

**In-Vitro-Studie zum Verschleiß von Kugelankern und Locatoren®
bei unterschiedlichen Implantatdivergenzen**

**Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades
der Hohen Medizinischen Fakultät
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität
Bonn**

**Anemone Ranavalona Konradine Andriamampionona Mannes
aus Köln**

2013

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. Matthias Frentzen

Tag der Mündlichen Prüfung: 11.11.2013

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und
Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Univ.-Prof. Dr. Helmut Stark

MEINEN ELTERN

Inhaltsverzeichnis

1.	Einleitung.....	7
1.1	Allgemeine Einführung	7
1.2	Literaturübersicht.....	8
1.3	Problemstellung und Zielsetzung.....	12
2.	Material und Methode.....	13
2.1	Reibung und Verschleiß	13
2.2	Probenkörperauswahl.....	15
2.2.1	Technische Daten des Kugelankers	16
2.2.2	Technische Daten des Locator	17
2.3	Versuchsaufbau.....	19
2.3.1	Verschleißprüfmaschine	19
2.3.2	Parodontienadäquate Probenkörperhalterung	21
2.4	Versuchsablauf.....	23
2.4.1	Probenkörperfixierung	23
2.4.2	Probenkörperumspülung	25
2.4.3	Probenwechsel	27
2.4.4	Kraftmessung	28
3.	Ergebnisse.....	29
3.1	Ergebnisse des Trennkraftverhaltens bei Kugelankern	29
3.1.1	Kugelanker bei einer 0°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N	29
3.1.2	Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N.....	31
3.1.3	Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Haftkraft von 10 N.....	31
3.1.4	Kugelanker bei einer 20°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N.....	32
3.2	Ergebnisse des Trennkraftverhaltens bei Locatoren	33
3.2.1	Locator mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 0°-Angulation	33
3.2.2	Locator mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 10°-Angulation	34
3.2.3	Locator mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 20°-Angulation	35
3.2.4	Locator mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 0°-Angulation	36
3.2.5	Locator mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 10°-Angulation	37
3.2.6	Locator mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 20°-Angulation	38
3.3	Vergleich der Trennkkräfte zwischen Kugelankern und Locatoren.....	39
3.3.1	Vergleich Kugelanker (5 N) und Locator mit rotem Einsatz bei einer 0°-Angulation	39
3.3.2	Vergleich Kugelanker (5 N) und Locator mit rotem Einsatz bei einer 10°-Angulation	40
3.3.3	Vergleich Kugelanker (10 N) und Locator mit gr. Einsatz bei einer 10°-Angulation	41
3.3.4	Vergleich Kugelanker (5 N) mit Locator mit rotem Einsatz bei einer 20°-Angulation	42
3.4	Vergleich der Trennkkräfte aller Kugelanker und Locatoren während eines Zyklus aus der Startphase (Zyklus 1) und eines Zyklus aus der Abnutzungsphase (Zyklus 2050)	43
3.4.1	Vergleich der Kugelanker während Zyklus 1	43
3.4.2	Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz während Zyklus 1	44

3.4.3	Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz während Zyklus 1	45
3.4.4	Vergleich der Kugelanker während Zyklus 2050	46
3.4.5	Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz während Zyklus 2050	46
3.4.6	Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz während Zyklus 2050	47
3.5	Vergleich der Mediane zwischen Kugelanker und Locator bei Zyklus 2050 bei verschiedenen Angulationen	48
3.5.1	Vergleich bei einer senkrechten Implantation	48
3.5.2	Vergleich bei einer 10°-Angulation	48
3.5.3	Vergleich bei einer 20°-Angulation	49
3.6	Trennkraftänderung von Zyklus 1 bis Zyklus 2050	50
3.6.1	Vergleich der Kugelanker	50
3.6.2	Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz	50
3.6.3	Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz	51
3.7	Kraftänderung aller Gruppen der Kugelanker und Locatoren	51
3.8	Vergleich der Trennkkräfte der Locatoren bei erhöhter Retentionskraft und steigender Angulation	53
4.	Diskussion	57
4.1	Wertung der eigenen Ergebnisse	61
4.2	Schlussfolgerungen	63
5.	Zusammenfassung	64
6.	Literaturverzeichnis	66
7.	Danksagung	71
8.	Lebenslauf	72

1. Einleitung

1.1 Allgemeine Einführung

Die Aufgabe des Zahnarztes ist die Erhaltung der Funktionsfähigkeit des oro-facialen Systems und dessen Wiederherstellung beispielsweise nach Zahnverlust. Die Herstellung eines Zahnersatzes soll dem Patienten die verlorengegangene Kaufunktion wiedergeben. Zusätzlich sollte bei der Herstellung des Zahnersatzes auf eine möglichst zufriedenstellende ästhetische Gestaltung geachtet werden, um dem Patienten eine hohe Lebensqualität zu ermöglichen.

In Deutschland sind in der Altersgruppe der 65- bis 74-jährigen mehr als 20 % der Patienten zahnlos. Aufgrund des demografischen Wandels und der damit einhergehenden Überalterung der Gesellschaft ist in den kommenden Jahren ein Anstieg der zahnlosen Patienten zu erwarten (Grunert, 2010). Das zunehmende Alter dieser Patienten bringt allerdings ungünstige Voraussetzungen für die Herstellung einer zufriedenstellenden totalprothetischen Versorgung mit sich (Mericske-Stern, 1988). Die Sehkraft und die Feinmotorik nehmen ab, während die Allgemeinerkrankungen zunehmen (Hupfaut, 1991). Infolge des mangelnden Halts der konventionellen Prothese bereiten besonders zahnlose Unterkiefer für Patienten Probleme. Die Folge sind Druckschmerz und Schleimhautbrennen.

Die Möglichkeit einer verbesserten Prothesenstabilität bietet die Anfertigung eines implantatgestützten Zahnersatzes. Der Einsatz weniger Implantate ermöglicht bereits die Steigerung der Patientenzufriedenheit im Vergleich zur Versorgung mit konventionellen Totalprothesen (Awad et al., 2000; Boerrigter et al., 1995; Zitzmann und Marinello, 2006). Nach dem McGill-Konsens ist die auf zwei Implantaten gestützte Totalprothese momentan die bevorzugteste Versorgung für den unbezahnten Unterkiefer (Feine, 2002).

Die zahnärztliche Prothetik verfügt über eine Vielzahl von unterschiedlichen Halteelementen, die sich im Hinblick auf Fabrikation und Materialien unterscheiden. Kugelkopffanker haben sich durch eine einfache Handhabung und eine kostengünstige Verarbeitung vor allem bei älteren Patienten bewährt (Besimo et al., 2001). Durch die Verwendung von Kunststoffmatrizen, Lamelleneinsätzen oder individuell einstellbare

Retentionsmechanismen sind diese bewährten Halteelemente und infolgedessen auch der Prothesenhalt erheblich verbessert worden (Steinheuser, 2009). Ein neu entwickeltes Halteelement ist der Locator[®], der zu der Gruppe der retentiven Halteelemente gehört (ZEST Anchors, Escondido, CA, USA).

In dieser Studie sollen nun der Kugelkopfanker und der Locator in einer Verschleißuntersuchung miteinander verglichen und Rückschlüsse auf das Entstehen des Verschleißes und die Änderungen der Haftkraft ermöglicht werden.

1.2 Literaturübersicht

Auf dem Gebiet der Zahnersatzkunde wurden im Bereich hybridprothetischer Verankerungselemente bereits zahlreiche Verschleißversuche durchgeführt (Akaltan und Can, 1995; Besimo und Guarneri, 2003; Besimo et al., 2001; Besimo, 2002; Gamborena et al., 1997; Igarashi und Goto, 1997; Jung und Borchers, 1983; Jung und Bussler, 1988; Kobes und Richter, 1967; Lehman und Armin, 1976; Lehmann, 1971; Lewandowski, 1971; Lewandowski et al., 1988; Ludwig et al., 2003; Nickering und Kerschbaum, 1995; Öwall, 1991; Öwall, 1995; Preiskel, 1967; Sauer, 1986; Schierz et al., 2003; Schrenker und Stark, 1997; Stark und Schrenker, 1998; Stark, 1996a; Stark, 1996b; Williams et al., 2001). Die Versuche unterscheiden sich erheblich voneinander, im Lauf der Jahre zeigen sich aber auch gewisse Parallelen in der Durchführung. Die Versuche umfassen zum einen die Auswirkungen der verschiedenen Spülflüssigkeiten auf die Haftkraftveränderungen (Stüttgen, 1985; Hagner, 2006), zum anderen beschäftigen sie sich in den einzelnen Versuchen mit unterschiedlichen Ankersystemen. Die ersten Forschungsarbeiten wurden im trockenen Zustand ohne Schmiermittel durchgeführt. Diese Versuche entsprachen nicht der klinischen Situation und waren nur schwer auf diese zu übertragen. Hierbei entstandene Abriebpartikel wurden beispielsweise mit einem Luftstrahl entfernt (Jung und Borchers, 1983).

Jung und Borchers (1983) zeigten, dass die Einschub- und Abzugskräfte, die Kaukraftbelastungen, zusätzliche Verkantungen und Hebelwirkungen schnell zum Bruch der Anker- und Geschiebearten führten. Es wurde daher davon abgeraten, Anker und Geschiebe bei starken Belastungen zu verwenden, wie sie bei Freundprothesen entstehen. Bei alleinigen stärkeren Einschub- und Abzugskräften und zusätzlichen

Verkantungen zeigten die Präzisionsverbindungen eine stabile Situation. Die Retentionssysteme, die mit einer Plastikmuffe versehen waren, zeigten einen geringeren Verschleiß.

Frühere Versuche mit Speichelschmierung führten zu einer Steigerung der Haftkräfte. Gründe hierfür könnten adhäsive und auch kohäsive Kräfte im Grenzflächenbereich zwischen Speichelschmiermittel und der Metalloberfläche sein, die zu den bestehenden Haft- und Gleitreibungskräften hinzukommen (Becker, 1983). Später wurden allerdings die Verschleißversuche mit Speichelersatzflüssigkeit durchgeführt (Stark, 1996; Wichmann und Kuntze, 1999), da man erkannte, dass nur auf diesem Weg eine Simulation der klinischen Situation möglich war (Stüttgen, 1985).

In einer neueren Studie von *Bayer et al.* (2010) wurde die Haftkraftänderung von Teleskopkronen in Abhängigkeit von der Zahnart untersucht. Des Weiteren wurde bei einigen Gruppen keine Speichelersatzflüssigkeit verwendet. Die Untersuchung zeigte, dass es keine statistischen Unterschiede zwischen den mit Speichelersatz behandelten Gruppen und denen ohne gab. Der höchste ermittelte Haftkraftwert wurde an einem Molaren ermittelt. Überdies muss man eine starre Lagerung der Patrizen verhindern, die nicht dem parodontalen Haltemechanismus des Zahnes entspricht (Bayer, 2004; Grüner et al., 2003; Steinheuser, 2009). Nur durch einen realitätsnahen Versuchsaufbau ist es möglich, die Ergebnisse von in-vitro-Untersuchungen annäherungsweise auf die klinische Situation zu übertragen. Die Retentionseinsätze aus Kunststoff, wie es bei dem Locator-System der Fall ist, wurden immer mehr hergestellt, daher ist ein Vergleich zwischen den beiden Materialien als Retentionseinsatz ebenfalls von Bedeutung (Bayer, 2004). *Wichmann* und *Kuntze* (1998, 1999) konnten belegen, dass bei Geschieben mit Kunststoffeinsätzen weniger Verschleißspuren auftraten als bei den Metallmatrizen. Sie konnten mit der Studie nachweisen, dass die Abnahme der Haltekraft bei den Kunststoffeinsätzen geringer war als bei denen aus Metall. Der Haftungsverlust der Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen wurde vollständig durch Aktivierung oder durch Austausch der Kunststoffeinsätze kompensiert. Sie führten wie die meisten durchgeführten Verschleißstudien die Belastungsversuche mit 10.000 Zyklen durch (Besimo et al., 1995; Stark, 1996).

Zu einem ähnlichen Ergebnis kamen auch *Wichmann* und *Kuntze* (1998) und *Ludwig et al.* (2003) in ihren Arbeiten. Ebenso wiesen auch die in den Studien von *Bayer* (2004)

und *Steinheuser (2009)* verwendeten Ankersysteme mit Kunststoffeinsätzen weniger Verschleißspuren auf als Ankersysteme mit Metallmatrizen. Im Gegensatz dazu konnte dieses positive Verschleißverhalten durch Kunststoffeinsätze in anderen Studien nicht immer bestätigt werden (*Ludwig et al., 2005*).

Das neuere Locator-System wurde ebenfalls in einigen Arbeiten untersucht. So wurde einerseits bereits ein Vergleich zwischen Kugelanker und Locator durchgeführt (*Büttel et al., 2009; Teubner et al., 2009*), andererseits wurde das Locator-System in einigen Verschleißstudien mit anderen hybridprothetischen Systemen verglichen (*Ludwig et al., 2005*). *Büttel et al. (2009)* kamen zu dem Ergebnis, dass der vielfältige Einsatz der Kugelanker hauptsächlich durch einen vertikalen Platzmangel und durch fehlende Kompatibilität verschiedener Hersteller eingeschränkt wird. Der Vorteil der Kugelanker lag in einer stufenlos einzustellenden Retention, einer einfachen Aktivierung bei Nachlassen der Haftkraft, der Korrekturmöglichkeit bei Disparallelität der Pfeilerzähne und vor allem in der langjährigen klinischen Erfahrung mit dem Kugelanker als Retentionselement. Der Locator wies demgegenüber Vorteile bezüglich der klinischen Handhabung und des vertikalen Platzbedarfs auf und eignete sich daher auch für den unerfahrenen Behandler. Sie bevorzugten deshalb die Verwendung von Locatoren auf Implantaten und die Verwendung der Kugelanker auf Pfeilerzähnen.

Einige Studien befassen sich mit Verschleißuntersuchungen am Kugelanker bei Implantatdivergenzen und gelangen zu einem praxisrelevanten Ergebnis, da je nach Knochenformation die Implantate nicht immer parallel auszurichten sind (*Ludwig et al., 2006*). Des Weiteren werden in der Studie von *Ludwig et al. (2006)* nicht wie in den meisten Studien Ein-Pfeiler-Situationen simuliert, sondern zwei interforaminär gelegene Implantate. Sie kommen zu dem Ergebnis, dass bei Implantatdivergenzen von bis zu 20° mithilfe von Kugelkopfattachments auch langfristig eine dauerhafte Haftkraft möglich ist.

Andere Studien, die eine Implantatangulation berücksichtigen, zeigen, dass eine steigende Angulation der Implantate einen negativen Effekt auf die dauerhafte Haltekraft ausübt. Bei Implantatangulationen von 0° und 5° wurde die längste Versuchsdauer erreicht, bevor ein Austausch der Halteelemente notwendig war. Im Gegensatz dazu zeigte sich, dass bei einer 20°-Angulation ein rascher Austausch der verwendeten Halteelemente notwendig war (*Suhail et al., 2009*). *Nabeel (2009)* kommt zu dem

Schluss, dass ein optimales Ergebnis bei vertikaler Insertion zu erwarten ist, eine Reduktion der Haftkraft um 25 % bei einer 30°-Angulation im klinischen Bereich jedoch von sehr geringer Bedeutung ist.

Es gibt nur wenige in-vivo-Studien, bei denen in-vitro und in-vivo ermittelte Daten miteinander verglichen wurden. Bei einer in-vivo-Studie von *Bayer et al.* (2012) wurde die Haftkraftänderung von Teleskopkronen 4-6 Wochen, 6 Monate und 18 Monate nach der prothetischen Eingliederung intraoral untersucht. Es wurden Medianwerte von 4,7 N nach 4-6 Wochen, 5,1 N nach 6 Monaten und 3,7 N nach 18 Monaten gemessen. Die Medianwerte zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede nach den ersten 6 Monaten. Es zeigte sich ein statistisch signifikanter Unterschied nach 18 Monaten. Allerdings war dieser langsame Haftkraftabfall klinisch nicht relevant. Es konnte gezeigt werden, dass 18 Monate nach der prothetischen Eingliederung ein ausreichender Halt gewährleistet werden kann.

Eine weitere Studie untersucht die Korrelation zwischen in-vivo und in-vitro ermittelten Daten. Hierzu wurden 25 kombiniert festsitzend-herausnehmbare Prothesen mit einer Gesamtzahl von 72 Teleskopkronen vor der prothetischen Eingliederung und zusätzlich 72 Teleskopkronen 4-6 Wochen nach der prothetischen Eingliederung untersucht. Die Studie wies nach, dass die Medianwerte vor der prothetischen Eingliederung statistisch signifikant niedriger waren als nach der prothetischen Eingliederung. Die Haftkraftwerte korrelierten miteinander, auch wenn die Haftkraft nach Eingliederung signifikant höher war. *Bayer et al.* (2012) kamen zu dem Ergebnis, dass der Grund hierfür eine Verkippung während des Herausnehmens sein könnte.

Einige Studien konnten mithilfe rasterelektronischer Bilder die verschiedenen Verschleißmechanismen an den Verankerungselementen nachweisen (*Böttger und Rosenbauer, 1978; Stark, 1994; Bayer, 2004*). Die Verschleißmechanismen werden unterteilt in tribochemische Reaktion, Abrasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttung (*Czichos und Habig, 2012*). *Stark* (1996) konnte in den Berührungszonen der Patrizen und Matrizen die Verschleißmechanismen Adhäsion, Abrasion und Oberflächenzerrüttung beobachten. *Bayer* (2004) wies zusätzlich die tribochemische Reaktion nach.

Böttger und *Rosenbauer* (1978) entdeckten auf der Oberfläche der untersuchten Teleskopkronen Ablagerungen von Nickel, Eisen und Kupfer. Sie vermuteten, dass diese Ablagerungen durch die Bearbeitung im Labor durch Fräsen und Poliermittel entstanden.

1.3 Problemstellung und Zielsetzung

Trotz Weiterentwicklung der Retentionselemente kann es zum Rückgang, aber auch zur Zunahme der Füge- und Trennkräfte kommen (*Bayer et al.*, 2003; *Besimo*, 2001). Verantwortliche Größen sind Reibungskräfte, wie sie beim täglichen Ein- und Ausgliedern der Prothese entstehen, sowie Verschleiß und Schmierung. Die Begriffe Reibung, Verschleiß und Schmierung werden in der Tribologie gelehrt. Nach DIN 50320 ist Verschleiß „der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers (Grundkörper), hervorgerufen durch mechanische Ursachen, d.h. Kontakt- und Relativbewegung eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers“. Durch den im Verlauf des Gebrauchs entstehenden Verschleiß wird der Halt des Zahnersatzes beeinträchtigt (*Freesmeyer*, 1987; *Meyer*, 1983; *Stark*, 1996). Mit diesem Problem haben sich bereits zahlreiche klinische und experimentelle Studien beschäftigt, die eine Vielzahl von Faktoren, wie zum Beispiel das Verschleißverhalten, die mechanischen Eigenschaften, die Retentionskräfte und die klinische Bewährung in den Untersuchungen berücksichtigt haben.

Das Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, das Haftkraftverhalten zweier implantatgestützter Halteelemente unter Berücksichtigung von Implantatdivergenzen miteinander zu vergleichen. Es wird der bewährte retentive Kugelkopfanter mit elliptischer Matrize von der Firma Straumann mit dem neuen Locator-System verglichen. Hierbei wurde die speziell konstruierte Verschleißmaschine mit parodontienadäquater Probenkörperhalterung verwendet (*Grüner et al.*, 2003; *Grüner et al.*, 2004), die bereits bei den Studien von *Bayer* (2004) und *Steinheuser* (2009) verwendet wurden. Allerdings wurde aufgrund der Simulation eines Verschleißes von implantatgestützten Halteelementen nur der Anteil genutzt, der die Resilienz des Knochens simuliert. Im Vergleich zu diesen Studien sollen zusätzlich die Haftkraftveränderungen in Abhängigkeit verschiedener Implantatangulationen (0°, 10°, 20°) und Retentionskrafteinstellungen (5 N und 10 N) gemessen und mit-

einander verglichen werden. Aufgrund dieser Daten sollen die Ursachen und Folgen des Verschleißes dargestellt werden.

