

Simone Schiller, Elke Rustemeier, Dominik Kraus, Helmut Stark, Frauke Müller, Karl-Heinz Utz

# Dorsale Passungenauigkeit oberer Totalprothesen nach Polymerisation mit vier Kaltpolymerisaten

**Indizes:** dorsale Randabdämmung, dorsaler Randspalt, Oberkiefer-Totalprothese, PMMA, Radierung Meistermodell

**Einführung:** Der Großteil der Totalprothesen wird derzeit noch immer konventionell im Wachs-Kunststoff-Transformationsverfahren hergestellt. Abhängig vom Polymerisationsprozess kann dabei eine Formänderung des Prothesenkörpers zu einer Passungenauigkeit im Vergleich zur ursprünglichen Abformung führen. Dies betrifft insbesondere den Bereich des dorsalen Randes von Oberkiefer-Totalprothesen. Ziel dieser Studie war es, die Größe des Spalts von Oberkiefer-Totalprothesen am posterioren Abschluss nach der Polymerisation mit verschiedenen Kaltpolymerisaten in dreidimensionaler Ausdehnung und unter dem Einfluss verschiedener Gaumenformen zu ermitteln.

**Material und Methode:** Untersucht wurden vier kaltpolymerisierende Kunststoffe. Auf 120 Gipsmodellen mit drei unterschiedlichen Gaumenformen (hoch, mittel, flach) wurden für jede der vier Gruppen jeweils zehn Prothesen für den flachen, mittleren und hohen Gaumen im Gießverfahren angefertigt. Die dreidimensionale Erfassung des Spalts erfolgte mittels Abformung mit einem dünnfließenden Silikon und anschließender Vermessung mithilfe eines Scanners. **Ergebnisse:** Die Form des Gaumens hatte einen signifikanten Einfluss auf die Passungen der Prothesen am dorsalen Abschluss (Median  $p = 0,0435$ ), nicht jedoch die verschiedenen Arten der Kaltpolymerisate (Median  $p = 0,2575$ ). Die Spaltbreite war für die flache Gaumenform am größten und am kleinsten für den hohen Gaumen. Die größten Spalten wurde im Bereich der Raphe palatina mediana (flacher Gaumen 685  $\mu\text{m}$ , hoher/mittlerer Gaumen 620  $\mu\text{m}$ ) beobachtet; die Größe nahm nach lateral zu den Tubera und nach anterior hin ab. **Schlussfolgerung:** Zur Kompensation der dorsalen, auf die Polymerisations schrumpfung zurückzuführenden Passungenauigkeit an der Aha-Linie ist eine kastenförmige, ca. 5 mm breite und im Bereich der Raphe palatina mediana ca. 0,7 mm tiefe Radierung des Meistermodells anzuraten, die nach lateral und anterior abnimmt. Hohe und mittelhohe Gaumenformen erfordern eine weniger ausgeprägte Radierung.

## Warum Sie diesen Beitrag lesen sollten

Die Studie gibt Hinweise zu einer nachvollziehbaren und evidenzbasierten Radierung von Oberkiefermodellen im zahntechnischen Labor für Totalprothesen im Bereich der Aha-Linie, die nach dem Wachs-Kunststoff-Transformationsverfahren hergestellt werden.

## Manuskript

**Eingang:** 03.03.2023

**Annahme:** 31.05.2023

Aktualisierte deutsche Version der englischen Erstveröffentlichung: Schiller S, Rustemeier E, Kraus D, Stark H, Müller F, Utz K-H: Misfit of complete maxillary dentures' posterior palatal seal following polymerisation with four different autopolymerising resins: an in vitro study. *Materials*. 2022; 15(15): 5285. <https://doi.org/10.3390/ma15155285>

## 1. EINLEITUNG

Retention und Stabilität sind wichtig für die Funktion von Totalprothesen und die Zufriedenheit der Patienten<sup>21</sup>. Für den Halt und die Funktionalität des Zahnersatzes ist neben der gelungenen Einlagerung in den muskelfreien Raum deren Passgenauigkeit zum Prothesenlager von entscheidender Bedeutung<sup>5,9</sup>. Eine gute Randabdämmung im dorsalen Bereich ist für den Saugeffekt besonders von Oberkiefer-Totalprothesen wichtig<sup>16</sup>.

Während in den meisten anatomischen Regionen drei verschiedene Formparameter eine Anlagerung der Gewebe an den Prothesenrand sichern können (Anlagerung des Prothesenrandes an das Tegument im Randbereich, die Randlänge und -dicke der Prothese sowie das Außenventil), kann die Abdichtung im Bereich der Aha-Linie bzw. der Vibrationszone allein durch eine gute Adaptation der Oberkieferplatte an die Schleimhaut gewährleistet werden (= gutes Innenventil): Randdicke und Außenventil spielen keine Rolle<sup>41</sup>. Das erfordert vor allem eine

Kenntnis des Ausmaßes der Polymerisationsschrumpfung in diesem Bereich.

Bei den heute üblichen Herstellungsverfahren für Totalprothesen kann der Polymerisationsprozess zu ungleichmäßigen Kontraktionen des Kunststoffes führen, die sich in entstehenden Spannungen und Deformationen innerhalb der Prothese äußern. Diese werden weitgehend von der Form des Prothesenkörpers beeinflusst; vermehrte Schrumpfungen treten in Bereichen auf, in denen große Volumina des Kunststoffes polymerisiert werden. Die Morphologie des Gaumendachs kann jedoch ebenfalls eine Rolle spielen<sup>29</sup>. Die Passform der polymerisierten Prothese entspricht daher nach dem Ausbetten nicht mehr der Form der ursprünglichen Abformung und stimmt zwangsläufig nicht mehr mit den Maßen des Meistermodells überein. Typischerweise hebt sich die Prothese polymerisationsbedingt im Bereich des Gaumens leicht vom Modell ab, sodass in der Region des dorsalen Abschlusses ein Spalt bzw. eine Passungenauigkeit entsteht. Wenn diese Diskrepanz nicht durch eine Radierung im Bereich der Aha-Linie vor der Prothesenherstellung ausgeglichen wird, kann dies klinisch zu einem gänzlichen Verlust der Saughaftung der oberen Prothese führen<sup>12, 25, 26</sup>. Umgekehrt verbessert eine geringfügige Kompression des Gewebes in diesem Bereich den Halt des oberen Zahnersatzes und damit dessen klinische Stabilität und Funktionalität<sup>2, 6</sup>. Idealerweise sollte die Radierung möglichst exakt die durch die Polymerisationskontraktion entstandene Passungenauigkeit zwischen der Oberfläche der Prothese und dem Meistermodell ausgleichen und nur eine sehr leichte Kompression ausüben, um eine Saugwirkung zu erzielen<sup>2</sup>. In der Literatur sind die Empfehlungen für Radierungen des Gipsmodells recht unterschiedlich. Es werden einfache Rillen, „Wülste“, „Doppelwülste“ oder „schmetterlings-“ bzw. kastenförmige Radierungen empfohlen<sup>6, 23, 41</sup>.

Über den Einfluss der Morphologie des Gaumens auf die Passungenauigkeit im Bereich des dorsalen Abschlusses nach der Polymerisation ist jedoch wenig bekannt<sup>23, 29</sup>. Weitere Faktoren, die die posteriore Fehlpassung beeinflussen, können mit dem verwendeten Kunststoff und dessen Verarbeitung zusammenhängen. Wenn diese Deformationsmuster besser verstanden würden, könnten evidenzbasierte Richtlinien für die Radierung des Meistermodells im Bereich der Aha-Linie in die Arbeitsabläufe zur Herstellung von Oberkiefer-Totalprothesen implementiert werden.

Diese In-vitro-Studie untersucht die Nullhypothese, dass die Passungenauigkeit im Bereich des dorsalen Abschlusses weder für verschiedene Gaumenformen noch für die Art des verwendeten Kaltpolymerisats unterschiedlich ist.

