

**Medizinische Fakultät der
Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

**Retentionsverhalten von Hybridattachments für implantatgetragenen Zahnersatz auf Basis von
Polyamid im Vergleich zu Polyetheretherketon**

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

von Charlotte Stampa

geboren am 13.07.1993 in Kaltenkirchen

Betreuer*in: 1. PD Dr. Arne Boeckler

2. Prof. Dr. Jeremias Hey

Gutachter*innen: 1. apl. Prof. K. Scheller

2. Prof. S. Eitner, Erlangen

12.07.2021

15.12.2021

Referat

Präfabrizierte Hybridattachments mit Matrizen aus Kunststoff können durch die Verbindung mit Implantaten den Halt von herausnehmbaren Prothesen in zahnlosen Kiefern bei überschaubarem Behandlungs- und Kostenaufwand deutlich verbessern. Attachments mit Kunststoffmatrizen aus Polyamid werden aktuell vielfach angewendet. Durch Verwendung neuerer Matrizenkunststoffe, wie Polyetheretherketon (PEEK), versucht man in Kombination mit angepassten Matrizen eine erhöhte Retentionsbeständigkeit zu erlangen.

Diese Untersuchung hatte zum Ziel, das Retentionsverhalten eines Attachments mit Polyamid-Matrizen mit einem Attachment mit PEEK-Matrizen bei simulierter Langzeitbelastung und verschiedenen Implantatangulationen vergleichend zu betrachten. Daneben sollten äußerliche Veränderungen der Matrizen durch die künstliche Alterung der Attachments erfasst werden.

Analysiert wurden orange und rosafarbene Polyamid-Matrizen auf geraden Matrizen (LO, LR) sowie gelbe PEEK-Matrizen auf geraden und abgewinkelten Matrizen (NG0, NG15). Die Farben der Matrizen sind durch den Hersteller unterschiedlichen Retentionskräften zugeordnet. In Abzugsversuchen wurde die Retentionskraft bei Implantatangulationen von 0°, 5°, 10°, 15° und 20° nach 0, 100, 200, 500, 1.000, 5.000 und 10.000 Ein- und Ausgliederungszyklen aufgezeichnet. Anschließend wurden 5.000 Zyklen im Temperaturwechselbad durchgeführt. Die Retentionskraftänderungen wurden nach ihrer klinischen Relevanz eingeteilt. Lichtmikroskopische Aufnahmen erfolgten vor und nach künstlicher Alterung.

Die initiale Retentionskraft der Σ NG fiel niedriger ($8,6 \pm 1,0$ N) aus als die Herstellerangaben, während die der LR ($19,4 \pm 8,2$ N) höher war und die der LO ($8,9 \pm 5,3$ N) etwa den Angaben entsprach. Nach mechanischer Alterung wurden unterschiedlich starke Retentionskraftverluste verzeichnet (Σ NG: -2,3 N; LR: -12,9 N; LO: -7,9 N). Nachfolgende Thermozyklisierung führte bei LR und LO zu einer Retentionskraftherhöhung und bei Σ NG zu einem Retentionskraftverlust. Bei allen Matrizen waren nach der künstlichen Alterung Veränderungen der Oberfläche und Vergrößerungen der Durchmesser zu erkennen. Implantatangulationen sorgten bei den LR und LO für eine Veränderung des Retentionsverhaltens, auf die Σ NG nahmen sie keinen relevanten Einfluss.

LR und LO fielen durch ein heterogenes Retentionsverhalten mit relevanten Retentionskraftveränderungen auf. Σ NG zeigte ein homogenes Verhalten auch bei unterschiedlichen Angulationen und zum Ende des Alterungsprozesses eine Verminderung der Retentionskraft mit geringfügiger klinischer Relevanz. Attachments mit PEEK-Matrizen können nach dieser Untersuchung eine Alternative zu Attachments mit Polyamid-Matrizen darstellen. Die in vitro erhaltenen Ergebnisse müssen in der Zukunft noch durch klinische Studien ergänzt werden.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	1
1 Einleitung	1
1.1 Übersicht Verbindungselemente	2
1.2 Steg	3
1.3 Kugelkopfanker	4
1.4 Doppelkronen	5
1.5 Magnet	6
1.6 Hybridattachments	7
1.6.1 Semipräzises Attachment mit Polyamid-Matrize	7
1.6.2 Semipräzises Attachment mit PEEK-Matrize	9
1.7 Einfluss des Attachments auf die Patientenzufriedenheit	11
1.8 Technische und biologische Komplikationen in der Nachsorge von Attachmentssystemen	12
1.9 Retention von Verbindungselementen	13
1.9.1 Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente	14
1.9.2 Einflussfaktoren auf das Retentionsverhalten	14
1.9.3 Mechanismen des Retentionsverlusts	16
1.10 Untersuchungen zum Retentionsverhalten	17
1.10.1 Retentionskraftmessungen bei einzelnen semipräzisen Attachments in vitro	18
1.10.2 Retentionskraftmessungen bei paarweisen semipräzisen Attachments in vitro	19
1.10.3 Retentionskraftmessungen bei einzelnen semipräzisen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro	20
1.10.4 Retentionskraftmessungen bei paarweisen semipräzisen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro	22
1.10.5 Untersuchungen der Retentionskraft in vivo	23
1.11 Untersuchungen zu Veränderungen an der Matrize und Patrize bei Retentionskraftveränderungen	25
2 Zielstellung	27
3 Material und Methodik	28
3.1 Material	28
3.1.1 Semipräzises Attachment mit PEEK-Matrize	28
3.1.2 Semipräzises Attachment mit Polyamid-Matrize	28
3.2 Methodik	29
3.2.1 Probenherstellung	32
3.2.2 Mikroskopische Aufnahmen	36
3.2.3 Messung der Retentionskraft	37

3.2.4	Künstliche Alterung	39
3.3	Datenverarbeitung und statistische Auswertung.....	40
3.3.1	Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften	40
3.3.2	Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Retentionskraft	41
3.3.3	Einfluss der künstlichen Alterung auf die Matrizendimension.....	41
3.3.4	Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten	42
3.3.5	Einfluss von angulierten Patrizen zum Angulationsausgleich auf das Retentionsverhalten.....	42
4	Ergebnisse	43
4.1	Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften	43
4.2	Einfluss der mechanischen Alterung auf die Retentionskraft	43
4.2.1	Deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Matrizenfarben	43
4.2.2	Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozesses innerhalb einer Matrizenfarbe.....	44
4.2.3	Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozesses zwischen den verschiedenen Matrizenfarben	45
4.2.4	Deskriptive Statistik für die einzelnen Versuchsreihen.....	45
4.2.5	Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozess innerhalb einer Versuchsreihe.....	47
4.3	Einfluss der thermischen Alterung auf die Retentionskraft	48
4.3.1	Deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Matrizenfarben	48
4.3.2	Vergleich der initialen Retentionskräfte mit denen nach mechanischer und thermischer Alterung innerhalb einer Matrizenfarbe.....	49
4.3.3	Vergleich der Retentionskräfte nach thermischer Alterung zwischen den Matrizenfarben	49
4.3.4	Vergleich der initialen Retentionskräfte mit denen nach mechanischer und thermischer Alterung innerhalb einer Versuchsreihe	49
4.4	Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Oberfläche der Matrizen	50
4.5	Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Matrizendimensionen	51
4.6	Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten	52
4.6.1	Deskriptive Statistik für die einzelnen Implantatangulationen	52
4.6.2	Vergleich der Retentionskräfte verschiedener Implantatangulationen zu definierten Messzeitpunkten im Alterungsprozess	52
4.7	Einfluss von angulierten Patrizen zum Angulationsausgleich auf das Retentionsverhalten.....	53

4.7.1	Vergleich der Retentionskräfte von abgewinkelten Matrizen zum Ausgleich stark angulierter Implantate mit den Retentionskräften von geraden Matrizen mit und ohne Implantatangulation	53
5	Diskussion	54
5.1	Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften	54
5.2	Einfluss der mechanischen Alterung auf die Retentionskraft	55
5.3	Einfluss der thermischen Alterung auf die Retentionskraft	59
5.4	Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Oberfläche der Matrizen	61
5.5	Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Dimension der Matrizen	62
5.6	Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten	64
5.7	Einfluss von angulierten Matrizen zum Angulationsausgleich	66
6	Zusammenfassung	67
7	Literatur	69
8	Thesen.....	76
	Anlagen	
	Erklärungen.....	
	Danksagung	

Abkürzungsverzeichnis

ADLC	amorphous diamond-like carbon
C	Celsius
CAD	computer aided design
CAM	computer aided manufacturing
cm	Zentimeter
GPa	Gigapascal
h	Stunde(n)
kg	Kilogramm
mm	Millimeter
MPa	Megapascal
ms	Millisekunde
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
PMMA	Polymethylmethacrylat
PEEK	Polyetheretherketon
PEKK	Polyetherketonketon
REM	Rasterelektronenmikroskop
r_{sp}	Spearman Korrelationskoeffizient
s	Sekunde
VAS	Visuelle Analogskala
μ -CT	Mikro-Computertomographie
μ m	Mikrometer
°	Grad

1 Einleitung

Die Versorgung des unbezahnten Kiefers stellt eine zentrale zahnärztliche Aufgabe dar. Obwohl sich die Zahnlosigkeit in Deutschland bei den 65-74-Jährigen von 24,8% 1997 bis 2014 halbiert hat, wird die Zahl der zahnlosen Patienten aufgrund des demographischen Wandels nicht zurückgehen. Durch die Morbiditätskompression verlagert sich der Verlust des letzten Zahnes durchschnittlich in ein höheres Lebensalter (IDZ, 2016). Die konventionelle Totalprothese ist seit vielen Jahren die Standardbehandlung bei Zahnlosigkeit. Besonders bei älteren Patienten sind altersbedingte anatomische Veränderungen der Kiefer sowie eine verringerte neuromuskuläre Adaptationsfähigkeit Ursachen für einen unzureichenden Sitz und Halt der Prothese. Im Unterkiefer erzielen Totalprothesen oft nicht das gewünschte Ergebnis (Visser et al., 2005). Durch einen schlechten Halt der Prothese können die Kaufunktion, Sprache und Ästhetik eingeschränkt sein. Daraus resultieren nachweislich negative Auswirkungen auf Psyche, Sozialverhalten, Ernährung und die allgemeine Lebensqualität (Trulsson et al., 2002).

Seit Jahrzehnten existiert die Behandlungsalternative, die Unterkieferprothese auf Implantaten zu verankern (Engquist et al., 1988). Diese können zu einer erheblichen Verbesserung der funktionellen und ästhetischen Situation führen und so die Zufriedenheit der Patienten erhöhen (Visser et al., 2005; Emami et al., 2009). Darüber hinaus verlangsamen die Implantate die Resorption der implantatnahen Bereiche des Kieferknochens (Feine et al., 2002; Vercruyssen und Quirynen, 2010). Die Mundhygiene wird durch das Herausnehmen der Prothese erleichtert (Martínez-Lage-Azorín et al., 2013). Die Anfertigung von implantatverankerten herausnehmbaren Prothesen ist meist mit einem vergleichsweise geringen chirurgischen und prothetischen Aufwand im Gegensatz zu implantatgetragenen Zahnersatz realisierbar, was sich reduzierend auf den Kostenfaktor der Behandlung auswirkt. Damit sind derartige Versorgungen für ein breiteres Spektrum an Personen verfügbar (Setz et al., 1998). Viele Betroffene scheuen die aufwendigen Knochenaugmentationen, die für festsitzenden implantatgetragenen Zahnersatz häufig erforderlich sind. Es wird berichtet, dass ein einzelnes, auf der Mittellinie positioniertes Implantat, bereits eine gute Behandlungsmethode darstellt. Bei einer Anzahl von drei oder vier Implantaten reduziert sich die Bewegung der Prothese auf ein Minimum und führt zu optimaler Stabilität und gutem Komfort (Zhang et al., 2018). Nach der Konsensus-Konferenz von McGill 2002 sind zwei Implantate für die Mehrzahl der Behandelten mit herausnehmbarem Zahnersatz im interforaminären Bereich als minimaler Standard zu sehen (Feine et al., 2002). Diese These wird in der Stellungnahme von York 2009 bestätigt (Thomason et al., 2009). Heute hat sich die herausnehmbare implantatverankerte Prothese auf zwei Implantaten als erfolgreiche Behandlungsmethode international etabliert (Kronstrom und Carlsson, 2019).

1.1 Übersicht Verbindungselemente

Verbindungselemente, sogenannte Attachments, sind mechanische Bauteile eines Zahnersatzes, die eine Prothese mit Zähnen und Implantaten verbinden. Sie bestehen aus einer Matrize mit dazu passender Patrize, deren Aufgabe es ist, eine Prothese zu stabilisieren und retentiv zu verankern (Ferro, 2017).

Neben den klassischen Attachments, die bereits viele Jahre auf natürlichen Zähnen im Restgebiss Anwendung finden, sind speziell für Implantate neue Attachments entwickelt bzw. bewährte modifiziert worden. Eine breite Auswahl an Systemen wird standardmäßig verwendet (Kronstrom und Carlsson, 2019). Anforderungen an ein Attachment sind laut Literatur eine hohe beständige Retention, die von Implantatneigungen nicht beeinflusst wird, sowie ein geringer Nachsorgebedarf mit niedrigen Kosten (Alsabeeha et al., 2011; Yang et al., 2011). Dabei gibt es kein optimales universelles Attachment und auch von Patientenseite konnte keine Präferenz für ein bestimmtes System ausfindig gemacht werden (Krennmair et al., 2012a). Die Auswahl muss individuell getroffen werden und sollte sich an den Bedürfnissen sowie Gegebenheiten der jeweiligen Situation orientieren (Boeckler et al., 2009b; Kleis et al., 2010). Die nachfolgende Tabelle 1 zeigt die Faktoren für die Wahl des geeigneten Attachments.

Tabelle 1: Faktoren zur Wahl des Attachments (Schweyen, 2017)

- anatomische Voraussetzungen	- Reparaturfähigkeit
- Kieferrelation	- Hygienisierbarkeit
- Platzbedarf	- ästhetische Ansprüche
- periimplantäre Gewebeerhältnisse	- Retentionskraft
- Implantatanzahl,-position und –angulation	- manuelle Geschicklichkeit
- Erwartungshaltung des Patienten	- Kaukraft
- Ablösezeit	- Funktionsstatus
- Kraftübertragung	- Nachsorgeaufwand
- Lagestabilität des Zahnersatzes	- Kosten
- Langlebigkeit	

Gebräuchlich werden die Verbindungselemente in Einzelattachments und Stege unterteilt. Zu den Einzelattachments gehören Kugelkopfanter, Magnete, Doppelkronen und Hybridattachments. Der Begriff semipräzises Attachment wird im weiteren Text als Spezifikation der Hybridattachments verstanden (Boeckler et al., 2009b). Einzelattachments haben Vorteile in der Reinigungsfähigkeit und bei geringer interalveolärer Distanz, gelten außerdem als wirtschaftlich attraktiv und technisch unkompliziert (van Kampen et al., 2003). Es ist möglich, verschiedene Einzelattachments unter einer Prothese miteinander zu kombinieren. Der Abstand zwischen ihnen sollte nicht kleiner als 8-10 mm sein (Trakas et al., 2006). In einer aktuellen

internationalen Umfrage fanden Kronstrom und Carlsson heraus, dass semipräzise Attachments mit Polyamid-Matrizen zahlenmäßig am häufigsten (70,4%), gefolgt von Kugelkopfantern (25,9%) und Stegen (23,1%), bei Zahnärzten und Zahnärztinnen aus aller Welt Anwendung finden (Kronstrom und Carlsson, 2019). Im Jahr 2001 waren noch Magnet, Kugelkopfanter und Steg die meist genutzten Attachments (Heckmann et al., 2001).

1.2 Steg

In der konventionellen Prothetik hat die Stegversorgung mit der Zeit an Bedeutung verloren und findet heute nur noch selten Verwendung. Mit der Einführung in die Implantatprothetik wurde der Steg als Verbindungselement wieder beliebter. Heute wird er insbesondere in der Defektprothetik und bei stark atrophierten Kiefern angewendet (Bueno-Samper et al., 2010).

Stege sind die einzigen Verbindungselemente, die zwei oder mehr Implantate primär miteinander verblocken. Sie unterscheiden sich in ihrem Design, ihrer Herstellungsweise, ihrem Haltemechanismus und ihrem Material. Je nach Verbindungsart sind Steggelenke und Steggeschiebe voneinander zu differenzieren. Die Patrize des Steggelenks hat einen runden oder ovalen Querschnitt, wodurch es je nach Implantatanzahl und -position zu einem Rotationsfreiraum kommt. Durch die parallelen Führungsflächen der Patrize ist beim Steggeschiebe ein Freiheitsgrad in vertikaler Richtung vorhanden. Zur Herstellung können einerseits präfabrizierte Stangen aus Kunststoff oder Metalllegierungen dienen, die dann über Dentalguss bzw. Löten und Lasern zur vollständigen Stegkonstruktion verarbeitet werden (Williams et al., 2001). Andererseits kann eine individuelle computergestützte Konstruktion und Herstellung erfolgen. Hier bietet sich neben verschiedenen Metalllegierungen auch Oxidkeramik als alternatives Material an. Präfabrizierte Matrizen passend zu den Patrizen können aktivierbare metallische Lamellen sowie austauschbare Kunststoffteile in verschiedenen Retentionsstärken sein (Walton und Ruse, 1995). Ebenso ist eine individuelle Herstellung mittels Galvanotechnik oder das Anbringen von zusätzlichen Halteelementen möglich. Eine Sonderform bilden Stege mit integrierten Einzelattachments wie zum Beispiel semipräzise Attachments mit Polyamid-Matrizen, welche die Retention realisieren (Williams et al., 2001; Boeckler et al., 2009b).

Stegkonstruktionen haben einen hohen vertikalen Platzbedarf von mindestens 12 mm, gemessen von der Implantatschulter bis zur Inzisalkante. Ein zu geringes Platzangebot kann eine Prothesenfraktur begünstigen, ästhetische und phonetische Probleme verursachen und somit die Indikation limitieren (Trakas et al., 2006; Ahuja und Cagna, 2011). Bei interforaminärer Implantation ist eine Entlastung der Schleimhaut im anterioren Bereich durch ein Steggeschiebe

auch bei horizontal einwirkenden Kräften gegeben und bietet einen Vorteil bei schwierigen Weichgewebsverhältnissen. Durch eine Extension nach distal um maximal 12 mm kann das Stützfeld vergrößert werden (Semper et al., 2010). Bei einer rigiden Verankerung nehmen die Implantate einen größeren Anteil der Belastung auf als bei resilienter Verbindung (Heckmann et al., 2001). Einen Vorteil hat der Steg bei angulierten Implantaten, da dieser die Neigungen ausgleichen kann (Evtimovska et al., 2009; Martínez–Lage-Azorín et al., 2013). Für Viele ist eine Stegprothese im Vergleich zur Verankerung auf Kugelpfankern und Doppelkronen einfacher einzugliedern. Dafür gestaltet sich die Reinigung des Steges schwieriger als die von Einzelattachments, sodass es zu vermehrter Plaqueakkumulation und Zahnsteinbildung unter dem Steg kommen kann (Krennmair et al., 2012b). Dennoch bleibt bei guter Mundhygiene die periimplantäre Gesundheit und das Implantatüberleben davon unbeeinflusst (Andreiotelli et al., 2010; Cune et al., 2010). Kommt es bei einer Stegkonstruktion zum Implantatverlust, ist dies schwerwiegender als bei Einzelattachments, da mit Verlust nur eines Implantates die gesamte Konstruktion ihre Funktionsfähigkeit verlieren kann (Eitner et al., 2008).

1.3 Kugelpfanker

Kugelpfanker gelten als die einfachsten Verbindungselemente auf Zähnen und Implantaten (Alsabeeha et al., 2009).

Die in verschiedenen Aufbauhöhen vorhandene Patrize ist kugelförmig und besteht aus einer Metalllegierung. Auf Implantaten werden häufig Titanlegierungen verwendet. Während die Patrizen der verschiedenen Systeme sich stark ähneln, gibt es bei den Matrizen größere Unterschiede. Sie können aus verstellbaren Metalllamellen oder aus Kunststoff bestehen, die die Kugel über den Äquator bis in den Unterschnitt umschließen. Daneben existieren Matrizen als Silikonring oder Ringfedern aus Metall (Ludwig et al., 2005). Die Lamellen können aktiviert bzw. deaktiviert werden, bei Bedarf ist meist auch ein Austausch der Lamellen mit dem in der Prothese verbleibenden Gehäuse möglich. Matrizen aus Kunststoff oder Ringe müssen bei unzureichender Retention ausgetauscht werden. Je nach Design haben sie unterschiedlichen Rotationsfreiraum und Resilienz (Wiemeyer et al., 2001). Kugelpfanker können auch nachträglich in eine bestehende Prothese eingearbeitet werden (Alsabeeha et al., 2009; Martínez–Lage-Azorín et al., 2013). Für die Verankerung von Prothesen auf angulierten Implantaten sind sie nur bedingt geeignet. Bei Angulation kommt es zu einer ungleichmäßigen Abnutzung der Kugelpfanker, insbesondere der Matrize. Hier spielt auch die Materialkombination eine entscheidende Rolle. Der höhere vertikale Platzbedarf im Vergleich zu vielen semipräzisen Attachments limitiert die klinische Indikation (Kobayashi et al., 2014).

1.4 Doppelkronen

Doppelkronen wurden Anfang der 90er Jahre durch Besimo und Graber in die Implantatprothetik eingeführt (Besimo et al., 1996). Durch Übernahme der Konstruktionsprinzipien aus der konventionellen Prothetik gelten viele Vorteile auch für die Doppelkronensysteme in der Implantatprothetik (Heckmann et al., 2004). Die kombinierte Verwendung von Implantaten und Zähnen ist ebenso möglich (Bernhart et al., 2012).

Doppelkronen sind Verankerungselemente, die aus einer Primär- und einer Sekundärkrone bestehen. Grundsätzlich werden drei verschiedene Designs unterschieden: Teleskopkrone, Konuskronen und Doppelkrone mit zusätzlichem Halteelement (Arnold et al., 2018). Doppelkronen können eine starre oder resiliente Verbindung zwischen Implantat und Prothese herstellen (Heckmann et al., 2004; Naert et al., 2004). Zudem werden unterschiedliche Materialien bei der Herstellung verwendet. Die Primärkronen können aus edelmetallhaltigen oder edelmetallfreien Legierungen sowie aus Oxidkeramiken bestehen. Je nach Material wird die Primärkrone auf das Abutment zementiert oder direkt mit dem Implantat verschraubt. Die Sekundärkronen können ebenfalls aus Metallegierungen mittels Guss- bzw. Frästechnik hergestellt werden. Alternativ ist eine Anfertigung eines Goldkappchens mittels Galvanotechnik möglich, welches in ein Tertiärgerüst über einen adhäsiven Verbund befestigt wird (Weigl et al., 2000). Design, Material und Speichel wirken sich auf die Retentionseigenschaften aus. Doppelkronen mit zusätzlichem Halteelement weisen die konstanteste Retentionskraft auf. Außerdem kann das Halteelement bei Retentionsverlust vergleichsweise einfach aktiviert oder erneuert werden (Arnold et al., 2018). Auf Doppelkronen verankerte Prothesen sind leicht erweiterungsfähig. Bei Verlust eines Implantates bleiben sie nach Anpassung weiterhin funktionsfähig (Eitner et al., 2008). Der Zahnersatz kann durch die zahnähnliche Form des Attachments grazil gestaltet werden. Die Herstellung einer Teleskopprothese ist vergleichsweise teuer und technisch anspruchsvoll. Rigide Doppelkronen stabilisieren die Prothese auch gegen horizontal dislozierende Kräfte und könnten so eine Alternative zum Steg bei stark atrophierten Alveolarfortsätzen sein (Heckmann et al., 2001).

1.5 Magnet

Die ersten Anwendungen von Magneten in Verbindung mit enossalen Implantaten im Mund-, Kiefer- und Gesichtsbereich fand in der kraniofazialen Defektprothetik und Epithetik statt und wurde später auf die Verankerung von Prothesen ausgeweitet (Burns et al., 1995). Heute gehören Magnete zu den Standardsystemen in der herausnehmbaren Implantatprothetik.

Magnet-Attachments bestehen heutzutage aus hartmagnetischen Werkstoffen wie Samarium-Kobalt- oder Neodym-Eisen-Bor-Legierungen, die von einer korrosionsfesten Kapsel umgeben sind sowie anteilig aus weichmagnetischen Werkstoffen (Sagawa et al., 1984; Boeckler et al., 2009a). Unterschiede zwischen den Herstellern sind im Design, den verwendeten Systemen und der klinischen Anwendung zu finden. Es existieren Mono- und Duo-Systeme. Die Mono-Systeme bestehen aus einem Dauermagneten (hartmagnetisch) in der Prothese und einem leicht zu magnetisierenden Werkstoff (weichmagnetisch) auf dem Implantat, während die Duo-Systeme aus zwei Dauermagneten bestehen. Zusätzlich wird zwischen offenen und geschlossenen Systemen differenziert. Bei den offenen Systemen umgibt das Magnetfeld die beiden in Kontakt stehenden Attachmentanteile. Das magnetische Feld bei den geschlossenen Systemen befindet sich überwiegend im Kontaktbereich der Anteile (Riley et al., 2001).

Allgemein haben Magnete eine geringe Retentionskraft, die abhängig vom magnetischen System, dem Material und dem Durchmesser ist. Die Retention besteht nur bei minimalem Abstand der beiden Anteile. Die magnetische Anziehung fällt bei geschlossenen Systemen schon bei 0,1 mm Separierung gegen Null. Bei offenen Systemen ist dieser Effekt etwas weniger ausgeprägt (Boeckler et al., 2008). Durch die typisch magnetischen Eigenschaften löst sich die Verbindung bei nonaxialer überschwelliger Kraft schneller als bei anderen Attachments. Durch den schnellen Lösungsmechanismus werden wenig laterale Kräfte auf das Implantat übertragen (Rutkunus et al., 2005; Yang et al., 2011). Die Retention innerhalb eines Systems ist nicht einstellbar und lässt sich nur durch eine erhöhte Anzahl an Magneten und somit Implantaten steigern (Lee und Shin, 2017). Der Hauptgrund für den Retentionsverlust ist eine Abstandsvergrößerung zwischen den beiden Anteilen und nicht die Ein- und Ausgliederungen wie bei den anderen Einzelattachments. Ursachen für die Abstandsvergrößerung können Speisereste, Zahnstein, Plaque und Korrosionsvorgänge sein (Riley et al., 1999). Die Höhe der Magnete ist für die Retentionskraft unerheblich, sodass die vertikale Ausdehnung ohne Verlust von Retention minimal gestaltet werden kann. Durch die geringe Bauhöhe sind Magnete als Attachment bei schwierigen Platzverhältnissen von Vorteil (Boeckler et al., 2008). Magnete sind besonders in der Gerostomatologie gefragt, da sie durch die selbstzentrierende Eigenschaft auch für beeinträchtigte Patienten leicht ein- und ausgliedern sind (Yang et al., 2011).

1.6 Hybridattachments

Hybridattachments sind eine heterogene Gruppe von Verbindungselementen, die mit dem Ziel, den Behandlungsvorgang von implantatverankerten Prothesen zu vereinfachen, in die Zahnmedizin eingeführt wurden. Die darunterfallenden semipräzisen Attachments sind charakterisiert durch einen Kunststoffanteil, wodurch es zu keiner kraft- und formschlüssigen Verbindung zwischen Matrize und Patrize kommt. Es bleibt eine gewisse Beweglichkeit zwischen den Anteilen (Boeckler et al., 2009b; Kobayashi et al., 2014). Gemeinsam haben die semipräzisen Attachments die resiliente Lagerung der Prothese und die auswechselbaren Matrizeinsätze. Die Verwendung von präfabrizierten Anteilen sorgt für einen simplen Behandlungs- und Herstellungsablauf. Vorteilhaft insbesondere in der Gerostomatologie ist die Möglichkeit, diese Attachments in einen vorhandenen und bereits adaptierten Zahnersatz einzuarbeiten (Bensel und Boeckler, 2018). Bei den vielen neu auf dem Markt erscheinenden Attachments gibt es oft keine evidenzbasierten Untersuchungen über das verwendete Design oder Material. Es werden nur wenige Informationen über die genaue Zusammensetzung und die Eigenschaften der Materialien von Matrize und Patrize durch den Hersteller bekannt gegeben. Erst Komplikationen im klinischen Einsatz oder bei simulierter Funktion führen zur Modifikation oder Rücknahme des Systems (Alsabeeha et al., 2009).

1.6.1 Semipräzises Attachment mit Polyamid-Matrize

Attachments mit Polyamid-Matrizen sind den semipräzisen Attachments zuzuordnen. In Abbildung 1 sind die einzelnen Anteile von den in dieser Studie verwendeten Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator, Zest Anchors, Escondido, CA, USA) skizziert:

Die Patrize ist annähernd ein hohler Zylinder mit innerem und äußerem Unterschnitt. Die Bauteilhöhe kann von 1 mm bis 6 mm den individuellen Gingiva- und Kieferverhältnissen angepasst werden, sodass eine minimale Gesamthöhe von 3,7 mm möglich ist (Evtimovska et al., 2009). Der Durchmesser beträgt circa 3,4 mm. Die Matrize liegt beweglich in dem hohlzylinderförmigen Matrizengehäuse mit abgerundetem Boden (Durchmesser 5,5 mm; Höhe 2,5 mm). Zwei Gruppen von Matrizen können unterschieden werden. Eine Art mit innerer und äußerer Retention, auch doppelter Retention, wird vom Hersteller für parallele und gering geneigte Implantate bis 10° empfohlen und farblich in aufsteigende Retentionsstärken unterteilt (blau, rosa, transparent). Die andere Gruppe hat eine äußere, einfache Retention, die vom Hersteller in ebenfalls drei farblich gekennzeichneten Retentionsstärken (rot, orange, grün) erhältlich und für Implantatangulationen bis 20° freigegeben ist.

