

Aus der Klinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffkunde  
(Direktor: Prof. Dr. M. Kern)  
im Universitätsklinikum Schleswig-Holstein, Campus Kiel  
an der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

**RETENTION UND VERSCHLEIßVERHALTEN UNTERSCHIEDLICHER  
ATTACHMENTSYSTEME IMPLANTATRETINIERTER DECKPROTHESEN  
- EINE LABORSTUDIE**

Inauguraldissertation  
zur  
Erlangung der Doktorwürde der Zahnheilkunde  
der Medizinischen Fakultät  
der Christian-Albrechts-Universität zu Kiel

vorgelegt von  
Niklas Wichmann  
aus Kiel

Kiel 2020

1. Berichterstatter\*in: Priv.-Doz. Dr. med. dent. Nicole Passia

2. Berichterstatter\*in: Priv.-Doz. Dr. Dr. Hendrik Naujokat

Tag der mündlichen Prüfung: 22.04.2021

Zum Druck genehmigt: Kiel, den 02.02.2021

gez.: Prof. Dr. Franziska Theilig

Vorsitzende des Ausschusses für Promotion

Für meine Eltern

# Inhaltsverzeichnis

<b>I.</b>	<b>Abkürzungsverzeichnis .....</b>	<b>III</b>
<b>1</b>	<b>Einleitung .....</b>	<b>1</b>
1.1	<b>Die implantatretinierte Deckprothese .....</b>	<b>1</b>
1.2	<b>Retentionselemente für prothetische Suprakonstruktionen .....</b>	<b>4</b>
1.2.1	<i>Druckknopfanker (engl. stud attachments).....</i>	5
1.3	<b>Retention.....</b>	<b>6</b>
1.4	<b>Implantatangulation .....</b>	<b>8</b>
1.5	<b>Werkstoffkundliche Grundlagen.....</b>	<b>8</b>
1.6	<b>Zielsetzung .....</b>	<b>10</b>
<b>2</b>	<b>Material und Methode .....</b>	<b>11</b>
2.1	<b>Material.....</b>	<b>11</b>
2.1.1	<i>Attachmentsysteme .....</i>	11
2.1.2	<i>Tabellarische Auflistung der verwendeten Materialien.....</i>	15
2.2	<b>Methode .....</b>	<b>16</b>
2.2.1	<i>Herstellung der Testkörper .....</i>	16
2.2.2	<i>Testgruppen .....</i>	16
2.2.3	<i>Versuchsaufbau .....</i>	17
2.2.4	<i>Montage der Testkörper.....</i>	20
2.2.5	<i>Versuchsablauf.....</i>	21
2.2.6	<i>Datenerhebung.....</i>	21
2.2.7	<i>Auswertung .....</i>	22
<b>3</b>	<b>Ergebnisse .....</b>	<b>24</b>
3.1	<b>Statistische Auswertung .....</b>	<b>24</b>
3.2	<b>Rasterelektronenmikroskopische Auswertung.....</b>	<b>30</b>
<b>4</b>	<b>Diskussion .....</b>	<b>38</b>
4.1	<b>Einfluss der Füge- und Lösevorgänge auf das Retentionsvermögen .</b>	<b>38</b>
4.2	<b>Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsvermögen .....</b>	<b>42</b>
4.3	<b>Einfluss von Material und Morphologie der Retentionseinsätze.....</b>	<b>44</b>
4.4	<b>Limitationen .....</b>	<b>46</b>

<b>4.5</b>	<b>Schlussfolgerung</b> .....	<b>46</b>
<b>5</b>	<b>Zusammenfassung</b> .....	<b>48</b>
<b>6</b>	<b>Literaturverzeichnis</b> .....	<b>50</b>
<b>7</b>	<b>Publikationen</b> .....	<b>58</b>

*Anmerkung:*

Aus Gründen der besseren Lesbarkeit wird in dieser Arbeit darauf verzichtet, geschlechtsspezifische Formulierungen zu verwenden. Es wird die Sprachform des generischen Maskulinums verwendet und soll im Folgenden als geschlechtsunabhängig verstanden werden.

# I. Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
bzw.	beziehungsweise
IRD	implantatretinierte Deckprothese
IQR	engl.: Interquartile range; dt.: Interquartilsabstand
mm	Millimeter
M.	Muskulus
N	Newton
N.	Nervus
PAEK	Polyaryletherketon
PEEK	Polyetheretherketon
PEKK	Polyetherketonketon
sog.	so genannt
Tab.	Tabelle

# 1 Einleitung

## 1.1 Die implantatretinierte Deckprothese

Die Zahl der zahnlosen Patienten hat in den Industrieländern in den vergangenen Jahrzehnten aufgrund neuer Behandlungsmethoden und stärkerer Präventivmaßnahmen eine abnehmende Tendenz (Müller et al., 2007; Wennström et al., 2013). In der Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie wurde beschrieben, dass im Jahr 2016 die Zahnlosigkeit bei Senioren im Alter zwischen 65–74 Jahren im Oberkiefer bei 19,8 % und im Unterkiefer bei 13,7 % lag und sich somit seit 1997 halbiert hat (Jordan & Micheelis, 2016). Die Prävalenz von Zahnlosigkeit ist weltweit sehr variabel. Polzer et al. (2010) berichteten, dass in 42 untersuchten Ländern bei älteren Patienten ( $\geq 65$  Jahre) die Zahnlosigkeit zwischen 1,3 % (Nigeria) und 78 % (Bosnien und Herzegowina) lag; in G8-Staaten zwischen 16,3 % (Frankreich) und 58 % (Kanada). Weiterhin macht die immer weiter ansteigende Lebenserwartung der weltweiten Bevölkerung die Versorgung von zahnlosen Patienten zu einem wichtigen Thema in der Zahnmedizin.

Der Verlust aller permanenten Zähne ist ein irreversibler Zustand, der durch multifaktorielle biologische (u.a. Karies, Erkrankungen des Parodonts, Erkrankungen der Pulpa, Traumata, Tumore im Mundraum) und nicht-biologische (u.a. Zugang zur zahnmedizinischen Versorgung, Bereitschaft zur Mundhygiene, Bildungsniveau, sozioökonomischer Status) Faktoren beeinflusst wird (Felton, 2009; Payne et al., 2018). Die Zahnlosigkeit beeinflusst sowohl den oralen als auch den allgemeinen Gesundheitszustand der Patienten. Die Folgen sind vielschichtig und reichen von der Resorption der Alveolarkämme, gestörter Kaufunktion, unausgewogener Ernährung, physischen, psychologischen und sozialen Einschränkungen bis hin zu einem erhöhten Risiko für verschiedene systemische Erkrankungen und einer Zunahme der Mortalität (Emami et al., 2013).

Die durch die gesetzlichen Krankenkassen definierte Regelversorgung für den zahnlosen Kiefer ist die Totalprothese. Durch das Tragen einer Totalprothese kann die Ästhetik, Phonetik, Funktion und Mastikation eines Patienten wiederhergestellt werden.

Der Halt einer Totalprothese wird durch anatomische (Gestaltung des Prothesenlagers, Menge und Viskosität des Speichels, Anlagerung der

akzessorischen Kaumuskulatur), prothetische (Ausdehnung der Prothese, Kongruenz zwischen Prothesenbasis und -lager, Gestaltung des Ventilrands, Okklusion) und physikalische Faktoren (durch Speichel bedingte Adhäsion) beeinflusst (Strub et al., 2011). Im zahnlosen Unterkiefer ist der Einsatz einer Totalprothese kompromissbehaftet (Bergman & Carlsson, 1985). Besonders schwierige anatomische Verhältnisse, bedingt durch die akzessorische Kaumuskulatur (Wangen, Lippe, Zunge) und inserierende Bändchen, sowie eine starke Atrophie des Alveolarkamms (Tallgren, 1967), insbesondere mit zunehmendem Alter, erschweren oder schließen eine zufriedenstellende Versorgung der Patienten im Unterkiefer aus. Redford et al. (1996) berichteten, dass über 50 % aller Patienten, die mit Unterkiefer-Totalprothesen versorgt wurden, Probleme mit Retention und Stabilität haben. Daraus können Einschränkungen bei der Nahrungsaufnahme, Schmerzen und Unsicherheit im sozialen Umfeld beim Sprechen und Lachen resultieren (Thomason et al., 2012; van Waas, 1990). Die Versorgung des Oberkiefers mit einer Totalprothese ist in den meisten Fällen aufgrund geringerer Atrophie des Alveolarkamms, fehlender Mobilität der Zunge und größerer Auflagefläche des Prothesenlagers besser realisierbar.

Eine effektive Alternative zur konventionellen Totalprothese stellt die implantatretinierte Deckprothese (IRD) dar. Bei einer Deckprothese handelt es sich um eine an verdeckten Halteelementen verankerte Totalprothese (Brill, 1955). Diese Halteelemente (engl. attachment) erhöhen Retention und Stabilität der prothetischen Versorgung und sind bei einer IRD auf enossalen Implantaten verankert.

Im dentalen Bereich bestehen enossale Implantate aus alloplastischen Materialien (Titan und Zirkonoxidkeramik) und können als Verankerung für festsitzenden und abnehmbaren Zahnersatz dienen. Das Ziel ist die Osseointegration des Implantats. Diese beschreibt die funktionelle und strukturelle Verbindung zwischen vitalem Knochen und der Oberfläche eines belasteten Implantats (Brånemark et al., 1977). Der Einsatz von Implantaten im zahnlosen Unterkiefer zur Stabilisierung von Zahnersatz ist seit Jahrzehnten eine effektive Therapieoption und in der Literatur gut beschrieben (Kern et al., 2016; Müller et al., 2013; Pjetursson et al., 2012; Wolfart et al., 2017). Mehrere Studien belegen eine langfristig hohe Überlebensrate von Implantaten, auf denen IRDs verankert sind (Chrcanovic et al., 2014; Gotfredsen & Holm, 2000). Auch bei älteren Patienten ( $\geq 65$  Jahre) ist die Therapie mit Implantaten als vorhersagbare Langzeittherapieoption anzusehen (Srinivasan et al., 2017). Durch eine Implantatverankerung des Zahnersatzes werden Kaeffizienz, maximale

Kaukraft, Komfort und die damit zusammenhängende Patientenzufriedenheit im Vergleich zu einer konventionellen Totalprothese verbessert (Bakke et al., 2002; Boven et al., 2015; Thomason et al., 2003). Es konnte gezeigt werden, dass IRDs die mundgesundheitsbezogene Lebensqualität (OHRQoL, engl.: Oral Health Related Quality of Life) und die Zufriedenheit der Patienten verbessern (Awad et al., 2014; Reissmann et al., 2017; Thomason et al., 2003). Dabei kann die objektive Kaukraft durch den Einsatz von IRDs im Vergleich zur konventionellen Totalprothese um 25 % gesteigert werden (Yilmaz et al., 2019). Diese Faktoren haben einen positiven Einfluss auf die Ernährungsgewohnheiten, die Auswahl von Nahrungsmitteln und auf den Ernährungszustand der Patienten (Morais et al., 2003). Es wurde gezeigt, dass eine Versorgung mittels Implantaten einen präventiven Einfluss zur Erhaltung des periimplantären Alveolarkamms sowohl in vertikaler als auch in horizontaler Dimension aufweist (Khalifa et al., 2016). Weiterhin ließ sich nachweisen, dass sich die Knochenresorption im distalen Bereich des Unterkieferkamms um fast 1 Millimeter (mm) reduziert, wenn eine auf zwei Implantaten retinierte Deckprothese verwendet wird (Kordatzis et al., 2003).

Die Anzahl und Position der Implantate für eine IRD werden durch die prothetische Versorgung, durch die anatomischen Gegebenheiten und durch Präferenzen der Patienten vorgegeben. Die McGill-Konsensuserklärung definiert eine Therapie mittels zweier interforaminärer Implantate als minimalen Goldstandard bei der Versorgung zahnloser Patienten im Unterkiefer (Feine et al., 2002). Dieser Bereich des Unterkiefers weist aufgrund des Ansatzes des M. genioglossus und der meist länger in situ verbliebenen Unterkieferfrontzähne häufig ein ausreichendes Knochenangebot für die Implantatversorgung auf (Chee & Jivraj, 2006). Diese Versorgungsmodalität zeigt zufriedenstellende Langzeitergebnisse mit hoher Patientenzufriedenheit (Awad et al., 2003). Weiterhin wurde im Rahmen des Konsensusberichts der dritten EAO-Konsensuskonferenz (European Association of Osseointegration) berichtet, dass nach zehn Jahren kein Unterschied von biologischen, technischen und vom Patienten berichteten Komplikationen zwischen IRDs im Unterkiefer gibt, die von zwei oder vier Implantaten getragen werden (Gottfredsen et al., 2012).

Im Vergleich zu festsitzenden implantatgetragenen Restaurationen ist die IRD eine minimalinvasivere und kostengünstigere Versorgung. Als minimale Versorgung werden in der Regel für festsitzende Restaurationen im Unterkiefer fünf bis sechs Implantate positioniert (Strub et al., 2011). Aufgrund der geringeren Anzahl an

notwendigen Implantaten werden chirurgischer, klinischer und laborseitiger Aufwand sowie die Belastung des Patienten reduziert. Carlsson et al. (2004) berichten, dass Patienten, die mit einer IRD versorgt wurden, gleich oder zufriedener mit ihrer Versorgung waren als Patienten, die mit feststehendem implantatgetragenen Zahnersatz versorgt wurden. Weiterhin nimmt die Versorgung eines Patienten mittels einer IRD weniger Zeit in Anspruch als eine feststehende Implantatversorgung (Jivraj et al., 2006).

## **1.2 Retentionselemente für prothetische Suprakonstruktionen**

Ein Attachmentsystem ist eine mechanische Vorrichtung zur Fixierung, Retention und Stabilisierung einer Prothese, die aus einer Patrize und einer Matrize besteht ("The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition", 2017). Die Patrize und die Matrize verbinden das osseointegrierte Implantat mit der prothetischen Suprakonstruktion. Bei IRDs werden primär-verblockte und primär-unverblockte Attachmentsysteme unterschieden. Primär-verblockte Attachmentsysteme schienen die verwendeten Implantate miteinander. Primär-unverblockte Attachmentsysteme sind freistehend. Leao et al. (2018) berichteten in einer systematischen Übersichtsarbeit, dass sowohl primär-verblockte als auch primär-unverblockte Attachmentsysteme unter Berücksichtigung der Faktoren des marginalen Knochenverlustes, der Implantatüberlebensrate und der prothetischen Komplikationen ähnliche Ergebnisse erreichen.

Es gibt diverse Attachmentsysteme, die eingesetzt werden, um Retention und Stabilität von IRDs zu erreichen, wie z. B. Druckknopfanker, Magnete, Teleskopkronen und Stege. Diese wurden in diversen Studien unterschiedlichen Designs untersucht (Besimo & Guarneri, 2003; Choi et al., 2018; Krennmair et al., 2006; Maniewicz et al., 2020; Naert et al., 2004; Naert et al., 1994; Passia et al., 2016; Rabbani et al., 2015; Svetlice & Bodereau, 2004; Türk et al., 2014; Wolf et al., 2009). Payne et al. (2018) kamen in einer systematischen Übersichtsarbeit zu dem Ergebnis, dass es in Bezug auf den prothetischen Erfolg, die Nachsorge, die Patientenzufriedenheit und die Kosten keine Evidenz für die Überlegenheit eines Attachmentsystems gibt. Die Auswahl eines Attachmentsystems sollte sich an der individuellen klinischen und anatomischen Situation und an den individuellen Bedürfnissen des Patienten orientieren (Kleis et al., 2010). Der Erfolg einer IRD hängt hauptsächlich von der

Retentionskraft und der damit verbundenen Funktion eines Attachmentsystems ab (Thomason et al., 2003). Die retentiven Eigenschaften einer IRD sind direkt assoziiert mit der Zufriedenheit der Patienten (Raghoobar et al., 2003). Ein Attachmentsystem sollte klinisch vielseitig einsetzbar sein, ein vorhersagbares Langzeitretentionsverhalten aufweisen, verschiedene Retentionsstärken für Retentionseinsätze bieten, aktivierbar, wartungsarm und hygienefähig sein (Srinivasan, 2019). Man unterscheidet präfabrizierte und individuell angefertigte Attachmentsysteme. Aufgrund wirtschaftlicher Anreize, einfacher und schneller Handhabung, einfacher Reparatur und Modifikation, einfacher Austauschbarkeit, geringem Platzbedarf und guter Reinigungsfähigkeit erfreuen sich primär unverblockte, präfabrizierte Attachmentsysteme großer Beliebtheit (Alsabeeha et al., 2009; Gotfredsen & Holm, 2000; Kim et al., 2015; Wolf et al., 2009). Besonders bei älteren zahnlosen Patienten werden primär-unverblockte Attachments empfohlen (MacEntee & Walton, 1998; Naert et al., 2004).

### **1.2.1 Druckknopfanker (engl. stud attachments)**

Druckknopfanker sind die am häufigsten verwendeten primär-unverblockten, präfabrizierten Attachmentsysteme. Ein etablierter Vertreter der Druckknopfanker ist der Kugelkopf. Er besteht aus einer kugelförmigen, metallischen Patrize und einer meist aus einer edelmetallischen Legierung bestehenden Matrize. Die Retention wird durch verschiedene Mechanismen wie federnde Metalllamellen, Federarme, Federringe oder retentive Kunststoffeinsätze erzeugt (Ludwig et al., 2005). Bei metallischen Retentionselementen ist eine Aktivierung bzw. Deaktivierung möglich, um die Retentionskraft anzupassen. Konventionelle Kugelköpfe sind nur eingeschränkt bei interimplantärer Angulation und limitiertem vertikalem Platzbedarf anwendbar (Quirynen et al., 2005). Im Jahr 2001 wurde das Locator-Attachmentsystem (Zest Dental Solutions, Carlsbad, California, USA) eingeführt, um die Limitationen der klassischen Kugelkopfanker zu überwinden. Kronstrom & Carlsson (2019) berichteten, dass der Locator das am häufigsten verwendete Attachmentsystem für IRDs unter 135 Prothetikern aus 33 Ländern war. Weiterhin wurde berichtet, dass der Locator anfällig für Verschleiß ist und das Retentionsverhalten durch Füge- und Lösevorgänge, insbesondere bei

Implantatangulation, negativ beeinflusst wird (Al-Ghafli et al., 2009; Elsyad et al., 2019; Evtimovska et al., 2009; Kleis et al., 2010).

Neuartige präfabrizierte Druckknopfanker (Novaloc (Straumann, Basel, Schweiz), CM Loc (Cendres+Métaux, Biel, Schweiz), Locator R-Tx (Zest Dental Solutions, Carlsbad, California, USA)) versuchen vorhandene Limitationen zu überwinden. Durch neue Abutmentgeometrien können sie bei größeren interimplantären Angulationen angewendet werden und zeichnen sich durch einen geringeren vertikalen Platzbedarf aus. Besonders bei limitiertem interokklusalem Platzangebot ist dies vorteilhaft. Überkonturierungen der IRD und Frakturen, aufgrund unzureichender Materialstärke, können somit vermieden werden. Sie verwenden nichtmetallische Retentionseinsätze aus Hochleistungspolymeren wie Polyetheretherketon (PEEK), Polyetherketonketon (PEKK) und Nylon. Die Retentionseinsätze sind in verschiedenen Farbcodierungen erhältlich, die ein unterschiedlich starkes Retentionsvermögen repräsentieren und bei unzureichender Retention durch Verschleiß ausgetauscht werden können. Eine Aktivierung ist nicht möglich.

### **1.3 Retention**

Retention ist in der Zahnheilkunde definiert als der Widerstand gegen Kräfte, die entgegen der Einschubrichtung von Zahnersatz wirken ("The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition", 2017).

Ein definierter Richtwert für eine klinisch suffiziente Retentionskraft für IRDs ist nicht beschrieben. Über die Auswirkung der Retentionskraft auf IRDs hingegen wurde in einer Vielzahl von Studien berichtet (Choi et al., 2018; Passia et al., 2016; Rutkunas et al., 2011; Srinivasan et al., 2016). Die in der Literatur beschriebenen Retentionskräfte für verschiedene Attachmentsysteme für mandibuläre IRDs variieren laut einer Übersichtsarbeit teilweise stark zwischen 1 Newton (N) und 85 N (Daou, 2013). Unabhängig vom verwendeten Attachmentsystem wird das Retentionsvermögen des Zahnersatzes erhöht. Pigozzo et al. (2009) bewerteten eine Retentionskraft von 5 bis 7 N als ausreichend, um eine IRD zu stabilisieren. Scherer et al. (2014) gaben an, dass eine effektive Retentionskraft zwischen 8 und 10 N liegen sollte. Für die Langzeitnutzung empfahlen die Autoren einer Laborstudie eine Retentionskraft zwischen 5 und 8 N (Besimo & Guarneri, 2003). Ein Großteil der

Studien definiert Retentionskräfte im Bereich um 10 N als suffizient für die klinische Anwendung (Kobayashi et al., 2014; Trakas et al., 2006; Türk et al., 2014).

Das Attachmentsystem und die Retentionskraft sollte patientenindividuell, entsprechend der klinischen Situation, der Erwartungen und der Bedürfnisse des Patienten ausgewählt werden. Die Retentionskraft sollte ausreichend hoch sein, um das unbeabsichtigte Lösen der Deckprothese zu verhindern und gleichzeitig dem Patienten ein problemloses und komfortables Ein- und Ausgliedern zu ermöglichen. Die Retentionskraft hat starken Einfluss auf die Patientenzufriedenheit (Thomason et al., 2003; Uludag & Polat, 2012). Besonders bei der Versorgung geriatrischer Patienten sollten sowohl physische als auch kognitive Einschränkungen in der Therapieplanung bedacht werden (Schimmel, 2016).

