

Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
des Universitätsklinikums Halle (Saale)
(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

**Das Retentionsverhalten von Locator-
Verbindungselementen nach Langzeitbelastung und
unter Einfluss von verschiedenen
Prothesenreinigungsmitteln - eine in-vitro Studie**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades
Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt
der Medizinischen Fakultät
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Dörte Christine Fraedrich geb. Rump
geboren am 12. September 1982 in Herdecke

Gutachter:

1. PD Dr. Arne F. Boeckler
2. Prof. (apl.) Dr. Dr. Alexander W. Eckert
3. Prof. Dr. Stephan Eitner (Erlangen)

Eröffnung des Promotionsverfahrens am 09.09.2014

Verteidigt am 08.04.2015

Für meine Familie

Referat

Einleitung: Die Befestigung von Hybridprothesen auf Implantaten ist mit verschiedenen Verbindungselementen (engl. Attachments) möglich. Locator-Attachments stellen eine relativ neuartige Versorgungsform dar. Die farblich unterschiedlich kodierten Retentionseinsätze aus Nylon besitzen laut Hersteller unterschiedliche Retentionskräfte. Ziel der in-vitro Studie war die Überprüfung der Abzugskräfte dieser Retentionseinsätze bezüglich deren Herstellerangaben. Weiterhin sollte das Verschleißverhalten unter verschiedenen Implantatneigungen evaluieren werden. Die Retentionskraft nach Langzeitabzugszyklen wurde ermittelt. Abschließend sollte das Retentionsverhalten nach Anwendung von Prothesenreinigungs- und Mundspüllösung evaluiert werden.

Material und Methoden: Es wurden jeweils 10 Locator-Retentionseinsätze der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ bei Implantatneigung von 0° und 10° untersucht. Bei Implantatneigungen von 15° und 20° wurden Retentionseinsätze der Farben „rot“ und „grün“ getestet. Der Einfluss der Prothesenreinigungsmittel „Corega Tabs Dental Weiß“, „Corega Tabs für Teildritte“ und Listerine, sowie der Einfluss der Themozyklierung (5°C/55°C, 5000 Wechselzyklen) auf die Retentionskraft wurde untersucht. Mit der Universalprüfmaschine Zwick (Z010) erfolgten die Messungen der Maximalkräfte ($v = 50 \text{ mm/min}$). Die Ergebnisse wurden mit den Herstellerangaben verglichen.

Ergebnisse: Die mittleren Retentionswerte bei 0°-Implantatneigung betrugen $11,97 \pm 4,64 \text{ N}$ („blau“), $17,1 \pm 6,81 \text{ N}$ („pink“) und $25,30 \pm 2,7 \text{ N}$ („klar“). Die vom Hersteller angegebenen Retentionswerte wurden damit signifikant überschritten. Die mittleren vom Hersteller angegebenen Trennkräfte wurden bei 5° und 10°-Neigung des Implantats von den Locator-Retentionseinsätzen aller Farben überschritten. Die Retentionseinsätze „rot“ zeigten bei Implantatneigung von 10°, 15° und 20° erhöhte Retentionswerte im Vergleich zu den Herstellerangaben. Die Retentionseinsätze „grün“ unterschritten bei einer Implantatneigung von 15° und 20° die vom Hersteller angegebenen Retentionskräfte.

Im Langzeitabzugsversuch von 10.000 Zyklen zeigte sich bei den Einsätzen der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ eine signifikante kontinuierliche Reduktion der Retentionskraft auf $3,97 \pm 0,92 \text{ N}$ („blau“), $5,25 \pm 2,26 \text{ N}$ („pink“) und $5,63 \pm 2,08 \text{ N}$ („klar“). Die Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und Thermozyklierung führte im Vergleich zur Kontrollgruppe (Aqua dest.) zu einer signifikanten Erhöhung der Retentionskraft. Listerine CoolMint rief eine Farbveränderung hervor.

Zusammenfassung: Auch nach Langzeitbelastung (10.000 Zyklen) und bei einer Implantatneigung von bis zu 20° gewährleisteten Locator-Retentionselemente einen klinisch ausreichenden Prothesenhalt. Bei Retentionsverlust kann durch ein Austauschen der Retentionseinsätze ein suffizienter Halt gewährleistet werden.

Fraedrich, Dörte Christine: Retentionsverhalten von Locator-Retentionseinsätzen nach Langzeitbelastung und unter Einfluss von verschiedenen Prothesenreinigungsmitteln - eine in-vitro Studie. Halle (Saale), Univ., Med. Fak., Diss., 64 Seiten, 2014

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Zahnersatz im zahnlosen Kiefer	1
1.2	Implantatprothetische Verbindungselemente	2
1.2.1	Achsenparallelität der Implantate	2
1.3	Vergleich der unterschiedlichen Verbundkonstruktionen	3
	- Kugelpopfanker	3
	- Magnet-Anker	3
	- Doppelkronen	4
	- Steggelenke und Steggeschiebe	5
1.3.1	Locator - Attachments	6
1.4	Retentionskraft	9
1.4.1	Prothesenreinigungsmittel	10
2	Material und Methoden	12
2.1	Voruntersuchung	12
2.2	Methode	14
2.2.1	Versuchsaufbau	14
2.3	Untersuchung des Retentionsverhaltens	17
2.3.1	Retentionskräfte der neuwertigen Locator-Retentions- einsätze	17
2.3.2	Neigungswinkel 0°, 5° und 10°	18
2.3.3	Neigungswinkel 10°, 15° und 20°	19
2.4	Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze nach Langzeitbelastung	20
2.5	Thermische Wechsellasten	22
2.6	Einfluss von Prothesenreinigungsmitteln auf das Retentionsverhalten	23
2.7	Retentionsverhalten nach Anwendung von Mundspüllösung	26
2.8	Datenverarbeitung und statistische Auswertung	27
3	Ergebnisse	28
3.1	Retentionskraftmessung der unbehandelten Locator- Retentionselemente	28

Inhaltsverzeichnis

3.2	Ergebnisse der Kraft- und Wegeaufzeichnungen bei Implantatneigung	29
3.2.1	Neigungswinkel 5° und 10°	29
3.2.2	Neigungswinkel 10° bis 20°	32
3.3	Ergebnisse der Retentionskraftmessung nach Langzeit- belastung	34
3.4	Retentionskräfte der Locator-Einsätze nach Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und Mundspüllösung	37
3.5	Oberflächenanalyse der Locator-Retentionseinsätze	41
3.6	Oberflächenanalyse der Locator-Elemente	43
4	Diskussion	45
4.1	Versuchsaufbau	45
4.2	Retentionskraftmessung der unbehandelten Retentionseinsätze	46
4.3	Retentionskraftmessung der Retentionseinsätze nach Langzeitbelastung	48
4.4	Retentionskraftmessung nach Einwirkung von Prothesen- reinigungsmittel und Mundspüllösung	50
4.5	Verschleißverhalten der Retentionseinsätze und Locator- Elemente	51
4.6	Ausblick weiterer Versuchsanordnungen und Modifikationen	52
4.7	Klinische Bedeutung und Schlussfolgerung	53
5	Zusammenfassung	55
5.1	Zielsetzung	56
6	Literaturverzeichnis	57
7	Thesen	64

Abkürzungen und Symbole

Verzeichnis der verwendeten Abkürzungen

Formeln und Einheiten

CoCr	Cobald Crom
DIN	Deutsches Institut für Normung
kg	Kilogramm
lbs	amerik. Pfund
min	Minuten
mm	Millimeter
N	Newton
Ncm	Newton Zentimeter
µm	Mikrometer

Weitere Abkürzungen und Symbole

Abb.	Abbildung
engl.	englisch
EDTA	Ethylendiamintetraessigsäure
et al.	Und andere
Inc.	Incorporation
NY	New York
PVP/VA	Polyvinylpyrrolidon/Vinylacetat
S.	Seite
SR	Standardrezeptur
vgl.	vergleiche
z.B.	zum Beispiel

1 Einleitung

1 Einleitung

1.1 Zahnersatz im zahnlosen Kiefer

Das Fehlen von nutzbaren Verankerungen für die Retention von Zahnersatz stellt bei der prothetischen Behandlung zahnloser Patienten eine besondere Herausforderung dar. Konventionelle Vollprothesen führen in Abhängigkeit von verschiedenen Faktoren wie der Atrophieform und -ausprägung, der Anatomie des nutzbaren Prothesenlagers, dem Muskeltonus, der Speichelflussrate häufig nicht zum gewünschten funktionellen Ergebnis. Langzeituntersuchungen haben ergeben, dass durch eine unphysiologische Belastung des Alveolarfortsatzes durch die Prothese eine kontinuierliche Resorption erfolgt (*Tallgren, 1972*). Im weiteren Verlauf ergibt sich für den Prothetiker ein immer schlechter mit schleimhautgelagerten Totalprothesen zu versorgender Patient. Dies wird unter anderem bedingt durch ein sich verringerndes Kammrelief mit einem Verlust an fixierter Schleimhaut, durch eine sich vergrößernde Vertikaldistanz zwischen Unter- und Oberkiefer und eine sich ungünstig verändernde Lagebeziehung der Kiefer zueinander. Mit der Entwicklung dentaler Implantate wurde ein Therapiespektrum eröffnet, das Patienten mit dental und skelettal ungünstigen Ausgangsbefunden eine kaufunktionelle und ästhetische Rehabilitation ermöglicht, sowie die physiologischen Involutionsprozesse (Resorption, Funktionsreduktion) vermindert. Der Einsatz von endossalen Implantaten im zahnlosen Kiefer ermöglicht eine Vielzahl von alternativen Versorgungskonzepten, da sie zur Stabilisierung von Prothesen herangezogen werden können.

Dabei wird zwischen feststehendem und abnehmbarem Zahnersatz unterschieden. Festsitzende Restaurationen werden in Analogie zu natürlichen Pfeilerzähnen auf den Implantaten direkt oder über entsprechende Aufbauten verschraubt oder zementiert (*Boeckler et al., 2009b*). Dahingegen stehen zur Verankerung und Stabilisierung von herausnehmbarem Zahnersatz auf endossalen Implantaten, eine Vielzahl von unterschiedlichen Verbindungselementen (engl. attachments) zur Verfügung. Bei diesen Attachments unterscheidet man zwischen individuell hergestellten oder präfabrizierten Komponenten. Diese werden für die unterschiedlichen, auf dem Markt befindlichen Implantatsysteme von den jeweiligen Herstellern angeboten.

1 Einleitung

1.2 Implantatprothetische Verbindungselemente

Verbindungselemente (engl. attachments) auf Implantaten fungieren als Verankerung zur prothetischen Versorgung (*Pavlatos, 1998*). Attachments werden dauerhaft mit dem Implantat verschraubt. Bei der Auswahl des geeigneten Verankerungselements für eine implantatgestützte Suprakonstruktion sind einige Faktoren von Bedeutung. Dabei muss Befund- und patientenspezifisch ausgewählt werden. Ein systematischer Vergleich der Eigenschaften spielt hierbei eine große Rolle.

- Stabilität
- Retentionskraft
- Zugänglichkeit für Mundhygiene
- Nachsorge
- Verschleißanfälligkeit
- Aktivierbarkeit
- Reparatur- und Anpassungsmöglichkeiten
- zahntechnische Faktoren

sollten berücksichtigt werden (*Richter und Schaller 2000; Trakas et al., 2006*).

In den letzten Jahren sind zahlreiche verschiedener Attachmentsysteme zur Verankerung des herausnehmbaren Zahnersatzes auf Implantaten im zahnlosen Kiefer entwickelt worden.

Diese Verbindungselemente können individuell hergestellt oder auch als präfabrizierte Komponenten von den jeweiligen Herstellern bezogen werden. Handelsübliche Materialien für vorgefertigte Aufbauten stellen Titanlegierungen sowie verstärkte Keramiken dar. Es haben sich im Wesentlichen Steg-, Kugelkopf-, Magnet- und Teleskopattachments als Standardversorgung zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz etabliert (*Thöle 2006; Boeckler et al., 2009b*). Einzelattachments werden zunehmend bei ungünstiger Implantatposition, Platzmangel im Oberkiefer und zu erwartender ungünstiger Stegposition bei zwei Implantaten genutzt.

1. 2.1 Achsenparallelität der Implantate

Eine erfolgreiche Implantatversorgung wird durch zahlreiche Einzelfaktoren bestimmt. Die Positionierung enossaler Implantate ist ein wichtiger Faktor für die spätere Prothetik und den Erfolg der Behandlung. Der Einfluss der Implantatneigung spielt vor

1 Einleitung

allen im Seitenzahnbereich eine wichtige Rolle. Die Langlebigkeit von implantatgestützten Prothesen hängt zu einem großen Teil davon ab, in welchem Maße Kau- und Druckbelastung auf das Implantat und den umgebenen Knochen einwirken (*Ueda et al., 2004*).

1.3. Vergleich der unterschiedlichen Verbundkonstruktionen

Kugelpfanker

Für eine Vielzahl der Implantatsysteme steht der Kugelpfanker zur Verfügung, der auf oder in das Implantat eingeschraubt wird. Unterschiedliche Aufbauhöhen ermöglichen eine Anpassung an patientenspezifische Gingivaverhältnisse. Die meist aus Titanlegierung gefertigten Kugelpfanker besitzen eine Matrize, deren Retentionswirkung durch Lamellen hervorgerufen wird (*Ludwig et al. 2005*). Die Lamellen greifen in den Unterschnitt der Kugel; um dies zu gewährleisten, ist ein vorheriges Ausweiten der Lamellen notwendig. Sowohl ein Aktivieren als auch deaktivieren der Lamellen ist möglich. Zum Austausch der Matrize muss diese aus der Prothesenbasis herausgetrennt werden.

Alternativ stehen zweigeteilte Kugelpfanker, bestehend aus Matrizengehäuse und Lamelle zur Verfügung. Die Lamellen können zur Erneuerung aus dem in die Prothesenbasis geklebten Matrizengehäuse geschraubt werden.

Zusätzlich stehen reine Kunststoffmatrizen zur Verfügung, die durch erneutes Einpolymerisieren erneuert werden können (*Boeckler et al., 2009b*).

Kugelpfanker können eine Achsenabweichung der Implantate nur in geringem Maße ausgleichen, maximal 6° Dysparallelität sind möglich (*Teubner und Marinello, 2005*). Größere Angulationen führen zu einem ungleichmäßigen Aufweiten der Lamellen und somit zu Retentionsverlust (*Gulizio et al., 2005*).

Magnet-Anker

Magnetattachments haben sich für die Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz auf Implantaten bewährt. Sie bestehen aus Primärmagneten, die aufgrund ihrer Korrosionsanfälligkeit von einer Titan- oder Edelstahlhülle umgeben sind

1 Einleitung

(Boeckler *et al.*, 2008). Vorteile sind die gute Hygienefähigkeit und die einfache Versorgung anguliert stehender Implantate. Auch nach Langzeitbelastung ist ein Nachlassen der Retentionskräfte nicht zu verzeichnen (Setz *et al.*, 1998). Zusätzlich ist ein komplikationsloses Einarbeiten in eine vorhandene Prothese möglich. Im Gegensatz zu anderen Verbindungselementen konnte auch nach einer Vielzahl von Abzugszyklen kein signifikantes Nachlassen der Retentionskräfte festgestellt werden. Allerdings kann es durch Auflagerung z.B. von Zahnstein zu einer Separation der korrespondierenden Magnetpaare kommen und damit ein Nachlassen der Retentionskraft eintreten. Bei überhöhten Kräften kommt es zu einer Entkopplung der Magnetverankerung, so dass Überbelastungen der Implantate und des Attachments vermieden werden.

Doppelkronen

Implantatverankerte Doppelkronen stehen in verschiedenen Ausführungen zu Verfügung. Neben ihren Grundformen und ihrem Kronenanteil teilt Körber (1988) die Doppelkronen nach ihrem Haftmechanismus in friktiv haltende Teleskopkronen, durch Konuspassung haltende Konuskronen und in Doppelkronen mit zusätzlichen Haftelementen ein. Als Materialien kommen hauptsächlich hochgoldhaltige Teleskopverankerungen zur Anwendung - aber auch CoCr-Legierungen, Titan-Legierungen sowie keramische Primärteile sind realisierbar. Doppelkronen ermöglichen eine streng körperliche Fassung der Implantate und beinhalten Stütz-, Halte-, Führungs-, Kippmeider- und Schubverteilungsfunktion in einem Konstruktionselement. Im Gegensatz zu anderen Verankerungssystemen sind keine zusätzlichen Elemente nötig, was sowohl Planung als auch Anfertigung des Zahnersatzes vergleichsweise vereinfacht. Nachteilig wirken sich bei diesem System die geringen Aktivierungsmöglichkeiten bei nachlassender Retention aus. Zusätzlich ist ein Überkonturieren der Teleskopzähne und damit einhergehender großer Platzbedarf vonnöten.

Ein Zusammenspiel aus Gleitreibung, Adhäsion und einem hauptsächlich hydraulischen Effekt erzeugt den Haftmechanismus der Doppelkronen. Bei Kronenabzug entsteht aufgrund des Strömungswiderstandes der Zwischenflüssigkeit im Fügespalt ein Unterdruck, so dass der äußere Luftdruck die Deckelfläche auf das Primärteil presst. Diese Komponenten bilden damit ein so genanntes tribologisches

1 Einleitung

System, dessen endgültige Haltekraft in Abhängigkeit von der Speichelkonsistenz erst im Mund des Patienten definiert werden kann.

Steggelenke und Steggeschiebe

Das Steggelenk wurde aus der konventionellen Hybridprothetik in die Implantatprothetik übernommen. Nach Art der angewendeten Verbindungselemente wird zwischen Steggelenken und Steggeschieben unterschieden. Diese gewährleisten eine starre Verbindung über drei oder fünf Stegreiter-Matrizen in der Deckprothese. Es werden Stege mit kreisrundem Querschnitt oder eiförmige Dolder-Steg-Gelenk-Profile eingesetzt. Die Versorgung mit derartigen Steg-Gelenk-Prothesen bietet die Möglichkeit, mit relativ geringem ärztlichem und finanziellem Aufwand einen hohen Wirkungsgrad in Bezug auf die Lagestabilität des Zahnersatzes zu erreichen. Zudem wird der Forderung nach minimaler Invasivität Rechnung getragen. Als Nachteile werden häufig ungünstige Situationen nach eventuellem Verlust eines Implantates genannt, weiterhin ein Retentionsverlust der Deckprothese durch Verschleiß des Stegreiters, mögliche Überlastungen der Implantate, eine häufige Unterfütterungsnotwendigkeit und das Auftreten von Nonokklusionen im Seitenzahnbereich infolge Resorptionen. Als Materialien für Stegkonstruktionen kommen hauptsächlich präfabrizierte und einkürzbare Metallprofilstangen (Titan, Gold- oder Titanlegierungen) in Kombination mit verschraubten Stegkappen zur Anwendung, welche durch Löten oder Lasern zur eigentlichen Stegkonstruktion verbunden werden. Ebenfalls ist die Verwendung von präfabrizierten Kunststoffstangen verschiedener Profile möglich. Die Einstellung der Retentionskraft erfolgt mittels spezieller Werkzeuge durch die Aktivierung oder Deaktivierung der stärker belasteten posterioren Lamelle. Die anteriore Lamelle übernimmt die Funktion einer Führungsfläche. Zusätzlich ist die Verwendung von Friktionsstiften eine alternative Möglichkeit, um eine kontrollierte Retention bei individuell gefertigten Stegkonstruktionen zu realisieren. Bei einem Nachlassen der Retention kann diese chairside auf einfache Weise durch Aktivierung der Stifte wiederhergestellt werden.

1 Einleitung

1.3.1 Locator-Attachments

Bei der von der Firma Zest Anchors Inc. (Escandido, USA) entwickelten Locator-Attachments, handelt es sich um semipräzise Verbindungselemente, die auf solitären, unverblochten Implantaten, aber auch auf Wurzelkappen verwendet werden können. Diese Verbindungselemente stehen momentan für 50 verschiedene Implantatsysteme zur Verfügung.

Indiziert ist ihre Anwendung bei implantatgestützten Deckprothesen des Ober- und Unterkiefers auf zwei bis vier Implantaten. Der gesamte Primär- Sekundärteil- Aufbau benötigt nur eine Gesamthöhe von 2,5 mm und ermöglicht somit eine Anwendung bei geringem Kieferabstand (*Schneider und Kurtzman, 2001*). Dennoch sollte der intermaxilläre Abstand mindestens 4mm aufweisen. Zusätzlich stehen Locator-Elemente in unterschiedlichen Aufbauhöhen (1 mm – 6 mm) zum Ausgleich verschiedener Gingivahöhen zur Verfügung.

Die Locator-Elemente besitzen einen inneren und einen äußeren Unterschnitt und sind aus Titan gefertigt und Titannitrid Beschichtet (Abb. 1). Sie weisen einen äußeren Durchmesser von 3850 µm auf.