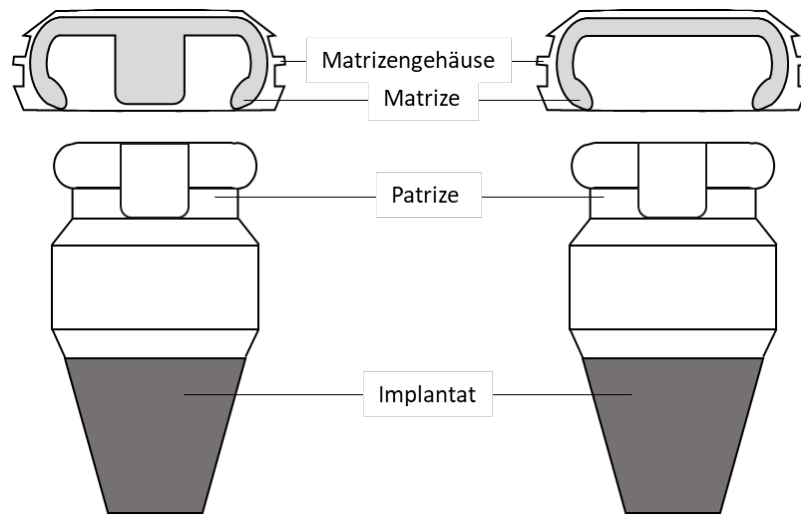


Abbildung 1: Attachments mit Polyamid-Matrizen bestehend aus Matrize im Matrizengehäuse sowie Patrize auf Implantat (beschriftet): Matrize mit zweifacher Retention (links), Matrize mit einfacher Retention (rechts)

Die Patrize besteht aus einer Titanlegierung (Titan-Aluminium-Vanadium) und ist mit 2-5 μm Titannitrid beschichtet. Titannitrid ist ein hygienischer und biologisch verträglicher Werkstoff, der aufgrund seiner großen Härte oft zur Beschichtung von Werkstücken verwendet wird. Die goldene Farbe wertet das Bauteil zusätzlich optisch auf. Das Matrizengehäuse besteht aus Titan, die Matrize selbst aus Polyamid. Es existieren verschiedene Polyamidarten mit unterschiedlichen Eigenschaften. Polyamid 66, auch als Nylon bezeichnet, entsteht in einer Polykondensationsreaktion unter Wasserabgabe aus Hexamethyldiamin und Adipinsäure. Die Zahl 66 steht dabei für die sechs Alkane in einem Rest und die vier Alkane und zwei Carboxylgruppen in dem zweiten Rest (McKeen, 2014). Polyamid absorbiert bereits bei feuchtem Umgebungsklima in hohem Maß Flüssigkeit und hat eine niedrige Glasübergangstemperatur, in dem das Material von einem hartelastischen in einen gummielastischen Zustand übergeht. Durch Zusätze können die Eigenschaften von Polyamid stark beeinflusst werden. Für die Polyamid-Matrizen des Locator-Attachmentsystems wurde eine Härte von 0,14 GPa und ein Elastizitätsmodul von 3 GPa ermittelt (Alsabeeha et al., 2011). Die Matrizengehäuse können chairside und labside in eine Prothese eingearbeitet werden. Bei Bedarf kann die Matrize aus dem Matrizengehäuse entfernt und durch eine neue ersetzt werden. Attachments mit Polyamid-Matrizen benötigen aufgrund des schnellen Verschleißes eine erhöhte Nachsorge, die jedoch nur wenig zeit- und kostenintensiv ist (Kleis et al., 2010; Mackie et al., 2011). In Abbildung 2 ist das Locator-Attachment beispielhaft im klinischen Einsatz dargestellt.

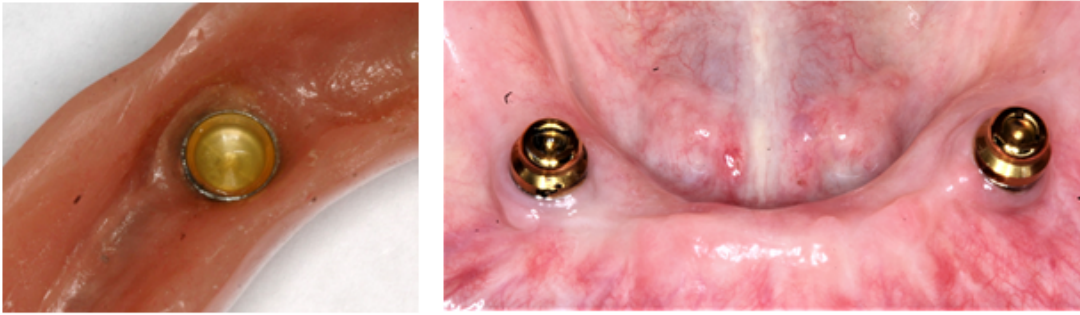


Abbildung 2: Locator-Attachment klinisch: Matrixengehäuse mit oranger Matrize (links) in Prothese, Matrizen intraoral (rechts)

1.6.2 Semipräzises Attachment mit PEEK-Matrize

Attachments mit PEEK-Matrizen sind ein relativ neues Retentionssystem für Implantate und gehören zur Gruppe der semipräzisen Attachments. Die in dieser Untersuchung verwendeten Attachments (Novaloc, Institut Straumann AG, Basel, CH) wurden im Jahr 2018 von Bensele und Boeckler vorgestellt und ihre praktische Anwendung in einem klinischen Fallbeispiel dargestellt (Bensele und Boeckler, 2018). In der Abbildung 3 ist dieses Attachment mit PEEK-Matrize schematisch dargestellt und Abbildung 4 zeigt es in der klinischen Anwendung.

Die Matrize ist ein zur planen Fläche abgerundeter Zylinder mit integrierter Schraube. Durch eine ringförmige Verstärkung wird ein Unterschnitt geschaffen. In der planen okklusalen Fläche befindet sich eine sternförmige Impression zur Aufnahme des Schraubentools. Es existieren gerade Matrizen mit Bauhöhen von 1-6 mm und um 15° abgewinkelte Matrizen von 2-6 mm. Die Matrizen stehen für verschiedene Implantatsysteme zur Verfügung. Das Matrixengehäuse gibt es mit sowie ohne zusätzliche Retention zur Verankerung in der Prothese. Die Form des Gehäuses ist zylinderähnlich mit einem Durchmesser von 5,5 mm und einer Höhe von 2,3 mm. Die Matrize ist ein abgestufter, nach oben offener Zylinder mit einer vom Rand bis zur oberen Aussparung durchgehenden Spalte. Eine innere ringförmige Verstärkung greift in den Unterschnitt der Matrize. Eine äußere zirkuläre Verstärkung fixiert die Matrize reversibel in ihrem Gehäuse. Durch ein spezielles Einsetzinstrument lässt sich die Matrize in das Gehäuse einbringen, wo sie horizontal drehbar und mit vertikalem Spielraum verbleibt.

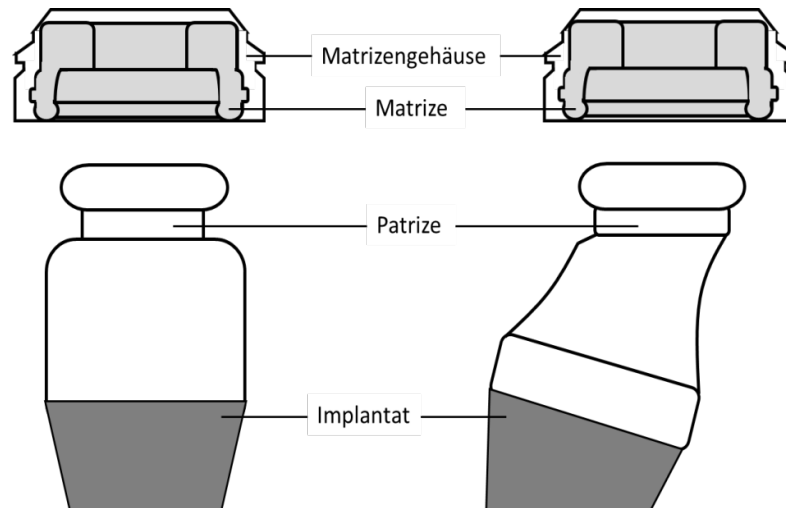


Abbildung 3: Attachments mit PEEK-Matrizen bestehend aus Matrize im Matrizengehäuse und Patrize auf Implantat (beschriftet): Gerade Patrize (links) und abgewinkelte Patrize (rechts)

Der Hersteller gibt unterschiedlich stark retentive Matrizen farblich markiert von 3 N (rot = „extra-leicht“) bis 25,5 N (schwarz = „extra-stark“) vor. Das Matrizengehäuse kann auch chairside in die Prothese eingearbeitet werden. Gerade Patrizen können laut Hersteller bei divergierenden Implantaten bis 40° angewendet werden, abgewinkelte Patrizen darüber hinaus. Die Patrize besteht aus Titan und ist mit einer diamantähnlichen Schutzschicht aus Kohlenstoff (ADLC; amorphous diamant-like carbon) beschichtet. Die schwarze, circa 2 µm dicke Beschichtung wird in der Industrie häufig für bewegliche Bauteile verwendet. Durch die extrem glatte und harte Oberfläche soll der Verschleiß minimiert werden. Das Matrizengehäuse ist aus Titan und PEEK (Polyetheretherketon) erhältlich, die Matrize besteht aus PEEK. Dieses Material ist ein teilkristallines, thermoplastisches Polymer. Das breite Anwendungsgebiet vergrößerte sich Ende der 90er Jahre vom Maschinenbau weiter auf den medizinischen Bereich. Aktuell wird die Anwendung von PEEK in der Zahnmedizin als Bestandteil von Implantaten, Abutments, Kronen, Brücken, Gerüstmaterial und anderen Komponenten herausnehmbarer Prothesen erprobt. Dabei konnten viele Eigenschaften des Kunststoffes bereits in vitro überzeugen. PEEK ist biokompatibel und hat ähnliche mechanische Eigenschaften wie Dentin. Es ist resistent gegen die meisten Säuren und Laugen und hat eine geringe Wasserabsorption. Die Erweichungstemperatur liegt bei 143° C. PEEK gilt als beständig gegen Verschleiß. Durch Zusätze wie keramische Füllstoffe und Karbonfaser können die Eigenschaften erheblich beeinflusst werden (Skirbutis et al., 2018; Bathala et al., 2019). Im Gegensatz zu den vorgenannten Studien wiesen Schweyen et al. eine erhöhte Plaqueaffinität von PEEK im Vergleich zu Zahnschmelz oder Dentalkeramik in einer klinischen Untersuchung nach (Schweyen et al., 2015a).

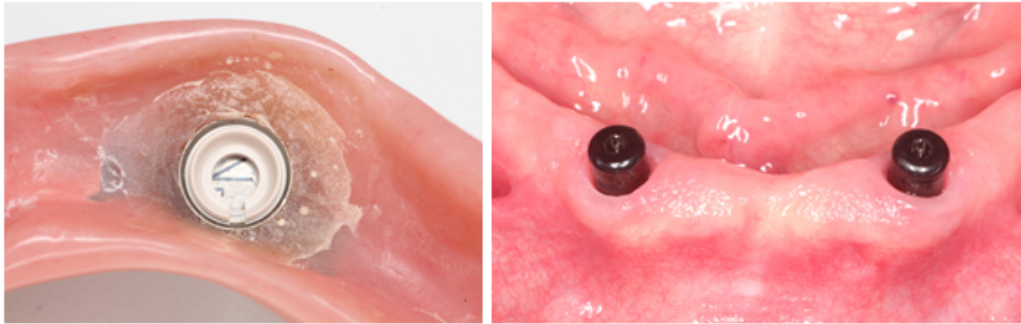


Abbildung 4: Novaloc-Attachment klinisch: Matrizingehäuse mit neuer Matrizen in Prothese (links), Patrizen intraoral (rechts)

1.7 Einfluss des Attachments auf die Patientenzufriedenheit

Der Erfolg einer prothetischen Versorgung ist maßgeblich von der erreichten Zufriedenheit der Behandelten abhängig. Bei implantatverankerten herausnehmbaren Prothesen im Unterkiefer konnte unabhängig vom Attachmentsystem eine hohe Patientenzufriedenheit festgestellt werden (Cune et al., 2010; Krennmair et al., 2011). Die Patientenzufriedenheit wird durch verschiedene Komponenten bestimmt. Dazu gehören unter anderem Kaukomfort, Sprache und Ästhetik. Auch Retention und Stabilität einer Prothese sind wichtige Aspekte (Timmerman et al., 2004). In einer klinischen Studie bewerteten die Probanden die Retention ihrer implantatverankerten Unterkieferprothese von durchschnittlich $3,2 \pm 1,4$ N in der Ausgangssituation mithilfe der visuellen Analogskala mit 23,5 mm (0 mm=überhaupt nicht zufrieden; 100 mm=extrem zufrieden). Nach dem Erhalt neuer Locator-Attachments stieg mit der Retention auf $27,1 \pm 1,3$ N auch die Zufriedenheit auf 96,2 mm und blieb nach einem Jahr bei 92,0 mm ungeachtet des Retentionsverlustes von mittelwertig 14 N (Albuquerque et al., 2019). Dabei bleibt die adäquate Retention etwas Individuelles und durch muskuläre Adaption kann sie im Laufe der Tragezeit an Relevanz verlieren. In Studien wurde zum Teil ein Retentionsverlust der Prothesen von den Behandelten nicht wahrgenommen (Wagner und Kern, 2000; Kleis et al., 2010; Srinivasan et al., 2016a). Rutkunas et al. hingegen postulierten, dass die Retentionsbeständigkeit eines Attachments den wichtigsten Faktor für den Langzeiterfolg einer Prothese darstellt (Rutkunas et al., 2011).

1.8 Technische und biologische Komplikationen in der Nachsorge von Attachmentsystemen

Für eine erfolgreiche prothetische Behandlung müssen eine adäquate Vorbehandlung und Nachsorge stattfinden. In der Nachsorge können technische und biologische Komplikationen frühzeitig erkannt und beseitigt werden, um so den Langzeiterfolg zu sichern. Herausnehmbare Prothesen benötigen generell eine engmaschigere Nachsorge als festsitzender Zahnersatz. In Bezug auf die periimplantäre Gesundheit ist kein Attachment den anderen überlegen (Trakas et al., 2006; Andreiotelli et al., 2010; Jabbour et al., 2014). Gemeinsam haben alle Systeme eine Tendenz zu erhöhten Plaque- und Blutungsindizes im Laufe der Tragezeit (Krennmair et al., 2011). Die Verbindungselemente übertragen Kräfte bei Belastung abhängig von ihrer Rigidität unterschiedlich stark auf die Implantate. In diesem Zusammenhang und auch allgemein konnte kein Einfluss des Attachmentsystems auf das Implantatüberleben festgestellt werden (Andreiotelli et al., 2010; Cune et al., 2010; Krennmair et al., 2011). Kontroverse Literaturangaben gibt es zum Reparaturbedarf der einzelnen Attachments. Van Kampen et al. berichteten in den ersten drei Monaten von Reparaturen der Kugelkopf- und Magnetsysteme, während der Steg keine benötigte. Sie vermuteten, dass die Bandbreite der Systeme ursächlich für die großen Unterschiede zwischen den Studien in Bezug auf den Nachsorgebedarf ist (van Kampen et al., 2003). Cakarar et al. beobachteten in einem Zeitraum von durchschnittlich 3,5 Jahren die höchste Komplikationsrate für Kugelkopf-Attachments, gefolgt von Stegen. Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) mussten nicht ausgetauscht werden (Cakarar et al., 2011). Krennmair et al. konnten keinen Unterschied zwischen der Anzahl der technischen Komplikationen von Doppelkronen und Stegen feststellen (Krennmair et al., 2012b). Bei Stegen mussten überwiegend Retentionselemente ausgetauscht oder aktiviert und Schrauben nachgezogen werden (Cakarar et al., 2011; Kobayashi et al., 2014). Bei Kugelkopf-Attachments ist am häufigsten der Austausch bzw. die Aktivierung der Matrizen notwendig (Cakarar et al., 2011; Krennmair et al., 2011). Bei Doppelkronen werden Verblendungsfrakturen, Lockerung der Abutmentschrauben und zu starke initiale Retention als häufige Probleme angegeben (Bernhart et al., 2012; Krennmair et al., 2012b). Korrosionsschäden können einen Austausch von Magnet-Attachments notwendig machen, was bei den neueren Systemen jedoch selten vorkommt (Trakas et al., 2006). Bei semipräzisen Attachments ist die Hauptkomplikation der Retentionsverlust, in dessen Folge der Austausch der Matrize erfolgt (Kleis et al., 2010).

1.9 Retention von Verbindungselementen

Retention von Attachments bedeutet der Widerstand gegen abziehende Kräfte mit dem Ziel, die Prothese in ihrer Lage zu stabilisieren. Der Mechanismus ist je nach Attachment verschieden. Eine grobe Einteilung lässt sich in Haft- und Gleitreibung, magnetische Kraft und Federkraft vornehmen. Bei der Federkraft muss ein Teil des Attachments aus einem elastischen Material bestehen, welches sich im Ein- und Ausgliederungsprozess reversibel verformen lässt und in einem Unterschnitt des Gegenstücks in seine Ausgangsposition zurückkehrt.

Die Verbindungselemente müssen zum Beispiel beim Kauvorgang lösenden Kräften standhalten können. Normale Speisen haben Adhäsivkräfte bis ca. 10 N, klebrige Speisen bis über 26 N (Caldwell, 1962). In der Literatur wird von gemessenen Retentionswerten zwischen 3 und 85 N berichtet. Es wird angenommen, dass eine Verankerung einer Prothese mit 20 N suffizient ist (Setz et al., 1998; Trakas et al., 2006). Die Retentionskraft eines einzelnen Attachments sollte zwischen 4 und 10 N liegen (Lehmann und Arnim, 1976). Ein objektiver Maximalwert ist bisher nicht bekannt. Individuell betrachtet darf die Retention die Kräfte des Behandelten nicht überfordern, sodass ein tägliches Herausnehmen der Prothese möglich bleibt (Cayouette et al., 2017). Wagner und Kern bewerteten in ihrer Langzeitstudie eine Prothese mit weniger als 2 N Retention als insuffizient (Wagner und Kern, 2000). In einer aktuellen Studie von Albuquerque et al. bewerteten die Probanden die Retention ihrer auf zwei Implantaten verankerten Prothesen, gleichzeitig fand eine objektive Messung der Retentionswerte in Newton statt. Eine Abzugskraft von 3,2 N hielten 95,8% für zu wenig Retention, zwischen 24,5 bis 30,2 N Retention fanden mindestens 87% angemessen. Ab 20,2 N Retention nahm der Anteil der als zu locker empfundenen Prothesen zu: 13,2 N beurteilten 78,3% noch als gute Retention. Prothesen mit einer Retention ≤ 10 N wurden deutlich schlechter als der Durchschnitt bewertet. (Albuquerque et al., 2019). Es zeigt sich, dass die tatsächliche Retention der Attachments von der nach theoretischer Überlegung notwendigen Retention vielfach abweicht und daneben unterschiedliche Definitionen von suffizienter Retention existieren.

1.9.1 Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente

Aus den unterschiedlichen Dimensionen, Designs und Materialkombinationen der verschiedenen Attachmentsysteme resultieren differierende Retentionseigenschaften (Petropoulos et al., 1997; Ludwig et al., 2005). In der nachfolgenden Tabelle 2 sind die verschiedenen Verbindungselemente mit beispielhaften Retentionskraftwerten aufgeführt.

Tabelle 2: Verbindungselemente mit Retentionswerten aus der Literatur

Verbindungselement	Retentionskraft	Studie
Steg	16,8 – 85,14±7,96 N	(Naert et al., 1999.; Williams et al., 2001)
Kugelkopfanker	2,40±0,22 - 34,6±18,8 N	(Petropoulos et al., 1997.; Petropoulos und Smith, 2002)
Doppelkrone	6,0±2,4 – 13,5±5,7 N	(Arnold et al., 2018)
Magnet	0,7 – 5,8 N	(Boeckler et al., 2008)
Semipräzises Attachment	1,66±0,2 - 38,65±12,65 N	(Srinivasan et al., 2016b.; Schweyen, 2017)

N= Newton

1.9.2 Einflussfaktoren auf das Retentionsverhalten

Unterschiedliche Retentionskräfte liegen nicht nur ursächlich in den Besonderheiten der verschiedenen Attachments. Auch die Versuchsbedingungen im Labor haben einen großen Einfluss auf die gemessenen Werte. Eine Übersicht über bekannte Parameter für die Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) bietet Tabelle 3. In Folge dessen kommen unterschiedliche Studien auch bei gleichen oder ähnlichen Attachments zu verschiedenen Ergebnissen (Alsabeeha et al., 2009; Bayer et al., 2011).

Mit höherer Abzugsgeschwindigkeit kommt es tendenziell zur Messung von geringeren maximalen Retentionskräften. In aktuellen Studien wird vielfach mit 50 mm/min gearbeitet (Rutkunas et al., 2005).

Tabelle 3: Übersicht der Einflussfaktoren auf das Retentionsverhalten von Locator-Attachments mit Beispielen aus der Literatur

Abzugsgeschwindigkeit	schnell: geringere Kraft; langsam: höhere Kraft (Rutkunas et al., 2005)
Testmedium (Speichel, NaCl 0,9%, trocken)	NaCl 0,9%: 43,28±15,96 N ; Speichel: 35,59±7,52 N (Srinivasan et al., 2016a) trocken: 33,08±4,63 N ; Speichel: 26,80±3,45 N (Schweyen, 2017)
Lösungen	H ₂ O: 45,25±3,49 N ; NaOCl-Lösung: 7,83±2,50 N (Nguyen et al., 2010)
Temperatur	20° C: 8,98±1,07 N ; 60° C: 4,29±1,54 N (Chiu et al., 2017)
Implantatposition und -abstand	laterale Inzisivi: ca. 21±1 N ; 2. Prämolaren: ca. 26±2 N (Scherer et al., 2014)
Implantatangulation	0°: 35,59±7,52 N 20°: 58,72±11,12 N (Srinivasan et al., 2016b)

NaCl = Natriumchloridlösung, N = Newton, H₂O = Wasser, NaOCl = Natriumhypochloridlösung, ° C = Grad Celsius

Das Retentionsverhalten von Attachments wird auch durch den Speichel beeinflusst (Bayer et al., 2011; Schweyen, 2017). Menge und Konsistenz haben großen Einfluss auf den Halt einer konventionellen Totalprothese. Die Zusammensetzung und die Flussrate sind inter- und intraindividuell unterschiedlich. Schweyen fand heraus, dass die Retentionskräfte der Attachments mit Polyamid-Matrizen nach Benetzung mit künstlichem Speichel deutlich niedriger ausfallen als im trockenen Zustand (Schweyen, 2017). Srinivasan et al. machten einen Unterschied bei Retentionskräften von den Attachments mit Polyamid-Matrizen bei der Verwendung von künstlichem Speichel und physiologischer Natriumchloridlösung (0,9%) aus. Die Werte mit künstlichen Speichel waren geringfügig niedriger (Srinivasan et al., 2016a). Bayer et al. hingegen fanden in der Gegenüberstellung der gleichen Medien einen großen Unterschied. Der verwendete künstliche Speichel sollte laut Bayer et al. soweit möglich dem natürlichen Speichel entsprechen. Dabei haben insbesondere die Viskosität bestimmenden organischen Bestandteile einen hohen Stellenwert (Bayer et al., 2011).

Neben dem Speichel kommen Attachments während ihrer Gebrauchsperiode auch mit verschiedenen Flüssigkeiten in Kontakt, die sich unterschiedlich auf die Retention der Polyamid-Matrizen auswirken können. In einer Untersuchung zur Prothesenreinigung von Nguyen et al. reduzierten natriumhypochloridhaltige Lösungen die Retentionskraft. Die Polyamid-Matrizen verloren ihre Farbe und das Material erweichte. Die Mundspüllösung aus ätherischen Ölen hingegen hatte eher einen retentionssteigernden und blaufärbenden Effekt. Prothesenreiniger, die auf Basis alkalischer Peroxide waren, hatten keinen oder nur einen geringen Einfluss auf die Retention (Nguyen et al., 2010).

Nicht nur die Art der Flüssigkeit ist entscheidend für das Retentionsverhalten, sondern auch deren Temperatur. Eine Wassertemperatur von 60° C führte zu einem schnelleren und stärkeren Retentionsverlust im Vergleich zu 20° C und 37° C warmem Medium sowie der trocken gelagerten Polyamid-Matrizen (Chiu et al., 2017).

Ein Zusammenhang besteht auch zwischen der Implantatposition bzw. -abstand und der Retentionskraft. Ein größerer Abstand korreliert mit höherer Retention. Dabei ist zusätzlich das Attachmentsystem ein wichtiger Faktor. Bei den Attachments mit Polyamid-Matrizen wurden die höchsten Werte bei den Positionen des ersten und zweiten Prämolaren gemessen, welche aufgrund anatomischer Gegebenheiten bei zahnlosen Patienten oft nicht zu realisieren sind (Scherer et al., 2014).

Durch eine erhöhte Anzahl von Implantaten und damit von Attachments kann die Retention und auch Stabilität einer Prothese verbessert werden (Sadig, 2009; Schweyen, 2017). Dabei wird die höchstmögliche Retention durch die Kraft limitiert, die Betroffene zum Ausgliedern der Prothese aufbringen können. Es wird suggeriert, dass die Retention einer Prothese mit sechs Attachments meistens und mit vier dergleichen teilweise so hoch ist, dass sie nicht eigenständig aus dem Mund entfernt werden kann (Cayouette et al., 2017).

Implantate werden auch bei optimalen Bedingungen zumeist nicht exakt parallel zueinander und senkrecht zur Kauebene inseriert. Eine Annäherung kann durch die Erfahrung des Chirurgen oder bei geführter Implantation erreicht werden (Walton et al., 2001). Bei starker Knochenresorption kann das Setzen von geeigneten Implantaten aufgrund von anatomischen Gegebenheiten eine Therapiealternative zur Knochenaugmentation sein. Es kann zwischen Abweichungen in sagittaler und frontaler Ebene unterschieden werden. In sagittaler Ebene gibt es eine Tendenz zur fazialen Angulation und in frontaler Ebene zu Divergenzen bzw. bukkaler Angulation (Walton et al., 2001; Jabbour et al., 2014).

1.9.3 Mechanismen des Retentionsverlusts

Retentionsverlust von Attachments als Folge von Verschleiß und plastischer Verformung der Matrize wird in vielen Studien als häufigster Grund für eine Reparatur in der Nachsorge identifiziert (Visser et al., 2005; Kleis et al., 2010).

Verschleiß wird definiert als oberflächlicher Materialverlust durch mechanische oder eine Kombination von mechanischer und chemischer Wechselwirkung (Anusavice, 2003). Der genaue Mechanismus ist bis heute nicht vollständig aufgeklärt (Alsabeeha et al., 2011). Daneben bieten plastische Verformung und viskoelastisches Kriechen Erklärungsansätze für den Retentionsverlust bei gleichbleibendem Gewicht. Die Ausprägung der Deformation

unterscheidet sich mit der Kombination der interagierenden Materialien. Kunststoff ist bei gleicher Krafteinwirkung stärker betroffen als metallische Komponenten (Petropoulos und Mante, 2011). Zur Quantifizierung des Verschleißes und der Deformation wird in Studien der Retentionskraftverlust herangezogen (Alsabeeha et al., 2009; Bayer et al., 2011). Zusätzlich erfassen optische Untersuchungen Veränderungen der Oberfläche und der Dimensionen (Alsabeeha et al., 2011).

Klinisch ist die mechanische Beanspruchung durch täglich mehrfaches Ein- und Ausgliedern des Zahnersatzes der Hauptfaktor für die Veränderungen der retentiven Komponenten. Hohe Temperaturen und chemische Einflüsse haben einen zusätzlichen Effekt (Passia et al., 2016). Auch die mechanische Alterung durch funktionelle und parafunktionelle Aktivitäten tragen je nach Attachment in unterschiedlichem Maß zum Verschleiß und zur Dimensionsveränderung bei (Abi Nader et al., 2011; Rabbani et al., 2015). Die Druck- und Zugkräfte, die auf die Attachmentanteile einwirken, sowie die Bewegungen zwischen den Anteilen führen bei den Polyamid-Matrizen zu einer Oberflächen- und Dimensionsänderung. Das Umgebungsmilieu beeinflusst den Änderungsvorgang zusätzlich (Rutkunas et al., 2005; Abi Nader et al., 2011).

1.10 Untersuchungen zum Retentionsverhalten

Da die Retention ausschlaggebend für die Patientenzufriedenheit und den Langzeiterfolg ist und gleichzeitig der Retentionsverlust die häufigste Komplikation in der Nachsorge darstellt, gibt es ein großes Interesse am Retentionsverhalten der Verbindungselemente, was sich in einer großen Anzahl an Studien zu diesem Aspekt widerspiegelt.