## 2. MATERIAL UND METHODE

Von 40 Patienten, die von Studierenden während eines Staatsexamens behandelt wurden, wurden Alginate-Abformungen der zahnlosen

Oberkiefer genommen und Gipsmodelle hergestellt\*. Aus diesem anonymen Pool von 40 Patienten wurden drei Modelle mit jeweils flacher, mittlerer und hoher Gaumenmorphologie ausgewählt. Die metrischen Angaben der drei verschiedenen Oberkieferformen waren wie folgt:

- Hoher Gaumen:  
Die Gaumentiefe betrug  $13 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ , gemessen durch eine zwischen den Tubercula im Bereich des späteren dorsalen Endes der Prothese angelegte horizontale Gerade und eine von dieser ausgehend senkrecht zur Mitte des Gaumens verlaufende Gerade.
- Mittlere Gaumenform:  
Die Gaumentiefe betrug  $11 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ , gemessen durch eine zwischen den Tubercula im Bereich des späteren dorsalen Endes der Prothese angelegte horizontale Gerade und eine von dieser ausgehend senkrecht zur Mitte des Gaumens verlaufende Gerade.
- Flacher Gaumen  
Die Gaumentiefe betrug  $7,5 \text{ mm} \pm 0,5 \text{ mm}$ , gemessen durch eine zwischen den Tubercula im Bereich des späteren dorsalen Endes der Prothese angelegte horizontale Gerade und eine von dieser ausgehend senkrecht zur Mitte des Gaumens verlaufende Gerade.

Drei Meistermodelle, jeweils eines mit flachen, mittleren und hohen Gaumen, wurden hergestellt. Unter Verwendung von Silikonformen (Silflex® Pink, DeguDent GmbH, Bensheim, Deutschland) und Gips (Typ 3 BonDano®, Wiegelmann Dental GmbH, Bonn, Deutschland) wurden sie nach Herstellerangaben des Mischungsverhältnisses von Gips und Wasser 40-mal dupliziert.

Auf den Meistermodellen wurden 1,5 mm dicke Schablonen aus dem lichtpolymerisierenden Kunststoff Individuo Lux® (Voco GmbH, Cuxhaven, Deutschland) angefertigt. Diese Probenkörper wurden entsprechend den Abmessungen der späteren Prothesen gestaltet. Da die Totalprothesen in unserer Studie ohne Zähne hergestellt wurden, wurde im Bereich des Alveolarkamms eine zusätzliche Materialverstärkung vorgenommen, um die Zahnbasis zu simulieren. Anschließend wurden die Schablonen im Luxomat® D Lichtpolymerisationsgerät (al dente Dentalprodukte GmbH, Goslar, Deutschland) lichtgehärtet und die Kanten geglättet.

Für den Ausguss der Prothesen mit den Kunststoffen wurden Vorwände aus Silikon (PluLine® Pluradent GmbH & Co KG, Offenbach), einem knetbaren C-Silikon, angefertigt, die aus zwei Teilen bestanden. Zunächst wurden der Gaumen und der hintere Prothesenabschluss gefasst und nach Aushärtung die fehlende vestibuläre Seite ergänzt. Im Bereich der zweiten Molaren wurde jeweils eine Öffnung belassen, um ein blasenfreies Ein- und Ausfließen des Prothesenkunststoffs zu ermöglichen. Vor der Herstellung der Prothesen wurden die

\* Die Studie wurde von der Ethikkommission der Universität Bonn unter der Referenznummer 231/22 genehmigt.

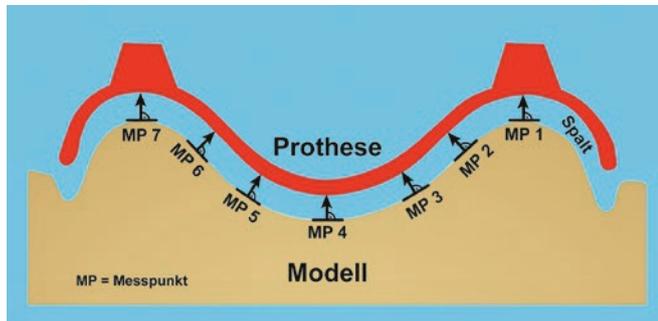


Abb. 1 Schematische Darstellung der Messpunkte am dorsalen Rand

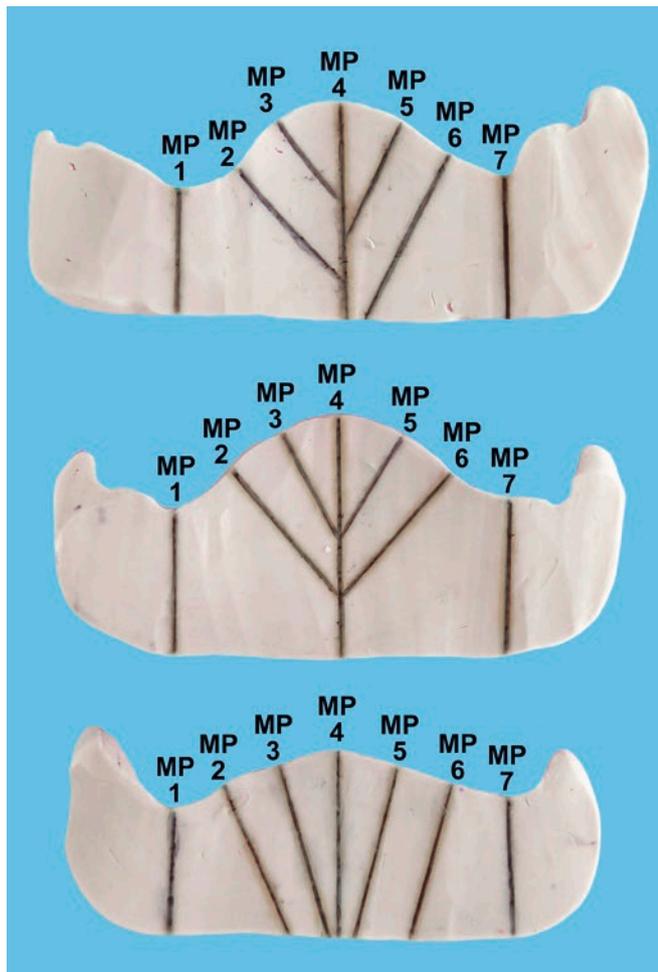


Abb. 2 Schablonen zur Übertragung der Messpunkte auf die drei Proben (hoher, mittlerer und flacher Gaumen). Die Schablonen wurden auf den Meistermodellen bis zum dorsalen Abschluss hergestellt und dienen zur Aufnahme des von der Prothese gelösten Silikonblocks mit der Light-Body-Schicht (aus Abbildung 3).

Arbeitsmodelle zehn Minuten lang gewässert und mit Aislar® (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) zweifach isoliert. Mithilfe eines Pinsels wurden zwei dünne Schichten aufgetragen, um später die sichere Trennung der Prothese vom Modell zu gewährleisten.

Nach vollständiger Trocknung des Isoliermittels wurden die Hohlformen gemäß den Anweisungen der Hersteller mit den Kunststoffen ausgegossen. Es wurden vier verschiedene Kaltpolymerisate verwendet: Gruppe 1: PalaXpress® (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland), Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat® (Candulor AG, Glattpark, Schweiz), Gruppe 3: ProBase® Cold (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Deutschland), Gruppe 4: FuturaGen® (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland). Die genauen Zusammensetzungen der verschiedenen Kunststoffe wurden von den Firmen nicht bekanntgegeben.

Nach identischer Versuchsanordnung wurden 30 Prothesen für jeden Kunststofftyp und dementsprechend je zehn Prothesen für den flachen, mittleren und hohen Gaumen hergestellt. Dies ergab insgesamt 120 Probenkörper. Die Polymerisation der Prothesen erfolgte in einem Drucktopf unter Einhaltung der in den Herstellerangaben genannten Zeiten, Temperaturen und erforderlichen Drücke. Nach der Polymerisation wurden die Silikonschlüssel und der überschüssige Kunststoff von den Ausgusslöchern entfernt und die vestibulären Ränder geglättet. Um sicherzustellen, dass die palatinale Länge und damit die späteren Messpunkte bei allen Prothesen identisch waren, wurde der dorsale Rand mithilfe einer Silikonform, die an den Ausgangsschablonen hergestellt wurde, kontrolliert, alle Überstände wurden entfernt sowie die Kanten gerundet. Anschließend wurden identische Abflusslöcher mit einem Durchmesser von 1,5 mm etwa 15 mm anterior des hinteren Prothesenrandes in die Gaumenplatte gebohrt. Dabei dienten angefertigte Tiefziehschienen mit vorgebohrten Löchern als Führung.

