

**Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg**

Direktor: Prof. Dr. J. Setz

**Retentionsverhalten von Geschieben mit Kunststoffmatrizen  
unter Langzeitbelastung - eine In-vitro-Studie**

**Dissertation**

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin

(Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Johanna Mohs

geboren am 03.06.1983 in Halle (Saale)

Gutachterin/Gutachter:

1. Prof. Dr. J. M. Setz

2. Prof. Dr. H.-G. Schaller

3. PD E.-M. Engel, Tübingen

10.10.2017

05.09.2018

**Für Tobias, Johannes und Ferdinand**

## Referat

Durch partiellen Zahnverlust wird das funktionelle Gleichgewicht des stomatognathen Systems gestört. Herausnehmbarer Zahnersatz, der durch verschiedene Verankerungselemente am Restzahnbestand fixiert wird, kann dieses Problem ausgleichen. Die patientenspezifische Gesamtretention der Prothese spielt hier eine große Rolle für Funktion und Patientenzufriedenheit und sollte auch nach Langzeitbelastung gleichbleibend stabil sein. Geschiebeverankerte Versorgungen von Freierlücken sind klinisch bewährt und sollen den Forderungen nach patientenindividueller und dauerhafter Prothesenretention gerecht werden. Ziel dieser Studie war die Erfassung des Retentionsverhaltens verschiedener häufig verwendeter Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen und deren Vergleich untereinander. Hierbei sollten Geschiebe unter simulierter Langzeitbelastung auf Retentionsverlust untersucht werden, um Rückschlüsse auf klinisch empfehlenswerte Geschiebe mit Kunststoffmatrizen treffen zu können.

Vier extrakoronale, aktivierbare Geschiebesysteme (Mini-SG<sup>®</sup>, M-SG<sup>®</sup> Star 2 (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH); Vario Soft 3, Vario Soft 3 mini (Bredent, Senden, D)) mit Kunststoff-Matrizen verschiedener Retention wurden in 14 Versuchsgruppen (je 10 Matrizeinsätze) aufgeteilt und in einer Universalprüfmaschine Zwick Z010 (Zwick, Ulm, D) je 10-mal in strenger Achsrichtung abgezogen (Vorkraft 0,1 N, Prüfgeschwindigkeit 50 mm/min). Dabei wurde die Retentionskraft gemessen, welche für die vollständige Geschiebetrennung überwunden werden musste. Für eine simulierte Alterung wurden alle Proben einer Langzeitbelastung (Trennen und Fügen) in der Gängelmaschine unterzogen (strenge Achsrichtung, Belastung 50 N, Frequenz 0,5 Hz, integriertes Speichelbad 22 °C). Die Retention wurde nach 100, 200, 500, 1000, 5000 Wechsellastzyklen erneut an der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) durch je 10 Abzüge geprüft. Nach 10000 Wechsellastzyklen wurden die Proben zusätzlich 5000 thermischen Belastungswechseln unterzogen (30 s bei 5 °C, Abtropfen 15 s, 30 s bei 55 °C) und abschließend wiederum an der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) in strenger Achsrichtung abgezogen. Die Ausgangsretention wurde mit den Angaben der Hersteller verglichen und der Retentionsverlust auf signifikante Unterschiede geprüft ( $p \leq 0,05$ ). So wurde ein Vergleich der Geschiebesysteme ermöglicht.

Bezüglich der Ausgangsretention konnten teilweise signifikante Unterschiede im Vergleich zu den Herstellerangaben festgestellt werden, diese sind allerdings klinisch wenig relevant. Bei den Mini-SG<sup>®</sup>-Geschieben und den Vario-Soft-3-Geschieben mit Soft-Matrizen wurden die auffälligsten Retentionsverluste ermittelt. Diese Systeme zeigten schon nach 100 Zyklen signifikante Retentionsverluste von 47 - 89 %, ein maximaler Haftkraftverlust von 85 - 93 % wurde nach 10000 Durchläufen erfasst. Eine mittlere Gruppe bildeten M-SG<sup>®</sup> Star 2 und Vario Soft 3 mit Soft Matrizen (hellgelb und -rot), die nach 10000 Zyklen einen Verlust der Retention von 52 - 71 % aufwies. Eine deutlich bessere Langzeitretention zeigte sich bei den Kunststoffmatrizen von Vario Soft 3 hellgrün (Soft Matrize) und Vario Soft 3 mini. Hier zeigten sich signifikante Retentionsverluste nur nach 100 und 200 Zyklen, nach der simulierten Alterung durch 10000 Belastungszyklen betrug der Retentionsverlust 22 % - 35 %. Vario Soft 3 mini ist das einzige der untersuchten Geschiebe, welches bei einem akzeptablen Retentionsverlust (22 % - 35 %) auch ohne Aktivierung einer für den Patienten ausreichenden Abzugskraft standhält.

Auf der Basis dieser Studie, aber mit den Einschränkungen einer Untersuchung in-vitro, kann Vario Soft 3 mini als das Geschiebe mit dem besten Langzeitretentionsverhalten bezeichnet werden.

Mohs, Johanna: Retentionsverhalten von Geschieben mit Kunststoffmatrizen unter Langzeitbelastung – eine In-vitro-Studie. Halle, Univ., Diss., 74 Seiten, 2017

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	III
1 Einleitung und Literaturübersicht .....	1
1.1 Verankerungselemente der Teilprothetik.....	2
1.1.1 Gussklammern .....	2
1.1.2 Stege.....	3
1.1.3 Doppelkronen.....	3
1.2 Geschiebe .....	4
1.2.1 Historie .....	5
1.2.2 Klassifizierung.....	6
1.2.3 Indikation .....	8
1.2.4 Anforderungen .....	9
1.2.5 Geschiebewerkstoffe .....	9
1.2.6 Passung, Verschleiß und Aktivierung von Geschieben .....	10
1.3 Verschleißsimulation und Abzugskraftmessung .....	13
2 Zielstellung .....	16
3 Material und Methodik .....	17
3.1 Zu untersuchende Geschiebesysteme .....	17
3.2 Herstellung der Proben .....	20
3.3 Methodik.....	23
3.3.1 Durchführung der Zugversuche .....	24
3.3.2 Durchführung der simulierten Langzeitbelastung .....	26
3.4 Statistische Auswertung.....	28
4 Ergebnisse .....	29
4.1 Darstellung der Messergebnisse .....	29
4.2 Überprüfung der Herstellerangaben.....	45
4.3 Vergleich der Retentionsverluste in allen Gruppen.....	46
4.4 Gruppenvergleich gleicher initialer Retentionswerte.....	48

5	Diskussion.....	51
5.1	Analyse der Methodik.....	51
5.1.1	Herstellung und Anzahl der Proben.....	51
5.1.2	Langzeitbelastung - Versuchsaufbau.....	52
5.1.3	Messung der Retentionskräfte.....	54
5.1.4	nicht parodontienadäquate Abzugsvorrichtung.....	54
5.1.5	Umgebendes Medium und Temperatur.....	55
5.2	Analyse der Ergebnisse.....	56
5.3	Schlussfolgerung.....	60
6	Zusammenfassung.....	62
7	Literaturverzeichnis.....	65
8	Thesen.....	74
	Selbständigkeitserklärung.....	
	Erklärung über frühere Promotionsversuche.....	
	Danksagung.....	

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Aquadest	destilliertes Wasser
bzw.	beziehungsweise
C	Celsius
CAD/CAM	computer aided designed – computer aided manufacturing
CH	Schweiz
Co	Kobalt
Cr	Chrom
D	Deutschland
et al.	et alii (lateinisch); und andere (deutsch)
Hz	Hertz
min	Minuten
mm	Millimeter
Mo	Molybdän
MW	Mittelwert
N	Newton
NEM	Nichtedelmetall
Ni	Nickel
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
S	Standardabweichung
s	Sekunde
Tab.	Tabelle
VG	Versuchsgruppe
v.l.n.r.	von links nach rechts
°	Grad
%	Prozent
®	Registered Trademark
*	signifikanter Wert

# 1 Einleitung und Literaturübersicht

Durch partiellen Zahnverlust wird das funktionelle Gleichgewicht des stomatognathen Systems gestört. Das führt zur Beeinträchtigung der Lautbildung, zu Fehl- und Überbelastungen des verbleibenden Zahnbestandes und zu ästhetischen Problemen. Außerdem können Fehlfunktionen der Kaumuskulatur und folglich der Kiefergelenke auftreten (Jüde et al., 2002a). Ein erkennbares Fehlen von Zähnen stellt ein nicht zu unterschätzendes Risiko für das Selbstwertgefühl und ebenso das gesellschaftliche Ansehen dar (Reißmann et al., 2010).

Mit steigendem Alter der Patienten schreitet die Gebisszerstörung voran. Demnach sollte eine Rehabilitation durch zahnmedizinisch prothetische Rekonstruktion erfolgen, um funktionelle, ästhetische und psychosozialen Beeinträchtigungen des betroffenen Patienten zu verhindern (Balkenhol et al., 2003; Zitzmann, 2004).

Bei der Versorgung eines stark reduzierten Restgebisses bleibt weiterhin der herausnehmbare Zahnersatz die am meisten verwendete Therapievariante (Wöstmann et al., 2013).

Früher stand die Totalprothese an erster Stelle der Therapiemittel. Aufgrund von erfolgreicher Prophylaxe und daraus begründeter Verschiebung der erforderlichen Therapieformen, ist gegenwärtig die Teilprothese das Mittel der Wahl (Wöstmann und Rehmann, 2009).

Teilprothesen bestehen aus der Prothesenbasis, die der Schleimhaut flächig aufliegt und die künstlichen Zähne trägt, Verankerungselementen und Verbindern. Hierbei verbinden große Verbinder die Prothesenteile der rechten und linken Kieferhälfte, kleine Verbinder fügen Verankerungselemente und die Prothesenbasis oder großer Verbinder zusammen (Weber und Setz, 2011).

Die Form der partiellen Prothese ist aufgrund der vielen Varianten des Restgebisses vielgestaltig. Hier gibt es verschiedene Verankerungselemente, mit deren Hilfe die Prothesenbasis am Restgebiss befestigt wird (Marxkors, 2010; Rädcl et al., 2014).

Folgende Anforderungen an Verankerungselemente der Teilprothetik bestehen:

Sie sollten möglichst verschleißfrei sein und trotz dessen bei Bedarf austauschbar oder aktivierbar gestalten sein. Passivität im eingegliederten Zustand ist unumgänglich, um ein Hervorrufen von Zahnbewegungen zu verhindern. Durch die körperliche Umfassung der Pfeilerzähne wird die Zahnabweichung bei Belastung unterbunden, außerdem sollte keine Induktion von Horizontalbewegungen der Pfeilerzähne bei Ein- und Ausgliederung stattfinden. Für einen langen Erhalt der partiellen Prothese wird eine gute Pflegbarkeit aller Prothesenteile und des Restzahnbestandes angestrebt. Vor allem für den betroffenen Patienten stellt die ansprechende Ästhetik für ihr äußeres Erscheinungsbild eine wesentliche Rolle (Weber und Setz, 2011).

## **1.1 Verankerungselemente der Teilprothetik**

Verankerungselemente lassen sich grundsätzlich in direkt und indirekt einteilen. Gegossene Klammern der Modellgussprothesen sind typische direkte Verankerungselemente. Die indirekten Verankerungselemente werden vor allem durch Doppelkronen, Stege und Geschiebe vertreten und gehören zum kombiniert festsitzend-herausnehmbaren Zahnersatz. Dabei ist eine Komponente, das Primärteil, fest mit dem Pfeilerzahn oder Implantat verbunden, der zweite Bestandteil, das Sekundärteil, ist in der Prothese integriert (Strub et al., 2011d; Weber und Setz, 2011).

Hinsichtlich der Ästhetik stehen die kombiniert festsitzend-herausnehmbaren Versorgungen gegenüber den rein herausnehmbaren Prothesen klar im Vordergrund (Stegemann und Luthardt, 2009; Wakabayashi et al., 1998). Die verbesserte Retention gegenüber der Modellgussprothese ist weiterhin ein funktioneller Vorteil (Weber und Setz, 2011).

Die wichtigsten Verankerungselemente werden im Folgenden vorgestellt, wobei die Konzentration auf der Bedeutung der Geschiebe liegen wird.

### **1.1.1 Gussklammern**

Derzeit ist die klammerverankerte Modellgussprothese die einfachste und kostengünstigste Möglichkeit der permanenten Teilprothesen (Rehmann et al., 2015).

Gussklammern umfassen den Zahn körperlich und haben die wesentliche Aufgabe den Prothesenhalt gegen Zugkräfte und Horizontalbelastungen zu gewähren. Ebenso ist je nach Klammerart eine Stütz-, und Kippmeiderfunktion (Jüde et al., 2002b; Marxkors, 2010), sowie die Führungsfunktion bei der Anwendung von mindestens zwei Doppelarm-Auflageklammern gesichert (Ludwig und Niedermeier, 2002).

Die im nur geringen Maß notwendige Pfeilerzahnpräparation ist ein großer Vorteil der Gussklammer. Durch geringeren Herstellungsaufwand sind ebenso niedrigere Kosten gegenüber kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz positiv. Als große Nachteile sind die Sichtbarkeit der Gussklammer und damit die Störung der Ästhetik zu beachten. Auch die erschwerte Mundhygiene, nachlassende Retention, mögliche Klammerfrakturen durch Überbelastung (Hofmann et al., 2002; Saito et al., 2002; Vermeulen et al., 1996) und die nur bedingt körperlich-starre Fassung des Zahnes sind hier als Nachteile zu nennen (Strub et al., 2011b; Studer et al., 1998; Weimann, 2000).

### **1.1.2 Stege**

Werden Stege als Verbindungselemente genutzt, müssen mindestens zwei Pfeilerkronen primär verblockt werden (Karau, 2002), dabei typisch ist die Überkronung zweier Eckzähne im Unterkiefer und deren Verbindung durch einen Steg (Weber und Setz, 2011).

Stege als Primärteil sind durch den Stegreiter, das Sekundärteil, mit der Prothese verbunden. Hierbei sind Steggeschiebe und Steggelenke zu unterscheiden.

Das parallelwandige Steggeschiebe ist starr, form- und kraftschlüssig und verbindet Steg und Stegreiter somit durch Friktion. Ein Steggelenk dagegen verbindet beide Komponenten retentiv einschnappend und erlaubt durch seinen runden oder eiförmigen Querschnitt dem Stegreiter eine rotierende Bewegung um den Steg (Weber und Setz, 2011).

Als Beispiel ist hier das Steggelenk nach Dolder und Wirz zu nennen (Graber, 1992).

Hinsichtlich der Hygiene kann die Pflégbarkeit der Stege problematisch sein, was die Gesunderhaltung des Parodontes negativ beeinflussen kann (Owall et al., 2002). Außerdem sind stegverankerte Teilprothesen nur sehr eingeschränkt erweiterbar (Karau, 2002).

### **1.1.3 Doppelkronen**

Bei Doppelkronen ist das Primärteil als Innenkrone fest auf den präparierten Zahnstumpf zementiert. Das passende Sekundärteil, hier Außenkrone genannt, sitzt der Innenkrone makroskopisch spaltfrei auf (Jauernig, 2010). Verglichen mit anderen Verankerungselementen ist die Indikation von Doppelkronen universell (Hofmann, 1990).

Doppelkronen werden klassifiziert in Teleskopkrone, Konuskrone, Resilienzkrone und Galvanoteleskopkrone (Jauernig, 2010; Weber und Setz, 2011).

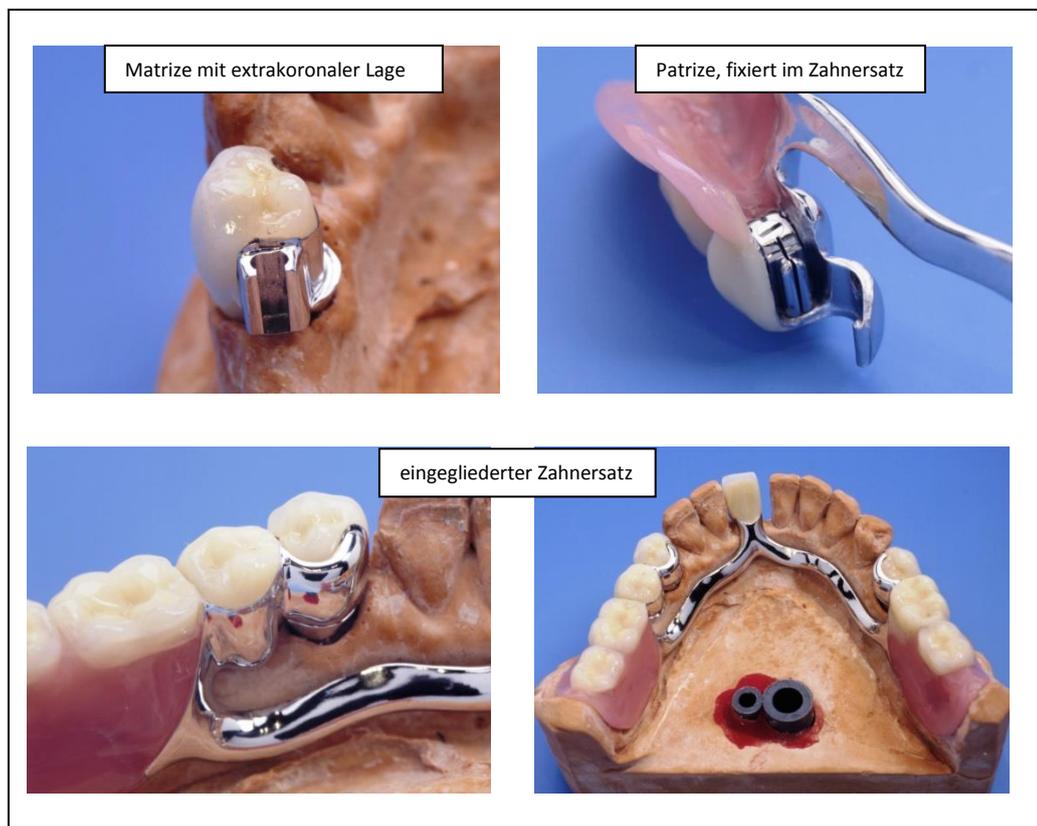
Als deren Vorteile sind die einfache Erweiterung der Prothese, die gute Ästhetik und die günstigen Bedingungen für die Parodontalhygiene zu nennen (Ludwig und Niedermeier, 2002; Weber und Setz, 2011). Durch die erleichterte Reinigung ist die Anwendung von Doppelkronen auch bei älteren und behinderten Patienten durchaus sinnvoll (Becker, 1982; Stark und Kern, 2002; Wöstmann et al., 2013). Ebenso die präzise körperliche Fassung der Pfeilerzähne und die Zusammenführung von Stütz- und Haltefunktion, sowie Kippmeider-, Führungs- und Schubverteilerfunktion sind vorteilhaft (Pöggeler, 1995; Strub et al., 2011c).

Neben dem demaskierenden Effekt nach Abnahme der Prothese (Pospiech, 2001; Strub et al., 2011c), ist vor allem der erhöhte Platzbedarf und der damit verbundene vermehrte Abtrag von Zahnhartsubstanz bei der Präparation des Pfeilerzahnes als Nachteil zu nennen (Weaver, 1989; Weber und Setz, 2011; Wöstmann et al., 2013).

## 1.2 Geschiebe

Geschiebe gehören zu den konstruktiv aufwendigen und hochwertigen Attachments und bestehen aus zwei Teilen, welche über passgenaue Führungsflächen miteinander in Verbindung stehen. Damit wird ein wiederholtes Trennen und Fügen möglich gemacht (Geiger, 1982) und die lösbare Verbindung des abnehmbaren Zahnersatzes mit den Pfeilerzähnen gewährleistet (Schierz, 2004).

Das äußere, umschließende Negativteil, die Matrize, und das formanaloge, umschlossene Innenteil, die Patrize, bilden das Geschiebe als starres Halteelement (Strub et al., 2011a). Hierbei können sich sowohl Matrize, als auch Patrize des Geschiebes in der Teilprothese als Sekundärteil oder als Primärteil an der Pfeilerkrone befinden (Karau, 2002; Weber und Setz, 2011).



**Abb. 1:** Unterkiefer-Zahnersatz mit Geschiebe (hier SAE-Präzi-T-2000-Präzisionsgeschiebe) als Attachment  
(Bilder wurden freundlich zur Verfügung gestellt von:  
Günter Rübeling, SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, D)

Geschiebe können Stütz-, Halte-, Führungs-, und Kippmeiderfunktion übernehmen (Kuntze, 1998; Schierz, 2004), allerdings nur eine begrenzte Schubverteilerfunktion. Deshalb empfiehlt sich die Verwendung eines zusätzlichen Konstruktionselementes. Hierbei wird der

Schubverteiler an der Oralseite des Pfeilerzahnes angebracht und besteht aus parallelen Flächen mit gleicher Einschubrichtung des Geschiebes und einer interkoronalen Fräsung (Schierz, 2004; Weber und Setz, 2011).

### **1.2.1 Historie**

Individuelle Geschiebe als Präzisionsverankerungselemente wurden um 1900 erstmalig erwähnt und verwendet (Riedy, 1997) und fanden vor allem in der ersten Hälfte des 20. Jahrhunderts ihren Einsatz (Steiger und Boitel, 1959).

Jedoch werden seither überwiegend konfektionierte Geschiebe verwendet (Freesmeyer, 1987), wobei seit 1910 bereits handgefertigte Geschiebe mit genormten Formen und Größen angefertigt wurden (Geiger, 1982).

Nordamerika gilt als Ursprungsland der konfektionierten Geschiebe, wo Dr. Chayes 1912 eines der ersten konfektionierten T-Geschiebe entwickelte, welches bis heute nahezu unverändert seine Verwendung findet (Coye, 1993; Kuntze, 1998). Das Kugelgeschiebe nach Roach (1907) und das Stern-Geschiebe, 1912 von Stern entwickelt, werden als Meilensteine der Entwicklung in der Geschichte der Präzisionsgeschiebe angesehen (Hoffmann-Axthelm, 1985; Orbach, 2011). Das Stern-Geschiebe wurde anfangs nicht zur Verankerung von Teilprothesen konzipiert, sondern als Befestigungsmittel abnehmbarer Brücken und kleinerer Prothesen, die mit Klammern nicht ausreichend oder nicht ästhetisch befriedigend fixiert werden konnten (Spang, 1981).

Durch die Entwicklung von Präzisionsgusstechniken und feinmechanischen Fräsmaschinen gelang der Durchbruch der konfektionierten Geschiebe. Aufgrund der qualitativen Verbesserung durch die maschinelle Fertigung, geringeren Aufwand und Vereinfachung der Verarbeitung durch Spacer-Technik und Klebverfahren, Weiterentwicklung und geringeren Herstellungskosten gab es einen enormen Aufschwung der konfektionierten Geschiebe (Karau, 2002; Schierz, 2004). Auch bei der Nutzung von präfabrizierten Geschieben wird ein zusätzlicher Schubverteilerarm gefordert, sodass die individuelle Geschiebetechnik nach wie vor Anwendung findet (Besimo und Bichweiler, 1987; Graber, 1992; Jung und Borchers, 1983). Heute gibt es bei den konfektionierten Geschieben eine große Vielfalt an Konstruktionen, Formen und Retentionsarten, sodass die Auswahl dieser aufgrund persönlicher Meinung, Erfahrungen und Werbung angenommen werden kann und wahrscheinlich weniger auf Basis wissenschaftlicher Untersuchungen erfolgt (Kuntze, 1998; Owall und Jonsson, 1998).

### **1.2.2 Klassifizierung**

Geschiebe werden in individuelle und konfektionierte Geschiebe eingeteilt. Dabei werden die individuellen Geschiebe vom Zahntechniker jeweils einzigartig hergestellt. Konfektionierte Geschiebe können als Fertigteile gekauft werden und werden je nach ihrer Lokalisation in intrakoronale, extrakoronale und interkoronale Geschiebe unterschieden (Karau, 2002; Spang, 1981; Weber und Setz, 2011).

Eine Sonderform sind die semikonfektionierten Geschiebe, die sich primär durch den Herstellungsweg unterscheiden (Schierz, 2004).

In Bezug auf die Genauigkeit bei der Herstellung und der daraus resultierenden Passung, sind konfektionierte Präzisionsgeschiebe den individuell vom Zahntechniker hergestellten Geschieben überlegen (Ludwig et al., 2003).

#### **Individuelle Geschiebe**

Mit Hilfe eines Parallelometers erfolgt die Formgebung der parallelwandigen Flächen bei der Geschiebeherstellung durch den Zahntechniker. Der reduzierte Platzbedarf durch das individuelle Anpassen der Form an den Pfeilerzahn ist als großer Vorteil zu werten (Schierz, 2004).

Vertreter dieser Gruppe sind die Rillen-Schulter-Geschiebe, welche auch in Kombination mit konfektionierten Geschieben als Schubverteiler angewendet werden. Hiermit wird die Verbindung zwischen herausnehmbarem und festsitzendem Ersatz verstärkt und somit Geschiebebrüchen vorgesorgt. Außerdem übernimmt der individuelle Geschiebeteil in diesem Fall die Führungsfunktion, dem Patienten wird das Einsetzen der Prothese somit erleichtert (Weber und Setz, 2011).

#### **Konfektionierte Geschiebe**

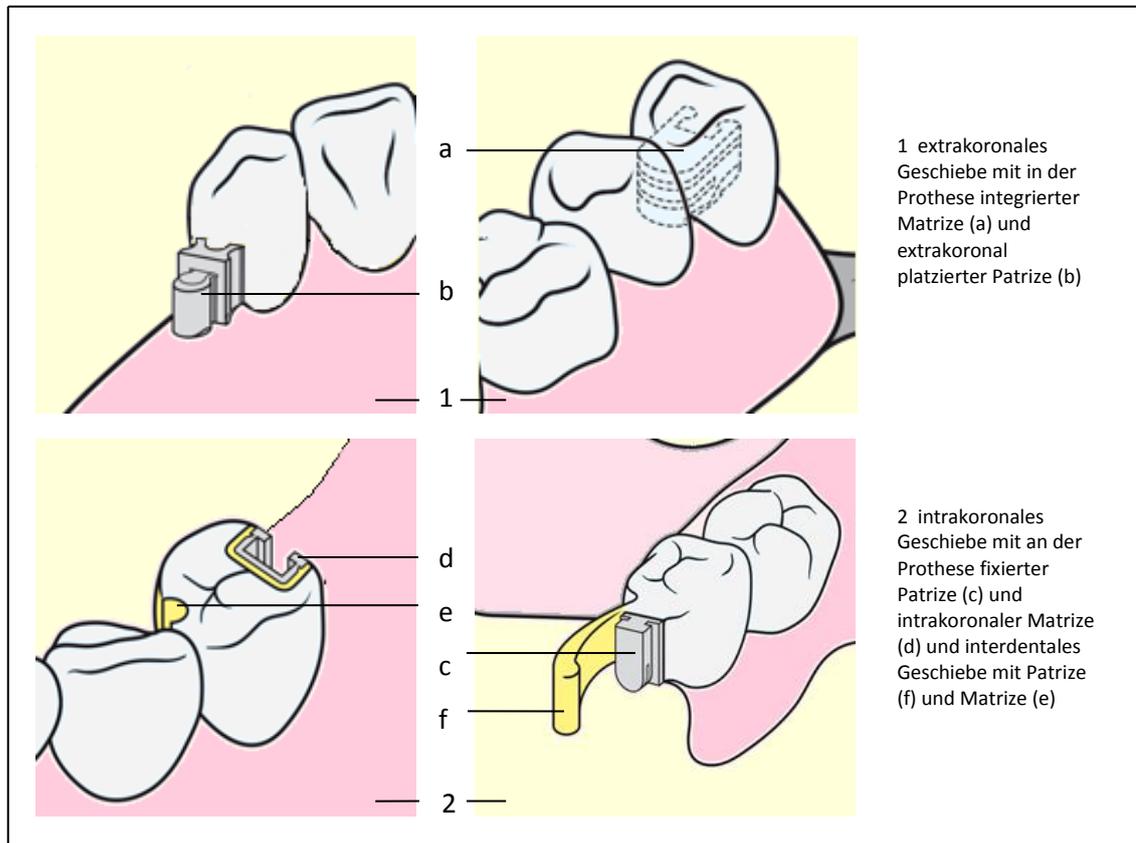
##### **Extrakoronale Geschiebe – außerhalb der Pfeilerkrone liegend**

Bei extrakoronale Geschieben befindet sich die Matrize in der Prothese, die Matrize wird sattelwärts am Pfeilerzahn befestigt und liegt völlig außerhalb der anatomischen Kronenform (Jenkins, 2000; Karau, 2002; Kuntze, 1998). Hierbei sollte bei der Platzierung der Matrize an der Krone auf die Reinigbarkeit der Gingiva zwischen Krone und Geschiebe geachtet werden, um die Entstehung von Gingivitiden zu verhindern (Weber und Setz, 2011).