2. Material und Methode

2.1 Reibung und Verschleiß

Die Haltekraft einer über hybridprothetische Verankerungselemente getragenen Restauration während des alltäglichen Gebrauchs ist abhängig von der Reibung, des Verschleißes und der zwischen Matrize und Patrize stattfindenden Schmierung. Diese Parameter sind Teilgebiete der Tribologie und lassen sich nicht einfach durch Werkstoffkenn- daten (wie zum Beispiel dem Elastizitätsmodul) definieren. Sie müssen durch Beachtung der Einflussgrößen des jeweiligen tribologischen Systems analysiert werden (Czichos und Habig, 2010).

Im Bereich der zahnärztlichen Materialien und Werkstoffe handelt es sich um das Gebiet der Mikrotribologie. Es werden tribologische Prozesse untersucht, die sich im sub- Millimeter-Bereich abspielen. Die Definition der Tribologie lautet: „Tribologie ist die Wissenschaft und Technik von Wirkflächen in Relativbewegung und zugehöriger Tech- nologien und Verfahren“. Wörtlich übersetzt bedeutet Tribologie (griechisch tribein: reiben) die Lehre der Reibung. Eine Übersicht der Dimensionsbereiche tribologischer Prozesse zeigt Abb. 1.

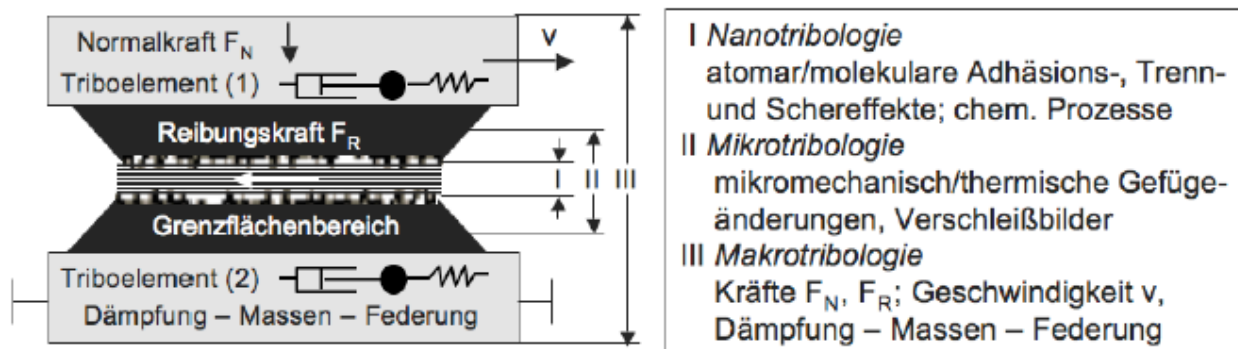


Abb. 1: Dimensionsbereiche tribologischer Prozesse, schematische Darstellung. Reibung und Verschleiß entstehen an Wirkflächen kontaktierender Triboelemente ((1) und (2)). Beim Gleiten der Triboelemente (1) und (2) aneinander wird eine Kraft benötigt (F_R) um diese Bewegung aufrechtzuhalten. Die Dimensionsbereiche dieser Prozesse beinhalten dissipative Nano- und Mikroeffekte (I und II) in atomaren und submikroskopischen Wirkbereichen bis hin zu Makroeffekten (III) mit messbaren Kräften (F_N) und Geschwindigkeiten (v) (Czichos und Habig, 2010)

Die interdisziplinäre Aufgabe der Tribologie ist es, die in Wissenschaft und Technik vorkommenden Bewegungsvorgänge mit den reibungs- und verschleißbedingten Prozessen sowie technischen Systemen, deren Funktionen Wirkflächen in Relativbewegung benötigen, zu optimieren (Czichos und Habig, 2010). In Bezug auf die Zahnersatzkunde geht es bei tribologischen Untersuchungen an Matrize und Patrize um die Ermittlung der Reibung und des Verschleißes, um die Haltekraft der Restauration für den Patienten optimieren und einen dauerhaften Halt gewährleisten zu können.

„Die Reibung ist ein Bewegungswiderstand. Er äußert sich als Widerstandskraft sich berührender Körper gegen die Einleitung einer Relativbewegung (Ruhereibung, statische Reibung) oder deren Aufrechterhaltung (Bewegungsreibung, dynamische Reibung).“ (Czichos und Habig, 2010)

Im tribologischen System der Anker handelt es sich um eine Gleitreibung, bei der eine translatorische Relativbewegung der sich berührenden Körper stattfindet. Es kommt zum Verschleiß, da Gleitkörper nicht vollständig durch den Zwischenstoff getrennt sind, sondern sich durch Abriebpartikel bedingt in Form von Raugipfelberührungen und Kontaktbrückenbildung berühren (Broszeit, 1973; Polzer und Meißner, 1983).

Der Verschleiß wird als der fortschreitende Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers beschrieben, der durch tribologische Beanspruchung entsteht. Die tribologische Beanspruchung geht zurück auf Kontakt- und Relativbewegungen eines festen, flüssigen oder gasförmigen Gegenkörpers. Es kann zu einem „schweren Verschleiß“ beispielsweise bei Festkörperreibung oder auch zu einem „milden Verschleiß“ bei Grenz- und Mischreibung kommen. Die Verschleißmechanismen beschreibt die im Kontaktbereich ablaufenden Wechselwirkungen. Es werden folgende Mechanismen unterschieden:

- **Oberflächenzerrüttung:** Die Schadensakkumulation ist eine Folge von Werkstoffermüdung und führt zu Rissbildung, Rissausbreitung und das Entstehen von Verschleißpartikeln.

- **Abrasion:** Durch einen harten und rauen Gegenkörper oder harte Partikel im Zwischenstoff kann es zur Ritzung und zu Materialabtrennprozessen (Mikropflügen, Mikroermüden, Mikrospanen und Mikrobrechen) kommen.
- **Adhäsion:** Durch lokale Pressungen entstandene lokale Grenzflächenbildungen führen zu Kaltverschweißungen.
- **Tribochemische Reaktionen:** Grund- und Gegenkörper reagieren chemisch mit Bestandteilen des Zwischenstoffs oder des Umgebungsmediums.

Während eines Gleitverschleißes können alle genannten Formen auftreten: entweder örtlich und zeitlich überlagernd oder auch nacheinander oder getrennt. Abb. 2 gibt eine Übersicht über die Verschleißmechanismen (Czichos und Habig, 2010).

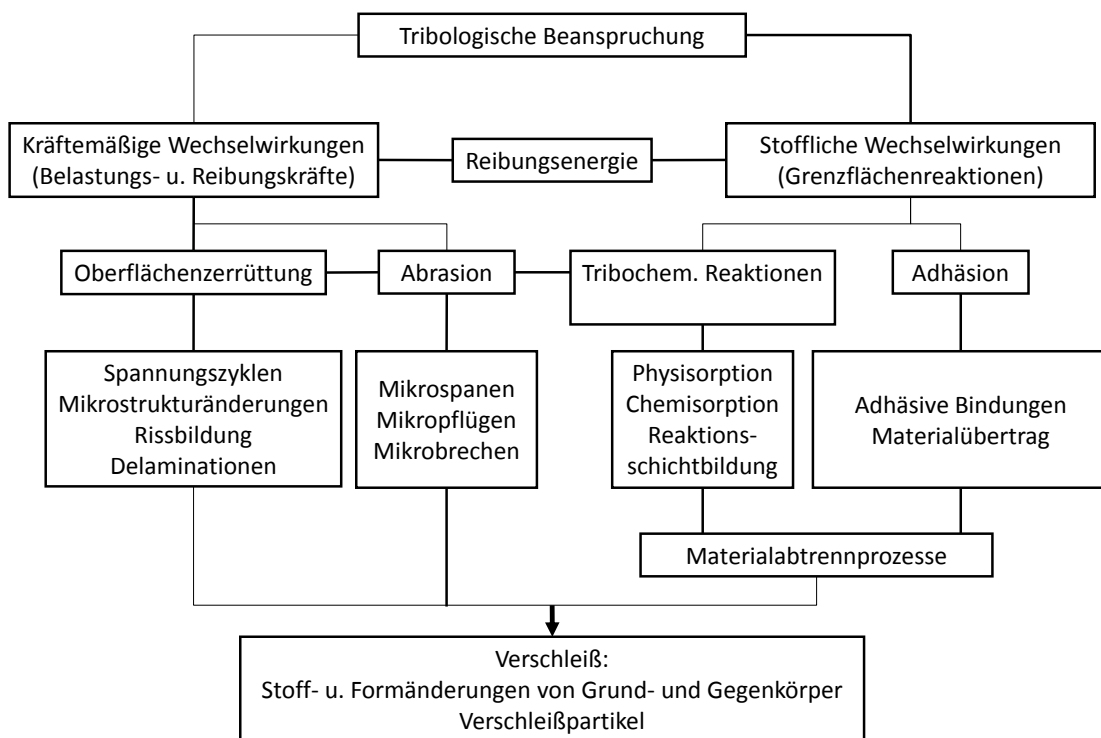


Abb. 2: Verschleißmechanismen: Übersicht über Stoff- und Formänderungsprozesse unter tribologischer Beanspruchung (Czichos und Habig, 2010)

2.2 Probenkörperauswahl

Aus der Vielzahl der angebotenen implantatgetragenen Ankersysteme wurden zum einen der retentive Kugelanker (Straumann) kombiniert mit der elliptischen Matrize

(Straumann) und zum anderen der Locator (Zest Anchors, Escondido, CA, USA) in Kombination mit den Locatoren-Matrizen und deren austauschbaren Locatoren-Retentionseinsätzen ausgewählt. Beide Ankersysteme wurden in Verbindung mit dem Standardimplantat (Straumann, III; Schweiz) mit einem Durchmesser von 4,1 mm von Straumann getestet.

2.2.1 Technische Daten des Kugelankers

Die Kugelanker sind mit einem Durchmesser von 2,25 mm ein häufig eingesetztes Halteelement, da es beim Einsatz von Kugelankern mit höheren Durchmessern zu Platzproblemen kommen kann. Des Weiteren ist die Größe der Matrize für den Platzbedarf ein maßgeblicher Faktor. Diese unterscheiden sich in Bezug auf das Gehäuse und den Retentionsmechanismus der durch die Verwendung eines Kunststoffeinsatzes, eines Fedrings oder die Verwendung eines lamellären Einsatzes variiert. Außerdem können sie aus mehreren Teilen bestehen.

In dieser Studie wurden der retentive Kugelanker (Straumann, Abb. 3, mitte) aus Titan mit einer Höhe von 3,4 mm kombiniert mit der zweiteiligen elliptischen Matrize (Straumann, Abb. 3 rechts) verwendet. Die elliptische Matrize hat eine Höhe von 3,2 mm und einen Durchmesser von 3,6 mm. Sie besteht aus einem Matrizegehäuse aus Titan (Reintitan, Grad 4) und einem Lamellen-Retentionseinsatz aus Gold (Elitor; Au 68,6 %, Ag 11,8 %, Cu 10,6 %, Pd 4,0 %, Pt 2,5 %, Zn 2,5 %, Ir<1 %)



Abb. 3: Standardimplantat mit einem Durchmesser von 4,1 mm (links); Matrize des retentiven Kugelankersystems (mitte); elliptische Matrize des retentiven Kugelankersystems bestehend aus Titangehäuse und Retentionseinsatz aus Gold (rechts); Werte basieren auf Herstellerangaben

Der Lamellen-Retentionseinsatz stellt die Retentionskraft ein und kann mit einem speziellen Schraubendreher ausgetauscht werden. Wird der Lamellen-Retentionseinsatz im Uhrzeigersinn gedreht, steigt die Retentionskraft, durch entgegengesetztes Drehen sinkt die Retentionskraft. Die elliptischen Matrizen werden mit einer Retentionskraft von ca. 2 N geliefert. Die maximal einzustellende Kraft beträgt ca. 14 N. Die Werte basieren auf Angaben von Straumann: Lieferzustand 2 N und maximale Haltekraft 14 N.

2.2.2 Technische Daten der Locatoren

Die Locator-Komponenten nehmen im Minimalfall eine Höhe von 2,9 mm und einen Durchmesser von 5,5 mm ein, sodass eine Anwendung auch bei eingeschränkten Platzverhältnissen möglich ist. Das Locator-Abutment (Abb. 4 links) für ein Implantat besteht aus einem ringförmigen Retentionsanteil und einer transmukosalen Manschette, die jeweils aus einer goldfarbenen Titannitrit-Beschichtung und einem Schraubenabschnitt bestehen. Die zweiteilige Matrize des Locator-Systems (Abb. 4 rechts) besteht aus einem rostfreien Stahlgehäuse und einem Insert aus Nylon. Die Inserts sind farbcodiert und werden durch einen Schnappmechanismus verankert. Man unterscheidet zwei temporäre (schwarz und gelb) Inserts von den fünf verschiedenfarbig definitiv einzusetzenden Inserts. Die temporär zu verwendenden Inserts finden Gebrauch während des Einpolymerisierens der Matrizen in die Prothese. Hierbei ist das schwarze Insert 0,5 mm höher als die definitiven Inserts, sodass nach Austausch der Inserts eine starre Verankerung der Hybridprothese vermieden wird.

Bei einer Abweichung von maximal 10° zwischen Abutment und Einschubrichtung pro Sekundärteil sind das pinkfarbene Insert mit einer leichten oder das blaue Insert mit einer sehr leichten Retentionskraft anzuwenden (Straumann). Diese beiden Inserts und das weiße Insert weisen in der Mitte noch einen zentralen Pin auf, das einen doppelten Halt gewährleistet. Das weiße Insert bietet eine hohe Retentionskraft zu verwenden bei einer Divergenz von maximal 10° (Büttel et al., 2009)

Bei Abweichungen von bis zu 20° pro Sekundärteil - bei zwei Sekundärteilen also bis zu 40° - finden der rote und der grüne Insert Anwendung. Der grüne Insert weist eine normale (13,6 N - 18,2 N) und der rote Insert eine extra leichte (2,3 N - 6,8 N) Retentionskraft auf (Straumann).



Abb. 4: Locator-Abutment mit einem ringförmigen Retentionsanteil und einer transmukosalen Manschette aus einer goldfarbenen Titannitrit-Beschichtung und einem Schraubenanteil (links); Standardimplantat mit einem Durchmesser von 4,1 mm (mitte); Locator-Laborset bestehend aus einem Matrixgehäuse, einem schwarzen Prozesseinsatz und einem roten und einem grünen Retentionseinsatz (rechts)

Zum Austausch der verschiedenen Inserts wird das Locator-Werkzeug verwendet (Abb. 5). Die Spitze des Werkzeugs entfernt die Inserts aus den Matrixgehäusen, der Mittelteil setzt neue Inserts ein und der goldene Anteil wird verwendet, um das Locator-Abutment einzudrehen.



Abb. 5: Locator-Werkzeug bestehend aus einem vorderen spitzen Anteil zur Entfernung der Retentionseinsätze, aus einem Mittelteil zum Einbringen der Retentionseinsätze und einer goldfarbenen Rückseite zum Ein- und Ausschrauben der Locator-Sekundäranteile in die Manipulierimplantate

Das Abutment wird mit dem Locator-Eindrehwerkzeug (Abb. 6, rechts) in das Implantat gedreht und mit einer Drehmomentratsche (Abb. 6, links) und dem montierten Locator-Eindrehwerkzeug mit 35 Ncm^{-1} angezogen.



Abb. 6: Drehmomentratsche 046.049 von Straumann (links) mit Locator-Eindrehwerkzeug (rechts)

In dieser Studie wurden zum einen die grünen Aufsätze, die einer Retentionskraft von 1,4 - 1,8 kg (ca. 10 N) entsprechen, und zum anderen die roten Aufsätze, die einer Retentionskraft von 0,2 - 0,7 kg (ca. 5 N) entsprechen, verwendet. Beide Retentions-einsätze sind für einen erweiterten Angulationsbereich von bis zu 20°, bei zwei Implantaten bis zu 40° anzuwenden (Straumann, Verankerungssysteme für implantatfixierte Hybridprothesen).

2.3 Versuchsaufbau

2.3.1 Verschleißprüfmaschine

Die Verschleißprüfmaschine in Abb. 7 soll den während des 2- bis 3-maligen Herausnehmens und Wiedereinsetzens eines Zahnersatzes pro Tag entstehenden Verschleiß in-vitro simulieren. Hierfür wurde ein exakter Bewegungsablauf ausgeführt, bei dem Matrize und Patrize in Abzugsrichtung 5.000 mal gefügt und getrennt wurden. Die für den Bewegungsablauf benötigte Kraft wurde durch einen Servomotor mit 25 W mit Tachogenerator, 4.500 Upm, 6 Ncm Nenn-Drehmoment, 10 Ncm Impulsdrehmoment, 13 ms Hochlaufzeit und einer Reversierzeit von 29 ms erzeugt. Die Bewegung wurde durch einen Präzisionslinearschlitten (KR2206 Fa. THK) mit Kugelgewindtrieb mit einer Steigung von 2 mm ausgeführt. Der Kugelgewindtrieb wandelt die Drehbewegung des hochdynamischen Servomotors in eine lineare Bewegung um. Das Gewindenspiel betrug max. 10 µm, während die Parallelitätsabweichung des Linearschlittens 5µm auf 100 mm und eine Positionierungsgenauigkeit von 2 mm besaß. Die Ankopplung des Servomo-

tors an dem Kugelgewindetrieb erfolgte mit einem Übersetzungsverhältnis 1:66 über ein Planetengetriebe. Die maximale Geschwindigkeit des Schlittens betrug 2,27 mm/s.

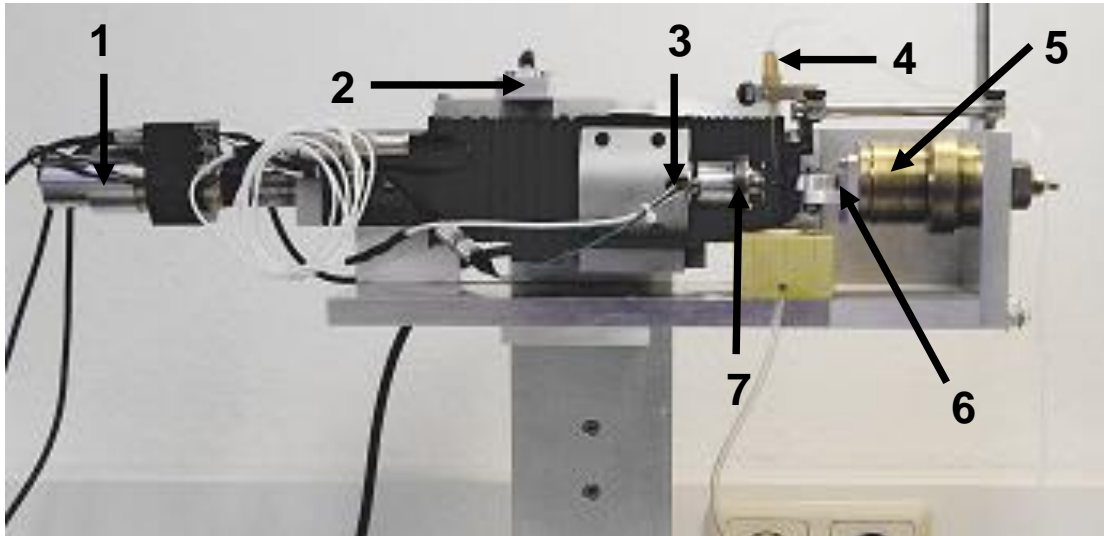


Abb. 7: Verschleißmaschine: 1 Motor und Getriebe, 2 optoelektrischer Endschalter zur Begrenzung der Linearbewegung, 3 Kraftaufnehmer zur Messung der Füge- und Trennkraft, 4 Zuführungskanüle des Speicheleratzes, 5 parodontienadäquate Aufhängung, 6 Patrizienhalter, 7 magnetverankerter Matrizenhalter

Bei Erreichen der vorgegebenen maximalen Fügekraft wurde die Bewegung in Füge-richtung gestoppt und durch Drehrichtungsumkehr des Servomotors der Trennvorgang eingeleitet. Die Kraftmessung der auftretenden Kräfte erfolgt über eine Kraftmessdose in einem Messbereich von 0 bis +/- 200 N mit Messverstärker der Firma Burster. Das verstärkte Signal wurde dann mithilfe einer 12-bit-A/D-Wandlerkarte (PCL 812, Fa. National Instruments) in den Rechner mit einer Auflösung von 0,05 N bzw. 0,1 N je nach Messbereichseinstellung (± 1.000 N, ± 2.000 N) auf der AD-Karte eingelesen. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisionsglasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Fa. Heidenhain), der eine Auflösung von 4 μm besaß. Impulse wurden von einem Quadraturencoder (PCL 833, Fa. National Instruments) in den Rechner eingelesen und in eine Positionsformation umgewandelt.