Zwischen den einzelnen Studien variieren die Retentionskräfte stark, auch innerhalb der gleichen Verbindungselemente. Das könnte auf die unterschiedlichen Versuchsbedingungen zurückzuführen sein (Alsabeeha et al., 2009). Zusätzlich gibt es auch innerhalb einiger Studien besonders bei den Locator-Attachments eine große Streubreite der Ergebnisse. Eine Ursache könnte die nicht exakt gleiche Herstellung sein (Al-Ghafli et al., 2009; Mínguez-Tomás et al., 2018). Die Studien zum Retentionsverhalten lassen sich grob in In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen unterteilen. Die In-vitro-Versuche lassen sich weiter in Retentionskraftmessungen an einzelnen und paarweisen Attachments mit und ohne angulierten Implantaten sowie Dimensionsmessungen und mikroskopische Untersuchungen der retentiven Anteile gliedern. Für die In-vitro-Studien der Retentionscharakteristika von Attachments werden umfangreiche Untersuchungen gefordert, die möglichst viele klinische Einflüsse berücksichtigen sollen. Dazu gehören Thermozyklisierung, Verhalten in unterschiedlichen Flüssigkeiten,

Kraftapplikation aus verschiedenen Richtungen, Be- und Entlastungszyklen sowie Effekte der Materialermüdung (Chung et al., 2004). Zur Beurteilung des Retentionsverhaltens eines Attachments ist die Messung der Retentionskräfte im Verlauf erforderlich, simuliert durch wiederholtes Fügen und Lösen der Attachmentanteile (Kurtulus und Gurbulak, 2018).

1.10.1 Retentionskraftmessungen bei einzelnen semipräzisen Attachments in vitro

Bei den In-vitro-Studien zur Retention einzelner Attachments mit Polyamid-Matrizen sind unterschiedliche Ergebnisse sowohl initial als auch nach künstlicher Alterung zu finden. In der hier betrachteten Literatur (siehe Tabelle 4) wurden blaue und rosafarbene Matrizen des Locator-Systems untersucht. Die initial gemessenen Kräfte reichen von ca. 8-22 N. Die Retentionsmessungen fanden zwischen 0 und 14.600 Alterungszyklen zu unterschiedlichen Zeitpunkten statt.

Tabelle 4: Retentionswerte in Newton von Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) aus der Literatur von einzelnen Attachments in vitro

Studie	Matrizenfarbe	initial	Zyklen	Ende	RV
Mínguez-Tomás et al., 2018	rosa	17,02±2,69 N	14.600	8,47±2,91 N	50,24%
Rutkunas et al., 2005	rosa	8,88±2,99 N	2.000	6,14±0,43 N	30,86%
Rutkunas et al., 2007	rosa	10,6±1,2 N	2.000	8,0±1,1 N	24,53%
You et al., 2011	rosa	22,2±2,3 N	548	10,5±2,9 N	47,30%
Wolf et al., 2009	rosa	13,25 N	-	-	-
Schweyen, 2017	blau	11,97±4,64 N	5.000	5,12±0,95 N	57,22%
Fraedrich, 2015	rosa	17,1 ± 6,81 N	10.000	5,25 ± 2,26 N	69,30%

RV = Retentionskraftverlust, N = Newton

Mínguez-Tomás et al. verglichen das Retentionsverhalten von zwei verschiedene Attachments mit Polyamid-Matrizen miteinander. Bis 1.000 Zyklen ist die Retentionskraft leicht angestiegen, danach ist sie bei beiden Attachments progressiv gesunken. Auffällig war, dass die Standardabweichungen in der Locator-Gruppe deutlich größer waren als bei der OT Equator-Gruppe (Rhein83, Bologna, IT). Beide Attachments wurden auch nach Ablauf der Zyklen als funktionsfähig mit klinisch suffizienter Retention bewertet (Mínguez-Tomás et al., 2018). Rutkunas et al. kamen mit in zwei verschiedenen Untersuchungen zu deutlich niedrigeren Ausgangswerten und prozentualen Retentionsverlusten (Rutkunas et al., 2005, 2007). Allein die

Messungen von Wolf et al. entsprachen in etwa den Herstellerangaben (Wolf et al., 2009). Schweyen alterte die blauen Matrizen nach der mechanischen Belastung zusätzlich thermisch. Nach der Thermozyklierung betrug die Retentionskraft noch $3,97 \pm 0,92$ N (Schweyen, 2017). Die genannten Studien unterscheiden sich in Ausgangswerten, Abschlusswerten und Anzahl der Alterungszyklen. Nach der mechanischen Alterung wurde bei allen Attachments mit Polyamid-Matrizen ein Retentionskraftverlust beschrieben, der unterschiedlich stark ausfiel.

1.10.2 Retentionskraftmessungen bei paarweisen semipräzisen Attachments in vitro

Für die Untersuchungen an zwei Attachments werden Blöcke oder Modelle von Unterkiefern hergestellt, in welche die Implantate an reellen Positionen inseriert werden. Die Matrizen werden ebenfalls in Blöcke oder in umgearbeitete Prothesen passend zu den Patrizen eingearbeitet. Eine Auswahl, der in der Literatur angegebenen Retentionskräfte für zwei Locator-Attachments, ist in Tabelle 5 aufgeführt.

Tabelle 5: Retentionswerte in Newton von Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) aus der Literatur von paarweisen Attachments in vitro

Studie	Matrizefarbe	initial	Zyklen	Ende	RÄ
Chung et al., 2004	rosa	$12,33 \pm 1,28$ N	-	-	-
	transparent	$28,95 \pm 0,98$ N			
Nguyen et al., 2010	rosa	$45,25 \pm 3,49$ N	-	-	-
Rutkunas et al., 2007	rosa	$7,7 \pm 1,2$ N	2.000	$8,1 \pm 1,2$ N	+5,19%
		$14,8 \pm 2$ N		$15,4 \pm 1,2$ N	+4,05%
		$14,6 \pm 1,7$ N		$15,8 \pm 0,9$ N	+8,22%
Srinivasan et al., 2016	blau	$35,59 \pm 7,52$ N	10.000	$29,8 \pm 11,12$ N	-16,27%
Abi Nader et al., 2011	transparent	$66,4 \pm 16,0$ N	400.000	$21,6 \pm 17,0$ N	-67,47%
Boeckler, 2011	blau	$34,3 \pm 2,71$ N	-	-	-

RÄ = Retentionskraftänderung, N = Newton

Chung et al. untersuchten insgesamt neun verschiedene Attachments auf ihre Retention und teilten sie nach Höhe der Retentionskräfte in Gruppen ein. Den rosafarbenen Locator-Matrizen wurde eine „niedrigere“ und den transparenten eine „mittlere“ Retention zugeordnet (Chung et al., 2004). Rutkunas et al. kombinierten die Untersuchung der Matrizen an verschiedenen Implantatpositionen mit dem Abzug in unterschiedliche Richtungen. Dabei ergab der seitliche Abzug mit einseitigen Implantaten an Eckzahn- und Molarenposition die geringste Retention. Bei beidseitigen Implantaten mit dem Abzug nach anterior von den Eckzahnpositionen und mit dem Abzug nach posterior von den Molarenpositionen wurden ähnliche Kräfte gemessen (Rutkunas et al., 2007). Nguyen et al. maßen bei axialem Abzug deutlich höhere Werte (Nguyen et al., 2010). Srinivasan et al. nahmen die Retentionskräfte zu unterschiedlichen Zeitpunkten der mechanischen Alterung auf. In Bädern aus künstlichem Speichel stieg die Retentionskraft zunächst an, sodass sie nach 1.000 Zyklen weiterhin höher als der Ausgangswert war. Danach kam es zu einem progressiven Abfall der Retentionskraft (Srinivasan et al., 2016a). Boeckler ermittelte initial ähnliche Werte mit dem Dynamometer (Boeckler, 2011). Abi Nader et al. betrachteten die Veränderungen der Retentionskräfte im Verlauf der künstlichen Alterung durch Kausimulation. Der kontinuierliche Retentionskraftabfall wurde von über die Zeit unverändert hohen Standardabweichungen begleitet (Abi Nader et al., 2011). Durch die unterschiedlichen Versuchsaufbauten weichen sowohl anfängliche Retentionskraftwerte sowie ihr Verlauf erheblich voneinander ab, was zu einer eingeschränkten Vergleichbarkeit der Ergebnisse führt.

1.10.3 Retentionskraftmessungen bei einzelnen semipräzisen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro

Bei den in Tabelle 6 aufgeführten Studien zum Retentionsverhalten von einzelnen Polyamid-Matrizen des Locator-Systems bei verschiedenen Implantatneigungen kamen die Autoren zu unterschiedlichen Ergebnissen.

Tabelle 6: Retentionswerte in Newton von Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) aus der Literatur von einzelnen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro

Matrizen- farbe	0°	5°	10°	15°	20°	30°	45°
Yang et al., 2011							
blau	15,36±1,4 N	-	-	14,57±0,74 N	-	13,3±1,7 N	6,58±0,34 N
schwarz	8,14±0,24 N	-	-	9,61±0,41 N	-	5,1±0,78 N	4,32±0,59 N
Fraedrich, 2015							
blau	11,97±4,64 N	13,78±3,68 N	10,76±1,35 N	-	-	-	-
rosa	17,1±6,81 N	14,88±1,84 N	17,7±5,42 N	-	-	-	-
transp.	25,3±2,7 N	26,64±6,13 N	25,87±4,49 N	-	-	-	-
rot	-	-	12,14±2,75 N	8,83±1,67 N	-	-	-
grün	-	-	24,61±8,23 N	8,91±0,35 N	-	-	-
Passia et al., 2016							
grün	21,5 N	-	-	-	24,4 N	-	-

transp. = transparent, ° = Grad, N = Newton

In der Untersuchung von Yang et al. sank die initiale Retentionskraft mit steigender Implantatangulation. Gleichzeitig wurden verstärkt laterale Kräfte auf das Implantat übertragen. Diese Zusammenhänge wurden auch bei Kugelkopf-Attachments beobachtet (Yang et al., 2011). Die Untersuchung von Fraedrich zeigte auch innerhalb der Studie kein einheitliches Verhalten verschiedenfarbiger Matrizen des Locator-Systems (Fraedrich, 2015). In einer Studie von Passia et al. wurden Attachments mit auf PEKK basierenden Matrizen, die den Novaloc-Attachments im Design ähneln, im Vergleich zu den Locator-Attachments in Bezug auf ihr Retentionsverhalten mit und ohne Angulation untersucht. Initial wurden auf den Implantaten bei 20° höhere Kräfte als bei 0° gemessen. Ab 2.000 Zyklen im Alterungsprozess wiesen die PEKK-Matrizen durchgehend höhere Retentionswerte auf als die Attachments mit Polyamid-Matrizen. Der Retentionsverlust über die Zeit war bei 20° stärker als bei 0°. Nach 30.000 Zyklen hatten beide Systeme mittelwertig zwischen 6 und 15 N Retention (Passia et al., 2016). Die dargestellten Untersuchungen zeigen eine Veränderung der Retentionskräfte durch Neigung der Implantate. Dennoch fallen diese Veränderungen bedingt durch den unterschiedlichen Versuchsaufbau verschieden aus.

1.10.4 Retentionskraftmessungen bei paarweisen semipräzisen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro

Auch über das Retentionsverhalten von Polyamid-Matrizen des Locator-Systems auf zwei angulierten Implantaten gibt es kontroverse Literaturangaben. Die Ausrichtung findet ausschließlich in frontaler Ebene als Divergenzen oder Konvergenzen statt.

Kurtulus und Gurbulak fanden heraus, dass bei einer Neigung von 20° Attachments mit Polyamid-Matrizen schneller ihre Retentionskraft verlieren als Kugelkopf-Attachments (Kurtulus und Gurbulak, 2018). Stephens et al. kamen zu dem Ergebnis, dass die Implantatangulation keinen negativen Effekt auf das Retentionsverhalten hat. Initial nahm die Retentionskraft bis 10° Divergenz zu, bei 20° fiel diese wieder ab (Stephens et al., 2014). Kobayashi et al. beobachteten, dass eine Angulation bis 12° keinen eindeutigen Einfluss auf die Retention hatte (Kobayashi et al., 2014). Schweyen bestätigte das für konvergente Implantate bis 20°. Bei Divergenzen von 20° kam es zu höheren Retentionskräften (Schweyen, 2017). Srinivasan et al. hingegen wiesen eine Steigerung initialer Retentionskräfte bei konvergenten Implantaten nach. Der Verlauf der Retentionskräfte innerhalb der künstlichen Alterung war bei allen Implantatneigungen ähnlich (Srinivasan et al., 2016b). Al-Ghafli et al. kamen zu dem Schluss, dass sich eine geringe Neigung von bis zu 5° vorteilhaft auf das Retentionsverhalten auswirken kann. Die Retention von leicht angulierten Implantaten (5°) war am beständigsten, bei stark angulierten Implantaten (20°) ließ die Retention schneller nach (Al-Ghafli et al., 2009).

Maniewicz et al. untersuchten in ihrer In-vitro-Studie drei neue verschiedenartige Attachmentsysteme, die laut Hersteller auch zur Anwendung bei starken Implantatangulationen geeignet sind. Novaloc-Attachments, modifizierte Locator-Attachments und CM Loc-Attachments (Cendres et Métaux SA, Biel, CH) wurden auf zwei Implantaten bei Konvergenzen bis zu 60° während einer mechanischen Alterung überprüft. Bei den Novaloc-Attachments konnte lediglich bei einer Konvergenz von 60° nach 10.000 Alterungszyklen ein Effekt der Angulation auf das Retentionsverhalten nachgewiesen werden. Bei den Locator-Attachments und CM Loc-Attachments wirkten sich Angulationen $\geq 40^\circ$ nach 5.000 Zyklen auf die Retentionskräfte aus. CM Loc-Attachments bestehen aus PEEK-Matrizen und Titan-Patrizen. Zusätzlich wurden Patrizen mit ausgleichender Angulation untersucht (Maniewicz et al., 2020).

Tabelle 7: Retentionswerte in Newton von Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) aus der Literatur von paarweisen Attachments auf angulierten Implantaten in vitro

Studie	Matrize	K/D	0°	10°	20°	30°	40°
Kobayashi et al., 2014	blau	K	-	33,5±9,77 N	-	-	-
Schweyen, 2017	blau	K	33,08±4,63 N	36,88±4,35 N	30,59±3,92 N	-	-
		D	-	31,31±3,06 N	42,22±5,08 N	-	-
Srinivasan et al., 2016	blau orange	K	35,59±7,5 N	-	58,72±11,1 N	-	-
		K	-	-	-	53,31±7,7 N	61,79±10,7 N
Al Ghafli et al., 2009	grün	D	81,75 N	91,94 N	104,72 N	84,86 N	78,04 N
Rabbani et al., 2015	blau rosa transp.	K	77,6±13,5 N	73,5±10,1 N	-	-	-
		K	72,7±1,3 N	71,4±3,4 N	-	-	-
		K	83,8±10,9 N	89,5±15,7 N	-	-	-
Stephens et al., 2014	blau	D	21,81±7,44 N	30,03±6,24 N	24,75±6,93 N	-	-
Evtimovska et al., 2009	weiß	-	70,5±16,6 N	-	-	-	-
	grün	D	-	-	-	-	82,5±16,1 N
Sultana et al., 2017	rosa	-	108,9±29,8 N	-	-	-	-
	grün	D	-	-	-	-	82,3±14,2 N
Kurtulus und Gurbulak, 2018	rosa	D	46,26±4,31 N	43,59±7,24 N	30,41±3,41 N	-	-

transp. = transparent, K = konvergent, D = divergent, ° = Grad, N = Newton

1.10.5 Untersuchungen der Retentionskraft in vivo

In-vitro-Versuche können das orale Milieu nicht exakt nachstellen, sodass es generell zu einer Diskrepanz zwischen In-vivo- und In-vitro-Studien kommt. Klinisch ist ein deutlich schnellerer Retentionsverlust beim Locator-System als im Labor zu beobachten (Kobayashi et al., 2014). Zudem werden oft keine absoluten Retentionskräfte angegeben, sondern wie häufig ein Austausch der Matrizen aufgrund von Retentionsverlust stattgefunden hat.

Tabelle 8: Ergebnisse von Retentionskraftveränderungen bei Attachments mit Polyamid-Matrizen (Locator) in In-vivo-Studien

Studie	Matrize	Tragedauer	Ergebnis
Jabbour et al., 2014	transparent	1 Jahr	Retentionskraft initial: 37,4±11,6 N - 43,9±11,0 N Retentionskraft Ende: 14,8±4,3 N – 10,7±5,3 N
Mackie et al., 2014	rosa + transparent	3 Jahre	Matrizenaustausch 1,21/y Patrizenaustausch 0,03/y
Kleis et al., 2010	transparent+ orange	1 Jahr	Matrizenaustausch 0,96/y
Cristache et al., 2014	rosa	5 Jahre	Matrizenaustausch 0,19/y
Albuquerque et al., 2019	unbekannt	1 Jahr	Retentionskraft initial: 27,1±1,3 N Retentionskraft Ende: 13,1±1,3 N
Boeckler, 2011	blau	-	Retentionskraft initial: 22,32±4,35 N

N = Newton, y = Jahr

Bei sagittalen Implantatneigungen von $0,1^\circ - 10,1^\circ$ und frontalen Angulationen von $0,1^\circ - 11,3^\circ$ konnten Jabbour et al. in ihrer In-vivo-Untersuchung bei Angulation der Implantate in sagittaler Richtung einen höheren Retentionsverlust feststellen. Die Retentionskraftmessungen fanden für jedes Attachment einzeln, mehrfach innerhalb eines Jahres und außerhalb des Mundes statt. Auffällig waren die insgesamt hohen Varianzen und die Unterschiede zwischen der rechten und linken Seite sowie zwischen den zu gleichen Bedingungen getesteten zwei Versuchsgruppen (Jabbour et al., 2014). Kleis et al. fanden heraus, dass zu Beginn die Retentionskraft teilweise als zu hoch von dem Untersucher oder der Untersucherin eingestuft wurde. Ein Austausch der Matrizen musste deutlich häufiger als bei den Kugelkopf-Attachments erfolgen. Die Retention wurde allein subjektiv durch den Behandler bewertet (Kleis et al., 2010). Als ein wesentlicher Faktor für den Retentionsverlust konnte die Einlagerung von Speiseresten in die Patrize nachgewiesen werden. Durch die Verlegung des Patrizenlumens gelangten die retentiven Bereiche der Matrize nicht mehr in die Unterschnitte der Patrize (Mackie et al., 2011). Die gemessenen Retentionskräfte in der Untersuchung von Boeckler waren klinisch mittelwertig um 12 N geringer als im Labor (siehe Tabelle 5) (Boeckler, 2011). Albuquerque et al. brachten die gemessenen Retentionswerte mit Patientenbewertungen in Beziehung. Nach einer mittleren Abnahme der Retention um 2 N in drei Monaten bewerteten zusätzlich vier der insgesamt 24 Probanden ihre Prothese als zu locker. Bei einem Retentionsverlust von >10 N in sechs Monaten kam es neben vermehrt als zu locker eingestuften Prothesen zusätzlich auf der Visuellen Analogskala (VAS) zu einer eindeutig schlechteren Bewertung der Zufriedenheit (Albuquerque et al., 2019). Aus diesen Daten wurde für diese Studie eine Einteilung der klinischen Relevanz von Retentionskraftveränderungen abgeleitet, dargestellt in Tabelle 9.

Tabelle 9: Einteilung der klinischen Relevanz von Retentionskraftveränderungen abgeleitet von Albuquerque et al., 2019

1. Keine klinisch relevante Veränderung der Retentionskraft:	0- \leq 2 N
2. Geringgradig klinisch relevante Veränderung der Retentionskraft	>2 - <10 N
3. Erheblich klinisch relevante Veränderung der Retentionskraft	≥ 10 N

N = Newton

1.11 Untersuchungen zu Veränderungen an der Matrize und Patrize bei Retentionskraftveränderungen

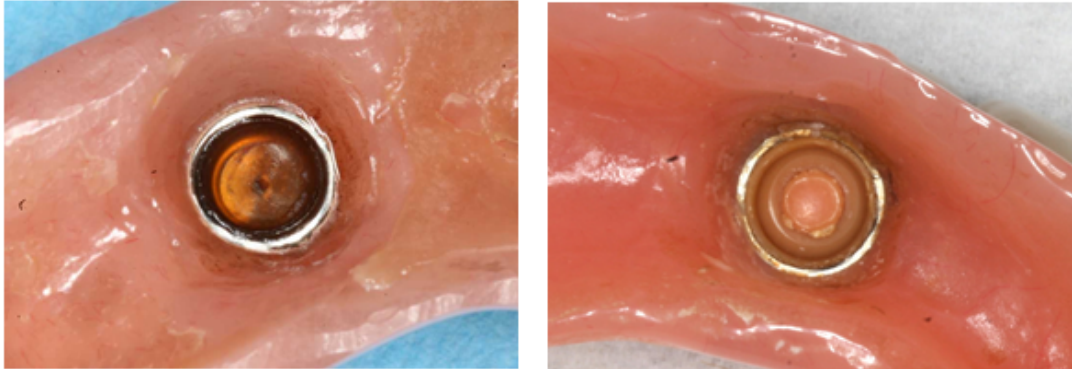


Abbildung 5: Fotos von abgenutzten Locator-Matrizen in Prothesen: orange (links), rosa (rechts)

Veränderungen der Oberfläche und der Form der Matrize und Patrize nach der Gebrauchsperiode bzw. künstlichen Alterung von semipräzisen Attachments lassen sich im Lichtmikroskop oder Rasterelektronenmikroskop (REM) detailliert darstellen. Bei dem Locator-System sind Beschädigungen insbesondere der Matrize teilweise bereits makroskopisch zu erfassen (siehe Abbildung 5). An der Oberfläche der Patrize indessen lassen sich *in vitro* oft keine Spuren oder lediglich kleine Riefen erkennen (Ludwig et al., 2005; Abi Nader et al., 2011; Alsabeeha et al., 2011; Fraedrich, 2015; Passia et al., 2016). Klinisch jedoch zeigt sich der Verschleiß der Patrizen wie in Abbildung 6 zu sehen durch Abnutzung der Titannitrid-Beschichtung (Guédât et al., 2018). Die Polyamid-Matrize weist am Ende des Beobachtungszeitraumes Oberflächenveränderungen und plastische Deformationen an der inneren und äußeren Retention in unterschiedlichem Ausmaß auf (Abi Nader et al., 2011; Passia et al., 2016). Die Gebrauchsspuren sind ungleichmäßig auf der Matrize verteilt (Fraedrich, 2015; Chiu et al., 2017). Bei *In-vivo*-Studien kommt die Anlagerung von Plaque und Zahnstein an die Matrize hinzu (Alsabeeha et al., 2011; Jabbour et al., 2014). Leichte Verschleißzeichen an der Matrize sind bereits nach wenigen Wochen Tragezeit mit Hilfe spezieller Bildgebungstechnik (μ -CT) zu sehen (Jabbour et al., 2014). In Bezug auf die Implantatangulation lässt sich kein eindeutiger Zusammenhang zu sichtbaren Veränderungen an der Matrize finden. Die elektronenmikroskopischen Bilder von Stephens et al. zeigen bei 0° die größte Beschädigung der Matrize (Stephens et al., 2014). Einseitig am inneren Retentionssteg fanden Rabbani et al. Stufenbildungen und Deformationen bei angulierten Implantaten (Rabbani et al., 2015). Matrizen und Patrizen zeigen materialspezifisch unterschiedlich ausgeprägte Oberflächendefekte abhängig von Art der Studie und Dauer der Beanspruchung.



Abbildung 6: Foto einer abgenutzten Locator-Patrize mit Titannitrid-Beschichtung

Zu diesem Zeitpunkt sind nur vereinzelt In-vitro-Studien und klinische Fallberichte über Attachments mit PEEK-Matrizen bekannt (Bensel und Boeckler, 2018). Nach Bewährung von PEEK in anderen Medizinprodukten erfolgt die Einführung in den implantatprothetischen Bereich als Matrize eines Hybridattachments. Semipräzise Attachments mit Polyamid-Matrizen, haben sich hingegen bereits klinisch bewiesen. Zudem existieren zahlreiche In-vitro-Studien über Faktoren, die das Retentionsverhalten von Attachments mit Polyamid-Matrizen beeinflussen. Diese Attachments werden in der Literatur häufig als Kontrollgruppe bei der Untersuchung neuer semipräziser Attachments verwendet.

2 Zielstellung

Ziel der Arbeit ist es, ein Attachmentsystem mit PEEK-Matrizen im Vergleich zu einem Attachmentsystem mit Polyamid-Matrizen hinsichtlich des Retentionsverhaltens vor, während und nach mechanischer und thermischer Alterung bei unterschiedlichen Implantatangulationen zu untersuchen. Dabei wurden folgende Hypothesen postuliert:

1. Die initial gemessenen Retentionskräfte der Hybridattachments entsprechen den vom Hersteller angegebenen Retentionswerten.
2. Die künstliche mechanische und thermische Alterung sorgt für keine Veränderung der Retentionskräfte der Attachments mit Polyamid- und PEEK-Matrizen.
3. Die Oberfläche und der Durchmesser von den Polyamid- und PEEK-Matrizen verändern sich durch die mechanische und thermische Beanspruchung der künstlichen Alterung nicht.
4. Die Implantatneigung hat keinen Einfluss auf das Retentionsverhalten der Hybridattachments vor, während und nach der künstlichen Alterung.

3 Material und Methodik

3.1 Material

3.1.1 Semipräzises Attachment mit PEEK-Matrize

Für diese Untersuchung wurden semipräzise Attachments (Novaloc, Institut Straumann AG, Basel, CH) mit geraden ADLC-beschichteten Patrizen mit einer mittleren Höhe von 3 mm (RN Novaloc Sekundärteil 0°, 048.814), Matrizengehäuse aus Titan Grad 5 mit zusätzlicher Retention (Matrizengehäuse mit verlängerter Retention, 2010.703-STM) und PEEK-Matrizen in Gelb (Novaloc Retentionseinsatz gelb, 2010.712-STM) für alle zu prüfenden Implantatneigungen ausgewählt. Zusätzlich wurden für zwei Versuchsreihen abgewinkelte ADLC-beschichtete Patrizen von 15° (RN Novaloc Sekundärteil 15°, 048.833) untersucht (siehe Abbildung 3).

3.1.2 Semipräzises Attachment mit Polyamid-Matrize

Die in Abbildung 1 dargestellten Titannitrid-beschichteten Patrizen dieses Attachmentsystems (Zest Anchors, Escondido, CA, US) hatten ebenfalls eine mittlere Höhe von 3 mm (RN Locator Sekundärteil, 048.177). Das Matrizengehäuse (Laborset, 048.189) bestand aus Titan. Die Matrizen sollten dem Retentionswert der PEEK-Matrizen möglichst ähnlich sein, um eine bessere Vergleichbarkeit erzielen zu können. Dabei kamen die Polyamid-Matrizen in rosa für die Implantatneigungen 0°, 5° und 10° (Locator Retentionseinsatz pink, 048.191) und in orange für die Implantatangulationen 15° und 20° (Locator Retentionseinsatz orange, 048.188) den herstellergegebenen Retentionswerten der gelben PEEK-Matrizen am nächsten. Die Auswahl der Matrizen erfolgte aus der Überlegung, dass die angestrebte Gesamtretention in einer Standardsituation mit zwei interforaminären Implantaten zwischen 15 und 30 N liegen sollte (siehe Kapitel 1.9). Zudem werden die Polyamid-Matrizen in Rosa klinisch am häufigsten verwendet (You et al., 2011.).

Tabelle 10: Einteilung der verschiedenfarbigen Matrizen von den untersuchten Attachments nach herstellergegebenen Retentionswerten in Newton und ihrer klinischen Indikation, die verwendeten Matrizen hervorgehoben

Retention	Matrizen (Retention)	Klinische Indikation
gering 0 - <7,5 N	Polyamid grau (0 N) PEEK rot (2,9 N) Polyamid rot (4,4 N) Polyamid blau (6,6 N) PEEK weiß (7,4 N)	- >2 Attachments - Gerostomatologie
mittel ≥7,5 - <16 N	Polyamid orange (8,9 N) PEEK gelb (11,7 N) Locator pink (13,3 N)	- 2 Attachments - Standardsituationen
stark ≥16 N	PEEK grün (16,2 N) Polyamid grün (17,9 N) PEEK blau (20,6 N) Polyamid transparent (22,3 N) PEEK schwarz (25,0 N)	- Ausgleich abgenutzter Patrizen - Besondere Anforderungen an die Retention

PEEK = Polyetheretherketon, N = Newton

3.2 Methodik

Für die Studie wurden insgesamt 96 Probenkörper hergestellt, welche jeweils aus zwei separaten Teilen, einem oberen und einem unteren, bestanden. Dabei simulierte der obere Anteil die herausnehmbare Prothese mit einpolymerisierter Matrice. In dem unteren Anteil, welcher dem Kiefer des Patienten entsprechen sollte, waren Laboranalog und Patrice fixiert (siehe Abbildung 7 und 8). Die Verbindung der beiden Teile erfolgte ausschließlich über das Aufsetzen der Matrice auf die Patrice.

