

**Dorsale Dimensionsänderung von
Oberkiefer-Totalprothesen bei der Polymerisation mit
vier Kaltpolymerisaten**

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn

Dr. Simone Daniela Schiller

aus Bonn

2022

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. Karl-Heinz Utz
2. Gutachter: Prof. Dr. Andreas Jäger

Tag der Mündlichen Prüfung: 02.06.2022

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Meinen Eltern

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	8
1.	Einleitung	9
1.1	Allgemeine Einführung	9
1.2	Anatomische Veränderungen und Folgen bei totalem Zahnverlust	9
1.2.1	Pathogenese der Alveolarfortsatzatrophie	9
1.2.2	Veränderungen der Weichgewebe	10
1.3	Halt der totalen Oberkieferprothese	11
1.3.1	Das Prothesenlager	11
1.3.2	Physikalische Mechanismen des Prothesenhaltes	12
1.3.2.1	Adhäsion und Kohäsion	12
1.3.2.2	Viskosität und Beschaffenheit des Speichels	13
1.3.2.3	Ventilrand und dorsale Randabdämmung	14
1.3.3	Muskulärer Halt	15
1.4	Entwicklung der Totalprothesen: Historischer Überblick	16
1.5	Aufbau der Totalprothese	17
1.6	Prothesenkunststoffe	18
1.6.1	Einteilung der verschiedenen Herstellungsverfahren	19
1.6.1.1	Gießtechnik (Nassverfahren)	19
1.6.1.2	Stopf-Press-Technik (Nassverfahren)	19
1.6.1.3	Injektionstechnik (Nassverfahren)	20
1.6.1.4	Schmelz-Press-Technik (Nachpressverfahren)	20
1.6.1.5	Spritzguss-Technik (Trockenverfahren)	20
1.6.1.6	CAD-CAM Technik	21
1.7	Probleme und Misserfolge	21
1.7.1	Veränderungen der Kunststoffe während des Herstellungsprozesses	22
1.7.1.1	Restmonomergehalt	22
1.7.1.2	Polymerisationsschrumpfung	22
1.7.1.3	Thermischer Ausdehnungskoeffizient	23
1.7.1.4	Quellung	23

1.7.1.5	Dorsaler Randspalt	24
1.8	Maßnahmen zur Reduzierung des dorsalen Randspaltes	24
1.9	Problemstellung und Ziel	26
2.	Material und Methoden	27
2.1	Herstellung der Prothesen	28
2.1.1	Abformung der zahnlosen Oberkiefer	28
2.1.2	Herstellung der Meistermodelle und Anfertigung der Doublerschablonen	29
2.1.3	Anfertigung der Arbeitsmodelle	30
2.1.4	Verteilung der Modelle auf die 4 Testgruppen	32
2.1.5	Herstellung der Prothesenschablonen und Anfertigung der Vorwälle aus Silikon	32
2.1.6	Vorbehandlung der Modelle	35
2.1.7	Ausgießen der Prothesen mit dem Polymerisat	35
2.1.7.1	Herstellung der Prothesen aus PalaXpress® (Heraeus Kulzer GmbH) – Gruppe 1	36
2.1.7.2	Herstellung der Prothesen aus Aesthetic Autopolymerisat® (Candulor AG) handwarm – Gruppe 2	36
2.1.7.3	Herstellung der Prothesen aus ProBase® Cold (Ivoclar Vivadent AG) – Gruppe 3	36
2.1.7.4	Herstellung der Prothesen aus FuturaGen® (Schütz Dental GmbH) – Gruppe 4	36
2.1.8	Ausarbeitung der Prothesen	38
2.2	Abformung des posterioren palatinalen Spaltes und anschließende Weiterverarbeitung zum „Sandwich“	40
2.2.1	Festlegung der Meßstellen und Anfertigung der Übertragungsschablone	40
2.2.2	Bohren von Abflusslöchern für das Abformmaterial	42
2.2.3	Abformung der posterioren Prothesenspalten mit Plurasil light body®	43
2.2.4	Bearbeitung der Abformungen und Fassung mit Silikon-Knetmasse	45
2.3	Einscannen der Proben	47
2.4	Vermessung der Proben	48
2.5	Auswertung der gewonnenen Daten und Statistik	49
3.	Ergebnisse	51

3.1	Messabweichung der Probenvermessung	51
3.2	Ergebnisse der Messungen	51
3.2.1	Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 1	51
3.2.2	Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 2	61
3.2.3	Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 3	71
3.2.4	Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 4	81
3.2.5	Vergleich der 4 Testgruppen	91
3.3	Statistik	95
4.	Diskussion	97
4.1	Kritische Betrachtung der Prothesenherstellung	97
4.1.1	Auswahl der Kunststoffe und des Herstellungsverfahrens	97
4.1.2	Modellherstellung	98
4.1.3	Isolierung	99
4.1.4	Herstellung der Prothesenplatten	99
4.1.5	Ausarbeitung der Prothesen	101
4.2	Kritische Betrachtung der Versuchsdurchführung	101
4.2.1	Auswahl der Messpunkte	101
4.2.2	Abformung des dorsalen Spaltes und Herstellung der Proben	102
4.2.3	Vermessung der Proben	103
4.3	Wertung der eigenen Ergebnisse und Vergleich mit dem Schrifttum	104
4.3.1	Dorsaler Spalt	104
4.3.2	Verwendete Kunststoffe	107
4.3.3	Einfluss der Gaumenform	107
4.3.4	Radierung	109
4.4	Praktische Schlussfolgerungen	110
5.	Zusammenfassung	114
6.	Abbildungsverzeichnis	116
7.	Tabellenverzeichnis	121
8.	Literaturverzeichnis	124
9.	Danksagung	136

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
dpi	dots per inch
et al.	et altri (und andere)
µm	Mikrometer
MMA	Methylmethacrylat
MP	Messpunkt
N	Newton
PMMA	Polymethylmetacrylat
Tab.	Tabelle
TIF	Tagged Image File Format

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Die Versorgung zahnloser Kiefer mit Totalprothesen ist seit jeher ein zentrales und komplexes Thema in der Zahnheilkunde. Zwar konnte in den letzten Jahren besonders bei den jüngeren Senioren (65- bis 74-Jährige) in Deutschland durch verbesserte Mundhygiene, zunehmende Prophylaxe-, Präventions- und zahnerhaltende Therapiemaßnahmen ein deutlicher Rückgang der Zahnlosigkeit verzeichnet werden: war im Jahr 1997 (DMS III) noch jeder vierte Patient in dieser Altersgruppe zahnlos (24,8 Prozent), ist es heutzutage laut DMS V Studie nur noch jeder achte (12,4 Prozent). Jedoch ist der Prozentsatz zahnloser Kiefer in der wachsenden Gruppe der Pflegebedürftigen über 75 Jahre mit 53,7 % immer noch sehr hoch.

Daher ist es die Aufgabe von Totalprothesen, die Kau- und Sprechfunktion nach Zahnverlust wiederherzustellen und den zahnlosen Patienten mit ästhetisch ansprechendem, in der Funktion einwandfreiem und für alle benachbarten Gewebe atraumatischen herausnehmbarem Zahnersatz zu versorgen (Arafa 2016). Insbesondere Retention und Stabilität sind dabei wichtige Indikatoren für die Patientenzufriedenheit (Limpuangthip et al., 2018). Ein weiterer Aspekt ist es auch, die durch Zahnverlust bzw. Zahnlosigkeit empfundene Verschlechterung der Lebensqualität der Patienten zu verbessern. (Allen und McMillan, 2003; Ellis et al., 2007).

Für den Halt und die Funktionalität der Prothesen sind - neben anderen - deren Passgenauigkeit zum Prothesenlager und die Dimensionsstabilität von entscheidender Bedeutung.

In dieser Studie sollten daher die Dimensionsänderungen im dorsalen Randbereich nach Kaltpolymerisation von Oberkiefer-Totalprothesen untersucht werden.

1.2 Anatomische Veränderungen und Folgen bei totalem Zahnverlust

1.2.1 Pathogenese der Alveolarfortsatzatrophie

Bei bezahntem Kiefer wird die von den Zähnen und dem Zahnhalteapparat aufgenommene Kaukraft auf den Alveolarfortsatz weitergeleitet und regt dort den Knochen aufgrund der entstehenden Druck- und Zugkräfte zu einer fortwährenden Knochenneubildung an. Im Zuge des Zahnverlustes geht diese Aufgabe verloren und es kommt zusätz-

lich zum physiologischen, altersbedingten Abbau des gesamten Skeletts zu einem Verlust an Knochensubstanz (Allen und McMillan, 2003; Riediger, 2009). Dieser wird durch die unphysiologische, flächige Druckbelastung von schleimhautgetragenen Zahnersatz zusätzlich beschleunigt (Jacobson und Krol, 1983). Dabei kommt es neben einem Verlust an Knochenhöhe auch zu einer Verringerung der Knochendichte. Dies führt im Oberkiefer dazu, dass im Bereich der Nasenhaupt- und Nasennebenhöhlen nur noch dünne Knochenlamellen verbleiben und der Oberkieferbogen und damit die Fläche der Prothesenbasis kleiner werden (Riediger, 2009). Der Verlust an vertikaler Knochenhöhe ist im 1. Jahr nach Zahnverlust am höchsten und im Laufe der Jahre im Unterkiefer viermal höher als im Oberkiefer (Tallgren, 2003). Bei nach Extraktion neu eingesetzten Totalprothesen ist die Reduktion der Alveolarkämme in der ersten Wochen bis Monaten nach Eingliederung besonders im anterioren Bereich der Kiefer am größten, was regelmäßige Kontrollen des Zahnersatzes erfordert. Zudem kommt es im Unterkiefer zu einer Aufwärtsrotation mit einer daraus resultierenden Abnahme der vertikalen und sagittalen Dimension zwischen Ober- und Unterkiefer (Tallgren et al., 1980).

1.2.2 Veränderungen der Weichgewebe

Infolge des Knochenschwundes kommt es zu einer Verminderung der keratinisierten Gingiva propria des Alveolarfortsatzes und zu einem Überwiegen der beweglichen Alveolarmukosa (Riediger 2009). Keratinisiertes Gewebe kann jedoch dem Druck, der durch die Kaubewegungen entsteht, viel besser widerstehen und die darunterliegenden Schichten schützen (Jacobson und Krol, 1983). Zusätzlich tritt besonders im Unterkiefer ein Heranrücken der Muskelansätze an die Gingiva propria auf. Im Oberkieferfrontbereich kann aufgrund der Breiten und Höhenreduktion des Kieferknochens ein fibrös umgewandelter Kieferkamm, der Schlotterkamm, entstehen (Allen und McMillan, 2003; Jacobson und Krol, 1983). Durch den Zahnverlust und dem daraus folgenden Knochenabbau kommt es außerdem durch die fehlende Abstützung zum Einfallen der perioralen Muskulatur, zur Verschmälerung des Lippenbildes und einer Reduzierung der Gesichtshöhe (Ismail, 1971) sowie einer Hypertrophie der Zunge mit Ausbreitung in die vorher bezahnten Räume (Bawendi, 1978; Sutton et al., 2004). Dies führt insgesamt zu ungünstigeren Verhältnissen des Prothesenlagers und schwierigeren Voraussetzungen für die Herstellung einer gut passenden und funktionierenden Totalprothese.

1.3 Halt der totalen Oberkieferprothese

Prothesenretention ist definiert als ihre Widerstandsfähigkeit gegen das Verschieben und Ablösen Prothese von ihrer basalen Auflage (Jacobson und Krol, 1983; Pasam et al., 2012).

Der Halt einer Totalprothese hängt von vielen unterschiedlichen Faktoren und deren Zusammenwirken ab. Er beruht auf einer Kombination aus Muskelkraft der angrenzenden Gewebe von Wange, Zunge und Lippen sowie physikalischen Kräften, die zwischen der Prothesenbasis, den unterstützenden Geweben und dem dazwischenliegenden Speichelfilm wirken (Barnabel, 1971, Niedermeier, 1982). Diese physikalischen Mechanismen umfassen Adhäsion, Kohäsion, Oberflächenspannung, Viskosität und Atmosphärendruck, die entweder einzeln oder in Kombination wirken (Barnabel, 1971; Bláhová und Neuman, 1971; Friedman, 1954; Jacobson und Krol, 1983; Kaur et al., 2016, Tyson 1967).

1.3.1 Das Prothesenlager

Die Totalprothese ist im Gegensatz zu Teilprothesen, zu deren Befestigung Nachbarzähne mittels Klammern oder Doppelkronensystemen miteinbezogen werden können, ausschließlich der Schleimhaut und dem darunterliegenden Kieferknochen und Alveolarfortsatz aufgelagert. Das knöcherne Prothesenlager wird im Oberkiefer von Anteilen des Os maxillare und des Os palatinum gebildet. Die darüberliegende Gaumenschleimhaut steht in direktem Kontakt zur Prothesenbasis und dient als Puffer für die von der Prothese auf den Kieferknochen übertragenen Krafteinwirkungen (Jacobson und Krol, 1983). Zusätzlich sorgt sie für eine Abdämmung des Prothesenspaltraumes am Ventilrand mit Verbesserung des Prothesenhaltes und schützt den Organismus vor toxischen, allergischen und mikrobiologischen Schädigungen (Niedermeier, 1990). Topographisch wird die Gaumenschleimhaut des Oberkiefers nach Lund in vier Gewebезonen unterteilt (Reinhardt 2006):

1. Fibröse Randzone

Diese liegt im Bereich des knöchernen Alveolarfortsatzes. Hier ist die Schleimhaut unbeweglich und fest mit der Knochenoberfläche verwachsen.

2. Fibröse Medianzone

Sie liegt im Bereich der mittleren Gaumennaht, die durch eine dünne, unbewegliche

Schleimhautschicht charakterisiert ist.

3. Fettgewebszone

Sie bildet den vorderen Gaumenteil. Eine genaue Abgrenzung ist schwierig, da sich das Fettgewebe über den gesamten Gaumen verteilt.

4. Drüsenzzone

Sie befindet sich im hinteren Abschnitt des Gaumens, besonders im perivaskulären Gewebe im Bereich der Gaumenarterien. Im Alter erfolgt ein zunehmender Ersatz durch Fettgewebe.

Die Belastbarkeit hängt dabei von der Dicke und Qualität der Schleimhaut ab. Die mittlere Dicke der palatinalen Mukosa liegt bei $2,55 \pm 0,49$ mm mit einer Zunahme zur Raphe palatina mediana und der posterioren Molarenregion hin (Yaman et al., 2014).

Zudem spielen Kompressibilität und Elastizität für die spätere erfolgreiche Versorgung eine Rolle (Jacobson und Krol, 1983). Diese sind jedoch interindividuell sehr unterschiedlich und lassen sich nicht nach anatomischen Gesichtspunkten einteilen (Sohm, 1934). Im Bereich der Umschlagfalte geht die unbewegliche in die bewegliche Schleimhaut über.

Zusätzlich wird der harte vom weichen Gaumen unterschieden. Das Gaumensegel bildet den weichen Gaumen, welcher sich bis zur Uvula erstreckt (Reinhardt, 2006). Der Übergang zwischen hartem und weichem Gaumen wird als Vibrationszone oder Aha-Linie bezeichnet, da sich beim Sprechen der Laute A und H das Gaumensegel hebt und senkt (van Waas, 2011). Man unterscheidet eine anteriore Vibrationslinie, die im Bereich der unbeweglichen Übergangszone der Gaumenschleimhaut liegt und mit dem Abschluss der Drüsenzzone zusammenfällt, von einer posterioren, die sich im Bereich der Verbindung des aponeurotischen Teils des weichen Gaumens und des muskulösen Teils des weichen Gaumens befindet (Fernandes et al., 2008). Sie liegen etwa auf Höhe der letzten Molaren und sind der Anhaltspunkt für den dorsalen Abschluss der Totalprothese (Reinhardt, 2006).

1.3.2 Physikalische Mechanismen des Prothesenhaltes

1.3.2.1 Adhäsion und Kohäsion

Adhäsion und Kohäsion sind wichtige physikalische Faktoren bei der Retention von Zahnersatz. Unter Adhäsion wird die Anziehung ungleicher Moleküle verstanden, sie ist

vor allem an der Benetzung des Kapillarspalttes beteiligt, während es bei der Kohäsion zur Anziehung ähnlicher Moleküle kommt (Jacobson und Krol, 1983). Laut Stamoulis (1962) ist die Adhäsion ein entscheidender Faktor für die Retention von Prothesen. Sie verhindert eine Ablösung der Prothese jedoch nur bei den senkrecht zu dieser wirkenden Verschiebekräften und widersteht nicht horizontalen Kräften und lateralen Drehmomenten (Hardy und Kapur, 1958). Durch das Vorhandensein von Speichel zwischen der Prothesenbasis und der darunterliegenden Schleimhaut kommt es zum Kapillareffekt. Voraussetzung dafür ist eine dichte Anlagerung der möglichst großflächigen Prothesenbasis an die Schleimhaut (Niedermeier, 1982). Dadurch wird die dazwischenliegende Speichelschicht zu einem Film verdünnt. Der durch den im Spalt geringere im Verhältnis zum Umgebungsdruck entstehende Unterdruck sorgt entscheidend für den Halt der Prothese (Barnabel, 1971). Für dessen Aufrechterhaltung ist ein einwandfreier Ventilrand und insbesondere eine dorsale Abdämmung am Übergang zwischen hartem und weichem Gaumen essentiell (Niedermeier, 1982). Diese Widerstandskraft ist umgekehrt proportional zur der Dicke des Speichelfilms (Barnabel, 1971).

1.3.2.2 Viskosität und Beschaffenheit des Speichels

Ebenfalls von Bedeutung für den Halt der Prothese ist die Viskosität des Speichels. Sie ist abhängig von der Sekretion der seromukösen Speicheldrüsen (Bláhová und Neuman 1971). Dabei ist die Retentionskraft direkt proportional zur Viskosität des Speichels. Je höher die Viskosität desto größer ihre Haftwirkung (Barnabel, 1971, Niedermeier, 1982). Optimalerweise sollte der Speichelfilm dünn und kontinuierlich sein (Giglio et al., 1962). Seine Dicke liegt laut Bláhová und Neuman (1971) bei 0,1 mm. Luftblasen erzeugen Diskontinuitäten, die die Retention vermindern können. Dies betrifft hauptsächlich große Blasen im Speichelfilm, die mit der Prothese und dem Stützgewebe in Kontakt kommen. Sehr kleine Blasen, die innerhalb des Films suspendiert sind, aber nicht in Kontakt mit der Prothese und Schleimhaut kommen, beeinflussen den Halt nicht, da ein kontinuierlicher Speichelfilm sie umgibt (Barnabel, 1971). Auch eine ausreichende Menge an verfügbarem Speichel ist wichtig (Niedermeier et al., 2010). Wenn sich die Prothese von ihrer Auflage bewegt, muss das Volumen an Speichel im Kapillarspalt gleichermaßen zunehmen, um den Flüssigkeitsfilm intakt zu halten. Daher führt eine Xerostomie zu einer reduzierten Haftkraft von Totalprothesen (Hardy und Kapur, 1958).

1.3.2.3 Ventilrand und dorsale Randabdämmung

Eine gute Randabdämmung der Prothese ist für den Saugeffekt, den guten Sitz und die Stabilität der Totalprothese wichtig (Calomeni et al., 1983; Carroll und Shaffer, 1980; Kaur et al., 2016; Lauciello und Conti, 1979; Narvekar und Appelbaum, 1989; Skinner und Chung, 1958). Sie sichert den Halt auch bei exzentrischen Belastungen (Hardy und Kapur, 1958), vermindert ein zu schnelles Nachfließen des Speichels, einen Luftzutritt und damit einen reduzierten Halt (Barnabel, 1971).

In der Theorie wird das Außenventil vom Innenventil unterschieden. Das Außenventil befindet sich bei Oberkiefertotalprothesen zwischen der vestibulären Prothesenoberfläche und der angrenzenden Schleimhautoberfläche von Lippe und Wange und führt dort zu einem dichtenden Kontakt (Bawendi, 1978). Das Innenventil wird gebildet aus dem Übergang von verschieblicher zu unverschieblicher Schleimhaut und der Innenseite der Prothese. Neben der Verbesserung von Retention verhindert ein enger Kontakt der Prothesenbasis mit der Schleimhaut auch ein Dazwischentreten von Speiseresten unter die Prothese, ermöglicht eine Verminderung oder Beseitigung Würgereizes sowie ein angenehmeres Gefühl für die Zunge (Hardy und Kapur, 1958).

Jedoch ist gerade die Randgestaltung im dorsalen Bereich der Oberkiefertotalprothese schwierig. Da hier grundsätzlich nur das Innenventil als Abdichtung zum Gaumen existiert, ist die dorsale Abdichtung schwierig zu erreichen (Utz, 2005). Sie kann nur durch eine dichte Anlagerung der Prothese an der Schleimhaut erfolgen. Voraussetzung hierfür ist eine resiliente Schleimhaut, wie sie nur im Bereich des Übergangs vom harten zum weichen Gaumen vorliegt, auf die ein durch die Prothese leicht ausgeübter Druck die Retention verbessern kann (Ettinger und Scandrett, 1980). Bis in diese Region muss die Prothese extendiert werden (Jacobson und Krol, 1983), eine Verkürzung des dorsalen Randes führt zu einer verminderten Retention (Fløystrand und Ørstavik, 1984). Dieser resiliente Schleimhautbereich, der für die Einlagerung des dorsalen Prothesenrandes zur Verfügung steht, ist interindividuell unterschiedlich breit und liegt zwischen 2 und 10-12 mm (Miller, 1984).

Bei den heute üblichen Herstellungsverfahren für Totalprothesen ergibt sich allerdings das Problem, dass die komplizierte geometrische Hohlform zu einer ungleichmäßigen Kontraktion des Kunststoffes während der Polymerisation mit Spannungen und Deformationen innerhalb der Prothese führt, welche nach dem Ausbetten durch Rückstellung

ausgeglichen werden. Diese führen besonders dorsalen Bereich zu einer größeren Veränderung mit Abflachung des palatinalen Gewölbes und Öffnung des dorsalen Randes (Meiners und Böcker, 1976; Miessi et al., 2008). Dadurch entsteht eine Diskrepanz zwischen Prothesenunterlage und Prothese, die zu einem Verlust der Abdichtung am dorsalen Rand mit schlechterem Halt der Prothese führt.

Die Festlegung der distalen Länge der Oberkiefertotalprothese und die Herstellung der dorsalen Randabdämmung sind daher entscheidende Schritte während der Anfertigung (van Waas, 2011). Die Bestimmung der Länge erfolgt mithilfe von Palpation, im Nasenblasversuch oder durch Artikulation des Lautes A, da ein Zusammenhang zwischen dem Übergang von kompressiblen und nicht kompressiblen Anteilen des Gaumens und dem knöchernen dorsalen Abschluss des Os palatinum besteht (Iwanaga et al., 2018; van Waas, 2011), während die Fovea palatini als Orientierungspunkt für den dorsalen Abschluss sehr ungenau und damit ungeeignet sind (Hardy und Kapur, 1958; Chen, 1980). Für den Ausgleich der durch die Polymerisation entstehenden Diskrepanz zwischen Prothesenunterlage und Prothese wird im Idealfall eine Radierung am Meistermodell in genau dieser Größenordnung durchgeführt (Utz, 2005).

1.3.3 Muskulärer Halt

Eine weitere wichtige Determinante ist die Muskulatur des orofazialen Systems, die sowohl die einwirkende Kaukraft bestimmt als auch Retention und Stabilität mitbeeinflusst. Es ist entscheidend, dass die Prothese nicht durch Aktivierung bestimmter Muskelgruppen aufgrund Einschränkung ihrer funktionellen Freiheit von ihrer Unterlage abgehoben wird, sondern im Gegenteil, dass durch optimale Ausdehnung der Prothese und harmonischer Oberflächengestaltung eine Verbesserung der Stabilität durch Lippen-, Wangen-, und Zungenmuskulatur erreicht werden kann (Fish, 1933; Jacobson und Krol, 1983). Vor allem die horizontal-tangential angeordnete Muskulatur von M. buccinator und M. orbicularis oris (Fuhr und Reiber 1993) und bei Oberkiefertotalprothesen der aktive Zungendruck tragen dazu bei (Ørstavik und Fløystrand, 1984). Letzterer ist auch aufgrund der anatomischen Anordnung der Muskelfasern der Zunge im Tuberbereich am größten (Fløystrand, 1986). Die Muskeln sind während des Redens, Kauens und Schluckens aktiv. Durch die richtige Kontur der Prothesenaußenflächen ist es möglich, die horizontal gerichteten Kräfte, die während der Kontraktion dieser Muskeln auftreten,

in vertikale zu richten, die die Prothese auf ihrer Unterlage stabilisieren (Jacobson und Krol, 1983).

1.4 Entwicklung der Totalprothesen: Historischer Überblick

Bis zur Entwicklung der Kunststoffe wurden in der Zahnmedizin vor allem natürliche Stoffe verwendet. Dabei wurden Harze und Wachse, die auch durch Erwärmung formbar gemacht wurden, wie auch Hölzer, Hörner und Hufe von Tieren verwendet. Prothesenbasen wurden bis Mitte des 19. Jahrhunderts aus handgeschnitztem Elfenbein, Porzellan oder gegossenen Metallen zeit- und kostenaufwendig hergestellt (Rueggeberg, 2002).

1839 wurde von Charles Goodyear zum ersten Mal die Vulkanisation von gereinigtem Naturkautschuk durchgeführt. Diese Behandlung führte zu stark verbesserten elastischen Eigenschaften und bot, je nach Art der chemischen Bindungen, eine breite Palette an Flexibilität und Härte der Produkte. Im Jahr 1851 entwickelte sein Bruder Nelson Goodyear ein Verfahren zur Herstellung von hartem Gummi, dem Vulcanit, aus dem 1853 die erste Prothese hergestellt wurde. Die Vorteile von Vulcanit waren seine leichte Formbarkeit und gute Anpassung an das Meistermodell, seine Unlöslichkeit und Nichtreaktivität mit dem Speichel. Einer der Hauptnachteile war die im verarbeiteten Zustand dunkelbraune bis graue Farbe und zudem hohe Lizenzgebühren. Farbverbessernde Zusätze verschlechterten die Eigenschaften des Materials (Rueggeberg, 2002).

Ein während dieser Zeit entwickeltes konkurrierendes Material wurde das Zelluloid. Dieses Produkt wurde als "Rohling" hergestellt, dann erhitzt und unter Druck an das Modell angepasst. Zelluloid hatte eine natürlichere Gingivafarbe als Vulcanit, war jedoch im Laufe der Zeit anfälliger für Veränderungen der Form. Es neigte auch dazu, mit dem Alter grün zu werden und entwickelte einen schlechten Geruch durch Aufnahme von Speichelkomponenten (Rueggeberg, 2002).

Ab dem Beginn des 20. Jahrhunderts konstruierte Gysi die ersten Artikulatoren und Gesichtsbögen, ließ individuell angefertigte Prothesenzähne anfertigen und setzte mit seinen Forschungen zu Artikulationsbewegungen und Okklusionskonzepten neue Maßstäbe (Phoenix und Engelmeier, 2016).

In diese Zeit fiel auch die entscheidende Weiterentwicklung der Prothesenbasismaterialien mit der Einführung von vernetzten Polymeren, die die Fähigkeit zur Kettenbildung

besaßen, so dass sie beim Erhitzen in ihre Form polymerisiert werden konnten und nicht mehr gepresst werden mussten. Von besonderem Interesse für den Dentalbereich war dabei die Entwicklung in der Acrylchemie (Rueggeberg, 2002). In den dreißiger Jahren entwickelte der Chemiker Otto Röhm aus Darmstadt das Polymethylmethacrylat (PMMA), welches er 1934 unter dem Namen Plexiglas als Marke anmeldete (Ziemehl, 2014). In den darauffolgenden Jahren fand der Zahntechniker Gottfried Roth heraus, dass PMMA in seinen Monomeren löslich war, sich zu einem formbaren Teig anmischen ließ und sich somit zur Herstellung von Zahnprothesen eignete. Dieses Verfahren wurde von der Firma Kulzer 1936 zum Patent angemeldet und revolutionierte unter dem Namen Paladon, als heißpolymerisierender Kunststoff, den Markt.

Nach dem Krieg wurden dann die ersten Kalt- und Autopolymerisate entwickelt, die durch chemische Reaktionen auch bei Raumtemperatur polymerisierten. Es wird geschätzt, dass schon 1946 95% der Prothesen aus PMMA hergestellt wurden (Rueggeberg, 2002). Durch ihre verbesserten Eigenschaften, auch Farb- und Mundbeständigkeit betreffend, verdrängten sie die anderen Materialien vom Markt und sind bis heute Mittel der Wahl.

1.5 Aufbau der Totalprothese

Eine Totalprothese besteht aus (Gernet et al., 2011):

1. Prothesenbasis
2. Prothesenaußenflächen
3. Künstlichen Zähnen

Die Prothesenbasis liegt der Schleimhaut der Kiefer auf und überträgt die auftretenden Kaukräfte auf diese und den darunterliegenden Alveolarkamm. Sie sollte möglichst großflächig gestaltet sein, um die Druckkräfte gut zu verteilen und gering zu halten und durch eine möglichst dichte Anlagerung an die Schleimhaut eine gute Adhäsion zu erzielen (Avant, 1971). Laut Barbenel (1971) ist die Haltekraft proportional zum Quadrat der Prothesenunterfläche.

Die Sättel der Totalprothesen wirken dabei als Schubverteiler gegenüber horizontalen Schubkräften. Jedoch wird die Ausdehnung der Prothesenbasis durch die ansetzenden Muskelgruppen und Bänder limitiert, die ein Abheben der Prothese bewirken würden (Jacobson und Krol, 1983).

Die Prothesenaußenflächen bilden das Außenventil und grenzen an die Schleimhaut von Wangen, Lippen und Zunge, an denen sie möglichst gleichmäßig anliegen sollten. Sie sind mitverantwortlich für die Ästhetik der Prothese und unterstützen die Ausformung der Lippen und des Lippenprofils. Daher ist eine Gestaltung nach anatomischem Vorbild wichtig. Die bukkalen und labialen Flächen der Oberkiefer- und Unterkieferprothesen sollten konkav gestaltet sein, um ein gutes Anliegen an Wangen und Lippen zu ermöglichen (Bawendi, 1978; Jacobson und Krol, 1983). Eine Reduktion der Dicke der vestibulären Prothesenaußenflächen führt daher auch zu einem geringeren Halt der Prothesen (Fløystrand und Ørstavik, 1984).

Die künstlichen Zähne dienen zum einen der Nahrungszerkleinerung und ermöglichen zum anderen die Rekonstruktion der verlorenen vertikalen und horizontalen Kieferrelation. Sie sind entscheidend für die Ästhetik und Ausformung der Weichgewebe und wirken bei optimaler Aufstellung und Okklusion stabilisierend auf die Prothese (Gernet et al., 2011). Sie werden sowohl aus Kunststoff als auch aus Keramik hergestellt.

1.6 Prothesenkunststoffe

Für die Herstellung von Totalprothesen werden heutzutage aufgrund der einfachen Verarbeitungsfähigkeit und guten Eigenschaften hauptsächlich Prothesenkunststoffe aus Polymethylmethacrylaten (PMMA) verwendet (Jagger et al., 1999). Diese entstehen durch Polymerisation von ungesättigten Monomeren unter Aufspaltung von Doppelbindungen zu großen Makromolekülen (Hugger und Stüttgen, 2005). Sie setzen sich aus einem Zweikomponenten-System zusammen, dem Pulver und der Flüssigkeit.

Die Flüssigkeit besteht zu einem Großteil aus Monomeren, den Methylmethacrylaten (MMA). Dieser ist ein Inhibitor (Hydrochinon) zugesetzt, der eine vorzeitige Polymerisation verhindern soll, sowie ein Aktivator als Reduktionsmittel (Rink, 1952). Das Pulver setzt sich hauptsächlich aus dem kugelförmigen Vorpolymerisat (PMMA) zusammen. Die Größe der Agglomerate liegt laut Brauer (1975) zwischen 0,1 und 0,001 mm. Zusätzliche Stoffe wie Stabilisatoren, Aktivatoren, Akzeleratoren, Initiatoren, Katalysatoren, Füllstoffe, Farbstoffe und andere optimieren die Eigenschaften.

In einem vom jeweiligen Hersteller vorgeschriebenem Verhältnis erfolgt die Verarbeitung der Komponenten, bei der der Monomergehalt entscheidende Auswirkungen auf die späteren Eigenschaften hat. Je höher der Monomergehalt desto größer ist das Ausmaß

der Polymerisationsschrumpfung, der Restmonomergehalt der späteren Prothese und deren Biessamkeit. Demgegenüber sind die Festigkeit und das Elastizitätsmodul geringer (Hugger und Stüttgen, 2005).

Man unterscheidet bei den PMMA-Kunststoffen die Heiß-, Kalt- und Autopolymerisate. Sie unterscheiden sich vor allem in der Einleitung der Polymerisation, nicht in ihren Ausgangsstoffen. Während die Heißpolymerisate Wärmezufuhr zur Auslösung der chemischen Reaktion benötigen, erfolgt diese bei den Kalt- und Autopolymerisaten über Katalysatoren.

1.6.1 Einteilung der verschiedenen Herstellungsverfahren

Bei der Verarbeitung der Prothesenkunststoffe wird zunächst zwischen Nass- und Trockenverfahren unterschieden (Marx, 1981). Bei dem Nassverfahren wird, wie vorhin schon ausgeführt, ein Pulver-Flüssigkeitsgemisch verwendet, während beim Trockenverfahren ein auspolymerisierter PMMA-Kunststoff durch Wärmezufuhr formbar gemacht und weiterverarbeitet wird.

Nach Art der weiteren Handhabung werden folgende Verfahren unterschieden:

1.6.1.1 Gießtechnik (Nassverfahren)

Beim Gießverfahren, welches auch in unserer Studie angewendet wurde, wird ein Kaltpolymerisat in flüssiger Form über einen trichterförmigen Einflusskanal in einen Hohlraum gegossen. Ein auf der anderen Seite liegender Entlüftungskanal sorgt dafür, dass die Luft aus der Gießform entweichen und diese so vollständig mit Kunststoff ausfließen kann. Die mit Kunststoff gefüllten Trichter dienen als Reservoir zum Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung. Die anschließende Polymerisation erfolgt unter Druck (2-4 Bar) in einem warmen Wasserbad. Bei diesem Verfahren entfällt das Einbetten der Modelle in Gips (Bawendi, 1976). Zudem ergeben sich eine kürzere Polymerisationszeit sowie eine verminderte Bruchgefahr beim Ausbetten und ein geringerer Aufwand bei der Nachbearbeitung. Jedoch sind Festigkeits- und elastischen Eigenschaften im Vergleich zu den Heißpolymerisaten vermindert. Zusätzlich liegt eine stärkere Quellung vor (Schwickerath und Bawendi, 1972).

1.6.1.2 Stopf-Press-Technik (Nassverfahren)

Die Stopf-Press-Technik kann für Warm- und Kaltpolymerisate angewendet werden.

Hierbei wird das Modell mit der in Wachs ausgearbeiteten Prothese mit Gips in einer Küvette eingebettet. Nach Ausbrühen des Wachses wird eine teigartige Mischung aus Monomer und pulverförmigem Polymer in die Hohlräume der zweiteiligen geöffneten Küvette eingebracht, die Küvettenhälften werden anschließend in einer Presse zusammengedrückt und so der überschüssige Kunststoff entfernt (Hugger und Stüttgen, 2005). Die Küvette wird mit einem Bügel fixiert. Bei Heißpolymerisation erfolgt diese in einem Wasserbad mit exakter Temperatur – Zeit – Führung, um Spannungen innerhalb der Prothese zu minimieren (Janke, 1955). Nachteilig an diesem Verfahren ist eine durch die verfahrensbedingte Pressfahne entstehende Bisserrhöhung (Bawendi, 1976; Marx, 1981).

1.6.1.3 Injektionstechnik (Nassverfahren)

Bei diesem Verfahren wird der angemischte Kunststoff nach Gipseinbettung als Heiß- oder Kaltpolymerisat unter Druck in die geschlossene Küvettenhohlform gepresst (injiziert). Dadurch kann die bei der Stopf-Press-Technik auftretende Bisserrhöhung vermieden werden. Dieses Herstellungsverfahren führt zu einer guten Passgenauigkeit. (Chintalacheruvu et al., 2017; Venus et al., 2011). Ein Vorteil ist zudem das optimale Mischungsverhältnis der Komponenten, bei jedoch hohem technischem Aufwand.

1.6.1.4 Schmelz-Press-Technik (Nachpressverfahren)

Dieses Verfahren ist eine Kombination aus Stopf-Press- und Injektions-Technik (Marx, 1981). Der Luxene[®]-Kunststoff wird als vorpolymerisiertes, erwärmtes Gel in eine offene Küvette eingebracht und nach Verschließen gepresst und verdichtet. Die endgültige Polymerisation erfolgt im Wasserbad.

1.6.1.5 Spritzguss-Technik (Trockenverfahren)

Beim Spritzgussverfahren wird ein bereits polymerisierter Kunststoff durch Erwärmung verflüssigt und unter hohem Druck in eine Spritzküvette eingebracht (Bawendi, 1975). Vorteil dieses Verfahrens ist besonders der fast vollständig fehlende Restmonomergehalt und eine fehlende Polymerisationsschrumpfung (Meiners und Böcker, 1976). Die Prothesen zeigen daher eine gute Formgenauigkeit und Formbeständigkeit (Bawendi, 1975). Demgegenüber stehen ein hoher technischer Aufwand und eine fehlende chemische Verbindung zum Kunststoffzahn.

1.6.1.6 CAD-CAM Technik

Diese neue Technik für die Prothesenherstellung ist entstanden mit Hilfe des Computer-Aided-Design und Computer-Aided-Manufacturing (CAD-CAM). Hierbei werden vorpolymerisierte Blöcke aus Polymethylmethacrylat (PMMA) verwendet, die mittels Computersoftware und 5-Achsen-Fräsen bearbeitet werden. Vorteile dieses Verfahrens sind vor allem eine Zeitersparnis in der Herstellung, eine bessere Passform durch Wegfall der Polymerisationsschrumpfung (Steinmassl et al., 2018) und die digitale Speicherung, die unproblematische Neuanfertigungen ermöglicht (Goodacre et al., 2016). Zudem liefern neue Scannertechniken gute Ergebnisse und ermöglichen die Erstellung von virtuellen Modellen, die direkt an das Labor übertragen werden können (Peng et al., 2018). Dem gegenüber stehen jedoch auch höhere Kosten für Material und technischen Aufwand (Bilgin et al., 2016). Der Einsatz dieser Technik könnte dazu führen, dass eine Nachbearbeitung der Aha-Linie durch Radieren des Modells überflüssig wird.

1.7 Probleme und Misserfolge

Neben den positiven Eigenschaften von Polymethylmethacrylat als Prothesenbasismaterial wie einfache Herstellung, angemessene mechanische Stärke, gute Ästhetik, geringe Toxizität, Leichtigkeit der Reparatur, sind andererseits Dimensionsänderungen und daraus entstehende Passungenauigkeiten, die während des Herstellungsprozesses auftreten, nahezu unvermeidlich und führen zu Inkongruenzen zwischen Prothese und Kiefer bzw. Modell (Anderes T, 1952; Bawendi, 1976; Marx 1975; Meiners und Böcker 1976; Lee et al. 2010). Diese sind vor allem durch die Polymerisationsschrumpfung, Quellung durch Wasseraufnahme und thermische Schrumpfung verursacht und können im weiteren Verlauf zu schlechtem Sitz und Halt der Prothese sowie Schädigungen der Schleimhaut mit der Entstehung von Druckstellen bis hin zu Knochenatrophie des Prothesenlagers führen (Marx, 1975, Jacobson und Krol, 1983). Zusätzlich kommt es aufgrund des einwirkenden Druckes beim Tragen der Prothesen auf das Prothesenlager zu einer Dickenzunahme des Teguments, die als Anpassungsreaktion auf die erhöhte mechanische Belastung gewertet werden kann (Niedermeier, 1990). Besonders durch Langzeitbelastungen werden die oralen Gewebe unphysiologisch beansprucht. Dies kann zu Schäden am Prothesenlager mit Prothesenstomatitis und schlechten Gerüchen führen (Niedermeier, 1990).

Die dabei von den Patienten am häufigsten empfundenen Mängel betreffen Ästhetik, Halt, Mastikation, Phonation sowie Schmerzen von Druckstellen und Würgereiz (Kotkin, 1985; Laurina und Soboleva, 2006). Zudem verhindert Protheseninstabilität, dass Prothesenträger insbesondere beim einseitigen Beißen und Kauen das volle Potenzial ihrer Kiefermuskeln ausnutzen können (Caloss et al., 2011). Auch eine fehlende Langzeitstabilität der Prothesen führt zu vermehrten Reparaturen verbunden mit erhöhten Kosten (Jagger et al., 1999).

1.7.1 Veränderungen während des Herstellungsprozesses

1.7.1.1 Restmonomergehalt

Der Restmonomergehalt beeinflusst die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Kunststoffes negativ und kann zu allergischen Reaktionen und Prothesenunverträglichkeiten führen (Weaver und Goebel, 1980). Eine Verlängerung der Polymerisationsdauer sowie eine Erhöhung der Polymerisationstemperatur erniedrigen den Restmonomergehalt signifikant (Gernet et al., 2011). Daher ist der Monomergehalt von Kalt- höher als der von Heißpolymerisaten (Finger, 1975). Er liegt eine Stunde nach Polymerisation von Kaltpolymerisaten bei 3,3 % und verringert sich bei Luftlagerung nach 20 Stunden auf 2,7 %. Bei weiterer Luftlagerung verändern sich diese Werte nur noch geringfügig (Brauer, 1975).

Jedoch löst sich Restmonomer in Gegenwart von Flüssigkeiten, wie Speichel und Wasser, mit der Zeit aus dem Kunststoff. Laut Brauer (1975) sinkt der Monomergehalt nach 4,5-monatigen Wasserlagerung bei 37 °C auf 1,4 %.

1.7.1.2 Polymerisationsschrumpfung

Die Verfestigung von plastisch-viskösen Massen ist immer mit einer Volumenänderung verbunden (Meiners, 1973). Die Polymerisationsschrumpfung der PMMA-Kunststoffe liegt bei unbehinderter Kontraktion zwischen 1,7 % und 2,3 %. Sie vergrößert sich jedoch bei der Herstellung von Prothesen auf 5-7 Volumenprozent, da aufgrund der Wandungen in der geometrisch komplizierten Hohlform (z.B. Küvette) keine gleichmäßige Kontraktion möglich ist (Meiners und Böcker, 1976). Es entstehen mit zunehmender Verfestigung des Kunststoffes innere Spannungen, die sich nach Abnahme vom Modell durch Relaxation lösen, jedoch auf diese Weise zu einer

Passungengenauigkeit führen (Bawendi, 1973; Meiners und Rehage, 1983).

Das Ausmaß der Polymerisationsschrumpfung ist vom Pulver-Flüssigkeitsverhältnis abhängig und bei den Kaltpolymerisaten größer (Marx, 1975). Jedoch hat laut Marx 1981 der thermische Ausdehnungskoeffizient die größere Bedeutung für die Passgenauigkeit.

1.7.1.3 Thermischer Ausdehnungskoeffizient

Der thermische Ausdehnungskoeffizient der PMMA-Kunststoffe ist ca. achtmal so groß wie der der Modellgipse. Dies führt insbesondere bei der Heißpolymerisaten zu starken Spannungen innerhalb des Kunststoffes und nach Abnahme der Prothese vom Modell zu Formabweichungen (Marx, 1975). Daher haben Kaltpolymerisate eine bessere Passform als Heißpolymerisate (Marx, 1981).

1.7.1.4 Quellung

Auch die Quellung der Kunststoffe durch Flüssigkeitsaufnahme hat für die Passgenauigkeit Bedeutung (Janke, 1957). PMMA-Kunststoffe gehören aufgrund ihrer chemischen Eigenschaften zu den „bedingt quellbaren Stoffen“, das heißt, dass sie bei Lagerung in Flüssigkeiten diese begrenzt aufnehmen ohne ihren Zusammenhalt zu verlieren. Dabei sind die prozentualen Gewichtsänderungen größer als die Volumenänderungen, es steigt somit die Dichte (Janke, 1957). Zudem ist die Quellung abhängig vom Prothesenherstellungsverfahren und der späteren Lagerung. Die dabei entstandene Volumenzunahme kann die Schrumpfung während der Polymerisation positiv beeinflussen und zum Teil ausgleichen (Marx, 1975). Jedoch sollte die Wasseraufnahme von Prothesenkunststoffen möglichst gering sein, da durch die auftretenden Quellungsprozesse die Materialeigenschaften wie Steifigkeit und Formstabilität beeinflusst werden (Finger, 1975; Janke, 1957). Auch entstehen auf diese Weise unangenehme Gerüche.