Verschiedene Studien haben über den Retentionsverlust von IRDs berichtet (Cohen et al., 1996; Kim et al., 2015; Naert et al., 2004; Petropoulos et al., 1997; Stewart & Edwards, 1983). Der Retentionsverlust ist die am häufigsten berichtete Komplikation bei Versorgungen von IRDs (Goodacre et al., 2003). Die Leistungsfähigkeit und der daraus resultierende Erfolg einer IRD hängt maßgeblich vom Retentionsverhalten des Attachmentsystems ab (Rutkunas et al., 2011; Tabatabaian et al., 2014). Die Retentionskraft nimmt im Zuge der Nutzung durch das Ein- und Ausgliedern des Zahnersatzes aufgrund von tribologischen Prozessen wie Verschleiß und Verformung sowie bei funktionellen und parafunktionellen Bewegungen langfristig ab (Rutkunas et al., 2005; Setz et al., 1998). Deshalb ist die Grundlage für erfolgreiche Langzeitergebnisse die regelmäßige Nachsorge (Chaffee et al., 2002). Weiterhin werden das Design des Attachments, das verwendete Material und die Implantatangulation als Faktoren für den Retentionsverlust beschrieben (Bayer et al., 2009; Yang et al., 2011). Eine sichere Prognose über das Retentionsverhalten eines Attachmentsystems ist in klinischen Situationen von großem Nutzen. Es ist schwer, die Prothesenretention ohne regelmäßige Anpassung und Reparaturen der Attachments aufrechtzuerhalten (Walton & MacEntee, 1993; Watson et al., 1997). Voranschreitender Retentionsverlust mindert die positiven Effekte von IRDs und kann zur Patientenunzufriedenheit führen.

## **1.4 Implantatangulation**

Aufgrund eingeschränkter Knochenqualität, anatomischen Gegebenheiten und chirurgischen Fähigkeiten des Operateurs kann es zu einer angulierten Insertion von Implantaten kommen (Khadivi, 2004). Mericske-Stern (1993) untersuchte die Neigung von Implantatachsen bei 44 Patienten, die mit IRDs versorgt wurden, und stellte fest, dass 70 % der Implantate eine Neigung nach bukkal zeigten. Die Positionierung der Implantate sollte parallel zueinander, in Eingliederungsrichtung der prothetischen Arbeit und orthogonal zur Okklusionsebene erfolgen (Walton et al., 2001). In dieser Ausrichtung kommt es zu einer axialen Belastung der Implantate. Die Belastung des periimplantären Knochens nimmt mit ansteigender Implantatangulation bei IRDs mit Druckknopfankern als Attachmentsystem zu (Elsyad et al., 2017). Verschiedene Studien berichten über vorzeitig eintretenden Verschleiß, Retentionsverlust und Beschädigung von Attachmentsystemen bei Nichteinhaltung der interimplantären Parallelität (Rutkunas et al., 2005; Yang et al., 2011). Dadurch kommt es zur eingeschränkten Funktion der IRD und zur Verringerung der Patientenzufriedenheit (Walton et al., 2001). Demzufolge wird der Nachsorgeaufwand durch eine parallele Implantatplatzierung reduziert (Trakas et al., 2006).

Besonders neuartige Attachmentsysteme bieten Mechanismen, wie z. B. angulierte Abutments und neuartige Abutmentgeometrien, um nicht parallele Situationen zu kompensieren (Schimmel et al., 2017). Dies ist im klinischen Alltag wichtig, sobald die anatomischen Gegebenheiten oder die Patientensituation eine ideale Platzierung des Implantats nicht zulassen.

## **1.5 Werkstoffkundliche Grundlagen**

Neue Attachmentsysteme aus Polyaryletherketonen (PAEK) sind auf dem Dentalmarkt erhältlich. PAEKs sind eine Gruppe von semikristallinen, thermoplastischen Hochleistungspolymeren. Diese zeichnen sich durch hohe mechanische und gute chemische Eigenschaften sowie eine gute Wärmebeständigkeit aus, wodurch sie haltbar, langlebig und abrasionsfest sind (Fuhrmann et al., 2014). Seit den 1980er Jahren wird PAEK für Trauma-, Orthopädie- und Wirbelsäulenimplantate eingesetzt (Kurtz & Devine, 2007). Die Biokompatibilität von PAEK ist in der Literatur dokumentiert (Bruner et al., 2010). Bei der Bearbeitung von Thermoplasten wird nur

die Form, nicht aber die chemischen Eigenschaften verändert. Die Eigenschaften der einzelnen Vertreter der PAEK-Familie unterscheiden sich in Abhängigkeit des Verhältnisses von funktionellen Keto- (-CO-) zu Ethergruppen (-O-). Diese verbinden das aromatische Grundgerüst. Je höher die Anzahl der Ketogruppen im Vergleich zur Anzahl der Ethergruppen ist, desto rigider ist die Polymerkette und desto höher ist die Schmelztemperatur (Fuhrmann et al., 2014). Mitglieder der PAEK-Familie sind u.a. PEEK und PEKK (Abb. 1, Abb. 2).

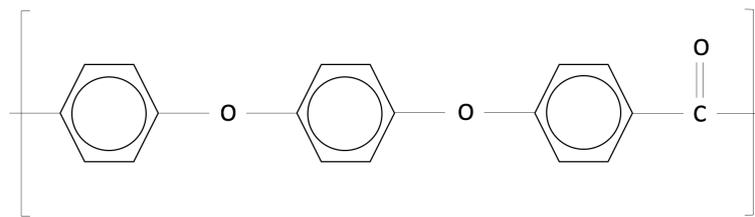


Abb. 1: Strukturformel von PEEK.

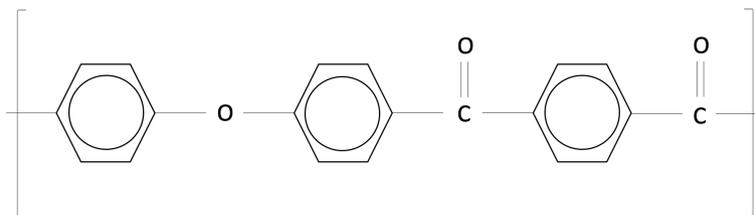


Abb. 2: Strukturformel von PEKK.

PEEK ist ein auf dem Dentalmarkt etabliertes Material und wird für herausnehmbaren Zahnersatz, Klammern, provisorische Prothesen, Abutments und Implantatsuprakonstruktionen verwendet (Han et al., 2016). Die chemische Struktur von PEEK bietet Stabilität bei hohen Temperaturen (Schmelzpunkt  $\sim 335^{\circ}\text{C}$ ), einfache Verarbeitung und hohe Rigidität. Hinzu kommt eine gute Dimensionsstabilität bei hohen Temperaturen, hohe Zug- und Biegefestigkeiten, mechanische und chemische Beständigkeit gegenüber fast allen organischen und anorganischen Chemikalien sowie gegen Verschleiß (Fuhrmann et al., 2014; Toth et al., 2006). Darüber hinaus zeigt PEEK Beständigkeit gegenüber Strahlenschäden. Die Kompatibilität mit vielen Verstärkungsmitteln wie Glas- oder Kohlenstofffasern ist vorhanden (Kurtz & Devine, 2007). All diese Eigenschaften machen PEEK zu einem attraktiven Material in der Zahnmedizin, insbesondere bei Retentionselementen für IRDs.

Ein weiteres Mitglied der PAEK-Familie ist PEKK. PEKK teilt die vorteilhaften Eigenschaften von PEEK. Nach Angaben des Herstellers weisen Retentionselemente

aus PEKK aufgrund der zusätzlichen Keto-Gruppe eine um 80 % höhere Druckfestigkeit auf als solche aus PEEK (Abb. 1, Abb. 2).

Weiterhin können Attachmentsysteme aus Nylon hergestellt werden. Nylon wird synonym für das thermoplastische Polymer Polyamid verwendet. Nylon besitzt gute mechanische und physikalische Eigenschaften wie eine hohe mechanische Festigkeit, Steifigkeit und Zähigkeit, Beständigkeit gegen Chemikalien und einen hohen Widerstand gegen Verschleiß und Abrasion. Polyamide neigen dazu, Wasser zu absorbieren. Absorbiertes Wasser wirkt als Weichmacher und kann dadurch die Eigenschaften von Nylon beeinflussen (McKeen, 2008).

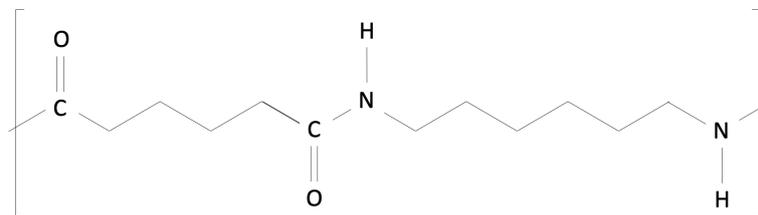


Abb. 3: Strukturformel von Polyamid 66.

## 1.6 Zielsetzung

Das Ziel der vorliegenden Laborstudie war es, das Langzeit-Retentionsverhalten eines Attachmentsystems mit einem PEEK-Retentionseinsatz (Novaloc, Straumann, Basel, Schweiz), eines Attachmentsystems mit einem PEKK-Retentionseinsatz (CM Loc, Cendres+Métaux, Biel, Schweiz) und eines Attachmentsystems mit einem Nylon-Retentionseinsatz (Locator R-Tx, Zest Dental Solutions, Carlsbad, California, USA) zu untersuchen und die Ergebnisse miteinander zu vergleichen. Zusätzlich sollte die Auswirkung der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten untersucht werden. Die Nullhypothese legte fest, dass weder die Wahl des Attachmentsystems noch die Implantatangulation das Retentionsverhalten nach 30.000 Füge- und Lösezyklen beeinflusst.

## 2 Material und Methode

### 2.1 Material

#### 2.1.1 Attachmentsysteme

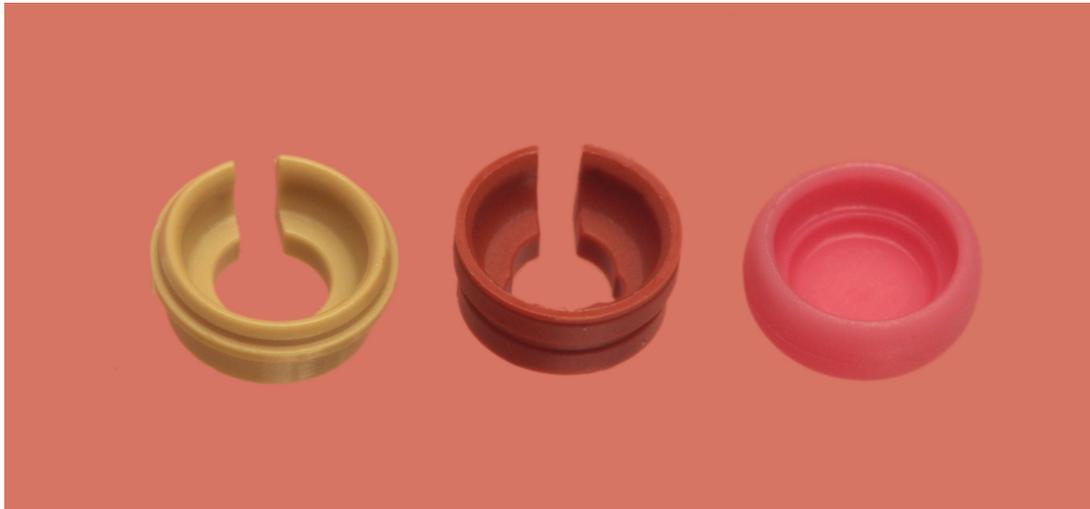


Abb. 4: Retentionseinsätze der untersuchten Attachmentsysteme;  
Novaloc (PEEK), CM Loc (PEKK), Locator R-TX (Nylon).

##### 2.1.1.1 *Novaloc*

Das präfabrizierte Novaloc- Attachmentsystem setzt sich aus einem Retentionseinsatz aus PEEK, einem Matrizengehäuse aus PEEK und einer Patrize aus Titan mit einer Beschichtung auf Kohlenstoffbasis (ADLC, amorpher diamantähnlicher Kohlenstoff) zusammen. Es wurden orthogonale und um 15° geneigte Patrizen untersucht. Die orthogonale Patrize ist in Gingivahöhen zwischen 1–6 mm erhältlich, die um 15° geneigte Patrize in Gingivahöhen zwischen 2–6 mm. In der Laboruntersuchung wurden für beide Patrizen eine Gingivahöhe von 2 mm verwendet. Die orthogonale Patrize wurde direkt im Implantat verschraubt, die geneigte Patrize wurde über eine separate Schraube befestigt. Die Patrizen wiesen einen einfachen, kreisrunden Unterschnitt als Retentionsform und eine Öffnung für den Schraubenkopf auf. Die Außenseite der Matrizen ist mit zwei Unterschnitten als Retention für das Einpolymerisieren in den Zahnersatz versehen (Abb. 5). Die Retentionseinsätze sind in sechs verschiedenen Retentionsstärken zwischen 300 g und 2550 g verfügbar. Für die Laboruntersuchung wurde ein Retentionseinsatz mit einer vom Hersteller

angegebenen Retentionskraft von 1200 g verwendet. Der Retentionseinsatz weist einen Schlitz auf (Abb. 4). Dieser Schlitz erweitert sich leicht beim Fügen von Matrize zu Patrize durch die Verformung des Retentionseinsatzes. Laut Hersteller sind die Matrizen in der Lage, Divergenzen von bis zu  $\pm 20^\circ$  bzw. Divergenzen von bis zu  $40^\circ$  zwischen zwei Sekundärteilen zu kompensieren. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird das Material des Retentionseinsatzes, PEEK, stellvertretend für das Novaloc-System verwendet.

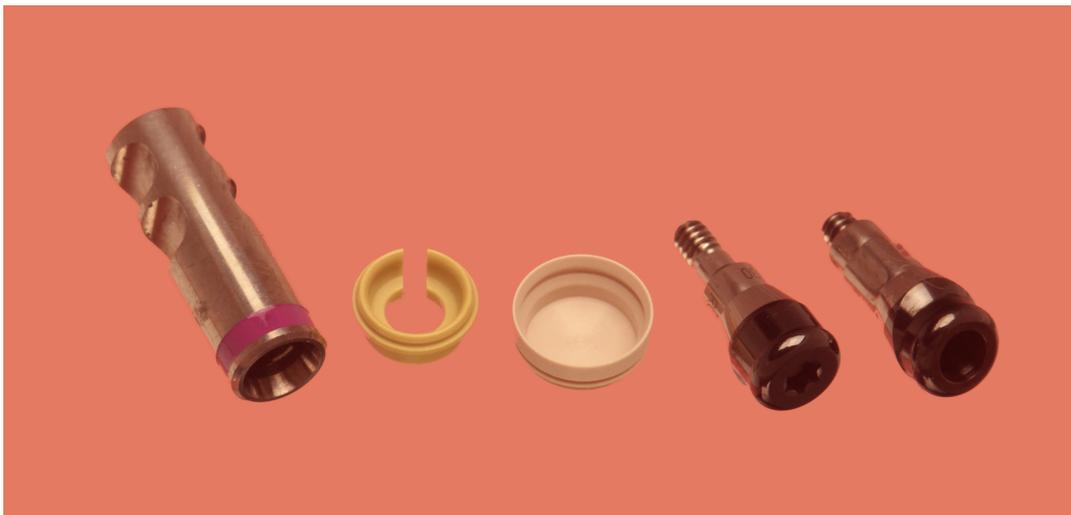


Abb. 5: Novaloc-Retentionssystem (Implantatanalog, Retentionseinsatz, Matrizengehäuse, Patrize orthogonal, Patrize  $15^\circ$  anguliert).

### **2.1.1.2 CM Loc**

Das präfabrizierte CM Loc- Attachmentsystem setzt sich aus einem Pekkton-Retentionseinsatz (PEKK, Cendres+Métaux, Biel, Schweiz), einem Matrizengehäuse aus Titan und einer Patrize aus Titan zusammen. Die Patrize weist im Vergleich zu den anderen Systemen keine gesonderte Oberflächenbeschichtung auf. Es sind Patrizen mit Gingivahöhen zwischen 1–5 mm verfügbar. In der Laboruntersuchung wurde eine Gingivahöhe von 2 mm verwendet. Die Patrize weist keinen zentralen Zugang zur Verschraubung auf (Abb. 6). Mit einem Spezialschraubendreher wird die Patrize direkt im Implantat verschraubt. Das pilzförmige Design der Patrize hat einen Unterschnitt als Retentionsform (Abb. 6). Die Retentionseinsätze sind in vier verschiedenen Retentionsstärken zwischen 600 g und 2400 g verfügbar. In dieser Laboruntersuchung wurde ein Retentionseinsatz mit einer Retentionskraft von 1200 g

verwendet. Der Retentionseinsatz weist ebenfalls einen Schlitz auf (Abb. 4). Laut Hersteller kann dieses Befestigungssystem Divergenzen von bis zu  $\pm 20^\circ$  korrigieren. Im weiteren Verlauf der Arbeit wird das Material des Retentionseinsatzes, PEKK, stellvertretend für das CM Loc-System verwendet.

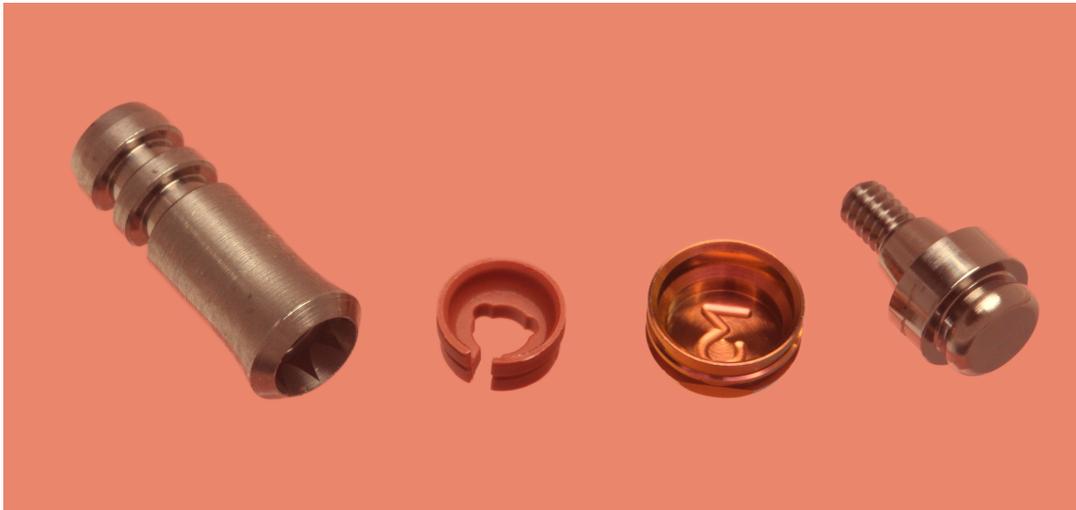


Abb. 6: CM Loc-Retentionssystem (Implantatanalog, Retentionseinsatz, Matrizengehäuse, Patrize orthogonal).

### **2.1.1.3 Locator R-Tx**

Das präfabrizierte Locator R-Tx-Attachmentsystem setzt sich aus einem Retentionseinsatz aus Nylon (unverstärktes Polyamid 66), einem Matrizengehäuse aus anodisiertem Titan und einer Patrize aus Titan mit einer Patrizenbeschichtung aus Titannitrid und Titancarbonitrid (DuraTec, Zest Dental Solutions, Carlsbad, California, USA) zusammen. Es sind Patrizen mit Gingivahöhen zwischen 1–6 mm verfügbar. In der Laboruntersuchung wurde eine Gingivahöhe von 2 mm verwendet. Die Patrize verfügt über einen zweifachen Unterschnitt in konusartiger Form als dualen Retentionsmechanismus (Abb. 7). Die Patrize wird mit einem 1,25 mm Sechskant-Schraubenschlüssel direkt im Implantat verschraubt. Die Außenseite der Matrizen wurde mit zwei Unterschnitten als Retention für das Einpolymerisieren in den Zahnersatz versehen. Das System kann Divergenzen von  $\pm 30^\circ$  ausgleichen. Für die Laboruntersuchung wurde ein Retentionseinsatz mit einer vom Hersteller angegebenen Retentionskraft von 1361 g verwendet. Im weiteren Verlauf der Arbeit

wird das Material des Retentionseinsatzes, Nylon, stellvertretend für das Locator R-Tx-System verwendet.

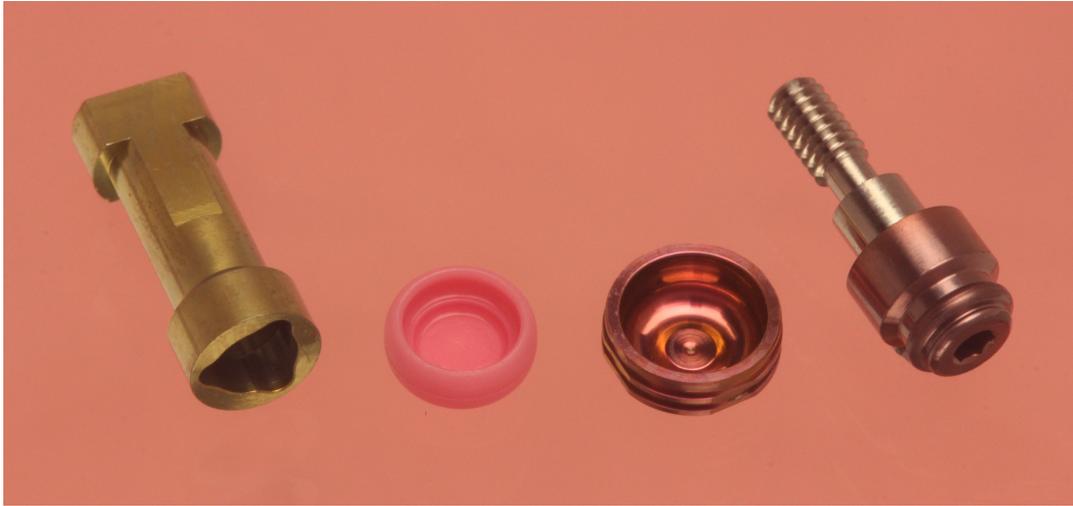


Abb. 7: Locator R-Tx-Retentionssystem (Implantatanalog, Retentionseinsatz, Matrizengehäuse, Patrizie orthogonal).

