2005). Die für den Bereich des Torus palatinus angegebenen Werte für die Tiefe der Radierung liegen bei 0,4–0,5 mm (Hofmann 1975) oder den oben angegeben Werten für die gesamte A-Linie (0,4–3 mm). Erstere decken sich in etwa mit gemessenen medialen Randspalten bei dem damals üblichen Stopf-Press-Verfahren von Heißpolymerisaten, bei dem zusätzlich zur Polymerisationsschrumpfung auch die thermische Schrumpfung zur Verstärkung dorsaler Randspalte führt. Alles darüber hinaus führt zur Einlagerung des dorsalen Randes.

2. Metrische Angaben zur Resilienz der Oberkieferschleimhaut finden sich ausführlich ausschließlich in einer Dissertation von Eugen Giger (Giger 1937). Hier wurde bei nur sieben Probanden mit einer Kugel (Ø=4,5 mm) und einer Kraft von 2 N die Eindrückbarkeit der Schleimhaut gemessen. Andere Autoren reduzieren ihre Aussage ausschließlich auf Angeben wie z.B. „hohe“ oder „geringe Resilienz“ bzw. geben Schleimhautdicken an. Anzunehmen ist, dass sich eine Prothese nur um den Wert der geringsten, von Giger gemessenen, Resilienz am Gaumen einlagern kann und dieser Wert realiter noch kleiner ist, da mit dem Aufliegen der Prothese eine flächige Belastung eintritt. Das Gewebe kann somit nicht mehr seitlich, wie bei einer Kugel, verdrängt werden (Marxkors 1993). Den Abbildungen in genannter Dissertation sind hier Resilienzwerte von 0,1–1,5 mm in Zonen der geringsten Resilienz und 1,8–2,5 mm

medial zu Beginn des weichen Gaumens zu entnehmen.

3. Neben der vestibulären Abdichtung ist die dorsale Abdämmleiste unerlässlich, wenn aus phonetisch physiognomischen Erfordernissen das Aufstellen der Frontzähne vor dem Kieferkamm erfolgen muss (Tanzer 1979; Wöstmann und Schulz 1989). Allerdings wurde herausgefunden, dass exzentrische Frühkontakte durch deren kurze Dauer nicht zum Halteverlust einer totalen Prothese führen (Saung 1983). Eine Abdämmung aus diesen Gründen also nicht erforderlich ist.

4. Unter basal ungenauen Prothesen hat man beobachtet, dass das Gewebe komprimiert wird. Die Versorgung mit Sauerstoff und Nährstoffen und die Entfernung von Stoffwechselprodukten aus dem Gewebe wird beeinträchtigt (Johnson und Stratton 1983). Die Prothese lagert sich ein; die Schleimhaut passt sich mehr oder weniger physiologisch der Prothesenform an (Lytle 1962). Das Gleiche geschieht im Bereich des dorsalen Randes bei vorheriger Radierung des Modells. Ein dorsal auftretender Randspalt aber auch die vertikale Lage der Prothese wird verkleinern. Es wird von Koeck als Vorraussetzung für den Saugeffekt angesehen (Koeck 2005). Es kommt zur Atrophie von Schleimhaut und gegebenenfalls auch von darunterliegendem Knochen, was ein Nachlassen der beabsichtigten Ventilwirkung zur Folge hat (Breustedt, Lenz et al. 1991). Unklar ist, wie weit eine basal exakte Prothese ohne Kaudruckbelastung die Schleimhaut tatsächlich komprimiert. Nehmen wir folgende zwei Situationen an:

4a. Sollte die Prothese in Ruhelage die Schleimhaut nicht komprimieren und die vorausgegangene Abformung auch dorsal kompressionsfrei durchgeführt worden sein, würde ein auf dem Modell erscheinender Randspalt in situ auch vorhanden sein. Ebenso würde ein fehlender Spalt am Modell eine randspaltlose Passung im Mund in Ruhelage erzeugen. Cranialbewegungen des Gaumensegels könnten jedoch den Spalt vergrößern und zum Halteverlust der Prothese führen, läge der Rand am weichen Gaumen. Würde der Rand außerhalb dieser beweglichen Zone liegen, also anterior am harten Gaumen bzw. am Übergang zum weichen Gaumen, würde auch durch die Bewegung kein Randspalt entstehen.

Bei einem unter verstärkter Kompression abgeformten Übergang von hartem zu weichem Gaumen unter Ausnutzung der dort ausgeprägteren Resilienz kann damit gerechnet werden, dass die herstellungsbedingten Randspalte der Prothesen intraoral auch ohne Radierung des Modells ausgeglichen werden, solange diese nicht größer sind, als die durch den Abdruck ausgenutzte Resilienz.

Die in dieser Studie gemessenen Randspalte bei hohem Gaumen liegen nach 3-

wöchiger Wasserlagerung sowohl bei den Prothesen (FuturaGen/Unipress Ø=0,04 mm, PalaXpress/Palajet Ø=0,009 mm), als auch bei den unbezahnten Oberkieferplatten (FuturaGen/Unipress Ø=0,158 mm, PalaXpress/Palajet Ø=0,073 mm) aber auch über den gesamten Versuchzeitraum hinweg um das 10 bis 100-fache unterhalb der empfohlenen Radierungstiefen (0,4–3,0 mm). Dabei ist auf Grund der Abhängigkeit der Spaltgröße zur Gaumenhöhe bei mittelhohen und flachen Gaumenformen ein noch geringerer Randspalt zu erwarten. Nur ein Bruchteil der Radierungstiefe wirkt folglich als Ausgleich des Randspaltes. Fast der gesamte durch Radierung erzeugte dorsale Prothesenrand komprimiert bzw. traumatisiert folglich das Gewebe.
Auch liegen die Randspalte weit unterhalb der durch Giger gemessenen Resilienzen am Übergang zum weichen Gaumen, welche bei einer komprimierenden Abformung ausgenutzt werden würde. Allein zum Ausgleich des dorsalen Randspaltes muss also nicht die gesamte Resilienz ausgenutzt werden. Kritisch ist hierbei zu bewerten, ob die komprimierende Abformung mit den durch Giger angewendeten Kräften vergleichbar ist.
4b. Nimmt man zudem an, dass sich die Prothese auch in Ruhelage leicht in die Schleimhaut einlagert, könnte allein damit ein geringer Spalt dorsal ausgeglichen werden. Ein nach Radierung oder durch komprimierende Abformung veränderter Rand lagert sich verstärkt in die Schleimhaut ein.