Ein großer Vorteil der extrakoronale Geschiebe ist die geringe Gefahr der Pulpaschädigung. Durch die Lage des Primärteils außerhalb der Pfeilerkrone muss bei der minimalinvasiven

Präparation wenig Zahnhartsubstanz geopfert werden (Besimo und Blümli, 1999; Kuntze, 1998).

Im Vergleich zu intrakoronale Geschieben ist hier der Kraftangriffspunkt statisch ungünstig, was ausgedehnte Umlauffräsungen und Schubverteilungsarme dringend notwendig macht (Besimo und Bichweiler, 1987; Karau, 2002).



**Abb. 2:** Schematische Darstellung der Geschiebeklassifizierung  
(Quelle der Abbildungen: [www.wegold.de/produkte/konstruktionselemente](http://www.wegold.de/produkte/konstruktionselemente))

### Intrakoronale Geschiebe – innerhalb der Pfeilerkrone liegend

Hierbei muss in den Pfeilerzahn ein Kasten präpariert werden, 0,2 bis 0,6 mm tiefer und breiter als das entsprechende Geschiebe, damit die Matrize innerhalb der natürlichen Kronenkontur liegen kann (Jenkins, 2000). Liegt ausreichend Platz im Bereich der Pfeilerkrone vor, zum Beispiel auf Grund einer approximalen kariösen Läsion oder einer Füllung, überragt die Pfeilerkrone samt intrakoronalem Geschiebe die ursprüngliche Form des Pfeilerzahnes nicht. Liegt beim approximalen Präparieren keine kariöse Läsion oder Füllung vor, müsste für ein intrakoronales Geschiebe vermehrt gesunde Zahnhartsubstanz entfernt werden, um eine Überkonturierung der Pfeilerkrone zu verhindern (Kuntze, 1998; Schierz, 2004).

Um eine rein innerhalb der Kronenkontur liegende Position gewährleisten zu können, ohne übermäßig gesunde Zahnhartsubstanz opfern zu müssen, ist die Auswahl eines möglichst kleinen Geschiebes nötig. Dadurch verschlechtern sich jedoch auch die mechanischen Eigenschaften. Intrakoronale Geschiebe sind hygienisch günstig zu bewerten (Weber und Setz, 2011).

#### Interdentale Geschiebe – zwischen den Pfeilerkronen liegend

Interdentale Geschiebe liegen zwischen zwei Pfeilerkronen und werden bei verblockten Pfeilerkronen als sogenannte „Interlock-Geschiebe“ eingesetzt. Dort verhelfen sie zu zusätzlicher Retention und unterbinden das Aufbiegen von Schubverteilerarmen extra- oder intrakoronaler Geschiebe.

Auch hier ist die erschwerte Interdentalraumpflege bei verblockten Pfeilerkronen als Nachteil zu nennen (Karau, 2002; Kuntze, 1998).

### **1.2.3 Indikation**

Die Versorgung einer Freiendsituation bei frontaler Restbeziehung und höchsten ästhetischen Ansprüchen ist die klassische Indikation für einen partiellen Zahnersatz (Frenzel, 2002; Karau, 2002; Kuntze, 1998; Schmitt et al., 2012). Die Verbindung der herausnehmbaren partiellen Prothese folgt durch Geschiebe, distal an einer Frontzahnbrücke, welche die Restzähne polygonal miteinander verblockt (Graber, 1992; Preiskel, 1983). Ein großer Vorteil ist die Unsichtbarkeit der Geschiebe, die sich aus der Lage distal der Pfeilerkronen in geringer Dimensionierung ergibt. Im Vergleich zu einem partiellen Zahnersatz mit Teleskopen ist durch die mögliche keramische Verblendung und die weniger voluminöse Gestaltung eine bessere Ästhetik der Ankerkronen im Frontzahnbereich gewährleistet (Kuntze, 1998).

Eine andere Indikation, welche vor allem von amerikanischen Autoren bezeichnet wird, ist der Einsatz von Geschieben als „Druckbrecher“ in vielspannigen Brücken bei einer vielfach unterbrochenen Zahnreihe (Shillingburg und Fisher, 1973; Szara und Davis, 1995). Andere Untersuchungen haben ergeben, dass Geschiebe als „Druckbrecher“ aufgrund der hohen Eigenbeweglichkeit abzulehnen sind (Besimo und Bichweiler, 1987; Jung und Bussler, 1988).

Eine Versorgung mit Geschieben ist kontraindiziert, wenn einzelne Pfeilerzähne aufgrund einer parodontalen Vorschädigung eine unsichere Prognose aufweisen und somit der Verlust eines Pfeilerzahnes meist die gesamte Konstruktion gefährdet (Karau, 2002; Kuntze, 1998). Die sekundäre Verblockung, die bei Verlust einzelner Zähne auch die Erweiterung des Zahnersatzes ermöglicht, ist hier als Vorteil von telekopierendem Zahnersatz als Alternative zu sehen (Kammertons, 1988).

#### **1.2.4 Anforderungen**

Folgende Anforderungen werden an Geschiebe gestellt:

Stützfunktion

Retentionsfunktion

Führungsfunktion

Kippmeiderfunktion

Schubverteilerfunktion (Karau, 2002; Kuntze, 1998; Schierz, 2004).

Genauso werden eine lange Lebensdauer, Qualität, Präzision und ein wirtschaftlicher Preis als Forderungen an moderne Geschiebe gestellt.

Für den Patienten wichtige Anforderungen sind einfache Ein- und Ausgliederung, ebenso wie gute Reinigbarkeit und eine zufrieden stellende Ästhetik (Rübeling et al., 2000).

Um die Friktion langfristig garantieren zu können, müssen verschleißanfällige Komponenten austauschbar oder aktivierbar gestaltet werden (Schierz et al., 2003; Weber und Setz, 2011).

#### **1.2.5 Geschiebewerkstoffe**

Für die Geschiebe-Bauteile kommen verschiedene Werkstoffe zum Einsatz. Neben Edelmetall-Legierung, meist hochgoldhaltige Legierungen, sind das auch Titan, Nichtedelmetalle, wie Kobald-Chrom und Kunststoff (Frenzel, 2002; Jenkins, 2000; Karau, 2002; Krennmair et al., 2014; Schierz et al., 2003).

Eine Gruppe von häufig im zahntechnischen Alltag eingesetzten Werkstoffen stellen die hochgoldhaltigen Legierungen dar. Zahlreiche klinische Studien, sowie Laborstudien und Erfahrungen in der Praxis in den letzten Jahrzehnten dokumentieren die gute Bioverträglichkeit und bewährte Anwendung dieser Legierungen (Hachenberg, 2009; Schwall und Lucka, 2007).

Bei der Verwendung hochgoldhaltiger Legierungen zur Attachmentherstellung zeigen sich langfristig gute Materialeigenschaften mit wenig Retentionsverlust (Branchi et al., 2010; Holst et al., 2006). Eine gemeinsame Nutzung von Titan als Patrizenmaterial und hochgoldhaltigen Legierungen als Material für Matrizen scheint hierbei langfristig annähernd gleichbleibende Retentionswerte zu sichern (Wolf et al., 2009).

Titan und Titanlegierungen sind aufgrund seiner vorteilhaften Eigenschaften in der Implantologie und Prothetik der bioverträglichste Werkstoff und für diese Anwendung nicht mehr wegzudenken (Sernetz, 1995; Wirz et al., 1995; Yilmaz et al., 1997).

Die Fertigungsverfahren Gieß- und CAD/CAM-Technologie und die Anwendung von Funkenerosion haben Einfluss auf die Eigenschaften des verwendeten Werkstoffes. Hierbei ist

der Indikationsbereich der CAD/CAM-Technologie schmäler, als der der Gießtechnologie (Cramer von Clausbruch, 2005; Mähr, 1996; Wirz, 1994). Durch die Funkenerosion wird eine Passungsverbesserung erreicht, was wiederum einen spannungsfreieren Sitz nach sich zieht (Hopp et al., 2003). Bei einem Präzisionsgeschiebe, hergestellt mit Funkenerosion und durch Laserschweißen befestigt, treten keine Korrosionsprobleme und kein „Metallgeschmack“ aufgrund der Verwendung mehrerer Metalle auf, somit wird eine hochwertige Geschiebequalität ermöglicht (Kolmer und Schäfer, 1997; Mähr, 1996). Auch Unverträglichkeitserscheinungen gegenüber Titan sind nicht bekannt, somit ermöglicht sich auch eine teilprothetische Versorgung von Patienten mit Überempfindlichkeiten gegenüber Metallen und Legierungen (Wirz et al., 1994; Wirz et al., 1995).

Kunststoffe werden in der Geschiebetechnik als austauschbare und aktivierbare Matrizeneinsätze genutzt. Als Beispiele sind die in dieser Untersuchung genutzten Präzisionsgeschiebe Vario Soft 3 und Vario Soft 3 mini (Bredent, Senden, D) und Mini-SG® und M-SG® Star 2 (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH) als Auswahl zu nennen. Hierbei handelt es sich um biokompatible mundbeständige Kunststoffe, die laut Hersteller als Kunststoffmatrize eine gleichmäßigere, geringere Belastung für parodontal geschwächte Ankerzähne herbeiführen sollen. Außerdem kann durch unterschiedliche Friktionen der Matrizen ein patientenindividueller Halt des Zahnersatzes eingestellt werden. Außerdem zeichnen sich Geschiebe mit Kunststoffmatrizen durch guten Tragekomfort für den Patienten aus (Alsabeeha et al., 2011; BREDENT, 2005; Cendres+Métaux, 2015b; Frenzel, 2002; Kuntze, 1998; Schierz et al., 2003).

Nichtedelmetalllegierungen werden in der Geschiebeprothetik bei der Verwendung heterogener Reibungspartnern genutzt. Hier sollte der formgebende Teil, die Matrize, aus einem Werkstoff mit höherem Elastizitätsmodul (Nichtedelmetalllegierung) bestehen und somit formbeständiger sein, als der Teil der Matrize, die aus einer anpassungsfähigeren Edelmetalllegierung oder Kunststoff mit niedrigerem Elastizitätsmodul besteht (Kuntze, 1998). Häufig werden Kobalt-Chrom-Nichtedelmetalllegierungen verwendet.

### **1.2.6 Passung, Verschleiß und Aktivierung von Geschieben**

Bei Geschieben wird am häufigsten das Prinzip der Haftreibung genutzt. Somit kann die Hauptaufgabe der parallelwandigen Geschiebeflächen, eine ausreichende und physiologisch tolerierbare Friktionskraft des partiellen Zahnersatzes technisch zuverlässig und dauerhaft zu gewährleisten, am besten realisiert werden. Um die gewollte Übergangspassung der Geschiebeanteile zu erreichen, ist eine hohe Präzision zwischen Matrize und Matrize erforderlich (Karau, 2002; Körber, 1995; Ludwig et al., 2003).

Die Größe der Haftreibung ist dabei von mehreren Einzelfaktoren abhängig (Schierz, 2004; Spang, 1981): Die absolute Größe der Berührungsflächen von Matrize und Patrize, die Länge des Reibungsweges, Härte und Elastizität der verwendeten Materialien und die Präzision und Glätte, mit der sich die Reibungsflächen berühren und der damit entstehende Druck während des Aufeinandergleitens.

Die parallelwandigen, formkongruenten Kontaktflächen der Geschiebeteile verursache eine Haft- und Gleitreibung bis zum vollständigen Trennen von Matrize und Patrize. Allerdings reduziert sich beim Trennen der Geschiebeteile die Haftreibung aufgrund der geringer werdenden Reibungsflächen beständig, wobei die Länge des Reibungsweges enorm auf die Größe der Haftkraft einwirkt. Diese Haftung der Geschiebeteile wird Friktion genannt, im Idealfall wird bei deren Verschiebung gegeneinander kein Abrieb an den Parallellflächen verursacht (Frenzel, 2002; Karau, 2002; Kuntze, 1998; Schierz, 2004).

Verschleißerscheinungen an Geschieben werden durch Materialermüdung und Abrasion an den Parallellflächen verursacht und führen zum Nachlassen der Friktion. So wandelt sich die gewollte Übergangspassung zwischen den Reibungspartnern schrittweise in eine Spielpassung mit geringer oder sogar ohne jegliche Friktion um. Der Verschleiß ist dabei von den Belastungsformen, der Konstruktion selbst und von den verwendeten Materialien der Reibungspartner abhängig. Bei homologen Reibungspartnern sollte auf eine gute Toleranz der Reibungsbewegung geachtet werden, sodass ein nur geringer Substanzverlust auftritt, z.B. hochgoldhaltige Legierungen. Bei heterogenen Reibungspartnern sollte berücksichtigt werden, dass der Anteil mit einem niedrigeren Elastizitätsmodul möglichst auswechsel- oder aktivierbar ist, oder mindestens nicht als formgebender Anteil (Patrize) genutzt wird (Bayer et al., 2009; Frenzel, 2002; Kuntze, 1998; Ludwig et al., 2003). Bisherige Untersuchungen zum Verschleißverhalten paralleler Geschiebe haben gezeigt, dass bei der Reibungspaarung Metall-Metall mit einem höheren verschleißbedingten Haftungsverlust zu rechnen ist, als bei Geschieben mit Kunststoffeinsätzen (Besimo et al., 2001; Koeck et al., 1993; Wichmann und Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999a). Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen zeigten nach mehreren tausend Füge- und Trennzyklen kaum Retentionsverlust, während es bei den reinen Metallgeschieben schon nach einigen hundert Zyklen zu Retentionsverlust kam (Strub et al., 2011a).

Retentionsverlust durch Verschleißerscheinungen der Geschiebeteile führt klinisch zu einem verminderten Prothesenhalt und somit zu zunehmender Beweglichkeit des Zahnersatzes.

Daraus folgt eine erhöhte und ungehinderte Belastung des Prothesenlagers und der Pfeilerzähne (Karau, 2002).

Um diesen Retentionsverlust auszugleichen, gibt es bei einem Teil der auf dem Markt vorhandenen Geschiebe verschiedene Möglichkeiten der Aktivierung, deren Anwendung zur vollständigen oder teilweisen Wiederherstellung der ursprünglichen, gewünschten patientengerechten Retention führen sollte (Kuntze, 1998; Rübeling et al., 2000).

#### Aktivierung durch Verkleinerung des Matrizenlumens

Unter dieser Art der Aktivierung versteht man das Zusammendrücken oder Quetschen der Matrize, wodurch das Lumen verkleinert und somit die Haftkraft zwischen Matrize und Patrize gesteigert wird. Hierbei wird allerdings nur eine punktuelle, keine flächige Anlagerung erreicht, demzufolge ist keine dauerhafte Wiederherstellung der Retention zu erwarten. Außerdem ist diese Aktivierungsform nur bei extrakoronaler Geschiebelokalisation umsetzbar (Karau, 2002; Schierz, 2004).

#### Aktivierung durch Spreizung der Patrize

Die Längsteilung der Patrize macht deren Spreizung und somit die Relativierung des Retentionsverlustes möglich. Die Spreizung kann keilförmig durch Aktivierungsinstrumente oder Schrauben erfolgen und führt zu flächiger Aktivierung dieser Geschiebe (Kuntze, 1998; Schierz, 2004). Allerdings ist ein tatsächliches Erreichen der ursprünglichen Friktion durch paralleles Aktivieren konstruktionstechnisch nicht möglich, sondern es wird eine Presspassung zwischen Matrize und Patrize erreicht (Rübeling et al., 2000).

#### Aktivierung durch federnde Metallzungen

Hierbei werden durch Spaltungen der Patrize federnde Lamellen erzeugt, die durch Spreizung mit speziellen Aktivierungsklingen eine erhöhte Reibung zwischen den Kontaktflächen erzeugen. Jedoch ist die Friktion dabei auf die kleine Fläche der Lamellen begrenzt, was nach weiterem Verschleiß zeitnah zu erneutem Retentionsverlust führt (Karau, 2002).

#### Parallelwandiges Aktivieren

Diese Aktivierungsform funktioniert nach dem Prinzip einer Schraubzwinge. Aktivierungsschraube und -konus bilden wie beim SAE-Präzi-T-Geschiebe (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, D) funktionell eine Einheit, was zu einer seitengleichen symmetrischen Ausdehnung der Patrize führt. Durch die erneut entstehende flächige Friktion muss weniger aktiviert werden, es entsteht eine gleichmäßigere Druckverteilung und daraus eine verbesserte Statik der Pfeilerzahnbelastung (Rübeling et al., 2000).

### Aktivierung durch Auswechseln retentiver Geschiebeteile

Wahlweise können Geschiebeelemente auswechselbar gestaltet werden, wobei durch gezielte Materialauswahl der überwiegende Verschleiß im austauschbaren Patrizenteil Voraussetzung ist. Die Patrizie ist dabei mittels einer Schraube an einem in die Prothese eingearbeiteten Retentionselement fixiert und kann nach Retentionsverlust durch eine neue Patrizie ersetzt werden (Karau, 2002; Kuntze, 1998).

### Aktivierung bei Geschieben mit Kunststoffeinsätzen

Einen anderen Ansatz stellen konfektionierter Geschiebe mit mundbeständigen Kunststoffeinsätzen dar, die in einem Metallgehäuse als Matrize fixiert werden. Ebenso ist die Patrizie aus Metall gefertigt (Kuntze, 1998).

Es werden zwei Möglichkeiten zur Wiederherstellung der Retention angeboten. Zum einen kann das Lumen der Kunststoffmatrizen durch eine Aktivierungsschraube im konfektionierten Gehäuse verändert werden, was zu einer schrittweisen Aktivierung genutzt werden kann, wie zum Beispiel M-SG® Star 2, Mini-SG® Plus, CM-Box® und SG®-Geschiebe (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH).

Zum anderen werden Kunststoffeinsätze mit unterschiedlichen Friktionswerten angeboten, die patientenindividuell ausgewählt und bei Verschleiß ausgetauscht werden können (Schierz, 2004). Die unterschiedlichen Friktionen werden hierbei durch verschiedene Dimensionierung erreicht und sollen durch gedämpfte Kraftübertragung zu verringertem Frakturrisiko der Zahnwurzel führen. Der einfache Austausch der Friktionseinsätze stellt außerdem eine kostensparende Alternative in der Geschiebetechnik dar. Als Beispiele sind Vario Soft 3 und Vario Soft 3 mini (Bredent, Senden, D), Mini-SG® (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH) und Sim-tec (SI-tec GmbH Dental-Spezialartikel, Herdecke, D) zu nennen (Wegold, 2014/2015).

## **1.3 Verschleißsimulation und Abzugskraftmessung**

In bisherigen Veröffentlichungen werden verschiedene Methoden zur In-vitro-Simulation des Füge- und Trenn-Ablaufs bei Ein- und Ausgliederung von Prothesen beschrieben.

Die verwendete Gängelmaschine, an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg in Zusammenarbeit mit dem früheren Institut für Medizinische Physik und Biophysik entwickelt, wurde erstmals im Jahr 2001 von KNÖSEL eingesetzt. Bestehend aus Grundplatte mit Motor, daran ein vertikaler Träger mit Schlitten und Gewichten, kann mit der Gängelmaschine eine reproduzierbare Bewegung gewährleistet werden. Durch einen Seilzugmechanismus kann die Ein- und Ausgliederung über einen Schrittmotor präzise simuliert werden und die Kraft bei den Belastungszyklen durch Gewichte eingestellt werden. Um die In-vitro-Bedingungen den

natürlichen Bedingungen im Mund möglichst nahe zu kommen, kann ein Speichelbad integriert werden (Hornung, 2007; Knösel, 2001).



Abb. 3: Universalprüfmaschine Z10, mit welcher die Zugversuche durchgeführt wurden

Untersuchungen von endodontisch verankerten und implantatgetragenen Kugelattachments und Locatoren erfolgte mit einer Lastwechselapparatur, bestehend aus Elektromotor, der durch ein Getriebe mit einem beweglichen Schlitten verbunden war, und einem feststehenden Block, welcher auf die Einführrichtung der Verankerungselemente eingestellt werden konnte. Die Bewegungen des Schlittens wurden durch einen Impulsgeber im Getriebe erfasst (Besimo et al., 2004; Mannes, 2013).

Auch bei anderen Studien zur Testung von konfektionierten und individuellen Halteelementen unter In-vitro-Bedingungen wurde für ein mehrtausendfaches Fügen und Trennen eine spezielle Lastwechselapparatur verwendet (Besimo et al., 2001; Dhayat, 2012).

Bei der Untersuchung verschiedener Attachments auf ihren Retentionsverlust wurde von GOZNELI et al. eine speziell entwickelte Füge-Trenn-Vorrichtung als Verschleißsimulator genutzt. Für den Retentionstest wurden sechs Proben je Attachmentsystem vorbereitet und im 25°C warmen destillierten Wasser axial getrennt und wieder gefügt. Dabei wurde die Retentionskraft initial und anschließend nach 10, 100, 500, 1000, 2500, 5000 und 10000 erfasst (Gozneli et al., 2013).

Auch BAYER et al. testete vier unterschiedliche Attachmentsysteme auf ihr Retentionsverhalten. Je System wurden 10 Attachments Trenn- und Füge-Zyklen unterzogen

und nach 10000 Simulationen auf Veränderung Ihrer Retention untersucht (Bayer et al., 2009). Ebenso zeigen eine große Zahl anderer Studien zu Retentionsverhalten bei Attachments Untersuchungen nach 10000 Füge- und Trenn-Zyklen (Bayer et al., 2009; Besimo und Guarneri, 2003; Gozneli et al., 2013; Hagner et al., 2006; Holst et al., 2006; Jauernig, 2010; Kuntze, 1998; Ludwig et al., 2003). Einige Studien wurden mit deutlich weniger Simulationszyklen durchgeführt, andere Studien wiederum untersuchten beispielsweise verschiedene Attachments auf Retentionsverhalten nach 5500 simulierten Zyklen (Botega et al., 2004; Branchi et al., 2010; Walton und Ruse, 1995), aber auch 15000 Simulationszyklen werden häufig gewählt (Rutkunas et al., 2007; Setz et al., 1998).

Die in dieser Studie verwendete Universalprüfmaschine der Firma Zwick und ähnliche Universalprüfmaschinen fanden häufig Anwendung bei der Messung von Abzugskräften (Akaltan und Can, 1995; Arnold, 2013; Bekes, 2003; Breeding et al., 1996; Chung et al., 2004; Jauernig, 2010; Rudolph, 2006; Walton und Ruse, 1995; Williams et al., 2001), aber auch Federkraftmesser wurden genutzt (Burns et al., 1995; Epstein et al., 1999; Hornung, 2007).

## 2 Zielstellung

Bei der Versorgung eines Restgebisses mit partiellem Zahnersatz wird eine möglichst starre Lagerung der Prothesensättel gewünscht. Dies kann durch Verankerungselemente wie Geschiebe, Doppelkronen und Stege erreicht werden (Ludwig, 1983; Preiskel, 1973). Kommt es jedoch durch Verschleißerscheinungen zu einem Retentionsverlust, können auch diese Verankerungselemente mehrere Freiheitsgrade aufweisen und eine unkoordinierte Bewegung des Prothesensattels zulassen. Daraus ergeben sich negative Auswirkungen auf das Prothesenlager und die Pfeilerzähne (Hofmann und Seiler, 1988).

In früheren Studien wurde das Verschleißverhalten von Geschieben mit Kunststoffeinsätzen mit dem von konfektionierten Metallgeschieben verglichen. Hierbei zeigten Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen gegenüber reinen Metallgeschieben unter simulierter Alterung stets deutlich weniger Retentionsverlust (Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999a; Wichmann und Kuntze, 1999b) .

Ziel der vorliegenden Studie ist die Erfassung des Retentionsverhaltens verschiedener häufig verwendeter Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen und deren Vergleich untereinander. Hierbei sollen die von den Herstellern angegebenen Ausgangsretentionen geprüft und anschließend das Verschleißverhalten der Geschiebe unter simulierter Langzeitbelastung in Bezug auf auftretenden Retentionsverlust untersucht werden. Ein Rückschluss auf klinisch empfehlenswerte Geschiebe mit Kunststoffmatrizen wird erhofft.

### 3 Material und Methodik

In dieser Untersuchung wurden extrakoronale Geschiebe mit Kunststoffmatrizen der Firmen Cendres+Métaux und Bredent untersucht. Die folgenden Konstruktionselemente wurden auf ihre initialen Retentionswerte und ihre Retentionswerte nach Verschleiß durch Langzeitbelastung geprüft.

#### 3.1 Zu untersuchende Geschiebesysteme

**Mini-SG®** (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH)

Dieses extrakoronale Geschiebe kann durch vier verschiedene Kunststoffmatrizen justiert und damit auf jeden Patienten individuell abgestimmt werden. Die Matrizen werden aus „Galak“ hergestellt, einem mundbeständigen Kunststoff. Diese Friktionseinsätze sind als Verschleißteile definiert und sollten somit vorsorglich jährlich durch den Zahnarzt erneuert werden. Die Matrizenrohlinge bestehen aus „Korak“, einem vollständig ausbrennbarem Kunststoff, und werden später aus NEM gegossen. Die Matrizengehäuse sind aus einer korrosionsbeständigen NEM-Legierung gefertigt und können angegossen oder eingeklebt werden.

Die Indikationen des Geschiebes liegen bei dental und dental-gingival gelagertem Zahnersatz, wie zum Beispiel bei Schaltprothesen oder Prothesen kombiniert mit einem Schalt- und einem Freundteil (Cendres+Métaux, 2009).



Abb. 4: Mini-SG®-Geschiebesystem: Matrizenrohling, Matrizengehäuse und Kunststoffmatrizen rot und gelb (v.l.n.r.)