## 2.1.2 Tabellarische Auflistung der verwendeten Materialien

Tab. 1: Auflistung der verwendeten Materialien

Attachment-system	Komponent	Material	Hersteller	Lot.	Retentions-kraft*
Novaloc	Retentions-einsatz	PEEK	Straumann, Basel, Schweiz	16.84862 16.85235	1200 g
	Matrize	PEEK		16.84070 16.84856	
	Patrize, orthogonal	Titan mit kohlenstoff- basierter Beschichtung		NR494 NZ258 ML171	
	Patrize, 15° anguliert			NH885	
CM Loc	Retentions-einsatz	PEKK	Cendres+Métaux, Biel, Schweiz	0000321501	1200 g
	Matrize	Titan		0000324239	
	Patrize, orthogonal			0000331252	
Locator R-Tx	Retentions-einsatz	Nylon	Zest Dental Solutions, Carlsbad, CA, USA	L04G9	1361 g
	Matrize	anodisiertes Titan		L03YE	
	Patrize, orthogonal	Titancarbo- nitrid			

\*entsprechend der Herstellerangaben

## 2.2 Methode

### 2.2.1 Herstellung der Testkörper

Die Herstellung aller Testkörper erfolgte anhand eines Meistermodells. In diesem Meistermodell befanden sich Bohrungen der zu testenden Implantatangulationen. Die jeweiligen Implantatanaloga waren mit aufgeschraubter Patrize in orthogonaler und in 15° angulierter Position im Meistermodell verankert. Die Ausrichtung erfolgte in einem Parallelometer. In diesem Zustand wurden die Meistermodelle der sieben Testserien mit einem Dubliersilikon (Dublisil, Dreve Dentamid GmbH, Unna, Deutschland) dubliert, um Negativformen herzustellen. In diesen waren das Laboranalog mit eingeschraubter Patrize, Retentionseinsatz/ Montageeinsatz und Matrize verankert. Anschließend wurde das Implantatanalog mit Technovit 4000 (Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) starr fixiert. Technovit 4000 ist ein schnellhärtender, kaltpolymerisierender Kunststoff auf Basis von modifiziertem Polyester. Er zeichnet sich durch eine geringe Polymerisationsschrumpfung, einen guten Randschluss und durch ein gutes Fließverhalten aus.

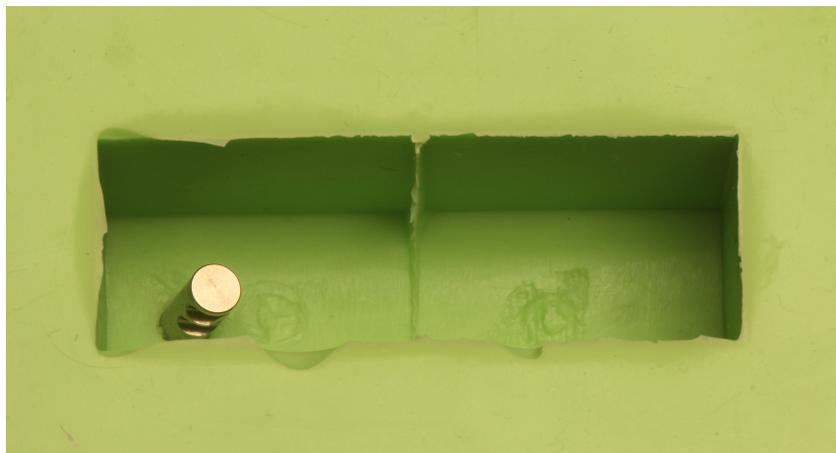


Abb. 8: Implantatanalog mit verschraubter Patrize (nicht sichtbar) in Negativform.

### 2.2.2 Testgruppen

In der Simulation wurden sieben Testgruppen mit jeweils acht Testkörpern untersucht:

- PEEK 0/0: Patrize orthogonal, Implantat orthogonal
- PEEK 0/15: Patrize orthogonal, Implantat 15° geneigt
- PEEK 15/15: Patrize 15° geneigt, Implantat 15° geneigt
- PEKK 0/0: Patrize orthogonal, Implantat orthogonal

- PEKK 0/15: Patrize orthogonal, Implantat 15° geneigt
- Nylon 0/0: Patrize orthogonal, Implantat orthogonal
- Nylon 0/15: Patrize orthogonal, Implantat 15° geneigt

### **2.2.3 Versuchsaufbau**

Das Implantatanalog wurde starr in einem Sockel verankert. Eine Patrize befand sich in eingeschraubter, definierter Position im Implantatanalog (Abb. 9). Die korrespondierende Matrize mit Retentionseinsatz wurde in einer Passbohrung in einem einseitig belastbaren, rechteckigen Matrizenhalter (8x8mm, Messing) passiv verklebt. Der Matrizenhalter, der eine Prothese mit unilateraler Freundsituation simulierte, wurde über eine bewegliche Achse in einem Gehäuse an einem Stempel des Kausimulators (Willytec, Feldkirchen-Westerham, Germany) befestigt (Abb. 15). Dadurch war die Matrize in der Lage, eine minimale vertikale Kippbewegungen, analog des Einsinkens eines Prothesenfreiendsattels, auszuführen, wenn Matrize und Patrize im gefügten Zustand belastet wurden. Ein auf 0,2 mm eingestellter adjustierbarer Anschlag gab die Höhe der Kippbewegung vor. Die Patrize und der Kraftereinleitungspunkt (Achse des Matrizenhalters) wiesen eine Distanz von 12 mm auf (Abb. 9). Die durch den computergesteuerten zweiachsigen Kausimulator vermittelte Kraft verlief in vertikal paralleler Bewegungen und wirkte starr in axialer Richtung. Die maximale eingeleitete Kraft betrug 100 N. Oberhalb des Gehäuses des Matrizenhalters befand sich ein Kraftaufnehmer (U9B, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland). Bei jedem Füge- und Lösevorgang erfolgte eine vollständige Trennung von Matrize und Patrize.

In den folgenden Abbildungen ist der Versuchsaufbau aller Testgruppen schematisch dargestellt.

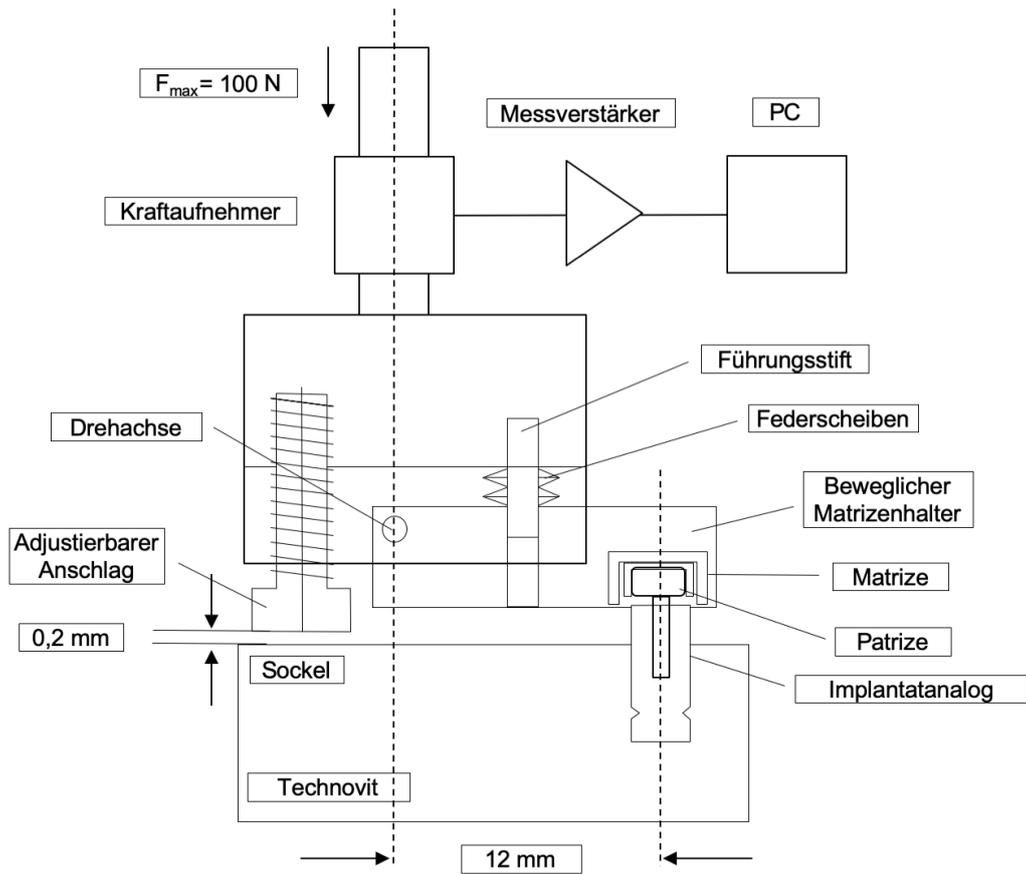


Abb. 9: Versuchsaufbau in gefügtem Zustand mit Kraftaufnehmer und Messeinrichtung.

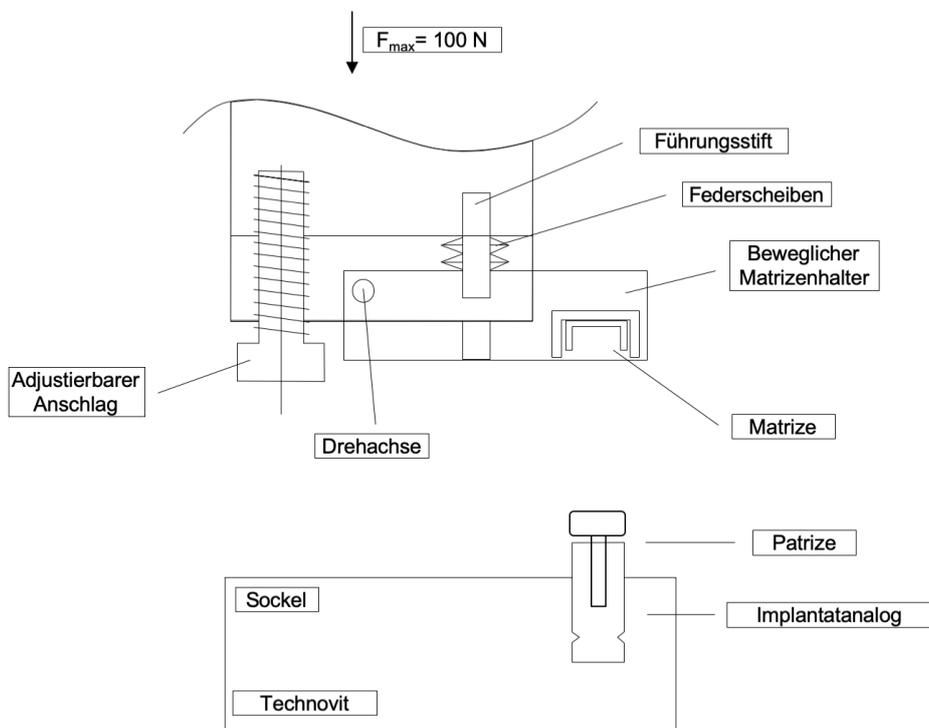


Abb. 10: Orthogonal zur Grundfläche ausgerichtetes Implantatanalog mit einer Patrize in orthogonaler Position. Die Matrize befindet sich in senkrechter Position.

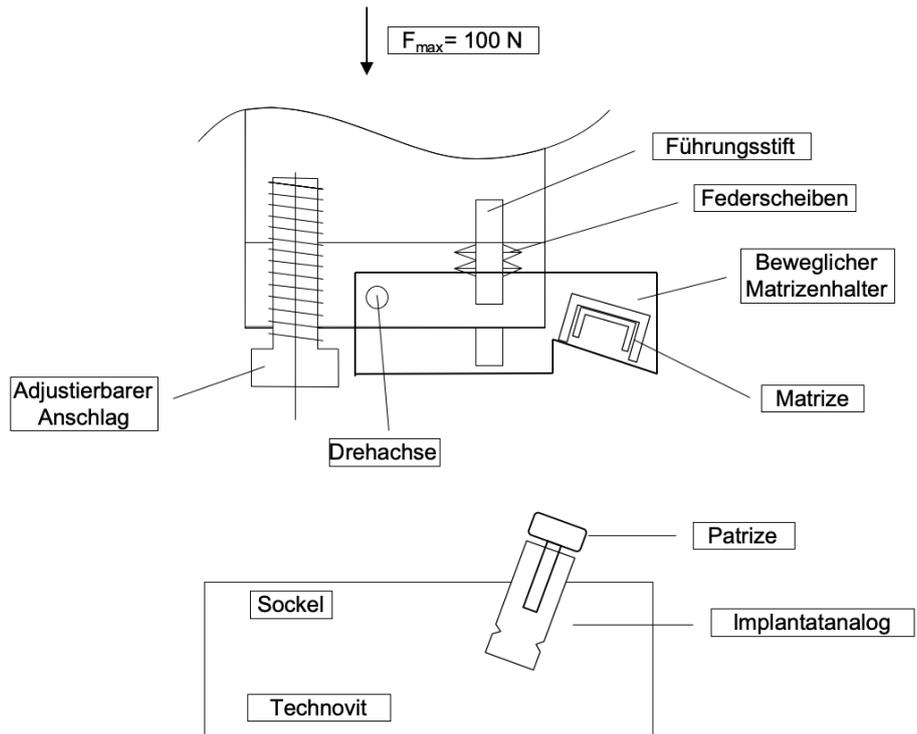


Abb. 11: Implantatanalog mit einer 15° Neigung zur Grundfläche mit einer orthogonalen Patrize. Die Matrize befindet sich in 15° angulierter Position.

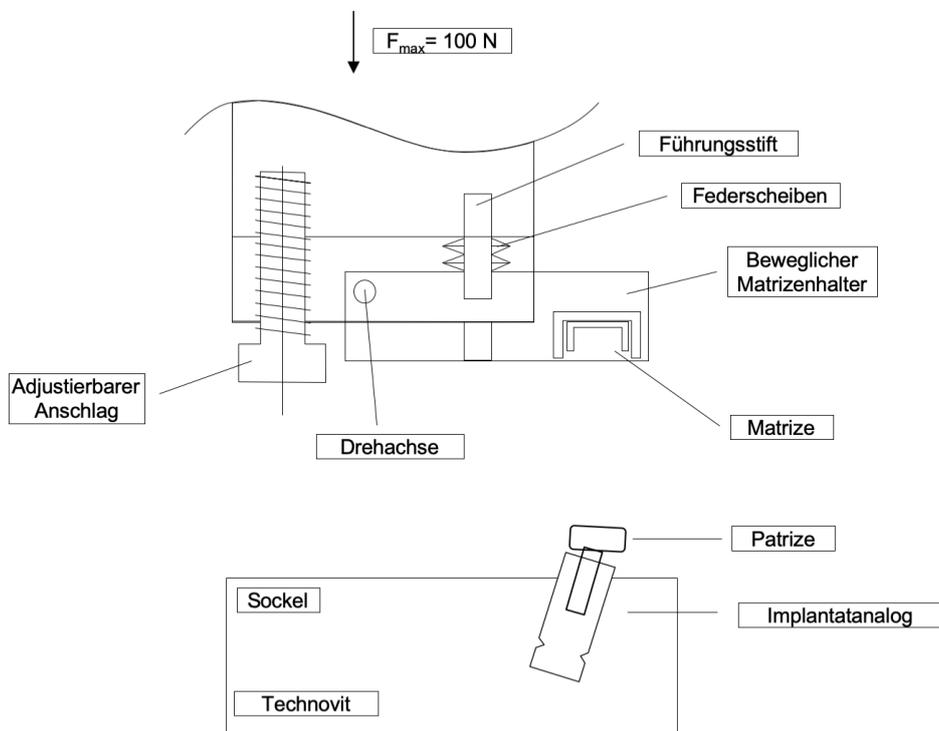


Abb. 12: Implantatanalog mit einer 15° Neigung zur Grundfläche mit einer um 15° angulierten Patrize. Die Matrize ist in senkrechter Position.

#### **2.2.4 Montage der Testkörper**

Die Kontrolle der Implantatangulation eines jeden Testkörpers erfolgte vor der Simulation mit einem Parallelometer. Sechs Testgruppen wiesen eine gerade Patrize auf. Zusätzlich wurde eine Testgruppe mit einer um 15° geneigten Patrize getestet, um die 15° Neigung des Implantatanalogs auszugleichen (Abb. 12). Die entsprechenden Matrizen, Retentionseinsätze/ Montageeinsätze und Patrizen wurden miteinander verbunden. Die Patrize wurde gemäß des vom Hersteller angegebenen Drehmoments angezogen. Die stilisierte, einseitig belastbare „Zahnprothese“ mit einem Matrizenhalter wurde auf den Testkörper abgesenkt und ausgerichtet. Zeigte die Prüfsoftware keine registrierte Kraft der Kraftmessdosen an, erfolgte die Fixierung der Matrize in passiver Position in den Matrizenhalter mit einem autopolymerisierenden Kunststoffmaterial auf BisGMA-Basis (LuxaTemp, DMG, Hamburg, Deutschland). Die basale Fläche der Matrize wurde mit Kofferdam abgedeckt, um ein Einfließen des Befestigungsmaterials in die Matrizeninnenseite zu verhindern. Dieser Vorgang fand im Kausimulator statt, um einen passiven Sitz zu gewährleisten und eine Zwangsführung zu vermeiden. Um verbliebene Klebereste zu entfernen erfolgte eine finale Prüfung vor der Simulation. Danach wurde der adjustierbare Anschlag an der stilisierten Zahnprothese so ausgerichtet, dass eine Kippbewegung von 0,2 mm möglich war. Dies simulierte das Einsinken eines Freundsattels bei hohem Kaudruck.

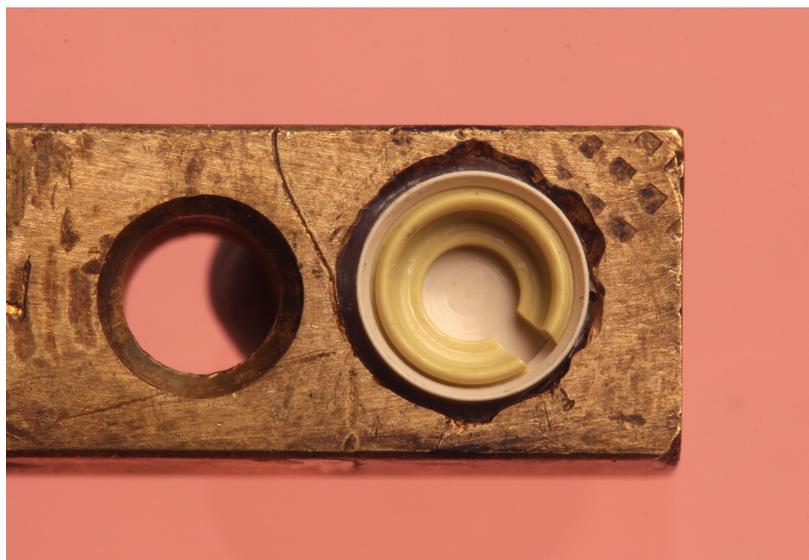


Abb. 13: PEEK Matrize mit Retentionseinsatz im Matrizenhalter nach der Simulation.

### **2.2.5 Versuchsablauf**

Die Retentionseinsätze aller Attachmentsysteme wiesen laut Herstellerangaben initial vergleichbare Retentionswerte auf (Tab. 1). Vor der Untersuchung erfolgte eine Lagerung der Retentionseinsätze für drei Tage in Wasser bei Raumtemperatur ( $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ). Insgesamt wurden 30.000 Füge- und Lösezyklen bei einer Frequenz von 0,5 Hz pro Testkörper im Kausimulator durchgeführt. Die Belastung erfolgte in allen acht Einheiten simultan und parallel. Während jedes Zyklus erfolgte eine vollständige Trennung von Patrize und Matrize. Jede Testapparatur wurde in einer Testkammer platziert, um die Simulation in Wasser durchzuführen (Abb. 14). Die Simulation erfolgte in Wasser bei Raumtemperatur ( $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ) zur Simulation intraoraler Bedingungen. Zentrische O-Ringe (Durchmesser 110 mm, Stärke 5 mm) unter jeder Testkammer dienten zum Ausgleich nicht-linearer Bewegungen. Nach jedem Fügevorgang wurde der stilisierte Zahnersatz einseitig exzentrisch mit einer Last 100 N im Abstand von 12 mm vom Ansatz belastet (Abb. 9).

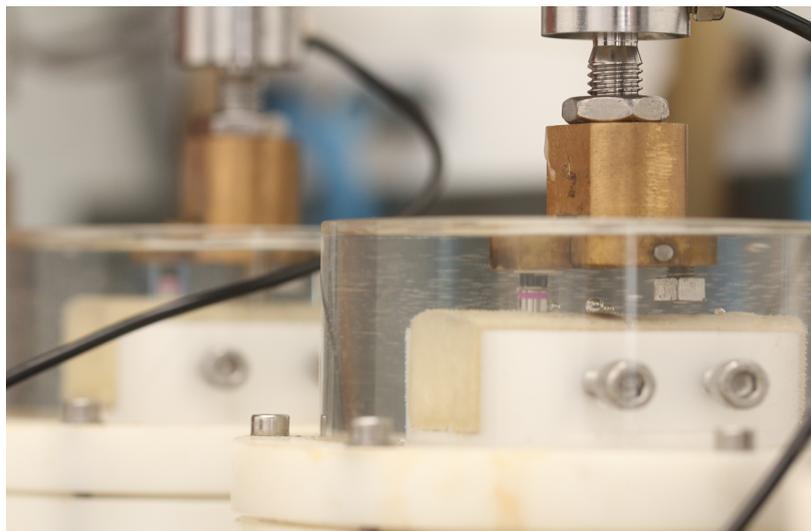


Abb. 14: PEEK (0/0)-Testkörper in einer mit Wasser gefüllten Testkammer während der Simulation.

### **2.2.6 Datenerhebung**

Die Registrierung der Retentionskräfte erfolgte während der 30.000 Füge- und Lösezyklen mit Kraftaufnehmern (U9B, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland) zwischen Patrize und Matrize. Ein Messverstärker (MGT 231, Hottinger Baldwin Messtechnik, Darmstadt, Deutschland) leitete die registrierten Füge- und Lösekräfte der acht Kammern an eine Prüfsoftware (testXpert 2, Zwick Roell, Ulm,

Deutschland) weiter (Abb. 15). Die Prüfsoftware speicherte die Daten der 30.000 Zyklen als Kraft-Zeit-Diagramm. Mit Hilfe eines Computerprogramms (DIAdem 10, National Instruments, Austin, Texas, United States) wurden die Retentionskräfte aller Testkörper zu den jeweiligen Löseintervallen ermittelt. Für jede Probe wurde ein Mittelwert aus den zehn umgebenden Messungen für jeden Messzeitpunkt nach 10, 100, 200, 500, 1.000, 2.000, 5.000, 10.000, 20.000 und 30.000 Zyklen berechnet.