Um den Spalt zwischen Prothese und Meistermodell zu bestimmen, wurden sieben Messpunkte (MP) am posterioren Rand der Prothesen festgelegt:

- jeweils einer an den höchsten Punkten der beiden Tubera,
- einer auf der Hälfte der Strecke zwischen diesen Punkten, die der höchsten Stelle des Gaumens entsprach, und jeweils
- zwei, die die Strecke zwischen Tuber- und Gaumenpunkt drittelten (Abb. 1).

Der Abstand zwischen den gewählten Messpunkten betrug etwa 8 mm  $\pm$  1 mm.

Um die sieben Messpunkte auf alle Proben übertragen zu können, wurden drei Silikonschlüssel, einer für jede Gaumenform, aus dem Silikon PluLine® hergestellt (Abb. 2). Dazu wurden die Prothesenschablonen auf die Meistermodelle gesetzt und der dorsale Rand sowie die Messpunkte auf den Modellen entsprechend markiert. Dann wurden Silikonschlüssel bis zu den markierten Messpunkten geformt. Von diesen ausgehend wurden senkrechte Geraden im rechten Winkel zum

Modell auf die Silikon Schlüssel gezeichnet, um sie später auf die Probekörper für die entsprechenden Schnittstellen zu übertragen zu können.

Nach vorheriger Wässerung der Modelle wurde der dorsale Spalt mit dem dünnfließenden Silikon Plurasil® light body (Pluradent GmbH & Co KG, Offenbach) dreidimensional in einer Ausdehnung von ca. 10 mm abgeformt. Es handelt sich dabei um ein sehr dünnfließendes, additionsvernetztes Präzisionsabformmaterial mit hoher Reißfestigkeit und Detailwiedergabe sowie ausgezeichneter Dimensionsstabilität ( $-0,2\%$ ) und Rückstellung (99,7%). Als Menge wurde je ein Hub verwendet, dies entsprach etwa 3 g Material. Während des Abbindens des Silikons wurden die Prothesen gleichmäßig mit einem Gewicht von 20 N belastet. Anschließend wurden die Probekörper mit dem Abformmaterial vom Modell abgenommen, und die dünne Silikonschicht wurde durch Adaptieren eines PluLine® Silikonwalls von ca. 5 mm Dicke und 10 mm Breite stabilisiert und so vor Verzerrungen geschützt. Beide Schichten wurden nach Aushärtung mit einem Skalpell bis zum posterioren Rand der Prothese beschnitten. Das resultierende Sandwich bestand nun aus einer Schicht PluLine® Putty, die den Gaumen repräsentierte, einer Schicht Plurasil® light body, die den Spalt abbildete, und dem Kunststoff der Testprothese (Abb. 3).

Im nächsten Schritt wurde die Prothese aus dem Sandwich entfernt. Die sieben Messpunkte wurden mittels der hergestellten Schablone auf die Proben übertragen, indem die Linien der Schablone auf die Silikonprobe, die den Gaumen darstellte, verlängert wurden (Abb. 2). Als letzter Schritt wurde diese Schablone wieder durch einen Silikonwall ersetzt, um die dünne abgeformte Silikonschicht mit den markierten sieben Messpunkten von beiden Seiten zu fassen und zu stabilisieren. Schließlich wurden die Silikonblöcke mit einem Skalpell in der Sagittalebene an den Messpunkten und anschließend 0,5 mm parallel zum ersten Schnitt geschnitten, sodass sieben Proben von 0,5 mm Dicke für die weitere Analysen erstellt wurden.

Diese Proben wurden mit einer Auflösung von 4.800 dpi (ca. 5  $\mu\text{m}$ ) mit einem Flachbettscanner (CanoScanLiDE 700F, Canon, Amstelveen, Niederlande) gescannt und mit dem Java-Bildverarbeitungsprogramm ImageJ® (Rasband, W.S., ImageJ, U.S. National Institutes of Health, Bethesda, Maryland, USA, <https://imagej.nih.gov/ij/>, 1997–2018) ausgewertet. Ausgehend von den am weitesten posterior gelegenen Messstellen ermittelte die Software bei 2, 4 und 6 mm je drei anteriore Messpunkte; dies ergab insgesamt 28 Messpunkte. Zur besseren Sicht wurden die gescannten Bilder auf dem Bildschirm vergrößert. Von jedem Messpunkt wurden zur Erhöhung der Messgenauigkeit fünf Messungen durchgeführt, aus denen der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt wurden. Insgesamt wurden 16.800 Messungen an den 120 Prothesenproben vorgenommen, die abschließend 3.360 Messwerte für die Analysen lieferten.

Um die Einflüsse der Gaumenform (drei Gruppen) und des verwendeten Materials (vier Gruppen) beurteilen zu können, wurden vier

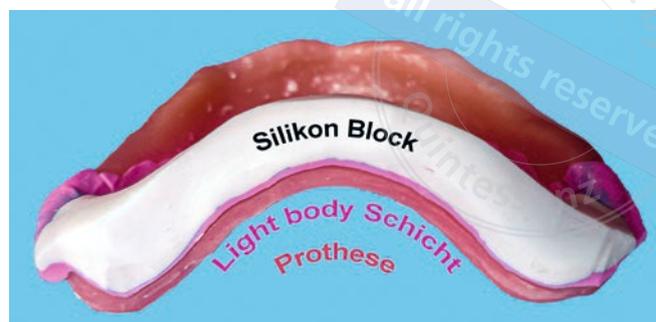


Abb. 3 Bild des mit dem Abformmaterial abgeformten Spalts, der mit Silikon gefasst ist, um die Form beizubehalten

Analysen durchgeführt. Der Median, die Quantile und damit der Interquantilbereich sowie die Maxima und Minima wurden in Bezug auf den Gaumenquerschnitt dargestellt (Abb. 4).

Aufgrund der großen Zahl von Parametern in Bezug auf die Gaumenform, das Material und die Messpunkte (Tiefe und Breite), die unabhängig voneinander betrachtet werden mussten, wurde eine multivariate Statistik verwendet. Mittels der multiplen linearen Regression (Gleichung (1))<sup>47</sup> wurde der Einfluss der einzelnen Parameter unabhängig von den anderen ermittelt. Mit einem F-Test wurden die Signifikanzniveaus der Parameter überprüft (Tab. 1).

Anschließend wurde ein Kruskal-Wallis-Test<sup>18</sup> mit der Nullhypothese, dass die Gruppen identisch seien, durchgeführt, um zu überprüfen, ob es signifikante Unterschiede gab. Die Gruppen umfassten die Gaumenform (drei Gruppen), das Material (4) und die räumlichen Parameter (Breite (7) und die Tiefe (4)). Daher wurde ein zweiseitiger Wilcoxon-Rangsummentest verwendet<sup>46</sup>, um die korrelierenden Messpunkte zu vergleichen.

Schließlich wurde der Einfluss der Steilheit des Gaumens (Winkel zur virtuellen Okklusionsebene) auf die Spaltgröße mithilfe einer Spearman-Korrelation geschätzt. Für diese Analysen wurden flachere Bereiche des Gaumens (MP 1, 4, 7) und solche mit einer steileren Winkelung zur Okklusionsebene untersucht (MP 2, 3, 5, 6)<sup>48</sup>.

Alle statistischen Analysen wurden mit der Statistiksoftware R (R Core Team 2017) durchgeführt. R: A language and environment for Statistical Computing. R Foundation for Statistical Computing, Wien, Österreich. [www.R-project.org](http://www.R-project.org), Version 3.4.1 (2017-06-30). Das Signifikanzniveau wurde auf  $\alpha = 0,05$  festgelegt.