**M-SG® Star 2** (Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH)

Dieses extrakoronale Geschiebe zeichnet sich durch zwei auswechselbare Kunststoffmatrizen und einer Schraubenaktivierung aus, wodurch eine noch feinere individuelle Abstimmung auf den Patienten möglich ist. Auch bei diesem Konstruktionselement bestehen die Matrizen aus „Galak“ und sollten bei der jährlichen Kontrolle durch den Zahnarzt ausgetauscht werden. M-SG® Star 2 besitzt einen integrierten Schubverteiler, was das Herstellen eines individuell gefrästen Schubverteilers erspart. Gleichzeitig gewährleistet die schmale Dimension die Platzierung auch bei eingeschränkten Platzverhältnissen. Die Patrize aus „Korak“ (rückstandslos ausbrennbarer Kunststoff) dient zur Herstellung dieser aus der Kronenlegierung. Ebenso sind die Patrizen aber auch aus Ceramicor® zum Angießen oder aus Yelor® zum Anlasern zu erhalten. Das Matrizengehäuse aus Reintitan kann in die Prothese eingeklebt oder einpolymerisiert werden (Cendres+Métaux, 2015a; Wegold, 2014/2015). Das Geschiebesystem wurde mit inaktiver Schraube geprüft, um einer Verfälschung beim Vergleich der Geschiebesysteme untereinander vorzubeugen.



Abb. 5: M-SG® Star 2-Geschiebesystem: Patrizenrohling, Matrizengehäuse und Kunststoffmatrizen lila und orange (v.l.n.r.)

### **Vario Soft 3** (Bredent, Senden, D)

Dieses extrakoronale Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen bietet Multieinsatzmöglichkeiten für Matrizen unterschiedlicher Friktion (Dengel, 1998). Dadurch kann das Geschiebe individuell auf den Patienten eingestellt und nach Bedarf verändert werden. Patrizen und Matrizengehäuse werden in Wachs geliefert, um anschließend aus NEM gegossen werden zu können. Es stehen sechs verschiedene Kunststoffmatrizen zur Verfügung, welche untersucht wurden: drei Soft Matrizen, welche seit Jahren bewährt sind und hohen Tragekomfort für den Patienten garantieren, und drei Soft Soft Matrizen, welche durch weicheren Kunststoff geringe Divergenzen und Verarbeitungsungenauigkeiten ausgleichen sollen (BREDENT, 2005).



**Abb. 6:** Vario-Soft-3-Geschiebesystem: Kunststoffmatrizen grün, gelb und rot und Matrizengehäuse- und Patrizenrohling aus Wachs (v.l.n.r.)

### **Vario Soft 3 mini** (Bredent, Senden, D)

Hierbei handelt es sich um ein Geschiebesystem mit Kunststoffmatrizen ohne Schubverteiler. Die zierliche Form und die drei patientenindividuellen Softfriktionen sollen laut Hersteller sicheren Halt, selbst bei beengten Platzverhältnissen bieten. Das Sortiment besteht aus Wachspatrizen und Wachsmatrizengehäusen, welche für die Überführung in NEM dienen. Die drei farblich verschiedenen Kunststoffmatrizen weisen unterschiedliche Friktionen auf: grüne Matrize - reduzierte Friktion, gelbe Matrize - normale Friktion, rote Matrize - starke Friktion (BREDENT, 2005).

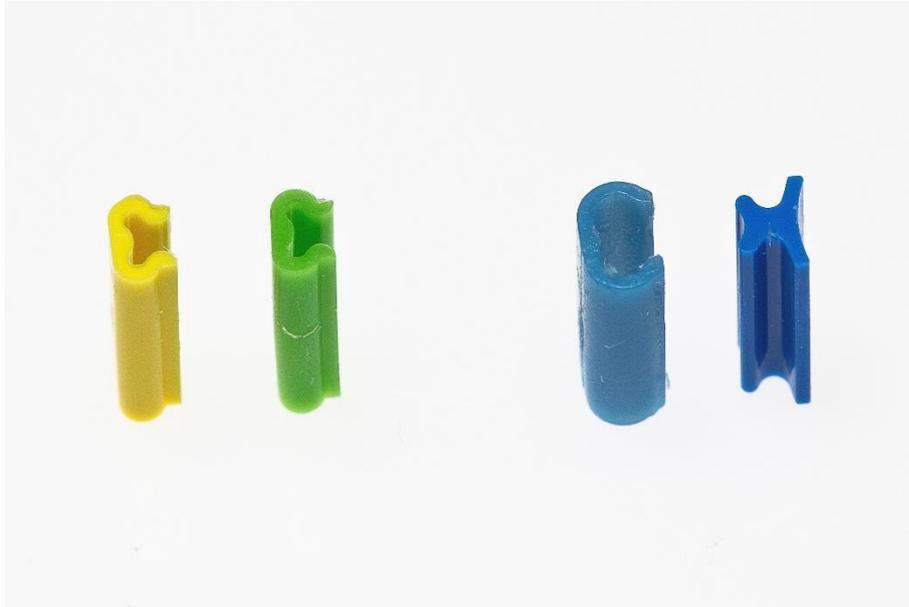


Abb. 7: Vario-Soft-3-mini-Geschiebesystem: Kunststoffmatrizen gelb und grün und Matrizengehäuse- und Patrizenrohling aus Wachs (v.l.n.r.)

### 3.2 Herstellung der Proben

In Vorbereitung der Untersuchung war es erforderlich, Patrizen und Matrizengehäuse aus Kunststoff in das Kobalt-Chrom-Nichtedelmetall Heraenium<sup>®</sup> P (Zusammensetzung: Kobalt 59 %, Chrom 25 %, Molybdän 4 %, Wolfram 10 %, Mangan 0,8 %, Silicium 1 %, Nitrogen 0,2 %) zu überführen.

Jeder Patrizenrohling wurde mit dem Modellierwachs THOWAX (YETI Dental, Engen, D) an einer RN synOcta<sup>®</sup>-Kunststoffkappe, Höhe 10mm, ausbrennbarer Kunststoff (Straumann, Freiburg, D) festgewachst. Das kunststofffreie THOWAX ermöglicht ein rückstandsloses Ausbrennen und durch seinen Erstarrungspunkt von 57,3°C und schnelles Abkühlen ein zügiges Arbeiten. Die Verbindung zum Gusskanal-Wachsprofil (DENTAURUM, Ispringen, D) mit 3,5 mm Durchmesser erfolgte mit den vorgeformten Gusssteg-Verbindungen Quick Sprues<sup>™</sup> (Belle De St Claire, Oraneg, USA), welche den einheitlichen Abstand der Wachsformen zur Wand der Gussmuffel und somit gleichmäßig dichte und vollständige Gussstücke sicherte.

Die ausbrennbaren Wachs-Matrizengehäuse der Geschiebesysteme Vario Soft 3 und Vario Soft 3 mini wurden mit dem selbsthärtenden Modellierkunststoff GC Pattern Resin LS (GC GERMANY, München, D) angestiftet und ebenfalls durch Quick Sprues<sup>™</sup> mit dem Gusskanal-Wachsprofil (DENTAURUM, Ispringen, D) verbunden. GC Pattern Resin LS zeichnet sich durch

geringe Polymerisationsschrumpfung, kurze Abbindezeit und ein rückstandsloses Ausbrennen aus. Die Geschiebe-Technik gehört neben der Implantat-, Kronen- und Brückentechnik zu den Anwendungsbereichen des Modellierkunststoffes, welcher aus Pulver und Flüssigkeit gemischt wird. Hierbei ist das Pulver aus Polymethylmethacrylat, Polyethylmethacrylat und Dibenzoyl Peroxid und die Flüssigkeit aus Methylmethacrylat und 2-Hydroxyethyl-Methacrylat zusammengesetzt. Alle Wachsarbeiten wurden mit dem elektrischen Wachsmesser Waxtip (DeguDent, Hanau, D) durchgeführt.

Matrizengehäuse der Firma Bredent und Patrizen der Firmen Bredent und Cendres+Métaux aus ausbrennbarem Kunststoff und Wachs wurden in HERAVEST<sup>®</sup> Onyx (Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet. Diese phosphatgebundene, grafitfreie Nichtedelmetall-Einbettmasse aus Quarz und Cristobalit eignet sich vor allem für die Kronen- und Brückentechnik. Laut Hersteller zeichnet sich dieses Produkt durch ausgezeichnetes Fließverhalten und eine glatte Oberfläche aus. Das Einbettmassepulver wird mit Investment BS Liquid 1 (Heraeus Kulzer, Hanau, D) angemischt. Nach der Abbindezeit wurden sie im Vorwärmofen Elektro Therm (Linn High Therm, Eschenfelden, D) bei 950°C ausgebrannt. Anschließend erfolgte das Gießen der Proben mit Hilfe der Druckgusschleuder Prestomat compact (DeguDent, Hanau, D) bei 1550°C Gießtemperatur in Heraenium<sup>®</sup> P (Heraeus Kulzer, Hanau, D). Die Kobalt-Chrom-Nichtedelmetalllegierung Heraenium<sup>®</sup> P (Zusammensetzung: Kobalt 59 %, Chrom 25 %, Molybdän 4 %, Wolfram 10 %, Mangan 0,8 %, Silicium 1 %, Nitrogen 0,2 %) eignet sich besonders für Einzelkronen und Brücken. Nach Angaben der Heraeus Kulzer GmbH ist Heraenium<sup>®</sup> P korrosionsbeständig, leicht polierbar und körperverträglich. Für die Verarbeitung der Legierung wird die hier verwendete Heraeus Einbettmasse HERAVEST<sup>®</sup> Onyx empfohlen.

Nach Abkühlen und Ausbetten wurden die Probenkörper streng nach Arbeitsanleitung im Ultraschallbad gereinigt und an den Außenflächen wenn nötig mit dem Edelkorund-Abstrahlmittel Korox<sup>®</sup> (BEGO, Bremen, D) abgestrahlt, welches eine große Härte aufweist und dadurch bis zum völligen Verschleiß scharfkantig bleibt. Zum groben Ausarbeiten wurden die Hartmetallfräsen HM 460 GX 010 und HM 460 GX 023 (Meisinger, Neuss, D) verwendet. Das feine, diffizile Ausarbeiten wurde mit der Hartmetallfräse HM 71 MF 010 (Meisinger, Neuss, D) durchgeführt. Die Parallelfräsung geschah wenn nötig zur Feinstkorrektur mit den Hartmetallfräsen HM 486 GX 015 und HM 486 F 015 (Meisinger, Neuss, D), eingespannt in ein Fräsggerät F1 (DeguDent, Hanau, D). Die Politur erfolgte mit Miniatur-Polierbürsten aus Ziegenhaar, Durchmesser 19 mm (Henry Schein, Langen, D) und Polierpaste P2 (Polirapid, Singen, D).

Die Befestigung der Patrizen in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) und in der

Gängelmaschine erfolgte mit Hilfe des Standard-Implantats Regular Neck, Durchmesser 4,8 mm (Straumann, Freiburg, D). Auf dieses wurde das Sekundärteil RN synOcta<sup>®</sup> 1.5 Verschraubt aus Titan gesetzt. Die gegossene Kappe mit Patrize konnte nun mit dem Implantat verschraubt werden.

### 3.3 Methodik

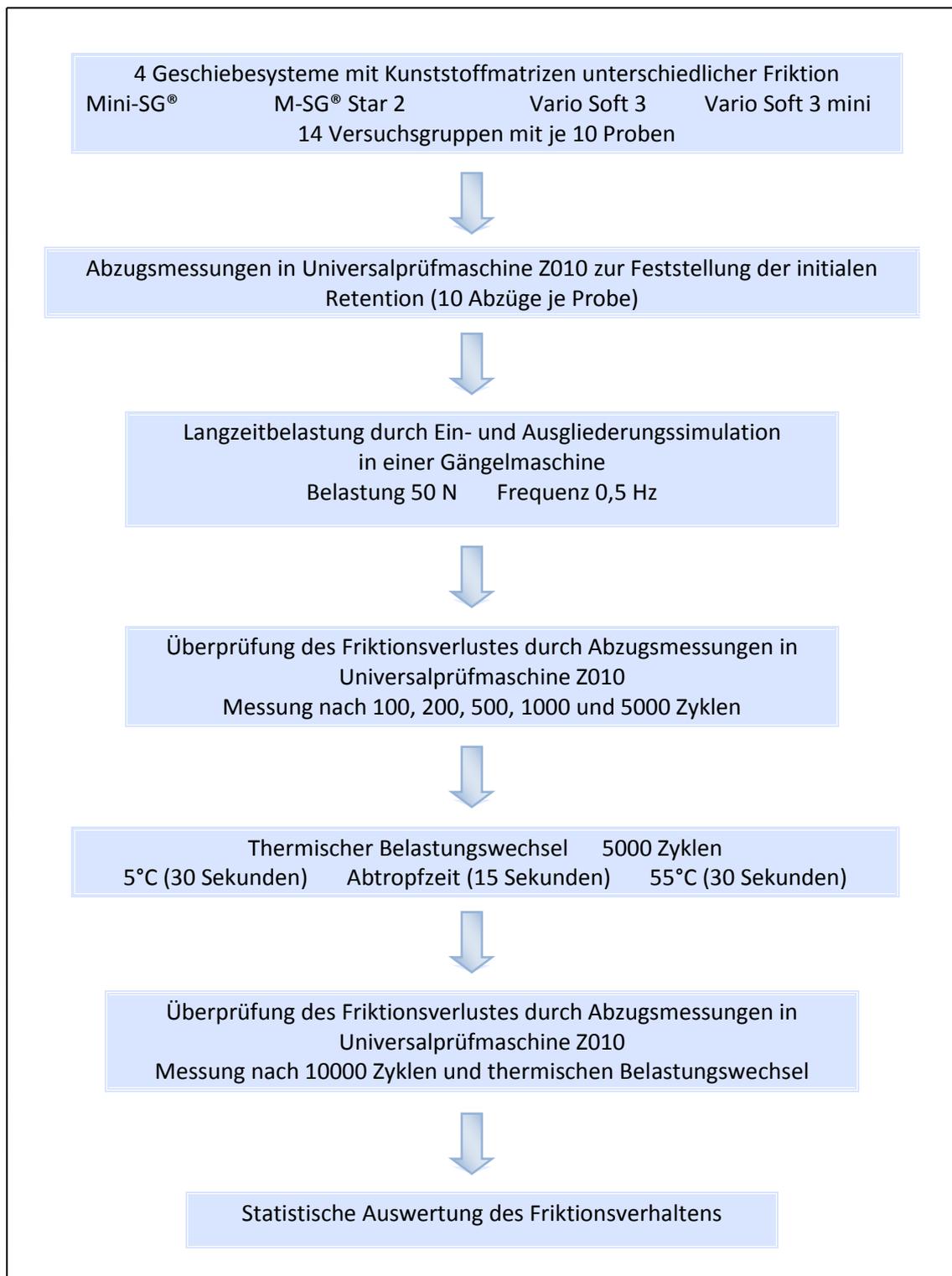


Abb. 8: Flussdiagramm der Methodik

Die Kunststoffmatrizen wurden in 14 Versuchsgruppen, bestehend aus je 10 Proben, aufgeteilt.

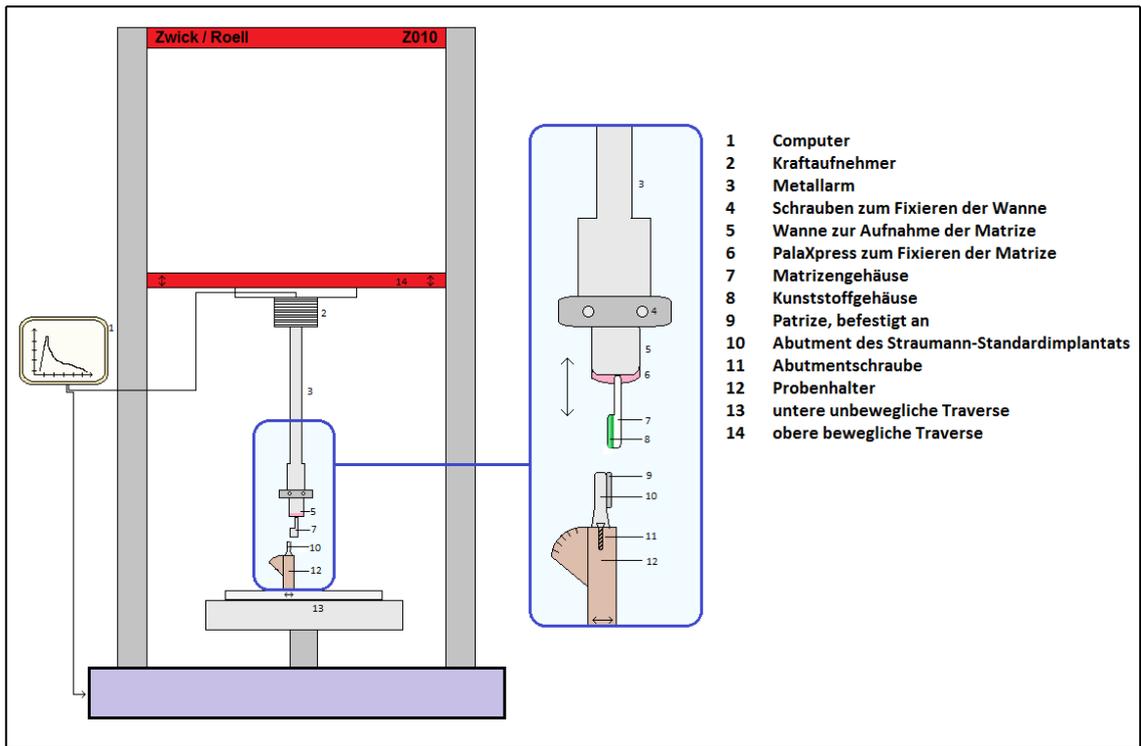
**Tab. 1:** Einteilung der Versuchsgruppen für die Langzeitbelastung

Versuchsgruppe	Geschiebesystem und Farbe	Friktion laut Hersteller	Anzahl
Gruppe 1	Mini-SG® gelb	≈ 3 N	10
Gruppe 2	Mini-SG® rot	≈ 6 N	10
Gruppe 3	Mini-SG® grün	≈ 9 N	10
Gruppe 4	Mini-SG® blau	≈ 12 N	10
Gruppe 5	M-SG® Star 2 orange	≈ 1 N	10
Gruppe 6	M-SG® Star 2 violett	≈ 5 N	10
Gruppe 7	Vario Soft 3 grün	≈ 4 N	10
Gruppe 8	Vario Soft 3 gelb	≈ 6 N	10
Gruppe 9	Vario Soft 3 rot	≈ 8 N	10
Gruppe 10	Vario Soft 3 hellgrün	≈ 4 N	10
Gruppe 11	Vario Soft 3 hellgelb	≈ 6 N	10
Gruppe 12	Vario Soft 3 hellrot	≈ 8 N	10
Gruppe 13	Vario Soft 3 mini grün	≈ 4 N	10
Gruppe 14	Vario Soft 3 mini gelb	≈ 6 N	10

### 3.3.1 Durchführung der Zugversuche

Zunächst wurde die Haftkraft von je 10 neuen, unbehandelten Kunststoffmatrizen jeder Versuchsgruppe mit einer Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) in Kombination mit der Prüfsoftware testXpert II gemessen. Die Zugmaschine besitzt eine obere bewegliche Traverse und einen unteren unbeweglichen Teil, an dem die Matrizen mit Hilfe eines Standard-Implantats (Straumann, Freiburg, D) befestigt wurden. An der oberen Traverse wurde ein Metallarm mit Wanne befestigt, in der das jeweilige Matrizengehäuse mit dem Universal-Prothesenkunststoff PalaXpress® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet wurde. Dieses Gehäuse hielt die jeweilig zu prüfende Kunststoffmatrize.

Um die Haftkraft der Matrizen zu bestimmen, wurde jede Probe jeweils 10-mal von einer fixierten Matrize in strenger Achsrichtung abgezogen. Hierbei gibt die maximale Kraft, die nötig ist um die Geschiebeteile zu trennen, die Retention der Matrize an.



**Abb. 9:** Schematische Darstellung des Versuchsaufbaus zur Haftkraftmessung

Der Abzug erfolgte mit einer Vorkraft von 0,1 N. Die Prüfgeschwindigkeit betrug 50 mm/min nach oben, somit übte sie eine Zugkraft auf die Probe aus. Die maximale Längenänderung richtete sich nach der Länge des Geschiebesystems, die Geschiebeteile wurden bei der Untersuchung vollständig getrennt.



**Abb. 10:** Geschiebe vor dem Zugversuch vollständig gefügt



**Abb. 11:** Geschiebe während des Zugversuches



**Abb. 12:** Geschiebe nach dem Zugversuch vollständig getrennt

Über die Prüfsoftware testXpert II wurde die Kraft registriert, die nötig ist, um das Geschiebe vollständig zu trennen, und Kraft-Weg-Diagramme erstellt. Die gebildeten Mittelwerte der Friktionen jeder Versuchsgruppe wurden anschließend mit den Herstellerangaben verglichen und auf ihre Retentionsveränderungen untersucht.

Um das Verschleißverhalten zu untersuchen, wurden die Geschiebe in der Gängelmaschine der unten beschriebenen Ein- und Ausgliederungssimulation und der darauf folgenden Thermozyklierung unterzogen. Anschließend wurden erneut die Abzugskräfte der Matrizen gemessen, dabei erfolgte die Haftkraftmessungen nach 100, 200, 500, 1000, 5000 und 10000 simulierten Ein- und Ausgliederungszyklen erneut. Hierzu sind die Proben kurzzeitig aus der Gängelmaschine entfernt und in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) fixiert worden.

Die Kunststoffmatrizen wurden hierfür erneut in strenger Achsrichtung jeweils 10-mal unter oben beschriebenen Parametern abgezogen. Die gemessene Kraft, die nötig ist um die Matrize von seiner Patrize zu lösen, entspricht der Retentionskraft der Matrize nach den Belastungszyklen. Die Ergebnisse wurden mit den Friktionswerten der unbehandelten Matrizen verglichen. Hierbei konnten Rückschlüsse auf das Retentionsverhalten bei Langzeitbelastung gezogen werden.

### **3.3.2 Durchführung der simulierten Langzeitbelastung**

Nach der Prüfung aller Matrizen auf ihre Ausgangsretentionen in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) wurden die Ergebnisse mit den Herstellerangaben verglichen. Anschließend sollten die Kunststoffmatrizen einer Ein- und Ausgliederungssimulation in einer Gängelmaschine unterzogen werden. Hierbei kam eine speziell für derartige Untersuchungen entwickelte und erprobte Versuchsanordnung zur Verwendung. Die Gängelmaschine wurde an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg in Zusammenarbeit mit dem früheren Institut für Medizinische Physik und Biophysik entworfen. Sie besteht aus den Grundelementen einer Basisplatte und einem vertikalen Trägerelement mit Schlitten, welcher in senkrechter Richtung beweglich ist. Durch einen Seilzugmechanismus kann das Trägerelement über einen Schrittmotor präzise auf und ab bewegt werden. Durch eine Befestigungsmöglichkeit für Gewichte am Schlittenelement kann die Kraft bei den Belastungszyklen eingestellt werden. Um die In-vitro-Bedingungen der Untersuchungen den natürlichen Bedingungen im Mund anzupassen, wurde ein Speichelbad integriert.

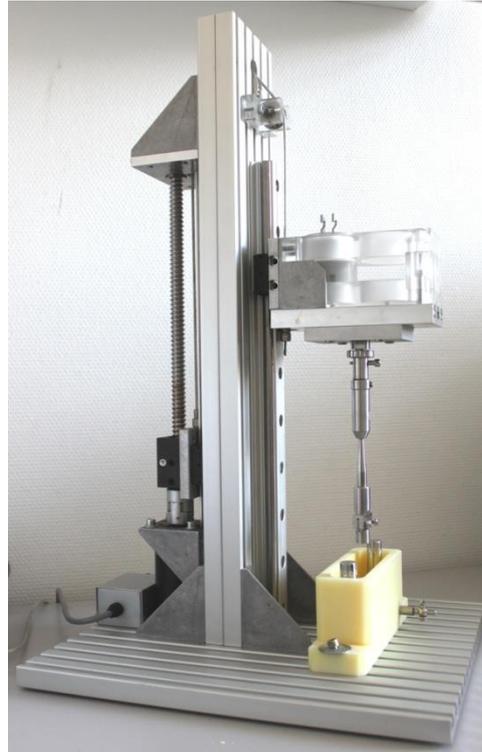


Abb. 13: Die Gängelmaschine mit integriertem Speichelbad, in dem die Patrize fixiert ist

Die Langzeitbelastung wurde nachgeahmt, indem die Kunststoffmatrizen in strenger Achsrichtung von der jeweiligen Patrize abgezogen und wieder eingegliedert wurden. Dieses gezielte Eingliedern wurde mit 50 N Belastung durchgeführt, um zu gewährleisten, dass das Geschiebe vollständig gefügt war. Jeder Simulationszyklus wurde bei einer Frequenz von 0,5 Hz realisiert, wodurch ein enormer Zeitraffer geschaffen wurde. Das Matrizengehäuse, welches die Kunststoffmatrize fixiert, war mit Hilfe von PalaXpress® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) an den Schlitten der Gängelmaschine befestigt. Die Patrize wurde mit Hilfe der Implantatkappe am Boden des Speichelbades gehalten. Matrize und Patrize befanden sich während der gesamten Gängelung in einem Bad aus Speichersatzlösung, um mundhöhlenähnliche Bedingungen zu simulieren und eine praxisnahe Untersuchung zu gewährleisten. Bei der verwendeten Speichersatzlösung handelt es sich um eine Lösung zum Befeuchten der Mundschleimhaut bei chronischer Mundtrockenheit (Zusammensetzung: Wasser, Sorbitol, Carmellose-Natrium, Kaliumchlorid, Natriumchlorid, Dinatriumhydrogenphosphat, Calciumchlorid, Magnesiumchlorid, Konserviert mit: Methyl- und Propylhydroxybenzoat). Sie wurde von der Apotheke des Klinikums der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg hergestellt und aufgrund seiner limitierten Beständigkeit bei 4 °C - 6 °C aufbewahrt, während der simulierten Alterung aber bei Zimmertemperatur genutzt.

Nach 100, 200, 500, 1000, 5000 und 10000 Zyklen wurden die Matrizen aus der Gängelmaschine entfernt und mit der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) auf Veränderungen der Abzugskraft untersucht.

Zusätzlich wurden alle Kunststoffmatrizen nach 10000 Zyklen thermozykliert. Dazu wurden die Proben im Thermowechsler mit Warm- und Kaltbad WEDC1V, Version2.5 (Willytec, München, D) einem thermischen Belastungswechsel unterzogen, um die Untersuchung den natürlichen Bedingungen im Mund anzupassen. Rechts und links des elektronisch gesteuerten Schwenkarmgerätes sind die Tauchwannen platziert. Die Kunststoffmatrizen wurden im Probenkorb befestigt, welcher aus Metallgitter besteht und am Schwenkarm platziert ist. Dieser kann somit die Proben in die Tauchwannen einsenken. Mit Hilfe von einer programmierbaren Heizeinheit mit Umlaufpumpe und einem Kühlgerät kann die Temperatur der Wasserbäder variiert werden. Zyklenzahl, Eintauch- und Abtropfzeit der Proben und Temperaturen der Bäder können ebenfalls eingestellt werden.

Die Thermozyklierung der Kunststoffmatrizen wurde in 5000 Zyklen durchgeführt. Ein Tauchbad wurde hierbei auf 5 °C gekühlt, das gegenüberliegende auf 55 °C erhitzt. Beide waren mit destilliertem Wasser (Phönix Austria, Telfs, A) gefüllt.

Die Proben wurden pro Zyklus jeweils 30 s in das kalte und 30 s in das warme Wasserbad getaucht. Dabei betrug die Abtropfzeit 15 s.

Nach dieser Thermozyklierung erfolgte die abschließende Untersuchung der Retentionsänderung in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D).

Nach der statistischen Auswertung konnten Aussagen über Retentionsverluste gemacht werden.