Folglich kann bei beschriebener Herstellung der Prothesen mit den Injektionssystemen Palajet und Unipress unter Verwendung der Kaltpolymerisate FuturaGen und PalaXpress auf ein Anbringen von 0,4 mm tiefen oder stärkeren, dorsalen Radierung verzichtet werden. Zudem hängt die Randspaltbildung und damit das Radieren von vielen Faktoren ab (Peroz, Manke et al. 1990; Koeck 2005) und wäre in dem notwendigen Größenbereich nur schwer exakt durchführbar. Bei zu starken Radierungen besteht die Gefahr der Traumatisierung des Gewebes. Der Ausgleich der Randspalte sollte daher, wenn nötig, allein durch eine Abformung der A-Linie unter verstärkter Kompression erfolgen um die individuelle Resilienz zu berücksichtigen.
Bestätigung findet dies durch eine Aussage von Gutowski: „Man muss eine Abdämmung erreichen, weil sich der Prothesenkunststoff bei der Polymerisation kontrahiert. Und um das zu kompensieren muss ich jetzt irgendetwas tun. Entweder das Modell radieren oder […] beim anatomischen Abdruck schon [...], und dann erneut beim Funktionsabdruck, die A-Linie mit Aluwachs Denture oder Schwarz-Wachs

abzudämmen. Dann lässt man den Funktionslöffel im Mund und gibt der Schleimhaut Gelegenheit, das Maß der Abdämmung zu bestimmen, was mit einem radierten Modell nicht möglich ist. Und seitdem ich so vorgehe, hab ich keine Probleme mit Druckstellen im Bereich der A-Linie. Also ich würde nicht radieren.“ (Drücke und Klemt 1986) Weitere Untersuchungen müssten durchgeführt werden um dies zu bestätigen.

6.2.2 Horizontale und vertikale Dimensionsänderungen

Betrachtet man die Ergebnisse der horizontalen und vertikalen Dimensionsänderung, so unterscheiden sich beide Gruppen FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet nicht signifikant voneinander.

6.2.2.1 Vertikale Dimensionsänderung

Bei gleichem Versuchsaufbau weisen per Injektionstechnik verarbeitete Heißpolymerisate sowie zwei per Injektionstechnik und Mikrowellenpolymerisation hergestellte OK-Prothesen (Keenan, Radford et al. 2003) nach dem Ausbetten größere Bisserhöhungen also positive vertikale Dimensionsveränderungen (0,39–0,58 %) auf, als die vorliegenden Ergebnisse an Kaltpolymerisaten (0,27–0,28 %) belegen.
Dabei vergrößerte sich die prozentuale Bisserhöhung nach 4-wöchiger Lagerung in Wasser auf 0,51–0,72 % also um 0,03–0,11 %.

In einer Untersuchung von heißpolymerisierenden durch Stopfpresstechnik und Injektionstechnik, bzw. mikrowellenpolymerisierenden durch Stopfpresstechnik und kaltpolymerisierenden Fließtechnik hergestellten OK-Prothesen wiesen bis auf die erstgenannte Versuchsgruppe alle Prothesen bei alleiniger Betrachtung der OK-Prothese eine negative vertikale Dimensionsänderung, also eine Bisssenkung auf (Swords, Latta et al. 2000).

Untersuchungen von per Fließtechnik und heißpolymerisierendem Kunststoff per Stopfpresstechnik hergestellten Prothesen ergaben negative vertikale Dimensionsänderungen von 0,5 % (Stopfpresstechnik) und 8 % (Fließtechnik). Dieses Maximum ergab sich nach Politur und 24-stündiger Wasserlagerung. Nach weiterer Wasserlagerung konnte diese Dimensionsänderung nach 3 Monaten bis zur Hälfte ausgeglichen werden. (Antonopoulos 1978)

Die Untersuchung von zahntragenden, heißpolymerisierten Kunststoffproben ergab nach Wasserlagerung eine Bisserhöhung von 0,415 % nach 3-wöchiger Wasserlagerung in Bezug zur auspolymerisierten Probe (Ristic und Carr 1987).

Heißpolymerisierte per Stopfpresstechnik hergestellte und kaltpolymerisierte per Fließtechnik hergestellte Totalprothesen, jeweils Ober- und Unterkieferprothesen, weisen als Paar positive vertikale Dimensionsänderungen auf (Dukes, Fields et al. 1985).