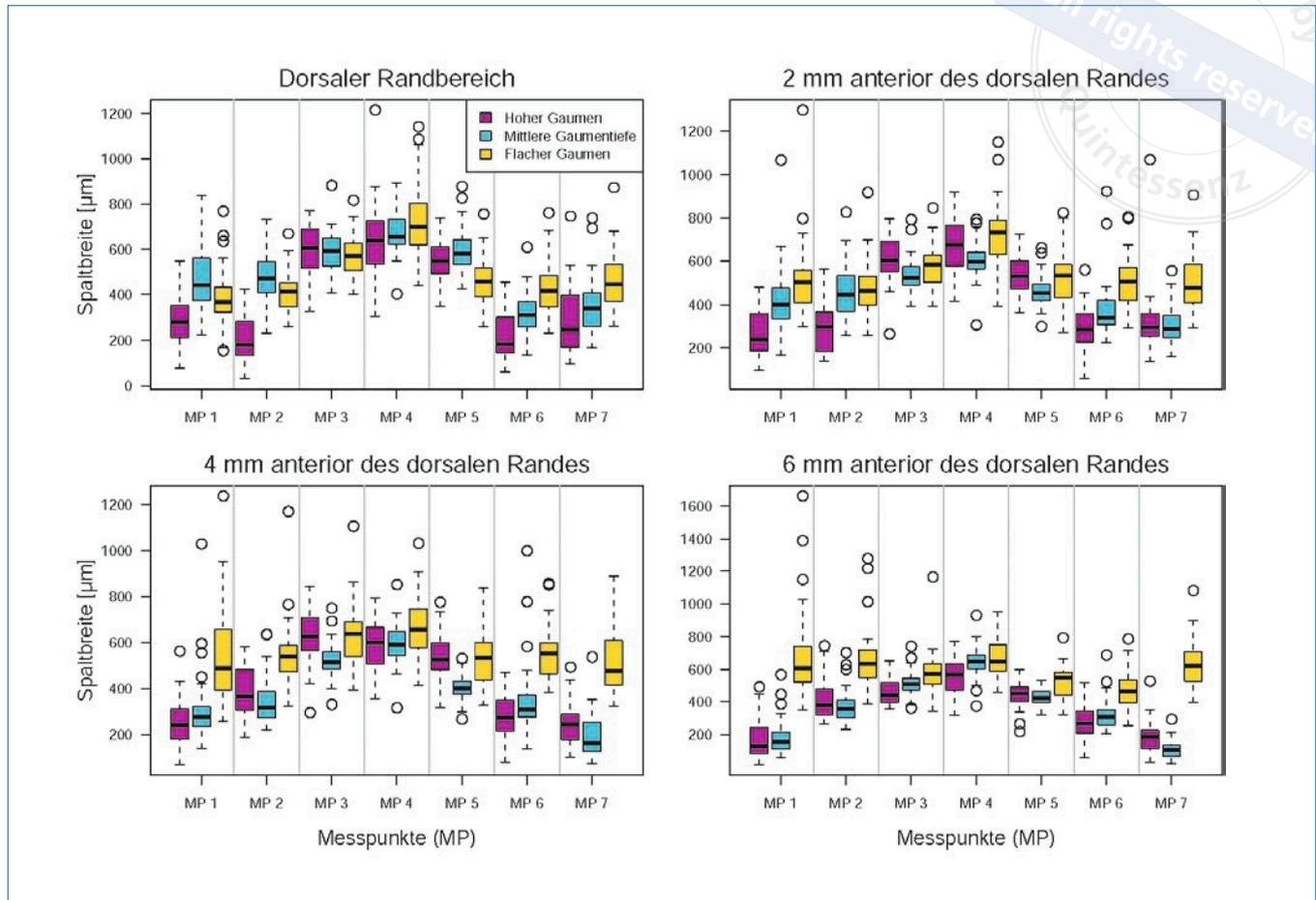


Abb. 4 Boxplot der Spaltbreiten an den sieben Messpunkten für die drei Gaumensformen (Median, oberes und unteres Quartil, Minima und Maxima)<sup>45</sup>

### 3. ERGEBNISSE

Die größten Spaltbreiten am dorsalen Abschluss der Prothesen wurden im Bereich der Raphe palatina mediana gemessen, repräsentiert durch den zentralen Messpunkt 4 (MP 4). Sie wiesen bei allen drei Gaumensorten ungefähr die gleichen Spaltbreiten auf, lediglich der flache Gaumen erzielte geringfügig größere Spaltbreiten (Abbildung 4, hoher Gaumen: 639  $\mu\text{m}$ , Interquartilbereich (IQR): 190  $\mu\text{m}$ ; mittlerer Gaumen: 655  $\mu\text{m}$ , IQR: 109  $\mu\text{m}$ ; flacher Gaumen: 701  $\mu\text{m}$ , IQR: 184  $\mu\text{m}$ ). Nach lateral hin kam es zu einer Abnahme der Spaltbreiten für alle Gaumensorten, die am dorsalen Abschluss für den hohen Gaumen aber am stärksten ausgeprägt waren. Die Bereiche der Tubera und der obere Teil des Alveolarkamms des hohen Gaumens, dargestellt durch MP 1/2 und 6/7, wiesen deutlich niedrigere Werte auf als die des mittleren und flachen Gaumens. Die größten Differenzen zwischen zwei Messpunkten wurden für den hohen Gaumen am dorsalen Abschluss zwischen MP 3 und 2 und MP 5 und 6 mit einer Verringerung der Spaltbreiten um ungefähr 400  $\mu\text{m}$  festgestellt. Diese entsprachen dem Abschnitt der steilen Kieferkämme.

Die anterior des dorsalen Abschlusses gemessenen Spaltbreiten waren ebenfalls für alle Gaumensorten im Bereich der Raphe palatina mediana am größten, jedoch 6 mm anterior gemittelt für die drei Gaumensorten insgesamt um ca. 45  $\mu\text{m}$  geringer als posterior (Abb. 4). Auch dabei waren die Werte für alle drei Gaumensorten wieder ähnlich; der hohe Gaumen wies an dieser Messstelle geringfügig kleinere Spaltbreiten als der mittlere und der flache Gaumen auf. Nach lateral hin wurden für den hohen und den mittleren Gaumen abermals Verringerungen der Spaltbreiten festgestellt, die für die Messpunkte 2, 4 und 6 mm anterior des dorsalen Randes relativ kontinuierlich verliefen (Abb. 4).

Für den flachen Gaumen traf dies nicht zu; bei ihm konnten insbesondere 4 und 6 mm anterior ungefähr gleichbleibende Spaltbreiten von MP 4 nach lateral festgestellt werden (MP 1, 2, 6, 7). Dies entsprach einer Zunahme der Spaltbreiten des flachen Gaumens im Bereich der Tubera und des oberen Teils des Kieferkamms im Vergleich zum dorsalen Rand (MP 1 + 2 und 6 + 7; 6 mm anterior Zunahme der Spaltbreiten von ungefähr 170  $\mu\text{m}$ ). Beim mittleren und hohen Gaumen verringerten sich die Spaltbreiten in diesem Bereich jedoch um etwa 180  $\mu\text{m}$  (MP 1 + MP 7 dorsal und 6 mm anterior).

Tab. 1 Werte der multiplen linearen Regression

	Parameter	Standardabweichung	T-Wert	Signifikanz (f-Test)	
	Achsenabschnitt	507,01	9,27	54,72	0
Unabhängige Variablen	Tiefe 4 mm	-17,94	6,77	-2,65	0,008067398
	Tiefe 6 mm	-33,25	6,77	-4,91	$9,37 \times 10^{-7}$
	Tiefe dorsal	-11,98	6,77	-1,77	0,076637365
	Messpunkt 2	46,49	8,95	5,19	$2,18 \times 10^{-7}$
	Messpunkt 3	194,26	8,95	21,7	$8,14 \times 10^{-98}$
	Messpunkt 4	274,78	8,95	30,7	$1,53 \times 10^{-182}$
	Messpunkt 5	124,82	8,95	13,94	$5,32 \times 10^{-43}$
	Messpunkt 6	-8,3	8,95	-0,93	0,353597291
	Messpunkt 7	-32,31	8,95	-3,61	0,000311736
	Mittlere Gaumenform	-125,04	5,86	-21,34	$8,13 \times 10^{-95}$
	Hohe Gaumenform	-151,42	5,86	-25,84	$2,13 \times 10^{-134}$
	FuturaGen®	-27,91	6,77	-4,12	$3,8 \times 10^{-5}$
	PalaXpress®	-44,62	6,77	-6,59	$4,97 \times 10^{-11}$
	ProBase® Cold	-27,22	6,77	-4,02	$5,88 \times 10^{-5}$

Im Bereich der Raphe palatina mediana (MP 4), wo die größten Spaltbreiten gemessen wurden, lagen die Werte zwischen 567  $\mu\text{m}$  (hoher Gaumen, 6 mm anterior, IQR 159  $\mu\text{m}$ ) und 733  $\mu\text{m}$  (flacher Gaumen, 2 mm anterior, IQR 161  $\mu\text{m}$ ). Die kleinsten Spaltbreiten (107  $\mu\text{m}$  mittlere Gaumenform, 6 mm anterior des dorsalen Randes, MP 7, IQR 67  $\mu\text{m}$ , Abb. 4) wurden im Bereich der Tubera und im oberen Teil des Alveolarkamms gemessen (MP 1/2 und 6/7). Die größte Differenz zwischen dorsalem Rand (444  $\mu\text{m}$ , IQR 185  $\mu\text{m}$ ) und dem 6 mm anterior liegenden Messpunkt (154  $\mu\text{m}$ , IQR 105  $\mu\text{m}$ ) wurde bei MP 1 mittlerer Gaumen mit einer Abnahme von 290  $\mu\text{m}$  beobachtet.