Abb. 15: Kausimulator mit Messeinrichtung.

## **2.2.7 Auswertung**

### **2.2.7.1 Statistische Analyse**

Die statistische Analyse wurde mit SPSS (Version 20, IBM Corp., Armonk, USA) durchgeführt. Ziel war es, statistisch signifikante Unterschiede im Langzeit-Retentionsverhalten abhängig vom verwendeten Attachmentsystem und der Implantat- bzw. Patrizienangulation zu ermitteln. Der Shapiro-Wilk-Test und der Levene-Test untersuchten die Normalverteilung und die Homogenität der Varianz.

Um signifikante Unterschiede ( $p \leq 0.05$ ) zwischen den Gruppen aufzuzeigen, wurde eine Varianzanalyse mit anschließendem Games-Howell-post-hoc-Test durchgeführt.

Der Friedman-Test ( $p \leq 0.05$ ) zeigte die Änderungen innerhalb einer Gruppe zu verschiedenen Zyklenzahlen an.

#### **2.2.7.2 REM**

Nach 30.000 Füge- und Lösezyklen erfolgte die Untersuchung exemplarischer Proben jeder Gruppe mittels Rasterelektronenmikroskopie (REM, Philips XL 30 CP, Eindhoven, Niederlande). Hierbei wurde eine Beschleunigungsspannung von 10 kV genutzt. Die nichtleitenden Retentionseinsätze wurden vor der REM-Analyse mit Gold bedampft (SCD 500, BAL-TEC AC, Balzers, Liechtenstein), um Aufladungseffekte zu vermeiden. Die Schichtstärke betrug 10 Nanometer.

## 3 Ergebnisse

### 3.1 Statistische Auswertung

Alle Testkörper konnten die Simulation ohne kritischen Misserfolg beenden. Die Retentionskräfte waren in allen Gruppen für die Zyklen 1.000, 2.000, 5.000, 10.000 und 20.000 normalverteilt, nicht aber für die Zyklen 10, 100, 200, 500 und 30.000 (Shapiro-Wilk-Test ( $p \leq 0.05$ )). Der Levene-Test ergab, dass eine Varianzhomogenität nicht gegeben war.

Die im Folgenden als signifikant beschriebenen Ergebnisse basieren auf einem Signifikanzniveau von  $p \leq 0.05$ .

Zu Beginn der Simulation variierten die medianen Retentionskräfte zwischen 12,1 N (Nylon 0/0) und 18,8 N (PEEK 15/15) für die orthogonalen Gruppen und zwischen 10,6 N (Nylon 0/15) und 20,8 N (PEEK 0/15) für die angulierten Gruppen (Tab. 2). Nylon 0/0 zeigte mit 3,5 N die geringste Retentionskraft nach 30.000 Zyklen, während PEEK 15/15 die höchste finale Retentionskraft mit 12,3 N aufwies (Abb. 16). Weiterhin zeigte Nylon 0/0 den höchsten prozentualen Retentionsverlust im Vergleich von Anfangs- und Endwert mit -71 %. Der geringste Verlust wurde bei PEEK 0/0 mit -29 % beobachtet (Abb. 17).

Alle Testgruppen zeigten im Startintervall nach 10 Zyklen große Schwankungen der Messwerte innerhalb und zwischen den einzelnen Gruppen. Der Interquartilsabstand (IQR) lag im Startintervall zwischen 3,3 N (PEEK 0/0) und 10,3 N (PEEK 0/15). Nach 30.000 Zyklen lag der IQR bei allen Testgruppen unterhalb des Ausgangswerts. Die Abnahme erfolgte nicht proportional. Im Verlauf der Simulation stieg der IQR in allen Testgruppen zwischenzeitlich an (Abb. 18, Abb. 19). Nach der Simulation lag der IQR zwischen 1,3 N (Nylon 0/0) und 3,7 N (PEEK 0/15). PEEK 0/0 und PEKK 0/15 zeigten als einzige Testgruppen einen IQR, der zu Beginn nach Zyklus 10 und nach Abschluss der Simulation nach Zyklus 30.000 keine deutliche Abnahme verzeichnete (Tab. 2).

Die Retentionskraft nahm im Verlauf der Simulation für alle Gruppen außer PEEK 0/0 und PEEK 15/15 im Vergleich zum Ausgangswert signifikant ab (Tab. 2). Der Retentionsverlust trat zuerst bei PEKK auf, gefolgt von Nylon und PEEK. Der Retentionsverlust trat unabhängig von der Implantatangulation auf (Tab. 2). Die Retentionswerte der Attachmentsysteme wurden durch die Implantatangulation beeinflusst, dabei kam es jedoch nicht zu signifikanten Veränderungen.

Zu Beginn der Simulation nach Zyklus 10 unterschieden sich die medianen Retentionskräfte der PEEK-Gruppen, jedoch nicht signifikant. Alle PEEK-Gruppen zeigten initial eine nicht signifikante Erhöhung der Retentionskraft im Vergleich zum Messwert nach Zyklus 10. PEEK 0/0 zeigte nach Zyklus 5.000 noch eine Erhöhung der Retentionskraft von +6 %, PEEK 0/15 und PEEK 15/15 verzeichneten eine Erhöhung bis Zyklus 1.000 (Abb. 17). Nach 100 Zyklen wurde bei PEEK 0/15 mit 22,5 N die in der Simulation höchste gemessene Retentionskraft registriert. Nach einem initialen Anstieg kam es bei PEEK zu einer kontinuierlichen Reduktion der Retentionswerte. Zwischen Zyklus 20.000 und 30.000 blieben die Mediane nahezu konstant (Abb. 16). PEEK 0/0 und PEEK 15/15 waren die einzigen Testgruppen, die im Verlauf der Simulation keinen signifikanten Verlust der Retentionskraft aufwiesen (Tab. 2). PEEK 0/15 zeigte ab Zyklus 10.000 einen signifikanten Verlust. Nach der Simulation verzeichnete PEEK 0/0 einen mittleren Verlust von -29 %, PEEK 0/15 von -42 % und PEEK 15/15 von -35 % (Abb. 17). Die Retentionskräfte waren jedoch annähernd identisch (PEEK 0/0 11,9 N; PEEK 0/15 12,0 N; PEEK 15/15 12,3 N).

PEKK 0/0 und PEKK 0/15 zeigten initial ähnliche mittlere Retentionskräfte (16,4 N; 17,1 N). PEKK 0/0 war die einzige Gruppe der Simulation, die initial keine Steigerung der Retentionskraft zu den definierten Messzeitpunkten zeigte (Abb. 16). PEKK 0/15 verzeichnete einen moderaten Anstieg bis Zyklus 500. Danach ließen die Retentionskräfte in beiden Gruppen kontinuierlich nach. Im Verlauf der letzten 10.000 Zyklen zeigten sich nur geringe Änderungen der Retentionskraft von PEKK 0/0 um -2 % und PEKK 0/15 um -3 % (Abb. 17). Nach 20.000 Zyklen wurde der Retentionsverlust bei PEKK 0/0 (10,7 N) und PEKK 0/15 (9,6 N) erstmals signifikant im Vergleich zur ersten Messung nach Zyklus 10 (Tab. 2). Der Retentionsverlust blieb bis zum Ende der Simulation signifikant. Der mittlere prozentuale Verlust betrug nach der Simulation in der orthogonalen Gruppe -37 % und in der angulierten Gruppe -47 % (Abb. 17).

Nylon 0/0 und Nylon 0/15 wiesen initial die niedrigsten mittleren Retentionskräfte mit 12,1 N und 10,6 N auf (Abb. 16). Die Retentionskräfte stiegen bis nach 500 Zyklen moderat, jedoch nicht signifikant, an. Sie erreichten ihr Maximum nach 200 Zyklen mit 13,3 N (Nylon 0/0) bzw. 11,4 N (Nylon 0/15). Ab Zyklus 1.000 fielen die Werte unter die initialen Werte und ab Zyklus 20.000 zeigten sich signifikant niedrigere Retentionskräfte (Nylon 0/0, 4,5 N; Nylon 0/15, 5,9 N) als zur initialen Messung nach

Zyklus 10 (Tab. 2). Nach der Simulation verzeichnete Nylon 0/0 einen mittleren Verlust von -71 % und Nylon 0/15 von -51 % (Abb. 17).

PEEK zeigte signifikant höhere Retentionskräfte als Nylon ab Zyklus 200 bis zum Ende der Simulation nach 30.000 Zyklen. PEKK zeigte signifikant höhere Retentionskräfte ab Zyklus 5.000 als Nylon (Tab. 2). Die Retentionskräfte von PEEK und PEKK waren ab Zyklus 20.000 etwa zwei- bis dreifach höher als die Werte von Nylon. Die einzelnen Gruppen von PEEK und PEKK unterschieden sich nur vereinzelt signifikant. Unter anderem wiesen alle PEEK-Gruppen signifikant höhere Kraftwerte als PEKK 0/0 zwischen 500 und 1.000 Zyklen auf. Nach Zyklus 30.000 waren die Kraftwerte von PEEK 15/15 (12,3 N) signifikant höher als bei PEKK 0/0 (10,3 N).

Die Nullhypothese musste teilweise verworfen werden, da die Wahl des Attachmentsystems das Retentionsverhalten beeinflusste, wohingegen die Implantatangulation das Retentionsverhalten nach 30.000 Füge- und Lösezyklen nicht beeinflusste.

Tab. 2: Retentionskräfte und Interquartilsabstand (IQR) der Attachmentsysteme zu definierten Füge- und Lösezyklen

Zyklus	Nylon 0/0		Nylon 0/15		PEKK 0/0		PEKK 0/15		PEEK 0/0		PEEK 0/15		PEEK 0/15	
	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR	Median	IQR
10	12,1 <sup>BC, ab</sup>	6,4	10,6 <sup>C, ab</sup>	3,7	16,4 <sup>ABC, a</sup>	6,8	17,1 <sup>AB, ab</sup>	3,9	16,7 <sup>AB, abc</sup>	3,3	20,8 <sup>A, a</sup>	10,3	18,8 <sup>AB, abc</sup>	5,1
100	13,1 <sup>BC, a</sup>	4,2	11,2 <sup>C, a</sup>	3,7	15,6 <sup>ABC, ab</sup>	5,9	18,5 <sup>AB, a</sup>	5,3	19,3 <sup>AB, ab</sup>	3,3	22,5 <sup>A, a</sup>	5,2	20,2 <sup>A, ab</sup>	3,7
200	13,3 <sup>D, a</sup>	4,2	11,4 <sup>D, a</sup>	4,0	15,3 <sup>AC, ab</sup>	4,1	19,0 <sup>ABC, a</sup>	5,7	20,4 <sup>AB, ab</sup>	2,9	22,4 <sup>A, a</sup>	6,3	20,4 <sup>AB, a</sup>	2,7
500	13,1 <sup>C, a</sup>	4,0	10,7 <sup>C, a</sup>	2,0	15,2 <sup>C, abc</sup>	4,4	17,8 <sup>ABC, ab</sup>	5,2	21,1 <sup>A, a</sup>	3,9	22,0 <sup>A, a</sup>	5,5	19,9 <sup>AB, a</sup>	2,1
1.000	11,4 <sup>C, abc</sup>	3,7	10,1 <sup>C, ab</sup>	1,7	14,6 <sup>BC, abcd</sup>	4,7	16,2 <sup>AB, abc</sup>	4,8	20,4 <sup>A, ab</sup>	5,4	20,8 <sup>A, ab</sup>	4,3	19,6 <sup>A, ab</sup>	3,1
2.000	10,6 <sup>DE, abcd</sup>	3,8	9,6 <sup>E, abc</sup>	0,8	13,8 <sup>CD, abcd</sup>	3,5	14,6 <sup>BC, abc</sup>	4,5	19,4 <sup>ABC, abcd</sup>	4,6	18,5 <sup>AB, abc</sup>	3,0	18,3 <sup>A, abc</sup>	3,2
5.000	7,7 <sup>B, abcd</sup>	2,2	8,0 <sup>B, abc</sup>	1,4	13,6 <sup>A, abcd</sup>	3,7	13,3 <sup>A, bc</sup>	4,5	17,7 <sup>A, abcd</sup>	5,1	16,3 <sup>A, abc</sup>	3,7	16,3 <sup>A, abc</sup>	4,0
10.000	6,1 <sup>C, bcd</sup>	2,0	7,1 <sup>C, bc</sup>	1,5	11,8 <sup>AB, acd</sup>	4,6	11,1 <sup>B, bc</sup>	3,6	15,2 <sup>A, bcd</sup>	4,7	14,6 <sup>A, bc</sup>	4,0	15,0 <sup>A, bc</sup>	4,0
20.000	4,5 <sup>D, cd</sup>	1,2	5,9 <sup>D, c</sup>	1,6	10,7 <sup>AC, d</sup>	3,0	9,6 <sup>AC, c</sup>	3,1	13,5 <sup>A, cd</sup>	3,1	12,9 <sup>AB, bc</sup>	2,0	12,7 <sup>AB, c</sup>	3,5
30.000	3,5 <sup>D, d</sup>	1,3	5,2 <sup>D, c</sup>	1,7	10,3 <sup>BC, d</sup>	3,0	9,0 <sup>ABC, c</sup>	3,7	11,9 <sup>AB, c</sup>	2,7	12,0 <sup>AB, c</sup>	2,4	12,3 <sup>A, c</sup>	2,4

Statistisch signifikant ( $p \leq 0,05$ ) unterschiedliche Mediane der Testgruppen während eines Zyklus werden durch Großbuchstaben innerhalb einer Zeile gekennzeichnet. Innerhalb einer Spalte werden signifikant unterschiedliche Mediane einer Testgruppe durch Kleinbuchstaben gekennzeichnet.

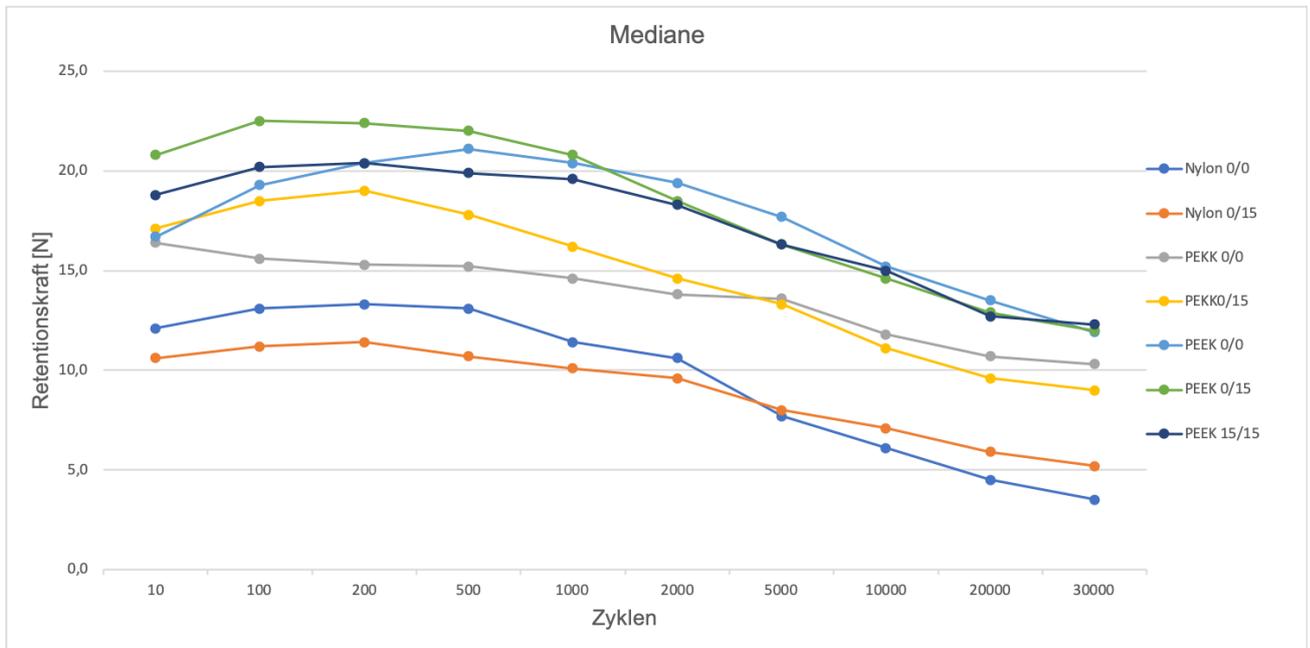


Abb. 16: Mediane Retentionskraft in N über 30,000 Zyklen.

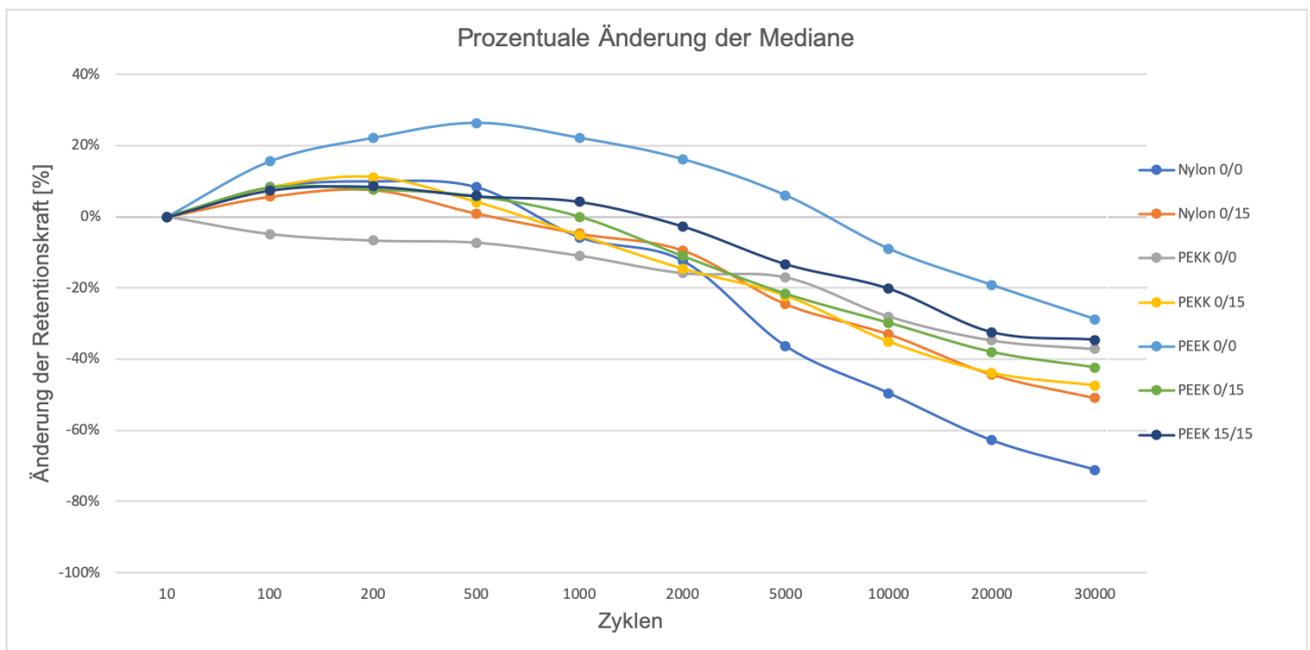


Abb. 17: Prozentuale Änderung der medianen Retentionskraft über 30,000 Zyklen.

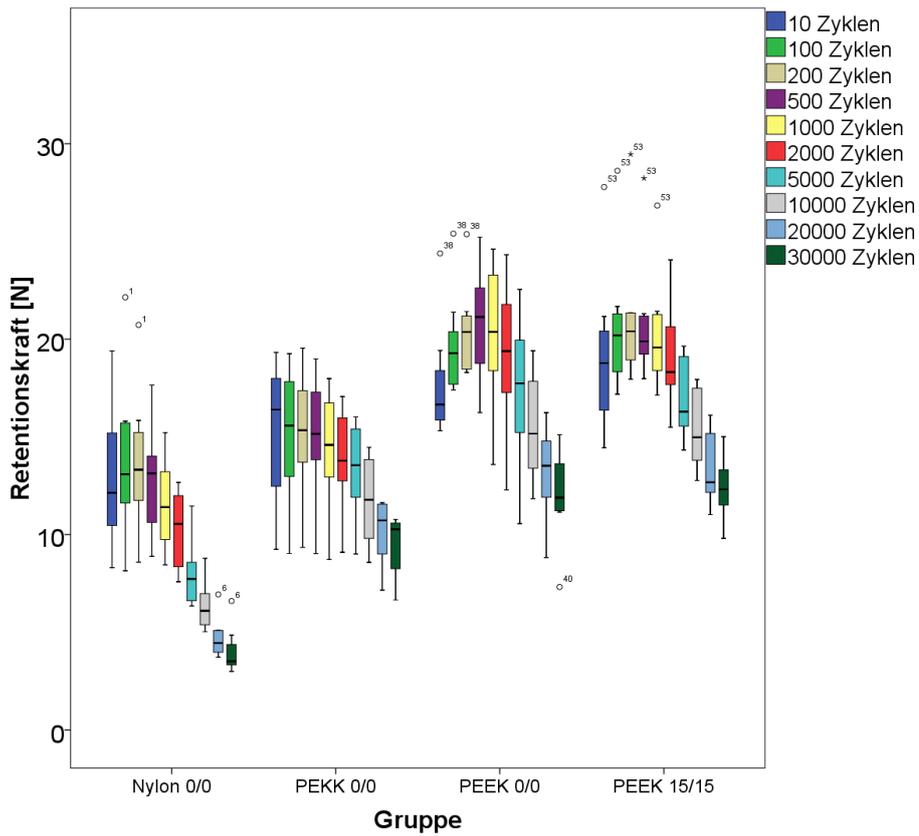


Abb. 18: Box-Plot der orthogonalen Gruppen.