Die in die Prothesenbasis einpolymerisierte Matrizenkappe besteht aus Titan. In diese Kappe wird ein Locator-Retentionseinsatz aus Polyamid eingesetzt (Abb. 1). Dieser greift in den inneren und äußeren Unterschnitt des Locator-Elements (Abb. 2, S. 7). Die retentive Verbindung wird über die drei verschiedenen, farblich codierten Einsätze realisiert, welche sich nach Herstellerangaben in ihrer Retentionskraft unterscheiden (Abb. 2, S. 7). Zusätzlich stehen zwei speziell, nur mit einem äußeren Unterschnitt versehene Locator-Retentionseinsätze zur Verfügung, die laut Hersteller für die Verwendung auf dysparallelen Implantaten geeignet sind.

1 Einleitung

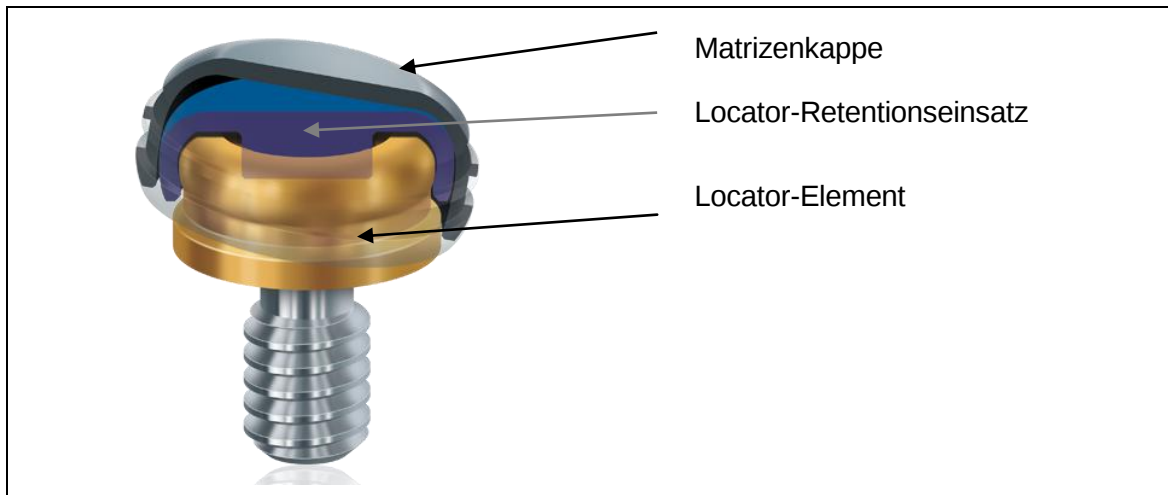


Abb. 1: Aufbau des Locator-Attachments (Quelle: Zest Anchors)

Bei der Verwendung von Locator-Attachments zur Retention von Deckprothesen kann sowohl eine direkte als auch eine indirekte Einarbeitung in die Prothese angewandt werden. Bei der direkten Methode kann der behandelnde Zahnarzt die Locator-Matrize und Steckteile direkt in der Behandlungssitzung in eine neue oder bereits vorhandene Prothese integrieren. Die direkte Methode erfordert weder Abformpfosten noch Laboranaloge. Bei der indirekten Methode dienen die Locator-Abformpfosten und die Locator-Laboranaloge der Modellherstellung im Labor.

Die Locator-Retentionseinsätze bestehen aus konfektionierten Nylonmaterialien, die in die Matrizenkappe gesetzt werden. Diese Konstruktion ermöglicht bei Bedarf und bei nachlassender Retentionskraft ein problemloses Auswechseln der Kunststoffteile.

Diese Nyloneinsätze mit definierten Retentionskräften werden patientenspezifisch ausgewählt. Kombinationen von verschiedenen Retentionseinsätzen in einer Prothese sind möglich.

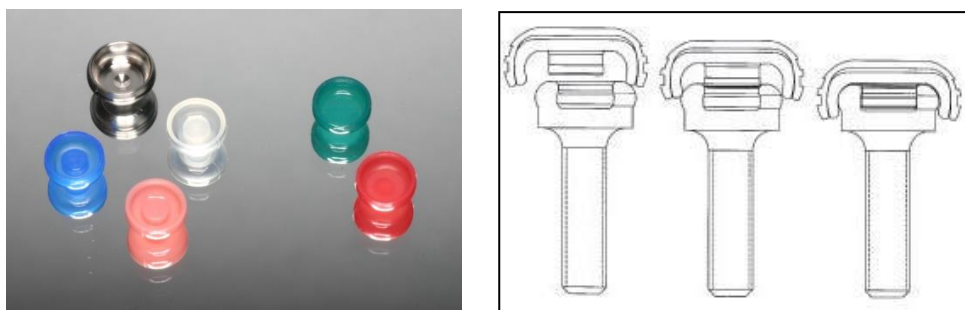


Abb. 2: Matrizengehäuse und Retentionselemente (links), schematische Darstellung der Passung der Retentionselemente auf dem Abutment [Zest Anchors](rechts)

1 Einleitung

Die Abzugskraft der Locator-Attachments liegt laut Hersteller bei 6,7 N („blau“), 13,3 N („pink“) und 22,7 N („klar“) (Abb. 2). Um dem Patienten ein einfaches und sicheres Eingliedern seiner Locator-verankerten Prothese zu ermöglichen, darf die Einschubrichtung der einzelnen Locator-Sekundärteile pro Kiefer nur eine Winkeldifferenz von bis zu 10° pro Sekundärteil betragen (bei zwei Sekundärteilen bis zu 20°) (vgl. Tab. 1, S. 8). Bei dysparallelen Implantat von mehr als 10°–20° (bei zwei Sekundärteilen bis zu 40°) können, statt der Standarteinsätze („blau“, „pink“ und „klar“) die Locator-Retentionseinsätze für den erweiterten Bereich mit normaler Retentionskraft (18,15 N), „grün“, oder „rot“ mit extra leichter Retentionskraft (6,9 N), verwendet werden (Abb. 2). Dies gewährleistet bei dysparallelen Implantaten eine ausreichende Retentionskraft.

Bei nachlassender Retention erfolgt ein Austauschen der Locator-Retentionseinsätze mit einem speziell dafür erhältlichen Werkzeug (Abb. 4, S. 9). Die Titankappe verbleibt dafür in der Prothesenbasis.

Tab. 1: Unterschiedlich farblich codierte Locator–Retentionseinsätze und ihr Einsatzbereich

Locator-Retentionseinsatz	Vom Hersteller angegeben			Winkel-differenz
	Retentionskraft			
	[N]	[lbs]	[kg]	
blau	6,7	1,50	0,68	0° - 10°
pink	13,3	3,00	1,36	0° - 10°
klar	22,7	5,00	2,27	0° - 10°
rot	6,9	0,5 – 1,50	1,36 – 1,82	10° - 20°
grün	18,15	3,00 – 4,00	0,23 – 0,68	10° - 20°

Die Locator-Retentionseinsätze bestehen aus Polyamid. Dies sind synthetische, thermoplastische Kunststoffe. Polyamid wird aus HMD (Hexamethyldiamin) und Adipinsäure hergestellt (Abb. 3). Dieses Material besitzt eine hohe Festigkeit, Steifigkeit und Zähigkeit; es zeichnet sich durch eine gute Chemikalienbeständigkeit

1 Einleitung

aus. Aufgrund der Materialzusammensetzung besitzen die Locator-Attachments gute biomechanische Eigenschaften. Zusätzlich wird durch die nicht starre Verankerung zwischen Retentionseinsatz und Matrizenkappe eine drehgelenkige Verbindung zwischen Attachment und Prothesenbasis gewährleistet. Durch diesen speziellen Aufbau und der Materialeigenschaft des Polyamids ist eine gewisse Selbstausrichtung der Locator-Retentionselemente gegeben.

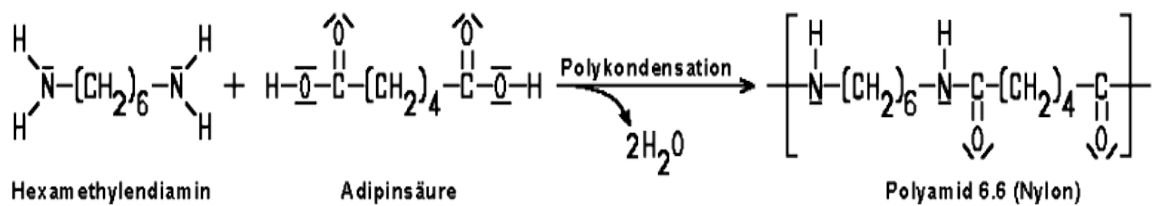


Abb. 3: Strukturformel des Polyamids (Nylon)

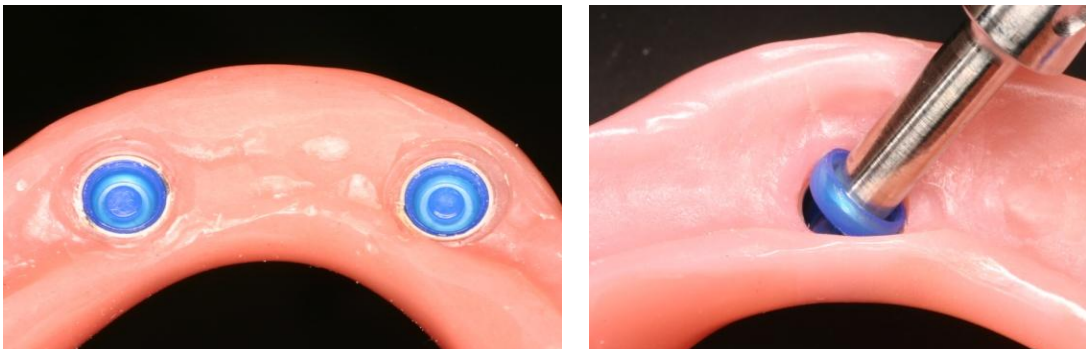


Abb. 4: in Prothese eingearbeitete Matrizenkappen mit blauem Retentionseinsatz, Entfernen des Retentionseinsatzes aus einer Prothese (rechts)

1.4. Retentionskraft

Retention ist der Widerstand, welcher abziehenden Kräften entgegengesetzt wird. Die Höhe der Retentionskraft der verfügbaren Attachments hat Einfluss auf die Langzeitbewährung von Implantaten. Alle auf dem Markt befindlichen Attachmentsysteme führen zu einer Steigerung der Patientenzufriedenheit (Meijer et al., 2003; Raghoobar et al., 2003) im Vergleich zur "implantatlosen" Ausgangssituation, wobei sich jedoch bezüglich der Retentionskräfte (Burns et al.,

1 Einleitung

1995; Naert et al., 1999) und der Implantatbelastung (Cekic et al., 2007) deutliche Unterschiede feststellen lassen.

Die Auswahl der Retentionskraft spielt eine bedeutende Rolle. Ein problemloses Ein- und Ausgliedern des Zahnersatzes muss dem Patienten gelingen, gleichzeitig muss die Retentionskraft so gewählt werden, dass eine Lagestabilität gewährleistet ist. Die Angaben in der vorangegangenen Literaturübersicht ergaben, dass eine ausreichende Retentionskraft für die Verankerung einer herausnehmbaren Prothese zwischen 0,2 N (Hargraves und Foster 1976) und 20N (Bates, 1963) liegt. Bei der Fixation durch ein Einzelimplantat sollte die Retentionskraft bei 10 – 20 N liegen (Steward und Edwards, 1983). Dennoch sind für verschiedene Verankerungssysteme maximale Retentionskräfte von bis zu 35,24 N bekannt (Chung et al., 2004). Die Patientenzufriedenheit hängt stark mit dem Retentionsverhalten und der Stabilität der Prothese ab (Burns et al., 1995). Es zeigte sich, dass eine geringere Stabilität gegen horizontal einwirkende Kräfte zu weniger mastikatorischer Aktivität führt (Rutkunas et al., 2007). Somit resultieren Auswirkungen auf das Ernährungsverhalten. Durch Materialabtrag, der bei dem Ein- und Ausgliedern der Prothese auftritt, kommt es zu einem Nachlassen der Retention (Tribologischer Prozess). Dabei ist diese Abrasion von der Materialzusammensetzung, der Abutmentform und den Belastungsformen abhängig. Auf die Nylonbauteile der Locator-Attachments wirken durch geringe Eigenbewegung und das Entfernen der Prothese hauptsächlich dynamische Beanspruchungen ein. Diese führen in Abhängigkeit vom Verhalten der Polymerstruktur zur Ermüdung des Werkstoffes nach DIN 50320. Dieser fortschreitende Verschleiß von Halteelementen kann zu einer progredienten Verschlechterung des Prothesenhaltes führen (Bayer et al., 2007).

1.4.1 Prothesenreinigungsmittel

Sowohl intra- als auch extraoral werden Prothesenattachments zahlreichen chemischen, physikalischen und biologischen Einflüssen ausgesetzt. Beim Einsetzen in den Mund erfährt das Material einen Temperaturwechsel, ist fortan mit dem Speichel in Kontakt und wird mechanisch beansprucht. Es unterliegt dem Einfluss von oralen Mikroorganismen, deren Stoffwechselprodukte Kunststoffteile chemisch angreifen können (Menges et al., 2002). Auch Nahrungsrückstände im Mund oder Nahrungsaufnahme während der Tragedauer wirken auf den Kunststoff ein. Nach der Entnahme eines Zahnersatzes aus

1 Einleitung

dem Mund bestimmen die Reinigungsgewohnheiten des Patienten und die Lagerung der Prothese bis zum Wiedereingliedern die weiteren Einflussgrößen

Die gängigste Strategie zur Vermeidung oraler Erkrankungen, ausgelöst durch implantatgetragene Prothesen, ist die mechanische Plaque-Entfernung mit der Zahnbürste (*Ambard, 2002*). Zur unterstützenden Prothesenreinigung kommen jedoch auch Reinigungstabletten im Tauchbad zum Einsatz. Diese entfernen zuverlässig den auf der Prothese entstandenen Biofilm (*Varghese et al., 2007*).

Inhaltsstoffe der kommerziellen Reinigungsmittel sind Säuren, Enzyme, Oxidantien, Lösungsmittel, Emulgatoren, Tenside, Chelatbildner, Aromen und Farbstoffe. Erhältlich sind derartige Produkte sowohl in Form von Tabs als auch von Pulver. Anforderungen an solche Reinigungssysteme sind zuverlässiges Entfernen von Belägen und Keimen, Biokompatibilität, kein Verfärben und Angreifen der Prothesen und einfache Handhabung in der Anwendung.

Mundwässer werden unterstützend zur Mundhygiene, zur Plaquekontrolle und bei kleineren Infektionen des Mund- Rachenbereichs angewandt. Zusätzlich zu der zuvor beschriebenen mechanischen Entfernung der Mikroorganismen, empfiehlt sich auch bei Prothesen die Anwendung antibakterieller Spüllösungen zur Bekämpfung der Halitosis (*Güth, 2008*). Es finden sich vor allem Präparate mit Chlorhexidin (CHX), Cetyl-Pyridinium-Chlorid (CPC), H_2O_2 , ätherische Ölen, Amin- und Zinnfluoriden, Zink-Ionen und Triclosan als aktive Inhaltsstoffe auf dem Markt. Zudem finden sich alkoholhaltige und alkoholfreie Produkte. Bei den auf dem Markt erhältlichen Mundspüllösungen handelt es sich meist um Konzentrate, die zum Gebrauch mit Wasser verdünnt werden müssen.

2 Material und Methoden

2.1. Voruntersuchung

Laut Herstellerangaben ist die Materialzusammensetzung der verschieden farbigen Locator-Retentionseinsätze gleich. Um den technologischen Hintergrund für die unterschiedlichen Retentionskräfte zwischen den verschieden farbigen Locator-Retentionseinsätzen zu ermitteln, erfolgte am optischen Video-, Mess- und Inspektionsmikroskops VMZM 40 (Firma 4H-JENA Engineering GmbH mit der Software VIS/METRONA) die Vermessung der äußeren und inneren Lamellen. Bei jeweils 10 neuen Locator-Retentionseinsätzen der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ wurden jeweils der Innendurchmesser und der Außendurchmesser bestimmt.

Für die Messungen wurden die Locator-Retentionselemente in das Matrizengehäuse gesteckt (Abb. 5, S. 13). Der Innerdurchmesser wurde von den Außenkanten des inneren Retentionselementes gemessen. Die Messung des Außendurchmessers erfolgte vom Innenrand des äußeren Rings (Abb. 5, S. 13). Die Messungen ergaben, dass der Durchmesser des inneren Retentionselements mit zunehmender Retentionskraft zunimmt (vgl. Tab. 2, S. 13). Die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „klar“ und „pink“ wiesen eine unterschiedliche Wandstärke der äußeren Lamelle auf (Abb. 5, S. 13). Die Zunahme der Retentionskraft war damit durch eine Abnahme des Außendurchmessers bedingt.

Die Locator-Retentionseinsätze mit den Farbcodierungen „rot“ und „grün“ besitzen kein inneres Retentionselement (Abb. 5, S. 13), so dass allein der Außendurchmesser für die Retentionskraft verantwortlich erscheint. Es wurden bei jeweils 10 Retentionseinsätzen deren Außendurchmesser bestimmt. Auch hier nahm der Außendurchmesser mit Zunahme der Retentionskraft ab (vgl. Tab. 3, S. 13).

2 Material und Methoden

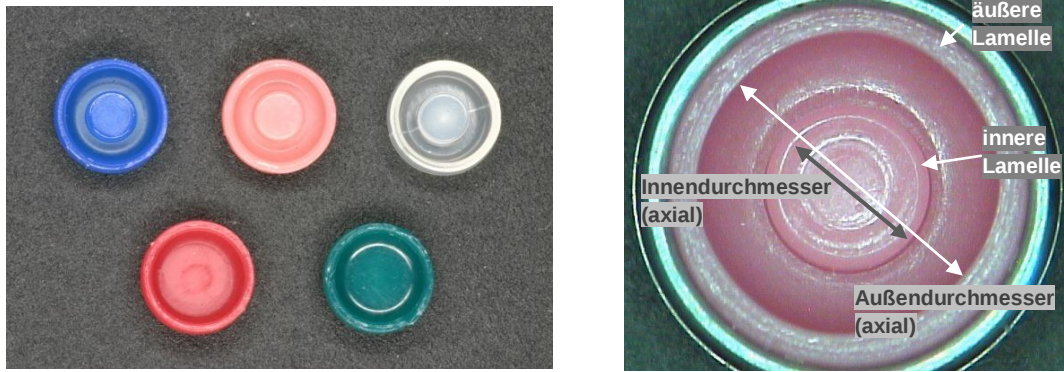


Abb. 5: Locator-Retentionseinsätze (links), schematische Darstellung der verschiedenen Durchmesser eines Locator-Retentionseinsatzes „pink“ (rechts)

Tab. 2: Mittelwerte der Durchmesser der Retentionselemente „blau“, „pink“ und „klar“

Locator-Retentionseinsatz	blau	pink	klar
Probenanzahl	n=10	n=10	n=10
Herstellerangaben	6,7 N	13,3 N	22,7 N
Mittelwert: Außendurchmesser	4862,9 ± 66,2 µm	3787,6 ± 66,8 µm	3629,4 ± 47,1 µm
Mittelwert: Innendurchmesser	1859,4 ± 19,4 µm	2060,9 ± 29,6 µm	2119,5 ± 22,5 µm

Tab. 3: Mittelwerte der Durchmesser der Retentionselemente „rot“ und „grün“

Locator-Retentionseinsatz	rot	grün
Probenanzahl	n=10	n=10
Herstellerangaben	6,9 N	18,15 N
Mittelwert: Außendurchmesser	3925,9 ± 49,6 µm	3828,9 ± 100,4 µm

2 Material und Methoden

2.2 Methode

2.2.1 Versuchsaufbau

Für diese Versuchsreihe stand die Universalprüfmaschine Z010 (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland), zur Verfügung. Die Universalprüfmaschine bestand aus einer feststehenden und einer bewegten Traverse, welche mittels einer Spindel elektrisch angetrieben wurde (Abb. 6). Innerhalb der bewegten Traverse war eine Kraftmessdose mit einer Maximalkraft von 100 N angebracht, um die Kräfte mit einer Präzision von 0,5 N messen zu können. Die Maschine arbeitete mit PC-gesteuerter Messelektronik. Sie maß die im Versuch vorhandene Zugspannung mit dem im Messwertaufnehmer eingebauten Kraftsensor. Die Universalprüfmaschine sollte einen Bewegungsablauf ausführen, bei dem die Matrizze und die Patrizie exakt in der Abzugsrichtung gefügt und getrennt wurden. Auftretende Kräfte wurden während dieses Füge- und Trennzyklen gemessen.

