

Experimentelle Vergleichsstudie
zum Ausmaß dreidimensionaler Positionsänderungen von Kunststoffzähnen
bei der Herstellung totaler Prothesen in Abhängigkeit von unterschiedlichen
Verfahrenstechnologien

Dissertation

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

vorgelegt dem
Rat der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Von
Karin Naumann
Geboren am 14.02.1977 in Plauen

Gutachter

- 1.
- 2.
- 3.

Tag der öffentlichen Verteidigung

Inhaltsverzeichnis

1.	Zusammenfassung	6
2.	Einleitung	8
2.1	Geschichtliches und demographische Entwicklung in Deutschland	8
2.2	Die Artikulationslehre	9
2.3	Arbeitsrelevante Okklusionskonzepte	14
2.4	Aufstellmethoden der totalen Prothese	16
2.5	Entwicklung der Kunststoffprothesenzähne	18
2.6	Prothesenkunststoffe	20
2.6.1	Chemische Grundlagen der Prothesenkunststoffe	20
2.7	Entwicklungen der Herstellungssysteme für totale Prothesen	22
2.8	Stand der Technologie	24
3.	Ziel der Arbeit	27
4.	Material und Methode	28
4.1	Herstellungssysteme	28
4.2	Messmethode	29
4.3	Ausgewählte Materialien	31
4.4	Vorbereitungen der Studie	33
4.5	Modelle, Schablonen, Festlegung der Referenzpunkte	41
4.6	Standardisierungsprocedere und Durchführung der Studie	43
4.6.1	Palajet – System (HK)	45
4.6.2	Prem – Eco – Line – System (PEL)	47
4.6.3	Stopf – Press – Verfahren (SPV)	48
5.	Statistische Auswertung	49
6.	Ergebnisse	50
6.1	Bewertung der unterschiedlichen Küvetten	50
6.1.1	Vergleich der Küvetten in Bezug auf das Referenzbild	51

6.2	Analyse des Palajet – System (HK)	53
6.2.1	Analyse der gebrauchten Kuvetten	53
6.2.2	Analyse der fabrikneuen Kuvetten	56
6.2.3	Vergleich der gebrauchten und fabrikneuen Kuvetten	59
6.3	Analyse des Prem – Eco – Line – System (PEL)	61
6.3.1	Analyse der gebrauchten Kuvetten	61
6.3.2	Analyse der fabrikneuen Kuvetten	63
6.3.3	Vergleich der gebrauchten und fabrikneuen Kuvetten	65
6.4	Analyse des Stopf – Press – Verfahren (SPV)	67
6.4.1	Analyse der gebrauchten Kuvetten	67
6.4.2	Analyse der fabrikneuen Kuvetten	69
6.4.3	Vergleich der gebrauchten und fabrikneuen Kuvetten	71
6.5	Vergleich der Systeme HK, PEL und SPV	73
7.	Diskussion	75
7.1	Palajet – System	78
7.2	Prem – Eco – Line – System	79
7.3	Stopf – Press – Verfahren	80
7.4	Literaturdiskussion	82
8.	Schlussfolgerungen	86
9.	Literaturverzeichnis	88
10.	Anhang	96

Abkürzungsverzeichnis

HK	Hereaus Kulzer (Palajet – System)
IKP	Interkuspitationspositon
OK	Oberkiefer
PEL	Prem – Eco – Line – System (Merz Dental)
RKP	retrale Kontaktposition
SPV	Stopf – Press – Verfahren
UK	Unterkiefer

1. Zusammenfassung

Bei der oralen Rehabilitation von zahnlosen Patienten ist sowohl die optimale basale Passfähigkeit als auch okklusale Übereinstimmung von größter Bedeutung. Um dies zu erreichen, müssen einerseits aufwendige Abformungen vorgenommen sowie andererseits hochwertige Registriermethoden (z.B. Einsatz des Gesichtsbogens) angewendet werden. Die auf diese Weise ermittelte Relation bildet dann Grundlage für die Aufstellung der oberen und unteren totalen Prothese nach heute gültigen Okklusionskonzepten. Für die Überführung der Wachsmodellation in die endgültige Prothese gibt es gegenwärtig eine Vielzahl von Herstellungssystemen.

Aus diesem Grunde wurden durch umfangreiche experimentelle Analysen vergleichende Untersuchungen von drei praxisrelevanten Herstellungssystemen (Palajet - , Prem – Eco – Line – und Stopf – Press – Verfahren) für totale Prothesen vorgenommen. Es galt zu ermitteln, wie präzise diese Verfahren die okklusalen Verhältnisse in Abhängigkeit von der Passfähigkeit der Führungselemente der Küvetten in die Kunststoffform überführen. Aus den Ergebnissen sind Schlussfolgerungen und Ansatzpunkte für eine exaktere Arbeit mit den verschiedenen Systemen beziehungsweise Weiterentwicklungsansätze abgeleitet worden.

Die Basis der Studie bildete die Entwicklung eines standardisierten Procedere, welches eine vergleichende Untersuchung der Systeme hinsichtlich der gestellten Aufgabe zuließ. Die entsprechende Schablonenherstellung orientierte sich an labortechnisch relevanten Vorgaben. Wesentliche Kriterien stellten die Dimensionsstabilität, Reproduzierbarkeit, Rationalität sowie Temperaturunempfindlichkeit dar. Polyurethan erwies sich aufgrund von Voruntersuchungen als das geeignete Material.

Insgesamt 42 Schablonen einer Oberkieferprothese mit drei Modellreferenzpunkten, die über das Dublierverfahren hergestellt wurden, sind in sieben fabrikneue und sieben gebrauchte Küvetten der ausgewählten Systeme eingebettet und durch eine eindimensionale Laserscannung vermessen worden. Darauf folgte die Einbettung und anschließende Überführung in Kunststoff exakt nach Herstellerangaben. Nach der Ausbettung, bei welcher die Prothese nicht vom Modell abgehoben wurde, fand eine zweite Laserscannung statt (insgesamt ca. 80000 Punkte je Messvorgang).

Durch den besonderen vertikalen Abtastvorgang konnten dreidimensionale Messergebnisse gewonnen und somit die räumliche Abweichung der Prothesenzähne im Vergleich zur Ausgangssituation ermittelt werden.

Das Injektionsverfahren Palajet gewährleistet mit einer durchschnittlichen Differenz von 0,086 mm die genaueste Umsetzung der Ausgangssituation in die Polymerisationsform, gefolgt vom Gießverfahren Prem – Eco – Line mit einer durchschnittlichen Abweichung von 0,134 mm. An dritter Stelle zeigt das Stopf – Press – Verfahren die größten Differenzen mit durchschnittlich 0,151 mm zwischen Wachsmodellation und Kunststoffprothese. Es konnte ein eindeutig signifikanter Unterschied (Signifikanzniveau 5%) zwischen dem Injektionsverfahren und dem Gießsystem sowie dem Stopf – Press – Verfahren nachgewiesen werden. Beim Vergleich zwischen Gießverfahren und Stopf – Press – Verfahren wurde kein signifikanter Unterschied festgestellt. Bemerkenswert ist, dass in allen Raumrichtungen Positionsänderungen der Prothesenzähne stattfanden, wobei die Hauptabweichung in der vertikalen Dimension liegt.

Auf diese Weise ergeben sich als ursächliche Einflussfaktoren die große Anzahl der verwendeten Materialien und deren unterschiedliche Wärmeausdehnungskoeffizienten, die Polymerisationsschrumpfung des Prothesenkunststoffes und die zum Teil in der Technologie begründeten Fehlerquellen.

Ebenfalls kein signifikanter Unterschied ergab sich aus dem Vergleich von fabrikneuen und gebrauchten Küvetten. Daraus kann geschlossen werden, dass die Führungselemente der Küvetten eine untergeordnete Rolle im Herstellungsprozess spielen und wenig Einfluss auf die Genauigkeit der okklusalen Kontaktbeziehungen ausüben. Ihre Hauptaufgabe liegt sicherlich vorrangig in der Arretierung beider Küvettenteile zu einander. Lediglich beim Stopf – Press – Verfahren können sie sich mittelbar auf die Genauigkeit der Okklusionskontakte auswirken.

Somit lassen sich folgende Schlussfolgerungen ableiten:

Die Ergebnisse weisen darauf hin, dass ein Ansatzpunkt in der Austestung neuer artverwandter Werkstofflinien liegt, die gleiche oder ähnliche Materialeigenschaften besitzen. Somit könnte die Anzahl der Einflussfaktoren im Herstellungsprocedere auf ein Minimum reduziert werden. Ein weiterer Ansatzpunkt liegt in der Modifikation der bisher relevanten Kunststoffverarbeitungstechnologie, wobei ein Wechsel vom indirekten zum direkten Herstellungsverfahren denkbar wäre.

2. Einleitung

2. Einleitung

2.1 Geschichtliches und demographische Entwicklung in Deutschland

Der in der Geschichte wohl bekannteste Prothesenträger war Georg Washington. Seine Tagebücher geben zahlreiche Hinweise auf heftige Anfälle von Zahnschmerzen. Zu seiner Amtseinführung 1790 hatte er noch einen unteren Eckzahn (Proskauer und Witt 1962, Alt 2003).

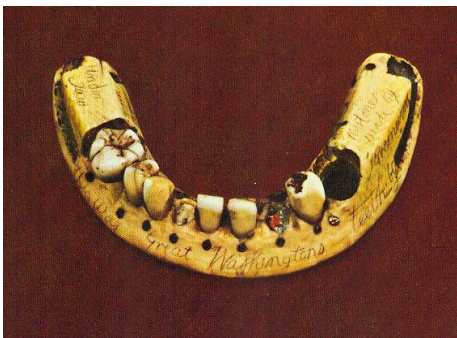


Abb.1: Prothese G. Washington zur Amtseinführung



Abb.2: letzte Prothese von G. Washington

Überlegte man um 1790 noch, wie man einen Patienten, der den Verlust seiner gesamten Zähne überlebt hat, versorgt, zeigen die aktuellen Studien zur Altersstruktur unserer Gesellschaft, dass der Anteil der über Fünfundsechzigjährigen und Älteren heute bereits ca. 19 % beträgt. Die Fortschritte in der Medizin, der Gesundheitsvorsorge, der Hygiene und Unfallprävention und die damit verbundene höhere Lebenserwartung sind Gründe dafür, dass dieser Bevölkerungsanteil im Jahre 2050 über 30 % unserer Gesellschaft betragen wird. Der Anteil der unter Zwanzigjährigen wird aber nur bei rund 15 % liegen. Dies bedeutet, dass es im Jahr 2050 etwa doppelt so viele ältere wie jüngere Menschen geben wird (Schroeder 2001, Statistisches Bundesamt 2006).

Dennoch ist trotz der verbesserten medizinischen Versorgung, der intensiven Prophylaxe und neuer Therapiemöglichkeiten eine fast vollständige Versorgung mit Teil – oder Totalprothesen aus Kunststoff bei der Patientengruppe höheren Alters zu beobachten (Röhrborn und Bork 1988, Holm-Perdersen und Loe 1992, Lenz und Künzel 1994, Micheelis und Reich 1999).

Diese Entwicklung ist Ursache dafür, dass der ältere Patient immer mehr an Bedeutung gewinnt und in Zukunft ein wichtiger Teil der zahnärztlichen Praxis sein wird.

2. Einleitung

2.2. Die Artikulationslehre

Auf dem Gebiet der Artikulationslehre haben sich Prof. Alfred Gysi, Prof. Gerber und Dr. Carl Wilhelm Hildebrandt verdient gemacht, deren Arbeitsweisen die Grundlage für heute gültige Konzepte und Methoden bilden.

Gysis erste Publikation zum Artikulationsproblem erschien 1908 in Berlin (Gysi 1908, Zeeck 1985). 1926 widmete er im dritten Band des Handbuches der Zahnheilkunde ein ganzes Kapitel der Artikulation (Bruhn 1926). 1930 erschien der vierte Band, in dem er über die geometrische Darstellung der Kieferbewegungen und die Funktion der Kauflächenfacetten der Zähne referierte, um zu zeigen, dass Form und Funktion ein zusammenhängendes Ganzes bilden (Bruhn 1930). Unterstützt durch seine Forschungsergebnisse entwickelte er folgende Theorien:

Gysi erkannte, dass der Kauvorgang durch einen Bewegungshabitus bestimmt wird, der von der Konsistenz der Speise abhängig und individuell sehr variabel ist. Er beschrieb ihn durch den Vier – Phasen – Rundbiss.

Die erste Phase ist das Öffnen des Mundes zur Aufnahme der Nahrung, während der zweiten Phase ist ein leichtes Seitwärtsgleiten des UK nach der Kauseite zum Fassen der Nahrung zu beobachten. In der dritten Phase wird durch das Schließen des Mundes ein annähernder Höcker – Höcker – Kontakt erreicht, wodurch die Nahrung gequetscht, aber nicht zerrieben wird. Die vierte Phase stellt das Eingleiten aus der seitlichen Position in den Schlussbiss dar, bei dem die Speise durch ständige Kraftzunahme zerkleinert wird. Diese vierte Phase ist die eigentlich Interessante, denn hier gleiten die Zähne auf der Arbeitsseite unter vollem Zahnkontakt in die zentrische Okklusion, das heißt, jetzt wird die Unterkieferbewegung nicht nur durch die Gelenke, sondern auch durch die Okklusionsmuster der Zähne geführt (Gysi 1910).

Die führenden Elemente dieser Bewegung sind nach diesem mechanischen Erklärungsmodell auf die Gelenke und Okklusionsmuster der Zähne reduziert. Zu beachten ist, dass bei diesem Modell der Einfluss der Muskulatur vernachlässigt wird.

So entwickelte Professor Gysi den Vollwertartikulator „Trubyte“. Er ermöglichte die Einstellung der sagittalen Gelenkbahnneigung nach individuellen Werten zwischen 0° und 55° , sowie die individuelle Wahl des Bennettwinkel zwischen 0° und 20° . Diese Werte wurden mit einem speziell entwickelten Gesichtsbogen sowie besonderen Registrierplatten ermittelt (Hohmann und Hielscher 1994).

Des Weiteren konzipierte er Zahnformen, deren Höckerflächen einen Neigungswinkel aufwiesen, der der Gelenkbahnneigung entsprach. Seine Anatoform – Zähne hatten eine sagittale Neigung von 32° und nach bukkal und lingual eine Neigung zwischen 10° und 20° , während die Mühlsteinzähne nach Gysi einen sagittalen Winkel von 20° und einen lateralen Winkel von 3° aufwiesen (Gysi 1958, Hohmann und Hielscher 1994).

Sich auf die Unterkieferbewegungen beziehend, beschrieb er die Stellung der Zähne und prägte den Begriff des Artikulationsgleichgewichts, indem er die Zahnreihen während des Kauens in eine Arbeitsseite und Balanceseite einteilte (Gysi 1958). Als Arbeitsseite gilt die belastete Seite, während die Leerlaufseite Balanceseite heißt, weil die Zahnkontakte dieser Seite beim Kauen während der vierten Phase die Prothese vor dem Abhebeln bewahren soll. Die Zahnreihen müssen dazu sowohl eine sagittale als auch transversale Kompensationskurve aufweisen, mit denen das Christensche Phänomen aufgehoben wird (Gysi 1958, Strub et al. 2003). Es wird bei Seit – und Vorwärtsbewegungen angestrebt, einen Dreipunktkontakt über die gesamte Zahnreihe verteilt zu erzeugen: einen im Frontzahnbereich und einen je Seite im Seitenzahnbereich.

Für die Aufstellung von Zähnen bei unbezahnten Kiefern beschrieb er die statischen Bedingungen am Prothesenkörper in Beziehung zu den geschrumpften Kieferkämmen. In seinem Kieferkammliniengesetz forderte er, die Zähne statisch sicher über Kieferkammmitte aufzustellen, um Hebelwirkungen am Prothesenkörper zu unterbinden. Ein Kreuzbiss wird erst nötig, wenn die Verbindungslinie (Interalveolarlinie) der beiden Kieferkammmitten zur Kauebene einen Winkel unter 80° einnimmt (Hohmann und Hielscher 1994).

Ein weiterer wichtiger Wissenschaftler auf dem Gebiet der Totalprothetik ist in Dr. Carl Wilhelm Hildebrandt zu sehen, der mit seiner physiologischen Anschauung zu den Kauvorgängen eine konträre Meinung zu der Auffassung von Gysi vertrat (Parreidt 1893). Nach seinen Darstellungen laufen die Unterkieferbewegungen nicht in festgelegten Bahnen ab, sondern sind ausschließlich durch die Muskulatur geführt. Gelenkbahn und Okklusionsflächen der Zähne sind ohne Bedeutung. Die Gelenkbahnneigung hat die Aufgabe, die Zahnreihen bei Vorwärts- und Seitwärtsbewegungen in dem Bereich zu trennen, in dem keine Kauaktivität stattfindet. Das Artikulationsgleichgewicht nach Gysi gibt es in einem vollständigen gesunden Gebiss nicht. Stützkontakte auf der Leerlaufseite würden schädliche Transversalschübe auf die Zähne ausüben.

Daraus ergibt sich die Schlussfolgerung, dass die Kompensationskurven eine andere Bedeutung haben, als die von Gysi propagierten Aufgaben.

So ist die „Speekurve“ als Folge des kleinsten Kraftmaßes anzusehen und die Treppenstellung der Molaren dient zur Stabilisierung des Alveolarknochens. Nach dem Form – Funktion – Gesetz wird die Zahnstellung und Form der Zähne sowie die Anzahl der Wurzeln in Bezug zu den Unterkieferbewegungen gesetzt. Drei Begriffe sind in diesem Zusammenhang wichtig: die regulatorischen Kontrollbewegungen, die Quetsch – und Reibebewegungen und das Okklusionsfeld.

Regulatorische Kontrollbewegungen sind seitlich Bewegungen des Unterkiefers unter leichtem Zahnkontakt, mit denen geringe Unebenheiten der Höcker, die der Artikulation im Wege stehen, abgeschliffen werden, um sie im ständigen Gleichgewicht zu halten.

Die Quetsch – Reibebewegungen sind die eigentlichen Kaubewegungen, die die Nahrung zerkleinern. Sie werden von zentral nach palatinal geführt und können deswegen nicht auf beiden Seiten gleichzeitig auftreten. Folge beider Bewegungen ist eine starke Abrasion der Zähne, die sich zu flachen, kuppel – und muldenförmigen Funktionsformen abnutzen. Das Okklusionsfeld ist der Bereich auf der Kaufläche, der sich durch Abrasion bildet und ausweitet. Alle Bewegungen außerhalb des Feldes werden als Artikulation bezeichnet, während die innerhalb des Feldes Okklusion heißen (Hohmann und Hielscher 1994).

Nach seiner Auffassung richten sich die Wurzeln der Zähne so aus, dass sie die Kaukräfte axial auf den Alveolarknochen weiterleiten. Danach steht der untere erste Molar innerhalb einer Linie, die die Achse durch die palatinale Wurzel des oberen Sechlers darstellt, da dieser senkrecht zur Kauebene steht. Die ideale Achse zwischen unterem und oberem ersten Molar ist eine Verbindungslinie, die in der Kauebene einen Winkel von 160° aufweist (Strub et al 2003). Innerhalb dieser Linie befindet sich das Okklusionsfeld und wird als physiologische Verbindungslinie bezeichnet (Hohmann und Hielscher 1994). Durch diese Überlegungen kam Hildebrandt zu der Ansicht, dass für die Herstellung von totalem Zahnersatz nicht die hochhöckrige Seitenzähne von Gysi günstig sind, sondern er favorisierte die statisch günstigeren Kauflächenformen. So entwickelte er nach dem Prinzip der Kuppel – Mulden – Zähne die Physioform – und die Torsionszähne (Parreidt 1893, Zeeck 1985). Seine Zähne galten als Abrasionszähne, da die Kauflächen zylinderförmig gestaltet waren und von Randleisten begrenzt wurden (Hildebrandt 1940 a, b, Hofer et al.1963). Die Aufstellung von Kompensationskurven ist nicht notwendig, da sie nicht der Prothesenstabilität dienen.

2. Einleitung

Vielmehr wird diese Stabilität durch die Form und Stellung der Zähne erreicht. Die Aufstellung ist ausreichend, wenn sie in einem Okkludator erfolgt, da eine Gelenkbahnvermessung nicht notwendig ist. Die Bissnahme dient einzig der Feststellung der zentrischen Okklusion, da nur ein Hackbiss möglich ist als Form der funktionellen Anpassung. Um die regulatorischen Kontroll – und Quetsch – Reibe – Bewegungen durchführen zu können, verzichtete Hildebrandt auf einen Schneidezahnkontakt in der zentrischen Okklusion (Hohmann und Hielscher 1994).

Professor Gerber baute auf den Forschungen von Professor Gysi auf und beschäftigte sich unter anderem mit der zwangsfreien Lage des Gelenkkopfes in der Gelenkgrube. Er definierte den Zusammenhang zwischen Kiefergelenk, Zahnform und Zahnstellung folgendermaßen:

In einem eugnathen Gebiss ist in der zentrischen Okklusion maximaler Zahnkontakt vorhanden. Die beiden Kondylen befinden sich dabei im Zenit der Gelenkgrube völlig druck – und zugfrei. Kaukräfte werden in dieser Position nicht an die Gelenkköpfe übertragen. Er nennt diesen Zusammenhang koordinierte Okklusions – und Kondylen – in – Fossa – Zentrik (Zeeck 1985).

Seine Analyse des Kauaktes bestätigt den grundsätzlichen Bewegungsablauf der Benettbewegung. Es wird deutlich, dass die funktionelle Kaubewegung im Gegensatz zum 4 – Phasen – Rundbiss nach Gysi nicht zweidimensional, sondern dreidimensional zur Seite und dorsal mit einer Bewegung zur Balanceseite abläuft (Hohmann und Hielscher 1994).

Aus diesen Betrachtungen leitete er ab, dass die Unterkieferbewegung in geeigneten Gelenkgeräten nachgeahmt werden muss. Eine Gelenkbahnvermessung ist notwendig, um individuelle Werte auf den Artikulator übertragen zu können. Bei der Bissregistrierung soll die zentrale, druckfreie Position der Gelenkköpfe im „Zenit“ der Gelenkgruben wieder gefunden werden. Die Prothesenzähne müssen statischen Anforderungen entsprechen, um die Lagestabilität des Ersatzes zu sichern (Gerber 1960, 1964, 1965).

Mit der Entwicklung der Condyliform – Zähne stellt er den funktionellen Zusammenhang zwischen Kiefergelenkform und Zahnform her. Die Abrasion der Kauflächen erfolgt während der physiologischen Funktion des Kausystems und erzeugt bei den Molaren Schliffflächen, die Formähnlichkeit mit den Gelenkpfannen haben. Die palatinalen Höcker bilden Mikrokondylen und die unteren Molaren Mikro – Gelenkpfannen (Hohmann und Hielscher 1994).

2. Einleitung

Er geht eine Symbiose zwischen den Anatoform – Zähnen und den Kuppel – Mulden – Zähnen ein und nutzt die anatomische Höckerneigung von Gysi und das statische Prinzip von Hildebrandt. Die Kauflächen der unteren Seitenzähne haben die mörserförmige Kaufurche nach lingual verschoben, während die bukkalen Höcker eine markante Abrasionsfläche aufweisen, die nach vestibulär abfallend ist. Die palatinalen Höcker der oberen Zähne fassen pistillförmig in die untere Kaufurche, während die bukkalen oberen Höcker mit den angepassten Abrasionsflächen über die unteren Zähne greifen. Die Schrägflächen der bukkalen Höcker in sagittaler und transversaler Richtung sind auf die Gelenkbahnneigung und die Bewegungsformen des Unterkiefers bezogen. So sind unter Zahnkontakt Vorschubbewegungen auf den Arbeitsfacetten und Rückwärtsbewegungen auf den Balancefacetten der Kauflächen möglich. Dadurch werden in zentrischer Okklusion geringe Unterkieferbewegungen möglich, ohne dass es zu dynamischen Prothesenbewegungen kommt oder eine leichte Öffnungsbewegung notwendig wird. Da die Zähne zusätzlich in lingual / vestibulärer Richtung breiter gehalten sind, können sie im Tonusgleichgewicht von Zunge und Wange aufgestellt werden. Gerber unterstützt diese Kaustabilität durch folgende Forderungen. Das Kauzentrum der totalen Prothese sollte sich an der tiefsten Stelle der Kieferkammlinie befinden. Die Seitenzähne stehen mit ihren funktionellen Elementen über Mitte Kieferkamm und die Aufstellung endet mit dem ersten Molar. Der obere Eckzahn wird zur Lagesicherung der Prothese durch einen Prämolaren ersetzt (Horn und Stuck 1987, Hohmann und Hielscher 1994).

Parallel forschten andere Wissenschaftler ebenfalls intensiv auf dem Gebiet der Totalprothetik. So ergaben die anatomischen Untersuchungen von Bonwill den ersten Artikulator, konstruiert auf wissenschaftlicher Grundlage, aber noch mit waagrecht verlaufender Kondylenbahn. An über tausend Schädeln konnte er nachweisen, dass sich zwischen den Mitten der Kondylen der Kiefergelenke und dem Berührungspunkt der unteren, mittleren Inzisiven sich ein gleichschenkliges Dreieck aufspannt. Balkwill benannte die Neigung des Bonwilldreiecks zur Okklusionsebene mit $220 - 270^\circ$. Bonwilldreieck und Balkwillwinkel sind heute noch Konstruktionselemente im modernen Artikulatorbau. 1870 beschrieb Bennet die Bennett'sche Lateralbewegung, das seitliche Versetzen des UK bei einer Lateralbewegung und den Bennetwinkel. In den Jahren 1890 – 1901 ergaben die Forschungen von Walker, Spee (Spee'sche Kurve) und Christensen (Christen'sches Phänomen) weitere anatomische Erkenntnisse über das Kiefergelenk und seine Bewegungen (Mehlert 2004).

2.3 Arbeitsrelevante Okklusionskonzepte

Diese Forschungsergebnisse bilden die Grundlage für die Weiterentwicklung und Konkretisierung der verschiedenen heute gültigen Okklusionskonzepte.

Okklusionskonzepte sind auf Nachdenken, Analysieren und gewonnene Erfahrung basierende Idealvorstellungen, wann und wie die Zähne miteinander in Kontakt treten oder Kontakte aufgehoben werden sollten (Hauck 2003).

Der Begriff Okklusion beschreibt das Zusammenkommen der Zähne, das formanaloge Ineinandergreifen von Kauflächen, den Zahnkontakt als räumliche Definition, jede Art der punkt- und flächenförmigen Berührung von Zahnkronen und das räumliche Gesamtbild aller zusammentreffenden Zahnoberflächen eines Kausystems (Körper 1980, Lotzmann 1998, DGZMK 2005). Allgemein werden die antagonistischen Kontaktbeziehungen in statische und dynamische Okklusion unterschieden.

Die statische Okklusion bezeichnet die Zahnkontakte ohne Bewegung des Unterkiefers. Hierbei sind in der Totalprothetik zwei Positionen wichtig. Die Interkuspositionsposition (IKP), die die Kondylenstellung in der habituellen Okklusion beschreibt und die retrale Kontaktposition (RKP), bei der die statische Okklusion in zentrischer Kondylenposition eingenommen wird (Lotzmann 1998, DGZMK 2005, Hellmann 2007).

Die dynamische Okklusion und ihre unterschiedlichen Konzepte beschreiben die antagonistischen Zahnkontakte während der Unterkieferbewegung (Hauck 2003, DGZMK 2005, Hellmann 2007). Grundsätzlich finden sie Anwendung in der Totalprothetik. Die hierbei durchgeführten Bewegungen am Artikulator enden unabhängig vom Okklusionskonzept am Cross – over. Dies ist der Punkt, an dem sich die Inzisalkanten beziehungsweise die Eckzahnspitzen gegenüberliegen (Hauck 2003).

Die Vollbalancierung stützt die Prothese während der dynamischen Okklusion sowohl im Seiten – als auch im Frontzahnbereich ab. Dieses Konzept ist mit der Artikulationslehre von Prof. Gysi verbunden. Es wurde für nicht saugende Kautschukprothesen entwickelt, um eine sichere Prothesenlagerung zu ermöglichen. Die Zähne beider Seiten stützen die Unterkieferprothese gegenüber dem Oberkiefer ab. Bei der Unterkieferbewegung übernehmen die Eckzähne auf der Laterotrusionsseite eine zusätzliche Abstützfunktion, indem sie miteinander Kontakt bekommen. Je nach Form der Frontzahnbögen erhalten auch die Schneidezähne antagonistische Kontakte. Es ist mit halb – und vollanatomischen Seitenzähnen zu verwirklichen (Hauck 2003).

2. Einleitung

Die bilaterale Balancierung schließt Kontakte im Frontzahnbereich während der Laterotrusionsbewegung aus. Abhebeleffekte und auf die frontalen Kieferkämme unter Frontzahnkontakt wirkende Schubbelastungen sollen auf diese Weise vermieden werden. Während der gesamten Laterotrusion stützen sich die Seitenzähne des Ober- und Unterkiefers auf beiden Seiten ab. Die Prothese ist somit mindestens stets auf jeder Seite mit einem Antagonistenkontakt nach dem Schema lateral ↔ lateral abgestützt. Es ist mit halb - und vollanatomischen Seitenzahngarnituren zu realisieren (Hauck 2003).

Bei der sequentiellen Führung wechseln sich bestimmte Zahngruppen während der Laterotrusionsbewegung ab. Zu Beginn stützen auf beiden Seiten vorrangig die Molaren und die zweiten Prämolaren die Prothesen gegeneinander ab. Dann folgen die Eckzähne auf der Laterotrusionsseite, bis auch die ersten Prämolaren auf dieser Seite Kontakt haben. Beide Zahnpaare führen dann auf beiden Seiten zur Aufhebung der Kontakte zwischen den Molaren und zweiten Prämolaren. Dies wird als Disklusion bezeichnet. Vollanatomische Zähne sind für dieses Konzept die beste Voraussetzung (Hauck 2003).

Die Eckzahn – Prämolaren – Führung ist nach Auffassung vieler Prothetiker der natürlichen, physiologisch, dynamischen Okklusion am nächsten. Während bei der sequentiellen Führung die Molaren – und Prämolarenabstützung mehrere Millimeter beträgt, werden die Prothesen bei diesem Konzept für nur 1 bis 2 mm bilateral abgestützt. Die Prämolaren und Eckzähne übernehmen die Führung und diskcludieren den Seitenzahnbereich. Sowohl im natürlichen Gebiss wie auch bei der totalprothetischen Versorgung unterliegen die Zähne einer Abrasion. Dies betrifft vor allem die Eckzähne und ersten Prämolaren. So kann bei diesem Konzept eine gewisse Sicherheit eingearbeitet werden, wo zunächst die Seitenzähne im vollbalancierten Zustand aufgestellt werden und die ersten Prämolaren und Eckzähne nach der Eckzahn – Prämolaren – Führung ausgerichtet sind. Dieses Konzept lässt sich mit anatomischen Seitenzähnen umsetzen (Hauck 2003).

Bei der Ausarbeitung der dynamischen Okklusionskonzepte wurde sich auf einen Autor konzentriert, um eine in sich schlüssige Darstellung zu erreichen. Stellvertretend sind hier zum Beispiel Ash und Ramfjord, McCollum, Stuart und Polz zu nennen. Ihr Hauptaugenmerk liegt auf den Rekonstruktionsmöglichkeiten der Kauflächen und ihrer Funktionen im natürlichen Gebiss.