Um eine gute Passgenauigkeit zu erzielen, sollten Prothesen vor Eingliederung in Wasser gelagert und während des Tragens über Nacht im Mund belassen werden (Ritze, 1965). Dieses Tragen über Nacht fördert zudem die Adaptation an den neuen Zahnersatz, birgt jedoch auch immer ein erhöhtes Risiko für die Entstehung einer Prothesenstomatitis. Eine 24-stündige Wasserlagerung vor Eingliederung vermindert hingegen die Zytotoxizität der Kunststoffe (Ebrahimi Saravi et al., 2012).

1.7.1.5 Dorsaler Randspalt

Viele Prothesen haben eine ungenügende Stabilität und Retention aufgrund eines mangelnden posterioren Abschlusses (Hardy und Kapur 1958). Der dorsale Randspalt entsteht durch die schon erwähnte ungleichmäßige Polymerisationskontraktion der Kunststoffe, die zu einer Abflachung des palatinalen Gewölbes führt (Meiners und Böcker, 1976; Miessi et al., 2008). Der Spalt an der Aha-Linie bietet ein gut messbares Kriterium zur Beurteilung der Passgenauigkeit von Oberkieferprothesen und ist abhängig von der Kieferform (Marx, 1975; Peroz et al., 1990). Eine Trockenlagerung nach Ausbetten der Prothesen führt zu einer Vergrößerung des dorsalen Spaltes, eine längere Wasserlagerung führt jedoch zu einer Verkleinerung unter den Ausgangswert (Marx, 1975).

1.8 Maßnahmen zur Reduzierung des dorsalen Randspaltes

Die Verminderung des dorsalen Randspaltes durch eine suffiziente dorsale Abdämmung und damit eine möglichst exakte Anlagerung der Prothese tragen wesentlich zur Verbesserung des Haltes von Oberlieferttotalprothesen bei (Avant, 1973; Calomeni et al., 1983; Jozefowicz, 1986; Chandu et al., 2014). In der Literatur sind verschiedene Verfahren bekannt, um den dorsalen Spalt bei der Herstellung von Totalprothesen zu verringern: Zum einen wurden Isolierungen mit einer Zinnfolie an der oralen Seite der späteren Prothese durchgeführt, die zu einer Schrumpfung in Richtung des Modells hin und zu einem verminderten Randspalt führen (Marx, 1975).

Außerdem wurde versucht, durch pilzförmig erweiterte Bohrungen im Modell eine Verzahnung des Kunststoffes am Modell und damit ein Abheben zu verhindern. Diese jedoch auch technisch sehr aufwendige Methode führt nur zu einer geringen Verkleinerung des dorsalen Spaltes (Laughlin et al., 2001; Marx, 1975).

Auch gibt es Verfahren, im Zuge der Abformung eine Kompression im Bereich der Vibrationszone zu erzielen (Ansari, 1997; Ettinger und Scandrett, 1980; Souza Batista et al., 2017; Wicks et al., 2014), die gute Retentionswerte erzielen (Chandu et al., 2014).

Laut Sykora und Sutow (1996) ist auch die optimale Abstimmung von Gips und Herstellungsverfahren entscheidend und können Gipse mit einer größeren Expansion die Schrumpfung der Kunststoffe positiv ausgleichen.

Das gebräuchlichste Verfahren zur Reduzierung des dorsalen Randspaltes ist jedoch die Radierung des Gipsmodelles im Bereich der Aha-Linie, die theoretisch die durch die

Polymerisation entstandene Schrumpfung exakt ausgleichen soll (Utz, 2005). Sie ermöglicht durch eine entsprechende Randleiste an der fertigen Prothese eine dorsale Abdämmung des Spaltes und verbessert den Halt (Avant, 1973).

Es gibt verschiedene Ansätze, eine Radierung durchzuführen. Die ersten Empfehlungen für Radierungen an Oberkiefermodellen stammen schon aus dem Jahr 1924 von Jung. Im Laufe der Jahre wurden immer wieder neue Modifikationen vorgestellt unter anderem das parallel zum Alveolarfortsatz verlaufende Vertikalband nach Walser, die im Bereich des Gaumendaches schildartige Radierung nach Stadler, der Kompressionsring nach Heintz und die Frankfurter Radierung nach Kuck (Gründler und Stüttgen, 2014). Inzwischen haben sich Radierungen im Bereich des posterioren Prothesenrandes durchgesetzt, die ein Öffnen des Innenventils verhindern und durch einen beim Ablösen der Prothese entstehenden Unterdruck den abziehenden Kräften entgegenwirken.

Jedoch werden diese Radierungen meist sehr unpräzise und viel zu tief vorgenommen (Bawendi, 1978; Ansari, 1997), so dass die Randleiste Impressionen und Irritationen in der Schleimhaut verursacht (Chang und Wright, 2006). Zusätzlich kann dies zu Problemen der Verträglichkeit und Gewöhnung der Prothese führen (Marx, 1975). Auch ist eine Radierung von gleichbleibender Dicke und Breite aufgrund der anatomischen Gegebenheiten nicht sinnvoll (Marx, 1975). Deswegen muss vom Behandler eine Untersuchung der Weichgewebe mit Palpation des Gewebes und Bestimmung der Schleimhautresilienz und Ausdehnung der Vibrationszone vorgenommen werden, die dann auf das Modell übertragen werden können (Chang und Wright, 2006; Windecker und Rotter, 1975).

Die besten Ergebnisse der posterioren palatinalen Radierung zeigen "schmetterlingsförmige" Radierungen im Bereich der Vibrationszone (Marx, 1975), die einer Radierung in der Art eines "einzelnen Wulstes" oder "Doppelwulstes" überlegen sind (Chandu et al., 2014). Laut Marx 1975 sollte eine schmetterlingsförmige Radierung, die an den Plicae pterygomandibulares dünn beginnt, sich im Bereich der Drüsen und Fettgewebiszonen auf 4 mm verbreitert und zur Gaumenmitte wieder verschmälert durchgeführt werden. Zudem sollte sie nach anterior flach abfallend und dorsal steiler ansteigen und keinesfalls tiefer als 1 mm sein (Marx, 1975). Utz (2005) empfiehlt eine bis zur halben Höhe der Kieferkämme verlaufende etwa 5 mm breite und im Mittel ca. 0,5 mm tiefe Radierung, die in der Medianlinie und nach dorsal keilförmig abgerundet ist.

1.9 Problemstellung und Ziel

Da die dorsale Randgestaltung und –abdämmung totaler Oberkieferprothesen einen entscheidenden Faktor für die Retention und Stabilität darstellen, gingen folgende Grundgedanken und Fragestellungen der Umsetzung dieser experimentellen Untersuchung voraus, aufgrund dessen ein Gesamtkonzept erarbeitet wurde:

- Wie groß ist der Spalt am posterioren Abschluss von Oberkiefer-Totalprothesen nach der Polymerisation?
- Wie verändert sich die Spaltbreite nach anterior?
- Welchen Einfluss hat die Gaumenform auf die Spaltbreite?
- Welche Auswirkungen hat eine anschließende Wasserlagerung?
- Welches Aussehen sollte eine Radierung je nach Gaumenform am besten aufweisen, um die Passgenauigkeit zu verbessern?

2. Material und Methode

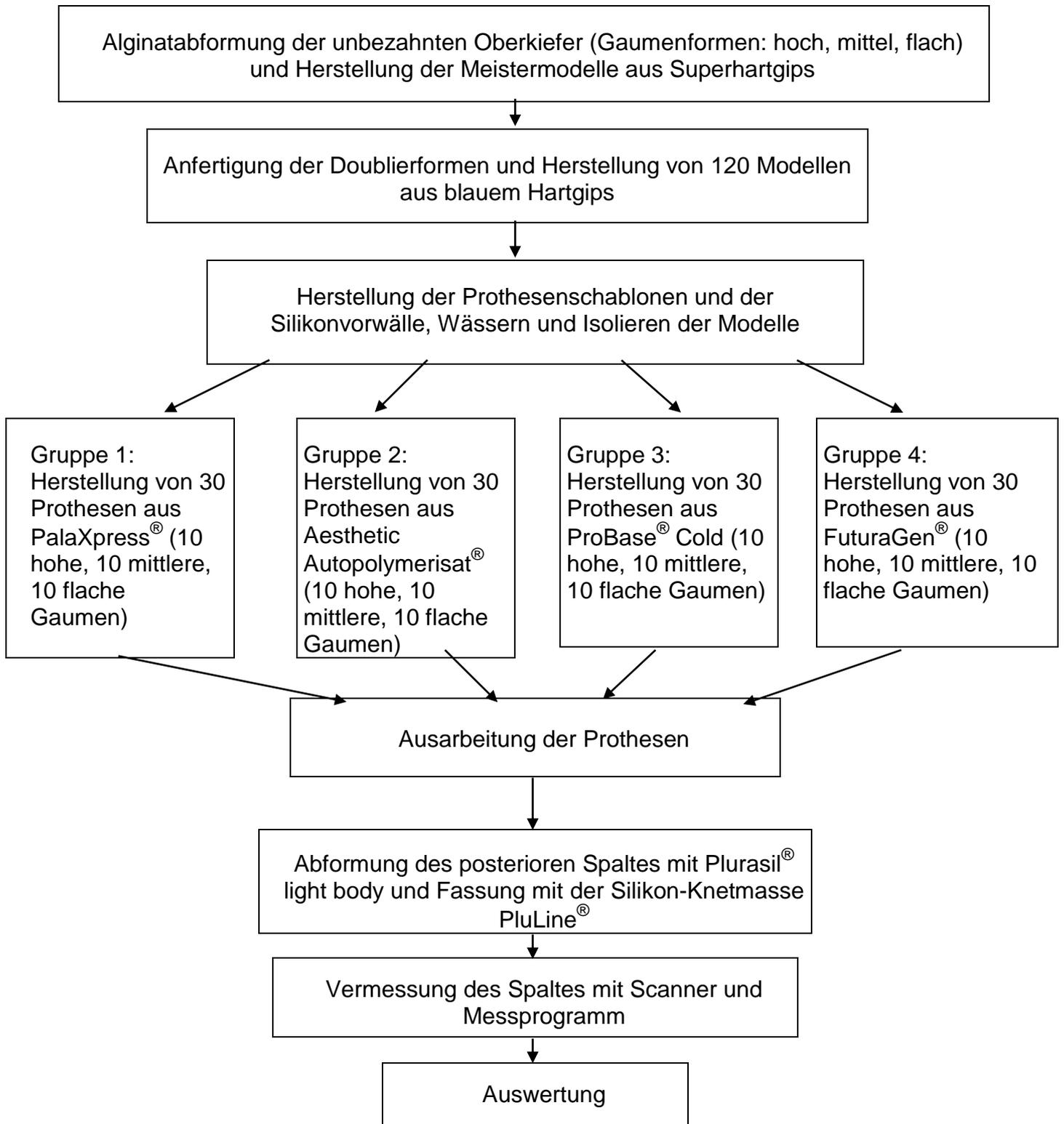


Abb.1 : Schematische Darstellung der Vorgehensweise

2.1 Herstellung der Prothesen

2.1.1 Abformung der zahnlosen Oberkiefer

Für die Studie wurden drei Patienten mit zahnlosem Oberkiefer und unterschiedlicher Gaumentiefe (hoch, mittel, flach) ausgesucht. Die Oberkiefer wurden jeweils mit einem passenden Schreinemakerslöffel und dem Alginat Alginoplast® fast set (Heraeus Kulzer GmbH) blasenfrei abgeformt.

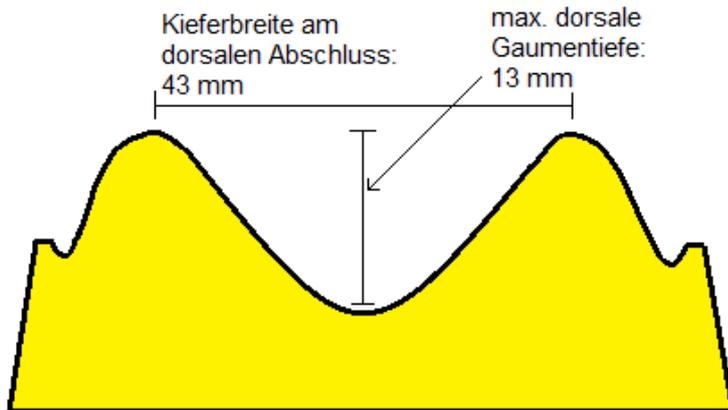


Abb. 2: Metrische Angaben zum Kiefer (hohe Gaumenform)

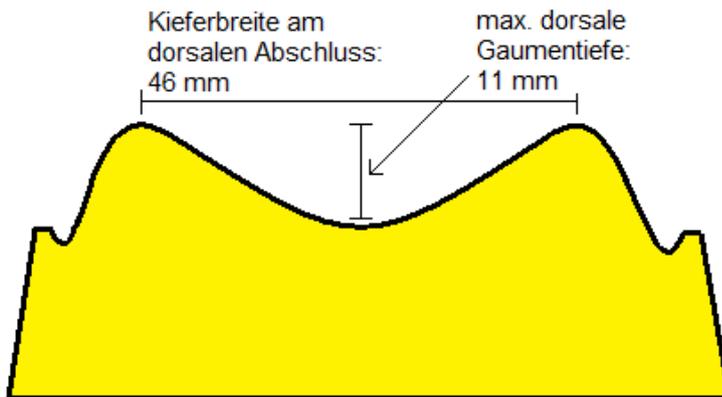


Abb. 3: Metrische Angaben zum Kiefer (mittlere Gaumenform)

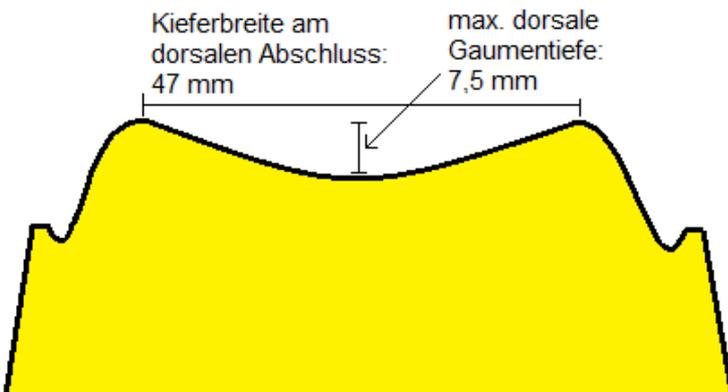


Abb. 4: Metrische Angaben zum Kiefer (flache Gaumenform)

2.1.2 Herstellung der Meistermodelle und Anfertigung der Doublerschablonen

Die Alginatabdrücke wurden umgehend auf einem Rüttler mit Superhartgips Typ 4 im Mischungsverhältnis 100 g Pulver : 20 ml Wasser (Wiegemann Dental GmbH) ausgegossen und nach Aushärtung mit einem Trimmer beschliffen. Anschließend wurden von diesen Meistermodellen Doublrierformen zur Vervielfältigung der Modelle aus Silflex® pink (DeguDent GmbH) angefertigt.



Abb. 5: Meistermodelle aus Superhartgips (hoher Gaumen)



Abb. 6: Meistermodelle aus Superhartgips (mittlere Gaumentiefe)



Abb. 7: Meistermodelle aus Superhartgips (flacher Gaumen)

2.1.3 Anfertigung der Arbeitsmodelle

Die Doublieformen wurden mit dem Silikonentspannungsmittel Hera[®] SWE 2000 (Heraeus Kulzer GmbH) benetzt, anschließend ausgeblasen und mit dem im Verhältnis von 100 g Pulver : 30 ml Wasser angemischtem Blaugips Typ 3 BonDano[®] (Wiegmann Dental GmbH) auf einem Rüttler luftblasenfrei ausgegossen. Hergestellt wurden 120 Modelle, jeweils 40 mit hoher, mittlerer und flacher Gaumenform.

Tab. 1: Eigenschaften des Modellgipses Typ 3 BonDano[®]

Produkt	Modellhartgips Typ III BonDano [®]
Beschreibung	Hochwertiger Modellhartgips für – Prothetik – Gegenbißmodelle – Situationsmodelle – Reparaturmodelle
Mischungsverhältnis Pulver : Wasser	100g : 30ml
Gießzeit (ab Einstreuen)	ca. 4 min.
Abbindezeit (ab Einstreuen)	ca. 12 min.
Expansion (nach 2h)	max. 0,12%
Härte (Brinellhärte, nach 24h)	> 110 N/mm ²
Druckfestigkeit (nach 24h)	> 45 N/mm ²



Abb. 8: Doublrierform zur Vervielfältigung der Meistermodelle



Abb. 9: Arbeitsmodelle aus Blaugips (hoher Gaumen)



Abb. 10: Arbeitsmodell aus Blaugips (mittlere Gaumentiefe)



Abb. 11: Arbeitsmodell aus Blaugips (flacher Gaumen)

2.1.4 Verteilung der Modelle auf die 4 Testgruppen

Die Modelle wurden danach auf vier Gruppen mit den jeweiligen drei Untergruppen hoher [1], mittlerer [2] und flacher [3] Gaumen verteilt, so dass sich in jeder Gruppe jeweils 10 Modelle mit unterschiedlichen Gaumentiefen befanden. In jeder der vier Gruppen wurde anschließend ein unterschiedliches Kaltpolymerisat zur Prothesenherstellung verwendet.

- Gruppe 1: PalaXpress[®] (Heraeus Kulzer GmbH)
- Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat[®] (Candulor AG)
- Gruppe 3: ProBase[®] Cold (Ivoclar Vivadent AG)
- Gruppe 4: FuturaGen[®] (Schütz Dental GmbH)

2.1.5 Herstellung der Prothesenschablonen und Anfertigung der Vorwälle aus Silikon

Auf den Meistermodellen wurden nun Schablonen von ca. 1,5mm Dicke als Vorlage für die herzustellenden Prothesen aus dem lichthärtenden Plattenkunststoff Individuo Lux[®] (VOCO GmbH) angefertigt. Dazu wurden die Modelle mit Aislar[®] (Heraeus Kulzer GmbH) isoliert, die Platten an die Kontur der Modelle angedrückt und in den Ausmaßen der späteren Prothesen beschnitten. Da die Totalprothesen in unserer Studie ohne Aufstellung von Kunststoffzähnen hergestellt wurden, wurde auf den Schablonen zur Simulation der Fassung der Zähne eine zusätzliche Materialverstärkung im Bereich der Alveolarkämme vorgenommen. Die Schablonen wurden daraufhin im Lichtpolymerisa-

tionsgerät Luxomat D (al dente Dentalprodukte GmbH) für 10 min lichtgehärtet, anschließend die Kanten mit einer Fräse (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) abgerundet.



Abb. 12: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolar-kamm (hoher Gaumen)



Abb. 13: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolar-kamm (mittlere Gaumentiefe)



Abb. 14: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolar-kamm (flacher Gaumen)

Um die Prothesen später mit dem jeweiligen Kaltpolymerisat ausgießen zu können, wurden als Hohlform Vorwälle aus Silikon hergestellt. Dazu wurde die Prothesenschablone auf das Meistermodell gesetzt und die Silikon-Knetmasse PluLine[®] hart mit Silikon-Pastehärter PluLine[®] rot (beide Pluradent AG & Co KG) angemischt. Die Vorwälle wurden aus zwei Teilen angefertigt. Zunächst wurden der Gaumen und der hintere Prothesenabschluss gefasst und nach Aushärtung die fehlende vestibuläre Seite ergänzt. Im Bereich der Tubera maxillae wurde jeweils eine Öffnung belassen, um das Ein- und Ausfließen des Prothesenkunststoffes zu ermöglichen.



Abb. 15: Vorwälle aus Silikon als Hohlform für die auszugießenden Prothesen

2.1.6 Vorbehandlung der Modelle

Alle Arbeitsmodelle wurden vor der Herstellung der jeweiligen Prothese zunächst für 10 min gewässert, die Wasserüberschüsse dann verblasen. Anschließend wurde das Isoliermittel Aislar® (Heraeus Kulzer GmbH) mit einem Pinsel zweimal aufgetragen, ohne dass in Rillen oder Furchen Isolierlösung zurückblieb.

2.1.7 Ausgießen der Prothesen mit dem Polymerisat

Das Grundprinzip für die Herstellung der Kaltpolymerisate war für alle Kunststoffe gleich, Unterschiede gab in den Gebrauchsanweisungen zum Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit, der Polymerisationstemperatur und –zeit.

Tab. 2: Eigenschaften und Verarbeitungshinweise der Kunststoffe

Produkt	PalaXpress® von Heraeus Kulzer	Aesthetic Autopolymerisat® von Candulor	ProBase® Cold von Ivoclar Vivadent	FuturaGen® von Schütz Dental
Beschreibung	Universeller zahntechnischer Prothesenbasiswerkstoff zum Injizieren und Gießen	Kaltpolymerisat für die Gieß- und Stopftechnik	Kaltpolymerisat für die Gieß- und Stopftechnik	Universell einsetzbarer Prothesenkunststoff für Injektionsverfahren oder Gießtechnik
Zusammensetzung	Kaltpolymerisat Pulverhauptkomponente: Methylmethacrylat-Copolymer Flüssigkeitshauptkomponenten: Methylmethacrylat, Dimethacrylat	Kaltpolymerisat Pulver: Polymethylmethacrylat, Weichmacher, Benzoylperoxid, Katalysator, Pigmente Flüssigkeit: Methylmethacrylat, Dimethacrylat, Katalysator	Kaltpolymerisat Pulver: Polymethylmethacrylat Weichmacher, Benzoylperoxid, Katalysator, Pigmente Flüssigkeit: Methylmethacrylat, Dimethacrylat, Katalysator	Kaltpolymerisierender Kunststoff auf MMA-Basis
Anwendung in der Gießtechnik:				
Modell	Isolieren	handwarm, gut gewässerte Gipsflächen, Isolieren	gut gewässerte Gipsflächen, Isolieren	30°C bis 40°C, Isolieren
Mischungsverhältnis	10 g Pulver : 7 ml Flüssigkeit	15 g Polymer : 10 ml Monomer	15 g Pulver : 10 ml Monomer	bis zu einem Verhältnis von 10 : 7 frei anmischbar
Anmischzeit	15 s	20–30 s, 15 Sekunden stehenlassen	gut durchmischen, 15 s stehen lassen	1 min
Verarbeitungszeit bei Raumtemperatur	3 min gießbar, nach 4 min plastische Phase von ca. 7 min	Fließphase ca. 2,5–3 min, nach Übergangsphase von ca. 4 min standfest, weitere 3 min modellierfähig	Fließphase ca. 2,5–3 min, nach Übergangsphase von ca. 4 min standfest, weitere 3 min modellierfähig	Mischzeit 1 min
Polymerisationszeit	30 min	15 min	15 min	15 min
Wassertemperatur	55°C	40 °C	40 °C	45°C
Druck	2 bar	2 bar	2–6 bar	2-4 bar

2.1.7.1 Herstellung der Prothesen aus PalaXpress® (Heraeus Kulzer GmbH) – Gruppe 1

Flüssigkeit und Pulver wurden nach Herstellerangaben im empfohlenen Mischungsverhältnis für die Gießtechnik von 10 g Pulver : 7 ml Flüssigkeit abgemessen (40 g Pulver und 28 ml Flüssigkeit für 3 Prothesen). Die Flüssigkeit wurde als erstes in den Anmischbecher gegeben, dann die entsprechende Pulvermenge zügig hinzugefügt und innerhalb von max. 15 s zu einem homogenen Teig verrührt. Anschließend wurden die Hohlformen mit dem angemischten Kunststoff blasenfrei ausgegossen und daraufhin in ein Druckgefäß mit Wassertemperatur 55°C und einem Druck von 2 bar für 30 min gegeben. Die Polymerisationszeit betrug 30 min für Totalprothesen.

2.1.7.2 Herstellung der Prothesen aus Aesthetic Autopolymerisat® (Candulor AG) handwarm – Gruppe 2

Das ideale Mischungsverhältnis für eine Prothese lag laut Hersteller bei 15 g Polymer : 10 ml Monomer. Auch hierbei wurde zunächst das Monomer in den Anmischbecher gegeben und dann die entsprechende Menge Polymer hinzugefügt. Anschließend wurde der Kunststoff für ca. 20–30 s gut durchmischt und 15 Sekunden stengelassen, damit eventuelle Blasen aufsteigen konnten. Nach Ausguss des Vorwalles erfolgte die Polymerisation im Drucktopf bei 2 bar Druck innerhalb von 15 min bei einer Wassertemperatur von 40 °C.

2.1.7.3 Herstellung der Prothesen aus ProBase® Cold (Ivoclar Vivadent AG) – Gruppe 3

Die Verarbeitungsweise entsprach der von Aesthetic Autopolymerisat®. Das ideale Mischungsverhältnis lag ebenfalls bei 15 g Pulver : 10 ml Monomer. Nach Anrühren und guter Durchmischung erfolgte die Polymerisation erfolgt im Drucktopf für 15 min., bei 40°C Wassertemperatur, hier aber bei einem Druck von 2–6 bar.

2.1.7.4 Herstellung der Prothesen aus FuturaGen® (Schütz Dental GmbH) – Gruppe 4

Das Material war laut Herstellerangaben im Fließverfahren bei einer Mischzeit von 1 min bis zu einem Verhältnis von 10 : 7 frei anmischbar. Die Polymerisationszeit betrug in einem Druckpolymerisationsgerät 15 min, bei einem Druck von 2-4 bar und einer Wassertemperatur von 45°C.



Abb. 16: Ausgießen der Prothesen mit dem Prothesenkunststoff



Abb. 17: Ausgegossene Prothesen im Drucktopf vor der Polymerisation



Abb. 18: Prothesen nach Entnahme aus dem Drucktopf, es ist deutlich ein Einsinken des Kunststoffes in den Einflusslöchern aufgrund der Polymerisationsschrumpfung zu erkennen

2.1.8 Ausarbeitung der Prothesen

Nach Auspolymerisation wurden die Silikonvorwölbe abgenommen und die Überstände an den Einfließlöchern im Bereich der Tubera maxillae mit einer Fräse (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) entfernt. Die vestibulären Kanten wurden ebenfalls mit einer Fräse geglättet. Damit die palatinale Länge und so auch die späteren Messpunkte bei allen Prothesen identisch waren, wurden die Überstände des palatinalen Abschlusses mit Hilfe einer an den Ausgangsschablonen hergestellten Silikonform mit der Fräse entfernt. Bis zur Weiterverarbeitung wurden die Prothesen 4 Wochen trocken gelagert.



Abb. 19: Auspolymerisierte Prothese nach Entfernen der Silikonvorwölbe (zu erkennen sind die Kunststofffahnen im Randbereich und die Überstände am Ein- und Ausflussloch)



Abb. 20: Beurteilung der palatinalen Länge mit Hilfe der Silikonform



Abb. 21: Ausgearbeitete Prothese (hoher Gaumen)



Abb. 22: Ausgearbeitete Prothese (mittlere Gaumentiefe)



Abb. 23: Ausgearbeitete Prothese (flacher Gaumen)

2.2 Abformung des posterioren palatinalen Spaltes und anschließende Weiterverarbeitung zum „Sandwich“

2.2.1 Festlegung der Messstellen und Anfertigung der Übertragungsschablone

Es wurden 7 Messstellen am posterioren Abschluss der Prothese festgelegt, jeweils eine an den höchsten Punkten der beiden Tubera, eine auf der Hälfte der Strecke zwischen diesen Punkten, die der tiefsten Stelle des Gaumens entsprach und noch jeweils zwei, die die Strecke zwischen Tuber- und Gaumenpunkt drittelten.

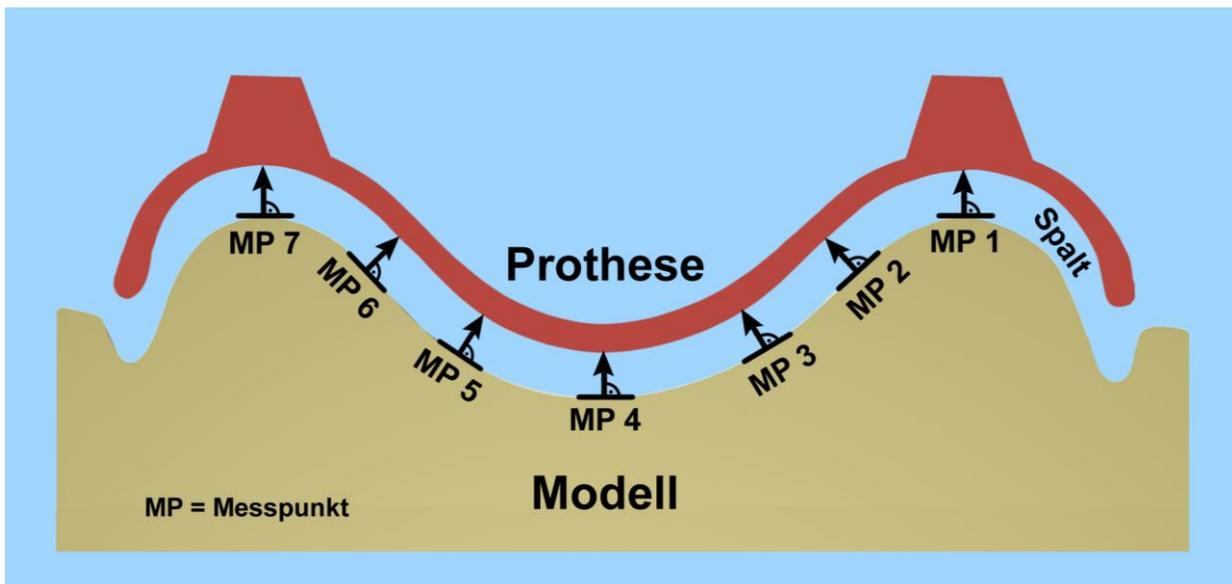


Abb. 24: Schematische Darstellung der Messpunkte am posterioren Abschluss der Prothesen

Ausgehend von diesen Messpunkten wurden noch jeweils drei Messpunkte im Abstand von 2 mm auf einer senkrechten Linie nach anterior bestimmt, so dass bei jeder Prothese insgesamt 28 Messungen vorgenommen wurden.

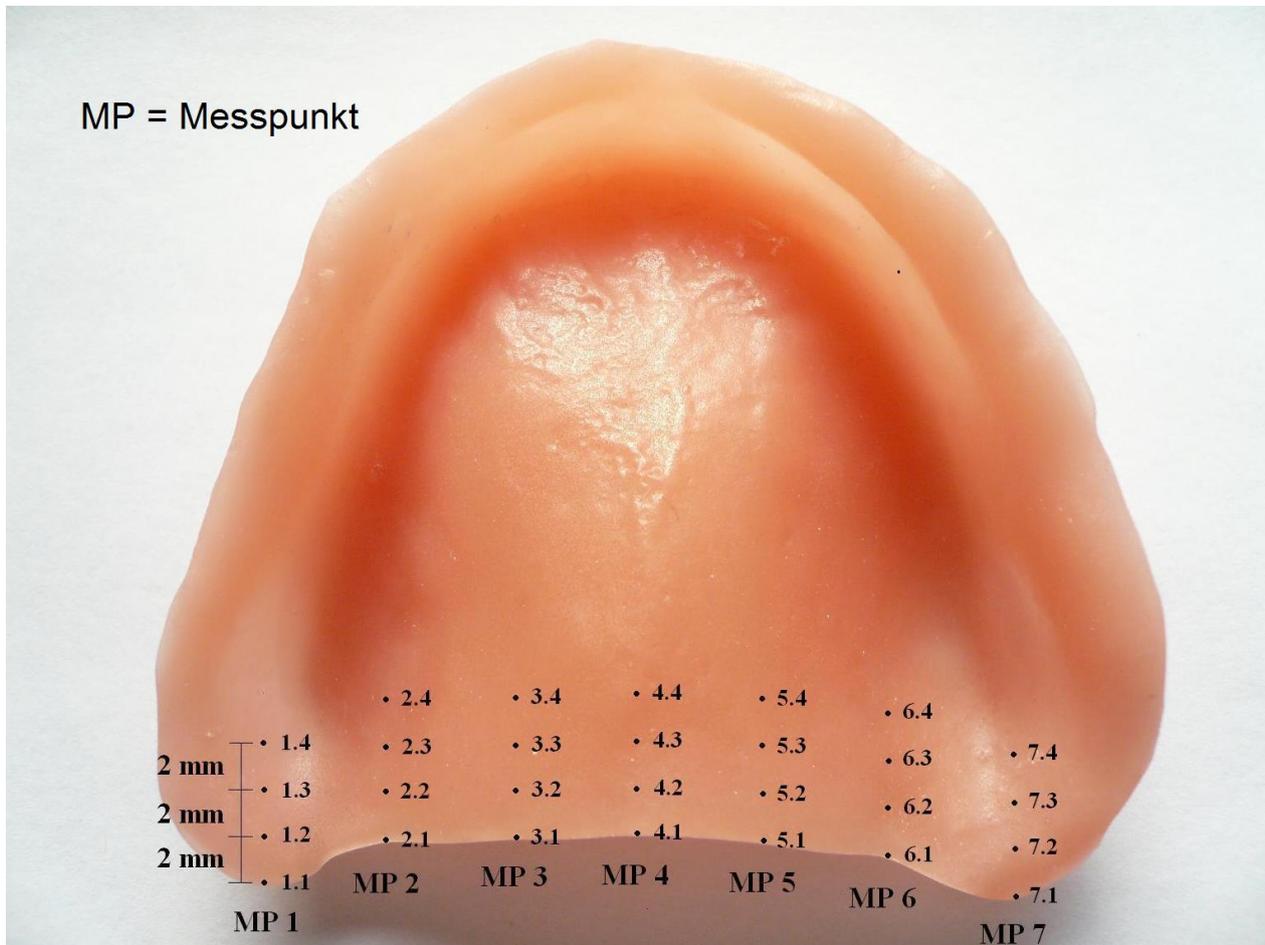


Abb. 25: Schematische Darstellung aller Messpunkte

Damit sich diese Messpunkte auf alle Proben an den gleichen Stellen übertragen ließen, wurden drei Schablonen, jeweils eine für die entsprechende Gaumentiefe, aus der Silikon-Knetmasse PluLine[®] angefertigt. Dazu wurden die Prothesenschablonen auf die Meistermodelle gesetzt, der posteriore Abschluss mit einem Bleistift auf die Modelle übertragen und die Messpunkte eingezeichnet. Bis zu dieser Stelle wurde ein Wall aus Silikon geformt, auf den die Messpunkte eingetragen wurden. Ausgehend von den Messpunkten wurden Linien im rechten Winkel zum Modell eingezeichnet, um diese später für die Schnittstellen auf die Proben verlängern zu können.

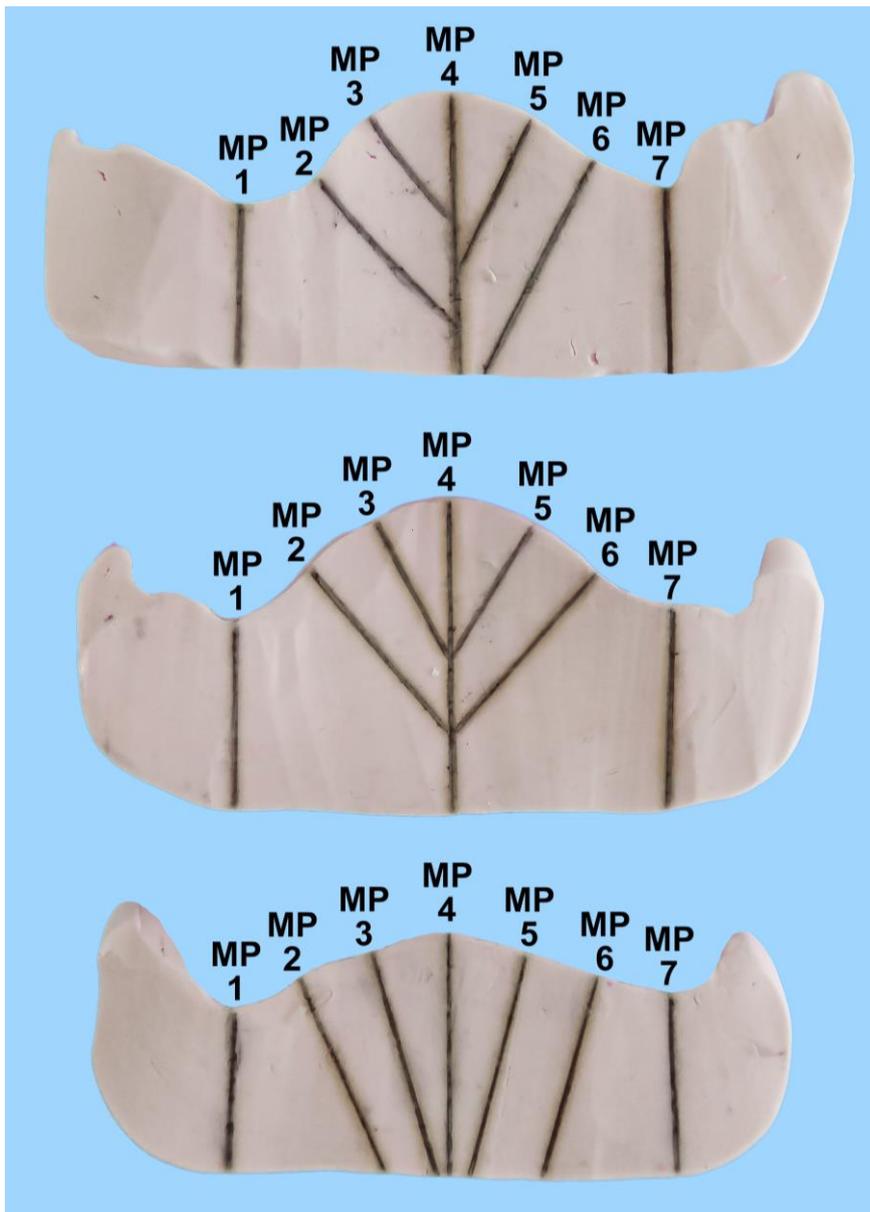


Abb. 26: Schablonen zur Übertragung der Messpunkte auf die späteren Proben (hoher, mittlerer, flacher Gaumen)

2.2.2 Bohren von Abflusslöchern für das Abformmaterial

Um zu gewährleisten, dass das zur Spaltabformung verwendete Präzisionsabformmaterial Plurasil[®] light body (Pluradent AG & Co KG) sich während der Abformung gleichmäßig verteilen konnte, wurden in jede Prothese Abflusslöcher mit einer Fräse (Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) gebohrt. Damit sich diese bei allen Prothesen an der gleichen Stelle befanden, wurden zunächst Tiefziehschienen (ERKODENT[®] Erich Kopp GmbH) über die drei Ausgangsschablonen gezogen. In diese wurden dann, 1,5 cm vom

hinteren palatinalen Abschluss entfernt, in gleichmäßigen Abständen Bohrlöcher gefräst, die dann als Schablone für die jeweiligen Prothesen dienen (8 Bohrlöcher bei den Prothesen mit hohem Gaumen, jeweils sieben Bohrlöcher für den mittleren und flachen Gaumen).



Abb. 27: Tiefziehschiene als Schablone für die Bohrlöcher



Abb. 28: Prothese mit eingefrästen Abflusslöchern für das Abformmaterial

2.2.3 Abformung der posterioren Prothesenspalten mit Plurasil light body[®]

Vor der Abformung wurden die Überreste von Aislar[®] von den Modellen entfernt und diese erneut gewässert, damit sich das Abformmaterial nach Aushärtung wieder gut von den Gipsmodellen löste. Anschließend wurde Plurasil[®] light body mit einer Dosierpistole (jeweils ein Hub) auf einer Breite von 1 cm an der posterioren palatinalen Fläche der

Prothesen gleichmäßig aufgespritzt. Die Prothesen wurden daraufhin auf das jeweilige Modell gesetzt, fest angedrückt und während der Aushärtung des Abformmaterials mit einem Gewicht von 20 N belastet. Danach wurden die Prothesen vorsichtig, um das Abformmaterial nicht zu verletzen, von den Modellen entfernt, so dass die Plurasil® light body Schicht an den Prothesen haften blieb.



Abb. 29: Prothese mit aus Plurasil® light body abgeformtem Spalt

Tab. 3: Eigenschaften und Verarbeitungshinweise von Plurasil® light body

Produkt	Plurasil® light body
Beschreibung	Sehr dünnfließendes, additionsvernetzendes Präzisionsabformmaterial auf Vinylpolysiloxanbasis - Sehr hydrophil - Hohe Reißfestigkeit - Präzise Detailwiedergabe - Exzellente Dimensionsstabilität
Abbindezeit	5 min
Verarbeitungszeit	2 min
Dimensionsstabilität	-0,20%
Rückstellung	99,70%
Shorehärte	A 45

2.2.4 Bearbeitung der Abformungen und Fassung mit Silikon-Knetmasse

Damit die dünne abgeformte Schicht aus Plurasil[®], die den Prothesenspalt wiedergab, während der Weiterbearbeitung und der abschließenden Vermessung die anatomische Form des Gaumens beibehielt und sich nicht verzog, wurde sie mit 2 Schichten der Silikon-Knetmasse PluLine[®] zu einer Art „Sandwich“ gefasst. Dazu wurde das Abformmaterial des Spaltes zunächst auf einer Breite von 1 cm am posterioren Abschluss mit dem Haftvermittler Universal adhesiv[®] (Heraeus Kulzer GmbH) dünn und gleichmäßig bestrichen und dieser für 2 Minuten trocknen gelassen. Dann wurde die Silikon-Knetmasse mit Silikon-Pastenhärter angemischt und ein ca. 1 cm breiter und 0,5 cm hoher Wall auf den mit Adhäsiv behandelten Bereich geformt. Dieser wurde nach Aushärten zusammen mit dem Spaltabformmaterial mit einem Skalpell (Nr. 21; Feather Safety Razor Co., Ltd.) bis zum posterioren Rand der Prothese beschnitten; ebenfalls wurde die Plurasilschicht an der anderen Seite des Silikonwalles durchtrennt. Nun konnten beide zusammenhaftenden Schichten von der Prothese abgehoben werden.

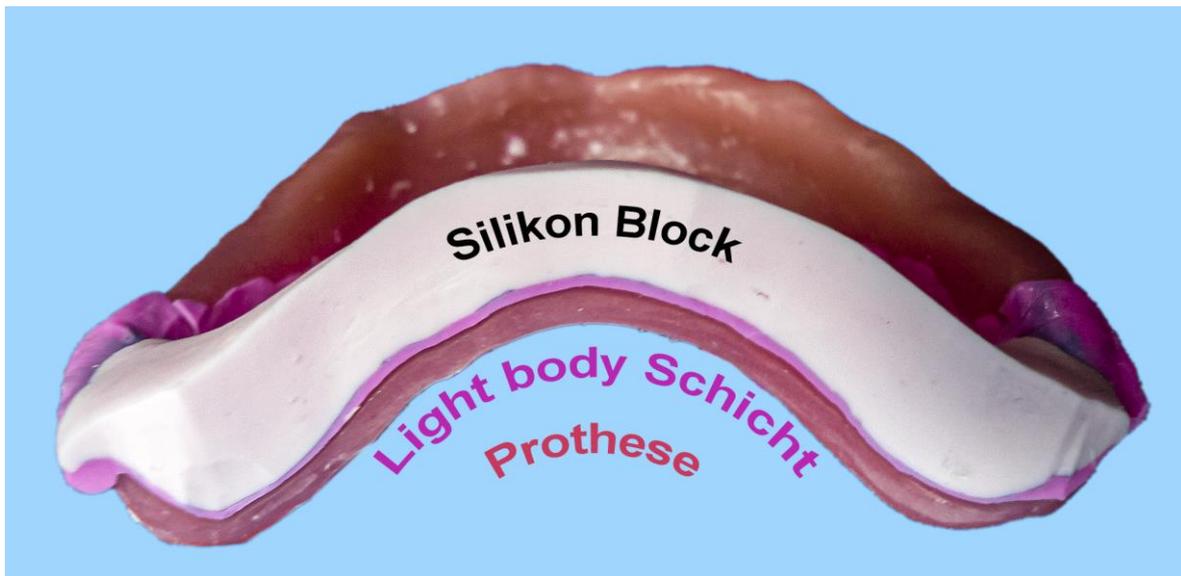


Abb. 30: Abformmaterial auf der ersten Seite mit Silikon gefasst

Anschließend wurden die Messstellen auf die Proben übertragen. Dazu wurde diese auf die jeweils passende Übertragungsschablone gesetzt. Die Messlinien der Schablonen wurden mit einem Kugelschreiber einem Lineal anliegend auf den Silikonwall der Proben verlängert, so dass die angezeichneten Schnittlinien senkrecht zum abgeformten Spalt verliefen. An diesen wurden die Proben später geschnitten.