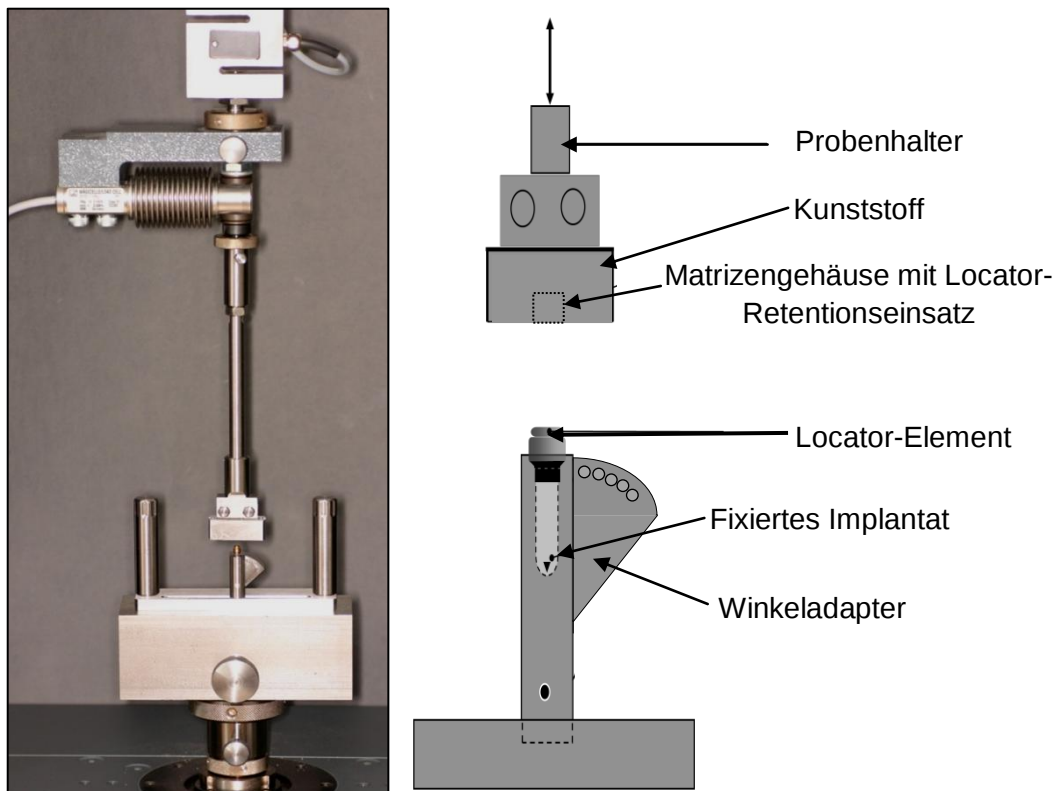


Abb. 6: Versuchsaufbau des zyklischer Retentionstests in der Universalprüfmaschine Zwick 010 (links), schematische Darstellung des Versuchsaufbaus (rechts).

2 Material und Methoden

Die Prüfsoftware testXpertII V2.2 wurde zur Datenerfassung und Datenverarbeitung herangezogen. Dieses Programm stellt zum einen die Ergebnisse automatisch in einem Kraft-Zeit-Diagramm graphisch dar, zum anderen erfolgt eine sofortige Auswertung der Versuche mit der Berechnung des Mittelwertes, der Standardabweichung sowie des Variationskoeffizienten.

In Übereinstimmung mit vergleichbaren Messanaloga (*Chung et al., 2004; Rutkunas et al., 2007*) wurde eine Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min, bei einem Abzugsweg von 20 mm, angestrebt. Diese Geschwindigkeit ähnelt damit der klinischen Situation bei der Prothesenentfernung (*Sarnat, 1983*).

Die Ermittlung des Nullwertes für die jeweilige Versuchsreihe basierte auf der Vermessung der Ausgangsposition in Bezug auf ein Referenzkoordinatensystem für auf den Implantaten fixierte Abutments und daran befestigte Prüfkörper vor Versuchsbeginn.

Es wurden Retentionsverhalten und Friktionsverlust der Locator-Retentionseinsätze geprüft. Jede Versuchsreihe bestand aus 10 Retentionseinsätzen einer Farbcodierung. Um analog zur Situation im Mund des Patienten die Locator auch in unterschiedlichen Neigungswinkeln testen zu können, war ein Versuchsaufbau und ein Element mit der Möglichkeit einer Winkelverstellung der Implantate notwendig. Dafür wurde zunächst ein Probenhalter aus Stahl entworfen und hergestellt, welcher mit einem Adapter an der Universalprüfmaschine (Zwick Z010) befestigt wurde. Auf diesem befand sich eine Verankerungsvorrichtung, die sowohl zur Verankerung des Implantats diente, als auch zur Winkeleinstellung des Implantates herangezogen wurde (Abb. 6, S. 14).

Auf das im Probenhalter befestigte Standard-Implantat (Straumann) wurde ein neuwertiges Locator-Element aus einer Titanlegierung/Ti-N, welches eine Höhe von 2 mm aufwies, mit dem Locator-Eindrehwerkzeug in das Implantat eingeschraubt. Anschließend wurde es mit der Ratsche mit montiertem Drehmomentaufsatz und mit dem Locator-Eindrehwerkzeug mit einem Anzugsmoment von 35 Ncm festgezogen.

Die Matrizenkappe wurde in eine eigens für diese Versuchsanordnung entwickelte Stahlwanne eingebettet. Diese simulierte dabei die Prothese (Abb. 7, S. 16) und lag hohl, um ein spannungsfreies Einbetten zu ermöglichen.

Zur Befestigung der Stahlwanne diente eine starre Abzugsvorrichtung. Diese wurde an dem Kraftaufnehmer der Universalprüfmaschine befestigt. Durch diesen starren Aufbau sollte ein Verkanten der Locator-Retentionselemente, sowie das Auftreten von Querkräften während der Abzugsversuche verhindert werden.

2 Material und Methoden

Beim Einpolymerisieren des Matrizengehäuses in den Kunststoff wurde über das Locator-Element ein weißer Abstandsring gesteckt. Dieser verhinderte das Einfließen des Kaltpolymerisats (Pala-X-Press, Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) in den Bereich unterhalb des Matrizengehäuses. Ein innerhalb des Matrizengehäuses befindlicher schwarzer Prozesseinsatz fixierte dabei das Matrizengehäuse auf dem Implantat und gewährleistete optimale Stabilität in vertikaler Position. Nach Aushärtung des Kaltpolymerisats wurden die schwarzen Prozesseinsätze mit dem Locator-Werkzeug aus den Matrizengehäusen entfernt und durch entsprechende Retentionseinsätze ersetzt (Abb. 7).

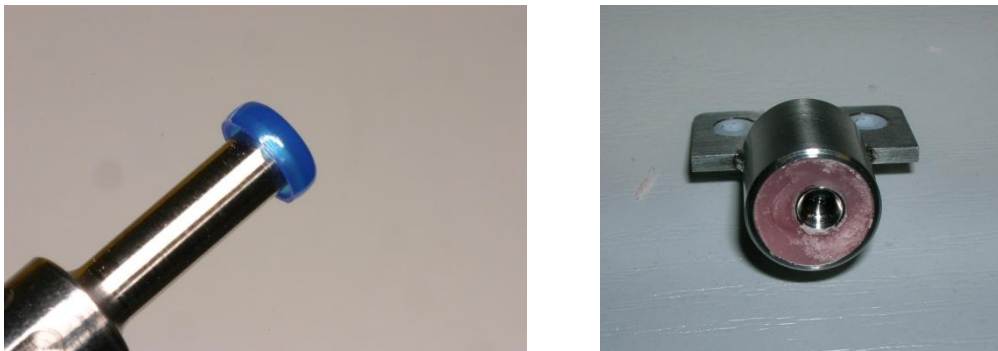


Abb. 7: *Locator-Werkzeug zum Austauschen des Locator-Retentionseinsatzes „blau“ (links), in die Stahlwanne einpolymerisierte Matrizenkappe (rechts)*

Um eine genaue achsengerechte Einstellung des Versuchsaufbaus zu gewährleisten, wurde der zu testende Locator zunächst mit dem Probenhalter auf das Implantat gesetzt (Abb. 8, S. 17). Dann erfolgte das langsame Absenken der Traverse mit der Kraftmessdose. An dieser wurde der Probenhalters befestigt, eine Fixierung auf diesem Endpunkt wurde gewählt, um Schubkräfte und Anpressdruck zu vermeiden.

2 Material und Methoden



Abb. 8: Aufgesteckter Probenhalter mit Locator-Retentionseinsatz vor dem Einspannen in die Abzugsvorrichtung

2.3 Untersuchung des Retentionsverhaltens

2.3.1 Retentionskräfte der neuwertigen Locator-Retentionseinsätze

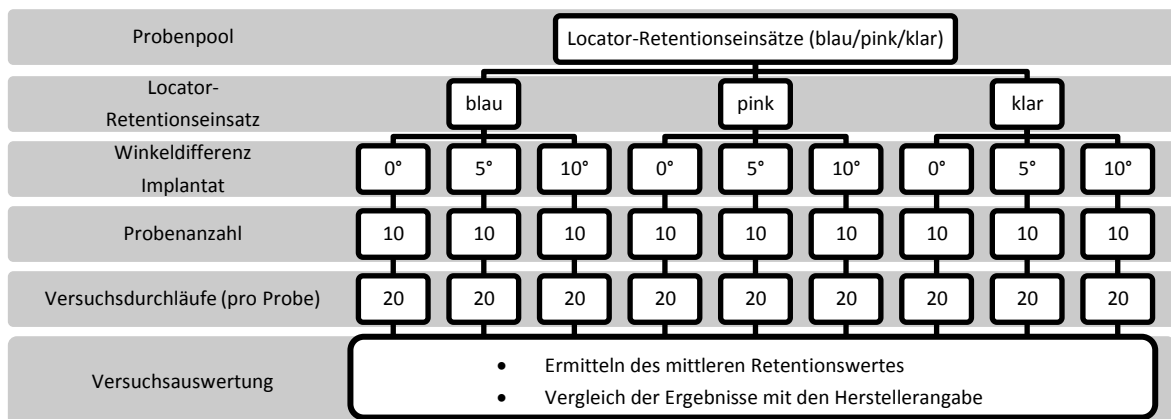


Abb. 9: Schematische Darstellung der Versuchsdurchführung neuwertiger Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“

2 Material und Methoden

In dieser Untersuchung wurden 10 Locator-Retentionseinsätze der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ einem dynamischen Abzugstest an der Universalprüfmaschine Z010 der Firma Zwick unterzogen (Abb. 9, S.17). Die Locator-Retentionseinsätze wurden in allen erfolgten Versuchsreihen jeweils 24-mal von dem fixierten Locator-Element in strenger Achsrichtung abgezogen. Die ersten 4 Ergebnisse des Abzugs wurden verworfen, da dies einen regelrechten Sitz der Prüfteile ineinander gewährleistete.

Um die durch das Eigengewicht des Probenhalters hervorgerufene Kraft zu berücksichtigen, wurde diese vor Beginn jeder Testreihe genullt. Das Locator-Element wurde nach abgeschlossenem Versuchsdurchlauf einer Farbe ausgetauscht. Es wurden Kraft-Weg-Diagramme erstellt. Die mittleren Retentionskräfte wurden mit den Herstellerangaben verglichen.

2.3.2 Neigungswinkel 0°, 5° und 10°

Die Locator-Retentionseinsätze in den Farben „blau“, „pink“ und „klar“ werden bei Divergenzen der Implantatachse bis 10° bei einzelnen Implantaten und bis zu 20° zwischen Implantaten verwendet.

Dabei variieren die maximalen Retentionskräfte unabhängig von der Implantatneigung laut Hersteller zwischen 6,8 N („blau“), 13,6 N („pink“) und 22,68 N („klar“). Die genaue Einstellung des benötigten Winkels erfolgte durch die Verankerungsvorrichtung (Abb. 6, S. 14), die für die Fixierung des Implantates entwickelt wurde. Winkel zwischen 0° und 40° ließen sich in 5°- Abständen einstellen und fixieren (Abb. 11 - 12, S. 20). Die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ wurden jeweils 20-mal unter einem Angulationswinkel von 5° und 10° abgezogen (Abb. 9, S. 17). Die Ergebnisse wurden mit den Herstellerangaben verglichen (Kap. 2.3).

2 Material und Methoden

2.3.3 Neigungswinkel 10°,15° und 20°

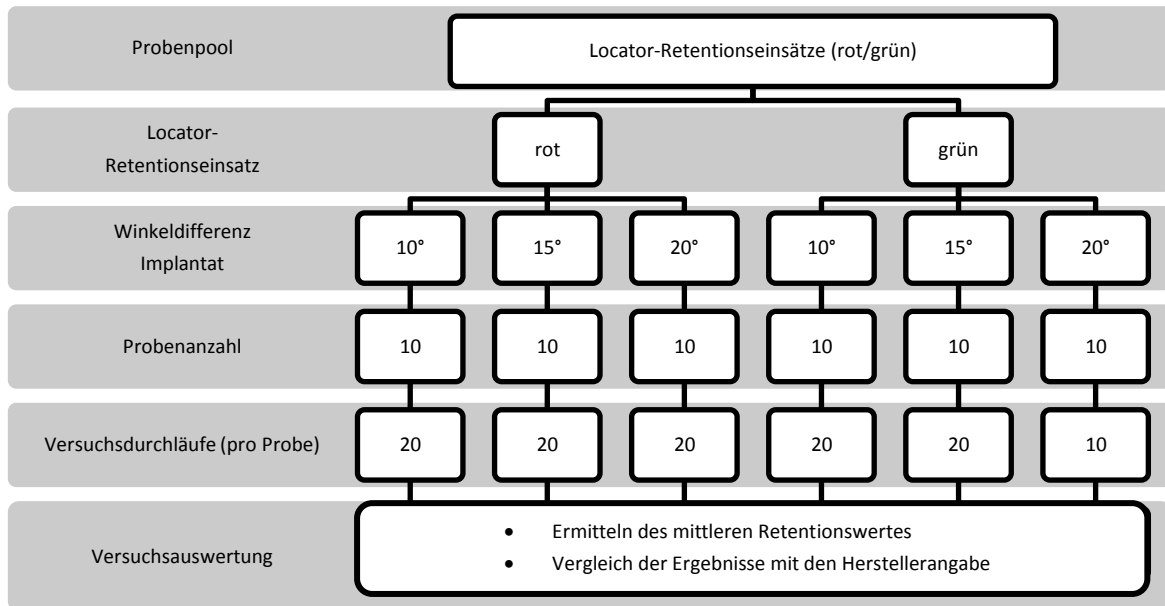


Abb. 10: Schematische Darstellung der Versuchsdurchführung neuwertiger Retentions-einsätze „rot“ und „grün“

Liegt die Divergenz der Implantatachse zwischen 10° und 20°, so wird vom Hersteller empfohlen, die Locator-Retentionseinsätze „grün“ und „rot“ zu verwenden, die zur Anpassung eines divergenten Implantats bis zu 20° (40° zwischen den Implantaten) vorgesehen sind.

Diese besitzen kein inneres Retentionselement. Sie verfügen über ein Retentionsprinzip, welches nur im äußeren Bereich um das Locator-Element greift. Laut Herstellerangaben variieren die maximalen Retentionskräfte zwischen 6,8 N („rot“) und 18,15 N („grün“). Jeweils 10 Locator-Retentionselemente dieser beiden Farbcodierungen wurden unter einem Winkel von 10°, 15° und 20° abgezogen (Abb.10).

2 Material und Methoden

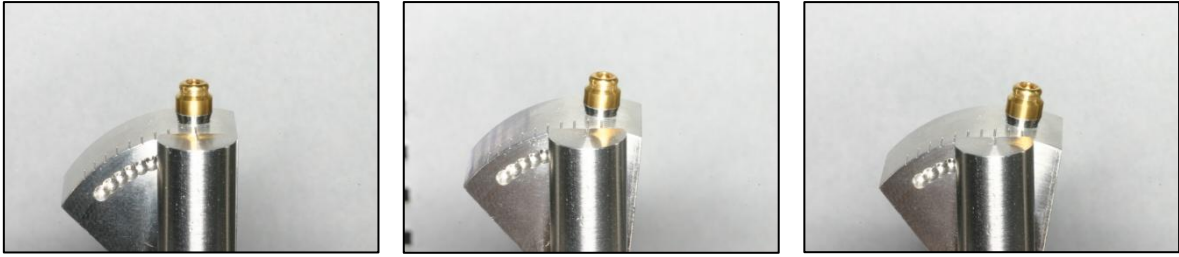


Abb. 11: Einstellung der Implantatachse mit dem Winkeladapter im 5°-Winkel (links), 10°-Winkel (Mitte) und 15°-Winkel (rechts)

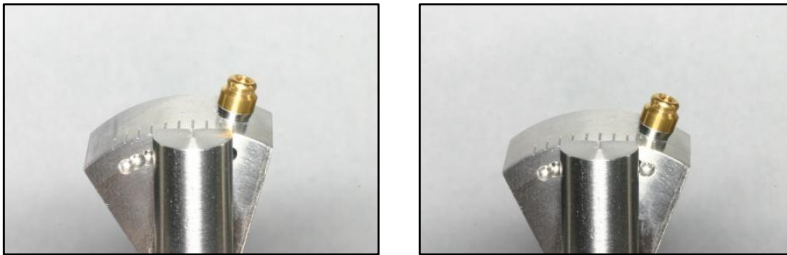


Abb. 12: Einstellung der Implantatachse mit dem Winkeladapter im 15°-Winkel (links) und 20°-Winkel (rechts)

2.4 Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze nach Langzeitbelastung

Um das regelmäßige Entfernen und Wiedereingliedern der Prothese zu simulieren, wurden 10 neue Locator-Retentionseinsätze der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ in einer Gängelmaschine (Abb. 13, S. 21) einer Dauerbelastung unterzogen. Basierend auf vergleichbaren Studien durchlief jeder Locator-Retentionseinsatz 10.000 Lastwechselzyklen, was einem täglich dreimaligem Entfernen und Wiedereinsetzen der Prothese bei einer Tragezeit von ca. zehn Jahren entsprechen soll (Wichmann et al., 1998; Besimo et al., 2003).

In diesem Versuchsaufbau bewirkte die Kombination von Seilzug und Gewicht eine Eingliederungsbewegung, die nicht durch Motorkraft zwangsgesteuert ist. Das Aufsetzen des Locator-Retentionseinsatzes auf das Locator-Element wurde daher nur durch die Wirkung der Gewichtskraft des Schlittens beeinflusst (50 N), was der klinischen Situation beim Einsetzen einer Prothese durch den Patienten nahe kommt. Die computergestützte Systemsteuerung (Software LABVIEW) ermöglichte eine genaue Einstellung der

2 Material und Methoden

Arbeitshöhe von 5 mm und der Anzahl der Bewegungsabläufe. Die Dauerbelastung wurde bei einer Winklereinstellung von 0° durchgeführt.

Um praxisnahe Ein- und Ausgliederungsbewegungen zu simulieren und mundhöhlenähnliche Bedingungen zu schaffen, kam eine speziell für derartige Untersuchungen entwickelte Versuchsanordnung mit integriertem Speichelbad zur Anwendung (Abb. 13). Es wurde die Speichelersatzlösung SR (AMH Niemann GmbH & Co.KG, Halle, Deutschland) verwendet (vgl. Tab. 4, S. 22). Die Speichelersatzlösung wurde nach Durchführung eines Versuchsdurchlaufes mit 10.000 Wechselzyklen ausgetauscht. Aufgrund der begrenzten Haltbarkeit der Speichelersatzlösung erfolgte deren Lagerung bei 4-6°C im Kühlschrank.

Zusätzlich erfolgten vor Versuchsbeginn in der Gängelmaschine thermische Wechsellasten mit 5000 Wechselzyklen (siehe Kap. 2.5, S. 22). Nach Entfernen der Locator-Retentionseinsätze aus der Gängelmaschine erfolgte ein einmaliges Abspülen mit Aqua dest. Die anschließenden Abzugsversuche erfolgten in strenger Achsrichtung. Der Simulationsvorgang wurde bei Zimmertemperatur durchgeführt.