Vergleiche der Messwerte zu anderen Studien sind auf Grund unterschiedlicher Versuchsanordnungen und fehlender Versuche mit per Injektionstechnik hergestellten, kaltpolymerisierten Oberkieferprothesen nicht oder nur bedingt möglich. Bei anderen Versuchen beobachtete negative, vertikale Dimensionsänderungen können durch den vorliegenden Versuch nicht bestätigt werden. Gleiches gilt für eine Kompensation dieses Effektes durch Wasserlagerung. Die Werte aus vorliegender Studie bleiben nach anfänglicher Bisserhöhung ab dem Ausbetten konstant. Ein Nachschrumpfen des Artikulationsgipses könnte den Ausgleich schaffen, läge aber bei Herstellerangaben für die lineare Abbindeexpansion von maximal 0,05 % und Nachschrumpfung von 1/3 dieser Expansion höchstens bei 0,017 %. So sind die Ursachen dafür anderweitig zu suchen, sprechen aber im besten Fall für die Dimensionsstabilität der untersuchten Kaltpolymerisate.

6.2.2.2 Horizontale Dimensionsänderung

Auch im Vergleich der horizontalen Dimensionsänderung der Strecke 17–27 weisen die Kunststoffe FuturaGen und PalaXpress mit mittelwertig -0,002–0,012 % geringere transversale Veränderungen auf, als die oben aufgeführten Kunststoffe der Untersuchung von Keenan (Keenan, Radford et al. 2003). Ein grundsätzlich transversales Schrumpfen direkt nach dem Ausbetten kann nicht bestätigt werden. Erst ab der dritten Messung, also nach dem Ausarbeiten wird dies sichtbar. Nach 3-wöchiger Wasserlagerung sind jedoch auch hier die Abweichungen bei PalaXpress und FuturaGen (-0,089–(-0,123) %) geringer als die der Vergleichskunststoffe (-0,22–(-0,42) %).

Consani et al. fanden bis auf einzelne Messwerte keine signifikanten Veränderungen der Zahndistanzen nach Ausbettung und Wasserlagerung. Er vermutet die Abhängigkeit der Zahnbewegung von Faktoren, wie z.B. der Gaumenform, der Ausprägung der Approximalkontakte und der Prothesenbasisstärke (Consani, Mesquita et al. 2006). Diese Annahmen werden durch verschieden Studien bestätigt (Bawendi 1973; Abuzar, Jamani et al. 1995; Jamani und Moligoda Abuzar 1998) und schließen damit durch die fehlende Standardisierung einen Vergleich der Messgrößen zwischen unterschiedlichen Versuchen aus.

Den Daten der Injektionstechnik einer Studie von Sykora und Sutow (Sykora und Sutow 1990) ist zu entnehmen, dass die nach oral gerichteten, dorsalen, transversalen Dimensionsänderungen stärker ausgeprägt sind als die ventralen, transversalen bzw. sagittalen Änderungen. Jedoch sind die Angaben in mm, nicht aber in % vorgenommen worden. Daher werden die Ergebnisse durch die Ausgangslänge der Messstrecken beeinflusst. Das Ausmaß der Dimensionsänderungen verringert sich nach einem Maximum zum Zeitpunkt der Politur nachfolgend in den ersten 3 Wochen der Wasserlagerung.

Ähnlich verhält es sich bei Betrachtung der Werte eines Injektionssystems in einer Studie von Nogueira et al. (Nogueira, Ogle et al. 1999). Es kommt durch die Polymerisation zu einer Verkürzung der Distanzen zwischen den Zähnen sowohl sagittal als auch transversal, jedoch verringert sich dieser Effekt nach 30-tägiger Wasserlagerung. Die sagittalen Messstrecken sind dimensionsstabiler, jedoch wurden auch hier Angaben in mm vorgenommen.

Vollständig mit Wasser gesättigte Prothesen zeigen nach Austrocknungsversuchen eine stärkere Dimensionsstabilität in sagittaler als in transversaler Richtung (Shukor, Juszczyk et al. 2006).

Eine Untersuchung von DaBreo et al. zeigt bei einem Autopolymerisat, einem Heißpolymerisat und Lichtpolymerisation ebenfalls eine Verminderung der nach dem Ausbetten vermessenen Dimensionsänderung nach 7-tägiger Wasserlagerung (DaBreo und Herman 1991).

Bei einer Untersuchung von im Stopf-Pressverfahren und per Fließtechnik hergestellten Prothesen konnte nach dem Ausbetten eine Verringerung der transversalen und sagittalen Messstrecken zwischen den Zähnen festgestellt werden, welche sich durch Politur verstärkte (Bawendi 1973; Antonopoulos 1978).

7 Schlussfolgerungen

Die Dimensionsstabilität der beiden untersuchten Kaltpolymerisate FuturaGen und PalaXpress bei Polymerisation, Verarbeitung und Lagerung ist bis auf die Messungen des dorsalen Randspaltes der zahnlosen OK-Platten der Kunststoff-System-Kombination PalaXpress/Unipress nach dem Ausbetten und einmaligem Abheben annähernd gleich. Sie unterscheidet sich weder bei der Größe des dorsalen Randspaltes noch bei dreidimensionaler Vermessung signifikant.

Die Wahl des Polymerisationsverfahrens bzw. Systems hat einen entscheidenden Einfluss auf die Dimensionsänderung gemessen am tiefsten Punkt des dorsalen Randspaltes und damit auf die Passgenauigkeit einer totalen Prothese.
Die kleinsten Randspalte werden im Vergleich zu Fließtechnik und dem Unipress-System nach 3-wöchiger Lagerung in Wasser unter Verwendung des Palajet-Systems erreicht.

Bei der Betrachtung der vertikalen und horizontalen Streckenänderungen gibt es keinen signifikanten Unterschied zwischen den beiden untersuchten Injektionssystemen.

Der Vergleich der dorsalen Randspalte zwischen Modell und zahnlosen OK-Platten bzw. bezahnten OK-Prothesen zeigt für die Prothesen kleinere Randspalte. Jedoch bleiben die Verhältnisse der Dimensionsänderung bei unterschiedlich hergestellten Proben zueinander vergleichbar. Unterscheiden sich Gruppen der zahnlose Platten in der Größe des dorsalen Randspaltes untereinander signifikant, so kann damit gerechnet werden, dass dieser Unterschied bei bezahnten OK-Prothesen auch signifikant ist.