### **3.4 Statistische Auswertung**

Die aus den Zugversuchen gewonnenen Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 14.0 (SPSS Incorporation, Chigaco, USA) ausgewertet. Die Retentionen wurden unter Verwendung der einfachen Varianzanalyse (ANOVA) in Verbindung mit dem Turke's Studentized-Range-Test und der Bonferroni-Holm-Korrektur auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht. Das Signifikanzniveau wurde mit  $p < 0,05$  definiert. Zur Anfertigung graphischer Darstellungen wurde das Programm Microsoft Excel® (Microsoft Corporation, Redmond, USA) genutzt.

## 4 Ergebnisse

### 4.1 Darstellung der Messergebnisse

Mit Hilfe der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) wurden die Haftkräfte aller Kunststoffmatrizen vor der Ein- und Ausgliederungssimulation je 10-mal gemessen und der Mittelwert für jede Versuchsgruppe gebildet. Diese wurden mit den vom Hersteller angegebenen Retentionen verglichen. Auch während und nach der Belastungssimulation wurden Retentionskräfte gemessen. Anschließend wurden für jede Versuchsgruppe die Mittelwerte berechnet, sodass der Retentionsverlust nach 10000 Zyklen in Prozent ermittelt werden konnte.

Tabelle 2 zeigt einen Überblick aller Retentionsmittelwerte.

Tab. 2: Übersicht der Retentionsmittelwerte (n=100)

	Zyklen		0	100	200	500	1000	5000	10000	EW	RV
Geschiebe- system	Versuchs- gruppe	HSA	RW	RW	RW	RW	RW	RW	RW		
<b>Mini-SG®</b>											
gelb	1	3	3,232	<u>0,458</u>	0,437	0,411	<u>0,333</u>	0,298	0,307	9,50	90,50
rot	2	6	6,240	<u>0,829</u>	<u>0,699</u>	0,593	0,526	0,480	0,468	7,50	92,50
grün	3	9	9,273	<u>1,041</u>	0,892	<u>0,711</u>	0,664	0,620	0,621	6,70	93,30
blau	4	12	11,970	<u>3,129</u>	<u>2,444</u>	2,328	<u>2,005</u>	1,798	1,798	14,97	85,03
<b>M-SG® Star 2</b>											
orange	5	1	1,591	<u>1,287</u>	<u>0,931</u>	<u>0,721</u>	<u>0,511</u>	0,502	0,505	31,72	68,28
violett	6	5	4,952	<u>3,789</u>	<u>2,852</u>	<u>2,305</u>	<u>1,811</u>	1,767	1,775	35,84	64,16
<b>Vario Soft 3</b>											
grün	7	4	4,115	<u>2,162</u>	<u>1,136</u>	<u>0,797</u>	<u>0,414</u>	<u>0,263</u>	0,277	6,74	93,26
gelb	8	6	5,974	<u>2,983</u>	<u>1,591</u>	<u>0,995</u>	<u>0,566</u>	0,539	0,540	9,05	90,95
rot	9	8	8,002	<u>3,215</u>	<u>2,257</u>	<u>1,728</u>	<u>1,325</u>	<u>1,051</u>	1,068	13,35	86,65
hellgrün	10	4	4,064	<u>3,611</u>	3,346	3,162	3,061	2,894	2,883	70,94	29,06
hellgelb	11	6	5,823	<u>3,853</u>	3,569	3,381	3,182	2,885	2,793	47,96	52,04
hellrot	12	8	11,252	<u>8,725</u>	<u>6,074</u>	5,053	3,856	3,251	3,236	28,76	71,24
<b>Vario Soft 3 mini</b>											
grün	13	4	4,379	4,179	<u>3,590</u>	3,464	3,417	3,403	3,422	78,15	21,85
gelb	14	6	6,354	<u>5,605</u>	<u>5,035</u>	<u>4,511</u>	<u>4,238</u>	4,163	4,141	65,16	34,84

HSA initialer Retentionswert laut Hersteller, angegeben in Newton  
 EW gemittelter Endwert der Retention nach 10000 Zyklen, angegeben in Prozent  
 RW Retentions-Mittelwert in Newton  
 RV gemittelter Retentionsverlust nach 10000 Zyklen, angegeben in Prozent  
 \_\_\_\_\_ Haftkraft mit signifikantem Unterschied zum vorherigen Messwert ( $p \leq 0,05$ )

Den größten Retentionsverlust zeigte Mini-SG® mit grüner Matrize (Versuchsgruppe 3) mit 93,3 %. Den geringsten Haftkraftverlust mit 29,06 % wies Vario Soft 3 mit hellgrünen Matrizen auf.

Auf den folgenden Seiten werden die Messergebnisse jeder Versuchsgruppe nochmals ausführlich dargestellt.

**Gruppe 1: Mini-SG® gelb**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 3,232 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,307 N gesunken. Somit weist Mini-SG® mit gelben Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 90,50 % auf.

Tab. 3: Mittelwerte aller Proben Mini-SG® gelb

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	3,290	0,429	0,428	0,419	0,291	0,219	0,275
2	3,350	0,442	0,434	0,410	0,298	0,261	0,286
3	3,200	0,441	0,431	0,407	0,332	0,270	0,286
4	3,160	0,495	0,480	0,414	0,345	0,310	0,311
5	3,200	0,443	0,429	0,399	0,337	0,303	0,305
6	3,270	0,481	0,412	0,417	0,364	0,358	0,354
7	3,260	0,468	0,454	0,419	0,339	0,306	0,305
8	3,190	0,459	0,434	0,421	0,321	0,295	0,296
9	3,320	0,451	0,408	0,403	0,341	0,330	0,315
10	3,080	0,475	0,460	0,400	0,362	0,331	0,339
<b>MW</b>	<b>3,232</b>	<b>0,458</b>	<b>0,437</b>	<b>0,411</b>	<b>0,333</b>	<b>0,298</b>	<b>0,307</b>
<b>S</b>	<b>0,081</b>	<b>0,021</b>	<b>0,022</b>	<b>0,008</b>	<b>0,024</b>	<b>0,040</b>	<b>0,024</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
S Standardabweichung in Newton

Tab. 4: statistische Werte Mini-SG® gelb

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	3,232
Endwert in N	0,307
Endwert in %	9,50
Retentionsverlust in %	90,50

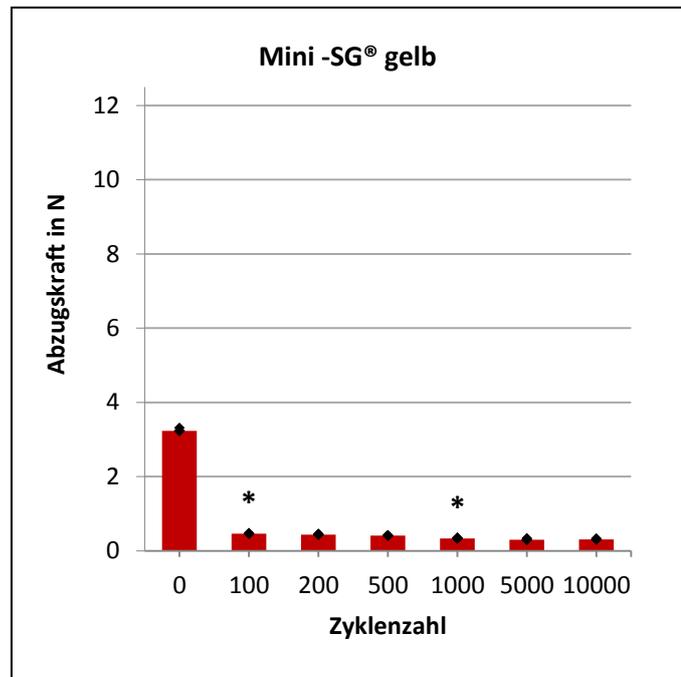


Abb. 14: graphische Darstellung der Mittelwerte von Mini-SG® gelb

## Gruppe 2: Mini-SG® rot

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 6,240 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,468 N gesunken. Somit weist Mini-SG® mit roten Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 92,50 % auf.

Tab. 5: Mittelwerte aller Proben Mini-SG® rot

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	5,950	0,886	0,842	0,598	0,535	0,509	0,523
2	6,320	0,689	0,529	0,465	0,393	0,332	0,324
3	6,360	0,935	0,854	0,718	0,683	0,584	0,531
4	6,150	0,829	0,634	0,550	0,447	0,440	0,438
5	6,260	0,768	0,733	0,551	0,529	0,477	0,481
6	6,230	0,895	0,862	0,642	0,521	0,510	0,517
7	6,290	0,812	0,667	0,643	0,580	0,539	0,524
8	6,220	0,815	0,618	0,570	0,524	0,473	0,427
9	6,310	0,827	0,691	0,663	0,624	0,548	0,538
10	6,310	0,831	0,559	0,534	0,423	0,385	0,376
<b>MW</b>	<b>6,240</b>	<b>0,829</b>	<b>0,699</b>	<b>0,593</b>	<b>0,526</b>	<b>0,480</b>	<b>0,468</b>
<b>S</b>	<b>0,118</b>	<b>0,069</b>	<b>0,121</b>	<b>0,074</b>	<b>0,089</b>	<b>0,077</b>	<b>0,074</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton

S Standardabweichung in Newton

Tab. 6: statistische Werte Mini-SG® rot

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	6,240
Endwert in N	0,468
Endwert in %	7,50
Retentionsverlust in %	92,50

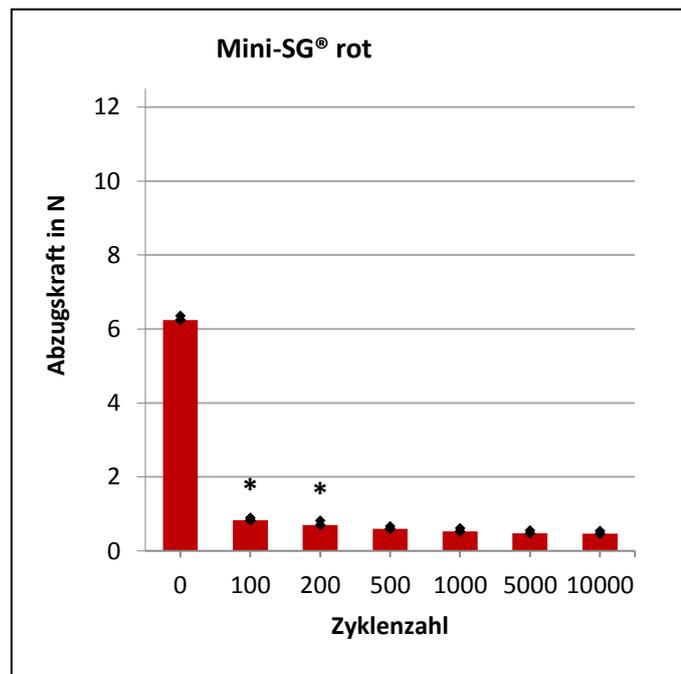


Abb. 15: graphische Darstellung der Mittelwerte Mini-SG® rot

### Gruppe 3: Mini-SG® grün

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 9,273 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,621 N gesunken. Somit weist Mini-SG® mit grünen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 93,30 % auf.

Tab. 7: Mittelwerte aller Proben Mini-SG® grün

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	9,060	1,180	0,962	0,754	0,692	0,646	0,656
2	9,110	1,020	0,891	0,730	0,672	0,614	0,603
3	9,070	0,872	0,816	0,621	0,611	0,570	0,576
4	9,070	1,140	0,951	0,712	0,611	0,562	0,571
5	9,080	1,010	0,881	0,761	0,717	0,674	0,668
6	9,220	0,879	0,833	0,789	0,744	0,700	0,696
7	9,510	1,170	0,956	0,674	0,644	0,610	0,622
8	9,590	1,020	0,842	0,780	0,739	0,683	0,670
9	9,520	0,889	0,834	0,613	0,576	0,537	0,525
10	9,500	1,230	0,953	0,671	0,633	0,600	0,618
<b>MW</b>	<b>9,273</b>	<b>1,041</b>	<b>0,892</b>	<b>0,711</b>	<b>0,664</b>	<b>0,620</b>	<b>0,621</b>
<b>S</b>	<b>0,227</b>	<b>0,134</b>	<b>0,059</b>	<b>0,063</b>	<b>0,058</b>	<b>0,055</b>	<b>0,053</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
S Standardabweichung in Newton

Tab. 8: statistische Werte Mini-SG® grün

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	9,273
Endwert in N	0,621
Endwert in %	6,70
Retentionsverlust in %	93,30

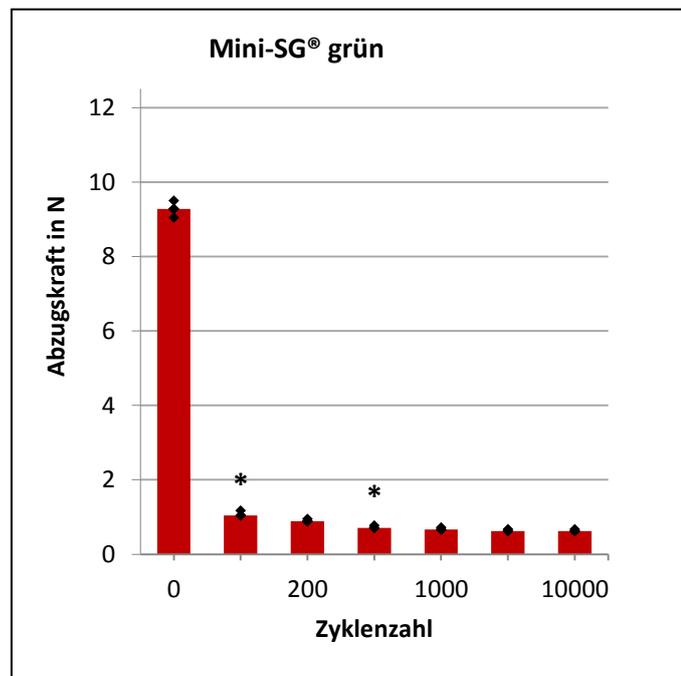


Abb. 16: graphische Darstellung der Mittelwerte von Mini-SG® grün

#### **Gruppe 4: Mini-SG® blau**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 11,970 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 1,792 N gesunken. Somit weist Mini-SG® mit blauen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 85,03 % auf.

**Tab. 9:** Mittelwerte aller Proben Mini-SG® blau

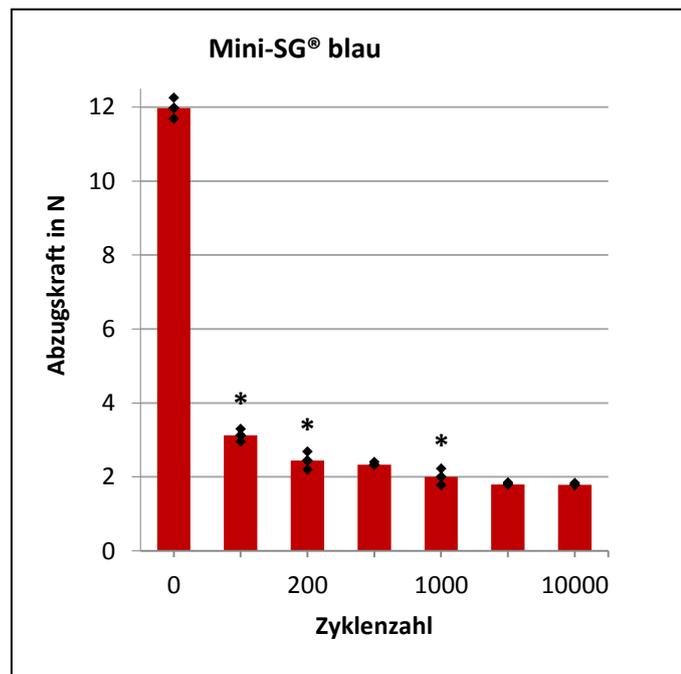
Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	11,500	3,270	2,550	2,190	2,260	1,900	1,810
2	11,600	2,890	2,120	2,200	1,860	1,720	1,720
3	11,900	3,210	2,690	2,390	1,840	1,840	1,820
4	11,800	3,220	2,530	2,400	2,240	1,850	1,870
5	12,300	2,920	2,110	2,420	1,850	1,760	1,750
6	12,300	3,280	2,690	2,350	1,810	1,780	1,760
7	11,900	3,210	2,570	2,340	2,230	1,780	1,800
8	12,200	2,850	2,070	2,330	1,830	1,800	1,820
9	12,000	3,180	2,560	2,310	1,810	1,750	1,750
10	12,200	3,260	2,550	2,350	2,320	1,800	1,820
<b>MW</b>	<b>11,970</b>	<b>3,129</b>	<b>2,444</b>	<b>2,328</b>	<b>2,005</b>	<b>1,798</b>	<b>1,792</b>
<b>S</b>	<b>0,283</b>	<b>0,171</b>	<b>0,244</b>	<b>0,078</b>	<b>0,223</b>	<b>0,053</b>	<b>0,045</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton

S Standardabweichung in Newton

**Tab. 10:** statistische Werte Mini-SG® blau

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	11,970
Endwert in N	1,792
Endwert in %	14,97
Retentionsverlust in %	85,03



**Abb. 17:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Mini-SG® blau

**Gruppe 5: M-SG® Star 2 orange**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 1,591 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,505 N gesunken. Somit weist M-SG® Star 2 mit orangenen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 68,28 % auf.

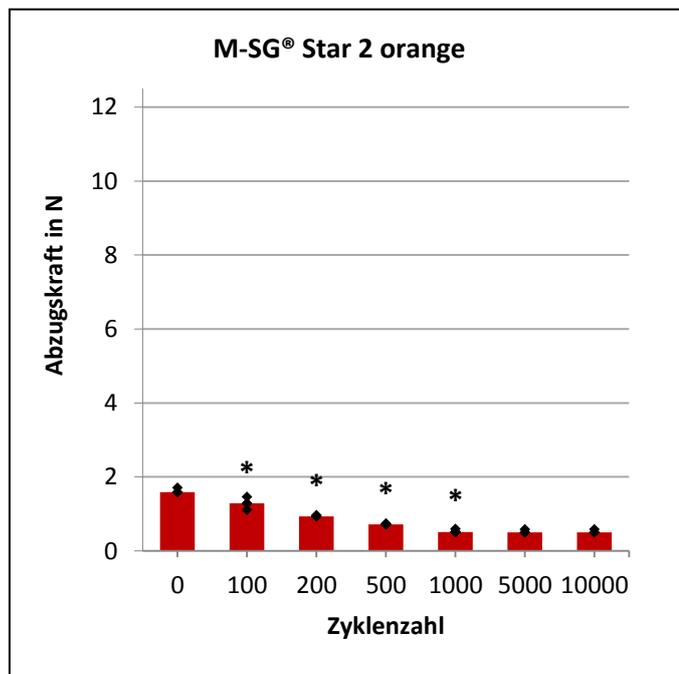
**Tab. 11:** Mittelwerte aller Proben M-SG® Star 2 orange

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	1,780	1,450	0,880	0,689	0,511	0,505	0,522
2	1,560	1,260	0,879	0,713	0,601	0,591	0,579
3	1,630	1,430	0,975	0,726	0,580	0,572	0,572
4	1,460	1,060	0,926	0,737	0,415	0,413	0,413
5	1,670	1,440	0,950	0,707	0,588	0,585	0,587
6	1,510	1,120	0,999	0,724	0,408	0,392	0,388
7	1,540	1,430	0,921	0,717	0,585	0,558	0,561
8	1,510	1,200	0,927	0,775	0,421	0,419	0,445
9	1,780	1,460	0,923	0,710	0,413	0,410	0,411
10	1,470	1,020	0,934	0,709	0,585	0,572	0,569
<b>MW</b>	<b>1,591</b>	<b>1,287</b>	<b>0,931</b>	<b>0,721</b>	<b>0,511</b>	<b>0,502</b>	<b>0,505</b>
<b>S</b>	<b>0,119</b>	<b>0,176</b>	<b>0,037</b>	<b>0,023</b>	<b>0,086</b>	<b>0,084</b>	<b>0,081</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 12:** statistische Werte  
 M-SG® Star 2 orange

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	1,591
Endwert in N	0,505
Endwert in %	31,72
Retentionsverlust in %	68,28



**Abb. 18:** graphische Darstellung der Mittelwerte von M-SG® Star 2 orange

**Gruppe 6: M-SG® Star 2 violett**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 4,952 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 1,775 N gesunken. Somit weist M-SG® Star 2 mit violetten Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 64,16 % auf.

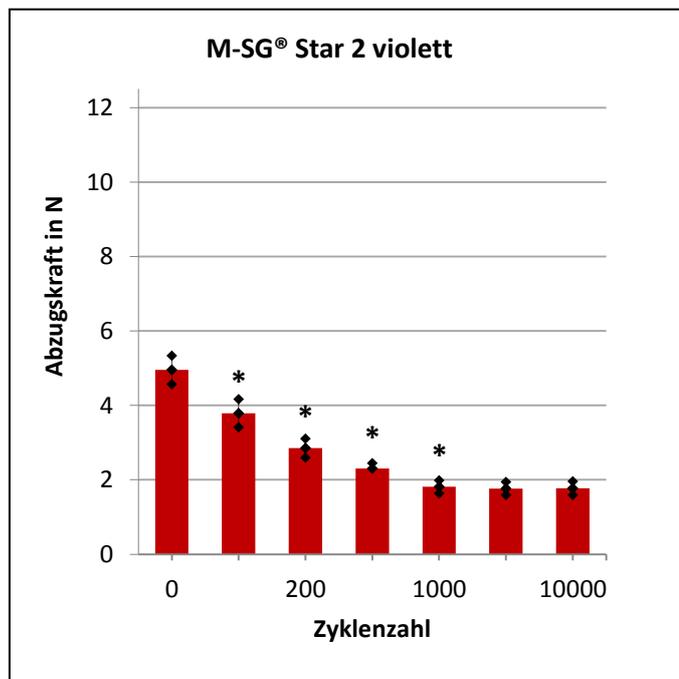
**Tab. 13:** Mittelwerte aller Proben M-SG® Star 2 violett

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	5,250	3,740	3,390	2,230	1,750	1,720	1,720
2	4,380	3,350	3,110	2,170	1,700	1,670	1,680
3	5,310	3,720	2,680	2,220	1,690	1,640	1,670
4	4,990	3,770	2,770	2,240	1,690	1,620	1,600
5	5,180	3,930	2,560	2,190	1,790	1,770	1,760
6	5,080	3,820	2,930	2,530	2,240	2,160	2,170
7	5,270	4,310	2,750	2,240	1,760	1,730	1,720
8	4,370	3,100	2,560	2,230	1,710	1,600	1,600
9	5,190	4,350	2,910	2,510	1,990	1,980	2,020
10	4,500	3,800	2,860	2,490	1,790	1,780	1,810
<b>MW</b>	<b>4,952</b>	<b>3,789</b>	<b>2,852</b>	<b>2,305</b>	<b>1,811</b>	<b>1,767</b>	<b>1,775</b>
<b>S</b>	<b>0,382</b>	<b>0,377</b>	<b>0,254</b>	<b>0,143</b>	<b>0,175</b>	<b>0,176</b>	<b>0,184</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 14:** statistische Werte  
 M-SG® Star 2 violett

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	4,952
Endwert in N	1,775
Endwert in %	35,84
Retentionsverlust in %	64,16



**Abb. 19:** graphische Darstellung der Mittelwerte von M-SG® Star 2 violett

### Gruppe 7: Vario Soft 3 grün

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 4,115 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,277 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit grünen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 93,26 % auf.

Tab. 15: Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 grün

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	4,050	2,170	1,130	0,839	0,508	0,256	0,265
2	3,860	2,160	1,120	0,804	0,469	0,249	0,282
3	4,060	2,090	1,140	0,762	0,345	0,248	0,276
4	4,320	1,970	1,140	0,074	0,369	0,277	0,276
5	4,210	2,150	1,200	0,809	0,468	0,275	0,279
6	4,130	2,370	1,100	0,767	0,360	0,275	0,266
7	4,120	2,320	1,140	0,827	0,466	0,268	0,277
8	4,100	2,080	1,120	0,803	0,334	0,256	0,286
9	4,180	2,140	1,130	0,808	0,356	0,283	0,291
10	4,120	2,170	1,140	0,792	0,466	0,247	0,275
<b>MW</b>	<b>4,115</b>	<b>2,162</b>	<b>1,136</b>	<b>0,797</b>	<b>0,414</b>	<b>0,263</b>	<b>0,277</b>
<b>S</b>	<b>0,119</b>	<b>0,114</b>	<b>0,026</b>	<b>0,026</b>	<b>0,066</b>	<b>0,014</b>	<b>0,008</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton

S Standardabweichung in Newton

Tab. 16: statistische Werte Vario Soft 3 grün

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	4,115
Endwert in N	0,277
Endwert in %	6,74
Retentionsverlust in %	93,26

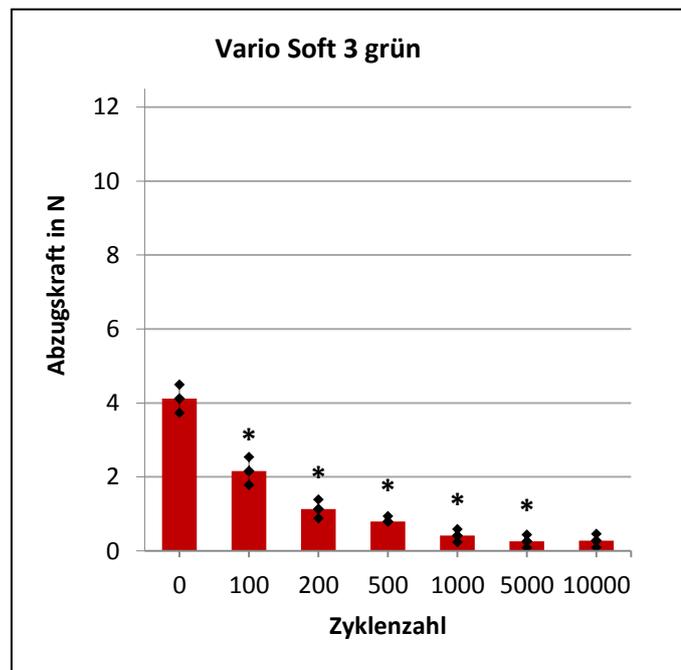


Abb. 20: graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 grün

**Gruppe 8: Vario Soft 3 gelb**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 5,974 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 0,540 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit gelben Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 90,95 % auf.