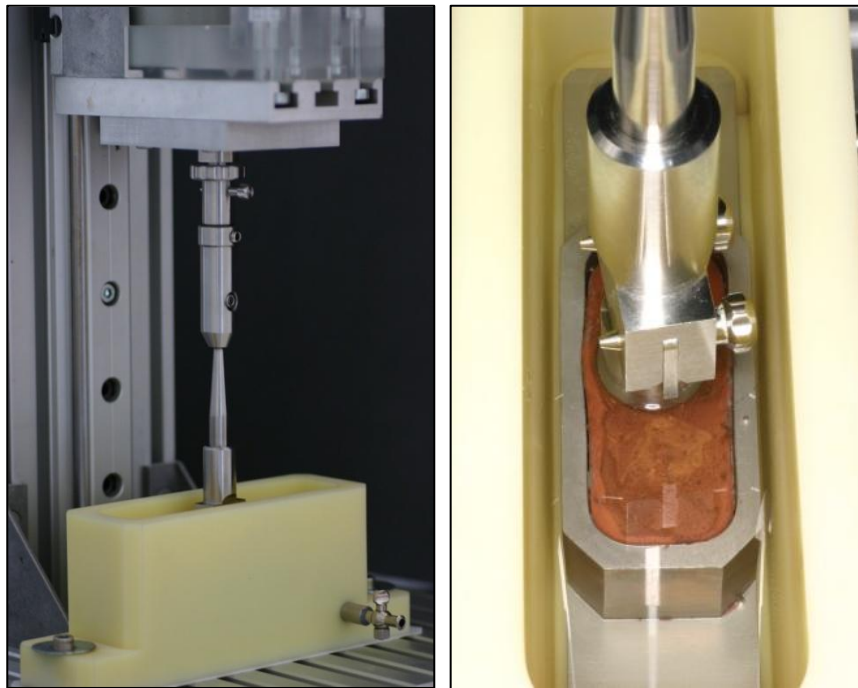


Abb. 13: Gängelmaschine (links), Versuchsanordnung mit integriertem Speichelbad (rechts)

2 Material und Methoden

Tab. 4: *Zusammensetzung der Speichersatzlösung SR*

Wasser	553,337 ml
Sorbitol	435 ml
Carmellose-Natrium	10,15 ml
Kaliumchlorid	1,22 ml
Natriumchlorid	0,856 ml
Dinatriumhydrogenphosphat	0,348 ml
Calciumchlorid	0,148 ml
Magnesiumchlorid	0,052 ml
Konserviert mit: Methyl- und Propylhydroxybenzoat	

Für die Erstellung der Kraft-Weg-Diagramme wurden die Proben nach jeweils 100, 200, 500, 1000, 5000 und 10000 Wechsellastzyklen kurzzeitig aus der Gängelmaschine entfernt. An der Universalprüfmaschine erfolgte die Retentionskraftmessung exakt in Abzugsrichtung des Implantates bei 50 mm/min. Jeweils 20 hintereinander erfasste Messwerte wurden in einem durchschnittlichen Retentionskraftwert zusammengefasst. Dadurch sollte der mögliche Verschleiß der Locator-Retentionselemente in Abhängigkeit von der Belastungszeit überprüft werden.

2.5 Thermische Wechsellasten

Dazu diente das Thermozyklriergerät „Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5“ (Willytec, München) (Abb. 14, S. 23).

Rechts- und linksseitig von einem elektronisch gesteuerten Schwenkarm waren wassergefüllte Tauchwannen platziert. Eine integrierte Programmiereinheit steuerte das Eintauchen des Schwenkarms einschließlich der darin befindlichen Proben in die Wasserbäder. Die Tauchbäder wiesen Temperaturunterschiede auf. Das eine hatte eine Temperatur von 5°C, während das andere auf 55°C erhitzt wurde. Der Probenkorb mit den zu prüfenden Locator-Retentionseinsätzen verweilte in jedem der Wasserbäder für 30 Sekunden. Eine Abtropfzeit von 17 Sekunden verhinderte das Vermischen der

2 Material und Methoden

verschieden temperierten Wasserbäder. Nach 5000 Wechselzyklen erfolgte die zweite Hälfte der Desinfektionszyklen. Als Vergleichsgruppe dienten über einen Zeitraum von 365x15 min (entspricht einjähriger Tragedauer) in Aqua dest. gelagerte Matrizen.



Abb 14: *Thermozyklriergerät mit Warm- und Kaltbad*

2.6 Einfluss von Prothesenreinigungsmitteln auf das Retentionsverhalten

Der mögliche Einfluss von Prothesenreinigungslösungen auf die verwendeten Locator-Retentionseinsätze sollte überprüft werden. Die Prüfparameter wurden so gewählt, dass eine Vergleichbarkeit zu tatsächlich klinischen Bedingungen gegeben war. Die Prothesenreinigungsmittel wurden nach Herstellerangaben eingesetzt. Als Prothesenreinigungsmittel kamen die handelsüblichen Reinigungstabletten „Corega Tabs Dental Weiss“ und „Corega Tabs für Teildritte“ (GlaxoSmithKline Consumer Healthcare

2 Material und Methoden

GmbH, Bühl, Deutschland) zur Anwendung. Diese weisen unterschiedliche chemische Wirkungsmechanismen auf (vgl. Tab. 5, S. 25).

Eine Behandlung bestand in der Lagerung der Retentionselemente in einer frisch produzierten, aktiven Desinfektionslösung über 15 Minuten bei einer Temperatur der Lösung von 22°C. Anschließend erfolgten die Entnahme sowie das Abspülen mit Aqua dest. über 1 min. Dieser Vorgang wurde wiederholt, um eine einmal tägliche Desinfektion über den Zeitraum von einem Jahr zu simulieren. Nach der Hälfte der Reinigungszyklen (183 Zyklen) wurden die Locator-Retentionseinsätze einem thermischen Belastungswechsel unterzogen. Dies sollte die durch die Nahrungsaufnahme bedingten Temperaturwechsel im Mund simulieren (*Gale und Darvell, 1999*). Nach 5000 Wechselzyklen erfolgte die zweite Hälfte der Desinfektionszyklen. Als Vergleichsgruppe dienten über einen Zeitraum von 3,8 Tagen (5.475 Minuten) in Aqua dest. gelagerte Matrizen. Dieser Zeitraum entspricht einer 15-minütigen Lagerung der Locator-Retentionseinsätze pro Tag über ein Jahr. Die Aqua dest.-Lösung wurde in diesem Zeitraum nicht ausgetauscht.

In der vorliegenden Untersuchung wurden zwei kommerzielle Prothesenreinigungssysteme mit unterschiedlichem Wirkungsmechanismus untersucht. Um einen möglichen Einfluss der Reinigungsmittel auf die Retentionskraft der behandelten Locator-Retentionseinsätze untersuchen zu können, erfolgte nach weiteren 182 Zyklen die Untersuchung des Retentionsverhaltens in der Universalprüfmaschine (Zwick 010). Alle Einsätze wurden in dem speziellen Versuchsaufbau adaptiert und jeweils 20-mal von einem neuen Locator-Element in strenger Achsrichtung abgezogen. Getestet wurden 10 neue Locator-Retentionseinsätze der Farben „blau“, „pink“ und „klar“. In Aqua dest. gelagerte Locator-Retentionseinsätze dienten als Kontrollgruppe.

2 Material und Methoden

Tab. 5: Inhaltsstoffe und deren Wirkung kommerzieller Reinigungsmittel an den Beispielen „Corega Tabs Dental Weiss“ und „Corega Tabs für Teildritte“

Bestandteile		Wirkung		
		Reinigung	Desinfektion	Sonstiges
Natriumkarbonat		Lösung alkalisch	-	-
Kaliumhydrogenperoxo-monosulfat		-	Oxidationsmittel	-
Zitronensäure		Calcium-Komplexbildner kalklösend	-	-
Natriumbikarbonat		alkalische Lösung (aufschäumend)	-	-
Natriumbenzoat		bakteriostatisch & fungistatisch	bakterizid	-
Isopropylidendiphenol-bishydroxypropyl		Bindemittel	-	-
Natriumlaurylsulfoacetat		Detergenzie (Tensid)	-	-
Subtilisin		Enzymgruppe (Spaltung von Proteinketten)	-	-
PVP/VA Copolymer		Bindemittel (antistatisch & filmbildend)	-	-
Aromastoffe		-	-	Geruchs- und Geschmacksverbesserer
CI 42090		-	-	kosmetischer Farbstoff (blau)
Corega Tabs Dental Weiss	Corega Tabs Teildritte			
Natriumperborat	-	-	starkes Oxidations- und Bleichmittel	-
CI 73015	-	-	-	kosmetischer Farbstoff (blau)
-	EDTA	Komplexbildner (Enthärtung)	-	-
-	Natriumstearat	Detergenzie (Tensid)	-	-

2 Material und Methoden

2.7 Retentionsverhalten nach Anwendung von Mundspüllösung

Aufgrund von Prophylaxemaßnahmen ist für die Mehrheit der Prothesenträger der Einsatz von Mundspüllösungen obligat (Güth, 2008). Es handelt sich in der Regel um Fertigpräparate, meist ohne wissenschaftlich dokumentierten Wirkstoff (Nguyen et al., 2009), das der Atemfrische dient. Zur Anwendung kam in dieser Versuchsreihe Listerine Cool Mint (MC Neil Consumer Healthcare GmbH, Neuss, Deutschland) (Abb. 15).

Jeweils 10 Locator-Retentionseinsätze der Farben „blau“, „pink“ und „klar“ wurden in je 10 ml Mundspüllösung über einen Zeitraum von 15 min. gelagert. Es erfolgte jeweils 365-mal eine Erneuerung der Lösung. Damit sollte bei täglicher Anwendung ein Zeitraum von einem Jahr simuliert werden. An der Universalprüfmaschine (Zwick 010) erfolgte die Retentionsmessung jeweils 20-mal in strenger Achsrichtung. Zur Darstellung der möglichen farblichen Veränderung dienten mikroskopische Aufnahmen (Video-, Mess- und Inspektionsmikroskop VMZM 40).



Abb. 15: 500ml Flasche Listerine Cool Mint (Quelle: MC Neil Consumer Healthcare GmbH)

2 Material und Methoden

2.8 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

In der statistischen Auswertung wurden die ermittelten Retentionskräfte der unterschiedlichen Versuchsreihen miteinander und mit den Herstellerangaben verglichen. Die ausgewerteten Daten basieren auf den Kraft/Zeit- und Weg/Zeit-Messungen der ausgewählten 20 Füge- und Trennzyklen. Während einer Messreihe wurde jede Probe 24-mal gefügt und getrennt, wobei die ersten 4 Zyklen als Positionierungsphase verworfen wurden.

Die Ergebnisse der Retentionskraftmessung wurden tabellarisch (Excel Microsoft Office) erfasst und über das Statistikprogramm SPSS für Windows Version 14.0 (SPSS Deutschland GmbH, München) analysiert. Alle deskriptiven Werte der statistischen Auswertung der Retentionskraftmessungen wurden mit den Parametern Minimum, Maximum, arithmetischer Mittelwert, Standardabweichung, Standardfehler und dem Konfidenzintervall dargestellt. Standardabweichungen werden in Tabellen durch „±“ gekennzeichnet.

Die gefundenen Mittelwerte wurden mit den Herstellerangaben verglichen. Dabei wurde untersucht, ob die gefundenen Mittelwerte vom Retentionswert laut Herstellerangabe abweichen- oder ob es sich um zufallsbedingte Abweichungen handelt. Dieses wurde zusätzlich prozentual errechnet.

Um beurteilen zu können, mit welcher Wahrscheinlichkeit davon auszugehen ist, dass Unterschiede zwischen den Messreihen signifikanten Wahrheitscharakter besitzen, wurde bei normal verteilten Stichproben der Mann-Whitney-U-Test zweier unabhängiger Stichproben angewandt. Das Signifikanzniveau wurde mit $p > 0,05$ für „nicht signifikant“, $p \leq 0,05$ für „signifikant“ und $p \leq 0,001$ für „hochsignifikant“ festgelegt.

Die Analyse bestand aus den statistischen Berechnungen und der graphischen Darstellung. Die Ergebnisse wurden als Balkendiagramme mit Angabe der Standardabweichungen dargestellt.

3 Ergebnisse

3 Ergebnisse

3.1 Retentionskraftmessung der unbehandelten Locator-Retentionselemente

Insgesamt bestand diese Gruppe aus jeweils 10 Locator-Retentionseinsätzen der Farben „blau“, „pink“ und „klar“.

Die vom Hersteller angegebene Trennkraft betrug bei den Retentionseinsätzen „blau“ 6,7 N. Die in dieser Studie ermittelten Retentionswerte ergaben für die blauen Locator- Retentionseinsätze Trennkraften von $11,97 \pm 4,64$ N. Die ermittelten Werte waren signifikant höher als die vom Hersteller angegebenen Werte ($p < 0,001$). Innerhalb der Gruppe waren erhebliche Schwankungen der Retentionskräfte zu beobachten, was sich in der erhöhten Standardabweichung bemerkbar machte (vgl. Tab. 6, S. 29). Bis auf die Mittelwerte eines einzelnen Locator-Retentionseinsatzes Probe 6 „blau“ ($6,15 \pm 0,05$ N) lagen alle Einzelwerte über den Herstellerangaben. Prozentual zeigte sich ein Unterschied zu den Herstellerangaben von durchschnittlich +79,4 %.

Die Locator-Retentionseinsätze „pink“ wiesen deutliche Schwankungen der Retentionskräfte auf. Ein Schwanken der Retentionskräfte um den vom Hersteller angegebenen Wert (13,3 N) war zu verzeichnen. Es ergaben sich mittlere Trennkraften von $17,1 \pm 6,81$ N. Die hier ermittelten Werte überstiegen die Herstellerangaben um 28,5 %. (vgl. Tab. 6, S. 29) Der Unterschied zu den Herstellerangaben war hoch signifikant ($p < 0,001$).

Es ergaben sich in der Versuchsreihe der Locator-Retentionseinsätze „klar“ mittlere Trennkraften von $25,30 \pm 2,7$ N. Im Vergleich zu den Herstellerangaben (22,7 N) betrug somit die Abweichung +14 %. Der Unterschied zu den Herstellerangaben war hoch signifikant ($p < 0,001$).

Die höchste initiale Retentionskraft eines einzelnen getesteten Locator-Retentionseinsatzes betrug $30,2 \pm 0,5$ N („klar“). Die geringste Retentionskraft eines Elements lag bei $6,6 \pm 0,05$ N („blau“).

3 Ergebnisse

Die in dieser Versuchsreihe ermittelten Daten wurden als Referenzwerte für alle weiterführenden Untersuchungen verwendet.

Tab. 6: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator-Retentionseinsätze bei 0°-Neigung

Retentions-einsatz	Retentionskraft [N]	Herstellerangaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
blau	11,97 ± 4,64	6,67	+79,5	< 0,001
pink	17,1 ± 6,81	13,3	+28,6	< 0,001
klar	25,30 ± 2,7	22,2	+14,0	< 0,001

3.2 Ergebnisse der Kraft und Wege Aufzeichnung bei Implantatneigung

3.2.1 Neigungswinkel 5° und 10°

Zehn Locator-Retentionseinsätze wurden in unterschiedlicher Implantat-Angulation (5° und 10°) getestet.

Die Locator-Retentionseinsätze „blau“ überschritten zu Beginn der Verschleißbeanspruchung bei einer 5°-Neigung des Implantats die mittleren vom Hersteller angegebenen Trennkräfte (vgl. Tab. 7, S. 30). Der Hersteller gibt die Maximalkraft mit 6,67 N an, experimentell ermittelte Werte lagen bei $13,78 \pm 3,65$ N. Dies ergab eine Erhöhung der Retentionskraft um 106,6 %. Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Bei einer Implantatneigung von 10° zeigte sich ein verglichen mit den Herstellerangaben erhöhter Retentionswert von $10,76 \pm 1,35$ N. Dieser fiel jedoch geringer aus, als die bei einer 5°- Neigung des Implantates ermittelte Retentionskraft von $13,78 \pm 3,65$ N (vgl. Tab. 7, S. 30). Diese Abweichung von den Herstellerangaben (6,67 N) betrug 61,3 % und war hochsignifikant ($p < 0,001$).

3 Ergebnisse

Tab.7: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen für die getesteten Locator-Retentionseinsätze „blau“, nach 20 Füge-Löse-Zyklen bei 5° und 10°-Neigung

Implantat-neigung	Retentionskraft [N]	Herstellerangaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
5°	13,78 ± 3,65	6,67	+106,6	< 0,001
10°	10,76 ± 1,35	6,67	+61,3	< 0,001

Die ermittelten Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze „pink“ waren bei einer Implantatneigung von 5° höher als die vom Hersteller angegebenen Werte. Es ergab sich ein hochsignifikanter Unterschied ($p < 0,001$). Bei einer 10°-Neigung des Implantates zeigte sich ebenso eine Zunahme der Retentionskraft um 4,3 N auf $17,70 \pm 5,42$ N. Dieser Unterschied zu den Herstellerangaben (13,34 N) war signifikant ($p = 0,032$), es ergab sich eine prozentuale Abweichung von 32,7 %. (vgl. Tab. 8).

Tab.8: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen für die getesteten Locator-Retentionseinsätze „pink“, nach 20 Füge-Löse-Zyklen bei 5° und 10°-Neigung

Implantat-neigung	Retentionkraft [N]	Herstellerangaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
5°	14,88 ± 1,84	13,34	+11,5	< 0,001
10°	17,70 ± 5,42	13,34	+32,7	0,032

Bei einer 5°-Neigung des Implantates zeigten bei den Locator-Retentionseinsätzen „klar“ mittlere Retentionskräfte von $26,64 \pm 6,13$ N. Diese Abweichung zu den Herstellerangaben betrug +19,8 %. Der Unterschied zu den Herstellerangaben (22,24 N) war hochsignifikant ($p < 0,001$).

3 Ergebnisse

Eine Implantatneigung von 10° führte ebenso bei den Locator-Retentionseinsätze „klar“ zu einer signifikanten Erhöhung der Retentionskraft von 22,24 N (Herstellerangabe) auf $25,87 \pm 4,49$ N ($p = 0,032$) (vgl. Tab. 9). Somit eine Abweichung von der Herstellerangabe um +16,3 %.

Tab.9: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen für die getesteten Locator-Retentionseinsätze „klar“, nach 20 Füge-Löse-Zyklen bei 5° und 10°-Neigung

Implantat-neigung	Retentionkraft [N]	Herstellerangaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
5°	$26,64 \pm 6,13$	22,24	+19,8	< 0,001
10°	$25,87 \pm 4,49$	22,24	+16,3	0,032

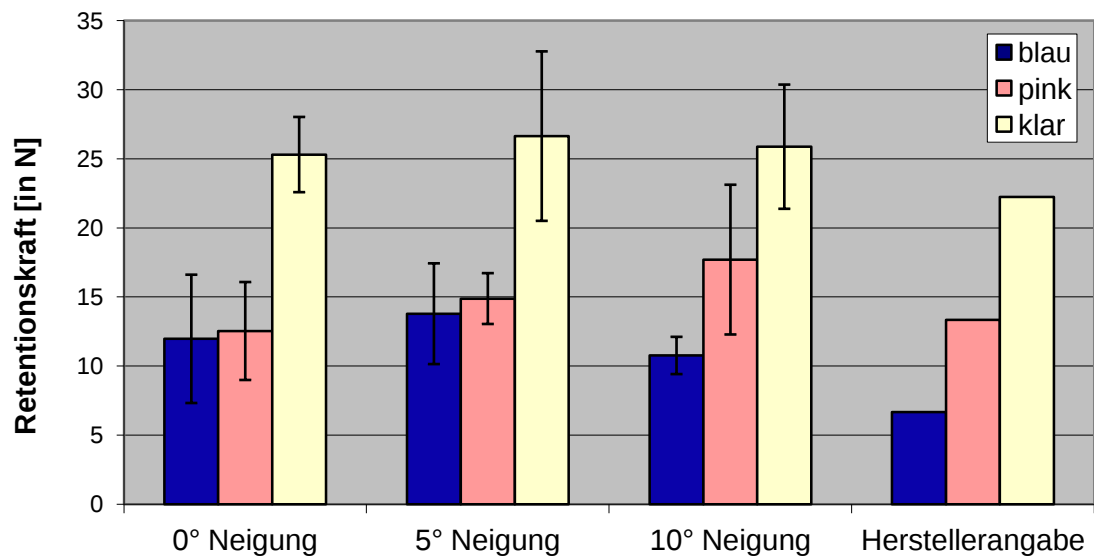


Abb.16: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ bei verschiedenen Implantatneigungen und im Vergleich zu den Herstellerangaben

3 Ergebnisse

3.2.2 Neigungswinkel 10° bis 20°

Liegt die Divergenz der Implantatachse zwischen 10° und 20°, sollen nach Empfehlungen des Herstellers, die Locator-Retentionseinsätze „grün“ und „rot“ zur Anwendung kommen. Diese sind ohne innerem retentiven Element ausgestattet (vgl. Kap. 2.1.1).

Die Locator-Retentionseinsätze „rot“ zeigten sowohl bei Implantatneigung von 10°, als auch bei 15° und 20° hochsignifikant erhöhte Retentionswerte ($p < 0,001$) im Vergleich zu den Herstellerangaben (4,45 N). Prozentual lag diese Abweichung bei 10°-Neigung 172,8 % über den Herstellerangaben (Tab. 10). Es ergaben sich bei einer Implantat-neigung von 10° Retentionskräfte von $12,14 \pm 2,75$ N. Diese lagen über den bei 15° und 20°-Implantatneigung ermittelten Werten von $8,83 \pm 1,67$ N (Implantatneigung 15°) und $8,91 \pm 0,35$ N (Implantatneigung 20°) (Abb. 17, S. 33). Auch diese ermittelten Retentionskräfte lagen jeweils oberhalb der vom Hersteller angegebenen Werte (15°/+98,4 %; 20°/+100,2 %). Dieser Unterschiede waren hochsignifikant ($p < 0,001$).