2.4 Aufstellmethoden der totalen Prothese

An den beschriebenen Konzepten und den Richtlinien von Prof. Gysi, Dr. Hildebrandt und Gerber orientieren sich die heute relevanten Aufstellmethoden. Hier sind die APF und APF / NT – Methode, die TIF – Methode nach Karl – Heinz Körholz, die Aufstellung nach Lerch, Professor Gutowski und Professor Kordaß zu nennen.

Die APF – Methode basiert auf den Forschungsgrundlagen von Prof. Gysi und seinem Schüler Prof. Gerber. Jurg Stuck griff ihre Ergebnisse auf und entwickelte diese Aufstellmethode (Mehlert 2004), die ein Beispiel für den Drei – oder Vielpunktkontakt bei den Laterotrusions –, Mediotrusions – und Protrusionsbewegungen ist. Es wird versucht, so viele Kontakte wie möglich zu erreichen, um die Prothese gegen Transversalschübe bei der Kaubewegung zu sichern. Die Abstützung der Arbeitsseite erfolgt nach der MODU – Regel. Von bukkal gesehen kontaktieren die nicht zentrischen Höckergrade der rechten oberen Prämolaren und Molaren mit ihren mesialen Schenkeln die distalen Schenkel der zentrischen Höckergrade der unteren Prämolaren und Molaren. Lingual betrachtet kontaktieren nach der MODU – Regel die zentrischen Höckergrade der oberen Seitenzähne die nichtzentrischen Höckergrade der unteren Seitenzähne. Auf der Mediotrusionsseite haben die unteren inneren zentrischen Höckerabhänge Balancekontakte mit den inneren zentrischen Höckerabhängigen der oberen Seitenzähne (Gründler und Person 1991).

Die APFNT – Methode ist eine Weiterentwicklung der zuvor beschriebenen Systemaufstellung nach mittleren Werten, die jederzeit durch individuelle Werte und Angaben durch den Behandler ergänzt werden kann. Aus der Innsbrucker Schule (K. Gausch) übernahm Stuck die Eckzahnführung bzw. die 4er – Dominanz. Voraussetzung für die APFNT – Methode ist das APFNT – Instrumentarium und ein Protar – Artikulator (Mehlert 2004, Weisser 2002).

Peter Lerch, Schüler von Prof. Gerber, erweiterte die Modellanalyse um die Außen – und Innenkorrekturbereiche. Seine Aufstellmethode unterscheidet sich in einigen Punkten von den anderen Methoden. Die Aufstellung der unteren Frontzähne wird hauptsächlich von der Zunge und dem Musculus orbicularis oris gesteuert. Der untere 4er steht mit seiner bukkal - distalen Kante auf der roten Aufstelllinie und leicht unter der Okklusionsebene, der zweite Prämolare folgt mit seiner Zentralfissur dem Verlauf des ersten Prämolaren.

Seine distale Kante steht ebenfalls etwas unterhalb der Okklusionsebene. Der erste Molar steht mit seiner Zentralfissur auf der Aufstelllinie und steigt mit seiner distalen Kante leicht über die Okklusionsebene an. So entsteht die Stufenstellung nach Lerch, eine so genannte integrierte Speekurve, die es ermöglicht, die Seitenzähne nach bukkal zu öffnen. Dadurch sichert er die funktionelle Stabilität und schließt Störkontakte der bukkalen Höcker aus. Die Führung der Prothesen übernehmen hauptsächlich der Eckzahn und der erste Prämolare. Ergibt die Modellanalyse die Notwendigkeit einer Kreuzbissaufstellung, stellt Lerch den zweiten oberen Prämolaren und den ersten oberen Molaren im Unterkiefer auf.

Dadurch wird die Statik der Prothese gesichert, eine lingualisierte Stellung der Zähne beibehalten und die Auswirkung des Kreuzbisses minimiert (Lerch 1986).

Professor Kordaß beschäftigte sich mit dem Phänomen, dass bei vielen Patientenarbeiten die Okklusionsebene mehr oder weniger stark nach dorsal abgekippt ist. Er sieht die Ursachen vor allem darin, dass der Unterkiefer über einen Einrichtschlüssel parallel zur Tischebene in den Artikulator montiert wird ohne Berücksichtigung und Einbeziehung des Oberkiefers. Er entwickelte einen Montageschlüssel, der sich an anterioren Punkten in der Umschlagfalte und im posterioren Bereich an den Ansätzen der Rachenbläserfalte im Tuberbereich orientiert. So wird zu erst der Oberkiefer montiert und der Unterkiefer über eine Kieferrelationsschablone dem OK zugeordnet, wenn kein Gesichtsbogen zur Verfügung steht (Körholz 1999).

Nach Prof. Gutowski zeigen Langzeituntersuchungen, dass die Okklusion und besonders die retrale Kontaktposition (RKP) bei aufgestellter Frontzahneckzahnführung stabiler sind als bei vollbalancierten Totalprothesen. So erfolgt bei richtiger Vertikaldimension die Schlussbissstellung in einer funktionellen Scharnierachsenstellung, wobei die Seitenzähne sich gleichzeitig berühren und die Frontzähne einen Abstand von 50 µm haben. Die Frontzahnführung sollte aber maximal 10° steiler als die Kondylenbahnneigung sein und die Eckzahnführung nicht steiler als 35° (Gutowski 2001, Dapprich 2001).

Karl - Heinz Körholz ist der Begründer der TIF – Methode „Totale in Funktion“. Diese basiert auf dem von Prof. Gerber formulierten und von Peter Lerch weiterentwickelten Totalprothetikkonzept. Sie wird im Abschnitt 4.4 noch näher ausgeführt, da die Oberkiefer – Unterkieferprothesen in dieser Studie nach ihren Regeln aufgestellt wurden.

2.5 Entwicklung der Kunststoffprothesenzähne

Der im 17. Jahrhundert lebende Stadtarzt Purman stellte als Erster einen Abdruck vom Kiefer her, auf dem er Ersatzstücke modellierte. Fauchard nutzte im 18. Jahrhundert als Material für künstliche Zähne die von Elefanten, die er mit bis dahin bekannten Methoden befestigte. Er überzog sie mit einem dünnen Metallmantel und ließ Emaille aufbrennen (Detzner 1905). 1776 erfand der Franzose Duchateau die Porzellanzähne, in dem er sein aus Elfenbein bestehendes Ersatzstück abformen und in Porzellan brennen ließ. 1808 schuf der Italiener Fonzi den ersten Einzelzahn aus Porzellan und versah ihn mit Platincrampons (Zeeck 1985). Die Erfindung der Mineralzähne durch die Amerikaner, wie S.W. Stockton, löste 1825 die Porzellanzähne durch ihr besseres Aussehen ab (Detzner 1905). Um 1939 wurde in Deutschland der erste Kunststoffzahn von der Firma Hutschenreuther mit dem Namen Palodens hergestellt, dessen Abriebfestigkeit aber noch nicht zufriedenstellend war. Seit 1955 gab es die Vernetzung des Kunststoffes, wodurch auch bei den Zähnen eine höhere Abriebfestigkeit und Farbbeständigkeit erreicht wurde (Zeeck 1985).

Ihr heutiges anatomisches Aussehen begründet sich auf den Entwicklungen der Zähne von Gysi, Hildebrandt und Gerber, die bereits ausführlich in ihrer Form im Abschnitt 2.3 beschrieben wurden. Ihre Einteilung erfolgt in halb – und vollanatomische Seitenzähne.

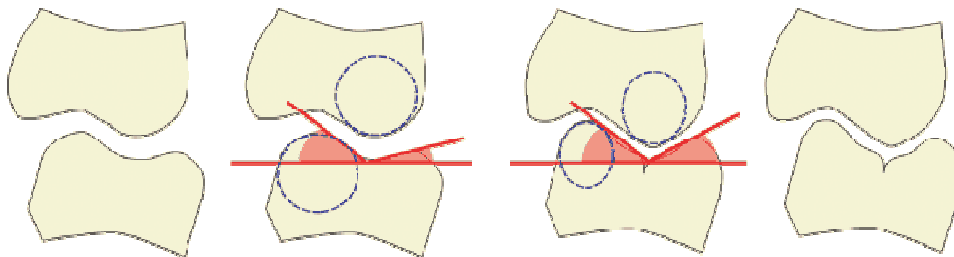


Abb. 3: halbanatomische Seitenzähne

Abb. 4: vollanatomische Seitenzähne

Halbanatomisch gestaltete Seitenzahngarnituren zeichnen sich durch kugel – oder kuppelförmige, rundliche tragende Höcker, muldenförmige Fossae und flachere innere Höckerabhänge aus. Sie sind insgesamt wenig anatomisch differenziert.

Anatomisch gestaltete Seitenzahngarnituren besitzen eher elliptische tragende Höcker, Fossae mit konvexen Leisten und konkaven Bahnen, steilere innere Höckerabhänge und sind insgesamt anatomisch differenziert (Fissuren, Leisten) gestaltet (Hauck 2003).

2. Einleitung

Die modernen Zahngarnituren zeichnen sich durch ihre weiterentwickelte Materialstruktur aus. Dabei unterliegen sie der international gültigen Norm EN ISO 3336 (Mrotzek und Savic 2001). Durch den Einsatz von Füllstoffen wie Gläser, Quarz und Silikate konnten die Eigenschaften deutlich verbessert werden. Zur Verbesserung der Abrasionsfestigkeit wird in heutigen Kunststoffzähnen hochdisperses Siliciumdioxid eingesetzt mit Körngrößen von $0,05\ \mu\text{m}$ (Janda 1990, Viohl 1988). Hier soll stellvertretend für die Vielzahl der Garnituren auf den Condyloform II NFC, den Premium – Zahn und den Integral – Zahn eingegangen werden.

Der halbanatomische Condyloform II NFC beruht auf dem Prinzip der Mörser – Pistill – Zähne nach Professor Gerber, wobei seine Form auf mittlere Gelenkwerte ausgerichtet ist. Sein Material NFC basiert auf einer Urethandimethacrylat - Matrix mit organischen Füllstoffen. Es handelt sich hier um ein nano – gefülltes Composite, das in einer besonderen Schichtung aufgebaut wurde. Die Okklusionsfläche und das obere Drittel bestehen aus NFC – Material, wodurch eine höhere Abrasionsfestigkeit erreicht wird. Die unteren zwei Drittel und die Basalfläche bestehen aus PMMA-Material, um einen optimalen Verbund zum Prothesenmaterial zu gewährleisten (Candulor 2008).

Der vollanatomische Premium – Zahn stellt einen multifunktionellen Prothesenzahn dar, bei dem die gelenk – und kaubahnbezogenen Systeme in die Okklusionsfläche eingearbeitet wurden. Mit ihm sollen sich alle Bissklassen in einer totalen Prothese realisieren lassen. Durch das dreidimensionale Multilayering greifen bei diesem Zahnaufbau die einzelnen Kunststoffschichten ineinander (Gründler und Savic 2003).

Der vollanatomische Integral – Zahn ist auf alle Okklusionskonzepte anwendbar und gewährleistet eine eindeutige Zentrikfindung durch Tripodisierung. Er besteht aus einem interpenetrierten Polymernetzwerk IPN, das farbstabil und temperaturbelastbar ist. Die Basalfläche besteht aus einem Kunststoff, der sich gut mit dem Prothesenmaterial verbindet (Merz - Dental 2008).



Abb. 5: Condyloform II NFC

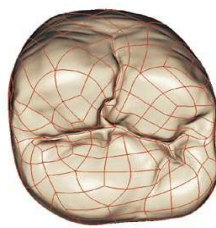


Abb.6: Konstruktionsform NFC



Abb. 7: Schichtschema Integralzahn

2. Einleitung

2.6 Prothesenkunststoffe

Die Indikation für Prothesenkunststoffe ist heute vielfältig. Abnehmbarer Zahnersatz, kieferorthopädische Geräte, chirurgische Prothetik und Epithetik sind einige Einsatzgebiete der Prothesenkunststoffe (Welker und Lenz 1997).

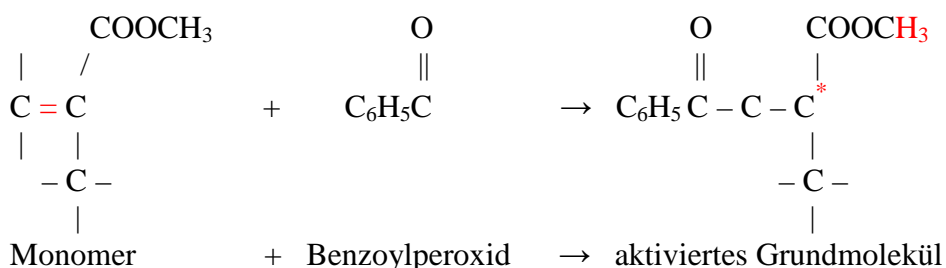
Die Hauptaufgabe liegt jedoch in der oralen Rehabilitation zahnloser Patienten mit totalen Prothesen. Unkomplizierte und wirtschaftliche Technologien, die neben dem Kunststoff an sich zu einem optimalen klinischen Ergebnis führen und die aufgestellte Situation exakt umsetzen können, sind hierbei von größter Bedeutung.

2.6.1 Chemische Grundlagen der Prothesenkunststoffe

Kunststoffe, die in der Zahnmedizin und Zahntechnik zum Einsatz kommen, sind zum einen die chemoplastischen Kunststoffe, die durch chemische Reaktion verfestigt und geformt werden, und zum anderen die thermoplastischen Kunststoffe, die in vorgefertigter Form vorliegen und verarbeitet werden (Welker und Lenz 1997).

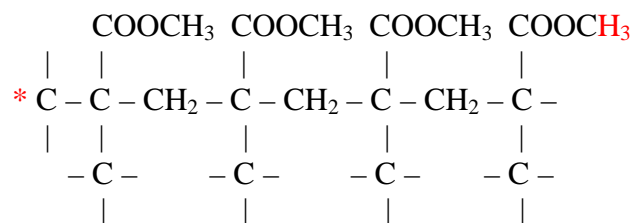
Das System des MMA - / PMMA, das bereits 1936 als Nass – Press – Verfahren eingeführt wurde (Janda 1996), bildet die Hauptgrundlage für die Herstellung der totalen Prothesen. Ausgangswerkstoff für das Polymerisat Polymethylmethacrylat (PMMA) ist der durch seine Doppelbindungen zu Kettenmolekülen polymerisierbare monofunktionelle Methacrylsäuremethylester (MMA). Die Reaktion zum Makromolekül wird durch verschiedene Initiatoren gestartet, die bei Einwirkung von Energie durch Radikalbildung wirksam werden. Initiatoren für Heißpolymerisate sind Dibenzolperoxid, für kaltpolymerisierbare Kunststoffe Redoxsysteme auf der Basis Peroxid / Barbitursäureabkömmlinge oder bei älteren Produkten Peroxide und tertiäre aromatische Amine (Smith 1959, Fritz 1977, Huggett und Bates 1984, Welker und Lenz 1997).

Bei der Startreaktion werden Doppelbindungen durch die Katalysatoren aufgespalten und es entstehen reaktionsfähige Polymerisationskeime.

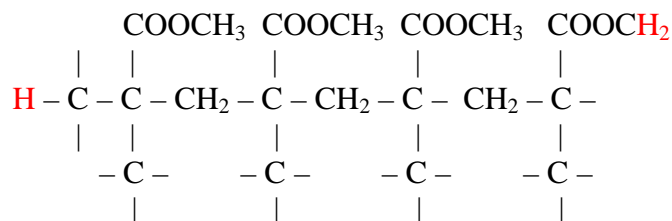


2. Einleitung

In der exothermen Wachstumsreaktion wirken die aktivierten Grundmoleküle als Polymerisationskeime und bilden den Anfang einer Molekülkette. Durch Energiezufuhr entstehen weitere Radikale, die sich an die Polymerisationskeime anlagern und so zum Kettenwachstum führen.



Der Abbruch des Kettenwachstums kann durch unterschiedliche Ursachen bedingt sein. Zum einen kann die Unterbrechung der Energiezufuhr Grund für den Abbruch sein, aber auch die Behinderung durch Fremdkörper wie die Zähne führen zum Ende des Kettenwachstums.



Neben dem MMA - / PMMA - System gehören auch die lichtpolymerisierbaren und durch Mikrowellenenergie heißpolymerisierbaren Einkomponentenpräparate zu den chemoplastischen Kunststoffen in der Zahntechnik. Diese Kunststoffe sind MMA - frei, aber nicht monomerfrei (Welker und Lenz 1997). Die chemische Basis bilden Diacrylatmonomere, z.B. das Diurethandimethacrylat (Blumenstein et al. 1997). Initiatoren für die Lichtpolymerisation ist das Campherchinon, für das mikrowellenpolymerisierbare Material ein Peroxid mit hoher Zerfallstemperatur.

Für die thermoplastische Herstellung werden fertig auspolymerisierte Kunststoffe oder vorpolymerisierte Produkte unterschiedlicher chemischer Basis verwendet. Zum einen handelt es sich um ein PMMA - Copolymerisat (PVS-H/Polyan) und zum anderen um ein Mischpolymerisat aus Vinylchlorid, Vinylacetat und PMMA, das als Luxene bezeichnet wird (Welker und Lenz 1997).

2. Einleitung

2.7 Entwicklungen der Herstellungssysteme für totale Prothesen

1839 führte Goodyear die Vulkanisation von Naturkautschuk durch und erzeugte so den ersten Kunststoff (Janda 1996). Evans versuchte 1851 die Kautschukvulkanisation nach Goodyear erstmals für die Prothesenherstellung zu verwenden (Welker 1996).

Der Standard von 1905 zeigt die Verwendung von Prothesenkautschuk, der in Gips eingelegt und durch Vulkanisation ausgehärtet wurde (Detzner 1905). Die Küvetten bestanden meist aus Schmiedeeisen, Gusseisen, schmiedbarem Guss oder Kanonenmetall.

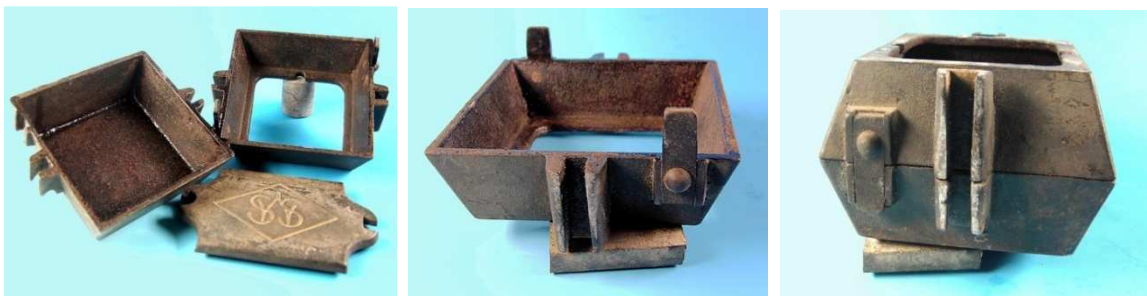


Abb. 8 - 10: Schmiedeeisenküvette (aufgenommen in der Zahntechnik Stemmann Hamburg Aug.2006)

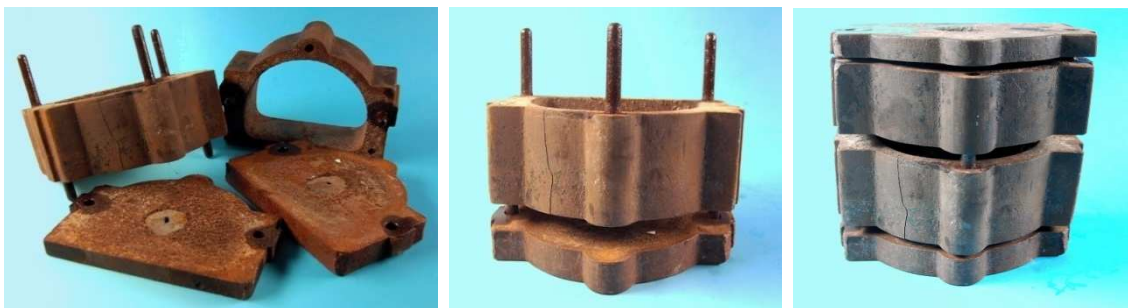


Abb. 11 - 13: Küvette aus Gusseisen (aufgenommen in der Zahntechnik Stemmann Hamburg Aug.2006)



Abb. 14 - 16: Kanonenmetallküvette (aufgenommen in der Zahntechnik Stemmann Hamburg Aug.2006)

2. Einleitung

Mit der Einführung des MMA - / PMMA – Systems 1936 als Nass – Press – Verfahren wurde der Kautschuk als Basismaterial verdrängt (Zeeck 1985). Die Grundlage dafür schuf 1840 Redtenbacher mit der Herstellung der Acrylsäure (Schmidt 1978). Der Zahntechniker Gottfried Roth vermischte gemahlenes Polymethylmethacrylat (PMMA) mit seinem Monomeren (MMA), dem Methylmethacrylat und rührte die Mischung zu einem Teig an. Er verarbeitete diesen Teig in ähnlicher Weise, wie dies bis dahin bei der Kautschukvulkanisation üblich war, d.h. er brachte ihn in die Gipshohlform ein und erhitzte ihn dann. So konnte er erstmals brauchbare und ästhetisch befriedigende Prothesen herstellen (Price 1994, Janda 1996).

Kunststoffe wie Heliodon, Paladon und Palapont als zahnfarbenes Material kamen jetzt zum Einsatz. Während Heliodon als Pulver in eine erwärmte Kuvette eingestreut und verpresst wurde, mussten Paladon und Palapont aus einer Flüssigkeit und Pulver zu einem Teig gemischt werden. Bei diesem chemoplastischen Verfahren erfolgte die Polymerisation mittels Wärmeeinwirkung. Durch ein Patent konnte die Firma Kulzer zu diesem Zeitpunkt den einzigen chemoplastischen Kunststoff auf den Markt bringen, der in einer Langzeitpolymerisation im Wasserbad auspolymerisiert wurde. Jedoch war dieser Kunststoff nicht reparaturfähig. Als das Patent von Kulzer abgelaufen war, kamen neue Methacrylate zur Anwendung, die es als Normalzeit -, Kurzzeit – und als Kaltpolymerisat gab. Durch Zusätze von Aktivatoren konnten die Kaltpolymerisate auch reparaturfähig gemacht werden. Da in der Industrie das Spritzgussverfahren zum Einsatz kam, versucht man dieses Verfahren auch in der Zahntechnik anzuwenden. 1950 führte Dreve ein Spritzgussystem auf dem Dentalmarkt ein. Dieses Material mit dem Namen Supolyd war ein Polyamid, das in einer Kartusche auf 185°C erhitzt und mit 4 atü in die Kuvettenform gespritzt wurde (Zeeck 1985).



Abb. 17 - 18: Vulkanisatoren und Spritzgussanlage (aufgenommen in der Zahntechnik Stemmann Hamburg Aug.2006)

2. Einleitung

2.8 Stand der Technologie

Im Laufe der Jahre hat eine Weiterentwicklung der Technologie und Suche nach neuen Materialien stattgefunden, um fachgerecht totale Prothesen umsetzen zu können.

An der Technologie der indirekten Verfahren hat sich bis zum heutigen Zeitpunkt nichts geändert. Die heute verwendeten Systeme sind das Stopf – Press – Verfahren, das Injektionsverfahren wie das Palajet – System, das Ivocap – Verfahren und das Unipress, Gießsysteme wie das Prem – Eco – Line und das Mircowellenpolymerisationsverfahren Microbase. Die Herstellungsgeräte wurden in den Verfahrensprinzipien weiterentwickelt und versucht, durch die Kombination verschiedener Methoden eine höhere Genauigkeit zu erzielen, wie z. B. das Gieß – Press – Verfahren (Candolor 2007). Der Versuch, alle Herstellungsmöglichkeiten auf eine Kuvettenform zu vereinen, wurde in der All – in – one – Kuvette Swiss Jet unternommen (Merz Dental 2007). Die bevorzugt verwendeten Materialien für Kuvetten sind heute Aluminium oder Messing in der Injektionstechnik oder Kunststoff in der Gießtechnik.

Es sind Steck – und Schraubverbindungen, die als Führungselemente dienen. Dies soll eine höhere Sicherheit in der Positionierung der Kuvettenteile untereinander garantieren.



Abb. 19: PEL - Kuvette Merz - Dental



Abb. 20: Injektionskuvette Merz-Dental



Abb. 21: Kuvette Candolor



Abb. 22: Gieß-Press-Kuvette Candolor

2. Einleitung

Bei der Stopf – Press – Technik wird der Kunststoff in einem Mischungsverhältnis von Pulver zu Flüssigkeit 1:1 in einem Keramik- oder Gummibecher angemischt. Seine Verarbeitungskonsistenz ist erreicht, wenn sich der Kunststoff von der Becherwand ohne Fadenbildung löst und seine Oberfläche matt glänzend ist. Dann wird er von Hand in die geöffnete Kuvette gelegt und beide Hälften aufeinander gelegt. Durch eine Presse erfolgen die Schließung der Kuvette und ein Druckaufbau von circa 5 Tonnen oder 2,5 – 3,0 bar. Nach einer Polymerisationszeit von 1 Stunde für Kaltpolymerisat kann die Kuvette geöffnet werden. Wird ein Heißpolymerisat verwendet, fixiert ein Bügel die Kuvette und die Polymerisation erfolgt in einem Wasserbad mit exakter Temperatur – Zeit – Führung, um Spannungen innerhalb der Prothese zu minimieren (Gossing 1991, Marxkors 1993, Strub et al. 2003).

Bei der Injektionstechnik wird der Kunststoff in verschlossene Kuvetten über eine Kartusche oder einen Kunststoffbecher mit Stempel eingepresst (Tai und Strauch 2007). Erfolgt die Applikation über eine Kartusche wie beim Ivocap – System wird der Monomerbehälter geöffnet und mit dem Pulverbehälter zusammengeführt. Der Cap-Vibrator vermischt die Flüssigkeit mit dem Pulver zu einem homogenen Kunststoffteig. Dabei ist eine Anmischzeit von 5 min notwendig. Ist dies erfolgt, wird die Kartusche in den Spritztrichter eingesetzt. Ein Druckaufsatz erzeugt den notwendigen Druck von 5 bar auf den Stempel der Kartusche, um den Kunststoffteig in die Kuvette zu injizieren. In einem Wasserbad erfolgt die Polymerisation über 35 min. Dann wird die Kuvette in einem kalten Wasserbad 40 min. abgekühlt (Gossing 1991, Fiedler 2005).

Beim Palajet – System wird der Kunststoff von Hand abgemessen, in einem Verhältnis von Pulver zu Flüssigkeit von 2:1, in einem Keramikbecher vermischt und in den Füllzylinder blasenfrei eingefüllt. Der Injektionszeitpunkt ist erreicht, wenn die Kunststoffoberfläche matt ist. Über einen Presskolben wird der Kunststoff in die arretierte Kuvette mit 4 bar 5 Minuten injiziert. Die Polymerisation erfolgt bei 55°C und 2 bar 45 Minuten. Danach kühlt die Kuvette bei Raumtemperatur auf diese ab (Lenz 2005).

Das Unipress – Injektions – System arbeitet unabhängig von Druckluft oder Stromzufuhr. Auch hier wird der Kunststoff von Hand dosiert und vermischt, bis ein homogener Teig entsteht. Ein integriertes Tellerfedersystem sorgt nach der Injektion des Kunststoffes dafür, dass ein ständiger Nachdruck bis zum Abschluss der Polymerisation vorhanden ist. Dieses System kann für Kalt – und Heißpolymerisate genutzt werden (Petermann 2001).

Bei der Gießtechnik wird der Kunststoff in flüssiger Form in eine Hohlform aus Dubliergel über einen Einflusskanal appliziert. Ein Entlüftungskanal sorgt dafür, dass die Luft aus der Gießform entweichen kann und somit gewährleistet wird, dass die Prothesenform komplett ausfließt. Danach wird die Kuvette in ein Wasserbad bei 45°C und 2,5 bar 40 min. polymerisiert. Anschließend soll die Kuvette bei Raumtemperatur auf diese abkühlen ehe die Prothese vom Modell abgenommen wird (Tai und Strauch 2007, Anleitung Merz Dental 2006). In diese Technologie ist auch die Herstellung von identischen totalen Duplikatprothesen mit dem MODU – System einzuordnen (Schmidt und Rath 1997).

Die Schmelz – Press – Technik ist ein Verfahren zur Verarbeitung von Luxenen. Es wird ein vorpolymerisiertes Gel, das aus einem Mischpolymerisat von Vinylchlorid, Vinylacetat und MMA besteht, in die Hohlform einer Spezialkuvette gefüllt. Nach Schließen der Kuvette wird diese an eine Schmelz – Press – Anlage angeschlossen, wo noch einmal zusätzlich geschmolzenes Mischpolymerisat in die Kuvette gepresst wird. Die Polymerisation erfolgt in einem Wasserbad (Janda 1997, Tai und Strauch 2007).

In der Spritz – Gieß – Technik wird Kunststoffgranulat (PMMA – Copolymerisat PVS – H/Polyan) bei 260°C verflüssigt und unter sehr hohem Druck sehr schnell in die Gipshohlform eingespritzt und bis zum Polymerisationsende unter Druck belassen. Auch Polyactale und Polyester erfordern diese Technologie (Welker und Lenz 1997, Tai und Strauch 2007).

Durch die Mikrowellenpolymerisation ist eine zeitlich stark verkürzte Heißpolymerisation von Kunststoffen möglich. Die Mikrowellenenergie wird zum größten Teil von den Wassermolekülen des Gipses absorbiert und in Wärme umgewandelt. Nur ein geringer Teil der Strahlung trifft direkt auf den Kunststoff.

Unabdingbar ist ein genaues Einhalten der Verarbeitungsvorschriften. Es sind Spezialkuvetten notwendig, die mikrowellenbeständig sind. Es ist eine Kopplung mit der Nass – Press – Technik (Mikrobese) oder mit der herkömmlichen Heißpolymerisation möglich. Dementsprechend erfolgt die Verarbeitung des Kunststoffes (Welker und Lenz 1997).

3. Ziel der Arbeit

3. Ziel der Arbeit

Die Okklusionskonzepte zur totalprothetischen Versorgung sind ein sehr wichtiger Bestandteil in der Herstellungskette einer totalen Prothese. Ziel ist es, die orale Rehabilitation eines zahnlosen Patienten unter Einbeziehung seiner individuellen Besonderheiten durch Gelenkbahnvermessungen und Gesichtsbogenregistrierung so genau wie möglich zu erreichen. Die dafür von der klinischen Seite eingesetzten Materialien und Methoden sind zum Teil sehr aufwendig und zeitintensiv. Die technologischen Möglichkeiten zur Umsetzung des bis dahin erreichten Ergebnisses stehen diesem Aufwand jedoch nach wie vor entgegen.

Aus diesem Grund ist in der vorliegenden Arbeit der Versuch unternommen worden, über eine differenzierte Vergleichsanalyse die Verfälschungspotenzen der unterschiedlichen Polymerisationsverfahren zu erfassen. Besonderes Augenmerk war dabei auf die dreidimensionale Positionsänderung der Zähne gerichtet. In diesem Zusammenhang sollte geprüft werden in wie weit sich Unterschiede zwischen fabrikneuen, noch unbenutzten und gebrauchten Küvetten zeigen und ob die Führungselemente der Küvetten Einfluss auf diese Veränderungen haben.

Hypothetisch wurde davon ausgegangen, dass sich einerseits signifikante Unterschiede zwischen der Ausgangs – und der Endprothese zeigen und andererseits Abweichungen zwischen fabrikneuen und gebrauchten Küvetten zu erwarten sind.