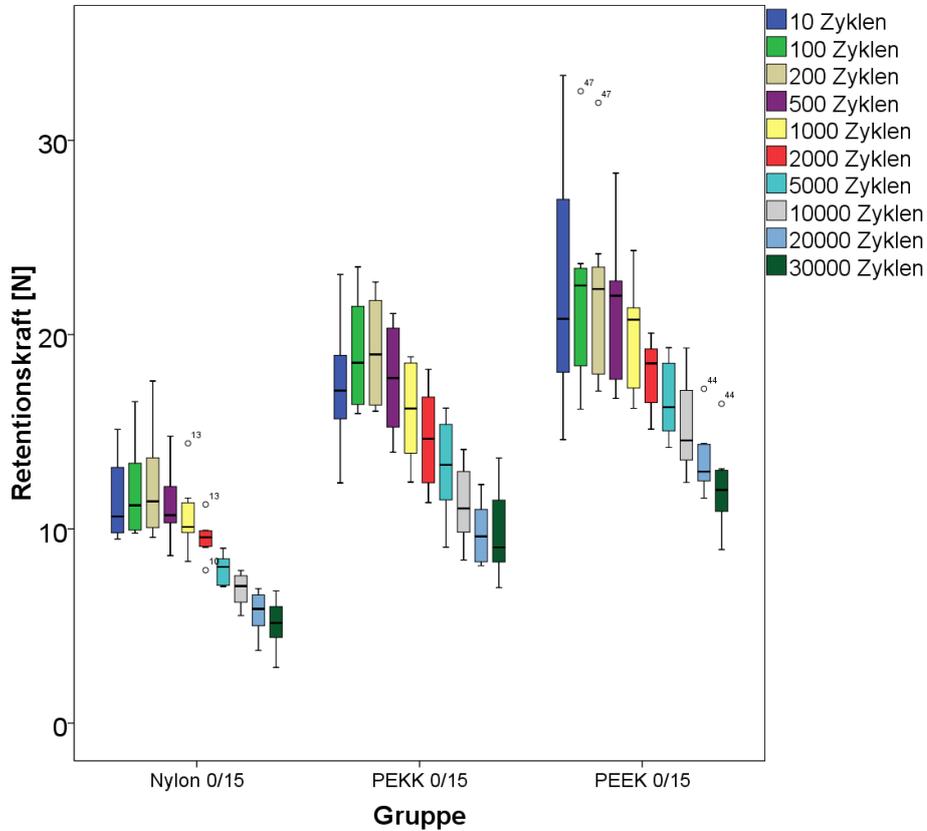


Abb. 19: Box-Plot der angulierten Gruppen.

Die zu Beginn der Simulation nach Zyklus 10 ermittelten Retentionskräfte aller Gruppen wurden mit den Angaben der Hersteller verglichen (Tab. 3). Alle Attachmentsysteme zeigten Abweichungen zu den Herstellerangaben. Eine erhöhte Retentionskraft wurde bei PEEK und PEKK festgestellt, eine reduzierte Retentionskraft bei Nylon (Tab. 3). Die prozentuale Abweichung zu den Herstellerangaben war in den angulierten Gruppen größer als in den orthogonalen Gruppen. Die höchste Abweichung wurde bei PEEK 0/15 mit einer Differenz von 9 N (+76 %) ermittelt. Die geringste Abweichung zeigte Nylon 0/0 mit einer Differenz von -1,3 N (-10 %).

Tab. 3: Vergleich der von den Herstellern angegebenen Retentionskräften mit den in der vorliegenden Untersuchung gemessenen Retentionskräften

Attachmentsystem (Retentionseinsatz)	Angulierung	Retentionskraft laut Hersteller	Ermittelte Retentionskraft (N) nach 10 Zyklen	Differenz (N)	Prozentuale Abweichung zur Herstellerangabe
Novaloc (mittel/ gelb)	0°/0°	1200 g/ 11,8 N	16,7	+4,9	+42 %
	0°/15°		20,8	+9	+76 %
	15°/15°		18,8	+7	+59 %
CM Loc (niedrig/ rot)	0°/0°	1200 g/ 11,8 N	16,4	+4,6	+39 %
	0°/15°		17,1	+5,3	+45 %
Locator R-Tx (mittel/ pink)	0°/0°	1361 g/ 13,4 N	12,1	-1,3	-10 %
	0°/15°		10,6	-2,8	-21 %

### 3.2 Rasterelektronenmikroskopische Auswertung

Stichprobenartig und zufällig ausgewählte Patrizen und Retentionseinsätze wurden vor und nach der Simulation mittels Rasterelektronenmikroskopie analysiert. Die Patrizen wurden im Bereich des Äquators untersucht. Die Retentionseinsätze wurden in den patrizenzugewandten Innenflächen untersucht. Alle

rasterelektronenmikroskopischen Bilder zeigen ein zweidimensionales Abbild einer dreidimensionalen Situation.

Vor der Simulation zeigten sowohl die Patrizen als auch die Retentionseinsätze Spuren des Herstellungsprozesses. Die Patrizen des PEKK-Systems (Abb. 20) und des Nylon-Systems zeigten horizontale Marken auf der Titanoberfläche. Die Patrizen des PEEK-Systems, die eine Beschichtung auf Kohlenstoffbasis aufwiesen, zeigten eine deutlich glattere Oberfläche.

Die Innenfläche der PEEK-Retentionseinsätze zeigten horizontale Marken des Herstellungsprozesses. Die PEKK-Retentionseinsätze zeigten vor der Simulation an der Innenfläche eine gleichmäßig raue, aufgeworfene Oberfläche (Abb. 21). Die Nylon-Retentionseinsätze zeigten eine gleichmäßige von horizontalen Marken durchzogene Innenfläche. Die horizontalen Marken waren feiner als die horizontalen Marken des PEEK-Retentionseinsatzes.

Nach der Simulation konnte keine Änderung der Oberflächenbeschaffenheit der untersuchten Patrizen im Vergleich zum Zustand vor der Simulation festgestellt werden (Abb. 22, Abb. 23, Abb. 24, Abb. 25).

Die Retentionseinsätze zeigten nach der Simulation Zeichen von Oberflächenveränderungen. Dies war für alle untersuchten Testkörper aller Gruppen, sowohl orthogonal als auch anguliert, der Fall. Die Veränderungen waren eine Kombination aus Verformung und Verschleiß. Die Retentionseinsätze wiesen auch Bereiche auf, in denen nach der Simulation die herstellungsbedingten Oberflächenbeschaffenheit noch feststellbar war (Abb. 26, Abb. 27). Die PEEK-Retentionseinsätze zeigten hauptsächlich Veränderungen der Oberfläche im mechanisch stark beanspruchten Bereich des Schlitzes. In diesen Bereichen zeigten die Retentionseinsätze nicht die ursprünglichen horizontalen Marken, sondern eine glatte, poliert wirkende Oberfläche (Abb. 26). In der basalen Innenfläche waren Anteile einer Impression einer Patrice sichtbar (Abb. 26). Ähnlich verhielten sich die PEKK-Retentionseinsätze. Auch hier änderte sich die ursprünglich raue und aufgeworfene Oberfläche in eine glatte, poliert wirkende Oberfläche im Bereich des Schlitzes (Abb. 27). Weiterhin war auch hier eine Impression der Patrice am Boden des Retentionseinsatzes erkennbar (Abb. 27). Diese Veränderungen waren im Bereich der retentiven Unterschnitte des Retentionseinsatzes stärker ausgeprägt als bei PEEK. Auch Nylon zeigte eine Impression der Patrice in der Kontaktfläche des Retentionseinsatzes (Abb. 28). Darüber hinaus zeigten die Nyloneinsätze deutlichere

Anzeichen von Oberflächenveränderungen (Abb. 29). Im Vergleich zu PEEK und PEKK waren Kerben an der Innenkante des Nylon-Retentionseinsatzes und an der Innenfläche sichtbar (Abb. 29).

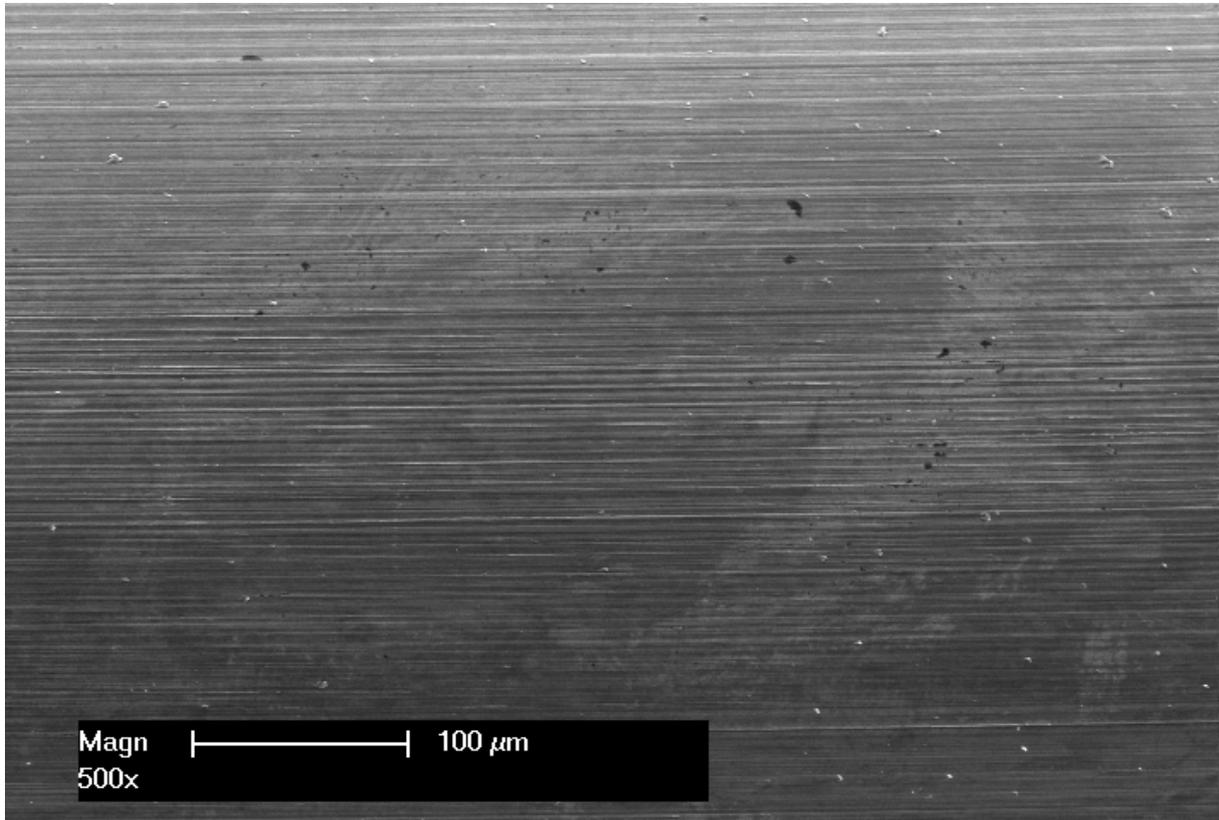


Abb. 20: REM-Aufnahme Patrize CM Loc unbenutzt.

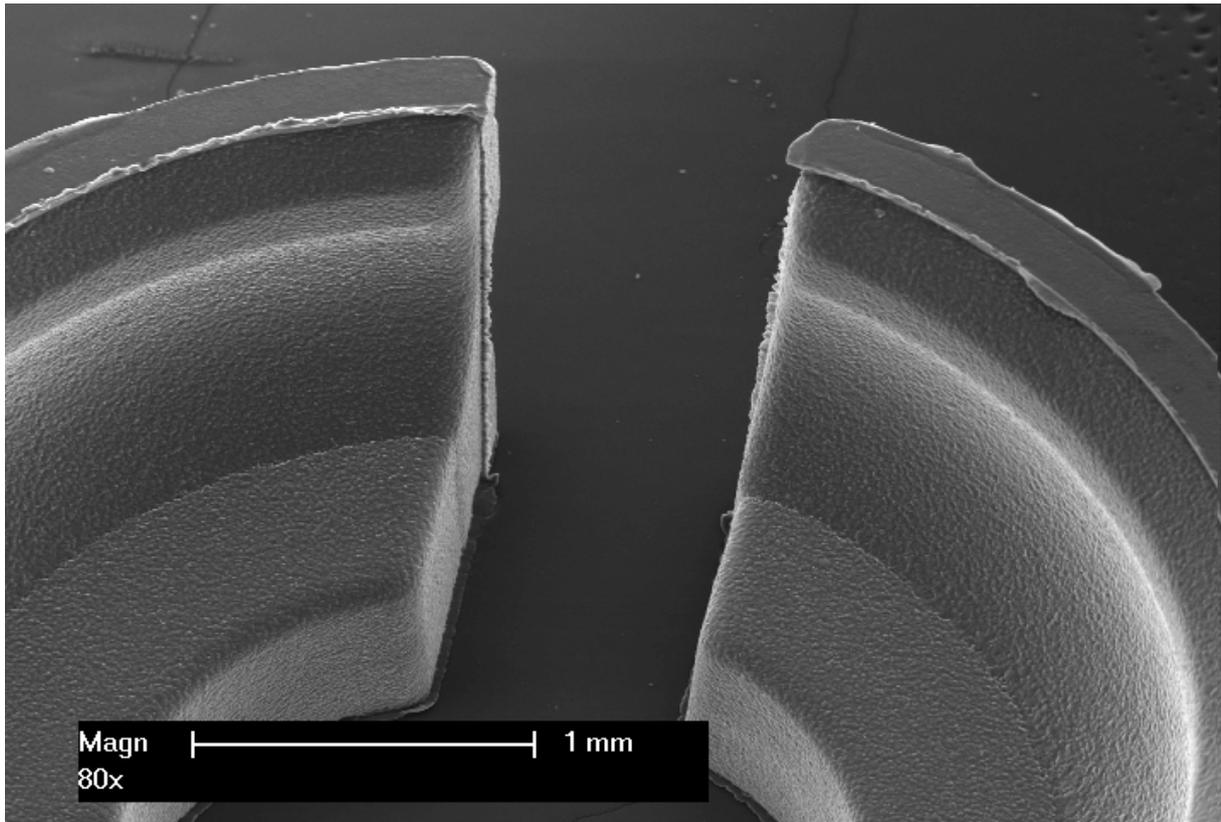


Abb. 21: REM-Aufnahme Retentionseinsatz CM Loc unbenutzt.

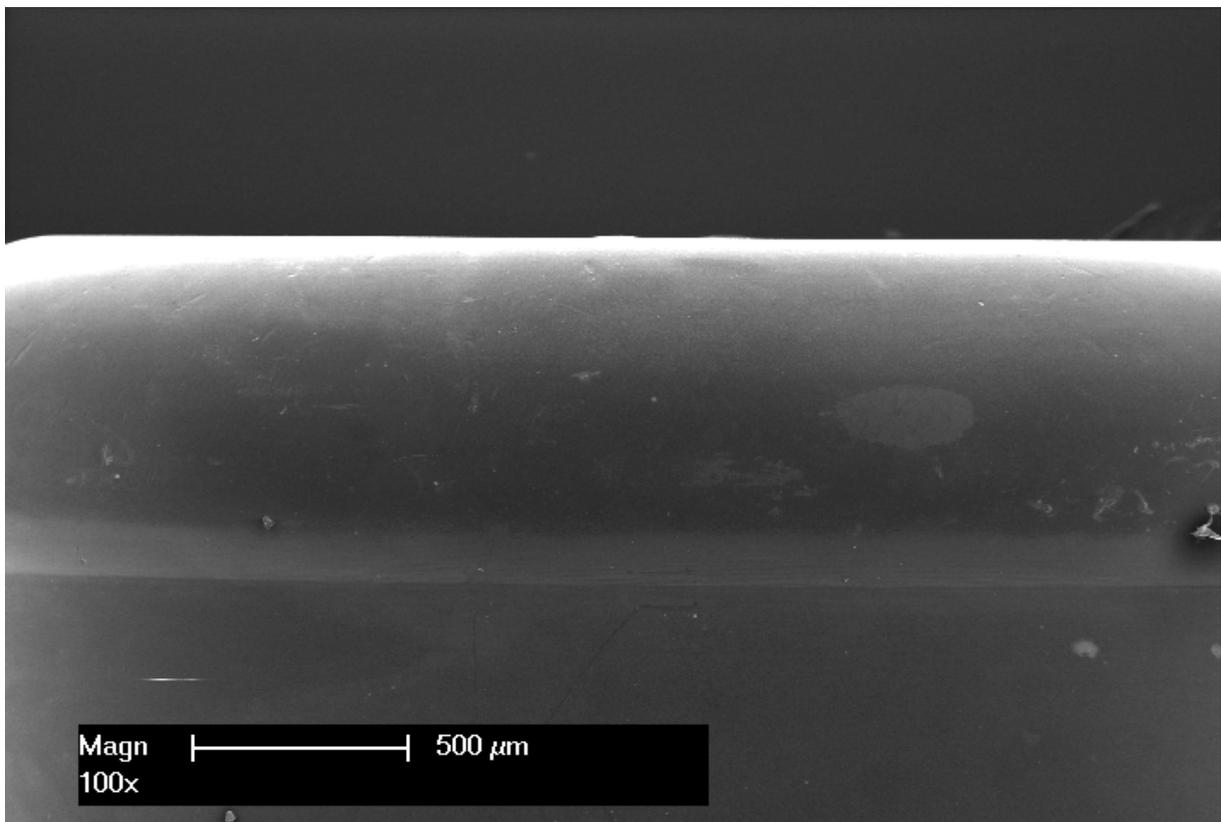


Abb. 22: REM-Aufnahme Novaloc Patrizie orthogonal nach 30.000 Zyklen.

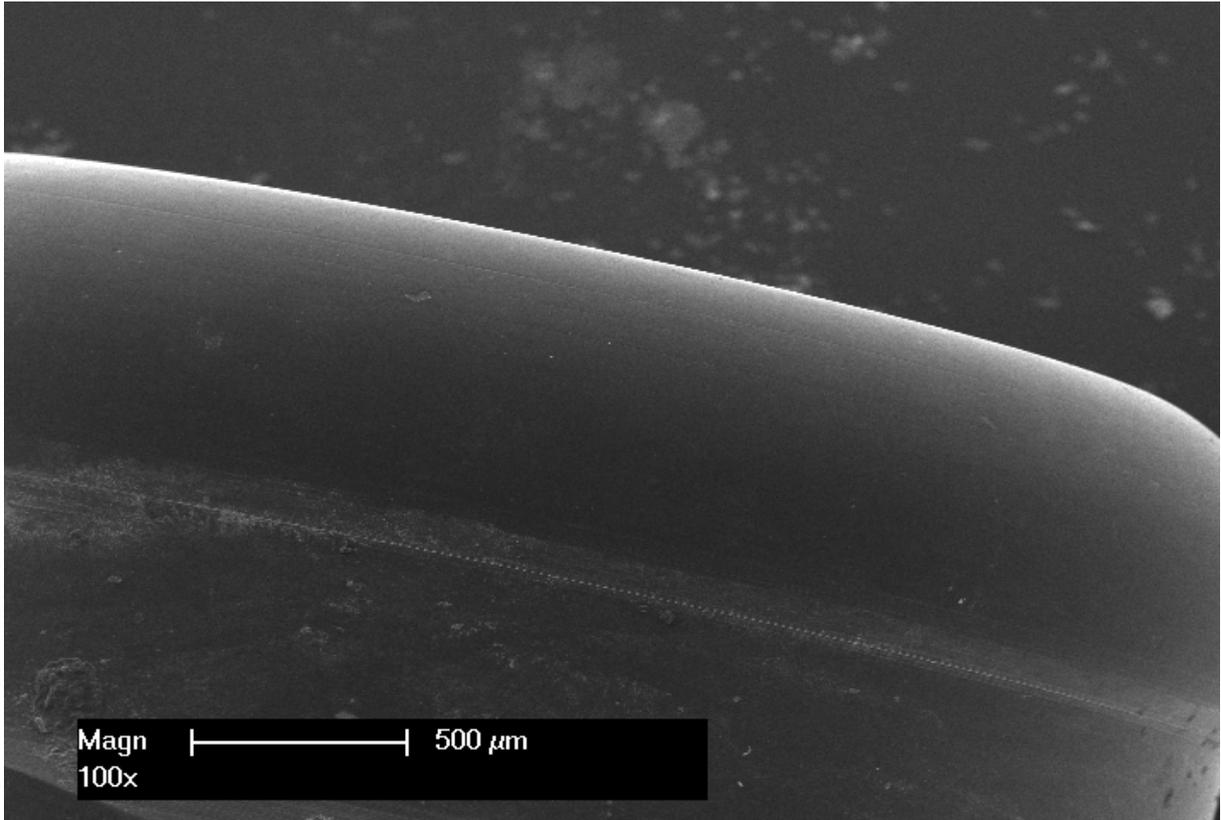


Abb. 23: REM-Aufnahme Novaloc Patrizze (15° geneigt) nach 30.000 Zyklen.