Die Verschleißmaschine wurde über einen Rechner gesteuert. Das erstellte Anwendungsprogramm DasyLab steuerte die Bewegungsrichtung und die Geschwindigkeit des Linearschlittens über einen hochgenauen Linearregler. Dieser Linearregler vergleicht die vom Steuerprogramm vorgegebene Sollgeschwindigkeit mit dem Geschwindigkeitssi-

gnal des Tachogenerators und regelt diese simultan nach. Die Kraft- und Wegmessung und Darstellung auf dem Monitor in Form eines Prozessdiagramms und die Datenaufzeichnung (Kraft, Weg, Zeit) werden ebenfalls von diesem Programm gesteuert.

2.3.2 Parodontienadäquate Probenkörperhalterung

Die parodontienadäquate Halterung (Abb. 8) wurde für die Untersuchungen von *Bayer* (2004) an Hybridankern und für die Untersuchungen an Teleskopkronen von *Hagner* (2006) konstruiert (Steinheuser, 2009). Diese Halterung simuliert das biomechanische Verhalten des osseointegrierten Implantats, da nur der Anteil zur Simulation der Elastizität des Knochens aktiviert wurde (Grüner et al., 2003, Grüner et al., 2004). Des Weiteren konnte die Halterung die durch den Füge- und Trennzyklus in axialer wie auch in angulärer Richtung aufgetretenen Kräfte aufnehmen. Die Halterung bestand aus einem Befestigungsflansch, der die Halterung an der Stirnwand der Prüfmaschine befestigt. Der erste auf dem Befestigungsflansch sitzende Metallbalg simulierte das elastische Verhalten des Knochens.



Abb. 8: Parodontienadäquate Aufhängung zur Simulation des Zahnhalteapparates

Über das Programm DasyLab 32 (Fa. DasyLab) wurden drei Anwendungen erstellt, mit denen die Verschleißprüfmaschine mithilfe des Computers gesteuert werden konnte. Die Versuche konnten vom Probenwechsel bis hin zum Verschleiß durchgeführt werden. Dieses Programm wurde bereits für die Verschleißuntersuchungen von Hybridankern verwendet (Steinheuser, 2009). Eine kurze Übersicht zu den Versuchsgruppen geben

die Tabellen 1 und 2 wieder. Jede Gruppe bestand aus 10 Probenkörpern. Für die erste Gruppe waren bereits Probenkörper vorhanden.

Tab. 1: Darstellung der Versuchsgruppen mit Kugelanker in aufsteigender Angulierung

Kugelanker			
Gruppe 1	Gruppe 2	Gruppe 3	Gruppe 4
0°	10°	10°	20°
5 N	5 N	10 N	5 N

Tab. 2: Darstellung der Versuchsgruppen mit Locator mit je einem roten und grünen Einsatz in aufsteigender Angulierung

Locator (roter Einsatz)			Locator (grüner Einsatz)		
Gruppe 5	Gruppe 6	Gruppe 7	Gruppe 8	Gruppe 9	Gruppe 10
0°	10°	20°	0°	10°	20°
ca. 5 N	ca. 5 N	ca. 5 N	ca. 10 N	ca. 10 N	ca. 10 N

2.4 Versuchsablauf

2.4.1 Probenkörperfixierung

In der parodontienadäquaten Halterung wurde zunächst das Standardimplantat von Straumann in den dafür vorgesehenen Probenhalter nach Augenmaß möglichst axial mit Harvard-Phosphatzement einzementiert. In dieses Implantat wurden die Matrizen jeweils für die Kugelanker als auch für die Locatoren mit einer Kraft von 35 Ncm mithilfe des Eindrehwerkzeugs eingeschraubt. Die Matrizen wurden anschließend mit der jeweilig gefügten Patrize in den dafür vorgesehenen Probenhalter einpolymerisiert (Palavit G, Fa. Heraeus Kulzer, Abb. 9 - Abb. 11).

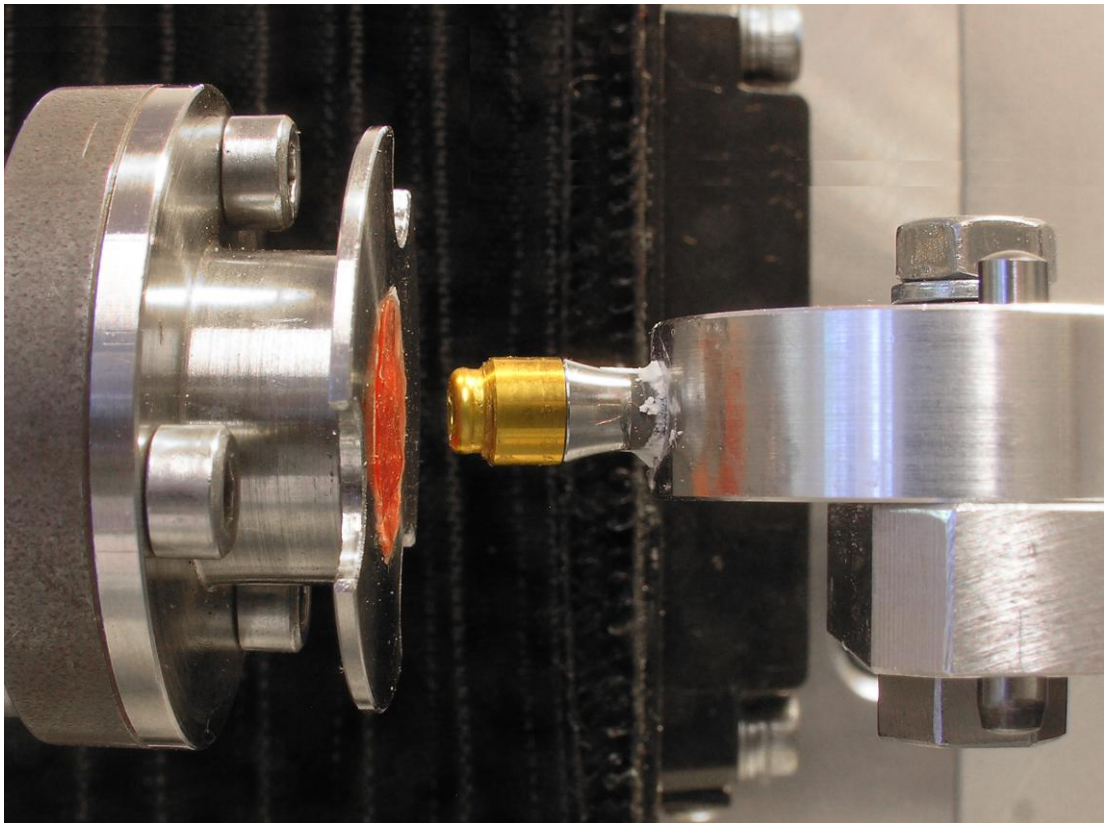


Abb. 9: Patrize (Element aus goldfarbener Titannitrit-Beschichtung) in ungefügter Position

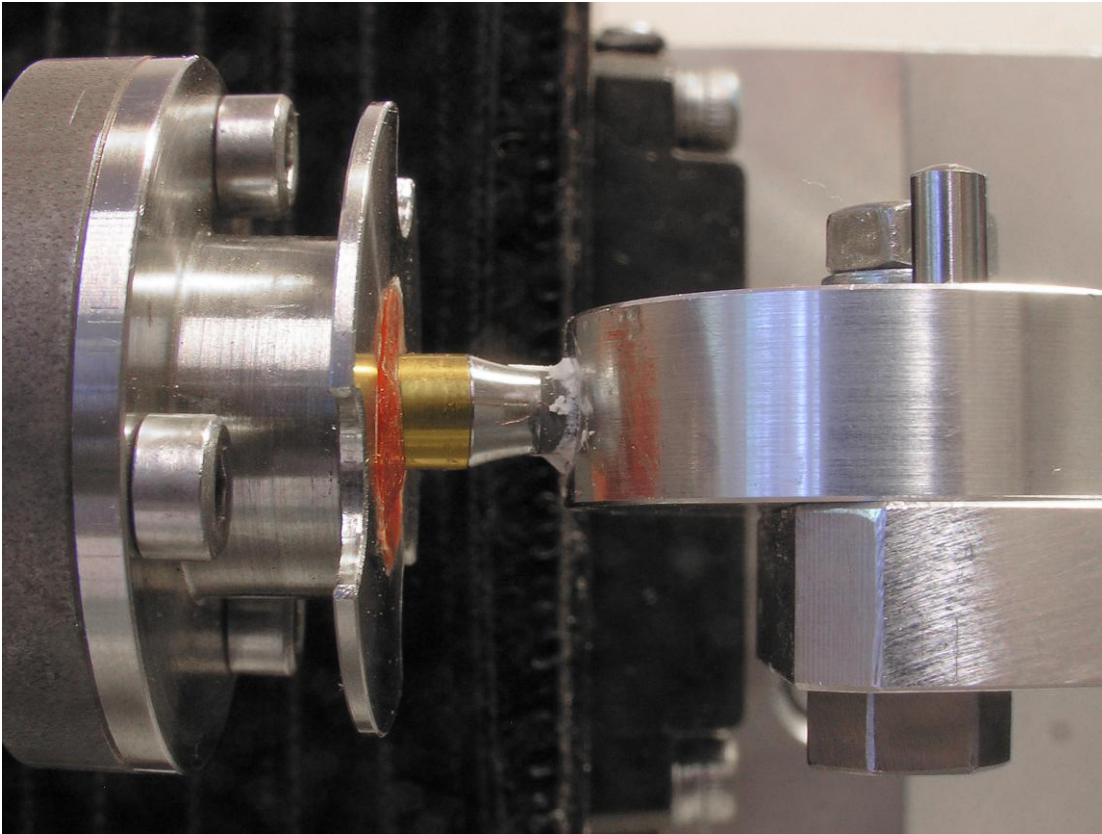


Abb. 10: Patrize in gefügter Position



Abb. 11: In Probenhalter einpolymerisierte Matrize (grünes Insert)

Durch Drehung des Probenkörperhalters (1), in dem das Implantat mit jeweiliger Patrize befestigt war, wurde die gewünschte Angulation eingestellt und fixiert (Abb. 12).

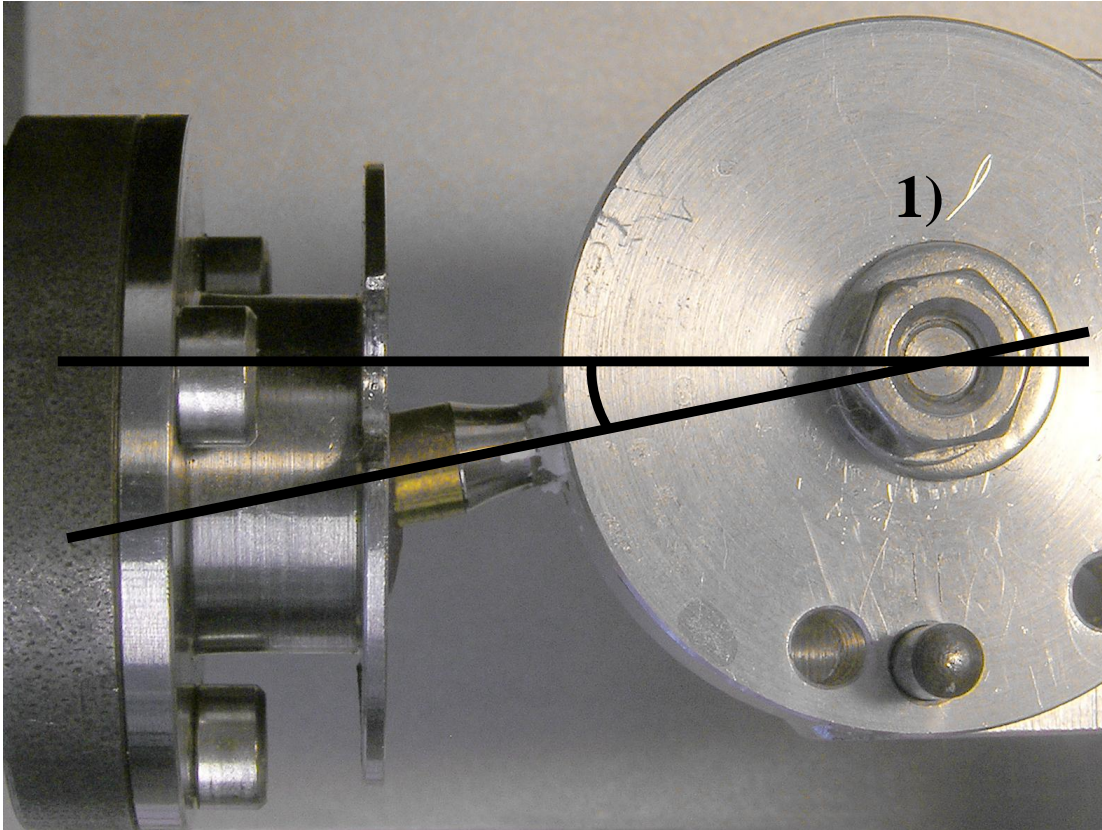


Abb. 12: Darstellung der durch Drehung des Probenkörperhalters (1) einstellbaren Implantatangulation

Über einen Elektromagneten war dieser Probenhalter mit einem Kraftaufnehmer verbunden. Bei den Kugelankern wurde die Einstellung der Trennkraft mithilfe des speziellen Schraubendrehers eingestellt. Die Anker wurden gefügt und getrennt, um die Kräfte zu messen und die optimale Einstellung zu finden.

2.4.2 Probenkörperumspülung

Während der Krafteinstellung und der gesamten Verschleißzyklen wurden die Probenkörper mit der Speichersatzflüssigkeit Glandosane der Firma Cell Pharm GmbH in verdünnter Form umspült. Die Zusammensetzung von Glandosane ist in Tabelle 3 aufgelistet. Glandosane wurde mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 verdünnt. Mithilfe einer Spritzenpumpe, dem Perfusor compact (Fa. Braun), wurde über einen angebrachten Schlauch mit Kanüle die Flüssigkeit über die Patrizen abgegeben (Abb.13).

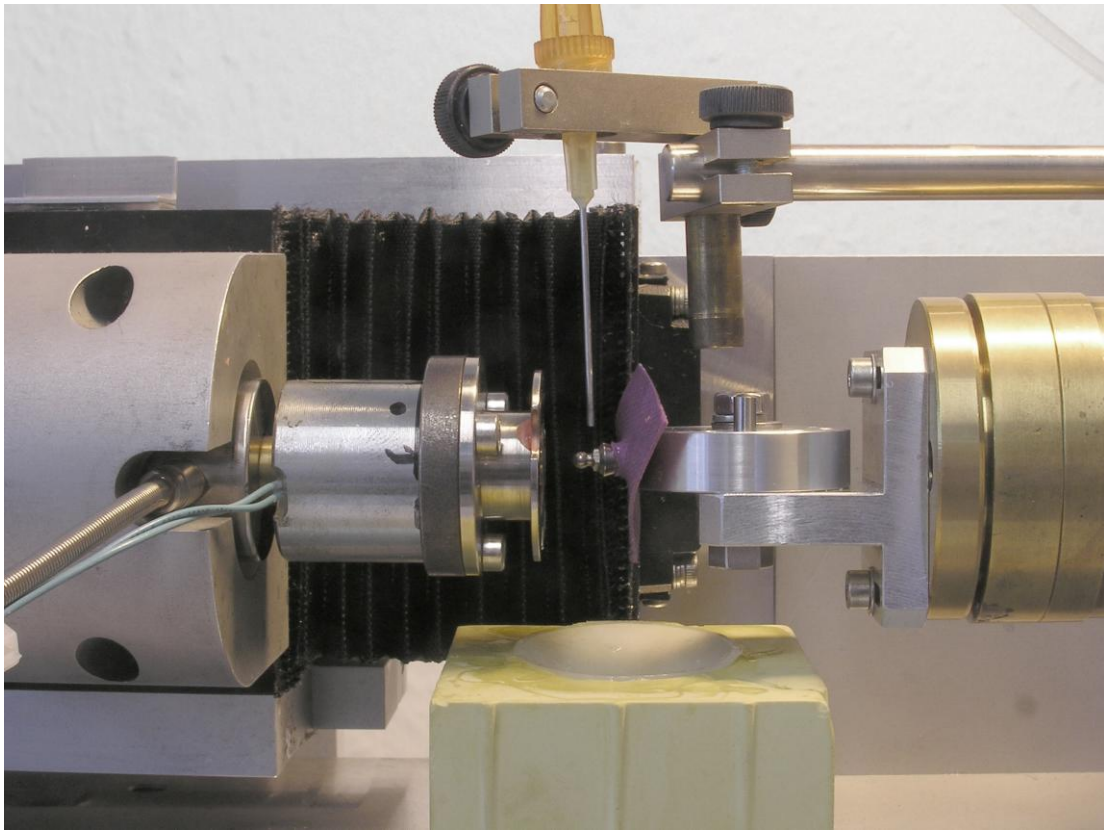


Abb. 13: Probenkörperumspülung mithilfe einer Zuführungskanüle

Über die Perfusor-Spritze (Fa. Braun) mit einem Volumen von 50 ml und einem eingestellten Applikationsvolumen von 2 ml wurde garantiert, dass die Probenkörper während der 5.000 Füge- und Trennzyklen kontinuierlich umspült wurden. Die angewendete Spülösung wurde in einem Sammelbehälter aufgefangen. Durch diese kontinuierliche Benetzung der Probenkörper wurde eine weitere Annäherung an die klinische Situation ermöglicht.

Tab. 3: Zusammensetzung von Glandosane

Glandosane	
arzneilich wirksame Bestandteile	Anteile in g
Carmellose-Natrium	10,15
Sorbitol (Ph.Eur.)	30,45
Kaliumchlorid	1,22
Natriumchlorid	0,86
Magnesiumchlorid-Hexahydrat	0,05
Calciumchlorid-Dihydrat	0,15
Kaliummonohydrogenphosphat (Ph.Eur)	0,35
Sonstige Bestandteile:	
Kohlendioxid, Sorbinsäure (Ph.Eur.), Natriumbenzoat, gereinigtes Wasser, Salzsäure, Natriumhydroxid	

2.4.3 Probenwechsel

Der im ersten Arbeitsschritt durchgeführte Probenwechsel sah die Entfernung bereits verschlissener Probenkörper vor. Hierzu öffnete man die Anwendung „Probenwechsel“ und schaltete die manuelle Steuerung der Maschine, anschließend wurde eine neue Patrize in das Implantat mit 35 Ncm eingeschraubt. Die Matrize konnte nun auf die Patrize aufgesetzt werden. Zwischen beiden Elementen befand sich im Fall des Locator-Systems ein weißer mitgelieferter Teflonring, mit dem verhindert werden sollte, dass während des Einpolymerisierens der Matrize in den Probenhalter Kunststoff in die Matrize gelangen konnte. Für das Einpolymerisieren des Locator-Systems wurde der schwarze Retentionseinsatz verwendet. Während des Einpolymerisierens mit Palavit G (Fa. Heraeus Kulzer) wurde die Verschleißmaschine dank einer Schwenkvorrichtung um 90° in die Senkrechte gedreht, um zu verhindern, dass der noch flüssige Kunststoff heraustropfte. Die Matrize wurde nach Augenmaß axial ausgerichtet und der auf dem Kraftaufnehmer mit frischem Kunststoff gefüllte Probenhalter durch den Motorantrieb in eine Position justiert, dass die Matrize einpolymerisiert werden konnte. Die Position des

Probenhalters wurde durch den Elektromagneten fixiert. Nach Erhärten des Kunststoffes wurde die Schwenkvorrichtung wieder in die horizontale Ausgangsposition zurückversetzt und der Motor abgestellt. Auf diese Weise wurde ein Absinken der Halterung verhindert, das wahrscheinlich durch das Eigengewicht der Halterung und durch die Eigenelastizität der Balgen entsteht (Steinheuser, 2009).