Aus der Ergebnisanalyse und ihrer Diskussion sollen Schlussfolgerungen und Ansatzpunkte für eine exaktere Arbeit mit den verschiedenen Systemen oder Weiterentwicklungsansätze abgeleitet werden.

4. Material und Methode

4. Material und Methode

4.1 Systeme

Vor Beginn der Studie erfolgte pro Bundesland in zwanzig zufällig ausgewählten zahntechnischen Laboratorien eine Umfrage. Hierbei wurde an Hand eines Fragebogens (siehe Anhang) eruiert, welches System zum Einsatz kommt, wie die Verarbeitung des Kunststoffes erfolgt, ob und wie die Küvettenteile gepflegt werden.

Nach Auswertung dieser Bögen wurde der Kontakt zu den drei Firmen hergestellt, deren Systeme am häufigsten verwendet werden und an Hand eines Studiendesigns die Problematik der Studie erläutert. Zur Auswahl kamen die Firma Merz Dental aus Lütjienborg mit dem Prem - Eco - Line - System, die Firma Hereaus Kulzer mit dem Palajet - System, die Firma Ivoclar Vivadent mit dem Ivocap – System sowie das herkömmliche Stopf-Press-Verfahren, das auch an der Universität Jena zur Ausbildung im technisch propädeutischen Kurs im 1. Semester genutzt wird, um die grundsätzliche Verarbeitung von dentalen Kunststoffen kennenzulernen.

Um eine relevante und vergleichbare Anzahl von Testobjekten zu erhalten, wurden von jedem System 7 unbenutzte und 7 gebrauchte Küvetten angefordert, so dass zu Beginn der Studie 68 Küvetten sowie die dazu gehörigen Materialien und Geräte zur Verfügung standen.

An dieser Stelle ist zu bemerken, dass sich die Firma Ivoclar – Vivadent im Mai 2006 von der Studie zurückgezogen hat. Durch Bedingungen seitens der Firma Ivoclar – Vivadent zur Bereitstellung der gewünschten Materialien und Geräte war die Unabhängigkeit der Studie nicht mehr gegeben. Im gegenseitigen Einvernehmen wurde entschieden, dass das Ivocap – System von den Untersuchungen ausgeschlossen wird. Erklärend zu diesem Sachverhalt ist zu sagen, dass in der Testphase des Vermessungssystems eine Reihe von Schwierigkeiten aufgetreten sind, die es notwendig werden ließen, die Studie zu unterbrechen und erneut ein geeignetes Messsystem zu suchen. Auf Grund dieser Unterbrechung wurden die angeforderten Geräte und Materialien bis auf weiteres zu den Firmen zurückgesandt und mit der Bitte verbunden, diese nach der Beendigung der Suche nochmals zur Verfügung zu stellen. Dies wurde von Ivoclar - Vivadent in dieser Form im Mai 2006 nicht noch einmal ermöglicht.

4.2 Messmethode

Die Anforderungen an die Messmethode bestanden darin, dass die Ausgangssituation der Prothese mit der in Kunststoff überführten Form vergleichbar wird und eventuelle signifikante Unterschiede herausgearbeitet werden können. Ein statistisch kalkulierter Toleranzbereich von $8\mu\text{m}$ sollte dabei nicht überschritten werden, da dies der Auflösungsbereich ist, den der Zahnhalteapparat differenzieren kann und mit Totalprothesenträgern vergleichbar ist.

Der erste Versuch der Probemessungen in der Fakultät Physik der Universität Jena konnte wegen des zu geringen Messvolumens nicht weiter verfolgt werden.

Ein zweiter Versuch von Probe – und Kalibriermessungen an der Fachhochschule Jena in Zusammenarbeit mit dem Fraunhofer Institut Jena war durch die Problematik gekennzeichnet, dass die Messungen keine konstanten Werte im Toleranzbereich ergaben. Grundprinzip dieser Messmethode bestand darin, durch eine phasenmessende Triangulation eine Punktwolke zu generieren, die in einem Auswertungsprogramm über Triangulation in ein dreidimensionales Bild umgewandelt und verglichen werden sollte. Die Toleranzabweichung bei dieser Messmethode war mit $10\mu\text{m}$ angegeben. Die Abweichungen der Probemessungen lagen jedoch zwischen $10\mu\text{m}$ und 1mm und erwiesen sich als inkonstant. Es bestand somit keine Möglichkeit, diese Abweichung als statistischen Fehler in die Auswertung einzurechnen, weil sie bei jeder Messung in einem nicht abschätzbaren Bereich lag und sehr stark schwankte. Die Ursache lag darin, dass das Messgerät ein Prototyp war und somit für diese Studie nicht geeignet ist. Desweiteren konnte die entstandene Punktwolke nicht direkt im Auswertungsprogramm geöffnet werden, da die Datenmenge zu groß war. Über zwei Zwischenschritte musste die Punktwolke so reduziert werden, dass sie für das Programm erfassbar wurde, was jedoch einen Genauigkeitsverlust nach sich zog.

Somit erfolgte die erneute Suche nach einer geeigneten Vermessungsmethode mit den entsprechenden Anforderungen. Diese ergab sich bei Firma DST Swiss in Eglisau / Schweiz. Die Methode dieser Vermessung besteht darin, eine aus einer eindimensionalen Laserscannung entstandene Punktwolke in ein dreidimensionales Bild umzuwandeln. Dabei tastet der Laser das Objekt in horizontaler Ausrichtung ab. Der vertikale Abstand bleibt konstant. Die sagittale Richtung wird durch den Abstand und Anzahl der zu scannenden Linien bestimmt.

Nach der Absolvierung von Probe – und Kalibriermessungen erwies sich die Methode der eindimensionalen Laservermessung als geeignet. Begründet wird dies wie folgt:

1. Die Standartabweichung des Gerätes liegt bei 2.5 μm konstant.
2. Die Darstellung der gemessenen Werte ist anschaulich an Hand eine Farbscala nachvollziehbar.
3. Es besteht ein ausreichend großes Messvolumen zur Aufnahme der Küvetten.
4. Die Bearbeitung und Auswertung der Punktwolke erfolgt direkt im dafür vorgesehenen Programm ohne vorherige Manipulation.

Grundsätzlich wird nur der Bereich der Okklusionsflächen gescannt und aufgezeichnet, um das Messvolumen so gering wie möglich zu halten. Somit wird eine bessere Tiefenschärfe erreicht und die Genauigkeit der Ermittlung der Abweichungen erhöht. Vermeiden lässt sich dabei jedoch nicht, dass die Prothesenbasis des Gaumenbereiches mit gescannt wird. In Scanrichtung sind ein Messpunkt Abstand von 0,06604 mm auf einer Linie und ein Linienabstand von 0,15 mm notwendig, um eine ausreichende große Genauigkeit zu erreichen. Die Modelle erhalten Referenzpunkte, um ein exaktes Übereinanderlegen der Bilder zu gewährleisten. Diese befinden sich außerhalb der Zahnreihen im Bereich der Papilla incisiva hinter den oberen Schneidezähnen und im Bereich der Tuber maxillae. So stellen sie kein Hindernis im Umsetzungsprozess dar und sie verändern ihre Position während der Polymerisation nicht. Auf Grund der Platzsituation im Unterkiefer, der keinen ausreichenden Platz für die Anordnung der Referenzpunkte bietet, werden nur Oberkiefermodelle hergestellt und vermessen. Verwendet werden Kugeln aus industrieller Herstellung, da diese bereits genormt sind. Sie weisen eine optimale Form auf, die beim Scannvorgang kein Licht reflektieren. Der Einsatz von Kugelimplantaten als Referenzpunkte war nicht möglich, da der Kopfdurchmesser zu gering ist und keine Möglichkeit bestand, größere Formen zu erhalten. Keramik – oder Kunststoffkugeln weisen eine optimale Oberflächenstruktur auf, könnten aber im Ausbettvorgang abbrechen, wodurch dieser Referenzpunkt fehlen würde und somit der Vorgang der Umsetzung erneut durchgeführt werden müsste.

Um mögliche Reflexionen an den polierten Zahnoberflächen zu vermeiden, wird die zu scannende Fläche mit Mattierungsspray bedeckt, wobei die entstehende Schichtdicke vernachlässigt werden kann.

4. Material und Methode

4.3 Ausgewählte Materialien

Bei der Auswahl der Materialien und Hilfswerkstoffe wurde darauf geachtet, dass sie dem täglichen zahntechnischen Ablauf entsprechen und dennoch eine Standardisierung der Studie erlauben, damit für alle Systeme die gleichen Voraussetzungen geschaffen werden können.

Die Prothesenkunststoffe und erforderlichen Hilfsmaterialien für die zu untersuchenden Systeme wurden von den Firmen angefordert, um exakt nach Herstellerangaben und systeminnert arbeiten zu können. Damit wird ausgeschlossen, dass nicht systemspezifische Stoffe verwendet werden.

Für die Herstellung der Schablonen wurden im Vorfeld mehrere Werkstoffe auf ihren möglichen Einsatz getestet. Wichtige Kriterien waren die Dimensionsstabilität, Reproduzierbarkeit, Rationalität, Temperaturunempfindlichkeit und Transportfähigkeit, da die Messungen in der Schweiz stattfanden.

Zur Auswahl standen Wachs, Kunststoff, Silikon und Polyurethan. An Hand der nachfolgenden Tabelle sind die Vorteile und Nachteile der jeweiligen Werkstoffe dargelegt.

Vorteile :

<i>Wachs</i>	<i>Kunststoff</i>	<i>Polyurethan</i>	<i>Silikon</i>
entspricht dem technischen Ablauf	Festigkeit	sehr gute Dimensionsstabilität	dimensionsstabil
ausreichende Stabilität für Vermessung und Einbettung		ausreichende Härte mit Elastizität für Entfernung der Zähne	gute Flexibilität
einfache Verarbeitung		durch Silikonisierung gut aus Konter entfernbar	wiederverwendbar, reißfest
		ideale Festigkeit für den Transport	gute Entformbarkeit

Nachteile:

<i>Wachs</i>	<i>Kunststoff</i>	<i>Polyurethan</i>	<i>Silikon</i>
für Transport nicht temperaturstabil	Polymerisations-schrumpfung	Anfertigung von 42 Schablonen notwendig	Verschieben der Zähne beim Herstellen des Konterers
techn. Möglichkeit für exaktes Ausbrühen fehlt	in die Studie involviertes Material		Keine ausreichende Stabilität für den Transport
Wasserkontakt führt zur erneuten Expansion des Gipses	zu spröde, bricht bei der Entfernung aus dem Konter		
Arbeitsaufwand für 42 totale Prothesen zu groß			

Auf Grund dieser Analyse der Eigenschaften wurde für die Studie das Material Polyurethan zur die Herstellung der Schablonen ausgewählt. Es vereint die erforderliche Rationalität und Präzision sowie die erforderliche Temperaturstabilität zur Anfertigung der Schablonen für die Studie. Die Materialien zur Vorbereitung und Schaffung der Grundlagen wurden aus einer Produktlinie ausgewählt, da hier alle beteiligten Materialien in ihren Eigenschaften aufeinander abgestimmt sind. Somit wurden Superhartgips Typklasse IV, Dubliersilikon extra hart und Polyurethan sowie alle Hilfswerkstoffe (Isoliermittel etc.) von der Firma Shera angefordert.

4. Material und Methode

4.3 Vorbereitungen der Studie

Zur Herstellung der Arbeitsgrundlagen wurden von der Firma KaVo (Herr Steinke) ein Oberkiefer- und Unterkiefermodell für totale Prothesen verwendet. Die Duplikation der Modelle erfolgte mit Hilfe des MODU - System nach Rath und wurden in Gips Typ Klasse IV der Firma Shera ausgegossen. An einem KaVo – Kopf erfolgte mit einem Gesichtsbogen die Bissregistrierung mittels Wachsbissschablonen.



Abb. 23: Urmodelle



Abb. 24: Bissschablonen



Abb. 25: Gesichtsbogen



Abb. 26: Registrierbesteck

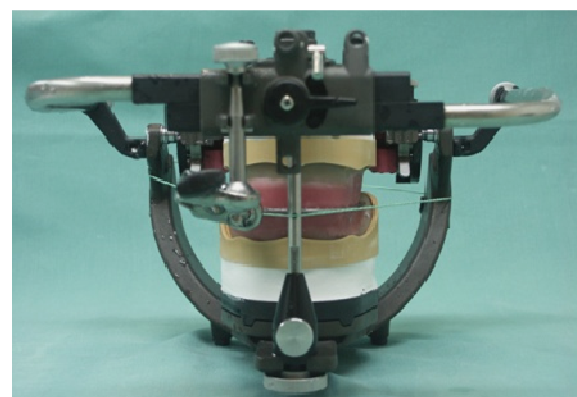
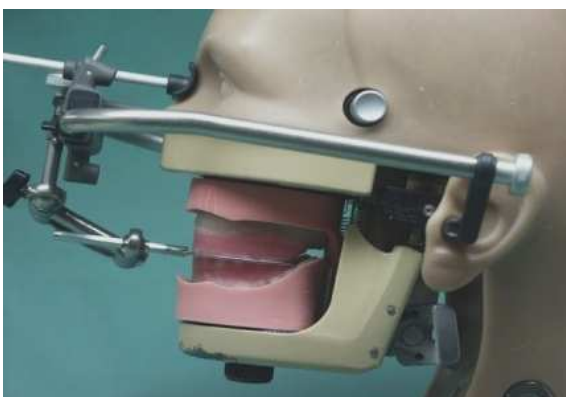


Abb. 27: Gesichtsbogen, montiert mit Bissschablonen Abb. 28: Übertragung auf KAVO – Artikulator

Mit Artikulationsgips der Firma Shera wurden die Modelle entsprechend der Bissregistrierung schädelbezüglich in einen KaVo – Protar – Artikulator eingestellt.

Unter Anleitung des Zahntechnikermeister Robert Wohland erfolgte die Aufstellung einer oberen und unteren totalen Prothese nach der TIF – Methode.

Dafür erfolgte eine eingehende Modellanalyse, deren Linien und Werte auf die Modellränder übertragen wurden. Als erstes wurden die anatomischen Modellmitten ermittelt. Orientierungspunkte im UK sind frontal das Zungenbändchen und dorsal die Mittelpunkte der retromolaren Polster. Im OK sind frontal der Mittelpunkt der Papilla incisiva und dorsal die Mittelpunkte der Tuber maxillae anzuzeichnen. Rechtwinklig zur Modellmitte wird die frontale Kieferkammmitte im UK gekennzeichnet. Eine Parallele zur Kieferkammmitte verläuft durch die tiefste Stelle der Umschlagfalte. Mit Hilfe eines Messschiebers wurde im UK die Lage der Labialflächen der zentralen Incisivi über den Abstand zwischen Schneidzahnführungsstift und der angezeichneten Umschlagfaltenmarkierung gemessen. Im OK liegt diese Linie 7-8 mm vor der Mitte der Papilla incisiva. Die Markierung des ersten großen Gaumenfaltenpaares weist in Richtung der Eckzahnstellung.

Für eine physiologische Kraftübertragung und das Vermeiden der Beeinträchtigung der Zungenfreiheit und Wangenabstützung sollten die Ersatzzähne möglichst an die Position der natürlichen Zähne stehen. Hierzu erfolgt die Bestimmung der Bereiche, in denen die bukkalen und oralen Höcker gestellt werden müssen. Diese Bereiche entsprechen der Grundstatik, der Außen- und Innenkorrektur.

Die Grundstatik im OK wird über die Position der ersten Prämolaren festgelegt. Diese befindet sich im Bereich der Verlängerung der Wangenbändchen von vestibulär in Richtung Kieferkamm. Von diesem Punkt werden Linien zu den Mittelpunkten der Tuber gezogen. Sie sind die Ideallinien für die Stellung der Palatinalhöcker. Im UK liegen die Zentralfissuren der Seitenzähne über diesen Linien.

Das Festlegen der größten Kaueinheit im UK ermöglicht eine statisch stabile Belastung der Prothese während des Kauvorganges. Die Position des Zahnes wird mit einem Profilzirkel und eines Geodreieckes ermittelt. Nach Übertragung des Kieferkammverlaufes auf die Modellseite wird die tiefste Stelle durch eine Parallele zur Okklusionsebene angezeichnet. Der Berührungspunkt dieser beiden Linien bestimmt die Position der größten Kaukraftseinheit. Mit dem Geodreieck wird diese Stellung auf den OK übertragen. Die Bestimmung des letzten belastbaren Zahnes soll das Vorwärtsgleiten des UK und bei der IKP das nach vorn und unten Gleiten der totalen Prothese verhindern.

Am Punkt der größten Kaueinheit wird eine Schablone mit $22,5^\circ$ angelegt, um eine Parallelität zwischen der horizontalen Kondylenbahnneigung und den Protrusionsflächen zu erhalten.

Die Aufstellung endet am Schnittpunkt zwischen dem Kieferkammverlauf und der Winkelschablone. Hier wird die Stopplinie gekennzeichnet. Kommt kein Schnittpunkt zustande, endet die Zahnaufstellung am Trigonum retromolare.

Durch das Ermitteln der Innen – und Außenkorrekturen werden beide Zahnreihen aufeinander abgestimmt. Die Innenkorrektur dient dabei der Schaffung einer größtmöglichen Zungenfreiheit für eine ungestörte Phonetik und bestimmt die Position der linguale Höcker der Seitenzähne. Die Funktionen der Außenkorrektur bestehen im Auffinden des gemeinsamen statischen und dynamischen Aufstellbereiches, der Vermeidung eines Kreuzbisses sowie die Abstützung der Wangenmuskulatur.

Sie definiert die Lage der vestibulären Höcker der Seitenzähne. Im UK verläuft die Innenkorrektur durch die Position der ersten Prämolaren zur Begrenzung der retromolaren Polster. Der Außenkorrekturbereich wird durch die Viererstellung und die äußere Begrenzung der retromolaren Polster festgelegt. Ergibt die Modellanalyse eine Stopplinie, die hinter der größten Kaueinheit keine Zahnaufstellung mehr erlaubt, so verläuft die Außenkorrektur durch die Position der ersten Prämolaren und der Markierung der größten Kaueinheit.

Im OK wird die Innenkorrektur durch die Viererposition und die Rachenbläsefalte definiert und markiert die palatinalste Lage der Zentralfissuren der oberen Molaren. Bei der Festlegung der Außenkorrektur orientiert man sich an der Lage der Vierer und der vom UK übertragenden Sechserposition. Diese Linie ist die günstigste Variante für genügend vestibulären Spielraum und eine ausreichende Wangenabstützung.

Durch die Bestimmung der gemeinsamen Aufstellbereiche wird die Modellanalyse abgeschlossen. Dafür werden die im Protar – Artikulator eingesetzten Modelle von dorsal betrachtet, wo alle bisher gekennzeichneten Linien auf den Modellrand übertragen sind. Auf beiden Seiten werden die Abstände zwischen der oberen und unteren Grundstatik halbiert und markiert. Aus der Mittelung der Grundstatikabstände ergibt sich die gemeinsame Grundstatik. Die auf den frontalen Modellrändern angezeichneten Grundstatiklinien bleiben als Orientierung erhalten. Für den gemeinsamen Bereich der dorsalen Außen – und Innenkorrektur ist diejenige Linie entscheidend, die am nächsten an der ermittelten gemeinsamen Grundstatiklinie liegt (Körholz 1999).

4. Material und Methode

Die Aufstellung der Zähne ist an den folgenden Bildern nachzuvollziehen. Verwendet wurden folgende Zahnformen.



Abb. 29: Zahngarnitur Oberkieferfrontzähne BM 46,7 / 11,0 / 8,8



Abb. 30: Zahngarnitur Unterkieferfrontzähne UBM 36,5 / 8,5 / 5,6



Abb. 31: Zahngarnitur Ober – und Unterkieferseitenzähne

Nach der Modellanalyse wurden zuerst die unteren Frontzähne aufgestellt. Die Basalflächen stehen über Mitte Kieferkamm. Von labial stehen die Inzisalkanten in Höhe der Okklusionsebene, nachvollziehbar mit einem Gummiband in dieser Höhe. Aus approximaler Sicht weisen die Inzisalkanten in Richtung OK Umschlagfalte.

Die Eckzähne stehen mit ihren Labialflächen nach lingual geneigt, überragen die Okklusionsebene um ca. 1 mm und werden nach der definitiven Aufstelllinie ausgerichtet.

4. Material und Methode

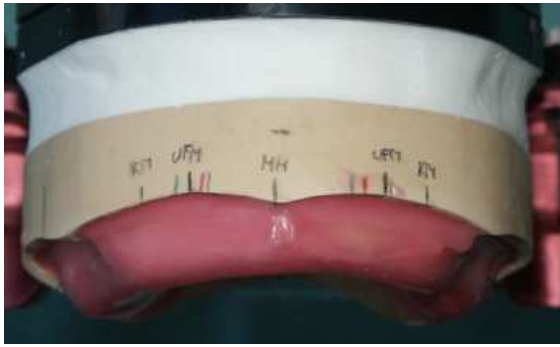


Abb. 32: Modellanalyse Oberkiefer

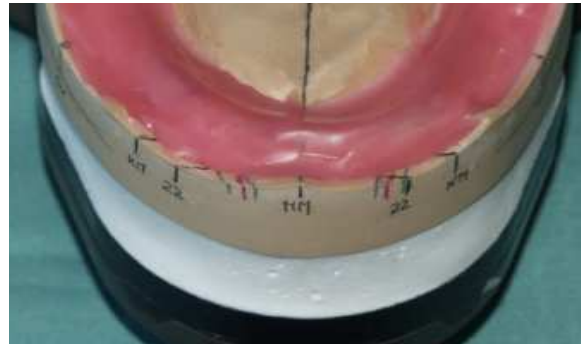


Abb. 33: Modellanalyse Unterkiefer



Abb. 34: Aufstellung Unterkiefer-Frontzähne

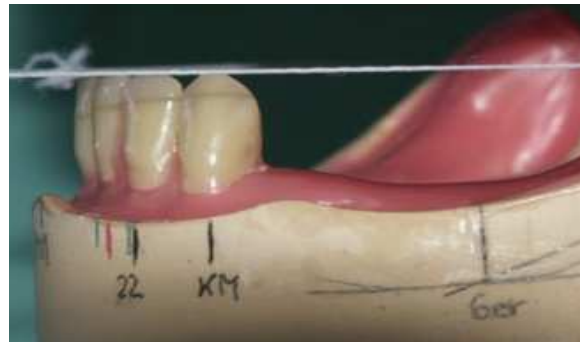


Abb. 35: Überprüfung der Okklusionsebene

Bei korrekter Zahnauswahl werden die ersten Prämolaren direkt hinter die Eckzähne gestellt. Sie sind nach lingual geneigt, sodass sie sich in einer Linie mit den Eckzähnen befinden. Von bukkal betrachtet stehen die Prämolaren senkrecht zur Okklusionsebene und überragen sie ebenfalls um 1 mm. Aus okklusaler Sicht verläuft die definitive Aufstelllinie zwischen dem bukkalen Höcker und der Zentralfissur. Die zweiten Prämolaren liegen mit ihrer Zentralfissur direkt über der definitiven Aufstelllinie, die bukkale Höckerspitze liegt exakt auf der Okklusionsebene. Daraus ergibt sich im Zusammenhang mit den Molaren eine Stufenstellung.

Die unteren ersten Molaren stehen an der ermittelten Position der größten Kaueinheit. Der mesio – bukkale Höcker wird auf die Okklusionsebene gestellt, während der disto – bukkale Höcker die Okklusionsebene geringfügig überragt.

4. Material und Methode



Abb. 36 -37 Aufstellung des ersten und zweiten Prämolaren sowie des ersten Molaren



Abb. 38 - 39: Ausrichtung und Überprüfung der ersten unteren Molaren

Um den Integral Seitenzahn totalprothetisch optimal nutzen zu können, sollte der erste und zweite Molar in einem Winkel von 9° zur Okklusionsebene geneigt werden. Die Neigung wurde anhand von aufgelegten Bohren und einer Winkelschablone von 9° kontrolliert. Um die transversale Ausrichtung der ersten Molaren hinsichtlich ihres gleichmäßigen Abstandes zur Okklusionsebene zu kontrollieren, wurde ein ca. 10 cm Draht transversal über die Okklusionsflächen gelegt und der Artikulator vorsichtig geschlossen. Der Draht sollte das aufgespannte Gummi gleichmäßig auf beiden Seiten ohne Druck berühren.

Für die Aufstellung der zweiten unteren Molaren gelten die gleichen Kriterien mit folgenden Besonderheiten. Die mesiale Randleiste steht auf gleicher Höhe mit der distalen des ersten Molaren. Der mesio – bukkale Höcker überragt die Okklusionsebene ein wenig und der disto – bukkale steht über der Okklusionsebene. Die richtige Positionierung wurde anhand der Bohrerprobe kontrolliert. Die Bohrer müssen parallel zueinander liegen und der transversal aufgelegte Draht berührt das aufgespannte Gummi drucklos.



Abb. 40 - 41: Aufstellung und Ausrichtung der zweiten unteren Molaren

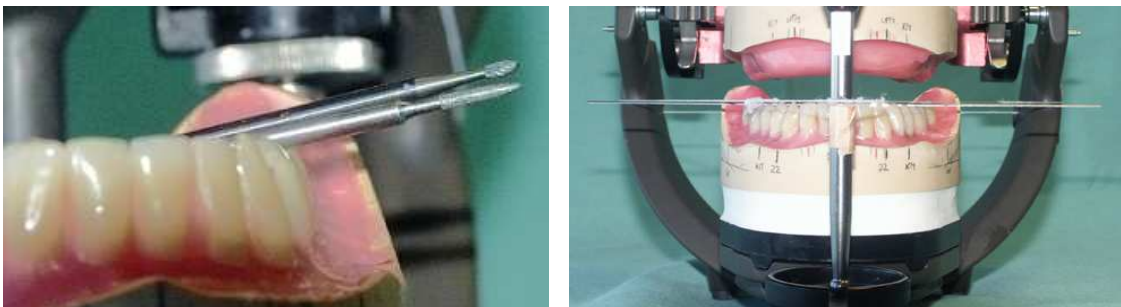


Abb. 42 - 43: Überprüfung der zweiten unteren Molaren und Gesamtansicht Unterkieferaufstellung

Nach der Aufstellung des kompletten UK erfolgte dann die Aufstellung der oberen Zähne, beginnend mit dem statisch wichtigsten Zahn, dem oberen ersten Molaren.

Er steht auf der vom UK übertragenen Sechser – Position. Hier befindet sich der mesio – palatinale Höcker, da der untere erste Molar mit seiner zentralen Fossa auf dieser Position aufgestellt wurde. Zuerst wurden die zentrischen Kontakte kontrolliert, dann die Protrusion und die Mediotrusion.

Der zweite obere Molar wurde in ähnlicher Weise aufgestellt. Dieser ordnet sich bei den Extrusionsbewegungen dem ersten Molaren unter und übernimmt keine Führung.



Abb. 44 - 45: Aufstellung der oberen ersten Molaren

4. Material und Methode

Die Position der oberen ersten Prämolaren wurde bereits durch die Modellanalyse festgelegt. Er steht senkrecht zur Okklusionsebene, seinen zentrischen tripodischen Kontakt hat er mit der mesialen Fossa des unteren ersten Prämolaren. Der zweite Prämolare wird in gleicher Weise aufgestellt. Hier besteht der zentrische Kontakt mit der mesio – zentralen Fossa des unteren Antagonisten. Der obere Eckzahn orientiert sich in seiner Stellung am ersten Prämolaren und steht annähernd senkrecht zur Okklusionsebene. Er wird in einer gleichmäßigen sagittalen Stufe zum unteren Eckzahn von 1 – 1,5 mm ausgerichtet. Die oberen mittleren Incisivi liegen mit ihren Labialflächen ca. 7-8 mm vor der Papilla incisiva und weisen eine gleichmäßige sagittale Stufe mit den Eckzähnen auf. Zwischen mittleren Schneidezahn und Eckzahn wird der seitliche Schneidezahn eingefügt. Bei den einzelnen Bewegungen sollten sie die vorher erzielten Führungsbahnen der Seitenzähne unterstützen.

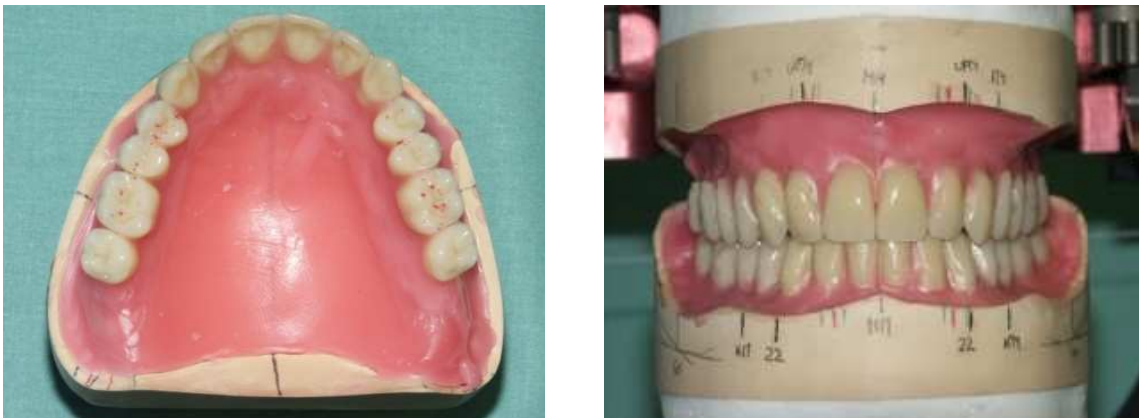


Abb. 46 – 47: komplette Aufstellung des Oberkiefers und Gesamtansicht



Abb. 48 - 49: fertig aufgestellte obere und untere totale Prothese

Nach einer zweistündigen Ruhezeit wurden alle Kontakte kontrolliert und gegebenenfalls neu ausgerichtet. Dann erfolgte die Modellation der Prothesenoberflächen.

4. Material und Methode

4.5 Modelle, Schablonen, Festlegung der Referenzpunkte

Für die Anfertigung der Referenzpunkte wurden Kugellagerkugeln mit einem Durchmesser von 8 mm verwendet. Über ein Lichtbogenschweißgerät erfolgte die Befestigung der Kugeln an den Köpfen von Messingschrauben. Dabei diente Argon als Schutzgas und eine Cr – Co – Mo – Legierung als Lot. Die Herstellung der Arbeitsmodelle erfolgte mit dem Modellsystem nach Elmar Rath. Dabei wurden an den angegebenen Stellen die Referenzpunkte eingearbeitet, das OK – Urmodell dupliziert und im Dublierverfahren 42 Modelle mit Gips Typ Klasse IV (Shera Control Plus) angefertigt.