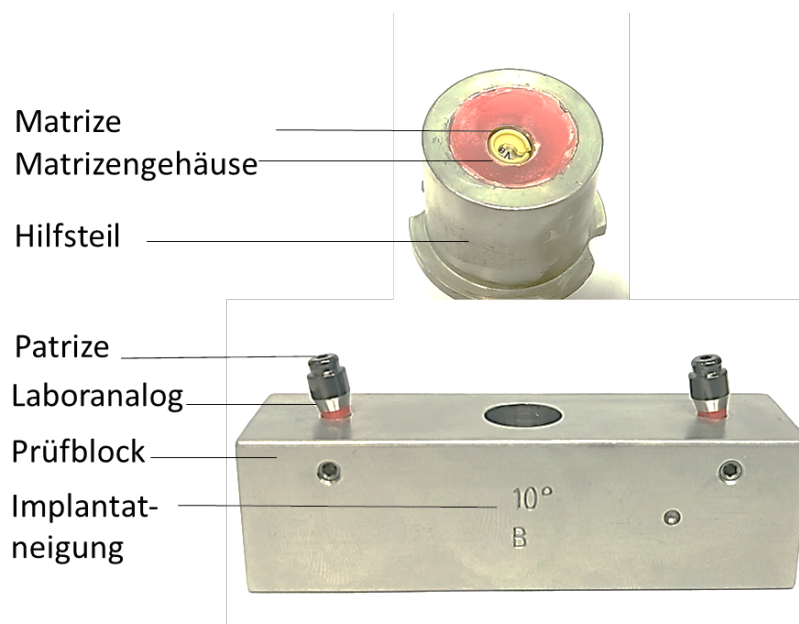


Abbildung 7: Beispielhaft oberer und unterer Probenkörper des Attachments mit PEEK-Matrice

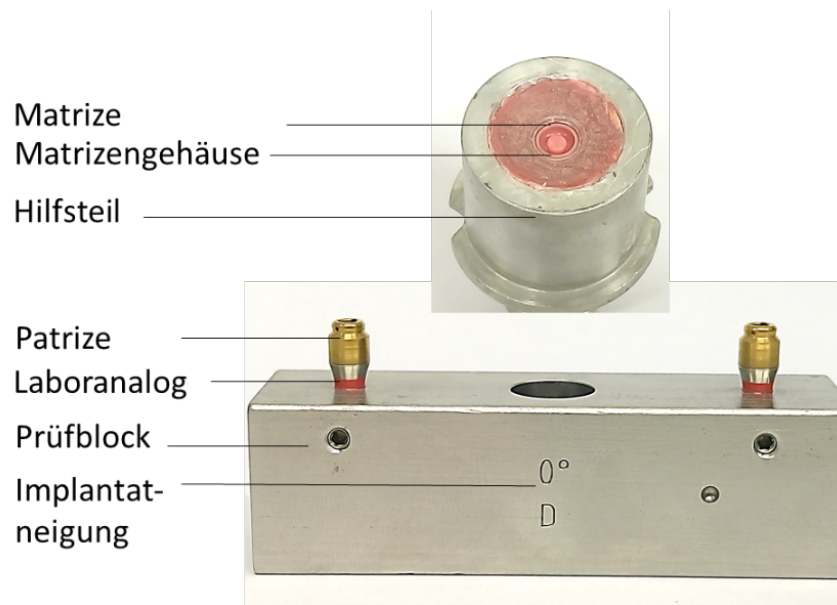


Abbildung 8: Beispielhaft oberer und unterer Probenkörper des Attachments mit Polyamid Matrize

Es waren vier Probenarten zu unterscheiden:

1. gelbe PEEK-Matrizen auf ADLC-Patrizen mit 0° Angulation (NG0) auf Implantaten mit Neigungswinkeln von 0°, 5°, 10°, 15° und 20°;
2. gelbe PEEK-Matrizen auf ADLC-Patrizen mit 15° Angulation (NG15) auf Implantaten mit Neigungswinkeln von 15° und 20°;
3. rosa Polyamid-Matrizen auf Titannitrid-Patrizen mit 0° Angulation (LR0) auf Implantaten mit Neigungswinkeln von 0°, 5° und 10°;
4. orange Polyamid-Matrizen auf Titannitrid-Patrizen mit 0° Angulation (LO0) auf Implantaten mit Neigungswinkeln von 15° und 20°.

Daraus ergaben sich insgesamt zwölf Versuchsreihen, von denen jede aus acht Proben bestand. Die Anzahl der Proben wurde in einer Fallzahlüberlegung berechnet (Machin et al., 2008). In ähnlichen Studien beläuft sich die Probenzahl pro Versuchsreihe auf sieben bis zehn Proben (Passia et al., 2016; Schweyen, 2017; Mínguez-Tomás et al., 2018). Um gleichgroße Gruppen zu erhalten, wurden alle Reihen auf die höchst benötigte Fallzahl aufgerundet. Die folgende Grafik gibt eine Übersicht über die Probenzusammenstellungen und schlüsselt die im Folgenden verwendete Kennzeichnung der einzelnen Versuchsreihen auf.

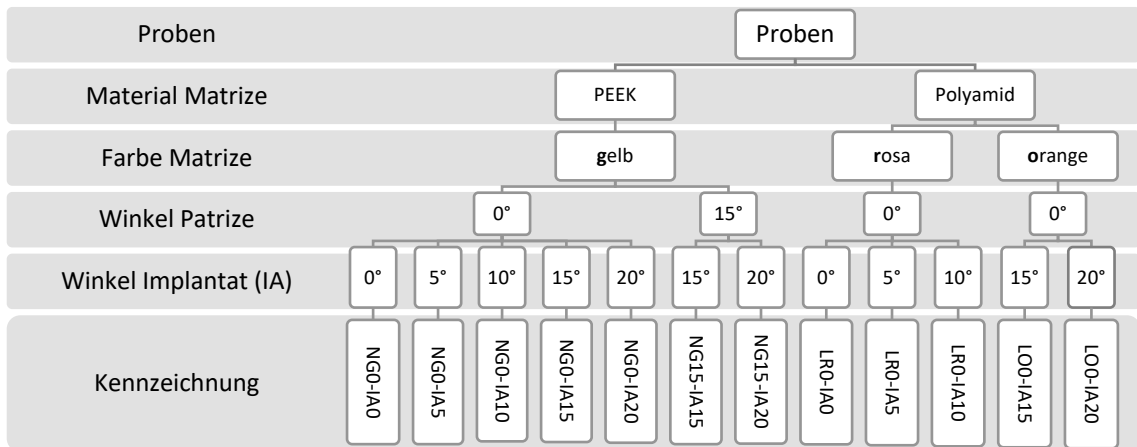


Abbildung 9: Schema von der Zusammenstellung der Proben; NG = PEEK-Matrize gelb, LR = Polyamid-Matrize rosa, LO = Polyamid-Matrize orange, IA = Implantatangulation

Nachfolgend ist in einem Flussdiagramm eine Übersicht des Versuchsablaufs dargestellt.

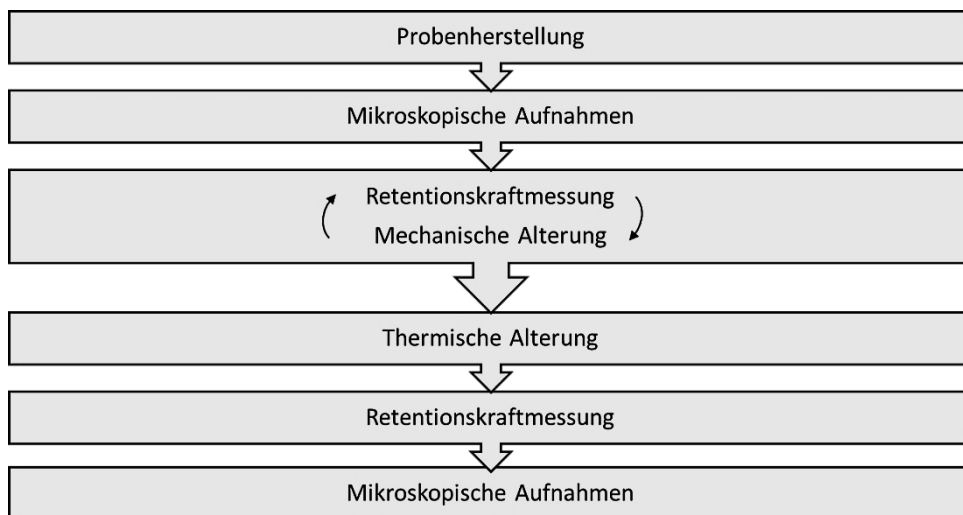


Abbildung 10: Schema Versuchsablauf

3.2.1 Probenherstellung

Für die Herstellung der unteren Probenkörper wurden die Laboranaloge (RN synOcta Manipulierimplantat, Institut Straumann AG, Basel, CH) in die vorgebohrten Vertiefungen der speziell für diese Untersuchung angefertigten Prüfblöcke aus Edelstahl gesteckt und mit senkrecht inserierenden Schrauben rotationssicher fixiert wie in Abbildung 7 und 8 dargestellt. Ein Block konnte zwei Implantate aufnehmen. Der quaderförmige Block maß 68x20x20 mm und war durch eine Gravur eindeutig gekennzeichnet. Zwischen den Vertiefungen befand sich in der Mitte des Blocks ein durchgängiges rundes Loch mit einem Durchmesser von 1 cm für die Positionierung im Kausimulator (Willitec Kausimulator, CS-4.4, SD Mechatronik, Feldkirchen-Westerham, DE). Die Vertiefungen waren entsprechend der zu untersuchenden Winkel eingebracht. Die Neigung erfolgte bei allen Implantaten zu einer Seite. Es wurden je vier Blöcke für die Neigungen der Implantate 0°, 5°, 10°, 15° und 20° angefertigt, sodass acht Proben parallel untersucht werden konnten (siehe Abbildung 11 und 12). Die Matrizen wurden in die Laboranaloge mit speziellen Eindrehwerkzeugen eingeschraubt und mit 35 Ncm durch eine drehmomentkontrollierte Ratsche festgezogen.

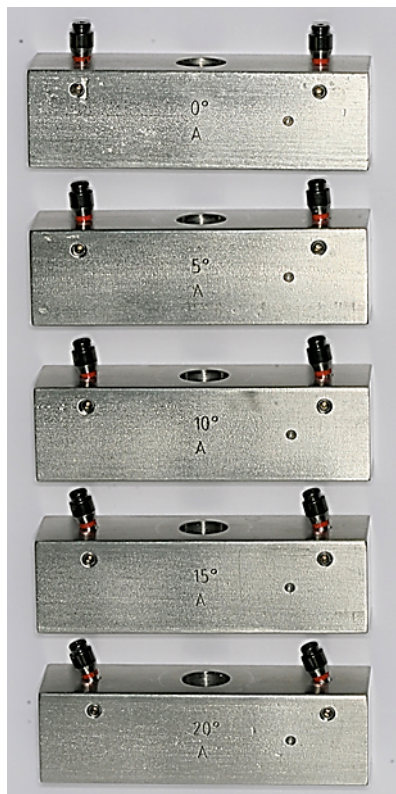


Abbildung 11: Prüfblöcke mit verschiedenen Angulationen: eingeschraubte Implantate und Matrizen des Attachments mit PEEK-Matrizen

Für die oberen Probenkörper wurden zylinderförmige Hilfsteile aus Aluminium mit einem Durchmesser von 2 cm und einer Höhe von 3,6 cm gefertigt. In diese war oben ein Schraubengewinde eingelassen, in das ein Haken für die Aufhängung in der Universalprüfmaschine eingeschraubt wurde. Der obere Teil des Zylinders entsprach selbst einer kräftigen Schraube und sicherte die Fixierung im Kausimulator. Des Weiteren waren die Hilfsteile im oberen Bereich mit parallelen Führungsflächen sowie einer Tellerform senkrecht dazu für das exakte Positionieren im Kausimulator ausgestattet. Basal war das Hilfsteil mit einer zylinderförmigen Aushöhlung (Durchmesser 16 mm, Höhe 20 mm) versehen, in welche die Matrizengehäuse einpolymerisiert wurden (siehe Abbildung 12). Beide Probenkörper waren so konzipiert, dass ein mehrfacher Wechsel zwischen Kausimulator und Universalprüfmaschine ohne erneutes Einbetten und mit hoher Genauigkeit stattfinden konnte.

Die einzelnen Probenkörper einer Versuchsreihe waren durch Markierungen eindeutig einander zuzuordnen, sodass eine bestimmte Matrize stets mit derselben Patrize zusammengesetzt wurde.

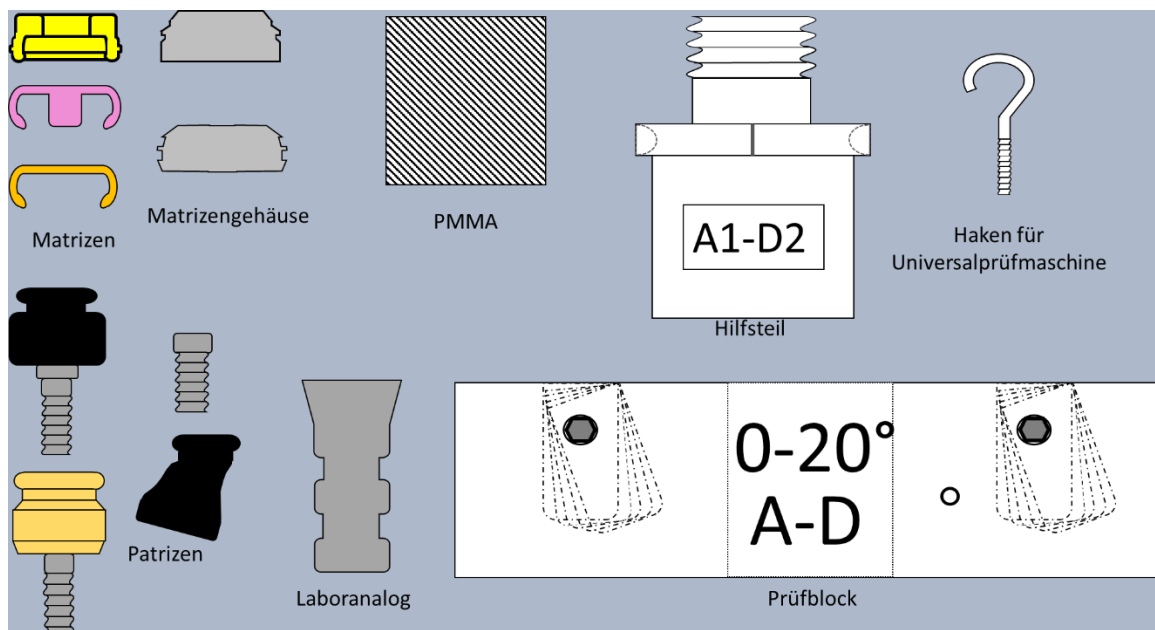


Abbildung 12: Zusammensetzung der unteren und oberen Probenteile mit Beschriftung

Das Einbetten der Matrizengehäuse wurde nach Herstellerangaben vorgenommen. Um eine streng axiale und exakt reproduzierbare Position der beiden Anteile der Proben zu gewährleisten, erfolgte das Einpolymerisieren der Matrizengehäuse im Kausimulator mit ungefülltem Speichelbad (siehe Abbildung 13).

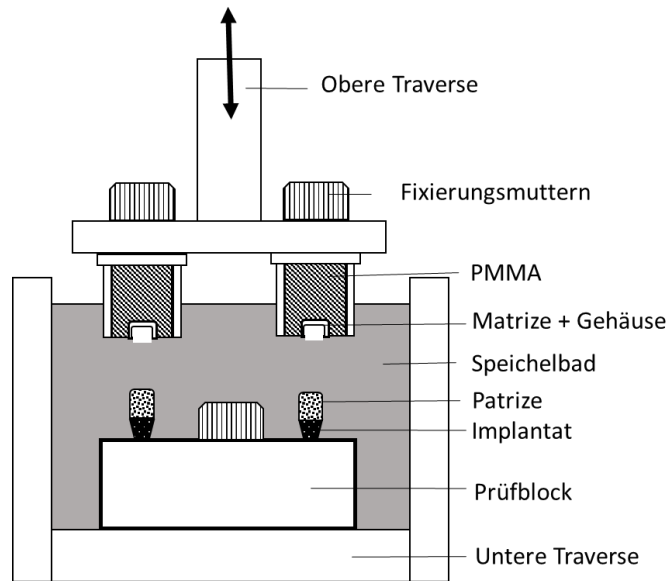


Abbildung 13: Skizze Kausimulator

Dafür wurden die Matrizegehäuse mit den schwarzen Prozesseinsätzen (Polyamid-Matrizen) bzw. weißen Montageeinsätzen (PEEK-Matrizen) wie in Abbildung 14 exemplarisch dargestellt auf die jeweiligen Patrizen aufgesetzt. Der weiße Abstandsring aus Silikon verminderte das Einfließen von Polymethylmethacrylat (PMMA) zwischen Patrize und Matrize. Zusätzlich schützte ein Kofferdam die naheliegenden Probenanteile vor flüssigem PMMA.



Abbildung 14: Zusammengesetztes Attachment aus der PEEK-Gruppe mit Montagemanschette (links) und Montagemanschetten und Kofferdam (rechts)

Die Probenkörper wurden zunächst im Kausimulator zueinander ausgerichtet. In der oberen Traverse ist eine Anpassung der Position durch die Führungsschienen nur begrenzt in der frontalen Ebene möglich. Die untere Traverse lässt sich frei auf dem Untergrund begrenzt durch die Größe des Speichelbeckens verschieben. Die beiden Traversen wurden so positioniert, dass die Matrizen mittig in die oberen Hilfsteile einpolymerisiert werden konnten. Die Positionen der

oberen und unteren Probenkörper wurden markiert und mit Kunststoffmuttern an den Traversen fixiert. Wenn der untere Rand des Matrizengehäuses mit dem unteren Rand des oberen Hilfsteils abschloss, befand sich der Kausimulator in der vertikalen Nullposition. Das Autopolymerisat (PalaXpress, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, DE) wurde in das obere Hilfsteil eingebracht, nach kurzer Wartezeit in nicht auspolymerisiertem aber standfestem Zustand in den Kausimulator eingesetzt und auf die vorher ermittelte Nullposition heruntergefahren wie in Abbildung 15 zu sehen.

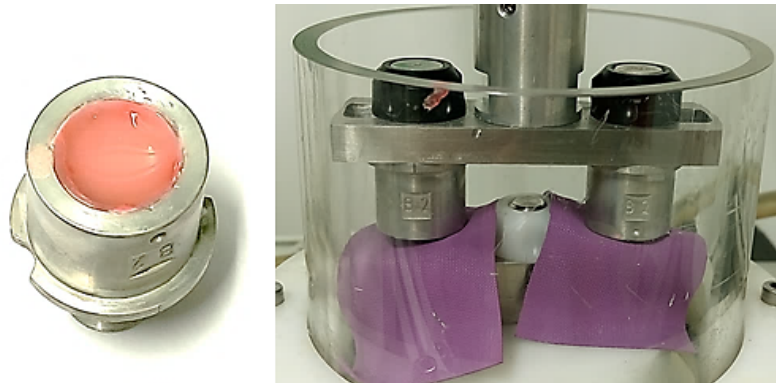


Abbildung 15: Oberer Probenkörper mit flüssigem PMMA (links); Kausimulator auf Nullposition beim Einpolymerisierungsvorgang (rechts)

Nach der Polymerisation wurde die obere Traverse wieder hochgefahren. Das Matrizengehäuse war nun im oberen Probenkörper fixiert und wurde so von der Patrizie separiert. Die Prozess- bzw. Montageeinsätze wurden mit dem Werkzeug für die Polyamid-Matrizen bzw. Aushebeinstrument für Montageeinsätze entfernt und gegen die jeweils zu prüfenden Matrizen ausgetauscht. Überschüssiges PMMA wurde mit einer Fräse (H351E, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, DE) reduziert. Die fertigen Probenkörper sind in Abbildung 7 und 8 gezeigt. Nach Beendigung einer Versuchsreihe wurde das Matrizengehäuse aus dem Hilfsteil herausgefräst (Fräse: H138E, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, DE) und für die nächste Versuchsreihe in neuer Position einpolymerisiert. In das Matrizengehäuse wurde nach jeder Versuchsreihe eine neue Matrizie eingesetzt und in das Laboranalog eine neue Patrizie eingeschraubt. Die Matrizengehäuse wurden wie die Laboranaloga mehrfach verwendet.

Für eine exakt reproduzierbare Position der beiden Probenkörper in der Universalprüfmaschine wurden zusätzlich Hilfsteile aus additionsvernetzendem Knetsilikon mit einer Shore-Härte von 90 gefertigt (SHERADUETT, SHERA Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Lemförde, DE). Dafür

wurde im Kausimulator nach dem Einpolymerisieren der Matrize auf Nullposition rechts und links die Position der beiden Probenkörper zueinander mit Silikon verschlüsselt. Mit dem Silikonschlüssel (siehe Abbildung 16) ließ sich die Ausrichtung aus dem Kausimulator auf die Universalprüfmaschine übertragen und eine Rotation sowie ein Abkippen der oberen Probenkörper vermeiden.

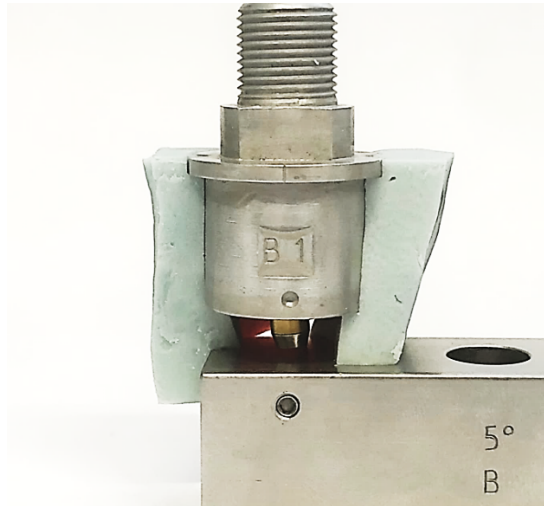


Abbildung 16: Individuelle Silikonschlüssel als Positionierungshilfe für die Universalprüfmaschine

3.2.2 Mikroskopische Aufnahmen

Vor dem Einbetten und nach der letzten Retentionskraftmessung wurden mikroskopische Aufnahmen mit dem Mess- und Inspektionsgerät VMZM 40 (4H-JENA engineering GmbH, Jena, DE) angefertigt. Mit einem Programm (Software VIS/METRONA 4.0, 4H-JENA engineering GmbH, Jena, DE) wurden jeweils der Durchmesser D1 und bei den rosa Polyamid-Matrizen zusätzlich D2 (siehe Abbildung 17) bei vergrößerter Darstellung (TV-Tubus 1.0x, kein zusätzliches Vorsatzobjektiv, gewählte Vergrößerungsstufe der Kamera 1.0x) zu beiden Aufnahmezeitpunkten ermittelt. Die Messungen wurden für jede Probe zu jedem Zeitpunkt sechsmal wiederholt, sodass sich ein Gesamtumfang von 180 Messwerten ergab.

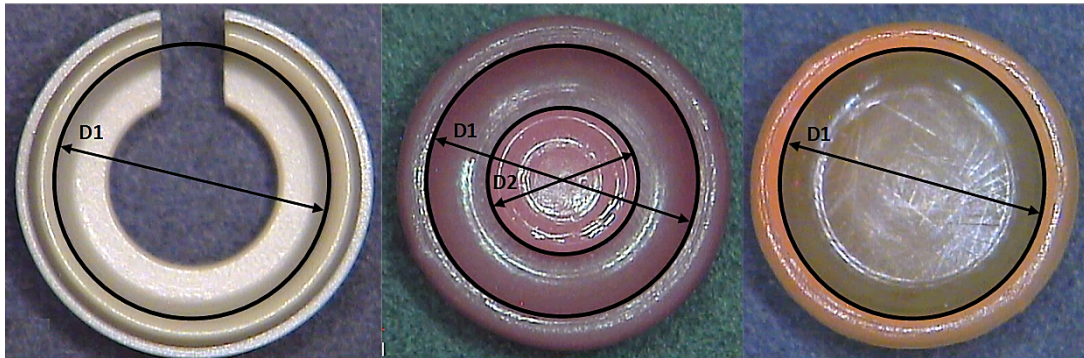


Abbildung 17: Matrizeneinsätze mit Markierungen der Messstellen für die Durchmesser D1 und D2 von links nach rechts: PEEK gelb, Polyamid rosa, Polyamid orange

3.2.3 Messung der Retentionskraft

Die Abzugskräfte wurden in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick Roell GmbH, Ulm, DE) gemessen. Die Maschine setzt sich aus einem steuerbaren, beweglichen oberen Anteil und einem festen unteren Anteil zusammen. Für diese Messungen wurde eine 100 N Messdose mit einer Genauigkeit von circa 0,2% verwendet.

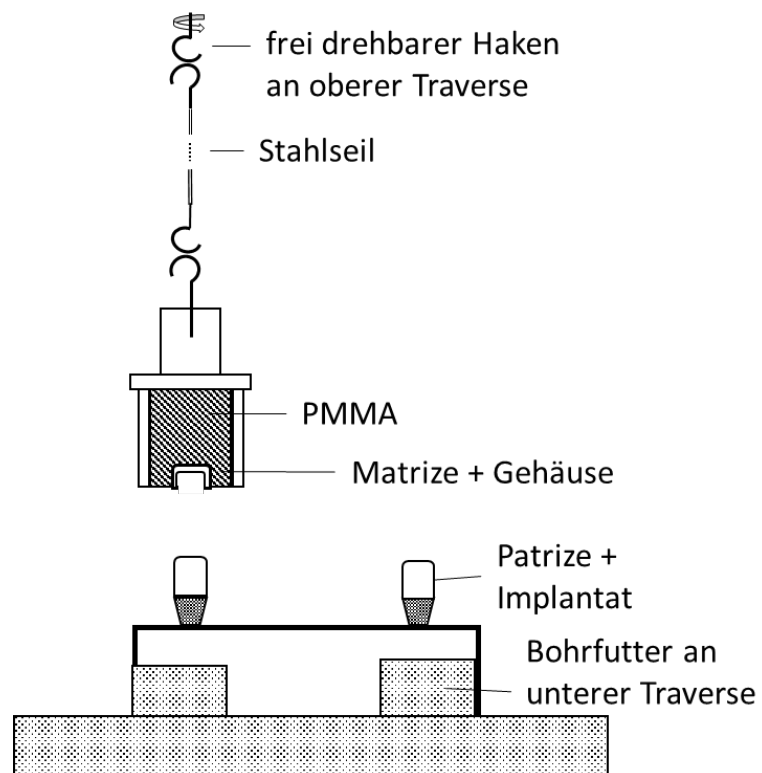


Abbildung 18: Versuchsaufbau Universalprüfmaschine: beschriftete Skizze

In Abbildung 18 ist der Aufbau in der Universalprüfmaschine schematisch dargestellt: Der untere Probenkörper wurde an der unteren Traverse über einen XY-Tisch und einem umfunktionierten Bohrfutter befestigt. Der obere Probenkörper wurde über ein Seil-Haken-System drehbar an der oberen Traverse aufgehängt, um Querkräfte zu vermeiden. Über den XY-Tisch wurde die Ausrichtung der Probenkörper zueinander vorgenommen. Dabei sollte die Matrize exakt über der Patrize schweben.

Die Matrize wurde mit Hilfe des Silikonschlüssels manuell auf die Patrize aufgesetzt. Das Stahlseil sollte spannungsfrei sein. Der Abzug wurde durch das Programm TestXpert II (testXpert V2.2, Zwick Roell GmbH, Ulm, DE) gesteuert. Die Geschwindigkeit wurde entsprechend derjenigen gewählt, mit welcher Prothesen ein- und ausgegliedert werden (Sarnat, 1983). Der obere Anteil wurde mit 50 mm/min 4 mm vom unteren Anteil abgezogen, so dass beide Teile vollständig voneinander gelöst waren. In vielen weiteren Studien wurde die Retentionskraft bei gleicher Abzugsgeschwindigkeit gemessen (Chung et al., 2004; Rutkunas et al., 2011; Schweyen, 2017). Die Proben wurden stets mit künstlichem Speichel (Glandosane, STADAPHARM GmbH, Bad Vilbel, DE) beschickt, um die Versuchsbedingungen an klinische Situationen anzunähern. Die detaillierte Zusammensetzung des künstlichen Speichels ist Tabelle 11 zu entnehmen.

Tabelle 11: Bestandteile Glandosane

Glandosane	Menge in g pro 50 ml
Carmellose-Natrium	0,05075g
Sorbitol	1,5225g
Kaliumchlorid	0,0609g
Natriumchlorid	0,0428g
Magnesiumchlorid-Hexahydrat	0,0026g
Calciumchlorid-Dihydrat	0,0074g
Kaliummonohydrogenphosphat	0,0174g
Zusätzliche Bestandteile: Kohlendioxid, Sorbinsäure, Natriumbenzoat, gereinigtes Wasser, Salzsäure, Natriumhydroxid	

ml = Milliliter, g = Gramm

Zu Beginn jeder Testreihe wurde das Eigengewicht des hängenden oberen Probenkörpers genullt. Von der Testsoftware wurde die maximale Kraft in Newton, der Mittelwert, die Standardabweichung und die Varianz registriert. Zusätzlich wurde ein Kraft-Weg-Diagramm aufgezeichnet. Die maximale Kraft beim Abzug entspricht der Retentionskraft. Es wurden 20

Abzüge pro Probe und Alterungszyklus für die statistische Auswertung herangezogen. Die Retentionskraft wurde initial, nach künstlicher Alterung mit 100, 200, 500, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen im Kausimulator sowie nach 5.000 Zyklen im Thermozykliegerät gemessen. Alle Versuche fanden bei einer Raumtemperatur von 20 ± 2 °C statt.