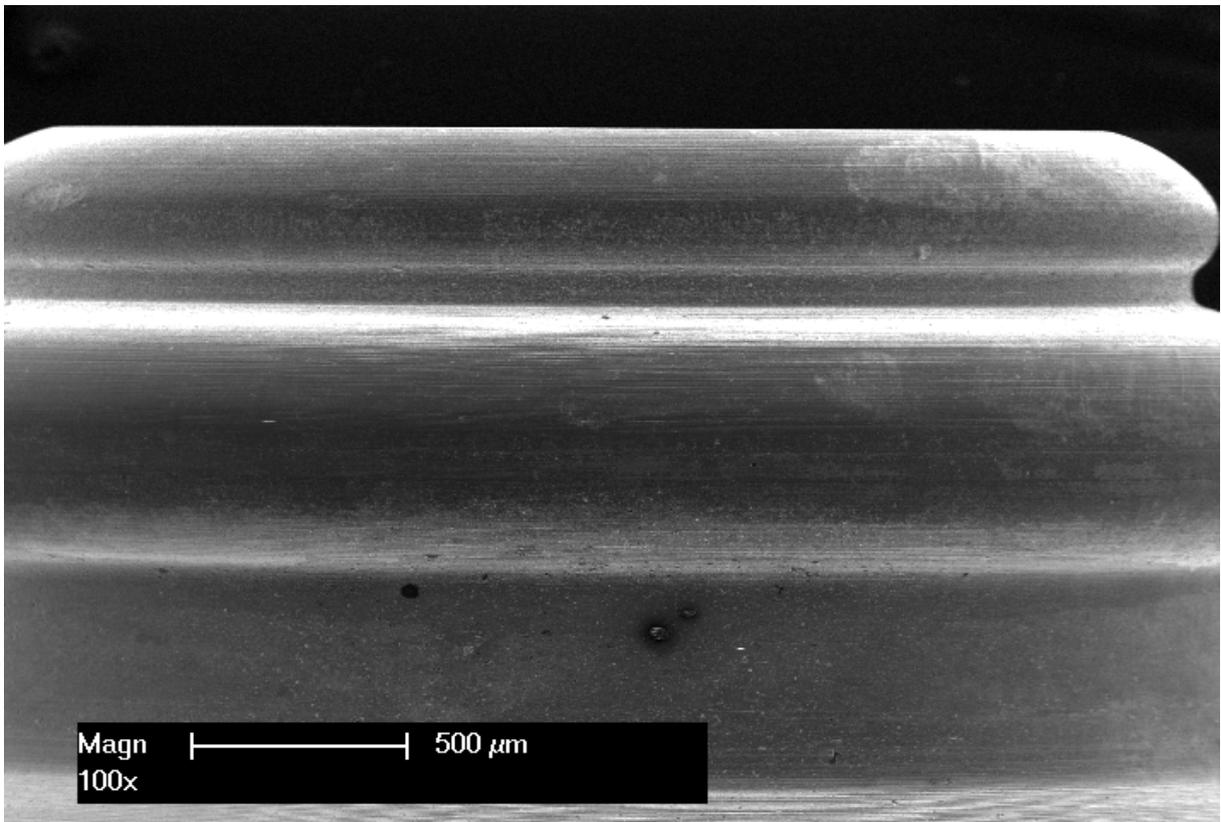


Abb. 24: REM-Aufnahme Locator R-Tx Patrizze nach 30.000 Zyklen.

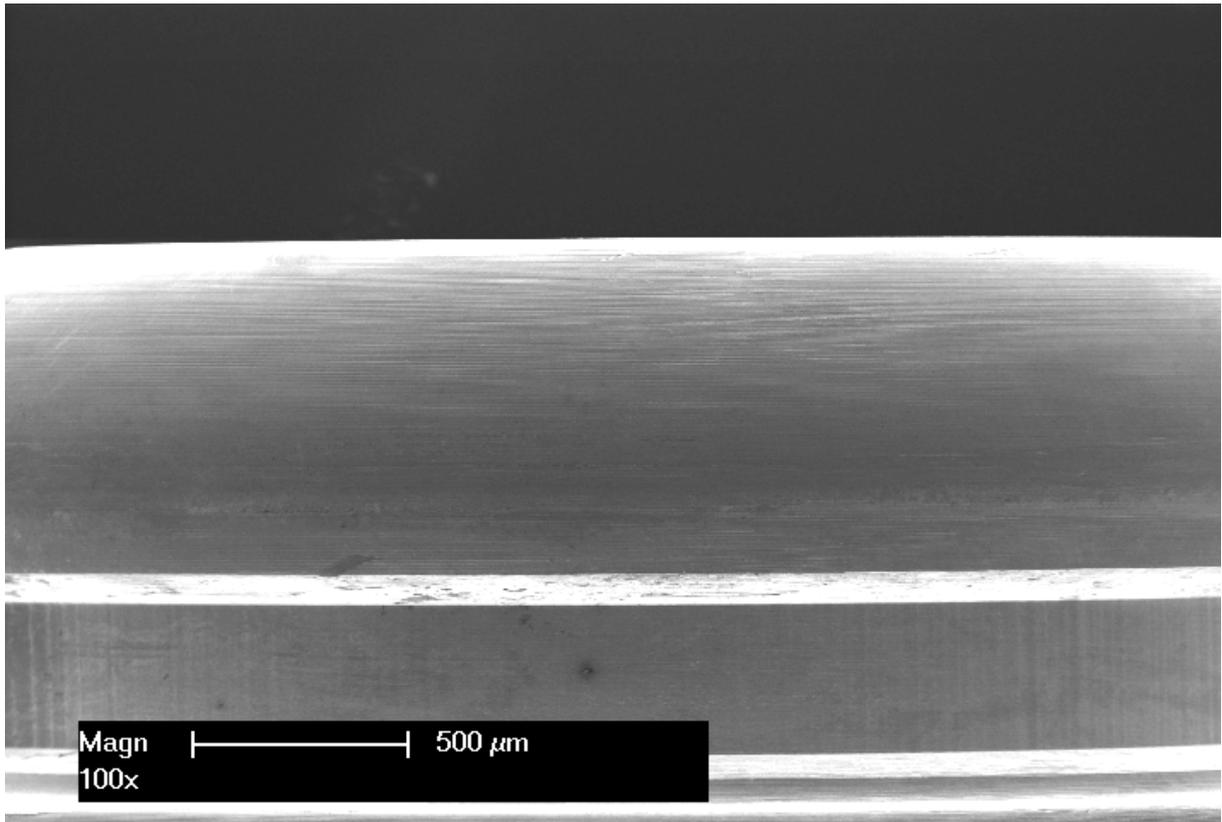


Abb. 25: REM-Aufnahme CM Loc Patrice nach 30.000 Zyklen.

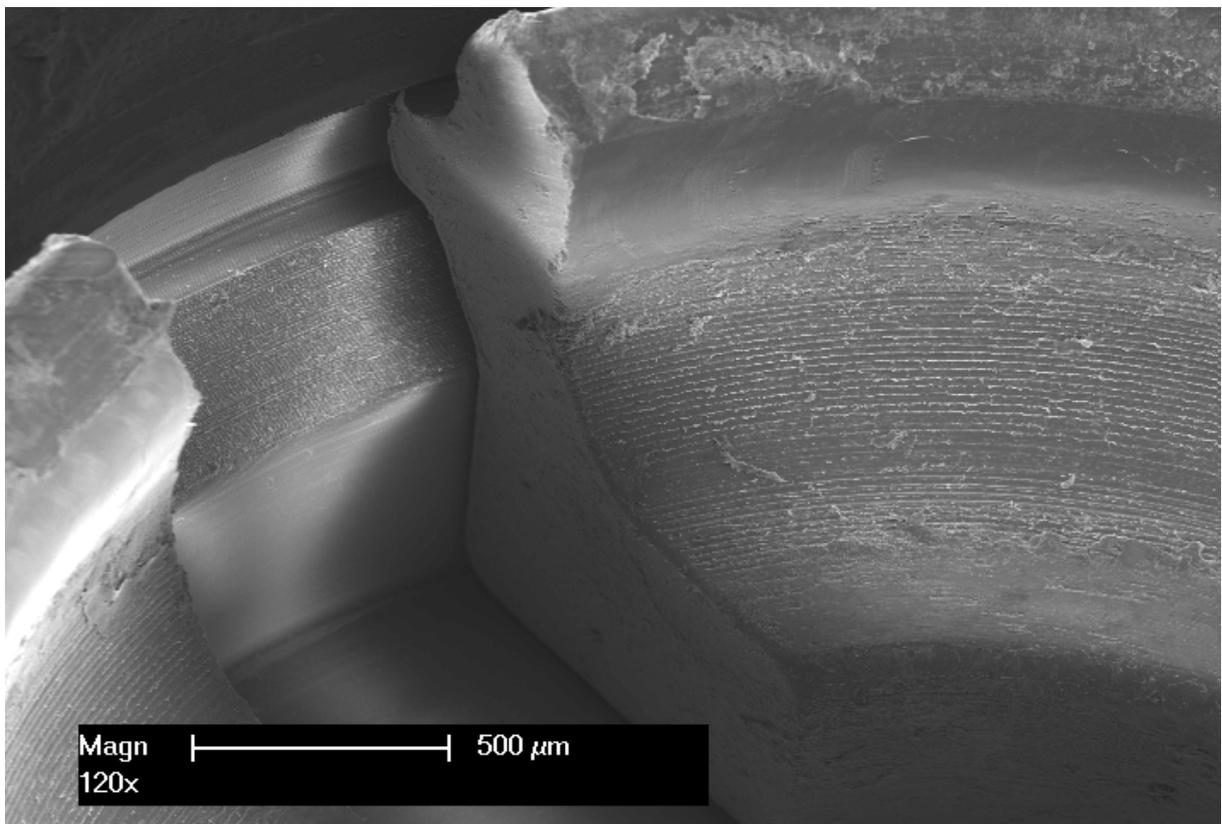


Abb. 26: REM-Aufnahme Novaloc Retentionseinsatz nach 30.000 Zyklen.

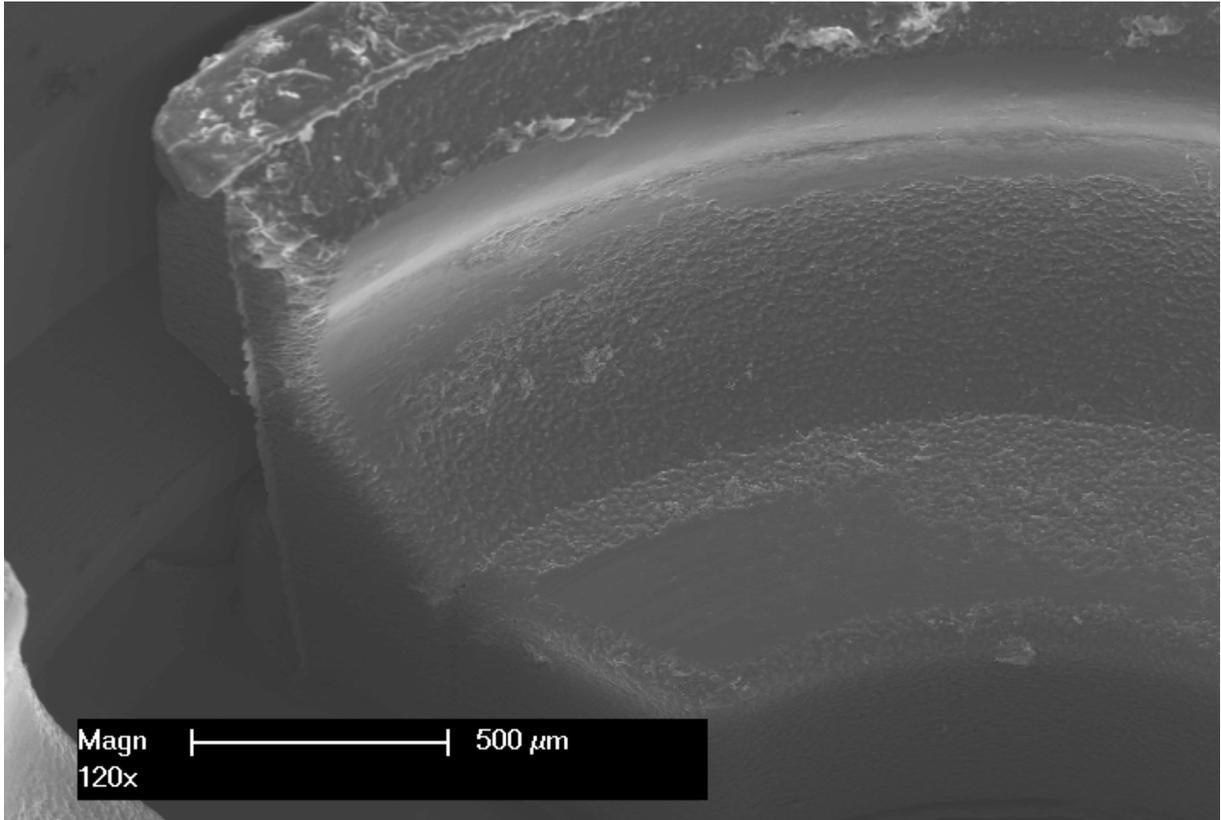


Abb. 27: REM-Aufnahme CM Loc Retentionseinsatz nach 30.000 Zyklen.

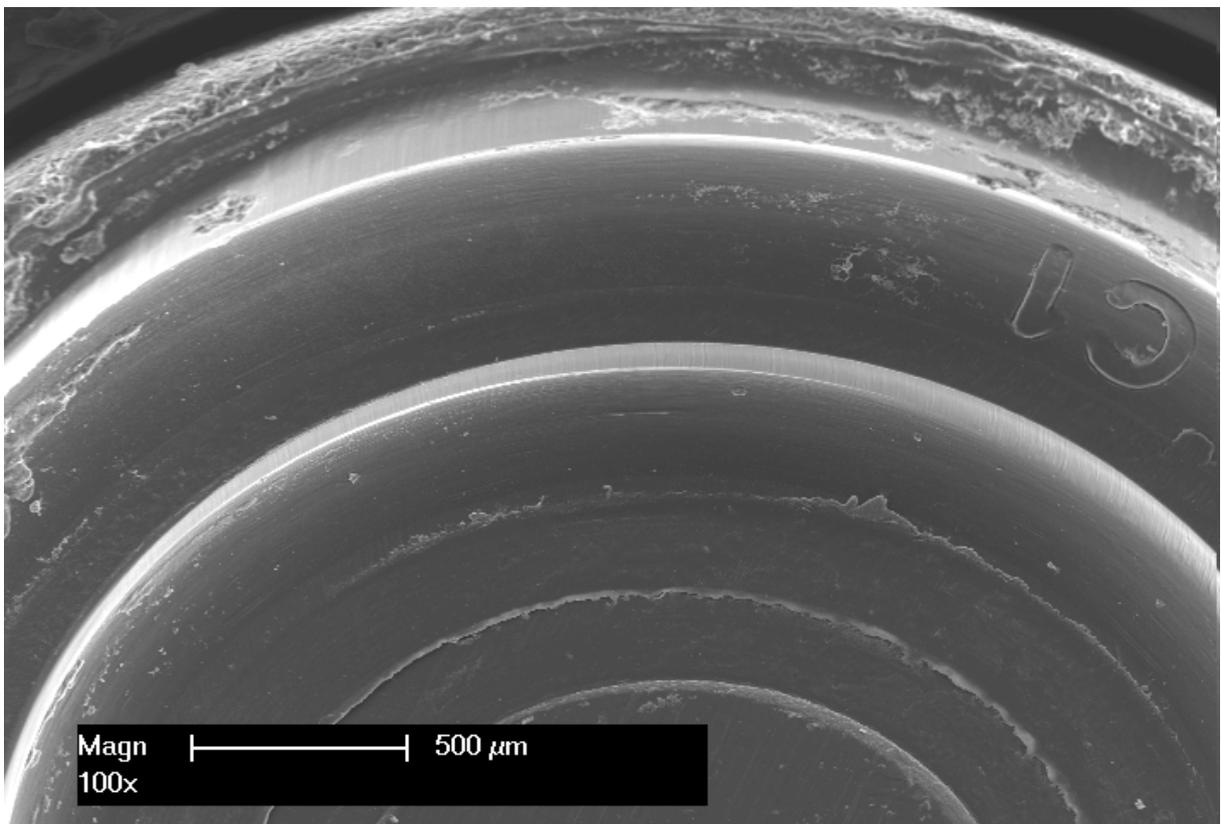


Abb. 28: REM-Aufnahme Locator R-Tx Retentionseinsatz nach 30.000 Zyklen.

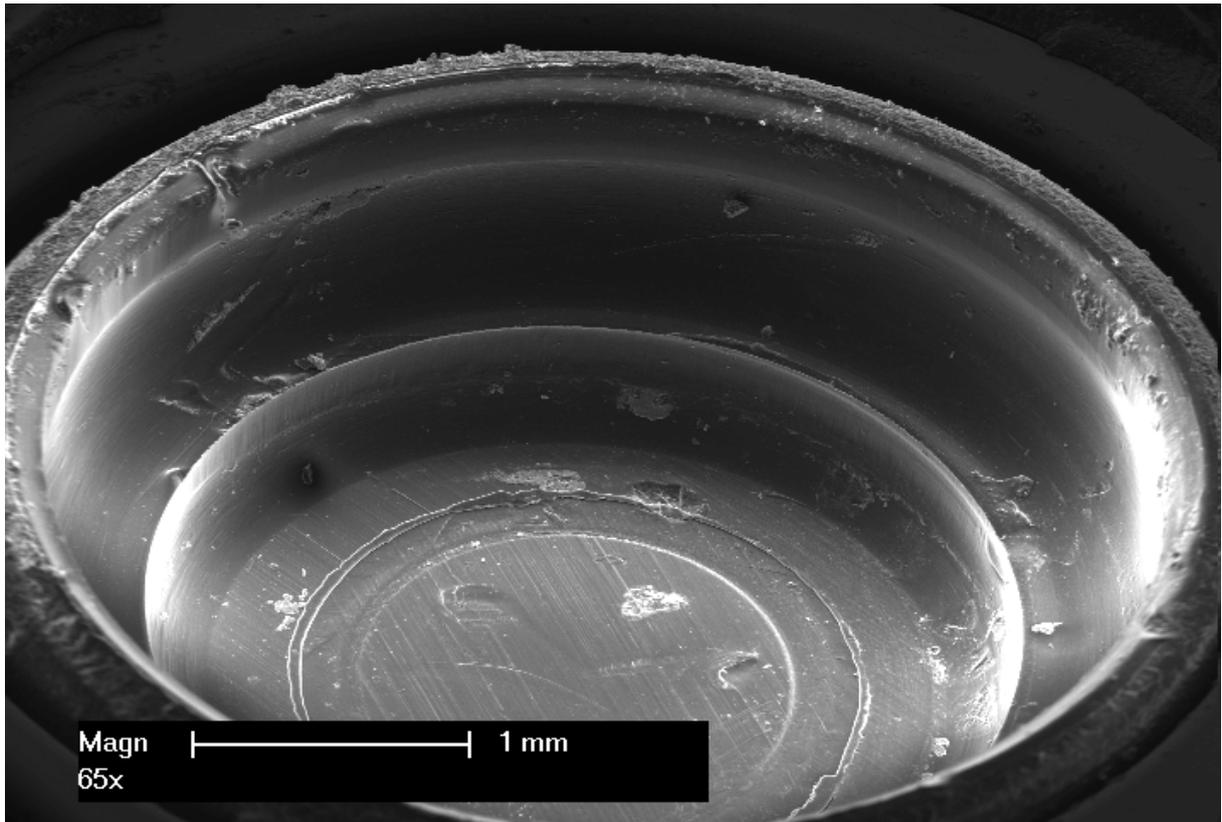


Abb. 29: REM-Aufnahme Locator R-Tx Retentionseinsatz nach 30.000 Zyklen.

## 4 Diskussion

Die vorliegende Laborstudie untersuchte das Retentions- und Verschleißverhalten von drei Attachmentsystemen mit Kunststoffretentionseinsätzen über 30.000 Füge- und Lösezyklen. Weiterhin wurde untersucht, ob eine Implantatangulation von 15° das Retentions- und Verschleißverhalten beeinflusst. Die verwendeten Retentionseinsätze bestanden aus PEEK, PEKK und Nylon.

Diese Simulation wurde in einer kontrollierten experimentellen Umgebung durchgeführt. Daraus ergaben sich standardisierte und reproduzierbare Versuchsbedingungen. Die Simulation bestand aus sieben Testreihen mit jeweils acht Testkörpern.

Eine IRD führt im Mund des Patienten komplexe Bewegungen in verschiedene Richtungen aus – nach okklusal, basal, mesial, distal, vestibulär und lingual (Scherer et al., 2014). Die Simulation wurde mit vertikal-parallelen Bewegungen durchgeführt. Die Testkörper wurden dabei mit einer exzentrischen Kraft im Abstand von 12 mm zur Patrize belastet. Durch das Design der Testapparatur kam es dabei zu einer Kippbewegung der stilisierten Zahnprothese. Diese simulierte das Einsinken des Prothesensattels in die Mukosa durch posteriore Kaukräfte. Besonders bei einem oder zwei interforaminären Implantaten verursachen posteriore Kaukräfte ein Einsinken der IRD und damit eine Rotation der Prothese im Implantatbereich (Mericske-Stern & Zarb, 1996). In klinischen Situationen erfolgt das Ein- und Ausgliedern des Zahnersatzes patientenabhängig und individuell. Zugversuche dieser Art wurden bereits in verschiedenen in-vitro Studien zur Ermittlung von Retentionskräften beschrieben (Ludwig et al., 2005; Passia et al., 2016; Wolf et al., 2009).

Die Simulation wurde in Wasser bei Raumtemperatur durchgeführt. Das Wasser diente der Simulation eines intraoral feuchten Milieus.

### 4.1 Einfluss der Füge- und Lösevorgänge auf das Retentionsvermögen

In der Literatur werden ca. 1.000 bis 1.500 Füge- und Lösezyklen einer klinischen Nutzung von herausnehmbarem Zahnersatz von einem Jahr gleichgesetzt (Besimo & Guarneri, 2003; Choi et al., 2018; Kobayashi et al., 2014). Diese Zahlen basieren auf einer drei- bis viermaligen täglichen Entnahme des Zahnersatzes zur

Wiederherstellung hygienischer Mundverhältnisse. In der Literatur untersuchten viele Studien eine unterschiedliche Anzahl von Zyklen mit einer simulierten klinischen Nutzung von einem Jahr bis zu zehn Jahren (Bayer et al., 2009; Besimo & Guarneri, 2003; Choi et al., 2018; Kobayashi et al., 2014; Salehi et al., 2019). In der vorliegenden Studie wurde das Langzeitretentionsverhalten über 30.000 Füge- und Lösebewegungen untersucht und überschreitet somit die durchschnittliche klinische Tragezeit der Retentionselemente deutlich.

Während der gesamten Simulation kam es weder von den Attachmentsystemen noch von den anderen Implantatkomponenten zu einer kritischen Komplikation. Jede Testserie wurde beendet. Folglich konnten die Daten aller Testkörper in die statistische Auswertung einfließen. Dies zeigte, dass die untersuchten Attachmentsysteme, unabhängig der retentiven Eigenschaften, für die Langzeitnutzung geeignet waren.