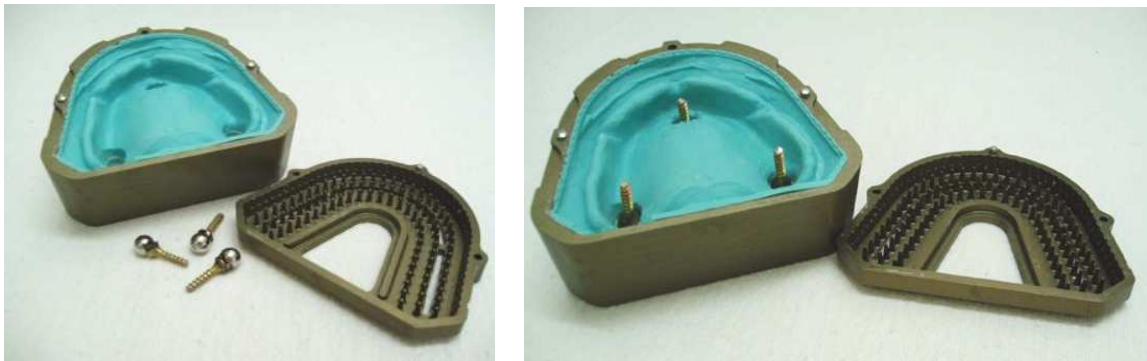


Abb. 50 – 51: Dublierform und Referenzpunkt zur Herstellung der Modelle



Abb. 52: Modell mit integrierten Referenzpunkten

Sie sind Grundlage für die Schablonenherstellung, die im Gießverfahren mit MODU erfolgte. Zuerst wurde die Originalprothese mit den angebrachten Referenzpunkten dubliert (Shera DuoSil extra hart).

4. Material und Methode

Nach einer Abbindezeit von 60 min erfolgten die Entfernung der Originalprothese und das Einfügen der Referenzpunkte und der Zähne in die dafür vorgesehenen Fächer. Für jede Schablone fand eine OK – Garnitur und ein Modell Verwendung, um Spannungen innerhalb der Schablone zu vermeiden. Die Basalflächen der Zähne erhielten eine Isolation mit handelsüblichem Silikonspray und die Modelloberfläche mit Aislar. Nach deren Trocknung wurden die Dublierkuvette und das Modell zusammengefügt und mit einem Bügel gesichert. Durch den Einflusskanal erfolgte die Applizierung des Schablonenwerkstoffes (Shera Polan), der im Verhältnis Basis: Katalysator = 1:1 angemischt wurde.



Abb. 53 – 54: Dublierform, Model und Zahngarnitur zur Herstellung der Schablone



Abb. 55: fertige Prothesenschablonen

Nach einer Abbindezeit von 60 min wurde die Schablone vom Modell abgehoben und die Zähne auf ihre Herauslösbarkeit überprüft.

4. Material und Methode

4.6 Standardisierungsprocedere und Durchführung der Studie

Palajet – System:

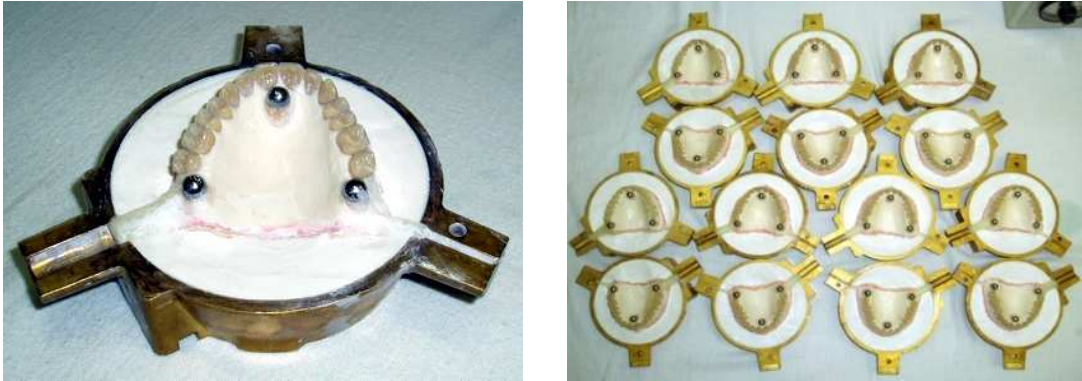


Abb. 56 - 57: Einzelküvette Palajet – System und Gesamtansicht Küvetten

Zuerst erfolgte die Fixierung der Modelle mit den Schablonen im Unterteil der Küvetten. Für die Einbettung kam Gips Typ Klasse II (Shera Arti Control) zu Anwendung. Die Positionierung der Modelle erfolgte mit der Umschlagfalte auf Höhe des Küvettenrandes, um im nächsten Schritt den Injektions – und Entlüftungskanal im Bereich der Tuber anbringen zu können. Diese haben einen Durchmesser von 7 bzw. 3 mm und wurden mit der Gipsoberfläche sorgfältig ohne Stufenbildung verwachst.

Prem – Eco –Line



Abb. 58 - 59 : Einzelküvette Prem – Eco – Line und Gesamtansicht Küvetten

Die Fixierung der Modelle erfolgte mit doppelseitigem, verschiebesicheren und wasserfestem Klebeband.

Stopf – Press – Verfahren



Abb. 60 – 61: Einzelküvette Stopf – Press – Verfahren und Gesamtansicht Küvetten

Die Einbettung der Modelle wurde nach dem gleichen Prinzip wie beim Palajet – System vorgenommen. Die Notwendigkeit des Anbringens eines Injektions – und Entlüftungskanal bestand bei diesem System nicht.

Nun erfolgte die erste Vermessung der Küvetten, um die Ausgangssituation zu erfassen. Dazu wurden diese mit einem Mattierungsspray eingesprüht und auf dem Objektträgertisch des Scanners am Anschlagbolzen positioniert und mit Klebeband fixiert. Nach Ausrichtung des Scanners wurde der Messvorgang gestartet. Hier am Prem Eco Line – System stellvertretend für alle Systeme dokumentiert.

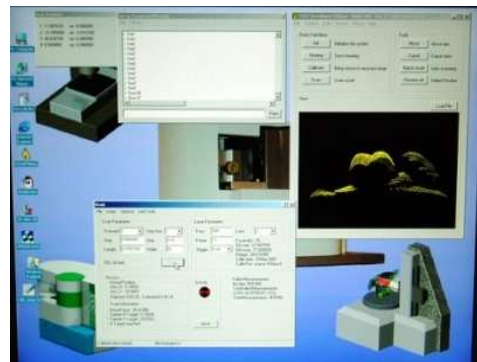
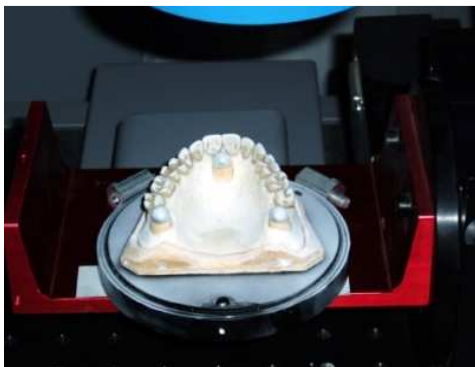


Abb. 62 - 63: Messaufbau und Computerdokumentation des Messvorgang

Im direkten Anschluss erfolgte die Überbettung der Prothesen mit Gips oder Dubliersilikon, um auszuschließen, dass eine Positionsänderung der Zähne stattfindet. Die Referenzpunkte erhielten zuvor eine Abdeckung mit Knetsilikon, um sie vor mechanischer Beanspruchung zu schützen und Verschmutzungen zu vermeiden. Silikonspray diente zur Isolierung der Prothesenschablone gegen den Gips des Konters.

4. Material und Methode

4.6.1 Palajet - System (HK)

Nach Trocknung der Isolierung auf den Gipsoberflächen (Aislar) wurde die Küvette mit Gips (Shera Arti Control) in zwei Phasen befüllt.

Die erste Schicht bedeckt die Zähne und bindet in diesem Füllungszustand ab. Auffällig ist, dass es bei der ersten Phase der Überbettung im Bereich des Frontzahnbogens bei allen Küvetten zu einer Rissbildung kam. (siehe Abb. Nr. 64) Nach erneuter Isolierung der Gipsoberfläche wurde im zweiten Schritt die Küvette bis zum Rand des Oberteils aufgefüllt und 60 min. Abbindezeit eingehalten.



Abb. 64 - 65:  berbettungsvorgang der Palajetk vetten

Nach Entnahme der Schablone wurden alle Flächen, die mit Palaexpress in Berührung kamen, 2 x mit Aislar isoliert. Ein Ausbr hen der Küvette entfiel. So konnte vermieden werden, dass der Gips erneut nass wird und eine unkontrollierte Expansion auftritt.



Abb. 66 - 67: geöffnete und fertig vorbereitete Palajetk vette

4. Material und Methode

Mit einem groben Diamanten erfolgte die Anrauhung der Basalflächen der Zähne, die anschließend 2x mit Palabond konditioniert wurden. Die wiederverschlossene Kuvette wurde ins Palajet – Injektionsgerät eingesetzt, so dass der Entlüftungskanal zur Entlüftungsschraube zeigte. Die Dichtfläche darf dabei nicht anliegen.

Das Mischungsverhältnis des Palaexpress betrug Pulver zu Flüssigkeit 2:1, wobei gleiche Höhe im Dosierbecher dem Mischungsverhältnis entsprach. Die Flüssigkeit wurde im Anmischbecher vorgelegt, das Pulver zügig hinzugegeben und mit einem Spatel zu einem homogenen Teig verrührt. In einem dünnen Strahl erfolgte das blasenfreie Einfüllen des Kunststoffteiges in den Füllzylindereinsatz, in den zuvor eine Dichtscheibe eingesetzt wurde. Der Injektionszeitpunkt des Kunststoffes war erreicht, wenn die Oberfläche nicht mehr glänzte und klebte. Während des Abwartens des Injektionszeitpunktes wurde das Palajet – Gerät vorbereitet, d.h. der Spritzzylinder wurde in den Metallzylinder eingesetzt und ins Palajet eingedreht, der Schlitten mit dem Presskolben nach hinten geschoben, um das anschließende Einsetzen des Metallzylinders mit dem injektionsbereiten Kunststoff zu ermöglichen. War dies geschehen, wurde der Schlitten vorgezogen und der Kunststoff 5 min. bei einem Druck von 4 bar injiziert. Trat am Entlüftungskanal eine kleine Menge Kunststoff aus, war die Hohlform vollständig ausgefüllt und die Dichtlippe konnte geschlossen werden. Anschließend wurde die Kuvette im Palamat bei 55°C, 2 bar 30 min polymerisiert.



Abb. 68 - 70: Geräteanordnung, Polymerisationsvorgang und schrittweise Ausbettung der Kuvetten

Nachdem die Kuvette auf Raumtemperatur abgekühlt war, wurden die Kuvettenringe mit den Ringabstreifer entfernt. Mit einem Kunststoffhammer wurde der Gips aus der Kuvette entfernt und die Prothese mit einem kleinen Meißel vorsichtig freigelegt.

4. Material und Methode

4.6.2 Prem – Eco – Line – System (PEL)

Hier wurde mit dem systeminnerten Dubliergel die gesamte Kuvette aufgefüllt und eine Abbindezeit von 45 min eingehalten. Nach einer Wässerungszeit von 15 min. wurde das Kuvettenoberteil aufgesetzt und anhand der Schraubverbindungen mit dem Unterteil fest fixiert. Danach erfolgte die vollständige Auffüllung der Kuvette mit Dubliergel. Für eine präzise Form wurde diese in einem 3 – 4 cm tiefen kalten Wasserbad 45 – 55 min. abgekühlt.

Um die Schablone aus der Dublierform entnehmen zu können, war es bei diesem System unumgänglich die Zähne aus ihren Zahnfächern mit zu entfernen. Diese wurden anschließend mit einem Wattestäbchen zurückgesetzt. Ein Abdecken der Referenzpunkt war bei diesem System nicht notwendig. Das Reponieren des Modells auf dem Unterteil der Kuvette wurde durch das wasserfeste Klebeband nicht notwendig.



Abb. 71 - 73: Ausgangssituation, Dublierform und Fertigstellung der Prothese

Das nochmals für 5 min. gewässerte und abgetrocknete Modell wurde 2 x dünn mit Prem - Eco - Line - Alginatlösung isoliert. Nach Entfernung der Verschlussstopfen erfolgte das Anlegen eines Einfluss – und Entlüftungskanal mit einem Kanalstecher. Dabei war darauf zu achten, dass diese im Bereich der Tuber maxillae liegen, da hier beim Gießvorgang die höchsten Punkte sind. Das einzuhaltende Mischungsverhältnis für den gekühlten Kunststoff betrug 10 g Pulver zu 5 ml Flüssigkeit. Die anschließende Polymerisation erfolgte 45 min. im Drucktopf bei 2,5 bar und 45°C Wassertemperatur. Nachdem die Kuvette langsam auf Raumtemperatur abgekühlt ist, wurde die Prothese entformt.

4. Material und Methode

4.6.3 Stopf – Press – Verfahren (SPV)

Nach der Entfernung der Schablone wurden alle Gipsoberflächen, die mit Kunststoff in Berührung kamen mit Gips – gegen – Kunststoffisolierung 2x dünn isoliert.



Abb. 74 - 75: Kuvette mit Schablone und Abdeckung der Referenzpunkte sowie vorbereitete Kuvette zur Polymerisation

Als Kunststoff kommt bei diesem System ein Kaltpolymerisat der Firma Aesthetic zum Einsatz. Das Mischungsverhältnis beträgt 20,5 g Pulver zu 10 ml Monomer. Die Flüssigkeit wird in einem Silikonmischbecher vorgelegt und das Pulver unter Rühren zügig hinzugefügt. Der Verarbeitungszeitpunkt ist erreicht, wenn die Oberfläche matt glänzt und sich vom Silikonbecher ablöst. Der Kunststoff wird entnommen und in die Form eingelegt. Nach dem Schließen der Kuvette wird ein Druck von 5t aufgebaut, der während der Polymerisationszeit von 60 min. konstant gehalten werden soll.



Abb. 76 - 78: Mischungsverhältnis Kunststoff / Pulver und schrittweise Ausbettung der Prothese

Danach wurde wie bei dem Palajet – System die Prothese vorsichtig mit einem Kunststoffhammer und Meisel freigelegt.

5. Statistische Auswertung

Für den Vergleich der Einzelküvetten mit dem Referenzbild wurde für diese Studie die Entropie gewählt.

Der Begriff der Entropie stammt aus der Informationstheorie und wurde in den späten 40ern von C. E. Shannon eingeführt. In der Wahrscheinlichkeitsrechnung/Statistik kann die Entropie als Maß für die Abweichung einer Verteilung/Häufigkeitsverteilung von der Gleichverteilung betrachtet werden. Stärker um einen Punkt konzentrierte Verteilungen haben dabei geringere Entropien als sehr breit gestreute Verteilungen. So ist die Entropie einer Einpunktverteilung (bei der immer nur ein Wert auftreten kann) gleich Null, während die Entropie einer Gleichverteilung (bei der jeder mögliche Wert gleichwahrscheinlich auftritt) maximal ist. Üblicherweise wird mit der normierten Entropie gearbeitet, so dass sie Werte zwischen Null (Einpunktverteilung) und Eins (Gleichverteilung) annehmen kann.

In der vorliegenden Studie wurde die Entropie als Merkmal zur Charakterisierung der Verteilung der Differenzen zwischen der Ausgangsschablone und der polymerisierten Prothesen benutzt. Dafür wurden die Häufigkeitsverteilungen der Abweichungen im Bereich von - 0.300 mm bis + 0.300 mm bei einer Intervallbreite von +/- 0.021 mm zugrunde gelegt. Die Abbildung 79 (S.51) zeigt eine Verteilung mit geringer Entropie, bei der sich die Werte stark um einen Differenzbereich der Farbskala konzentrieren. Die Verteilung in Abbildung 98 (S.61) stellt eine Verteilung dar, bei der viele verschiedene, den ganzen Bereich von - 0.300 mm bis + 0.300 mm überdeckende Werte auftreten. Die Entropie dieser Verteilung ist nahe Eins.

Auf die Verteilung der Abweichungen über den Zahnkranz bezogen, tendieren Differenzbilder mit einer konstanten bzw. sehr geringen Schwankungsbreite in Richtung Entropie gleich Null. Bilder mit einer stark schwankenden, über die gesamte Farbskala verteilten Abweichung zeigen dagegen eine Tendenz in Richtung Entropie gleich Eins. Je kleiner die Entropie ist, umso genauer wird die Ausgangssituation in die polymerisierte Form umgesetzt.

Für die Ermittlung der Signifikanzen wurden der Wilcoxon – Test und der Mann-Whitney-U verwendet.

6. Ergebnisse

Die Ergebnisse stützen sich auf die Auswertung der generierten Farbdetailbilder im Qualify 7 für je 14 einzelne Kuvette pro System und die statistische Auswertung der Abweichungen der einzelnen Kuvetten je System in Bezug zur Referenzmessung, den Vergleich der gebrauchten Kuvetten zu neuen Kuvetten je System und den Vergleich der Abweichungen der Systeme untereinander.

6.1 Auswertungen der einzelnen Kuvetten

Es soll eruiert werden, wie groß die Abweichungen von der Ausgangssituation zur fertiggestellten Prothese in jeder einzelnen Kuvette sind und in welche Richtung diese stattgefunden haben.

Als erstes erfolgte anhand der Referenzkugeln das Erstellen der Differenzbilder mit dem Programm Geomagic 8. Bei der Auswahl der Parameter wurde davon ausgegangen, dass die zu erwartende Abweichung bei +/- 0,3 mm liegt. Der Toleranzbereich von 8 µm ergibt sich aus dem Differenzierungsverhalten des Zahnhalteapparates, der auf Prothesenträger übertragen werden kann. Alle sich in diesem Bereich befindlichen Punkte werden gleich null gesetzt, da unterhalb von 8 µm keine Differenzierung für den Patienten spürbar ist. Durch die farbliche Unterteilung in 47 Farben konnte ein erster Eindruck gewonnen werden, in welche Richtung die Veränderungen stattgefunden haben.

Die Differenzbilder wurden in das Auswertungsprogramm Qualify 7 geladen, wo das Referenzbild, in diesem Fall jeweils die Ausgangsmessung der einzelnen Schablonen und das Testbild, die in Kunststoff überführte Form, festgelegt wurden.

Im nächsten Schritt erfolgte die Reduzierung der Differenzbilder auf den Zahnkranz, um sicherzustellen, dass ausschließlich die Abweichungen der Zähne ausgewertet wurden. Die Prothesenkunststoffanteile sollten hier keine Beachtung in der Auswertung finden. Dazu wurden die Zahnzwischenräume ebenfalls ausgeschnitten. Dann erfolgte die Auswertung der Daten mit der Programmoption 3 D Compare, in der exakt dieselben Parameter eingegeben wurden wie im Geomagic 8. Hier wurden entsprechend der Farbskala zu entnehmenden Einteilung die bildbeschreibenden Punkte in die einzelnen Farbsegmente eingeordnet. So wurde anhand von Zahlen sichtbar, in welche Richtung die Abweichung stattgefunden hat. Zu erwarten waren verstärkt vertikale Abweichungen in positiver Richtung, d.h. Bisshebung, und Veränderungen in horizontaler Richtung.

6.1.1 Vergleich der Küvetten in Bezug auf das Referenzbild

Um die Verteilung der Küvetten in Bezug zu ihrer Genauigkeit zu ermitteln, wurden diese mit dem Referenzbild verglichen und in Form der Entropie dargestellt.

Zur Ermittlung des Referenzbildes wurde eine Schablone mit Referenzpunkten auf der Grundplatte des MODU – Systems hergestellt und das erste Testbild erzeugt. Dabei wurden exakt die Einstellungen der späteren Vermessungen verwendet. Das Modell wurde nach dem ersten Scannvorgang aus dem Laserscanner entnommen und erneut auf dem Objektträger des Scanners positioniert. Nach der zweiten Vermessung erfolgte mit der ausgewählten Software die Generierung des Bildes.

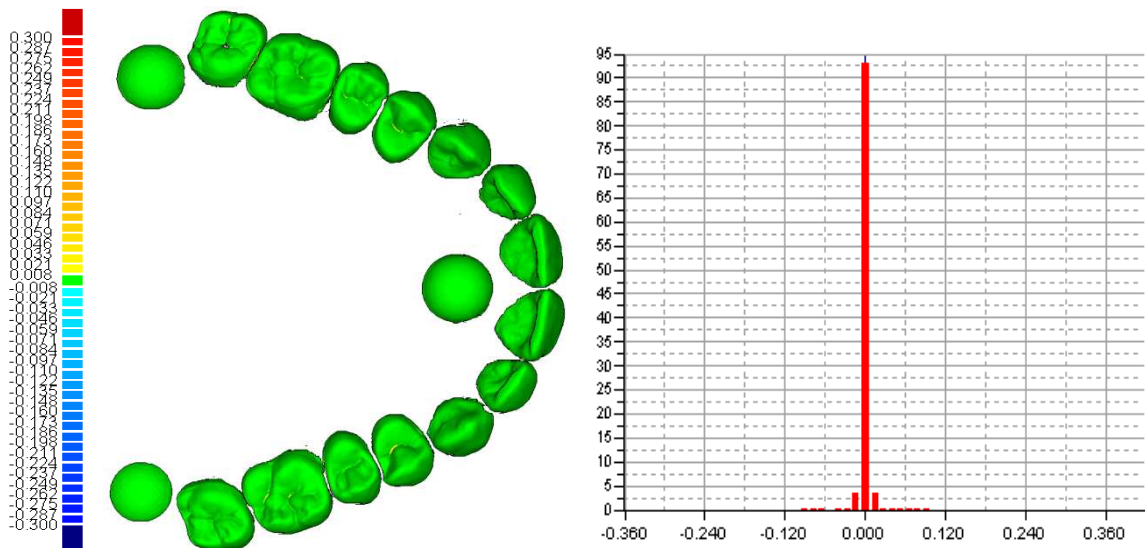


Abb. 79 - 80: Referenzmessung mit Farbscala und Säulendiagramm

Das Referenzbild zeigt anhand der Prozentverteilung in der Farbscala, dass 92 % der Punkte im Toleranzbereich von $\pm 0.008 \mu\text{m}$ liegen.

Die mittlere Abweichung liegt bei $\pm 0.003 \text{ mm}$ und die Standardabweichung bei 0.005 mm . Damit ist gewährleistet, dass das Messsystem und die Software in der Lage sind, die Messungen korrekt auszuwerten. Der Toleranzbereich von 0.008 mm wird exakt erfasst. Um mehr als 99 % der Punkte zu erfassen, wurde der Toleranzbereich auf $\pm 0.021 \text{ mm}$ erweitert. Dies wurde auch deshalb notwendig, weil einige Küvetten mit ihren Differenzwerten außerhalb der angenommenen Abweichungen lagen. Deswegen wurde in der statistischen Auswertung dieser Toleranzbereich zu Grunde gelegt.

6. Ergebnisse

Die Darstellung der einzelnen Küvetten im Vergleich zum Referenzbild ergibt folgende Verteilung:

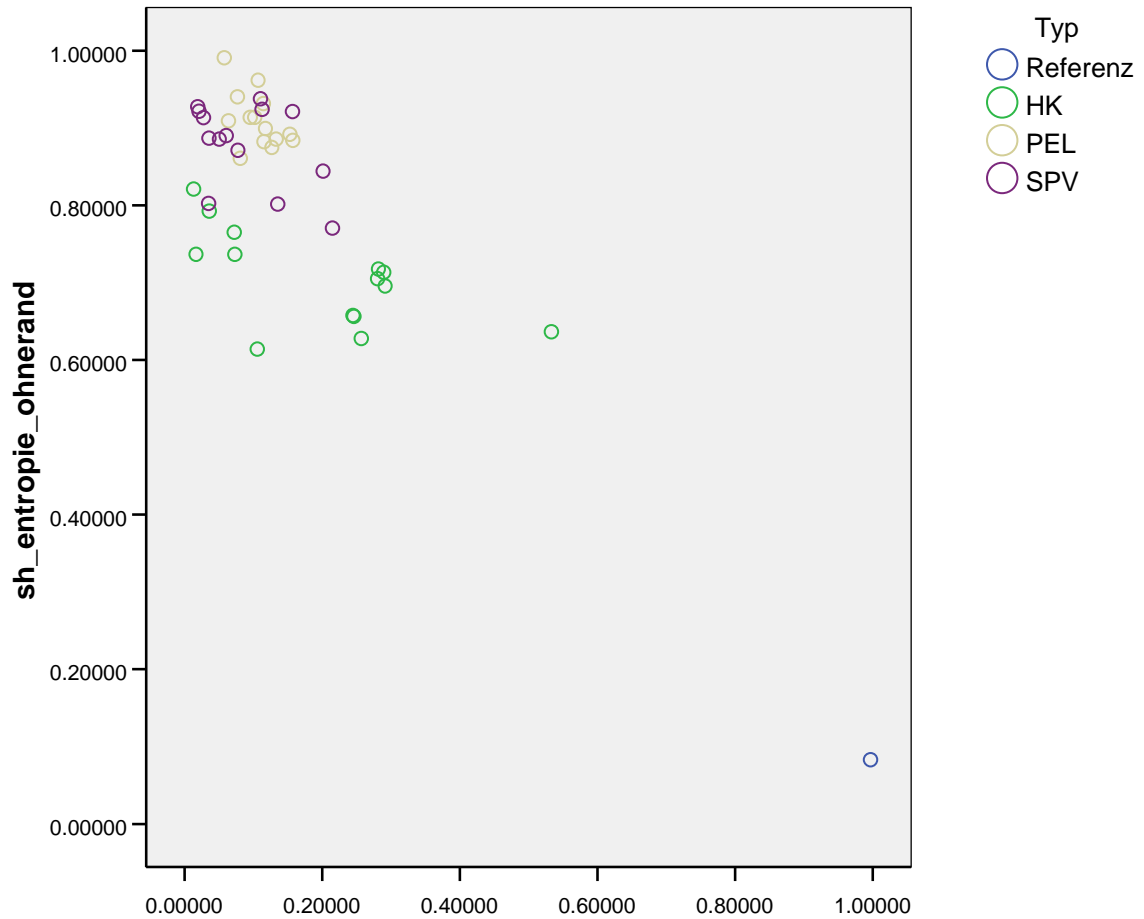


Abb. 81: Darstellung der Entropieverteilung der getesteten Küvetten zum Referenzbild

Es ist erkennbar, dass keine der getesteten Küvetten im Bereich des Referenzbildes mit der Entropie gleich Null liegt. Die Küvetten des Palajet – Systems kommen diesem am nächsten. Ihre Verteilung ist über einen Entropiebereich von 0.6 bis 0.8 breit gestreut. Das Gießsystem Prem - ECO – Line und das Stopf – Press – Verfahren zeigen eine fast entgegengesetzte Verteilung mit einer Entropie zwischen 0.8 und 1. Die Küvetten liegen jedoch enger beieinander.

6. Ergebnisse

6.2 Auswertung Palajet – System (HK)

6.2.1 Auswertung der gebrauchten Küvetten

Die Auswertung stützt sich auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 gebrauchten Küvetten umgesetzt wurden. Die Diagramme der Differenzverteilung der gemessenen Punkte mit den dazugehörigen Farbbildern sehen wie folgt aus:

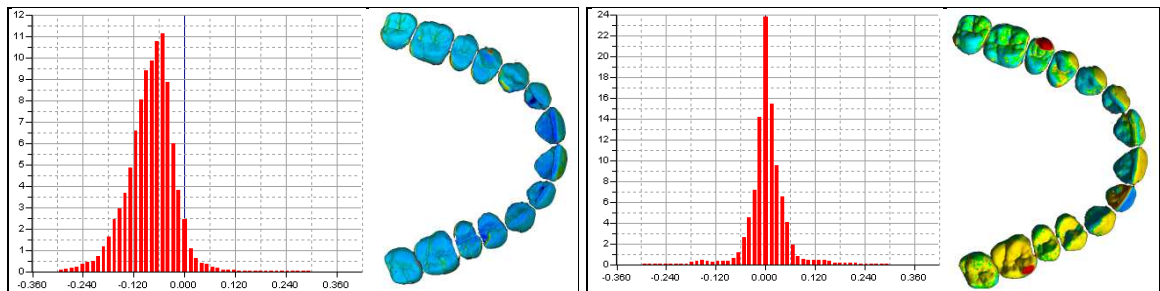


Abb. 82: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A1 Abb. 83: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A2

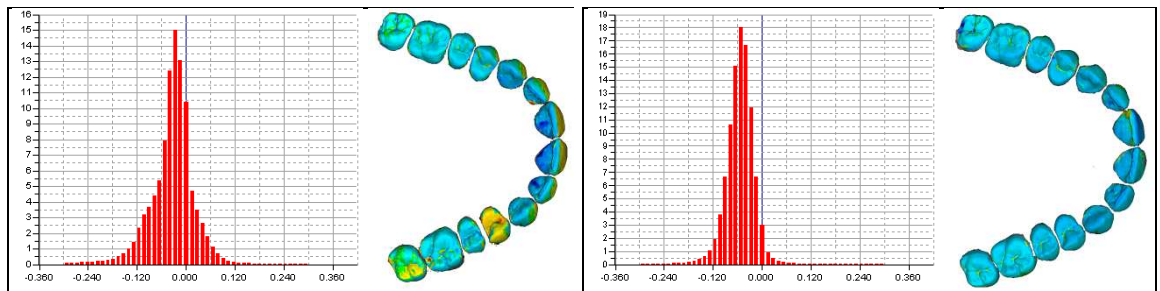


Abb. 84: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A3 Abb. 85: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A4

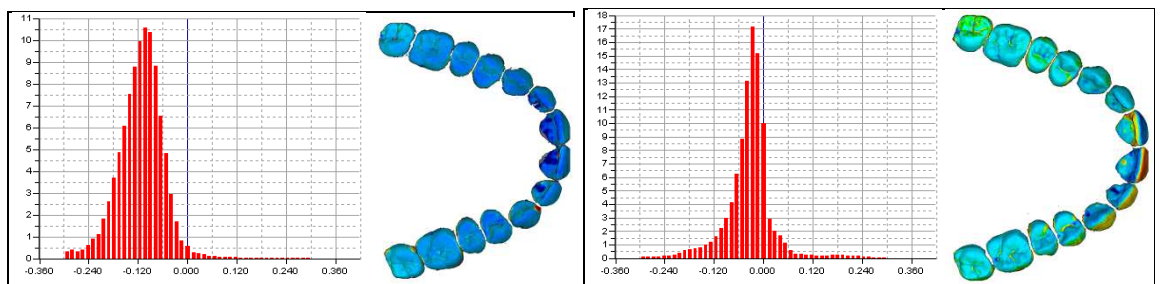


Abb. 86: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A5 Abb. 87: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A6

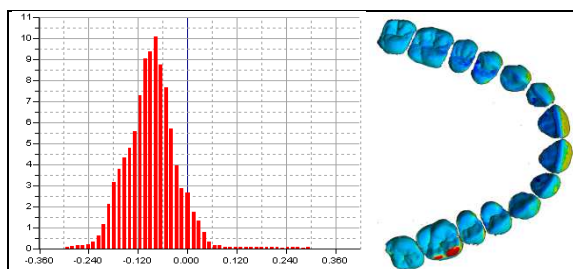


Abb. 88: Säulen – und Farbbildschirm Palajet HK A7

6. Ergebnisse

Die Darstellung der mittleren positiven und negativen Abweichungen der gebrauchten Küvetten ergibt folgendes Diagramm:

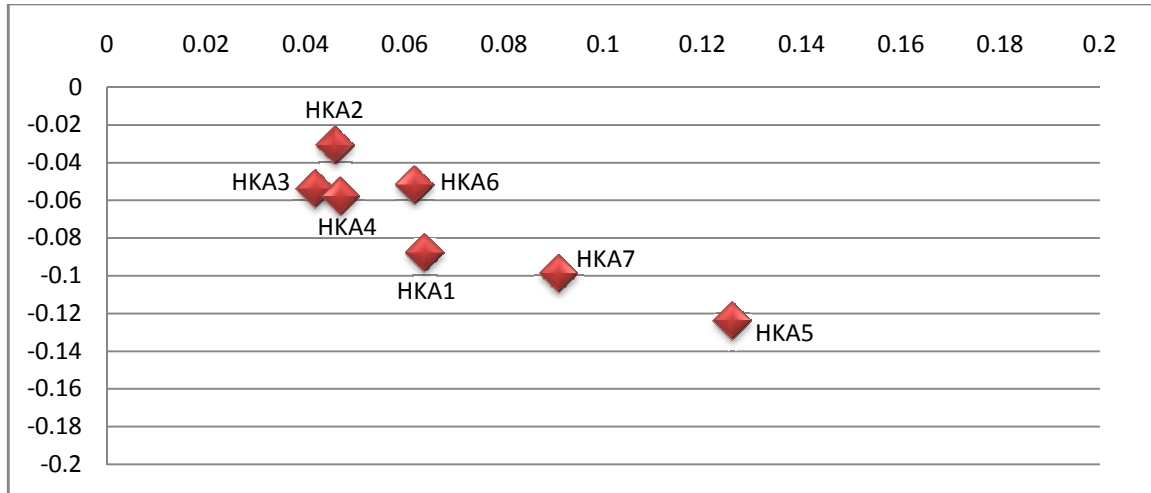


Abb. 89: Grafische Darstellung mittlere Abweichung gebrauchte Küvetten HK

Tab. 1: Mittlere positive und negative Abweichung gebrauchten Küvetten HK

HK A1	HK A2	HK A3	HK A4	HK A5	HK A6	HK A7
0.064	0.046	0.042	0.047	0.126	0.062	0.091
-0.088	-0.031	-0.054	-0.058	-0.124	-0.052	-0.099

Die Diagramm – und Farbbilddarstellungen zeigen eine weitestgehend gleichmäßige Verteilung der Differenzen zwischen Ausgangsprothese und Endprothese. Dabei ist erkennbar, dass sich die Abweichungen hauptsächlich in vertikaler Richtung befinden und eine Bissenkung darstellen. Die Streuung der Werte liegt im angenommenen Differenzbereich von ± 0.300 mm und weist eine geringe Breite auf.