3.2.4 Künstliche Alterung

Zur Simulation der Langzeitbelastung wurden die Proben im Kausimulator einer mechanischen Alterung unterzogen. Die Proben wurden axial abgezogen und aufgesetzt. Der untere Probenkörper befand sich in einem Bad aus künstlichem Speichel mit dem Verhältnis 2:1 Glandosane zu Aqua dest. bei Raumtemperatur 20 ± 2 °C (Bayer et al., 2011). Es waren vier Kammern mit je einem Speichelbad vorhanden. Wie in Abbildung 19 dargestellt, wurde in jedes Speichelbad ein Prüfblock mit zwei Proben eingesetzt, sodass alle Proben einer Reihe gleichzeitig gealtert werden konnten. Jede Kammer wurde mit 10 kg, also 5 kg pro Probe, belastet. Der vertikale Hubweg betrug 4 mm, der laterale 0 mm. Die vertikale Hubgeschwindigkeit lag bei 50 mm/min entsprechend der Abzugsgeschwindigkeit in der Universalprüfmaschine.

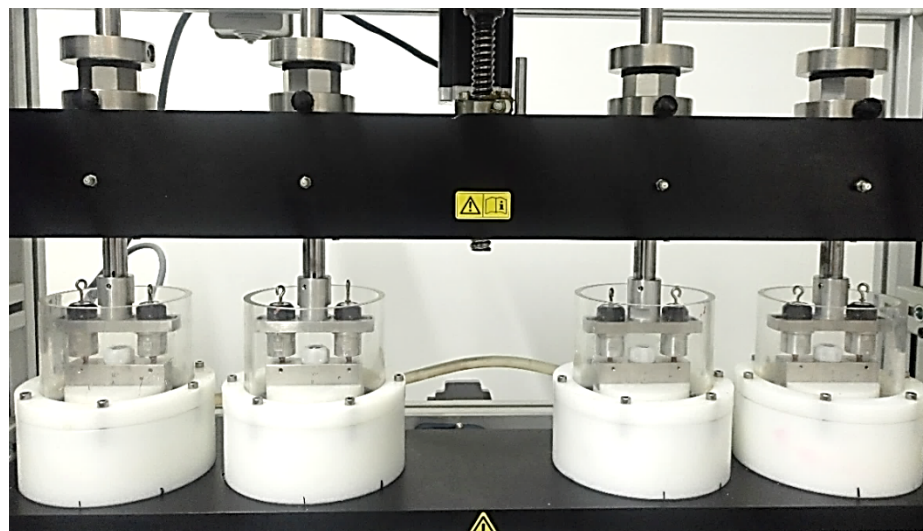


Abbildung 19: Kausimulator Willitec mit eingesetzten Proben (Speichelbad für Aufnahme unbefüllt)

Bei der mechanischen Alterung wird davon ausgegangen, dass ein Patient oder eine Patientin die Prothese pro Tag dreimal ein- und ausgliedert. So entsprechen 500 Ein- und Ausgliederungszyklen im Kausimulator ungefähr einem halben Jahr Tragezeit, 1.000 Zyklen ca. einem Jahr Tragezeit, 5.000 ca. 4,5 Jahren und 10.000 ca. neun Jahren (Besimo und Guarneri, 2003; Schweyen et al., 2015b). Nach der mechanischen Alterung wurden die oberen Probenkörper, oberes Hilfsteil mit einpolymerisierten Matrizengehäuse und Matrizen, zusätzlich einer thermischen Alterung im Thermozyklengerät unterzogen (Thermowechler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version 2.5, Willytec, SD Mechatronik, München, D). Die Proben wurden für 5.000 Zyklen abwechselnd in temperierte Bäder mit Aqua dest. von 5 °C und 55 °C getaucht, wo sie für 30 Sekunden verblieben. Dazwischen verhinderte eine Abtropfzeit von 17 Sekunden das Vermischen beider Bäder (Fraedrich, 2015). Die 5.000 Zyklen entsprechen nach Yao et al. einem Alterungszeitraum von ca. sechs Monaten (Yao et al., 2014).

3.3 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die erhobenen Daten wurden mit Excel Microsoft Office 2016 (Microsoft Corporation, Redmond, Washington, US) tabellarisch geordnet. Insgesamt wurde ein Stichprobenumfang von 13.440 Messungen zur Beurteilung der Retentionskräfte erhoben. Für die Auswertung wurden jeweils die arithmetischen Mittelwerte der 20 Messwerte, die bei allen Versuchsreihen zu jedem Messzeitpunkt generiert wurden, verwendet (n= 672). Für die statistische Analyse wurden die 672 Werte in das Statistikprogramm SPSS für Windows Version 25.0 (IBM SPSS Statistics 25, International Business Machines Cooperation, New York, US) überführt. Zunächst erfolgte eine deskriptive Darstellung mit den Parametern arithmetischer Mittelwert und Standardabweichung in Tabellen und Diagrammen.

3.3.1 Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften

Die initialen Retentionskraftwerte der verschiedenen Matrizenfarben (Σ NG: n= 56, LR: n=24; LO n=16) wurden zu Mittelwerten zusammengefasst und den Herstellerangaben gegenübergestellt. Die Differenzen wurden in Prozent ermittelt. Retentionskraftänderungen wurden nach klinischen Gesichtspunkten, wie in Kapitel 1.10.5 erläutert, eingeteilt in: „grün“= keine relevante Veränderung (0- \leq 2 N), „gelb“= geringgradige Veränderung (>2-<10 N) und „rot“= erhebliche Veränderung (\geq 10 N) (Albuquerque et al., 2019).

3.3.2 Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Retentionskraft

Die Berechnungen erfolgten für die drei Gruppen Σ NG, LR und LO sowie für die einzelnen Versuchsreihen. Für die Analyse der Gruppen wurden die Retentionskraftwerte nach den Matrizenfarben zu arithmetischen Mittelwerten zusammengefasst. Die Normalverteilung wurde mit Hilfe des Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test bestätigt. Die Homogenität der Varianzen wurde mit dem Levène-Test überprüft. Mit dem t-Test für verbundene Stichproben wurden die Retentionskraftveränderungen einer Gruppe im Verlauf des Alterungsprozesses analysiert. Zur Feststellung von Unterschieden zwischen den Gruppen zu den Messzeitpunkten initial, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen wurde der t-Test für unabhängige Stichproben angewendet. Die Effektstärken wurden nach Borenstein et al. aus den Teststatistiken berechnet (Borenstein et al., 2011). Die Retentionskraftwerte der einzelnen Versuchsreihen sind nach den oben genannten Tests normalverteilt. Wenn mit dem Levène-Test die Homogenität der Varianzen bestätigt werden konnte, wurde die einfaktorielle Varianzanalyse (ANOVA) mit Bonferroni-Korrektur angewendet. Bei fehlender Homogenität der Varianzen kam die Welch-ANOVA mit dem Dunnett-T3 Post-hoc-Test für kleine Stichproben zur Anwendung (NG0-IA10, LR, LO). Das Signifikanzniveau wurde für $p \leq 0,05$ festgelegt. Die Einteilung der Retentionskraftänderungen erfolgte wie unter 3.3.1.

3.3.3 Einfluss der künstlichen Alterung auf die Matrizendimension

Zunächst wurden die gemessenen Werte für die Durchmesser der einzelnen Reihen mit dem Kolmogorov-Smirnov- und Shapiro-Wilk-Test auf Normalverteilung geprüft. Da für die überwiegende Anzahl keine Normalverteilung vorlag, wurde zur Feststellung von Unterschieden zwischen den Durchmessern zu den zwei Messzeitpunkten der Wilcoxon-Test angewendet. Zur Differenzierung der Vergrößerungen wurden diese zusätzlich in Prozent berechnet. Des Weiteren wurde eine Korrelation zwischen dem initialen Durchmesser (μm) und der initialen Retentionskraft (N) sowie der Veränderung der Durchmesser und der Retentionskraft vom Ausgangswert bis nach der künstlichen Alterung für die Gruppen (NG0, NG15, LR, LO) mit dem Spearman-Korrelationskoeffizienten (r_{sp}) untersucht.

3.3.4 Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten

Für die Analyse wurden die arithmetischen Mittelwerte der Retentionskraftwerte von NG0 (n=40) sowie LR (n=24) und LO (n=16) verwendet und innerhalb ihrer Gruppen zu verschiedenen Messzeitpunkten verglichen. Zunächst wurde auf die Normalverteilung nach Kolmogorov-Smirnov und Shapiro-Wilk und auf die Homogenität der Varianzen nach Levène getestet. Insgesamt wurde eine Normalverteilung angenommen. Die Homogenität der Varianzen war nur teilweise gegeben. Die Differenzen zwischen den verschiedenen Winkeln wurden mit dem t-Test für unabhängige Stichproben ausgewertet. Zusätzlich wurden Effektstärken wie unter 3.3.2 berechnet.

3.3.5 Einfluss von angulierten Patrizen zum Angulationsausgleich auf das Retentionsverhalten

Für die Auswertung wurden die Werte der Versuchsreihen NG0-IA0, NG0-IA15, NG15-IA15 sowie NG0-IA5, NG0-IA20 und NG15-IA20 herangezogen (n=48). Die Normalverteilung war mit einer und die Homogenität der Varianzen mit zwei Ausnahmen gegeben. Die Analyse fand analog 3.3.4 statt.

4 Ergebnisse

4.1 Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften

In Tabelle 12 sind die vom Hersteller gegebenen Retentionswerte den Werten der initialen Retentionskraftmessungen gegenübergestellt. Die gemessenen Werte für die orangen Polyamid-Matrizen entsprechen zusammengefasst als arithmetischer Mittelwert in etwa den Herstellerangaben. Bei den anderen untersuchten Matrizenarten stimmen die gemessenen Werte nicht mit denen der Hersteller überein. Für die gelben PEEK-Matrizen fallen die erhobenen Retentionswerte mittelwertig um 27,2% niedriger aus. Um 45,4% höher waren die gemessenen Retentionswerte der rosa Polyamid-Matrizen im Vergleich zu den Herstellerangaben.

Tabelle 12: Arithmetische Mittelwerte der initialen Retentionskraftmessungen und Herstellerangaben für die verwendeten Matrizenarten mit Kennzeichnung der klinischen Relevanz (siehe Tabelle 9)

Matrizen	Retention laut Hersteller	Initiale Retention
PEEK gelb (Σ NG)	11,8 N	8,6 N
Polyamid rosa (LR)	13,3 N	19,4 N
Polyamid orange (LO)	8,9 N	8,9 N

N = Newton, PEEK = Polyetheretherketon

4.2 Einfluss der mechanischen Alterung auf die Retentionskraft

4.2.1 Deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Matrizenfarben

Der Einfluss der mechanischen Alterung auf die Retentionskraft wurde vergleichend zu definierten Messzeitpunkten innerhalb einer Matrizenfarbe sowie zwischen verschiedenen Matrizenfarben überprüft. Die deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Matrizenfarben ist in der nachstehenden Tabelle 13 sowie in Abbildung 20 aufgeführt und wird in den Kapiteln 4.2.2 und 4.2.3 entsprechend ausgewertet.

Tabelle 13: Arithmetische Mittelwerte der Retentionskräfte in Newton mit Standardabweichung der unterschiedlichen Matrizen im Verlauf der mechanischen Alterung

	0 Zyklen		100 Zyklen		200 Zyklen		500 Zyklen		1.000 Zyklen		5.000 Zyklen		10.000 Zyklen		RV
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	
Σ NG	8,6 N	1,0 N	8,1 N	0,9 N	8,0 N	0,8 N	8,0 N	0,8 N	8,0 N	0,7 N	7,1 N	0,7 N	6,3 N	0,7 N	26,1
LR	19,4 N	8,2 N	19,0 N	10,6 N	16,7 N	10,0 N	23,3 N	5,4 N	16,4 N	4,7 N	7,9 N	2,8 N	6,5 N	2,6 N	65,5
LO	8,9 N	5,3 N	6,0 N	3,7 N	4,8 N	1,1 N	6,8 N	2,9 N	4,6 N	1,1 N	2,2 N	1,1 N	1,0 N	1,0 N	88,2

Σ NG = PEEK gelb; LR = Polyamid rosa; LO = Polyamid orange, RV = Retentionsverlust, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, N = Newton

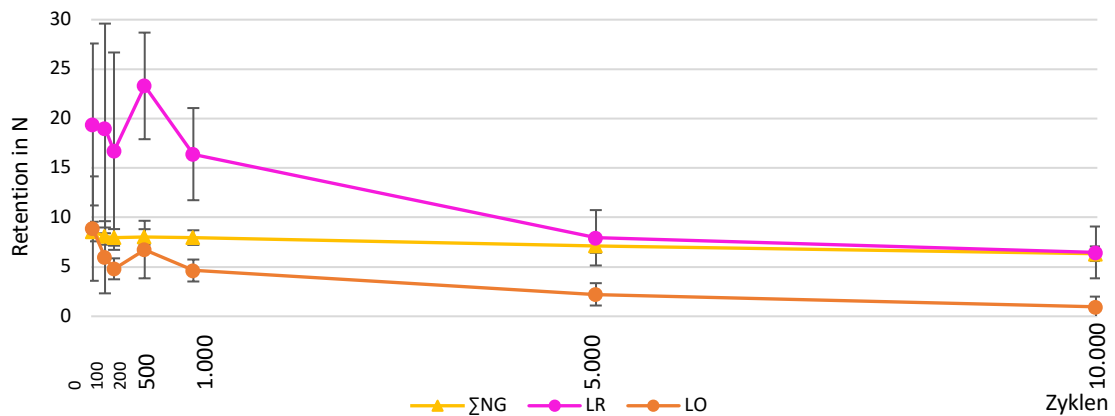


Abbildung 20: Graphische Darstellung der Retentionskräfte in Newton mit Standardabweichung der unterschiedlichen Matrizen im Verlauf der mechanischen Alterung

4.2.2 Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozesses innerhalb einer Matrizenfarbe

Polyamid- und PEEK-Matrizen unterschieden sich im Prozess der mechanischen Alterung. In Abbildung 20 ist der geringe und kontinuierliche Retentionsverlust der gelben PEEK-Matrizen zu erkennen. Bei beiden Polyamid-Matrizen war innerhalb der ersten 1.000 Zyklen zu unterschiedlichen Zeitpunkten ein Anstieg der Retention zu beobachten. Insgesamt war dennoch ein Retentionsverlust nach den ersten 1.000 Zyklen bei allen Matrizen zu verzeichnen. Die Retentionsverluste pro 1.000 Zyklen war nach den ersten 1.000 Zyklen (Σ NG: 0,6 N; LP: 3 N; LO: 4 N) durchschnittlich höher als von 1.000 bis 10.000 Zyklen (Σ NG: 0,2 N; LP: 1,1 N; LO: 0,4 N). Den absolut stärksten Retentionsverlust verzeichneten die Attachments mit den rosa Polyamid-Matrizen mit durchschnittlich 12,9 N. Die Standardabweichungen bei den Polyamid-Matrizen fielen über den gesamten Alterungsprozess deutlich höher aus als bei den PEEK-Matrizen.

Bei allen drei Matrizenfarben war innerhalb der eigenen Farbe zwischen 0, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen ein Unterschied festzustellen ($p \leq 0,05$; t-Test), der nicht immer klinisch relevant (siehe Tabelle 9) war. Bei den rosa Polyamid-Matrizen ließ sich zwischen 0 und 1.000 Zyklen ein klinisch relevanter Unterschied von 3 N nicht statistisch bestätigen ($p=0,157$; t-Test). Mit Effektstärken $d \geq 0,8$ wurden die Differenzen zwischen allen Messzeitpunkten durch einen großen Effekt bestätigt. Lediglich bei den orangen Polyamid-Matrizen gab es mit $d=0,65$ zwischen 0 und 1.000 Zyklen einen mittleren Effekt.

4.2.3 Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozesses zwischen den verschiedenen Matrizenfarben

Die rosa Polyamid-Matrizen wiesen initial mit einer Differenz >10 N erheblich relevant höhere Werte auf als die gelben und orangen Matrizen ($p < 0,001$; t-Test). Durch den höheren Retentionsverlust der orangen Matrizen entwickelte sich nach 1.000 Zyklen ein geringgradig relevanter Unterschied zu den gelben PEEK-Matrizen ($p < 0,001$; t-Test), welcher sich im Verlauf weiter verstärkte. Die Retentionswerte der rosa Polyamid-Matrizen unterschieden sich durch den steileren Retentionsabfall ab 5.000 Zyklen nicht mehr von denen der gelben PEEK-Matrizen ($p > 0,05$; t-Test).

4.2.4 Deskriptive Statistik für die einzelnen Versuchsreihen

Innerhalb der unterschiedlichen Versuchsreihen wurde zu definierten Messzeitpunkten der Einfluss von mechanischer Alterung auf die Retentionskraft verglichen. Die deskriptive Statistik für die einzelnen Versuchsreihen ist in der nachstehenden Tabelle 14 sowie Abbildung 21 und 22 dargestellt und wird in Kapitel 4.2.5 ausgewertet.

Tabelle 14: Arithmetische Mittelwerte mit Standardabweichung der Retentionskraftmessungen in Newton aller Versuchsreihen im Verlauf der mechanischen Alterung und Retentionsverlust in Prozent

Versuchsreihen	0 Zyklen		100 Zyklen		200 Zyklen		500 Zyklen		1.000 Zyklen		5.000 Zyklen		10.000 Zyklen		RV %
	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	MW	SD	
NG0-IA0	8,7 N	0,8 N	8,0 N	0,7 N	7,9 N	0,6 N	8,0 N	0,7 N	7,8 N	0,7 N	7,2 N	0,5 N	7,1 N	0,8 N	19,0
NG15-IA15	8,6 N	0,8 N	8,0 N	0,9 N	8,1 N	0,8 N	8,2 N	0,9 N	8,4 N	0,9 N	7,2 N	0,4 N	6,2 N	0,5 N	28,4
LRO-IA0	25,4 N	7,8 N	29,3 N	11,7 N	29,3 N	6,0 N	26,4 N	4,0 N	15,8 N	3,6 N	7,7 N	2,8 N	7,8 N	2,0 N	69,2
NG0-IA5	9,3 N	0,6 N	8,5 N	0,6 N	8,5 N	0,5 N	8,3 N	0,5 N	8,2 N	0,5 N	7,4 N	0,4 N	6,7 N	0,3 N	27,2
NG15-IA20	8,4 N	1,0 N	8,2 N	1,0 N	8,1 N	1,2 N	8,1 N	0,8 N	7,7 N	0,8 N	7,7 N	0,7 N	6,1 N	1,0 N	27,7
LRO-IA5	17,9 N	8,7 N	14,4 N	6,2 N	10,5 N	4,6 N	22,3 N	4,0 N	12,7 N	3,0 N	6,7 N	2,9 N	4,4 N	3,0 N	75,3
NG0-IA10	8,1 N	1,4 N	7,8 N	0,9 N	7,4 N	0,8 N	7,6 N	0,6 N	7,6 N	0,6 N	6,9 N	0,3 N	6,5 N	0,5 N	19,9
LRO-IA10	14,8 N	4,1 N	13,2 N	2,4 N	10,5 N	1,6 N	21,1 N	6,8 N	20,6 N	3,7 N	9,4 N	2,2 N	7,1 N	1,4 N	52,0
NG0-IA15	8,8 N	0,7 N	8,7 N	0,8 N	8,3 N	0,7 N	8,2 N	0,7 N	8,1 N	0,8 N	6,9 N	1,0 N	6,0 N	0,5 N	32,0
LO0-IA15	7,8 N	3,5 N	4,6 N	0,7 N	4,9 N	0,5 N	8,6 N	2,8 N	4,9 N	1,2 N	2,3 N	1,1 N	1,5 N	1,2 N	80,4
NG0-IA20	8,2 N	1,2 N	7,7 N	1,1 N	7,7 N	1,1 N	7,9 N	1,2 N	7,9 N	0,9 N	6,6 N	0,1 N	5,9 N	0,6 N	28,3
LO0-IA20	10,0 N	6,7 N	7,3 N	4,9 N	4,7 N	1,5 N	4,9 N	1,6 N	4,3 N	1,0 N	2,1 N	1,2 N	0,4 N	0,4 N	96,1

NG0 = PEEK gelb 0°, NG15 = PEEK gelb 15°, LRO = Polyamid rosa 0°, LO = Polyamid orange 0°, IA0-20 = Implantatangulation 0°-20°, MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, RV = Retentionskraftverlust, N = Newton

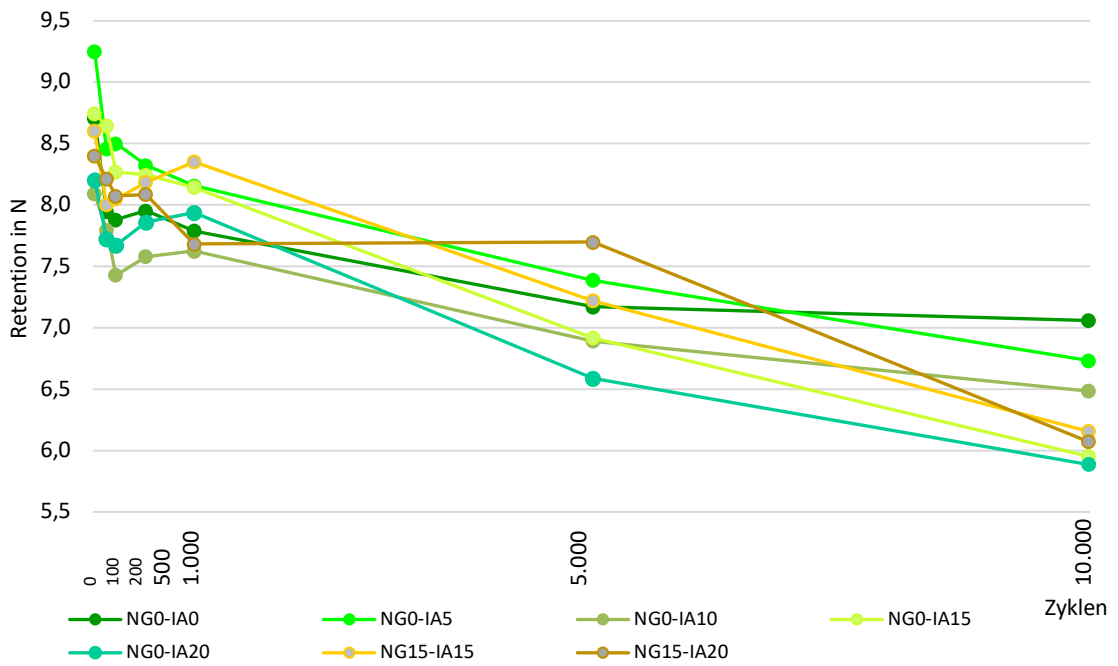


Abbildung 21: Graphische Darstellung der mittelwertigen Retentionskräfte in Newton der einzelnen Versuchsreihen der Attachments mit PEEK-Matrizen im Verlauf der mechanischen Alterung

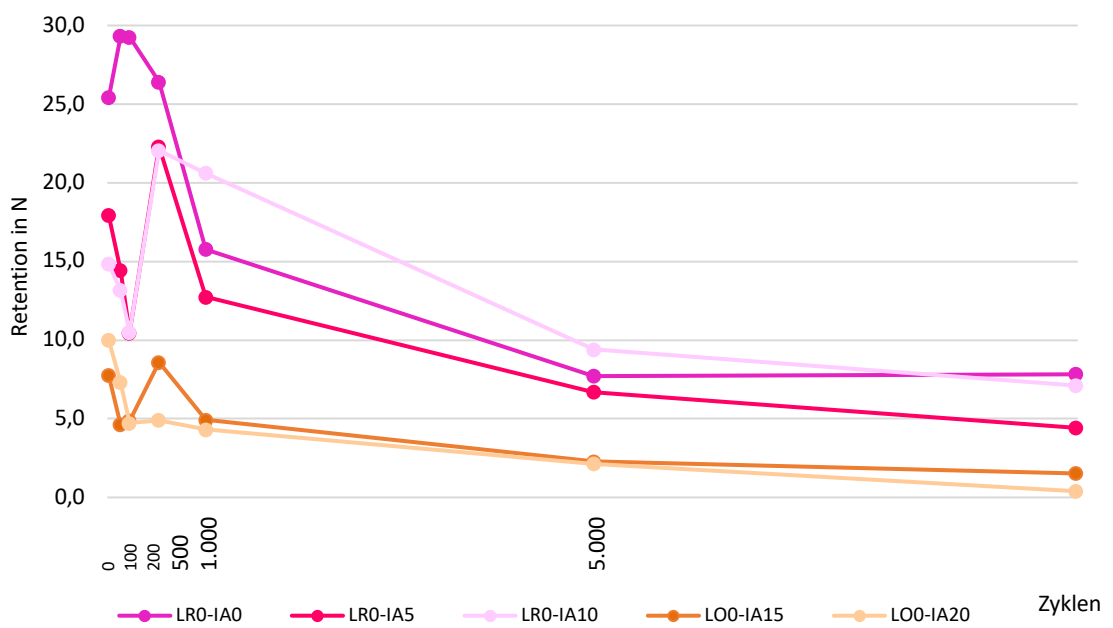


Abbildung 22: Graphische Darstellung der mittelwertigen Retentionskräfte in Newton der einzelnen Versuchsreihen der Attachments mit Polyamid-Matrizen im Verlauf der mechanischen Alterung

4.2.5 Vergleich der Retentionskräfte zu definierten Messzeitpunkten während des mechanischen Alterungsprozess innerhalb einer Versuchsreihe

Wie Tabelle 15 zu entnehmen, weisen die Attachments mit PEEK-Matrizen mit der Ausnahme von NGO-IA0 und NGO-IA10 zuerst nach 10.000 Alterungszyklen einen Retentionskraftverlust >2 N auf. Bei den Attachments mit Polyamid-Matrizen sind im gesamten Verlauf überwiegend relevante Retentionskraftveränderungen (>2 N) zu messen.

Tabelle 15: Retentionsänderung in Newton in Bezug auf den Initialwert der Versuchsreihen mit farblicher Einordnung wie in Kapitel 1.10.5 erläutert in „grün“= keine relevante Veränderung (0-<2 N), „gelb“= geringgradige Veränderung (≥2-<10 N), „rot“= erhebliche Veränderung (≥10 N) und p-Werten (p≤0,05; ANOVA und Dunnett T3 Post-hoc-Test)

Zyklen / 0°	NGO-IA0	NG15-IA15	LRO-IA0
100	-0,8 N	-0,6 N (0,002)	+3,9 N
200	-0,8 N	-0,6 N (0,044)	+3,9 N
500	-0,8 N	-0,4 N	+1,0 N
1.000	-0,9 N	-0,3 N	-9,6 N
5.000	-1,5 N (0,026)	-1,4 N (0,017)	-17,7 N (0,005)
10.000	-1,7 N (0,025)	-2,4 N (<0,001)	-17,6 N (0,006)
5°	NGO-IA5	NG15IA20	LRO-IA5
100	-0,8 N (<0,001)	-0,2 N	-3,5 N
200	-0,8 N (0,001)	-0,3 N	-7,5 N
500	-0,9 N (<0,001)	-0,3 N	+4,4 N
1.000	-1,1 N (<0,001)	-0,7 N	-5,2 N
5.000	-1,9 N (0,001)	-0,7 N	-11,2 N
10.000	-2,5 N (0,001)	-2,3 N (0,003)	-13,5 N (0,049)
10°	NGO-IA10		LRO-IA10
100	-0,3 N		-1,7 N
200	-0,7 N		-4,3 N
500	-0,5 N		+6,3 N
1.000	-0,5 N		+5,8 N
5.000	-1,2 N		-5,4 N
10.000	-1,6 N		-7,7 N (0,014)
15°	NGO-IA15		LO0-IA15
100	-0,1 N		-3,1 N
200	-0,5 N		-2,9 N
500	-0,5 N		+0,8 N
1.000	-0,6 N (0,006)		-2,8 N
5.000	-1,8 N (0,003)		-5,5 N (0,045)
10.000	-2,8 N (<0,001)		-6,2 N (0,021)
20°	NGO-IA20		LO0-IA20
100	-0,5 N		-2,7 N
200	-0,5 N		-5,3 N
500	-0,4 N		-5,1 N
1.000	-0,3 N		-5,7 N
5.000	-1,6 N (0,004)		-7,8 N
10.000	-2,3 N (0,015)		-9,6 N

° = Grad, N = Newton

4.3 Einfluss der thermischen Alterung auf die Retentionskraft

4.3.1 Deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Matrizenfarben

Der Einfluss der thermischen Alterung auf die Retentionskraft wurde vergleichend innerhalb einer Matrizenfarbe und Versuchsreihe sowie zwischen verschiedenen Matrizenfarben untersucht. Die deskriptive Statistik für die einzelnen Versuchsreihen ist in der nachstehenden Tabelle 16 und Abbildung 23 aufgeführt und wird in den Kapiteln 4.3.2, 4.3.3 und 4.3.4 entsprechend ausgewertet.