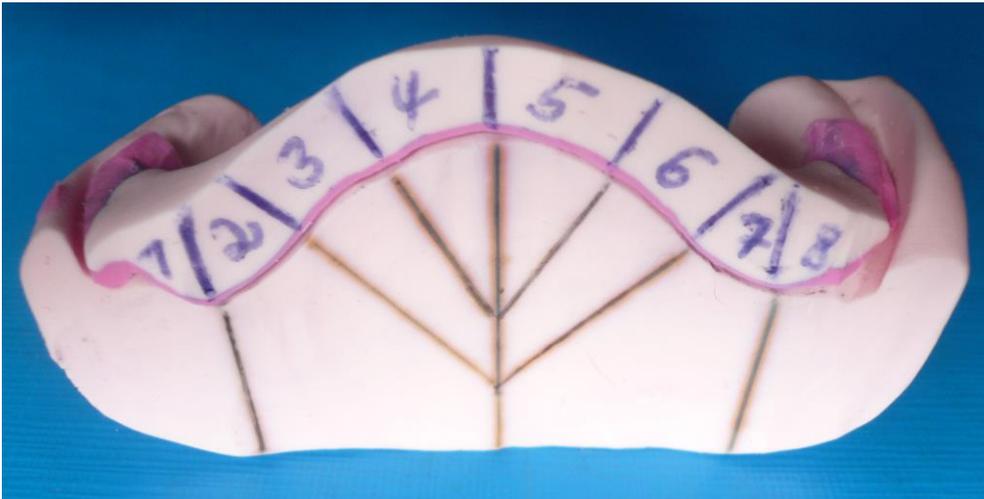


Abb. 31: Auf den Silikonwall mit der Schablone übertragene Messlinien

Auf die noch nicht von einem Silikonwall gefasste Seite des Abformmaterialies wurde nun entsprechend wieder Haftvermittler aufgetragen und nach zweiminütiger Trocknung diese ebenfalls mit einem Wall der angemischten Silikonknetmasse zur Stabilisierung beschickt.

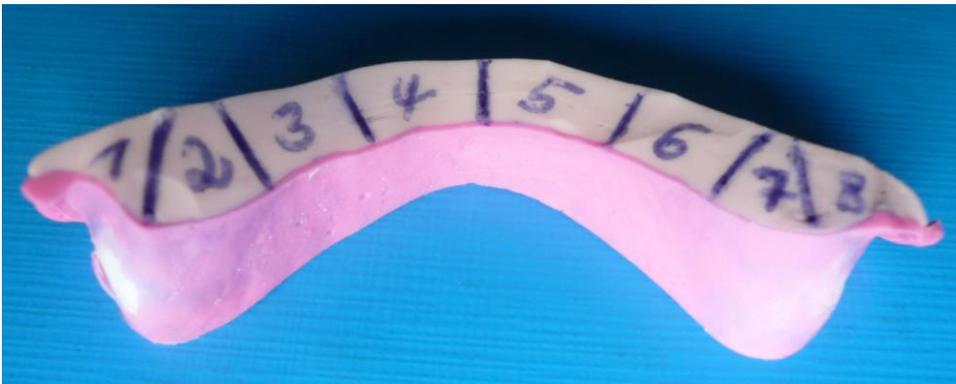


Abb. 32: Probe vor Anfertigung des zweiten Silikonwalles



Abb. 33: Durch Silikonwälle gefasstes Abformmaterial; fertiger „Sandwich“

Anschließend wurde das mit Silikonknetmasse gefasste Abformmaterial an den markierten Stellen mit einem Skalpell in 8 Stücke zerteilt. An den Probenstücken 1-7 wurde jeweils links von den Schnittstellen in einem Abstand von ca. 0,5 mm ein zweiter paralleler Schnitt mit dem Skalpell vorgenommen und 7 schmale Proben zur Weiterverarbeitung erzeugt.

2.3 Einscannen der Proben

Für die spätere Vermessung wurden die gewonnenen schmalen Proben einzeln auf einen Scanner (CanoScan LiDE 700F, Canon) gelegt, und es wurde bei einer Auflösung von 4800 dpi ein Bereich von 1 x 1 cm für jede Probe eingescannt.

Zur Überprüfung der Messgenauigkeit des Scanners wurde zunächst Millimeterpapier eingescannt, ein Millimeter 20 Mal ausgemessen und dabei einen Fehler von 4 µm ermittelt. Dieser entsprach dem Messfehler des Scanners.

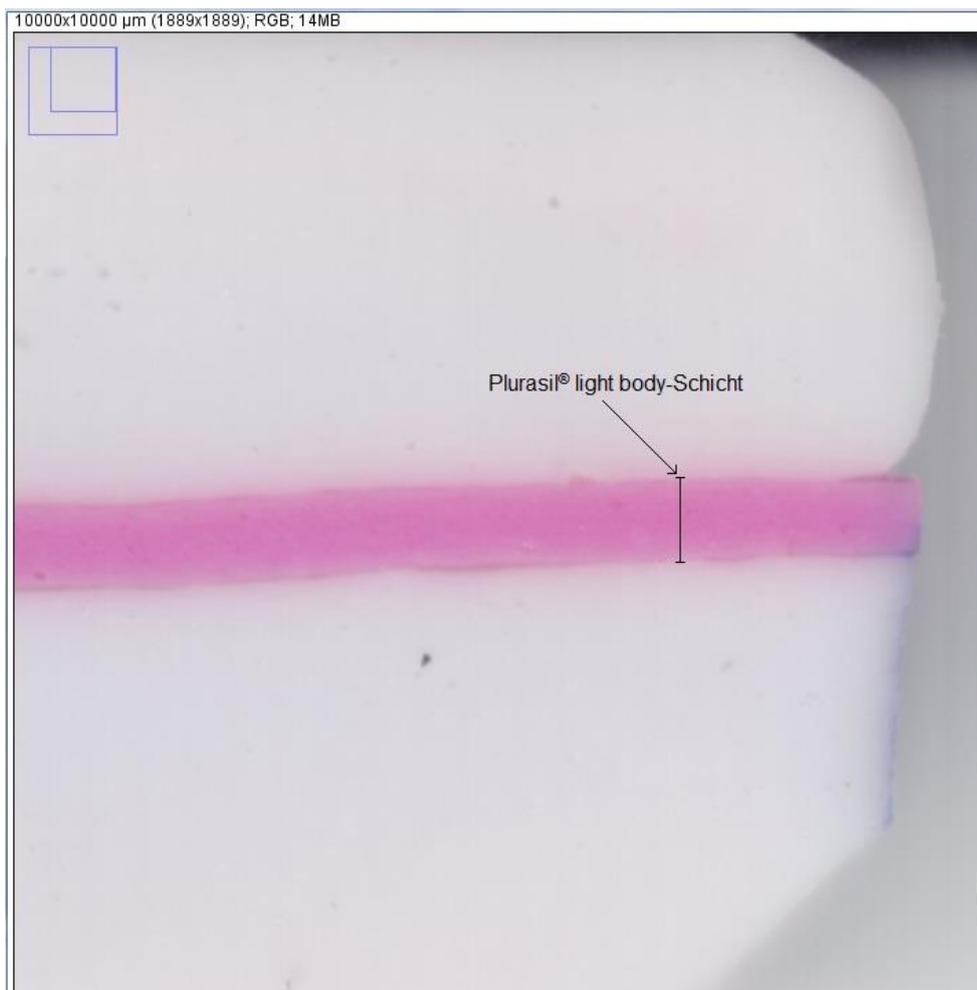


Abb. 34: Eingescannte Probe (TIF-Format)

2.4 Vermessung der Proben

Die eingescannten Proben wurden anschließend mit dem in Java geschriebenen Bildbearbeitungsprogramm ImageJ[®] (Wayne Rasband, National Institutes of Health) vermessen. Dafür wurde zunächst ein Punkt am oberen posterioren Abschluss des Abformmaterials bestimmt (Messpunkt MP x.1), von dem aus konzentrische Kreise im Abstand von 2 mm über das Bild gelegt wurden. Dadurch war es möglich, die weiteren Messpunkte (MP x.2-x.4) im Abstand von 2 mm, 4 mm und 6 mm zu bestimmen.

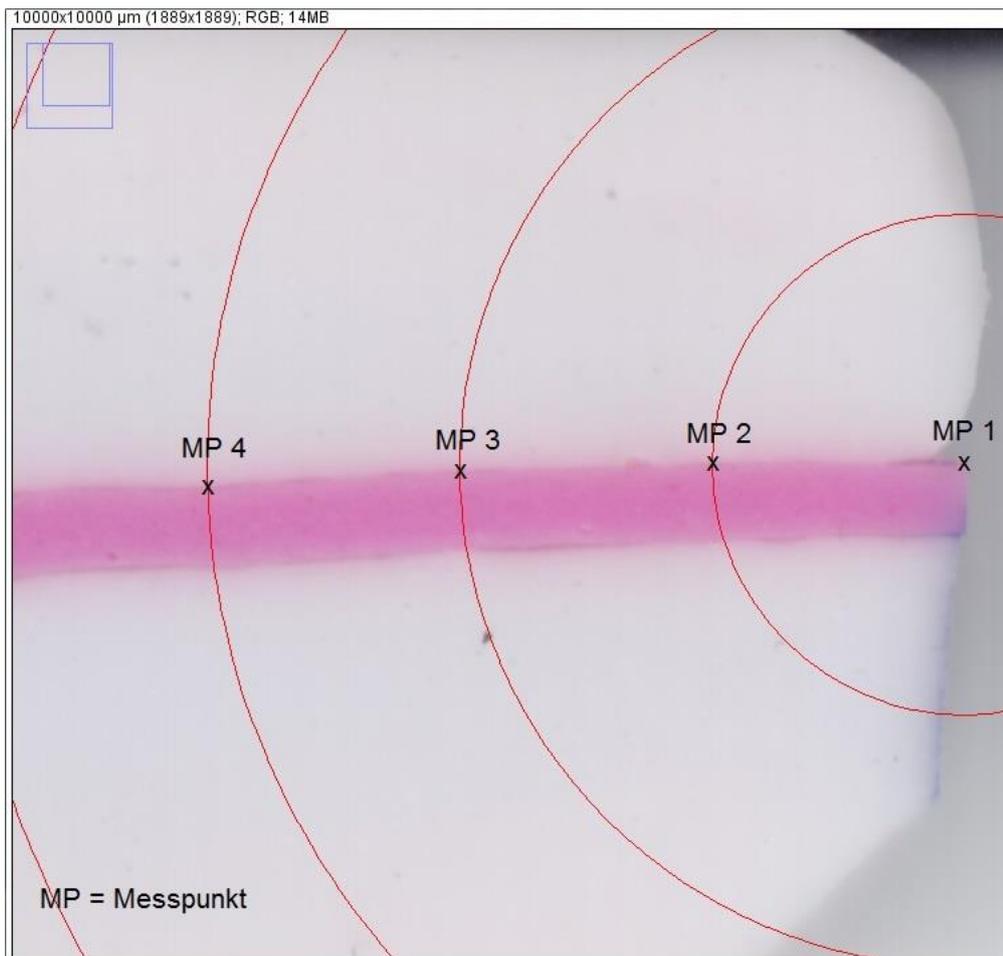


Abb. 35: Probe mit angelegten konzentrischen Kreisen und den 4 Messpunkten

Von diesen ausgehend konnte nun die Dicke der Plurasilschicht in μm , die der Spaltbreite zwischen Prothese und Modell entsprach, durch eine senkrechte Messung bestimmt werden. Von jedem Messpunkt wurden zur Erhöhung der Messgenauigkeit 5 Messungen durchgeführt, aus denen der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt wurden. Insgesamt wurden an 120 Prothesen 16.800 Messungen durchgeführt und 3.360 Messwerte gewonnen.

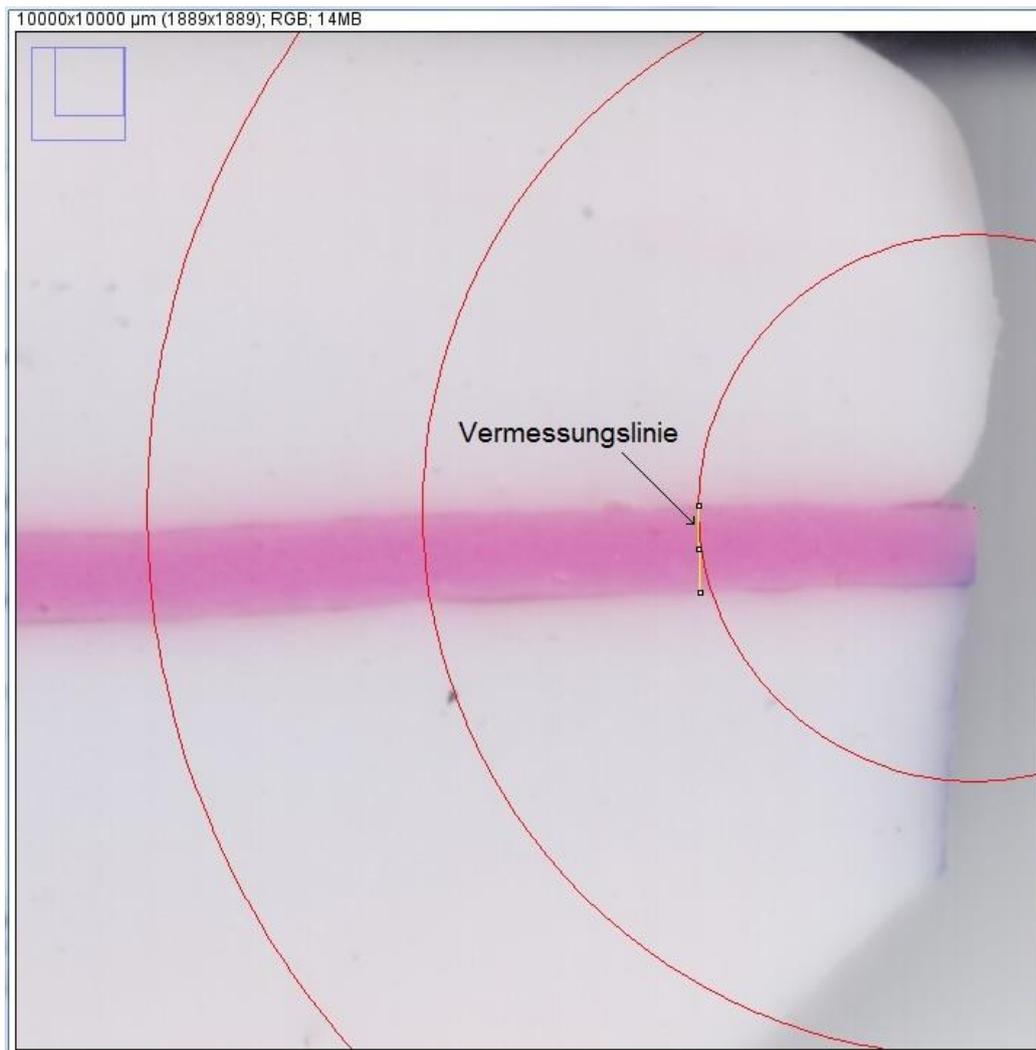


Abb. 36: Vermessung der Spaltbreiten

2.5 Auswertung der gewonnenen Daten und Statistik

Folgende Messergebnisse [μm] wurden für die Prothesenspaltbreiten ermittelt:

- Für jedes Probenstück 4 Messergebnisse, die sich aus dem Mittelwert der jeweils 5 pro Messpunkt durchgeführten Messungen ergaben.
- Für jede Prothese ergab dies 28 Messergebnisse

Für die vier Gruppen und die jeweiligen Untergruppen hoher [1], mittlerer [2] und flacher [3] Gaumen wurden Messergebnisse, der arithmetische Mittelwert $\langle x \rangle$, die Standardabweichung s , die Mediane und 25%- und 75%-Quantile bestimmt.

Sie wurden mit folgenden Formeln berechnet:

1. Mittelwert:

$$\langle x \rangle = \frac{\sum x}{n}$$

2. Standardabweichung:

$$S = \sqrt{\frac{n \sum x^2 - (\sum x)^2}{n^2}}$$

$\langle x \rangle$ = Mittelwert

n = Anzahl der Werte

x = Werte

s = Standardabweichung

Zur Signifikanztestung wurde eine multiple lineare Regression durchgeführt. Dies ist ein statistisches Verfahren, mit dem versucht wird, eine beobachtete abhängige Variable durch mehrere unabhängige Variablen zu erklären. Dadurch ist es möglich, einzelne Parameter ohne den Einfluss der anderen Größen zu betrachten.

$$SB = aT_4 + bT_6 + cT_0 + dMP_2 + eMP_3 + fMP_4 + gMP_5 + hMP_6 + iMP_7 \\ + jG_M + kG_T + lF + mP + nPB + o$$

SB : Spaltbreite

T_0 : Dorsale Tiefe

T_2 : Tiefe 2mm

T_4 : Tiefe 4mm

T_6 : Tiefe 6mm

Messpunkte MP_1 bis MP_7

G_F : flacher Gaumen

G_M : mittlerer Gaumen

G_T : hoher Gaumen

F : FuturaGen®

PB : ProBase® Cold

P : PalaXPress®

A : AestheticAutopolymerisat®

Die Parameter ($a-o$) und deren Standardabweichungen werden mit Hilfe der Beobachtungen geschätzt. Die Signifikanz der Parameter wurde mit dem f-Test ermittelt.

3. Ergebnisse

3.1 Messabweichung der Probenvermessung

Bei dem untenstehenden Histogramm wurde die Messungenauigkeit bei der Vermessung mit dem Scanner bestimmt. Es zeigt sich, dass diese bei den durchgeführten 16.800 Messungen unter 20 μm und bei über 2/3 der Messungen unter 5 μm lag.

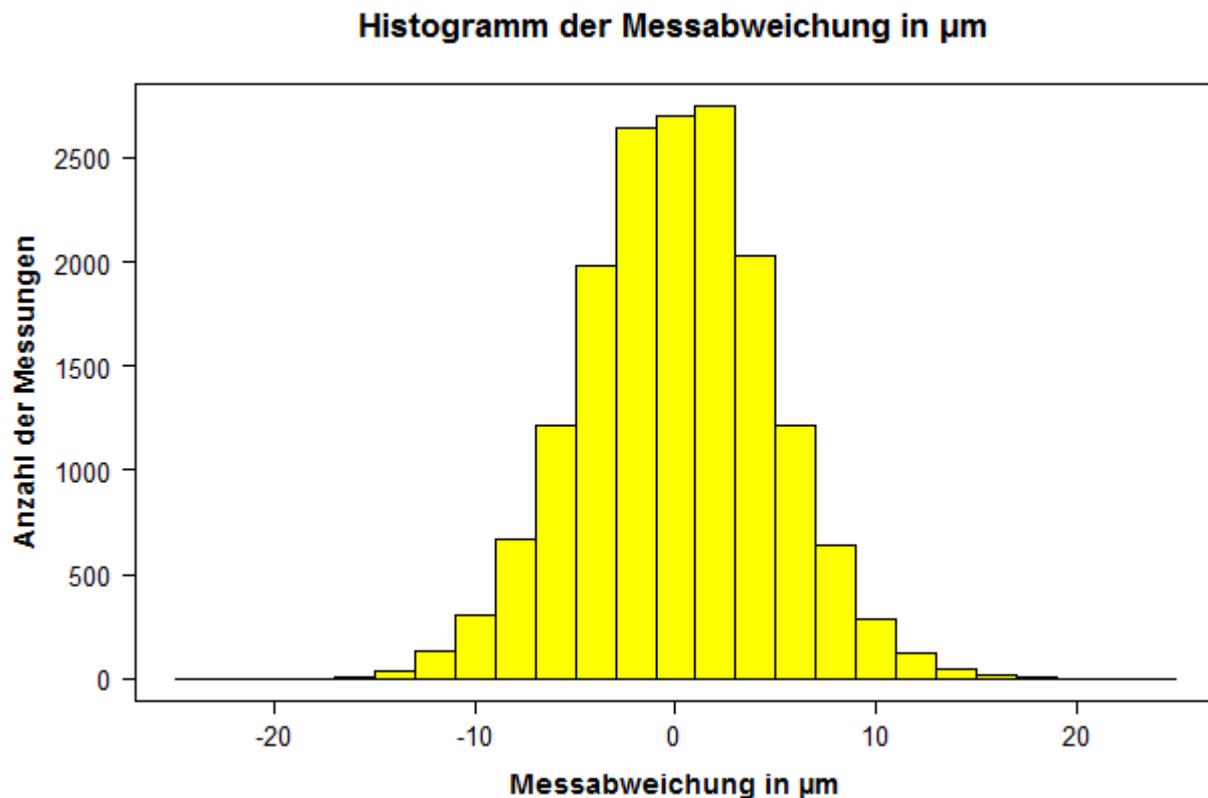


Abb. 37: Darstellung der Messabweichung bei der Vermessung mit dem Scanner

3.2 Ergebnisse der Messungen

3.2.1 Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 1

In den Abbildungen 37-39 sind die Mittelwerte der Spaltbreiten der 28 Messpunkte von den drei Gaumenformen (hoch, mittel, flach), jeweils in den 4 sagittalen Messbereichen dargestellt. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 4 - 6.

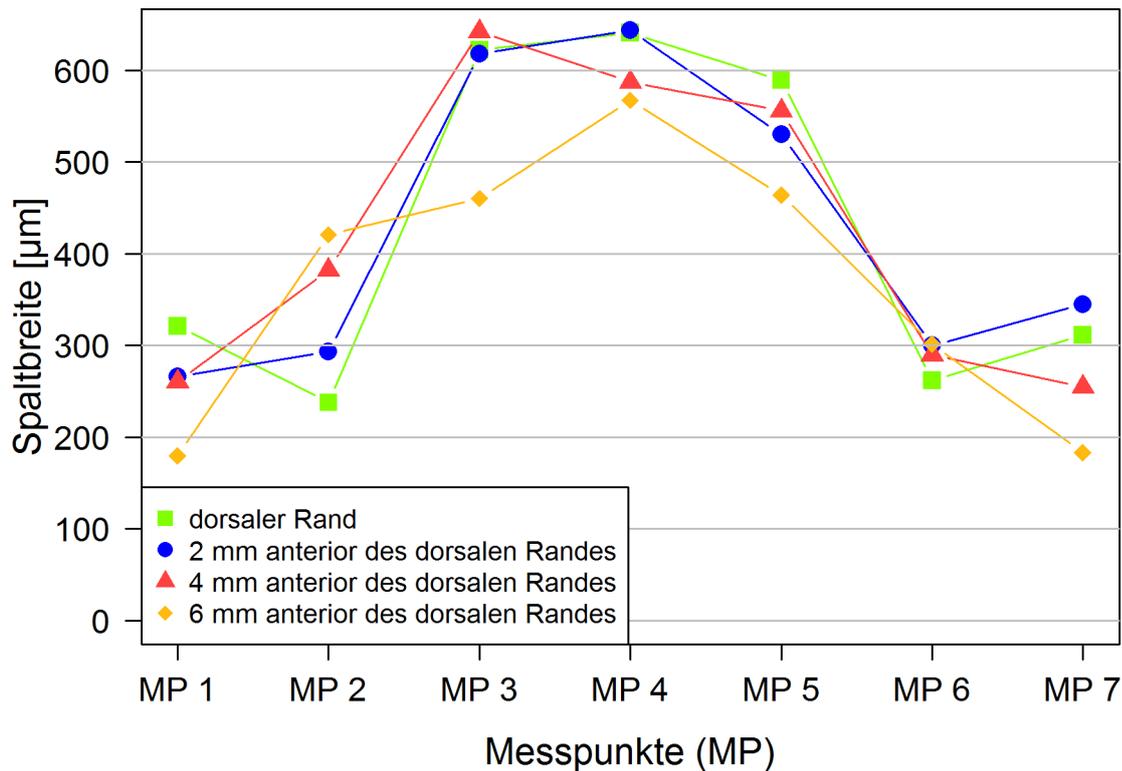


Abb. 38: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der hohen Gaumenform in Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 4: Wertetabelle zu Abbildung 37 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	321 ± 87	238 ± 75	622 ± 95	641 ± 118	589 ± 71	262 ± 105	311 ± 136
2 mm anterior des dorsalen Randes	266 ± 84	293 ± 88	618 ± 105	643 ± 110	530 ± 77	300 ± 86	345 ± 68
4 mm anterior des dorsalen Randes	260 ± 114	382 ± 89	642 ± 112	587 ± 117	556 ± 82	290 ± 78	255 ± 71
6 mm anterior des dorsalen Randes	180 ± 110	421 ± 108	460 ± 64	567 ± 104	464 ± 62	301 ± 71	183 ± 97

In dem Diagramm ist zu erkennen, dass die größten Spaltbreiten bei den Messpunkten 3, 4 und 5 liegen und Messpunkt 4, mit Ausnahme der Messung bei 4 mm anterior des dorsalen Randes, die größten Werte aufweist. An diesem Punkt sind in der sagittalen Ebene die Spalten am dorsalen Rand und 2 mm anterior am größten und nehmen nach anterior kontinuierlich ab. Die kleinsten Spaltbreiten befinden sich am dorsalen Rand bei Messpunkt 2 und 6, während sie 4 und 6mm anterior des dorsalen Randes bei Mess-

punkt 1 und 7 liegen. Insgesamt sind die Spaltbreiten, mit Ausnahme von Messpunkt 2 und 6, 6 mm anterior des dorsalen Randes am geringsten.

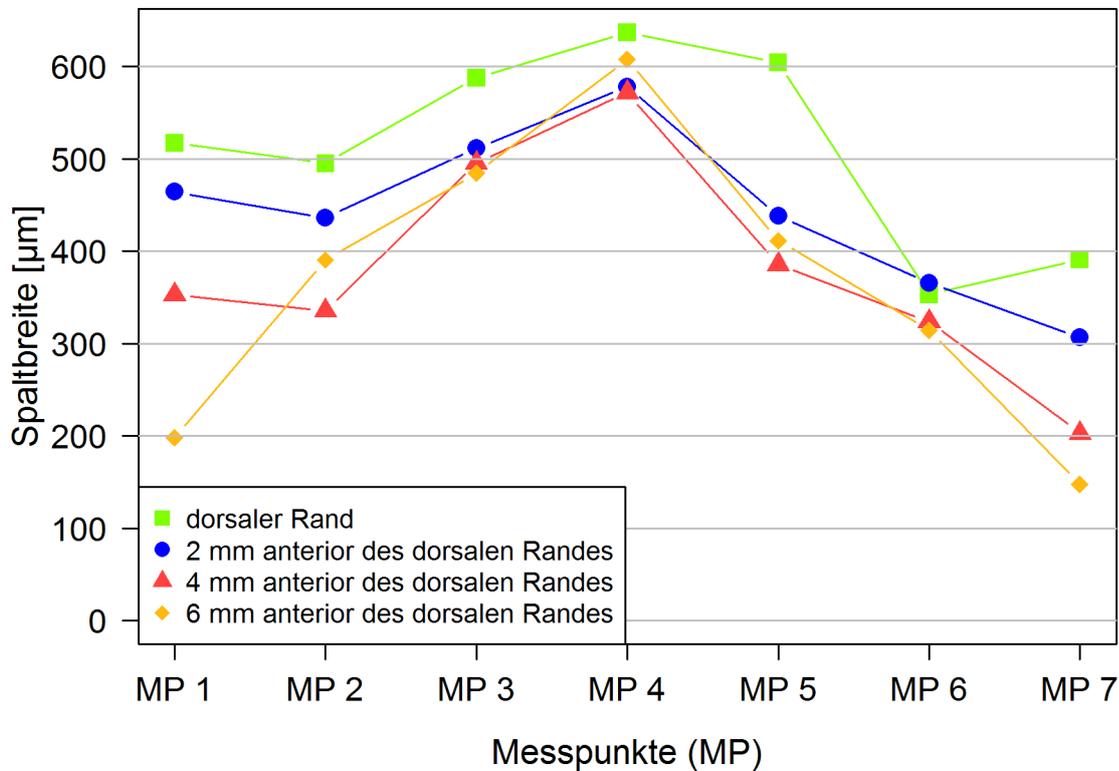


Abb. 39: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der mittleren Gaumenform in Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 5: Wertetabelle zu Abbildung 38 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	517 ± 130	495 ± 55	588 ± 53	637 ± 57	604 ± 81	353 ± 56	391 ± 105
2 mm anterior des dorsalen Randes	464 ± 246	436 ± 164	511 ± 29	578 ± 62	438 ± 44	365 ± 46	307 ± 61
4 mm anterior des dorsalen Randes	353 ± 245	335 ± 117	495 ± 38	572 ± 65	386 ± 43	324 ± 35	203 ± 74
6 mm anterior des dorsalen Randes	198 ± 137	391 ± 122	484 ± 38	608 ± 67	411 ± 36	314 ± 56	147 ± 54

Auch bei der mittleren Gaumentiefe liegen die größten Spaltbreiten bei Messpunkt 4, die kleinsten Spaltbreiten befinden sich mit Ausnahme der Messwerte des dorsalen Randes bei Messpunkt 7. Insgesamt sind die Spaltbreiten am dorsalen Abschluss am größten und nehmen in der sagittalen Ebene besonders im Randbereich bei den Messpunkten 1 und 7 von dorsal nach anterior ab.

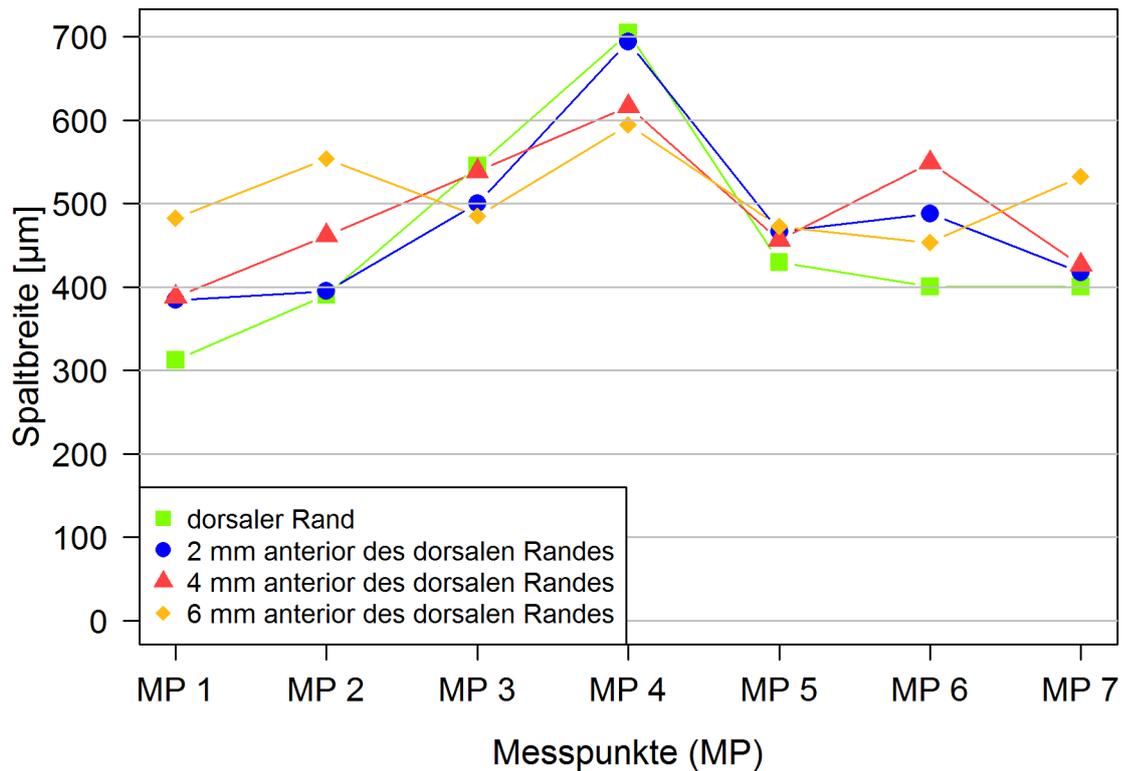


Abb. 40: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der flachen Gaumenform in Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 6: Wertetabelle zu Abbildung 39 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	313 ± 71	391 ± 69	545 ± 94	704 ± 201	430 ± 94	400 ± 82	400 ± 53
2 mm anterior des dorsalen Randes	384 ± 79	395 ± 108	500 ± 101	694 ± 190	467 ± 103	488 ± 145	417 ± 77
4 mm anterior des dorsalen Randes	388 ± 132	462 ± 101	538 ± 99	616 ± 135	457 ± 78	549 ± 131	426 ± 62
6 mm anterior des dorsalen Randes	482 ± 118	554 ± 116	485 ± 82	594 ± 101	472 ± 102	453 ± 147	532 ± 71

Bei den Spaltbreiten des flachen Gaumens befinden sich abermals die größten Werte bei Messpunkt 4, die kleinsten Spaltbreiten bei den Messpunkten 1 und 7. In der sagittalen Ebene nehmen die Spaltbreiten am Messpunkt 4 von dorsal an anterior ab, während sie am Messpunkt 1 zunehmen.

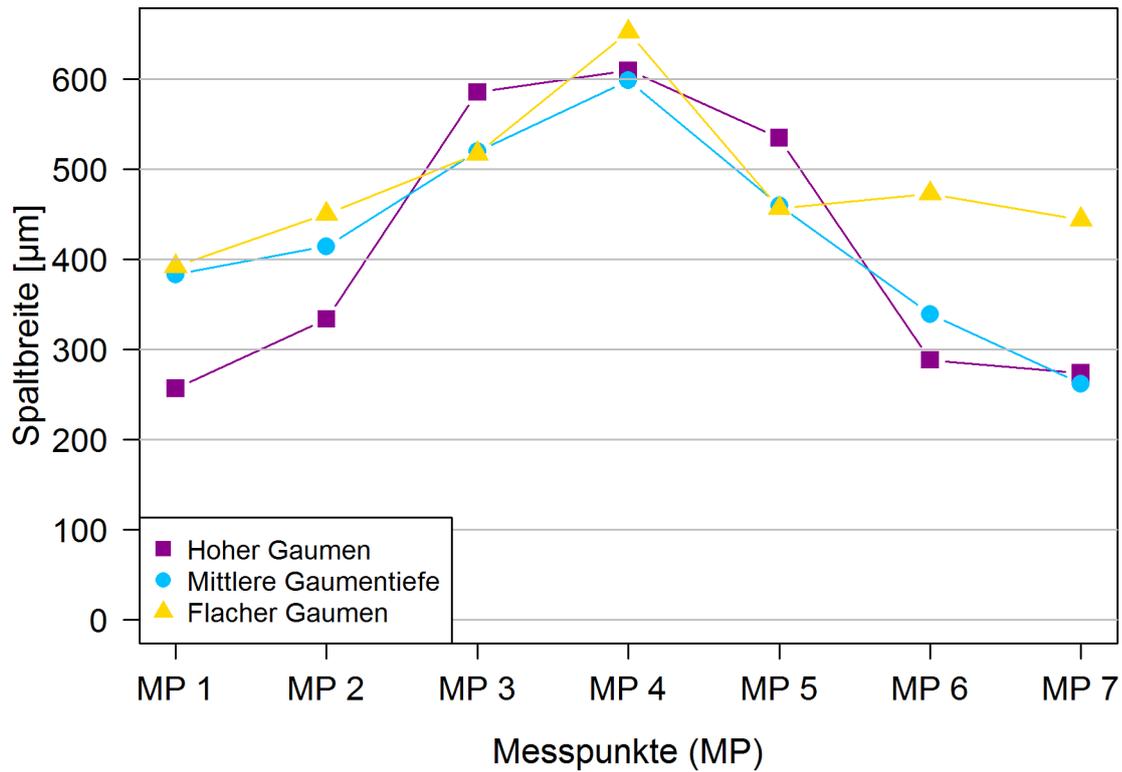


Abb. 41: Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten in Gruppe 1: PalaXPress® (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte

Tab. 7: Wertetabelle zu Abbildung 40 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Hoher Gaumen	257	334	585	610	535	288	274
Mittlere Gaumentiefe	383	414	520	599	460	339	262
Flacher Gaumen	392	450	517	652	456	473	444

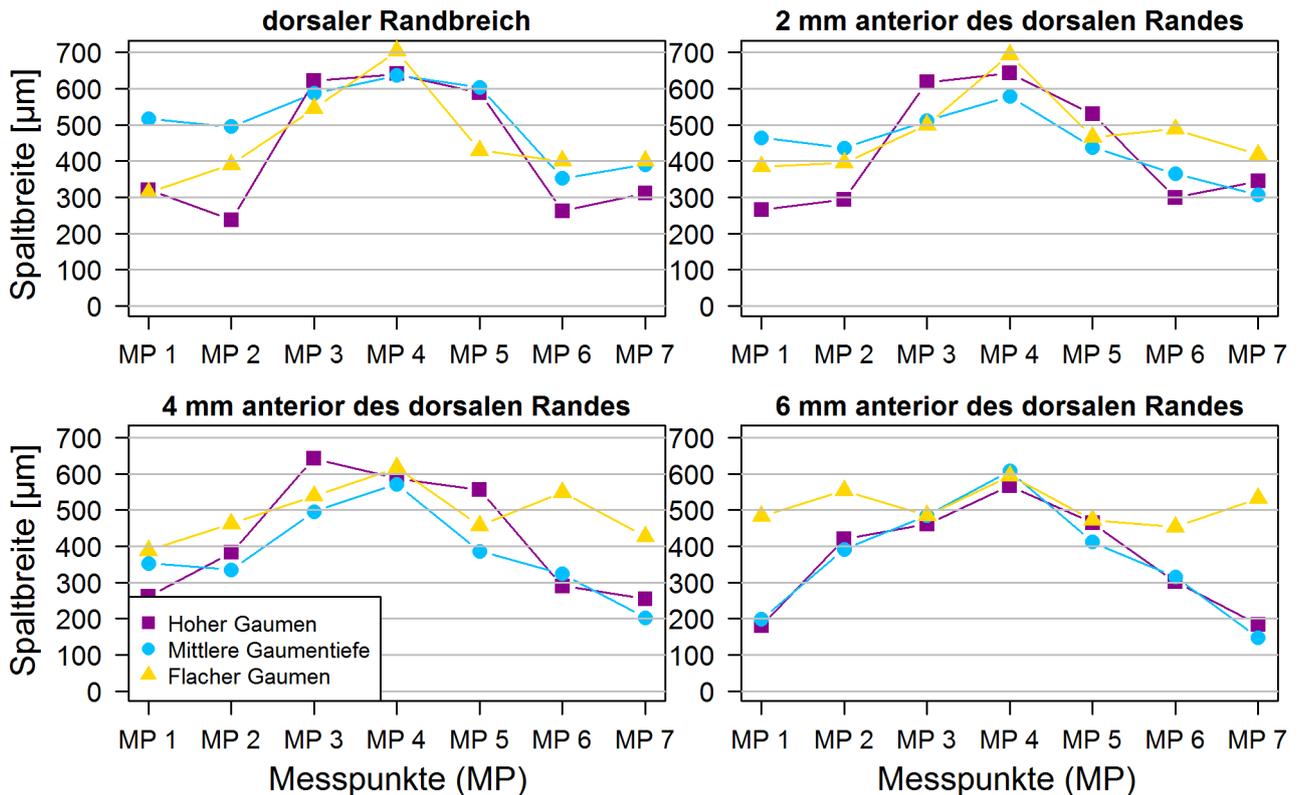


Abb. 42: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 1: PalaXPress® (gesamt, unterteilt nach sagittalen Messwerten)

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass sich beim Kunststoff PalaXPress® für alle Gaumensorten die größten Werte bei Messpunkt 4 befinden, die auch besonders 4 und 6 mm anterior des dorsalen Randes bei den 3 Gaumensorten sehr ähnliche Werte aufweisen. Die kleinsten Werte liegen bei den Messpunkten 1, 2, 6 und 7. Beim hohen Gaumen ist ein stärkerer Größenunterschied der Spaltbreite zwischen den Messpunkten 2/3 und 5/6 zu erkennen als bei den anderen Gaumensorten. Zudem zeigen sich beim flachen Gaumen geringere Unterschiede zwischen den einzelnen Messpunkten. Besonders 6 mm anterior des dorsalen Randes liegen die Spaltbreiten bei den Messpunkten 1; 2 und 5; 6 deutlich über denen der anderen Gaumenformen. Dort weisen der hohe und mittlere Gaumen fast identische Werte auf.

Die Abbildungen 42-45 zeigen die Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile der Spaltbreiten in den jeweiligen Messbereichen in der Boxplot-Darstellung (dorsaler Rand, 2 mm, 4mm, 6 mm anterior des dorsalen Randes) für die drei Gaumentiefen (hoch, mittel, flach). Die dazugehörigen Werte sind in den Tabellen 8-11 aufgeführt.