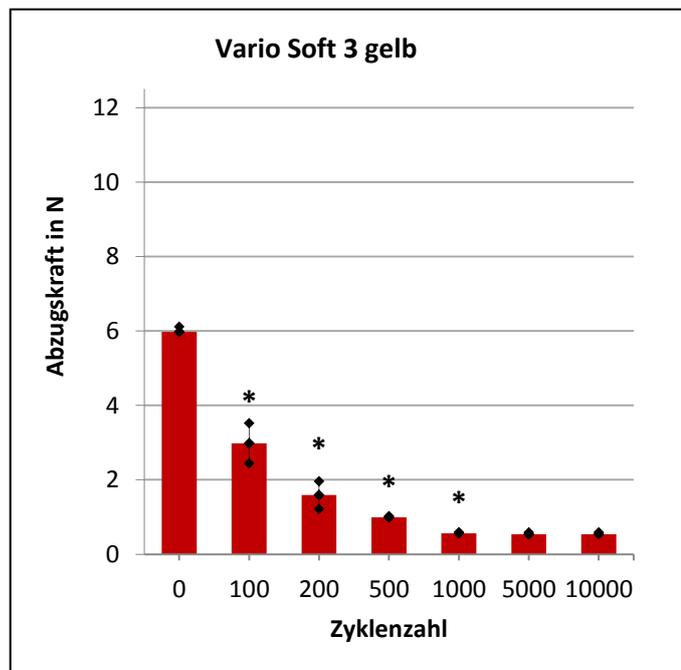
**Tab. 17:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 gelb

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	6,020	2,080	1,410	1,010	0,609	0,521	0,555
2	5,960	2,530	1,190	0,986	0,552	0,512	0,510
3	6,080	2,550	1,230	1,060	0,558	0,520	0,536
4	6,070	3,820	1,320	1,010	0,544	0,530	0,536
5	6,030	2,620	1,300	0,964	0,549	0,495	0,454
6	6,200	3,020	1,490	1,000	0,548	0,492	0,489
7	5,720	3,140	1,800	1,000	0,553	0,511	0,531
8	5,940	3,200	1,880	0,940	0,587	0,576	0,572
9	5,800	3,660	2,090	0,982	0,613	0,580	0,591
10	5,920	3,210	2,200	0,999	0,549	0,655	0,630
<b>MW</b>	<b>5,974</b>	<b>2,983</b>	<b>1,591</b>	<b>0,995</b>	<b>0,566</b>	<b>0,539</b>	<b>0,540</b>
<b>S</b>	<b>0,140</b>	<b>0,540</b>	<b>0,371</b>	<b>0,032</b>	<b>0,026</b>	<b>0,050</b>	<b>0,051</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 18:** statistische Werte Vario Soft 3 gelb

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	5,974
Endwert in N	0,540
Endwert in %	9,05
Retentionsverlust in %	90,95



**Abb. 21:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 gelb

### Gruppe 9: Vario Soft 3 rot

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 8,002 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 1,068 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit roten Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 86,65 % auf.

Tab. 19: Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 rot

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	7,940	3,100	2,290	1,740	1,320	1,070	1,110
2	8,080	3,410	2,250	1,730	1,320	1,080	1,100
3	7,890	3,220	2,210	1,740	1,320	1,020	1,020
4	8,140	3,220	2,230	1,720	1,330	1,030	1,030
5	8,120	3,280	2,280	1,710	1,320	1,100	1,150
6	7,940	3,160	2,320	1,720	1,320	1,020	1,030
7	7,900	3,210	2,230	1,720	1,330	1,040	1,040
8	8,160	3,220	2,230	1,740	1,320	1,100	1,150
9	7,960	3,250	2,240	1,730	1,340	1,020	1,020
10	7,890	3,080	2,290	1,730	1,330	1,030	1,030
<b>MW</b>	<b>8,002</b>	<b>3,215</b>	<b>2,257</b>	<b>1,728</b>	<b>1,325</b>	<b>1,051</b>	<b>1,068</b>
<b>S</b>	<b>0,110</b>	<b>0,093</b>	<b>0,036</b>	<b>0,010</b>	<b>0,007</b>	<b>0,033</b>	<b>0,054</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
S Standardabweichung in Newton

Tab. 20: statistische Werte  
Vario Soft 3 rot

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	8,002
Endwert in N	1,068
Endwert in %	13,35
Retentionsverlust in %	86,65

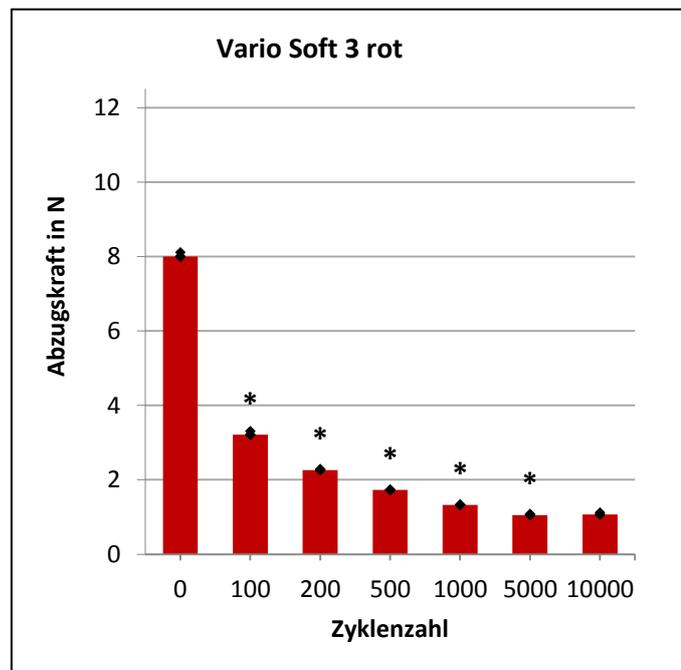


Abb. 22: graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 rot

**Gruppe 10: Vario Soft 3 hellgrün**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 4,064 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 2,883 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit hellgrünen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 29,06 % auf.

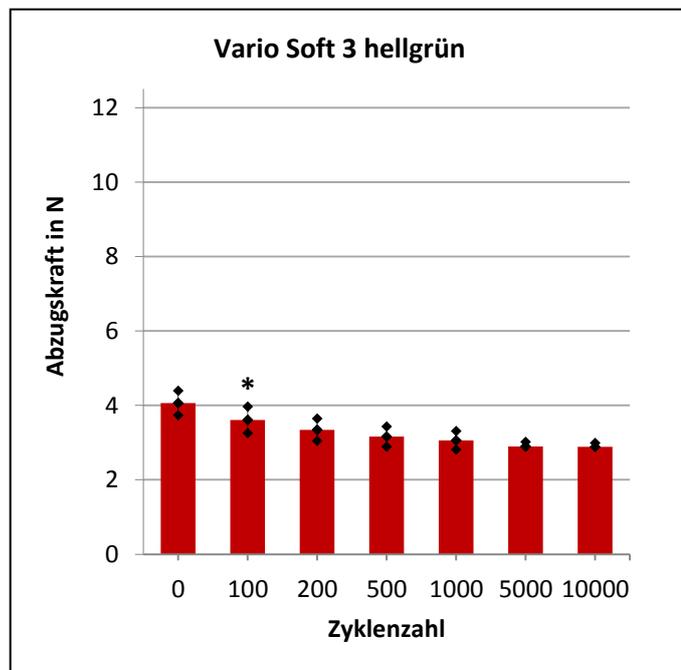
**Tab. 21:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 hellgrün

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	3,440	3,130	2,940	2,760	2,810	2,720	2,710
2	4,090	3,730	3,340	3,240	3,090	2,990	2,950
3	3,960	4,050	3,190	2,950	2,850	2,800	2,840
4	3,860	3,230	3,140	3,080	3,010	2,950	2,960
5	4,240	3,630	3,520	3,230	3,110	2,990	2,950
6	4,740	4,090	4,030	3,780	3,700	2,990	2,950
7	4,210	3,250	3,150	3,010	2,870	2,760	2,780
8	3,950	3,530	3,530	3,060	3,030	3,030	2,980
9	4,000	4,020	3,330	3,230	3,070	2,730	2,730
10	4,150	3,450	3,290	3,280	3,070	2,980	2,980
<b>MW</b>	<b>4,064</b>	<b>3,611</b>	<b>3,346</b>	<b>3,162</b>	<b>3,061</b>	<b>2,894</b>	<b>2,883</b>
<b>S</b>	<b>0,329</b>	<b>0,356</b>	<b>0,299</b>	<b>0,270</b>	<b>0,249</b>	<b>0,125</b>	<b>0,108</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 22:** statistische Werte Vario Soft 3 hellgrün

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	4,064
Endwert in N	2,883
Endwert in %	70,94
Retentionsverlust in %	29,06



**Abb. 23:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 hellgrün

**Gruppe 11: Vario Soft 3 hellgelb**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 5,823 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 2,793 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit hellgelben Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 52,04 % auf.

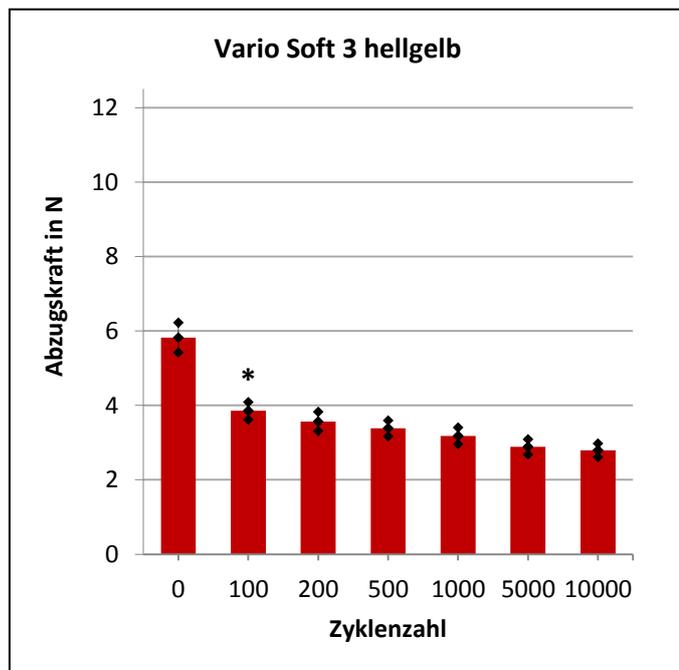
**Tab. 23:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 hellgelb

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	5,800	3,770	3,490	3,270	3,170	2,980	2,900
2	5,740	3,790	3,400	3,350	2,890	2,430	2,410
3	5,920	3,980	3,840	3,700	3,440	3,000	2,940
4	5,030	3,530	3,280	3,250	3,050	2,760	2,650
5	5,210	3,830	3,420	3,320	2,990	2,820	2,800
6	6,040	4,170	3,910	3,540	3,420	3,000	2,780
7	6,220	3,840	3,480	3,110	3,050	2,840	2,690
8	6,090	3,820	3,370	3,320	3,050	2,820	2,770
9	6,050	4,260	4,030	3,750	3,570	3,190	3,060
10	6,130	3,540	3,470	3,200	3,190	3,010	2,930
<b>MW</b>	<b>5,823</b>	<b>3,853</b>	<b>3,569</b>	<b>3,381</b>	<b>3,182</b>	<b>2,885</b>	<b>2,793</b>
<b>S</b>	<b>0,400</b>	<b>0,235</b>	<b>0,258</b>	<b>0,213</b>	<b>0,223</b>	<b>0,205</b>	<b>0,183</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 24:** statistische Werte Vario Soft 3 hellgelb

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	5,823
Endwert in N	2,793
Endwert in %	47,96
Retentionsverlust in %	52,04



**Abb. 24:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 hellgelb

**Gruppe 12: Vario Soft 3 hellrot**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 11,252 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 3,236 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mit hellroten Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 71,24 % auf.

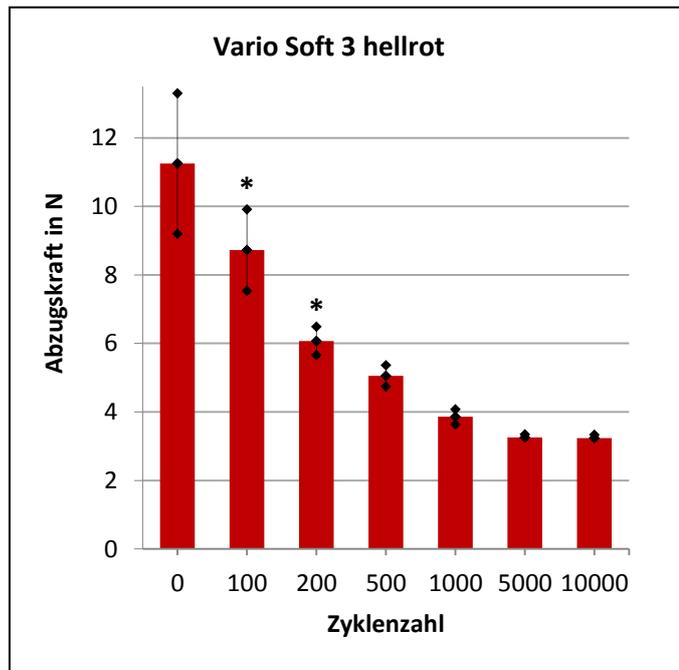
**Tab. 25:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 hellrot

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	10,000	9,700	6,230	5,140	3,880	3,420	3,430
2	10,200	7,450	6,060	5,170	3,660	3,240	3,190
3	12,200	9,710	6,090	5,050	3,880	3,320	3,280
4	7,140	6,590	4,910	4,180	3,340	3,230	3,220
5	9,180	8,090	6,210	5,190	3,830	3,310	3,310
6	11,600	7,540	6,250	5,120	4,050	3,330	3,280
7	12,900	9,520	6,320	5,220	3,850	3,110	3,060
8	13,000	9,860	6,240	5,230	4,040	3,150	3,170
9	13,100	9,460	6,210	5,120	3,940	3,240	3,250
10	13,200	9,330	6,220	5,110	4,090	3,160	3,170
<b>MW</b>	<b>11,252</b>	<b>8,725</b>	<b>6,074</b>	<b>5,053</b>	<b>3,856</b>	<b>3,251</b>	<b>3,236</b>
<b>S</b>	<b>2,051</b>	<b>1,190</b>	<b>0,416</b>	<b>0,312</b>	<b>0,221</b>	<b>0,096</b>	<b>0,100</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
 S Standardabweichung in Newton

**Tab. 26:** statistische Werte Vario Soft 3 hellrot

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	11,252
Endwert in N	3,236
Endwert in %	28,76
Retentionsverlust in %	71,24



**Abb. 25:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 hellrot

**Gruppe 13: Vario Soft 3 mini grün**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 4,379 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 3,422 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mini mit grünen Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 21,85 % auf.

**Tab. 27:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 mini grün

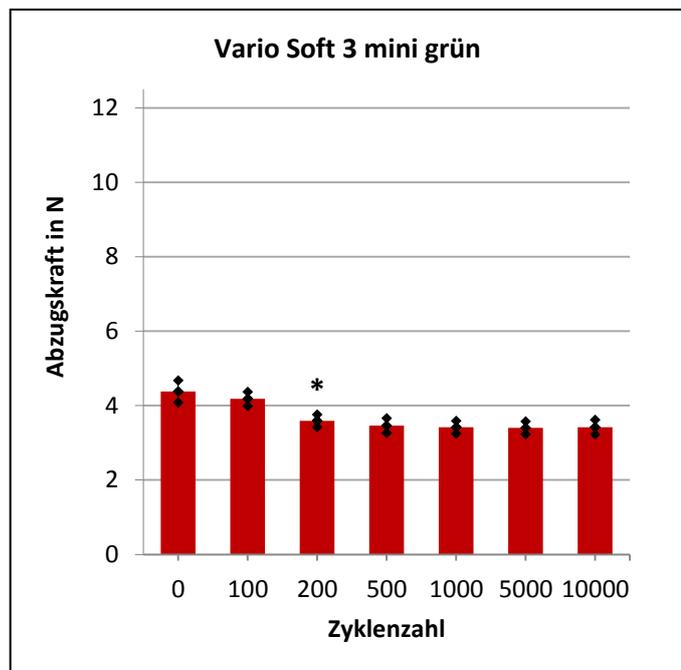
Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	4,880	4,500	3,690	3,590	3,570	3,550	3,560
2	4,850	4,480	3,990	3,880	3,720	3,690	3,800
3	4,220	4,130	3,660	3,550	3,520	3,480	3,500
4	4,060	3,900	3,510	3,370	3,290	3,250	3,250
5	4,120	4,060	3,560	3,480	3,450	3,440	3,450
6	4,280	4,060	3,350	3,100	3,080	3,060	3,060
7	4,230	4,160	3,490	3,370	3,330	3,310	3,330
8	4,630	4,280	3,580	3,440	3,440	3,460	3,480
9	4,250	4,120	3,560	3,440	3,380	3,380	3,380
10	4,270	4,100	3,510	3,420	3,390	3,410	3,410
<b>MW</b>	<b>4,379</b>	<b>4,179</b>	<b>3,590</b>	<b>3,464</b>	<b>3,417</b>	<b>3,403</b>	<b>3,422</b>
<b>S</b>	<b>0,296</b>	<b>0,189</b>	<b>0,169</b>	<b>0,197</b>	<b>0,172</b>	<b>0,172</b>	<b>0,195</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton

S Standardabweichung in Newton

**Tab. 28:** statistische Werte Vario Soft 3 mini grün

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	4,379
Endwert in N	3,422
Endwert in %	78,15
Retentionsverlust in %	21,85



**Abb. 26:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 mini grün

**Gruppe 14: Vario Soft 3 mini gelb**

Diese Versuchsgruppe zeigt im Mittelwert eine Anfangsretention von 6,354 N. Nach 10000 Zyklen ist die Haftkraft auf durchschnittlich 4,141 N gesunken. Somit weist Vario Soft 3 mini mit gelben Kunststoffmatrizen einen Retentionsverlust von 34,83 % auf.

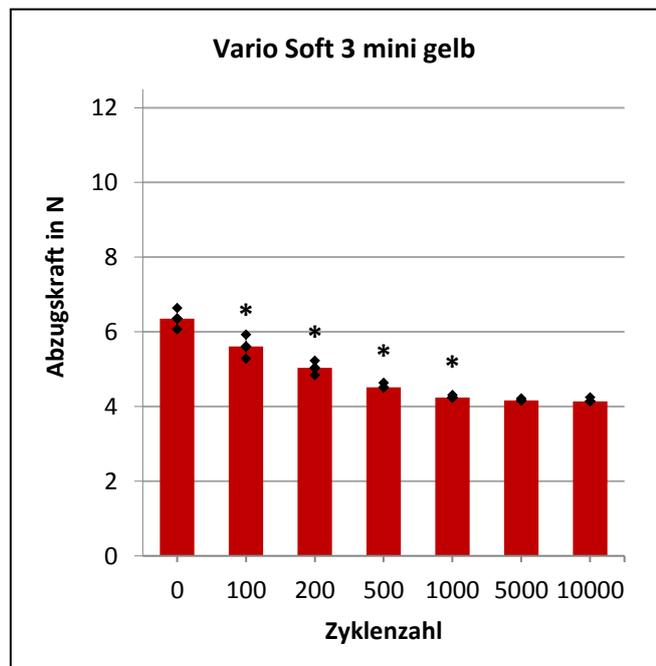
**Tab. 29:** Mittelwerte aller Proben Vario Soft 3 mini gelb

Probe	Retention in N nach Ein-/Ausgliederungszyklen (n=10)						
	0	100	200	500	1000	5000	10000
1	6,930	6,290	4,940	4,790	3,400	4,250	4,140
2	6,600	5,390	4,770	4,510	4,230	4,150	4,140
3	6,230	5,400	4,740	4,490	4,150	4,140	4,130
4	6,200	5,830	4,920	4,480	4,220	4,170	4,170
5	6,020	5,470	5,250	4,410	4,210	4,170	4,320
6	6,480	5,310	5,190	4,500	4,280	4,250	4,230
7	6,400	5,940	5,050	4,430	4,250	4,080	4,040
8	5,960	5,300	5,080	4,410	4,210	4,180	4,190
9	6,450	5,480	5,320	4,670	4,270	4,140	3,930
10	6,270	5,640	5,090	4,420	4,160	4,100	4,120
<b>MW</b>	<b>6,354</b>	<b>5,605</b>	<b>5,035</b>	<b>4,511</b>	<b>4,238</b>	<b>4,163</b>	<b>4,141</b>
<b>S</b>	<b>0,285</b>	<b>0,322</b>	<b>0,193</b>	<b>0,125</b>	<b>0,071</b>	<b>0,055</b>	<b>0,105</b>

MW Mittelwert aller Proben in Newton  
S Standardabweichung in Newton

**Tab. 30:** statistische Werte Vario Soft 3 mini gelb

Deskriptive Daten	
Ausgangswert in N	6,354
Endwert in N	4,141
Endwert in %	65,17
Retentionsverlust in %	34,83



**Abb. 27:** graphische Darstellung der Mittelwerte von Vario Soft 3 mini gelb

## 4.2 Überprüfung der Herstellerangaben

Die ermittelten initialen Retentionswerte aller Versuchsgruppen wurden mit den vom Hersteller angegebenen Retentionen verglichen und im Folgenden dargestellt.

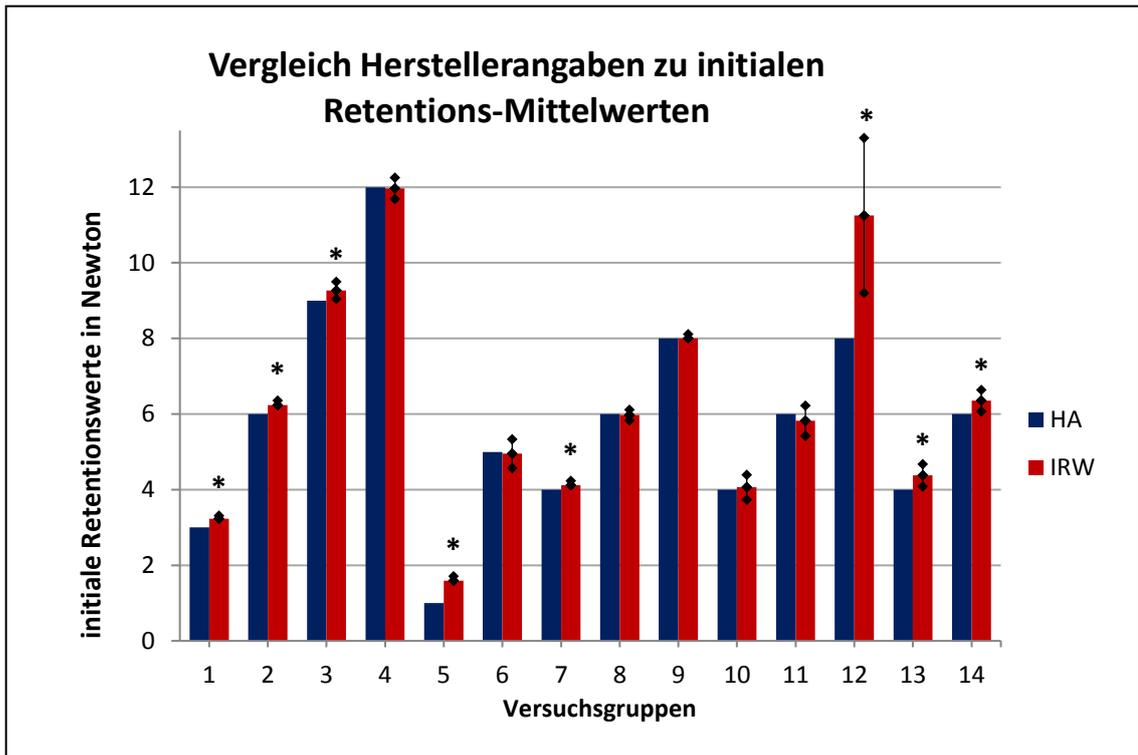
Tab. 31: Vergleich der initialen Retentions-Mittelwerte mit Herstellerangaben

Versuchsgruppe	initialer Retentionswert laut Hersteller	initialer Retentions-Mittelwert (n=100)
1	3 N	3,232 N*
2	6 N	6,240 N*
3	9 N	9,273 N*
4	12 N	11,970 N
5	1 N	1,591 N*
6	5 N	4,952 N
7	4 N	4,115 N*
8	6 N	5,974 N
9	8 N	8,002 N
10	4 N	4,064 N
11	6 N	5,823 N
12	8 N	11,252 N*
13	4 N	4,379 N*
14	6 N	6,354 N*

\* signifikant unterschiedlich zum initialen Retentionswert laut Hersteller in Newton ( $p \leq 0,005$ )

Es konnten acht Versuchsgruppen mit signifikanten Abweichungen der initialen Retentionskraft gegenüber den Herstellerangaben und sechs Versuchsgruppen ohne signifikante Abweichungen ermittelt werden.

Die größte signifikante Abweichung ( $p \leq 0,005$ ) von den Herstellerangaben zeigte Vario Soft 3 mit hellroten Matrizen (Versuchsgruppe 12) mit einer Haftkraft von 11,252 N (erwartet laut Hersteller 8 N). Die geringste Abweichung zeigte sich bei Vario Soft 3 mit roten Matrizen (Versuchsgruppe 9) mit einer Retention von 8,002 N bei einem Erwartungswert laut Hersteller von 8 N ( $p \leq 0,005$ ).



IRW initiale Retentions-Mittelwerte in Newton (n=100)

HA initiale Retentionswerte laut Hersteller in Newton

\* IRW signifikant unterschiedlich zur HA ( $p \leq 0,05$ )

Abb. 28: Vergleich der Herstellerangaben mit initialen Retentions-Mittelwerten

### 4.3 Vergleich der Retentionsverluste in allen Gruppen

Zweite Zielstellung der hier vorliegenden Studie war es, das Langzeitretentionsverhalten unter axialer Belastung verschiedener Geschiebe zu untersuchen. Bei der simulierten Alterung zeigte sich bei allen Versuchsgruppen schon nach 100 Belastungszyklen ein signifikanter Unterschied in der Retention gegenüber dem Ausgangswert, außer in Versuchsgruppe 13 Vario-Soft 3 mini grün. Hier veränderte sich die Haftkraft nur einmal signifikant nach 200 Trenn- und Fügedurchläufen von anfänglich 4,57 N auf 3,59 N, das entspricht einem Retentionsverlust von 20,9 %, nach 10000 Zyklen zeigte diese Gruppe den geringsten Retentionsverlust von 21,85 % (Retentionsendwert = 3,4 N) und ging somit als Geschiebe-Kunststoffmatrizen-Paarung mit den besten Langzeitretentionswerten hervor.

Der Retentionsverlust verglichen zwischen den Versuchsgruppen zeigte starke Schwankungen, welche in Tabelle 32 zusammengefasst wurden. Auch nach 200 Zyklen zeigten sich bei zehn Versuchsgruppen signifikante Retentionsverluste, nach 500 Füge- und Trenndurchgängen noch bei sieben Gruppen und nach 1000 Zyklen war in acht Versuchsgruppen ein erneuter signifikanter Retentionsverlust zu verzeichnen.

**Tab. 32:** Retentionsverluste aller Gruppen in Prozent

Zyklen		0	100	200	500	1000	5000	10000	EW
Versuchsgruppe	HSA	RV	RV	RV	RV	RV	RV	RV	
1	3	0	85,82	86,48	87,29	89,57	90,77	90,50	9,50
2	6	0	86,72	88,80	90,49	91,57	92,31	92,50	7,50
3	9	0	88,77	90,38	92,34	92,84	93,32	93,30	6,70
4	12	0	73,86	79,58	80,55	83,25	84,98	85,03	14,97
5	1	0	19,11	41,46	54,70	67,90	68,47	68,28	31,72
6	5	0	23,49	42,41	53,45	63,43	64,32	64,16	35,84
7	4	0	47,46	72,39	80,62	89,94	93,60	93,26	6,74
8	6	0	50,07	73,37	83,34	90,52	90,97	90,95	9,05
9	8	0	59,82	70,71	78,41	83,44	86,87	86,65	13,35
10	4	0	11,15	17,67	22,19	24,68	28,79	29,06	70,94
11	6	0	33,83	38,71	41,94	45,35	50,46	52,04	47,96
12	8	0	22,46	46,02	55,09	65,73	71,11	71,24	28,76
13	4	0	4,57	18,02	20,90	21,97	22,29	21,85	78,15
14	6	0	11,79	20,76	29,01	33,30	34,48	34,83	65,17

initiale Retentionswerte wurden mit 0 % Retentionsverlust gleichgesetzt

HSA initialer Retentionswert laut Hersteller in Newton

EW Retentions-Endwert nach 10000 Zyklen, angegeben in Prozent (n=100)

RV gemittelter Retentionsverlust in Newton (n=100)

Während nach 5000 Zyklen nur noch bei zwei Geschiebe-Kunststoffmatrizen-Paarungen signifikante Unterschiede der Retention nachzuweisen waren, zeigte sich nach 10000 Belastungssequenzen keine signifikanten Änderungen der Haftkraft mehr.