Da die einzelnen Parameter nicht unabhängig voneinander waren, wurde eine multiple lineare Regression durchgeführt, um den Einfluss der einzelnen Variablen zu bestimmen (siehe Gl. 1).

$$SB = [-12,0 T_0 - 17,9 T_4 - 33,3 T_6 + 46,5 MP_2 + 194,3 MP_3 + 274,8 MP_4 + 124,8 MP_5 - 8,3 MP_6 - 323 MP_7 - 125,0 P_M - 151,4 P_H - 27,9 F - 44,6 P - 27,2 PB + 507,0] \mu\text{m} \quad (1)$$

F-Tests wurden durchgeführt, um die Nullhypothese zu prüfen und die Signifikanz und den Einfluss der Parameter auf die Spaltbreite zu

bestimmen (Tab. 1). Die Parameter der multiplen linearen Regression zeigten für die verschiedenen Kunststoffe einen signifikanten Einfluss auf die Spaltbreite ( $p < 0,05$ ), jedoch betrug der durchschnittliche Unterschied nur 44  $\mu\text{m}$ .

Die verschiedenen Gaumenformen hatten im Vergleich dazu einen stärkeren Einfluss auf die Spaltbreite als die zur Herstellung der Probenkörper verwendeten Materialien. Insgesamt wies der hohe Gaumen die kleinsten Spaltbreiten auf, während der flache Gaumen die größten zeigte. Darüber hinaus war in der multiplen linearen Regression zu erkennen, dass sich hoher und mittlerer Gaumen ähnlicher waren als der flache Gaumen. Dies könnte auch damit zusammenhängen, dass sich die ausgewählten Modelle des mittleren und hohen Gaumens morphologisch ähnlicher waren als die des flachen Gaumens. Es wurde auch eine größere Variabilität der gemessenen Spaltbreiten für den hohen und mittleren Gaumen als für den flachen Gaumen festgestellt. Dies ist auf die größeren Unterschiede in der Morphologie zwischen flachen und steilen Abschnitten bei der hohen und mittleren Gaumenform zurückzuführen. Daher konnten für die beiden letztgenannten Gaumenformen auch viel größere

Unterschiede zwischen den größten und kleinsten Spaltbreiten gemessen werden.

Der Kruskal-Wallis-Rangsummentest zeigte, dass es signifikant unterschiedliche Gruppen gab ( $p = 0,000$ ), und der Wilcoxon-Rangsummentest wies nach, dass sich die verschiedenen Materialien für denselben Gaumentyp nicht signifikant voneinander unterscheiden. Eine Ausnahme bildete der Median über alle Messpunkte des flachen Gaumens für die Materialien FuturaGen® und PalaX-Press® (Median  $p$ -Wert: 0,035).

Die Passungengenauigkeit war bei den drei Gaumenarten unterschiedlich. Alle Vergleiche zwischen dem flachen und dem hohen Gaumen zeigten einen signifikanten Unterschied innerhalb der gleichen Materialgruppe. Nur der Vergleich mit dem mittleren Gaumen war nicht immer signifikant und schwankte im Median zwischen einem  $p$ -Wert von 0,000 beim Vergleich von flachem und mittlerem Gaumen für das Material FuturaGen® und einem  $p$ -Wert von 0,192 beim Vergleich von mittlerem und hohem Gaumen für das Material Aesthetic Autopolymerisat®.

Zusätzlich wurden die Messungen anhand ihres Winkels zur Okklusionsebene unter Verwendung des Spearman-Rangkorrelationskoeffizienten analysiert. Getestet wurden flachere Bereiche des Gaumens (MP 1, 4, 7) im Vergleich zu Bereichen, in denen die Kieferkämme eine steilere Winkelung zur Okklusionsebene aufwiesen (MP 2, 3, 5, 6). Es konnte keine Korrelation zwischen dem Winkel und der Okklusionsebene festgestellt werden ( $cor = -0,08$ ).

#### 4. DISKUSSION

Die Ergebnisse der Versuche zeigten, dass die Größe der Passungengenauigkeit im posterioren Bereich einer Totalprothese bei Kaltpolymerisaten mehr von der Form des Gaumens als von der Art des verwendeten Kunststoffes abhängt. Sie ergaben unterschiedliche Einflüsse der Gaumenform und der kaltpolymerisierenden Kunststoffe. Die multiple lineare Regression wies nach, dass der Einfluss des Gaumentyps durch die verschiedenen Parameter als signifikant beschrieben werden kann. Dies ergab Distanzunterschiede von bis zu 151,42  $\mu\text{m}$  für die flache und die hohe Gaumenform. Diese wurden durch den Wilcoxon-Rangsummentest gesichert, der auch signifikante Unterschiede in den Verteilungen zeigte. Die Ergebnisse wichen für die verschiedenen kaltpolymerisierenden Kunststoffe voneinander ab. Auch dazu wurden die Daten signifikant durch die Parameter der multiplen linearen Regression beschrieben und zeigten maximale Unterschiede von 44  $\mu\text{m}$ . Diese geringe Differenz ist für die klinische Anwendung nicht relevant. Die Schlussfolgerung wurde auch durch den Wilcoxon-Rangsummentest bestätigt, bei dem die Differenzen in den Spaltbreiten nicht zu signifikanten Unterschieden in den Verteilungen führten. Da alle vier Materialien nach einem Standardprotokoll angemischt, ausgegossen und polymerisiert wurden, ist das Ergebnis nicht überraschend.

Die für die Studie verwendeten Kunststoffe (Kaltpolymerisate) und die angewandten Herstellungsverfahren wurden auf der Grundlage einer telefonischen Umfrage unter 30 Bonner Dentallaboren ermittelt. Kaltpolymerisate haben gegenüber Heißpolymerisaten den Vorteil, dass sie einfacher zu verarbeiten sind, kürzere Polymerisationszeiten benötigen und damit eine schnellere Herstellung der Prothesen ermöglichen. Außerdem ist keine besondere Laborausstattung erforderlich, und das Verfahren ist insgesamt kostengünstiger. Daher ist die Gießtechnik für Kliniker und Zahn techniker nach wie vor eine praktikable Alternative, da die Passform der Prothesen ähnlich ist wie bei der Kompressions- und der Spritzgusstechnik<sup>1</sup>. Im Gegensatz dazu weisen Heißpolymerisate einen geringeren Restmonomergehalt auf, der sich jedoch nach drei Wochen Wasserlagerung nicht von dem der Kaltpolymerisate unterscheidet<sup>14</sup> (siehe auch Rodrigues 2002<sup>31</sup>). Unabhängig vom Polymerisationsverfahren ist ein Restmonomergehalt in Prothesen auf PMMA-Basis unvermeidlich und kann zu Reizungen und Allergien führen<sup>30</sup>. Heißpolymerisate weisen eine höhere Bruchfestigkeit und eine geringere Polymerisationsschrumpfung auf, während die Spannungen während der Abkühlphase nach der Polymerisation wiederum größer sind. Insgesamt weisen Prothesen, die im Gießverfahren mit kaltpolymerisierenden Kunststoffen hergestellt werden, keine größeren Ungenauigkeiten auf als heißpolymerisierende<sup>4</sup>. Auch eine längere Wasserlagerung der Prothesen nach der Herstellung verändert die Größe des dorsalen Spalts nicht signifikant<sup>20,29</sup>, im Gegensatz zu einer längeren Trockenlagerung, die allerdings von den Patienten selten praktiziert wird. Außerdem hat man sich noch nicht auf standardisierte Protokolle für das Thermocycling geeinigt<sup>27</sup>. Da die vier verwendeten Kaltpolymerisate in dieser Studie von den an der Umfrage beteiligten Laboren am häufigsten verwendet wurden, sind die Ergebnisse für die Region repräsentativ.