Auf das Anbringen einer Radierung am Funktionsmodell zum Zweck der dorsalen Randabdämmung sollte bei Einhaltung der beschriebenen Verfahren u.a. aufgrund der verminderten Dimensionsänderungen bei der Herstellung der Prothesen und der Gefahr der Gewebeschädigung verzichtet werden. Zum unter Umständen nötigen Ausgleich eines verbleibenden Randspaltes erscheint die vorherige komprimierende Abformung des Übergangs von hartem zu weichem Gaumen sinnvoll.
Vor dem endgültigen Eingliedern einer Prothese sollte diese in Wasser gelagert

werden. Ideal wären 3 Wochen Wasserlagerung, um eine dimensionsstabile Versorgung zu gewährleisten.

8 Zusammenfassung

Ziel dieser Studie ist der Vergleich der Dimensionsänderung zweier kaltpolymerisierender Prothesenkunststoffe aus Polymethylmethacrylat bei Verwendung von drei verschiedenen Herstellungssystemen und die Erörterung der Notwendigkeit der dorsalen Radierung von Funktionsmodellen. Um hierbei klinisch relevante Ergebnisse zu erhalten, wurde zum Einen der dorsale Randspalt betrachtet, der maßgeblich für den Halt einer totalen Oberkieferprothese verantwortlich ist. Zum Anderen wurde die Veränderung der Okklusion durch vertikale und horizontale Vermessungen untersucht.

Zur Vermessung des dorsalen Randspaltes wurden insgesamt 60 zahnlose Prothesenbasen aus den Kaltpolymerisaten FuturaGen und PalaXpress hergestellt. Jeweils 10 Basen eines der beiden Kunststoffe wurden dazu mit dem Unipress-System, dem Palajet-System bzw. per Fließtechnik gefertigt und daraufhin nach Ausbetten, einmaligem Abheben und Zurücksetzen, nach Ausarbeitung und Politur, und nach 1- bzw. 3-wöchiger Lagerung in Wasser vermessen.

Zur dreidimensionsalen Beurteilung wurden aus den zwei Kunststoffen mit ihrem dazugehörigen System, FuturaGen/Unipress und PalaXpress/Palajet, jeweils 10 identische OK-Prothesen hergestellt und im Vertikulator einartikuliert. Die Distanzen zwischen Zähnen sowie der Abstand der Vertikulatorenschenkel wurden bei der Wachsaufstellung 24 h nach dem Einartikulieren, nach Überführung in Kunststoff, also nach dem Ausbetten, nach einmaligem Abheben und Reponieren, nach Ausarbeitung und Politur, und nach 1- bzw. 3-wöchiger Lagerung in Wasser vermessen. Im Rahmen der letzten Messung konnte zusätzlich der dorsale Randspalt ermittelt werden, um den Einfluss der Zahnaufstellung auf die Größe des dorsalen Randspaltes zu beurteilen.

Nach statistischer Auswertung der Messergebnisse konnten bis auf einzelne Messwerte keine signifikanten Unterschiede zwischen beiden Kunststoffen auf ihre Dimensionsstabilität hin festgestellt werden. Signifikanten Einfluss hat jedoch die Wahl des Polymerisationsverfahrens. Hierbei zeigten die mit dem Palajet-System hergestellten Probekörper nach 3-wöchiger Wasserlagerung die kleinsten Randspalte.

9 Abstract

The purpose of this study was to compare the dimensional changes of two autopolymerizing denture base acrylic resins using three different processing systems and to assess the necessity of the postpalatal seal being carved in maxillary master casts. To achieve clinically relevant results, the posterior palatal gap between casts and denture basis was examined, which primarily affects the retention of a complete upper denture. Additionally, occlusal changes were examined by means of vertical and horizontal measurements.

For the measurement of the posterior palatal gaps, 60 toothless denture bases were prepared from the polymethylmethacrylates, FuturaGen and PalaXpress. 10 bases were made from each resin with one of the two injection systems, Unipress and Palajet, and the fluid resin technique. Measurements were taken after polymerization, removal and repositioning, polishing and after storage in water for one week and three weeks.

For the three-dimensional measurements, 20 identical maxillary denture bases were prepared in wax with anatomic teeth. Of these, 10 were made using FuturaGen/Unipress, and 10, using PalaXpress/Palajet. Intermolar widths and changes in vertical dimension of these dentures were determined after polymerization, removal and repositioning, polishing and after storage in water for one week and three weeks. The data were compared with baseline measurements of the wax dentures.

Data were analyzed by using ANOVA and Tukey`s test ($p<0.05$). There were no statistically significant differences between the dimensional changes of the two denture base resins. However, the choice of the processing system was found to be important. Samples which are made using the Palajet system have significantly smaller posterior palatal gaps after storage in water for three weeks compared with those which are made using Unipress and fluid resin technique.

Schlagwörter: Polymerisationsschrumpfung, horizontale und vertikale Dimensionsänderung, dorsaler Randspalt

Keywords: polymerisation shrinkage, occlusal vertical and horizontal dimensional changes, postpalatal seal

10 Verzeichnisse

10.1 Literaturverzeichnis

1 Abuzar M. A.; Jamani K.; Abuzar M.:
Tooth movement during processing of complete dentures and its relation to palatal form.
J Prosthet Dent 73(5): S.445-9, 1995.

2 AlphaDie_MF:
Schütz-Dental, Produktinformation: 2004.

3 Anderson G. C.; Schulte J. K.; Arnold T. G.:
Dimensional stability of injection and conventional processing of denture base acrylic resin.
J Prosthet Dent 60(3): S.394-8, 1988.