Tab.10: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator - Retentionseinsätze „rot“ für verschiedene Neigungswinkel nach 20 Füge-Löse-Zyklen

Implantat -neigung	Retentionskraft [N]	Hersteller- angaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
10°	$12,14 \pm 2,75$	4,45	+172,8	< 0,001
15°	$8,83 \pm 1,67$	4,45	+98,4	< 0,001
20°	$8,91 \pm 0,35$	4,45	+100,2	< 0,001

Die Ergebnisse der verwendeten grünen Locator-Retentionseinsätze waren bei einer Implantatneigung von 10° im Vergleich zu den vom Hersteller angegebenen Retentionswerten signifikant erhöht ($p = 0,028$), (vgl. Tab. 11, S. 33). Innerhalb der Versuchsreihe mit 10°-Implantatneigung kam es zu starken Messwert-

3 Ergebnisse

schwankungen. Eine einzelne Probe ($41,8 \pm 6,9$ N). überschritt die vom Hersteller angegebenen 17,79 N mit 26,61 N.

Die ermittelten Retentionskräfte von $16,27 \pm 4,89$ N bei einer Implantatneigung von 15° und $16,02 \pm 3,76$ N bei einer Implantatneigung von 20° lagen etwas unterhalb des vom Hersteller angegebenen Wertes von 17,79 N. (vgl. Tab. 11). Diese ermittelten Werte wichen von den Herstellerangaben um -8,5 % (15° -Neigung) und -9,8 % (20° -Neigung) ab. Diese Unterschiede waren nicht signifikant ($p > 0,05$).

Tab.11: Mittlere Retentionskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator - Retentionseinsätze „grün“ für verschiedene Neigungswinkel nach 20 Füge-Löse-Zyklen

Implantat-neigung	Retentionskraft [N]	Herstellerangaben [N]	Abweichung von Herstellerangaben [%]	p-Wert
10°	$24,61 \pm 8,23$	17,79	+38,3	0,028
15°	$16,27 \pm 4,89$	17,79	-8,5	0,35
20°	$16,02 \pm 3,76$	17,79	-9,8	0,17

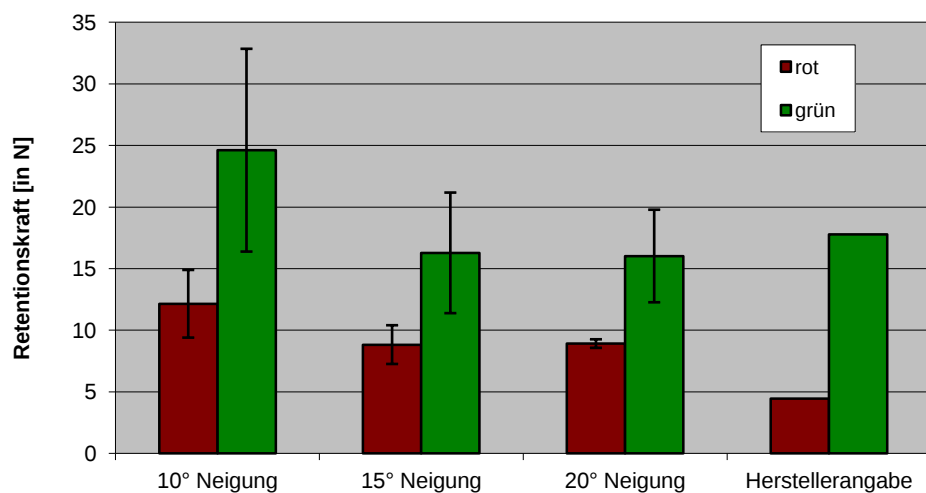


Abb.17: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichungen der roten und grünen Locator-Retentionseinsätze bei unterschiedlichen Implantatneigungen und im Vergleich zu den Herstellerangaben

3 Ergebnisse

3.3 Ergebnisse der Retentionskraftmessung nach Langzeitbelastung

Die zyklische Dauerbelastung führte bei den Locator-Retentionseinsätzen „blau“, „pink“ und „klar“ zu einer signifikanten Verringerung der Retentionswerte im Vergleich zum ermittelten Referenzwert (vgl. Tab. 12 - 14, S. 34 - 36).

Bei den blauen Locator-Retentionseinsätzen kam es im Vergleich zum Referenzwert ($11,97 \pm 4,64$ N) zu einer kontinuierlichen Reduktion der Retentionskraft nach 10.000 Zyklen um 66,8 % auf $3,97 \pm 0,92$ N. Im Mittelwert zeigten sich zwischen 200 Dauerabzügen und 500 Dauerabzügen nahezu konstante Kräfte zwischen $8,78 \pm 2,19$ N (200 Abzüge) und $8,29 \pm 2,28$ N (500 Abzüge). Danach kam es zu einem kontinuierlichen Abfall auf $3,97 \pm 0,92$ N bei 10.000 Zyklen (vgl. Tab. 12). Die Locator-Retentionseinsätze „blau“ zeigten insgesamt sehr homogene Trennkraftverläufe (Abb. 18, S. 37). Der Retentionskraftverlust war im Vergleich zum ermittelten Referenzwert ($11,97 \pm 4,64$ N) nach 10.000 Dauerabzügen hochsignifikant ($p < 0,001$).

Tab. 12: Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [N] der getesteten Locator-Retentionseinsätze „blau“ nach zyklischer Dauerbelastung und im Vergleich zu dem ermittelten Referenzwert

Abzüge	Retentionskraft [N]	ermittelter Referenzwert [N]	Abweichung vom Referenzwert [%]	p - Werte
0	$11,97 \pm 4,64$	$11,97 \pm 4,64$	-	-
100	$9,54 \pm 1,69$	$11,97 \pm 4,64$	-20,3	-
200	$8,78 \pm 2,19$	$11,97 \pm 4,64$	-26,6	-
500	$8,29 \pm 2,28$	$11,97 \pm 4,64$	-30,7	-
1000	$7,38 \pm 1,97$	$11,97 \pm 4,64$	-38,3	-
5000	$5,12 \pm 0,95$	$11,97 \pm 4,64$	-57,2	-
10.000	$3,97 \pm 0,92$	$11,97 \pm 4,64$	-66,8	< 0,001

3 Ergebnisse

Bei den Locator-Retentionseinsätzen der Farbe „pink“ kam es im Vergleich zum ermittelten Referenzwert ($17,1 \pm 6,81$ N) zunächst zu einem Anstieg der Retentionskraft um 11,7 % (vgl. Tab. 13). Im weiteren Versuchsverlauf kam es nach der Durchführung von 100 Abzügen auf 200 Abzügen zu einem starken Abfall der Retentionskraft um 13,7 % verglichen mit dem Referenzwert von $17,1 \pm 6,81$ N. Der weitere Verlust der Retentionskraft erfolgte bis zum Messzeitpunkt nach 5000 Abzügen kontinuierlich auf $4,99 \pm 1,84$ N. Nach weiteren 5000 Abzügen zeigte sich ein Anstieg der Retentionskraft um 0,26 N. Insgesamt kam es zu einer Reduktion der Retentionskraft um 69,3 % auf $5,25 \pm 2,26$ N im Vergleich zum ermittelten Referenzwert. (vgl. Tab. 13). Der Verlust der Retentionskraft nach 10.000 Abzügen war im Vergleich zum ermittelten Referenzwert ($17,1 \pm 6,81$ N) hochsignifikant ($p < 0,001$).

Tab. 13: Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [N] der getesteten Locator-Retentionseinsätze „pink“ nach zyklischer Dauerbelastung und im Vergleich zu dem ermittelten Referenzwert

Abzüge	Retentionskraft [N]	ermittelter Referenzwert [N]	Abweichung vom Referenzwert [%]	p - Werte
0	$17,1 \pm 6,81$	$17,1 \pm 6,81$	-	-
100	$19,1 \pm 2,89$	$17,1 \pm 6,81$	+11,7	-
200	$14,76 \pm 3,53$	$17,1 \pm 6,81$	-13,7	-
500	$11,32 \pm 1,58$	$17,1 \pm 6,81$	-33,8	-
1000	$9,21 \pm 1,28$	$17,1 \pm 6,81$	-46,1	-
5000	$4,99 \pm 1,84$	$17,1 \pm 6,81$	-70,8	-
10.000	$5,25 \pm 2,26$	$17,1 \pm 6,81$	-69,3	< 0,001

3 Ergebnisse

Der Verlust der Retentionskraft der Locator-Retentionseinsätze „klar“ war nach 100 Abzügen gering. Verglichen mit dem Referenzwert ($25,30 \pm 2,7$ N) kam es zu einem Verlust der Retentionskraft um 3,7 % auf $24,37 \pm 7,61$ N (vgl. Tab. 14). Insgesamt zeigte sich während der 10.000 Abzüge ein kontinuierlicher Retentionskraftverlust um 77,7 %, verglichen mit dem Referenzwert ($25,30 \pm 2,7$ N). Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Tab. 14: *Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [N] der getesteten Locator-Retentionseinsätze „klar“ nach zyklischer Dauerbelastung und im Vergleich zu dem ermittelten Referenzwert*

Abzüge	Retentionskraft [N]	ermittelter Referenzwert [N]	Abweichung vom Referenzwert [%]	p - Werte
0	$25,30 \pm 2,7$	$25,30 \pm 2,7$	-	-
100	$24,37 \pm 7,61$	$25,30 \pm 2,7$	-3,7	-
200	$20,11 \pm 7,37$	$25,30 \pm 2,7$	-20,5	-
500	$18,33 \pm 6,52$	$25,30 \pm 2,7$	-27,5	-
1000	$14,24 \pm 4,95$	$25,30 \pm 2,7$	-43,7	-
5000	$8,50 \pm 4,55$	$25,30 \pm 2,7$	-66,4	-
10.000	$5,63 \pm 2,08$	$25,30 \pm 2,7$	-77,7	$< 0,001$

Nach 10.000 Abzügen kam es zu einem hochsignifikanten Retentionsverlust der Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ im Vergleich zu dem jeweiligen Referenzwert. Die vom Hersteller angegebene Staffelung der Unterschiede zwischen den Retentionskräften der Locator-Einsätzen, welcher besagt, dass die Retentionskraft von „blau“ geringer ist als „pink“ und „klar“ („blau“ $<$ „pink“ $<$ „klar“), war weiterhin erhalten („blau“ $3,97 \pm 0,92$ N; „pink“ $5,25 \pm 2,26$ N; „klar“ $5,63 \pm 2,08$ N) [Abb. 18, S. 37]. Der laut Hersteller vorhandene Unterschied zwischen „pink“ (13,3 N) und „klar“ (22,2 N) betrug nach 10.000 Abzügen noch 0,38 N („pink“ $\rightarrow 5,25 \pm 2,26$ N; „klar“ $\rightarrow 5,63 \pm 2,08$ N).

3 Ergebnisse

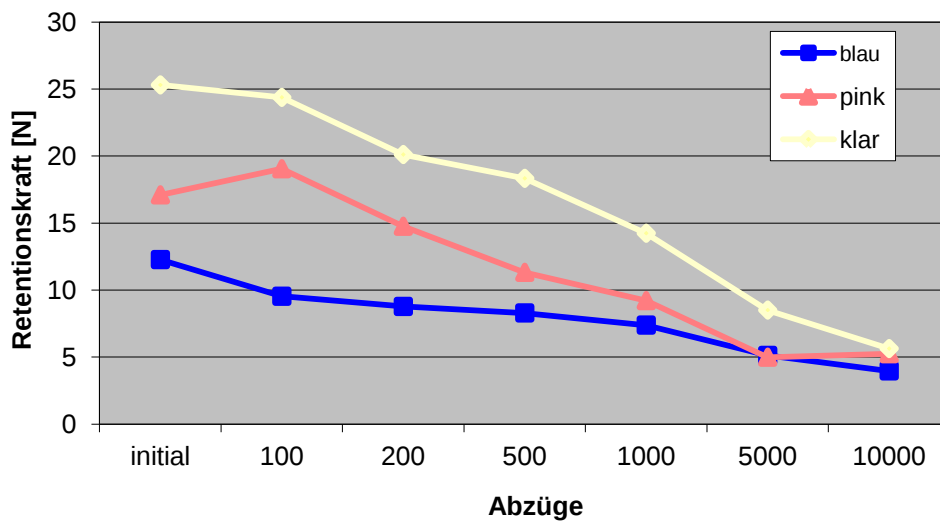


Abb. 18: Darstellung der Mittelwerte der getesteten Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ nach Langzeitabzugsversuch von 10.000 Abzügen

3.4 Retentionskräfte der Locator-Einsätze nach Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und Mundspüllösung

In dieser Versuchsreihe dienten die Ergebnisse der in Aqua dest. gelagerten Locator-Retentionseinsätze als Referenzwerte.

Die Lagerung der Locator-Retentionseinsätze „blau“ in „Corega Tabs Teildritte“-Lösung und Thermozyklisierung führte im Vergleich zur Aqua dest. Kontrollgruppe zu einer Erhöhung der Retentionskraft von $5,0 \pm 1,9$ N auf $8,45 \pm 2,1$ N (vgl. Tab. 15, S. 38). Im Vergleich zu der Kontrollgruppe betrug diese Abweichung +69 %.

Ebenso kam es nach Lagerung in „Corega Tabs Dental Weiß“-Lösung und Thermozyklisierung zu einer Zunahme der Retentionskraft auf $8,90 \pm 1,8$ N (vgl. Tab. 16, S. 39). Der so ermittelte Wert wich von dem Referenzwert zu +78 % ab. Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$). Bei den Locator-Retentionseinsätzen „blau“ bewirkte die Anwendung der Listerine Mundspüllösung und Thermozyklisierung eine Erhöhung der Retentionskraft von $5,0 \pm 1,9$ N auf $6,50 \pm 2,9$ N (Abb. 19, S. 40). Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$).

3 Ergebnisse

Bei den Locator-Retentionseinsätzen „pink“ führte die Behandlung mit „Corega Tabs Teildritte“-Lösung und Thermozyklisierung zu einer Zunahme der Retentionskraft von $11,17 \pm 2,4$ N (Kontrollgruppe) auf $13,43 \pm 2,5$ N (vgl. Tab 15). Prozentual betrug dieser Unterschied +20,2 %. Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$). Die Lagerung in „Corega Tabs Dental Weiß“-Lösung und Thermozyklisierung erhöhte die Retentionskraft um 3,5 N auf 14,71 N. Diese Abweichung betrug +31,7 % im Vergleich zu der Kontrollgruppe. Der Unterschied zu dem Referenzwert war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Bei den Locator-Retentionseinsätzen „pink“ kam es nach Lagerung in Listerine und Thermozyklisierung zu einer Zunahme der Retentionskraft auf $14,65 \pm 2,3$ N (Abb. 19, S. 40). Diese Zunahme war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Nach Lagerung in „Corega Tabs Teildritte“-Lösung und Thermozyklisierung zeigten die Locator-Retentionseinsätze „klar“ die höchste Steigerung der Retentionskraft (Abb. 19, S. 40). Sie erhöhte sich um 13,5 N auf $32,4 \pm 3,8$ N. Diese Erhöhung der Retentionskraft betrug +23,8 %. Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$). Eine ebenso hochsignifikante Steigerung der Retentionskraft auf $24,3 \pm 3,6$ N rief die Lagerung in „Corega Tabs Dental Weiß“-Lösung und Thermozyklisierung hervor (vgl. Tab 16, S. 39). Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Die verwendeten Locator-Retentionseinsätze „klar“ zeigten eine Erhöhung der Retentionskraft durch die Lagerung in Listerine Mundspüllösung und Thermozyklisierung von $18,9 \pm 3,4$ N auf $22,4 \pm 1,9$ N. Dieser Unterschied war hochsignifikant ($p < 0,001$).

Tab. 15: Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator - Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ nach Lagerung in „Corega Tabs Teildritte“-Lösung und Thermozyklisierung

Retentions-einsatz	Aqua dest.	Teildritte	Abweichung vom Referenzwert [%]	p - Wert
blau	$5,0 \pm 1,9$	$8,45 \pm 2,1$	+69,0	< 0,001
pink	$11,17 \pm 2,4$	$13,43 \pm 2,5$	+20,2	< 0,001
klar	$18,9 \pm 3,4$	$23,4 \pm 3,8$	+23,8	< 0,001

3 Ergebnisse

Tab. 16: Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ nach Lagerung in „Corega Tabs Dental Weiß“-Lösung und Thermozyklisierung

Retentions-einsatz	Aqua dest.	Dental Weiß	Abweichung vom Referenzwert [%]	p - Wert
blau	5,0 ± 1,9	8,90 ± 1,8	+78	< 0,001
pink	11,17 ± 2,4	14,71 ± 1,1	+31,7	< 0,001
klar	18,9 ± 3,4	24,3 ± 3,6	+28,6	< 0,001

Tab. 17: Mittlere Abzugskräfte und Standardabweichungen [in N] für die getesteten Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ nach Lagerung in Listerine Mundspüllösung und Thermozyklisierung

Retentions-einsatz	Aqua dest.	Listerine	Abweichung vom Referenzwert [%]	p-Wert
blau	5,0 ± 1,9	6,50 ± 2,9	+30	< 0,001
pink	11,17 ± 2,4	14,65 ± 2,3	+31,2	< 0,001
klar	18,9 ± 3,4	22,4 ± 1,9	+18,5	< 0,001

3 Ergebnisse

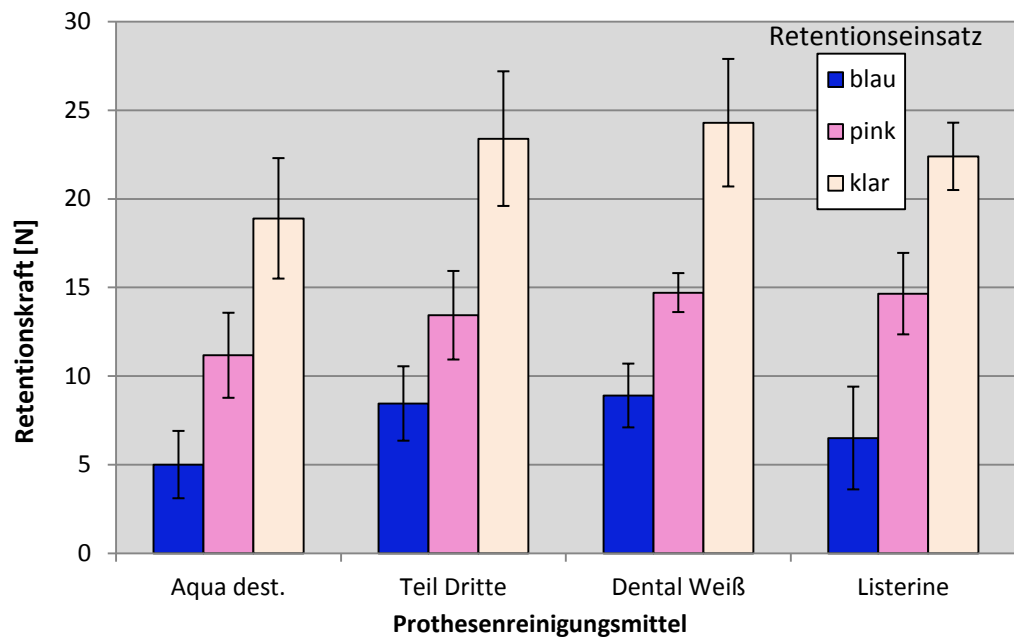


Abb. 19: Darstellung der Mittelwerte und Standardabweichung der Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ nach Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und Thermozyklisierung

Das verwendete Mundspülpräparat Listerine Cool Mint führte bei den Locator-Retentionseinsätzen „blau“ zu keiner erkennbaren Farbveränderung (Abb. 20, S. 41; A1-3).

Die Retentionseinsätze „pink“ zeigten nach Anwendung der Mundspüllösung Listerine Cool Mint (Abb. 20, S. 41; B2; B3) im Vergleich zu den unbehandelten Retentionseinsätzen (Abb. 17, S.41; B1) eine grünliche Farbveränderung.

Die deutlichste Farbveränderung trat bei den Locator-Retentionseinsätzen „klar“ auf. Im Vergleich zu den unbehandelten Retentionseinsätzen (Abb.20, S. 41; C1), zeigte sich nach Lagerung in Listerine Cool Mint eine deutliche Grünfärbung der Retentionseinsätze (Abb. 20, S. 41; C2-3)

3 Ergebnisse

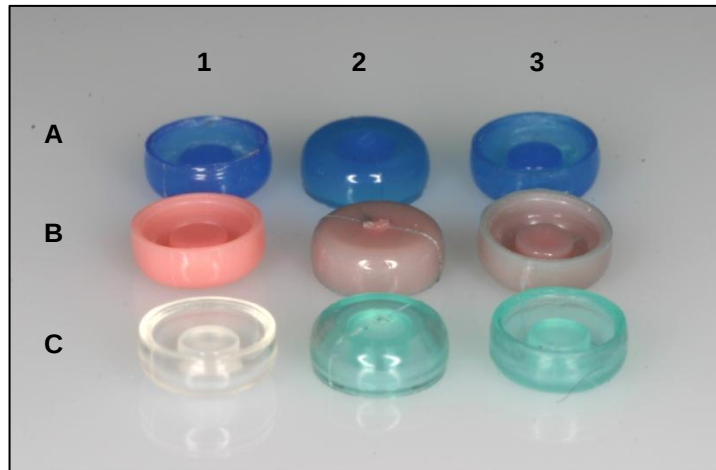


Abb. 20: Darstellung der Farbveränderungen der Locator-Retentionseinsätze nach Lagerung in Listerine Mundspüllösung für 356 mal 15 min. [A1-3 „blau“; B1-3 „pink“; C1-3 „klar“], Reihe 1 unbehandelte Retentionseinsätze; Reihe 2+3 nach Lagerung in Listerine

3.5 Oberflächenanalyse der Locator-Retentionseinsätze

Alle zu untersuchenden Nylon-Retentionseinsätze wurden vor den Versuchsdurchläufen einer mikroskopischen Kontrolle unterzogen. Sie wiesen keinerlei Formveränderungen auf.