Es ist festzustellen, dass sich der Differenzbereich zwischen -0.124 als maximale negative Abweichung und 0.126 als maximale positive Abweichung bewegt. Diese Maximalwerte wurden beide bei der Küvette HK A5 gemessen. Alle anderen 6 Küvetten liegen innerhalb dieser Differenzwerte.

Die Küvetten HK A2, HK A3 und HK A4 weisen mit Abweichungen von -0.031 mm und $+0.058$ mm die geringsten Unterschiede zur Ausgangsmessung auf. HK A1 und HK A6 liegen zwischen -0.088 und $+0.064$ mm Abweichung. Die Küvette HK A7 liegt im Bereich von -0.099 und $+0.091$ mm Differenz zur Ausgangssituation.

Bei der Kuvette HK A2 ist zu sehen, dass sie mit ihren Hauptanteilen im Toleranzbereich von $+ / - 0.008$ mm liegt, aber eine zusätzliche Abweichung in horizontaler Richtung vorliegt. Diese Veränderung betrifft den Quadrant 2 vom Zahn 21 bis zum Zahn 27, die eine Bisshebung erkennen lässt. Dem entsprechend zeigt der Gegenquadrant eine Bissenkung. Diese ist jedoch im Vergleich mit der Farbscala nicht so ausgeprägt wie die Bisshebung im Quadrant 2. Während die palatinalen Höcker (Zahn 14 – 17) eine Bissenkung aufweisen, liegen die vestibulären Höcker im Toleranzbereich. Im Quadrant 2 liegen die kompletten Okklusionsflächen der Zähne (24 – 27) im Bereich der Bisshebung.

Die Kuvette HK A3 zeigt Einzelzahnabweichungen des Zahnes 24 und 27. Der Zahn 24 liegt mit seiner gesamten Okklusionsfläche im Bereich einer Bisshebung, während die übrigen Zähne eine gleichmäßige Bissenkung aufweisen, ausgenommen der Zahn 27, der im Bereich der vestibulären Höcker eine Bisshebung zeigt.

6. Ergebnisse

6.2.2 Auswertung der fabrikneuen Küvetten

Die Auswertung stützt sich auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 fabrikneuen Küvetten umgesetzt wurden. Die Diagramme der Differenzverteilung der gemessenen Punkte mit den dazugehörigen Farbbildern sehen wie folgt aus:

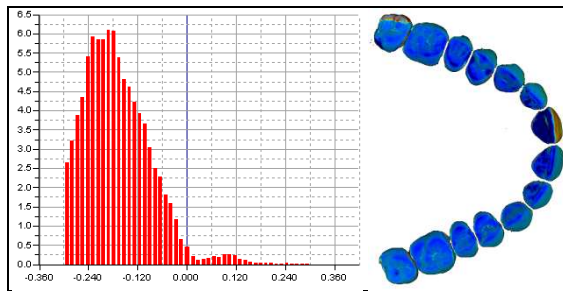


Abb. 90: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N1

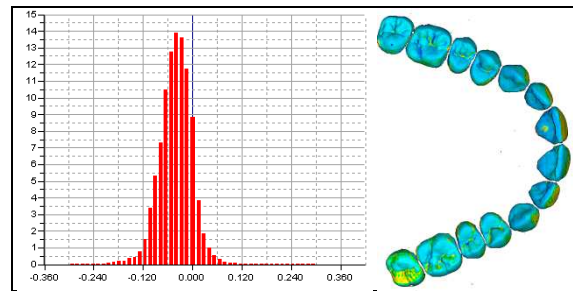


Abb. 91: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N2

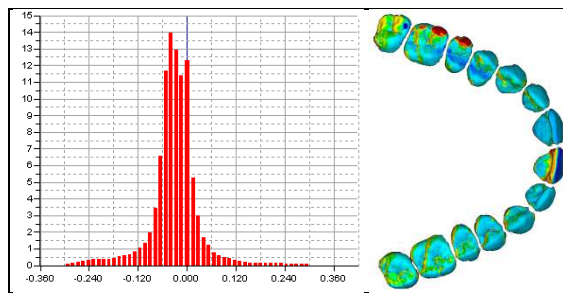


Abb. 92: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N3

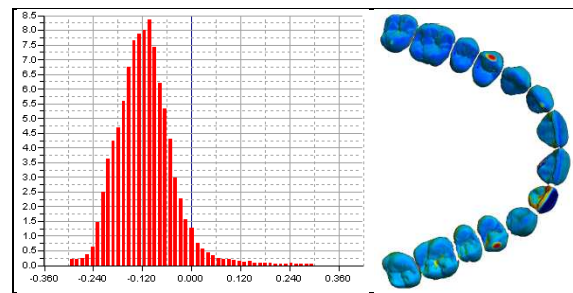


Abb. 93: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N4

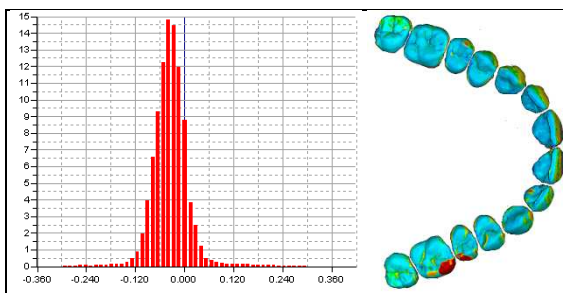


Abb. 94: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N5

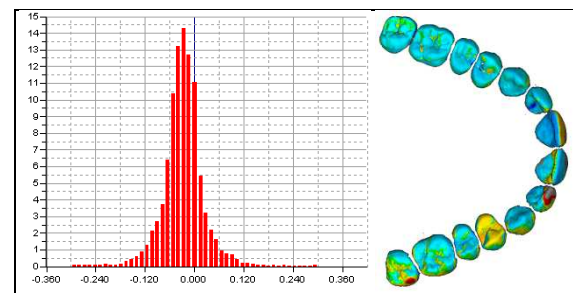


Abb. 95: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N6

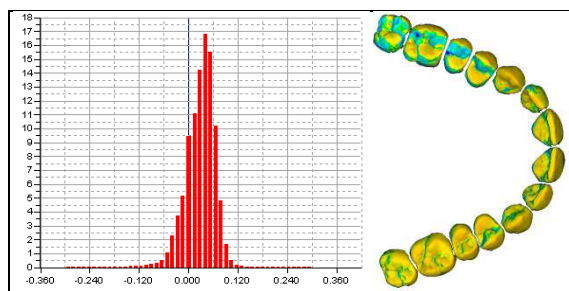


Abb. 96: Säulen – und Farbdigramm Palajet HK N7

6. Ergebnisse

Die mittleren negativen und positiven Abweichungen der fabrikneuen Küvetten sind im folgenden Diagramm erkennbar

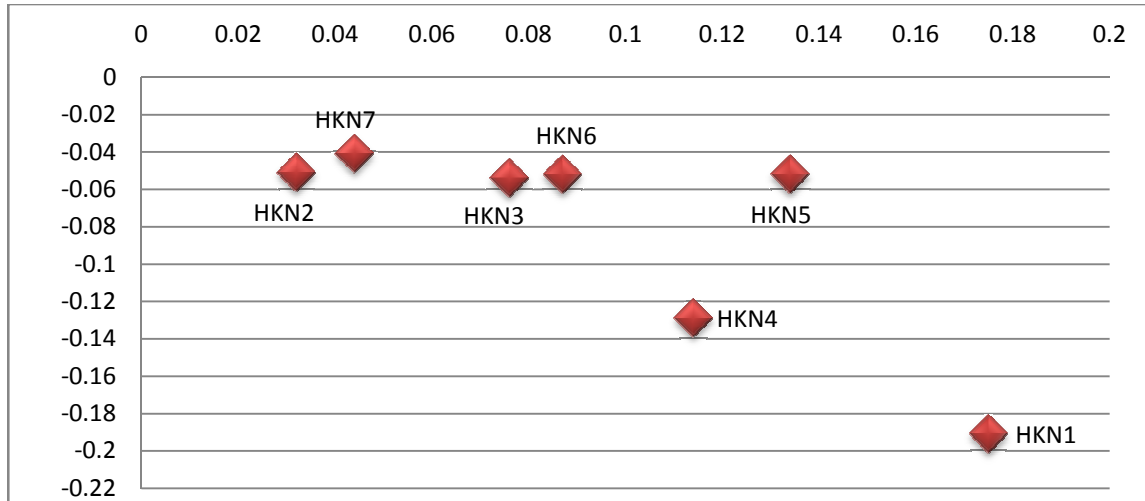


Abb. 97: Grafische Darstellung mittlere Abweichung fabrikneue Küvetten HK

Tab. 2: Mittlere positive und negative Abweichung fabrikneue Küvetten HK

HK N1	HK N2	HK N3	HK N4	HK N5	HK N6	HK N7
0.175	0.032	0.076	0.114	0.134	0.087	0.044
-0.191	-0.051	-0.054	-0.129	-0.052	-0.052	-0.041

Die Diagramm – und Farbbilddarstellungen zeigen eine weitestgehend gleichm Bige Verteilung der Differenzen zwischen Ausgangsprothese und Endprothese. Dabei ist erkennbar, dass sich die Abweichungen hauptsächlich in vertikaler Richtung befinden und eine Bissenkung darstellen. Die Streuung der Werte liegt im angenommenen Differenzbereich von ± 0.300 mm und weist eine geringe Breite auf.

Bei den fabrikneuen Küvetten liegt der Differenzbereich zwischen -0.191 mm und $+0.175$ mm Gemessen wurden diese Werte bei der Küvette HK N1. Alle anderen 6 Küvetten liegen innerhalb dieser Divergenz. Die Küvetten HK N 2 und HK N7 weisen die geringsten Unterschiede zum Ausgangsbild auf, die zwischen -0.052 mm und $+0.044$ mm liegen.

Die Küvetten HK N3 und HK N6 folgen mit Werten zwischen -0.054 mm und + 0.087mm. Bei den Küvetten HK N 4 und HK N 5 liegen die Differenzwerte bei -0.129 mm und + 0.134 mm. Die Küvette HK N1 zeigt die größten Abweichungen gleichmäßig verteilt in vertikaler Dimension, in horizontaler oder sagittaler Richtung sind keine Veränderungen erkennbar. Zusätzlich erfolgte eine Einzelzahnabweichung von 11 nach palatinal.

Neben der vertikalen Abweichung zeigt die Küvette HK N4 auch eine Verschiebung in sagittaler Richtung. Dabei ist der Quadrant 1 mehr von der Absenkung betroffen als der 2. Quadrant. Zusätzlich zeigt der Zahn 22 eine starke Vestibulärkipfung.

Eine Einzelzahnabweichung des Zahnes 24 ist bei der Küvette HK N6 aufgetreten. Die Verschiebung erfolgte in vertikaler Richtung mit positiver Tendenz.

Die Küvette HK N7 zeigt entgegen allen anderen vermessenen Küvetten dieses Systems eine vertikale Veränderung in positiver Richtung, d.h. hier liegt eine Bisshebung vor. Dabei ist auch hier zusätzlich eine Verschiebung in sagittaler Richtung aufgetreten, die im 1. Quadranten nicht ganz so stark ausgeprägt ist.

6. Ergebnisse

6.2.3 Vergleich der gebrauchten und fabrikneuen Küvetten

Den Vergleich der Standardabweichung der gebrauchten und fabrikneuen Küvetten zeigt die folgende Abbildung:

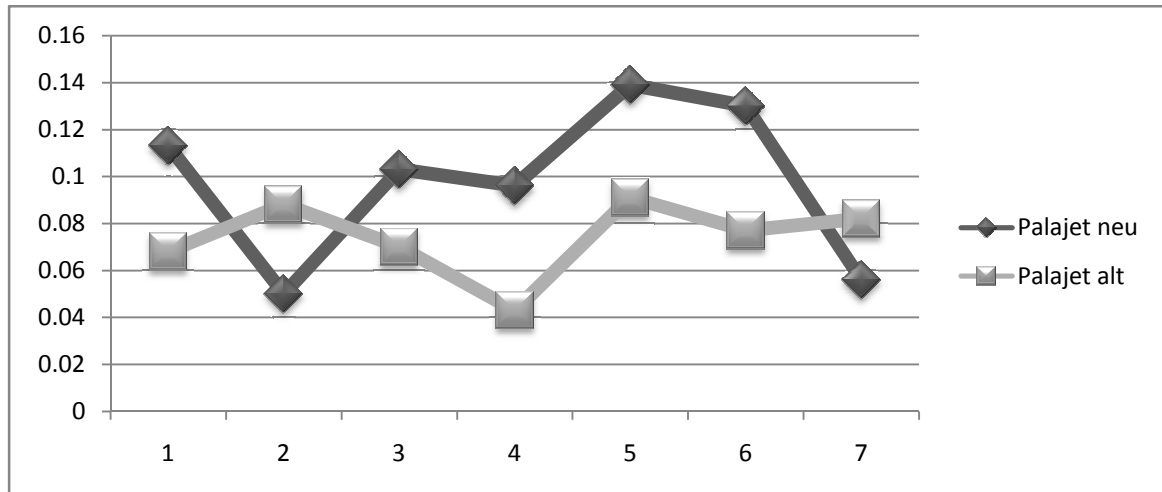


Abb. 98: Grafische Darstellung Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten HK

Tab. 3: Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten HK

HK A1	HK A2	HK A3	HK A4	HK A5	HK A6	HK A7
0.068	0.088	0.070	0.043	0.091	0.077	0.082
HK N1	HK N2	HK N3	HK N4	HK N5	HK N6	HK N7
0.113	0.050	0.103	0.096	0.139	0.130	0.056

Alle Differenzbilder der Zahnkränzen der gebrauchten und fabrikneuen Küvetten lagen im angenommenen Bereich von ± 0.3 mm. Eine Korrektur des Auswertungsbereiches war nicht notwendig. In der Gesamtheit dieses Systems ist eine Bissenkung erkennbar, die Hauptabweichungsrichtung liegt in negativer vertikaler Dimension. 12 der ausgewerteten Küvetten weisen in ihren Differenzauswertungen eine Bissenkung auf, eine Küvette (HK A2) liegt im Toleranzbereich von 0.008 mm und eine Küvette (HK N7) zeigte eine Bisshebung.

6. Ergebnisse

Im Durchschnitt konnten bei 12 Küvetten zwischen 11 - 24 % der Punkte einem Farbdifferenzsegment zugeordnet werden. Bei der Küvette HK N1 lagen 6.2 % und bei der Küvette HK N4 8.3 % in einem Differenzbereich. Die Streuung der gemessenen Werte bewegt sich bei diesem System in einem eng umschriebenen Bereich. Die Abweichungen sind gleichmäßig über die gesamte Okklusionsfläche verteilt. Die maximale positive und negative Differenz zeigt die Küvette N1 mit + 1.496 mm und – 1.466 mm.

Die grafische Darstellung der Standardabweichung im Vergleich zwischen gebrauchten und fabrikneuen Küvetten zeigt, dass die gebrauchten Küvetten eine geringere Streuung aufweisen als die fabrikneuen Küvetten.

Die mittlere Abweichung der gebrauchten Küvetten liegt bei 0.074 mm. Die fabrikneuen Küvetten liegen im Mittel bei 0.098 mm. Damit weisen die gebrauchten Küvetten eine geringere durchschnittliche Abweichung auf als die fabrikneuen Küvetten.

Im statistischen Vergleich ist kein signifikanter Unterschied zwischen gebrauchten und fabrikneuen Küvetten feststellbar.

Vergleich fabrikneu – gebraucht:

Statistik für Test(b,c)

	summe_oben	summe_unten	[-0.021,0.021] relativ
Mann-Whitney-U	16.000	20.000	24.000
Wilcoxon-W	44.000	48.000	52.000
Z	-1.086	-.575	-.064
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	.277	.565	.949
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	.318(a)	.620(a)	1.000(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

b Gruppenvariable: Subtyp

c Typ = HK

6. Ergebnisse

6.3 Auswertung Prem – Eco – Line – System

6.3.1 Auswertung der gebrauchten Küvetten

Die Auswertung basiert auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 gebrauchten Küvetten umgesetzt wurden. Diese hat folgende Differenzbilder und Punkteverteilungen ergeben:

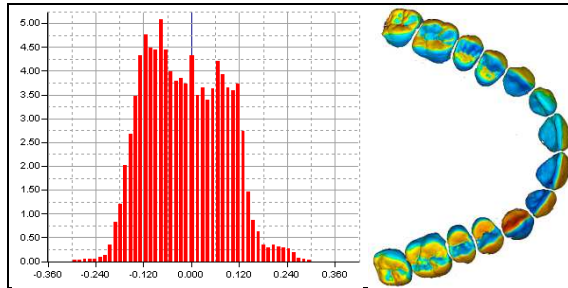


Abb. 98: Säulen – und Farbdiagramm PEL A1

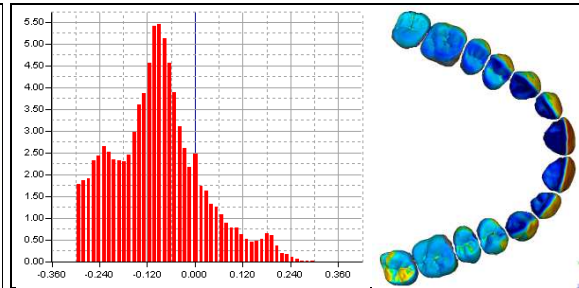


Abb. 99: Säulen – und Farbdiagramm PEL A2

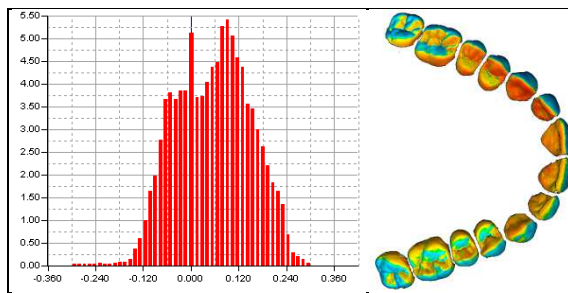


Abb. 100: Säulen – und Farbdiagramm PEL A3

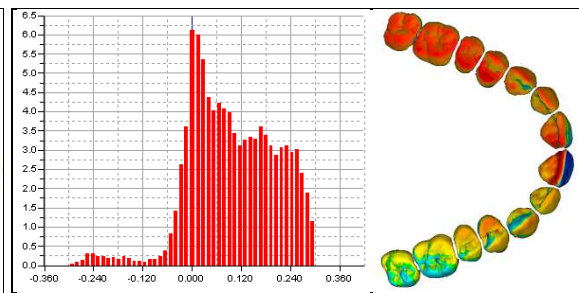


Abb. 101: Säulen – und Farbdiagramm PEL A4

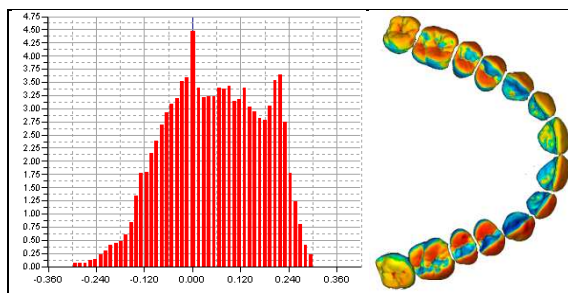


Abb. 102: Säulen – und Farbdiagramm PEL A5

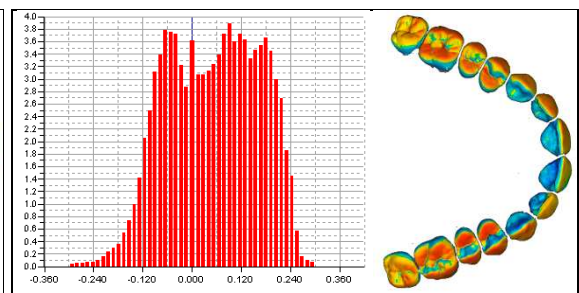


Abb. 103: Säulen – und Farbdiagramm PEL A6

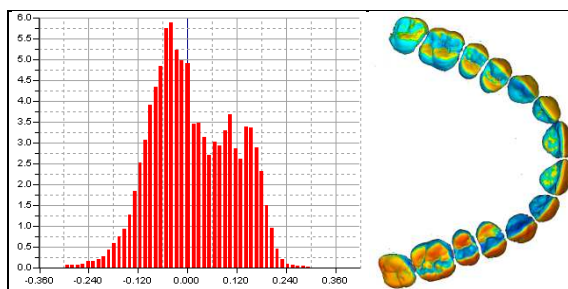


Abb. 104: Säulen – und Farbdiagramm PEL A7

6. Ergebnisse

Die Darstellung der durchschnittlichen Abweichung im positiven und negativen Bereich für die gebrauchten Küvetten sieht wie folgt aus:

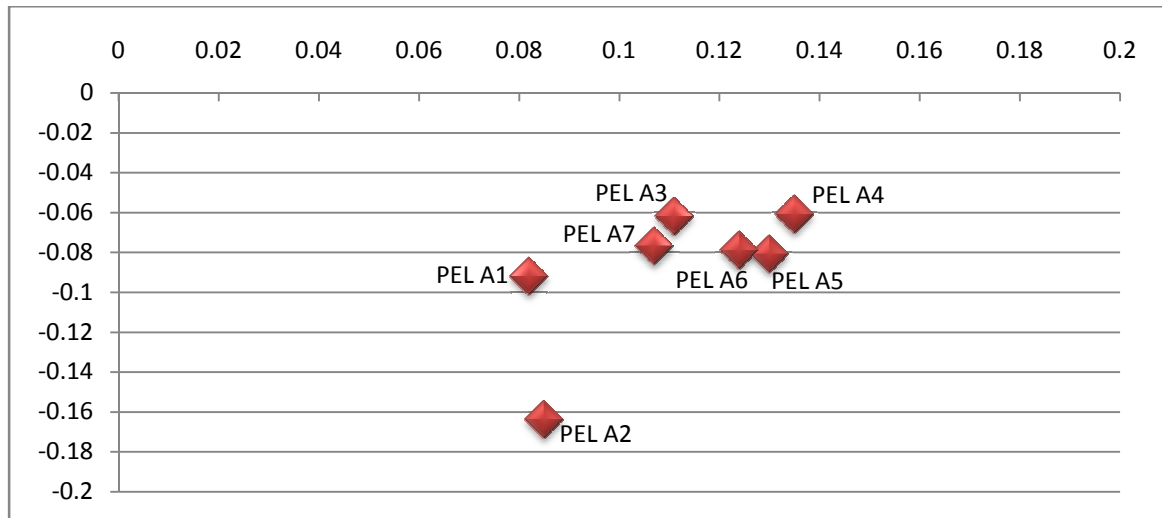


Abb. 105: Grafische Darstellung mittlere Abweichung gebrauchte Küvetten PEL

Tab. 4: Mittlere positive und negative Abweichung gebrauchte Küvetten PEL

PEL A1	PEL A2	PEL A3	PEL A4	PEL A5	PEL A6	PEL A7
0.082	0.085	0.111	0.135	0.130	0.124	0.107
-0.092	-0.164	-0.062	-0.061	-0.081	-0.079	-0.077

Der Differenzbereich liegt im positiven Bereich bei + 0.135 mm (PEL A4) und negativen Bereich bei - 0.164 mm (PEL A2). Die Küvette PEL A1 weist mit - 0.092 mm und + 0.082 mm Differenz den geringsten Unterschied zum Ausgangszustand auf. Die Küvette PEL A2 fällt durch ihren extrem negativen Differenzwert von - 0.164 mm im Vergleich mit den anderen Küvetten auf. Die Küvetten PEL A3, PEL A4, PEL A5, PEL A6 und PEL A7 liegen in ihren negativen Abweichungen in einem Differenzbereich von - 0.062 mm bis 0.081 mm. Die positiven Werte liegen zwischen + 0.107 mm und 0.135mm.

Die Verteilung der Abweichung ist breit gefächert. Eine eindeutige Einordnung der Küvetten in positive oder negative vertikale Richtung ist nicht möglich, da die Zahnkränze sowohl Bereiche der Bisshebung als auch der Bissenkung aufweisen. PEL A2 zeigt als einzige der 7 Küvetten eine Dimensionsveränderung in negativer Richtung. Bei dieser war eine Korrektur des Differenzbereiches auf + / - 0.6 mm notwendig. Der 1.Quadrant der Küvette PEL A4 zeigt eine deutliche Bisshebung, während der 2. Quadrant eine Bissenkung vorweist. Die Abweichungen bei den übrigen Küvetten sind komplex und diffus über die gesamte Zahnreihe verteilt.

6. Ergebnisse

6.3.2 Auswertung der fabrikneuen Kivetten

Die Auswertung basiert auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 fabrikneuen Kivetten umgesetzt wurden. Diese hat folgende 7 Differenzbilder und Punktevverteilungen ergeben:

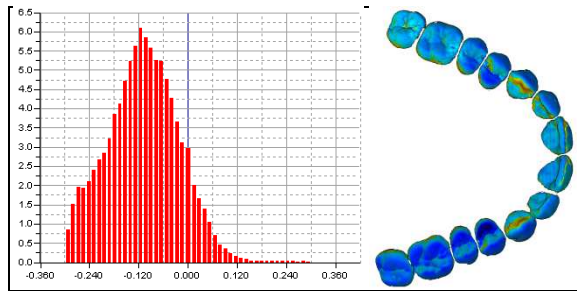


Abb. 106: Säulen – und Farbdigramm PEL N1

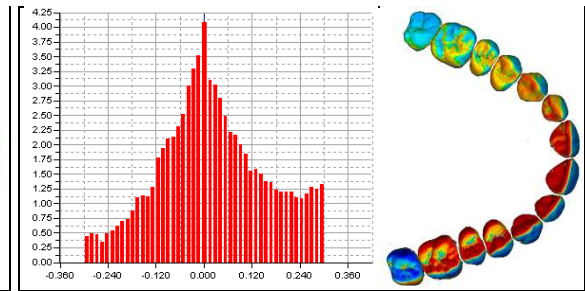


Abb. 107: Säulen – und Farbdigramm PEL N2

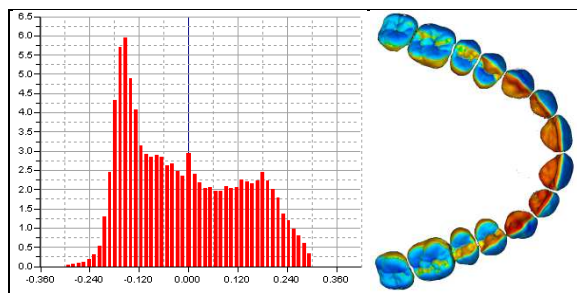


Abb. 108: Säulen – und Farbdigramm PEL N3

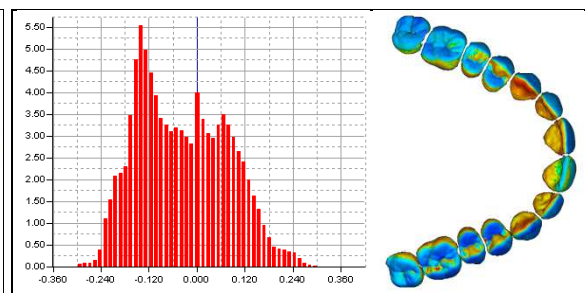


Abb. 109: Säulen – und Farbdigramm PEL N4

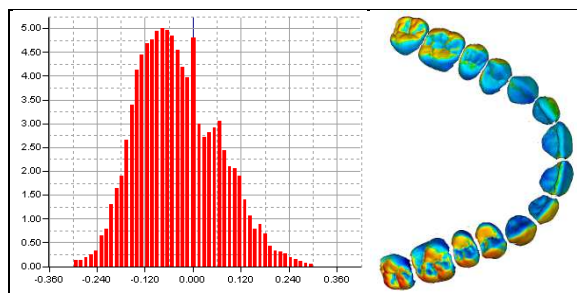


Abb. 110: Säulen – und Farbdigramm PEL N5

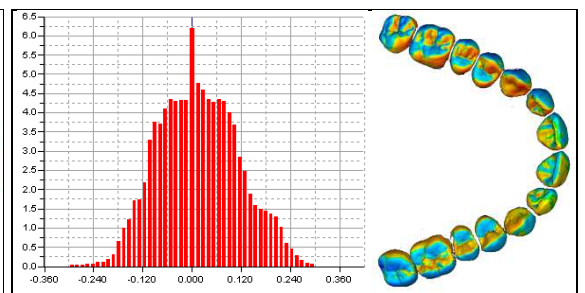


Abb. 111: Säulen – und Farbdigramm PEL N6

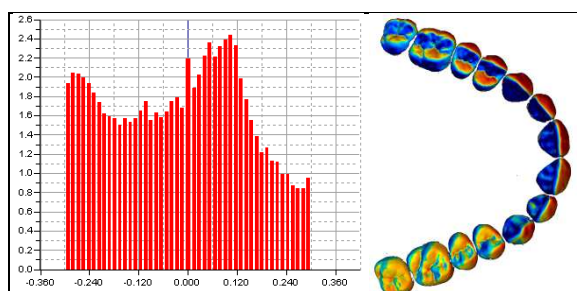


Abb. 112: Säulen – und Farbdigramm PEL N7

6. Ergebnisse

Die grafische Darstellung der durchschnittlichen Abweichungen der fabrikneuen PEL – Küvetten sieht wie folgt aus:

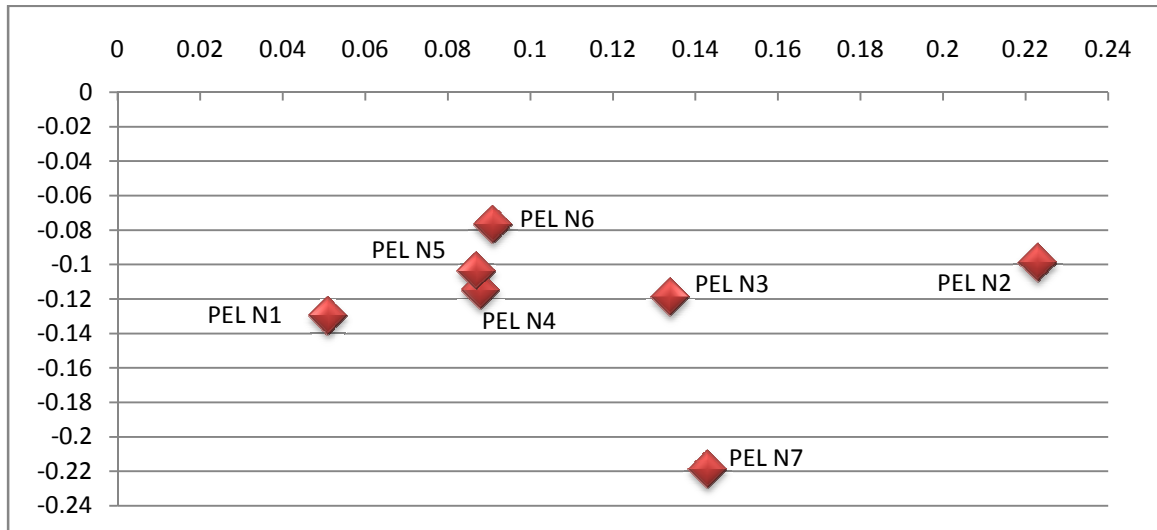


Abb. 113: Grafische Darstellung mittlere Abweichung fabrikneue Küvetten PEL

Tab. 5: Mittlere positive und negative Abweichung fabrikneue Küvetten PEL

PEL N1	PEL N2	PEL N3	PEL N4	PEL N5	PEL N6	PEL N7
0.051	0.223	0.134	0.088	0.087	0.091	0.143
-0.130	-0.099	-0.119	-0.115	-0.104	-0.077	-0.219

Bei diesen Küvetten ist die Tendenz einer Bissenkung erkennbar, die ausgewerteten Punkte sind dabei breit über alle Farbdifferenzsegmente verteilt.