Bei den Mini-SG®-Geschieben (Versuchsgruppen 1-4) und den Vario-Soft-3-Geschieben mit Soft-Matrizen (Versuchsgruppen 7-9) wurden die auffälligsten Retentionsverluste ermittelt. Diese sieben Gruppen zeigten schon nach 100 Zyklen signifikante Retentionsverluste von 47 - 89 %, ein maximaler Haftkraftverlust von 85 - 93 % wurde nach 10000 Durchläufen erfasst.

Eine mittlere Gruppe konnte aus den Versuchsgruppen 5, 6, 11 und 12 (M-SG® Star 2 orange und violett, Vario-Soft 3 mit Soft Soft Matrizen hellgelb und hellrot) gebildet werden, die nach 10000 Zyklen einen Verlust der Retention von 52-71 % aufwies.

Eine deutlich bessere Langzeitretention zeigte sich bei den Kunststoffmatrizen von Vario-Soft 3 hellgrün (Soft Soft Matrize) und Vario-Soft 3 mini grün (Versuchsgruppen 10 und 13). Hier zeigten sich signifikante Retentionsverluste nur nach 100 und 200 Zyklen, nach der simulierten Alterung durch 10000 Belastungszyklen betrug der Retentionsverlust 29 % und 22 %. Ebenso wurde bei den gelben Kunststoffmatrizen des Vario-Soft-3-mini-Geschiebes (Versuchsgruppe 14) ein Retentionsverlust von annähernd 35 % verzeichnet.

Abschließend kann Vario-Soft 3 mini als Geschiebe mit dem geringsten mittleren Retentionsverlust und somit den besten Langzeitergebnissen bezeichnet werden.

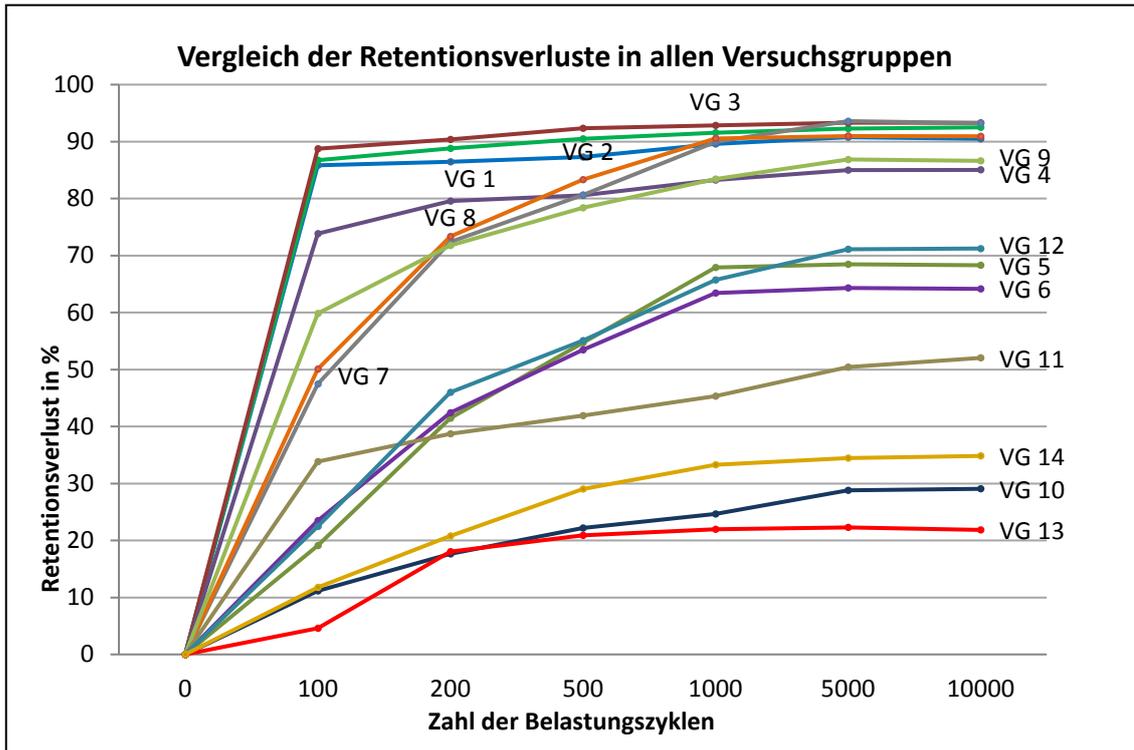


Abb. 29: graphische Darstellung der Retentionsverluste (in %) im Vergleich

#### 4.4 Gruppenvergleich gleicher initialer Retentionswerte

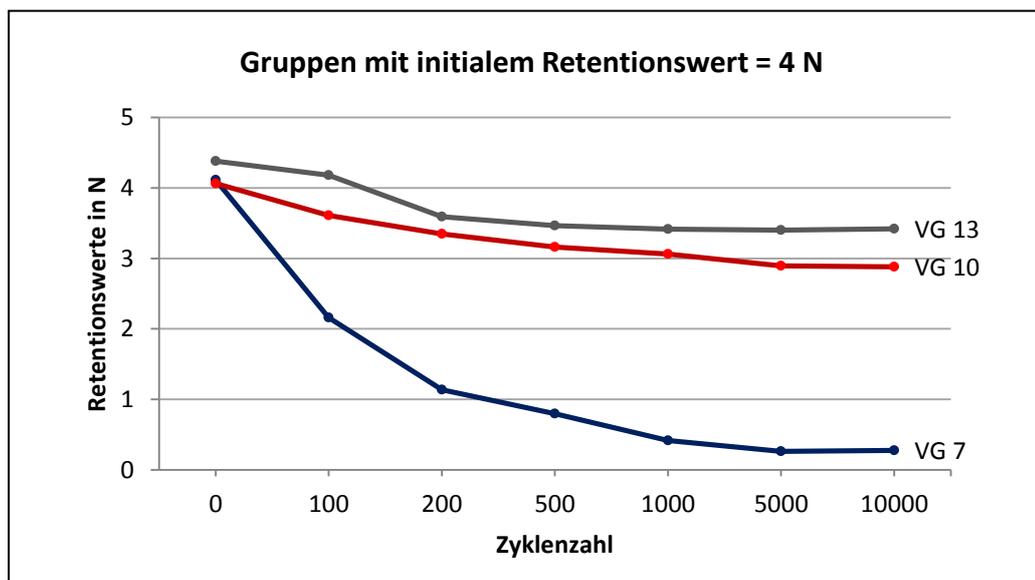
Die Einteilung der Versuchsgruppen in Gruppen gleicher Ausgangsretention (laut Hersteller) ermöglichte einen Vergleich in Newton.

Tab. 33: Retentions-Mittelwerte im Vergleich - Gruppen gleicher Ausgangsretention

Zyklen		0	100	200	500	1000	5000	10000
Versuchsgruppe	HSA	RW	RW	RW	RW	RW	RW	RW
7	4	4,115	2,162	1,136	0,797	0,414	0,263	0,277
10	4	4,064	3,611	3,346	3,162	3,061	2,894	2,883
13	4	4,379	4,179	3,590	3,464	3,417	3,403	3,422
2	6	6,240	0,829	0,699	0,593	0,526	0,480	0,468
8	6	5,974	2,983	1,591	0,995	0,566	0,539	0,540
11	6	5,823	3,853	3,569	3,381	3,182	2,885	2,793
14	6	6,354	5,605	5,035	4,511	4,238	4,163	4,141
9	8	8,002	3,215	2,257	1,728	1,325	1,051	1,068
12	8	11,252	8,725	6,074	5,053	3,856	3,251	3,236

HSA initialer Retentionswert laut Hersteller in Newton  
 RW gemittelter Retentionswert in Newton

In der Gruppe der Kunststoffmatrizen mit einem initialen Retentionswert von 4 N konnte Vario Soft 3 mini mit grüner Matriz (VG 13) die besten Langzeitergebnisse präsentieren. Die Retention sank von 4,4 N nach 10000 Belastungszyklen auf 3,4 N, das entspricht einem Retentionsverlust von 21,9 %. Auch Versuchsgruppe 10, Vario Soft 3 mit hellgrüner Soft Matriz, zeigt akzeptable Resultate mit einem Retentionsverlust von 29,1 %. Dagegen sind die Langzeit-Retentionsverluste von Vario Soft 3 mit grüner Soft Matriz drastisch. Schon nach 100 Zyklen zeigt sich ein Verlust der Haftkraft von 47,5 %, nach 10000 Belastungszyklen sogar 93 %.



**Abb. 30:** graphische Darstellung des Retentionsverlustes von Gruppen gleichem initialen Retentionswertes von 4 Newton

In der Gruppe der Matrizeneinsätze mit einer initialen Retention von 6 N zeigen die Versuchsgruppen 2 (Mini-SG® rot) und 8 (Vario Soft 3 gelb) nach 10000 Zyklen einen ähnlich starken Retentionsverlust von 92,5 % und 91 % und bilden damit hier die Gruppe der Geschiebe mit dem massivsten Retentionsverlust bei Langzeitbelastung. Vario Soft 3 mini (VG 14) mit gelber Matriz zeigt in dieser Gruppe mit einem Verlust von 34,8 % dagegen die beste Langzeitretention, gefolgt von Versuchsgruppe 11 (Vario Soft hellgelb) mit einem Haftkraftverlust von 52 %.

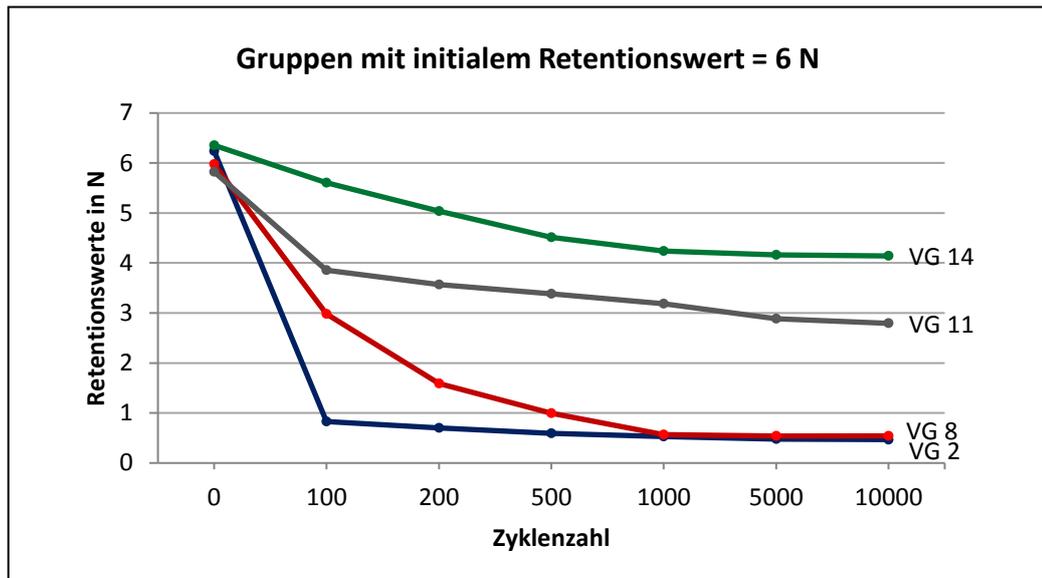


Abb. 31: graphische Darstellung des Retentionsverlustes von Gruppen gleichem initialen Retentionswertes von 6 Newton

Die Versuchsgruppen 9 (Vario Soft 3 mit roter Soft Matrice) und 12 (Vario Soft 3 mit hellroter Soft Soft Matrice) mit einer initialen Retention von 8 N konnten beide keine akzeptablen Langzeitergebnisse vorweisen. Der Retentionsverlust lag hier nach 10000 Zyklen bei 86,7 % und 71,2 %, wobei sich bei der Versuchsgruppe 12 nach einer erhöhten Anfangsretention immerhin nach Langzeitbelastung noch eine Retention von 3,2 N messen ließ.

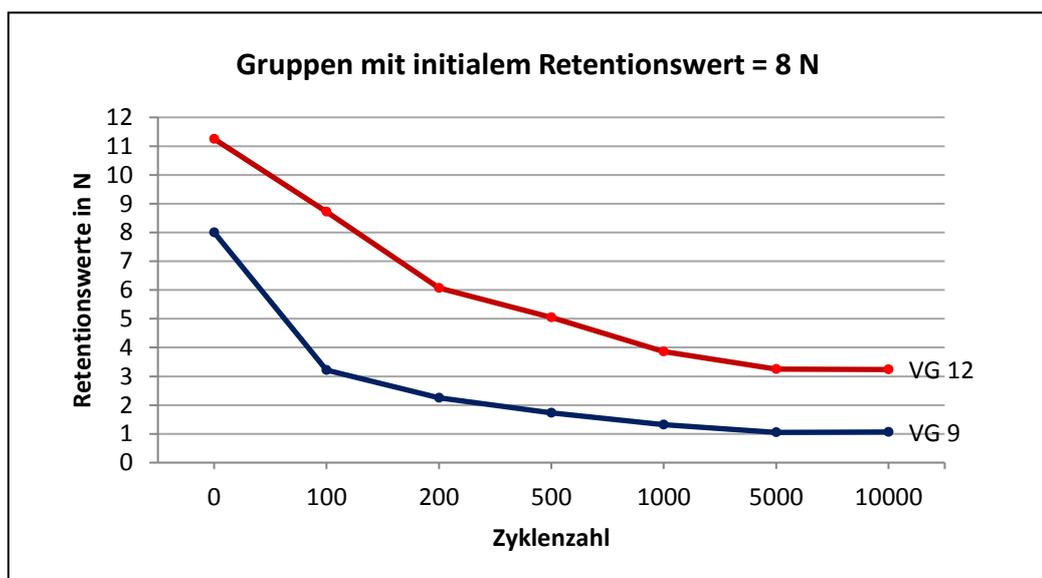


Abb. 32: graphische Darstellung des Retentionsverlustes von Gruppen gleichem initialen Retentionswertes von 8 Newton

## **5 Diskussion**

In der hier vorliegenden Studie wurden 14 Kunststoffmatrizen vier unterschiedlicher Geschiebe einer Langzeitbelastung durch Ein- und Ausgliederungssimulation unter In-vitro-Bedingungen unterzogen. Vor, während und nach der Langzeitbelastung wurden alle Proben Zugkräften ausgesetzt. Dabei konnte die Haftkraft dokumentiert werden, die jeweils aufzubringen war, um Außen- und Innenteil (Matrize und Patrize) vollständig voneinander zu trennen.

Ziel der Untersuchung war es, Aussagen über die Ursprungsretentionen der geprüften Geschiebesysteme und deren Retentionsverhalten nach Langzeitbelastung treffen zu können.

### **5.1 Analyse der Methodik**

#### **5.1.1 Herstellung und Anzahl der Proben**

Alle Matrizengehäuse und Patrizen wurden von einer erfahrenen Zahntechnikerin hergestellt. Hierbei erfolgte die Verarbeitung sämtlicher Materialien streng nach Herstellerangaben. Abbindezeiten, Materialverarbeitung und Gusstemperatur wurden während der Herstellung der Proben stets exakt eingehalten. Bei dem an das Gussverfahren anschließenden Parallelfräsen der Patrizen und Matrizen wurde ein Fräsgerät genutzt, um auftretende Divergenzen zu verhindern. Anschließend erfolgte die Politur, bei der nur wenig Materialabtrag zu erwarten war. Dennoch sind aufgrund der manuellen Fertigung gewiss geringe Diskrepanzen in der Gestalt der Proben anzunehmen. Dieser Fehlerfaktor muss berücksichtigt werden, entspricht aber ebenso der klinischen Situation.

Für jede Versuchsgruppe wurden zwei Matrizen-Patrizen-Paare hergestellt. Ein Paar wurde jeweils in der Gängelmaschine für die Langzeitsimulation genutzt, das andere Paar für die Retentionsuntersuchung in der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D). Die Nutzung eines separaten Matrizen-Patrizen-Paares für jede einzelne Kunststoffmatrize wurde als nicht wirtschaftlich vertretbar eingestuft. Ebenso würde die Diskrepanz unter den einzelnen Proben bei einer großen Menge Matrizen-Patrizen-Paaren eher zu einer Verfälschung der Ergebnisse führen. Ein Materialverschleiß an den Patrizen sollte auch bei einer Vielzahl von Simulationszyklen aufgrund des heterogenen Geschiebesystems nicht erwartet werden, sondern aufgrund des niedrigeren Elastizitätsmoduls eindeutig an den Kunststoffmatrizen vermutet werden (Bayer et al., 2009; Frenzel, 2002; Kuntze, 1998).

Die Größe jeder Versuchsgruppe wurde bei dieser Untersuchung auf 10 Kunststoffmatrizen festgelegt. Frühere Studien zum Verschleiß von Geschieben wurden mit kleineren Gruppengrößen von fünf oder acht Einzelproben umgesetzt (Frenzel, 2002; Kuntze, 1998; Ludwig et al., 2003).

### **5.1.2 Langzeitbelastung - Versuchsaufbau**

Die für die simulierte Alterung genutzte Gängelmaschine wurde speziell für Studien dieser Art an der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg entwickelt. Die gewählte Versuchsanordnung wurde erstmals durch Knösel (2001) bei der Untersuchung von Oberflächenveränderungen an Kronen und Verblendmaterialien bei Langzeitbelastung durch gegossene Halteelemente erprobt. Weiterhin wurden so Langzeitbelastungen bei Untersuchungen von Teleskopen, gegossenen Halteelementen, Stegen und Magneten simuliert (Arnold, 2013; Boeckler et al., 2008; Hornung, 2007; Mansour et al., 2012). Eine vergleichbare Verschleißsimulation bei Geschieben wurde mit Hilfe der Gängelmaschine bisher nicht durchgeführt, sodass zur gezielten Gegenüberstellung der Parameter während der Langzeitsimulation nur Studien über andere Verbindungselemente (Stege, gegossene Klammern, Doppelkronen, Magnete) herangezogen werden können.

Die Länge des jeweiligen Geschiebes konnte an der computergesteuerten Gängelmaschine eingestellt werden, das führte zur vollständigen Trennung und Fügung des Geschiebes bei jedem Belastungszyklus. Die 50 N Vorlast unterstützten zusätzlich das vollständige Fügen der Geschiebe. Diese Belastung von 50 N wurde von Ohkawa et al. (1990) als optimal bei der Verschleißsimulation von Attachments genannt und auch in vergleichbaren Studien als Vorlast verwendet (Ludwig et al., 2003; Mansour et al., 2012; Ohkawa et al., 1990).

Für die Erstellung von Kraft-Weg-Diagrammen wurden die Proben nach 100, 200, 500, 1000 und 5000 und 10000 Wechsellastzyklen kurzzeitig aus der Gängelmaschine entfernt und an der Universalprüfmaschine Z010 von ihrer jeweils fixierten Patrize in strenger Achsrichtung abgezogen. Dadurch konnte die Kraft, die nötig war, um Matrize und Patrize vollständig voneinander zu trennen, gemessen werden. Bei vergleichbaren Studien zum Verschleiß von Geschieben wurden simulierte Alterung und Messung der Retentionskräfte simultan in einer Universalprüfmaschine durchgeführt (Kuntze, 1998; Ludwig et al., 2003). Der zwischenzeitliche Wechsel der Geräte wurde somit umgangen. Der wechselseitige Umbau der Kunststoffmatrize in zwei Geräte und die Verwendung zweier Matrizengehäuse-Patrizen-Paare muss als mögliche Fehlerquelle berücksichtigt werden.

Ausgehend von einer zwei- bis dreimal täglichen Ein- und Ausgliederung einer Teilprothese zur Reinigung nach den Hauptmahlzeiten wurde mit 10000 Belastungszyklen eine Tragedauer der

Prothese von ungefähr 10 Jahren im Zeitraffer simuliert. Auch Wichmann und Kuntze (1999) nutzten bei Ihrer Gegenüberstellung zum Verhalten von Geschiebe rein aus Metall-Legierungen im Vergleich zu Geschieben mit Kunststoffeinsätzen eine Anzahl von 10000 Zyklen, ebenso wurden andere Studien zum Verschleißverhalten von Geschieben mit gleicher Belastungsanzahl durchgeführt (Holst et al., 2006; Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999b). Auch bei früheren Studien zum Retentionsverhalten anderer Attachments hat sich eine Zahl von 10000 Füge- und Trennzyklen als bewährt gezeigt (Bayer et al., 2009; Besimo und Guarneri, 2003; Gozneli et al., 2013; Hagner et al., 2006; Jauernig, 2010). Aber auch Untersuchungen mit deutlich weniger (5500) (Botega et al., 2004; Branchi et al., 2010; Walton und Ruse, 1995) oder mehr (15000 und 100000) Simulationszyklen sind in der Literatur zu finden (Ludwig et al., 2003; Rutkunas et al., 2007; Setz et al., 1998).

Zur Frequenz der Ein- und Ausgliederungssimulation von Verbindungselementen gibt es in der Literatur schwankende Angaben zwischen 0,13 und 1 Hz (Botega et al., 2004; Can et al., 2013; Ludwig et al., 2003; Mansour et al., 2012; Setz et al., 1998). In der vorliegenden Studie wurde bei der Belastungssimulation wie bei Ludwig et al. (2003) eine Frequenz von 0,5 Hz gewählt. Folglich nahm der Trenn- und Fügezyklus jeder der geprüften 140 Kunststoffmatrizen 2 Sekunden in Anspruch. Es konnte ein Zeitraffereffekt erzielt werden, physikalische Wechselwirkungen, wie vor allem Wärmeentwicklung durch eine zu hohe Frequenz ausgeschlossen werden. Eine geringere Frequenz hätte den zeitlichen Rahmen der Langzeituntersuchung überspannt.

Während der Untersuchung sollten ausschließlich axiale Trenn- und Fügezyklen durchgeführt werden. Daher wurde bei der Fertigung der Proben durch eine erfahrene Zahntechnikerin auf die Bearbeitung mit Parallelometer und Fräsgerät zurückgegriffen. Die Befestigung der Implantatkappe inklusive Patrize in der Gängelmaschine konnte bei einem Winkel von 0° eingestellt werden. Das Matrizengehäuse wurde anschließend, bei vollständiger Fügung mit der Patrize, in den Kunststoff PalaXpress® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet. Durch dieses Vorgehen konnte ein Verkanten zwischen Matrizen und Patrize weitestgehend verhindert, aber nicht ausgeschlossen werden. Bei der patientenindividuellen Protheseneingliederung kommt es fast ausschließlich zur Einwirkung von Kippmomenten an den Geschiebeteilen, was wiederum eine erhöhte Materialbeanspruchung nach sich zieht (Sauer, 1976; Spang, 1981). Ebenso nutzen Patienten bei der Ausgliederung ihrer Prothese am ehesten Schaukel- und Druckbewegungen (Röper, 1982). Diese individuellen Bewegungsabläufe und die daraus resultierende klinische Beanspruchung geschiebeverankerter Teilprothesen kann somit nicht in einer In-vitro-Untersuchung reproduziert werden.

Außerdem wurde bei der hier simulierten Alterung keine Kaubelastung nachempfunden. Frühere Studien von Holst et al. (2006), Kuntze (1998), Ludwig et al. (2003), Karau (2002) und Wichmann und Kuntze (1999) prüften ebenso das Retentionsverhalten von Geschieben nach simulierter Alterung durch Füge- und Trennbewegungen, ohne den Einfluss von Kaubelastungen zu ermitteln. Schierz et al. (2003) und Schierz (2004) untersuchten Geschiebe auf ihre Auslenkbarkeit unter extraaxialer Belastung, Studien über Kaubelastungssimulation bei Geschieben wurden bisher nicht durchgeführt.

### **5.1.3 Messung der Retentionskräfte**

Die Abzugsversuche und die damit verbundene Erfassung der Abzugskräfte sollten für jede Probe unter einheitlichen Voraussetzungen stattfinden. Eine Durchführung per Hand wäre nicht anwendbar gewesen, ebenso wären die Ergebnisse durch Ungenauigkeiten verfälscht worden. Folglich sollte eine computergesteuerte Universalprüfmaschine reproduzierbare Resultate sichern. Vergleichbare Studien zeigen, dass sich die Anwendung computergesteuerter Testmaschinen bewährt hat (Bayer et al., 2009; Holst et al., 2006; Karau, 2002; Wichmann und Kuntze, 1998). Die genutzte Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) wurde regelmäßig kalibriert, so konnten das Risiko für Unregelmäßigkeiten und Fehler minimiert werden.

Wie die simulierte Alterung der Geschiebe, sollte auch die Messung der Retentionskraft axial erfolgen. Ein Verkanten zwischen Matrize und Patrize würde die Messergebnisse verfälschen. In der Abzugsmaschine konnten die Implantatkappen axial, also in Abzugsrichtung des Geschiebes, eingestellt werden. Somit wurde auch bei der Retentionsmessung ein axialer Abzug gewährleistet.

Die Retention wurde unter einer Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min ermittelt. Diese wurde von Sarnat (1983) als klinische Abzugsgeschwindigkeit deklariert (Sarnat, 1983) und auch schon von Chung et al. (2004) bei der Untersuchung bezüglich des Retentionsverhaltens verschiedener Verbindungselemente gewählt. In der Literatur schwanken die Angaben zu verwendeten Abzugsgeschwindigkeiten mit 0,05 - 1000 mm/min sonst sehr stark (Arnold, 2013).

### **5.1.4 nicht parodontienadäquate Abzugsvorrichtung**

Die Dynamik des Zahnhalteapparates fand in der vorliegenden Untersuchung keine Beachtung. Die Proben wurden während der Belastung und Abzugskraftmessung starr gelagert, wie auch

in anderen bekannten Studien, in denen die Retention von Geschieben untersucht wurde (Frenzel, 2002; Kuntze, 1998; Ludwig et al., 2003; Wichmann und Kuntze, 1999b).

Genau biomechanische Abläufe während der Belastung des Zahnhalteapparates in vitro zu imitieren ist enorm kompliziert. Auch verschiedene Studien zu Verschleiß bei Teleskopkronen, in denen unterschiedliche biomechanische Parameter zur resilienten Probenlagerung beachtet wurden (Gruner et al., 2003; Hagner et al., 2006), konnten die Vorgänge im Parodontium nicht naturgetreu nachempfinden.

Das von Erdelt und Schweiger entwickelte Zahnbeweglichkeitsmodell könnte weitere vergleichbare Untersuchungen den natürlichen Prothesenbelastungen am Patienten noch näher kommen (Erdelt und Schweiger, 2009).

### **5.1.5 Umgebendes Medium und Temperatur**

Neben Versuchen in künstlichem Speichel, bzw. in Speichersatzlösung (Can et al., 2013; Frenzel, 2002; Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999b), gab es auch eine Untersuchung zum Retentionsverhalten von Geschieben in destilliertem Wasser bei Zimmertemperatur (Ludwig et al., 2003). Alle oben genannte Studien, bei denen sich die Geschiebe während der Versuche in Speichersatzlösung befanden, wurden bei 37 °C durchgeführt.

In dieser Studie wurden alle Verschleißsimulationen in einem Bad mit Speichersatzlösung durchgeführt. Matrize und Patrize waren während der Trenn- und Füge-Phase dauerhaft von künstlichem Speichel umgeben. Im Kontrast zu den vorab genannten vergleichbaren Untersuchungen, wurde die simulierte Alterung allerdings bei Zimmertemperatur durchgeführt. Ein noch größerer Unterschied zeigt sich bei der Messung der Retentionskräfte. Während bei der hier vorliegenden Studie alle Kunststoffmatrizen zwischenzeitlich in die Universalprüfmaschine Z010 integriert wurden, um dort die Haftkraftmessungen trocken durchzuführen, wurde bei den oben genannten Verschleißtest auch die Retention im künstlichen Speichelbad festgestellt.