Nach den Versuchsdurchläufen der Langzeitbelastung (10.000 Zyklen) erfolgte erneut eine visuelle Untersuchung der Locator-Retentionseinsätze. Verschleißspuren konnten an Hand von mikroskopischen Untersuchungen nachgewiesen werden (VMZM 40 4H-JENA Engineering GmbH; Software VIS/METRON). Generell konnte festgestellt werden, dass die Locator-Retentionseinsätze nach der Langzeitbelastung Oberflächenveränderungen aufwiesen (Abb. 21-23, S. 42). So zeigten sich Oberflächenzerrüttungen, Abrasionen und Riefenbildungen. Es zeigten sich Materialaufschuppungen, die auf ein Herausbrechen von Nylonpartikeln zurückgeführt werden können (Abb. 23, S. 42). Es ließen sich an allen Retentionseinsätzen der Farbcodierungen „blau“, „pink“ und „klar“ am äußeren Retentionsring kleine Zonen erkennen, an denen kein Verschleiß stattgefunden hat. An diesen Stellen waren die herstellungsbedingten Oberflächenstrukturen nachweisbar. Der innere Retentionsring zeigte insgesamt weniger Verschleißspuren als der äußere Retentionsring.

3 Ergebnisse

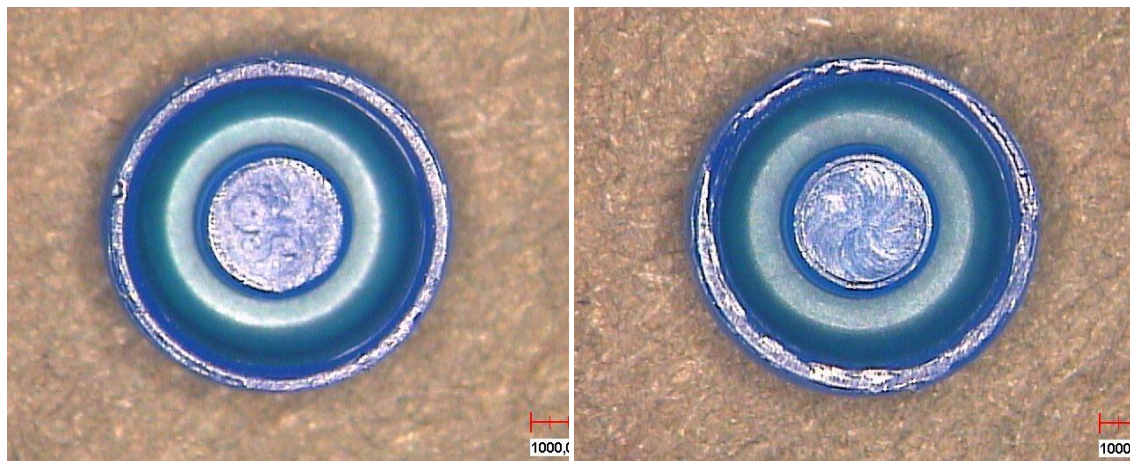


Abb. 21: Locator-Retentionseinsätze „blau“ vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen](rechts)

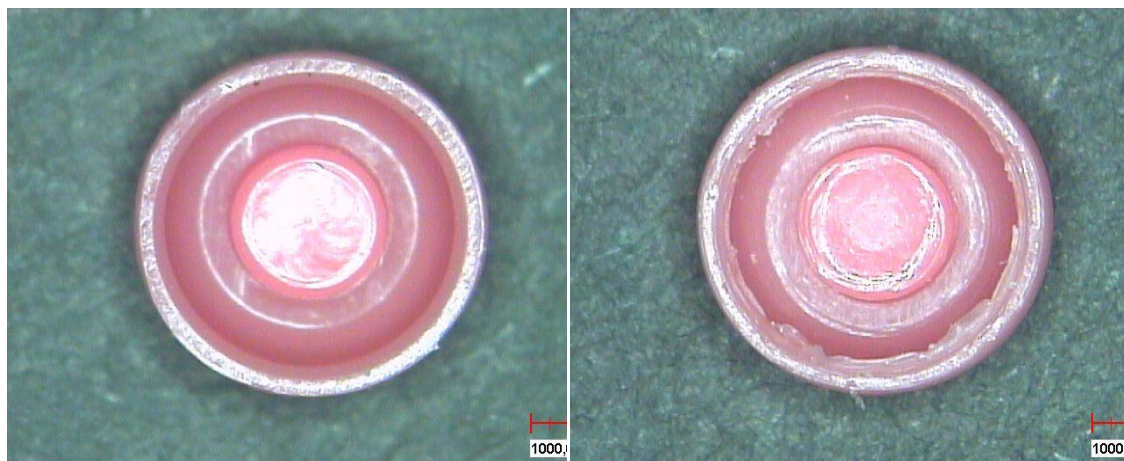


Abb. 22 Locator-Retentionseinsätze „pink“ vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen](rechts)

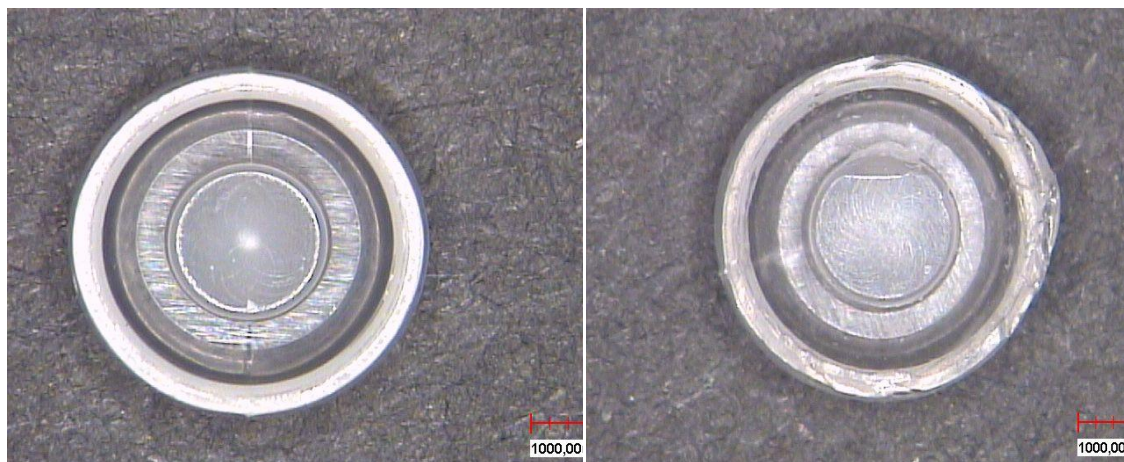


Abb. 23: Locator-Retentionseinsätze „klar“ vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen](rechts)

3 Ergebnisse

3.6 Oberflächenanalyse der Locator-Elemente

Die verwendeten Locator-Elemente wiesen zu Beginn der Versuchsreihen keinerlei Formveränderungen der Oberfläche auf.

Unter dem Auflichtmikroskop wurden die Oberflächen und die Randbereiche der verwendeten Locator - Elemente betrachtet und fotografiert. Es wurden mikroskopische Bilder vor Beginn der Langzeitbelastung (10.000 Zyklen) und nach Abschluss der Langzeitbelastung erstellt.

Die mikroskopischen Bilder (Abb. 24-26, S. 43 und 44) zeigten keinerlei Oberflächenveränderungen der unbenutzten Locator-Elemente.

Nach der Langzeitbelastung waren mikroskopische Oberflächenabnutzungen in Form von Riefen erkennbar, die sich makroskopisch nicht darstellten (Abb. 24 u. 25, S. 44). Diese Riefen befanden sich seitlich und konnten nicht der Abzugsrichtung der erfolgten Versuchsreihen zugeordnet werden. Alle Locator-Elemente wiesen nach Langzeitbelastung Bereiche ohne erkennbaren Verschleiß auf. Zusätzlich fanden sich Abriebpartikel der Locator-Retentionseinsätze auf den Locator-Elementen (Abb. 26, S. 44).

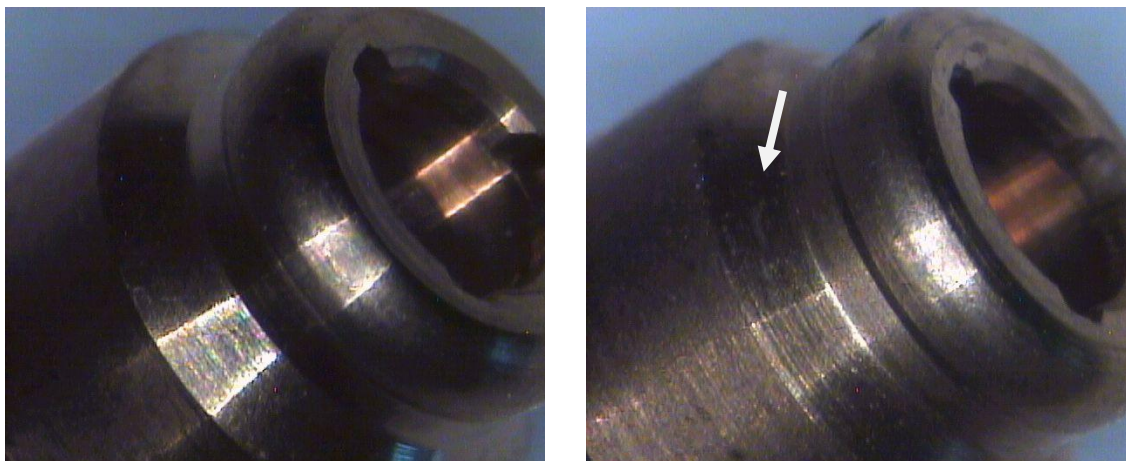


Abb. 24: Locator-Element vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen] (rechts) mit Riefen (Pfeil) [Schrägensicht]

3 Ergebnisse

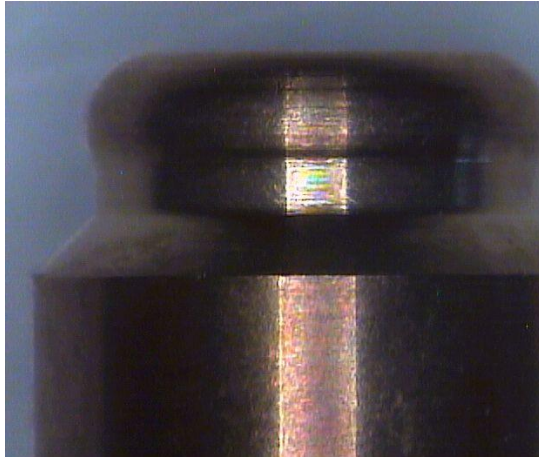


Abb.25: Locator-Element vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen] (rechts) mit Oberflächenveränderung (Pfeil) [Seitenansicht]

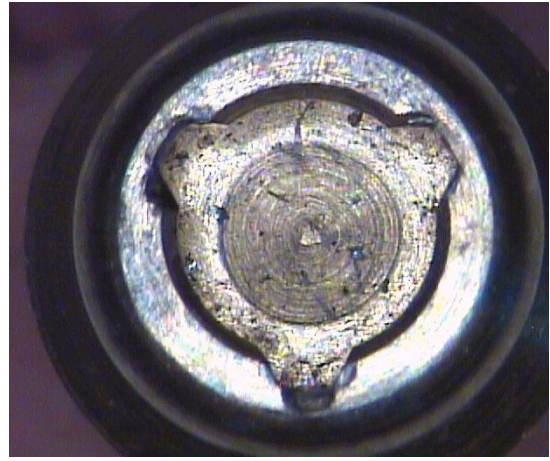
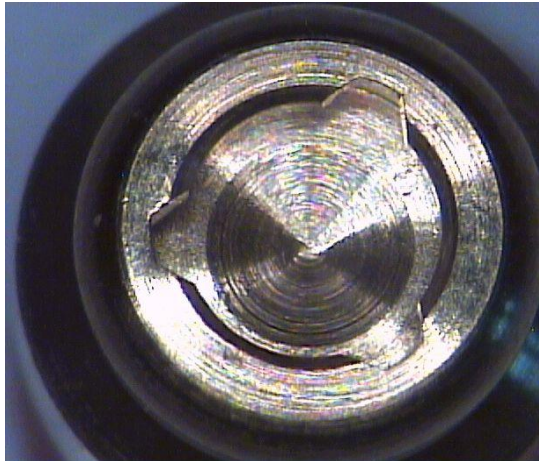


Abb. 26: Locator-Element vor (links) und nach Langzeitbelastung [10.000 Zyklen] (rechts) mit Abriebpartikel der Locator – Retentionseinsätze [Aufsicht]

4 Diskussion

4 Diskussion

Die prothetische Versorgung von zahnlosen Kiefern mit implantatgestützten Deckprothesen darf nach dem McGill-Konsens als eine Standardtherapie angesehen werden (*Feine et al., 2002*). Die Vorteile dieses Behandlungskonzeptes im Vergleich zu tegumental getragenen Totalprothesen, insbesondere die dabei erzielte Stabilität und Retention der Prothese, werden durch verschiedene Langzeitstudien belegt (*Naert et.al, 1999*). Die lösbare Suprakonstruktion auf enossalen Implantaten kann mit Hilfe von verschiedenen Verankerungselementen, wie Stegen, Teleskopen, Magneten und Locatoren erfolgen (*Cune et al., 2005, Naert et al., 2004*). In mehreren Untersuchungen wurde eine Korrelation zwischen der Zufriedenheit des Patienten und der Retentionskraft der im getragenen Zahnersatz verwendeten Verbindungselemente nachgewiesen (*Burns et al., 1995b, Thomason et al., 2003*). Daher gilt die Retentionskraft als eines der wichtigsten Kriterien für die Auswahl eines Verankerungselementes (*Burns et al., 1995a; Boeckler et al., 2009b*).

4.1 Versuchsaufbau

Die Auswahl von Werkstoffen richtet sich nach den Anforderungen, denen sie im Anwendungsfall genügen müssen. Dabei stehen zunächst die mechanischen Beanspruchungen im Vordergrund. Die in dieser Studie getesteten Locator-Retentionseinsätze bestanden aus dem Material Polyamid (Nylon). Polyamid zeichnet sich durch hohe Festigkeit, Steifigkeit und Zähigkeit aus. Zusätzlich besitzt es eine gute Chemikalienbeständigkeit. Durch ihr kristallines Gefüge reagieren Polyamide auf den Feuchtegehalt ihrer Umgebung mit reversibler Wasseraufnahme oder -abgabe. Diese Wasseraufnahme wurde durch die Lagerung der Locator-Retentionseinsätze in Aqua dest. simuliert.

Es wurde darauf geachtet, den Versuchsaufbau und -ablauf so reproduzierbar wie möglich zu gestalten. Die Datenaufzeichnung in der Messsoftware wurde so eingestellt, dass zu Beginn einer jeden Messreihe das Signal der Kraftdose auf 0,00 N kalibriert wurde. Für die Ermittlung der Retentionskraft von prothetischen Attachments waren zum Zeitpunkt der Messung keine Prüfnormen vorgegeben. Um die Vergleichbarkeit der Ergebnisse zu gewährleisten, orientierte sich der gewählte Prüfaufbau daher an vorausgegangenen Studien mit ähnlicher Fragestellung. So

4 Diskussion

wurde die Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min auch in anderen in- vitro-Versuchen bei der Retentionskraftmessung angewandt (*Chung et al., 2004; Rutkunas et al., 2007*). Durch die Ermittlung des Nullwertes für die jeweilige Versuchsreihe, basierend auf der Vermessung der Ausgangsposition in Bezug auf ein Referenzkoordinatensystem, wurde gewährleistet, dass zwischen den Messungen der Ausgangsretention keine Druckbelastungen stattfanden. Dieses hätte zu einer Erhöhung der Abzugskräfte führen können.

Entsprechend der direkten Methode wurde die Matrizenkappe in eine extra für diese Versuchsanordnung entwickelte Stahlwanne eingebettet. Diese simulierte dabei die Prothese und lag hohl. Während der Fixierung der Locator-Matrizenkappe in dem in der Stahlwanne befindlichen PMMA-Kunststoff könnte es, bedingt durch die Polymerisationsschrumpfung des Kunststoffes, zu einer Abweichung vom passiven Sitz auf dem Locator-Element und somit zu einer Abweichung von der parallelen Bewegungsachse gekommen sein. Dann wäre ein permanenter extraaxialer Verschleiß denkbar, der zu Beanspruchungen im Zug- und Druckbereich hätte führen können. Allerdings entspricht eine solche druckpassive Führung nicht der klinischen Realität.

Die Untersuchung der Abzugskräfte wurde trocken an feuchtgehaltenen Locator-Retentionseinsätzen vorgenommen. Die Versuchsreihe der Dauerabzugsversuche erfolgte in der Gängelmaschine in einem integrierten Speichelbad, so dass eine größere Annäherung an *in vivo* Bedingungen erreicht werden konnte. Ebenso wurden durch den Prozess des Thermozyklierens (vgl. Kap. 2.6) Bedingungen ähnlich denen in der Mundhöhle nachgestellt.

Die gewählte Probenanzahl von je zehn Prüfkörpern entsprach verschiedenen Studien, in welchen bereits das Retentionsverhalten von anderen Verbindungselementen untersucht wurde (*Fromentin et al., 1999, Porter et al. 2002*)

4.2 Retentionskraftmessung der unbehandelten Retentionseinsätze

Im ersten Versuchsabschnitt sollte generell überprüft werden, ob die vom Hersteller angegebenen Retentionswerte der Locator-Retentionseinsätze reproduzierbar waren.

Die initial gemessenen Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze der vorliegenden Studie überstiegen die Herstellerangaben signifikant. Sie bewegten sich

4 Diskussion

dabei insgesamt in dem von *Stewart und Edwards (1983)* für ein Einzelattachment empfohlenen Bereich von 10- 20 N.

Chung et al. (2004) fanden für die Locator-Retentionseinsätze „pink“ eine im Vergleich zu den Herstellerangaben reduzierte Retentionskraft von -7,2 %. In der hier durchgeführten Studie überstieg die Retentionskraft der Locator-Retentionseinsätze „pink“ den vom Hersteller angegebenen Wert um +28,6 %.

Besimo und Guarneri (2003) postulierten, dass Prothesenattachments schon im zahntechnischen Labor mehrfach gefügt und getrennt werden sollten, bevor sie zum Einsatz kommen. Dies soll Schwankungen, die zu Beginn der Funktionsphase auftreten, reduzieren. In dieser Studie wurden daher vier Füge-Trennzyklen als Positionierungsphase vorgenommen.

Die vorliegenden Ergebnisse aller initial getesteten Retentionseinsätze zeigten im Vergleich zu den Herstellerangaben höhere Retentionswerte. Der in der Studie genutzte Versuchsaufbau wurde so gewählt, dass eine Reproduzierbarkeit gewährleistet war. Zusätzlich orientierten sich die gewählten Prüfparameter an vorausgegangenen Studien ähnlicher Fragestellung bei der Ermittlung der angegebenen Ausgangswerte (*Chung et al., 2004; Rutkunas et al., 2007*). Die gewählten Prüfparameter des Herstellers waren dabei nicht bekannt. Dies muss beim Vergleich der in dieser Studie ermittelten Ergebnisse mit den Herstellerangaben kritisch bewertet werden.

Chung et al. (2004) ermittelten bei neuwertigen Locator-Retentionseinsätzen Abzugskräfte von 12,33 N („pink“) und 28,95 N („klar“). Diese entsprach annähernd den in der vorliegenden Studie ermittelten Retentionskräften von $17,1 \pm 6,81$ N („pink“) und $25,3 \pm 2,7$ N („klar“). *Rutkunas et al. (2005)* fanden bei neuwertigen bei Retentions-einsätzen „pink“ einen Mittelwert von 14,8 N.

Die in der vorliegenden Studie getesteten neuwertigen Locator-Retentionseinsätze „blau“ zeigten Retentionswerte von $11,97 \pm 4,64$ N und wurden in den vorgenannten Untersuchungen nicht getestet.

Der in dieser Studie ermittelte Trennkraftanstieg im Vergleich zu den Herstellerangaben könnte auf Grund einer möglichen Mikro- Deformation der Locator-Retentionseinsätze hervorgerufen worden sein (vgl. Kap. 3.5). *Setz et al. (1998)*, vermuteten, dass der Trennkraftanstieg von Attachments auf Grund einer initialen Erhöhung der Oberflächenrauheit stattfinden könnte.