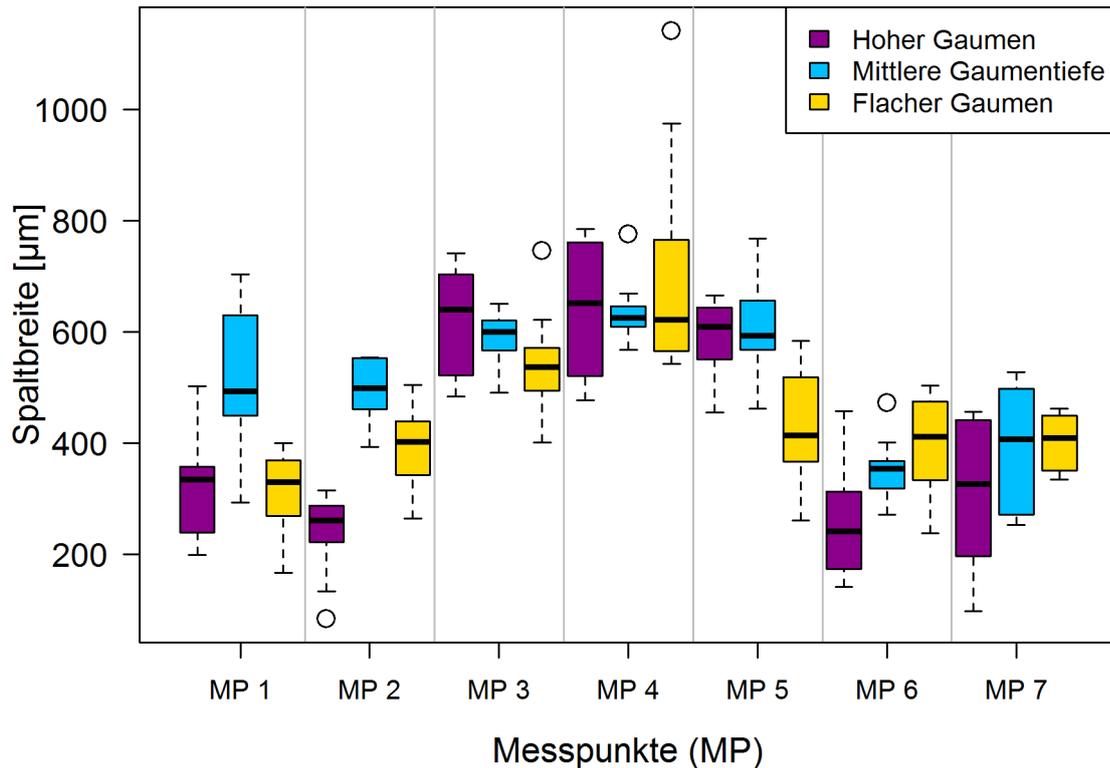


Abb. 43: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 8: Wertetabelle zu Abbildung 42 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	199	134	484	477	455	141	97
Unteres Quantil	239	222	521	520	551	173	196
Median	334	261	641	652	609	241	326
Oberes Quantil	357	288	703	761	644	312	441
Maximum	502	315	741	785	666	458	456
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	293	393	490	567	462	271	253
Unteres Quantil	449	461	567	609	567	318	271
Median	493	499	600	625	594	354	406
Oberes Quantil	630	553	620	646	656	368	498
Maximum	704	554	651	669	768	401	527
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	167	264	401	543	261	238	334
Unteres Quantil	268	342	494	566	367	333	351
Median	329	402	537	622	413	412	409
Oberes Quantil	369	439	572	765	518	475	450
Maximum	400	504	622	975	584	503	462

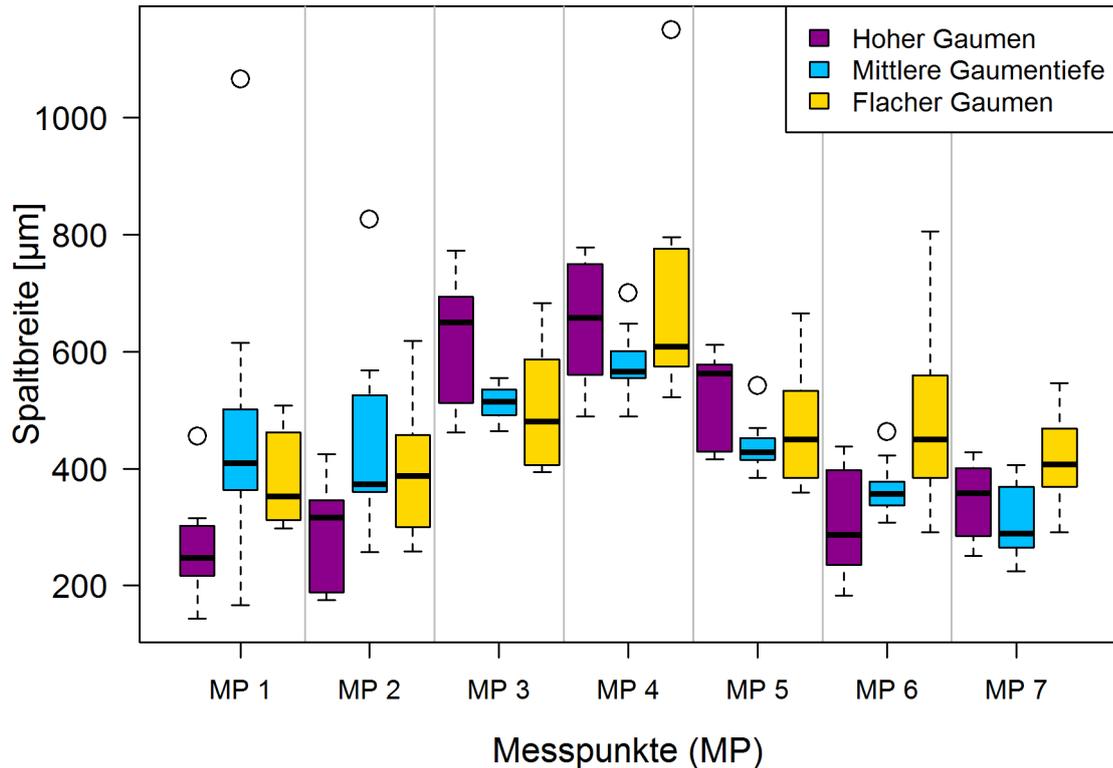


Abb. 44: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 9: Wertetabelle zu Abbildung 43 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	143	175	462	489	416	183	251
Unteres Quantil	217	188	512	560	429	235	285
Median	247	316	650	658	562	287	358
Oberes Quantil	302	346	694	749	578	397	400
Maximum	315	424	772	779	612	437	428
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	167	257	464	490	384	307	224
Unteres Quantil	363	360	491	554	414	337	265
Median	410	373	514	566	428	357	289
Oberes Quantil	501	525	535	600	452	378	369
Maximum	615	568	555	648	469	422	406
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	298	258	394	522	359	291	291
Unteres Quantil	312	300	406	575	384	384	368
Median	353	387	480	608	450	450	407
Oberes Quantil	461	457	587	776	533	559	468
Maximum	508	619	683	796	665	805	546

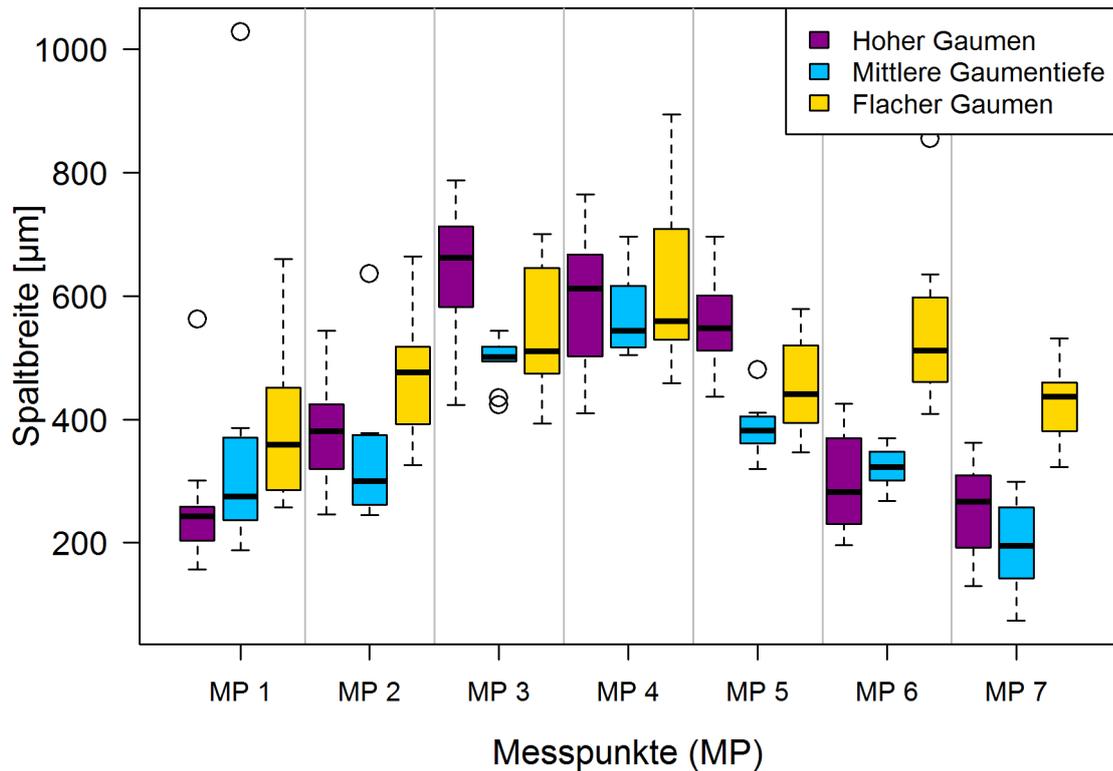
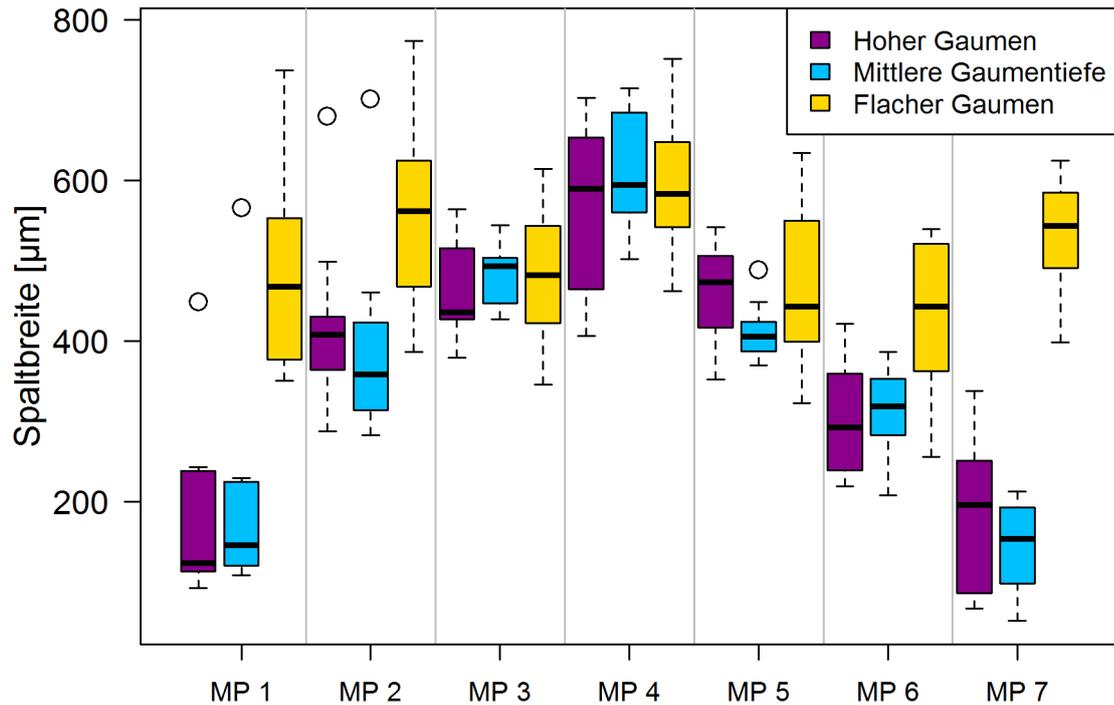


Abb. 45: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 10: Wertetabelle zu Abbildung 44 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	157	245	423	410	437	197	130
Unteres Quantil	203	320	582	503	512	230	192
Median	243	381	662	612	548	283	267
Oberes Quantil	258	425	713	668	601	370	309
Maximum	301	544	788	765	696	426	362
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	188	245	494	505	319	267	74
Unteres Quantil	237	261	494	517	361	301	143
Median	275	300	502	544	381	323	196
Oberes Quantil	371	375	518	616	405	347	257
Maximum	386	378	544	696	411	370	298
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	258	326	393	458	346	408	323
Unteres Quantil	285	392	474	529	394	461	381
Median	359	476	511	559	441	512	437
Oberes Quantil	452	518	645	709	520	598	459
Maximum	660	664	700	895	579	635	531



Messpunkte (MP)

Abb. 46: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 1: PalaXPress®

Tab. 11: Wertetabelle zu Abbildung 45 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	93	288	380	407	353	220	67
Unteres Quantil	114	364	428	465	417	240	87
Median	124	408	436	589	474	293	197
Oberes Quantil	239	430	516	653	506	360	251
Maximum	244	499	564	703	542	421	338
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	109	283	428	502	370	208	52
Unteres Quantil	120	315	447	560	387	283	98
Median	146	359	493	595	406	319	154
Oberes Quantil	225	423	504	685	424	353	193
Maximum	230	460	544	715	449	386	213
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	351	387	346	462	323	256	399
Unteres Quantil	377	468	422	542	399	363	491
Median	468	562	483	584	443	443	544
Oberes Quantil	553	625	543	648	550	521	585
Maximum	737	774	615	751	635	540	625

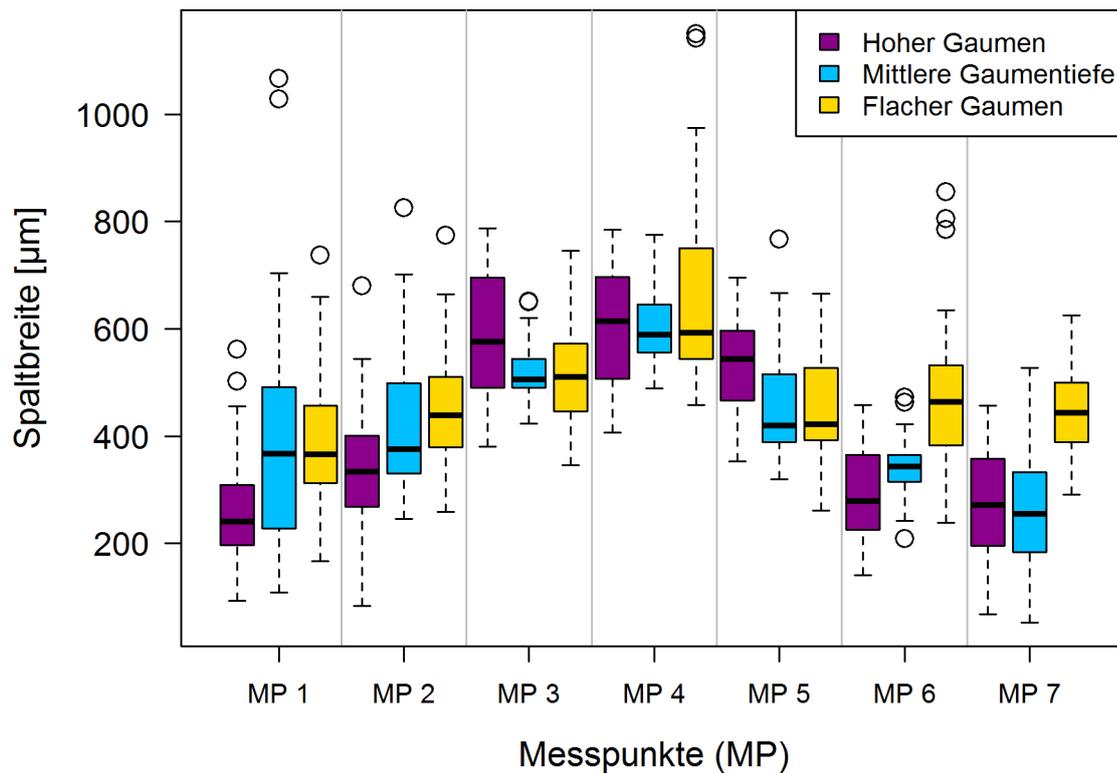


Abb. 47: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 1: PalaXPress® (gesamt)

3.2.2 Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat®

Die Abbildungen 47-49 stellen die Mittelwerte der Spaltbreiten der 28 Messpunkte von den drei Gaumenformen (hoch, mittel, flach), jeweils in den 4 transversalen Messbereichen dar. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 12-14.

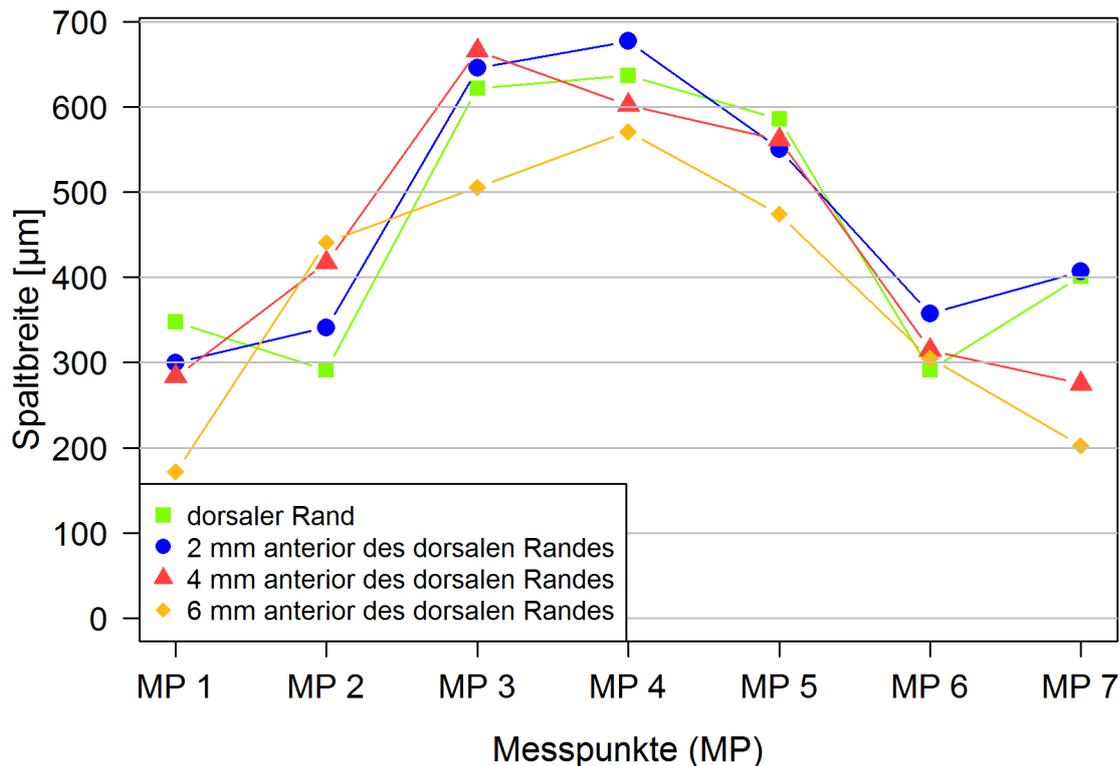


Abb. 48: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der hohen Gaumenform in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat®

Tab. 12: Wertetabelle zu Abbildung 47 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	347 ± 143	291 ± 95	622 ± 113	637 ± 120	586 ± 87	291 ± 110	401 ± 156
2 mm anterior des dorsalen Randes	300 ± 112	341 ± 105	646 ± 117	677 ± 144	551 ± 96	358 ± 113	407 ± 243
4 mm anterior des dorsalen Randes	283 ± 101	418 ± 118	666 ± 126	602 ± 128	562 ± 105	314 ± 100	275 ± 92
6 mm anterior des dorsalen Randes	171 ± 84	441 ± 147	506 ± 101	571 ± 125	474 ± 99	305 ± 88	202 ± 88

Im Diagramm für die Messwerte des hohen Gaumens ist zu erkennen, dass sich die größten Messwerte, mit Ausnahme 4 mm anterior des dorsalen Randes, bei Messpunkt 4 befinden und die kleinsten Werte bei den Messpunkten 1; 2 und 6; 7 liegen. Dort werden sie von dorsal nach anterior kleiner. Insgesamt ist die Spaltbreite 6 mm anterior des dorsalen Randes am geringsten.

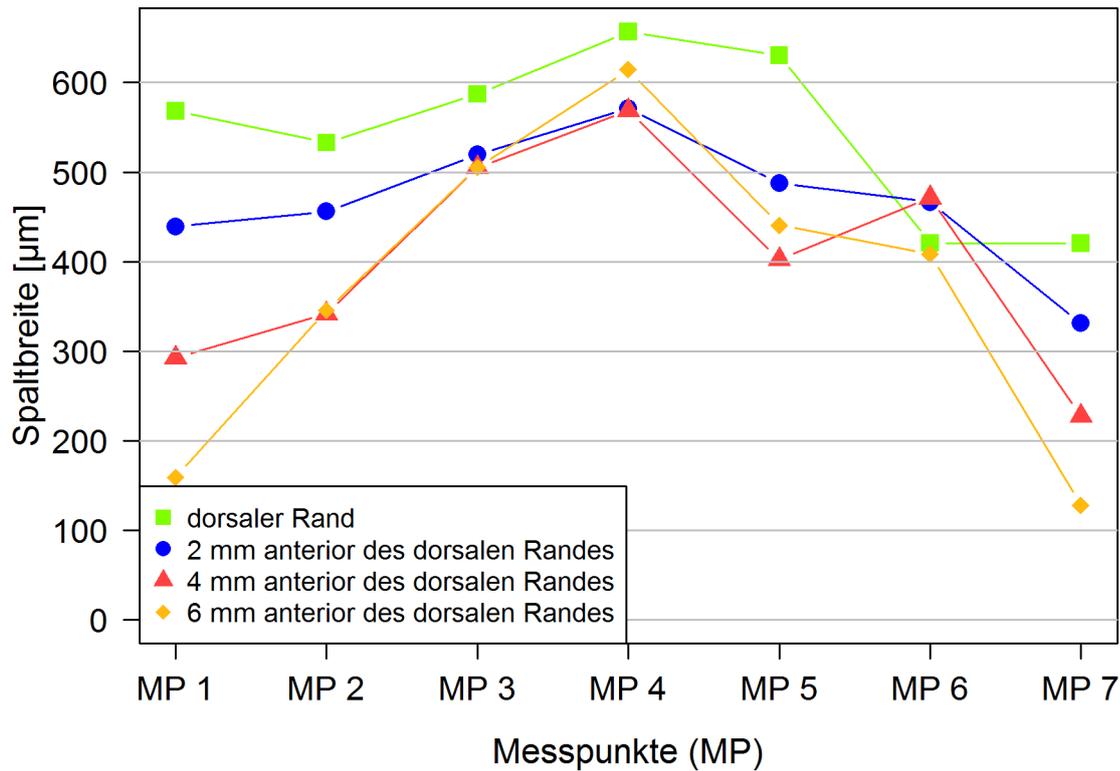


Abb. 49: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der mittleren Gaumenform in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat[®]

Tab. 13: Wertetabelle zu Abbildung 48 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	568 ± 139	533 ± 134	587 ± 102	657 ± 133	630 ± 126	421 ± 100	420 ± 187
2 mm anterior des dorsalen Randes	439 ± 105	456 ± 87	519 ± 70	571 ± 108	487 ± 112	466 ± 217	331 ± 125
4 mm anterior des dorsalen Randes	293 ± 89	342 ± 68	505 ± 87	569 ± 114	402 ± 73	471 ± 244	227 ± 134
6 mm anterior des dorsalen Randes	159 ± 72	346 ± 75	505 ± 81	614 ± 120	441 ± 72	408 ± 138	128 ± 82

Auch bei der mittleren Gaumentiefe liegen die größten Werte am Messpunkt 4 und sind am dorsalen Rand am größten. Die kleinsten Messwerte zeigen sich am Messpunkt 7. Insgesamt sind die Spaltbreiten am dorsalen Rand am größten, werden nach anterior kleiner und sind 6 mm anterior des dorsalen Randes am geringsten.

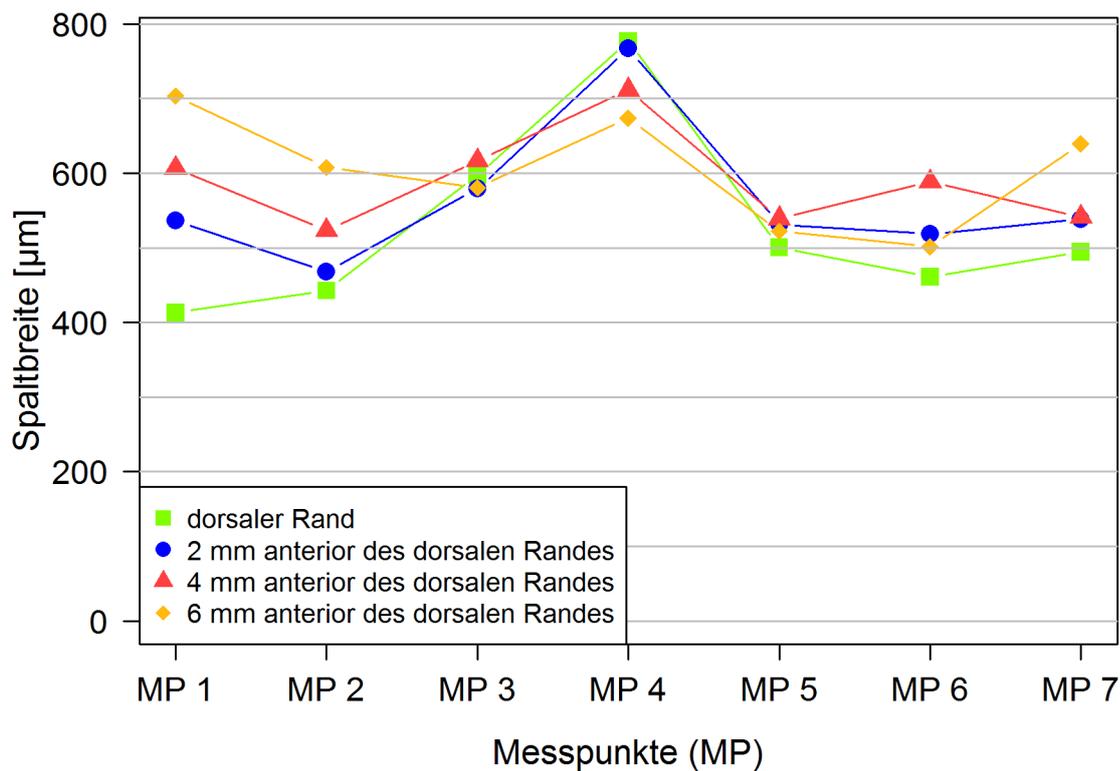


Abb. 50: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei flachem Gaumen in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat®

Tab. 14: Wertetabelle zu Abbildung 49 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	413 ± 111	443 ± 104	597 ± 101	777 ± 159	501 ± 113	461 ± 139	494 ± 159
2 mm anterior des dorsalen Randes	536 ± 85	468 ± 103	579 ± 105	767 ± 142	531 ± 130	519 ± 132	538 ± 185
4 mm anterior des dorsalen Randes	606 ± 155	523 ± 97	617 ± 120	711 ± 159	539 ± 142	588 ± 134	541 ± 201
6 mm anterior des dorsalen Randes	703 ± 163	608 ± 114	580 ± 97	674 ± 124	522 ± 133	501 ± 121	639 ± 212

In diesem Diagramm des flachen Gaumens ist zu erkennen, dass die Werte der Spaltbreiten in der sagittalen Ebene mit Ausnahme von Messpunkt 1 und 2 eine geringe Variation aufweisen und bei Messpunkt 4 am größten sind. Im Randbereich (MP 1; 2 und 6; 7) liegen die geringsten Werte am dorsalen Rand, sie werden nach anterior kontinuierlich größer, während sie am Messpunkt 4 von dorsal nach anterior abnehmen.

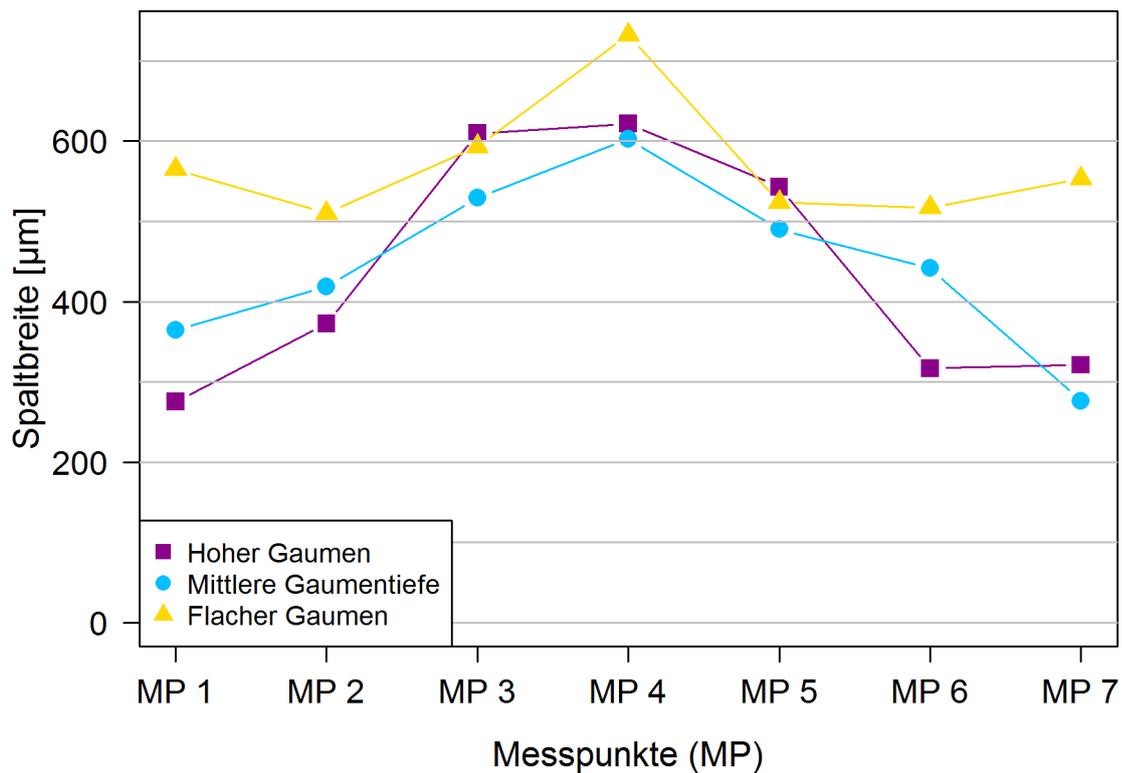


Abb. 51: Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat[®] (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte

Tab. 15: Wertetabelle zu Abbildung 50 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Hoher Gaumen	276	373	610	622	543	317	321
Mittlere Gaumentiefe	365	419	529	603	490	442	277
Flacher Gaumen	565	510	593	732	523	517	553

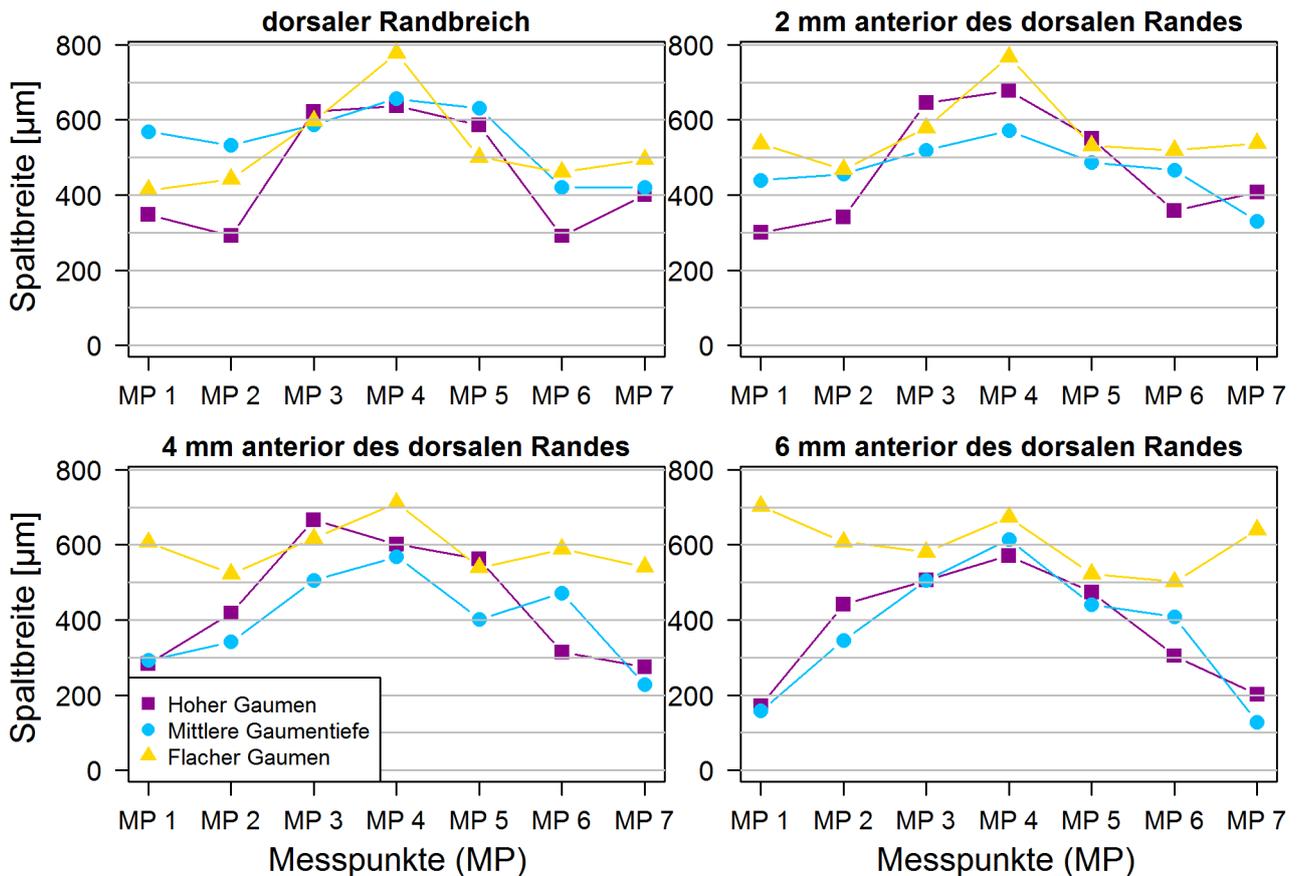


Abb. 52: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat[®] (gesamt) unterteilt nach sagittalen Messungen

In diesem zusammenfassenden Diagramm zeigt sich, dass beim Kunststoff Aesthetic Autopolymerisat[®] die Werte im Randbereich für den hohen und mittleren Gaumen unter denen vom flachen Gaumen liegen und besonders 6 mm anterior des dorsalen Randes der flache Gaumen insgesamt die größten Werte aufweist. Dort liegen die Werte des hohen und mittleren Gaumens dicht beieinander.

In den Abbildungen 52-55 sind die Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile der gemessenen Spaltbreiten im jeweiligen Bereich in der Boxplot-Darstellung (dorsal, 2 mm, 4mm, 6 mm anterior des dorsalen Abschlusses) für die drei Gaumentiefen (hoch, mittel, flach) gegenübergestellt. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 16-19.

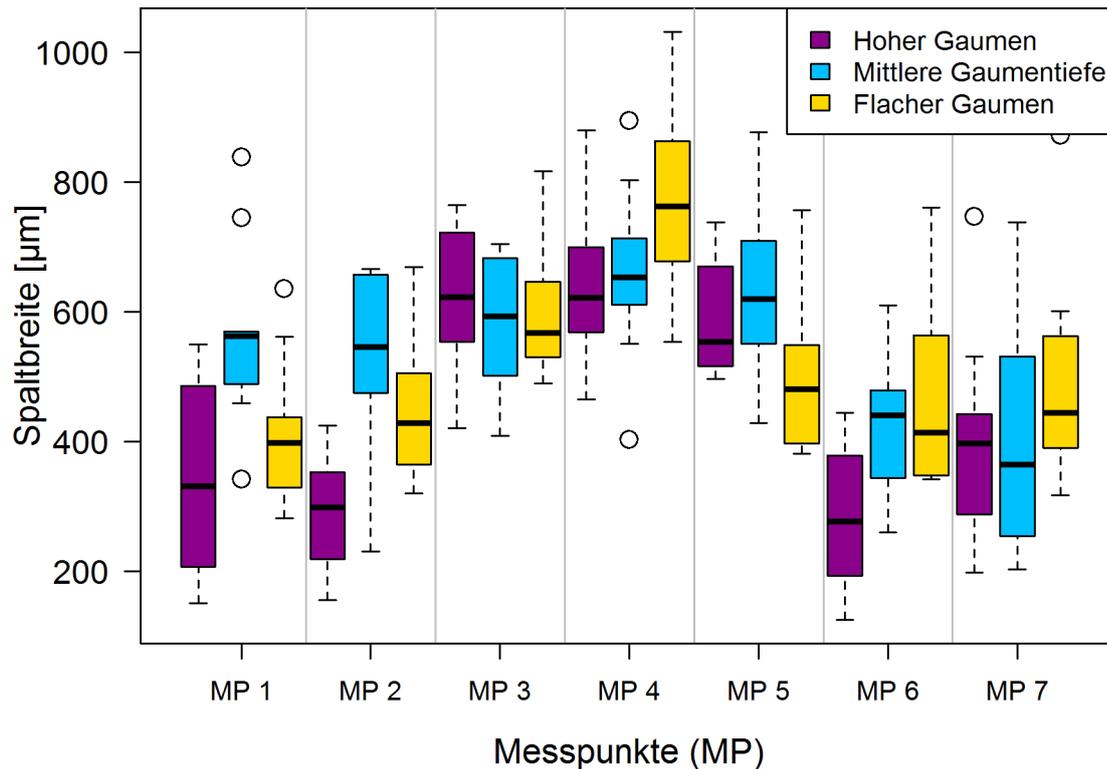


Abb. 53: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat®

Tab. 16: Wertetabelle zu Abbildung 52 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	151	155	421	465	496	125	198
Unteres Quantil	207	219	553	568	516	193	287
Median	331	299	622	622	554	277	397
Oberes Quantil	486	353	722	700	670	378	442
Maximum	550	424	765	879	738	444	530
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	459	230	409	551	429	260	203
Unteres Quantil	489	474	501	610	550	343	254
Median	562	546	593	653	619	441	365
Oberes Quantil	569	657	683	713	710	478	531
Maximum	569	666	704	803	877	609	738
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	282	320	489	553	382	342	317
Unteres Quantil	329	364	529	678	397	347	390
Median	398	429	568	762	481	413	444
Oberes Quantil	437	505	647	863	548	563	562
Maximum	561	669	816	1031	756	761	601

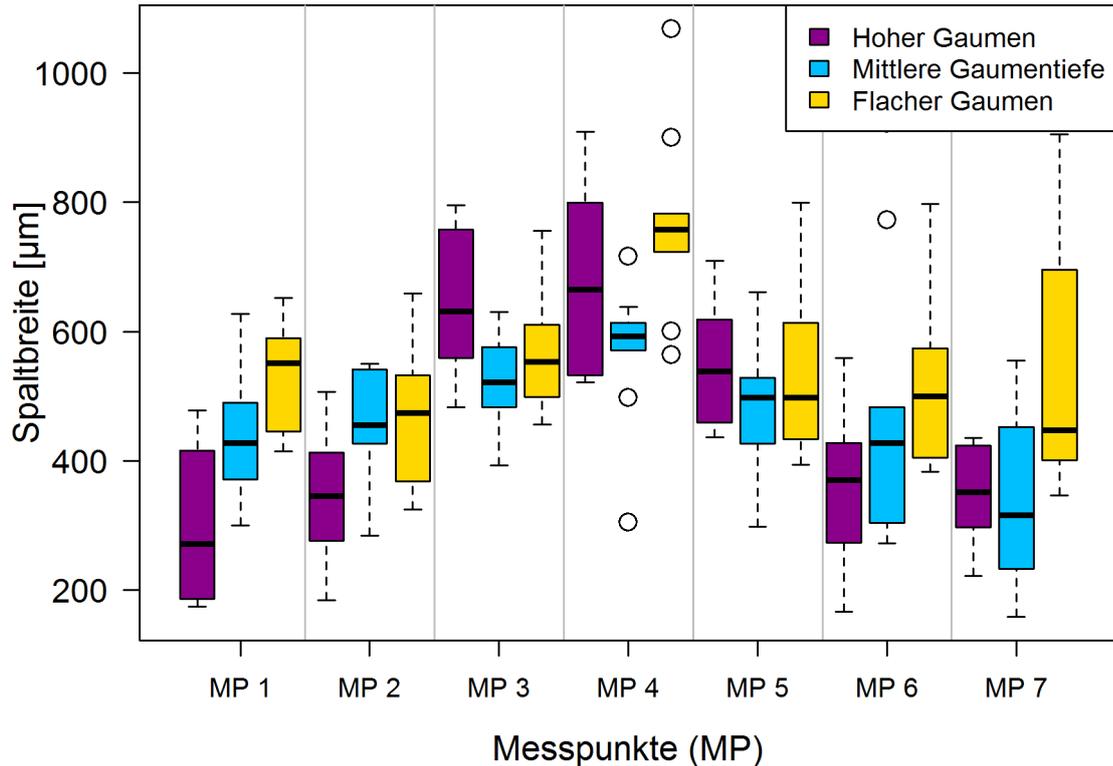


Abb. 54: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen in Gruppe 2

Tab. 17: Wertetabelle zu Abbildung 53 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	175	184	483	521	437	167	222
Unteres Quantil	186	277	560	533	459	273	297
Median	271	346	632	665	538	371	351
Oberes Quantil	416	413	758	799	619	428	424
Maximum	478	507	796	909	709	559	436
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	300	284	393	571	298	273	159
Unteres Quantil	372	427	483	571	427	305	233
Median	428	456	522	593	498	428	316
Oberes Quantil	491	541	576	614	528	483	452
Maximum	627	551	630	639	661	483	555
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	415	325	456	723	394	384	347
Unteres Quantil	446	369	499	723	433	405	401
Median	551	474	553	758	498	500	448
Oberes Quantil	590	533	611	783	614	574	695
Maximum	652	659	756	783	800	797	906

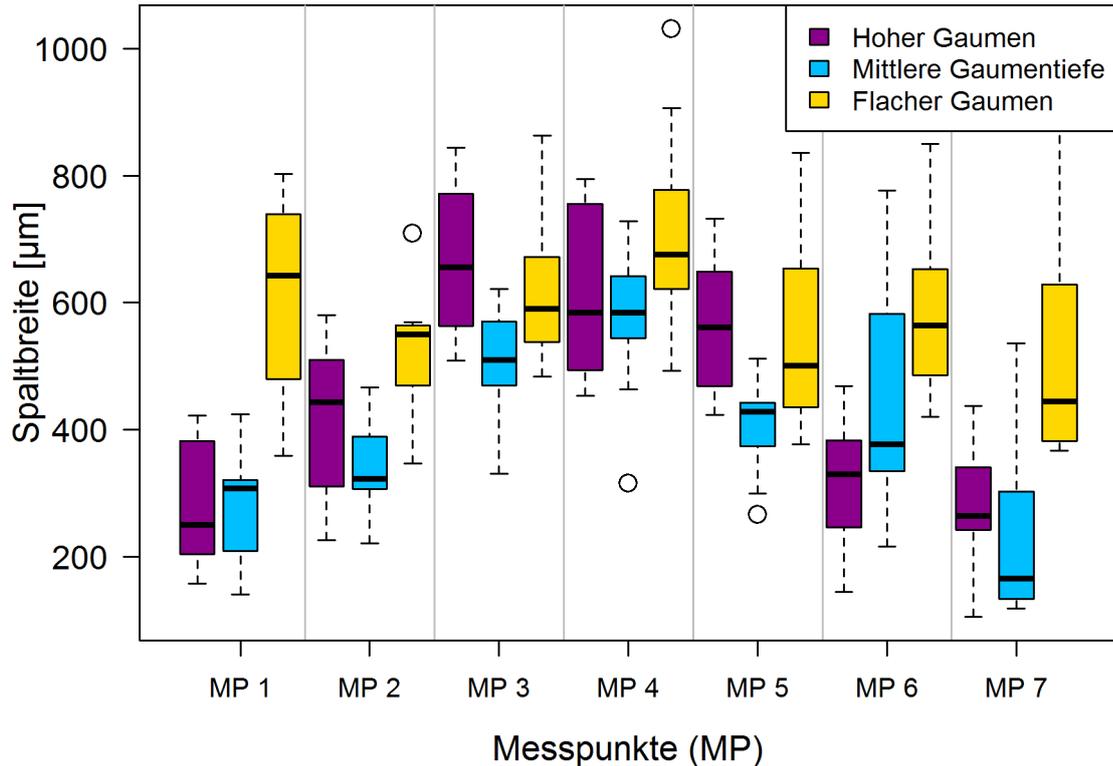


Abb. 55: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen in Gruppe 2

Tab. 18: Wertetabelle zu Abbildung 54 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	158	226	508	453	424	144	106
Unteres Quantil	204	311	564	494	469	246	242
Median	250	444	656	584	561	330	264
Oberes Quantil	382	510	772	755	649	383	341
Maximum	422	580	844	794	732	469	438
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	141	221	331	464	300	216	118
Unteres Quantil	209	307	470	545	374	335	134
Median	308	323	510	584	428	377	166
Oberes Quantil	321	389	570	642	443	582	303
Maximum	424	467	621	728	512	777	536
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	359	347	484	492	377	420	367
Unteres Quantil	480	470	538	622	436	486	382
Median	643	550	590	676	501	564	444
Oberes Quantil	739	564	672	777	654	653	629
Maximum	802	569	863	906	836	850	888

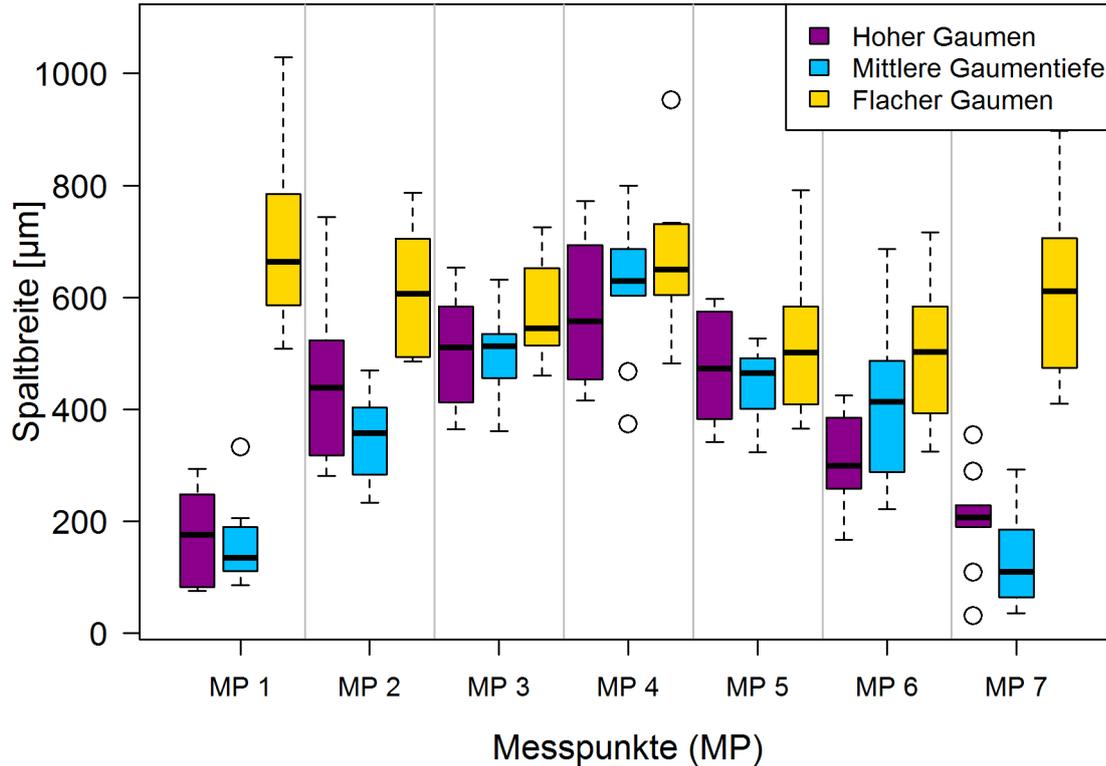


Abb. 56: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen in Gruppe 2

Tab. 19: Wertetabelle zu Abbildung 55 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	76	282	364	416	342	167	190
Unteres Quantil	82	318	413	453	383	259	190
Median	177	439	511	558	472	299	207
Oberes Quantil	248	523	584	694	574	385	229
Maximum	294	743	654	772	598	425	229
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	87	233	361	603	323	222	36
Unteres Quantil	112	284	456	603	401	288	64
Median	135	358	513	629	465	414	110
Oberes Quantil	190	404	535	686	492	486	186
Maximum	206	470	632	800	527	687	293
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	509	485	461	482	366	325	411
Unteres Quantil	586	493	514	604	410	394	474
Median	664	606	545	650	502	503	611
Oberes Quantil	785	705	652	731	584	583	706
Maximum	1028	786	725	733	792	716	898