Tabelle 16: Arithmetische Mittelwerte initialer Retentionswerte in Newton und nach künstlicher (mechanisch + thermisch) Alterung mit Standardabweichung mit farblicher Markierung der klinischen Relevanz (siehe Tabelle 9) sowie Retentionsveränderung in Prozent der einzelnen Versuchsreihen

Versuchsreihen	0 Zyklen		10.000 Zyklen + Thermozyklierung		Retentionsverlust /-gewinn
	MW	SD	MW	SD	%
NG-IA0	8,7 N	0,8 N	5,8 N	0,5 N	-33,8
NG15-IA15	8,6 N	0,8 N	5,9 N	0,5 N	-31,3
LRO-IA0	25,4 N	7,8 N	28,7 N	5,6 N	+ 12,8
NG0-IA5	9,3 N	0,6 N	5,9 N	0,4 N	-35,8
NG15-IA20	8,4 N	1,0 N	5,3 N	0,8 N	-36,4
LRO-IA5	17,9 N	8,7 N	27,9 N	2,7 N	+55,5
NG0-IA10	8,1 N	1,4 N	6,2 N	0,4 N	-23,6
LRO-IA10	14,8 N	4,1 N	21,7 N	3,0 N	+46,5
NG0-IA15	8,8 N	0,7 N	5,3 N	0,5 N	-39,1
LO0-IA15	7,8 N	3,5 N	12,6 N	2,8 N	+60,4
NG0-IA20	8,2 N	1,2 n	5,5 N	0,9 N	-32,5
LO0-IA20	10,0 N	6,7 N	11,1 N	5,3 N	+11,1

MW = Mittelwert, SD = Standardabweichung, N = Newton

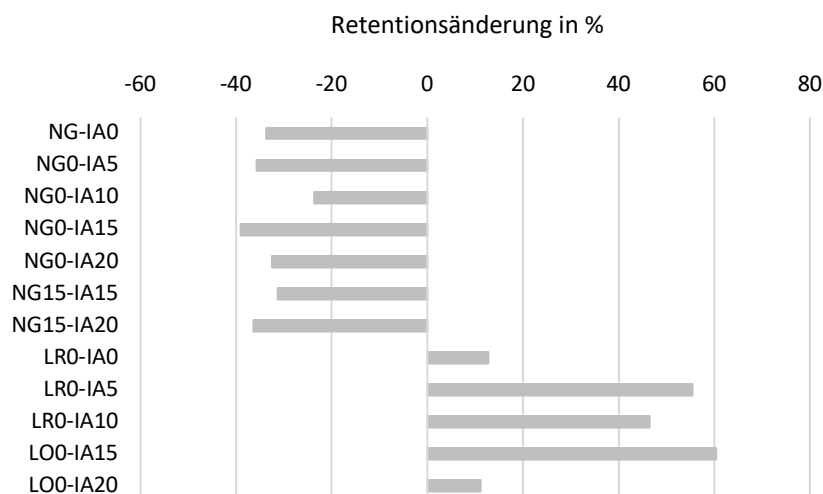


Abbildung 23: Graphische Darstellung der Retentionskraftveränderung in Prozent nach Thermozyklierung in Bezug auf den Initialwert der einzelnen Versuchsreihen

4.3.2 Vergleich der initialen Retentionskräfte mit denen nach mechanischer und thermischer Alterung innerhalb einer Matrizenfarbe

Die gesamten Attachments erfuhren durch die thermische Alterung Retentionskraftveränderungen in Bezug zum Initialwert (Σ NG: $p < 0,001$; LR: $p = 0,002$; LO: $p = 0,148$; t-Test). Da die thermische im Anschluss an die mechanische Alterung durchgeführt wurde, sind auch die Werte nach 10.000 Zyklen mit denen nach Thermozyklierung zu vergleichen. Dabei wird deutlich, dass sich der Effekt des Retentionskraftanstiegs der Polyamid-Matrizen noch verstärkt. Bei den gelben PEEK-Matrizen hingegen ist ein Retentionsverlust unterhalb der klinischen Relevanz < 2 N (siehe Tabelle 9) zu verzeichnen.

4.3.3 Vergleich der Retentionskräfte nach thermischer Alterung zwischen den Matrizenfarben

Nach thermischer Alterung liegt die Retentionskraft der rosa Polyamid-Matrizen bei $26,1 \pm 5,0$ N, der orangen Polyamid-Matrizen bei $11,8 \pm 4,2$ N und der gelben PEEK-Matrizen bei $5,7 \pm 0,6$ N ($p < 0,001$, t-Test).

4.3.4 Vergleich der initialen Retentionskräfte mit denen nach mechanischer und thermischer Alterung innerhalb einer Versuchsreihe

Alle Versuchsreihen der Attachments mit PEEK-Matrizen zeigen nach thermischer Alterung einen Retentionskraftverlust zwischen 1,9 und 3,4 N im Vergleich zum Initialwert (siehe Tabelle 16). Ohne einen relevanten Retentionsabfall bleibt die Versuchsreihe NG0-IA10 ($p = 0,100$; Dunnett T3 Post-hoc-Test). Im Gegensatz dazu kommt es bei allen Attachments mit Polyamid-Matrizen zu einer mittleren Retentionskrafteerhöhung zwischen 1,1 und 9,9 N im Vergleich zum Ausgangswert. Bis auf LO-IA20 haben alle Retentionskraftveränderungen klinische Relevanz ($p > 0,05$; Dunnett T3 Post-hoc-Test). Beim Vergleich der gemessenen Retentionswerte nach 10.000 Zyklen mit denen nach thermischer Alterung kommt es zu einem umgekehrten Effekt. Die Versuchsreihen der Attachments mit Polyamid-Matrizen zeigen erheblich relevante Veränderungen der Retentionswerte von $+10,7$ N bis $24,2$ N ($p < 0,001$, Dunnett T3 Post-hoc-Test), während der Retentionsverlust der Attachments mit PEEK-Matrizen durch Thermozyklierung ($-0,2$ bis $-1,3$ N) nicht relevant ist.

4.4 Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Oberfläche der Matrizen

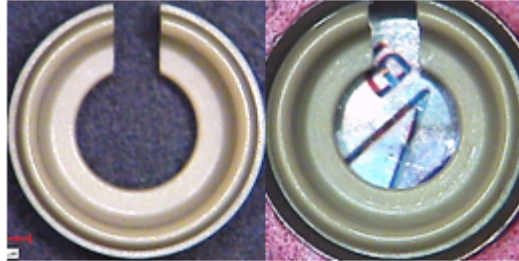


Abbildung 24: Mikroskopische Aufnahmen der gelben PEEK-Matrizen vor und nach künstlicher Alterung

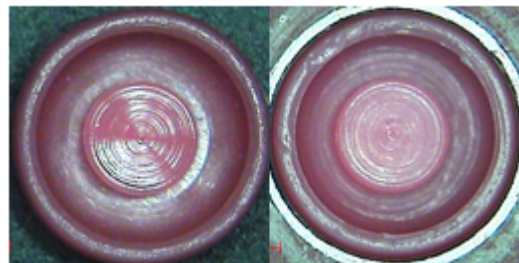


Abbildung 25: Mikroskopische Aufnahmen der rosa Polyamid-Matrizen vor und nach künstlicher Alterung

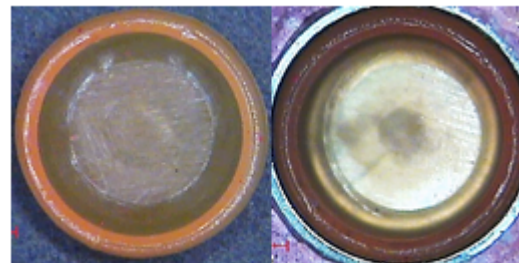


Abbildung 26: Mikroskopische Aufnahmen der orangen Polyamid-Matrizen vor und nach künstlicher Alterung

Bei allen Matrizenarten sind leichte Veränderungen der Oberfläche nach der künstlichen Alterung zu erkennen. Bei den gelben PEEK-Matrizen befinden sich die Fehlstellen überwiegend am Matrizendach (24) während bei den Polyamid-Matrizen die Beschädigungen überwiegend an der äußeren Retention zu sehen sind (Abbildung 25 und 26).

4.5 Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Matrizendimensionen

Nach künstlicher Alterung kommt es zu einer Vergrößerung der Durchmesser D1 zwischen 56 und 195 μm und D2 von durchschnittlich 112 μm (nur rosa Polyamid) der Matrizen ($p < 0,001$; Wilcoxon-Test). Teilweise und insbesondere bei den Polyamid-Matrizen kommt es zu einer ungleichmäßigen Erweiterung, sodass es zu einer Entrundung der Form kommt. Es ist eine Tendenz zu erkennen, dass sich bei steigender Angulation auch die Durchmesser stärker vergrößern (siehe Abbildung 27).

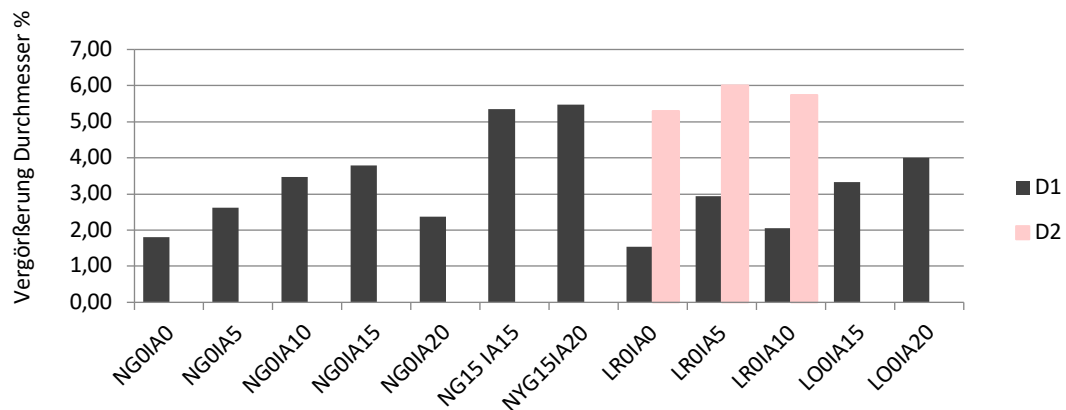


Abbildung 27: Vergrößerung der Durchmesser D1 und D2 nach künstlicher Alterung in Prozent

Mit einem Spearman Korrelationskoeffizienten von $-0,650$ lässt sich initial bei den orangen Polyamid-Matrizen ein entgegengesetzter Zusammenhang der Retentionskräfte mit den Durchmessern nachweisen ($p = 0,009$). Auch die Veränderungen der beiden Größen durch die künstliche Alterung (Wert nach künstlicher Alterung-Ausgangswert) korrelieren mit $r_{sp} = -0,758$ bei den orangen Polyamid-Matrizen miteinander ($p = 0,003$).

4.6 Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten

4.6.1 Deskriptive Statistik für die einzelnen Implantatangulationen

Der Einfluss der Implantatangulation auf die Retentionskraft wurde zu definierten Messzeitpunkten innerhalb eines Attachmentsystems verglichen. Die deskriptive Statistik für die unterschiedlichen Implantatangulationen ist in der Tabelle 14 aufgeführt und wird in Kapitel 4.6.2 entsprechend ausgewertet. Eine ergänzende Abbildung (Abbildung 29) befindet sich in den Anlagen.

4.6.2 Vergleich der Retentionskräfte verschiedener Implantatangulationen zu definierten Messzeitpunkten im Alterungsprozess

Die Retentionswerte des Attachmentsystems mit PEEK-Matrizen zeigen sowohl initial als auch nach 1.000 Zyklen bei allen getesteten Angulationen mit $<1,2$ N keine relevanten Unterschiede ($p > 0,05$; t-Test). Nach 10.000 Zyklen wird die Tendenz sichtbar (siehe Tabelle 14), dass eine steigende Angulation mit geringeren Retentionskräften einhergeht, die unter der klinischen Relevanz bleibt (0° - 15° : $p=0,006$; 0° - 20° : $p=0,007$; 5° - 15° : $p=0,002$; 5° - 20° : $p=0,004$, t-Test). Nach der Thermozyklierung (siehe Tabelle 16) kommt es mit einer Differenz <1 N zu einer Annäherung der Retentionskräfte.

Initial sinkt die Retentionskraft der rosa Polyamid-Matrizen erheblich mit steigender Angulation bis 10° um >10 N ($p=0,006$; t-Test). Von 15° zu 20° ist ein geringgradiger Retentionsunterschied von circa $2,2$ N zu beobachten ($p > 0,05$; t-Test). Im Verlauf fallen die Differenzen der orangen Polyamid-Matrizen unter den klinisch relevanten Bereich ($p > 0,05$; t-Test). Bei den rosa Polyamid-Matrizen hingegen sind Unterschiede mit klinischer Relevanz nach 1.000 Zyklen zu finden (0° - 10° : $p=0,019$; 5° - 10° : $p < 0,001$; t-Test). Nach 10.000 Zyklen zeigen die Attachments mit orangen Polyamid-Matrizen bei 20° geringere Retentionswerte ohne klinische Relevanz ($p=0,031$; t-Test). Die Attachments mit rosa Polyamid-Matrizen weisen geringgradig relevante Unterschiede zwischen den 5° und den 0° und 10° Implantaten nach der mechanischen Alterung auf ($p < 0,05$; t-Test). Nach der Thermozyklierung sinken die Retentionskräfte mit klinischer Relevanz von 5° auf 10° ($p=0,001$, t-Test).

Gemein ist beiden Systemen nach mechanischer Alterung die höchste Retentionskraft der axialen Implantate sowie die niedrigeren Werte auf den stärker abgewinkelten Implantaten, wobei sich die absolute Differenz zwischen den Angulationen deutlich unterscheidet (siehe Tabelle 14). Alle signifikanten Unterschiede haben eine große Effektstärke ($d > 1$).

4.7 Einfluss von angulierten Patrizen zum Angulationsausgleich auf das Retentionsverhalten

4.7.1 Vergleich der Retentionskräfte von abgewinkelten Patrizen zum Ausgleich stark angulierter Implantate mit den Retentionskräften von geraden Patrizen mit und ohne Implantatangulation

Die Attachments mit PEEK-Matrizen und abgewinkelter Patrize befinden sich sowohl initial als auch nach mechanischer Alterung mit ihren Retentionskräften innerhalb des Minimums bzw. Maximums der Reihen mit gerader Patrize (siehe Tabelle 14). Initial, während und nach mechanischer Alterung ist kein relevanter Unterschied ($p > 0,05$; t-Test) zwischen abgewinkelter und gerader Patrize bei gleicher Implantatangulation zu beobachten (NG0-IA15 zu NG15-IA15; NG0-IA20 zu NG15-IA20). Beim Vergleich der Retentionskräfte der abgewinkelten und geraden Patrizen bei unterschiedlicher Implantatangulation aber nun gleich ausgerichteter Patrizen bestehen initial sowie nach 1.000 und 5.000 Zyklen keine relevanten Unterschiede (NG0-IA0 zu NG15-IA15; NG0-IA5 zu NG15-IA20). Nach 10.000 Zyklen sind die Retentionskräfte bei den abgewinkelten Patrizen irrelevant niedriger als bei geraden (NG15-IA15, NG0-IA0: $p = 0,02$; t-Test). In Abbildung 28 ist die Gegenüberstellung der verschiedenen Patrizen in einem Diagramm veranschaulicht.

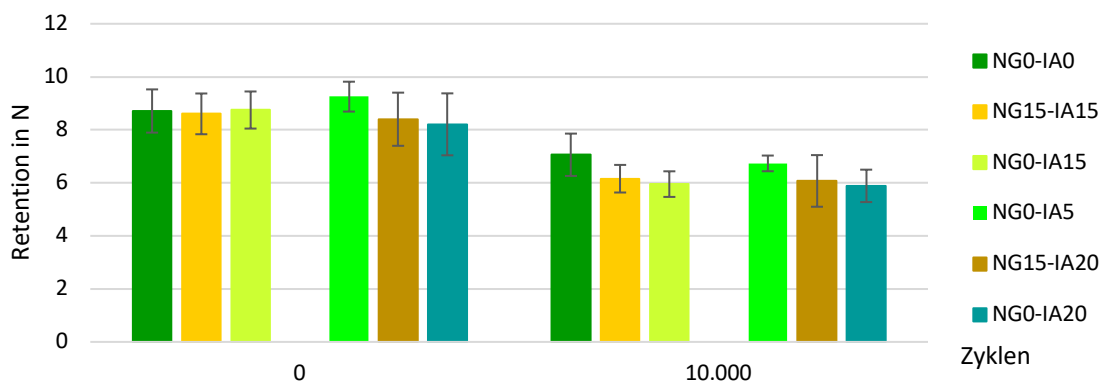


Abbildung 28: Graphische Darstellung der Retentionskräfte in Newton vor und nach mechanischer Alterung der abgewinkelten Patrizen im Vergleich zu gleicher Implantatangulation sowie gleicher Patrizenausrichtung

5 Diskussion

5.1 Vergleich der initial gemessenen mit den herstellergegebenen Retentionskräften

Die initialen Retentionskräfte des Attachmentsystems mit den PEEK-Matrizen und mit den rosa Polyamid-Matrizen streuten relevant (>2 N) von den Herstellerwerten. Lediglich die Retentionswerte der orangen Polyamid-Matrizen lagen im Bereich des Herstellers (siehe Tabelle 12). Somit konnte die erste Hypothese, dass die initial gemessenen den herstellergenannten Retentionskräften entsprechen, nur teilweise bestätigt werden.

Zur besseren Übertragung in die Praxis wurden die erhaltenen Ergebnisse nach einer klinisch randomisierten kontrollierten Studie von Albuquerque et al. mit begrenzter Teilnehmeranzahl in Tabelle 9 hinsichtlich ihrer klinischen Relevanz eingeordnet. Die drei Bereiche („nicht relevant“ = ≤ 2 N, „geringfügig relevant“ = $>2 - <10$ N und „erheblich relevant“ = ≥ 10 N) sollten als Orientierung gesehen werden, da die Patientenzufriedenheit multifaktoriell bedingt ist und in der Studie keine direkte Korrelation zwischen Retentionskraft und Zufriedenheit hergestellt werden konnte (Albuquerque et al., 2019).

In der Literatur wird vielfach über abweichende Retentionskräfte der Locator-Attachments von den herstellergegebenen Werten berichtet (siehe Tabelle 4–8). Zumeist waren die initial gemessenen Kräfte deutlich höher, vereinzelt wurden auch geringere Kräfte gemessen. Schweyen et al. maßen um ca. 5,4 N bei blauen und Mínguez-Tomás et al. um ca. 3,7 N höhere Retentionskräfte bei rosa Polyamid-Matrizen (Schweyen et al., 2015b; Mínguez-Tomás et al., 2018). Sultana et al. ermittelten in ihrer In-vitro-Untersuchung Retentionskraftwerte für rosa Matrizen, die um etwa achtfach höher waren als die Herstellerangabe (Sultana et al., 2017). Rabbani et al. stellten in ihrer Untersuchung zusätzlich fest, dass neben den absoluten Werten auch die Rangfolge der Matrizenfarben durch den Hersteller nicht übereinstimmte. Sie vermuteten, dass die Retentionskräfte einen Mittelwert über die gesamte Tragezeit darstellen und deshalb nicht den initialen Werten entsprechen (Rabbani et al., 2015). Die rosa Polyamid-Matrizen liegen mit durchschnittlich 19,4 N in dieser Untersuchung im Bereich der in der Literatur angegebenen Werten. Für Novaloc-Attachments sind aufgrund fehlender Studien keine Werte für einzelne Attachments bekannt. Für die untersuchten Attachments sind der Versuchsaufbau sowie die Art der Durchführung zur Erhebung der Retentionskräfte seitens der Hersteller unbekannt. Durch diesen Aspekt wird nachvollziehbar, wie die Abweichungen der Werte entstehen können.

5.2 Einfluss der mechanischen Alterung auf die Retentionskraft

Bei nahezu allen Versuchsreihen führte die mechanische Alterung über 10.000 Ein- und Ausgliederungszyklen und die thermische Alterung zu relevanten Retentionskraftveränderungen. Damit muss die zweite Hypothese, dass eine künstliche Alterung keinen Einfluss auf das Retentionsverhalten hat, verworfen werden.

Während die Maximalwerte bei den Attachments mit PEEK-Matrizen initial erhoben wurden, kam es bei jenen mit Polyamid-Matrizen durch einen zwischenzeitlichen Retentionsanstieg zu maximalen Werten innerhalb der ersten 1.000 Ein- und Ausgliederungszyklen. In Tabelle 17 ist ein Überblick zum Ausmaß und Zeitpunkt von Retentionskraftanstiegen aus der Literatur im Vergleich zu dieser Studie dargestellt.

Tabelle 17: Messzeitpunkt (Alterungszyklen) und Anstieg der Retentionskraft mit Einteilung nach Relevanz (siehe Tabelle 9) in Newton im Vergleich zum Initialwert von Retentionskräften der Locator-Attachments im mechanischen Alterungsprozess aus der Literatur und dieser Untersuchung

Studie	Maximaler Retentionsanstieg im Alterungszeitraum im Vergleich zum Initialwert in Newton	Zeitpunkt
Kobayashi et al., 2014	+18,4 N	100
Srinivasan et al., 2016a	+19,1 N	100
Wolf et al., 2009	+4,7 N	200
Mínguez-Tomás et al., 2018	+4,5 N	1000
LR0-IA0	+3,9 N	100
LR0-IA5	+4,4 N	500
LR0-IA10	+6,3 N	500
LO0-IA15	+0,8 N	500
LO0-IA20	0	0

N = Newton

Da in den genannten Studien die Messzeitpunkte nicht identisch waren, bleibt der Vergleich eingeschränkt. Wolf et al. begründeten den Anstieg der Retentionskräfte mit einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit als erstes Verschleißzeichen. Durch das erschwerte Lösen des Attachments erhöhe sich wiederum der Verschleiß und führe so zu einem schnellen Retentionsverlust im weiteren Verlauf (Wolf et al., 2009).

Durch die künstliche Langzeitbelastung kam es zur klinisch relevanten Verringerung der Retentionskräfte beider Attachmentsysteme. Der Retentionsverlust durch wiederholtes Fügen und Lösen der Probenstücke wurde bereits in vorangegangenen Studien für unterschiedliche Verbindungselemente beschrieben. In Tabelle 18 sind die Retentionsveränderungen der beiden Attachmentsysteme zu definierten Messzeitpunkten aus dieser Untersuchung Ergebnissen aus

der Literatur gegenübergestellt. Die insgesamt 10.000 Ein- und Ausgliederungszyklen sollten im Sinne einer Langzeitbelastung über neun Jahre Tragezeit entsprechen (Ludwig et al., 2005; Bayer et al., 2011). Die Messzeitpunkte (0, 100, 200, 500, 1.000, 5.000, 10.000) haben sich an ähnlichen Studien orientiert (Schweyen, 2017; Mínguez-Tomás et al., 2018).

Tabelle 18: Bereich der Retentionsveränderungen in Newton nach 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen aus dieser Untersuchung und aus der Literatur

Zyklen	Attachment mit PEEK-Matrizen		Attachment mit Polyamid-Matrizen	
	Ergebnisse	Literatur	Ergebnisse	Literatur
		(Maniewicz et al., 2020)		(Ludwig et al., 2005*; Mínguez-Tomás et al., 2018)
1.000	-0,2 N - (-1,1 N)	+23,5 N - (+38,9 N)	+5,8 N - (-9,6 N)	+4,7 N - (-3,5 N*)
5.000	-0,7 N - (-1,9 N)	+18,0 N - (+29,3 N)	-5,4 N - (-17,7 N)	-2,1 N
10.000	-1,6 N - (-2,8 N)	+1,7 N - (+12,6 N)	-6,3 N - (-17,6 N)	-6,1 N - (-8,5 N*)

N = Newton

Die Retentionskraftverluste des Attachmentsystems mit PEEK-Matrizen waren deutlich geringer als die des Attachments mit Polyamid-Matrizen. Das geht einher mit einer In-vitro-Untersuchung von den im Design und Material ähnlichen Attachments mit PEKK-Matrizen im Vergleich zum Locator-Attachment (Passia et al., 2016). Durch die offene Ringform der PEEK-Matrizen könnte sich die Matrice ähnlich dem Mechanismus einer Klammer beim Hineingleiten in den Unterschnitt elastisch aufbiegen und so den Materialverschleiß reduzieren. Übertragen von der Retentionskraftstärke einer Klammer können Unterschnitttiefe, Wandstärke der Matrizen und Länge der Matrice im Unterschnitt eine Rolle spielen, über welche es keine Angaben gibt. Ebenfalls bedingen die unterschiedlichen Materialkombinationen, PEEK und ADLC sowie Polyamid und Titanitrid, eine differierende Abnutzung der Kontaktflächen. Durch das höhere Elastizitätsmodul von 3,6 GPa im Vergleich zu 3 GPa bei Polyamid wirkt PEEK elastischer Verformung stärker entgegen (Alsabeeha et al., 2011; Woo und Li, 2011). Des Weiteren ist PEEK weniger anfällig für Kriechen als Polyamid 66 bei Raumtemperatur (McKeen, 2015). In Bezug auf das Material der Attachments können nur allgemeine Aussagen getroffen werden, da die genaue Zusammensetzung vom Hersteller nicht angegeben wird. So können nicht aufgeführte Zusätze zu abweichenden mechanischen Eigenschaften führen.

Bei in vitro paarweise untersuchten Novaloc-Attachments fanden Maniewicz et al. deutlich höhere initiale Retentionskräfte von $57,7 \pm 31,0$ N. Innerhalb der ersten 100 Zyklen kam es zu

einem Retentionskraftanstieg. Nach 10.000 Zyklen sind höhere Retentionskräfte als zu Beginn der Untersuchung gemessen worden. Dabei weicht der Versuchsaufbau in Teilen von dieser Studie ab (Maniewicz et al., 2020). Wie Tabelle 18 zu entnehmen, sind die Retentionskraftveränderungen des Attachments mit Polyamid-Matrizen in dieser Untersuchung stärker ausgeprägt als in den aufgeführten Studien. In den Studien von Minguéz-Tomás et al. und Ludwig et al. wurden andere Verankerungen in der Prüfmaschine gewählt, Kausimulation und Messungen fanden im gleichen Gerät statt und es wurde ohne künstlichem Speichel getestet (Ludwig et al., 2005; Minguéz-Tomás et al., 2018). In dieser Studie wurden zwei verschiedene Attachmentsysteme unter gleichen Bedingungen miteinander verglichen: Die Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min bei In-vitro-Abzugsversuchen ist weit verbreitet (Chung et al., 2004; Rutkunas et al., 2005; You et al., 2011). Künstlicher Speichel als Testmedium hat einen signifikanten Einfluss auf die gemessene Retentionskraft und wird in neueren Studien vermehrt verwendet (Bayer et al., 2011; Srinivasan et al., 2016b). Dennoch existieren keine standardisierten Versuchsaufbauten, die einen Vergleich uneingeschränkt ermöglichen.

Die stärkeren Retentionskraftveränderungen in den ersten 1.000 Zyklen und die dann langsamer fallenden Kräfte pro 1.000 Zyklen lassen sich durch das Modell von Besimo und Guarneri erklären. Sie unterschieden im Verlauf der Retentionskräfte in der Gebrauchsperiode eine Einspielphase von einer Funktionsphase. Die Einspielphase war gekennzeichnet durch stark variierende Retentionswerte, die zunächst anstiegen und dann abfielen. Die Funktionsphase zeigte eine stabilere langsamer fallende Retentionskraft. Nach wie vielen Ein- und Ausgliederungszyklen der Übergang zur Funktionsphase stattfand, unterschied sich je nach Attachment. Auch klinisch waren die unterschiedlichen Retentionskräfte der Attachments beim Eingliedern der Prothese in der Einspielphase bemerkbar (Besimo und Guarneri, 2003). Rutkunas et al. bestätigten die Beobachtung von zu Beginn stark schwankenden Retentionswerten bei anderen Attachments und definierten eine Einspielphase von 800 Zyklen (Rutkunas et al., 2005). Nach den vorliegenden Messungen dieser Studie ist am ehesten eine Einspielphase von 1.000 Zyklen zu benennen.

Die Retentionskraftmessungen nach der mechanischen Alterung ergaben, dass die PEEK- und rosa Polyamid-Matrizen noch über eine suffiziente Retention verfügten. Die orangen Polyamid-Matrizen wiesen bereits nach 5.000 Zyklen nach Lehmann und Arnim mit <4 N und nach 10.000 Zyklen nach Wagner und Kern mit <2 N eine ungenügende Retention auf (Lehmann und Arnim, 1976; Wagner und Kern, 2000). Der Retentionsverlust der PEEK-Matrizen von >2 N liegt nach der hier aufgestellten Definition (siehe Tabelle 9) im klinisch relevanten Bereich. Der Zeitfaktor blieb dabei unbeachtet. Es ist fraglich, ob ein Retentionsverlust von ca. 2 N über neun Jahre ebenso von den Behandelten bemerkt wird wie innerhalb von drei Monaten. Bei den Polyamid-

Matrizen hingegen, könnte ein wahrnehmbares Nachlassen der Retention nach kurzer Zeit einen früheren Austausch der Matrizen notwendig werden lassen (siehe Tabelle 15). Da für den Austausch der Matrizen das subjektive Empfinden der Behandelten entscheidend ist, unterliegt die Frequenz interindividueller Unterschiede und ein klinisch relevanter Retentionskraftverlust (siehe Tabelle 9) kann nur angenähert durch die Veränderung der Zufriedenheit mit dem Halt der Prothese in Verbindung mit gemessenen Retentionskraftwerten ermittelt werden (Albuquerque et al., 2019). Der schnelle und ausgeprägte Retentionskraftverlust des Attachments von Polyamid-Matrizen aus In-vitro-Studien konnte auch in vivo bestätigt werden. Oftmals ist der Effekt verstärkt, sodass ein Austausch teilweise nach einem Jahr Tragezeit erfolgen musste (Kleis et al., 2010; Jabbour et al., 2014; Engelhardt et al., 2016). Die nicht axialen Ein- und Ausgliederungen, zusätzliche Umwelteinflüsse und parafunktionelle Kräfte beanspruchen die Matrizen klinisch zusätzlich (Chung et al., 2004; Rodrigues et al., 2009). Bei den untersuchten Attachmentsystemen ist der Wechsel der Matrizen leicht und ohne großen Kostenaufwand innerhalb einer Nachsorgeuntersuchung möglich. Während die mechanische Abnutzung der mit Titannitrid beschichteten Matrizen einen kostenintensiveren Austausch erfordert, ist die Beständigkeit der mit ADLC-beschichteten Matrizen über einen längeren Zeitraum klinisch noch nicht untersucht (Bensel und Boeckler, 2018). Für eine engere Anlehnung an die klinische Situation wären zusätzlich Kauzyklen als weitere Komponente der mechanischen Alterung möglich.