Zum Vergleich der Retentionskraft bei nicht axial inserierten Implantaten wurden die zu untersuchenden Locatoren einer klinischen Situation gemäß in unterschiedlichen

4 Diskussion

Angulationen fixiert. Die Resultate der vorliegenden Untersuchungen zeigten, dass für unterschiedlich angulierte Implantate abweichende Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze zu verzeichnen waren. Laut Herstellerangaben sollte es hingegen zu keiner Retentionskraftabweichung bei nicht axial inserierten Implantaten kommen. In der vorliegenden Studie überschritten die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“, sowohl bei 5° Implantatneigung, als auch bei 10° Implantatneigung die vom Hersteller angegebenen Werte. Die Abstufung der Retentionskraft („blau“ < „pink“ < „klar“) zwischen den farblich kodierten Retentionseinsätzen war weiterhin vorhanden („blau“ $3,97 \pm 0,92$ N; „pink“ $5,25 \pm 2,26$ N; „klar“ $5,63 \pm 2,08$ N).

Die Retentionskraftmessungen bei den Locator-Retentionseinsätzen „rot“ ergaben bei 10°, 15° und 20°-Implantatneigung eine Erhöhung der Retentionskraft, wohingegen die Retentionseinsätze „grün“ bei 10°-Implantatneigung die vom Hersteller angegebenen Werte überstiegen. Bei einer Implantatneigung von 15° und 20° wurden die von Hersteller angegebenen Retentionskräfte unterschritten. Dieses Ergebnis korreliert mit einer Studie von *Gulizio et al. (2005)*. Diese ermittelten bei Kugelkopfkern auf anguliert stehenden Implantaten eine Reduktion der Retentionskraft von bis zu 25 %.

Die Höhe der hier gemessenen Retentionskraft muss allerdings kritisch betrachtet werden, da sie *in vivo* ein Entfernen der Prothese erschwert. Es bleibt dabei grundsätzlich zu beachten, dass die jeweiligen Verbindungselemente dem Patienten, zusätzlich zu einem suffizienten Prothesenhalt, auch ein einfaches Aus- und Eingliedern des Zahnersatzes ermöglichen sollten.

Um eine Vergleichbarkeit mit den weiteren Versuchsabläufen zu gewährleisten, dienten die initial ermittelten Ergebnisse als Referenzwerte für die weiteren Versuchsreihen.

4.3. Retentionskraftmessung der Retentionseinsätze nach Langzeitbelastung

Der Versuchsaufbau ermöglichte die kontinuierliche Messung der Retentionskraft unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen. Die hohe Empfindlichkeit der Messzelle und der elektronischen Datenübertragung erlaubten eine Messgenauigkeit von $\pm 0,05$ N. Die 10.000 Lastwechselzyklen führten zu einer in Einschubrichtung der

4 Diskussion

Prothese rein axialen Belastung der Prüfkörper. Dauerlastversuche mit angulierten Locator-Attachments wurden nicht ausgeführt.

Vor Durchführung der Dauerbelastungsversuche zeigte sich eine Abstufung der Retentionskräfte der unterschiedlichen Locator-Retentionseinsätze. Diese Kräfte erschienen klinisch ausreichend. Alle getesteten Locator-Retentionseinsätze zeigten über den Untersuchungszeitraum einen kontinuierlichen Retentionskraftabfall.

Eine Studie von *Besimo et al.*, (2001) zeigte, dass sich im Lastwechselversuch eine Veränderung der Haltekraft von konfektionierten Kugel- und Zylinderattachments darstellte. Die Verankerungselemente zeigten zu Beginn der Lastwechselversuche, in einer so genannten Einlaufphase, ein sehr unruhiges Verhalten, das durch eine unterschiedlich starke Zu- und anschließende Abnahme der Haltekraft geprägt war. In der nachfolgenden Funktionsphase wiesen die Attachments einen stabilen Verlauf der Haltekraft auf. Dieser Verlauf der Retentionskraft war in der vorliegenden Studie bei den Retentionseinsätzen „pink“ nachweisbar. Es zeigte sich ein zweiphasiges Retentionsverhalten mit initialer Einlaufphase.

Die resultierenden Kräfte lagen hierbei noch immer in dem von *Frank und Nicholls* (1981) geforderten Retentionsbereich von 3 - 7,5 N. Allerdings waren die initialen Unterschiede zwischen den farblich verschieden kodierten Matrizen nach Ablauf der Dauerbelastungszyklen aufgehoben. Die Locator-Retentionseinsätze „pink“ ($5,25 \pm 2,26$ N) und „klar“ ($5,63 \pm 2,08$ N), zeigten annähernd gleiche Ergebnisse.

In ähnlichen Dauerbelastungsversuchen zeigten *Bayer et al.* (2007) anhand von Kugelpfannattachments und *Hagner* (2006) an Teleskopkronen, dass die deutlichsten Retentionskraftveränderungen innerhalb der ersten 2.000 Verschleißzyklen stattfanden. Dies war während der Dauerverschleißversuche der vorliegenden Studie nur bedingt gegeben. Insgesamt zeigten sich sehr homogene Retentionskraftverluste. Nach 10.000 Verschleißzyklen zeigte keiner der getesteten Locator-Retentionseinsätze eine Abnahme der Retentionskraft, die den Prothesenhalt gefährden würde. Dennoch steht das Erreichen einer befriedigenden Kaufunktion in direktem Zusammenhang mit der von dem verwendeten Attachment ausgeübten Retention (*Burns et al.*, 1995). Eine höhere, durch das Attachment ausgeübte Retention gewährleistet eine gute Lagestabilität der Prothese und damit in der Regel eine höhere Zufriedenheit des Patienten.

Um einen suffizienten Prothesensitz zu gewährleisten, wäre bei den in dieser Studie ermittelten Retentionskräften daher der Austausch der Locator-Retentionseinsätze nach ca. 10.000 Verschleißzyklen zu empfehlen (*Kleis et al.*, 2010).

4 Diskussion

Die initial ermittelte Einteilung der Retentionskraft der verschiedenfarbigen Locator-Retentionseinsätze („blau“ < „pink“ < „klar“) war auch nach Auswertung der Dauerbelastungsversuche weiterhin vorhanden („blau“ $3,97 \pm 0,92$ N; „pink“ $5,25 \pm 2,26$ N; „klar“ $5,63 \pm 2,08$ N). Die Abstufung der Retentionskräfte zwischen den Retentionseinsätzen „pink“ und „klar“ war dabei allerdings gering.

4.4 Retentionskraftmessung nach Einwirkung von Prothesenreinigungsmitteln und Mundspüllösung

Um die mögliche Wirkung der unterschiedlichen Lösungen auf die Materialbeschaffenheit der Locator-Retentionseinsätze zu überprüfen, erfolgte die Beurteilung des Einflusses von Reinigungssubstanzen indirekt über die Durchführung von Retentionsversuchen.

Die zu testenden Probekörper wurden in spezielle kommerzielle Prothesen-Reinigungssubstanzen eingelegt. Weiterhin erfolgte die Lagerung in einer Mundspüllösung. In Aqua dest. gelagerte Proben dienten als Vergleichsgruppe. Somit sollte der Einfluss auf die Retentionskraft durch mögliche Quellungsphänomene der Nylon-Matrizen überprüft werden.

Der zusätzlich durchgeführte Prozess des Thermozyklierens sollte unter Laborbedingungen die thermischen Belastungen, welche beim Verzehr von kalten und heißen Speisen im Wechsel auftreten können, simulieren (*Gale und Darvell, 1999*). Prothetische Versorgungen und deren Attachments sind in der Mundhöhle Temperaturschwankungen und einer 100 %igen Luftfeuchtigkeit ausgesetzt. Aus vorangegangenen Untersuchungen kann eine Maximaltemperatur von 55–60 °C und eine Minimaltemperatur von 0–5 °C für Nahrungsmittel und Getränke angenommen werden, die noch als komfortabel im Mund empfunden werden, so dass zur Temperaturbelastung der Proben in vorliegender Untersuchung Wasserbäder mit 5 °C und 55 °C gewählt wurden. Die für diesen Versuchsaufbau gewählten Temperaturen und Wässerungszeiten entsprechen den Medianwerten aus dem Überblick von *Gale und Darvell (1999)*. Es kann vermutet werden, dass dies eine starke Belastung für die Locator-Retentionseinsätze darstellen könnte, da wechselnde thermische Belastungen innerhalb eines Werkstoffs Spannungen erzeugen, die Rissbildungen hervorrufen können.

4 Diskussion

Die Angaben zur Verweildauer der Proben in den verschiedenen temperierten Bädern variieren in der Literatur stark. Sie reichen von 4 Sekunden (*Crim GA, 1993*) bis hin zu 1200 Sekunden. Wichtig ist jedoch, dass die Prüfkörper die Temperatur des jeweiligen Wasserbades vollständig erreichen, was ausreichend lange Haltezeiten und die vollständige Bedeckung mit Flüssigkeit erforderlich macht. Dieser Vorgang nimmt etwa 30 Sek. in Anspruch (*Barclay CW, 1998*). Eine Abtropfzeit von 17 Sek. verhinderte das Vermischen der verschiedenen temperierten Wasserbäder. Anschließend wurden alle Proben mit Aqua dest. gründlich abgespült.

In der vorliegenden Studie zeigten die Ergebnisse nach Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und der Mundspüllösung eine im Vergleich zu der Kontrollgruppe (Aqua dest.) eingetretene Zunahme der Retentionskraft. Hierbei hat möglicherweise das als Komplexbildner genutzte EDTA die Materialzusammensetzung der Nylonpartikel verändern, was die Zunahme der Retentionskraft erklären würde.

Nguyen et al. (2010) untersuchten den Einfluss unterschiedlicher Prothesen-Reinigungsmittel auf das Retentionsverhalten von pinkfarbenen Locator-Retentionseinsätzen. Ebenso wie in der vorliegenden Studie wurde dabei eine Zunahme der Retentionskraft festgestellt. Da jedoch in dieser Untersuchung nur eine einmalige Abzugskraftmessung stattfand, ist eine Vergleichbarkeit mit der vorliegenden Studie nur begrenzt gegeben. Dennoch stellten auch *Nguyen et al. (2010)* eine Verfärbung der Locator-Retentionseinsätze nach Anwendung von Listerine Cool Mint fest.

Eine Versuchsdurchführung an aus Nylon bestehenden Steggeschieben von *Varghese et al., 2007* verdeutlichte ebenso eine Zunahme der Retentionskraft nach Lagerung in Prothesenreinigungsmitteln.

4.5 Verschleißverhalten der Retentionseinsätze und Locator-Elemente

Das verwendete Inspektionsmikroskop eignete sich besonders zur Untersuchung der Morphologie der Oberflächen bei unterschiedlichen Bauteilhöhen und deren Veränderung durch Verschleißvorgänge. Zur Verdeutlichung der unterschiedlichen Verschleißspuren wurden mikroskopische Bilder in der Vergrößerungsstufe 10:1 angefertigt. Die fotodokumentierten Bilder zeigten nur eine Aufsicht auf die Locator-Retentionseinsätze und keine Rundum-Ansicht. Daher ist es durchaus möglich, dass in Einzelfällen Bereiche, die bestimmte Verschleißspuren aufwiesen, nicht dargestellt

4 Diskussion

wurden. Die Auswertung erfolgte durch eine Sichtprüfung der Oberfläche. Die Auswertung war somit vom Untersucher und dessen persönlicher Einschätzung abhängig.

Die grundlegenden Verschleißmechanismen sind Abrasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttung (*Czichos und Habig, 1992*). Alle diese Veränderungen konnten in unterschiedlichen Kombinationen an den Locator-Retentionseinsätzen festgestellt werden (vgl. Kap. 3.5). Dabei wiesen die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ an den äußeren Retentionsringen erkennbare Oberflächenveränderungen auf. Der innere Retentionsring ließ nur geringe Strukturveränderungen im Sinne von Oberflächenzerrüttung erkennen.

Anhand der mikroskopischen Bilder kann dem äußeren Retentionsring aller Locator-Retentionseinsätze eine größere Bedeutung für die Retentionskraft zugesprochen werden. Dies korreliert mit den in der Voruntersuchung durchgeführten Messungen der inneren und äußeren Retentionsringe. Diese ergaben, dass der Durchmesser des äußeren Retentionsrings mit Zunahme der Retentionskraft abnimmt. Der Durchmesser des inneren Retentionsrings veränderte sich nur geringfügig zwischen den verschiedenfarbig kodierten Retentionseinsätzen.

Zusätzlich erfolgten die mikroskopischen Aufnahmen der Locator-Elemente aus unterschiedlichen Perspektiven. Dabei zeigten sich geringfügige Oberflächenveränderungen in Form von Riefen, die geringer ausfielen als bei den Locator-Elementen. Diese geringen Veränderungen auf der Metalloberfläche der Locator-Elemente lassen vermuten, dass der deutlich höhere Abrieb während der Verschleißversuche bei den aus Nylon bestehenden Locator-Retentionseinsätzen zu finden ist.

Dies stimmt auch mit Ergebnissen von *Bayer (2004)* und von *Wichmann und Kuntze (1998 und 1999)* überein, die feststellten, dass Ankersysteme, welche einen Kunststoffretentionseinsatz aufweisen (I-Ball mit Ecco Matrize), bedeutend geringere Verschleißspuren an den Retentionsflächen zeigen, als die Systeme, die Metallmatrizen verwenden.

4.6 Ausblick weiterer Versuchsanordnungen und Modifikationen

Um die Ergebnisse dieser Studie mit denen früherer Verschleißuntersuchungen von z.B. *Bayer et al. (2004)* direkt vergleichen zu können, sollte im Rahmen zukünftiger

4 Diskussion

Verschleißuntersuchungen ein geringerer Abstand der Messzyklen gewählt werden. So könnte das Verhältnis der einzelnen Verschleißmechanismen auf die Ergebnisse von Trennkraft und Abzugsarbeit im Laufe von Füge- und Trennzyklen quantifiziert werden. Des Weiteren könnten Dauerlastversuche bei weiterführenden Untersuchungen mit anguliert stehenden Locator-Attachments durchgeführt werden.

Zusätzlich zu der simulierten Alterung durch die Methode des Thermozyklrierens, würde in zukünftigen Versuchsreihen eine simulierte Zahnstein- und Plaqueakkumulation zur weiteren Annäherung an die natürliche Patientensituation führen.

Die Bioverträglichkeit des aus Nickel-Titan Legierung bestehenden Locator-Matrizengehäuses durch elektrochemische Untersuchungen sollte ebenfalls Bestandteil weiterführender Untersuchungen sein.

4.7 Klinische Bedeutung und Schlussfolgerung

Locator-Attachments stellen bei der Verankerung von Prothesen auf Implantaten eine Alternative zu Steg- oder Druckknopfverankerungen dar. Mit dieser Form der Retention stehen Verbindungselemente zur Verfügung, die gerade bei ungünstigen Implantatangulationen und geringem Platzangebot den Prothesenhalt verbessern. Aufgrund der Materialzusammensetzung und ihres spezifischen Designs verhindern Locator-Retentionseinsätze auch bei extraaxial auftretenden Kräften eine Überbelastung der Implantate.

Ein Vorteil des Systems besteht darin, dass durch die Auswahl eines der farblich verschieden kodierten Locator-Retentionseinsatzes die Retentionskraft auf ein für den Patienten angenehmes und für den Prothesenhalt ausreichendes Maß eingestellt werden kann. Aufgrund der gegenüber den Herstellerangaben erhöhten Ausgangswerte der fabrikneuen Matrizen sollte bei der Erstversorgung im Zweifelsfall ein Retentionseinsatz mit geringerer Retentionskraft gewählt werden.

Nach der Eingliederungsphase einer durch Locator-Attachments verankerten Prothese kann noch keine direkte Aussage über die zukünftigen Retentionskräfte getroffen werden. Das Herausnehmen und Wiedereinsetzen des Zahnersatzes zu Reinigungszwecken muss geübt werden. Dadurch muss langfristig mit einem, selbst bei achsgerechtem Abzug, geringen Verschleißverhalten gerechnet werden.

4 Diskussion

Die hier untersuchten Locator-Retentionselemente gewährleisteten auch nach Langzeitbelastung einen ausreichenden Prothesenhalt. Sollte es dennoch zu einem nicht mehr tolerierbaren Retentionsverlust kommen, kann dies durch ein Austauschen der Locator-Retentionseinsätze kompensiert werden. Für den zahnärztlichen Behandler ist hierbei von Bedeutung, dass dies „chair side“ ohne labortechnischen Mehraufwand möglich ist. Aufgrund der geringen Bauhöhe ist der Einsatz der Locator-Attachments auch bei geringem vertikalem Freiraum möglich.

Die zur Prothesenreinigung häufig verwendeten Prothesenreinigungsmittel führten in dieser Studie zu einer Erhöhung der Retentionskräfte. (vgl. Kap. 1.4.1). Dies könnte durch eine Ablagerung von Bestandteilen der Prothesenreinigungsmittel auf den Retentionselementen bedingt sein.

5 Zusammenfassung

Das Ziel dieser Arbeit bestand in der Ermittlung und Bewertung der Abzugskräfte von Locator-Retentionseinsätzen unter verschiedenen Implantatneigungen, sowie in der Überprüfung des Verschleißverhaltens dieser Attachments. Die Retentionskraft nach Langzeitabzugszyklen wurde ermittelt. Abschließend wurde das Retentionsverhalten nach Einwirkung von Prothesenreinigungs- und Mundspüllösung evaluiert.

Jede Versuchsreihe bestand aus 10 Retentionseinsätzen einer der fünf Farbkodierungen. Die Abzugsversuche wurden in einer kalibrierten Universal-Testmaschine durchgeführt.

Die initial gemessenen Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze der vorliegenden Studie überstiegen die Herstellerangaben signifikant. Die Resultate der vorliegenden Untersuchungen zeigten, dass für unterschiedlich angulierte Implantate abweichende Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze zu verzeichnen waren. Laut Herstellerangaben kommt es zu keiner Retentionskraftabweichung bei nicht axial inserierten Implantaten. In der vorliegenden Studie überschritten die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“, sowohl bei 5°-Implantatneigung, als auch bei 10°-Implantatneigung die vom Hersteller angegebenen Werte. Die primäre Abstufung der Retentionskraft zwischen den farblich kodierten Retentionseinsätzen war jedoch weiterhin vorhanden („blau“ < „pink“ < „klar“). Die Retentionskraftmessungen bei den Locator-Retentionseinsätzen „rot“ ergaben bei 10°, 15° und 20°-Implantatneigung eine Erhöhung der Retentionskraft. Auch die Retentionseinsätze „grün“ überschritten bei 10°-Implantatneigung die vom Hersteller angegebenen Werte. Wohingegen bei einer Implantatneigung von 15° und 20° die von Hersteller angegebenen Retentionskräfte unterschritten wurden.

Vor Durchführung der Dauerbelastungsversuche von 10.000 Verschleißzyklen zeigte sich eine Abstufung der Retentionskräfte der unterschiedlichen Locator-Retentionseinsätze. Diese erschienen klinisch ausreichend. Während des Untersuchungszeitraums der Dauerbelastungsversuche zeigten alle Locator-Retentionseinsätze eine kontinuierliche Reduktion der Retentionskraft. Insgesamt zeigten sich sehr homogene Retentionskraftverluste.

Nach 10.000 Verschleißzyklen wies keiner der getesteten Locator-Retentionseinsätze eine Retentionskraft auf, die den Prothesenhalt gefährden würde. In der vorliegenden Studie zeigten die Ergebnisse nach Anwendung von Prothesenreinigungsmitteln und einer Mundspüllösung ein Zunahme der Retentionskraft im Vergleich zu der Kontrollgruppe (Aqua dest.).

5 Zusammenfassung

Zur Verdeutlichung der unterschiedlichen Verschleißspuren als mögliche Ursache des Retentionskraftabfalls nach den Daubelastungsversuchen wurden mikroskopische Bilder in der Vergrößerungsstufe 10:1 angefertigt. Die fotodokumentierten Bilder zeigten dabei eine Aufsicht auf die Locator-Retentionseinsätze. Die Auswertung erfolgte durch eine Sichtprüfung der Oberfläche. Die Auswertung war daher vom Untersucher und dessen persönlicher Einschätzung abhängig. Dabei wiesen die Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ an den äußeren Retentionsringen erkennbare Oberflächenveränderungen auf. Messungen vor Testbeginn ergaben, dass der Durchmesser des äußeren Retentionsringes mit Zunahme der Retentionskraft abnimmt. Der innere Retentionsring ließ nur geringe Strukturveränderungen im Sinne von Oberflächenzerrüttung erkennen. Zusätzlich erfolgte die mikroskopische Untersuchung der Locator-Elemente. Hierbei wurden geringfügige Oberflächenveränderungen des Metalls nachgewiesen. Dies lässt vermuten, dass der Abrieb während der Verschleißversuche hauptsächlich bei den aus Nylon bestehenden Locator-Retentionselementen zu finden ist.