Der Differenzbereich zeichnet sich von -0.219 mm (PEL N7) bis $+0.223$ mm ab. Auffällig sind hier zwei Küvetten. Die PEL N7 zeigt einen extremen negativen Differenzwert von -0.219 mm und einen positiven Differenzwert von $+0.143$ mm zum Ausgangszustand. Die Küvette PEL N2 fällt mit ihrem sehr großen positiven Differenzwert von $+0.223$ mm auf. Die geringste Abweichung weist die Küvette PEL N6 mit -0.077 mm und $+0.091$ mm auf. Die Küvetten PEL N4 und N5 liegen eng beieinander im Bereich von -0.115 mm und $+0.088$ mm. PEL N1 hat zwar den geringsten positiven Differenzwert, zeigt aber in negativer Richtung eine Abweichung von -0.130 mm. Diese weist als einzige der 7 Küvetten eine fast gleichmäßig über die Zahnreihe verteilte Veränderung in negative vertikale Richtung auf, wobei der 2. Quadrant etwas mehr abgesenkt ist. PEL N2 hat im zweiten Quadranten eine deutliche Bisshebung, die eine Korrektur auf $+/-0.6$ mm notwendig werden lies. Der Zahn 27 hat sich in dieser Küvette in negative vertikale Richtung abgesenkt.

6. Ergebnisse

6.3.3 Vergleich gebrauchte und fabrikneue Küvetten

Der Vergleich der Standardabweichung der alten und neuen Küvetten im Vergleich zeigt die folgende Abbildung:

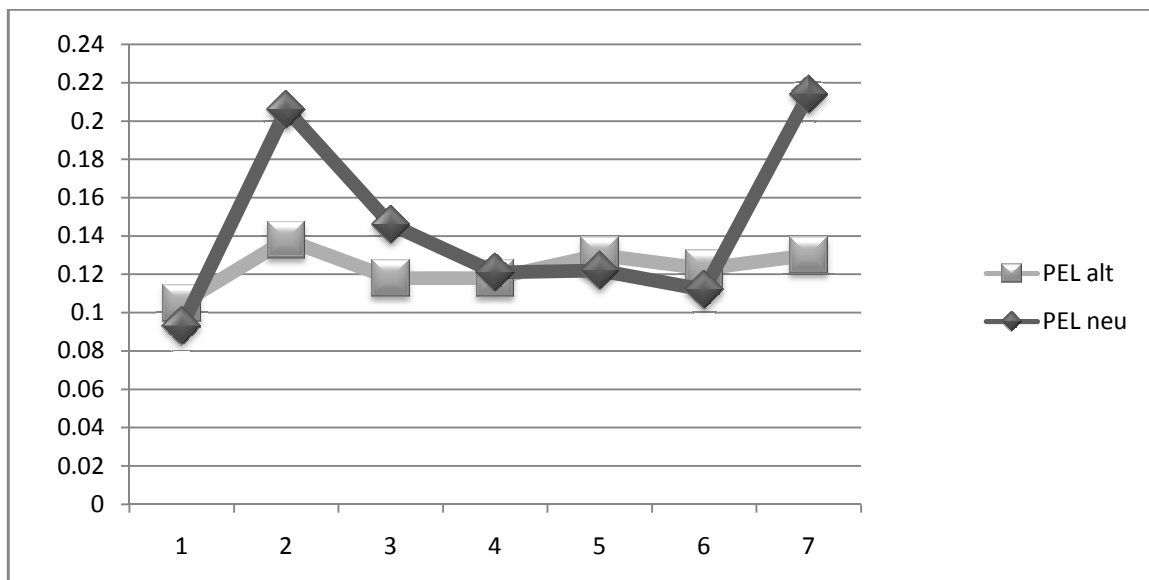


Abb. 114: Grafische Darstellung Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten PEL

Tab. 6: Mittlere Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten PEL

PEL A1	PEL A2	PEL A3	PEL A4	PEL A5	PEL A6	PEL A7
0.105	0.138	0.118	0.118	0.130	0.123	0.130

PEL N1	PEL N2	PEL N3	PEL N4	PEL N5	PEL N6	PEL N7
0.093	0.206	0.146	0.121	0.122	0.112	0.214

11 der getestet Küvetten liegen im Differenzbereich von ± 0.300 mm. Bei den Küvetten PEL A2, PEL N2 und PEL N7 ist eine Korrektur des Auswertungsbereiches auf ± 0.600 mm notwendig, um eine ausreichend genaue Punktmenge für die Auswertung zu erhalten. Bei den Küvette PEL A2 lagen 11.12 % und bei PEL N7 17.39 % der Punkte außerhalb des negativen erwarteten Differenzbereiches, bei PEL N2 lagen 23,1 % außerhalb des angenommen positiven Bereiches. Im Durchschnitt konnten zwischen 2.5 % und 6.5 % der Farbpunkte einem Differenzbereich zugeordnet werden.

6. Ergebnisse

Die Streuung der Auswertungspunkte ist breit gefächert. Die maximale positive Differenz zeigt die PEL A4 mit + 1.505 mm und Küvette N7 die größte negative Differenz mit - 1.742 mm. Die mittlere Abweichung der gebrauchten Küvetten liegt bei 0.1231 mm und die neuen Küvetten liegen in der mittleren Abweichung bei 0.1448 mm. Damit weisen die alten Küvetten eine geringere mittlere Abweichung auf als die neuen Küvetten.

Eine eindeutige Zuordnung des Systems in eine Bissenkung oder Bisshebung ist nicht möglich, da die Prothesen sowohl Bereiche einer Bisshebung als auch einer Bissenkung aufweisen. Die Tendenz der Differenzen zeigt eine Bissenkung. In der statistischen Erhebung sind jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen fabrikneuen und gebrauchten Küvetten festzustellen.

Statistik für Test(b,c)

	summe_oben	summe_unten	[-0.021,0.021] relativ
Mann-Whitney-U	12.000	11.000	16.000
Wilcoxon-W	40.000	39.000	44.000
Z	-1.597	-1.725	-1.086
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	.110	.085	.277
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	.128(a)	.097(a)	.318(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

b Gruppenvariable: Subtyp

c Typ = PEL

6. Ergebnisse

6.4 Auswertung Stopf – Press – Verfahren

6.4.1 Auswertung der gebrauchten Küvetten

Die Auswertung basiert auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 gebrauchten Küvetten umgesetzt wurden. Diese hat folgende Differenzbilder und Punkteverteilung ergeben:

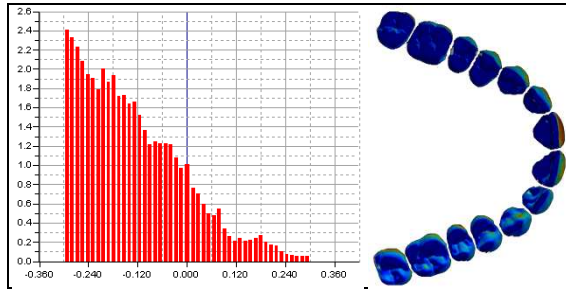


Abb. 115: Säulen – und Farbdigramm SPV A1

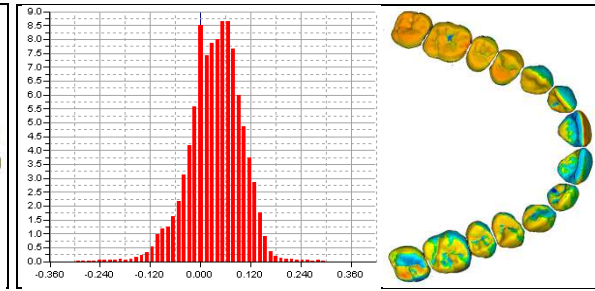


Abb. 116: Säulen – und Farbdigramm SPV A2

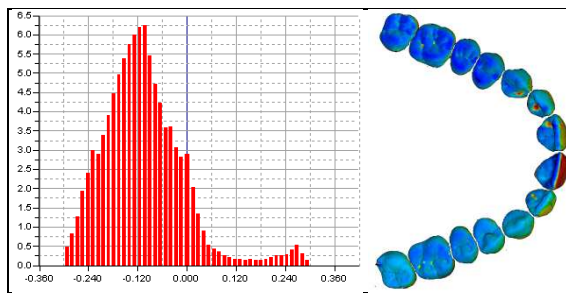


Abb. 117: Säulen – und Farbdigramm SPV A3

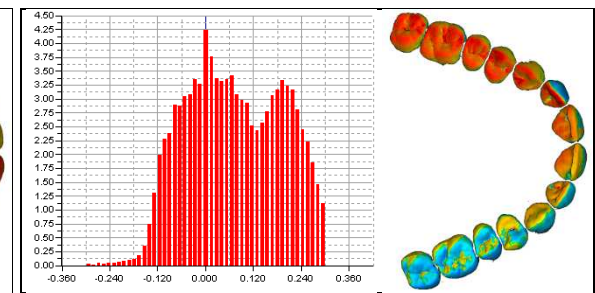


Abb. 118: Säulen – und Farbdigramm SPV A4

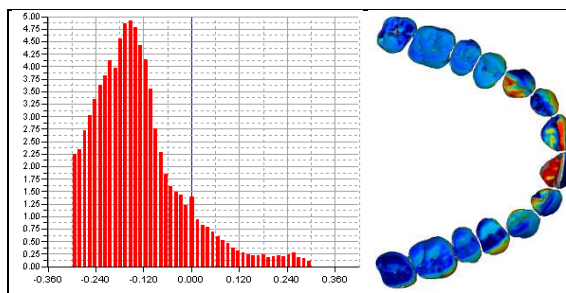


Abb. 119: Säulen – und Farbdigramm SPV A5

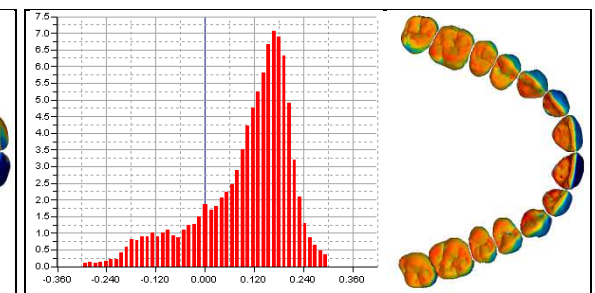


Abb. 120: Säulen – und Farbdigramm SPV A6

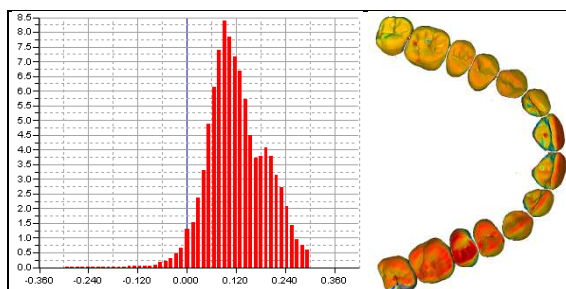


Abb. 121: Stopf – Press – Verfahren SPV A7

6. Ergebnisse

Die Darstellung der durchschnittlichen Abweichungen der gebrauchten Küvetten in positive und negative Richtung ergibt folgendes Diagramm:

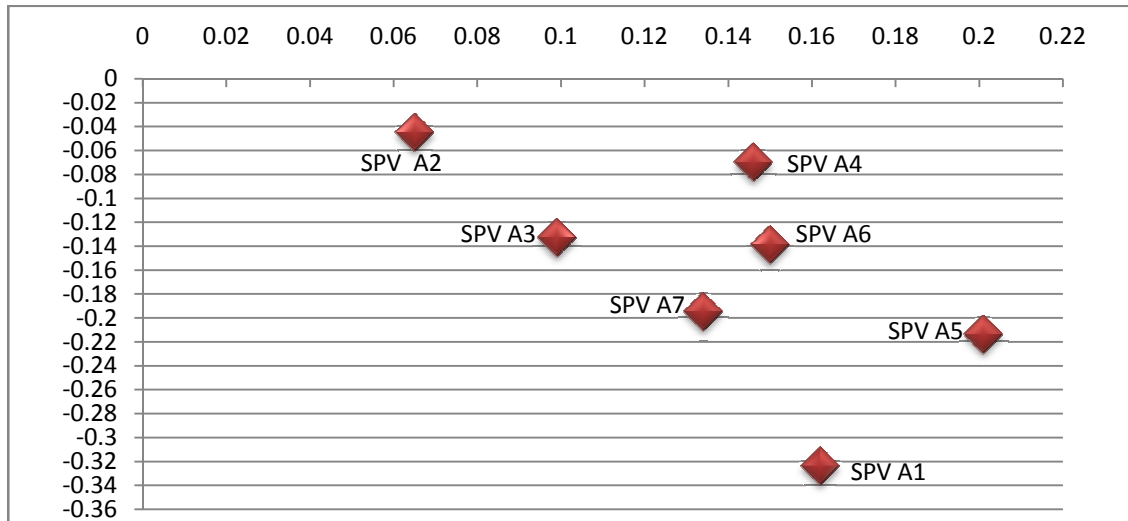


Abb. 122: Grafische Darstellung mittlere Abweichung gebrauchte Küvetten SPV

Tab. 7: Mittlere positive und negative Abweichung gebrauchte Küvetten SPV

SPV A1	SPV A2	SPV A3	SPV A4	SPV A5	SPV A6	SPV A7
0.162	0.065	0.099	0.146	0.201	0.150	0.134
-0.324	-0.045	-0.133	-0.070	-0.214	-0.139	-0.195

Der Differenzbereich erstreckt sich von -0.324 mm bis $+0.201$ mm. Die geringste Abweichung zeigt die Küvette SPV A2 mit -0.045 mm und $+0.065$ mm. Auffällig ist die Küvette SPV A1 mit ihrem in allen Messungen höchsten negativen Differenzwert von -0.324 mm und dem hohen positiven Wert von $+0.162$ mm. Die Küvetten SPV A3, SPV A4 und SPV A6 liegen in mit ihren Differenzen zwischen -0.070 mm und $+0.150$ mm. SPV A5 zeigt eine gleichmäßige Abweichung in negativer und positiver Richtung von -0.214 mm und $+0.201$ mm. Die Küvette SPV A7 bewegt sich mit ihren Differenzen zwischen -0.195 mm und $+0.134$ mm. Auffällig sind die Küvetten SPV A1, A3 und A5, die eine Bissenkung zeigen. Zusätzlich ist bei SPV A3 eine Einzelabweichung des Zahnes 21 in Palatinalrichtung zu verzeichnen. Die Zähne von 13 – 22 zeigen Veränderungen in vertikaler, horizontaler und sagittaler Richtung. SPV A4 hat sich der Zahnkranz zusätzlich in horizontaler Richtung verändert, wobei der 1. Quadrant eine Bisshebung und der 2. Quadrant eine Bissenkung erfahren hat. Eine Vestibulärkipfung der Frontzähne ist bei der Küvette A6 zu verzeichnen.

6. Ergebnisse

6.4.2 Auswertung der fabrikneuen Kivetten

Die Auswertung basiert auf 7 Prothesenschablonen, die in 7 fabrikneue Kivetten umgesetzt wurden. Diese hat folgende Differenzbilder und Punkteverteilung ergeben:

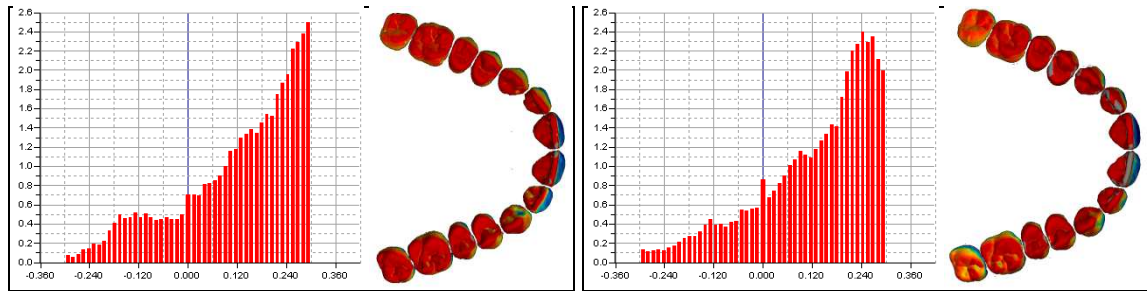


Abb. 123: Säulen – und Farbdigramm SPV N1

Abb. 124: Säulen – und Farbdigramm SPV N2

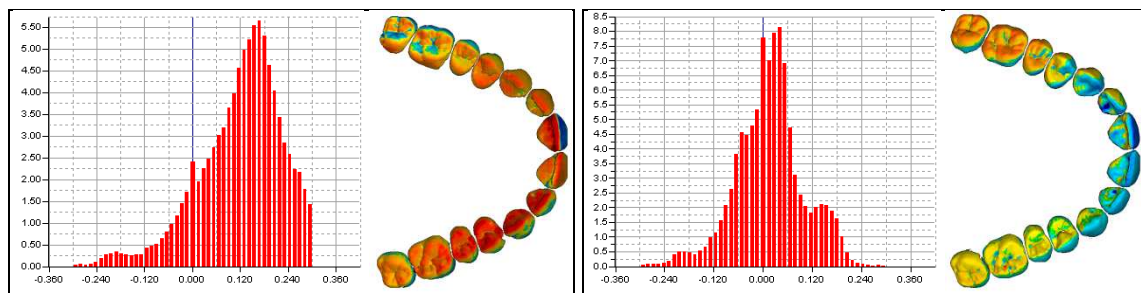


Abb. 125: Säulen – und Farbdigramm SPV N3

Abb. 126: Säulen – und Farbdigramm SPV N4

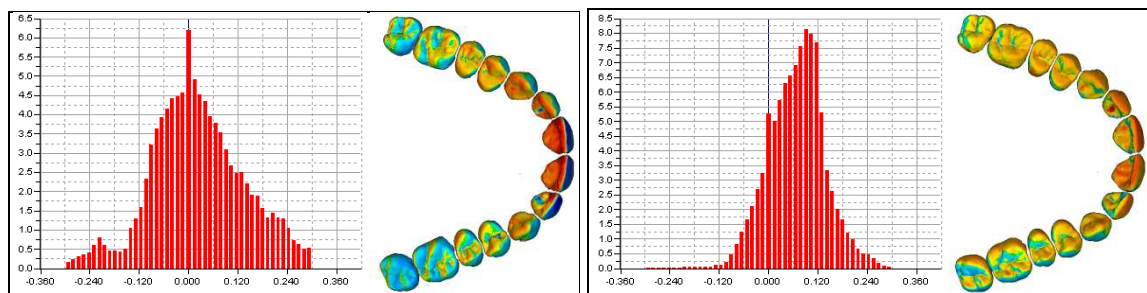


Abb. 127: Säulen – und Farbdigramm SPV N5

Abb. 128: Säulen – und Farbdigramm SPV N6

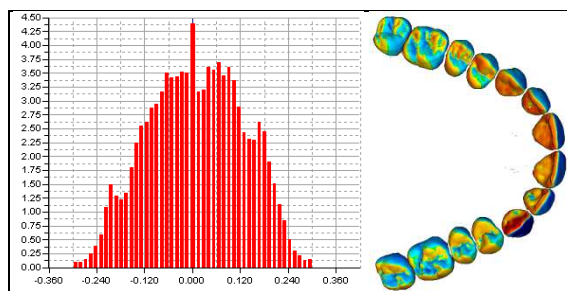


Abb. 129: Säulen – und Farbdigramm SPV N7

6. Ergebnisse

Die grafische Auswertung der durchschnittlichen positiven und negativen Abweichungen der fabrikneuen Küvetten stellen sich wie folgt dar:

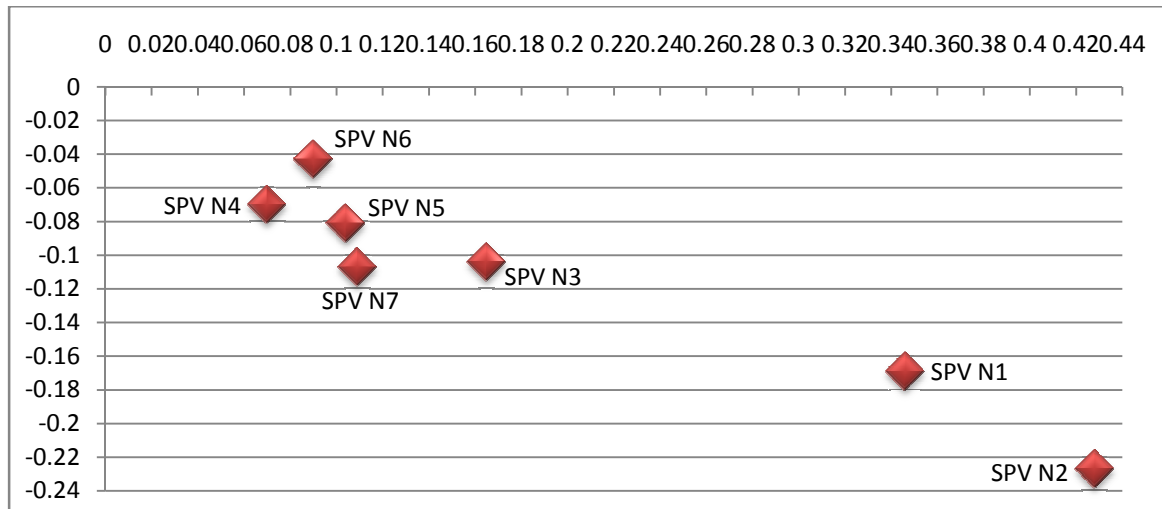


Abb. 130: Grafische Darstellung mittlere Abweichung fabrikneue Küvetten SPV

Tab. 8: Mittlere positive und negative Abweichung fabrikneue Küvetten SPV

SPV N1	SPV N2	SPV N3	SPV N4	SPV N5	SPV N6	SPV N7
0.346	0.428	0.165	0.070	0.104	0.090	0.109
-0.169	-0.227	-0.104	-0.070	-0.081	-0.043	-0.107

Der Differenzbereich liegt zwischen + 0.465 mm und – 0.227 mm (SPV N2). Diese Küvette ist zugleich die mit der in allen Messungen maximalen positiven Abweichung. SPV N1 fällt ebenfalls durch einen sehr hohen positiven Wert von + 0.346 mm auf. Die geringsten Abweichungen zeigen die Küvetten SPV N4 mit – 0.070 mm und +0.070 mm und SPV N6 mit – 0.043 mm und + 0.090 mm. Die Küvetten SPV N5, SPV N3 und SPV N7 liegen in ihren Differenzen zwischen – 0.081 mm und + 0.165 mm.

SPV N1 und N2 fallen durch eine fast gleichmäßig starke Verteilung der Bisshebung über die gesamte Zahnreihe auf. SPV N3 zeigt eine Bisshebung mit Einzelabweichungen der Zähne 17 und 16 nach palatinal und 11 nach vestibulär. Der Frontzahnbogen bei der Küvette SPV 4 verzeichnet eine Bissenkung, während die Seitenzahnbereiche eine Bisshebung zeigt, bei der der 1. Quadrant stärker betroffen ist als der 2. Quadrant. Bei SPV N5 und SPV N7 weisen die Frontzahnbogen eine positive vertikale Veränderung auf, gleichzeitig zeigen die Seitenzahnbereiche eine negative vertikale Positionsänderung. Bei diesen Küvetten hat eine Kippung der Küvettenteile in sagittaler Richtung stattgefunden.

6. Ergebnisse

6.4.3 Vergleich gebrauchte und fabrikneue Küvetten

Die Standardabweichungen in diesem System ergeben das nachfolgende Diagramm:

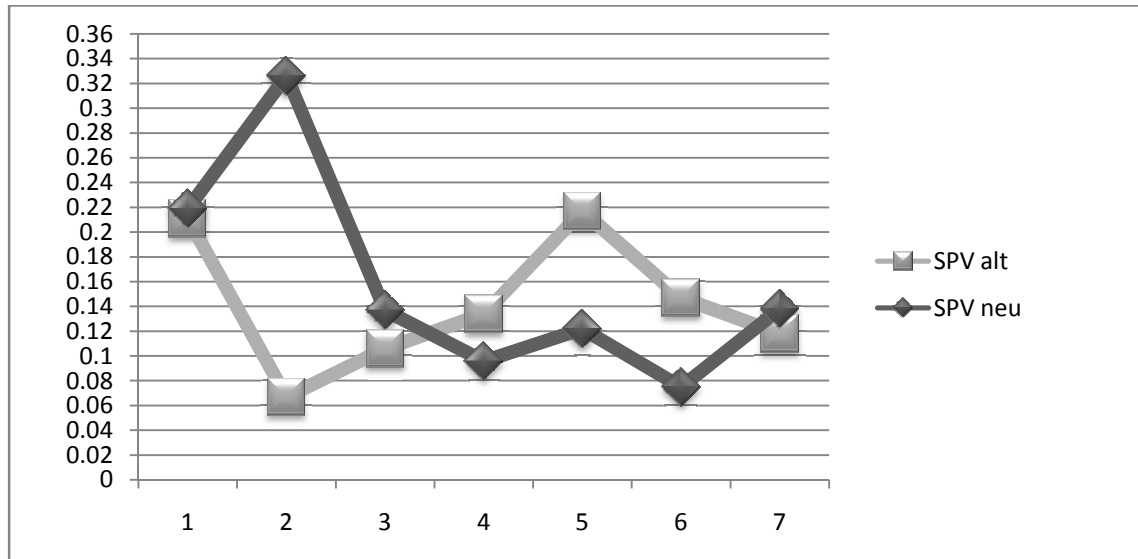


Abb. 131: Grafische Darstellung Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten SPV

Tab. 9: Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten SPV

SPV A1	SPV A2	SPV A3	SPV A4	SPV A5	SPV A6	SPV A7
0.211	0.067	0.106	0.134	0.217	0.147	0.118

SPV N1	SPV N2	SPV N3	SPV N4	SPV N5	SPV N6	SPV N7
0.219	0.326	0.137	0.096	0.122	0.075	0.138

10 der getesteten Küvetten lagen im angenommenen Differenzbereich von ± 0.3 mm. Eine Korrektur des Auswertungsbereiches war bei folgenden Küvetten notwendig. Bei SPV A1 lagen 52.78 % und bei SPV A5 14.37 % der Auswertungspunkte außerhalb des angenommenen negativen Bereich. Hier war eine Korrektur auf ± 0.6 mm notwendig. Die Küvetten SPV N1 und N2 zeigten 57.12 % beziehungsweise 54.76 % der Punkte im außerhalb des positiven Bereich der Auswertungsgrenzen. Es erfolgte eine Korrektur des Differenzbereiches auf ± 1.0 mm.

6. Ergebnisse

Die Kuvette SPV N1 weist zudem die größte positive Divergenz von + 1.948 mm und die größte negative Divergenz von - 1.979 mm auf. Es konnten im Durchschnitt zwischen 2,6 % und 9 % der Auswertungspunkte einem Farbdifferenzsegment zugeordnet werden.

Eine Bisshebung zeigen 5 der ausgewerteten Kuvetten, 3 Kuvetten zeigen eine eindeutige Bissenkung und 6 Kuvetten zeigen beide Differenzrichtungen.

Die Abweichungen sind nicht gleichmäßig über die gesamte Zahnreihe verteilt. Damit ist eine eindeutige Zuordnung in eine Bissenkung oder Bisshebung für dieses System nicht möglich. Tendenziell zeigt sich eine Bisshebung. Die mittlere Abweichung der gebrauchten Kuvetten liegt bei 0.1428 mm, die der fabrikneuen Kuvetten ist mit 0.1590 mm zu beziffern. Damit weisen auch in diesem System die alten Kuvetten eine geringere Abweichung auf als die fabrikneuen Kuvetten.

Im statistischen Vergleich konnte jedoch kein signifikanter Unterschied zwischen gebrauchten und fabrikneuen Kuvetten ermittelt werden.

Statistik für Test(b,c)

	summe_oben	summe_unten	[-0.021,0.021] relativ
Mann-Whitney-U	17.000	16.000	22.000
Wilcoxon-W	45.000	44.000	50.000
Z	-.958	-1.086	-.319
Asymptotische Signifikanz (2-seitig)	.338	.277	.749
Exakte Signifikanz [2*(1-seitig Sig.)]	.383(a)	.318(a)	.805(a)

a Nicht für Bindungen korrigiert.

b Gruppenvariable: Subtyp

c Typ = SPV

6. Ergebnisse

6.5 Vergleich der Systeme HK, PEL und SPV

Die Analyse der 7 gebrauchten und 7 fabrikneuen Küvetten je System hat ergeben, dass kein eindeutiger signifikanter Unterschied festzustellen ist. Aus diesem Grund erfolgte der Vergleich der getesteten Systeme untereinander, um zu überprüfen, ob hier eine eindeutige Signifikanz eruieren lässt.

Die Darstellung der Standardabweichungen der einzelnen Systeme im Vergleich zeigt folgendes Diagramm. Dabei repräsentieren die Zahlen 1 – 7 die gebrauchten Küvetten und die Zahlen 8 – 14 die fabrikneuen Küvetten.