Die Prothesenproben wurden ohne Aufstellung von künstlichen Zähnen hergestellt, da dies keinen Einfluss auf das Ergebnis der Berechnungen sowie die Vermessung und Auswertung des dorsalen Spalts gehabt hätte. Venus et al. 2011<sup>42</sup> fanden zwar heraus, dass zahnlose Prothesenbasen etwas größere dorsale Spaltbreiten aufwiesen als bezahnte, gaben aber an, dass die Verwendung zahnloser Prothesen für vergleichende Analysen des dorsalen Spalts angemessen sei. Die Fassung der Zähne wurde in unserer Studie durch Hinzufügen eines künstlichen Alveolarkamms simuliert. Da frühere Publikationen einen Einfluss der Kieferform auf die posteriore Passungengenauigkeit von Totalprothesen gezeigt hatten<sup>19,23,29</sup>, wurden in der vorliegenden Studie drei verschiedene Gaumenformen eingesetzt.

Die Verwendung von 28 Messpunkten im posterioren Bereich lieferte umfassende Informationen zur dreidimensionalen Spaltbildung im Bereich des dorsalen Abschlusses der Prothesen. Sie ermöglichte Vermessungen der Spaltbreiten nicht nur am dorsalen Rand, sondern auch in einem weiter anterior liegenden Bereich. Damit war es möglich, klinische Empfehlungen für eine Radierung im Bereich des dorsalen

Abschlusses zu geben. Bisherige Studien haben die dorsale Passungenauigkeit meist nur am posterioren Rand der Prothesen untersucht. Ein Scannen der gesamten Oberfläche der Probe und des Modells hätten es zwar ermöglicht, mehr Messpunkte zu vergleichen, wenn die Scans exakt mit dem engsten möglichen Abstand übereinander gelegt worden wären<sup>7</sup>. Dieses Verfahren, mit unserer Methodik durchgeführt, hätte jedoch die gesamte Oberfläche von Modell und Prothese berücksichtigt und möglicherweise die Passung im posterioren Bereich beeinflusst, da die digitale Abformung weniger genau ist und ein anderes Abweichungsmuster aufweist als die konventionelle Abformung<sup>8,33</sup>. Darüber hinaus wäre eine umfangreiche Programmierung erforderlich gewesen, um die Passungenauigkeit hinsichtlich ihrer Neigung zur Okklusionsebene zu analysieren. Die meisten kommerziell erhältlichen Softwarepakete sind für die Analyse von Vektorunterschieden zwischen den interessierenden Regionen und nicht für die Analyse einzelner Punkte konzipiert. Eine solche Analyse hätte es jedoch ermöglicht, die Spaltbreiten ohne Druck zu messen und potenzielle Veränderungen der Fließeigenschaften des Materials und eine ungleichmäßige Belastung während seiner Aushärtung zu vermeiden<sup>17</sup>.

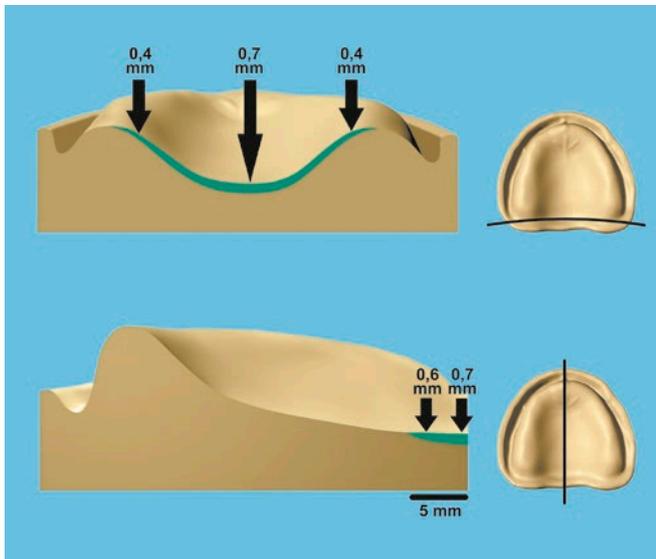
Im Gegensatz zur klinischen Situation, in der die Prothesen auf resilienten Geweben sitzen, wurden die Ergebnisse bei diesen Experimenten nicht durch elastische Eigenschaften verfälscht, da sich die abgeformte Schicht zwischen der Prothesenprobe und dem Gipsmodell – und damit zwischen zwei nicht verformbaren Oberflächen – befand. Das in den vorliegenden Experimenten verwendete Vorgehen bietet daher einen guten Ansatz zur Messung des posterioren palatinalen Spalts von Totalprothesen. Darüber hinaus wurden zum einen zehn Proben pro Gruppe hergestellt und zum anderen wurde jeder der 28 Referenzpunkte fünfmal auf einem vergrößerten Bild unter Verwendung der Software ImageJ<sup>®</sup> gemessen.

Auf der Grundlage unserer Untersuchungen wollten wir klinische Empfehlungen zur Radierung der Gipsmodelle im Bereich des posterioren Randes entwickeln, um mögliche Formänderungen und Schrumpfungen während des Polymerisationsprozesses ausgleichen zu können. Damit wird ein besserer und vor allem sicherer Saugeffekt von Oberkiefertotalprothesen erreicht, der dem Patienten normale soziale Interaktionen und eine gute Kaufunktion ermöglicht, da auch funktionelle Beeinträchtigungen nach Zahnverlust und ihre emotionalen Auswirkungen nicht unterschätzt werden sollten<sup>32</sup>. Es ist jedoch entscheidend, gezielt zu radieren, da eine zu starke Radierung – insbesondere bei verschieblicher Schleimhaut – den Sitz der Prothese verändern oder vor allem auch zu Druckstellen in den komprimierten Bereichen führen kann. Auch eine gleichmäßig tief und breit durchgeführte Radierung ist aufgrund der unterschiedlichen anatomischen Gegebenheiten nicht sinnvoll<sup>22</sup>. Die besten Resultate zeigen bisher „schmetterlingsförmige“ Radierungen im Bereich der Vibrationszone, die den „Einzelwulst“- oder „Doppelwulst“-Radierungen überlegen sind<sup>6</sup>. Nach Marx (1975)<sup>22</sup> sollte

eine schmetterlingsförmige Radierung durchgeführt werden, die an den Plicae pterygomandibulares schmal beginnt, sich im Bereich der Drüsen und Weichteilzonen auf etwa 4 mm verbreitert und zur Gaumenmitte hin wieder verschmälert. Außerdem sollte sie nach anterior flach abfallen und nach dorsal steiler ansteigen und auf keinen Fall tiefer als 1 mm sein. Aufgrund unserer Messungen empfehlen wir jedoch eine eher kastenförmige Radierung anstelle einer schmetterlingsförmigen. Utz (2005)<sup>41</sup> empfahl – bevor er die Ergebnisse dieser Studie kannte – eine Radierung, die bis zur Hälfte der Alveolarkämme verläuft, etwa 5 mm breit und im Durchschnitt etwa 0,5 mm tief und in der Mittellinie und nach dorsal keilförmig abgerundet ist. Dies ermöglicht später eine Verkürzung der Prothesenlänge bei Druckstellen, ohne dass die dichte Anlagerung sofort verloren geht.