Erhebliche Unterschiede bei den Retentionskräften des Attachments mit Polyamid-Matrizen zwischen den acht Proben einer Versuchsreihe führten zu großen Standardabweichungen sowie Differenzen über 20 N zwischen dem kleinsten und größten gemessenen Wert einer Reihe. Im Verlauf des Alterungsprozesses kam es mit dem Absinken der Retentionskraft zu kleineren Standardabweichungen und geringfügigeren Unterschieden der einzelnen Proben (<10 N). Die Standardabweichungen des Attachments mit PEEK-Matrizen fielen über den gesamten Alterungsprozess gering aus. Vergleichbare Beobachtungen sind auch in der Literatur beschrieben. Sowohl bei Wolf et al. wie auch bei Mínguez-Tomás et al. waren die Standardabweichungen des Locator-Attachments höher als die der anderen untersuchten Attachments und hatten ähnliche Ausmaße wie in dieser Untersuchung (Wolf et al., 2009; Mínguez-Tomás et al., 2018). Setz et al. teilten die getesteten Verbindungselemente nach Höhe der Standardabweichung in zwei Gruppen. Sie schlossen einen Einfluss der Versuchsanordnung auf die Unterschiede aus und machten die Hersteller dafür verantwortlich, keine exakten Retentionskräfte reproduzieren zu können (Setz et al., 1998). Boeckler nahm die Materialeigenschaften des Polyamids 66 als Ursache an. Zudem ordnete er den Attachments mit Polyamid-Matrizen einen im Vergleich zu anderen Attachments großen Funktionsbereich,

Bewegungsraum zwischen Matrize und Patrize, zu. Welcher einerseits klinisch für eine gleichmäßige Kraftableitung über die gesamte Prothese sorgt und andererseits die Streuungen der absoluten Retentionskräfte bedingen könnte (Boeckler, 2011). Die Herstellung der Probenkörper in dieser Untersuchung erfolgte in wenigen, einfachen und leicht zu reproduzierenden Schritten. Somit konnten herstellungsbedingte Unterschiede zwischen den einzelnen Probenkörpern und Versuchsreihen sowie Fehler minimiert werden. In der Universalprüfmaschine wurde der Abzug der Proben über ein lose gelagertes Stahlseil durchgeführt, wodurch Querkräfte vermieden wurden. Durch die Bewegungsfreiheit der Polyamid-Matrize in ihrem Gehäuse konnte ein Verkanten bzw. Verdrehen der Matrize trotz Silikonschlüssel nicht vollständig ausgeschlossen werden und so zu den großen Streubreiten der Messungen beigetragen haben. Durch den Wechsel zwischen Universalprüfmaschine und Kausimulator war ein mehrfaches Positionieren der Proben notwendig. Dennoch konnten die Positionen reproduzierbar eingenommen werden und darüber hinaus war eine reversible Fixierung durch Schraubensysteme ohne erneutes Einpolymerisieren möglich. Die beiden Probenteile wurden bei jeder Messung vollständig voneinander getrennt. Durch die Messsoftware waren die Retentionskraft sowie das Kraft-Weg-Diagramm sofort einsehbar. Mit einer maximalen Kraftmessung von 100 N und einer Genauigkeit von 0,2% war bei einem adäquaten Umfang eine hinreichende Präzision gegeben.

5.3 Einfluss der thermischen Alterung auf die Retentionskraft

Die künstliche Alterung der PEEK-Matrizen mit thermischer Wechselbelastung führt zu einem geringfügig relevanten Retentionskraftverlust. Bei den Polyamid-Matrizen hingegen kommt es in Folge der thermischen Beanspruchung zu einem erheblichen Retentionsanstieg, welcher die initialen Werte übersteigt.

Die Angaben in der Literatur zu den Locator-Matrizen weichen von den Ergebnissen dieser Untersuchung ab. Schweyen fand bei blauen Matrizen einen Retentionskraftverlust durch thermische Alterung von 1,2 N im Vergleich zum vorherigen Messwert. Hier wurden die Proben auch zunächst mechanisch und abschließend thermisch gealtert. In der gleichen Studie wurden zusätzlich Retentionssysteme mit Silikoneinsätzen untersucht. Durch die Wechselbelastung zwischen 5° C und 55° C kam es zu geringfügigen Änderungen der Retentionskraft (Schweyen, 2017). Shastry et al. untersuchten in vitro die Retention von Matrizen paarweise. Nach der thermischen Alterung durch 5.000 Zyklen im Thermozyklriergerät und 100 weiteren mechanischen Zyklen kam es wie bei den untersuchten Kugelkopf- und Steg-Attachments zu

einem Retentionskraftverlust (Shastry et al., 2016). Trotz des ähnlichen Versuchsaufbaus, insbesondere zu der Untersuchung von Schweyen, kann eine mögliche Ursache für die unterschiedlichen Ergebnisse eine Veränderung in der Materialzusammensetzung durch den Hersteller sein. Zur thermischen Alterung von PEEK-Matrizen liegen keine Angaben vor.

Polyamid 66, das Material der Polyamid-Matrizen, ist bekannt für seine hohe Wasseraufnahme. Sowohl erhöhter Feuchtigkeitsgehalt als auch steigende Temperaturen führen zur Expansion des Materials. So kommt es insbesondere durch die wechselnden Temperaturen bei der Thermozyklisierung zu gegenläufigen Dimensionsänderungen der Matrize (McKeen, 2014). Durch die Kombination von Diffusion des Wassers in das Material, Lösung von Wasserstoffbrückenbindungen und Aufquellen kommt es zur Zersetzung des Polyamids. In der Studie von Gonçalves et al. begann die Schädigung des Polyamids im Wasserbad bei Raumtemperatur und wurde bei höheren Temperaturen verstärkt. Bei Lagerung in über 70° C heißem Wasser kam es zur Versprödung und nach über 48 h sogar zum Bröckeln der Polyamid-Plättchen (Gonçalves et al., 2007). Möglicherweise hat in dieser Studie durch weitere Materialzusätze bereits bei niedrigerer Temperatur eine Versprödung des Polyamids stattgefunden und führte so zu dem Retentionsanstieg. Durch die Auflockerung des Gefüges bei Wasseraufnahme konnten freigesetzte Aluminiumionen aus den Hilfsteilen vereinfacht in das Matrizenmaterial eindringen. Die Einlagerung der Aluminiumionen in die Matrize könnte zu einer Verfestigung des Materials geführt haben. Gonçalves et al. konnten keinen Effekt durch Zugabe von Eisen(III) in das Wasserbad auf den Degradationsprozess des Polyamids nachweisen (Gonçalves et al., 2007). Chiu et al. beobachteten im REM bereits vor zyklischer Alterung sichtbare Rissbildung und Degradierung bei Lagerung der Locator-Matrizen in 60 °C heißem destillierten Wasser. Dies brachten sie in Verbindung mit geringeren Retentionskraftwerten und erhöhtem Retentionskraftverlust im Vergleich zu in 20°C und 37°C gelagerten Matrizen (Chiu et al., 2017).

PEEK hat im Vergleich zu anderen in der Zahnmedizin verwendeten Kompositen und Kunststoffen eine geringe Wasseraufnahme und Löslichkeit (Liebermann et al., 2016). Zudem bleiben die molekularen Strukturen auch bei höheren Temperaturen stabil (Skirbutis et al., 2018). Sowohl eine Temperaturänderung als auch eine Änderung im Feuchtigkeitsgehalt der Umgebung beeinflussen die mechanischen Eigenschaften von PEEK geringer als die von Polyamid (McKeen, 2014). Ebenfalls könnte der Spalt in der geöffneten Ringform der PEEK-Matrizen als eine Art Puffer funktionieren, sodass sich Änderungen im Material weniger empfindlich auf die Retentionskraft auswirken.

Die thermisch wechselnde Belastung der Attachments hat durch das Verzehren von kalten und warmen Nahrungsmitteln eine klinische Bedeutung während der Tragezeit einer Prothese. Die

hier verwendeten Grenzwerte von 5° C und 55° C können dabei unter- bzw. überschritten werden. Passia et al. postulierten, dass die thermische Beanspruchung weniger entscheidend für den Retentionsverlust ist als die mechanische durch das Ein- und Ausgliedern (Passia et al., 2016). In dieser Untersuchung entspricht die mechanische Alterung über neun Jahre und die thermische weniger als einem Jahr (Besimo und Guarneri, 2003; Yao et al., 2014). Die unterschiedlichen Alterungsprozesse werden im Gegensatz zur klinischen Anwendung getrennt voneinander durchgeführt, um die Einflüsse einzeln untersuchen zu können.

5.4 Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Oberfläche der Matrizen

Nach der künstlichen Alterung wurden Beschädigungen an den Oberflächen der Matrizen in allen Versuchsreihen sichtbar. Zusätzlich kam es nach der künstlichen Alterung zu einer deutlichen Vergrößerung der festgestellten Durchmesser. Damit muss die dritte Hypothese, dass die künstliche Alterung keinen Einfluss auf die Oberfläche und Dimension der Matrizen hat, verworfen werden.

In vielen Untersuchungen von Retentionskräften wurden auch vergrößerte Aufnahmen der Attachments zur Darstellung des Verschleißes angefertigt. Stärkste Beschädigungen in kurzer Zeit wurden bei In-vivo-Versuchen sichtbar. Alsabeeha et al. fanden stark lädierte Matrizen des Locator-Systems nach einem Jahr Tragezeit bei ihren Probanden. Die Matrizen hatten nicht mehr ihre ursprüngliche Form und lösten sich teilweise vom Gehäuse. In die entstandenen Spalten lagerten sich Plaque und Debris ein. An der Oberfläche waren Risse und Fehlstellen insbesondere an den Stellen mit Kontakt zur Patrize sichtbar. Eine Einlagerung von Titanitrid-Partikeln der Patrize in das Polyamid konnte nicht nachgewiesen werden. Die Patrize selbst wies keine Veränderungen der Oberfläche auf (Alsabeeha et al., 2011). Nach mehrjähriger Tragezeit konnte in einer anderen Studie auch eine Abnutzung an den Patrizen festgestellt werden (Guédat et al., 2018). Durch einen Austausch der Patrizen mit jeder neuen Probe in dieser Studie wurde eine Verzerrung der Ergebnisse verhindert. Im In-vitro-Versuch von Rutkunas et al. wurden bereits initial Unregelmäßigkeiten in der Oberfläche der Polyamid-Matrizen (Locator) festgestellt, die sich durch die künstliche Alterung verstärkt haben. Des Weiteren kam es zum oberflächlichen Materialverlust (Rutkunas et al., 2011). Ähnliches berichtete auch Fraedrich aus ihrer In-vitro-Untersuchung. Neben unversehrten Stellen an der äußeren Retention waren auch stark beschädigte Bereiche zu finden. Insgesamt war die Oberfläche der inneren Retention durch die Alterung weniger angegriffen. An der Patrize befanden sich abgelöste Polyamid-Partikel (Fraedrich, 2015). Die Schädigungen der Matrizen aus der Studie von Fraedrich entsprachen

denen in dieser Untersuchung waren aber insgesamt stärker ausgeprägt, was möglicherweise dem starren Abzug von Fraedrich zuzuordnen ist. Fromentin et al. stellten in ihrer In-vivo-Untersuchung fest, dass ein Retentionsverlust von Attachments nicht mit einem Gewichtsverlust korreliert (Fromentin et al., 1999). Daraus wurde geschlossen, dass sich der Retentionsverlust nicht allein durch den Verschleiß der friktiven Flächen erklären lässt. Polyamid ein Material, was zur Retardation, der zeit- und temperaturabhängigen Verformung bei konstanter Belastung, neigt. Während Polyamid 66 nach 10 h bei 10 MPa, 23°C und 50% Luftfeuchtigkeit einer Verformung von ca. 1% unterliegt, sind es bei PEEK unter den gleichen Bedingungen ca. 0,3% (McKeen, 2015). Alsabeeha et al. fanden in ihrer Untersuchung für die Matrizen des Locator-Systems einen deutlich höheren Kriechwert als für Matrizen aus einem Polyoxymethylen-Kopolymer. Beide Polymere wiesen eine deutlich stärkere Retardation unter definierter Belastung als die metallischen Komponenten der Attachments auf (Alsabeeha et al., 2011). Die von Passia et al. untersuchten Attachments mit PEKK-Matrizen wiesen nach künstlicher Alterung stärkere Beschädigungen der Oberflächen bei weniger Retentionsverlust im Vergleich zu Polyamid-Matrizen (Locator) auf. Sie begründeten den Unterschied durch das unterschiedliche Matrizendesign. Attachments mit Polyamid-Matrizen dienten bereits mehrfach als Kontrollgruppe für die Untersuchung neuer Hybridattachments (Passia et al., 2016; Mínguez-Tomás et al., 2018).

5.5 Einfluss der mechanischen und thermischen Alterung auf die Dimension der Matrizen

Die Durchmesser der Polyamid-Matrizen des Locator-Systems und deren Veränderungen wurden bereits in vorherigen Studien geprüft. Fraedrich maß die Durchmesser der verschiedenfarbigen Polyamid-Matrizen und stellte fest, dass mit steigender Retention der Innendurchmesser zunahm und sich der Außendurchmesser verkleinerte. Sie folgerte daraus, dass die unterschiedlichen Retentionskräfte der Matrizen durch eine Veränderung des Raumes zwischen innerer und äußerer Retention entstehen. Der Außendurchmesser der rosa Matrizen betrug $3787,6 \pm 66,8 \mu\text{m}$ und der Innendurchmesser $2060,9 \pm 29,6 \mu\text{m}$ (Fraedrich, 2015). Rutkunas et al. ermittelten für die rosa Matrizen eine Verkleinerung der Durchmesser durch mechanische Alterung. Im REM zeigte sich eine Verringerung des Innendurchmessers von $2060 \mu\text{m}$ nach 15.000 Ein- und Ausgliederungszyklen im 37°C warmen Wasserbad auf $1950 \pm 10 \mu\text{m}$. Der Außendurchmesser sank von $3810 \mu\text{m}$ auf $3760 \pm 10 \mu\text{m}$. Auch am Matrizengehäuse aus Titan konnten minimale Veränderungen festgestellt werden. Die Dimensionsänderungen korrelierten nicht mit den Änderungen der Retentionskraft im Alterungsprozess, was mit dem vorhandenen

Resilienzspielraum zwischen Matrize und Matrizegehäuse begründet wurde (Rutkunas et al., 2011). Diese Beobachtung machten auch Türk et al. in ihrer Studie. Dort kam es zu einer Verringerung der Innendurchmesser durch mechanische Alterung. Der Durchmesser wurde stets zweimal in senkrecht zueinander liegenden Strecken erfasst. Die Innendurchmesser nahmen in unterschiedlicher Stärke in ihrer Größe ab. Dabei wurde ersichtlich, dass die Polyamid-Matrizen nicht exakt rund waren (Türk et al., 2014.). Dieses Phänomen fand sich auch in dieser Untersuchung, insbesondere bei den Polyamid-Matrizen. Die bereits zu Beginn variierenden und nicht exakt runden Formen könnten für die stark schwankenden Retentionswerte innerhalb der Messungen sowie für die Unterschiede zwischen den einzelnen Proben mit verantwortlich sein. Die Initialwerte für den Außendurchmesser (D1) der rosa Polyamid-Matrizen mit $3604 \pm 32 \mu\text{m}$ und den Innendurchmesser (D2) $1966 \pm 18 \mu\text{m}$ befanden sich etwas unter den Werten in der Literatur. Vergrößerte Durchmesser wurden nach der künstlichen Alterung bei allen Matrizen gemessen. Nur bei den orangen Polyamid-Matrizen konnte nachgewiesen werden, dass die initiale Retentionskraft mit dem Durchmesser korreliert und die Retentionskraftveränderung mit gegenteiliger Veränderung der Matrizendurchmesser einhergeht: Je größer der Durchmesser wird, desto stärker verringert sich die Retentionskraft. Durch die offene Ringform der PEEK-Matrizen könnte ein Spielraum im Durchmesser ohne Einfluss auf die Retentionskraft bleiben. Bei den rosa Polyamid-Matrizen ist durch die zusätzliche innere Retention die einzelne Betrachtung der beiden Durchmesser wenig aussagekräftig. Nicht nur Verschleiß und plastische Deformation führen zu Veränderungen der Matrizen, sondern zusätzliche Faktoren wie zum Beispiel Quellen durch Wasseraufnahme, Retardation und thermische Expansion bzw. Kontraktion bei Temperaturänderungen beeinflussen die Dimension. Bei Attachments mit metallischen Komponenten fielen die verschleißbedingten Veränderungen geringer aus als bei Kunststoffbestandteilen und zeigten gleichzeitig ein beständigeres Retentionsverhalten (Ludwig et al., 2005).

In der Gruppe des Attachments mit PEEK-Matrizen waren in dieser Studie deutliche Unterschiede bei der Zunahme des Durchmessers bei den geraden und abgewinkelten Matrizen zu sehen. Die unterschiedliche Aufweitung der PEEK-Matrizen durch die künstliche Alterung ist auf die unterschiedliche Form der Matrizen von NG0 und NG15 (siehe Abbildung 3) zurückzuführen und blieb ohne Auswirkung auf die Retentionskraft.

Tendenziell kam es bei steigender Angulation an beiden Matrizenarten zu einer stärkeren Vergrößerung der Außendurchmesser D1 (Abbildung 27). Seitendifferente Deformation durch Implantatangulationen wie bei Rabbani et al. fielen nicht auf (Rabbani et al., 2015). Ebenso waren die Deformationen insbesondere im Vergleich zu klinischen Studien eher gering ausgeprägt, was mit dem streng axialen Lösen und Zurücksetzen der Matrizen in vitro zu

erklären ist. Abgerundete Kanten im Matrizendesign und nicht exakt runde Formen beeinflussten die Zuverlässigkeit der Messungen. Initial wurden die Matrizen vor dem Einsetzen in das Matrizengehäuse vermessen, sodass eine Veränderung der Matrizen durch das Einbringinstrument nicht ausgeschlossen werden kann. Da die zweite Messung nach der gesamten künstlichen Alterung stattfand, erfolgt die Betrachtung für die mechanische und thermische Alterung gemeinsam.

5.6 Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten

Das Retentionsverhalten der Attachments mit PEEK-Matrizen unterscheidet sich nicht bei verschiedenen Implantatangulationen. Die Attachments mit Polyamid-Matrizen dagegen weisen winkelabhängige Retentionskräfte und -verluste auf. Somit kann die Hypothese, dass die Implantatangulation das Retentionsverhalten nicht beeinflusst, nur teilweise bestätigt werden. Initial kam es bei den rosa Polyamid-Matrizen dieser Studie bei steigender Angulation zu relevant verminderter Retentionskraft. Weitere Studien machten vergleichbare Beobachtungen für das Locator-System. Bei Kurtulus und Gurbulak nahmen die Abzugskräfte von rosa Matrizen von 0° zu 20° Divergenz hin ab (Kurtulus und Gurbulak, 2018). Auch bei Yang et al. verringerte sich die Retentionskraft der blauen Matrizen von 0° auf 45° (Yang et al., 2011). Andere Untersuchungen fanden ein gegensätzliches Verhalten der Retentionskräfte für das gleiche Attachmentsystem. Srinivasan et al. assoziierten eine höhere Konvergenz der Implantate mit steigender Retentionskraft (Srinivasan et al., 2016b). Stephens et al. ermittelten bei leichter Divergenz eine höhere Retention im Vergleich zu parallelen Implantaten, die bei stärkerer Neigung wieder absank (Stephens et al., 2014). Die orangen Polyamid-Matrizen dieser Studie zeigten initial einen geringfügig relevanten Unterschied zwischen 15° und 20°. Initial und nach der mechanischen Alterung waren zwischen den Attachments mit PEEK-Matrizen keine relevanten Unterschiede zu sehen. Es gab eine leichte Tendenz zu einem höheren Retentionskraftverlust bei starken Implantatneigungen nach 10.000 Zyklen. Maniewicz et al. fanden eine Auswirkung der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten bei 60° Konvergenz nach 10.000 Zyklen und paarweise getesteten Novaloc-Attachments. Bei Angulationen von 20° und 40° waren wie in dieser Studie keine Unterschiede nach der mechanischen Alterung zu beobachten (Maniewicz et al., 2020).

Die rosa Matrizen zeigten im Alterungsprozess keinen direkten Zusammenhang mit der Angulation. Die Abbildung 29 verdeutlicht das heterogene Verhalten der rosa Matrizen über den gesamten Alterungsprozess. Bei den orangen Matrizen führten die Ein- und

Ausgliederungszyklen bei Zunahme der Angulation zu einem verstärkten Retentionskraftverlust. Da die Polyamid-Matrizen beweglich in ihrem Gehäuse gelagert sind, kann eine Drehung der Matrizen nicht ausgeschlossen werden (Boeckler et al., 2009b). Diese könnte zu einem ungleichmäßigen Verschleiß führen. Zudem können stark abgenutzte Bereiche durch Rotation wieder durch unbeschädigte ersetzt werden und so zu schwankenden Retentionswerten führen. Die rosa Matrizen haben im Vergleich zu den orangen neben der äußeren Retention eine zusätzliche innere, die das Attachment anfälliger für Änderungen der Implantatneigungen macht, sodass diese nur begrenzt bis 10° Angulation vom Hersteller empfohlen werden. Trotz der Indikationsfreigabe des Herstellers bis 20° kam es bei den orangen Matrizen zu einem starken Retentionsverlust von >80%. Das vorteilhafte Retentionsverhalten der PEEK-Matrizen bei starken Angulationen könnte ursächlich im Design der offenen Ringform und PEEK als retentionsbeständiges Material liegen. Auch die differierende Oberflächenbeschichtung der Matrizen könnte den unterschiedlichen Retentionskraftverlauf erklären. Für alle Angulationen konnten die gelben Matrizen verwendet werden. Die Wahl der Matrizen für das Attachmentsystem mit Polyamid-Matrizen fiel aufgrund der herstellerbedingten Anwendungsempfehlungen auf zwei verschiedene Matrizenfarben. Dabei unterschieden sich die Retentionskräfte nach Herstellerangaben um circa 4,5 N, was zu einer eingeschränkten Vergleichbarkeit der Retentionskräfte innerhalb des Attachmentsystem bei unterschiedlicher Implantatangulation führte. Aroso et al. bestätigten in ihrer In-vitro-Studie das variierende Verhalten der nach Retentionsstärken farblich gekennzeichneten Locator-Matrizen. Blaue, rosa, transparente, rote und grüne Matrizen wiesen sowohl zwischen den Farben als auch innerhalb einer Farbe unter verschiedenen Winkeln einen unterschiedlichen Verlauf der Retentionskräfte auf (Aroso et al., 2016). Al-Ghafli et al. berechneten aus der Anzahl von Zyklen, die zu einem bestimmten Retentionsverlust führten, die Austauschintervalle für Matrizen des Locator-Systems. Bei geraden bzw. leicht geneigten Implantaten war ein Austausch alle fünf bis sechs Jahre ausreichend, während bei stark geneigten Implantaten jede zwei Jahre ein Wechsel empfohlen wurde (Al-Ghafli et al., 2009).

In dieser Studie bestand eine Probe aus je einem Implantat, um weitere Einflussfaktoren zu minimieren und eine reibungslose Alterung im Kausimulator zu gewährleisten. Zwei Implantate könnten eine weitere Annäherung an die klinische Praxis darstellen. Die Versorgung angulierter Implantate mit Einzelattachments wird mit steigender Implantatanzahl zusätzlich erschwert. Schwierigkeiten beim Ein- und Ausgliedern der Prothese sowie bei der täglichen Reinigung und dazu schnellerer Funktionsverlust der Attachments führen zu Unzufriedenheit. Deshalb ist eine umfassende Planung, bereits vor der Implantation und unter Beachtung langfristiger Versorgungsmöglichkeiten für ein gutes Behandlungsergebnis unerlässlich.

5.7 Einfluss von angulierten Patrizen zum Angulationsausgleich

Abgewinkelte Patrizen des Attachmentsystems mit PEEK-Matrizen zeigen im Vergleich zu geraden Patrizen keine relevanten Unterschiede im Retentionsverhalten.

In dieser Untersuchung konnte nachgewiesen werden, dass ein um 15° geneigtes Implantat mit um 15° abgewinkelten Patrizen das gleiche Retentionsverhalten wie ein axial positioniertes Implantat mit gerader Patrizen aufweist. Zusätzlich unterscheiden sich die stark angulierten Implantate (15°, 20°) mit ausgleichender Patrizen nicht von denen mit gerader Patrizen. Daraus lässt sich schließen, dass ein Ausgleich durch abgewinkelte Patrizen bei diesen Attachments aufgrund der Retentionsbeständigkeit bis zu Angulationen von 20° nicht notwendig ist. Maniewicz et al. kamen zu dem gleichen Ergebnis. Zu keinem Messzeitpunkt konnten signifikante Unterschiede zwischen den beiden Patrizenvarianten des Novaloc-Systems nachgewiesen werden (Maniewicz et al., 2020). Diese Erkenntnisse sollten klinisch überprüft werden, da die Ergebnisse aus dem Labor nur bedingt auf die klinisch individuelle Patientensituation übertragbar sind. Möglicherweise können bei besonderen Anforderungen an das Prothesendesign oder bei Kombination mit anderen Attachments abgewinkelten Patrizen vorteilhaft sein. Die abgewinkelten Patrizen haben eine größere minimale Bauteilhöhe als die geraden Patrizen, sodass ihre Anwendung bei geringem interalveolärem Abstand limitiert sein kann. Kim et al. berichteten von individuell hergestellten angulierten Patrizen für Locator-Attachments. zum Angulationsausgleich durch CAD-CAM-Technologie. Die Anfertigung ist mit erhöhtem technischen und finanziellem Aufwand verbunden, sodass diese Individualisierung nicht mehr als kostengünstige und einfache Behandlungsmöglichkeit angesehen werden kann (Kim und Paek, 2018). Starke Implantatangulationen können durch abgewinkelte Patrizen bzw. Abutments ausgeglichen werden. Die Herstellung von vollständiger Parallelität kann dadurch nicht erfolgen (Sannino und Barlattani, 2016). Balsh et al. stellten keinen negativen Einfluss von angulierten Abutments auf das periimplantäre Gewebe im Vergleich zu geraden Abutments fest (Balshi et al., 1997). Sannino und Barlattani fanden in ihrer Studie erhöhte Knochenresorptionsraten bei Implantaten mit angulierten Abutments mit zweifelhafter klinischer Relevanz bei implantatgetragenen festsitzendem Zahnersatz. Im Implantatüberleben und bei technischen Komplikationen beobachteten sie keinen Unterschied bei nach distal geneigten Implantaten mit und ohne ausgleichend geneigtes Abutment (Sannino und Barlattani, 2016). In einem klinischen Fallbericht bewerteten Yue et al. die abgewinkelten Patrizen des Novaloc-Attachmentsystems als vorteilhaft bei der Versorgung von angulierten Implantaten mit über Einzelattachments verankerten herausnehmbaren Prothesen (Yue et al., 2019). Klinische Studien dazu stehen noch aus.

6 Zusammenfassung

Eine Alternative mit verbesserter Retention im Vergleich zu Totalprothesen im Unterkiefer bietet auf zwei Implantaten über Hybridattachments verankerter Zahnersatz. Die heute klinisch häufig angewendeten Attachments mit Polyamid-Matrizen verzeichnen als häufigste technische Komplikation den Retentionsverlust der Matrizen mit nachfolgend notwendigem Matrizen austausch. Neue Modifikationen wie Attachments mit PEEK-Matrizen versuchen durch Veränderungen im Material und des Designs sowie abgewinkelten Matrizen die Retentionsbeständigkeit zu erhöhen.

Ziel dieser Untersuchung war es das Retentionsverhalten eines Attachments mit Polyamid-Matrizen und eines Attachments mit PEEK-Matrizen bei unterschiedlichen Implantatangulationen unter künstlicher Alterung in vitro gegenüberzustellen. Zusätzlich wurden die Matrizen auf Veränderungen des Durchmessers und der Oberfläche geprüft.

Die Proben setzten sich zusammen aus den Attachments (Novaloc, Institut Straumann AG, Basel, CH) mit gelben PEEK-Matrizen auf geraden (NG0) und abgewinkelten Matrizen (NG15) sowie Attachments (Locator, Zest Anchors, Escondido, CA, US) mit rosa Polyamid-Matrizen für geringe Angulationen (LR) und orange Polyamid-Matrizen für starke Angulationen (LO) auf geraden Matrizen. Die Matrizen mit unterschiedlichen Farben sollen laut Hersteller verschiedene Retentionskraftstärken kennzeichnen. Die Herstellung der Probenkörper fand analog der Herstellerangaben zum chairside Einpolymerisieren der Matrizen in Prothesen statt. Die mechanische Alterung erfolgte im Kausimulator über 10.000 Ein- und Ausgliederungszyklen im Speichelbad. Die Retentionskräfte wurden durch in Abzugsversuchen aufgezeichnete Kraft-Weg-Diagramme in der Universalprüfmaschine zu den Zeitpunkten 0, 100, 200, 500, 1.000, 5.000 und 10.000 Zyklen bei Angulationen von 0°, 5°, 10°, 15° und 20° ermittelt. Die thermische Alterung schloss sich im Thermozyklengerät mit 5.000 Wechselzyklen an. Lichtmikroskopische Aufnahmen wurden vor und nach der gesamten künstlichen Alterung angefertigt. Die Retentionskraftveränderungen wurden nach ihrer klinischen Relevanz eingeordnet.