4 Anthony D. H.; Peyton F. A.:
Dimensional accuracy of various denture-base materials.
J Prosthet Dent 12(1): S.67-81, 1962.

5 Antonopoulos A. N.:
Dimensional and occlusal changes in fluid resin dentures.
J Prosthet Dent 39(6): S.605-15, 1978.

6 Baker S.; Brooks S. C.; Walker D. M.:
The release of residual monomeric methyl methacrylate from acrylic appliances in the human mouth: an assay for monomer in saliva.
J Dent Res 67(10): S.1295-9, 1988.

7 Bawendi B.:
Die Lageänderung der Kauflächen in Abhängigkeit von der Hertstellung der Prothesenbasis.
Dtsch Zahnärztl Z 28(7): S.798-801, 1973.

8 Breustedt A.; Lenz E.; Musil R., et al.:
Prothetik. S.359, 390.
Barth, Leipzig 1991.

9 Burkhart W.; Schmid O.:
Vom Schleifen und Polieren der Kunststoffe.
Dtsch Zahnärztl Z 15(23): S.1570-1573, 1960.

10 Caesar H. H.; Ernst S.:
Grundwissen für Zahntechniker. Die Nichtmetalle in der Zahntechnik. 2: S.51-75, 159-197.
Neuer Merkur, München 1998.

11 Chen M. S.:
Reliability of the fovea palatini for determining the posterior border of the maxillary denture.
J Prosthet Dent 43(2): S.133-7, 1980.

12 Consani R. L.; Mesquita M. F.; Consani S.; Correr-Sobrinho L.; Sousa-Neto M. D.:
Effect of water storage on tooth displacement in maxillary complete dentures.
Braz Dent J 17(1): S.53-7, 2006.

13 Consani R. L.; Mesquita M. F.; Correr-Sobrinho L.; Tanji M.:
Dimensional stability of distances between posterior teeth in maxillary complete dentures.
Braz Oral Res 20(3): S.241-6, 2006.

14 Craig R. G.:
Physical factors related to denture retention.
J Prosthet Dent 10(3): S.459-467, 1960.

15 DaBreo E. L.; Herman P.:
A new method of measuring dimensional change.
J Prosthet Dent 65(5): S.718-22, 1991.

16 de Baat C.; van't Hof M.; van Zeghbroeck L.; Ozcan M.; Kalk W.:
An international multicenter study on the effectiveness of a denture adhesive in maxillary dentures using disposable gnathometers.
Clin Oral Investig 11(3): S.237-43, 2007.

17 Dogan A.; Bek B.; Cevik N. N.; Usanmaz A.:
The effect of preparation conditions of acrylic denture base materials on the level of residual monomer, mechanical properties and water absorption.
J Dent 23(5): S.313-8, 1995.

18 Drücke W.; Klemt B.:
Schwerpunkte in der Totalprothetik. S.210-222, 311, 341, 342
Quintessenz, Berlin 1986.

19 Dukes B. S.; Fields H., Jr.; Olson J. W.; Scheetz J. P.:
A laboratory study of changes in vertical dimension using a compression molding and a pour resin technique.
J Prosthet Dent 53(5): S.667-9, 1985.

20 Eichner K.:
Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 1: S.125-165.
Hütig Heidelberg 1988.

21 Freesmeyer W. B.:
Klinische Prothetik - Herausnehmbarer Zahnersatz und Gewebeersatz. 2: S.167, 210.
Hüthig, Heidelberg 1999.

22 Giger E.:
Untersuchung über die unterschiedliche Kompressibilität der Schleimhaut des harten Gaumens und ihre Bedeutung für die Abdrucknahme.
Zahnmed Diss medizinische Fakultät der Universität Basel, 1937

23 Glazier S.; Firtell D. N.; Harman L. L.:
Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge.
J Prosthet Dent 43(5): S.508-10, 1980.

24 Gühring W.; Barth J.:
Grundwissen für Zahntechniker. Anatomie: Spezielle Biologie des Kausystems. 3:
Neuer Merkur München 1992.

25 HeraeusKulzer:
Palajet und PalaXpress Prothesenherstellung mit System.
HeraeusKulzer, Produnktinformation

26 HeraeusKulzer:
PalaXpress.
HeraeusKulzer, Produktinformation: 2003.

27 Hoffmann; Axthelm:
Lexikon der Zahnmedizin. S.637.
Quintessenz, Berlin 1995.

28 Hofmann M.:
Totale Prothesen nach dem All-Oral-Verfahren. S.78.
Carl Hanser, München 1975.

29 Hohmann A.; Hielscher W.:
Lehrbuch der Zahntechnik. 3: S.239-249.
Quintessenz, Berlin 1987.

30 Jamani K. D.; Moligoda Abuzar M. A.:
Effect of denture thickness on tooth movement during processing of complete dentures.
J Oral Rehabil 25(9): S.725-9, 1998.

31 Janda R.:
Prothesenkunststoffe: Stand der Technik.
Zahn Prax (2): S.422-433, 1999.

32 Johnson D. L.; Duncanson M. G., Jr.:
The plastic postpalatal denture seal.
Quintessence Int 18(7): S.457-62, 1987.

33 Johnson D. L.; Stratton R. J.:
Grundlagen des herausnehmbaren Zahnersatzes. S.40-53, 332, 381-383.
Quintessenz, Berlin 1983.

34 Jorge J. H.; Giampaolo E. T.; Machado A. L.; Vergani C. E.:
Cytotoxicity of denture base acrylic resins: a literature review.
J Prosthet Dent 90(2): S.190-3, 2003.