Dieser Unterschied scheint die größte Diskrepanz zu den vergleichbaren Studien darzustellen und muss als Grund für die teilweise stark abweichenden Untersuchungsergebnisse diskutiert werden.

Jung und Borchers (1983) und Kuntze (1998) diskutierten bei ihren Untersuchungen zu Geschieben mit Kunststoffeinsätzen eine Quellung des Kunststoffes als Grund für eine anfängliche Erhöhung der Friktion (Jung und Borchers, 1983; Schierz, 2004). Eine Quellung der Kunststoffmatrizen im Speichelbad würde einen erhöhten Materialabtrag während der simulierten Alterung bedeuten können. Eine anschließende Retentionskraftmessung in

trockenem Zustand, somit ohne Quellung, würde einen höheren Retentionsverlust gegenüber ähnlichen Studien erklären.

Ebenso sollten die unterschiedlichen Temperaturen bei den Verschleißversuchen nicht vernachlässigt werden. Unterschiedliche Temperaturen bedingen eine unterschiedliche Viskosität des Mediums, was wiederum einen Einfluss auf die Retention hat (Bayer et al., 2012; Siebert-Steeb, 2010). Somit muss auch die Abweichung der Umgebungstemperatur als möglicher Grund für die Diskrepanz der Untersuchungsergebnisse angenommen werden.

## **5.2 Analyse der Ergebnisse**

In allen 14 Versuchsgruppen konnte die Versuchsreihe mit je 10 Proben bis zu 10000 Trenn- und Fügezyklen geführt werden, kein Geschiebe frakturierte.

Die mit Hilfe von axialen Zugversuchen ermittelten Ergebnisse für die Geschiebe Mini-SG® und Vario-Soft 3 können eingeschränkt mit den Erfahrungen anderer Autoren verglichen werden. Allerdings sind in der Literatur bislang nur wenige Studien beschrieben worden, die sich mit dem Retentionsverhalten von Geschieben mit Kunststoffmatrizen bei vergleichbarer Methodik beschäftigen und damit einen Rückschluss zur vorliegenden Studie ermöglichen. Vario-Soft-3- und M-SG®-Star-2- Geschiebe wurden bisher nicht auf ihr Retentionsverhalten geprüft. Zum Vergleich der Retentionsangaben der Hersteller konnte keine Studie gefunden werden.

Kuntze (1998) prüfte in der in-vitro-Untersuchung das Verschleißverhalten konfektionierter Geschiebe. Es wurden Metallgeschiebe und Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen einer simulierten Alterung in einer computergesteuerten Universalprüfmaschine unterzogen. Hierzu wurden 10000 axiale Trenn- und Füge-Zyklen in einer 37 °C temperierten Speichersatzlösung durchgeführt, die Haftkraft wurde währenddessen dauerhaft dokumentiert. In der Gruppe der Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen wurden das SG-Geschiebe, das Preci-Vertex-Geschiebe und das auch in dieser Studie untersuchte Mini-SG®-Geschiebe geprüft.

Das Mini-SG®-Geschiebe wurde mit drei Kunststoffmatrizen untersucht: rote Einsätze mit normaler, grüne Matrizen mit mittlerer und blaue Kunststoffeinsätze mit starker Friktion. Folgende Ergebnisse wurden beschrieben: Die roten Einsätze hatten eine Ausgangsfriktion von durchschnittlich 11 N, welche nach 1800 Lastzyklen auf 14,6 N anstieg und anschließend stetig abnehmend nach 10000 Zyklen mit 13,2 N zu verzeichnen war. Die mittlere Haftkraft der grünen Kunststoffeinsätze nahm von einer Ausgangsfriktion von 24,2 N nach 150 Lastzyklen auf 25,2 N zu und dann kontinuierlich auf 21,7 N nach 1000 Zyklen ab. Auch die blauen Matrizen hatten nach 150 Lastzyklen einen anfänglichen Retentionsanstieg von 28,7 N Ausgangshaftkraft auf 30,5 N zu verzeichnen. Wiederum folgte ein gleichmäßiger

Friktionsverlust auf 24,9 N. Bei allen Kunststoffmatrizen zeigte sich elektronenmikroskopisch untersucht eine Aufrauung der Oberfläche, die Metallpatrizen waren nur wenig mechanisch beansprucht. Die anfängliche Zunahme der Haftkraft wird von Kuntze durch eine mögliche Quellung der Kunststoffteile in Flüssigkeit und die Ausdehnung aufgrund der Temperaturerhöhung auf 37 °C diskutiert. Bei allen Metallgeschieben verzeichnete sich ein stärkerer Friktionsverlust, als bei den Geschieben mit Kunststoffmatrizen (Kuntze, 1998).

Die Gruppe um Ludwig (2003) untersuchte ebenso zwei Geschiebe mit Kunststoffmatrizen auf ihr Retentionsverhalten unter Langzeitsimulation. Hier wurden das Mini-SG<sup>®</sup>-Geschiebe und das Conex-Geschiebe bei einer Frequenz von 0,5 Hz im Wasserbad bei 21 °C axial mit einer Auflast von 50 N 100000 Belastungszyklen unterworfen. Dabei wurde die Füge- und Lösekraft fortlaufend durch die Universalprüfmaschine elektronisch erfasst. Ziel der Untersuchung war es, Unterschiede der Geschiebe mit und ohne externe Schubverteiler benennen zu können. Die mittlere Anfangsfriktion des Mini-SG<sup>®</sup>-Geschiebes lag bei 8 N und nahm kontinuierlich ab, auf 6 N (entspricht ungefähr 25 % Retentionsverlust) bei 10000 Lastzyklen und durchschnittlich 4,5 N (ungefähr 45 % Retentionsverlust) nach 100000 Zyklen. Dabei gab es zwischen den Mini-SG<sup>®</sup>-Geschieben mit und ohne externe Schubverteiler keine signifikanten Unterschiede in der mittleren Haftkraft (Ludwig et al., 2003).

Klinische Studien über drei bis fünf Jahre sprechen Teilprothesen mit dem Mini-SG<sup>®</sup>-Geschiebe als Attachment eine solide Versorgung bei bilateralen Freiendsituationen zu. Negative Auswirkungen auf die parodontalen Zustände der Pfeilerzähne konnten nicht beobachtet werden, die einfache Aktivierung durch Austausch der Kunststoffmatrize sichern den Prothesen einen langen und stabilen Halt (Schmitt et al., 2011; Schmitt et al., 2012; Zajc et al., 2007; Zhou, 2005).

Andere Studien zeigten nach 10000 Belastungszyklen von Geschieben mit Kunststoffeinsätzen wenig oder nur geringen Friktionsverlust von 4-8 % (Wichmann und Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999a).

Eine In-vitro-Studie zu Vario-Soft-3-Geschieben wurde von Can et al. durchgeführt. Hierzu wurden verschiedene Attachments, darunter Vario Soft 3, axial bei 36,5 °C in künstlichem Speichel mit insgesamt 2160 Zyklen belastet, entsprechend 2 Jahre Belastung bei dreimal täglicher Ein- und Ausgliederung. Es zeigte sich bei einer Ausgangsretention von durchschnittlich 35 N ein signifikanter Retentionsverlust auf 30 N bei 540 Zyklen entsprechend sechs Monaten, über 28 N bei 1080 Belastungszyklen, entsprechend 12 Monaten und einer Abschlussretention nach 2160 Zyklen von 26 N. Somit zeigte sich der größte mittlere Haftkraftverlust von 14 % nach 540 Zyklen, nach 2160 Lastzyklen belief sich der Retentionsverlust auf durchschnittlich 26 % (Can et al., 2013).

Erste Zielstellung der Untersuchung war es, die Anfangsfriktionen mit denen, von den Herstellern angegebenen, zu vergleichen. Hier konnten sechs Versuchsgruppen mit nicht signifikanten Unterschieden in der Ausgangsfriktion ermittelt werden, bei acht Versuchsgruppen wurden signifikante bis höchst signifikante Retentionsunterschiede gemessen. So zeigen sich die auffälligsten Differenzen bei Versuchsgruppe 12 (Vario Soft 3 hellrot) mit 11,25 N statt 8 N laut Hersteller, und Versuchsgruppe 5 (M-SG®-Star 2 orange) mit 1,51 N statt 1 N laut Hersteller (beide  $p < 0,001$ ). Die geringsten, nicht signifikanten Abweichungen von den Herstellerangaben waren bei Versuchsgruppe 9 (Vario Soft 3 rot) mit 8,002 N statt 8 N ( $p = 0,971$ ) und Versuchsgruppe 4 (Mini-SG® blau) mit 11,97 N statt 12 N ( $p = 0,745$ ) zu finden. Der Vergleich des Mini-SG®-Geschiebes mit den Ausgangretentionen der Studie von Kuntze (1998) (rot 11 N, grün 24,2 N und blau 28,7 N) zeigt, dass die Ergebnisse der hier vorliegenden Studie mit 6,24 N in Versuchsgruppe 2 rot (HA = 6 N), 9,27 N in Versuchsgruppe 3 grün (HA = 9 N) und in Versuchsgruppe 4 blau (HA = 12 N) 11,97 N den Ausgangretentionen laut Hersteller sehr nahe kommen. Auch bei Can et al. zeigt sich mit 35 N beim Vario-Soft-3-Geschiebe eine viel massivere Abweichung der Ausgangretentionen. Laut Hersteller wird je nach Kunststoffmatrize eine Haftkraft von 4-8 N angenommen. Somit kann angenommen werden, dass die Anfertigung der Proben streng nach Herstellerangaben vorgenommen wurde, Fügeflächen streng parallel ausgearbeitet wurden und die Abzüge axial vorgenommen wurden.

Zweite Zielstellung der hier vorliegenden Studie war es, das Langzeitretentionsverhalten unter axialer Belastung verschiedener Geschiebe zu untersuchen. Bei der simulierten Alterung zeigte sich bei allen Versuchsgruppen schon nach 100 Belastungszyklen ein signifikanter Unterschied in der Retention gegenüber dem Ausgangswert, außer in Versuchsgruppe 13 Vario Soft 3 mini grün. Hier veränderte sich die Haftkraft nur einmal signifikant nach 200 Trenn- und Fügedurchläufen von anfänglich 4,57 N auf 3,59 N, das entspricht einem Retentionsverlust von 20,9 %, nach 10000 Zyklen zeigte diese Gruppe den geringsten Retentionsverlust von 21,85 % (Retentionsendwert = 3,4 N) und ging somit als Geschiebe-Kunststoffmatrizen-Paarung mit den besten Langzeitretentionswerten hervor. Der Retentionsverlust zwischen den Versuchsgruppen zeigte starke Schwankungen, welche in Tabelle 32 zusammengefasst wurden. Auch nach 200 Zyklen zeigten sich bei zehn Versuchsgruppen signifikante Retentionsverluste, nach 500 Füge- und Trenndurchgängen noch bei sieben Gruppen und nach 1000 Zyklen war in acht Versuchsgruppen ein erneuter signifikanter Retentionsverlust zu verzeichnen. Nach 5000 Zyklen gab es nur noch bei zwei Geschiebe-Kunststoffmatrizen-Paarungen signifikante Unterschiede der Retention, nach 10000 Belastungssequenzen konnten keine signifikanten Änderungen der Haftkraft festgestellt werden. Die auffälligsten

Retentionsverluste wurden bei den Mini-SG®-Geschieben (Versuchsgruppen 1-4) und den Vario-Soft-3-Geschieben mit Soft-Matrizen (Versuchsgruppen 7-9) ermittelt. Diese sieben Gruppen zeigten schon nach 100 Zyklen signifikante Retentionsverluste von 47 - 89 %, der Endwert des Haftkraftverlustes wurde nach 10000 Durchläufen mit 85 - 93 % erfasst. Eine mittlere Gruppe konnte aus Versuchsgruppen 5, 6, 11 und 12 gebildet werden, die einen Verlust der Retention nach 10000 Zyklen von 52 - 71 % aufwies. Eine deutlich bessere Langzeitretention zeigte sich bei den Kunststoffmatrizen von Vario Soft 3 hellgrün (Soft Soft Matrize) und Vario Soft 3 mini grün (Versuchsgruppen 10 und 13). Hier zeigten sich signifikante Retentionsverluste nur nach 100 und 200 Zyklen, bis zur simulierten Alterung nach 10000 Zyklen betrug der Retentionsverlust 29 % und 22 %. Auch die gelben Kunststoffmatrizen des Vario-Soft-3-mini-Geschiebes (Versuchsgruppe 14) konnten einen annähernden Retentionsverlust von 35 % erzielen. Abschließend kann Vario Soft 3 mini als Geschiebe mit dem durchschnittlich wenigsten Retentionsverlust bezeichnet werden.

Diese Ergebnisse stehen in deutlichem Kontrast zu oben beschriebenen Studien, in denen Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen nach 10000 Zyklen einen Retentionsverlust von 4 - 8 % zeigten (Wichmann und Kuntze, 1998; Wichmann und Kuntze, 1999a) oder die Retention von Mini-SG® nach einem kurzen Anstieg um 13 % absinkt (Kuntze, 1998). Auffällig ist der von Ludwig et al. (2003) gemessene Haftkraftverlust des Mini-SG®-Geschiebes von durchschnittlich 25 % nach 10000 Zyklen, ein eindeutig stärker ausfallender Verlust an Retention gegenüber den vorab genannten Ergebnissen. In dieser Studie wurden die Abzüge in destilliertem Wasser bei 21 °C durchgeführt (Ludwig et al., 2003). Ausgehend davon, dass alle anderen Studien in künstlichem Speichel bei 37 °C durchgeführt wurden, ist anzunehmen, dass die Temperatur des umgehenden Mediums durchaus einen Einfluss auf den Retentionsverlust hat. Die in der vorliegenden Studie massiveren Retentionsverluste bei allen geprüften Geschieben könnten somit teilweise auf die niedrigere Temperatur des Speichelbades während der simulierten Alterung zurückzuführen sein.

Die hier hohen Haftkraftverluste von Vario-Soft 3 lassen sich nur eingeschränkt mit den Ergebnissen einer Studie vergleichen. Auch die Gruppe um Can stellte hier im Gegensatz zu anderen Geschiebestudien massivere Retentionsverluste fest. Bei axialen Abzügen in 36,5 °C warmer Speichelersatzlösung zeigte sich nach 1000 Zyklen bereits ein mittlerer Retentionsverlust von 20 % (Can et al., 2013). Hier wurde unter vergleichbaren Parametern geprüft, wie bei oben beschriebenen Studien zum Mini-SG®-Geschiebe. Dieses schlechtere Langzeitretentionsverhalten gegenüber anderen Geschieben mit Kunststoffeinsätzen kann durch die vorliegende Studie bestätigt werden.

Für die in der vorliegenden Studie gewonnenen Ergebnisse zur Langzeitretention, die eindeutig von Ergebnissen vorheriger Studien abweichen, lassen sich verschiedene Gründe vermuten. Unterschiede zu anderen Studien zeigen sich im Versuchsaufbau: einerseits wurde die simulierte Alterung bei Zimmertemperatur, nicht bei Körpertemperatur, durchgeführt, andererseits wurde die Haftkraft ohne umgebendes Speichelbad an trockenen Geschieben ermittelt. Schon Jung und Borchers (1983) und Kuntze (1998) vermuteten eine Quellung der Kunststoffeinsätze in Feuchtigkeit. Diese Quellung würde eine Lumenverkleinerung der Matrizen und somit eine erhöhte Retention während der simulierten Alterung bedeuten. Das wiederum würde zu einem erhöhten Materialabtrag und folgend zu Retentionsverlust führen. Während der Trocknung des Kunststoffes wäre eine Schrumpfung vermutbar, die das Matrizenlumen nun wieder erweitern würde. Durch den stärkeren Materialabrieb während der Belastungszyklen und die Messung im trockenen, nicht gequollenen Zustand der Matrizeneinsätze, wären die massiven Retentionsverluste in dieser Untersuchung erklärbar. Ebenso gibt es scheinbare Zusammenhänge zwischen den voneinander abweichenden Ergebnissen und der unterschiedlichen Temperatur des umgebenden Mediums. Eine Erklärung hierfür könnte der Wärmeausdehnungskoeffizient sein, welcher ein Kennwert ist, der das Verhalten eines Stoffes bezüglich Veränderungen seiner Abmessungen bei Temperaturveränderungen beschreibt. Bei zugeführter Wärme dehnt sich Kunststoff stärker aus, als beispielsweise Metall. Bei der Abzugsuntersuchung in einem Medium von 37 °C würde das nochmals eine Lumenverkleinerung durch Ausdehnung des Kunststoffeinsatzes gegenüber der Messung bei Zimmertemperatur darstellen. Daraus resultierend sind bei höherer Temperatur auch höhere Retentionswerte zu erwarten.

### **5.3 Schlussfolgerung**

Die hier vorliegende Studie lässt sich nur bedingt auf die klinische Situation übertragen. Es wäre möglich die In-vitro-Studie in Versuchsaufbau und -durchführung den tatsächlichen Vorgängen intraoral anzunähern. Hier wären weitere Studien mit parodontienadäquater Lagerung denkbar. Auch eine Überprüfung des Langzeitretentionsverhaltens unter extraaxialer Belastung, welche eine Kaubelastung simuliert, wäre wünschenswert.

Ebenso könnten weitere Untersuchungen zu Quellung und Temperaturverhalten der Kunststoffeinsätze bei Geschieben weitere Aufschlüsse bringen.

Klinische Studien zu Geschieben mit Kunststoffeinsätzen zeigen gute Langzeiterfahrungen und zufriedene Patienten (Zajc et al., 2007; Zhou, 2005). Auch diese Gegebenheit macht weitere In-vitro-Untersuchungen unter klinischeren Parametern notwendig.

Trotz der nur bedingten Rückschlüsse auf die klinische Situation, lässt sich die Vario-Soft-3-mini-Geschiebegruppe als Geschiebe mit dem besten Langzeitretentionsverhalten benennen. Beide Matrizen des Vario Soft 3 mini zeigten bei einer Ausgangshaftkraft von 4,4 bzw. 6,4 N nach Langzeitbelastung einen Retentionswert zwischen 3,4 bzw. 4,1 N. Hierzu stellt sich die Frage, welche Haftkraft bei Teilprothesen nötig ist, um deren Funktion und Stabilität zu sichern. Eine Vielzahl von Autoren benennt die optimale Haftkraft einer Teilprothese mit 5 bis 10 N, um einen sicheren Halt gegen Zugkräfte zu gewährleisten, ohne dabei parodontale Schäden zu verursachen (Bates, 1968; Hofmann, 1986; Körber, 1995; Lehmann und Arnim, 1976). Laut Becker berichteten Patienten, dass sie mit einer zu leistenden Abzugskraft von 2,5 bis 3 N zufrieden sind (Becker, 1982). Somit ist das Vario Soft 3 mini das einzige der untersuchten Geschiebe, welches bei einem akzeptablen Retentionsverlust (hier 21 und 35 %) auch ohne Aktivierung einer für den Patienten ausreichenden Abzugskraft standhält.

Das Vario-Soft-3-Geschiebe mit Soft Soft Matrizen (Versuchsgruppe 10 - 12) konnte nach 1000 Zyklen noch eine mittlere Retention von 3,1 – 3,9 N nachweisen, laut Becker (1982) für Patienten eine Haftkraft, die dem Patienten ein sicheres Gefühl vermittelt. Eine Aktivierung des Geschiebes nach 1000 Zyklen würde ungefähr einem jährlichen Zahnarztbesuch entsprechen. Somit wäre auch die Vario-Soft-3-Gruppe mit Soft Soft Matrizen für Patienten vertretbar, denen eine Haftkraft der Prothese von durchschnittlich 3 N ausreicht.

Mini-SG<sup>®</sup>-, M-SG<sup>®</sup>-Star-2- und Vario-Soft-3-Geschiebe mit Soft Matrizen (Versuchsgruppen 1 – 9) hatten den Retentionswert von 3 N bereits nach 100 bis 200 Belastungszyklen unterschritten, dies würde in der Praxis eine nötige Aktivierung der Geschiebe im ein- bis zweimonatlichen Rhythmus bedeuten. Diese Häufigkeit wäre klinisch weder für Patienten, noch für den Behandler zufriedenstellend. Die klinische Verwendung des M-SG<sup>®</sup> Star 2 mit orangenen Kunststoffeinsätzen ist bei einer Ausgangsfriktion von nur 1 N fraglich.

## 6 Zusammenfassung

Die hier vorliegende In-vitro-Studie verfolgte das Ziel verschiedene Geschiebe mit Kunststoffmatrizen auf ihr Retentionsverhalten zu untersuchen.

Dazu wurden vier Geschiebe mit unterschiedlichen Kunststoffeinsätzen in 14 Versuchsgruppen eingeteilt und von einer erfahrenen Zahntechnikerin angefertigt. Pro Versuchsgruppe wurden je zwei Matrizen-Matrizen-Paare hergestellt, wobei die Matrize an ein Implantatkäppchen gegossen wurde. Mit Hilfe eines Implantates konnte das Geschiebe nun in der Prüfvorrichtung befestigt werden.

Zu Beginn sollte die Ausgangsretention der Geschiebe gemessen und mit den Angaben der Hersteller verglichen werden. Dazu wurde die Matrize mit Hilfe eines Implantats an der unteren Traverse der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D), einer computergesteuerten Prüfmaschine zur Kraftmessung, befestigt und die dazugehörige Matrize gefügt bei 0° Abzugswinkel in einer Wanne an der oberen Traverse in den Kunststoff PalaXpress® (Heraeus Kulzer, Hanau, D) eingebettet. Anschließend wurden die Matrizen mit je 10 Kunststoffeinsätzen pro Versuchsgruppe 10-mal mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min nach oben vollständig getrennt. Somit wirkte eine Zugkraft auf das Geschiebe, welche durch die Prüfsoftware testXpert II gemessen, dokumentiert und in Form von Kraft-Weg-Diagrammen dargestellt wurde.

Im Anschluss sollte eine künstliche Alterung durch Ein- und Ausgliederung erreicht werden, um das Retentionsverhalten unter Langzeitbelastung zu untersuchen. Dazu wurde das zweite Matrizen-Matrizen-Geschiebe-Paar auf gleiche Art in einer Gängelmaschine, eine erprobte Versuchsanordnung zur simulierten Alterung durch Füge- und Trennbewegungen, fixiert. Hier wurden alle Kunststoffeinsätze 10000 vollständigen Füge- und Trennzyklen unterzogen. Alle Zyklen wurden in einem Bad aus künstlichem Speichel bei Zimmertemperatur, mit einer Vorlast von 50 N und einer Frequenz von 0,5 Hz durchgeführt. Die anschließende Thermozyklisierung sollte die In-vitro-Studie den natürlichen Bedingungen im Mund anpassen. Dazu wurden die Kunststoffeinsätze je 30 s in einem Wechselbad mit 5 °C und 55 °C temperierten destilliertem Wasser und 15 s Abtropfzeit für 5000 Zyklen getaucht. Um das Retentionsverhalten beurteilen zu können, wurden alle Proben nach 100, 200, 500, 1000, 5000 und nach 10000 Zyklen und Thermozyklisierung nochmals in die Universalprüfmaschine Z010 (Zwick, Ulm, D) gespannt und unter gleichen Parametern streng axial auf ihre Abzugskraft geprüft (n=10). Die aus den Zugversuchen gewonnenen Daten wurden mit Hilfe des Statistikprogramms SPSS 14.0 (SPSS Incorporation, Chigaco, USA) ausgewertet, wobei die Mittelwerte der Retentionen (n=100) mit der einfachen Varianzanalyse (ANOVA) in

Verbindung mit dem Tukey's Studentized-Range-Test und der Bonferroni-Holm-Korrektur auf statistisch signifikante Unterschiede untersucht wurden ( $p < 0,05$ ).

Beim Vergleich der Ausgangsretentionen (0 Belastungszyklen) mit den Retentionen laut Hersteller zeigten sich bei M-SG® Star 2 orange (+ 59 %) und Vario Soft 3 hellrot (+ 41%) die größten Abweichungen. Bei den Geschieben Mini-SG® blau, M-SG® Star 2 violett und Vario Soft 3 mit gelben, roten und hellgrünen Matrizen wurden hingegen nur geringste Abweichungen von -1 % bis zu + 1,6 % gegenüber den vom Hersteller angegebenen Ausgangsretentionen festgestellt. In Bezug auf die klinische Situation sind jedoch alle Ergebnisse durchaus als akzeptabel einzustufen.

Zweite Zielstellung der hier vorliegenden Studie war es, das Langzeitretentionsverhalten verschiedener Geschiebe unter axialer Belastung zu untersuchen. Bei der simulierten Alterung zeigte sich bei allen Versuchsgruppen schon nach 100 Belastungszyklen ein signifikanter Unterschied in der Retention gegenüber dem Ausgangswert, außer in Versuchsgruppe 13 Vario Soft 3 mini grün. Hier veränderte sich die Haftkraft nur einmal signifikant nach 200 Trenn- und Fügedurchläufen von anfänglich 4,57 N auf 3,59 N, das entspricht einem Retentionsverlust von 20,9 %, nach 10000 Zyklen zeigte diese Gruppe den geringsten Retentionsverlust von 21,85 % (Retentionendwert = 3,4 N) und ging somit als Geschiebe-Kunststoffmatrizen-Paarung mit den besten Langzeitretentionswerten hervor. Die auffälligsten Retentionsverluste wurden bei den Mini-SG®-Geschieben und den Vario-Soft-3-Geschieben mit Soft Matrizen ermittelt. Diese sieben Gruppen zeigten schon nach 100 Zyklen signifikante Retentionsverluste von 47 - 89 %, der Endwert des Haftkraftverlustes wurde nach 10000 Durchläufen mit 85 - 93 % erfasst. Eine mittlere Gruppe konnte aus den Geschieben M-SG® Star 2 und Vario Soft 3 mit Soft Matrizen gebildet werden, die einen Verlust der Retention nach 10000 Zyklen von 52 - 71 % aufwies. Eine deutlich bessere Langzeitretention zeigte sich bei den hellgrünen Kunststoffmatrizen von Vario Soft 3 (Soft Matrizen) und Vario Soft 3 mini grün. Hier zeigten sich signifikante Retentionsverluste nur nach 100 und 200 Zyklen, bis zur simulierten Alterung nach 10000 Zyklen betrug der Retentionsverlust 29 % und 22 %. Auch die gelben Kunststoffmatrizen des Vario-Soft-3-mini-Geschiebes konnten einen annähernden Retentionsverlust von 35 % erzielen. Abschließend kann Vario Soft 3 mini als Geschiebe mit dem durchschnittlich wenigsten Retentionsverlust unter Langzeitbelastung bezeichnet werden. Beide Matrizen des Vario Soft 3 mini zeigten bei einer Ausgangshaftkraft von 4,4 N bzw. 6,4 N nach Langzeitbelastung einen Retentionswert zwischen 3,4 N bzw. 4,1 N. Somit ist es das einzige der untersuchten Geschiebe, welches bei einem akzeptablen Retentionsverlust (hier 21 % und 35 %) auch ohne Aktivierung einer für den Patienten ausreichenden Abzugskraft von 3 - 5 N standhält.