Die Ergebnisse der vorliegenden Experimente zeigen auch, dass die Größe des Spalts bzw. die Passungenauigkeit der Gaumenplatte in Abhängigkeit von der Form des Gaumens variiert. Insgesamt wiesen die hohen Gaumenformen die kleinsten und die flachen Gaumenformen die größten Passungenauigkeiten der Prothesenbasen auf. Während im Bereich der Gaumenmitte ähnliche Radierungen für alle drei Gaumenformen empfohlen werden können (ca. 0,7 mm tief), ist in den lateralen Bereichen für hohe und mittlere Gaumenformen eine weniger tiefe Radierung anzuraten. Die Radierung sollte in anteriorer Richtung ca. 5 mm breit sowie kastenförmig gestaltet sein und sich sanft zur Oberfläche des Teguments hin verjüngen. Die Tiefe der Radierung sollte nach anterior hin abnehmen, was durch die gemessenen Spaltbreiten 2, 4 und 6 mm anterior des dorsalen Randes unterstrichen wird. Eine Tiefe von 0,7 mm im Bereich der Raphe palatina mediana würde den Spalt ausgleichen, der durch die Polymerisation entsteht, eine geringe zusätzliche Radierung würde zu einem Unterdruck unter der Gaumenplatte führen, der für die Saughaftung der Prothese wichtig ist (Abb. 5 und 6). Die Ergebnisse der vorliegenden Studie bestätigen im Prinzip die Resultate von Peroz et al., die jedoch ausschließlich die Diskrepanzen am dorsalen Abschluss gemessen haben<sup>29</sup>. Sie stellten fest, dass eine hohe Kieferform eine stärkere Radierung in den mittleren Gaumenbereichen und den Drüsenzonen erfordert, jedoch nur eine schwächere Radierung im Bereich der Tuberae maxillae. Bei einer flachen Kieferform sollte die Radierung deutlich bis zur Mitte der Tuberae maxillae erfolgen. Ebenso stimmen unsere Ergebnisse mit den Studien von Sykova und Sutow (1993)<sup>40</sup> sowie Laughlin et al. (2001)<sup>19</sup> überein. Es wurden bei den gemessenen Spaltbreiten signifikante Unterschiede zwischen den sieben am weitesten dorsal liegenden Messpunkten gefunden, mit größeren Abweichungen im zentralen Bereich (MP 3, 4 und 5) im Vergleich zu den lateralen Bereichen.

Ein Fräsen der gesamten Prothesenbasis aus vorpolymerisierten Blöcken, wie es von den meisten derzeitigen CAD-CAM-Technologien angewendet wird, kann möglicherweise bessere Passformergebnisse erzielen, da keine Polymerisationsschrumpfung mehr



**Abb. 5** Empfohlene Form der Radierung an den Tuberae maxillae bzw. an der Raphe palatina mediana (Ansicht von dorsal und sagittal)



**Abb. 6** Empfohlene Form der Radierung im Bereich des posterioren Abchlusses (Sicht von oben auf das Oberkiefermodell)

auftritt<sup>10, 24, 34, 37, 39, 44</sup>. Ein weiterer Vorteil der CAD/CAM-Technologie ist die digitale Speicherung der Prothesenherstellungsdetails, was eine einfache Neuanfertigung der Prothese ermöglicht<sup>11</sup>. Daher wird die digitale Technologie in Zukunft wahrscheinlich die traditionellen Methoden zur Herstellung von Prothesen ersetzen<sup>13, 15, 28, 35, 36, 38, 43</sup>, da sich diese für die Herstellung von Zahnersatz mit großer Geschwindigkeit weiterentwickeln und in naher Zukunft weitere Verbesserungen bei den Frästechniken sowie beim Rapid Prototyping zu erwarten sind<sup>3</sup>.

## 5. SCHLUSSFOLGERUNGEN

Unsere In-vitro-Studie hat gezeigt, dass das Ausmaß der Passgenauigkeit im Bereich der posterioren Gaumendichtung von der Gaumenform und der Art des verwendeten Kunststoffes abhängt. Da die Unterschiede zwischen den verschiedenen getesteten kaltpolymerisierenden Kunststoffen zwar signifikant waren, aber in einer Größenordnung, die keine klinische Relevanz hat, scheint die Form des Gaumens von größerer klinischer Bedeutung zu sein. Um eine gute Saugwirkung bei Prothesen zu ermöglichen, wird eine Radierung des Meistermodells vor der Polymerisation empfohlen. Bei Neuanfertigung von Oberkiefer-Totalprothesen mit kaltpolymerisierenden Kunststoffen empfehlen wir eine ca. 5 mm breite, kastenförmige Radierung am dorsalen Rand der Prothese. Im Bereich der Gaumenmitte sollte die Radierung bei flachen Gaumenformen eine Tiefe von etwa 0,7 mm am dorsalen Rand aufweisen, sich nach lateral in

Richtung der Tubera auf 0,4 mm verjüngen und nach anterior leicht abnehmen (Abb. 5 und 6). Hohe und mittelhohe Gaumen erfordern eine weniger ausgeprägte Radierung.

## DANKSAGUNG

Ein besonderer Dank geht an Dr. Axel Malchau für die schnelle, zuverlässige und geduldige Erstellung der Grafiken.

## INTERESSENKONFLIKT

Die Autoren erklären, dass kein Interessenkonflikt im Sinne der Richtlinien des International Committee of Medical Journal Editors besteht. Die Studie wurde vollständig aus institutionellen Mitteln der Poliklinik für Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften des Universitätsklinikums Bonn, Bonn, Deutschland, finanziert.

## LITERATUR

1. Akaltan F, Batak B, Oguz EI, Orhan K: Comparative analysis of denture base adaptation performance between pour and other conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2020; 123: 183.e1–183.e5
2. Avant WE: A comparison of the retention of complete denture bases having different types of posterior palatal seal. *J Prosthet Dent* 1973; 29: 484–493
3. Baba NZ, Goodacre BJ, Goodacre CJ, Müller F, Wagner S: CAD/CAM complete denture systems and physical properties: A review of the literature. *J Prosthodont* 2021; 30: 113–124
4. Bawendi B: Die Formgenauigkeit von totalen Kunststoffprothesen im Gießverfahren. *Zahnärztl Welt* 1973; 82: 388–396