2.4.4 Kraftmessung

Zur Kraftmessung wurde das Messprogramm (DasyLab) aufgerufen. Die Anfangskraft wurde bei dem Locator-System durch die farbcodierten Retentionseinsätze und bei den Kugelankern mithilfe des Schraubendrehers eingestellt. Zum einen wurden Werte um 5 N und zum anderen Werte um 10 N angestrebt. Durch das Fügen und Trennen der Anker wurde die eingestellte Krafteinstellung überprüft und bei Bedarf korrigiert. Während dieser Krafteinstellungen wurden die Probenkörper bereits mit Glandosane benetzt. Von jeder Gruppe wurden 10 Anker verschlissen. Jeder Anker durchlief 5.000 Füge- und Trennzyklen, die bei einem täglich dreimaligen Entfernen und Wiedereinsetzen ca. fünf Jahren Tragezeit der Prothese entsprechen.

Mithilfe des Programms konnten die auf die Anker wirkenden Kräfte und die zurückgelegten Wege gesteuert werden. Die ermittelten Ergebnisse wurden anschließend in einer Kraft-Zeit-Messung und in einer Weg-Zeit-Messung dokumentiert. Bis zum 2.000. Zyklus wurden alle 25 Zyklen und ab dann alle 50 Zyklen gespeichert. Die Verschleißprüfmaschine benötigte für einen Durchlauf von 5.000 Füge- und Trennzyklen knapp 4 Stunden. Die extrahierten Werte konnten mithilfe des Excel-Programms in einem Kraft-Zyklus-Diagramm grafisch dargestellt werden.

3. Ergebnisse

Die Ergebnisse wurden mit der dritten Anwendung des Programms DasyLab ausgewertet, das die Verschleißprüfmaschine während der Verschleißzyklen steuerte. Die Ausgangsdaten, mit denen die folgenden Grafen erstellt wurden und die für die Ergebnisse als Basis dienten, sind die maximalen Haltekräfte des jeweiligen Füge- und Trennzyklus. Ihre Darstellung wurde in Form einer Kraft-Zeit-Messung und Weg-Zeit-Messung des Programms dokumentiert. Als Ausgangswerte wurde je nach Versuch ein Wert von 5 N bzw. 10 N eingestellt. Die Verschleißapparatur zeichnete die ersten zehn Zyklen auf, anschließend alle fünf Zyklen bis zum 50. Zyklus, alle zehn Zyklen bis zum 200. Zyklus, alle 20 Zyklen bis zum 500. Zyklus und in der Folge alle 50 bis zum 5.000. Zyklus. Für einen Füge- und Trennzyklus benötigte die Verschleißprüfmaschine ca. 2,5 s, was zu einer Gesamtdauer von ca. 4 Stunden pro Probenkörper führte. Die gewonnenen Daten wurden zum einen mit einem Kraft-Zeit-Diagramm und zum anderen durch Box-Plots grafisch dargestellt.

Zur besseren Beschreibung wurden drei Grenzwerte festgelegt. Das Kraftminimum entsprach einer Halbierung der initialen, eingestellten Haftkraft und das erste Kraftmaximum einer Steigerung von plus 100 % und das zweite Kraftmaximum einer Steigerung von plus 200 %.

3.1 Ergebnisse des Trennkraftverhaltens bei Kugelankern

Die Kugelanker lassen sich in die folgenden vier Gruppen unterteilen.

3.1.1 Kugelanker bei einer 0°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N

Die untersuchten Werte stammen aus einer vorangegangenen Studie. Die Gruppe bestand aus 9 Probenkörpern. Die Haftkraft wurde mithilfe eines speziellen Schraubendrehers auf ca. 5 N eingestellt. Bei sieben untersuchten Ankern befanden sich die Werte alle in unmittelbarer Nähe der ursprünglich eingestellten Haftkraft. Die Anfangswerte lagen zwischen 4,3 N und 6,9 N. Die Endwerte lagen zwischen 4,2 N und 5,8 N.

Im Gegensatz dazu fanden sich bei zwei der untersuchten Probenkörper Anfangswerte von 16,2 N und 12,6 N. Bei dem zuerst genannten Wert lagen die Ergebnisse bis zum 2.450. Zyklus über 15 N und damit über dem zweiten festgelegten Kraftmaximum. Die-

ser Probenkörper erreichte nach 5.000 Zyklen seinen Endwert bei 14,3 N und lag über dem ersten festgelegten Kraftmaximum. Der zweite Probenkörper erreichte Werte von unter 10 N ab dem 2.050. Zyklus und hatte seinen Endwerte bei 9,0 N.

Mit Ausnahme der zuletzt beschriebenen zwei Probenkörper, deren Werte sogar teilweise 15 N überschritten, ließ sich bei den anderen Probenkörpern ein ähnlicher Trennkraftverlauf erkennen, der aus drei Abschnitten bestand (Abb. 14): In der Startphase, bestehend aus den ersten ca. 50 Zyklen, kam es zu einem leichten Verlust der anfangs eingestellten Haftkraft. In der darauffolgenden Initialphase bis ca. zum 2.000. Zyklus kam es zu einem leichten Anstieg. Anschließend folgte die Abnutzungsphase, in der die Trennkraften auf ihren Endwert sanken. Ähnlich war der Verlauf auch bei den nächsten beiden Gruppen.

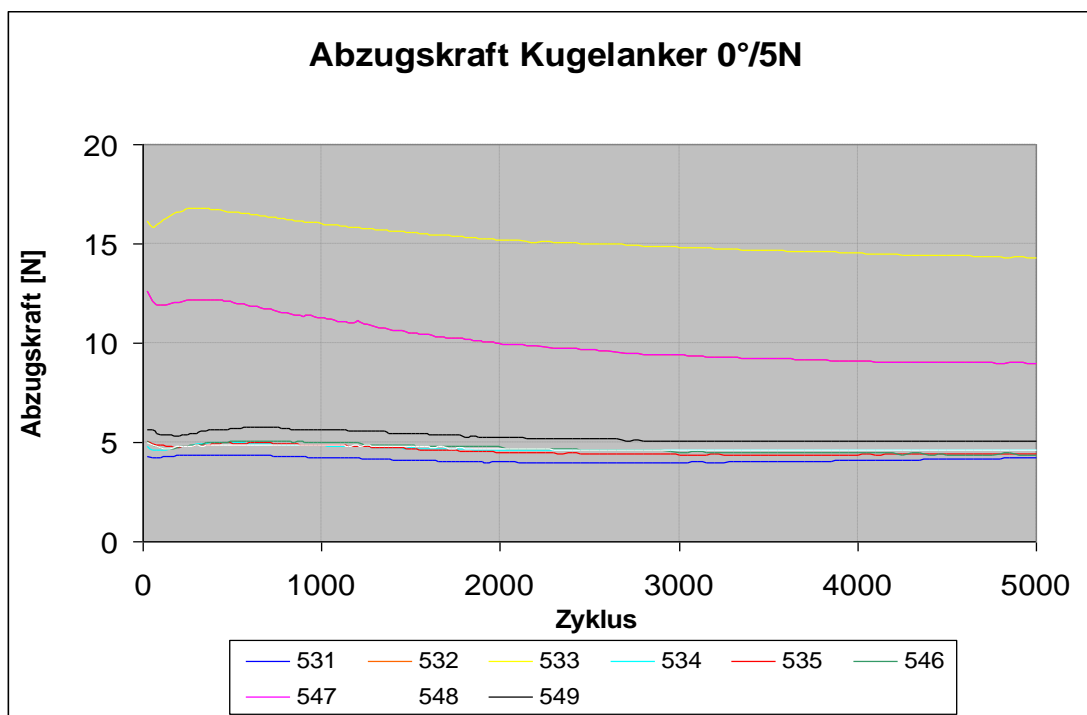


Abb. 14: Trennkraftverläufe der Kugelanker bei einer 0°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.1.2 Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N

Diese Gruppe bestand wie die darauffolgenden Gruppen aus 10 Probenkörpern und ist in Abb. 15 grafisch dargestellt. Die Haftkraft wurde mithilfe des speziellen Schrauben-

drehers auf ungefähr 5 N eingestellt. Die Anfangswerte lagen in einem Bereich zwischen 5,3 N und 6,9 N. Ausnahmen bildeten zwei Probenkörper mit höheren Anfangswerten von 8,3 N und 7,2 N. Ersterer erreichte einen Maximalwert von 9,4 N im 9. Zyklus und verlief anschließend konstant abfallend auf einen Endwert von 6,2 N. Ein Probenkörper erreichte mit einem Wert von 11,5 N das erste Kraftmaximum während der Startphase im 7. Zyklus und fiel im 8. Zyklus auf einen Wert von 5,7 N ab. Bis zum 5.000. Zyklus verlief der Kraftverlauf schwach abfallend und erreichte am Ende einen Wert von 4,6 N. Bei einem Probenkörper lag der Anfangswert bei einer Kraft von 6,9 N, erreichte dann im 550. Zyklus einen minimalen Wert von 4,9 N. Dieses Niveau wurde ungefähr bis zum 2.000. Zyklus gehalten, um dann leicht ansteigend einen Wert von 5,7 N im 5.000. Zyklus zu erreichen. Insgesamt wurde ungefähr ab dem 2500. Zyklus je ein Haftkraftwert bei den einzelnen Probenkörpern erreicht, der nahezu bis zum Ende auf einem Niveau gehalten wurde. Die Endwerte pendelten sich insgesamt zwischen 4,6 N und 6,2 N ein.

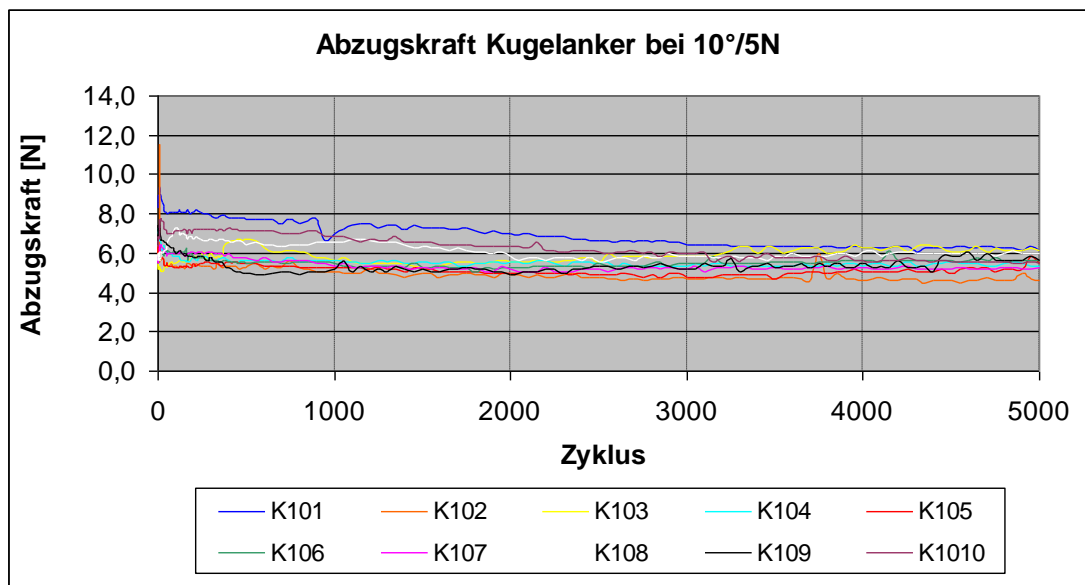


Abb. 15: Trennkraftverläufe der Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.1.3 Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Haftkraft von 10 N

Die manuell eingestellte Haftkraft betrug ca. 10 N. Die Anfangswerte lagen zwischen 9,6 N und 11,3 N. Zwei Maximalwerte von 14,3 N und 15,3 N wurden erreicht. Der erste

Wert wurde vom ersten Probenkörper im 180. Zyklus und der zweite vom sechsten Probenkörper im 200. Zyklus erreicht. Allerdings übersteigen die erreichten Werte nicht die vorher gewählten Kraftmaxima. Beide Probenkörper verliefen bis zum Ende konstant abfallend auf Werte von 11,6 N und 12,6 N. Allgemein ist ab dem 2.000. Zyklus bis zum Ende des Versuchs ein minimaler Rückgang der Werte zu erkennen. Sie sanken um 0,3 N-1,5 N ab, sodass die Endwerte insgesamt bei allen Probenkörpern zwischen 7,9 N und 12,6 N lagen (Abb. 16).

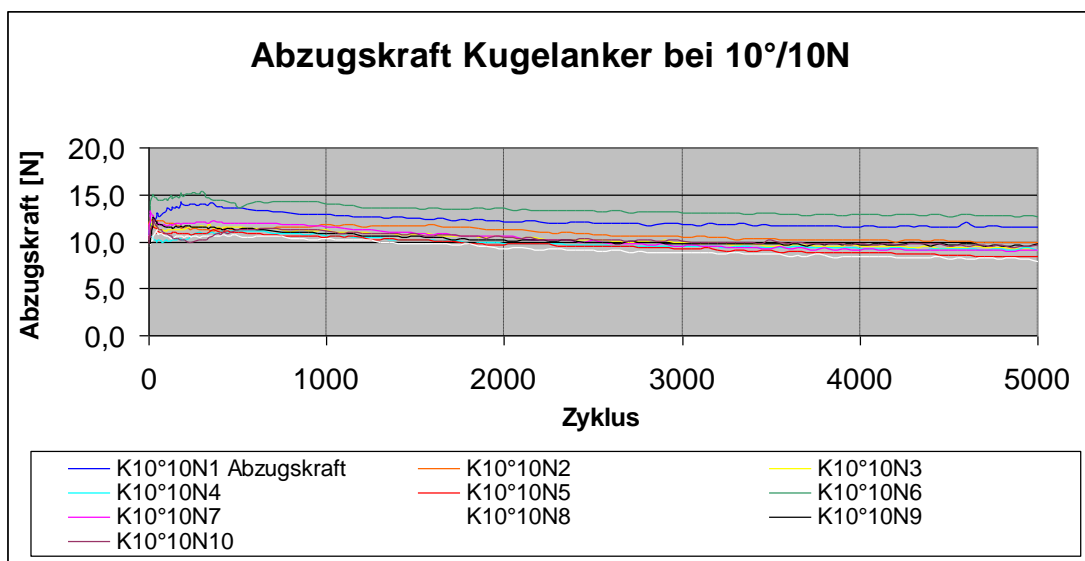


Abb. 16: Trennkraftverläufe der Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Einstellung von 10 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.1.4 Kugelanker bei einer 20°-Angulation und einer Haftkraft von 5 N

Die manuell durch den speziellen Schraubendreher eingestellte Haftkraft betrug 5 N. Die Anfangswerte lagen zwischen 5,3 N und 6,3 N. Bei einem Probenkörper lagen die Werte zwischen dem 70. und dem 600. Zyklus über dem ersten gewählten Kraftmaximum von 10 N. Bei einem Probenkörper wurde im 2850. Zyklus ein Wert von 1,4 N erreicht und unterschritt das Kraftminimum. Gegen Ende des Versuchs lag der Trennkraftwert bei 1,5 N. Auffällig bei dieser Versuchsgruppe war, dass die Werte uneinheitlicher verliefen als in den vorherigen Trennkraftverläufen. Im Gegensatz zum homogenen Trennkraftverlauf aus den vorherigen Gruppen kreuzten sich die einzelnen Verläufe mehrfach und verliefen gegen Ende teilweise stark divergierend, sodass eine Werte-

spannbreite von 3,5 N und 8,2 N gemessen wurde. Bei einem Probenkörper stieg der Trennkraftverlauf sogar im Laufe des Versuchs an. Von einem Anfangswert von 6,0 N auf einen Wert von 8,2 N (Abb. 17).

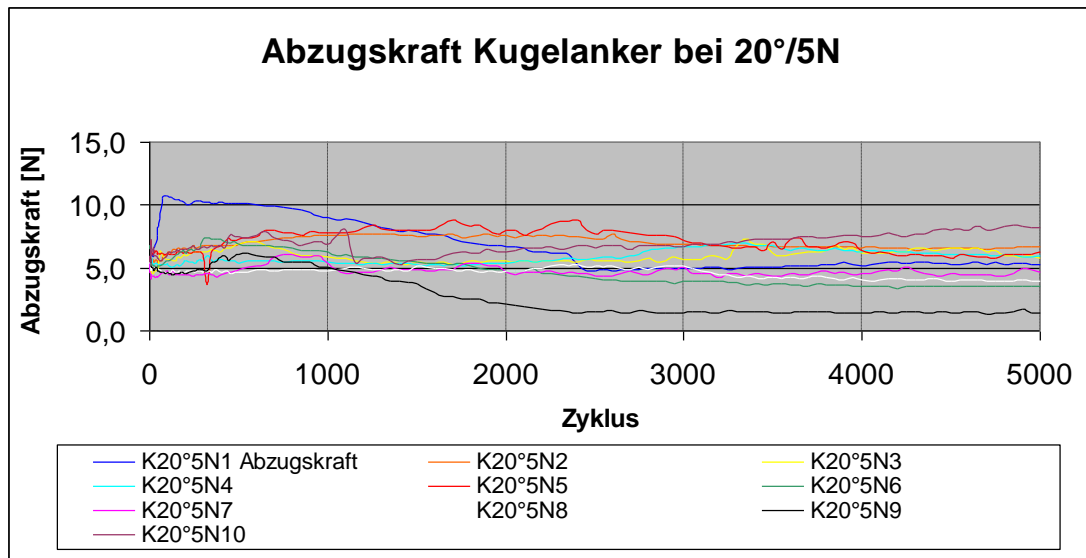


Abb. 17: Trennkraftverläufe der Kugelanker bei einer 20°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2 Ergebnisse des Trennkraftverhaltens bei Locatoren

Die Locatoren lassen sich in zwei Gruppen mit jeweils Angulationen von 0°, 10° und 20° einteilen. Die erste Gruppe verwendet rote Kunststoffeinsätze, die einem Haftkraftwert von ca. 5 N entsprechen, während die zweite Gruppe grüne Kunststoffeinsätze verwendet, die einem Haftkraftwert von ca. 10 N entsprechen.

3.2.1 Locatoren mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 0°-Angulation

Zu Versuchsbeginn lagen bis auf zwei Probenkörper alle Werte über dem ersten Kraftmaximum. Sechs Probenkörper lagen über dem zweiten Kraftmaximum. In der Startphase erkennt man einen generell uneinheitlichen Trennkraftanstieg. Vier Probenkörper erreichten in dieser initialen Phase Werte von über 30 N. Vier Probenkörper unterschritten das Kraftminimum bei deutlich späteren Zyklen (ca. ab dem 3.450. Zyklus) und erreichten kurzfristig einen Wert von 2,0 N. Ab dem 500. Zyklus verhielten sich die Haftkräfte

mit insgesamt abnehmender Trennkraft ähnlich. Ab dem ca. 2.000. Zyklus wurde ein gleichbleibendes Niveau beibehalten. Die Endwerte lagen in einem Bereich zwischen 3,0 N und 6,0 N. Ein Probenkörper lag mit seinem Endwert in der Nähe des ersten Kraftmaximums mit 9,1 N (Abb. 18).