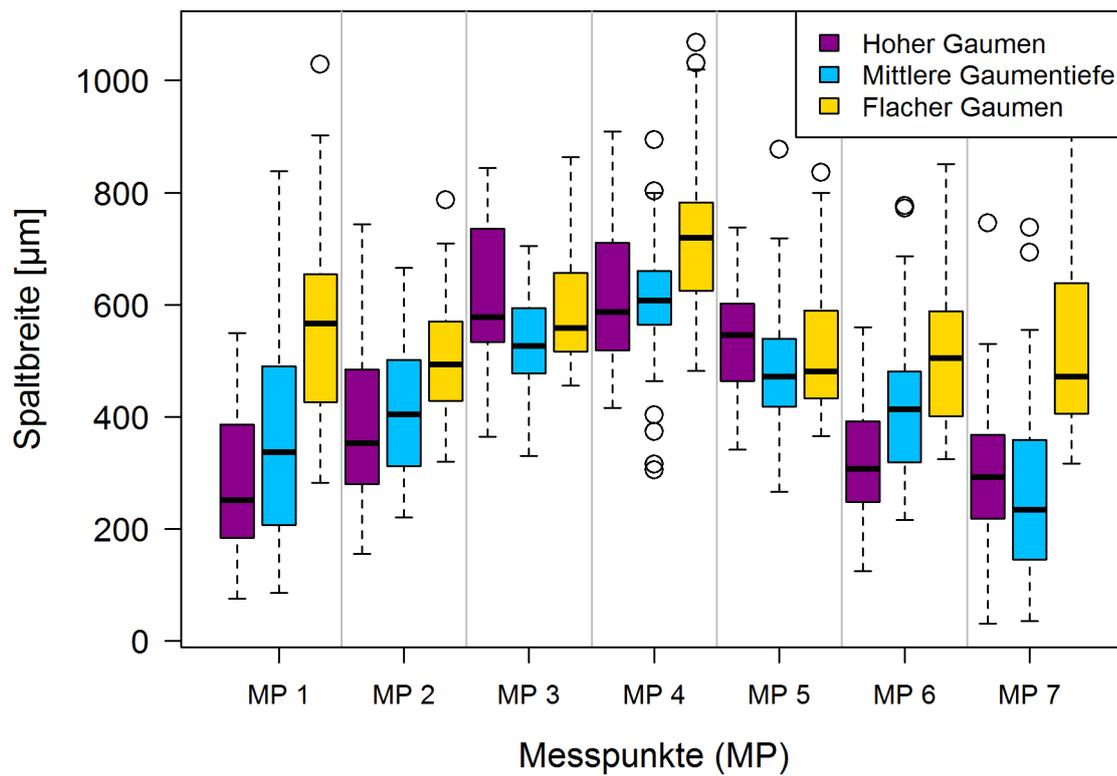


Abb. 57: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat®

3.2.3. Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 3

In den Abbildungen 57-59 sind die Mittelwerte der Spaltbreiten der 28 Messpunkte von den drei Gaumenformen (hoch, mittel, flach), jeweils in den 4 transversalen Messbereichen dargestellt. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 20-22

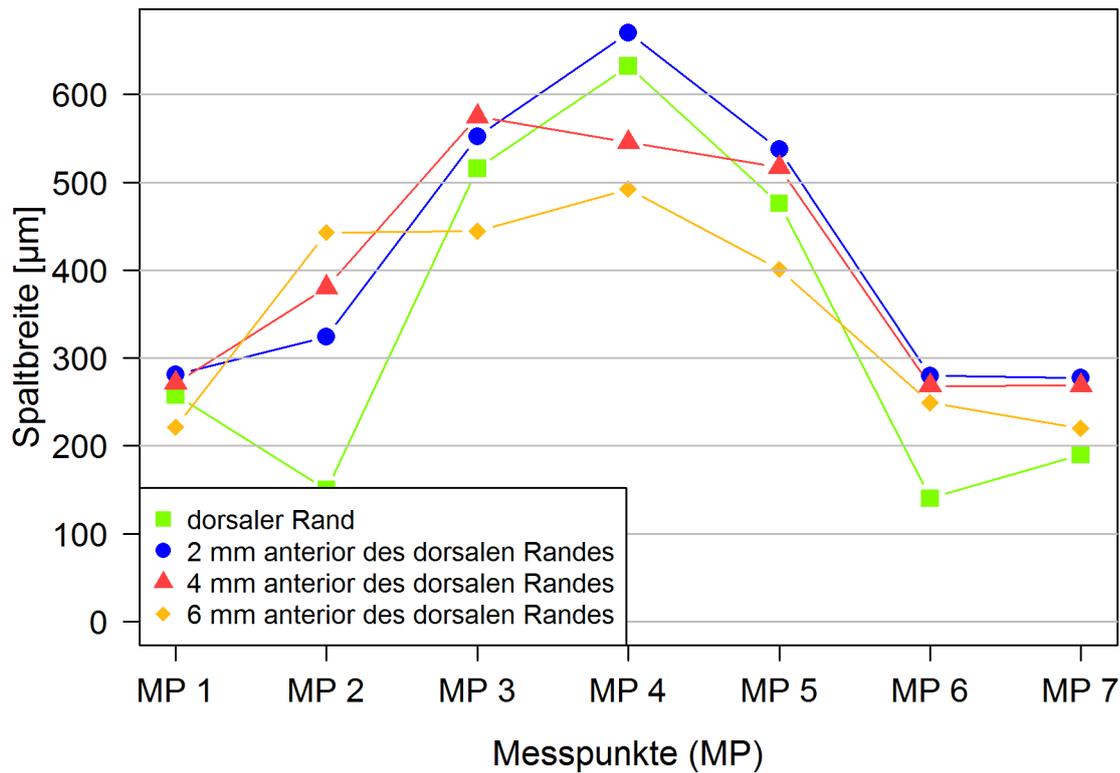


Abb. 58: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der hohen Gaumenform in Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 20: Wertetabelle zu Abbildung 57 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	258 ± 99	150 ± 95	516 ± 97	633 ± 257	476 ± 87	140 ± 46	190 ± 62
2 mm anterior des dorsalen Randes	281 ± 95	324 ± 121	552 ± 132	670 ± 161	537 ± 126	280 ± 93	277 ± 51
4 mm anterior des dorsalen Randes	272 ± 95	380 ± 108	575 ± 129	545 ± 123	517 ± 120	268 ± 95	269 ± 95
6 mm anterior des dorsalen Randes	221 ± 148	443 ± 124	444 ± 60	492 ± 115	401 ± 92	249 ± 127	220 ± 116

Die größten Messwerte für den hohen Gaumen befinden sich wieder am Messpunkt 4, an diesem Punkt liegt 2 mm anterior des dorsalen Randes die größte Spaltbreite. Zum Rand hin nehmen die Spaltbreiten ab. Die geringsten Werte zeigen die Messpunkte 1, 6 und 7, wobei am dorsalen Rand die Werte an den Messpunkten 2 und 6 insgesamt am geringsten sind und deutlich unter den anderen Werten liegen.

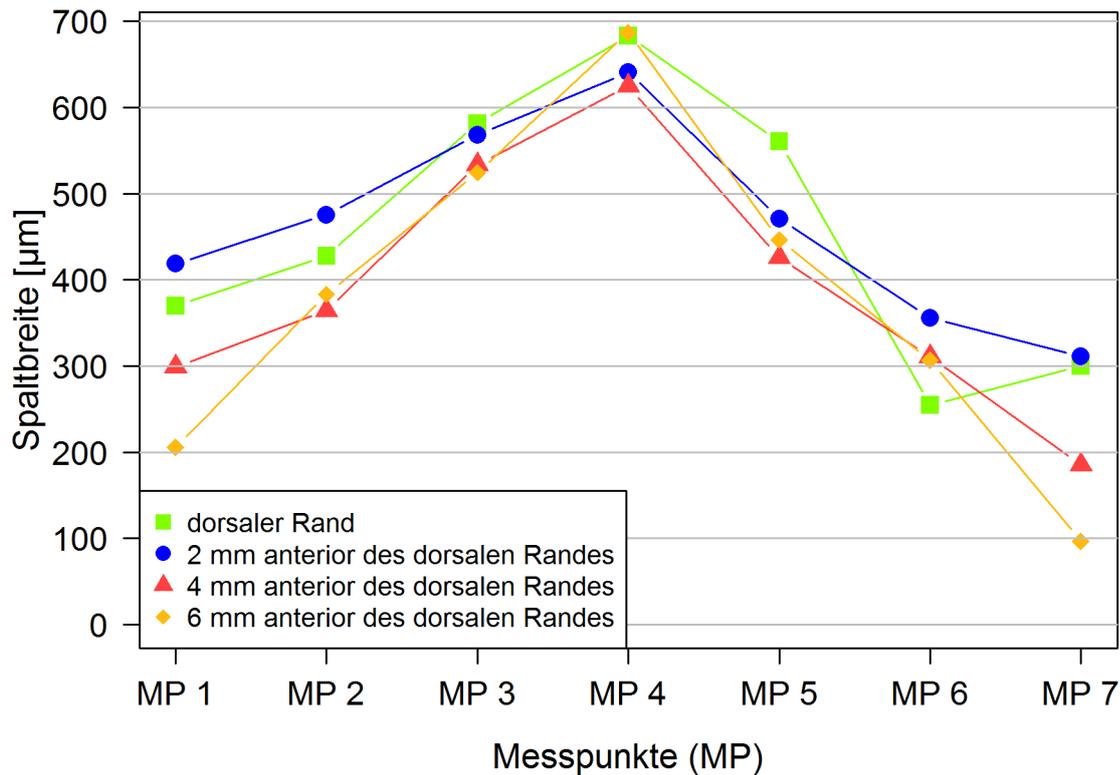


Abb. 59: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der mittleren Gaumenform in Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 21: Wertetabelle zu Abbildung 58 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	370 ± 141	428 ± 122	582 ± 129	683 ± 86	560 ± 104	255 ± 79	300 ± 71
2 mm anterior des dorsalen Randes	419 ± 119	476 ± 103	568 ± 114	641 ± 96	471 ± 59	356 ± 70	311 ± 85
4 mm anterior des dorsalen Randes	299 ± 123	364 ± 127	533 ± 111	625 ± 96	426 ± 48	311 ± 95	185 ± 79
6 mm anterior des dorsalen Randes	206 ± 122	383 ± 107	525 ± 111	687 ± 101	446 ± 45	306 ± 54	97 ± 30

Im Diagramm für die mittlere Gaumentiefe ist zu erkennen, dass die größten Spaltbreiten erneut bei Messpunkt 4 liegen und sich 6 mm anterior des Randes der größte Wert zeigt. Von diesem mittleren Punkt werden die Spaltbreiten zu den Rändern hin kontinuierlich kleiner, die geringsten Werte liegen bei den Messpunkten 1 und 7 und sind 6 mm anterior des dorsalen Randes am kleinsten.

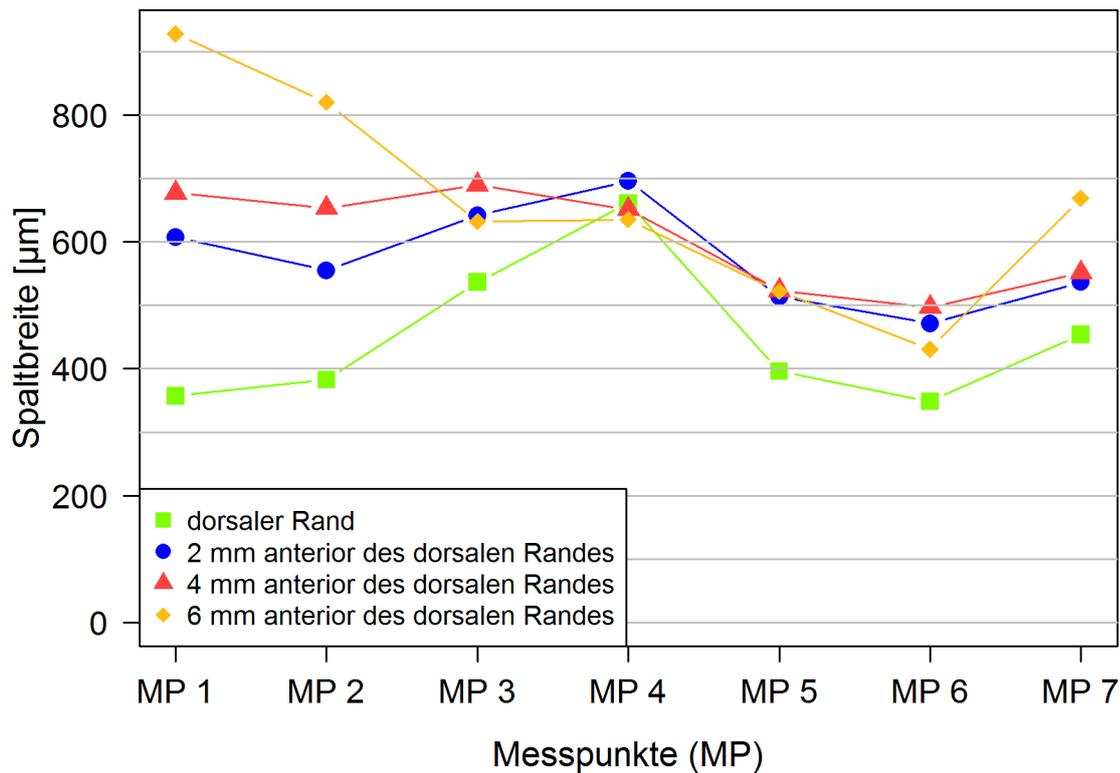


Abb. 60: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei der flachen Gaumenform in Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 22: Wertetabelle zu Abbildung 59 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	357 ± 104	383 ± 103	536 ± 91	661 ± 128	396 ± 93	349 ± 82	454 ± 145
2 mm anterior des dorsalen Randes	607 ± 290	555 ± 167	642 ± 101	696 ± 148	514 ± 120	471 ± 73	537 ± 112
4 mm anterior des dorsalen Randes	677 ± 274	653 ± 206	690 ± 163	651 ± 134	524 ± 100	497 ± 67	551 ± 151
6 mm anterior des dorsalen Randes	928 ± 368	820 ± 257	632 ± 201	635 ± 105	522 ± 74	431 ± 53	669 ± 124

Bei dem flachen Gaumen sind insgesamt die kleinsten Spaltbreiten am dorsalen Rand zu erkennen, die größten Spaltbreiten befinden sich 6 mm anterior bei Messpunkt 1 und 7 und nehmen dort auch von dorsal nach anterior zu. Die größten Variationen in der sagittalen Ebene liegen bei Messpunkt 1 und 2, dort sind die Messwerte 6 mm anterior deutlich größer als am dorsalen Rand.

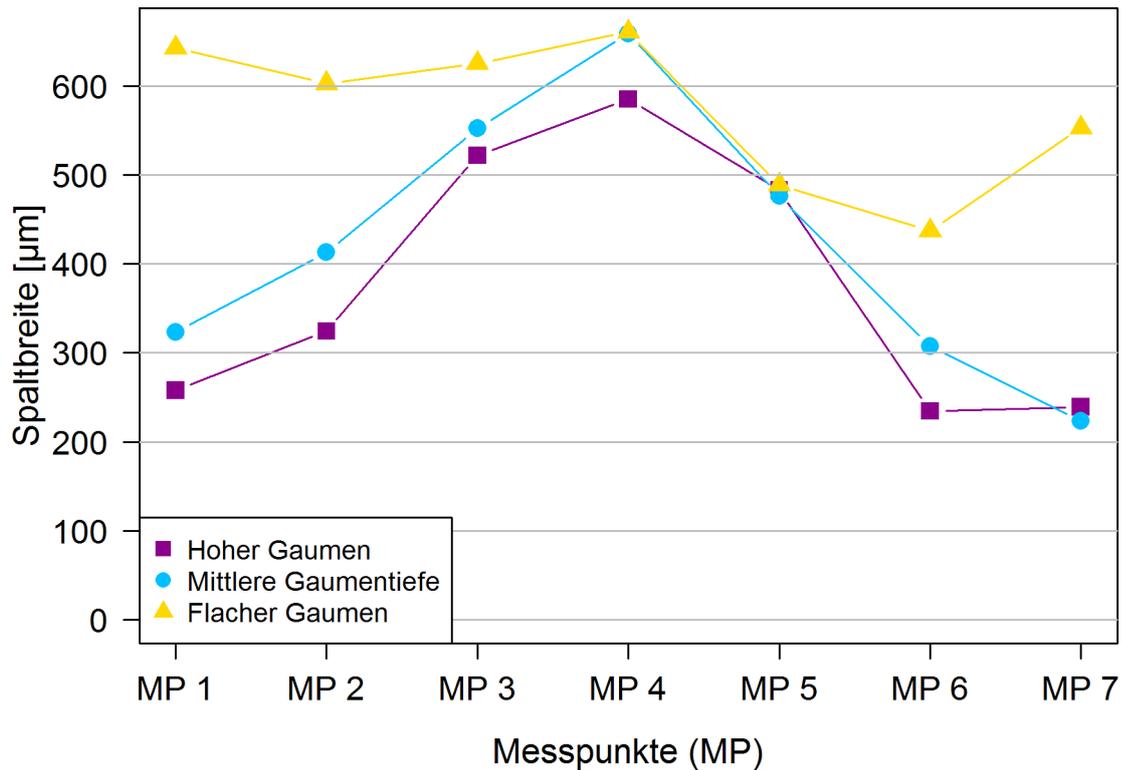


Abb. 61: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 3: ProBase® Cold (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Messwerte

Tab. 23: Wertetabelle zu Abbildung 60 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Hoher Gaumen	258	324	522	585	483	234	239
Mittlere Gaumentiefe	323	413	552	659	476	307	223
Flacher Gaumen	642	603	625	661	489	437	553

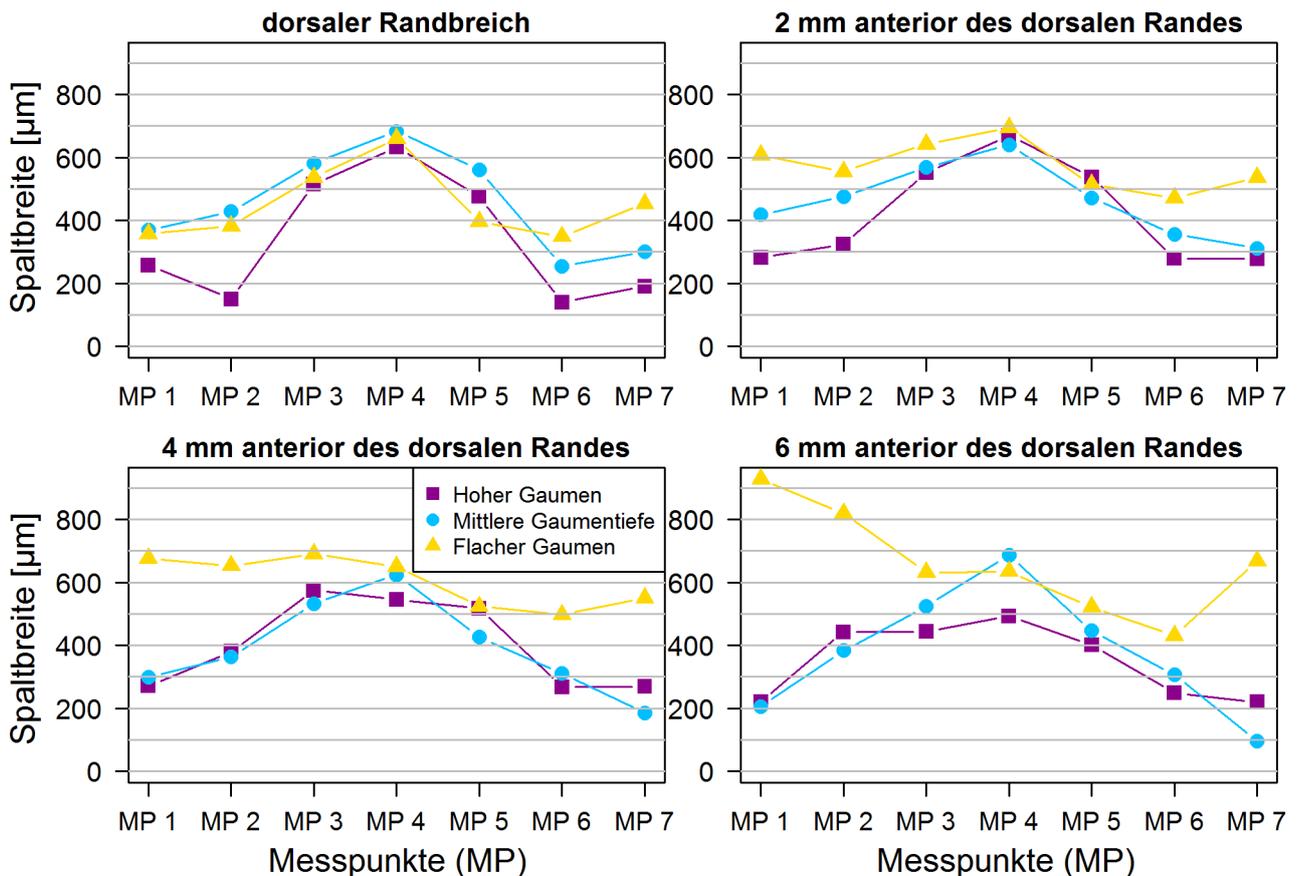


Abb. 62: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 3: ProBase® Cold (gesamt); Unterteilung nach sagittalen Messungen

Insgesamt sind die Spaltbreiten bei dem Kunststoff ProBase® Cold beim hohen Gaumen am geringsten und beim flachen Gaumen am größten, insbesondere 4 und 6 mm anterior des Randes. Messpunkt 4 zeigt beim hohen und mittleren Gaumen die größten Werte auf, bei diesen Gaumenformen liegen die kleinsten Werte im Randbereich bei den Messpunkten 1; 2 und 6; 7 und liegen dort deutlich unter denen des flachen Gaumens.

Die Abbildungen 62-65 zeigen die Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile der Spaltbreiten in den jeweiligen Messbereichen in der Boxplot-Darstellung (dorsaler Rand, 2 mm, 4mm, 6 mm anterior des dorsalen Randes) für die drei Gaumentiefen (hoch, mittel, flach). Die dazugehörigen Werte sind in den Tabellen 24-27 aufgeführt.

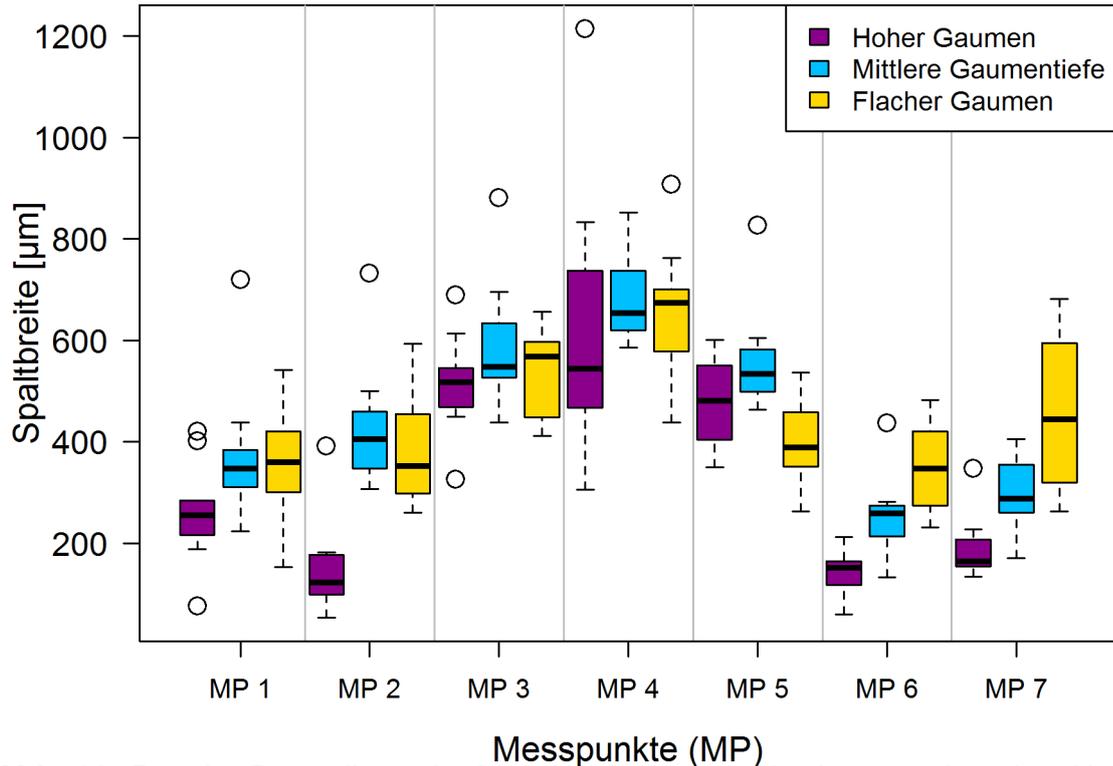


Abb. 63: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 3: ProBase®Cold

Tab. 24: Wertetabelle zu Abbildung 62 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	188	54	450	306	350	60	134
Unteres Quantil	216	100	469	468	405	118	155
Median	256	123	517	544	482	152	164
Oberes Quantil	285	177	546	737	551	164	208
Maximum	285	183	614	834	601	213	228
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	224	308	438	586	464	134	171
Unteres Quantil	311	348	527	620	499	214	261
Median	347	406	548	655	534	260	288
Oberes Quantil	384	460	634	737	582	275	355
Maximum	438	500	696	852	605	282	405
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	154	261	412	439	263	232	264
Unteres Quantil	301	298	449	579	351	274	320
Median	361	353	569	674	389	347	445
Oberes Quantil	421	454	598	701	458	421	595
Maximum	542	594	656	763	537	483	681

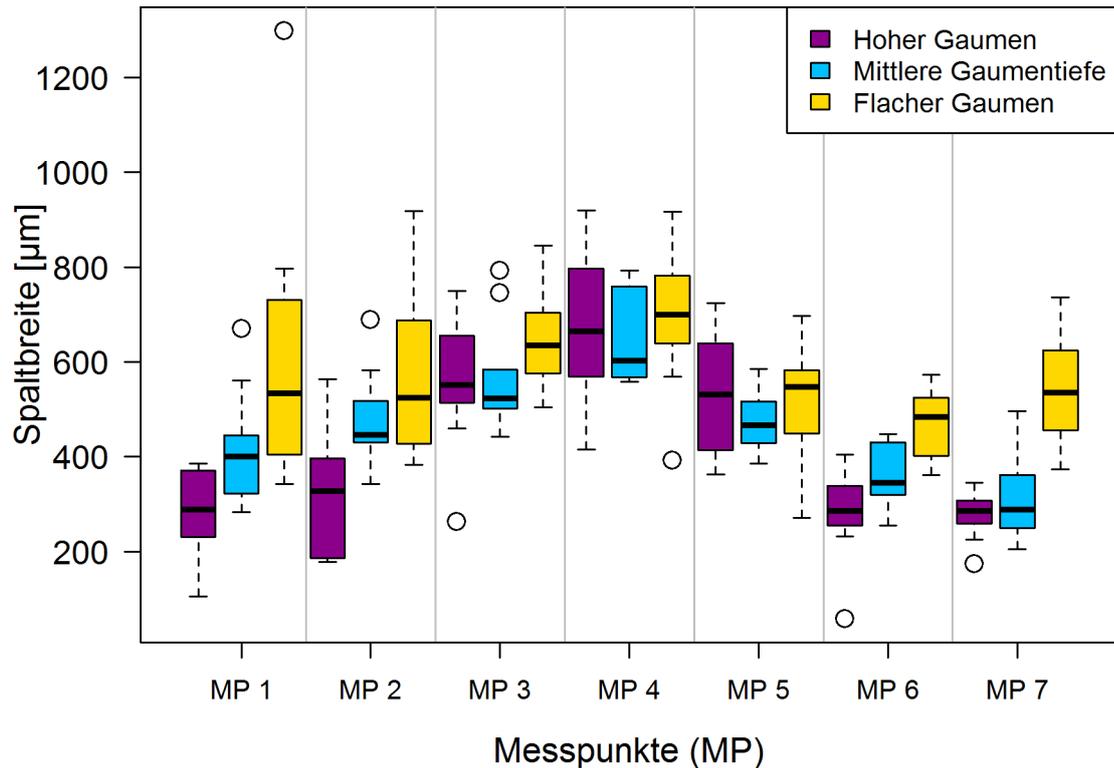


Abb. 64: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 25: Wertetabelle zu Abbildung 63 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	105	179	460	416	363	232	226
Unteres Quantil	231	186	514	570	414	255	258
Median	288	328	552	665	531	286	286
Oberes Quantil	370	396	655	797	639	339	308
Maximum	385	563	749	920	725	405	346
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	283	343	443	558	385	255	206
Unteres Quantil	322	430	502	567	429	320	250
Median	401	447	523	603	466	346	289
Oberes Quantil	444	518	584	759	516	430	362
Maximum	562	582	584	793	586	448	497
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	343	383	504	569	271	362	374
Unteres Quantil	404	427	575	639	449	402	455
Median	534	525	635	700	548	485	535
Oberes Quantil	730	688	704	782	582	524	624
Maximum	797	917	846	916	697	573	736

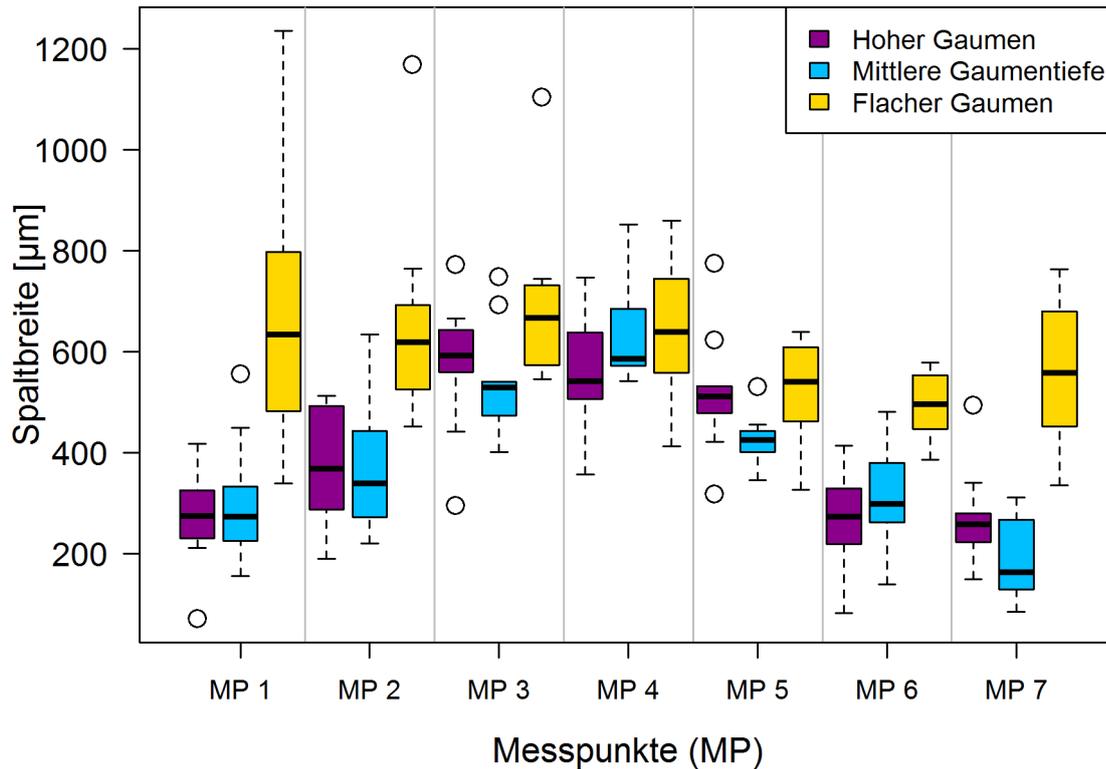


Abb. 65: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 26: Wertetabelle zu Abbildung 64 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	211	190	441	357	421	82	149
Unteres Quantil	229	286	560	506	479	218	223
Median	274	368	592	542	511	273	257
Oberes Quantil	324	492	643	638	531	328	280
Maximum	417	512	666	747	531	413	340
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	155	220	401	542	346	138	85
Unteres Quantil	225	271	472	572	401	261	128
Median	272	338	528	586	425	299	162
Oberes Quantil	333	443	540	684	443	379	266
Maximum	449	634	540	851	455	480	311
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	339	451	546	412	326	386	335
Unteres Quantil	481	525	573	558	461	446	452
Median	634	619	667	639	541	496	558
Oberes Quantil	797	692	731	744	609	552	679
Maximum	1235	765	745	860	639	578	763

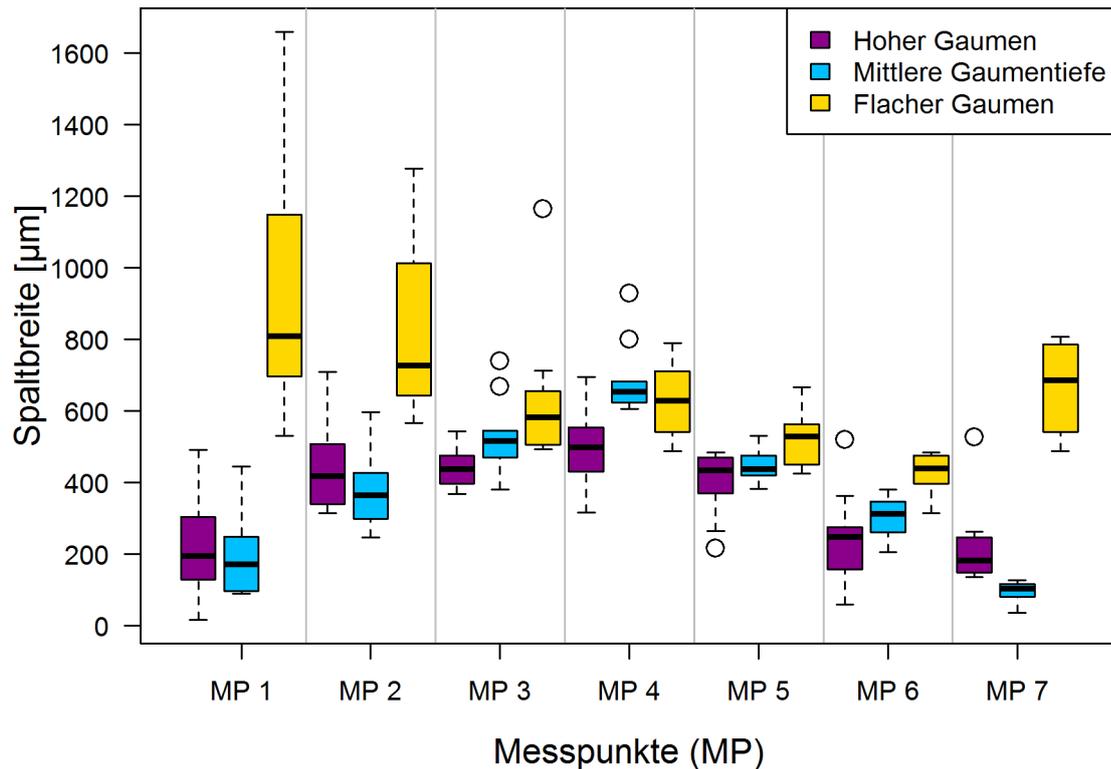


Abb. 66: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 3: ProBase® Cold

Tab. 27: Wertetabelle zu Abbildung 65 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	17	316	369	317	265	60	137
Unteres Quantil	129	340	396	430	370	158	150
Median	195	418	439	499	434	249	183
Oberes Quantil	304	507	475	554	471	277	247
Maximum	492	710	544	695	485	362	263
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	90	248	382	606	384	206	37
Unteres Quantil	98	299	471	624	420	261	82
Median	172	366	516	654	437	314	105
Oberes Quantil	248	427	546	682	475	347	117
Maximum	446	597	546	682	531	382	128
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	530	567	494	489	426	315	489
Unteres Quantil	697	644	507	542	451	396	542
Median	810	727	582	630	530	440	686
Oberes Quantil	1148	1013	656	711	563	476	787
Maximum	1659	1277	713	790	666	484	808

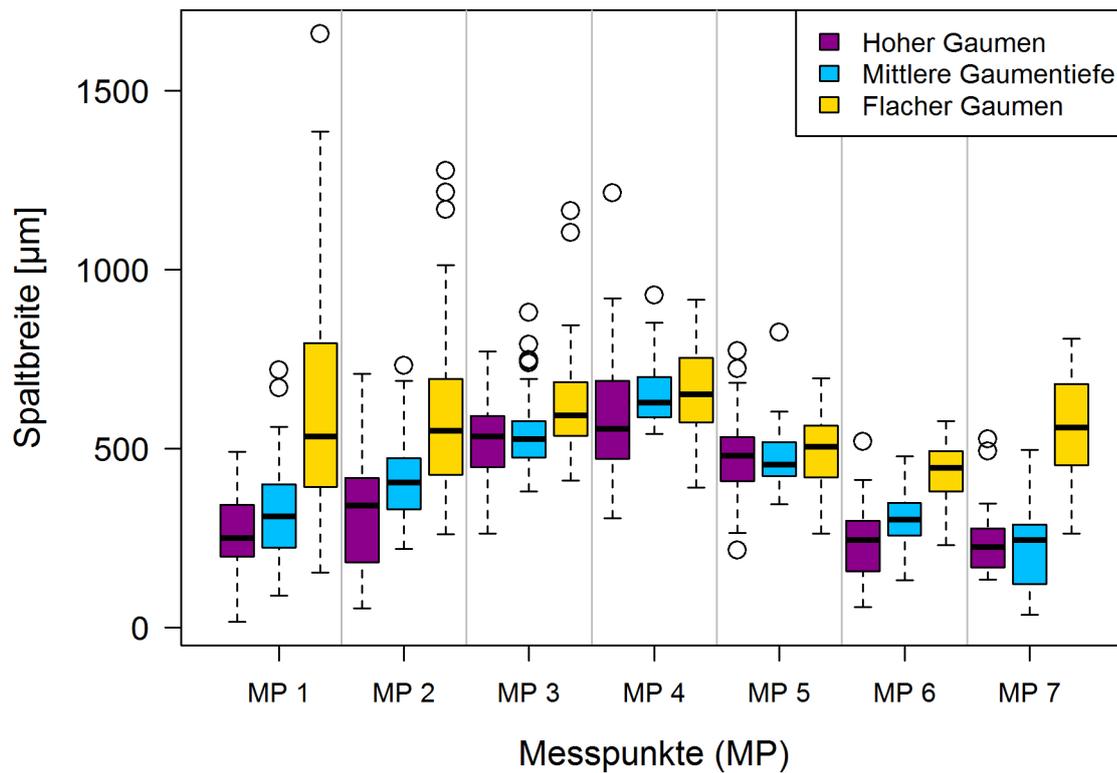


Abb. 67: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen der Gruppe 3: ProBase® Cold

3.2.4 Werte und Tabellen der gemessenen Spaltbreiten für Gruppe 4

In den Abbildungen 67-69 sind die Mittelwerte der Spaltbreiten der 28 Messpunkte von den drei Gaumenformen (hoch, mittel, flach), jeweils in den 4 transversalen Messbereichen dargestellt. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 28-30.

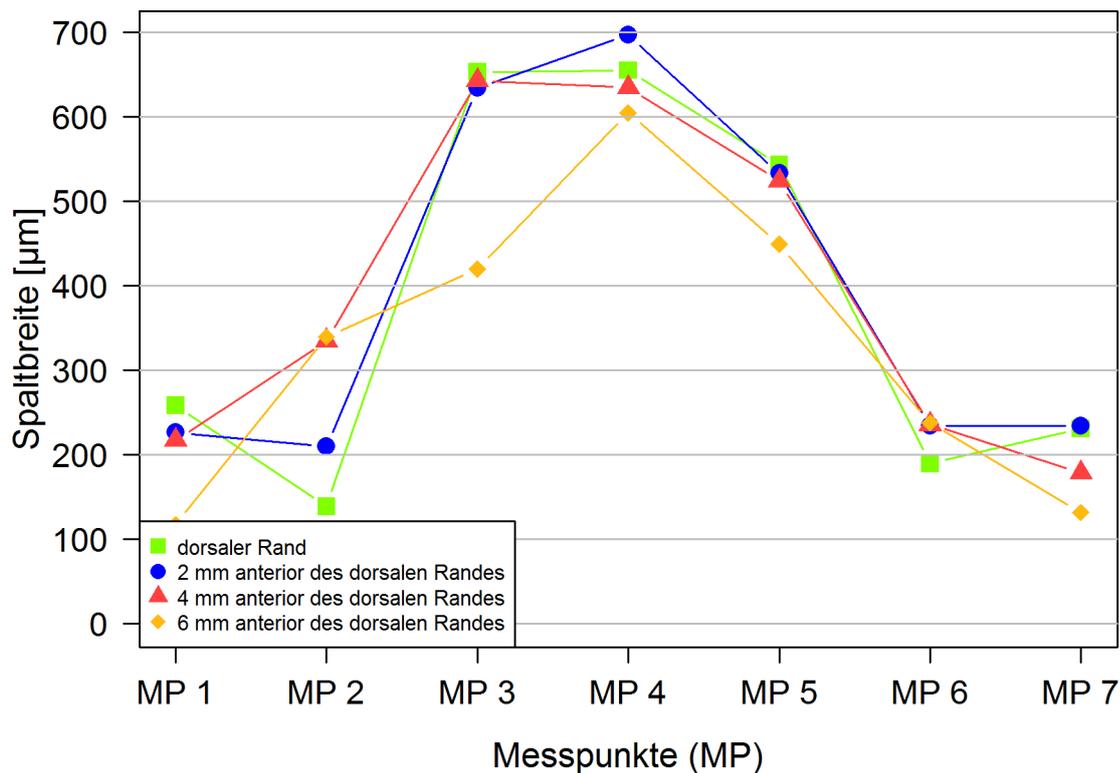


Abb. 68: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei hohem Gaumen in Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 28: Wertetabelle zu Abbildung 67 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	258 ± 99	139 ± 73	653 ± 75	655 ± 77	543 ± 67	190 ± 83	231 ± 113
2 mm anterior des dorsalen Randes	226 ± 108	210 ± 78	634 ± 58	697 ± 65	533 ± 59	234 ± 57	234 ± 71
4 mm anterior des dorsalen Randes	217 ± 100	335 ± 75	643 ± 51	635 ± 79	524 ± 57	236 ± 64	179 ± 57
6 mm anterior des dorsalen Randes	117 ± 100	340 ± 60	420 ± 54	605 ± 61	449 ± 56	238 ± 77	132 ± 55

In diesem Diagramm für den hohen Gaumen liegen die kleinsten Messwerte bei den Messwerten 1; 2 und 6; 7, die größten bei den Messpunkten 3 und 4. Insgesamt ist der Spalt, mit Ausnahme von den Messpunkten 2 und 6, 6 mm anterior am kleinsten. Zudem ist zwischen den Punkten 2; 3 und 5; 6 ein großer Unterschied innerhalb der Spaltbreiten zu erkennen.