5. Beresin VE, Schiesser FJ: The neutral zone in complete dentures. *J Prosthet Dent* 1976; 36: 356–367
6. Chandu G, Hema B, Mahajan H, Azad A, Sharma I, Azad A: A comparative study of retention of complete denture base with different types of posterior palatal seals – an in vivo study. *Clin Cosmet Investig Dent* 2014; 26: 95–100
7. Chebib N, Kalberer N, Srinivasan M, Maniewicz S, Perneger T, Müller F: Edentulous jaw impression techniques: An in vivo comparison of trueness. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 623–630
8. Ender A, Mehl A: Accuracy of complete-arch dental impressions: a new method of measuring trueness and precision. *J Prosthet Dent* 2013; 109: 121–128
9. Fish EW: Using the muscles to stabilize the full lower denture. *J Am Dent Assoc* 1933; 20: 2163–2169
10. Goodacre BJ, Goodacre CJ, Baba NZ, Kattadiyil MT: Comparison of denture base adaptation between CAD-CAM and conventional fabrication techniques. *J Prosthet Dent* 2016; 116: 249–256
11. Goodacre CJ, Garbacea A, Naylor WP, Daher T, Marchack CB, Lowry J: CAD/CAM fabricated complete dentures: concepts and clinical methods of obtaining required morphological data. *J Prosthet Dent* 2012; 107: 34–46
12. Hardy IR, Kapur KK: Posterior border seal – its rationale and importance. *J Prosthet Dent* 1958; 8: 386–397
13. Kalberer N, Mehl A, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M: CAD-CAM milled versus rapidly prototyped (3D-printed) complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *J Prosthet Dent* 2019; 121: 637–643
14. Kalipçılar B, Karaağaçlıoğlu L, Hasanreisioğlu U: Evaluation of the level of residual monomer in acrylic denture base materials having different polymerization properties. *J Oral Rehabil* 1991; 18: 399–401
15. Kattadiyil MT, Jekki R, Goodacre CJ, Baba NZ: Comparison of treatment outcomes in digital and conventional complete removable dental prosthesis fabrications in a predoctoral setting. *J Prosthet Dent* 2015; 114: 818–825
16. Kaur S, Datta K, Gupta SK, Suman N: Comparative analysis of the retention of maxillary denture base with and without border molding using zinc oxide eugenol impression paste. *Indian J Dent* 2016; 7: 1–5
17. Kim Y, Michalakakis KX, Hirayama H: Effect of relining method on dimensional accuracy of posterior palatal seal. An in vitro study. *J Prosthodont* 2008; 17: 211–218
18. Kruskal K, Wallis WA: Use of ranks in one-criterion variance analysis. *J Am Dent Assoc* 1952; 47: 583–621
19. Laughlin GA, Eick JD, Glaros AG, Young L, Moore DJ: A comparison of palatal adaptation in acrylic resin denture bases using conventional and anchored polymerization techniques. *J Prosthodont* 2001; 10: 204–211
20. Lim S-R, Lee J-S: Three dimensional deformation of dry-stored complete denture base at room temperature. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 296–303
21. Limpuangthip N, Somkotra T, Arksornnukit M: Modified retention and stability criteria for complete denture wearers: a risk assessment tool for impaired masticatory ability and oral health-related quality of life. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 43–49
22. Marx H: Herstellungsverfahren und Passform von Kunststoff-Vollprothesen. *Dent Labor* 1975; 6: 591–595
23. Marx H: Neuere Untersuchungen über Formveränderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975; 30: 89–93
24. Masri G, Mortada R, Ounsi H, Alharbi N, Boulos P, Salameh Z: Adaptation of complete denture base fabricated by conventional, milling, and 3-D printing techniques: an in vitro study. *J Contemp Dent Pract* 2020; 21: 367–371
25. Meiners H, Rehage T: Spannungsrelaxation in Kunststoffprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38: 7–9
26. Miéssi AC, Goiato MC, dos Santos DM, Dekon SFC de, Okida RC: Influence of storage period and effect of different brands of acrylic resin on the dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz Dent J* 2008; 19: 204–208
27. Morresi AL, D'Amario M, Capogreco M et al.: Thermal cycling for restorative materials: does a standardized protocol exist in laboratory testing? A literature review. *J Mech Behav Biomed Mater* 2014; 29: 295–308
28. Mubarak MQ, Moaleem MMA, Alzahrani AH et al.: Assessment of conventionally and digitally fabricated complete dentures: a comprehensive review. *Materials (Basel)* 2022; 15
29. Peroz I, Manke P, Zimmermann E: Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. *Zahnärztl Wschr* 1990; 99: 292–296
30. Rashid H, Sheikh Z, Vohra F: Allergic effects of the residual monomer used in denture base acrylic resins. *Eur J Dent* 2015; 9: 614–619
31. Rodrigues DM, Rodrigues J: Advantages of thermoconditioned autopolymerizing resin. *J Prosthet Dent* 2002; 88: 558
32. Rousseau N, Steele J, May C, Exley C: 'Your whole life is lived through your teeth': biographical disruption and experiences of tooth loss and replacement. *Soc Health Illn* 2014; 36: 462–476
33. Srinivasan M, Cantin Y, Mehl A, Gjengedal H, Müller F, Schimmel M: CAD/CAM milled removable complete dentures: an in vitro evaluation of trueness. *Clin Oral Investig* 2017; 21: 2007–2019
34. Srinivasan M, Chien EC, Kalberer N et al.: Analysis of the residual monomer content in milled and 3D-printed removable CAD-CAM complete dentures: an in vitro study. *J Dent* 2022; 120: 104094
35. Srinivasan M, Kalberer N, Fankhauser N, Naharro M, Maniewicz S, Müller F: CAD-CAM complete removable dental prostheses: a double-blind, randomized, crossover clinical trial evaluating milled and 3D-printed dentures. *J Dent* 2021; 115: 103842
36. Srinivasan M, Kalberer N, Naharro M, Marchand L, Lee H, Müller F: CAD-CAM milled dentures: the Geneva protocols for digital dentures. *J Prosthet Dent* 2020; 123: 27–37
37. Srinivasan M, Kamnoedboon P, McKenna G et al.: CAD-CAM removable complete dentures: a systematic review and meta-analysis of trueness of fit, biocompatibility, mechanical properties, surface characteristics, color stability, time-cost analysis, clinical and patient-reported outcomes. *J Dent* 2021; 113: 103777
38. Srinivasan M, Schimmel M, Naharro M, O'Neill C, McKenna G, Müller F: CAD/CAM milled removable complete dentures: time and cost estimation study. *J Dent* 2019; 80: 75–79
39. Steinmassl O, Klauzner F, Ruech L et al.: Occlusal aspects of CAD/CAM fabricated complete dentures. *J Craniomandib Funct* 2018; 10: 117–125
40. Sykora O, Sutow EJ: Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. *J Oral Rehabil* 1993; 20: 19–31
41. Utz K-H: Abformung zahnloser Kiefer. In: Koeck B (Hrsg.): *Totalprothesen*. Urban & Fischer, München 2005, 58–94
42. Venus H, Böning KW, Peroz I: The effect of processing methods and acrylic resins on the accuracy of maxillary dentures and toothless denture bases: an in vitro study. *Quintessence Int* 2011; 42: 669–677
43. Villias A, Karkazis H, Yannikakis S, Artopoulou I, Polyzois G: Is the number of appointments for complete denture fabrication reduced with CAD-CAM? A literature review 2022; *Prosthesis*: 91–101
44. Wang C, Shi Y-F, Xie P-J, Wu J-H: Accuracy of digital complete dentures: a systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent* 2021; 125: 249–256
45. Wilks DS: Boxplots. In: Wilks DS (Hrsg.): *Statistical methods in the atmospheric sciences*. International geophysics series. Academic Press, Oxford, Waltham, MA 2006, 30–31
46. Wilks DS: Classical nonparametric tests for location. In: Wilks DS (Hrsg.): *Statistical methods in the atmospheric sciences*. International geophysics series. Academic Press, Oxford, Waltham, MA 2006, 156–162
47. Wilks DS: Multiple linear regression. In: Wilks DS (Hrsg.): *Statistical methods in the atmospheric sciences*. International geophysics series. Academic Press, Oxford, Waltham, MA 2006, 197–201
48. Wilks DS: Spearman rank correlation and Kendall's  $\tau$ . In: Wilks DS (Hrsg.): *Statistical methods in the atmospheric sciences*. International geophysics series. Academic Press, Oxford, Waltham, MA 2006, 55–57

## Dorsal misfit of upper complete dentures after polymerization with four cold-curing resins.

**Keywords:** complete upper denture, misfit, PMMA, posterior palatal gap, scraping of the master cast

**Introduction:** Currently, the majority of complete dentures are still conventionally manufactured using the wax-resin transformation process. Depending on the polymerization process, this can result in a deformation of the denture base, leading to misfit compared to the original impression. This particularly affects the dorsal edge of maxillary complete dentures. The aim of this study was to determine the size of the gap at the posterior termination of maxillary complete dentures after polymerization with various cold-curing resins in three-dimensional extent and under the influence of different palatal forms. **Materials and methods:** Four cold-curing resins were investigated. For each of the four groups, ten dentures were fabricated using the casting process on 120 plaster models with three different palatal forms (high, medium, flat). Three-dimensional measurement of the gap was carried out by using a low-viscosity silicone impression material and subsequent scanning. **Results:** The palatal form had a significant impact on the fit of the dentures at the dorsal termination (median  $p = 0.0435$ ), but the different types of cold-curing resins did not (median  $p = 0.2575$ ). The gap width was greatest for the flat palatal form and smallest for the high palatal form. The largest gaps were observed in the area of the raphe palatina mediana (flat palate 685  $\mu\text{m}$ , high/medium palate 620  $\mu\text{m}$ ); the size decreased laterally towards the tubera and anteriorly. **Conclusion:** To compensate for the misfit at the dorsal termination due to polymerization shrinkage along the midline (Aha-Line), it is recommended to create a box-shaped, approximately 5 mm wide, and around 0.7 mm deep relief on the master model, decreasing laterally and anteriorly. High and medium-high palatal forms require less pronounced relief.



**Dr. Dr. Simone Schiller**

**Elke Rustemeier** Global Precipitation Climatology Centre, Deutscher Wetterdienst

**Dr. Dominik Kraus** Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Universität Bonn

**Prof. Dr. Helmut Stark** Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Universität Bonn

**Prof. Dr. Frauke Müller** Division de gérodontologie et prothèse adjointe, Clinique universitaire de médecine dentaire Geneva

**Prof. Dr. Karl-Heinz Utz** Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften, Universitätsklinikum Bonn

**Kontakt:** Dr. Simone Schiller, Kastanienstraße 10, 53340 Meckenheim, Germany, E-Mail [simone.schiller@gmail.com](mailto:simone.schiller@gmail.com)

Abb. 1 bis 6 und Porträtfoto: S. Schiller