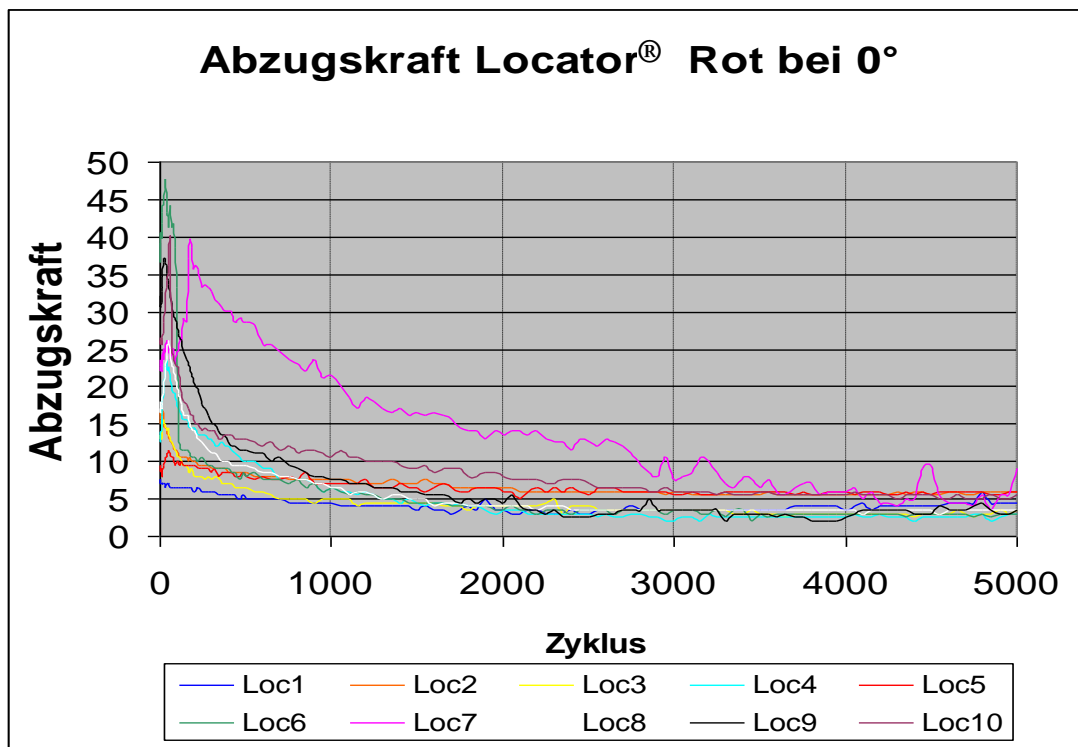


Abb. 18: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 0°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2.2 Locatoren mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 10°-Angulation

Bis auf zwei Probenkörper lagen alle Werte zu Beginn über dem ersten Kraftmaximum. Sechs Probenkörper lagen ebenfalls über dem zweiten Kraftmaximum. Bis zum ca. 700. Zyklus sind die Trennkraftanstiege uneinheitlich. Fünf Probenkörper erreichten Werte von über 20 N. Bis zum 2.000. Zyklus ist ein steilerer Rückgang der Haftkraftwerte zu erkennen. Von da an bis zum 5.000. Zyklus vollzieht sich der Haftkraftabfall homogener und langsamer. Die Endwerte lagen im Bereich zwischen 3,6 N und 6,4 N. Ein Probenkörper lag mit seinem Endwert von 2,4 N unter dem gewählten Kraftminimum (Abb. 19).

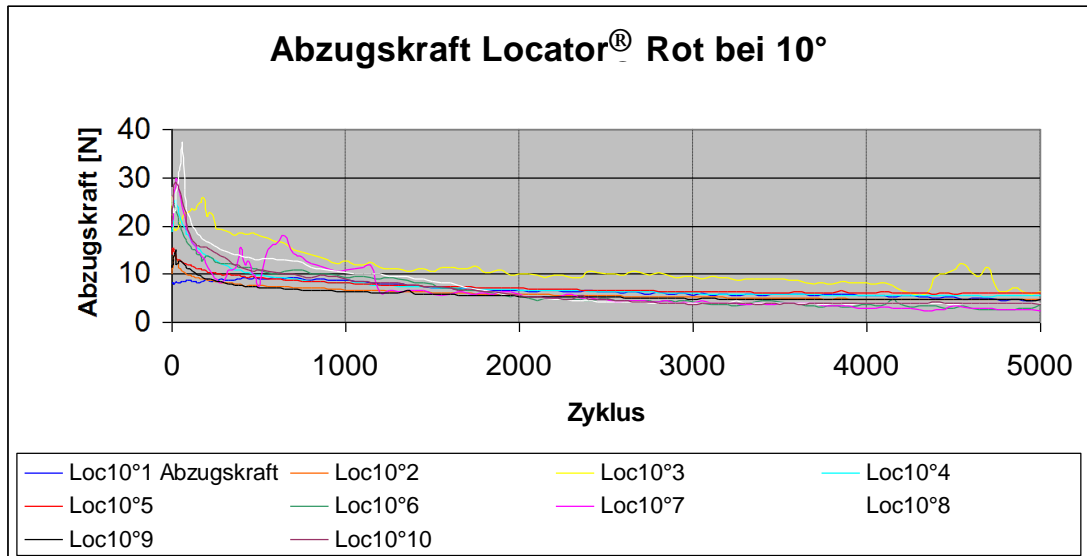


Abb. 19: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 10°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2.3 Locatoren mit rotem Kunststoffeinsatz bei einer 20°-Angulation

Zwei Probenkörper lagen mit ihrem Anfangswert über dem ersten Kraftmaximum mit Werten von 11,7 N und 11,5 N. Sieben Probenkörper lagen über dem zweiten festgelegten Kraftmaximum zwischen 17,7 N und 48,5 N. In den ersten 400 Zyklen waren erhebliche Trennkraftanstiege zu beobachten. Anschließend verliefen alle Trennkräfte ähnlich mit sinkender Trennkraft bis zum 2.000. Zyklus. Ab dem 2.000. Zyklus wird der jeweils erreichte Haftkraftwert nahezu auf einem Niveau gehalten. Die Endwerte lagen im Bereich zwischen 5,1 N und 7,9 N. Ausnahmen bildeten 2 Probenkörper, die niedrigere Werte von 2,7 N und 4,5 N im 5.000. Zyklus erreichten (Abb. 20).

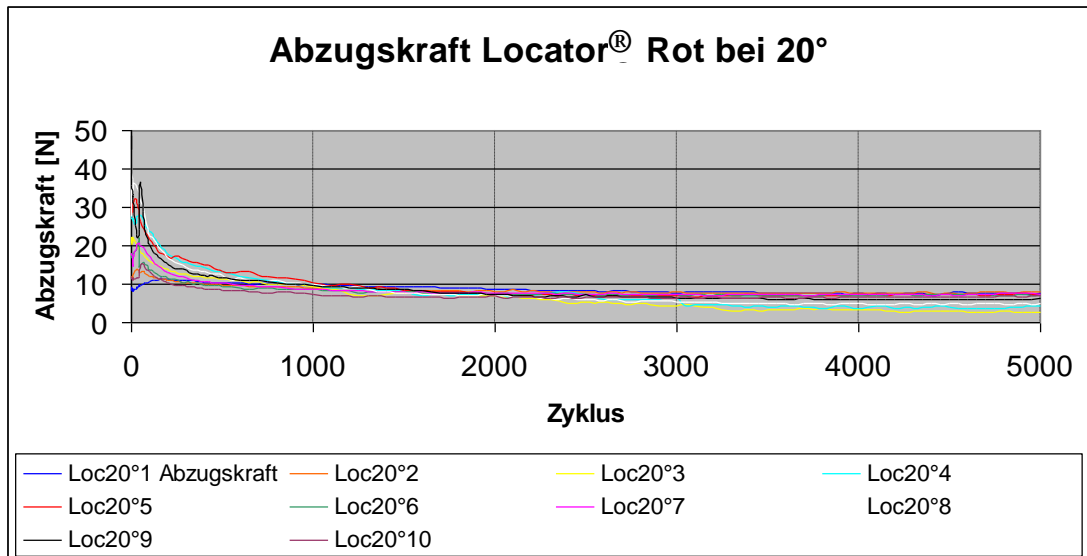


Abb. 20: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 20°-Angulation und einer Einstellung von 5 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2.4 Locatoren mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 0°-Angulation

Bei drei Probenkörpern konnten aufgrund eines Aufzeichnungsfehlers erst später gemessene Werte mit einbezogen werden. Die Haftkräfte lagen wie auch bei allen anderen Probenkörpern deutlich über dem zweiten vorher bestimmten Kraftmaximum mit Werten zwischen 40,2 N und 64,4 N. Bis zum ca. 400. Zyklus waren erhebliche Trennkraftanstiege zu verzeichnen. Anschließend verliefen alle Trennkräfte bis zum 2.000. Zyklus gleichmäßig abfallend, ab dem 3000. Zyklus mit Werten zwischen 10,1 N und 15,6 N verliefen sie nur noch flach abfallend, bis sie im 5.000. Zyklus Endwerte im Bereich zwischen 7,5 N und 13,1 N erreichten. Kein Probenkörper erreichte das gewählte Kraftminimum (Abb. 21).

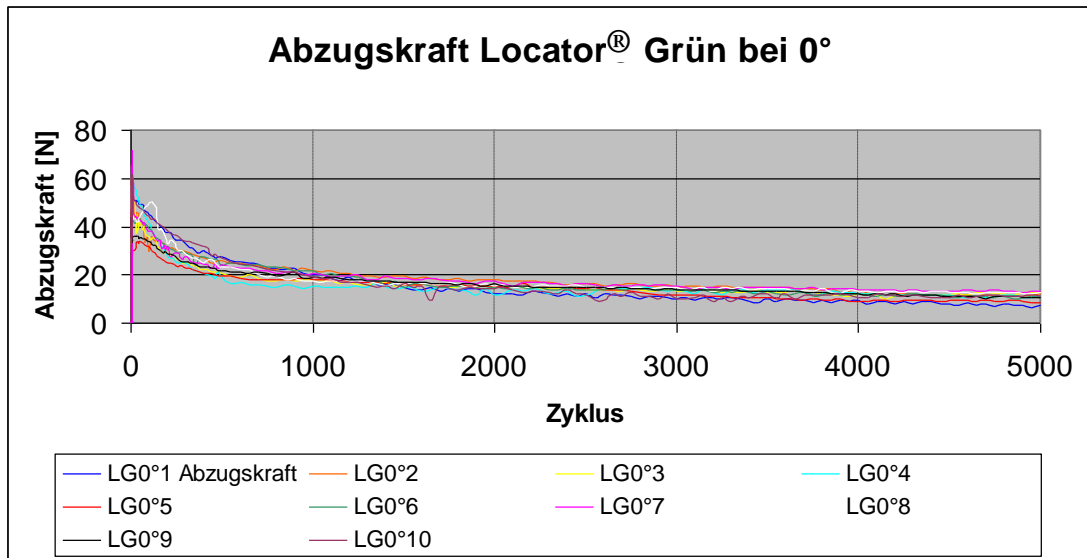


Abb. 21: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 0°-Angulation und einer Einstellung von 10 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2.5 Locatoren mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 10°-Angulation

Bis auf einen Probenkörper (9,2 N) überschritten alle Werte zu Versuchsbeginn das zweite Kraftmaximum. Die Trennkraftanstiege verliefen mit einer Ausnahme (bis zum 550. Zyklus) bis zum 280. Zyklus uneinheitlich. Danach verliefen die Werte einheitlich abfallend bis zum 2.000. Zyklus; in den folgenden Zyklen stellten sich Werte zwischen 10,9 N und 19,8 N ein. Der Abstieg der Werte verlief flacher. Die Endwerte betragen zwischen 7,5 N und 12,6 N (Abb. 22). Der zweite Probenkörper fiel durch zwei Krafteinbrüche auf, zum einen im 2900. Zyklus auf 6,1 N und zum anderen im 4300. Zyklus auf 5,8 N. Dieser Probenkörper erreichte im 5.000. Zyklus einen Wert von 7,6 N.

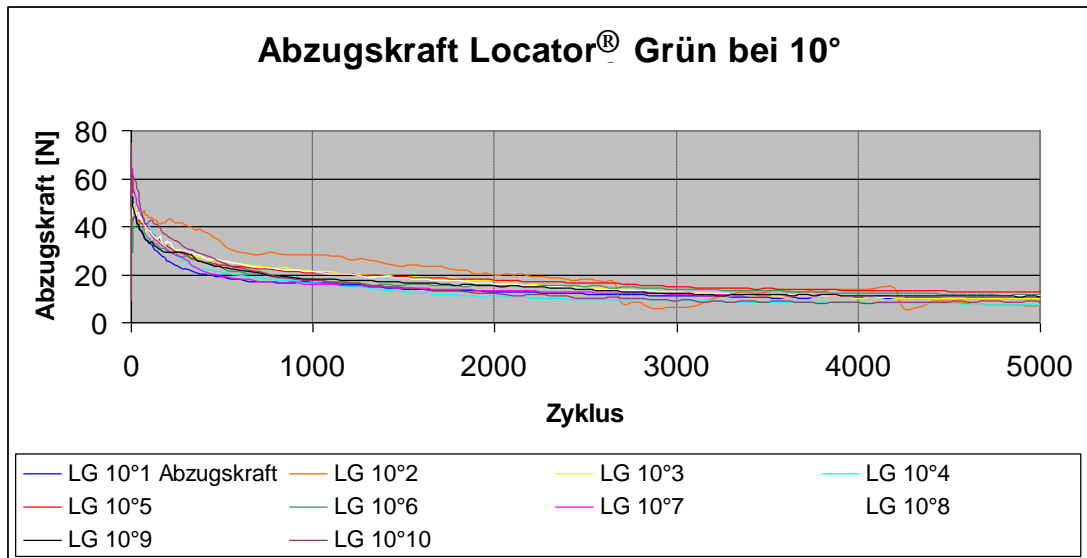


Abb. 22: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 10°-Angulation und einer Einstellung von 10 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.2.6 Locatoren mit grünem Kunststoffeinsatz bei einer 20°-Angulation

Bis auf einen Probenkörper, der mit seinem ersten Wert unter dem Kraftminimum mit 3,3 N lag, und einen weiteren Probenkörper, der mit einem Wert von 12,1 N das erste gewählte Kraftmaximum übertraf, lagen alle anderen Probenkörper mit ihrem Ausgangswert über dem zweiten gewählten Kraftmaximum mit Werten zwischen 69,2 N und 33,4 N. Bei den ersten ca. 300 Zyklen lagen bei allen Probenkörpern erhebliche Trennkraftanstiege vor. Wie bei den anderen Gruppen kam es dann zu einem ähnlich verlaufenden Trennkraftabstieg. Ab dem 3000. Zyklus mit Werten von 8,4 N bis 16,2 N erfolgte nur noch ein flacher Abstieg der Haftwerte. Die erreichten Endwerte lagen im Bereich zwischen 14,7 N und 7,9 N (Abb. 23).

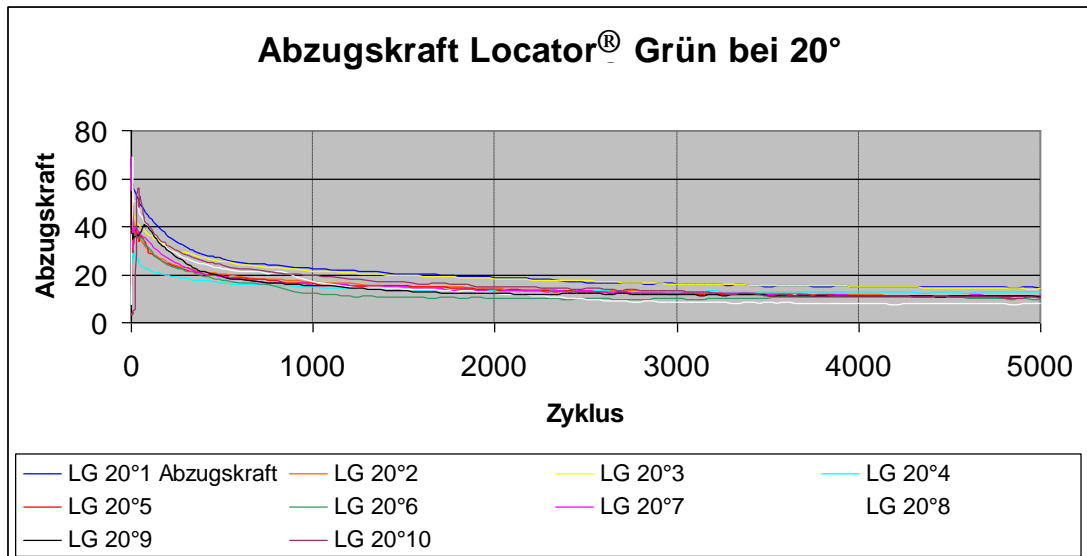


Abb. 23: Trennkraftverläufe der Locatoren bei einer 10°-Angulation und einer Einstellung von 10 N; Zykluszahl aufgetragen auf der Abszisse, Abzugskraft (N) aufgetragen auf der Ordinate

3.3 Vergleich der Trennkkräfte zwischen Kugelankern und Locatoren

Der Vergleich der Trennkraftentwicklung zwischen Kugelankern und Locatoren wird im folgenden anhand von T-Tests, Boxplot-Diagrammen und deskriptiver Statistik veranschaulicht. Der T-Test zeigt, ob die Mediane identisch sind oder nicht. Bei den Boxplots werden die ermittelten Werte grafisch dargestellt und man erhält eine Übersicht über die Verteilung der Werte im jeweiligen Bereich. Die deskriptive Statistik zeigt, wann es zu einem Trennkraftrückgang (negatives Vorzeichen) und wann es zu einem Trennkraftanstieg (positives Vorzeichen) kommt.

3.3.1 Vergleich Kugelanker (5 N) und Locatoren mit rotem Einsatz bei einer 0°-Angulation

Anhand des Diagramms in Abb. 24 ist zu entnehmen, dass die Spannweite der Werte der Locatoren in der Startphase (1-50 Zyklen) über die Initialphase (51-2.000 Zyklen) bis hin zur Abnutzungsphase (2.001-10.000 Zyklen) immer weiter abnahm. Anfangs war ein Wertebereich zwischen 42,3 N und 7,0 N gegeben, dann zwischen 24,6 N und 5,1 N und anschließend zwischen 8,2 N und 2,7 N. Der Medianwert sank von 18,8 N über

10,1 N auf einen Wert von 3,7 N. Insgesamt zeigt dieser Verlauf deutlich die Abnahme der Haftkraft. Allerdings erreichte der Haftkraftverlust nicht das Kraftminimum von 2,5 N. Anders hierzu verhält es sich mit den Werten der Kugelanker. Die Spannbreiten dieser Gruppe verhalten sich nahezu konstant und lagen im Bereich zwischen 4,1 N und 16,0 N. Ähnlich verhält es sich mit dem Medianwert, der in der Startphase 5,0 N, in der Initialphase 4,8 N und der Abnutzungsphase 4,7 N betrug.