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die in der vorliegenden Arbeit getesteten Locator-Retentionseinsätze zu keiner Zeit ermittelte Abzugskräfte aufwiesen, die den Prothesenhalt gefährden könnten. Sollte es dennoch zu einem nicht mehr tolerierbaren Retentionsverlust kommen, kann dies durch ein Austauschen der Locator-Retentionseinsätze „chair side“ kompensiert werden.

5.1 Zielsetzung

Ziel dieser Studie war, mittels standardisierter Prüfmethoden die mechanischen Eigenschaften und Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze im Vergleich zu den Herstellerangaben zu ermitteln. Weiterhin sollte untersucht werden, ob die Funktion der Locator-Retentionselemente unter Einfluss von Prothesenreinigungsmitteln und Mundspüllösung unverändert gegeben ist. Zusätzlich wurde überprüft, ob und wie sich die Retentionskraft der Locator-Retentionselemente verhalten und somit Aussagen zur Langlebigkeit dieses Attachments getroffen werden können.

6 Literaturverzeichnis

Al-Harbi SA (2006) Implant supported milled bar mandibulat overdenture with Locator Attachments: Clinical considerations and laboratory techniques. J Int Dent SA 8: 54-64.

Akaltan F, Can G (1995) Retentive characteristics of different magnetic systems. J Prosthet Dent 74: 422-427.

Allen PF, Thomason JM, Jepson NJ, Nohl F, Smith DG, Ellis J (2006) A randomized controlled trial of implant-retained mandibular overdentures. J Dent Res 85: 547-551.

Ambard AJ, Fanchiang JC, Mueninghoff L, Dasanayake AP (2002) Cleansability of and patients' satisfaction with implant-retained overdentures: a retrospective comparison of two attachment methods. J Am Dent Assoc 133: 1237-1242.

Barclay CW (1998) Thermocycling: an unrealistic technique for simulating clinical conditions? J Dent Res 77: 901.

Bates J (1963) Retention of cobalt-chromium partial dentures. Dent Prac Dent Res 14: 168-171.

Bayer S (2004) Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen. Med. Fakultät Uni Bonn

Bayer S, Gruner M, Keilig L, Hultenschmidt R, Nicolay C, Bourauel C, Utz KH, Stark H (2007) Investigation of the wear of prefabricated attachments--an in vitro study of retention forces and fitting tolerances. Quintessence Int 38: e229-e237.

Besimo CE, Kempf B (1995) In vitro investigation of various attachments for overdentures on osseointegrated implants. J Oral Rehabil 22: 691-698.

Besimo CE, Guarneri A, Jahn M (2001) Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung *in vitro*. Dtsch Zahnärztl Z 56: 370-375.

Besimo CE, Guarneri A (2003) In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. J Oral Rehabil 30: 671-678.

Boeckler A, Morton D, Ehring C, Setz JM (2008) Mechanical Properties of Magnetic Attachements for Removable Prosthesis on Teeth and Implants. J Prosthodont 17: 608-615.

Boeckler A, Ehring C, Morton D, Geis-Gerstorfer J, and Setz JM (2009a) Corrosion of Dental Magnet Attachments for Removable Prostheses on Teeth and Implants. J.Prosthodont 18: 301-308.

Boeckler A, Zschiegner F, Voigt D, Setz JM (2009b) Implantatprothetische Verbindungselemente zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz – eine Übersicht. Impl 17: 241-267.

6 Literaturverzeichnis

- Burns D, Unger J, Elswick R, Beck D (1995a) Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part I. Retention, stability and tissue response. *J Prosthet Dent* 73: 354-363.
- Burns D, Unger J, Elswick R, Giglio J (1995b) Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: part II. Patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 73: 364-369.
- Cekic C, Akca K, Cehreli MC (2007) Effects of attachment design on strains around implants supporting overdentures. *Quintessence Int* 38: e291-e297.
- Chan MF, Johnston C, Howell RA (1996) A retrospective study of the maintenance requirements associated with implant stabilised mandibular overdentures. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 4: 39-43.
- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ (2004) Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 13: 221-226.
- Crim GA (1993) Effect of aging on microleakage restorative systems. *Armer J Dent* 6: 192.
- Cune MS, van Kampen FMC, van der Bilt A, Bosman F(2005) Patient satisfaction and preference with magnet, bar clip, and ball socket retained mandibular implant overdentures: a cross-over clinical trial. *Int J Prosthodont* 18: 99-105.
- Czichos H, Habig KH: *Tribologiehandbuch - Reibung und Verschleiß*, Braunschweig-Wiesbaden: Vieweg Verlag, 1992
- Davidoff SR (1997) Implant-supported overdentures: the ZAAG attachment system. *Compend Contin Educ Dent* 18: 1144-8-1150-1.
- Doukas D, Michelinakis G, Smith PW, Barclay CW (2008) The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: 6-month fatigue retention values. *Int J Prosthodont* 21: 152-154.
- Dudic A, Mericske-Stern R (2002) Retention mechanisms and prosthetic complications of implant-supported mandibular overdentures: long-term results. *Clin Implant Dent Relat Res* 4: 212-219.
- Duyck J, Van Oosterwyck H, Vander SJ, De Cooman M, Puers R, Naert I (1999) In vivo forces on oral implants supporting a mandibular overdenture: the influence of attachment system. *Clin Oral Investig* 3: 201-207.
- Epstein D, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK (1999) Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 82: 579-584.
- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan W, Gizani S (2002). The McGill consensus statement on overdentures. *Int J Prosthodont* 15: 413-414

6 Literaturverzeichnis

- Frank RP, Nicholls JI (1981) A study of the flexibility of wrought wire clasps. J Prosthet Dent 45: 259-267.
- Fromentin O, Picard B, Tavernier B (1999) In vitro study of the retention and mechanical fatigue behavior of four implant overdenture stud-type attachments. Pract Periodontics Aesthet Dent 11: 391-397.
- Gale MS, Darvell BW (1999) Thermal cycling procedures for laboratory testing of dental restorations. J Dent 27: 89-99.
- Gamborena JI, Hazelton LR, NaBadalung D, Brudvik J (1997) Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. Int J Prosthodont 10: 123-130.
- Glantz PO, Nilner K (1997) Biomechanical aspects on overdenture treatment. J Dent 25 Suppl 1: S21-S24.
- Gotfredsen K, Holm B (2000) Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: a randomized prospective 5-year study. Int J Prosthodont 13: 125-130.
- Güth JF (2008) Klinische Studie zur Untersuchung der Effektivität zweier Mundspüllösungen mit antibakteriellen Wirkstoffen bei der Bekämpfung und Entstehung von Mundgeruch. Diss
- Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD (2005) Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. Int J Prosthodont 14: 3-11.
- Hagner MW (2006) Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen. Med. Fakultät Uni Bonn
- Hargraves A, Foster M: Hydrocryl (1976) An aid to retention? J Dent 4: 33-41
- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG (2001a) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 1: In vivo verification of stereolithographic model. Clin Oral Implants Res 12: 617-623.
- Heckmann SM, Winter W, Meyer M, Weber HP, Wichmann MG (2001b) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. Clin Oral Implants Res 12: 640-647.
- Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber HP (2004) Mandibular two-implant telescopic overdentures. Clin Oral Implants Res 15: 560-569.
- Highton R, Caputo A, Pezzoli M, Matyas J (1986) Retentive characteristics of different magnetic systems for dental applications. J Prosthet Dent 56: 104-106.
- Kleis WK, Kämmerer PW, Hartmann S, Al-Nawas B, Wagner W (2010) A Comparison of Three Different Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: One-Year Report. Clin Implant Dent 12: 209-218.

6 Literaturverzeichnis

Körber KH: Konuskronen. Das rationelle Teleskopsystem. Einführung in Klinik und Technik. 6. Aufl. Hüthig, Heidelberg 1988

Krennmair G, Weinlander M, Krainhofner M, Piehslinger E (2006) Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: a 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 19: 164-170.

Lehmann KM, Arnim F (1978) Studies on the retention forces of snap-on attachments. *Quintessence DentTechnol* 45-48.

Ludwig K, Hartfil H, Kern M (2005) Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopf-Attachements. *Quintessenz Zahntech* 1074-1083.

Ludwig K, Cretsi X, Kern M (2006) In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Kugelkopf-Attachments bei Implantatdivergenzen. *DZZ* 61: 142-146.

Meijer HJ, Raghoobar GM, Van't Hof MA (2003) Comparison of implant-retained mandibular overdentures and conventional complete dentures: a 10-year prospective study of clinical aspects and patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18: 879-885.

Menicucci G, Lorenzetti M, Pera P, Preti G (1998) Mandibular implant-retained overdenture: a clinical trial of two anchorage systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 13: 851-856.

Menges G, Haberstroh E, Michaeli W, Schmachtenberg E: *Werkstoffkunde Kunststoffe*. Carl Hanser Verlag, München Wien, 5. Auflage 2002

Mericske-Stern R, Piotti M, Sirtes G (1996) 3-D in vivo force measurements on mandibular implants supporting overdentures. A comparative study. *Clin Oral Implants Res* 7: 387-396.

Michelinakis G, Barclay CW, Smith PW (2006) The influence of interimplant distance and attachment type on the retention characteristics of mandibular overdentures on 2 implants: initial retention values. *Int J Prosthodont* 19: 507-512.

Narhi TO, Geertman ME, Hevinga M, Abdo H, Kalk W (2000) Changes in the edentulous maxilla in persons wearing implant-retained mandibular overdentures. *J Prosthet Dent* 84: 43-49.

Naert I, Gizani S, Vuylsteke M, van Steenberghe D (1999) A 5-year prospective randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining a mandibular overdenture: prosthetic aspects and patient satisfaction. *J Oral Rehabil* 26: 195-202.

Naert I, Alsaadi G, Quirynen M (2004) Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implantretained mandibular overdentures: a 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 17: 401-410.

6 Literaturverzeichnis

- Nguyen CT, Masri R, Driscoll CF, Romberg E (2010) The Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Pink Locator Attachments: An in Vitro Study. *J Prosthodont* 19: 173-215.
- Ochiai KT, Williams BH, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA (2004) Photoelastic analysis of the effect of palatal support on various implant-supported overdenture designs. *J Prosthet Dent* 91: 421-427.
- Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H (1990) Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J Prosthet Dent* 64: 153-158.
- Pavlatos J (2002) The root-supported overdenture using the Locator overdenture attachment. *Gen Dent* 50: 448-453.
- Petropoulos VC, Smith W, Kousvelari E (1997) Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12: 176-185.
- Petropoulos VC, Smith W (2002) Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 526-535.
- Porter JA, Petropoulos VC, Brunski JB (2002) Comparison of load distribution for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17: 651-662.
- Raghoobar GM, Meijer HJ, Van't Hof MA, Stegenga B, Vissink A (2003) A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three treatment modalities for patients with lower denture problems. A 10 year follow-up study on patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 32: 498-503.
- Richter EJ, Schaller C (2000) Verankerungselemente für implantatgestützten Zahnersatz im zahnlosen Kiefer. *Quintessenz Implantologie* 4: 353-369.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H (2005) Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *J Dent and Maxillofacial* 7: 115-20.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H (2007) Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 34: 41-51.
- Sarnat AE (1983) The efficiency of cobalt samarium (Co5Sm) magnets as retention units for overdentures. *J Dent* 11: 324-333.
- Sadowsky SJ (2001) Mandibular implant-retained overdentures: A literature review. *J Prosthet Dent* 86: 468-473.
- Schneider AL, Kurtzman GM (2001) Bar overdentures utilizing the Locator attachment. *Gen Dent* 49: 210-214.
- Schneider AL, Kurtzman GM (2002) Restauration of divergent free-standing Implants in the maxilla. *J Oral Implant* 28: 113-116.

6 Literaturverzeichnis

- Setz JM, Kramer A, Benzing U, Weber H (1989) Complete dentures fixed on dental implants: chewing patterns and implant stress. *Int J Oral Maxillofac Implants* 4: 107-111.
- Setz JM, Lee SH, Engel E (1998) Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80: 323-329.
- Setz JM, Wright PS, Ferman AM (2000) Effects of attachment type on the mobility of implantstabilized overdentures--an in vitro study. *Int J Prosthodont* 13: 494-499.
- Stewart BL, Edwards RO (1983) Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 49: 28-34.
- Stoker GT, Wismeijer D, van Waas MAJ (2007) An Eight-year Follow-up to a Randomized Clinical Trial of Aftercare and Cost-analysis with Three Types of Mandibular Implant-retained Overdentures. *J Dent Res* 86: 276-280.
- Svetlize CA, Bodereau EF (2004) Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 35: 443-448.
- Swanberg DF (1975) The Hader plastic bar and rider system for a full lower subperiosteal implant. *Oral Implantol* 5: 521-526.
- Tallgren A (1972) The continuing reduction of the residual alveolar ridges in complete denture wearers. A mixed-longitudinal study covering 25 years. *J Prosthet Dent* 27: 120-132
- Teubner E, Marinello CP (2005) Dalbo-Rotex-Wurzelanker und das neu entwickelte Ticap-System. Kostengünstige Verankerungsmöglichkeiten in der abnehmbaren Prothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 115: 801-810.
- Thöle FW (2006) Attachmentsysteme zur Verankerung von implantatgetragenen, herausnehmbarem Zahnersatz im zahnlosen Kiefer -Ein systematischer Überblick. Diss
- Thomason JM, Lund JP, Chegade A, Feine JS (2003) Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 16: 467-473.
- Tinschert J, Marx R, Hahn K, Yildirim M, Feifel H (1995) Magnetische Retentionsanker auf Implantaten. *Phillip J* 6: 295-299.
- Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H (2006) Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 15: 24-34 105.
- Turkylmaz I, Tozum TF, Tumer C, Ozbek EN (2006) A 2-year clinical report of patients treated with two loading protocols for mandibular overdentures: early versus conventional loading. *J Periodontol* 77: 1998-2004.

6 Literaturverzeichnis

Ueda C, Markarian RA, Sendyk CL, Laganá DC (2004) Photoelastic analysis of stress distribution on parallel and angled implants after installation of fixed prostheses. *Braz Oral Res* 18: 45-52.

van Kampen F, Cune M, van der BA, Bosman F (2003) Retention and postinsertion maintenance of bar-clip, ball and magnet attachments in mandibular implant overdenture treatment: an in vivo comparison after 3 months of function. *Clin Oral Implants Res* 14: 720-726.

Varghese RM, Masri R, Driscoll CF, Romberg E (2007) The Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Yellow Hader Clips: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 16: 165-171.

Wichmann M, Kuntze W (1998) Vergleichende Untersuchung zum Verschleißverhalten konfektionierter Geschiebe. *Dtsch Zahnärztl* 9: 628-632.

Wichmann M (1999) Geschiebe als Verbindungselemente für Zahnersatz. *Deutscher Zahnärzte Kalender* 77-96.

Wichmann M, Neukam FW (1994) Implantatgetragener Oberkieferzahnersatz - Der individuelle Steg als Behandlungsalternative bei ungünstigen prothetischen Voraussetzungen. *Implantologie* 155.

Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA (2001) Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosthet Dent* 86: 603-607.

Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB (2001) Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 86:434-437.

Wismeijer D, van Waas MA, Vermeeren JI, Mulder J, Kalk W (1997) Patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures. A comparison of three treatment strategies with ITIdental implants. *Int J Oral Maxillofac Surg* 26: 263-267.

7 Thesen

7 Thesen

1. Die retentive Verbindung der Locatorabutments mit einer Prothese kann über verschieden farblich codierte Retentionseinsätze realisiert werden. Diese unterscheiden sich nach Herstellerangaben in ihrer Retentionskraft.
2. Die Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ lassen sich bis zu einem Neigungswinkel von 10° verwenden, während die Locator-Retentionseinsätze „rot“ und „grün“ Implantatneigungen von 10°- 20° ausgleichen.
3. Die mittleren Retentionskräfte der Locator-Retentionseinsätze „blau“, „pink“ und „klar“ erwiesen sich als signifikant höher als vom Hersteller angegeben.
4. Bei Implantatneigung erhöhten sich die Retentionskräfte im Vergleich zu den Herstellerangaben signifikant.
5. Im Langzeitabzugsversuch von 10.000 Zyklen kam es bei der Probengruppe zu einer kontinuierlichen, signifikanten Reduktion der Retentionskraft.
6. Die zur Prothesenreinigung verwendeten Reinigungsmittel führten zu einer signifikanten Erhöhung der Retentionskräfte in allen Probengruppen.
7. Die Lagerung der Locator-Retentionseinsätze in Aqua dest. führte zu einer Reduktion der Retentionskraft im Vergleich zu den Herstellerangaben.
8. Die Anwendung der Mundspüllösung Listerine Cool Mint führte zu einer signifikanten Erhöhung der Retentionskraft.
9. Im zeitlichen Verlauf traten an den Locator-Retentionselementen Oberflächenveränderungen auf, die als Oberflächenzerrüttung und Abrasionen erkennbar waren. An den Locator-Elementen zeigten sich keine nennenswerten Oberflächenveränderungen.

Lebenslauf

persönliche Daten

Name: Dörte Christine Fraedrich geb. Rump
Staatsangehörigkeit: deutsch
Geburtsdatum: 12.09.1982
Geburtsort: Herdecke
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder

Schule

1989 - 1993 Lenningskamp Grundschule, Schwerte
1993 - 1999 Gesamtschule Gänsewinkel, Schwerte
1999 - 2000 Holyoke Highschool, Colorado (USA)
2000 - 2002 gymnasiale Oberstufe der Gesamtschule Gänsewinkel, Schwerte
2002 allgemeine Hochschulreife

Studium

2002-2007 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
23.09.2003 naturwissenschaftliche Vorprüfung
06.04.2005 Physikum
06.11.2007 Staatsexamen Zahnmedizin
28.11.2007 Approbation als Zahnärztin

Beruf

2008 - 2010 Vorbereitungsassistentin,
Zahnarztpraxis Dr. Dreihaupt und Partner, Tangerhütte
2010 - 2011 Elternzeit
seit 2011 Vorbereitungsassistentin und angestellte Zahnärztin,
Zahnarztpraxis Dr. Brickwedde, Mettingen

Erklärungen

Selbstständigkeitserklärung

Hiermit erkläre ich, Dörte Christine Fraedrich geb. Rump, dass ich die vorliegende Arbeit „Das Retentionsverhalten von Locator- Verbindungselementen nach Langzeitbelastung und unter Einfluss von verschiedenen Prothesenreinigungsmitteln - eine in-vitro Studie“ ohne unzulässige Hilfe Dritter und ohne Benutzung anderer als der angegebenen Hilfsmittel angefertigt habe. Die aus fremden Quellen direkte oder indirekt übernommene Gedanken sind als solche kenntlich gemacht.

Bei der Auswahl und Auswertung des Materials sowie bei der Herstellung des Manuskriptes habe ich Unterstützungsleistungen von folgenden Personen erhalten:

Privatdozent Dr.med. dent. habil. Arne F. Boeckler

Dipl.-Ing. (FH) Christin Arnold

Weitere Personen waren an der geistigen Herstellung der vorliegenden Arbeit nicht beteiligt. Insbesondere habe ich nicht die Hilfe eines Promotionsberaters in Anspruch genommen. Dritte haben von mir weder unmittelbar noch mittelbar geldwerte Leistungen für Arbeiten erhalten, die im Zusammenhang mit dem Inhalt der vorgelegten Dissertation stehen.

Diese Arbeit wurde von mir bisher weder im Inland noch im Ausland in gleicher oder ähnlicher Form einer anderen Prüfungsbehörde vorgelegt.

Ibbenbüren, den 26.05.2014

Erklärungen

Erklärung über vorausgegangene Promotionsversuche

Hiermit erkläre ich, Dörte Christine Fraedrich, dass die vorliegende Arbeit „Das Retentionsverhalten von Locator-Verbindungselementen nach Langzeitbelastung und unter Einfluss von verschiedenen Prothesenreinigungsmitteln - eine in-vitro Studie“ zur Erlangung des akademischen Doktorgrades „Doktor der Zahnmedizin“ (Dr. med.dent.) erstmalig von mir eingereicht wird.

Es ist mein erster Promotionsversuch und es liegen keine weiteren Dissertationsarbeiten von mir an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg oder an anderen nationalen oder internationalen Universitäten zur Begutachtung vor.

Ibbsbüren, den 26.05.2014

Danksagung

Mein besonderer Dank geht an:

Prof. Dr. med. dent. habil Jürgen M. Setz herzlich für die Überlassung des Dissertationsthemas an der Universitätspoliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Universität Halle-Wittenberg, sowie für die Bereitstellung der notwendigen Technik und Arbeitsmöglichkeiten.

PD Dr. med. dent. habil. Arne F. Boeckler für die ständige wissenschaftliche Beratung, die wertvollen Hinweise und Ratschläge, sowie für die Beratung der schriftlichen Ausarbeitung.

Dr. Dipl. Ing. Christin Arnold besonders für die hervorragende, freundliche Unterstützung bei der Realisierung der Versuchsreihen und der Auswertungen.

Meinen Mann Franz und meine Eltern für ihre verständnisvolle Unterstützung, Geduld und Motivation bei der Erstellung der hier vorliegenden Arbeit.