Die vom Hersteller angegebenen initialen Retentionskräfte wichen teilweise stark von den in dieser Studie ermittelten Werten ab. Die ermittelten Retentionskräfte von Nylon 0/0 (12,1 N) und Nylon 0/15 (10,6 N) lagen im Bereich des vom Hersteller angegebenen Wertes von 13,4 N. Die prozentuale Abweichung lag bei -10 % und -21 % und war damit geringer als bei den übrigen Testgruppen. PEKK (0/0 +39 %, 0/15 +45 %) und PEEK (0/0 +42 %, 0/15 +76 %, 15/15 +59 %) zeigten größere Abweichungen zum vorgegebenen Wert von 11,8 N. PEKK erreichten erst nach 10.000 Zyklen den angegeben initialen Wert von 11,8 N. Die initial höchsten Retentionskräfte zeigte PEEK. Alle drei PEEK-Testreihen erreichten erst bei Simulationseende nach 30.000 Zyklen Retentionskräfte (0/0 11,9 N; 0/15 12,0 N; 15/15 12,3 N), die den Initialwerten des Herstellers entsprechen. Tendenziell sollte daher bei der Erstversorgung ein Retentionseinsatz mit geringerer Retentionskraft ausgewählt werden. Der Retentionseinsatz und die Retentionskraft sollten anschließend im Verlauf der Behandlung angepasst werden. Ähnliche Abweichungen von den Herstellerangaben für die initialen Retentionskräfte bei PEEK und PEKK wurden durch Maniewicz et al. (2020) beschrieben. Die Diskrepanzen der Herstellerangaben und der ermittelten Werten bezüglich der Retentionskraft ergeben sich aufgrund fehlender Prüfstandardisierung durch Unterschiede in den Prüfverfahren und den dabei verwendeten Prüfmaschinen (Srinivasan et al., 2016). Die Verwendung unterschiedlicher Materialien zur Herstellung der Testkörper kann die elastischen Eigenschaften dieser verändern. Weiterhin werden Retentionsversuche in unterschiedlichen Prüfmedien wie Luft, Wasser oder künstlichem Speichel bei

unterschiedlichen Temperaturen durchgeführt. Dies beeinflusst möglicherweise die Wasserabsorption der Retentionseinsätze und damit deren Retentionseigenschaften (Maniewicz et al., 2020).

Alle Gruppen zeigten zu Simulationsbeginn große Schwankungen der Messwerte. Der IQR war zu Beginn der Simulation hoch und stieg bei einigen Gruppen im Verlauf der ersten Messungen sogar an. Nach der Simulation zeigten alle Gruppen im Vergleich zum Startzeitpunkt einen geringeren IQR und damit ein deutlich konstanteres Retentionsverhalten. Diese Eigenschaft sollte bei klinischer Anwendung berücksichtigt werden. Besimo & Guarneri (2003) beschrieben für Kugel- und Zylinderattachments eine Einlaufphase mit unruhigem Retentionsverhalten auf die eine Funktionsphase mit stabilerem Retentionsverhalten folgt. Weiterhin empfehlen sie bei der Eingliederung einer IRD mit einer geringeren Retentionskraft zu starten und diese im Verlauf der Behandlung stufenweise auf das gewünschte Niveau anzupassen. Dadurch kann eine Überbelastung des Attachmentsystems vermieden werden.

In der Literatur gibt es verschiedene Angaben für Retentionskräfte, um eine IRD zu verankern. Einerseits sollte die Prothese eine adäquate und suffiziente Stabilisierung erfahren, andererseits soll das Ein- und Ausgliedern vom Patienten ohne Probleme und leicht durchgeführt werden können (Trakas et al., 2006). Implantate weisen im Vergleich zu natürlichen Zähnen kein Parodontium auf. Dadurch kann es bei hoher Belastung ohne gewebephysiologische Rückkopplung zu Komplikationen kommen. Die gesamte Retentionskraft wird nicht nur vom verwendeten Attachmentsystem beeinflusst, sondern auch von der Implantatangulation, der Implantatposition und der Gesamtzahl der verwendeten Implantate.

Bezugnehmend auf die in Abschnitt 1.3 genannten Studien zeigten die Attachmentsysteme aus PEEK (0/0 11,9 N, 0/15 12,0 N, 15/15 12,3 N) und PEKK (0/0 10,3 N, 0/15 9,0 N) nach 30.000 Zyklen, unabhängig der Implantatangulation, für die klinische Anwendung suffiziente Ergebnisse. Nylon bietet eine ausreichende Retentionskraft bis zu den Zyklen 5.000 (0/0 7,7 N, 0/15 8,0 N) und 10.000 (0/0 6,1 N, 0/15 7,1 N) Zyklen. Die ideale Retentionskraft gilt es entsprechend der erwähnten Anforderungen individuell in Zusammenarbeit mit dem Patienten zu ermitteln.

Alle Gruppen außer PEKK 0/0 wiesen initial ansteigende Retentionskräfte auf. PEEK 0/0 verzeichnete bei Zyklus 5.000 noch einen Retentionsgewinn von +6 % im Vergleich zum Ausgangswert (Abb. 17). Dieses Phänomen wurde auch in anderen Studien sowohl für Kunststoffattachments als auch für Metallattachments beschrieben

(Choi et al., 2018; Kobayashi et al., 2014; Ludwig et al., 2005; Maniewicz et al., 2020; Srinivasan et al., 2016). Choi et al. (2018) führten einen Retentionsanstieg auf eine steigende Oberflächenrauheit des Retentionseinsatzes durch mikromechanische Friktion zurück.

Der Retentionsverlust von verschiedenen Attachmentsystemen für IRDs ist in der Literatur gut beschrieben. In vielen Laborstudien wird über einen Retentionsverlust nach der Simulation berichtet (Bayer et al., 2009; Kim et al., 2015; Passia et al., 2016; Rutkunas et al., 2007; Rutkunas et al., 2011; Salehi et al., 2019; Türk et al., 2014). Diese Beobachtung stimmt mit den Ergebnissen dieser Studie überein. Im Verlauf der Simulation verzeichneten alle Attachmentsysteme nach Erreichen ihres Maximums eine kontinuierliche Abnahme der Retentionskraft.

PEEK wies nach einer initialen Zunahme einen Retentionsverlust über 30.000 Zyklen zwischen 29 % (PEEK 0/0) und 42 % (PEEK 0/15) auf. Der initiale Anstieg hielt länger an im Vergleich zu den anderen Testgruppen. Alle PEEK-Gruppen verzeichneten einen Anstieg innerhalb der ersten 1.000 Zyklen. PEEK 0/0 zeigte einen Anstieg bis nach 5.000 Zyklen. PEEK hatte nach der Simulation höhere Retentionskräfte als PEKK und signifikant höhere Retentionskräfte als Nylon. PEEK zeigte in beiden orthogonalen Gruppen im Testverlauf keine signifikante Abnahme der Retentionskraft. In der angulierten Gruppe wurde die Abnahme ab 10.000 Zyklen signifikant. Maniewicz et al. (2020) untersuchten die Retentionskraft von PEEK über 10.000 Zyklen mit Implantatangulationen zwischen 0° und 60°. Dabei wurde keine signifikante Abnahme der Retentionskraft nachgewiesen. PEEK zeigte in der vorliegenden Studie für alle Gruppen nach 30.000 Zyklen klinisch suffiziente Retentionskräfte. Weiterhin gab es zu keinem Messzeitpunkt signifikante Unterschiede zwischen den einzelnen PEEK-Gruppen. PEEK 15/15 wies mit 12,3 N die höchste mittlere Retentionskraft nach der Simulation auf, PEEK 0/0 zeigte den geringsten prozentualen Verlust mit -29 %.

PEKK 0/0 ist die einzige Gruppe der Untersuchung, die keinen initialen Anstieg der Retentionskraft zeigte. Die erste signifikante Abnahme zum Ausgangswert wurde für PEKK 0/0 und PEKK 0/15 nach 20.000 Zyklen verzeichnet. Auch nach Abschluss der Simulation zeigte PEKK in beiden Gruppen suffiziente Retentionskräfte für die klinische Verwendung. Passia et al. (2016) untersuchten PEKK (Retentionskraft des Retentionseinsatzes: 18 N) für orthogonale und um 20° geneigte Implantate über 30.000 Zyklen. Die mittlere prozentuale Änderung der Retentionskraft ähnelt den Ergebnissen dieser Studie. Die orthogonalen Testgruppen verzeichneten einen

Verlust der Retentionskraft von -32 % und die geneigten Testgruppen einen Verlust von -47 %. In der vorliegenden Studie reduzierte sich die Retentionskraft in den orthogonalen Testgruppen um 37 % und in den geneigten Testgruppen um den identischen Wert von 47 %. Passia et al. (2016) und Choi et al. (2018) bewerteten PEKK als vielversprechendes System mit beständigen Eigenschaften. Die vorliegende Studie kann diese Annahme, unter Berücksichtigung der Limitationen, bestätigen.

In der Simulation zeigte Nylon im Vergleich zu PEEK unabhängig der Angulation signifikant geringere Retentionskräfte zwischen 200 und 30.000 Zyklen. Dennoch kam es bei Nylon erst ab 20.000 Zyklen zu einer signifikanten Abnahme der Retentionskraft. Im Verlauf der ersten 5.000 Zyklen zeigte Nylon für den klinischen Einsatz eine suffiziente Retentionskraft. Der Retentionsverlust war innerhalb der beiden Nylongruppen ähnlich. Nylon 0/0 zeigte nach der Simulation sowohl die niedrigste Retentionskraft mit 3,5 N als auch den höchsten prozentualen Verlust mit -71 %.

## **4.2 Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsvermögen**

Alle untersuchten Retentionssysteme sind verhältnismäßig neu auf dem Dentalmarkt. Die Attachmentsysteme weisen kompensatorische Mechanismen auf, um interimplantäre Divergenzen auszugleichen.

Es wird empfohlen, Implantate für nicht verblockte IRD-Attachmentsysteme parallel zueinander, in Eingliederungsrichtung der prothetischen Arbeit und orthogonal zur Okklusionsebene zu inserieren, um eine axiale Belastung der Implantate zu erreichen. Dadurch kann das volle retentive Potenzial der Attachmentsysteme ausgeschöpft und Komplikationen können vermieden werden (Walton et al., 2001). Eine aus prothetischer Sicht ideale Platzierung der Implantate ist allerdings nicht bei jeder Implantation möglich. Aufgrund eingeschränkter Knochenqualität, anatomischer Gegebenheiten und chirurgischer Fähigkeiten der Operateure kann es zu einer angulierten Insertion kommen (Khadivi, 2004). Sofern die Einschubrichtungen der Matrize der Achse der Matrize entsprechen, werden alle unterschneidenden Areale des Retentionseinsatzes beim Fügen und Lösen gleichmäßig belastet. Bei einer Implantatangulation und einer damit verbundenen abweichenden Einschubrichtung werden die Unterschneidungen des Retentionseinsatzes, in die ein Implantat geneigt ist, stärker belastet. Unzureichende Retention und vorzeitiger Retentionsverlust und damit

eine eingeschränkte Überlebensdauer des Attachmentsystems sind die Konsequenz (Al-Ghafli et al., 2009; Passia et al., 2016; Yang et al., 2011). Dies führt zu steigendem Nachsorgeaufwand, steigenden Nachsorgekosten und kann zur Unzufriedenheit der Patienten führen. Die Fähigkeit der Attachmentsysteme Divergenzen zwischen Implantaten ausgleichen zu können ist als vorteilhaft anzusehen (Srinivasan et al., 2016). Sie sind in unterschiedlichem Maße in der Lage die aufgezählten Faktoren zu unterbinden. In der vorliegenden Studie konnten nach 30.000 Zyklen im Kausimulator für alle Attachmentsysteme keine signifikanten Unterschiede zwischen der orthogonalen Testgruppe und der korrespondierenden um 15° geneigten Testgruppe festgestellt werden. In dieser Simulation hatte die Implantatangulation keine signifikante Auswirkung auf die Retentionskraft der Attachmentsysteme. Die Verwendung ist demnach auch in nicht idealen Implantatpositionen möglich (Srinivasan et al., 2016).

Über die Auswirkung von interimplantärer Angulation auf die Retentionskraft wurde in der Literatur kontrovers berichtet (Matthys et al., 2019). Die Studien unterscheiden sich in den untersuchten Attachmentsystemen, den verwendeten Retentionseinsätzen, dem Studiendesign und dem Versuchsaufbau. Dadurch ist ein direkter Vergleich häufig nicht möglich und es kommt teilweise zu widersprüchlichen Aussagen. Die Implantatangulation nahm in einigen Studien keinen signifikanten Einfluss auf die Retentionskraft (Kobayashi et al., 2014; Stephens et al., 2014), wohingegen in anderen Studien ein signifikanter Einfluss nachgewiesen werden konnte (Srinivasan et al., 2016; Sultana et al., 2017). Srinivasan et al. (2016) berichteten hierbei über den signifikanten Verlust der Retentionskraft von Locator-Attachments bei einer großen interimplantären Angulation zwischen 20° und 40°.

Maniewicz et al. (2020) untersuchten die gleichen Attachmentsysteme, die auch in vorliegender Laborstudie untersucht wurden, mit gleichen Retentionseinsätzen in einem Versuchsaufbau, der eine von zwei Implantaten getragene IRD simulierte, über 10.000 Zyklen. Die Einlagerung der Prothese wurde hierbei nicht simuliert. Es wurde berichtet, dass die Retentionskraft bei PEKK bei einer Implantatangulation von 40° nach 10.000 Zyklen und Nylon bei einer Implantatangulation von 40° nach 5.000 Zyklen signifikant beeinflusst wurde. Weiterhin wurde berichtet, dass PEEK bei einer Implantatangulation von 40° nach 10.000 Zyklen keine signifikante Abnahme der Retentionskraft erfuhr.

Aus diesen Ergebnissen ergibt sich, dass die untersuchten Attachmentsysteme die Verwendung einer IRD auch bei nicht idealen Voraussetzungen ermöglichen. Dadurch können sowohl initiale Kosten als auch Nachsorgekosten eingespart werden. In klinischen Situationen können Implantate bewusst anguliert platziert werden, um chirurgische Eingriffe wie z.B. eine Knochenaugmentation und/ oder einen Sinuslift und potenzielle Schädigungen des N. alveolaris inferior zu vermeiden (Asawa et al., 2015).

Bei der klinischen Versorgung von anguliert inserierten Implantaten kann die Verwendung der um 15° angulierten Novaloc-Patrize von besonderem Vorteil sein. Durch den zusätzlichen Kompensationsmechanismus können größere interimplantäre Divergenzen mit diesem Attachmentsystem versorgt werden. Die Patrize kann in vier definierten Positionen im Implantat verschraubt werden. Durch diese vorgegebene Positionierung wird eine exakte Ausrichtung zur idealen Kompensation jedoch erschwert.

#### **4.3 Einfluss von Material und Morphologie der Retentionseinsätze**

Das gute Langzeitretentionsverhalten aller untersuchten Attachmentsysteme ist sowohl auf die Morphologie als auch auf das verwendete Material zurückzuführen.

Novaloc und CM Loc weisen eine schlitzartige Unterbrechung im kreisförmigen Design des Retentionseinsatzes auf. Der Locator R-Tx hat ein durchgängiges, kreisförmiges Design ohne eine schlitzartige Unterbrechung. Der Schlitz weitet sich während des Fügevorgangs von Patrize und Matrize und verengt sich nach überschreiten des Äquators der Patrize in gefügtem Zustand. Dadurch wird bei jedem Füge- und Lösevorgang eine stärkere mechanische Beanspruchung des Retentionseinsatzes verhindert und ein geringerer Verschleiß des Materials ist das Resultat, indem der Schlitz als Puffer wirkt (Choi et al., 2018; Passia et al., 2016). PEEK- und PEKK zeigten in der REM-Analyse Änderungen der Oberflächenbeschaffenheit in den Arealen nahe des Schlitzes. Die Auswertung erfolgte rein visuell und oblag somit der Subjektivität des Auswertenden. In den Abb. 26 und Abb. 27 sind die glatten und poliert wirkenden Innenflächen der Retentionseinsätze erkennbar. Mechanische Kräfte wirkten besonders in diesen Bereichen beim Fügen und Lösen. Aufgrund der vielversprechenden Retentionseigenschaften von PEEK und PEKK hat das Schlitzdesign möglicherweise einen positiven Einfluss auf das Retentionsverhalten.

Sowohl PAEKs als auch Nylon haben gute mechanische, physikalische und chemische Eigenschaften. Jedoch können Wasserabsorption und Wärmeausdehnung Formveränderungen der Retentionseinsätze bewirken und somit Einfluss auf das Retentionsvermögen nehmen (Rutkunas et al., 2011). PAEKs haben eine geringe Tendenz Wasser zu absorbieren (Fuhrmann et al., 2014). Das Wasserabsorptionsvermögen von Nylon ist im Vergleich zu PEEK und PEKK jedoch drei- bis viermal größer (Maniewicz et al., 2020). Das Wasser wird in die Polyamidketten des Nylons reversibel eingelagert (Chiu et al., 2017). Die Testkörper wurden vor der Simulation drei Tage in Wasser gelagert und die Simulation wurde in Wasser bei  $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$  durchgeführt. Die Absorption von Wasser erhöht die Größe, das Gewicht, die Flexibilität, reduziert die Biegefestigkeit, die Zugfestigkeit und die Steifigkeit von Nylon (Chiu et al., 2017). Es ist anzunehmen, dass dies Auswirkung auf die Retentionseigenschaften des Nylon- Attachmentsystems hatte.

Der exakte Einfluss der genannten Aspekte ist nicht klar festzustellen. Alle drei Attachmentsysteme unterscheiden sich sowohl im Material als auch in der Morphologie und lassen keine genauen Vergleiche zu. Es ist anzunehmen, dass Novaloc und CM Loc aufgrund des Schlitzdesigns und der guten werkstoffkundlichen Eigenschaften von PEEK und PEKK ein vorteilhaftes Langzeitretentionsverhalten aufweisen.

Die Patrizen zeigten keine erkennbaren Anzeichen von Verschleiß und Oberflächenveränderungen. Andere in-vitro Studien kommen zu dem gleichen Ergebnis (Choi et al., 2018; Passia et al., 2016). Die Patrizen aller Systeme bestanden aus Titan. Das Elastizitätsmodul von Titan (110 GPa) ist etwa 25-fach höher als von PEEK, PEKK und Nylon. Somit war zu erwarten, dass die Retentionseinsätze anfälliger für Oberflächenveränderungen waren als die Patrizen.

Bayer et al. (2008) haben beschrieben, dass der Retentionsverlust bei Attachmentsystemen mit Kunststoffretentionselementen signifikant geringer ist als bei konventionellen metallischen frikativ wirksamen Oberflächen. In dieser Studie zeigten alle Attachmentsysteme langfristig konstante Retentionskräfte, insbesondere PEEK und PEKK über die gesamte Simulationsdauer von 30.000 Zyklen. Dieses Verhalten wurde auch durch Choi et al. (2018); Maniewicz et al. (2020) und Passia et al. (2016) beschrieben.

## **4.4 Limitationen**

Die vorliegende Laborstudie unterlag Limitationen. Durch den Versuchsaufbau konnten die komplexen und dynamischen Bedingungen der Mundhöhle (Speichel, okklusale Belastung, Plaque, Speisereste, mehrdimensionale funktionelle Kaubewegungen, parafunktionelle Bewegungen, Habits, Prothesenreinigungsmittel, Zahnpasta) im Studiendesign nur eingeschränkt berücksichtigt und simuliert werden. Die Anzahl sowie die Position der Implantate, die Gestaltung der IRD und die Geschicklichkeit der Patienten bei Ein- und Ausgliederung beeinflusst das Verhalten der Attachmentsysteme zusätzlich. Weiterhin erfolgte die Simulation durch vertikal-parallele Bewegungen mit einer exzentrischen Kraft. Die Kraft wurde nur während der Füge- und Lösezyklen eingeleitet. In klinischen Situationen erfolgt die Belastung während der Nutzung stetig. Das Ein- und Ausgliedern des Zahnersatzes ist patientenabhängig sehr individuell. Die dadurch entstehenden möglichen klinischen Komplikationen werden in dieser Arbeit nicht berücksichtigt. Daher sind klinische Studien notwendig, um die vorliegenden Laborergebnisse zu bestätigen.

Die Fixierung der Matrizen in der Messapparatur wurde im Kausimulator durchgeführt, um einen passiven Sitz zu gewährleisten und um eine Zwangsführung zu vermeiden. Das Einpolymerisieren erfolgte wie in klinischer Situation im gefügten Zustand von Matrize und Patrize. Deshalb ist die Polymerisationsschrumpfung des autopolymerisierenden Kunststoffes als unkritisch einzuordnen.

## **4.5 Schlussfolgerung**

Unter Berücksichtigung der Limitationen sind alle drei Attachmentsysteme, PEEK, PEKK und Nylon, für den klinischen Einsatz geeignet. Hierbei war kein signifikanter Unterschied zwischen den orthogonalen und den um 15° angulierten Testgruppen erkennbar. PEEK und PEKK scheinen für den Langzeiteinsatz über 30.000 Zyklen besser geeignet zu sein als Nylon, da sie weniger Retentionsverluste und weniger Verschleiß aufwiesen. Dennoch verringerte sich in allen Testgruppen nach Erreichen eines Maximums schrittweise die Retentionskraft bis zum Ende der Simulation. Alle drei Attachmentsysteme wiesen im Verlauf der Simulation teilweise sehr variable Retentionskräfte innerhalb der Testgruppen auf. Dies sollte bei klinischer Anwendung berücksichtigt werden. Bei unzureichender Retentionskraft bietet jedes der drei

Attachmentsysteme die Option, den Retentionseinsatz schnell durch den Behandler zu erneuern und somit die Retentionskraft anzupassen.

Es sind klinische Studien notwendig, um das Verhalten der Attachmentsysteme unter klinische Bedingungen zu untersuchen.

## 5 Zusammenfassung

Ziel der vorliegenden Laborstudie war es, das Retentionsverhalten und den Verschleiß von drei verschiedenen Attachmentsystemen mit Kunststoffretentionselementen für implantatretinierte Deckprothesen zu untersuchen. Zusätzlich wurde der Einfluss der Implantatangulation auf das Retentionsverhalten untersucht.