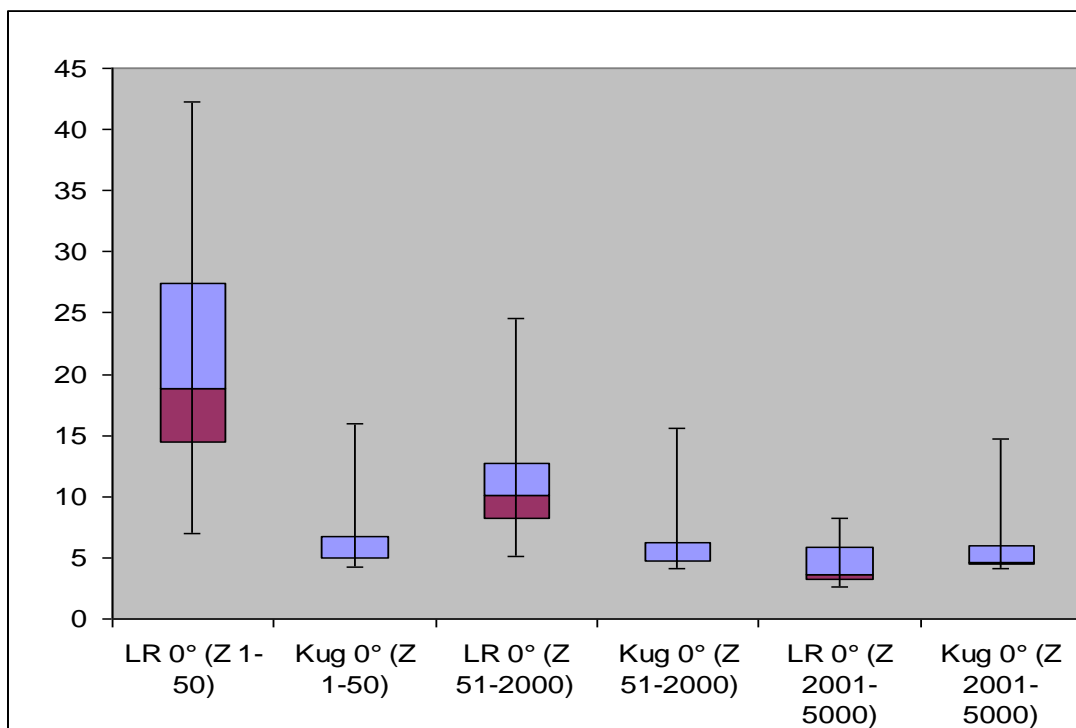


Abb. 24: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) beider Halteelemente bei einer 0°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, Kug: Kugelanker) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

3.3.2 Vergleich Kugelanker (5 N) und Locatoren mit rotem Einsatz bei einer 10°-Angulation

Abb. 25 zeigt für die Gruppe der Locatoren einen deutlichen Abfall der Haftkraftwerte. Die Haftkraftwerte lagen in der Startphase in einem Bereich zwischen 26,5 N und 8,2 N, in der Initialphase zwischen 16,8 N und 7,6 N und in der Abnutzungsphase zwischen 8,9 N und 3,8 N. Der Medianwert fiel von einem anfänglichen Wert von 21,6 N über 10,9 N auf 5,0 N.

Im Gegensatz dazu lagen die Werte der Kugelanker ziemlich konstant im Bereich zwischen 4,3 N und 8,7 N. Der Medianwert lag bei 6,1 N in der Startphase, erreichte dann einen Wert von 5,7 N und endete bei einem Wert von 5,5 N. Dieser Verlauf zeigte ein konstantes Haftkraftverhalten über die Versuchsdauer hinweg an.

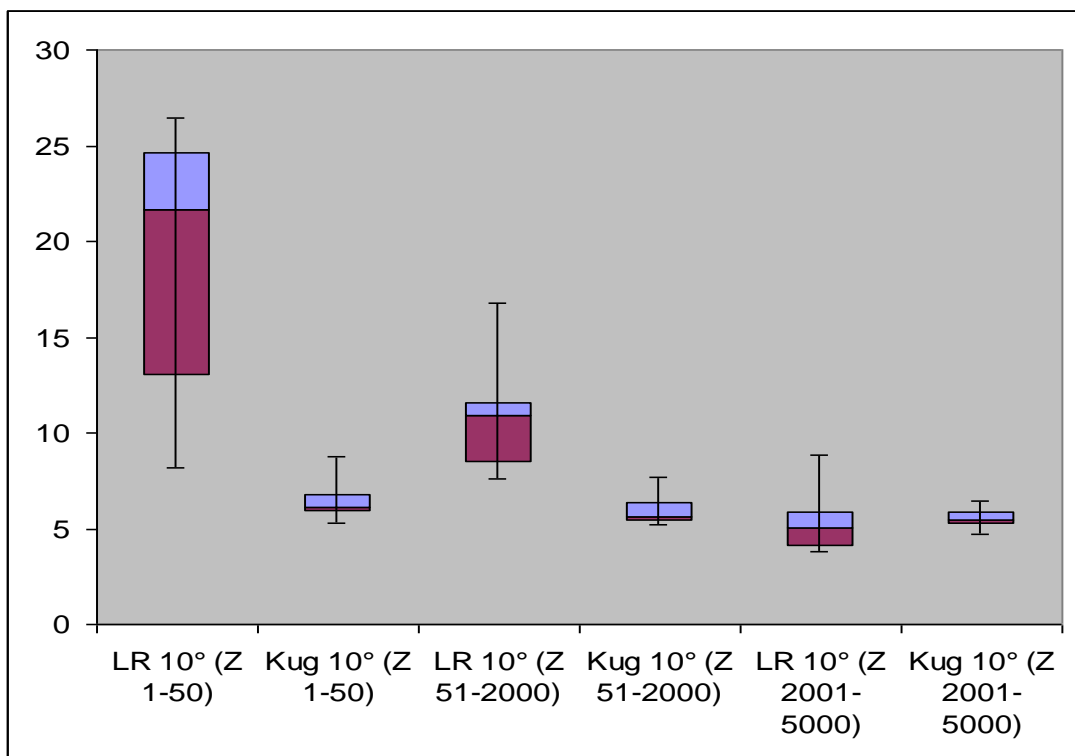


Abb. 25: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) beider Halteelemente bei einer 10°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, Kug: Kugelanker) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

3.3.3 Vergleich Kugelanker (10 N) und Locatoren mit grünem Einsatz bei einer 10°-Angulation

In Abb. 26 ist deutlich ein Haftkraftverlust bei den Locatoren zu erkennen. Die Werte befanden sich anfangs in einem Bereich zwischen 56,8 N und 40,5 N, sanken dann in einen Bereich von 33,3 N - 20,7 N und lagen in der Abnutzungsphase zwischen 14,5 N und 8,8 N. Dieser Haftkraftverlust war auch anhand des Medianwerts zu erkennen, der von 46,8 N auf 24,6 N und abschließend auf 11,9 N fiel. Bei den Kugelankern war wiederum ein relativ gleichbleibendes Haftkraftverhalten ersichtlich. Die Werte fielen in

den Bereich von 8,7 N und maximal 14,2 N. Der Medianwert sank minimal von 11,2 N auf 11,1 N und in der Abnutzungsphase auf 9,8 N.

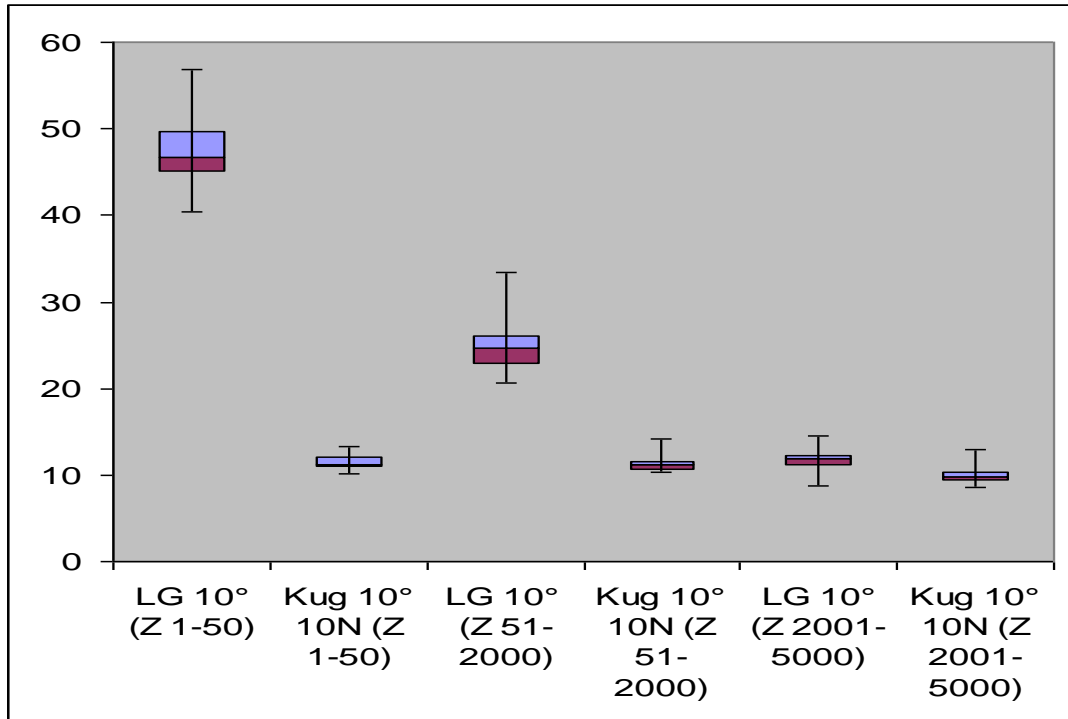


Abb. 26: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) beider Halteelemente bei einer 10°-Angulation (LG: Locator mit grünem Einsatz, Kug: Kugelanker) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

3.3.4 Vergleich von Kugelanker (5 N) mit Locatoren mit rotem Einsatz bei einer 20°-Angulation

Bei der Gruppe der Locatoren war ein Haftkraftverlust am Abstieg des Wertebereichs und des Medianwertes in den einzelnen Phasen zu erkennen (Abb. 27). Die Werte lagen in der Startphase zwischen 35,3 N und 8,8 N und in der Abnutzungsphase zwischen 7,8 N und 3,9 N. Der Medianwert verdeutlichte dies durch seinen Abfall ebenfalls. Er fiel von 19,2 N auf 11,0 N und letztlich auf 6,9 N. Die Werte aus der Gruppe der Kugelanker lagen in der Startphase zwischen 6,3 N und 4,6 N in der Initialphase im Bereich von 9,4 N und 4,6 N und in der Abnutzungsphase zwischen 7,3 N und 1,5 N. Der Medianwert verhielt sich dagegen relativ konstant und begann mit einem Wert von 5,5 N, stieg leicht an auf 6,0 N und fiel unmerklich wieder auf einen Wert von 5,7 N. In

dieser Gruppe wurde jedoch auch ein Wert von 1,5 N erreicht, der unter dem Kraftminimum lag, und die Spannbreiten, in denen die Werte lagen, wurden größer.

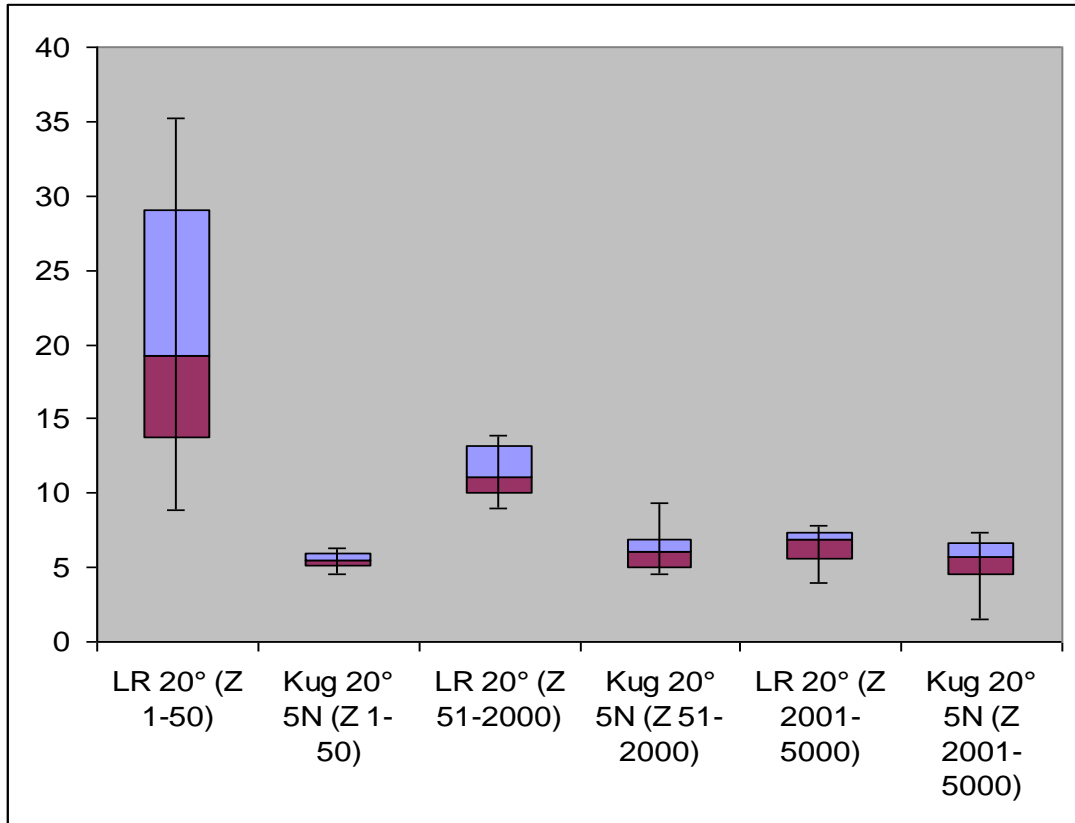


Abb. 27: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) beider Halteelemente bei einer 20°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, Kug: Kugelanker) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

3.4 Vergleich der Trennkraften aller Kugelanker und Locatoren während eines Zyklus aus der Startphase (Zyklus 1) und eines Zyklus aus der Abnutzungsphase (2.050)

3.4.1 Vergleich der Kugelanker während des Zyklus 1

Während des ersten Zyklus konnte bei der Gruppe der Kugelanker ein Minimalwert von 4,3 N und ein Maximalwert von 16,2 N bei einer Einstellung von 5 N bei 0° gemessen werden. Der Medianwert lag zwischen 5,1 N und 6,2 N. Eine Ausnahme bildete die Gruppe der Kugelanker mit einer Kräfteinstellung von 10 N und einer Angulation von 10°. Der Medianwert bei 10,4 N.

Der Unterschied zwischen der Gruppe der Kugelanker bei einer Kräfteinstellung von 5 N und einer Angulation von 10° und der Gruppe der Kugelanker bei einer Kräfteinstellung von 10 N und einer Angulation von 10° wurde durch einen p-Wert von <0,0001 (Tab. 5) verdeutlicht. Es lag ein statistisch signifikanter Unterschied beider Medianwerte vor. Die Gruppe der Kugelanker bei 5 N und 0° zeigte im Vergleich der Medianwerte zu den anderen Gruppen mit p-Werten von 0,2428 und 0,4470 keine statistisch signifikanten Unterschiede (Tab. 4). Ebenso zeigte die Gruppe der Kugelanker bei 5 N und 20° mit einem p-Wert von 0,1230 zur Gruppe der Kugelanker mit einer Einstellung von 5 N und 10° keine statistisch signifikanten Unterschiede im Bereich der Mediane.

Tab. 4: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 1

	K 5 N 10°	K 5 N 20°
K 5 N 0°	0,2428	0,4470
K 5 N 10°	-	0,1230

Tab. 5: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 1

	K 10 N 10°
K 5 N 10°	<0,0001

3.4.2 Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz während des Zyklus 1

Für die Gruppe der Locatoren mit einem roten Einsatz wurde ein Minimalwert von 7,0 N bei einer Angulation von 0° und ein Maximalwert von 48,5 N bei einer Angulation von 20° ermittelt (Tab. 8). Die Medianwerte lagen im Bereich zwischen 19,6 N und 21,4 N (Abb. 28). Unter den verschiedenen Gruppen der Locatoren konnte mit einem p-Werten von 0,9705, 0,4813 und 0,3930 kein statistisch signifikanter Unterschied im Vergleich der Mediane festgestellt werden (Tab. 6).

Tab. 6: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 1

	LR 10°	LR 20°
LR 0°	0,3930	0,9705
LR 10°	-	0,4813

3.4.3 Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz während des Zyklus 1

Die Gruppen der Locatoren zeigten einen Minimalwert von 0 N bei einer 0°-Einstellung und einen Maximalwert von 70,7 N bei einer 10°-Einstellung. Die Medianwerte lagen bei der 0°-Einstellung bei 51,1 N, bei einer 10°-Einstellung bei 51,1 N und bei der 20°-Einstellung bei 60,6 N (Tab. 8). Mit p-Werten von 0,7959, 0,3150 und 0,0892 lagen keine statistisch relevanten Unterschiede im Vergleich der Medianwerte vor (Tab. 7).

Tab. 7: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 1

	LG 10°	LG 20°
LG 0°	0,7959	0,0892
LG 10°	-	0,3150

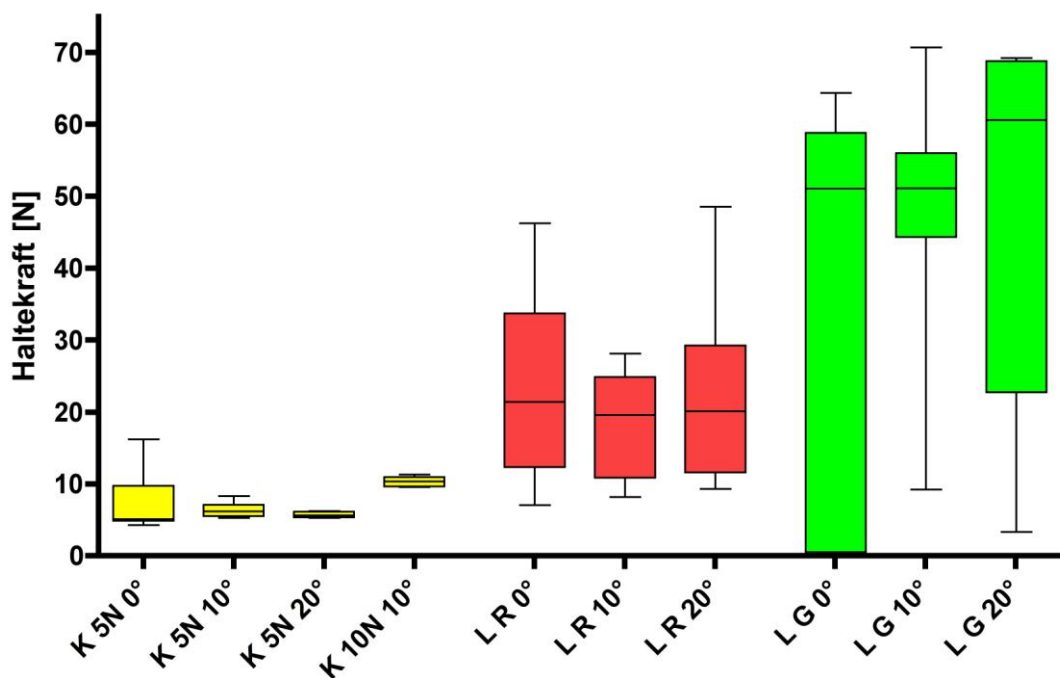


Abb. 28: Boxplot-Diagramme zu den Haltekraftwerten in N (aufgetragen auf der Ordinate) aller Halteelemente bei Zyklus 1

Tab. 8: Deskriptive Statistik zu Zyklus 1: Quartilswerte in N der einzelnen Halteelemente

	K 5 N 0°	K 5 N 10°	K 5 N 20°	K 10 N 10°	L R 0°	L R 10°	L R 20°	L G 0°	L G 10°	L G 20°
Minimum	4,3	5,3	5,3	9,6	7,0	8,2	9,3	0,0	9,2	3,3
25 % Percentile	4,9	5,5	5,4	9,7	12,3	10,8	11,6	0,5	44,3	22,8
Median	5,1	6,2	5,6	10,4	21,4	19,6	20,1	51,1	51,1	60,6
75 % Percentile	9,7	7,1	6,2	10,9	33,7	24,9	29,3	58,8	56,0	68,8
Maximum	16,2	8,3	6,3	11,3	46,3	28,1	48,5	64,4	70,7	69,2

3.4.4 Vergleich der Kugelanker während Zyklus 2.050

Im Zyklus 2.050 konnte für die Gruppe der Kugelanker ein Minimalwert von 2,1 N bei einer Einstellung von 5 N und 20° und ein Maximalwert von 15,2 N bei einer Einstellung von 5 N und 0° festgestellt werden. Die Mediane zeigten Werte zwischen 4,7 N (Kugelanker bei 5 N / 0°) und 10,5 N (Kugelanker bei 10 N / 10°). Die Gruppen bei einer 5 N-Einstellung in Kombination mit verschiedenen Angulationen zeigten mit p-Werten von 0,3154, 0,4967 und 0,9118 statistisch keine signifikanten Unterschiede im Medianvergleich (Tab. 9). Hingegen gab es bei dem Vergleich der Mediane zwischen der Gruppe der Kugelanker bei 5 N und 10° und der Gruppe mit einer Einstellung von 10 N und 10° mit einem p-Wert von <0,0001 einen statistisch signifikanten Unterschied (Tab. 10).