Das Vario-Soft-3-Geschiebe mit Soft Soft Matrizen konnte nach 1000 Zyklen noch eine mittlere Retention von 3,1 N - 3,9 N nachweisen, und wäre somit bei einer jährlichen Aktivierung durchaus klinisch akzeptabel. Mini-SG<sup>®</sup>-, M-SG<sup>®</sup>-Star-2- und Vario-Soft-3-Geschiebe mit Soft Matrizen hatten den Retentionswert von 3 N bereits nach 100 bis 200 Belastungszyklen unterschritten. Eine somit ein- bis zweimonatlich nötige Aktivierung wäre im Praxisalltag nicht vertretbar.

## 7 Literaturverzeichnis

1. Akaltan F, Can G (1995) Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent* 74(4):422-7.
2. Alsabeeha NH, Swain MV, Payne AG (2011) Clinical performance and material properties of single-implant overdenture attachment systems. *Int J Prosthodont* 24(3):247-54.
3. Arnold AC (2013) Retentionsverhalten teleskopierender Doppelkronen mit und ohne zusätzliche Halteelemente – eine In-vitro-Studie. Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
4. Balkenhol M, Ferger P, Wöstmann B, Kothe A, Wickop H (2003) Orale Gesundheit und Lebensqualität vor und nach prothetischer Versorgung. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 58(10):603-605.
5. Bates JF (1968) Studies on the retention of cobalt-chromium partial dentures. *Br Dent J* 125(3):97-102.
6. Bayer S, et al. (2012) Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement--in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology* 29(2):e340-7.
7. Bayer S, et al. (2009) Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures--retention force changes. *Gerodontology* 26(4):268-72.
8. Becker H (1982) Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *Zahnärztl Prax* 33(4):153-6.
9. Bekes K (2003) Die Haftkraft verschiedener Dentinhaftvermittler auf kortikalem Schweineknochen in vitro. *Med. Diss., Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.*
10. Besimo C, Bichweiler UM (1987) [Movement of prefabricated profiled sliding attachments]. *Z Stomatol* 84(7):391-404.
11. Besimo C, Guarnerie A, Jahn M (2001) Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung in vitro. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift*(56)
12. Besimo C, Sigrist M, Jahn M (2004) Vergleichende Untersuchungen der Haltekraft endodontisch verankerter Kugelattachments bei Verschleißbeanspruchung in vitro. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 59(6):305-310.
13. Besimo CE, Blümli M (1999) Extrakoronale Geschiebe in der Teilprothetik. *Die Quintessenz* 50(11)
14. Besimo CE, Guarneri A (2003) In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 30(7):671-8.

15. Boeckler AF, Morton D, Ehring C, Setz JM (2008) Mechanical properties of magnetic attachments for removable prostheses on teeth and implants. *J Prosthodont* 17(8):608-15.
16. Botega DM, Mesquita MF, Henriques GE, Vaz LG (2004) Retention force and fatigue strength of overdenture attachment systems. *J Oral Rehabil* 31(9):884-9.
17. Branchi R, Vangi D, Virga A, Guertin G, Fazi G (2010) Resistance to wear of four matrices with ball attachments for implant overdentures: a fatigue study. *J Prosthodont* 19(8):614-9.
18. BREDDENT (2005) Die Vario-Soft Geschiebegruppe. Bredent, Senden, D
19. Breeding LC, Dixon DL, Schmitt S (1996) The effect of simulated function on the retention of bar-clip retained removable prostheses. *J Prosthet Dent* 75(5):570-3.
20. Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Jr., Beck DA (1995) Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part I--Retention, stability, and tissue response. *J Prosthet Dent* 73(4):354-63.
21. Can G, Ozmumcu B, Altinci P (2013) In vitro retention loss of attachment-retained removable partial denture. *J Contemp Dent Pract* 14(6):1049-53.
22. Cendres+Métaux (2009) Mini-SG® System das Geschiebe-System für chirurgiefreien Lückenschluss - intelligent und multiindikativ. Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH
23. Cendres+Métaux (2015a) Aktuelle Arbeitsanleitung: M-SG® Star 2. Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH
24. Cendres+Métaux (2015b) Mini-SG®, Mini-SG® F, Mini-SG® R. Cendres+Métaux SA, Biel/Bienne, CH
25. Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ, Jr. (2004) Retention characteristics of attachment systems for implant overdentures. *J Prosthodont* 13(4):221-6.
26. Coye RB (1993) Precision attachment removable partial dentures. *W V Dent J* 67(1):6-14.
27. Cramer von Clausbruch S (2005) Titanwerkstoffe - ein Vergleich. *Quintessenz Zahntechnik* 31(11):1208-1221.
28. Dengel P (1998) Das Vario-Soft-Geschiebe - Präzision im Alltag. *Quintessenz Zahntech* 24(1):7.
29. Dhayat R (2012) Untersuchungen zum in vitro Verschleiß von Aktivierungselementen für Teleskopkronen. Med. Diss., Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.
30. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pagnillo MK (1999) Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. *J Prosthet Dent* 82(5):579-84.
31. Erdelt K-J, Schweiger J (2009) Vorrichtung und Verfahren zur Simulation der Mobilität eines Zahnes. In: World Intellectual Property Organization - Patentscope.

<https://patentscope.wipo.int/search/en/detail.jsf?docId=WO2009015905&recNum=1&maxRec=&office=&prevFilter=&sortOption=&queryString=&tab=PCT+Biblio>

32. Freesmeyer WB: Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik. Hanser, München, 1987.
33. Frenzel U (2002) Experimentelle Untersuchungen zum Retentionsverhalten konfektionierter Geschiebe in Abhängigkeit von Werkstoff, Formgebung und Herstellungsverfahren. Dissertation, Techn. Univ.
34. Geiger G: Geschiebetechnik: Anfertigung und Verarbeitung individueller und konfektionierter Geschiebe. Verlag Neuer Merkur, München, 1982.
35. Gozneli R, Yildiz C, Vanlioglu B, Evren BA, Kulak-Ozkan Y (2013) Retention behaviors of different attachment systems: precious versus nonprecious, precision versus semi-precision. Dent Mater J 32(5):801-7.
36. Graber G: Verankerungselemente partieller Prothesen. In: Rateitschak KH (Hrsg.) Partielle Prothetik. 2. Aufl. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 1992, S. 32.
37. Gruner M, Bourauel C, Keilig L, Utz KH, Stark H (2003) Entwicklung eines parodontienadaquaten Probenhalters für Verschleissuntersuchungen von Teleskopkronen. Biomed Tech (Berl) 48(1-2):15-9.
38. Hachenberg J (2009) Edelmetall bleibt der Goldstandard. QUintessenz Zahntechnik 35(12):1654-1659.
39. Hagner MW, et al. (2006) Eine In-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 61(11):594-603.
40. Hoffmann-Axthelm W: Die Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz-Verlags-GmbH, Berlin, 1985.
41. Hofmann E, Behr M, Handel G (2002) Frequency and costs of technical failures of clasp- and double crown-retained removable partial dentures. Clin Oral Investig 6(2):104-8.
42. Hofmann M (1986) Muskulatur und Prothesenhalt. ZWR 95(6):640-7.
43. Hofmann M (1990) Die prothetische Versorgung des wenig bezahnten und des zahnlosen Patienten - eine Standortbestimmung. Dtsch Zahnarztl Z 45(9):525-37.
44. Hofmann M, Seiler E (1988) Führungseigenschaften verschiedener Verbindungselemente im Hinblick auf die Kinematik von Freundsätteln. Dtsch Zahnarztl Z 43(4):497-503.
45. Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M (2006) In vitro wear of different material combinations of intracoronal precision attachments. Int J Prosthodont 19(4):330-2.
46. Hopp M, Strietzel FP, Klar A (2003) Riegelverankerte Brücke aus Titan. Quintessenz Zahntechnik 28(12):1384-1410.
47. Hornung F (2007) Experimentelle Untersuchungen zum Verschleißverhalten gegossener Klammern. Med. Diss., Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.

48. Jauernig C (2010) In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen. Dissertation, Medizinische Universität München.
49. Jenkins G: Precision attachments - a link to successful restorative treatment  
Geschiebe - ein erfolgreicher Weg zum Zahnersatz. (trans: Durchholz G). Quintessenz-Verlag, 2000.
50. Jüde HD, Kühl W, Roßbach A: Folgeschäden nach Zahnverlust Einführung in die zahnärztliche Prothetik. 5. Aufl., 5. edn. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2002a, S. 18-21.
51. Jüde HD, Kühl W, Roßbach A: Mit Klammern verankerte Teilprothesen Einführung in die Zahnärztliche Prothetik. 5. Aufl. Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 2002b, S. 116-121.
52. Jung T, Borchers L (1983) [Experimental study on the mechanical properties of precision connectors]. Dtsch Zahnarztl Z 38(11):986-9.
53. Jung T, Bussler KM (1988) [Contact area between male and female components of prefabricated attachments]. Dtsch Zahnarztl Z 43(4):492-6.
54. Kammertons H (1988) Bond-friction test of telescope and conical crowns. Quintessenz Zahntechnik 14(1):11-4.
55. Karau K (2002) In-vitro-Untersuchungen zum axialen Verschleißverhalten eines konfektionierten Geschiebetyps aus verschiedenen Dentallegierungen. Dissertation, Med. Hochschule Hannover.
56. Knösel JPW (2001) Oberflächenveränderungen an Kronen und Verblendmaterialien nach Belastung durch gegossene Halteelemente. Med. Diss., Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.
57. Koeck B, Grüner M, Werner BE (1993) Vergleichende Untersuchung einiger vorgefertigter Verbindungselemente bei paraxialer Belastung. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift(48):622-624.
58. Kolmer K, Schäfer U (1997) Verriegelte, friktionsfreie, teleskopierende Teilprothetik aus Titan - eine Fallstudie. Quintessenz Zahntechnik 23(8)
59. Körber KH: Zahnärztliche Prothetik. Vol 4. Auflage. Thieme-Verlag, Stuttgart, 1995.
60. Krennmair G, Weinländer M, Piehslinger E (2014) Verankerungselemente bei herausnehmbaren implantatgetragenen Restaurationen. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 69(6):326-334.
61. Kuntze W (1998) Vergleichende In-vitro-Untersuchungen zum Verschleiß konfektionierter Geschiebe. Dissertation, Med. Hochschule Hannover.
62. Lehmann KM, Arnim FV (1976) Untersuchungen über die Retentionskräfte von Druckknopfankern. SSO Schweiz Monatsschr Zahnheilkd 86(5):521-30.

63. Ludwig K, Kresse T, Kern M (2003) In-vitro-Untersuchungen zum Verschleißverhalten extrakoronaler Geschiebe mit und ohne Schubverteiler. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 58:597-600.
64. Ludwig P (1983) Grundlagen zur Abstützung von herausnehmbarem Zahnersatz im Luckengebiss. Dtsch Zahnärztl Z 38(11):967-74.
65. Ludwig P, Niedermeier W: Teilprothese Prothetik. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, 2002, S. 84-90.
66. Mähr H-G (1996) Kombinationsprothetik in Titan SAE-Funkenerosion - Der Weg zum messbaren Erfolg. Quintessenz Zahntechnik 22(1)
67. Mannes ARKA (2013) In-Vitro-Studien zum Verschleiß von Kugelankern und Locatoren bei unterschiedlichen Implantatdivergenzen. Med. Diss., Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn.
68. Mansour S, Schlenz K, Arnold AC, Setz JM, Boeckler AF (2012) Retention characteristics of semi-precise bar attachments in implant dentistry. Int Poster J Dent Oral Med 14(2):Poster 595.
69. Marxkors R: Die partielle Prothese mit Modellgussbasis Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 5. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2010, S. 125-140.
70. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H (1990) Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent 64(2):153-8.
71. Orbach K (2011) Langfristige klinische Bewährung von klammerverankerten Einstückprothesen. Dissertation, Justus-Liebig-Universität Gießen.
72. Owall B, et al. (2002) Removable partial denture design: a need to focus on hygienic principles? Int J Prosthodont 15(4):371-8.
73. Owall B, Jonsson L (1998) Precision attachment-retained removable partial dentures. Part 3. General practitioner results up to 2 years. Int J Prosthodont 11(6):574-9.
74. Pöggeler R (1995) Klinische Nachuntersuchung von totalprothetischen Versorgungen mit Doppelkronen (Cover-Dentures). Dissertation, Marburg.
75. Pospiech P: Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Vol 1. Thieme Verlags-GmbH, Stuttgart, 2001.
76. Preiskel HW (1973) Intracoronal attachments. Dent Clin North Am 17(4):691-703.
77. Preiskel HW: Präzisionsverankerungen in der zahnärztlichen Prothetik. (trans: Obreschkow C), Vol 1. Quintessenz-Verlags-GmbH, Berlin, 1983.
78. Rädcl M, Jacoby ST, Böning KW (2014) Biologische Komplikationen an unterschiedlichen Verankerungselementen von abnehmbarem Zahnersatz. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 69(5):277-284.

79. Rehmann P, Orbach K, Podhorsky A, Wöstmann B (2015) Klinische Bewährung von klammerverankerten Einstückprothesen. *Quintessenz* 66(1):39-46.
80. Reißmann DR, Pieger S, Heydecke G (2010) Die sozialverträgliche Prothese. *Quintessenz* 61(11):1367-1377.
81. Riedy SJ (1997) The precision attachment removable partial denture. *J Tenn Dent Assoc* 77(2):36-9.
82. Röper M (1982) Untersuchung der Haft- und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleißversuch. *Med. Diss.,*
83. Rübeling G, Popall K, Meyer S (2000) Der erste parallele Aktivierungsmechanismus. Lineares Aktivieren von parallelwandigen T-Geschieben mittels Doppelkonus. *Quintessenz Zahntechnik* 26(10):1003-1014.
84. Rudolph M (2006) Randspaltmessung und Festigkeitsprüfung von Metallkeramikronen mit lasergeschmolzenem Gerüst. Eine In-vitro-Studie. *Med. Diss., Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg.*
85. Rutkunas V, Mizutani H, Takahashi H (2007) Influence of attachment wear on retention of mandibular overdenture. *J Oral Rehabil* 34(1):41-51.
86. Saito M, Notani K, Miura Y, Kawasaki T (2002) Complications and failures in removable partial dentures: a clinical evaluation. *J Oral Rehabil* 29(7):627-33.
87. Sarnat AE (1983) The efficiency of cobalt samarium (Co5Sm) magnets as retention units for overdentures. *J Dent* 11(4):324-33.
88. Sauer G (1976) Vergleichende Untersuchung der gebräuchlichsten prothetischen Hilfsteile. *Dtsch Zahnärztl Z* 31(7):542-6.
89. Schierz O (2004) Vergleichende In-vitro-Untersuchungen zu Passung und Härte konfektionierter Vollmetallgeschiebe. *Dissertation, Universität Leipzig.*
90. Schierz O, Kroszewsky C, Häßler C (2003) Passung und Härte konfektionierter Geschiebe. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 58:593-596.
91. Schmitt J, Wichmann M, Eitner S, Hamel J, Holst S (2011) Five-year clinical follow-up of prefabricated precision attachments: a comparison of uni- and bilateral removable dental prostheses. *Quintessence Int* 42(5):413-8.
92. Schmitt J, Wichmann M, Göllner M (2012) Klinische Bewährung von geschiebeverankerten Teilprothesen - uni- versus bilaterale Verankerung. *Die Quintessenz* 63(3):317-324.
93. Schwall E, Lucka C (2007) Hochgoldhaltige Legierungen - Medizinisch sinnvolle Bioverträglichkeitskonzepte und ihre Darstellung gegenüber dem Kunden. *Quintessenz Zahntechnik* 33(8):1010-1017.
94. Sernetz F (1995) Titan und Titanlegierungen in der Kieferorthopädie. *Quintessenz Zahntechnik* 21(5)

95. Setz I, Lee SH, Engel E (1998) Retention of prefabricated attachments for implant stabilized overdentures in the edentulous mandible: an in vitro study. *J Prosthet Dent* 80(3):323-9.
96. Shillingburg HT, Jr., Fisher DW (1973) Nonrigid connectors for fixed partial dentures. *J Am Dent Assoc* 87(6):1195-9.
97. Siebert-Steeb A (2010) In-vitro-Abzugsversuche an Mesostrukturen mittels Folienprägetechnik auf Primärkoni aus Zirkonoxidkeramik (ZrO<sub>2</sub>) und Sekundärkoni aus Kobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo). Med. Diss., Greifswald.
98. Spang H: Vorgefertigte Verbindungselemente in der Teilprothetik: Beschreibung, Ordnung, Problematik und Anwendung. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1981.
99. Stark H, Kern M (2002) Die prothetische Versorgung des alten Menschen. *Quintessenz* 53:359-371.
100. Stegelmann K, Luthardt R (2009) Grundprinzipien für die Planung von abnehmbarem Zahnersatz. *Quintessenz* 60:1023-1030.
101. Steiger A, Boitel RH: Precision Work for Partial Dentures. Stebo, Zürich, 1959.
102. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Einführung in die Geschiebeprothetik (mit klinischem und labortechnischem Ablauf) Curriculum Prothetik, Band III. 4. Aufl. Quintessenz Verlag, Berlin, 2011a, S. 765-772.
103. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Einführung in die Modellgussprothetik Curriculum Prothetik, Band III. 4. Aufl. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2011b, S. 740.
104. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Geschiebeprothetik: Doppelkronensysteme - Einführung Curriculum Prothetik Band III. 4. Aufl. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2011c
105. Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Gestaltung, Konstruktion und technische Aspekte von Teilprothesen Curriculum Prothetik, Band III. 4. Aufl. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2011d, S. 729.
106. Studer SP, Mader C, Stahel W, Scharer P (1998) A retrospective study of combined fixed-removable reconstructions with their analysis of failures. *J Oral Rehabil* 25(7):513-26.
107. Szara WL, Jr., Davis RP (1995) Fixed partial denture segmenting attachments. *Trends Tech Contemp Dent Lab* 12(10):34-8.
108. Vermeulen AH, Keltjens HM, van't Hof MA, Kayser AF (1996) Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. *J Prosthet Dent* 76(3):267-72.
109. Wakabayashi N, Yatabe M, Ai M, Sato M, Nakamura K (1998) The influence of some demographic and clinical variables on psychosomatic traits of patients requesting replacement removable partial dentures. *J Oral Rehabil* 25(7):507-12.

110. Walton JN, Ruse ND (1995) In vitro changes in clips and bars used to retain implant overdentures. J Prosthet Dent 74(5):482-6.
111. Weaver JD (1989) Telescopic copings in restorative dentistry. J Prosthet Dent 61(4):429-33.
112. Weber H, Setz J: Teilprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg.) Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Georg Thieme-Verlag, Stuttgart, 2011, S. 133-165.
113. Wegold (2014/2015) Konstruktionselemente & Endodontie. Wegold Edelmetalle GmbH, S. 62-97.
114. Weimann F (2000) Zur durchschnittlichen Verweildauer von Einstückgußprothesen <http://d-nb.info/959664602/34>.
115. Wichmann M, Kuntze W (1998) Vergleichende Untersuchung zum Verschleiverhalten konfektionierter Geschiebe. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift(53):628.
116. Wichmann M, Kuntze W (1999a) Vergleichende Untersuchung zur Aktivierbarkeit konfektionierter Geschiebe. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift(54)
117. Wichmann MG, Kuntze W (1999b) Wear behavior of precision attachments. Int J Prosthodont 12(5):409-14.
118. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA (2001) Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. J Prosthet Dent 86(6):603-7.
119. Wirz J (1994) Titan - ein Werkstoff der modernen Prothetik. Quintessenz 45(5)
120. Wirz J, Grande V, Jäger K (1994) Einsatz von Titan in der implantatunterstützten Teilprothetik. Quintessenz 45(7)
121. Wirz J, Jäger K, Schmidli F, Meder M (1995) Titan - ein Werkstoff für die Teil- und Hybridprothetik. Quintessenz Zahntechnik 21(5)
122. Wolf K, Ludwig K, Hartfil H, Kern M (2009) Analysis of retention and wear of ball attachments. Quintessence Int 40(5):405-12.
123. Wöstmann B, Podhorsky A, Rehmann P (2013) Abnehmbarer Zahnersatz im 21. Jahrhundert. Dtsch Zahnärztl Z 68:616-626.
124. Wöstmann B, Rehmann P (2009) Gerostomatologie und Prothetik. Zahnmedizin up2date(3):411-428.
125. Yilmaz H, Dincer C, Demirel E (1997) Kunststoff-Metall-Verbund von gegossenen Titan und einer Cr-Ni-Legierung auf der Basis neuer Kunststoff-Metall-Verbundsysteme. Quintessenz Zahntechnik 23(9)
126. Zajc D, Wichmann M, Reich S, Eitner S (2007) A prefabricated precision attachment: 3 years of experience with the Swiss Mini-SG system. A prospective clinical study. Int J Prosthodont 20(4):432-4.

127. Zhou YS (2005) [A pilot study on the effects of Mini-SG F attachments on periodontal health of the abutment teeth used in free-end partial removable dentures]. Beijing Da Xue Xue Bao 37(6):652-5.
128. Zitzmann NU (2004) Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum. Deutsche zahnärztliche Zeitschrift 59(11):617-625.

## 8 Thesen

1. Geschiebe gehören zu den konstruktiv aufwendigen und hochwertigen Attachments der Teilprothetik, dabei ist die Versorgung einer Freundsituation bei frontaler Restbezahnung mit höchsten ästhetischen Ansprüchen die klassische Indikation für diesen partiellen Zahnersatz.
2. Eine ausreichende, individuelle einstellbare Retention, welche auch bei Langzeitbelastung annähernd gleich bleibt, sichert die Patientenzufriedenheit.
3. Ziel der In-vitro-Studie war es, das Retentionsverhalten von Geschieben mit Kunststoff-Matrizeneinsätzen initial und unter simulierter Langzeitbelastung zu untersuchen.
4. Die größte signifikante Abweichung der Ausgangs-Haftkraft gegenüber den Herstellerangaben zeigte Vario Soft 3 mit hellroten Matrizen, die geringste Abweichung zeigte sich bei Vario Soft 3 mit roten Matrizen.
5. Die auffälligsten Retentionsverluste wurden bei den Mini-SG®-Geschieben und den Vario-Soft-3-Geschieben mit Soft Matrizen ermittelt. Diese Geschiebe zeigten schon nach 100 Zyklen signifikante Retentionsverluste von 47 - 89 %, der Endwert des Haftkraftverlustes wurde nach 10000 Durchläufen mit 85 - 93 % erfasst.
6. Das Geschiebe Vario Soft 3 mini ist das einzige der hier untersuchten Geschiebe, welches nach 10000 Belastungszyklen mit einem akzeptablen Retentionsverlust auch ohne Aktivierung einer für den Patienten ausreichenden Abzugskraft von über 3 N standhält.
7. Die vorliegende In-vitro-Studie ist nur bedingt auf die klinische Situation zu übertragen, da die reine Ein- und Ausgliederungssimulation allein nicht die wirkliche klinische Belastung widerspiegelt. Hierzu wären weitere Studien mit extraaxialer Belastung und parodontienadäquater Lagerung wünschenswert.

## **Lebenslauf**

Name: Johanna Mohs, geb. Nerstheimer  
Geburtsdatum: 03.06.1983  
Geburtsort: Halle/Saale  
Familienstand: verheiratet, 2 Kinder  
Nationalität: deutsch

## **Schulische und akademische Ausbildung**

1990 – 1994 Grundschule Albrecht-Dürer in Halle/Saale  
1994 – 2003 Thomas-Münzer-Gymnasium in Halle/Saale  
Abschluss: Abitur am 04. Juli 2003  
2003 - 2009 Studium der Zahnmedizin an der Martin-Luther-Universität Halle/Saale  
Abschluss: Staatsexamen im November 2009  
Approbation als Zahnärztin: 25. November 2009

## **Berufliche Laufbahn**

12/2009 – 03/2014 Vorbereitungsassistentin in Zahnarztpraxis Dr. Adelheid Mohs, Stendal  
12/2010 - 01/2012 Mutterschutz/Elternzeit  
03/2012 - 04/2013 Mutterschutz/Elternzeit  
03/2014 - 01/2015 Angestellte Zahnärztin in Zahnarztpraxis Dr. Tobias Mohs M.Sc.,  
Stendal und  
Angestellte Zahnärztin in Zahnarztpraxis Dr. Adelheid Mohs, Stendal  
02/2015 - 03/2015 Vorbereitung der Existenzgründung  
04/2015 Gründung der Überörtlichen Berufsausübungsgemeinschaft Dr. Tobias  
Mohs M.Sc. M.Sc. & Johanna Mohs , Stendal  
04/2015 - 08/2018 Selbständige Tätigkeit als Zahnärztin in der Überörtlichen  
Berufsausübungs-gemeinschaft Dr. Tobias Mohs M.Sc. M.Sc. &  
Johanna Mohs, Stendal  
09/2018 Gründung der Praxisklinik Mohs als Berufsausübungsgemeinschaft Dr.  
Tobias Mohs M.Sc M.Sc. & Johanna Mohs, Stendal  
Seit 09/2018 Selbständige Tätigkeit als Zahnärztin in der Praxisklinik Mohs (BAG Dr.  
Tobias Mohs M.Sc. M.Sc. & Johanna Mohs)

# Selbständigkeitserklärung

## Eidesstattliche Erklärung

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

---

Stendal, den 24. September 2017

Johanna Mohs

## **Erklärung über frühere Promotionsversuche**

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

(2) Erklärung zum Wahrheitsgehalt der Angaben

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

---

Stendal, den 24. September 2017

Johanna Mohs

## Danksagung

An dieser Stelle möchte ich meinen besonderen Dank nachstehenden Personen entgegen bringen, deren Unterstützung diese Promotionsschrift ermöglicht haben:

Meinem Doktorvater, Herrn Prof. Dr. Jürgen Manfred Setz, danke ich außerordentlich für die Überlassung des Themas und die konstruktive Betreuung dieser Arbeit bis zur Fertigstellung.

Für die Hilfe bei der Erarbeitung des Themas, sowie bei der herleitenden Arbeit möchte ich Herrn Dr. Arne F. Boeckler herzlich danken.

Zu besonderem Dank bin ich Frau Dr. Christin Arnold für die hilfsbereite Anleitung und Unterstützung bei der Durchführung der experimentellen Arbeit verpflichtet.

Ferner danke ich Herrn Günter Rübeling (SAE Dental Vertriebs GmbH, Bremerhaven, D) für die Bereitstellung der Zahnersatz-Fotografien.

Des Weiteren möchte ich meinem Bruder, Fabian Nerstheimer, für die Unterstützung bei der Anfertigung und Bearbeitung von Fotografien meinen besonderen Dank aussprechen.

Ebenso danke ich meinen Eltern, Dr. Juliane und Thomas Nerstheimer, die mir das Studium der Zahnmedizin ermöglicht haben.

Meinen lieben Großeltern, Gisela und Prof. Dr. Peter Hermann, die mir bei allen Herausforderungen und Rückschlägen liebevoll und unterstützend zur Seite standen, drücke ich meinen aufrichtigen Dank aus.

Herzlich dankbar und tief verbunden bin ich meinem Mann, Dr. Tobias Mohs M.Sc. M.Sc., für sein liebevolles Verständnis, seine Geduld und außerordentlich menschlichen Halt. Sein moralischer Beistand und Rückhalt haben mir die Kraft zur Vollendung meiner Dissertation gegeben. Wegen seiner unermesslichen Unterstützung gebührt ihm mein voller und ausdrücklicher Dank.

Nicht zu kurz kommen sollen an dieser Stelle auch unsere großartigen Söhne Johannes und Ferdinand, die auch anstrengende Zeiten meist gelassen genommen haben und mir oft zu Kraft und Optimismus verholfen haben.