Es wurden drei Attachmentsysteme mit Retentionseinsätzen aus Polyetheretherketon (PEEK; Novaloc, Straumann, Basel, Schweiz), Polyetherketonketon (PEKK; CM Loc, Cendres+Métaux, Biel, Schweiz) und Nylon (Locator R-Tx, Zest Dental Solutions, Carlsbad, California, USA) evaluiert. Die orthogonalen Matrizen wurden mit den jeweiligen Implantatanalogen verbunden und orthogonal oder um 15° geneigt starr in einen autopolymerisierenden Kunststoff eingebettet. Weiterhin wurde das PEEK-System mit einer um 15° geneigten Patrizie untersucht. Die entsprechenden Matrizen mit Retentionseinsätzen wurden in einer stilisierten, einseitig belastbaren Zahnprothese fixiert. Zur Simulation wurden in einem Kausimulator 30.000 Füge- und Lösezyklen mit vertikal-parallelen Bewegungen durchgeführt. Die Untersuchungen wurden in Wasser bei Raumtemperatur ( $20^{\circ}\text{C} \pm 2^{\circ}\text{C}$ ) durchgeführt. Zur Simulation posteriorer Kaukräfte wurde der stilisierte Zahnersatz nach jedem Fügevorgang (0,5 Hz) mit einer exzentrischen Kraft von 100 N in einem Abstand von 12 mm belastet. Die Retentionskräfte wurden zu definierten Zeitpunkten gemessen. Der Verschleiß wurde anhand eines Rasterelektronenmikroskops untersucht.

Alle Gruppen, außer PEKK 0/0, zeigten initial eine Zunahme der Retentionskraft. Während des Testverlaufs kam es zu einer gleichmäßigen Abnahme der Retentionskräfte, die für alle Systeme außer PEEK 0/0 und PEEK 15/15 signifikant war ( $p \leq 0.05$ ). Den größten Retentionsverlust verzeichnete Nylon 0/0 mit einer Verringerung um 71 % der initialen Retentionskraft nach 30.000 Zyklen, gefolgt von Nylon 0/15 mit -51 %. Der geringste Retentionsverlust nach 30.000 Zyklen wurde bei PEEK 0/0 mit -29 % festgestellt. PEEK und PEKK zeigten signifikant höhere Retentionskräfte als Nylon zwischen 5.000 und 30.000 Zyklen. Die Implantatangulation hatte keinen signifikanten Einfluss auf das Retentionsverhalten der drei Attachmentsysteme. Die Matrizen zeigten keine Verschleißerscheinungen, während die Retentionseinsätze Anzeichen von Verschleiß und Verformung aufwiesen.

Anhand der Untersuchungsergebnisse lässt sich ableiten, dass PEEK, PEKK und Nylon für den klinischen Einsatz geeignet sind, wobei PEEK und PEKK höhere Retentionskräfte für den langfristigen Einsatz über 30.000 Füge- und Lösezyklen zeigten. Dies galt sowohl für die orthogonalen als auch für die geneigten Testgruppen. Alle drei Attachmentsysteme wiesen im Verlauf der Simulation teilweise sehr variable Retentionskräfte innerhalb der Testgruppen auf. Dies sollte bei klinischer Anwendung berücksichtigt werden.

## 6 Literaturverzeichnis

- Al-Ghafli, S.A., Michalakis, K.X., 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, N.H., Payne, A.G. & Swain, M.V. (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.
- Asawa, N., Bulbule, N., Kakade, D. & Shah, R. (2015): Angulated implants: An alternative to bone augmentation and sinus lift procedure: Systematic review. *J Clin Diagn Res* 9, ZE10-ZE13.
- Awad, M.A., Lund, J.P., Dufresne, E. & Feine, J.S. (2003): Comparing the efficacy of mandibular implant-retained overdentures and conventional dentures among middle-aged edentulous patients: Satisfaction and functional assessment. *Int J Prosthodont* 16, 117-122.
- Awad, M.A., Rashid, F., Feine, J.S. & Overdenture Effectiveness Study Team Consortium. (2014): The effect of mandibular 2-implant overdentures on oral health-related quality of life: An international multicentre study. *Clin Oral Implants Res* 25, 46-51.
- Bakke, M., Holm, B. & Gotfredsen, K. (2002): Masticatory function and patient satisfaction with implant-supported mandibular overdentures: A prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 15, 575-581.
- Bayer, S., Grüner, M., Keilig, L., Hültenschmidt, R., Bourauel, C., Utz, K.H., Stark, H. & Mues, S. (2008): Hybridprothetische Verankerungselemente - In-vitro-Studie zur Trennkraftänderung und Resilienz. *Dtsch Zahnärztl Z* 63, 681-688.
- Bayer, S., Steinheuser, D., Grüner, M., Keilig, L., Enkling, N., Stark, H. & Mues, S. (2009): Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures - Retention force changes. *Gerodontol* 26, 268-272.
- Bergman, B. & Carlsson, G.E. (1985): Clinical long-term study of complete denture wearers. *J Prosthet Dent* 53, 56-61.
- Besimo, C.E. & Guarneri, A. (2003): In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 30, 671-678.
- Boven, G.C., Raghoobar, G.M., Vissink, A. & Meijer, H.J. (2015): Improving masticatory performance, bite force, nutritional state and patient's satisfaction with implant overdentures: A systematic review of the literature. *J Oral Rehabil* 42, 220-233.
- Brånemark, P.I., Hansson, B.O., Adell, R., Breine, U., Lindström, J., Hallén, O. & Ohman, A. (1977): Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg*, 1-132.
- Brill, N. (1955): Adaption and the hybrid-prosthesis. *J Prosthet Dent* 5, , 811-824.

- Bruner, H.J., Guan, Y., Yoganandan, N., Pintar, F.A., Maiman, D.J. & Slivka, M.A. (2010): Biomechanics of polyaryletherketone rod composites and titanium rods for posterior lumbosacral instrumentation. Presented at the 2010 Joint Spine Section Meeting. Laboratory investigation. *J Neurosurg Spine* 13, 766-772.
- Carlsson, G.E., Kronstrom, M., de Baat, C., Cune, M., Davis, D., Garefis, P., Heo, S.J., Jokstad, A., Matsuura, M., Narhi, T., Ow, R., Pissiotis, A., Sato, H. & Zarb, G.A. (2004): A survey of the use of mandibular implant overdentures in 10 countries. *Int J Prosthodont* 17, 211-217.
- Chaffee, N.R., Felton, D.A., Cooper, L.F., Palmqvist, U. & Smith, R. (2002): Prosthetic complications in an implant-retained mandibular overdenture population: Initial analysis of a prospective study. *J Prosthet Dent* 87, 40-44.
- Chee, W. & Jivraj, S. (2006): Treatment planning of the edentulous mandible. *Br Dent J* 201, 337-347.
- Chiu, L.P.Y., Vitale, N.D., 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.
- Choi, J.W., Yun, B.H., Jeong, C.M. & Huh, J.B. (2018): Retentive properties of two stud attachments with polyetherketoneketone or nylon insert in mandibular implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 33, 1079-1088.
- Chrcanovic, B.R., Albrektsson, T. & Wennerberg, A. (2014): Reasons for failures of oral implants. *J Oral Rehabil* 41, 443-476.
- Cohen, B.I., Pagnillo, M., Condos, S. & Deutsch, A.S. (1996): Comparative study of two precision overdenture attachment designs. *J Prosthet Dent* 76, 145-152.
- Daou, E.E. (2013): Stud attachments for the mandibular implant-retained overdentures: Prosthetic complications. A literature review. *Saudi Dent J* 25, 53-60.
- Elsyad, M.A., Abid, K.S. & Elkhalek, E.A. (2017): Effect of buccal implant inclination on stresses around two-implant-retained overdentures with resilient stud attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 32, 135-142.
- Elsyad, M.A., Emera, R.M. & Ashmawy, T.M. (2019): Effect of distal implant inclination on dislodging forces of different locator attachments used for mandibular overdentures: An in-vitro study. *J Prosthodont* 28, e666-e674.
- Emami, E., de Souza, R.F., Kabawat, M. & Feine, J.S. (2013): The impact of edentulism on oral and general health. *Int J Dent* 2013, 498305.
- Evtimovska, E., Masri, R., Driscoll, C.F. & Romberg, E. (2009): The change in retentive values of locator attachments and hader clips over time. *J Prosthodont* 18, 479-483.
- Feine, J.S., Carlsson, G.E., Awad, M.A., Chehade, A., Duncan, W.J., Gizani, S., Head, T., Lund, J.P., MacEntee, M., Mericske-Stern, R., Mojon, P., Morais, J., Naert, I., Payne, A.G., Penrod, J., Stoker, G.T., Tawse-Smith, A., Taylor, T.D.,

- Thomason, J.M., Thomson, W.M. & Wismeijer, D. (2002): The McGill consensus statement on overdentures. Mandibular two-implant overdentures as first choice standard of care for edentulous patients. Montreal, Quebec, May 24–25, 2002. *Int J Oral Maxillofac Implants* 17, 601-602.
- Felton, D.A. (2009): Edentulism and comorbid factors. *J Prosthodont* 18, 88-96.
- Fuhrmann, G., Steiner, M., Freitag-Wolf, S. & Kern, M. (2014): Resin bonding to three types of polyaryletherketones (PAEKs)-durability and influence of surface conditioning. *Dent Mater* 30, 357-363.
- The Glossary of Prosthodontic Terms: Ninth Edition (2017). *J Prosthet Dent* 117, e1–e105.
- Goodacre, C.J., Bernal, G., Rungcharassaeng, K. & Kan, J.Y. (2003): Clinical complications in fixed prosthodontics. *J Prosthet Dent* 90, 31-41.
- Gotfredsen, K. & Holm, B. (2000): Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or bar attachments: A randomized prospective 5-year study. *Int J Prosthodont* 13, 125-130.
- Gotfredsen, K., Wiskott, A. & Working, G. (2012): Consensus report - Reconstructions on implants. The Third EAO Consensus Conference 2012. *Clin Oral Implants Res* 23, 238-241.
- Han, K.H., Lee, J.Y. & Shin, S.W. (2016): Implant- and tooth-supported fixed prostheses using a high-performance polymer (pekkton) framework. *Int J Prosthodont* 29, 451-454.
- Jivraj, S., Chee, W. & Corrado, P. (2006): Treatment planning of the edentulous maxilla. *Br Dent J* 201, 261-279.
- Jordan, A.R. & Micheelis, W. (2016). Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V). Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln.
- Kern, J.S., Kern, T., Wolfart, S. & Heussen, N. (2016): A systematic review and meta-analysis of removable and fixed implant-supported prostheses in edentulous jaws: Post-loading implant loss. *Clin Oral Implants Res* 27, 174-195.
- Khadivi, V. (2004): Correcting a nonparallel implant abutment for a mandibular overdenture retained by two implants: A clinical report. *J Prosthet Dent* 92, 216-219.
- Khalifa, A.K., Wada, M., Ikebe, K. & Maeda, Y. (2016): To what extent residual alveolar ridge can be preserved by implant? A systematic review. *Int J Implant Dent* 2, 22.
- Kim, S.M., Choi, J.W., Jeon, Y.C., Jeong, C.M., Yun, M.J., Lee, S.H. & Huh, J.B. (2015): Comparison of changes in retentive force of three stud attachments for implant overdentures. *J Adv Prosthodont* 7, 303-311.

- Kleis, W.K., Kammerer, P.W., 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, U.C. & Schimmel, M. (2014): Effects of in vitro cyclic dislodging on retentive force and removal torque of three overdenture attachment systems. *Clin Oral Implants Res* 25, 426-434.
- Kordatzis, K., Wright, P.S. & Meijer, H.J. (2003): Posterior mandibular residual ridge resorption in patients with conventional dentures and implant overdentures. *Int J Oral Maxillofac Implants* 18, 447-452.
- Krennmair, G., Weinlander, M., Krainhofner, M. & Piehslinger, E. (2006): Implant-supported mandibular overdentures retained with ball or telescopic crown attachments: A 3-year prospective study. *Int J Prosthodont* 19, 164-170.
- Kronstrom, M. & Carlsson, G.E. (2019): An international survey among prosthodontists of the use of mandibular implant-supported dental prostheses. *J Prosthodont* 28, e622-e626.
- Kurtz, S.M. & Devine, J.N. (2007): PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomater* 28, 4845-4869.
- Leao, R.S., Moraes, S.L.D., Vasconcelos, B.C.E., Lemos, C.A.A. & Pellizzer, E.P. (2018): Splinted and unsplinted overdenture attachment systems: A systematic review and meta-analysis. *J Oral Rehabil* 45, 647-656.
- Ludwig, K., Hartfil, H. & Kern, M. (2005): Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachments. *Quintessence Zahntech* 31, 1074-1083.
- MacEntee, M.I. & Walton, J.N. (1998): The economics of complete dentures and implant-related services: A framework for analysis and preliminary outcomes. *J Prosthet Dent* 79, 24-30.
- Maniewicz, S., Badoud, I., Herrmann, F.R., 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 Implants Res* 31, 315-327.
- Matthys, C., Vervaeke, S., Bessler, J. & De Bruyn, H. (2019): Five-year study of mandibular overdentures on stud abutments: Clinical outcome, patient satisfaction and prosthetic maintenance-Influence of bone resorption and implant position. *Clin Oral Implants Res* 30, 940-951.
- McKeen, L.W. (2008). The effect of temperature and other factors on plastics and elastomers. William Andrew Inc., Norwich.
- Mericske-Stern, R. (1993): Forces on implants supporting overdentures: A preliminary study of morphologic and cephalometric considerations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 8, 254-263.

- Mericske-Stern, R. & Zarb, G.A. (1996): In vivo measurements of some functional aspects with mandibular fixed prostheses supported by implants. *Clin Oral Implants Res* 7, 153-161.
- Morais, J.A., Heydecke, G., Pawliuk, J., Lund, J.P. & Feine, J.S. (2003): The effects of mandibular two-implant overdentures on nutrition in elderly edentulous individuals. *J Dent Res* 82, 53-58.
- Müller, F., Duvernay, E., Loup, A., Vazquez, L., Herrmann, F.R. & Schimmel, M. (2013): Implant-supported mandibular overdentures in very old adults: A randomized controlled trial. *J Dent Res* 92, 154-160.
- Müller, F., Naharro, M. & Carlsson, G.E. (2007): What are the prevalence and incidence of tooth loss in the adult and elderly population in Europe? *Clin Oral Implants Res* 18, 2-14.
- Naert, I., Alsaadi, G. & Quirynen, M. (2004): Prosthetic aspects and patient satisfaction with two-implant-retained mandibular overdentures: A 10-year randomized clinical study. *Int J Prosthodont* 17, 401-410.
- Naert, I., Quirynen, M., Hooghe, M. & van Steenberghe, D. (1994): A comparative prospective study of splinted and unsplinted Branemark implants in mandibular overdenture therapy: A preliminary report. *J Prosthet Dent* 71, 486-492.
- Passia, N., Ghazal, M. & Kern, M. (2016): Long-term retention behaviour of resin matrix attachment systems for overdentures. *J Mech Behav Biomed Mater* 57, 88-94.
- Payne, A.G., Alsabeeha, N.H., Atieh, M.A., Esposito, M., Ma, S. & Anas El-Wegoud, M. (2018): Interventions for replacing missing teeth: Attachment systems for implant overdentures in edentulous jaws. *Cochrane Database Syst Rev* 10, CD008001.
- Petropoulos, V.C., Smith, W. & Kousvelari, E. (1997): Comparison of retention and release periods for implant overdenture attachments. *Int J Oral Maxillofac Implants* 12, 176-185.
- Pjetursson, B.E., Thoma, D., Jung, R., Zwahlen, M. & Zembic, A. (2012): A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res* 23, 22-38.
- Polzer, I., Schimmel, M., Müller, F. & Biffar, R. (2010): Edentulism as part of the general health problems of elderly adults. *Int Dent J* 60, 143-155.
- Quirynen, M., Alsaadi, G., Pauwels, M., Haffajee, A., van Steenberghe, D. & Naert, I. (2005): Microbiological and clinical outcomes and patient satisfaction for two treatment options in the edentulous lower jaw after 10 years of function. *Clin Oral Implants Res* 16, 277-287.
- Rabbani, S., Juszczak, A.S., Clark, R.K. & Radford, D.R. (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.

- Raghoobar, G.M., Meijer, H.J., van 't Hof, M., Stegenga, B. & Vissink, A. (2003): A randomized prospective clinical trial on the effectiveness of three treatment modalities for patients with lower denture problems. A 10 year follow-up study on patient satisfaction. *Int J Oral Maxillofac Surg* 32, 498-503.
- Redford, M., Drury, T.F., Kingman, A. & Brown, L.J. (1996): Denture use and the technical quality of dental prostheses among persons 18–74 years of age: United States, 1988-1991. *J Dent Res* 75, 714-725.
- Reissmann, D.R., Dard, M., Lamprecht, R., Struppek, J. & Heydecke, G. (2017): Oral health-related quality of life in subjects with implant-supported prostheses: A systematic review. *J Dent* 65, 22-40.
- 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.
- Salehi, R., Shayegh, S.S., Johnston, W.M. & Hakimaneh, S.M.R. (2019): Effects of interimplant distance and cyclic dislodgement on retention of Locator and ball attachments: An in vitro study. *J Prosthet Dent* 122, 550-556.
- Scherer, M.D., McGlumphy, E.A., Seghi, R.R. & Campagni, W.V. (2014): Comparison of retention and stability of two implant-retained overdentures based on implant location. *J Prosthet Dent* 112, 515-521.
- Schimmel, M. (2016): Editorial: Preventive strategies in geriatric dental medicine. *Oral Health Prev Dent* 14, 291-292.
- Schimmel, M., Müller, F., Suter, V. & Buser, D. (2017): Implants for elderly patients. *Periodontol* 2000 73, 228-240.
- Setz, I., Lee, S.H. & 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.
- Srinivasan, M. (2019). Technical advancements in removable dental prostheses for the elderly edentates (Thèse de privat-docent). Département de réhabilitation oro-faciale, Université de Genève, Genève.
- Srinivasan, M., Meyer, S., Mombelli, A. & Müller, F. (2017): Dental implants in the elderly population: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 28, 920-930.
- Srinivasan, M., Schimmel, M., Badoud, I., Ammann, P., Herrmann, F.R. & Müller, F. (2016): Influence of implant angulation and cyclic dislodging on the retentive force of two different overdenture attachments - An in vitro study. *Clin Oral Implants Res* 27, 604-611.

- Stephens, G.J., 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.
- Stewart, B.L. & Edwards, R.O. (1983): Retention and wear of precision-type attachments. *J Prosthet Dent* 49, 28-34.
- Strub, J.R., Kern, M., Türp, J.C., Witkowski, S., Heydecke, G. & Wolfart, S. (2011). *Curriculum Prothetik - Band III*. Quintessence, Berlin.
- Sultana, N., Bartlett, D.W. & Suleiman, M. (2017): Retention of implant-supported overdentures at different implant angulations: Comparing Locator and ball attachments. *Clin Oral Implants Res* 28, 1406-1410.
- Svetlize, C.A. & Bodereau, E.F., Jr. (2004): Comparative study of retentive anchor systems for overdentures. *Quintessence Int* 35, 443-448.
- Tabatabaian, F., Saboury, A., Sobhani, Z.S. & Petropoulos, V.C. (2014): The effect of inter-implant distance on retention and resistance to dislodging forces for mandibular implant-tissue-supported overdentures. *J Dent (Tehran)* 11, 506-515.
- Tallgren, A. (1967): The effect of denture wearing on facial morphology. A 7-year longitudinal study. *Acta Odontol Scand* 25, 563-592.
- Thomason, J.M., Kelly, S.A., Bendkowski, A. & Ellis, J.S. (2012): Two implant retained overdentures - A review of the literature supporting the McGill and York consensus statements. *J Dent* 40, 22-34.
- Thomason, J.M., Lund, J.P., Chehade, A. & Feine, J.S. (2003): Patient satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures 6 months after delivery. *Int J Prosthodont* 16, 467-473.
- Toth, J.M., Wang, M., Estes, B.T., Scifert, J.L., Seim, H.B., 3rd & Turner, A.S. (2006): Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials* 27, 324-434.
- Trakas, T., Michalakis, K., Kang, K. & Hirayama, H. (2006): Attachment systems for implant retained overdentures: A literature review. *Implant Dent* 15, 24-34.
- Türk, P.E., Geckili, O., Türk, Y., Gunay, 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.
- Uludag, B. & Polat, S. (2012): Retention characteristics of different attachment systems of mandibular overdentures retained by two or three implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27, 1509-1513.
- van Waas, M.A. (1990): Determinants of dissatisfaction with dentures: A multiple regression analysis. *J Prosthet Dent* 64, 569-572.

- Walton, J.N., Huizinga, S.C. & Peck, C.C. (2001): Implant angulation: A measurement technique, implant overdenture maintenance, and the influence of surgical experience. *Int J Prosthodont* 14, 523-530.
- Walton, J.N. & MacEntee, M.I. (1993): A retrospective study on the maintenance and repair of implant-supported prostheses. *Int J Prosthodont* 6, 451-455.
- Watson, R.M., Jemt, T., Chai, J., Harnett, J., Heath, M.R., Hutton, J.E., Johns, R.B., Lithner, B., McKenna, S., McNamara, D.C., Naert, I. & Taylor, R. (1997): Prosthodontic treatment, patient response, and the need for maintenance of complete implant-supported overdentures: An appraisal of 5 years of prospective study. *Int J Prosthodont* 10, 345-354.
- Wennström, A., Ahlqwist, M., Stenman, U., Björkelund, C. & Hakeberg, M. (2013): Trends in tooth loss in relation to socio-economic status among Swedish women, aged 38 and 50 years: Repeated cross-sectional surveys 1968-2004. *BMC Oral Health* 13, 63.
- Wolf, K., Ludwig, K., Hartfil, H. & Kern, M. (2009): Analysis of retention and wear of ball attachments. *Quintessence Int* 40, 405-412.
- Wolfart, S., Naujokat, H., Wiltfang, J. & Kern, M. (2017): Implantologie im zahnlosen Kiefer. Ein Update nach 25 Jahren. *Implantol* 25, 327-344.
- 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 Implants Res* 22, 1315-1319.
- Yilmaz, B., Ozkir, E., Johnston, W.M. & McGlumphy, E. (2019): Dislodgement force analysis of an overdenture attachment system. *J Prosthet Dent* 123, 291-298.

## 7 Publikationen

Passia, N., **Wichmann, N.**, Taylor, T., Wille, S. and Kern, M. (2019): Retention and wear of attachments for implant overdentures. Clin Oral Impl Res 30, 123.

**Wichmann, N.**, Kern, M., Taylor, T., Wille, S., Passia, N. (2020): Retention and wear of resin matrix attachments for implant overdentures. J Mech Behav Biomed Mater 110, 103901.