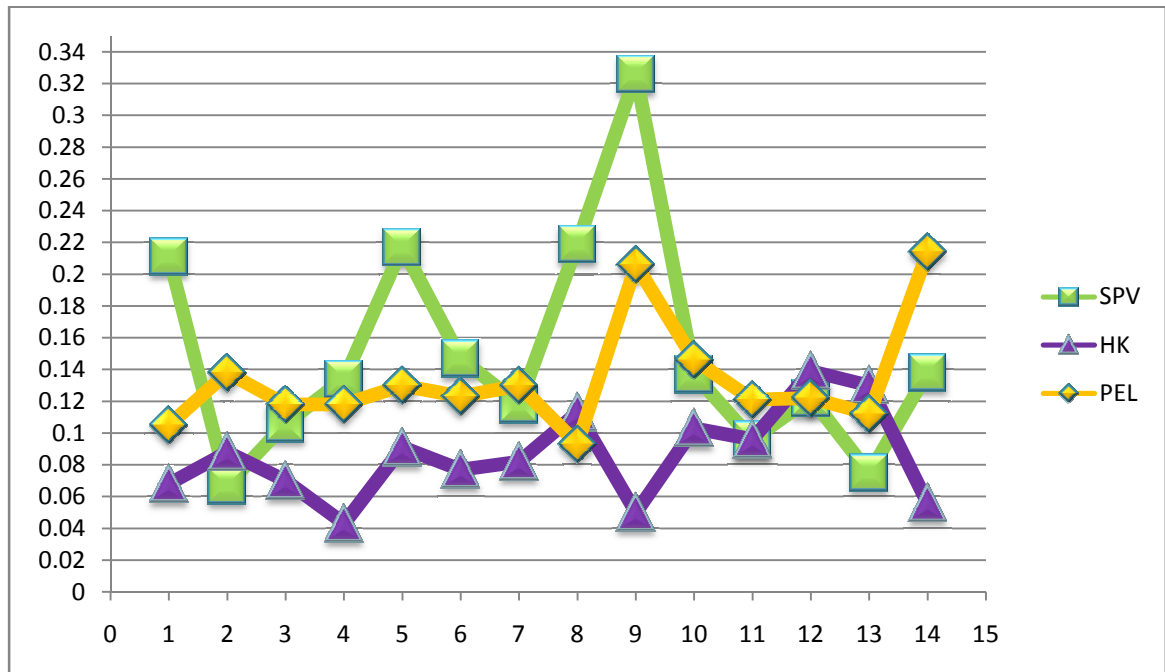


Abb. 132: Grafische Darstellung Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten aller Systeme

Tab. 10: Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten HK

HK A1	HK A2	HK A3	HK A4	HK A5	HK A6	HK A7
0.068	0.088	0.070	0.043	0.091	0.077	0.082
HK N1	HK N2	HK N3	HK N4	HK N5	HK N6	HK N7
0.113	0.050	0.103	0.096	0.139	0.130	0.056

6. Ergebnisse

Tab. 11: Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten PEL

PEL A1	PEL A2	PEL A3	PEL A4	PEL A5	PEL A6	PEL A7
0.105	0.138	0.118	0.118	0.130	0.123	0.130
PEL N1	PEL N2	PEL N3	PEL N4	PEL N5	PEL N6	PEL N7
0.093	0.206	0.146	0.121	0.122	0.112	0.214

Tab. 12: Standardabweichung gebrauchte / fabrikneue Küvetten SPV

SPV A1	SPV A2	SPV A3	SPV A4	SPV A5	SPV A6	SPV A7
0.211	0.067	0.106	0.134	0.217	0.147	0.118
SPV N1	SPV N2	SPV N3	SPV N4	SPV N5	SPV N6	SPV N7
0.219	0.326	0.137	0.096	0.122	0.075	0.138

Es ist anhand der graphischen Darstellung erkennbar, dass ein eindeutiger Unterschied zwischen allen drei Systemen vorhanden ist.

Dabei weist das HK – System die geringsten Abweichungen in Bezug zu den Ausgangswerten auf. Seine Standardabweichungen erstrecken sich von 0.043 mm bis maximal 0.139 mm. Die mittlere Abweichung des gesamten Systems beträgt 0.086 mm. Die Küvetten HK 4 und 9 liegen im Bereich von 0.020 mm und setzen somit die Ausgangssituation am genauesten um.

Das PEL – System liegt mit seinen Differenzen im Bereich zwischen 0.093 mm und maximal 0.214 mm. In diesem System beträgt die mittlere Abweichung 0.134 mm. Die ersten 7 Küvetten und die Küvetten 11, 12, 13 zeigen eine gleichmäßige Schwankungsbreite. Sie liegen annähernd alle in einem Bereich von 0.105 mm und 0.138 mm. Ausnahmen bilden die Küvetten 9 und 14, die die größten Abweichungen gegenüber den Ausgangswerten zeigen.

Den größten Unterschied zu den Ausgangsmessungen weist das SPV – System auf. Seine Differenzen liegen zwischen 0.067 mm und 0.326 mm und zeigen eine mittlere Abweichung von 0.151 mm. Bei diesem System sind eine große Schwankungsbreite der Werte und damit keine Konstanz erkennbar im Gegensatz zu den Systemen PEL und HK. Es wurde ein eindeutig signifikanter Unterschied zwischen dem Injektionsverfahren einerseits und dem Gießverfahren und Stopf – Press – Verfahren andererseits ermittelt. Kein signifikanter Unterschied konnte zwischen dem Gießverfahren und dem Stopf – Press – Verfahren eruiert werden.

7. Diskussion

Die Herstellung totaler Prothesen ist ein komplexer Vorgang, bei dessen Realisierung eine Vielzahl von Werkstoffen und Technologien zum Einsatz kommen. Dementsprechend umfangreich sind die Faktoren, die die Umsetzung von der Wachsmodellation in die fertig polymerisierte Prothese beeinflussen.

In dieser experimentellen Studie wurden die Einflussfaktoren so standardisiert, dass eine Vergleichbarkeit der getesteten Systeme hinsichtlich der Fragestellung erreicht wurde und eruiert werden konnte, inwieweit Veränderungen der okklusalen Gegebenheiten während der Umsetzung stattfinden. Dabei sollte zudem beobachtet werden, in welchem Umfang die Passgenauigkeit der Führungselemente Einfluss auf die okklusalen Veränderungen haben.

Die vorliegenden Untersuchungen führten zu dem Ergebnis, dass sich eindeutige signifikante Unterschiede sowohl zwischen dem Palajet – System (Injektionsverfahren) und dem herkömmlichen Stopf – Press – Verfahren als auch zwischen dem Palajet – System und dem Prem – Eco – Line (Gießverfahren) zeigen. Beim Vergleich des Prem – Eco – Line – System mit dem Stopf – Press – Verfahren konnten keine signifikanten Unterschiede ermittelt werden. Anhand der mittleren Abweichungen ist erkennbar, dass das Injektionsverfahren die Ausgangssituation mit einer Genauigkeit von 0.086 mm Divergenz umsetzen kann, gefolgt vom Prem – Eco – Line mit einer mittleren Differenz von 0.134 mm und an dritter Stelle das Stopf – Press – Verfahren mit 0.151 mm Abweichung. Dies entspricht den Erwartungen im Vorfeld dieser Studie.

Überraschend war, dass keine eindeutigen signifikanten Unterschiede zwischen gebrauchten und fabrikneuen Küvetten der jeweiligen Systeme nachgewiesen werden konnten. Hier wurde davon ausgegangen, dass sich auf Grund von Alterungsprozessen des Materials und Verschleißerscheinungen der Führungselemente eindeutig Abweichungen zwischen den beiden Küvettenarten zeigen. Diese nicht signifikanten Unterschiede sind ein Anhaltspunkt dafür, dass das Alter der Küvetten, der Verschleißgrad der Führungselemente und die dadurch entstanden Abnutzungsspielräume eine untergeordnete Rolle bei der Herstellung spielen.

Die entstehende Gipsoberfläche beim Palajet – System wirkt unterstützend zu den drei an der Außenseite des Küvettenkörpers von Hand aufzusetzenden Arretiererringen. Durch die konische Form ihrer Zapfen und die exakte Fertigungstoleranz ermöglichen sie eine sehr genaue Verankerung der beiden Küvettenhälften zu einander sowie eine Dreipunktstützung der Küvettenhälften.

Zusätzlich ist festzustellen, dass das Öffnen der Küvette nach dem Polymerisationsvorgang mit einem Minimum an Verformungskraft auf die Führungselemente auszuführen ist. Die Ringe können mit einer mechanischen Abziehvorrichtung ohne Gewalteinwirkung abgezogen werden. Dies ist notwendig, da beim Injektionsvorgang eine Art Verbolzung stattfindet und die Ringe nicht ohne weiteres von Hand wieder gelöst werden können. Mit einem Kunststoffhammer wird der Gips an den oben und unten zugänglichen Seiten von der Küvettenhälfte getrennt und das jeweilige Küvettenteil kann entfernt werden. Die fertige Prothese wird dann vorsichtig mit einer Gipsschere ausgebettet.

Die beim Stopf – Press – Verfahren entstehende Gipsoberfläche wirkt sich ebenfalls positiv auf die Passfähigkeit der Küvettenhälften aus. Durch die Oberflächenvergrößerung können schon zuvor vorhandene Ungenauigkeiten an den Führungselementen zum Teil ausgeglichen werden und so zu einem optimaleren Ergebnis beitragen. Hier ist jedoch zu beachten, dass die Arretierung der beiden Teile nur über den Küvettenrand und zwei seitlich angebrachte Verankerungen in Form von Feder und Nut erfolgt. Diese sind nicht außerhalb angebracht, sondern in den Küvettenkörper integriert, wodurch eine Instabilität und somit ein Verkanten der Hälften ermöglicht wird. Hier erfolgt im Gegensatz zum Palajet – System objektiv nur eine Zweipunktstützung der Küvettenhälften über die Führungselemente. Damit ist immer eine größere Ungenauigkeit verbunden und der Möglichkeit von Verkantungen und Verdrehungen raum gegeben. Hier vorhandene Verunreinigungen oder einfließenden Kunststoff können eine zusätzliche Verschiebung der Küvettenteile beim Zusammenfügen bewirken.

Zudem wird beim Öffnen der Küvetten nach der Umsetzung ein wesentlich größerer Kraftaufwand benötigt als das beim Palajet – System der Fall ist, um die Küvettenhälften voneinander trennen zu können. Dies erfolgt durch Schläge mit Hammer und Meisel auf die Ränder und den Spalt von Küvettenoberteil und Küvettenunterteil. Dies führt zu plastischen Verformungen, was nach längerer Anwendungsdauer zu immer größeren Abweichungen der anfangs planen Küvettenränder führt.

Die genutzten Schraubverbindungen beim Prem – Eco – Line – System zwischen Kuvettenboden und Deckel sind in der Lage, die beiden Teile gut miteinander zu arretieren. Auch das Öffnen der Kuvetten nach der Kunststoffüberführung erfolgt völlig verformungsfrei für die Kuvettenteile.

Damit zeigt sich, dass sowohl beim Palajet – System als auch beim Prem – Eco – Line – System die Führungselemente beim Polymerisationsvorgang eine untergeordnete Rolle spielen. Dies liegt im schonenden Umgang mit den Kuvetten und ihren Führungselementen begründet.

Lediglich beim Stopf – Press – Verfahren lässt sich nicht eindeutig ausschließen, dass die Führungselemente einen bedingt mittelbaren Einfluss durch ihre Konstruktionsform und Lage am Kuvettenkörper auf die okklusalen Verhältnisse ausüben.

Somit wird deutlich, dass die Ursachen für die ermittelten Abweichungen in anderen Bereichen des Polymerisationsvorganges zu suchen sind. Ansatzpunkte sind einerseits die verwendeten Materialien, andererseits die Technologien und verfahrenstechnischen Abläufe der einzelnen Systeme.

Auf Grund der unterschiedlichen Herstellungsmethoden sollten die ursächlichen Faktoren für die Veränderungen für jedes System zunächst getrennt voneinander diskutiert werden.

7.1 Diskussion Palajet – System

Erwartungsgemäß weist dieses System im Vergleich mit den anderen getesteten Systemen die geringsten Abweichungen zwischen Ausgangs - und Endsituation auf.

Überraschend bei der Auswertung der Differenzbilder war der Fakt, dass dieses System in seiner Gesamtheit eine Bissenkung zeigt. Eine Ausnahme bildet die Kuvette HK A2, die mit dem größten Anteil der vermessenen Zahnreihe im Toleranzbereich von $0.008\mu\text{m}$ liegt. Dieses Ergebnis ist dabei ganz gleichmäßig über die gesamte Zahnreihe verteilt und zeigt eine sehr geringe Streubreite. Die Ursache könnte mit folgendem Sachverhalt verbunden sein:

Das Palajet – System ist ein Injektionsverfahren, bei dem unter großem Druck der plastisch verformbare Kunststoff in die Kuvette injiziert wird bis dieser am Entlüftungskanal erscheint. Nach Schließen des Kanalausgangs wird weiterhin Kunststoff 5 min lang nachinjiziert, um die Polymerisationsschrumpfung auf ein Minimum zu reduzieren. In der dann einsetzenden Polymerisation im Drucktopf kommt es dennoch zur Schrumpfung des Kunststoffes, die durch den nachinjizierten Kunststoff nicht aufgefangen wird. Die Polymerisationsschrumpfung arbeitet entgegen der Haltekraft des Gipses, in dem die Zähne eingebettet sind. Unterstützt wird diese zusätzlich durch den Schichtaufbau der Kunststoffzähne. Diese haben an ihrer Basalfläche einen unvernetzten Kunststoff, der durch seine freien Valenzen eine gute Verbindung der Prothesenzähne mit dem Prothesenkunststoff ermöglicht. Zusätzlich wird diese Basis noch aufgeraut und mit einem Bonding konditioniert. Dadurch ist es wahrscheinlich, dass die Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes eine größere Abzugskraft an den Prothesenzähnen entwickelt, als der Gips in der Lage ist, die Zähne in ihrer Position zu halten. Somit werden diese aus ihrer ursprünglichen Position nach kaudal gezogen und es entsteht eine messbare Senkung des Bisses.

Untermuert wird dieser Fakt durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten (WAK) von Gips und Kunststoff. Der WAK ist ein Kennwert, der das Verhalten eines Stoffes bezüglich Veränderungen seiner Abmessungen bei Temperaturveränderungen beschreibt (Homann und Hielscher 1999). Der WAK von Gips beträgt $\alpha \sim 25 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ während der von PMMA bei $\alpha \sim 81 \times 10^{-6} \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ liegt (Boeckler et al 2006). Gips verändert also seine Dimensionen demnach bei Wärmezufuhr wesentlich geringer als PMMA.

Da die Polymerisation unter Wärmezufuhr erfolgt, muss davon ausgegangen werden, dass der Kunststoff sich zu Beginn der Polymerisation schneller und stärker ausdehnt als der Gips und somit einen erheblichen Druck auf diesen ausübt. Das kann dazu führen, dass der Gips dem Druck nachgibt und Mikrorisse entstehen oder aufgrund seiner Porositäten komprimiert wird. Damit wird seine Haltekraft gegenüber den Prothesenzähnen negativ beeinflusst. Setzt jetzt die Polymerisationsschrumpfung ein, werden die Zähne aus ihrer Position nach kaudal gezogen. Unterstützt wird diese Annahme zusätzlich durch die bei der Überbettung festgestellte Rissbildung des Gipses im vestibulären Frontzahnbereich der Schablonen.

7.2 Diskussion Prem – Eco – Line – System

Das Gießverfahren in dieser Studie zeigt entsprechend den Erwartungen Bereiche der Bissenkung. Dabei sind diese jedoch nicht gleichmäßig über die Zahnreihen verteilt. Denn jede Kuvette zeigt auch Bereiche der Bisshebung. Zudem zeigen sich neben den Vertikalabweichungen Veränderung in horizontaler und sagittaler Richtung. Die Ursachen für diese vielfältigen Differenzen zwischen Aufstellung und Kunststoffprothese können durch folgende Fakten begründet sein:

Die Zähne werden verfahrensbedingt aus ihrer ursprünglichen Position von Hand entnommen, um sie aus der Schablone entfernen zu können. Dies geschieht vergleichbar bei einer Wachsauflage, da das verwendete Dubliersilikon des Gießsystems nicht ausbrühfähig ist. Nach der Säuberung der Zähne erfolgt die Repositionierung dieser von Hand in die Gießform. Es ist in dieser Phase der Herstellung nicht mehr möglich, die Zähne in ihre ursprüngliche Ausgangsposition zurückzusetzen. Es treten manuell bedingte Verkantungen und Kippungen in alle drei Raumrichtungen auf. Dabei ist die Kraft, mit der die Zähne zurück in die Form verbracht werden, von großer Bedeutung. Ist sie zu groß, drückt man die Zähne über ihre Ursprungsposition hinaus ins Dubliergel zurück und verursacht eine Deformierung des Gels. Dies kann im Endeffekt zu einer Bisshebung führen. Ist die Repositionierungskraft zu gering, ist eine Bissenkung unausweichlich. Desweiteren können kleine Verunreinigungen wie Wachsreste oder Gipsabsplitterungen vom Modell zu Abweichungen von der Ausgangssituation führen.

Zudem wirkt die Polymerisationsschrumpfung begünstigend in Richtung Bissenkung.

Grund hierfür ist der große Anteil an flüssigem Monomer, um den Kunststoff fließfähig zu halten. Der Überschuss an Kunststoff im Einfluss – und Entlüftungskanal ist nicht in der Lage, die auftretende Polymerisationsschrumpfung annähernd so auszugleichen, dass ein optimales Ergebnis erreicht werden kann.

Ein weiterer Fakt für die Abweichungen aus der Originalposition ist bei diesem System die Haltekraft des Gels. Die entstehenden Adhäsionskräfte zwischen Dubliergel und den Zähnen sind nicht ausreichend in der Lage, diese in ihrer Ausgangsposition zu halten.

In wie weit die Einflussrichtung und Einflusskraft des Kunststoffes in die Kuvette Auswirkung auf die Positionsänderungen der Zähne hat, konnte in dieser Studie nicht eindeutig ermittelt werden. Aber es kann davon ausgegangen werden, dass die Fließkraft und Fließrichtung des Kunststoffes ebenfalls ein Faktor für die diffus über den gesamten Zahnkranz verteilten Abweichungen sein können. Zudem ist es möglich, dass durch das Einfließen des Kunststoffes in die Hohlform Verwirbelungen an den Basalflächen der Zähne auftreten, die diese aus ihrer Ursprungsposition lösen. Anlass zu dieser Annahme gibt ebenfalls die geringe Haltekraft des verwendeten Dubliergels. Es ist zwar für die Oberflächenbeschaffenheit der Prothese optimal, aber für die Exaktheit der Okklusion der Prothese eher von Nachteil.

7.3 Diskussion Stopf – Press – System

Dieses System weist den im Vorfeld dieser Studie aufgestellten Erwartungen entsprechend die größten Unterschiede auf. Überwiegend zeigt sich bei den Abweichungen eine sehr deutlich verifizierbare Bisshebung. Dabei ist keine Konstanz in der Verteilung der Veränderungen zu erkennen. Sie sind wie im Gießverfahren diffus über den gesamten Zahnkranz verteilt. Die Ursachen für die Bisshebungen in diesem System sind in der Technologie an sich zu suchen.

In diesem Verfahren wird erfahrungsgemäß pro Zahn ein Gramm Kunststoff verwendet. Zusätzlich wird ein weiteres Gramm für die Prothesenbasis eingerechnet. Dies führt definitiv zu einem Kunststoffüberschuss in der Kuvette. Durch das nachfolgende Schließen der Kuvette wird der Kunststoff zwar in die Hohlform gepresst, aber der Überschuss des Kunststoffteiges tritt zwischen den Konterflächen von Ober – und Unterteil aus. Somit ist eine korrekte Positionierung der Kuvettenhälften nicht gewährleistet.

Das Ausmaß der vertikalen Veränderung in den Küvetten mit Bisshebung wird maßgeblich von dem die Pressfahne bildenden Kunststoff bestimmt. Die Abweichungen in horizontaler und sagittaler Richtung entstehen hauptsächlich durch das Verdrehen und Verkanten der Küvettenhälften, da diese von Hand geschlossen werden. Die Küvette wird unter einer Presse ohne zusätzliche Arretierungshilfen positioniert. Ist sie nicht genau mit ihrem Zentrum unter dem Pressenkopf positioniert, führt dies zu ungleichmäßiger Druckverteilung über die gesamte Küvette. Das Oberteil der Küvette kann über den noch weichen, nicht polymerisierten Kunststoff sich in ihrer Lage verändern und so zusätzlich zu Abweichungen beitragen. Die mit zunehmender Polymerisation einsetzende Schrumpfung des Kunststoffes führt dazu, dass der anfänglich erzeugte Druck der Presse erheblich nachlässt. Dadurch können die Küvettenhälften wieder auseinander divergieren und so zusätzlich die Bildung der Bisshebung begünstigen.

Überraschend war, dass drei gebrauchte Küvetten ermittelt wurden, die in der Umsetzung zu einer Bissenkung geführt haben.

Die Bissenkung in diesem System ist schwer zu erklären. Eine Ursache könnte sein, dass während des Pressvorganges die Küvettenstabilität dem Druck nachgegeben hat. Da es vor allem gebrauchte Küvetten betroffen hat, liegt die Vermutung nahe, dass mit zunehmender Nutzungsdauer und der damit verbundenen Alterung es zu Instabilitäten im Material der Küvetten kommt. Somit sind sie nicht mehr in der Lage, einen Druck von circa 5 Tonnen stand zu halten.

7.5 Literaturdiskussion

In der Literatur ist es schwer, vergleichbare Publikationen zu finden, die sich mit der Positionsänderung von Prothesenzähnen während des Herstellungsprozesses auseinandersetzen. Ein besonderes großes Interesse galt in der Vergangenheit der Untersuchung des Restmonomergehaltes und dessen Auswirkung auf die physikalischen und mechanischen Eigenschaften der Prothesenbasiskunststoffe. Zudem wurde das toxische und allergische Potenzial des Restmonomers betrachtet (Janke 1953, Zacharias 1953, Fisher 1954, Smith und Bains 1954, Steuer 1954, Smith und Bains 1955, Langer 1956, Uhlig 1957, Dewein 1958, Hetessy 1960, Henkel 1961, Axelsson und Nyquist 1962, Turrell 1966, McCabe und Basker 1976, Fukui 1981, Scheuermann 1981, Devlin und Watts 1984). Andere vorhandenen Veröffentlichungen richten ihr Augenmerk hauptsächlich auf die mit der Polymerisationsschrumpfung verbundene dorsale Randspaltbildung zwischen Modell und Prothesenbasis (Retterath 1974, Meiners und Böcker 1976, Peroz et al. 1990, Peroz et al. 1992). Weitere Untersuchungen beschäftigen sich mit der Beeinflussung des dorsalen Randspaltes durch Wasseraufnahme und / oder der Nachpolymerisation der Prothesenbasiskunststoffe (Meiners und Weiß 1987, Boeckler et al. 2006). Dabei ist jedoch immer der Zeitpunkt nach der Abnahme der Prothese vom Modell ausschlaggebend.

Boeckler et al. zeigten in ihrer Studie, dass unterschiedliche Nachpolymerisationstemperaturen die dorsale Randspaltbildung sowohl positiv als auch negativ beeinflussen können. Dabei beobachteten sie zusätzlich eine transversale Messstrecke zwischen zwei auf dem Kieferkamm befestigten Drahtenden, die Rückschlüsse auf eventuelle okklusale Veränderungen zulassen sollte. Zur Vermessung kam ein digitaler Messschieber zum Einsatz.

In ihrer Studie kommen sie zu dem Schluss, dass lediglich eine Nachpolymerisationstemperatur von 95° C eine Verkürzung der transversalen Strecke um 1 mm bewirkt und dies klinische Auswirkungen auf die okklusale Verhältnisse der Prothese haben könnte. Alle anderen Temperaturbereiche zeigen keine negative Beeinflussung der Okklusion. Bei Woelfel und Pfaffenberger (1959) und Bawendi (1975) ist eine Verringerung der transversalen Distanz von mehr als 0,9 mm mit klinisch relevanten Folgen verbunden.

Nach Körber (1990) sind Randspaltbildungen von mehr als 250 µm bereits als Herstellungsfehler zu bewerten, die zu merklichen Okklusionsstörungen führen können. In der vorliegenden Studie konnte nachgewiesen werden, dass bereits direkt nach der Überführung in Kunststoff, also ohne Abheben der Prothese vom Modell, okklusale Veränderungen zu verzeichnen sind. Diese summieren sich zu den von Boeckler et al. nachgewiesenen dazu. Denn diese geben als Ausgangspunkt ihrer Vermessungen den Zeitpunkt an, nachdem sie den Prüfkörper vom Modell entfernt hatten und dann wieder reponierten, um das Ausmaß der inneren Spannungen des Kunststoff auf die Randspaltbildung und eventuellen okklusalen Veränderungen eruieren zu können. Zudem wurden zur Überprüfung keine Zähne oder sich zahnähnlich verhaltende Materialien verwendet.

Meiners und Weiß unternahmen in ihrer Arbeit von 1987 den Versuch, den Einfluss des Herstellungsverfahrens auf die Positionsänderung der Zähne nachzuweisen. Dabei bedienten sie sich eines Gipsschlüssels, der sich auf einer Seite exakt adaptieren lässt. Auf der gegenüberliegenden Seite entsteht ein Spalt zwischen Prothese und Gipsschlüssel, der abhängig ist von den inneren Spannungen und den damit verbundenen Kontraktionseffekten der Prothesenbasis bedingt durch das Herstellungsverfahren. Dieser Spalt wurde direkt nach dem Ausbetten und Entfernen der Prothese vom Modell gemessen, als Null-Wert festgelegt, und nach 1, 2, 3 und 4 Wochen nochmals vermessen. Er untersucht dabei auch den Einfluss der Lagerung in einem Wasserbad auf die Relaxation des Prothesenbasiskunststoffes. Nach maximaler Relaxation zeigen in seinen Ergebnissen die im Spritzpressverfahren hergestellten Prothesen die geringsten Spaltbreiten zwischen Gipsschlüssel und Prothese gegenüber den im Stopf – Press – Verfahren hergestellten Prothesen. Das Ergebnis, dass im Spritzpressverfahren erstellte Prothesen geringere okklusale Abweichungen aufweisen, konnte auch in dieser Arbeit nachgewiesen werden. Dennoch ist auch bei Meiners und Weiß erst der Einfluss der inneren Spannungen des Kunststoffes zum Tragen gekommen. Die Situation direkt nach der Überführung ohne Entfernen der Prothese vom Modell wurde nicht mit betrachtet.

Die Vergleichsstudie von Lauer und Kraft (1988) mit der Zielsetzung der Erfassung der Lageänderungen von Prothesenzähnen zweier Herstellungssysteme zeigt eindeutige Unterschiede zwischen dem Injektionsverfahren mit einem Kaltpolymerisat und dem Stopf – Press – Verfahren mit einem Heißpolymerisat.

Dabei wurden die Veränderungen in den drei Raumrichtungen mittels Messphotografie getrennt von einander ermittelt und betrachtet. Die Distanzen zwischen den einzelnen Messpunkten wurden mit Stechzirkel und Schieblehre ausgemessen und im Anschluss auf einen Maßstab von 1:1 umgerechnet. Die Genauigkeit der Messmethode wurde mit $\pm 0,01$ mm angegeben. Die Ergebnisse zeigen beim Injektionsverfahren durchschnittliche Veränderungen unter $\pm 0,05$ mm. Das Stopf – Press – Verfahren weist im Durchschnitt ca. 0,1 mm Abweichung zur Ausgangssituation auf. Diese Ergebnisse bestätigen sich in der vorliegenden Studie, aber die von Lauer und Kraft ermittelten Abweichungen liegen weit unter den hier eruierten Werten. Ursache für diese Unterschiede in den ermittelten Differenzen zwischen Ausgangs – und Endsituation könnte in den verschiedenen verwendeten Messmethoden liegen. Lauer und Kraft betrachteten alle drei Raumrichtungen getrennt voneinander, während in der vorliegenden Studie zwar eine eindimensionale Vermessung genutzt wurde, aber dabei ein dreidimensionales Messbild generiert werden konnte.

Körholz (2007) untersuchte in seiner Studie zu Gießkunststoffen den Einfluss der unterschiedlichen Mischungsverhältnisse auf die dorsale Randspaltbildung und die transversale Dimensionsänderung. Dazu wurde eine Gipsschablone mit einem Stift im frontalen und jeweils einem Stift im dorsalen Bereich angefertigt. Nach deren Dublierung wurden identische Stift in die Hohlform eingesetzt und mit den Gießkunststoffen der unterschiedlichen Mischungsverhältnisse ausgegossen.

Die Ergebnisermittlung der dorsalen Randspaltbildung erfolgte mittels Sichtkontrolle. Die Ermittlung der transversalen Dimensionsveränderungen wurde mit einem digitalen Messschieber durchgeführt. Es erfolgten Messungen an der Austrittsstelle, der Mitte und der Spitze der Drähte, aus denen ein Mittelwert mit der Genauigkeit von $\pm 0,02$ mm eruiert wurde. Die Ergebnisse zeigen eine Verringerung der transversalen Dimension, wobei das Mischungsverhältnis 10:4 Pulver / Flüssigkeit die geringsten Veränderungen aufwies. Auch in dieser Studie konnte eine Abweichung der transversalen Dimension nachgewiesen werden. Jedoch erfolgte ihre Betrachtung im Zusammenhang mit den Veränderungen in der horizontalen und sagittalen Abweichung. Körholz konzentriert sich in seiner Studie nur auf die horizontale Ebene. In seinen Versuchen zur Betrachtung der Dimensionsveränderung hat er zudem die Einflussgröße des Gipses eliminiert, in dem er nur einen hufeisenförmigen Prüfkörper erstellte, der keine Gipsmodellbasis hat.

Diese Arbeiten zeigen alle die unterschiedlichsten Ansatzpunkte und Methoden zur Ermittlung der Positionsänderungen von Prothesenzähne und Dimensionsveränderungen. Es wurden materialtechnische und materialphysikalische Untersuchungen durchgeführt, die verschiedensten Messmethoden angewandt. Dennoch ist bei keiner der Studien eine eindeutige Aussage zu finden, wie sich die Okklusion direkt nach dem Polymerisationsvorgang der Prothese verhält, ohne dass sie aus dem Küvettenunterteil ausgebettet und vom Modell abgehoben wurde. In der vorliegenden Studie konnte gezeigt werden, dass direkt nach dem Polymerisationsvorgang Veränderungen in den okklusalen Verhältnissen nachzuweisen sind. Zu diesen Abweichungen der Zähne aus der Originalposition addieren sich die Veränderung dazu, die durch das Abheben vom Modell, innere Spannungen und Nachpolymerisation bedingt sind.

Vergleicht man den materiellen und technischen Aufwand im Vorfeld der Erstellung einer totalen Prothese mit den in dieser Studie ermittelten Ergebnissen, zeigen sich große Differenzen zwischen dem Ergebnis der Vorarbeiten und der polymerisierten Prothese. Die im Literaturteil dargestellten Entwicklungen und Forschungsergebnisse im Bereich der Okklusionskonzepte und Materialien sollen zu optimalen totalen Prothesen mit einer exakten Okklusion führen. Keines der hier getesteten Verfahren ist in der Lage, diesen Anforderungen gerecht zu werden und die Wachsaufstellung exakt ohne Abweichung in die Kunststoffform zu überführen. Nur das Injektionsverfahren Palajet nähert sich mit einer mittleren Abweichung von 0.086 mm der Ausgangssituation an. Das Gießverfahren und das Stopf – Press – Verfahren können die erforderlichen Genauigkeiten nicht umsetzen.