Tab. 9: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	K 5 N 10°	K 5 N 20°
K 5 N 0°	0,3154	0,4967
K 5 N 10°	-	0,9118

Tab. 10: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	K 10 N 10°
K 5 N 10°	<0,0001

3.4.5 Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz während des Zyklus 2.050

In der Gruppe der Locatoren mit rotem Einsatz konnte ein Minimalwert von 3,0 N und ein Maximalwert von 6,0 N jeweils in der Gruppe mit einer Angulation von 20° ermittelt

werden. Die Medianwerte befanden sich im Bereich zwischen 4,8 N (LR0°) und 7,3 N (LR20°) (Tab. 16). Im Vergleich der Gruppe mit einer 0°-Einstellung zu der Gruppe mit einer 10°-Einstellung konnte mit einem p-Wert von 0,2176 kein statistisch signifikanter Unterschied bei den Medianen festgestellt werden. Allerdings zeigte sich im Vergleich der Mediane der Gruppen bei einer 0°- und einer 20°-Einstellung mit einem p-Wert von 0,0115 und zwischen der Gruppe bei einer 10°-Einstellung und der Gruppe bei einer 20°-Einstellung mit einem p-Wert von 0,0039 ein signifikanter Unterschied (Tab. 11).

Tab. 11: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	LR 10°	LR 20°
LR 0°	0,2176	0,0115
LR 10°	-	0,0039

3.4.6 Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz während des Zyklus 2.050

Die Locatoren mit grünem Einsatz zeigten einen Minimalwert von 10,4 N für die Gruppe mit einer Angulation von 20° und einen Maximalwert von 19,8 N bei einer 10°-Angulation. Die Medianwerte fielen in einen Newtonbereich zwischen 13,7 N und 15,5 N (Tab. 16). Statistisch konnte zwischen den drei Einstellungen (0°, 10°, 20°) in dieser Gruppe kein signifikanter Unterschied bei den Medianen festgestellt werden. Der p-Wert zwischen der Gruppe der 0°-Einstellung und der Gruppe der 10°-Einstellung und der 20°-Einstellung lag bei 0,9705 und 0,3930. Zwischen der Gruppe der 10°-Einstellung und der 20°-Einstellung ergab sich ein p-Wert von 0,4813 (Tab. 12).

Tab. 12: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	LG 10°	LG 20°
LG 0°	0,9705	0,3930
LG 10°	-	0,4813

3.5 Vergleich der Mediane zwischen Kugelanker und Locatoren bei Zyklus 2.050 bei verschiedenen Angulationen

3.5.1 Vergleich bei einer senkrechten Implantation

Beim Medianvergleich zwischen den Gruppen der Kugelanker bei einer Einstellung von 5 N und einer 0°-Angulation und der Gruppe der Locatoren mit rotem Einsatz und einer 0°-Angulation konnte mit einem p-Wert von 0,4002 kein statistisch signifikanter Unterschied gezeigt werden (Tab. 13). Allerdings war zwischen beiden Gruppen und der Gruppe der Locatoren mit grünem Einsatz und einer 0°-Angulation jeweils ein signifikanter Unterschied zu ermitteln. Im ersten Vergleich betrug der p-Wert 0,0004 (K5 N 0° vs. LG 0°) und im zweiten < 0,0001 (LR 0° vs. LG 0°).

Tab. 13: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	LG 0°	K 5 N 0°
LR 0°	<0.0001	0.4002
LG 0°	-	0,0004

3.5.2 Vergleich bei einer 10°-Angulation

Beim Medianvergleich der Gruppen Kugelanker bei 5 N, Locatoren mit rotem Einsatz und Locatoren mit grünem Einsatz ließen sich bei fast allen Vergleichen statistisch signifikante Unterschiede erkennen. Dieses Ergebnis wurde durch p-Werte von < 0,0001 und 0,0003 bestätigt. Lediglich bei dem Medianvergleich zwischen den Gruppen der Kugelanker und der Locatoren mit rotem Einsatz zeigte sich mit einem p-Wert von 0,0524 kein statistisch signifikanter Unterschied (Tab. 14).

Tab. 14: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	LG 10°	K 5 N 10°	K 10 N 10°
LR 10°	<0,0001	0,0524	<0,0001
LG 10°	-	<0,0001	0,0003
K 5 N 10°	-	-	<0,0001

3.5.3 Vergleich bei einer 20°-Angulation

Bei einer 20°-Angulation zeigten sich zwischen den Gruppen Kugelanker bei 5 N, Locatoren mit rotem Einsatz und Locatoren mit grünem Einsatz im Medianvergleich untereinander statistisch signifikante Unterschiede. Der p-Wert zwischen den beiden Locatoren-Gruppen lag bei $<0,0001$. Der p-Wert zwischen der Gruppe der Kugelanker und der Gruppe der Locatoren mit rotem Einsatz hatte Wert von 0,0068 und im Vergleich zur Locatoren-Gruppe mit grünem Einsatz einen Wert von $<0,0001$ (Tab. 15).

Tab. 15: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test) bei Zyklus 2.050

	LG 20°	K 5 N 20°
LR 20°	$<0,0001$	0,0068
LG 20°	-	$<0,0001$

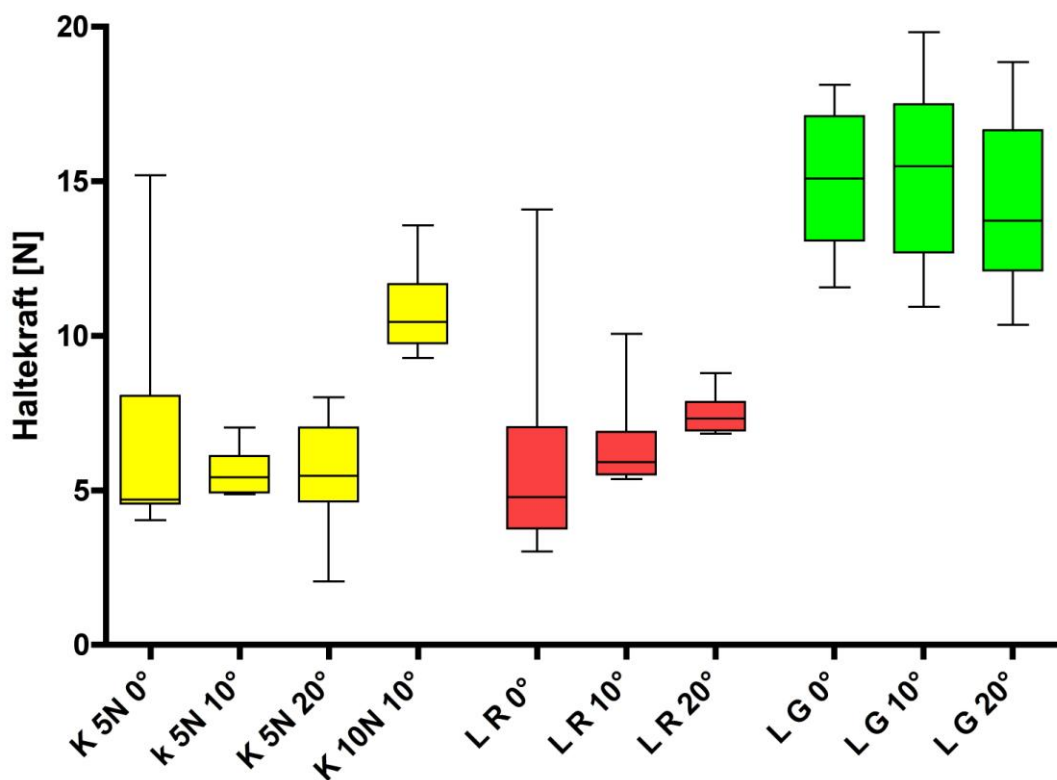


Abb. 29: Boxplot-Diagramme zu den Haltekraftwerten in N (aufgetragen auf der Ordinate) aller Halteelemente bei Zyklus 2.050

Tab. 16: Deskriptive Statistik zu Zyklus 2.050: Quartilswerte in N der einzelnen Halteelemente

	K 5 N 0°	K 5 N 10°	K 5 N 20°	K 10 N 10°	L R 0°	L R 10°	L R 20°	L G 0°	L G 10°	L G 20°
Minimum	4,030	4,880	2,050	9,280	3,020	5,370	6,840	11,57	10,94	10,35
25 % Percentile	4,575	4,930	4,640	9,765	3,770	5,520	6,930	13,08	12,70	12,11
Median	4,690	5,420	5,470	10,45	4,775	5,910	7,320	15,09	15,48	13,72
75 % Percentile	8,055	6,105	7,030	11,67	7,040	6,885	7,860	17,10	17,48	16,65
Maximum	15,19	7,030	8,010	13,57	14,08	10,06	8,790	18,11	19,82	18,85

3.6 Trennkraftänderung von Zyklus 1 bis Zyklus 2.050

3.6.1 Vergleich der Kugelanker

Beim Vergleich der Mediane in den untersuchten Gruppen untereinander war bis auf einen Vergleich zweier Gruppen kein statistisch signifikanter Unterschied zu erkennen. Die p-Werte aus Tab. 17 hatten einen Wert von 0,1903, 0,4470 und 0,8421. Die einzige Ausnahme war ein p-Wert von 0,0115 (Tab. 18) und zeigte sich bei dem Vergleich zwischen der Gruppe mit einer 5 N und einer 10°-Angulation und der Gruppe mit einer Einstellung von 10 N und einer 10°-Angulation. Hier bestand ein statistisch signifikanter Unterschied.

Tab. 17: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	K 5 N 10°	K 5 N 20°
K 5 N 0°	0,8421	0,4470
K 5 N 10°	-	0,1903

Tab. 18: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	K 10 N 10°
K 5 N 10°	0,0115

3.6.2 Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz

Der Vergleich der Mediane bei den Gruppen der Locatoren mit einem roten Einsatz zeigte bei allen Vergleichen keine statistisch signifikanten Unterschiede. Die p-Werte in Tab. 19 nahmen Zahlenwerte von 0,4813, 0,6824 und 0,6842 ein.

Tab. 19: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	LR 10°	LR 20°
LR 0°	0,4813	0,6842
LR 10°	-	0,6824

3.6.3 Vergleich der Locatoren mit grünem Einsatz

Bei dem Locator mit einem grünen Einsatz zeigten sich bei dem Medianvergleich der verschiedenen Gruppen untereinander ebenfalls keine statistisch signifikanten Unterschiede. Beim Vergleich der Locator-Gruppe bei der 0°-Einstellung mit der Gruppe bei einer 10°-Angulation wurde ein p-Wert von 1.0000 und im Vergleich mit der Gruppe der 20°-Angulation ein p-Wert von 0,1823 ermittelt. Der Vergleich der Gruppe der 10°-Angulation mit der einer 20°-Angulation ergab wiederum einen p-Wert von 0,2799 auf (Tab. 20).

Tab. 20: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	LG 10°	LG 20°
LG 0°	1.0000	0,1823
LG 10°	-	0,2799

3.7 Kraftänderung aller Gruppen der Kugelanker und Locatoren

In Tabelle 21 ist die Kraftänderung aller Gruppen der Kugelanker und Locatoren in Form einer deskriptiven Statistik aufgeführt, während die Kraftänderung in Abb. 30 in Form eines Boxplot-Diagramms dargestellt ist. Bei den Kugelankern war ein Minimalwert von -3,5 N (K 5 N 20°) und ein Maximalwert von 2,8 N (K 10 N 10°) zu bestimmen. Die Medianwerte lagen bis auf einen Wert von 0,5 N (K 10 N 10°) alle in einem negativen Bereich zwischen -0,2 N und 0,8 N.

Bei der Gruppe der Locatoren mit rotem Einsatz war ein Trennkraftrückgang zu verzeichnen. Der Minimalwert lag bei -42,3 N bei der 0°-Angulation und der Maximalwert bei -0,5 N bei einer 20°-Angulation. Die Medianwerte befanden sich im Bereich zwischen -12,8 N (LR 20°) und -14,1 N (LR 0°).

Der Minimalwert bei dem Locatoren mit grünem Einsatz zeigte sich bei -57,3 N mit einer 10°-Angulation, der Maximalwert lag bei 14,1 N mit einer 0°-Angulation. Die Medianwerte lagen in einem Wertebereich zwischen -33,6 N und -46,0 N.

Allgemein bestand bei den meisten Gruppen ein Trennkraftrückgang verzeichnet. Bei den Gruppen der Locatoren mit grünem Einsatz, der Gruppe der Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer Kräfteinstellung von 5 N und der Gruppe der Kugelanker bei einer 20°-Angulation und einer Kräfteinstellung von 5 N wurden bei den Maximalwerten Trennkraftanstiege ermittelt. Die Trennkraftanstiege waren mit Werten zwischen 3,2 N und 14,1 N am deutlichsten bei der Gruppe der Locatoren mit grünem Einsatz. Die Kugelanker bei einer 10°-Angulation und einer 10 N-Einstellung zeigten bereits beim Medianwert einen Trennkraftanstieg von 0,5 N. Im 75 %-Percentile waren Trennkraftanstiege von 1,1 N und 1,3 N bei den Kugelanker mit einer Einstellung von 10° und 10 N und bei den Kugelankern mit einer Einstellung von 20° und 5 N zu verzeichnen.

Tab. 21: Deskriptive Statistik: Quartilswerte in N der einzelnen Halteelemente
Erklärung: alles mit – zeigt Trennkraftrückgang, alles + ist Trennkraftanstieg

	K 5 N 0°	K 5 N 10°	LR 10°	K 10 N 10°	LG 10°	K 5 N 20°
Min.	-2,6	-2,1	-22,7	-1,3	-57,3	-3,5
25 % Perc.	-0,9	-1,5	-17,0	-0,6	-39,9	-0,8
Med.	-0,4	-0,8	-13,2	0,5	-33,6	-0,2
75 % Perc.	-0,3	-0,1	-5,2	1,1	-29,8	1,3
Max.	-0,2	0,3	-1,7	2,8	3,2	2,0

	LR 0°	LR 20°	LG 0°	LG 20°
Min.	-42,3	-41,1	-52,8	-55,6
25 % Perc.	-27,2	-22,0	-44,0	-53,3
Med.	-14,1	-12,8	-36,2	-46,0
75 % Perc.	-6,0	-4,2	-5,0	-10,0
Max.	-4,0	-0,5	14,1	11,7

Vergleicht man die Mediane der Gruppen Locatoren mit rotem Einsatz und einer 0°-Angulation mit denen mit einem grünen Einsatz bei einer 0°-Angulation, so ergibt sich mit einem p-Wert von <0,1128 kein statistisch signifikanter Unterschied. Bei dem Vergleich der Kugelanker mit einer Einstellung von 5 N und 0°-Angulation mit beiden Locatoren-Gruppen zeigt sich allerdings mit p-Werten von <0,0001 und 0,0403 ein statistisch signifikanter Unterschied (Tab. 22). Bei einem Vergleich dieser Gruppen bei einer 20°-Angulation zeigt sich ein ähnliches Bild (Tab. 23).

Tab. 22: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	LG 0°	K 5 N 0°
LR 0°	<0,1128	<0,0001
LG 0°	-	0,0403

Tab. 23: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	LG 20°	K 5 N 20°
LR 20°	<0,0524	0,0002
LG 20°	-	0,0068

Der Vergleich aller Gruppen bei einer 10°-Angulation miteinander ergibt einen statistisch signifikanten Unterschied. Dieser Unterschied ist am größten bei dem Vergleich der Locatoren mit rotem Einsatz mit den Gruppen der Kugelanker bei 5 N und 10 N (Tab. 24).

Tab. 24: Vergleich der Mediane mit nonparametrischem t-Test (Man-Whitney-Test)

	LG 10°	K 5 N 10°	K 10 N 10°
LR 10°	<0,0015	<0,0001	<0,0001
LG 10°	-	0,0015	0,0015
K 5 N 10°	-	-	0,0115

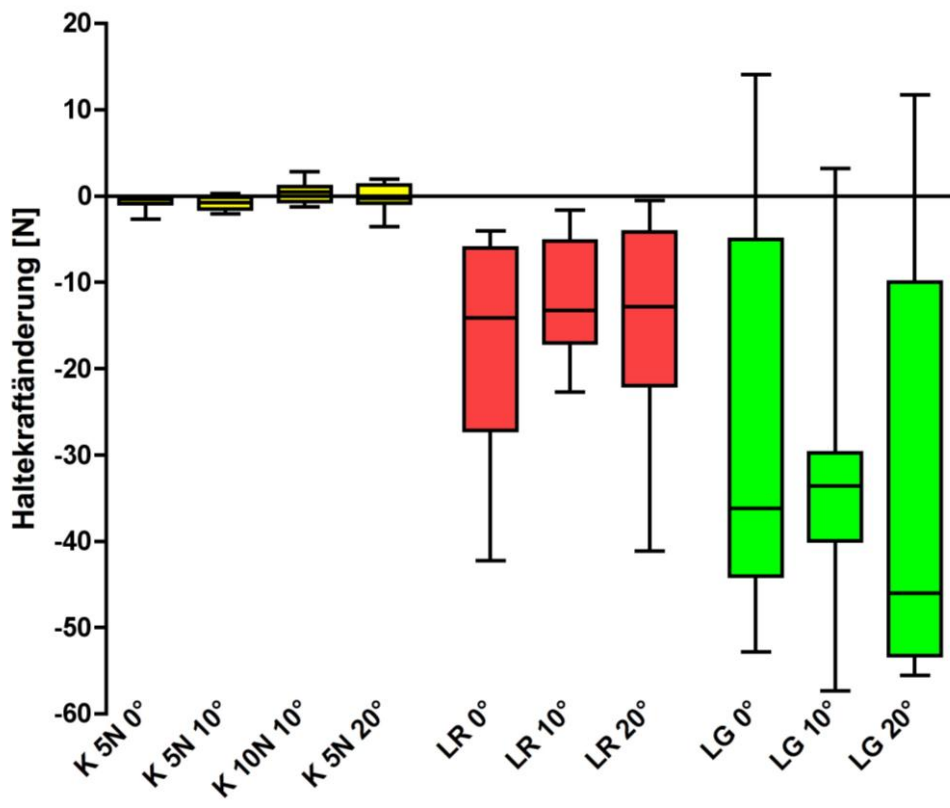


Abb. 30: Boxplot-Diagramm zur Trennkraftänderung in N (aufgetragen auf der Ordinate) aller Halteelemente zwischen Zyklus 2.050 und Zyklus1: alles mit – zeigt Trennkraftrückgang, alles mit + ist ein Trennkraftanstieg

3.8 Vergleich der Trennkraft der Locatoren bei erhöhter Retentionskraft und steigender Angulation

Der Verlauf der Retentionskraft der Locatoren mit roten Kunststoffeinsätzen war gleichmäßig, trotz steigender Angulation. Die Retentionskraft ging zwischen den ersten beiden Phasen erheblich zurück, fiel in der letzten und längsten Verschleißphase auf einen Wert um 5,0 N und blieb in dieser Phase nahezu konstant. Die Medianwerte der Startphase lauteten 18,8 N, 21,6 N und 19,2 N. In der Initialphase wurden folgende Medianwerte gemessen: 10,1 N, 10,9 N und 11,0 N (Abb. 31-33).