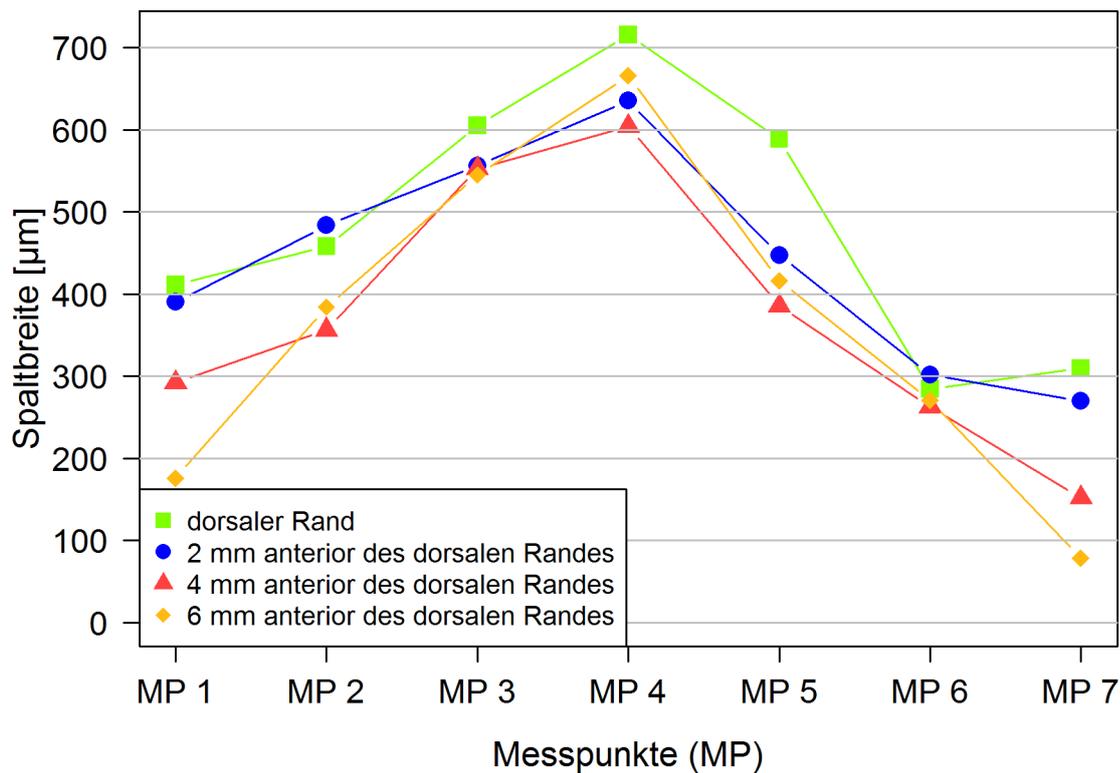


Abb. 69: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei mittlerer Gaumentiefe in Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 29: Wertetabelle zu Abbildung 68 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	412 ± 46	458 ± 66	605 ± 73	716 ± 64	589 ± 63	285 ± 41	310 ± 80
2 mm anterior des dorsalen Randes	390 ± 109	484 ± 122	556 ± 62	636 ± 59	448 ± 31	302 ± 44	270 ± 49
4 mm anterior des dorsalen Randes	292 ± 111	356 ± 108	553 ± 48	604 ± 61	386 ± 43	263 ± 46	152 ± 64
6 mm anterior des dorsalen Randes	176 ± 97	384 ± 100	545 ± 48	666 ± 65	416 ± 50	271 ± 32	78 ± 36

Bei der mittleren Gaumentiefe zeigen sich wieder die größten Spaltbreiten bei Messpunkt 4, welche zu den Seiten hin (MP1 und 7) kontinuierlich abnehmen. Am dorsalen Rand sind insgesamt die größten Spaltbreiten zu verzeichnen, nach anterior hin werden diese kleiner.

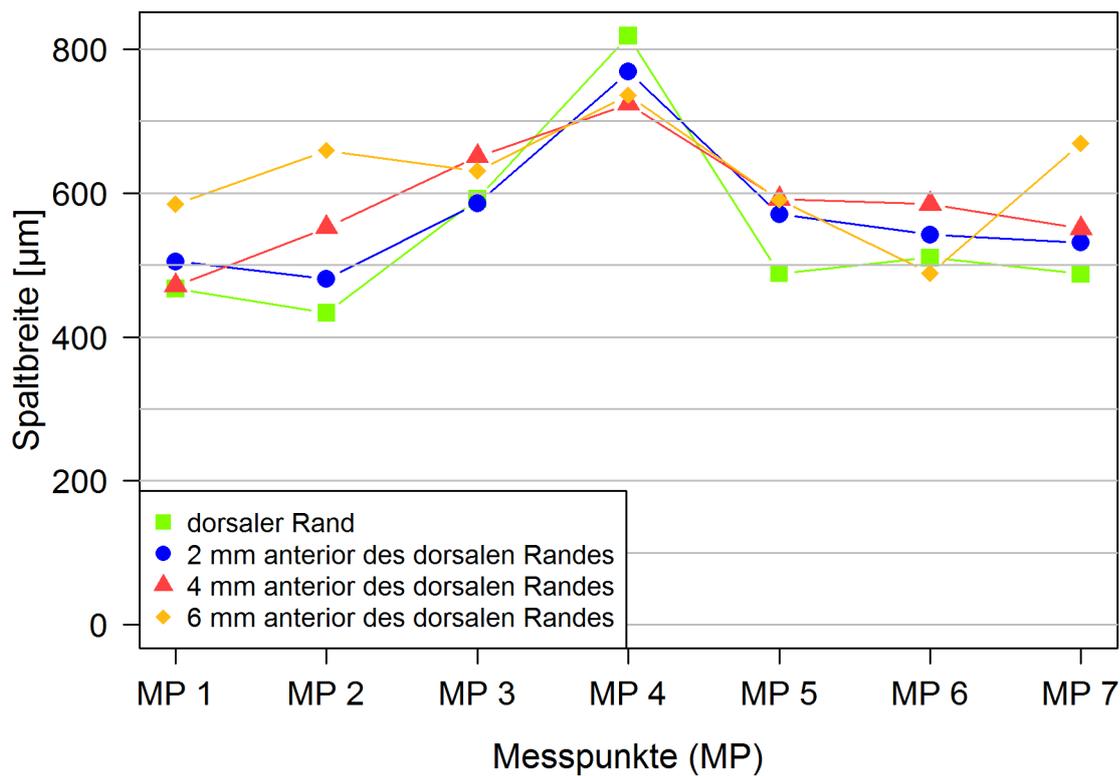


Abb. 70: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der sagittalen und transversalen Spaltbreiten bei flacher Gaumentiefe in Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 30: Wertetabelle zu Abbildung 69 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
dorsaler Rand	467 ± 147	433 ± 51	592 ± 66	819 ± 160	489 ± 76	510 ± 101	488 ± 68
2 mm anterior des dorsalen Randes	505 ± 67	481 ± 47	585 ± 40	769 ± 83	571 ± 98	542 ± 67	531 ± 65
4 mm anterior des dorsalen Randes	471 ± 62	552 ± 72	651 ± 59	724 ± 56	592 ± 62	585 ± 60	551 ± 57
6 mm anterior des dorsalen Randes	585 ± 103	659 ± 81	631 ± 52	736 ± 61	590 ± 51	489 ± 80	669 ± 56

Bei dem flachen Gaumen zeigt sich insgesamt eine geringere Varianz der Spaltbreiten zwischen den einzelnen Messpunkten in der Transversalebene, die größten Werte liegen auch hier bei Messpunkt 4, jedoch liegen die 3 seitlichen Messpunkte ungefähr im gleichen Bereich und zeigen keinen abfallenden Kurvenverlauf.

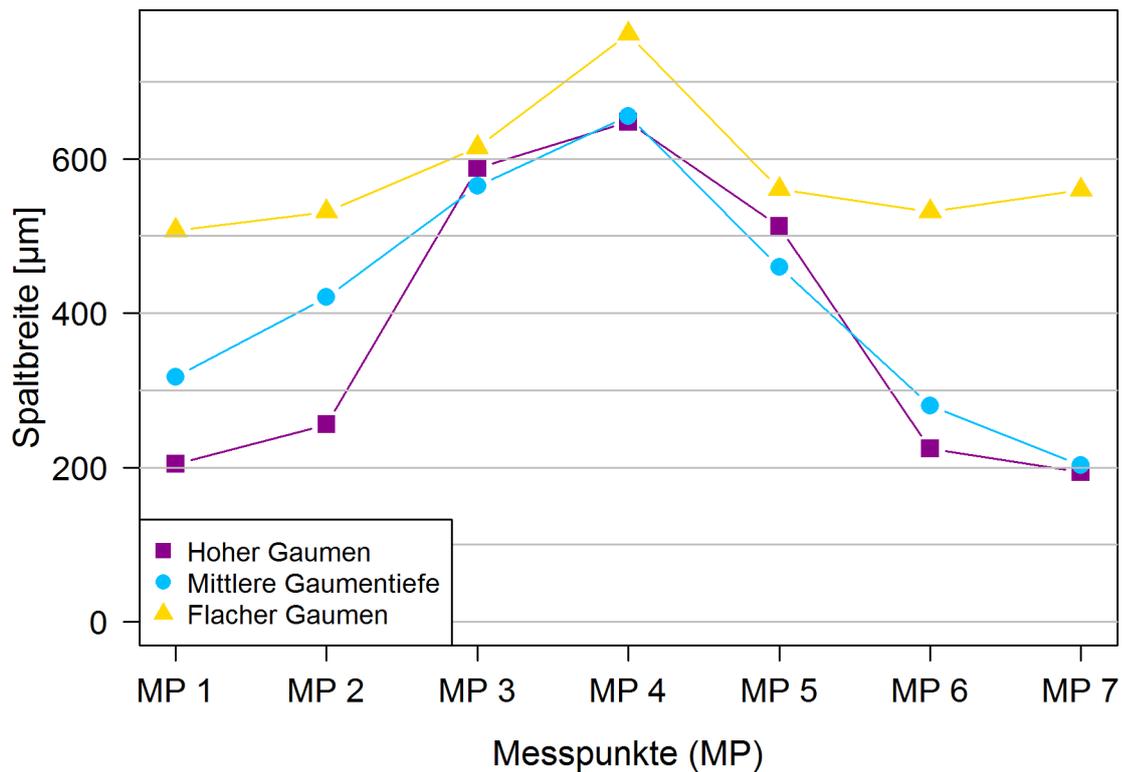


Abb. 71: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 4 (FuturaGen®; gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Messwerte

Tab. 31: Wertetabelle zu Abbildung 70 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Hoher Gaumen	205	256	588	648	513	224	194
Mittlere Gaumentiefe	318	421	565	655	460	280	203
Flacher Gaumen	507	531	615	762	560	531	560

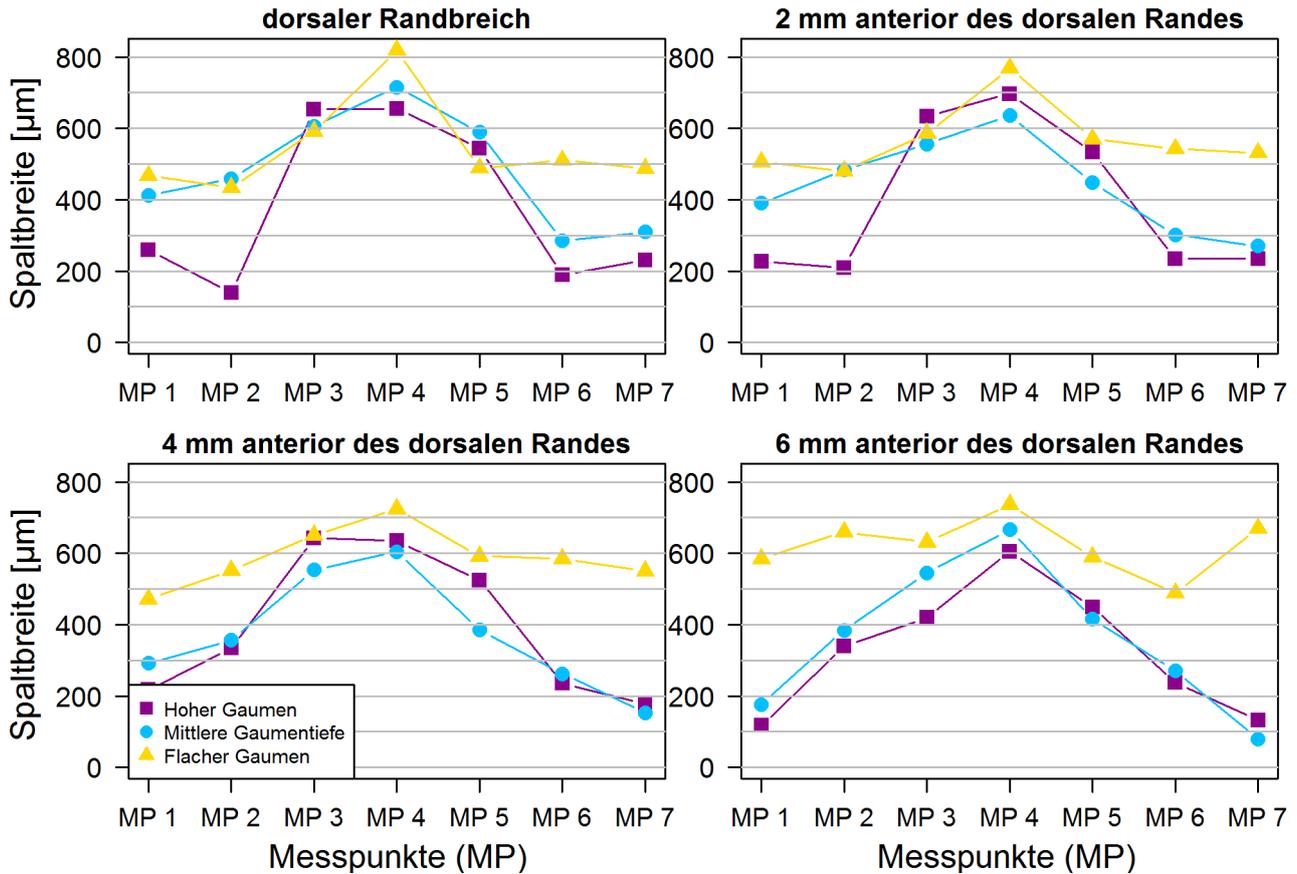


Abb. 72: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 4 (gesamt; Unterteilung nach sagittalen Messungen)

Insgesamt liegen die Messwerte des flachen Gaumens bei dem Kunststoff FuturaGen® über denen des mittleren und hohen Gaumens. Es zeigt sich ein flacher Kurvenverlauf mit dem Maximum bei Messpunkt 4. Der hohe Gaumen weist im seitlichen Bereich (MP 1; 2 und 6; 7) die geringsten Werte von allen Gaumenformen auf und zeigt insbesondere am dorsalen Rand und 2 mm anterior einen starken Anstieg der Spaltbreiten zu Messpunkt 3 und 5 hin. Besonders bei den Messungen 4 und 6 mm anterior des dorsalen Randes zeigen die hohe und mittlere Gaumenform sehr ähnliche Kurvenverläufe.

In den Abbildungen 72-75 sind die Mediane, Maxima, Minima, obere Quartile und untere Quartile der gemessenen Spaltbreiten im jeweiligen Bereich in der Boxplot-Darstellung (dorsal, 2 mm, 4mm, 6 mm anterior des dorsalen Abschlusses) für die drei Gaumentiefen (hoch, mittel, flach) gegenübergestellt. Die zugrundeliegenden Werte befinden sich in den Tabellen 32-35.

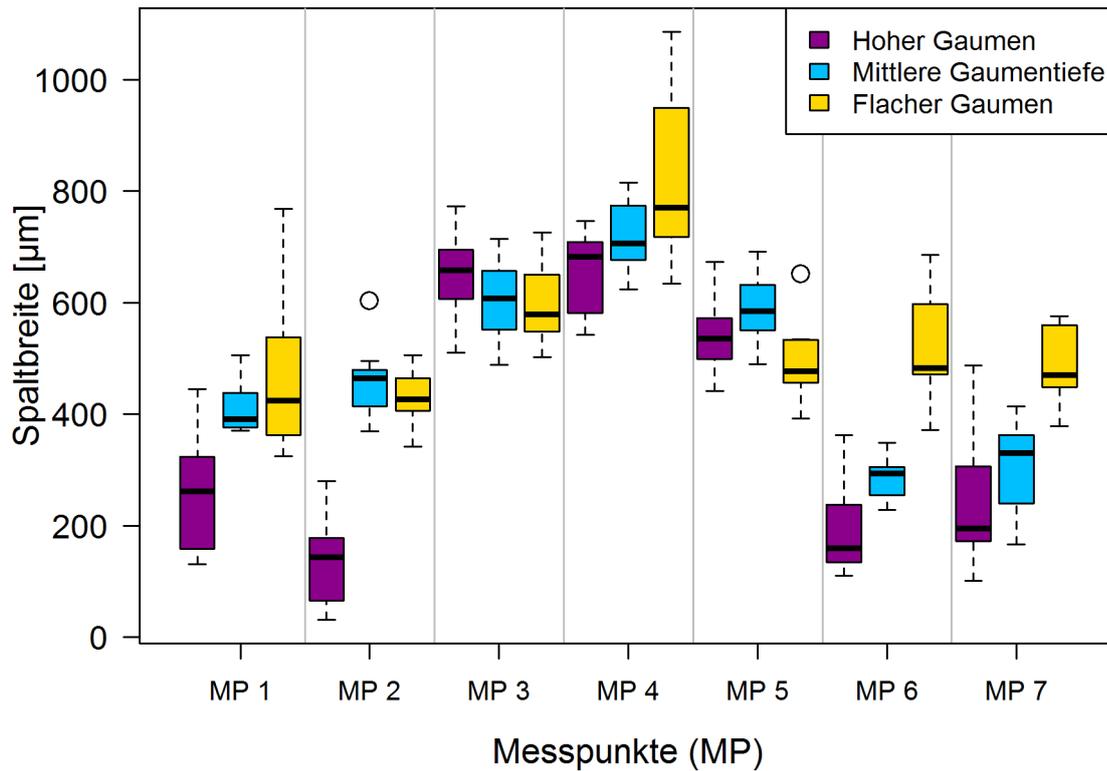


Abb. 73: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 32: Wertetabelle zu Abbildung 72 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	131	31	510	542	442	110	101
Unteres Quantil	159	66	606	582	498	135	172
Median	262	143	658	682	536	159	195
Oberes Quantil	323	178	695	708	573	238	306
Maximum	445	280	772	746	673	363	487
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	371	370	489	624	490	229	166
Unteres Quantil	376	414	551	677	551	255	240
Median	391	464	608	706	584	293	330
Oberes Quantil	438	479	657	774	632	305	363
Maximum	506	495	715	815	691	349	414
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	325	341	502	634	392	372	378
Unteres Quantil	363	406	549	717	456	471	448
Median	425	427	578	771	477	482	470
Oberes Quantil	538	465	650	949	533	597	559
Maximum	768	505	725	1085	535	685	576

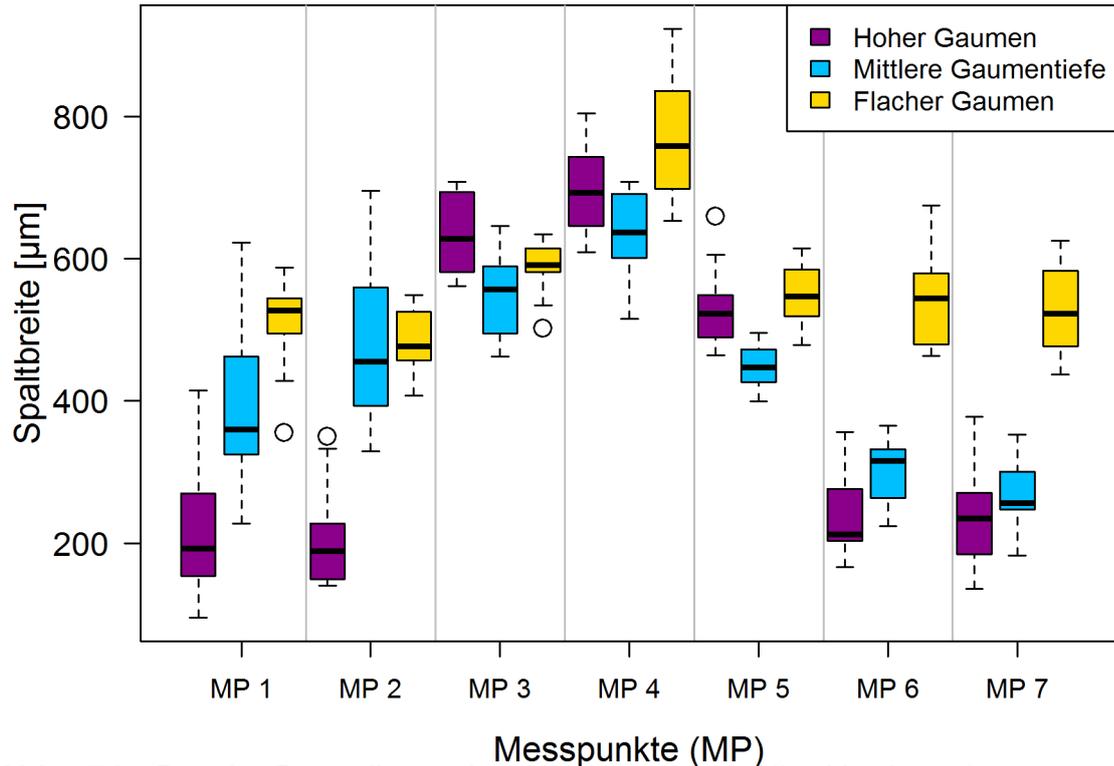


Abb. 74: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 33: Wertetabelle zu Abbildung 73 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	95	141	561	609	464	166	136
Unteres Quantil	154	150	581	646	489	203	185
Median	193	189	628	693	523	213	235
Oberes Quantil	270	228	694	743	549	276	271
Maximum	415	333	709	805	606	356	378
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	228	330	462	515	400	224	182
Unteres Quantil	325	393	495	601	426	264	248
Median	360	455	557	637	447	316	256
Oberes Quantil	463	560	589	691	472	332	301
Maximum	623	695	646	708	496	365	353
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	428	407	534	653	479	464	438
Unteres Quantil	495	457	581	698	519	479	477
Median	527	477	592	759	547	545	523
Oberes Quantil	545	525	615	836	585	580	583
Maximum	588	549	634	923	614	675	626

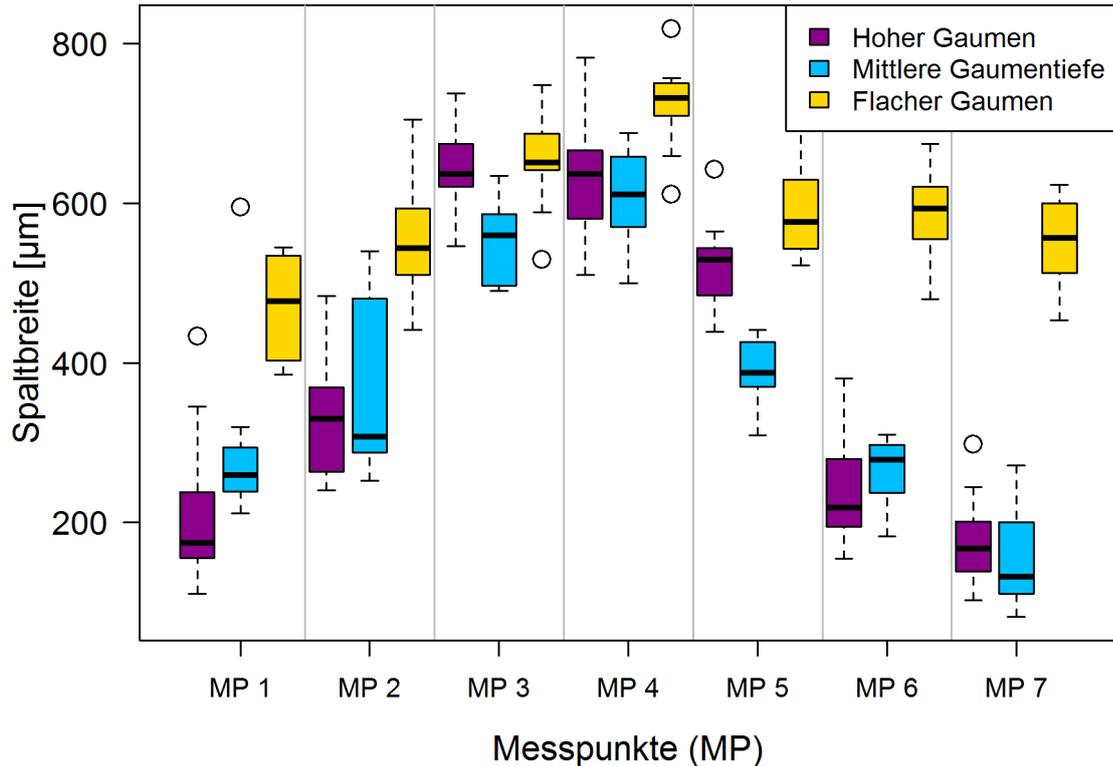


Abb. 75: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 34: Wertetabelle zu Abbildung 74 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	111	240	546	510	439	154	102
Unteres Quantil	155	264	621	581	484	194	139
Median	175	330	637	637	530	219	168
Oberes Quantil	238	369	675	667	544	280	201
Maximum	345	484	738	783	565	380	245
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	212	252	490	500	309	183	82
Unteres Quantil	239	288	497	570	370	237	111
Median	259	308	560	611	388	279	132
Oberes Quantil	294	481	587	659	426	297	200
Maximum	320	540	635	688	442	310	272
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	385	441	589	659	522	480	453
Unteres Quantil	403	510	642	710	543	555	513
Median	477	544	651	732	577	593	557
Oberes Quantil	534	594	688	751	630	621	600
Maximum	545	705	748	757	724	675	623

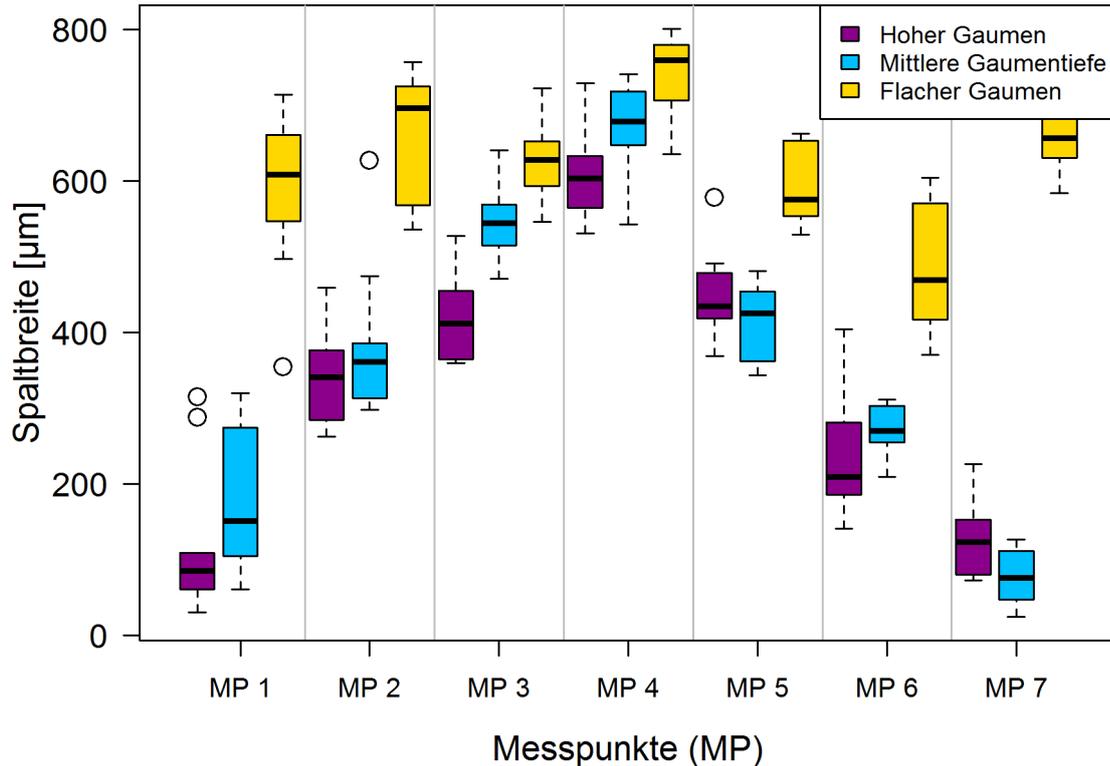


Abb. 76: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Abschlusses im Vergleich der drei Gaumentiefen, Gruppe 4: FuturaGen®

Tab. 35: Wertetabelle zu Abbildung 75 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
Minimum	31	262	359	531	369	141	73
Unteres Quantil	61	284	364	564	418	186	80
Median	85	341	412	603	434	209	124
Oberes Quantil	109	376	455	633	478	281	152
Maximum	109	459	527	729	491	404	226
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
Minimum	60	298	471	542	343	209	24
Unteres Quantil	105	313	515	647	362	255	47
Median	151	361	544	678	425	270	76
Oberes Quantil	275	385	569	718	454	303	112
Maximum	320	474	641	741	481	311	127
Werte: Flacher Gaumen							
Minimum	497	536	546	635	529	371	584
Unteres Quantil	547	568	594	706	554	417	630
Median	608	696	628	759	575	469	656
Oberes Quantil	660	725	652	779	653	570	712
Maximum	714	757	723	800	662	604	764

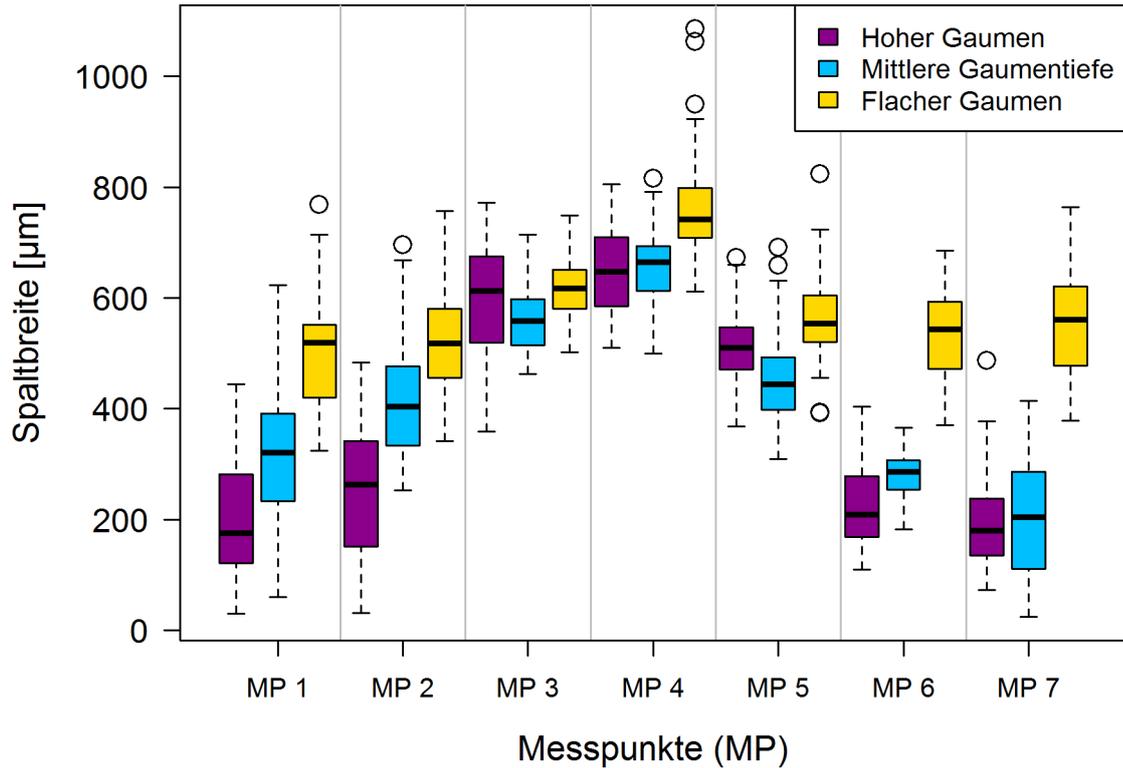


Abb. 77: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 4: FuturaGen® (gesamt)

3.2.5 Vergleich der 4 Testgruppen

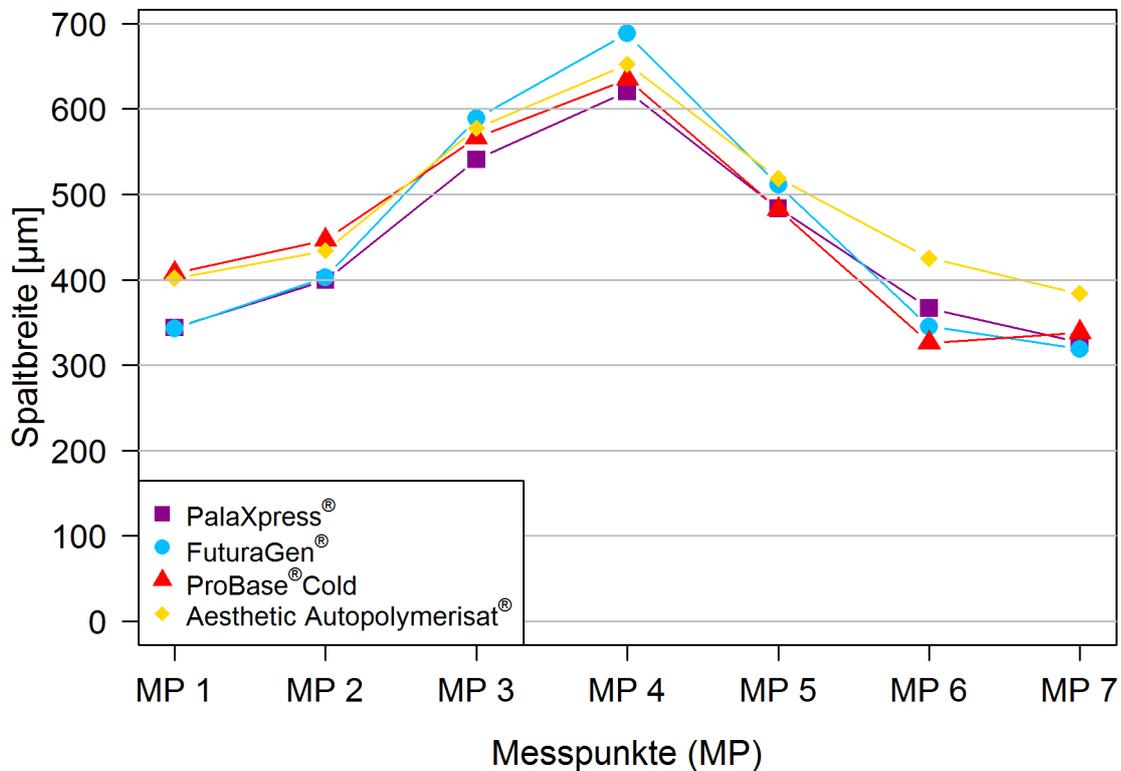
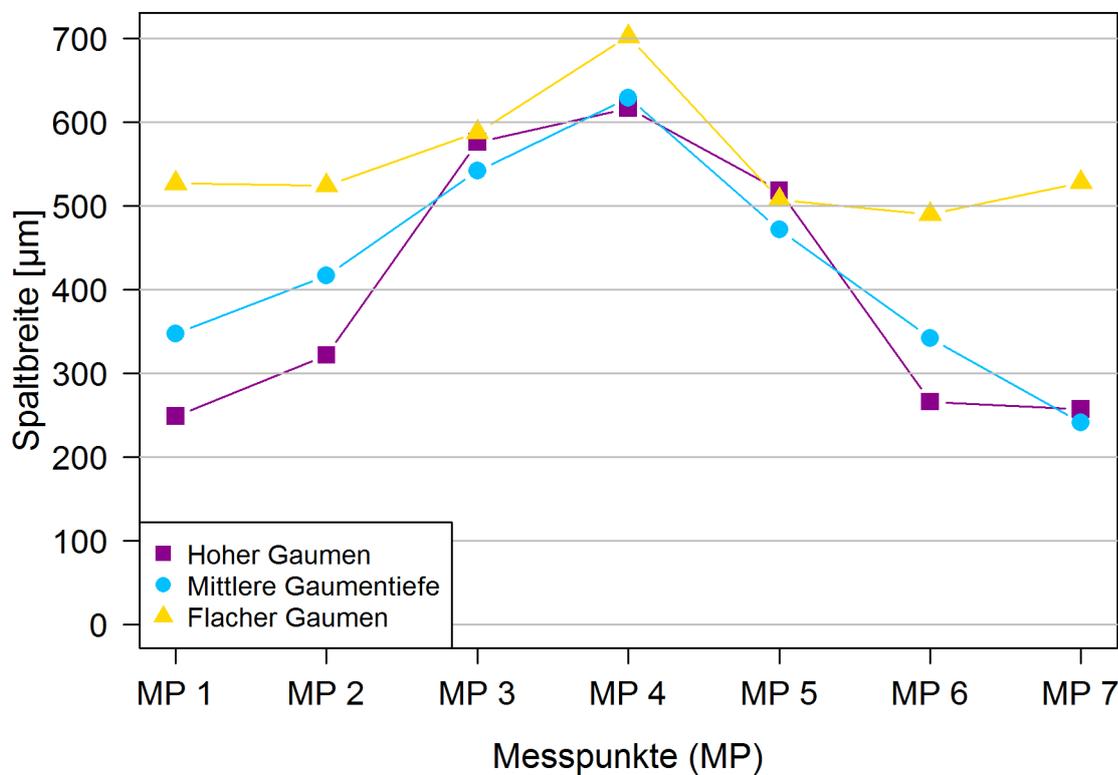


Abb. 78: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten (keine Unterscheidung nach Gaumensorte und sagittalen Messpunkten)

Tab. 36: Wertetabelle zu Abbildung 77 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
PalaXpress®	344	399	541	620	484	367	326
FuturaGen®	343	403	589	688	511	345	319
ProBase® Cold	408	447	566	635	483	326	338
Aesthetic Autopolymerisat®	402	434	577	652	519	425	384

**Abb. 79:** Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten der Gaumenformen (keine Unterscheidung nach Kunststoff und sagittalen Messpunkten)**Tab. 37:** Wertetabelle zu Abbildung 78 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Hoher Gaumen	249	322	576	616	518	266	257
Mittlere Gaumentiefe	347	417	541	629	471	342	241
Flacher Gaumen	526	524	588	702	507	490	527

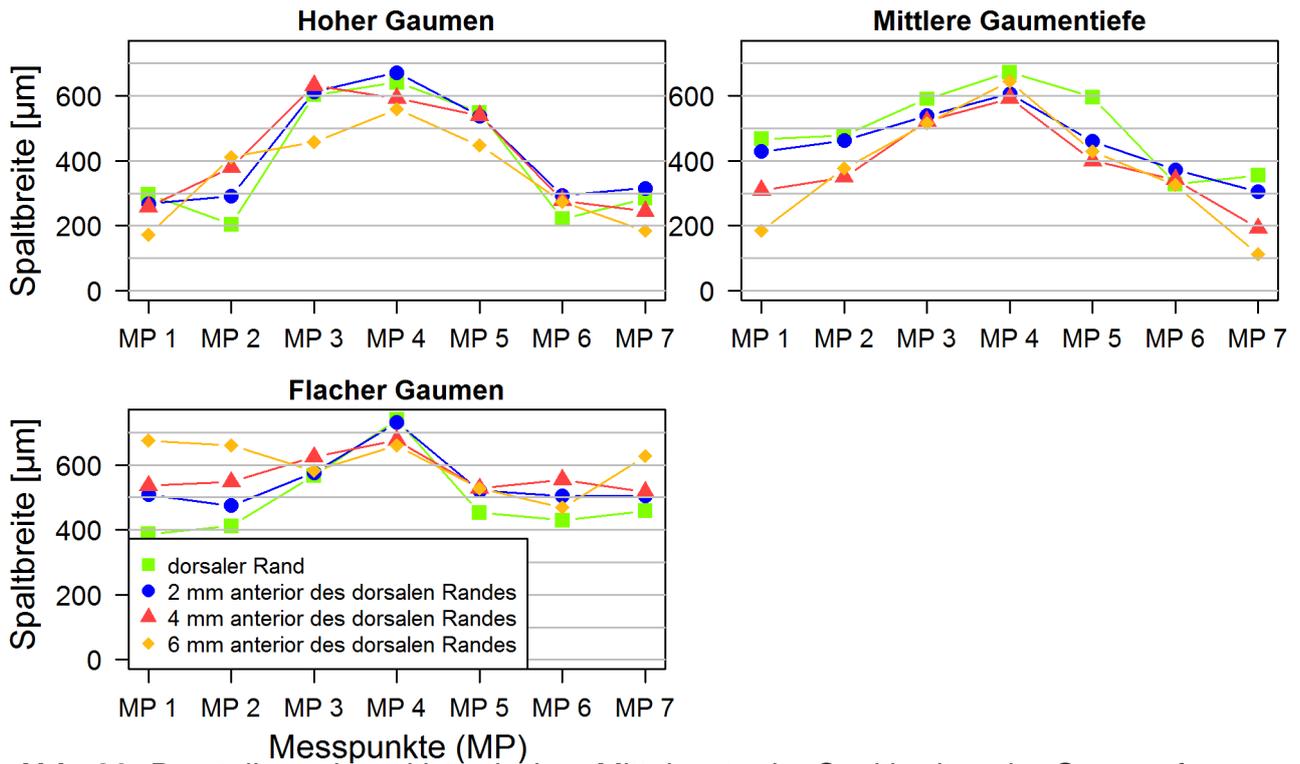


Abb. 80: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten der Gaumenformen (Unterteilung nach sagittaler Spaltbreite, keine Unterscheidung nach Kunststoffen)

Tab. 38: Wertetabelle zu Abbildung 79 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
dorsaler Rand	296	205	603	641	549	221	283
2 mm anterior des dorsalen Randes	268	292	612	672	538	293	316
4 mm anterior des dorsalen Randes	258	379	631	592	540	277	244
6 mm anterior des dorsalen Randes	172	411	457	559	447	273	184
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
dorsaler Rand	467	478	590	673	596	328	355
2 mm anterior des dorsalen Randes	428	463	539	606	461	372	305
4 mm anterior des dorsalen Randes	309	349	522	592	400	342	192
6 mm anterior des dorsalen Randes	185	376	515	644	429	325	113
Werte: Flacher Gaumen							
dorsaler Rand	387	412	568	740	454	430	459
2 mm anterior des dorsalen Randes	508	475	577	731	521	505	506
4 mm anterior des dorsalen Randes	536	547	624	676	528	555	517
6 mm anterior des dorsalen Randes	675	660	582	660	527	469	627

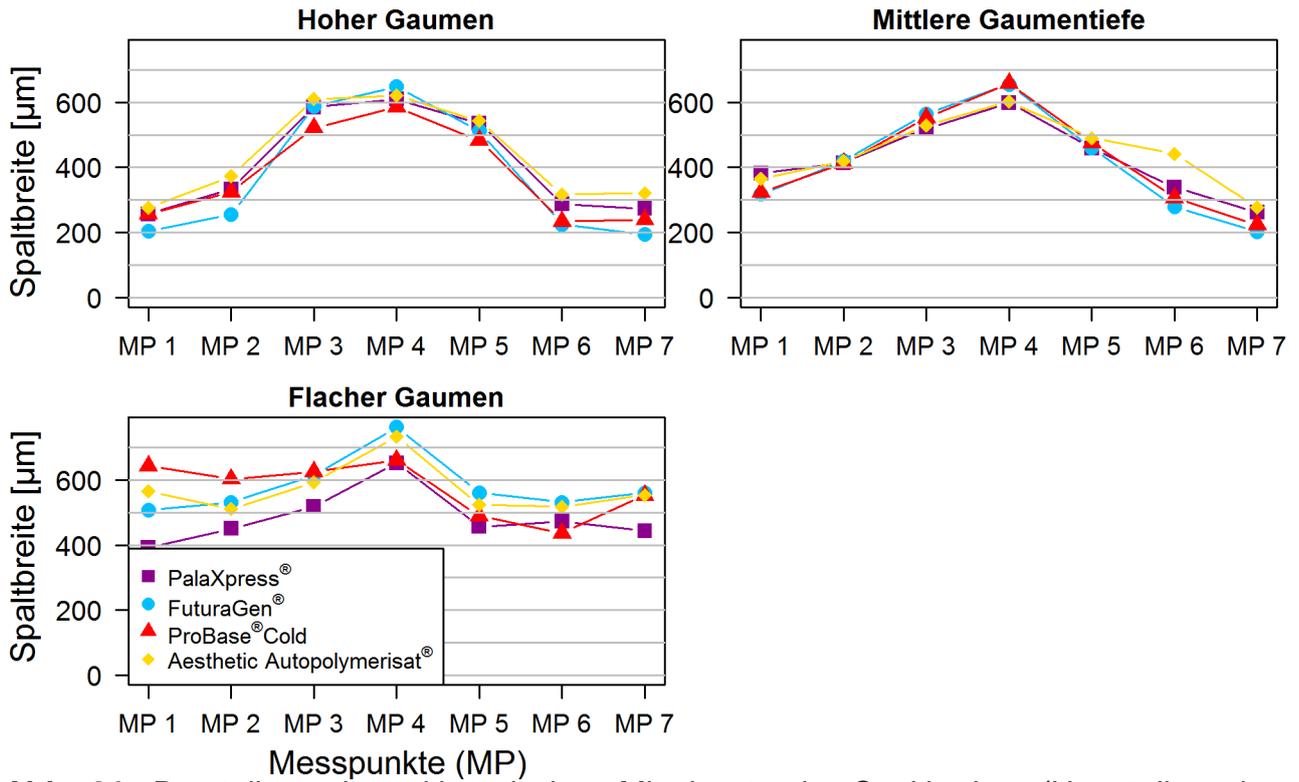


Abb. 81: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten (Unterteilung in Gaumensorten unter Zusammenfassung der sagittalen Werte)

Tab. 39: Wertetabelle zu Abbildung 80 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))

Spaltbreiten [µm]	MP 1	MP 2	MP 3	MP 4	MP 5	MP 6	MP 7
Werte: Hoher Gaumen							
PalaXpress®	257	334	585	610	535	288	274
FuturaGen	205	256	588	648	513	224	194
ProBase® Cold	258	324	522	585	483	234	239
Aesthetic Autopolymerisat	276	373	610	622	543	317	321
Werte: Mittlere Gaumentiefe							
PalaXpress®	383	414	520	599	460	339	262
FuturaGen	318	421	565	655	460	280	203
ProBase® Cold	323	413	552	659	476	307	223
Aesthetic Autopolymerisat	365	419	529	603	490	442	277
Werte: Flacher Gaumen							
PalaXpress®	392	450	517	652	456	473	444
FuturaGen	507	531	615	762	560	531	560
ProBase® Cold	642	603	625	661	489	437	553
Aesthetic Autopolymerisat	565	510	593	732	523	517	553

In diesen zusammenfassenden Diagrammen zeigen sich für alle 4 Kunststoffe ähnliche Kurvenverläufe und Spaltbreiten insbesondere bei der hohen und mittleren Gaumenform. Bei der flachen Gaumensorte zeigen sich die geringsten Werte bei PalaXPress®. Messpunkt 4 zeigt bei allen Gaumenformen die größten Spaltbreiten. Der Kurvenverlauf bei der hohen Gaumenform verläuft eher parabelförmig mit der größten Varianz zwischen den Messpunkten 2/3 und 5/6, während es bei den mittleren Gaumentiefen vom Messpunkt 4 aus zu einer sukzessiven Abnahme der Spaltbreiten zu den Seiten hin kommt. Die Kurven der Spaltbreiten bei den flachen Gaumenformen verlaufen flacher und zeigen besonders zu den Seiten hin größere Spaltwerte als bei den hohen und mittleren Gaumen.