35 Jüde H. D.; Kühl W.; Roßbach A.:
Einführung in die zahnärztliche Prothetik. 3: S.244, 245.
Dt. Ärzte-Verl., Köln 1985.

36 Kalipcilar B.; Karaagaclioglu L.; Hasanreisoglu U.:
Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties.
J Oral Rehabil 18(5): S.399-401, 1991.

37 Keenan P. L.; Radford D. R.; Clark R. K.:
Dimensional change in complete dentures fabricated by injection molding and microwave processing.
J Prosthet Dent 89(1): S.37-44, 2003.

38 Kern H. K.:
Vergleichende Untersuchung über Polymerisationsschrumpfung, Elastizitätsmodul, Biegefestigkeit und Wasseraufnahme einiger Prothesenkunststoffe.
Zahnmed Diss Johannes Gutenberg-Universität Mainz, 1979

39 Kettel E.:
Untersuchung über die Paßgenauigkeit von Prothesen und Basisplatten aus gießfähigen Acrylaten.
Zahnmed Diss Universität Düsseldorf, 1974

40 Klein I. E.; Zamzok J.:
Post-palatal seal.
N Y State Dent J 53(9): S.54, 56-7, 1987.

41 Koeck B.:
Totalprothesen. S.70-71, 368-376.
Urban & Fischer, München 2005.

42 Kohlbach W.:
Deskriptive Anatomie der Zähne und des kraniofazialen Systems. S.10.
Quintessenz, Berlin 2007.

43 Körber E.:
Oberflächenbearbeitung zahnärztlicher Kunststoffe.
Dtsch Zahnärztl Z 15(6): S.562-572, 1960.

44 Körber K.:
Zahnärztliche Prothetik. Thieme Stuttgart 1985.

45 Körholz K. H.:
Ist der PMMA-Prothesenwerkstoff bereits ausgereizt?
Quintessenz Zahntechnik 33(3): S.296-306, 2007.

46 Kühl W.; Jüde H. D.:
Zur Basisgestaltung der totalen Prothese.
Dtsch Zahnärztl Z 29: S.683-689, 1974.

47 Kulak Y.; Ozcan M.; Arikan A.:
Subjective assessment by patients of the efficiency of two denture adhesive pastes.
J Prosthodont 14(4): S.248-52, 2005.

48 Lamb D. J.; Ellis B.; Priestley D.:
Loss into water of residual monomer from autopolymerizing dental acrylic resin.
Biomaterials 3(3): S.155-9, 1982.

49 Lerch P.:
Die totale Prothetik. S.34.
Quintessenz, Berlin 1986.

50 Lindstrom R. E.; Pawelchak J.; Heyd A.; Tarbet W. J.:
Physical-chemical aspects of denture retention and stability: a review of the literature.
J Prosthet Dent 42(4): S.371-5, 1979.

51 Lucia V. O.; Swanson K. H.:
Behandlung des unbezahnten Patienten. S.52.
Quintessenz, Berlin 1988.

52 Ludwig P.; Niedermeier W.:
Prothetik. S.124.
Thieme, Stuttgart 2002.

53 Lytle R. B.:
The management of abused oral tissues in complete denture construction.
J Prosthet Dent 7(1): S.27-42, 1957.

54 Lytle R. B.:
Soft tissue displacement beneath removable partial and complete dentures.
J Prosthet Dent 12(1): S.34-43, 1962.

55 Mainieri E. T.; Boone M. E.; Potter R. H.:
Tooth movement and dimensional change of denture base materials using two investment methods.
J Prosthet Dent 44(4): S.368-73, 1980.

56 Marxkors R.:
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. S.106, 107.
Carl Hanser, München 1993.

57 Marxkors R.:
Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. S.174.
Deutscher Zahnärzte Verlag Köln 2007.

58 Marxkors R.; Meiners H.:
Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde. S.105-125.
Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln 2005.

59 Meiners H.; Lehmann K. M.:
Klinische Materialkunde für Zahnärzte. S.262, 263, 265-271.
Carl Hanser, München 1998.

60 Meyer H.:
Über Verfärbungen an der Oberfäche von Prothesenkunststoffen infolge fehlerhafter Bearbeitung - mit besonderer Berücksichtigung der sogenannten Spannungsrisse.
Dtsch Zahnärztl Z 15(6): S.572-578, 1960.

61 Miessi A. C.; Goiato M. C.; dos Santos D. M.; Dekon S. F.; Okida R. C.:
Influence of storage period and effect of different brands of acrylic resin on the dimensional accuracy of the maxillary denture base.
Braz Dent J 19(3): S.204-8, 2008.

62 Nogueira S. S.; Ogle R. E.; Davis E. L.:
Comparison of accuracy between compression- and injection-molded complete dentures.
J Prosthet Dent 82(3): S.291-300, 1999.

63 O`Brien W. J.:
Dental materials and their selection. S.62-73.
Quintessence, Carol Stream 2002.

64 Ozden N.; Akaltan F.; Suzer S.; Akovali G.:
Time-related wettability characteristic of acrylic resin surfaces treated by glow discharge.
J Prosthet Dent 82(6): S.680-4, 1999.

65 Passamonti G.:
Atlas der Totalprothetik. S.48, 96.
Quintessenz, Berlin 1980.

66 Peroz I.; Manke P.; Böning E.:
Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen - Verschiedene Herstellungsverfahren im Vergleich.
ZWR 101(7): S.516-522, 1992.

67 Peroz I.; Manke P.; Zimmermann E.:
Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren.
ZWR 99(4): S.292-296, 1990.

68 Primas N.:
Dimensionsstabilität von Prothesenbasen unterschiedlicher Herstellungsverfahren.
Zahnmed Diss FU-Berlin, 1999

69 Pronych G. J.; Sutow E. J.; Sykora O.:
Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins.
J Oral Rehabil 30(12): S.1157-61, 2003.