8. Schlussfolgerungen

Die Hersteller von praxisrelevanten Polymerisationssystemen für totale Prothesen propagieren stets geringste Polymerisationsschrumpfung und optimale Passgenauigkeit im Prothesenbasisbereich und in den Okklusionsverhältnissen.

Die in dieser Studie durchgeführten Untersuchungen dienten dem Vergleich von drei häufig verwendeten Herstellungssystemen für totale Prothesen, der Ermittlung der okklusalen Genauigkeit direkt nach dem Polymerisationsvorgang und der Analyse des Ausmaßes von Einflüssen der Führungselemente der Kuvetten auf die ermittelte Genauigkeit.

Aus den Ergebnissen dieser Studie sind folgende Schlussfolgerungen zu ziehen:

Im Vergleich der drei Systeme unter den hier entwickelten standardisierten Bedingungen setzt das Injektionsverfahren Palajet die Ausgangssituation mit der größten Genauigkeit um. Das Gießverfahren Prem – Eco - Line und das Stopf – Press – Verfahren können die okklusalen Verhältnisse nur bedingt umsetzen. Ihre Abweichungen waren zum Teil nicht mit dem vorgegebenen Messintervall auszuwerten.

Es wurde ein signifikanter Unterschied zwischen dem Injektionsverfahren und den beiden anderen getesteten Systemen ermittelt. Zwischen dem Gießverfahren und dem Stopf – Press – Verfahren ließen sich keine signifikanten Unterschiede ermitteln.

Der Einfluss der Führungselemente auf die Genauigkeit der Umsetzung der okklusalen Verhältnisse spielt beim Palajet – System und beim Prem - Eco – Line – System nur eine untergeordnete Rolle. Im Stopf – Press – Verfahren können sie nur bedingt durch die entstehende Kunststoffpressfahne die Kuvettenteile zu einander fixieren.

Die Ergebnisse zeigen, dass alle Verfahren die Ausgangssituation nur mit Abweichungen umsetzen. Somit werden die Bemühungen der exakten Erstellung einer totalen Prothese wie die Funktionsabformung, die aufwendige Bisslagenbestimmung durch intraorale Stützstiftregistrierung oder Fernröntgenseitenbild und die Aufstellung mit heute gültigen Okklusionskonzepten durch die ungenaue Überführung in Kunststoff negativ beeinflusst. Zudem erfolgt durch das notwendige Reokkludieren eine Beschädigung der hochvernetzten Zahnoberfläche, die die Abrasion der Zähne und damit Nutzungsdauer dieser herabsetzt.

Für die zahntechnische und zahnmedizinische Praxis lassen sich somit folgende Ansätze im Umgang mit den Herstellungssystemen ableiten:

8. Schlussfolgerungen

Bei allen Systemen werden mehrere verschiedene Materialien mit unterschiedlichen Werkstoffeigenschaften verwendet. Diese haben vor allem bei Wärme verschiedene Verhaltensweisen. So dehnt sich Gips viermal langsamer aus als Kunststoff. Die Metallküvetten haben wiederum ein trägeres Ausdehnungsverhalten als der Gips. Hier ist der erste Ansatzpunkt zu suchen. Für die materialtechnische Verarbeitung des Prothesenkunststoffes wäre zu klären, wie sich die Genauigkeit verändert, wenn alle für die Herstellung verwendeten Materialien der Kunststofflinie angehören. Das heißt, dass das zum Einbetten genutzte Material und das Prothesenmaterial aus einer materialverwandten Produktlinie kommen.

Somit können artgleiche Materialeigenschaften gewährleistet werden und die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten sind eliminiert. Ein Orientierungspunkt stellt dabei das zahntechnische Gießverfahren für Metalle dar. Es ist mit seiner indirekten Technologie dem der Kunststoffverfahren vergleichbar. Hier ist die Expansion der Einbettmasse während des Vorwärmprozesses über mehrere Stufen genau auf die feste Schwindung des Metalls bei Abkühlungsvorgang abgestimmt, um nach dem Gießen ein passgenaues Objekt zu erzielen.

Das Material der Küvetten sollte bei diesem Ansatzpunkt außen vorgelassen werden. Zum einen verschleiß die Kunststoffküvetten schneller und zum anderen könnten sie wahrscheinlich dem Druck beim Injektionsverfahren nicht standhalten. Sie müssten nach einer kürzeren Gebrauchsperiode ausgetauscht werden, was zu einer größeren finanziellen und ökologischen Belastung führen würde.

Ein weiterer Ansatzpunkt bietet sich in der Umstrukturierung der Technologie an sich. Die bisherigen Verfahren bedienen sich alle der indirekten Umsetzung der Prothese von Wachs in Kunststoff. Dies birgt, wie in dieser Studie nachgewiesen, vorprogrammierte Abweichungen von der Ausgangssituation in sich. In der Entwicklung eines direkten Verfahrens zur Überführung der Aufstellung in die polymerisierte Prothese ist die Möglichkeit einer größeren Passgenauigkeit und Erhaltung der aufgestellten okklusalen Genauigkeit zu suchen.

Dabei sind die technologischen Möglichkeiten und die Materialien das zentrale Augenmerk der Entwicklung. Es gilt zu testen, in wie weit sich die Technologie so verändern lässt, dass die direkte Technik in die Praxis umzusetzen ist, die Materialien die gewünschten Eigenschaften des PMMA aufweisen und die Kosten für diese neue Technologie auf ein vertretbares Maß auszurichten sind.

9. Literaturverzeichnis

- (1) Alt K W. 2003. Geschichte der Zahnmedizin. In: Strub J R, Trüb J C, Witkowski S, Hürzeler M, Kern M (Hrsg.). Curriculum Prothetik Band III. Berlin: Quintessenz Verlag.
- (2) Axelsson B. Nyquist G. 1962. The leaching and biological effect of the residual monomer of methacrylate. *Odontologisk Revy* 13, 370
- (3) Bawendi B. 1975. Das Formverhalten von im Spritzverfahren hergestellten totalen Kunststoffprothesen. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 30, 94-98
- (4) Blumenstein E. Gaupe K. Göbel R. Musil R. Recknagel I. Schmidt M. Schneider M. Thämert G. Welker D. 1997. Microbase – ein neues Material – Technologie – Konzept im Test – Teil 1. Anliegen und Evaluation. *Dentallabor* 4, 753-760
- (5) Boeckler A F. Kebernik M. Dette K-E. 2006. Die Formstabilität von Prothesenbasiskunststoffen bei der Nachpolymerisation. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 61, 667-673
- (6) Bruhn Chr. 1926. *Handbuch der Zahnheilkunde*. 3. Auflage. München: Verlag von J. F. Bergmann
- (7) Bruhn Chr. 1930. *Handbuch der Zahnheilkunde*. 4. Auflage München: Verlag von J. F. Bergmann
- (8) Dapprich J. 2001. Die erweiterte Lauritzenmethoden. *Quintessenz Zahnmedizin* 5, 451 ff
- (9) Detzner P. 1905. *Praktische Darstellung der Zahnersatzkunde*. 3. Auflage, 68 ff
- (10) Devlin H. Watts D C. 1984. Acrylic "Allergy"? *Br Dent J* 157, 272-275
- (11) Dewein H.: 1958. Einführung in die zahnärztlichen Kunststoffprobleme. *Dtsch. Zahnärztl. Z.* 13, 1345-1352

(12) DGZMK. 2005. Stellungnahme der DGFDT und DGZPW Terminologie der Arbeitsgemeinschaft für Funktionsdiagnostik und Therapie (DGFDT) und der Deutschen Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde (DGzPW)

(13) Fiedler K. 2005. Persönliche Informationen und Praxisanleitung.

(14) Fisher A A. 1954. Allergic sensitization of the skin and oral mucosa to acrylic denture materials. JAMA 156, 238-242

(15) Fritz H. 1977. Über die vom Reaktorsystem abhängige Toxizität dentaler Autopolymerisate. Eine biologische Prüfung durch Implantation in die Kaninchenmuskulatur. Tübingen: Med. Diss.

(16) Fukui M. 1981. Untersuchung der Restmonomerfreisetzung bei verschiedenen zahnärztlichen Prothesenkunststoffen. Mainz: Med. Diss.

(17) Gerber A. 1960. Dominante ästhetische und klinische Probleme des Frontzahnersatzes. Zahnärztl. Rdsch. 69, 360-364.

(18) Gerber A. 1964. Ästhetik, Okklusion und Artikulation der totalen Prothese. Z Stomatol 61, 46-54

(19) Gerber A. 1965. Proportionen und Stellung der Frontzähne im natürlichen und künstlichen Zahnbogen. Quintessenz 16, 33-42

(20) Gossing R. 1991. Einführung in die Chemie. München: Neuer Merkur Verlag

(21) Gutowski A. 2001. Kompendium der Zahnheilkunde. 7. Auflage. Schwäbisch Gmünd: Eigenverlag

(22) Gründler H. Person M. 1991. Herstellung systemorientierter Totalprothesen. 3. Auflage. München: Druck Gebr. Giehl GmbH

- (23) Gründler H. Savic N. 2003. Der Zahn der neuen Zeit. 1. Auflage. München: Neuer Merkur Verlag
- (24) Gysi A. 1908. Beitrag zum Artikulationsproblem. Berlin: Hirschberg
- (25) Gysi A. 1910. The problem of Articulation. Dent Cosmos 52, Part 1:1-19, Part 2: 148-169, Part 3: 268-283, Part 4: 403-418.
- (26) Gysi A. 1958. Modifikation des Artikulators und Aufstellregeln für Vollprothesen. Bern: Huber.
- (27) Hauck M. 2003. Dynamische Okklusionskonzepte in der Totalprothetik. Quintessenz Zahntechnik 10, 1214 – 1220
- (28) Hellmann D. 2007. Grundlagen der Funktionslehre. Quintessenz Zahntechnik 33 (4), 500-504
- (29) Henkel G. 1961. Über die Höhe der Restmonomerabgabe bei verschiedenen Kunststoffen. Dtsch Zahn-Mund-u Kieferheilkd 35, 377-384
- (30) Hetessy G. 1960. Die Wirkung von Kunststoffprothesen auf die Mundschleimhaut. Zahnärztl W 61, 132-133
- (31) Hildebrandt C. 1940. Die ideale Kauflächengestaltung künstlicher Backenzähne. Dtsch Zahnärztl Wschr 43, 199-201.
- (32) Hildebrandt C. 1940. Die Bedeutung des Okklusionsfeldes im natürlichen und künstlichen Gebiss. Dtsch Zahnärztl Wschr 43, 486-493
- (33) Hohmann A. Hielscher W. 1994. Lehrbuch der Zahntechnik 2. Band. 3. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlags – GmbH

- (34) Hofer O, Reichenbach E, Spreter von Kreutenstein Th, Wannemacher. 1963. Lehrbuch der klinischen Zahnheilkunde. 2. Band. Leipzig: Johann Ambrosius Barth Verlag
- (35) Holm-Pedersen P. Loe H. 1992. Zahnärztliche Betreuung älterer Menschen. Köln: Deutscher Ärzte Verlag
- (36) Horn R, Stuck J. 1987. Zahnaufstellung in der Totalprothetik. 2. Auflage. Berlin: Quintessenz Verlags - GmbH
- (37) Huggett R. Bates J F. 1984. The effect of different curing cycles on levels of residual monomer in acrylic resin denture base materials. Quiness Dent Tech 8, 365-371
- (38) Internetseite www.candulor.de
- (39) Internetseite www.merz-dental.de
- (40) Janda R. 1990. Kunststoffverbundsysteme. Weinheim: VCH
- (41) Janda R. 1996. Prothesenkunststoffe – gestern, heute und morgen?. Philip J, 93-98
- (42) Janda R. 1997. Prothesenkunststoffe aus werkstoffkundlicher Sicht. Quintessenz Zahntechnik 5, 665 -672
- (43) Janda R. 1996. Chemie und Physik zahnärztlicher Kunststoffe. In: Kappert, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 1. Band. 6. Auflage. Heidelberg: Hütig
- (44) Janke G. 1953. Über das Residualmonomer und die Schnellmethode nach W. Bauer zur Bestimmung derselben. Stoma 6, 109-118
- (45) Körber K. 1980. Zahnärztliche Prothetik. 2. unveränderte Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag

- (46) Körber K. 1990. Werkstoffkundliche Analyse zur Indikation des SR-Ivocap-Polymerisationsverfahrens. Dental - Labor 38, 1617-1623
- (47) Körholz K - H. 1999. Totalprothetik in Funktion. Berlin: Quintessenz Verlags - GmbH
- (48) Körholz K - H. 2007. Ist der PMMA-Prothesenwerkstoff bereits ausgereizt?. Quintessenz Zahntechnik 3, 296-306
- (49) Langer H.1956. Das Schleimhautbrennen beim Tragen von Akrylatplatten. Dtsch. Zahnärztl. Z. 5, 1321-1327
- (50) Lauer H - Ch. Kraft E. 1988. Vergleichende Untersuchung zweier Herstellungsverfahren der Totalprothese hinsichtlich Veränderungen der Okklusion. Dtsch. Zahnärztl. Z. 43, 605-609
- (51) Lerch P.1986. Die totale Prothetik. Berlin: Quintessenz Verlags - GmbH
- (52) Lenz E. Künzel W. 1994. Die zahnärztlich-prothetische Betreuung der Senioren generation – Ergebnisse und Konsequenzen epidemiologischer Studien. Quintessenz Zahntechnik 20, 1179-1201
- (53) Lenz P. 2005. Persönliche Informationen und Praxisanleitung
- (54) Lotzmann U. 1998. Die Prinzipien der Okklusion. Eine Einführung in das okklusionsgerechte Arbeiten. München: Neuer Merkur.
- (55) Marxkors R. 1993. Lehrbuch der Zahnärztlichen Prothetik. 2. Auflage. München, Wien: Carl Hanser Verlag
- (56) McCabe J F. Basker R M. 1976. Tissue sensitivity to acrylic resin. Br Dent J 140, 347-350

- (57) Mehlert J. 2004. Die totale Prothese. www.dental-laborbrauer.de/zahnarzt/totale_prothese.html
- (58) Meiners H. Böcker L. 1976. Die Ungenauigkeit von Prothesenbasen totaler Prothesen. Dental-Labor 24, 1375
- (59) Meiners H. Weiß M. 1987. Zum Einfluss verschiedener Herstellungsverfahren auf die okklusale Genauigkeit von Totalprothesen. Dtsch. Zahnärztl. Z. 42, 803-806
- (60) Micheelis W. Reich E. 1999. Dritte deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). 3. Auflage. Köln: Deutscher Ärzte Verlag
- (61) Mrotzek O. Savic N. 2001. Konfektionszähne: Indikation und Möglichkeiten im historischen Überblick. Zahntech Mag 5, 29-37
- (62) Petermann. 2001. Broschüre Prothesenkunststoffe Messe. SchützDental
- (63) Parreidt J. 1893. Handbuch der Zahnersatzkunde. 2. Auflage. Leipzig: Felix
- (64) Peroz I. Manke P. Zimmermann E. 1990. Polymerisationsschrumpfung von Prothesenwerkstoffen bei verschiedenen Herstellungsverfahren. ZWR 4, 292-296
- (65) Peroz I. Manke P. Böning E. 1992. Polymerisationsschrumpfung von Prothesenwerkstoffen. ZWR 7, 516-522
- (66) Price C A. 1994. A history of dental polymers. Aust Prosth J 8, 47-54
- (67) Presseexemplar Statistisches Bundesamt. 2006 : Bevölkerung Deutschlands bis 2050. 11. Koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung. Internetexemplar www.destatis.de
- (68) Proskauer C, Witt F H. 1962. Bildgeschichte der Zahnheilkunde. Köln: DuMont Schauberg Verlag.

- (69) Retterath W. 1974. Ausmaß des dorsalen Randspaltes bei Oberkieferprothesen in Abhängigkeit von Herstellungsverfahren. Mainz: Med. Diss.
- (70) Röhrborn W. Bork K. 1988. Allergien auf Zahnersatzmaterialien. ZM 78, 350-356
- (71) Scheuermann H. 1981. Zum Restmonomergehalt von Prothesenwerkstoffen. Dental-Labor 11, 1695-1696
- (72) Schmidt A. 1978. Die Geschichte der Methacrylate in der Stomatologie. Zahntechnik 19, 436-444
- (73) Schmidt M. Rath E. 1997. Herstellung identischer totaler Duplikatprothesen. Dental-Labor 45, 1777-1784
- (74) Schroeder E. 2001. Bedarfsermittlung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020. Ein Bericht der I + G Gesundheitsforschung München für die Deutsche Gesellschaft für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde e.V. (DGZPW)
- (75) Smith D C. Bains M E D. 1954. The detection and estimation of residual monomer in polymethylmethacrylate. J Dent Res 35, 16-24
- (76) Smith D C, Bains M E D. 1955. Residual methyl methacrylate in the denture base and its relation to denture sore mouth. Br Dent J 96, 55-58
- (77) Smith D C. 1959. The acrylic denture base – some effects of residual monomer and peroxide. Br Dent J 106, 331-336
- (78) Strub J R. Trüb J C. Witkowski S. Hürzeler M. Kern M (Hrsg.) 2003. Curriculum Prothetik Band III. 2.Auflage. Berlin: Quintessenz Verlag.
- (79) Tai S. Strauch R. 2007. Flohr M. (Hrsg.). Prothesenbasismaterial. In: Dental Kompakt. Rottweil: Flohr Verlag

- (80) Turrell A J W. 1966. Allergy to denture base materials - fallacy or reality. Br Dent J 120, 415-422
- (81) Turrell A J W. 1966. Aetiolooy of inflamed upper denture bearing tissues. Br Dent J 120, 542-546
- (82) Uhlig H. 1957. Erscheinungsbild, Ursachen und Behandlung der sog. Prothesenstomatitis. Deutscher Zahnärztekalendar 27, 83-93
- (83) Viohl J. 1988. Kunststofffüllungswerkstoffe. In: Eichner K. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. 2.Band. 5. Auflage, Heidelberg: Hüthig
- (84) Weber T. 1997. Memorix. Weinheim: Chapman und Hall GmbH
- (85) Weisser W. 2002. APF-NT- der einfache Weg zur Natur. 1.Teil. Dentallabor 09, 1259-1277
- (86) Welker D.1996. Prothesenkunststoffe. In: Eichner. K, Kappert. F. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 1. Band. 6. Auflage. Heidelberg: Hüthig
- (87) Welker D. Lenz E. 1997. Prothesenkunststoffe – Chemie, Technologie und klinische Bewährung. Quintessenz Zahntechnik 5, 649 ff
- (88) Woelfel J B. Paffenberger G C. 1959. Method of evaluating the clinical effect of warping a denture: report of a case. J. Am. Dent. Assoc. 59, 250-60
- (89) Woelfel J. Paffenberger G. Sweeney W. 1960. Dimensional changes occurring in dentures during processing. J. Am. Dent. Assoc. 61, 413-30
- (90) Robert Wohland .2005. Persönliche Informationen.
- (91) Zahntechnik Stemmann. 2006. Persönliche Informationen und Fotodokumentation
- (92) Zacharias P O. 1953. Die Polymerisation des Paladons und der Verbleib des Restmonomeren. Zahnaerztl P 4, 9
- (93) Zeeck E. 1985. Chronik der Zahntechnik. Hamburg: Stemmann

10. Anhang

10. Anhang

Tab. 1: Druckverlauf Stopf – Press – Verfahren gebrauchte Küvetten

Küvette	p0= 0min	p1= 1min	p2= 2min	p3= 3min	p4= 4min	p5= 5min	p6= 10min	p7= 15min	p8= 20min	p9= =30min	p10= 60min
SPV A1	5t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,3t	4,2t	4,2t	4,0t
SPV A2	5t	4,8t	4,7t	4,7t	4,7t	4,6t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,1t
SPV A3	5t	4,9t	4,8t	4,8t	4,7t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,1t
SPV A4	5t	4,8t	4,7t	4,7t	4,7t	4,7t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,1t
SPV A5	5t	4,8t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,3t	4,2t	4,0t
SPV A6	5t	4,8t	4,7t	4,6t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,4t	4,3t	4,1t
SPV A6	5t	4,8t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,3t	4,2t	4,1t

Tab. 2: Druckverlauf Stopf – Press – Verfahren fabrikneue Küvetten

Küvette	p0= 0min	p1= 1min	p2= 2min	p3= 3min	p4= 4min	p5= 5min	p6= 10min	p7= 15min	p8= 20min	p9= =30min	p10= 60min
SPV N1	5t	4,7t	4,6t	4,6t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,4t	4,2t	4,1t
SPV N2	5t	4,8t	4,7t	4,7t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,3t	4,1t
SPV N3	5t	4,9t	4,8t	4,7t	4,7t	4,7t	4,6t	4,5t	4,5t	4,3t	4,1t
SPV N4	5t	4,8t	4,7t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,4t	4,4t	4,3t	4,0t
SPV N5	5t	4,8t	4,7t	4,6t	4,6t	4,6t	4,5t	4,4t	4,4t	4,3t	4,1t
SPV N6	5t	4,7t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,3t	4,3t	4,2t	4,1t	4,0t
SPV N7	5t	4,8t	4,7t	4,7t	4,7t	4,6t	4,5t	4,5t	4,4t	4,3t	4,1t

Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde

Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
der Medizinischen Fakultät
der Friedrich-Schiller-Universität Jena

Direktor: Univ.-Prof. Dr. Harald Küpper

Besuchsadresse: An der alten Post 4 · 07743 Jena

Telefon: (0 36 41) 93 44 71
Telefax: (0 36 41) 93 44 72
E-Mail: Harald.Kuepper@med.uni-jena.de

Jena, den 13.08.08

Sehr geehrte Damen und Herren,

im Rahmen meiner Dissertation mit dem Thema „ Untersuchung zur Passfähigkeit der Okklusion von Totalprothesen in Abhängigkeit des Herstellungsverfahrens “an der Friedrich – Schiller – Universität Jena führe ich eine Befragung unter dem Gesichtspunkt der Kunststoffprothetik durch. Dazu wende ich mich an ca. 20 zahntechnische Laboratorien und Praxislaboratorien pro Bundesland, um eine ausreichend große Anzahl von Meinungen zu erhalten.

Mein besonderes Interesse gilt dabei vor allem den verwendeten Herstellungssystemen und ihren Bestandteilen. Die Kernfrage lautet :

Wie wirkt sich die Passfähigkeit der Kuvettenteile auf das Ergebnis des Fertigstellungsprozesses und auf die Beziehung der Zähne im okklusalen Bereich aus ?

In meiner nunmehr 8-jährige Berufserfahrung als Zahntechnikerin gehört die Totalprothetik zu meinem Hauptbetätigungsfeld und bin so mit ihren Problemen vertraut.

Da zu diesem Thema sehr wenig Literatur vorhanden ist, möchte ich mir auf diesem Weg eine Ausgangsbasis für meine wissenschaftlichen Untersuchungen schaffen.

Daher würde ich mich sehr freuen, wenn Sie den beiliegenden Fragebogen ausgefüllt an mich zurücksenden würden.

Sie können den Fragebogen auch gern im Internet unter der Adresse :

<http://www.med.uni-jena.de/zahn/proth/knaumann>

beantworten.

Ich bedanke mich schon im Voraus für Ihre Hilfe.

Mit freundlichen Grüßen



Karin Naumann

Fragebogen

1. Welches Kunststoff-Verarbeitungssystem verwenden Sie und seit wann ?

	Firma	Seit wann?
Palajet	_____	_____
Ivocap	_____	_____
Microbase	_____	_____
Unipress	_____	_____

Verwenden Sie ein anderes Spritzgussystem? Wenn ja, welches?

Welches? _____ Firma _____ Seit wann? _____

Verwenden Sie ein Gießsystem ? Wenn ja, welches?

Welches? _____ Firma _____ Seit wann? _____

Verwenden Sie ein hier noch nicht genanntes Kunststoffsystem? Wenn ja, welches?

Welches? _____ Firma _____ Seit wann? _____

2. Welchen Kunststoff verwenden Sie?

Heißpolymerstat	Welches? _____	Firma _____
Kaltpolymersitat	Welches? _____	Firma _____
Gießkunststoff	Welchen? _____	Firma _____
Andere	Welche ? _____	Firma _____

3. Verwenden Sie im Zusammenhang mit Ihrem System ein spezielles Modellsystem ?

nein

ja, Welches ? _____ Firma _____

4. Halten Sie das vom Hersteller angegebene Mischungsverhältnis von Pulver und Flüssigkeit ein ?

ja nein, warum nicht ? _____

5. Wie viel mm Bisserrhöhung erhalten Sie durchschnittlich nach einer Fertigstellung mit Ihrem System ?

Palajet	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
Ivocap	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
Microbase	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
Unipress	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
Spritzguss	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
Gießsystem	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm
_____	weniger als 1 mm	1mm	mehr als 1 mm

10. Anhang

6. Schleifen Sie Ihre Totalprothesen vor der Fertigstellung ein?

nein ja

7. Wenn ja, stellen Sie nach der Fertigstellung Abweichungen fest?

8. Zeigen Ihre Küvetten Passungenauigkeiten im fabrikneuem Zustand?

nein ja

9. Welcher Art sind diese Ungenauigkeiten?

Spiel in den Führungselementen
 Spalten zwischen den Hälften
 Unebenheiten an den Führungselementen
 schwieriges Ineinanderf gen der Teile
 andere Abweichungen → Welche _____

10. Zeigen Ihre Küvetten Passungenauigkeiten im gebrauchten Zustand?

nein ja

11. Wenn ja, welcher Art sind diese Ungenauigkeiten?

Abrieb an den Führungselementen
 plastische Verformung der Küvettenteile
 schwer zu reinigende Unsauberkeiten an den Küvetten
 andere Abweichungen → Welche ? _____

12. Setzen Sie ihre Küvetten nur aus den entsprechenden Set-Teilen zusammen oder werden**Teile unterschiedlicher Sets kombiniert? (=nein ankreuzen)**

ja nein

13. Wie  ffnen Sie Ihre Küvetten nach der Fertigstellung ?

14. Wie pflegen Sie Ihre Küvettenteile?

gar nicht Reinigung mit Wasser vor Gebrauch mit Vaseline sind
 wartungsfrei

15. Sind Ihnen aus Ihrer Erfahrung im Umgang mit Ihren Systemen weitere Einflüsse der Küvettenteile bekannt, die Auswirkungen auf die Okklusionbeziehung der Prothesen haben können?

Bildarchiv

Kunststoffküvettenform – und Werkstoff – Recherche im Dentallabor Stemmann, Hamburg 2006 (eigene fotografische Dokumentation mit freundlicher Unterstützung von Herrn Stemmann sen.)



Abb. 1-3: Küvettenformen für die Kunststoffkronen – und Brückentechnik



Abb. 4-6: Küvettenformen für die Kunststoffkronen – und Brückentechnik



Abb. 7-9: Küvettenformen für die Kunststoffkronen – und Brückentechnik



Abb. 10-12: Küvettenformen für die Kunststoffkronen – und Brückentechnik



Abb. 13-15: Küvettenformen und Zubehör für die Kunststoffprothesentechnik



Abb. 16-18: Küvettenformen und Zubehör für die Kunststoffprothesentechnik



Abb. 19-11: Küvettenformen und Zubehör für die Kunststoffprothesentechnik



Abb. 22-24: Prothesenbasiswerkstoffe für totale Prothesen – Kautschuk



Abb. 22-24: Prothesenbasiswerkstoffe für totale Prothesen – verschiedene Metalle



Abb. 22-24: Prothesenbasiswerkstoffe für totale Prothesen - Metalle

 Lebenslauf

Karin Naumann
 Am Zimmersgrund 3
 98533 Erlau

geboren am 14.02.1977 in Plauen / Vogtland, ledig

Schul- und Berufsausbildung

1983 – 1991	Besuch der 10. Polytechnischen Oberschule „Wilhelm Pieck“ Suhl
1991 – 1995	Besuch des 1. Staatliches Gymnasium Suhl
Juni 1995	Erreichen der allgemeinen Hochschulreife
Aug. 1995 – Feb. 1999	Ausbildung zur Zahntechnikerin im Dentallabor Rainer Junge in Meiningen
Februar 1999	Abschluss und Gesellenbrief des Zahntechnikerhandwerks
März 1999 – Sept. 2000	Zahntechnikerin bei Medial – Dental Endler & Wözel in Erfurt
Okt. 2000 – Dez. 2005	Studium der Zahnmedizin an der Friedrich – Schiller – Universität Jena
Okt. 2000 – Okt.2004	nebenberufliche Tätigkeit als Zahntechnikerin bei Medial – Dental Endler & Wözel in Erfurt und Dentallabor Beer Jena
Jan. 2002 – Dez.2005	wissenschaftl. Hilfsassistentin der propädeutischen Ausbildung bei OÄ PD Dr. Monika Schmidt
Dezember 2005	Staatsexamen an der FSU Jena und Erhalt der Approbation als Zahnärztin
Jan. 2006 – Jan. 2008	Vorbereitungsassistentin in der Praxis Dr. Annerose Warm Suhl
Seit Februar 2008	Niederlassung in der Gemeinschaftspraxis Dr. Annerose Warm/ ZÄ Karin Naumann Suhl

Erlau, den 21.08.2008

Karin Naumann

Danksagung

Mein herzlicher Dank gilt Frau OÄ PD Dr. med. habil. M. Schmidt für die freundliche Überlassung des Themas sowie für die großzügige und kompetente Unterstützung bei der Anfertigung der Arbeit. Besonders dankbar bin ich ihr für die vielen wertvollen fachlichen Diskussionen und Beratungen, sowie für die konstruktiven Ratschläge bei der Bearbeitung des Themas.

Desweiteren bedanke ich mich herzlich bei Herrn Rolf Diefenbacher und seinen Mitarbeitern in Eglisau / Schweiz, die mir nach langer Suche die Möglichkeit bieten konnten, meine Messungen umzusetzen und somit meine Studie realisierbar wurde.

Mein besonderer Dank gilt auch Herrn Peter Lenz und Herrn Frank Becker für großzügige Bereitstellung aller Geräte und Materialien, die zur Durchführung dieser Studie notwendig waren.

Zu großem Dank bin ich Herrn Lutz Leistriz und Frau Claudia Hemmelmann (Institut für medizinische Dokumentation und Statistik Jena) verpflichtet, die mir bei der schwierigen statistischen Bearbeitung meiner Ergebnisse behilflich waren.

Ich danke auch allen nicht genannten Personen, die mich bei der Verwirklichung dieser Studie unterstützt haben.

Abschließend möchte ich ganz besonders meinem Lebensgefährten Axel und meiner Freundin Steffi danken für die dauerhafte und moralische Unterstützung vor allem während des Verfassens dieser Arbeit.

Danke für die große Unterstützung!

Ehrenwörtliche Erklärung

Hiermit erkläre ich, dass

- mir die Promotionsordnung der Medizinischen Fakultät der Friedrich-Schiller-Universität bekannt ist,
- ich die Dissertation selbst angefertigt habe und alle von mir benutzten Hilfsmittel, persönlichen Mitteilungen und Quellen in meiner Arbeit angegeben sind,
- mich folgende Person bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie der Herstellung des Manuskripts unterstützt haben: OÄ PD Dr. med. habil. M. Schmidt.
- die Hilfe eines Promotionsberaters nicht in Anspruch genommen wurde,
- Dritte weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen von mir für die Arbeiten erhalten haben, die in Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen
- und ich die gleiche, eine in wesentlichen Teilen ähnliche oder andere Abhandlung nicht bei einer anderen Hochschule als Dissertation eingereicht habe.

Erlau, am 21.08.2008

Karin Naumann, Verfasserin