3.3 Statistik

Multiple lineare Regression mit f-Signifikanz-Test

Die Regressionsgleichung zeigt die Unterschiede und den Einfluss der verschiedenen untersuchten Parameter. Für die Tiefe von 2 mm (T_2), am ersten Messpunkt (MP_1) beim flachen Gaumen (GF) und dem Kunststoff A entspricht die Spaltbreite (SB) dem Achsenabschnitt $507,0 \mu\text{m} \pm 9,3 \mu\text{m}$. Für andere Größen müssen die entsprechenden Parameter hinzugefügt werden. Deren Unsicherheiten und Signifikanz (laut f-Test) kann der Tabelle entnommen werden.

$$SB = [-12,0T_0 - 17,9T_4 - 33,3T_6 + 46,5MP_2 + 194,3MP_3 + 274,8MP_4 + 124,8MP_5 - 8,3MP_6 - 32,3MP_7 - 125,0G_M - 151,4G_T - 27,9F - 44,6P - 27,2PB + 507,0] \mu\text{m}$$

SB : Spaltbreite

T_0 : Dorsale Tiefe

T_2 : Tiefe 2 mm

T_4 : Tiefe 4 mm

T_6 : Tiefe 6 mm

Messpunkte MP_1 bis MP_7

G_F : flacher Gaumen

G_M : mittlerer Gaumen

G_T : hoher Gaumen

F : FuturaGen®

PB: ProBase® Cold

P: PalaXPress®

A: Aesthetic Autopolymerisat®

Tab. 40: Werte der multiplen linearen Regression

	Parameter	Standardabweichung	T-Wert	Signifikanz (f-Test)
Achsenabschnitt	507,01	9,27	54,72	0
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	$2,13 \times 10^{-134}$
Kunststoff FuturaGen®	-27,91	6,77	-4,12	$3,8 \times 10^{-5}$
Kunststoff PalaXpress®	-44,62	6,77	-6,59	$4,97 \times 10^{-11}$
Kunststoff ProBase® Cold	-27,22	6,77	-4,02	$5,88 \times 10^{-5}$

Alle Parameter im f-Test sind signifikant zur Berechnung der Spaltbreite mit Ausnahme von Messpunkt 6 und der Tiefe dorsal. Das bedeutet, dass die Spaltbreiten in der Tiefe dorsal und am Messpunkt 6 sich nicht signifikant von der Tiefe von 2 mm und dem Messpunkt 1 unterscheiden. Die geringsten Unterschiede zeigen sich bei den Messungen der Tiefe, also der sagittalen Ebene, die Unterschiede liegen teilweise im Bereich der Standardabweichung, die größten Unterschiede liegen bei der Breite, also der transversalen Ebene. Nach anterior wird der Spalt schmaler. Im Bereich von Messpunkt 4 ist die Spaltbreite am größten, gefolgt von Messpunkt 3 und 5, die kleinsten Spaltbreiten liegen bei Messpunkt 7. Mittlerer und hoher Gaumen sind sich ähnlicher als der flache Gaumen, die flache Gaumenform hat die größten Spaltbreiten, die hohe die geringsten. PalaXPress® weist insgesamt den kleinsten Spalt auf, Aesthetic Autopolymerisat® den größten, FuturaGen® und ProBase® Cold liegen in der Mitte und sind sich sehr ähnlich.

4. Diskussion

4.1 Kritische Betrachtung der Untersuchungsmethode

4.1.1 Auswahl der Kunststoffe und des Herstellungsverfahrens

Für die Auswahl der zu verwendenden Prothesenkunststoffe wurde eine telefonische Umfrage bei 30 verschiedenen Bonner Dentallaboratorien durchgeführt, um sich einen Überblick über die gebräuchlichsten Kunststoffe und die Prothesenherstellungsverfahren zu verschaffen. Das Kaltpolymerisat PalaXpress[®] wurde mit Abstand am häufigsten verwendet, gefolgt von FuturaGen[®], Aesthetic Autopolymerisat[®] und ProBase[®] Cold. Auch in anderen Studien werden diese Kunststoffe untersucht und bieten Vergleichsmöglichkeiten. (Bahra et al., 2013; Venus et al., 2011). Bei den Herstellungsverfahren der Kaltpolymerisate wurde fast ausschließlich das Gießverfahren angewendet; Heißpolymerisation wurde nur in einem Labor durchgeführt.

Für die Herstellung der Prothesen wurden, wie auch in anderen Studien (Abby et al., 2011; Laughlin et al., 2001; Lee et al., 2010; Venus et al. 2011), zunächst Schablonen aus Plattenkunststoff in der Dicke von 1,5 mm hergestellt. Aus finanziellen und praktischen Gründen haben wir uns in dieser Studie gegen eine Aufstellung von Kunststoffzähnen entschieden und statt dessen, um der Form der Totalprothese möglichst nahe zu kommen, zur Simulierung der Fassung der Zähne eine Materialverstärkung im Bereich der Alveolarkämme vorgenommen. Laut Marx (1975) beeinflusst ein künstlicher Alveolarfortsatz die Entstehung eines dorsalen Randspaltes nicht. Jedoch zeigen Studien, dass die Spaltbreite bei mit künstlichen Zähnen versehenen Prothesen kleiner ist als bei unbezahnten (Baemmert et al., 1990; Jackson et al., 1993; Venus et al. 2011). Für weitere Untersuchungen wäre deswegen eine Aufstellung von Zähnen zu empfehlen.

Neben den verwendeten Kunststoffen und Herstellungsverfahren hat auch die Kieferform Einfluss auf die Größe des dorsalen Randspaltes (Colon et al., 1982; Glazier et al., 1980; Laughlin et al., 2001; Marx, 1975; Peroz et al., 1990; Sykora und Sutow, 1993). In unserer Studie wurden, wie in der Untersuchung von Peroz et al. (1990), drei verschiedene Gaumenformen untersucht; eine flache, mittlere und eine hohe Gaumenform. Dies kann natürlich den verschiedenen anatomischen Variationen nicht hinlänglich gerecht zu werden, liefert aber eine gute und repräsentative Einschätzungsmöglichkeit, auch für die zu empfehlenden Radierungen.

4.1.2 Modellherstellung

Nach Auswahl der drei Gaumenformen wurden Alginatabdrücke genommen und drei Meistermodelle aus Superhartgips hergestellt. Auf diesen wurden im Anschluss die Prothesenplatten mit den verstärkten Alveolarkämmen angefertigt.

Um die Modelle vervielfältigen zu können, wurden von den drei Meistermodellen jeweils Dublierschablonen hergestellt. Auf diese Weise wurden 120 Modelle, jeweils 40 mit hohem, mittlerem und flachem Gaumen angefertigt. Zwar wurde versucht, durch Einhalten des vom Hersteller angegebenen Mischungsverhältnisses von Gips und Wasser, der entsprechenden Rührzeit und der Verwendung eines Rüttlers, ein blasenfreies und für alle Modelle gleiches Ausgießen zu ermöglichen. Es kann bei diesem Verfahren jedoch nicht ausgeschlossen werden, dass es bei der Herstellung zu minimalen Unterschieden zwischen den einzelnen Modellen, auch gleicher Sorte, kam, da zum einen die Silikonformen keine absolut starre Form aufwiesen und zum anderen nach der vielfachen Verwendung leichte Gebrauchsspuren und Abnutzungserscheinungen an den Dublierformen zu erkennen waren. Auch Rückstände des Silikonentspannungsmittels könnten Auswirkungen auf die Form der Modelle genommen haben.

Nach Fertigstellung, aber auch während des gesamten Zeitraumes der Versuche, wurden die Modelle trocken und bei Raumtemperatur gelagert, da Hartgipse erst nach mehrtägiger Lagerung ihre optimalen Eigenschaften erreichen und nach Wasserabgabe ihre niedrigsten Dimensionsabweichungen vom Original aufweisen. Der in unserer Studie verwendete Gips hatte eine maximale Expansion von 0,12 % nach 2 Stunden. Feuchte Lagerung wirkt sich negativ auf Härte und Festigkeit aus, Wasserlagerungen führen zur Expansion des Gipses, während Aufbewahrungen bei erhöhten Temperaturen zu vermehrten Schrumpfungen führen (Sweeney und Taylor, 1950).

Einzig vor Herstellung der Prothesenplatten und vor der späteren Abformung mit Plurasil[®] wurden die Modelle für 10 min gewässert, zum einen, um zu verhindern, dass Luftblasen aus dem Gips während der Polymerisation unter Überdruck in den weichen Kunststoff eingedrungen und zu Blasen in der Prothese führen und zum anderen, um die abgeformte Schicht aus Plurasil[®] ohne Beschädigungen komplett vom Modell entfernen zu können. Diese Probleme traten nämlich bei unzureichender Wässerung auf. Es ist nicht auszuschließen, dass auf diese Weise minimale Dimensionsänderungen aufgetreten sind, die aber aufgrund der Kürze der Wasserlagerung im Hinblick auf

Veränderungen der Spaltbreite eher zu vernachlässigen sind.

4.1.3 Isolierung

Auf die Modelle wurde vor der Prothesenherstellung zweimal das Isoliermittel Aislar[®] aufgetragen. Diese Isolierlösung für Gipsmodelle in der Kunststofftechnik bildet einen sehr dünnen und gleichmäßigen Film, der glatte Oberflächen des Kunststoffes ergibt und eine einwandfreie Trennung von Kunststoff und Gips ermöglicht. Zu beachten war allerdings, dass die aufgetragene Schicht Aislar[®] nach Anfertigung der Prothesen zum Teil auf den Modellen verblieben und nach Trocknung der Modelle sich teilweise leicht abhoben oder auch Blasen warfen. Dies war zum einen ungünstig für eventuelle Neuanfertigungen von Prothesen, aber besonders für die spätere Abformung des dorsalen Spaltes. Es wurde versucht, die verbliebenen Reste des Isolierungsmittels mit einem Schwammtuch vorsichtig zu entfernen, verbliebene Überreste aber eventuell auch Abrieb am Modell könnten Einfluss auf die Ergebnisse genommen haben. Für weitere Studien könnten Polyurethan-Modelle, die keine Isolation erfordern, verwendet werden (Venus et al., 2011).

4.1.4 Herstellung der Prothesenplatten

Als Hohlform für die späteren Prothesen wurden Vorwälle aus Silikon aus zwei Teilen hergestellt, die mit den dünnflüssigen Kunststoffen über das Einflussloch vollständig und blasenfrei ausgegossen wurden. Die Handhabung war relativ einfach, jedoch zeigte sich, dass die Silikonformen trotz zusätzlicher Fixierung mit Klebewachs nach der Polymerisation zum Teil nicht mehr optimal bündig am Gipsmodell anlagen. Dies kann zu Verzerrungen an der Basis der Prothesenplatten geführt haben, die auch die Größe des dorsalen Spaltes beeinflusst haben können. Eine einteilige Silikonform könnte dieses Problem lösen, jedoch ist dann ein exakter Sitz der Vorwälle nicht mehr zu kontrollieren. Nachteilig an diesen Vorwällen war zudem, dass die Silikonformen keine absolut starre Form aufwiesen, sondern etwas nachgiebig waren. Dies kann zu Zahnfehlstellungen und Formveränderungen führen (Bawendi, 1973). Die Problematik der Zahnfehlstellungen wurde in unserer Studie nicht berücksichtigt, da auf die Aufstellung von Zähnen verzichtet wurde, Formänderungen besonders an der Basis können jedoch die Größe des Randspaltes beeinflusst haben.

Die Gebrauchsanweisungen der Hersteller zu den Kunststoffen machten auf uns insgesamt einen guten Eindruck, einzig bei FuturaGen® wurde nur das Mischungsverhältnis für die Gießtechnik angegeben. Hier wäre auch eine genaue Maßangabe in Gramm wünschenswert, um einschätzen zu können, wieviel Pulver für eine Prothese benötigt wird. Zudem wurde in der Gebrauchsanweisung von PalaXPress® und FuturaGen® ein explizites Wässern der Modelle nicht erwähnt, was zu Beginn zu vermehrten Luftblasen in den Prothesen führte.

Ein weiteres Problem, welches allerdings nur bei ProBase® Cold und FuturaGen® auftrat, war die Entstehung von größeren Unregelmäßigkeiten an der Prothesenunterseite. Die Fehlerquelle war dabei nicht ersichtlich. Möglicherweise könnten trotz genauer Einhaltung der Herstellerangaben ein zu schnelles Einfließen des Kunststoffes, eine fehlerhafte Verarbeitung der Komponenten, eine falsche Temperatur des Wassers im Drucktopf oder ein unzureichender Druck, der laut Marx (1970) besonders bei der Kaltpolymerisation zu Inhomogenitäten führt, die Ursache gewesen sein. Diese Formen wurden verworfen und neu angefertigt.

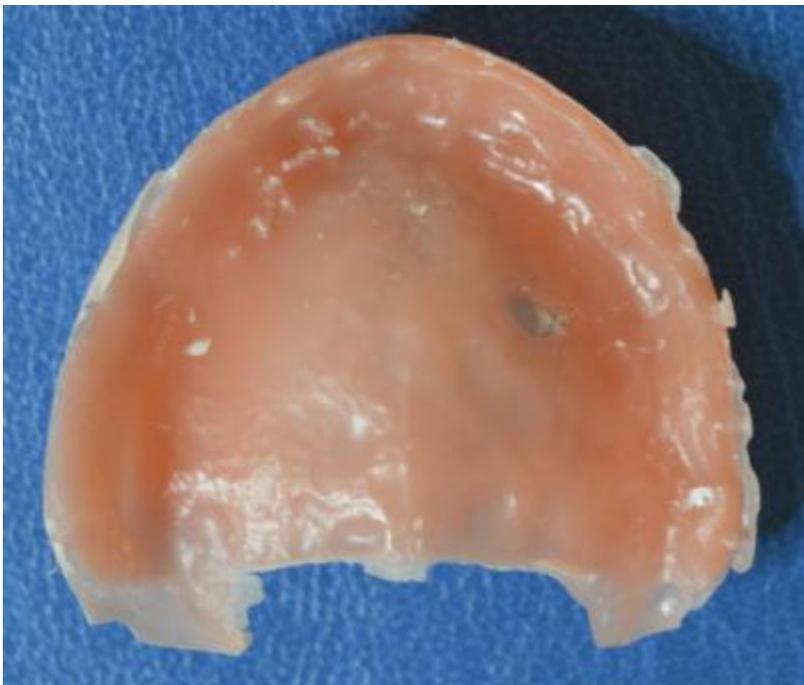


Abb. 82: Prothese mit Unregelmäßigkeiten an der Unterseite und herstellungsbedingten Kunststoffahnen

Nach der Polymerisation zeigte sich zum einen bei einigen Prothesen –insbesondere bei

ProBase[®] Cold und FuturaGen[®]-, dass der Kunststoff im Bereich der Gusskanäle stark und zum Teil unter das Prothesenniveau eingesunken war. Zum anderen waren relativ große herstellungsbedingte Kunststofffahnen an der Prothesenrändern zu erkennen. Dies kann eventuell auch auf die nicht mehr sitzenden Silikonformen in Zusammenwirken mit einer Polymerisationsschrumpfung zurückzuführen sein.

4.1.5 Ausarbeitung der Prothesen

Die Ausarbeitung des dorsalen Randes erfolgte mit einer Fräse unter Kontrolle der vorher an den Ausgangsschablonen hergestellten Silikonform, damit auch alle Prothesen dieselbe dorsale Länge aufwiesen. Dass es im Zuge dieser Ausarbeitung zu minimalen Unterschieden zwischen den Prothesen gekommen ist, die Einfluss auf die spätere Messung genommen haben, ist möglich.

Auch die vestibulären Prothesenränder wurden mit einer Fräse geglättet und auf diese Weise Kunststofffahnen an den Rändern entfernt, die ein passgenaues Zurücksetzen der Prothesen auf die Modelle zum Teil verhinderten. Ebenso wurden die Überstände an den Ein- und Ausflusslöchern abgeschliffen.

Auf eine Hochglanzpolitur wurde in unserer Studie aus Gründen des weiter gestiegenen Aufwandes verzichtet. Andere Studien zeigen jedoch, dass nach Politur weitere materialbedingte Formveränderungen an der Prothesenbasis entstehen können (Bawendi, 1976, Venus et al., 2011). Eine Politur wäre daher für weiterführende Untersuchungen zu empfehlen.

Im Rahmen dieses ersten Versuchsabschnittes wurden die Prothesen bis zur Weiterverarbeitung 4 Wochen trocken gelagert und anschließend vermessen, in einem zweiten Versuchsabschnitt erfolgte eine erneute Vermessung nach 4-wöchiger Wasserlagerung.

4.2 Kritische Betrachtung der Versuchsdurchführung

4.2.1 Auswahl der Messpunkte

Die Größe des dorsalen Randspaltes ist ein Kriterium für die Passgenauigkeit von Oberkiefer-Totalprothesen. Die Dimensionsänderungen, die durch die Polymerisation der Kunststoffe bei der Herstellung und auch bei der weiteren Verarbeitung entstehen, wurden in vielen Studien untersucht (Consani et al., 2009; Körholz, 2007; Laughlin et al., 2001; Lee et al., 2010; Marx, 1975; Peroz et al., 1990; Pronych et al., 2003; Sykora und

Sutow, 1993; Venus, 2011).

Um eine möglichst genaue dreidimensionale Bestimmung des dorsalen Spaltes zu erreichen, wurde dieser Bereich in unserer Studie an 28 Messpunkten pro Prothese ermittelt. Dabei wurden 7 Meßstellen am posterioren Abschluss der Prothese festgelegt, jeweils eine an den höchsten Punkten der beiden Tubera, eine auf der Hälfte der Strecke zwischen diesen Punkten, die der tiefsten Stelle des Gaumens entsprach und noch jeweils zwei, die die Strecke zwischen Tuberpunkt und Raphe palatina mediana dritteln. Ausgehend von diesen Messpunkten wurden noch jeweils drei Messpunkte im Abstand von 2 mm auf einer senkrechten Linie nach mesial bestimmt, also insgesamt 6 mm nach anterior. Auf diese Weise war es auch möglich, den Bereich der Radierungen am posterioren Abschluss in den Messungen mit zu erfassen, um somit Empfehlungen für diese Radierungen geben zu können. Das ist ein Alleinstellungsmerkmal in unserer Untersuchung.

In vielen Studien wird der Spalt nur am posterioren Abschluss bestimmt (Krysinski und Prylinski, 2007; Pasam et al., 2012; Peroz et al., 1990; Pronych et al., 2003; Venus et al., 2011), während in anderen Untersuchungen die Dimensionsänderungen auch anhand okklusaler Veränderungen ermittelt werden (Bawendi, 1976; Babu et al., 2016; Consani et al., 2002; Körholz, 2007; Meiners und Böcker, 1976; Lopes et al., 2011; Meiners und Weiß, 1987; Salloum, 2016; Venus et al., 2011).

4.2.2 Abformung des dorsalen Spaltes und Herstellung der Proben

Der kritische und zugleich schwierigste Abschnitt in dieser Studie war die Ausmessung des dorsalen Spaltes. Um genaue Aussagen für eine später zu empfehlende Radierung geben zu können, musste der Spalt dreidimensional ausgemessen werden. In den meisten Studien wird er nur eindimensional am dorsalen Rand bestimmt. Dies ist natürlich einfacher auszuführen als eine Ausmessung auch in der Tiefe. Dies führte in der Versuchsvorbereitung zu diversen praktischen Überlegungen (3D-Scanner, CT- Ausmessung). Diese wären jedoch als Messverfahren technisch sehr aufwendig gewesen. Daher wurde sich für eine Abformung des Spaltes mit dem Silikon Plurasil[®] light boby entschieden. Dieses Material ist ein sehr dünnfließendes, hydrophiles, additionsvernetztes Präzisionsabformmaterial mit einer hohen Reißfestigkeit, präzisen Detailwiedergabe und exzellenter Dimensionsstabilität. Die Aushärtung des Silikons erfolgte

wie in Studie von Kim et al. 2008 unter einer Belastung von 20 N. Die Silikonabformung wurde anschließend mit Silikonknetmasse gefasst. Diese Sandwichtechnik wurde auch von Kim et al. 2008 angewendet.

Nachteilig an diesem Verfahren der Abformung des Spaltes war jedoch zum einen, dass es keine Möglichkeit gab, den korrekten Sitz der Prothese auf dem Modell zu kontrollieren. Es kann dadurch zu falsch großen Spaltemessungen gekommen sein. Zum anderen können eine unterschiedliche Kraftausübung beim Aufsetzen der Prothese und ungenügende Verteilung und Abfließen des Abformmaterials zu Differenzen der Spaltwerte geführt haben.

Schwierig gestaltete sich auch das Kontern der abgeformten Schicht aus Plurasil[®]. Eine gute Verbindung konnte nur durch Aufbringen eines Adhäsivs erreicht werden. Dadurch war allerdings bei einigen Proben bei der Messung ein exakter Übergang zwischen der abgeformten Schicht aus Plurasil[®] und der Silikon-Knetmasse nicht mehr ganz genau zu erkennen, was zu Fehlern bei der Ausmessung geführt haben kann.

Beim Abnehmen der Proben kam es in einigen Fällen zum Einreißen der abgeformten Schicht aus Plurasil[®]. Dies betraf vor allem die Tuberbereiche, da dort die Schichtdicke am geringsten war. Diese Proben und auch jene, bei denen es zu Blasenbildungen kam, wurden neu angefertigt.

Die Proben wurden danach an den vorher aufgezeichneten Stellen geschnitten. Diese Markierungen wurden zwar durch eine angefertigte Schablone auf jede Probe gleich übertragen, dennoch ist es möglich, dass es auch hier zu minimalen Unterschieden sowohl bei den Schneidpunkten als auch beim Schnittwinkel gekommen sein kann.

4.2.3 Vermessung der Proben

Das Ausmessen der Proben wurde nicht - wie in anderen Studien - mit einem Messmikroskop durchgeführt (Consani et al., 2009; Lee et al., 2010; Pasam et al., 2013; Venus et al., 2011), sondern mit einem Scanner und dem Messprogramm ImageJ[®]. Der Scanner besaß eine optische Auflösung von 4800 dpi, die etwa 5 µm entsprach und damit für unsere Messungen ausreichend genau war.

Bei dem Messprogramm ImageJ[®] handelt es sich um ein in Java geschriebenes, plattformunabhängiges Bildbearbeitungs- und Bildverarbeitungsprogramm, das von einem Mitarbeiter der National Institutes of Health entwickelt wurde. Es wird vielfach für medi-

zinische und wissenschaftliche Bildanalysen genutzt, vor allem zum Vermessen von Strukturen. Es erwies sich auch in dieser Studie als sehr praktikabel, da die Schnitte nach dem Einscannen auf dem Bildschirm vergrößert und die Spaltbreiten gut markiert und ausgemessen werden konnten. Wichtig war jedoch, darauf zu achten, dass die Schnitte plan dem Scanner auflagen. Dies kann bei nicht ganz glatt geschnittenen Proben zu Messungenauigkeiten geführt haben.

Um die Fehlerquelle beim Markieren der Proben möglichst gering zu halten, wurden zur Erhöhung der Messgenauigkeit, wie auch in anderen Studien, jeweils 5 Messungen pro Messpunkt durchgeführt und daraus der Mittelwert und die Standardabweichung ermittelt (Galzier et al., 1980; Venus et al., 2011).

4.3 Wertung der eigenen Ergebnisse und Vergleich mit dem Schrifttum

4.3.1 Dorsaler Spalt

Während der Polymerisation kommt es aufgrund der komplizierten geometrischen Hohlform zu einer ungleichmäßigen Kontraktion des Kunststoffes, die zu Spannungen und Deformationen innerhalb der Prothese führt, welche nach dem Ausbetten durch Rückstellung ausgeglichen werden. Diese sind jedoch nicht in allen Bereichen gleich und führen zu einer größeren Veränderung im dorsalen Bereich mit Abflachung des palatinalen Gewölbes als im kompakteren mesialen Anteil (Meiners und Böcker, 1976; Miessi et al., 2008).

So zeigten sich bei der Vermessung des dorsalen Randspaltes insgesamt die größten Messwerte an Messpunkt 4, der dem Bereich der Raphe palatina mediana und damit der Mitte des Gaumens entsprach. An diesem Messpunkt lagen die Ergebnisse im Größenbereich von $492,48 \mu\text{m} \pm 114,73 \mu\text{m}$ (ProBase[®]Cold, hohe Gaumenform, 6 mm anterior des dorsalen Randes) und $818,54 \mu\text{m} \pm 160,36 \mu\text{m}$ (FuturaGen[®], flache Gaumenform, dorsaler Rand). Nach lateral hin konnte eine Verminderung der Spaltbreiten verzeichnet werden, im Bereich der Tubera und des oberen Anteils der Kieferkämme (Messpunkte 1/2 und 6/7) wurden die geringsten Spaltbreiten gemessen ($78,49 \mu\text{m} \pm 35,69 \mu\text{m}$, MP 7, FuturaGen[®], mittlere Gaumenform, 6 mm anterior des dorsalen Randes). Nach anterior hin kam es insgesamt zu einer Abnahme der Messwerte. Die größte Differenz mit $409 \mu\text{m}$ zwischen dorsalem Abschluss und dem Messpunkt 6 mm anterior zeigte sich bei Messpunkt 1, mittlere Gaumentiefe der Gruppe 2 (Aesthetic Autopoly-

merisat[®]). Eine Ausnahme bildeten die Tuberbereiche und die oberen Anteile der Kieferkämme (MP 1/2 und 6/7) der flachen Gaumenformen. In diesen Bereichen konnte insgesamt eine Vergrößerung der Spaltbreiten festgestellt werden. Diese lag zwischen 40,5 µm (MP 6, Gruppe 2, Aesthetic Autopolymerisat[®]) und 570,6 µm (MP 1, Gruppe 3, ProBase[®]Cold).

In den von Kiesgen (2015) durchgeführten Messungen nach 30-tägiger Wasserlagerung, die allerdings nur für den Kunststoff PalaXPress[®] durchgeführt wurden, wurden insgesamt etwas geringere Werte gemessen. So lag der Wert bei Messpunkt 4 der mittleren Gaumenform am dorsalen Abschluss bei 521 µm ± 160 µm im Gegensatz zu 636,61 µm ± 57 µm in dieser Studie. Im Bereich der Tubera (MP1 und 7) am dorsalen Abschluss lagen die Messwerte nach Wasserlagerung zwischen 166 µm ± 307 µm bis 275 µm ± 119 µm für die hohe Gaumenform (311 µm ± 136 µm und 321 µm ± 87 µm vor Wasserlagerung) und 275 µm ± 186 µm bis 317 µm ± 142 µm für die flache Gaumenform (312 µm ± 71 und 400 µm ± 52 µm vor Wasserlagerung).

Die Ergebnisse zeigen offensichtlich, dass die Prothesen nach der Periode der trockenen Lagerung einen größeren Randspalt aufwiesen als nach der anschließenden Wasserlagerung. Trockene Lagerung führt vor allem in den ersten zwei Wochen nach Herstellung von Oberkiefer-Totalprothesen im bukkalen Bereich zu stärkeren Deformationen und zu einer Vergrößerung des dorsalen Randspaltes als dies bei Wasserlagerung der Fall ist (Lim und Lee, 2016). Jedoch kann es auch nach Wasserlagerung durch Flüssigkeitsaufnahme und Quellung der Kunststoffe zu einer Verringerung der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss kommen. Schon Marx (1975) beschrieb, dass die dadurch entstandene Volumenzunahme die durch die Polymerisation bedingte Schrumpfung positiv beeinflussen und zum Teil ausgleichen kann. Auch Sykora und Sutow (1993) zeigten, dass sich die Größe des dorsalen Randspaltes bei Wasserlagerung verringert. Dabei ist die maximale Wassereinlagerung bei Raumtemperatur nach ca. einem Monat abgeschlossen (Meiners und Weiß, 1987; Sykora und Sutow, 1993). Jedoch folgerten Venus et al. (2011), dass sich die dorsalen Randspalten bei mit PalaXpress[®] und FuturaGen[®] in der Gießtechnik hergestellten Prothesenplatten nach dreiwöchiger Lagerung leicht vergrößern, während sich die Spalten beim Palajet-Verfahren und Unipress-Verfahren leicht verkleinern. Sie maßen mit einem Modell mittlerer Gaumentiefe für die Gießtechnik nach Reposition für PalaXpress[®] Spaltbreiten am tiefsten Punkt des Gaumens von 86 µm ±

49 μm und nach 3-wöchiger Wasserlagerung von 143 $\mu\text{m} \pm 108 \mu\text{m}$; für FuturaGen® lagen die Werte bei 111 $\mu\text{m} \pm 35 \mu\text{m}$ vor und 123 $\mu\text{m} \pm 47 \mu\text{m}$ nach Wasserlagerung. Diese gemessenen Spaltbreiten liegen deutlich unter den in dieser Studie gemessenen Werten. Es ist möglich, dass die Abweichungen durch unterschiedliche Modellformen oder verfahrensbedingte Unterschiede zustande gekommen sein können. Als besonders kritischer Faktor ist in unserer Studie die Herstellung der Proben zu sehen.

Jedoch ist oftmals ein genauer Vergleich der gemessenen Werte anderer Veröffentlichungen mit den hier gewonnenen Erkenntnissen schwierig, da die Herstellungsverfahren, die Ausgangsmodelle sowie verwendeten Materialien und Messpunkte als auch die Prüfmethode unterschiedlich sind, als dass ein aussagekräftiger Vergleich möglich wäre.

So gaben Sykora und Sutow (1993) Spaltbreiten im Bereich der Raphe palatina mediana am dorsalen Abschluss nach Politur bei der Injektionstechnik von 0,509 mm \pm 0,056 mm an und nach einer Woche Wasserlagerung von 0,455 mm \pm 0,038 mm bei der flachen Gaumenform und 0,289 mm \pm 0,079 mm bzw. 0,213 mm \pm 0,065 mm bei der hohen Gaumenform. Bei der konventionellen Technik wurden Werte von 0,627 mm \pm 0,066 mm vor und 0,617 mm \pm 0,043 mm nach Wasserlagerung bei der flachen Gaumenform und 0,292 mm \pm 0,078 mm bzw. 0,282 mm \pm 0,077 mm bei der hohen Gaumenform gemessen. Auch diese Ergebnisse lagen insgesamt unter unseren Werten, die Tendenzen stimmen jedoch überein. Die insgesamt kleinsten Spalten waren bei hohem Gaumen, die größten Spalten bei der flachen Gaumenform zu erkennen.

Auch andere Untersuchungen konnten zeigen, dass die Spaltbreiten im Bereich der Raphe palatina deutlich größer waren als im Bereich der Tubera, was auch mit unseren Ergebnissen übereinstimmt (Consani et al., 2004; Laughlin et al., 2001; Miessi et al., 2008; Sayed et al., 2017).

Zudem muss auch die Frage diskutiert werden, wie sich die doch hohe Standardabweichung und Streuung der Ergebnisse begründen. Da es sich bei dieser Versuchsdurchführung um ein sehr Technik sensitives Verfahren handelte, können sich zum einen kleinere Fehler bei der Verarbeitung signifikant auf die Größe des zu messenden dorsalen Randspaltes und damit auf die spätere Passgenauigkeit der Prothesen ausgewirkt haben. Diese Fehler können z.B. bei der Verarbeitung der Materialien und Herstellung der Prothesen aufgetreten sein. Wahrscheinlich können auch, wie schon erwähnt, Unregel-

mäßigkeiten bei der Abformung der Prothesenspalten mit nicht korrektem Sitz der Prothese, unterschiedlicher Kraftausübung beim Aufsetzen oder nicht ausreichende Verteilung und Abfließen des Abformmaterials zu Differenzen der Spaltwerte geführt haben. In der multiplen linearen Regression zeigen sich jedoch kleinere Werte der Standardabweichung, da hierbei der Einfluss anderer Variablen herausgerechnet wurde.

4.3.2 Verwendete Kunststoffe

Die Untersuchung der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss ergab für die 4 verwendeten Kunststoffe insgesamt ähnliche Messwerte. Dies traf insbesondere für die hohe und mittlere Gaumenform zu, bei der flachen Gaumensorte zeigten sich bei PalaXPress® die geringsten Messwerte. Die statistische Auswertung in der multiplen linearen Regression unterstreicht diese Ergebnisse, die geringsten Werte wies PalaXPress®, die höchsten Aesthetic Autopolymerisat® auf, während die Spaltbreiten von FuturaGen® und ProBase® Cold eine Mittelstellung einnahmen. Allerdings lagen die Unterschiede nach Herausrechnen der anderen Einflussgrößen zwischen den einzelnen Kunststoffen im Bereich von 44 µm. Dieser Wert ist auch signifikant, der Größenunterschied ist jedoch in bezug auf die Gesamtpaltbreite als eher vernachlässigbar anzusehen. Auch Venus et al. (2011) konnten zwar einen Unterschied direkt nach der Polymerisation aufweisen, dieser relativierte sich allerdings nach Politur und Wasserlagerung.

4.3.3 Einfluss der Gaumenform

Größeren Einfluss auf die Spaltbreite als die Sorte des verwendeten Kunststoffes hatten jedoch die verschiedenen Gaumenformen. Insgesamt wies der hohe Gaumen die geringsten, der flache Gaumen die größten Messwerte auf.

Bei der hohen Gaumenform lagen die kleinsten Spalten für alle Kunststoffe betrachtet bei den Messpunkten 1 und 7, die dem Bereich der Tubera entsprachen. Zu den Messpunkten 2 und 6 nach mesial hin wurden nur geringfügig größere Messwerte ermittelt. Eine Ausnahme bestand bei der dorsalen Messung, hier wiesen die Messpunkte 2 und 6 die kleinsten Spaltbreiten auf. Die größte Differenz lag zwischen den Messpunkten 2/3 und 5/6, es konnte ein deutlicher Anstieg der Spaltbreite nach mesial hin verzeichnet werden, dieser Bereich entsprach dem steilen Abschnitt der Kieferkämme. Der Unterschied war zwischen Messpunkt 2/3 größer als zwischen Messpunkt 5/6. Das ist darauf

zurückzuführen, dass das Modell nicht vollkommen symmetrisch war und im 1. Quadranten einen steiler ausgeprägten Alveolarkamm aufwies. Diese starke Differenz zwischen den Messwerten nahm nach anterior hin kontinuierlich ab, 6 mm anterior des dorsalen Randes war eine sukzessive Zunahme der Spaltbreite von den Tubera (Messpunkte 1 und 7) nach mesial hin zu erkennen. Die größte Spaltbreite lag bei Messpunkt 4, also im Bereich der Raphe palatina mediana. Insgesamt ließ sich ein Unterschied zwischen kleinster und größter Spaltbreite von 367 μm ermitteln, die größte Differenz zwischen 2 Messpunkten lag, wie schon erwähnt, zwischen Messpunkt 2/3 und wies einen Unterschied von ca. 255 μm auf (Werte über alle Kunststoffe und sagittalen Messungen gemittelt).

Die größte Spaltbreite bei der mittleren Gaumenform wurde ebenso wie bei der hohen Gaumenform bei Messpunkt 4 (Raphe palatina mediana) gemessen und lag auch im gleichen Größenbereich. Von diesem Punkt aus kam es zu beiden Seiten nach lateral hin zu einer kontinuierlichen Abnahme der Spaltbreite. Die kleinste Spaltbreite lag bei Messpunkt 7, dem Bereich des Tubers im 2. Quadranten. Insgesamt waren die Spaltbreiten bei den Messpunkten 1, 2 und 3 größer als die der gegenüberliegenden Messpunkte 4, 5 und 6. Dies lässt sich dadurch erklären, dass der Kieferkamm im Bereich des ersten Quadranten etwas höher und breiter und der Gaumen zu den Tubera maxillae hin nicht so steil anlief wie im 2. Quadranten. Nach anterior hin wurden die Spaltbreiten der mittleren Gaumenform kleiner, der Größenunterschied war im Bereich der Tubera (Messpunkte 1 und 7) am stärksten ausgeprägt. Insgesamt ließ sich ein Unterschied zwischen kleinster und größter Spaltbreite von 388 μm ermitteln (Wert über alle Kunststoffe und sagittalen Messungen gemittelt).

Für die flache Gaumenform ließen sich insgesamt die größten Spaltbreiten feststellen, auch in dieser Messreihe ergaben sich die größten Werte bei Messpunkt 4; sie lagen über denen der mittleren und hohen Gaumenform. Nach lateral, also zu den Tubera hin, wurden die Spaltbreiten kleiner, jedoch nicht so ausgeprägt wie bei den anderen Kieferformen. Eine Ausnahme bildeten die Messwerte 6 mm anterior des dorsalen Randes. Dort wurden die größten Werte an den Messpunkten 1 und 2 also im Bereich des rechten Tubers ermittelt. Bei Betrachtung der sagittalen Spaltbreiten zeigte sich von Messpunkt 4, dem höchst gemessenen Wert, eine kontinuierliche Abnahme nach anterior, während es im Tuberbereich (MP 1; 2 und 6; 7) zu einer sukzessiven Zunahme

der Spaltbreiten von posterior nach anterior kam. Diese war im 1. Quadranten ausgeprägter als im zweiten, was auf die nach anterior flachere Kieferform im 1. Quadranten zurückzuführen sein kann. Ebenso war am dorsalen Rand eine große Differenz zwischen den Werten bei Messpunkt 3/4 und 4/5 erkennbar, dieser Unterschied nahm nach anterior hin ab. Insgesamt war die Differenz zwischen kleinster und größter Spaltbreite für die flache Gaumenform am geringsten und lag bei 212 μm und damit deutlich unter den Werten des mittleren und hohen Gaumens, die größte Differenz zwischen zwei Messpunkten lag zwischen Messpunkt 4/5 und wies einen Unterschied von ca. 195 μm auf (Wert über alle Kunststoffe und sagittalen Messungen gemittelt).

In der von Kiesgen (2015) anschließend durchgeführten 30-tägigen Wasserlagerung zeigten sich ähnliche Ergebnisse. Jedoch wies in dieser Untersuchung im Bereich der Raphe palatina mediana die flache Gaumenform die geringsten Messwerte auf, in unserer Studie lagen dort die größten Werte.

Dass die Kieferform signifikanten Einfluss auf die Größe des dorsalen Randspaltes und die Retention von Totalprothesen nimmt, wird auch durch andere Studien bestätigt (Colon et al., 1982; Glazier et al., 1980; Laughlin et al., 2001; Marx, 1975; Peroz et al., 1990; Sykora und Sutow, 1993).

So stellten auch Laughlin et al. (2001) und Marx (1975) fest, dass bei hohen Kieferformen kleinere Randspalten entstehen als bei flachen. Die Ergebnisse Peroz et al. (1990) zeigten ebenfalls, dass bei der mittelhohen und hohen Kieferform der Spalt zur Raphe palatina mediana hin zunimmt. Jedoch war in dieser Studie bei der hohen Kieferform auf den höchsten Punkten der Tubera maxillae häufig kein Spalt zu messen. Bei der flachen Kieferform trat immer ein Spalt über den Tubera maxillae auf, wobei dieser auf halber Strecke zwischen Tubera maxillae und Raphe palatina mediana am größten und an der Raphe palatina mediana am kleinsten ist. Dies ließ sich in unserer Studie nicht bestätigen.

4.3.4 Radierung

In der Literatur sind die Empfehlungen für Radierungen des Gipsmodelles nicht einheitlich. Laut Marx (1975) sollte die Radierung maximal 1 mm tief, nach anterior flach auslaufend und nach dorsal steiler ansteigend sein, was sich auch mit unseren Ergebnissen deckt. Allerdings sollte sie in der Gaumenmitte nicht so tief und breit wie in den seit-

lichen Bereichen der Gaumenwölbung vorgenommen werden, also eine eher schmetterlingsförmige Gestaltung aufweisen. Diese bietet auch laut Chandu et al. (2014) die beste Retention im Vergleich zu anderen Radierungen. Ebenso wurden von Fuhr und Reiber (1993) geringe Radierungstiefen von 0,3-1 mm angegeben. Avant (1973) empfahl tiefere Radierungen der Vibrationszone von 1-1,5 mm, wobei auch diese nach anterior schräg auslaufen sollten. Ebenso sollte die Radierung zwischen den Tubera maxillae und der Raphe palatina mediana am breitesten und am schmalsten an der Raphe palatina mediana und den pterygomaxillären Einkerbungen sein. Auch Calomeni et al. (1983) sahen eine schmetterlingsförmige Vertiefungslinie sollte mit einer Tiefe von 1-1,5 mm am dorsalen Rand, die nach anterior ausläuft, als ideal an. Dabei sollte die anteriore Begrenzung der Radierung maximal 5-6 mm von der posterioren Linie entfernt liegen, an der Raphe 2-3 mm. Auch hier sind im Bereich der Raphe palatina mediana geringe Breiten als in unserer Studie mit einer kastenförmigen Radierung angedacht. Die posteriore Abdämmung sollte dabei den harten Gaumen beziehungsweise das nicht verschiebbare weiche Gewebe nicht überragen und bei geringer Kompressibilität keine Radierung vorgenommen werden. Peroz et al. (1990) gaben an, dass eine hohe Kieferform eine starke Radierung in den Bereichen der Raphe palatina mediana und der Drüsenzonen erfordert, jedoch nur eine schwache Radierung an den Tubera maxillae, während bei einer flachen Kieferform die Randabdämmung deutlich bis zur Mitte der Tubera maxillae angebracht werden sollte. Dies deckt sich auch mit den Ergebnissen unserer Studie.