70 Rashedi B.; Petropoulos V. C.:
Current concepts for determining the postpalatal seal in complete dentures.
J Prosthodont 12(4): S.265-70, 2003.

71 Rehm H.:
Erfolge und Mißerfolge bei totalen Prothesen. S.17.
Hüthig, Heidelberg 1965.

72 Rennert P.; Schmiedel H.; Weißmantel C.:
Kleine Enzyklopädie Physik. 2: S.63.
Bibliographisches Institut, Leipzig 1988.

73 Retterath W.:
Ausmaß des dorsalen Randspaltes bei Oberkieferprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren bei verschiedenen Kunststoffen.
Zahnmed Diss Johannes Gutenberg-Universität Mainz, 1974

74 Ristic B.; Carr L.:
Water sorption by denture acrylic resin and consequent changes in vertical dimension.
J Prosthet Dent 58(6): S.689-93, 1987.

75 Sadamori S.; Ganefiyanti T.; Hamada T.; Arima T.:
Influence of thickness and location on the residual monomer content of denture base cured by three processing methods.
J Prosthet Dent 72(1): S.19-22, 1994.

76 Saung H.:
On complete denture retention.
Aust Dent J 28(5): S.277-80, 1983.

77 Schütz-Dental:
Unipress - Perfekte Kunststoffprothesen im Injektionsverfahren: einfach, schnell, besser.
Schütz-Dental, Produktinformation:

78 Schütz-Dental:
FuturaGen.
Schütz-Dental, Produktinformation: 2004.

79 Schwickerath H.:
Politur und der Einfluß auf Festigkeit und Formänderung von Basismaterial.
Dtsch Zahnärztl Z 22(11): S.1336-1340, 1967.

80 Shukor S. S.; Juszczyk A. S.; Clark R. K.; Radford D. R.:
The effect of cyclic drying on dimensional changes of acrylic resin maxillary complete dentures.
J Oral Rehabil 33(9): S.654-9, 2006.

81 Sicher H.:
Oral anatomy. S.199-204.
Mosby St. Louis, Mo. 1975.

82 Skinner E. W.; Campbell R. L.; Chung P.:
A clinical study of the forces required to dislodge maxillary denture bases of various designs.
J Am Dent Assoc 47(6): S.671-80, 1953.

83 Skinner E. W.; Chung P.:
The effect of surface contact in the retention of a denture.
J Prosthet Dent 1(3): S.229-35, 1951.

84 Stanitz J. D.:
An analysis of the part played by the fluid film in denture retention.
J Am Dent Assoc 37: S.168-172, 1948.

85 Strub J. R.; Türp J. C.; Witkowski S.; Hürzeler M. B.; Kern M.:
Curriculum Prothetik. 3: S.1087.
Quintessenz, Berlin 2005.

86 Swords R. L.; Latta G. H., Jr.; Wicks R. A.; Huget E. F.:
Periodic evaluation of the occlusal vertical dimension of maxillary dentures from the wax trial denture through 48 hours after polymerization.
J Prosthodont 9(4): S.189-94, 2000.

87 Sykora O.; Sutow E. J.:
Comparison of the dimensional stability of two waxes and two acrylic resin processing techniques in the production of complete dentures.
J Oral Rehabil 17(3): S.219-27, 1990.

88 Sykora O.; Sutow E. J.:
Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion.
J Oral Rehabil 20(1): S.19-31, 1993.

89 Tanzer G.:
Angewandte Anatomie für Prothetiker und Zahntechniker. S.122.
Volk und Gesundheit, Berlin 1979.

90 Tyson K. W.:
Physikal factors in retention of complete upper dentures.
J Prosthet Dent 18(2): S.90-97, 1967.

91 Uhlig H.:
Blasenbildung bei der Paladonpolymerisation.
Dtsch Zahnärztl Z 24(2): S.1391, 1951.

92 Vallittu P. K.:
The effect of surface treatment of denture acrylic resin on the residual monomer content and its release into water.
Acta Odontol Scand 54(3): S.188-92, 1996.

93 Vallittu P. K.; Ruyter I. E.; Buykuilmaz S.:
Effect of polymerization temperature and time on the residual monomer content of denture base polymers.
Eur J Oral Sci 106(1): S.588-93, 1998.

94 Wöstmann B.; Schulz H.-H.:
Die totale Prothese- ein Leitfaden nach dem LZ-System. S.28, 29, 36.
Deutscher Ärzte Verlag, Köln 1989.

95 Zakhari K. N.:
Relationship of investing medium to occlusal changes and vertical opening during denture construction.
J Prosthet Dent 36(5): S.501-9, 1976.

10.2 Materialverzeichnis

Schütz-Dental GmbH, Rosbach, Deutschland

[1] FuturaGen-Pulver	Art.-Nr. 650923	Charge 2006002575
[1] FuturaGen-Flüssigkeit	Art.-Nr. 650962	Charge 2006002658
[3] AlphaDie MF	Art.-Nr. 621210	Charge 2006002081
	Art.-Nr. 621215	Charge 2006002835

Heraeus Kulzer GmbH, D-63450, Hanau:

[2] PalaXpress-Pulver	Art.-Nr. 64710515	Charge 010827
[2] PalaXpress-Flüssigkeit	Art.-Nr. 64710513	Charge 010390