Initial wurden mittelwertig Retentionskräfte von $\Sigma NG=8,6\pm 1,0$ N, LR=19,4±8,2 N und LO=8,9±5,3 N gemessen. Die mechanische Alterung sorgte für einen Retentionskraftverlust von -2,3 N bei ΣNG , -12,9 N bei LR und -7,9 N bei LO. Die thermische Alterung führte bei den Attachments mit Polyamid-Matrizen zu einem Anstieg der Retentionskraft und bei den Attachments mit PEEK-Matrizen zum Retentionskraftverlust bezogen auf den Initialwert. In den Matrizenoberflächen waren nach der künstlichen Alterung Beanspruchungen in Form von Einkerbungen und Ablösungen zu erkennen. Die Durchmesser der Matrizen vergrößerten sich nach der Langzeitbelastung bei NG0, NG15, LR und LO. Es konnte lediglich bei den orangen

Polyamid-Matrizen eine Korrelation zwischen Durchmesser und initialer Retentionskraft sowie zur Retentionskraftänderung nachgewiesen werden. Starke Implantatangulationen (15°, 20°) führten bei den Attachments mit PEEK-Matrizen nach 10.000 Zyklen zu niedrigeren Retentionskräften ohne klinische Relevanz. Die Attachments mit rosa Polyamid-Matrizen (0°-10°) behielten trotz absolut hoher Retentionsverluste nach der mechanischen Alterung eine klinisch suffiziente Retention. Die Attachments mit orangen Polyamid-Matrizen (15°,20°) hingegen verloren >80% ihrer initialen Retentionskraft. Ausgleichend abgewinkelte Matrizen zeigten ein ähnliches Retentionsverhalten wie gerade Matrizen (NG0-IA0:NG0-IA15:NG15-IA15). Unterschiede nach 10.000 Zyklen befanden sich unterhalb des klinisch relevanten Bereichs. Die initialen Retentionskräfte der Attachments mit PEEK-Matrizen (Σ NG) waren niedriger als die Herstellerangaben, die der Attachments mit Polyamid-Matrizen waren größer (LR) oder gleich (LO). Der kontinuierliche Retentionsverlust durch die künstliche Alterung der PEEK-Matrizen wurde zuerst nach 10.000 Zyklen als geringfügig klinisch relevant eingeordnet. Die Polyamid-Matrizen wiesen relevante Veränderungen der Retentionskraft ab dem ersten Messzeitpunkt (100 Zyklen) auf. Durch die künstliche Alterung kam es zu einer Veränderung von Oberflächen und Vergrößerung von Durchmessern der Matrizen beider Attachmentsysteme. Es konnte kein Einfluss von Implantatangulationen bis 20° auf das Retentionsverhalten der PEEK-Matrizen nachgewiesen werden, während sich das Retentionsverhalten der Attachments mit Polyamid-Matrizen bei verschiedenen Implantatangulationen relevant veränderte. Die Ursache für das differierende Retentionsverhalten wird im unterschiedlichen Material und Design der beiden Hybridattachments gesehen.

Laut dieser Studie kann das Attachmentsystem mit PEEK-Matrizen eine Alternative zum Attachment mit Polyamid-Matrizen in Bezug auf das Retentionsverhalten darstellen. Erste Ergebnisse zu dieser Studie wurden bereits publiziert (Arnold et al., 2020). Klinische Studien müssen zur Verifizierung der Übertragbarkeit auf die praktische Anwendung folgen.

7 Literatur

- Abi Nader S, Souza RF de, Fortin D, De Konick L, Fromentin O, Albuquerque Junior RF (2011) Effect of simulated masticatory loading on the retention of stud attachments for implant overdentures. *J Oral Rehabil* 38:157–164.
- Ahuja S, Cagna DR (2011) Classification and management of restorative space in edentulous implant overdenture patients. *J Prosthet Dent* 105:332–337.
- Albuquerque RF de, Fromentin O, Lassauzay C, Conceição Pereira Saraiva Md (2019) Patient satisfaction versus retention of implant overdentures with two attachment systems: A randomized trial. *Clin Implant Dent Relat Res* 21:21–31.
- Al-Ghafli SA, Michalakos KX, Hirayama H, Kang K (2009) The in vitro effect of different implant angulations and cyclic dislodgement on the retentive properties of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent* 102:140–147.
- Alsabeeha NHM, Payne AGT, Swain MV (2009) Attachment systems for mandibular two-implant overdentures: a review of in vitro investigations on retention and wear features. *Int J Prosthodont* 22:429–440.
- Alsabeeha NHM, Swain MV, Payne AGT (2011) Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *Int J Prosthodont* 24:247–254.
- Andreietelli M, Att W, Strub J-R (2010) Prosthodontic complications with implant overdentures: a systematic literature review. *Int J Prosthodont* 23:195–203.
- Anusavice KJ, Brantley WA: Physical Properties of Dental Materials. In: Anusavice KJ (ed): Phillips' Science of Dental Materials. Saunders, Philadelphia: 2003, p 42.
- Arnold C, Hey J, Setz JM, Boeckler AF, Schweyen R (2018) Retention force of removable partial dentures with different double crowns. *Clin Oral Invest* 22:1641–1649.
- Arnold C, Stampa C, Schweyen R, Hey J, Boeckler AF (2020) Retentive characteristics of a new attachment system for hybrid dentures. *Materials* 13:3434.
- Aroso C, Silva AS, Ustrell R, Mendes JM, Braga AC, Berastegui E, Escuin T (2016) Effect of abutment angulation in the retention and durability of three overdenture attachment systems: An in vitro study. *J Adv Prosthodont* 8:21–29.
- Balshi TJ, Ekfeldt A, Stenberg T, Vrielinck L (1997) Three-year evaluation of Brånemark implants connected to angulated abutments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12:52–58.
- Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S (2019) The Role of Polyether Ether Ketone (PEEK) in Dentistry – A Review. *J Med Life* 12:5–9.
- Bayer S, Keilig L, Kraus D, Grüner M, Stark H, Mues S, Enkling N (2011) Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. *Gerodontology* 28:221–226.
- Bensel T, Boeckler AF (2018) Befestigungselemente - Der Einsatz implantatprothetischer Verbindungselemente in der Geroprothetik. *Z Zahnärztl Implantol* 34:300–306.
- Bernhart G, Koob A, Schmitter M, Gabbert O, Stober T, Rammelsberg P (2012) Clinical success of implant-supported and tooth-implant-supported double crown-retained dentures. *Clin Oral Invest* 16:1031–1037.
- Besimo CE, Guarneri A (2003) In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 30:671–678.
- Besimo CH, Graber G, Flühler M (1996) Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. *J Oral Rehabil* 23:372–378.

- Boeckler AF. 2011. Klinisch-experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer [Habilitation]. Halle: Martin-Luther-Universität
- Boeckler AF, Morton D, Ehring C, Setz JM (2008) Mechanical Properties of Magnetic Attachments for Removable Protheses on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 17:608–615.
- Boeckler AF, Ehring C, Morton D, Geis-Gerstorfer J, Setz JM (2009a) Corrosion of Dental Magnet Attachments for Removable Protheses on Teeth and Implants. *J Prosthodont* 18:301–308.
- Boeckler AF, Zschiegner F, Voigt D, Setz JM (2009b) Implantatprothetische Verbindungselemente zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz—Eine Übersicht. *Implantologie* 17:241–267.
- Borenstein M, Hedges LV, Higgins JPT, Rothstein HR. Introduction to meta-analysis. 1st ed. John Wiley & Sons, Chichester: 2011, pp. 228-230.
- Bueno-Samper A, Hernandez-Aliaga M, Calvo-Guirado J-L (2010) The implant-supported milled bar overdenture: A literature review. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 15:375-378.
- Burns DR, Unger JW, Elswick J RK, Beck DA (1995) Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I—Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 73:354–363.
- Cakarar S, Can T, Yaltirik M, Keskin C (2011) Complications associated with the ball, bar and Locator attachments for implant-supported overdentures. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 16:953-959.
- Caldwell RC (1962) Adhesion of foods to teeth. *J Dent Res* 41:821–832.
- Cayouette MJ, Barnes L, McPherson K, Wright GJ (2017) Locator retention: does variation in number and configuration matter? *Gen Dent* 65:37–40.
- Chiu LPY, Di Vitale N, Petridis H, McDonald A (2017) The Effect of Different Water Temperatures on Retention Loss and Material Degradation of Locator Attachments. *J Prosthodont* 26:537–544.
- Chung K-H, Chung C-Y, Cagna DR, Cronin RJ (2004) Retention Characteristics of Attachment Systems for Implant Overdentures. *J Prosthodont* 13:221–226.
- Cune M, Burgers M, van Kampen F, Putter C de, van der Bilt A (2010) Mandibular overdentures retained by two implants: 10-year results from a crossover clinical trial comparing ball-socket and bar-clip attachments. *Int J Prosthodont* 23:310–317.
- Driscoll CF, Freilich MA, Guckes AD, Knoernschild KL, McGarry. TJ In: Ferro KJ (ed): The Glossary of Prosthodontic Terms. *J Prosthodont Dent*, 2017, pp 12-13.
- Eitner S, Schlegel A, Emeka N, Holst S, Will J, Hamel J (2008) Comparing bar and double-crown attachments in implant-retained prosthetic reconstruction: a follow-up investigation. *Clin Oral Impl Res* 19:530–537.
- Emami E, Heydecke G, Rompré PH, Grandmont PD, Feine JS (2009) Impact of implant support for mandibular dentures on satisfaction, oral and general health-related quality of life: a meta-analysis of randomized-controlled trials. *Clin Oral Impl Res* 20:533–544.
- Engelhardt F, Zeman F, Behr M, Hahmel S (2016) Prosthetic Complications and Maintenance Requirements in Locator-attached Implant-Supported Overdentures: A Retrospective Study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 24:31–35.
- Engquist BO, Bergendal T, Kallus T, Linden U (1988) A retrospective multicenter evaluation of osseointegrated implants supporting overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 3:129–134.
- Evtimovska E, Masri R, Driscoll CF, Romberg E (2009) The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont* 18:479–483.

- Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan WJ, Gizani S, Head T, Heydecke G, Lund JP, MacEntee M, Mericske-Stern R, Mojon P, Morais JA, Naert I, Payne AGT, Penrod J, Stoker GT, Tawse-Smith A, Taylor TD, Thomason JM, Thomson WM, Wismeijer D (2002) The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. *Gerodontology* 19:3–4.
- Fraedrich DC. 2015. Das Retentionsverhalten von Locator-Verbindungselementen nach Langzeitbelastung und unter Einfluss von verschiedenen Prothesenreinigungsmitteln-eine in-vitro Studie [Dissertation]. Halle: Martin-Luther-Universität
- 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.
- Gonçalves ES, Poulsen L, Ogilby PR (2007) Mechanism of the temperature-dependent degradation of polyamide 66 films exposed to water. *Polym Degrad Stabil* 92:1977–1985.
- Guédat C, Nagy U, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M (2018) Clinical performance of Locator® attachments: A retrospective study with 1-8 years of follow-up. *J Clin Exp Dent* 4:132–145.
- Heckmann SM, Schrott A, Graef F, Wichmann MG, Weber H-P (2004) Mandibular two-implant telescopic overdentures. *Clin Oral Impl Res* 15:560–569.
- Heckmann SM, Wichmann MG, Winter W, Meyer M, Weber H-P (2001) Overdenture attachment selection and the loading of implant and denture-bearing area. Part 2: A methodical study using five types of attachment. *Clin Oral Impl Res* 12:640–647.
- Jabbour Z, Fromentin O, Lassauzay C, Nader SA, Correa JA, Feine J, Albuquerque de Junior RF (2014) Effect of Implant Angulation on Attachment Retention in Mandibular Two-Implant Overdentures: A Clinical Study. *Clin Implant Dent Relat Res* 16:565–571.
- Kim H-C, Paek J (2018) Customized Locator abutment fabrication on inclined implants: A clinical report. *J Prosthet Dent* 119:522–525.
- 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 Relat Res* 12:209–218.
- Kobayashi M, Srinivasan M, Ammann P, Perriard J, Ohkubo C, Müller F, Belser UC, Schimmel M (2014) Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Impl Res* 25:426–434.
- Krennmair G, Seemann R, Weinländer M, Piehslinger E (2011) Comparison of ball and telescopic crown attachments in implant-retained mandibular overdentures: a 5-year prospective study. *Int J Oral Maxillofac Implants* 26:598–606.
- Krennmair G, Seemann R, Fazekas A, Ewers R, Piehslinger E (2012a) Patient preference and satisfaction with implant-supported mandibular overdentures retained with ball or locator attachments: a crossover clinical trial. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27:1560–1568.
- Krennmair G, Sütö D, Seemann R, Piehslinger E (2012b) Removable four implant-supported mandibular overdentures rigidly retained with telescopic crowns or milled bars: a 3-year prospective study. *Clin Oral Impl Res* 23:481–488.
- Kronstrom M, Carlsson GE (2019) An International Survey among Prosthodontists of the Use of Mandibular Implant-Supported Dental Protheses. *J Prosthodont* 28:622-626.
- Kurtulus IL, Gurbulak AG (2018) The In Vitro comparison of the retention of an implant-supported stud attachment locator and straumann ball attachment at different angulations. *Niger J Clin Pract* 21:639–644.

- Lee E, Shin S-Y (2017) The influence of the number and the type of magnetic attachment on the retention of mandibular mini implant overdenture. *J Adv Prosthodont* 9:14–21.
- Lehmann KM, Arnim FV (1976) Studies on the retention capability of push-button attachments. *SMfZ* 86:521–530.
- Liebermann A, Wimmer T, Schmidlin PR, Scherer H, Löffler P, Roos M, Stawarczyk B (2016) Physicomechanical characterization of polyetheretherketone and current esthetic dental CAD/CAM polymers after aging in different storage media. *J Prosthet Dent* 115:321-328.
- Ludwig K, Hartfil H, Kern M (2005) Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachments. *QZ*:1074–1083.
- Machin D, Campbell MJ, Tan SB, Tan SH. *Sample Size Tables for Clinical Studies*. 3rd ed. Wiley-Blackwell, Oxford: 2008, pp. 30-33.
- Mackie A, Lyons K, Thomson WM, Payne AGT (2011) Mandibular two-implant overdentures: three-year prosthodontic maintenance using the locator attachment system. *Int J Prosthodont* 24:328–331.
- Maniewicz S, Badoud I, Herrmann FR, Chebib N, Ammann P, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M (2020) In vitro retention force changes during cyclic dislodging of three novel attachment systems for implant overdentures with different implant angulations. *Clin. Oral Impl. Res.* 31:315–327.
- Martínez-Lage-Azorín JF, Segura-Andrés G, Faus-López J, Agustín-Panadero R (2013) Rehabilitation with implant-supported overdentures in total edentulous patients: A review. *J Clin Exp Dent* 5:267-272.
- McKeen LW. *The effect of temperature and other factors on plastics and elastomers*. 3rd ed. William Andrew, Waltham: 2014, pp 231-306, 463-477.
- McKeen LW. *The effect of creep and other time related factors on plastics and elastomers*. 3rd ed. William Andrew, Oxford: 2015, pp. 271-285, 413-422.
- Mínguez-Tomás N, Alonso-Pérez-Barquero J, Fernández-Estevan L, Vicente-Escuder Á, Selva-Otaolaurruchi EJ (2018) In vitro retention capacity of two overdenture attachment systems: Locator® and Equator®. *J Clin Exp Dent* 10:681-686.
- 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. *Journal of oral rehabilitation* 26:195–202.
- Naert I, Alsaadi G, van Steenberghe D, Quirynen M (2004) A 10-year randomized clinical trial on the influence of splinted and unsplinted oral implants retaining mandibular overdentures: peri-implant outcome. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19:695–702.
- 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* 19:226–230.
- Nitschke I, Stark H: Zahnverlust und prothetische Versorgung. In: Institut der deutschen Zahnärzte (IDZ) (Hrsg): Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2016, S.421 und 522.
- Passia N, Ghazal M, Kern M (2016) Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed* 57:88–94.
- Petropoulos VC, Mante FK (2011) Comparison of retention and strain energies of stud attachments for implant overdentures. *J Prosthodont* 20:286–293.

- Petropoulos VC, Smith W (2002) Maximum dislodging forces of implant overdenture stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17:526-535.
- 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.
- Rabbani S, Juszczak AS, Clark RK, Radford DR (2015) Investigation of retentive force reduction and wear of the locator attachment system with different implant angulations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 30:556–563.
- Riley MA, Walmsley AD, Harris IR (2001) Magnets in prosthetic dentistry. *J Prosthet Dent* 86:137–142.
- Riley, MA, Williams AJ, Speight JD, Walmsley AD, Harris IR (1999) Investigations into the failure of dental magnets. *Int J Prosthodont* 12:249–254.
- Rodrigues RCS, Faria ACL, Macedo AP, Sartori IAdM, Mattos MdGC de, Ribeiro RF (2009) An in vitro study of non-axial forces upon the retention of an O-ring attachment. *Clin Implant Dent Relat Res* 20:1314–1319.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H (2005) Evaluation of stable retentive properties of overdenture attachments. *Stomatologija* 7:115–120.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H (2007) Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 34:41–51.
- Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H, Iwasaki, N (2011) Wear simulation effects on overdenture stud attachments. *Dent Mater J* 30:845–853.
- Sadig W (2009) A comparative in vitro study on the retention and stability of implant-supported overdentures. *Quintessence Int* 40:313–319.
- Sagawa M, Fujimura S, Togawa N, Yamamoto H, Matsuura Y (1984) New material for permanent magnets on a base of Nd and Fe. *J Appl Phys* 55:2083–2087.
- Sannino G, Barlattani A (2016) Straight Versus Angulated Abutments on Tilted Implants in Immediate Fixed Rehabilitation of the Edentulous Mandible: A 3-Year Retrospective Comparative Study. *Int J Prosthodont* 29:219–226.
- Sarnat AE (1983) The efficiency of cobalt samarium (Co5Sm) magnets as retention units for overdentures. *Int J Dent* 11:324–333.
- Scherer MD, McGlumphy EA, Seghi RR, Campagni WV (2014) Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent* 112:515–521.
- Schweyen R. 2017. Retentionsverhalten semipräziser individuell gefertigter und konfektionierter Silikonmatrizen: eine in-vitro Studie [Masterarbeit]. Halle: Martin-Luther-Universität
- Schweyen R, Ellmann D, Arnold C, Setz J, Hey J (2015a) Klinisch-prospektive Untersuchung PEEK-basierter Suprakonstruktionen. *QZ* 41:2–6.
- Schweyen R, Beuer F, Arnold C, Hey J (2015b) Retentive characteristics of a vinylpolysiloxane overdenture attachment system. *Clin Oral Invest* 19:947–953.
- Semper W, Heberer S, Nelson K (2010) Retrospective analysis of bar-retained dentures with cantilever extension: marginal bone level changes around dental implants over time. *Int J Oral Maxillofac Implants* 25:385–393.
- Setz J, 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.

- Shastry T, Anupama NM, Shetty S, Nalinakshamma M (2016) An in vitro comparative study to evaluate the retention of different attachment systems used in implant-retained overdentures. *J Indian Prosthodont Soc* 16:159–166.
- Skirbutis G, Dzingutė A, Masiliūnaitė V, Šulcaitė G, Žilinskas J (2018) PEEK polymer's properties and its use in prosthodontics. A review. *Stomatologija* 20:54–58.
- Srinivasan M, Schimmel M, Kobayashi M, Badoud I, Ammann P, Herrmann FR, Müller F (2016a) Influence of different lubricants on the retentive force of LOCATOR® attachments – an in vitro pilot study. *Clin Oral Impl Res* 27:771–775.
- Srinivasan M, Schimmel M, Badoud I, Ammann P, Herrmann FR, Müller F (2016b) Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments – an in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 27:604–611.
- Stephens GJ, Di Vitale N, O'Sullivan E, McDonald A (2014) The influence of interimplant divergence on the retention characteristics of locator attachments, a laboratory study. *J Prosthodont* 23:467–475.
- Sultana N, Bartlett DW, Suleiman M (2017) Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: comparing Locator and ball attachments. *Clin Oral Impl Res* 28:1406–1410.
- Thomason JM, Feine J, Exley C, Moynihan P, Muller F, Naert I, Ellis JS, Barclay C, Butterworth C, Scott B, Lynch C, Stewardson D, Smith P, Welfare R, Hyde P, McAndrew R, Fenlon M, Barclay S, Barker D (2009) Mandibular two implant-supported overdentures as the first choice standard of care for edentulous patients—the York Consensus Statement. *Br Dent J* 207:185–186.
- Timmerman R, Stoker GT, Wismeijer D, Oosterveld P, Vermeeren JIJF, van Waas MAJ (2004) An eight-year follow-up to a randomized clinical trial of participant satisfaction with three types of mandibular implant-retained overdentures. *J Dent Res* 83:630–633.
- Trakas T, Michalakis K, Kang K, Hirayama H (2006) Attachment systems for implant retained overdentures: a literature review. *Implant Dent* 15:24–34.
- Trulsson U, Engstrand P, Berggren U, Nannmark U, Brånemark PI (2002) Edentulousness and oral rehabilitation: experiences from the patients' perspective. *Eur J Oral Sci* 110:417–424.
- Türk PE, Geckili O, Türk Y, Günay V, Bilgin T (2014) In vitro comparison of the retentive properties of ball and locator attachments for implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 29:1106–1113.
- van Kampen F, Cune M, van der Bilt A, 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 Impl Res* 14:720–726.
- Vercruyssen M, Quirynen M (2010) Long-term, retrospective evaluation (implant and patient-centred outcome) of the two-implant-supported overdenture in the mandible. Part 2: marginal bone loss. *Clin Oral Impl Res* 21:466–472.
- Visser A, Raghoobar GM, Meijer HJA, Batenburg RHK, Vissink A (2005) Mandibular overdentures supported by two or four endosseous implants. *Clin Oral Impl Res* 16:19–25.
- Wagner B, Kern M (2000) Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures. *Clin Oral Invest* 4:74–80.
- Walton JN, Ruse ND (1995) In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. *J Prosthet Dent* 74:482–486.
- Walton JN, Huizinga SC, Peck CC (2001) Implant angulation: a measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 14:523–530.

- Weigl P, Hahn L, Lauer HC (2000) Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J. Biomed. Mater. Res.* 53:320–336.
- Wiemeyer AS, Agar JR, Kazemi RB (2001) Orientation of retentive matrices on spherical attachments independent of implant parallelism. *J Prosthet Dent* 86:434–437.
- 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.
- Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M (2009) Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int* 40:405–412.
- Woo H-G, Li H. *Advanced Functional Materials*. 1st ed. Zhejiang University Press Hangzhou and Springer-Verlag Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg: 2011, pp. 22.
- Yang T-C, Maeda Y, Gonda T, Kotecha S (2011) Attachment systems for implant overdenture: influence of implant inclination on retentive and lateral forces. *Clin Oral Impl Res* 22:1315–1319.
- Yao J, Li J, Wang Y, Huang H (2014) Comparison of the flexural strength and marginal accuracy of traditional and CAD/CAM interim materials before and after thermal cycling. *J Prosthet Dent* 112:649–657.
- You W, Masri R, Romberg E, Driscoll CF, You T (2011) The Effect of Denture Cleansing Solutions on the Retention of Pink Locator Attachments after Multiple Pulls: An In Vitro Study. *J Prosthodont* 20:464–469.
- Yue Q, Yilmaz B, Abou-Ayash S, Zimmermann P, Brägger U, Schimmel M (2019) Use of an attachment system with angulated abutments and polyetheretherketone inserts to retain a maxillary overdenture: A clinical report. *J Prosthet Dent* 19:1–6.
- Zhang X, Liu W, Qing H, Pei X, Chen J, Wang J (2018) Effect of Implant number on the movement of mandibular implant-supported overdentures under biting force: An in-vitro study. *Quintessence Int* 49:709–717.

8 Thesen

1. Präfabrizierte Hybridattachments können Prothesen vergleichsweise einfach und preisgünstig auf Implantaten verankern und werden deshalb vielfach angewendet.
2. Die vom Hersteller angegebenen Retentionskräfte des Attachments mit PEEK-Matrizen waren höher als initial in vitro gemessenen, die Retentionskräfte des Attachments mit Polyamid-Matrizen waren niedriger oder etwa gleich hoch.
3. Die künstliche Langzeitbelastung der Attachments mit PEEK-Matrizen zeigte zum Ende einen geringfügig relevanten Einfluss auf die Retentionskraft.
4. Die Retentionskräfte der Attachments mit Polyamid-Matrizen wurden durch die mechanische und thermische Alterung klinisch relevant verändert.
5. Verschleißsimulationen führten zu Beschädigungen der Oberflächenstruktur und zu einer Vergrößerung der Durchmesser der Matrizen beider Hybridattachments.
6. Implantatangulationen bis 20° zeigten bei Attachments mit PEEK-Matrizen keinen Einfluss auf das Retentionsverhalten.
7. Bei den Attachments mit Polyamid-Matrizen variierten die Retentionskräfte zwischen einzelnen Angulationen im klinisch relevanten Bereich.
8. Abgewinkelte Matrizen des Attachments mit PEEK-Matrizen zum Ausgleich von stärkeren Implantatangulationen zeigen ein ähnlich beständiges Retentionsverhalten wie geraden Matrizen.
9. In vitro ermittelte Retentionskraftveränderungen sollten in Bezug zu ihrer klinischen Relevanz gesetzt werden.

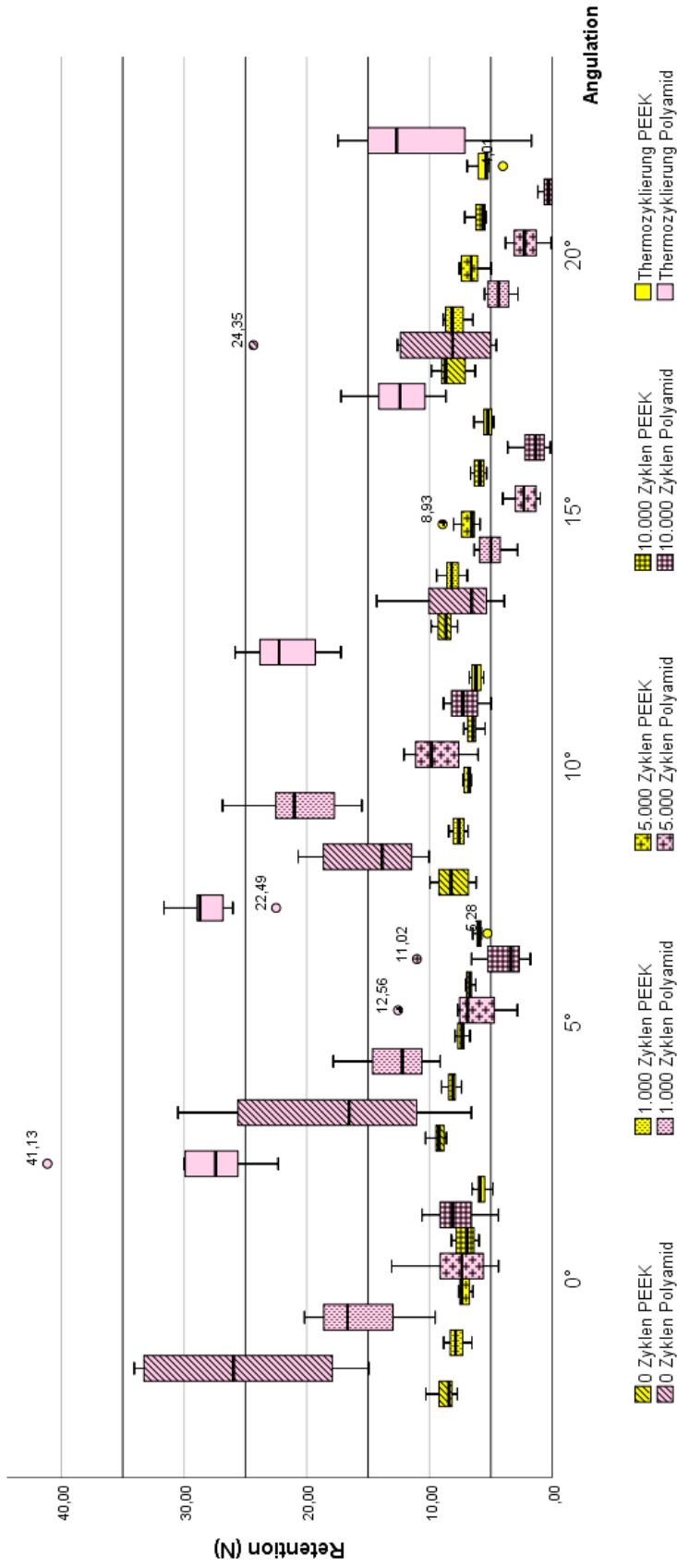


Abbildung 29: Boxplots der beiden Attachments im Verlauf der künstlichen Alterung bei unterschiedlicher Implantatangulation

Erklärungen

(1) Ich erkläre, dass ich mich an keiner anderen Hochschule einem Promotionsverfahren unterzogen bzw. eine Promotion begonnen habe.

(2) Ich erkläre, die Angaben wahrheitsgemäß gemacht und die wissenschaftliche Arbeit an keiner anderen wissenschaftlichen Einrichtung zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht zu haben.

(3) Ich erkläre an Eides statt, dass ich die Arbeit selbstständig und ohne fremde Hilfe verfasst habe. Alle Regeln der guten wissenschaftlichen Praxis wurden eingehalten; es wurden keine anderen als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel benutzt und die den benutzten Werken wörtlich oder inhaltlich entnommenen Stellen als solche kenntlich gemacht.

Halle (Saale),

Charlotte Stampa