4.4 Praktische Schlussfolgerungen

Anhand unserer Ergebnisse zeigte sich, dass Radierungen abhängig von verschiedenen Gaumenformen eine unterschiedliche Tiefe erfordern.

Aus diesen Überlegungen schlagen wir folgende Art der Radierung vor:

Für Modelle mit hoher und mittlerer Gaumenform sind nach unseren Messungen am dorsalen Abschluss eine Radierung im Bereich der Raphe palatina mediana von 0,6 mm notwendig, die nach lateral flacher auslaufen würde und im Bereich der Tubera eine Tiefe von 0,3 mm vorweisen müsste, um die nur Spaltbreite auszugleichen. Bis 5 mm nach anterior müsste die Radierungstiefe optimalerweise ca. 0,1 mm abnehmen. Bei Modellen mit flacher Gaumenform wäre dorsal eine Radierung im Bereich der Raphe

von 0,7 mm nach unseren Messungen ideal, die nach lateral mit dem Beginn der Alveolarkämme auf Werte von 0,4 mm abnehmen und bis zu den Tubera diese Tiefe beibehalten würde. Nach anterior wäre wiederum eine Reduzierung der Radierungstiefe um 0,1 mm sinnvoll. Da für eine gute Saughaftung eine leichte Kompression der Schleimhaut notwendig ist (Avant, 1973), empfehlen wir die Radierung etwas tiefer vorzunehmen, d.h. eine Radierung von 0,7 mm im Bereich der Raphe und von 0,4 mm im Bereich der Tubera auch für den hohen und mittleren Gaumen.

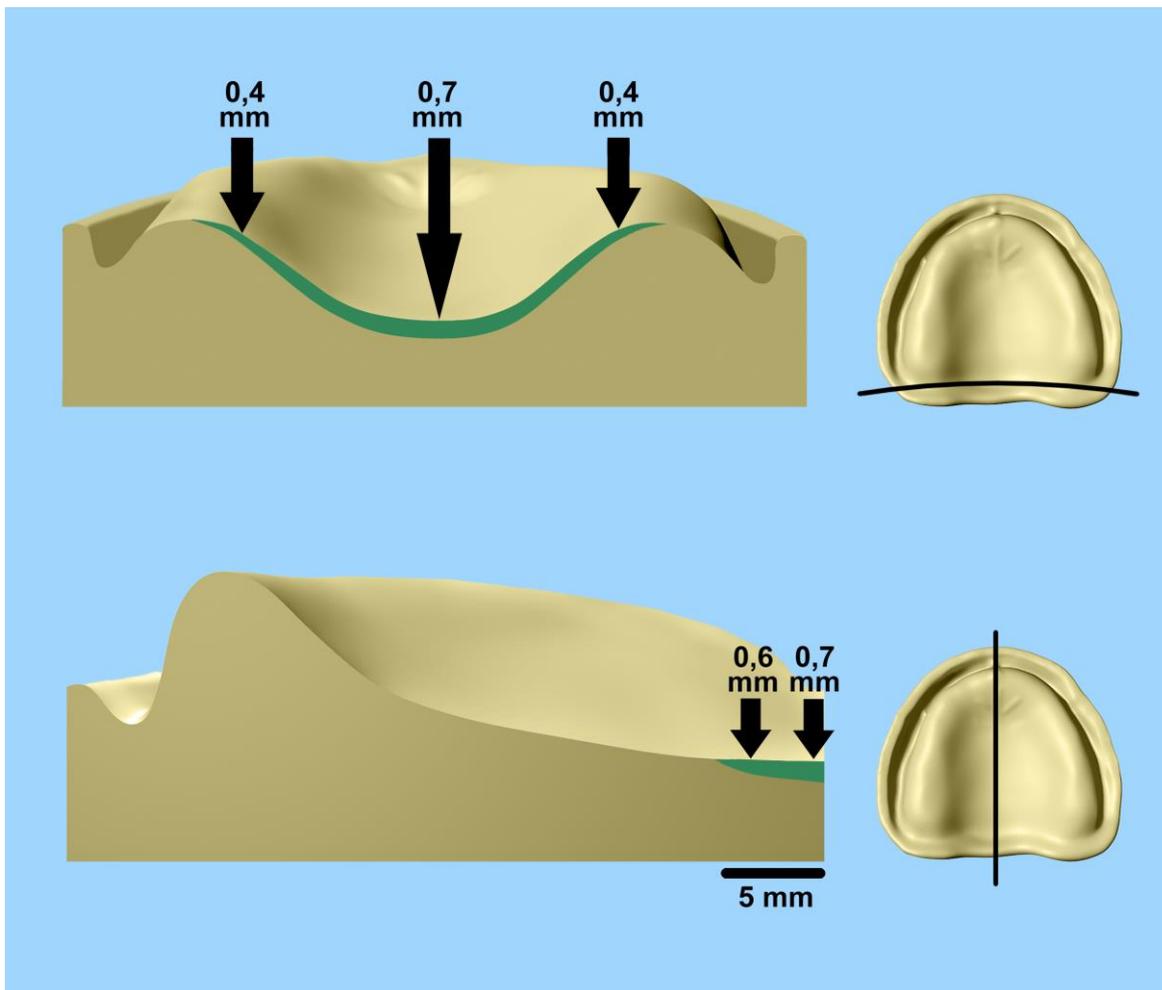


Abb. 83: Form der Radierung im Bereich der Tubera maxillae, bzw. am tiefsten Punkt des Gaumens im Sagittal- und Transversalschnitt

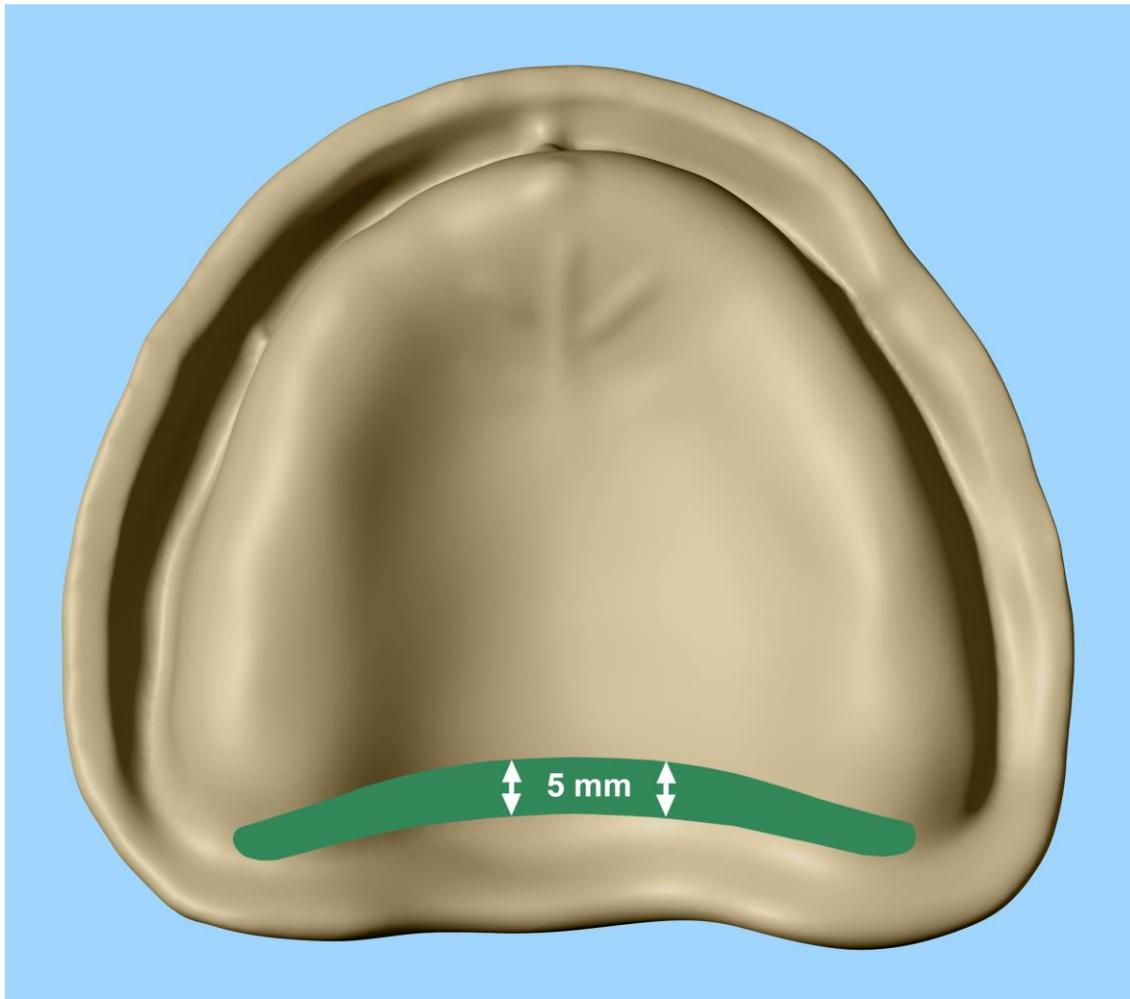


Abb. 84: Empfohlene Form der Radierung im Bereich des posterioren Abschlusses (Ansicht von oben auf das Oberkiefermodell)

Unsere Werte beziehen sich dabei auf Neuanfertigungen von Oberkiefertotalprothesen, bei Unterfütterungen von Totalprothesen sind mit Wahrscheinlichkeit andere -geringere- Werte für eine Radierung zu empfehlen.

Insgesamt wären aufgrund unserer Ergebnisse kastenförmige Radierungen zu empfehlen. Auch die von Utz (2005) erwähnte messerrückenartig dünne und trotzdem abgerundete Gestaltung des dorsalen Abschlussrandes ist für einen angenehmeren Tragekomfort am Übergang zwischen Prothese und Gaumen anzuraten. Da in der Mitte des Gaumens die größten Abweichungen bestehen, ist eine schmetterlingsförmige Radierung eher nicht zu empfehlen

Unbeachtet blieben in unserer Studie aufgrund der Versuchsbedingungen jedoch die individuellen Schleimhautbeschaffenheiten und Resilienzen, deren Bestimmung durch

den Behandler vor Anfertigung einer Totalprothese essentiell ist (Calomeni et al., 1983; Chang und Wright, 2006; Sohm, 1934; Windecker und Rotter, 1975). Die tiefsten Radierungsstellen würden laut unserer Ergebnisse zumeist im Bereich der Raphe palatina mediana liegen. In diesem Bereich ist jedoch die Kompressibilität der Schleimhaut geringer (Marx, 1975), eine zu starke Radierung würde dementsprechend zur Gewebestruktion, schmerzhaften Druckstellen und schlechterem Halt der Prothese führen.

Zudem wurden diese Messungen vor einer Wasserlagerung durchgeführt, die den Bedingungen in der Mundhöhle nicht Rechnung tragen. In der unter den gleichen Versuchsbedingungen weitergeführten Studie von Kiesgen (2015) wurden insgesamt etwas geringere Werte, bei jedoch auch geringerer Probenzahl, gemessen, die auch für die Radierungstiefe berücksichtigt werden sollten.

Grundsätzlich ist zu bedenken, dass in dieser Studie nur die ersten 6 mm anterior des dorsalen Randschlusses vermessen wurden und keine Aussage darüber getroffen wurde, wie sich der Spalt weiter nach anterior entwickelt und ob dieser vielleicht unter der gesamten Prothese feststellbar ist. Es zeigte sich zwar eine abnehmende Spaltbreite, jedoch auch 6 mm anterior des posterioren Abschlusses keine komplette Anlagerung der Prothese an das Modell. Die Studie zeigt daher auch, dass der Mangel an exakter Passform wohl die ganze Prothese betrifft. Falls dies der Fall wäre, müsste die Methode der Radierung im Bereich des dorsalen Abschlusses zur Reduzierung des posterioren Spaltes neu überdacht werden und auf seine Effektivität überprüft werden.

Außerdem stellt sich die Frage, ob eine bis in den Zehntelmillimeterbereich präzise Radierung technisch überhaupt korrekt durchführbar ist. Zudem bedeutet auch jede Radierung eine Veränderung der im Mund des Patienten vorgefundenen anatomischen Gegebenheit und damit immer die Gefahr einer falsch korrigierten Ausgangssituation. Daher ist zu überlegen, ob nicht eher versucht werden sollte durch Verbesserung und Weiterentwicklung der Materialien und Herstellungsverfahren, wie der CAD/CAM-Technik, passgenauere Prothese herstellen zu können.

5. Zusammenfassung

In unserer Studie sollte die Frage beantwortet werden, wie groß ist der Spalt von Oberkiefertotalprothesen am posterioren Abschluss nach der Polymerisation in dreidimensionaler Ausdehnung ist und welchen Einfluss verschiedene Gaumenformen auf diese Spaltbreiten haben. Ein weiteres Ziel der vorliegenden Untersuchung war es, aufgrund der ausgewerteten Spaltbreiten Empfehlungen für die Radierung an Gipsmodellen für unterschiedliche Gaumenformen zu geben.

Zu diesem Zweck wurden 120 Gipsmodelle mit drei unterschiedlichen Gaumenformen hergestellt, jeweils 40 mit hoher, mittlerer und flacher Gaumenform. Untersucht wurden 4 Kunststoffe (Gruppe 1: PalaXpress[®], Heraeus Kulzer GmbH; Gruppe 2: Aesthetic Autopolymerisat[®], Candulor AG; Gruppe 3: ProBase[®] Cold, Ivoclar Vivadent AG und Gruppe 4: FuturaGen[®], Schütz Dental GmbH). Für jede Gruppe wurden jeweils 10 Prothesen für den flachen, mittleren und hohen Gaumen im Gießverfahren angefertigt.

Die dreidimensionale Erfassung des Spaltes erfolgte mittels Abformung des Spaltes mit einem dünnfließenden Silikon (Plurasil[®] light body, Pluradent AG & Co KG) und anschließender Vermessung mit Hilfe eines Scanners.

Es zeigte sich, dass alle vier Kunststoffe ähnliche Spaltbreiten im dorsalen Randbereich aufwiesen. Dies traf insbesondere für die hohe und die mittlere Gaumenform zu. Insgesamt wies die flache Gaumenform für alle Kunststoffe die größten Spaltbreiten auf, die hohe Gaumenform die kleinsten. Besonders in den seitlichen Randbereichen (Messpunkte 1; 2 und 6; 7) zeigten der hohe und mittlere Gaumen deutlich geringere Messwerte als der flache Gaumen. Die größten Spaltbreiten wurden am Messpunkt 4 im Bereich der Raphe palatina mediana gemessen. Nach anterior hin wurde der Spalt schmaler, 6 mm anterior des posterioren Randes zeigten sich die kleinsten Spaltbreiten, die größten waren 2 mm dorsal des Randes.

Die Untersuchung zeigt, dass verschiedene Gaumenformen unterschiedliche charakteristische Spaltformen aufweisen, die bei einer Radierung des Gipsmodelles beachtet werden müssen. Aufgrund unserer Untersuchungen wäre für eine kastenförmige Radierung im Bereich der Raphe palatina mediana von 0,7 mm zu empfehlen, die nach lateral zu den Tubera hin auf eine Tiefe von 0,4 mm abnehmen sollte. Nach anterior bis 5 mm hin wäre eine Verringerung der Radierung um 0,1 mm anzuraten.

Durch die im zweiten Teil durch Kiesgen (2015) durchgeführte Wasserlagerung der Probenkörper wurde jedoch auch ersichtlich, dass Totalprothesen nach Fertigstellung und somit auch nach Eingliederung in die Mundhöhle noch Veränderungen unterliegen, die auch berücksichtigt werden müssen. Zudem sind die erfolgreiche Versorgung eines Patienten mit Totalprothesen, der langfristige Halt, die Stabilität und gute Kaufunktion von weiteren Faktoren abhängig und nicht nur von der exakten primären Passgenauigkeit. Hier spielen Adaptationsvorgänge in der Mundhöhle, Einlagerung in die Schleimhaut, Kieferatrophie und okklusale Veränderungen eine große Rolle.

Die Studie macht auch deutlich, dass es aufgrund

- der großen individuellen anatomischen Unterschiede der Gaumenformen
- der späteren intraoralen Veränderungen der Kunststoffe durch Wasseraufnahme und
- der Einlagerung der Prothesen in die Schleimhaut bei weiterer Tragezeit

schwierig ist, allgemeine Empfehlungen zu geben.

Letztendlich sollte versucht werden, die Optimierung der Passgenauigkeit von Totalprothesen durch Weiterentwicklung der Kunststoffe weiter zu verbessern, der letztendliche Erfolg einer Versorgung ist jedoch auch immer von individuellen Faktoren mit abhängig.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematische Darstellung der Vorgehensweise	27
Abbildung 2: Metrische Angaben zum Kiefer (hohe Gaumenform)	28
Abbildung 3: Metrische Angaben zum Kiefer (mittlere Gaumenform)	28
Abbildung 4: Metrische Angaben zum Kiefer (flache Gaumenform)	28
Abbildung 5: Meistermodelle aus Superhartgips (hoher Gaumen)	29
Abbildung 6: Meistermodelle aus Superhartgips (mittlere Gaumentiefe)	29
Abbildung 7: Meistermodelle aus Superhartgips (flacher Gaumen)	30
Abbildung 8: Doublrierform zur Vervielfältigung der Meistermodelle	31
Abbildung 9: Arbeitsmodelle aus Blaugips (hoher Gaumen)	31
Abbildung 10: Arbeitsmodell aus Blaugips (mittlere Gaumentiefe)	31
Abbildung 11: Arbeitsmodell aus Blaugips (flacher Gaumen)	32
Abbildung 12: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolarkamm (hoher Gaumen)	33
Abbildung 13: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolarkamm (mittlere Gaumentiefe)	33
Abbildung 14: Meistermodell mit angefertigter Prothesenschablone und verstärktem Alveolarkamm (flacher Gaumen)	34
Abbildung 15: Vorwälle aus Silikon als Hohlform für die auszugießenden Prothesen	34
Abbildung 16: Ausgießen der Prothesen mit dem Prothesenkunststoff	37
Abbildung 17: Ausgegossene Prothesen im Drucktopf vor der Polymerisation	37
Abbildung 18: Prothesen nach Entnahme aus dem Drucktopf	38
Abbildung 19: Auspolymerisierte Prothese nach Entfernen der Silikonvorwälle	38
Abbildung 20: Beurteilung der palatinalen Länge mit Hilfe der Silikonform	39
Abbildung 21: Ausgearbeitete Prothese (hoher Gaumen)	39
Abbildung 22: Ausgearbeitete Prothese (mittlere Gaumentiefe)	39
Abbildung 23: Ausgearbeitete Prothese (flacher Gaumen)	40
Abbildung 24 Schematische Darstellung der Messpunkte am posterioren Abschluss der Prothesen	40
Abbildung 25: Schematische Darstellung aller Messpunkte	41

Abbildung 26: Schablonen zur Übertragung der Messpunkte auf die späteren Proben (flacher, mittlerer, hoher Gaumen)	42
Abbildung 27: Tiefziehschiene als Schablone für die Bohrlöcher	43
Abbildung 28: Prothese mit eingefrästen Abflusslöchern für das Abformmaterial	43
Abbildung 29: Prothese mit aus Plurasil® light body abgeformtem Spalt	44
Abbildung 30: Abformmaterial auf der ersten Seite mit Silikon gefasst	45
Abbildung 31: Auf den Silikonwall mit der Schablone übertragene Messlinien	46
Abbildung 32: Probe vor Anfertigung des zweiten Silikonwalles	46
Abbildung 33: Durch Silikonwälle gefasstes Abformmaterial; fertiger „Sandwich“	46
Abbildung 34: Eingescannte Probe (TIF-Format)	47
Abbildung 35: Probe mit angelegten konzentrischen Kreisen und den 4 Messpunkten	48
Abbildung 36: Vermessung der Spaltbreiten	49
Abbildung 37: Darstellung der Messabweichung bei der Vermessung mit dem Scanner	51
Abbildung 38: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei hohem Gaumen in Gruppe 1	52
Abbildung 39: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei mittlerer Gaumentiefe in Gruppe 1	53
Abbildung 40: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei flachem Gaumen in Gruppe 1	54
Abbildung 41: Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten in Gruppe 1 (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte	55
Abbildung 42: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 1 (gesamt, unterteilt nach sagittalen Messwerten)	56
Abbildung 43: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen	57
Abbildung 44: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	58
Abbildung 45: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	59
Abbildung 46: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	60

Abbildung 47: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 1	61
Abbildung 48: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei hohem Gaumen in Gruppe 2	62
Abbildung 49: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei mittlerer Gaumentiefe in Gruppe 2	63
Abbildung 50: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei flachem Gaumen in Gruppe 2	64
Abbildung 51: Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten in Gruppe 2 (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte	65
Abbildung 52: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 2 (gesamt) unterteilt nach sagittalen Messwerten	66
Abbildung 53: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen	67
Abbildung 54: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	68
Abbildung 55: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	69
Abbildung 56: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	70
Abbildung 57: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen unter Zusammenfassung der sagittalen Werte	71
Abbildung 58: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei hohem Gaumen in Gruppe 3	72
Abbildung 59: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei mittlerer Gaumentiefe in Gruppe 3	73
Abbildung 60: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei flachem Gaumen in Gruppe 3	74
Abbildung 61: Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten in Gruppe 3 (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte	75

Abbildung 62: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 3 (gesamt) Unterteilung nach sagittalen Messwerten	76
Abbildung 63: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen	77
Abbildung 64: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	78
Abbildung 65: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	79
Abbildung 66: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	80
Abbildung 67: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 3	81
Abbildung 68: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei hohem Gaumen in Gruppe 4	82
Abbildung 69: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei mittlerer Gaumentiefe in Gruppe 4	83
Abbildung 70: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten bei flachem Gaumen in Gruppe 4	84
Abbildung 71: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 4 (gesamt) unter Zusammenfassung der sagittalen Werte	85
Abbildung 72: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten in Gruppe 4 (gesamt, Unterteilung nach sagittalen Messwerten)	86
Abbildung 73: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten am dorsalen Abschluss im Vergleich der drei Gaumentiefen	87
Abbildung 74: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 2 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	88
Abbildung 75: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 4 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	89
Abbildung 76: Boxplot-Darstellung der Messwerte der Spaltbreiten 6 mm anterior des dorsalen Randes im Vergleich der drei Gaumentiefen	90
Abbildung 77: Zusammenfassende Boxplot-Darstellung der transversalen Spaltbreiten der Gaumentiefen in Gruppe 4	91

Abbildung 78: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten (keine Unterscheidung nach Gaumensorte und sagittalen Messpunkten)	91
Abbildung 79: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten der Gaumenformen (keine Unterscheidung nach Kunststoff und sagittalen Messpunkten)	92
Abbildung 80: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten der Gaumenformen (Unterteilung nach sagittaler Spaltbreite, keine Unterscheidung nach Kunststoffen)	93
Abbildung 81: Darstellung der arithmetischen Mittelwerte der Spaltbreiten (Unterteilung in Gaumensorten unter Zusammenfassung der sagittalen Werte)	94
Abbildung 82: Prothese mit Unregelmäßigkeiten an der Unterseite und herstellungsbedingten Kunststoffahnen	100
Abbildung 83: Form der Radierung im Bereich der Tubera maxillae, bzw. am tiefsten Punkt des Gaumens im Sagittal- und Transversalschnitt	111
Abbildung 84: Empfohlene Form der Radierung im Bereich des posterioren Abschlusses (Ansicht von oben auf das Oberkiefermodell)	112

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Eigenschaften des Modellgipses Typ 3 BonDano®	30
Tabelle 2: Eigenschaften und Verarbeitungshinweise der Kunststoffe	35
Tabelle 3: Eigenschaften und Verarbeitungshinweise von Plurasil® light body	44
Tabelle 4: Wertetabelle zu Abbildung 37 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	52
Tabelle 5: Wertetabelle zu Abbildung 38 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	53
Tabelle 6: Wertetabelle zu Abbildung 39 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	54
Tabelle 5: Wertetabelle zu Abbildung 40 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	55
Tabelle 8: Wertetabelle zu Abbildung 42 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	57
Tabelle 9: Wertetabelle zu Abbildung 43 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	58
Tabelle 10: Wertetabelle zu Abbildung 44 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	59
Tabelle 11: Wertetabelle zu Abbildung 45 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	60
Tabelle 12: Wertetabelle zu Abbildung 47 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	62
Tabelle 13: Wertetabelle zu Abbildung 48 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	63
Tabelle 14: Wertetabelle zu Abbildung 49 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	64
Tabelle 15: Wertetabelle zu Abbildung 50 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	65
Tabelle 16: Wertetabelle zu Abbildung 52 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	67

Tabelle 17: Wertetabelle zu Abbildung 53 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	68
Tabelle 18: Wertetabelle zu Abbildung 54 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	69
Tabelle 19: Wertetabelle zu Abbildung 55 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	70
Tabelle 20: Wertetabelle zu Abbildung 57 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	72
Tabelle 21: Wertetabelle zu Abbildung 58 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	73
Tabelle 22: Wertetabelle zu Abbildung 59 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	74
Tabelle 23: Wertetabelle zu Abbildung 60 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	75
Tabelle 24: Wertetabelle zu Abbildung 62 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	77
Tabelle 25: Wertetabelle zu Abbildung 63 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	78
Tabelle 26: Wertetabelle zu Abbildung 64 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	79
Tabelle 27: Wertetabelle zu Abbildung 65 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	80
Tabelle 28: Wertetabelle zu Abbildung 67 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	82
Tabelle 29: Wertetabelle zu Abbildung 68 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	83
Tabelle 30: Wertetabelle zu Abbildung 69 (Mittelwerte und Standardabweichungen der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	84
Tabelle 31: Wertetabelle zu Abbildung 70 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	85
Tabelle 32: Wertetabelle zu Abbildung 72 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	87

Tabelle 33: Wertetabelle zu Abbildung 73 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	88
Tabelle 34: Wertetabelle zu Abbildung 74 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	89
Tabelle 35: Wertetabelle zu Abbildung 75 (Median-, Quartil- und Extremwerte in bezug zu den gemessenen Spaltbreiten)	90
Tabelle 36: Wertetabelle zu Abbildung 77 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	92
Tabelle 37: Wertetabelle zu Abbildung 78 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	92
Tabelle 38: Wertetabelle zu Abbildung 79 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	93
Tabelle 39: Wertetabelle zu Abbildung 80 (Mittelwerte der Spaltbreiten an den jeweiligen Messpunkten (MP))	94
Tabelle 40: Werte der multiplen linearen Regression	96

8. Literaturverzeichnis

Abby A, Kumar R, Shibu J, Chakravarthy R. Comparison of the linear dimensional accuracy of denture bases cured the by conventional method and by the new press technique. Indian J Dent Res 2011; 22: 200-204

Allen PF, McMillan AS. A review of the functional and psychosocial outcomes of edentulousness treated with complete replacement dentures. J Can Dent Assoc 2003; 69: 662a-e

Anderes T. Über die Paßform von Kunststoffprothesen. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd. 1952; 62: 531-534

Ansari IH. Establishing the posterior palatal seal during the final impression stage. J Prosthet Dent 1997; 78: 324-326

Arafa KA. Effect of Different Denture Base Materials and Changed Mouth Temperature on Dimensional Stability of Complete Dentures. Int J Dent 2016; Article ID 7085063

Avant WE. A study of some factors associated with denture retention. J Prosthet Dent 1973; 29: 383-389

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

Babu S, Manjunath S, Vajawat M. Effect of palatal form on movement of teeth during processing of complete denture prosthesis: An in-vitro study. Contemp Clin Dent 2016; 7: 36-40

Baemmert RJ, Lang BR, Barco MT Jr, Billy EJ. Effects of denture teeth on the dimensional accuracy of acrylic resin denture bases. Int J Prosthodont 1990; 3: 528-537

El Bahra S, Ludwig K, Samran A, Freitag-Wolf S, Kern M. Linear and volumetric dimensional changes of injection-molded PMMA denture base resins. *Dent Mater* 2013; 29: 1091-1097

Barbenel JC. Physical retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1971; 26: 592-600

Bawendi B. Der Einfluß unterschiedlicher Herstellungsverfahren auf die Lage- Änderung der Ersatzzähne und die Formänderung der Prothesenbasis. *Dent Labor* 1973; 9: 921-925

Bawendi B. Das Formverhalten von im Spritzverfahren hergestellten totalen Kunststoffprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975; 30: 94-98

Bawendi B. Auswirkungen von herstellungsbedingter Okklusionsveränderung bei Totalprothesen 1. Teil. *Zahnärztl. Welt* 1976; 17: 770-773

Bawendi B. Fehler bei der Herstellung von Totalprothesen. *Dent Labor* 1978; 8: 1173-1179

Bilgin MS, Baytaroğlu EN, Erdem A, Dilber E. A review of computer-aided design/computer-aided manufacture techniques for removable denture fabrication. *Eur J Dent* 2016; 10: 286-291

Bláhová Z, Neuman M. Physical factors in retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1971; 25: 230-235

Brauer G. Chemische Analyse von Methacrylat-Kunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975; 30: 672-679

Calomeni AA, Feldmann EE, Kuebker WA. Posterior palatal seal location and preparation on the maxillary complete denture cast. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 628-630

Caloss R, Al-Arab M, Finn RA, Throckmorton GS. The effect of denture stability on bite force and muscular effort. *J Oral Rehabil* 2011; 38: 434-439

Carroll EA, Shaffer FW. Redefining the posterior palatal seal on a complete denture. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 105-107

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

Chang BM, Wright RF. Accurate location of postpalatal seal area on the maxillary complete denture cast. *J Prosthet Dent* 2006; 96: 454-455

Chen MS. Reliability of the fovea palatini for determining the posterior border of the maxillary denture. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 133-137

Chintalacheruvu VK, Balraj RU, Putchala LS, Pachalla S. Evaluation of Three Different Processing Techniques in the Fabrication of Complete Dentures. *J Int Soc Prev Community Dent* 2017; 7:18-23

Colón A, Kotwal K, Mangelsdorff AD. Analysis of the posterior palatal seal and the palatal form as related to the retention of complete dentures. *J Prosthet Dent* 1982; 47: 23-27

Consani RL, Domitti SS, Rizzatti Barbosa CM, Consani S. Effect of commercial acrylic resins on dimensional accuracy of the maxillary denture base. *Braz Dent J* 2002; 13: 57-60

Consani RL, Mesquita MF, Sobrinho LC, Sinhoreti MA. Dimensional accuracy of upper complete denture bases: the effect of metallic flask closure methods. *Gerodontology* 2009; 26: 58-64

Ellis JS, Pelekis ND, Thomason JM. Conventional rehabilitation of edentulous patients: the impact on oral health-related quality of life and patient satisfaction. *J Prosthodont* 2007; 16: 37-42

Ettinger RL, Scandrett FR. The posterior palatal seal. A review. *Aust Dent J* 1980; 25: 197-200

Fernandes VA, Chitre V, Aras M. A study to determine whether the anterior and posterior vibrating lines can be distinguished as two separate lines of flexion by unbiased observers: a pilot study. *Indian J Dent Res* 2008; 19: 335-339

Finger W. Mechanisch-dynamische Eigenschaften von Prothesen-Kunststoffen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975; 30: 665-671

Fish EW. Using the muscles to stabilize the full lower denture. *J Am Dent Assoc* 1933; 20: 2163-2169

Fløystrand F und Ørstavik JS. Retention of complete maxillary dentures as a result of changes in design. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 327-332

Fløystrand F. Vestibular and lingual muscular pressure on complete maxillary dentures. *Acta Odontol Scand* 1986; 44: 71-75

Friedman S. Edentulous impressions procedures for maximum retention and stability. *J Pros Dent* 1957; 7: 14-26

Fuhr K, Reiber T. *Die Totalprothese*. München-Wien-Baltimore: Urban und Schwarzenberg Verlag, 1993

Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) – Kurzfassung; Institut der Deutschen Zahnärzte im Auftrag von Bundeszahnärztekammer und Kassenzahnärztlicher Bundesvereinigung

Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M, Beuer F. Zahnärztliche Prothetik 4. Auflage. Georg Thieme Verlag 2011

Giglio JJ, Lace WP, Arden H. Factors affecting retention and stability of complete dentures. J Prosthet Dent 1962; 12: 848-856

Glazier S, Firtell DN, Harman LL. Posterior peripheral seal distortion related to height of the maxillary ridge. J Prosthet Dent 1980; 43: 508-510

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

Gründler H, Stüttgen U. Die Totalprothese, Grundwissen für Zahntechniker. 3. Auflage; Neuer Merkur 2014

Hardy IR, Kapur KK. Posterior border seal—Its rationale and importance. J Prosthet Dent 1958; 8: 386-397

Hugger A, Stüttgen S. Werkstoffkundliche Gesichtspunkte. In: Koeck B; ed. Praxis der Zahnheilkunde, Band 7: Totalprothesen. München: Urban und Schwarzenberg Verlag, 2005: 364-378

Ismail YH. Changes in soft-tissue profile following extraction and complete denture treatment. J Prosthet Dent 1971; 26: 11-20

Iwanaga J, Kido J, Lipski M, Tomaszewska IM, Tomaszewski KA, Walocha JA, Oskouian RJ, Tubbs RS. Anatomical study of the palatine aponeurosis: application to posterior palatal seal of the complete maxillary denture. Surg Radiol Anat 2018; 40: 179-183

Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete denture retention, stability, and support. Part I: retention. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 5-15

Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part II: stability. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 165-172

Jacobson TE, Krol AJ. A contemporary review of the factors involved in complete dentures. Part III: support. *J Prosthet Dent* 1983; 49: 306-313

Jackson AD, Lang BR, Wang RF. The influence of teeth on denture base processing accuracy. *Int J Prosthodont* 1993; 6: 333-340

Jagger DC, Harrison A, Jandt KD. The reinforcement of dentures. *J Oral Rehabil* 1999; 26: 185-194

Janke G. Die Abhängigkeit der Protheseneigenschaften von der Laborverarbeitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1955; 21: 1437-1443

Janke G. Das Gewichts-, Volumen- und Dichteverhalten unvernetzter Kunststoffe bei Austrocknung und Wasseraufnahme in Abhängigkeit von der Verarbeitung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1957; 21: 1464-1467

Józefowicz W. Empirical and functional posterior palatal sealing of full upper dentures: a comparative study. *J Dent* 1986; 14: 82-83

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

Kiesgen KM. Dorsale Dimensionsänderung von Oberkiefer-Totalprothesen bei der Polymerisation mit einem Kaltpolymerisat und nach 30 Tagen Wasserlagerung. Masterthesis, Bonn 2015

Kim Y, Michalakis KX, Hirayama H. Effect of relining method on dimensional accuracy of posterior palatal seal. An in vitro study. *J Prosthodont* 2008; 17: 211-218

Körholz KH. Ist der PMMA-Prothesenwerkstoff bereits ausgereizt? *Quintessenz Zahntechnik* 2007; 33: 296-306

Kotkin H. Diagnostic significance of denture complaints. *J Prosthet Dent* 1985; 53: 73-77

Krysiński ZJ, Pryliński M. Carving of a master cast to obtain a posterior palatal seal of a complete maxillary denture as performed by four prosthodontists: a pilot study. *J Oral Sci* 2007; 49: 129-132

Lauciello FR, Conti SP. A method of correcting the posterior palatal seal area of a maxillary complete denture. *J Prosthet Dent* 1979; 42: 690-692

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

Laurina L, Soboleva U. Construction faults associated with complete denture wearers' complaints. *Stomatologija* 2006; 8:61-64

Lee CJ, Bok SB, Bae JY, Lee HH. Comparative adaptation accuracy of acrylic denture bases evaluated by two different methods. *Dent Mater J* 2010; 29: 411-417

Lim SR, Lee JS. Three dimensional deformation of dry-stored complete denture base at room temperature. *J Adv Prosthodont* 2016; 8: 296-303

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

Lopes MC, Consani RL, Mesquita MF, Sinhoreti MA, Consani S. Effect of monomer content in the monomer-polymer ratio on complete denture teeth displacement. Braz Dent J 2011; 22: 238-244

Marx H. Vergleichende Untersuchungen verschiedener Polymerisationsverfahren unter besonderer Berücksichtigung der hydro-pneumatischen Heißpolymerisation. Dtsch Zahnärztl Z 1970; 25: 929-935

Marx H. Neuere Untersuchungen über Formveränderungen von Vollprothesen in Abhängigkeit vom Herstellungsverfahren. Dtsch Zahnärztl Z 1975; 30: 89-93

Marx H. Herstellungsverfahren und Passform von Kunststoff-Vollprothesen. Dental-Labor 1975; 6: 591-595

Marx H. Kritik der verschiedenen Prothesen-Herstellungsverfahren. Zahnärztl. Welt 1981; 8: 36-39

Meiners H. Grundsätzliches zu Volumenänderungen. Zahnärztl. Welt 1973; 83: 438-440

Meiners H, Böcker L. Die Ungenauigkeit der Kunststoffbasen totaler Prothesen. Dental-Labor 1976; 10: 1375-1379

Meiners H, Rehage T. Spannungsrelaxation in Kunststoffprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 7-9

Meiners H, Weiß M. Zum Einfluss verschiedener Herstellungsverfahren auf die okklusale Genauigkeit von Totalprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1987; 42: 803-806

Miessi AC, Goiato MC, dos Santos DM, Dekon SF, 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

Miller TH. Obtaining the posterior palatal seal. *J Prosthet Dent* 1984; 51: 717-718

Narvekar RM, Appelbaum MB. An investigation of the anatomic position of the posterior palatal seal by ultrasound. *J Prosthet Dent* 1989; 61: 331-336

Niedermeier W. Physikalische Grundlagen beim Halt der Totalprothese. *Dtsch Zahnärztl Z* 1982; 37: 708-717

Niedermeier W. Reaktionen der Mundschleimhaut auf Belastungsreize der Prothese. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45: 443-448

Niedermeier W, Huber M, Fischer D, Beier K, Müller N, Schuler R, Brinninger A, Fartasch M, Diepgen T, Matthaeus C, Meyer C, Hector MP. Significance of saliva for the denture-wearing population. *Gerodontology* 2000; 17: 104-118

Ørstavik JS, Fløystrand F. Retention of complete maxillary dentures related to soft tissue function. *Acta Odontol Scand* 1984; 42: 313-320

Pasam N, Hallikerimath RB, Arora A, Gilra S. Effect of different curing temperatures on the distortion at the posterior peripheral seal: an in vitro study. *Indian J Dent Res* 2012; 23: 301-304

Peng L, Chen L, Harris BT, Bhandari B, Morton D, Lin WS. Accuracy and reproducibility of virtual edentulous casts created by laboratory impression scan protocols. *J Prosthet Dent* 2018; 120: 389-395

Peroz I, Manke P, Zimmermann E. Polymerisationsschrumpfung von Prothesenkunststoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. *ZPW* 1990; 4: 292-295

Phoenix RD, Engelmeier RL. The Contributions of Dr. Alfred Gysi. *J Prosthodont* 2018; 27: 276-283

Pronych GJ, Sutow EJ, Sykora O. Dimensional stability and dehydration of a thermoplastic polycarbonate-based and two PMMA-based denture resins. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 1157-1161

Reinhardt W. Prothesenlager des zahnlosen Patienten. In: Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M. Einführung in die Zahnmedizin. 1. Auflage. Georg Thieme Verlag, 2006: 215-218

Riediger D: Präprothetische Chirurgie. In: Schwenzer N, Ehrenfeld M: Zahnärztliche Chirurgie. 4. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Thieme, Stuttgart. 2009: 198-216

Rink G. Die schnellhärtenden Kunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1952; 13: 763-765

Ritze H. Quellung der Kunststoffe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1965; 11: 49-55

Salloum AM. Effect of three investing materials on tooth movement during flasking procedure for complete denture construction. *Saudi Dent J* 2016; 28: 56-61

Sayed ME, Porwal A, Ehrenberg D, Weiner S. Effect of Cast Modification on Denture Base Adaptation Following Maxillary Complete Denture Processing. *J Prosthodont* 2017, 19. doi: 10.1111/jopr.12594

Schwickerath H, Bawendi B. Festigkeits-, Elastizitäts- und Formänderungseigenschaften von Kunststoffen im Gießverfahren. *Zahnärztl. Welt* 1972; 11: 531-534

de Souza Batista VE, Vechiato-Filho AJ, Pellizzer EP, Verri FR. Use of Resin-Based Provisional Material to Create the Posterior Palatal Seal in Complete Denture Definitive Impressions. *J Prosthodont* 2017 Nov 17, doi: 10.1111/jopr.12658

Skinner EW, Chung P. The effect of surface contact in the retention of a denture. *J Prosthet Dent* 1951; 1: 229-235

Sohm H. Untersuchungen über die Kompressibilität der Gaumenschleimhaut bei senkrechter Druckeinwirkung. Z Stomatol 1934; 32: 202-217

Stamoulis S. Physical factors affecting the retention of complete dentures. J Prosthet Dent 1962; 5: 857-864

Steinmassl O, Dumfahrt H, Grunert I, Steinmassl PA. CAD/CAM produces dentures with improved fit. Clin Oral Investig 2018 Feb 22. doi: 10.1007/s00784-018-2369-2

Sutton DN, Lewis BR, Patel M, Cawood JI. Changes in facial form relative to progressive atrophy of the edentulous jaws. Int J Oral Maxillofac Surg 2004; 33: 676-682

Sweeney WT, Taylor DF. Dimensional changes in dental stone and plaster. J Dent Res 1950; 29: 749-755

Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of processing technique, palate shape and immersion. J Oral Rehabil 1993; 20: 19-31

Sykora O, Sutow EJ. Posterior palatal seal adaptation: influence of a high expansion stone. J Oral Rehabil 1996; 23: 342-345

Tallgren A, Lang BR, Walker GF, Ash MM Jr. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. J Oral Rehabil. 1980; 7: 77-94

Tallgren A. The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers: a mixed-longitudinal study covering 25 years. 1972. J Prosthet Dent 2003; 89: 427-435

Utz KH. Abformung Zahnloser Kiefer. In: Koeck B; ed. Praxis der Zahnheilkunde, Band 7: Totalprothesen. München: Urban und Schwarzenberg Verlag, 2005: 58-93

Venus H, Boening K, 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

Weaver RE, Goebel WM. Reactions to acrylic resin dental prostheses. *J Prosthet Dent* 1980; 43: 138-142

van Waas AJ. Anatomie en de afdrukprocedure voor een volledige gebitsprothese. *Ned Tijdschr Tandheelkd* 2011; 118: 555-60

Wicks R, Ahuja S, Jain V. Defining the posterior palatal seal on a definitive impression for a maxillary complete denture by using a nonfluid wax addition technique. *J Prosthet Dent* 2014; 112: 1597-1600

Windecker D, Rotter C. Patho-histologische Veränderungen der Gaumenschleimhaut unter der Einwirkung von Plattenprothesen mit und ohne lineare Radierung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1975; 30:132-138

Yaman D, Aksu S, Dişçi R, Demirel K. Thickness of palatal masticatory mucosa and its relationship with different parameters in Turkish subjects. *Int J Med Sci.* 2014; 11: 1009-1014

Ziemehl R.: PMMA- Gestern, Heute und Morgen. *Dent Labor Bd* 62; 6/2014

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt auch für meine 2. Dissertation meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Utz. Zum einen für die Überlassung des Themas, aber vielmehr für seine sehr gute Betreuung, immerwährende Motivation, seine Geduld und aufmunternden Worte sowie sein Interesse an den Ergebnissen. Diese trugen sehr viel zum Gelingen dieser Arbeit bei. Er war stets Ansprechpartner und half mit konstruktiven Anregungen und Diskussionen. Immer wieder erkundigte er sich in regelmäßigen Abständen telefonisch oder per Email nach dem Stand der Dinge und war stets hilfsbereit bei der Lösung von Problemen, Finden von passenden Ansprechpartnern oder Beschaffung von Literatur.

Weiterhin möchte ich mich ganz herzlich bei meiner Studienfreundin Dr. Karolin Kiesgen für die gute Zusammenarbeit bei der Durchführung der Studie bedanken und manch netten und kurzweiligen Abend im Labor.

Bedanken möchte ich mich auch bei Frau Reppert für ihre umfangreiche Hilfe in zahntechnischen Fragen und bei Frau Thyssens für die Bestellung der Materialien.

Für die Unterstützung bei der Literaturrecherche danke ich Frau Urbach.

Zuletzt danke ich meiner Familie, vor allem meinem Vater, für die große Unterstützung, meiner Schulfreundin Verena Tarallo für die Hilfe bei der Beschaffung der Literatur und ganz besonders meiner Schulfreundin Dipl.-Met. Elke Rustemeier für ihre Hilfe bei der diesmal doch aufwendigen Auswertung der Daten, Erstellung der Statistik und Lösung diverser Computerprobleme.