10.3 Abbildungsverzeichnis

Abb. 4.2-1 Modell 30
Abb. 4.2-2 Modellquerschnitt 30
Abb. 4.2-3 Unipress 32
Abb. 4.2-4 Palajet 32
Abb. 4.2-5 Befestigungspins 34
Abb. 4.2-6 Aufstellung 34
Abb. 4.2-7 Küvette 35
Abb. 4.2-8 WAX-JET 35
Abb. 4.2-9 Messpunkt 36
Abb. 4.2-10 Messstrecken 36
Abb. 4.2-11 Vertikulator mit einartikulierter Kupferplatte 37
Abb. 4.2-12 Silikonschlüssel zum Positionieren der Wachsaufstellungen 37
Abb. 4.2-13 Messvorrichtung 37
Abb. 4.2-14 Unipress, Küvette mit eingebetteter Wachsaufstellung 38
Abb. 4.2-15 Unipress, Küvette mit angebrachten Gusskanälen 38
Abb. 4.2-16 Unipress, ausgebrühte und isolierte Küvette 38
Abb. 4.2-17 Palajet, Küvette mit eingebetteter Wachsaufstellung 38
Abb. 4.2-18 Palajet, Küvette mit angebrachten Gusskanälen 38
Abb. 4.2-19 Palajet, ausgebrühte und isolierte Küvette 38
Abb. 4.2-20 Silikonabdeckung des Messpunktes 39
Abb. 6.1-1 Einkerbung am Messtisch 63
Abb. 6.1-2 Detailaufnahme 63

10.4 Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1-1 Schematische Darstellung des Versuchsaufbaues 29
Tabelle 4.2-1 Verarbeitungsübersicht der Kunststoffsystemkombinationen für die Untersuchung des dorsalen Randspaltes 32
Tabelle 4.2-2 Verarbeitungsübersicht der Kunststoffsystemkombinationen für die Untersuchung der vertikalen und horizontalen Dimensionsänderung . 39
Tabelle 5.1-1 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausbetten 44
Tabelle 5.1-2 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Abheben 45
Tabelle 5.1-3 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausarbeiten 46
Tabelle 5.1-4 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach 1-wöchiger Wasserlagerung 47
Tabelle 5.1-5 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung 48
Tabelle 5.1-6 Mittelwerte in µm ± Standardabweichung in µm der Randspalte der zahnlosen Platten und bezahnten Prothesen nach 3-wöchiger Wasserlagerung 49
Tabelle 5.3-1 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 17–27 52
Tabelle 5.3-2 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 14–24 53
Tabelle 5.3-3 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 14–17 54
Tabelle 5.3-4 Mittelwert in µm (%) ± Standardabweichung in µm der horizontalen Dimensionsänderung der Messstrecke 24–27 55

10.5 Diagrammverzeichnis

Diagramm 5.1-1 Dorsale Randspalte der zahnlosen Platten über den Versuchszeitraum (Mittelwerte) 42
Diagramm 5.1-2 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausbetten 44
Diagramm 5.1-3 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Abheben 45
Diagramm 5.1-4 Randspalte der zahnlosen Platten nach dem Ausarbeiten 46
Diagramm 5.1-5 Randspalte der zahnlosen Platten nach 1-wöchiger Wasserlagerung 47
Diagramm 5.1-6 Randspalte der zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung 48
Diagramm 5.1-7 Vergleichende Darstellung der dorsalen Randspalte zwischen Prothesen und zahnlosen Platten nach 3-wöchiger Wasserlagerung .49
Diagramm 5.2-1 Vertikale Dimensionsänderung der bezahnten Prothesen über den Versuchszeitraum (Mittelwerte des Messschiebers) 50
Diagramm 5.3-1 Dimensionsänderung der Messstrecke 17–27 über den Versuchszeitraum 52
Diagramm 5.3-2 Dimensionsänderung der Messstrecke 14–24 über den Versuchszeitraum 53
Diagramm 5.3-3 Dimensionsänderung der Messstrecke 14–17 über den Versuchszeitraum 54
Diagramm 5.3-4 Dimensionsänderung der Messstrecke 24–27 über den Versuchszeitraum 55

10.6 Formelverzeichnis

Formel 2.1-1 $F = \frac{2\sigma A \cos\theta}{dg}$ (Craig 1960). 9

Formel 2.1-2 $h = \frac{2\sigma \cos\theta}{r\rho g}$ (Rennert, Schmiedel et al. 1988). 9

Formel 2.1-3 $PC = \frac{\sigma \cos\theta}{2\eta}$ (O`Brien 2002). 10

Formel 2.1-4 $\cos\theta = \frac{\sigma_s - \sigma_{sl}}{\sigma_l}$ 10

11 Anhang

11.1 Lebenslauf

Mein Lebenslauf wird aus datenschutzrechtlichen Gründen in der elektronischen Version meiner Arbeit nicht veröffentlicht.

11.2 Eidesstattliche Erklärung

Ich, Henrike Venus, erkläre, dass ich die vorgelegte Dissertation mit dem Thema: „Dimensionsänderung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Polymerisationssystemen“ selbst verfasst und keine anderen als die angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt, ohne die (unzulässige) Hilfe Dritter verfasst und auch in Teilen keine Kopien anderer Arbeiten dargestellt habe.

Berlin, den 10.06.2010

11.3 Danksagung

Ganz besonderen Dank möchte ich Frau PD Dr. Ingrid Peroz für die Überlassung des interessanten Themas sowie die stets freundliche und sehr gute fachliche Betreuung der Arbeit aussprechen.

Für die Unterstützung bei den zahntechnischen Arbeiten und der Bereitstellung der Räumlichkeiten gilt mein Dank den Mitarbeitern des zahntechnischen Laboratoriums Rübeling und Klar in Berlin.

Des Weiteren danke ich meiner Familie, insbesondere Michael Schuster, für die Geduld, stete Motivation und Unterstützung bei der Formatierung der Arbeit.