Die Retentionskraft des Locatoren mit grünem Kunststoffeinsatz verhielt sich nahezu identisch bei der 0°- und 20°-Angulation. Es kam zu einem erheblichen Retentionskraftabfall in den ersten beiden Phasen. Sie lagen in der Startphase bei 42,8 N und 40,6 N, in der Initialphase bei 25,1 N und 21,4 N. Letztlich wurden in der Abnutzungsphase Medianwerte von 12,8 N und 12,1 N gemessen. Bei der 10°-Angulation waren die Retentionswerte zwar niedriger als bei den anderen Einstellungen, verliefen jedoch ebenso abfallend und blieben gegen Ende konstant. Der Medianwert in der Abnutzungsphase hatte hier einen Wert von 5,1 N.

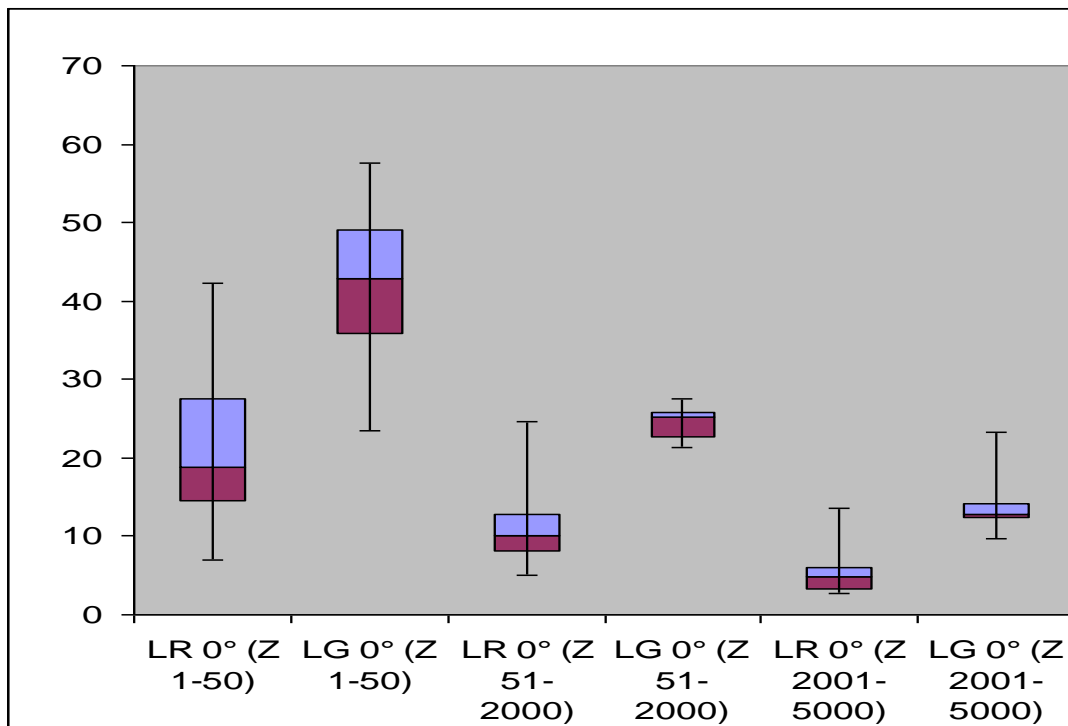


Abb. 31: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) des Locators mit unterschiedlichen Einsätzen bei einer 0°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, LG: Locator mit grünem Einsatz) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

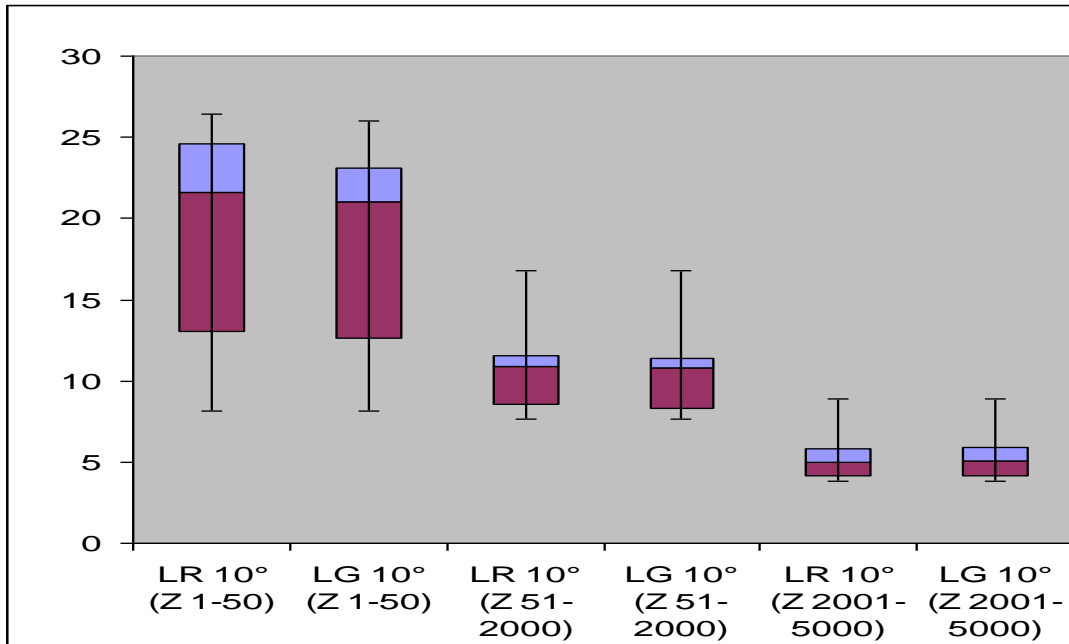


Abb. 32: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) des Locators mit unterschiedlichen Einsätzen bei einer 10°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, LG: Locator mit grünem Einsatz) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

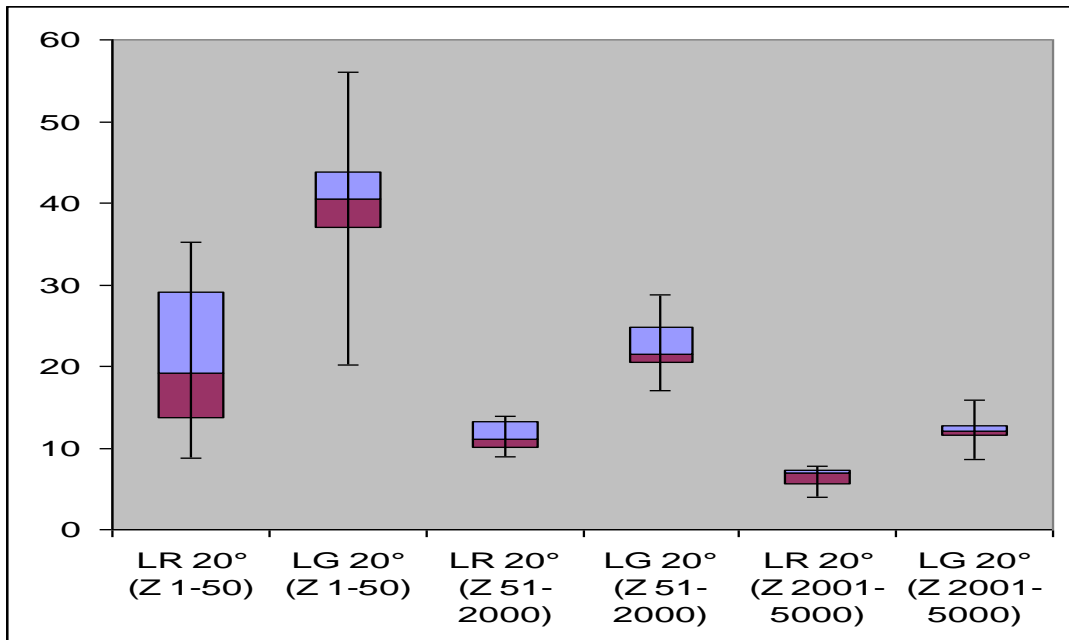


Abb. 33: Vergleich der Haftkraft N (aufgetragen auf der Ordinate) des Locators mit unterschiedlichen Einsätzen bei einer 20°-Angulation (LR: Locator mit rotem Einsatz, LG: Locator mit grünem Einsatz) in den einzelnen Phasen: Startphase (Zyklus 0-50), Initialphase (51-2.000), Abnutzungsphase (2.001-5.000)

4. Diskussion

Die Proben sind konfektionierte Halteelemente mit industriell größtmöglicher Präzision. Bei der Ausrichtung des Implantats in die axiale Richtung wurde eine bestmögliche Orientierung des Implantats über ein Parallelometer gewährleistet. Die Fixierung der Matrizen erfolgte nach Herstellerangaben mit der im klinischen Alltag möglichen Präzision.

Ziel dieser Studie war es, die Trennkraftveränderungen zweier implantatgestützter Halteelemente in Abhängigkeit unterschiedlicher Implantatdivergenzen miteinander zu vergleichen und die verschleißbedingten Änderungen zu dokumentieren. Ein Vorteil der implantatgestützten Prothesen ist der höhere Komfort und die bessere Funktion gegenüber den konventionellen Prothesen, wie *Boerrigter et al. (1995)* und *Naert et al. (1998)* feststellten.

Die Ergebnisse der Verschleißversuche dieser Studie können nur bedingt auf die klinische Situation übertragen werden. Zum einen handelte es sich hier um eine Ein-Pfeiler-Situation, während Hybridprothesen mindestens zwei Pfeiler benötigen und bei zahnlosen Patienten basierend auf dem McGill-Konsens Hybridprothesen auch auf zwei Pfeilern abgestützt werden sollten (*Feine et al., 2002*). Allerdings handelte es sich um eine tolerable Vereinfachung, die den Vorteil besaß, dass die Apparatur in der Lage war, die zunehmend auftretenden Spannungen, die bei Angulationen auf die Implantate wirkten, durch die Probenhalterung mit eingebauter Simulation der Knochenelastizität darzustellen.

Zum anderen wurden Mundhygienemaßnahmen nicht berücksichtigt, die nach *Becker (1983)* als Gründe für Oberflächenveränderungen ursächlich sind. *Becker (1983)* konnte zeigen, dass eine Behandlung von beispielsweise teleskopierenden Kronen mit Zahnpasta zu einem Absinken der Haftkräfte führt. Ein verbliebener Restfilm der Zahnpasta auf den Reibflächen führte zunächst zu einem Haftkraftanstieg, der nach einer gewissen Zeit wieder abfiel.

Eine ähnliche Bedeutung ergibt sich für die Durchführung der Versuche mithilfe der Speichellersatzflüssigkeit. *Stüttgen (1985)* zeigte, dass ein Fehlen zu einem erhöhten Verschleiß führt. Ebenso konnten dadurch, dass es sich um ein Kurzzeitexperiment handelte, mögliche korrosive Prozesse nicht auftreten und daher berücksichtigt werden

(Wataha et al., 2001). Anders als bei der klinischen Situation kam es während der Verschleißzyklen auch zu keinen Lastwechselphasen, die während der normalen Kaufunktionen nach *Stenzel* (1977) zu einer Erhöhung der Abzugskräfte hätten führen können. Außerdem ist der parodontienadäquate Probenhalter nur annäherungsweise vergleichbar mit der klinischen Situation. Trotzdem handelte es sich um ein standardisiertes Vorgehen, das einen Vergleich zwischen den verschiedenen Retentionselementen ermöglicht.

In Bezug auf diese Studie ist zu berücksichtigen, dass durch die eingestellten Implantatangulationen auch extraaxiale Kräfte berücksichtigt werden konnten. Im Idealfall sollten die Matrizen parallel zur Einschubrichtung positioniert sein (Büttel et al., 2009), denn durch die axial wirkende Kraft wird die Entstehung von Biegemomenten minimiert (Mericske-Stern, 1993). Da es aber häufig zu Diskrepanzen zwischen der Achse des Pfeilerzahnes und der Einschubrichtung kommt, ist es bei den Kugelankern bei ausreichender Halslänge technisch möglich, eine Korrektur von 30° pro Pfeiler zu ermöglichen (Gulizio et al., 2005). Durch die extraaxiale Belastung hätte man annehmen können, dass es während der Versuche beispielsweise zu einem Aufdehnen der Lamellen bei den Kugelankersystemen oder zu ungünstigeren Abnutzungserscheinungen bei beiden Ankersystemen gekommen wäre, die wiederum zu einem höheren Haftkraftverlust hätten führen können (Steinheuser, 2009). Es konnte allerdings gezeigt werden, dass beide Ankersysteme trotz eingestellter Implantatangulationen zwar in der Startphase deutliche Haftkraftschwankungen und Haftkraftverluste zeigten, jedoch in der letzten Phase, der Abnutzungsphase, eine relativ stabile Haftkraft aufwiesen und beide Ankersysteme generell einen Wertebereich besaßen, der den Halt eines Zahnersatzes noch gewährleisten würde. Weiterhin konnte in anderen In-vitro-Untersuchungen gezeigt werden, dass es bei einer Korrektur von 20° zu keinen erhöhten Verschleißerscheinungen bei den Kugelankern kam (Ludwig et al., 2006a). Diese Punkte und das einfache Handling führen dazu, dass sich besonders der Kugelanker als Halteelement lange bewährt hat und ein gut dokumentiertes Halteelement im Bereich der implantatgestützten Prothetik im Unterkiefer ist (Donatzky, 1993; Wismeijer et al., 1999; Naert et al., 2004a).

Eine ähnliche Studie wurde von *Ludwig et al.* (2006) durchgeführt, die Abzugskräfte an Kugelkopfattachments bei Implantatdivergenzen untersuchten. Sie verwendeten zwei Pfeiler und eine Zykluszahl von 50.000. Sie kamen zu dem Ergebnis, dass eine Kombination aus zwei Kugelkopfattachments bei den gewählten Patrizendivergenzen keinen Nachteil auf die Abzugskräfte ausübt und die Anwendbarkeit als Retentionselemente auch bei Implantatdivergenzen möglich ist. Ähnliches wurde auch in dieser Studie bezüglich der Kugelanker ermittelt.

Für die Kugelanker aus Titan wurde eine zweiteilige Matrize verwendet. Sie bestand aus einem Matrizengehäuse aus Titan und einem Lamellen-Retentionseinsatz aus Gold. Diese Elemente zeigten in den einzelnen Versuchsgruppen einen überwiegend gleichbleibenden Trennkraftverlauf. Nach einem anfänglichen Haftkraftanstieg bis zu einem Maximalwert kommt es zu einem langsamen Abfall der Haftkraft bis zu einem Endwert, der bis zum Ende des Versuchs nahezu konstant gehalten wurde. Bis auf einen Probenkörper bei einer 20°-Angulation, der das untere Kraftminimum unterschritt, wiesen alle Kugelkopfanker einen ausreichenden Haftkraftwert auch gegen Ende der Zyklen auf. Allerdings waren bei einer Angulation von 20° die Trennkraftverläufe nicht mehr homogen und verliefen erheblich schwankend während des ganzen Versuchs. Dieses Ergebnis lässt darauf schließen, dass es bei steigender Angulation zu stärkeren Oberflächenveränderungen kommt, die zu stärkeren Schwankungen der Haftkraft führen. Zu ähnlichen Ergebnissen kommt auch *Nabeel* (2009). Sie erklärt, dass ein Absinken der Haftkraft mit einem Ansteigen der Implantatangulation einhergeht und ein optimales Haftkraftergebnis bei vertikaler Insertion zu erwarten ist, aber auch, dass eine Reduktion der Haftkraft um 25 % bei 30° im klinischen Bereich nur von sehr geringer Bedeutung ist. Dementsprechend wiesen in dieser Gruppe trotz der Schwankungen neun Probenkörper gegen Ende eine ausreichende Haftkraft auf.

In einer anderen Studie werden die Kugelanker in einer Zwei-Pfeiler-Situation bei verschiedenen Angulationen untersucht. Es wird die Schlussfolgerung gezogen, dass es zwar zu einem Retentionsabfall bei Gruppen mit bis zu 30° divergierten Implantaten in Kombination mit divergierten Attachments im Vergleich zu parallel eingesetzten Implantaten in Kombination mit parallelen Attachments kommt, allerdings ist dieses Problem bei 10° divergierten Implantaten mit divergierten Attachments nicht zu erkennen. Generell wird auch in dieser Studie nach einem anfänglichen Retentionsverlust in den

meisten Gruppen eine Stabilisierung festgestellt. Insgesamt werden ebenfalls akzeptable Haftkraftwerte mit nicht parallelen Implantatkombinationen von bis zu 30° erreicht (Ortegon et al., 2009)

Die Materialzusammensetzung der Locatoren unterscheidet sich von denen der Kugelanker. Hier besteht das Abutment aus einer goldfarbenen Titannitrit-Beschichtung, während die Matrize aus einem Stahlgehäuse mit einem austauschbaren Nyloneinsatz besteht. In vielen Studien kamen die Autoren zu dem Ergebnis, dass Ankersysteme, die einen Retentionseinsatz aus Kunststoff verwendeten, deutlich geringere Verschleißspuren aufwiesen und der Trennkraftverlauf geringeren Schwankungen ausgesetzt war (Wichmann und Kuntze, 1998, 1999; Bayer, 2004; Steinheuser, 2009). Diese Studie sowie die Studie von *Ludwig, Hartfil* und *Kern* (2005) zeigen allerdings, dass bei dem Locator-Ankersystem, bei dem als Retentionselement ein Nyloneinsatz dient, teilweise extrem hohe Abzugswerte erreicht wurden, die klinisch als fragwürdig erscheinen. Jedoch beschränkte sich das Erreichen dieser Extremwerte in dieser Studie vor allem auf die Startphase der Versuche. Dieser Kraftanstieg korreliert mit einer zunehmenden Aufrauung der Fügeflächen, sodass sich die Reibung erhöht. Es kommt zu höheren Abzugskräften und einem Anstieg der Abrasion und über die gesamte Versuchsdauer zu einem Materialverlust, der sich letztlich in einem Abfall der Abzugskräfte manifestiert (Ludwig et al., 2005). Die Kombination aus einer Titanlegierung bei dem Kugelankersystem mit einem lamellären Retentionselement aus einer Goldlegierung zeigt in beiden Studien günstige Abnutzungserscheinungen.

Einige Studien kamen zu dem Ergebniss, dass Ankersysteme, welche Kunststoffeinsätze verwendeten, weniger Verschleißspuren aufwiesen, als Ankersysteme die Metallmatrizen verwendeten. Es wurden bei diesen ausschließlich Abrasionen festgestellt (Bayer, 2004; Steinheuser, 2009). *Wichmann* und *Kuntze* (1998) stellten in Untersuchungen fest, dass Geschiebe mit Kunststoffeinsätzen geringere Veränderungen der Haltekräfte aufwiesen als diejenigen, die Metallmatrizen verwendeten.

Wiederum ergaben andere Untersuchungen, dass Ankersysteme, die Kunststoffe als Retentionselemente verwendeten, eher anfällig waren als jene, die aus Metallkomponenten bestanden (Fromentin, 1999; Gamborena, 1997), daher bevorzugten sie den Gebrauch von Ankersystemen, die Metallmatrizen verwenden. Die Probleme der

Retentionselemente aus Kunststoffen wurden mit der thermischen Expansion begründet, denen Kunststoffe in zyklischen Bewegungen unter feuchten Bedingungen ausgesetzt sind (Wichmann und Kuntze, 1999).

4.1 Wertung der eigenen Ergebnisse

Die Studie konnte nicht bestätigen, dass Retentionselemente aus Kunststoff geringere Veränderungen der Haltekräfte aufweisen als Ankersysteme mit Metallmatrizen und somit besser geeignet wären. Sie zeigten gerade in der Anfangsphase der Versuchsdurchläufe stärkere Schwankungen als bei der Gruppe der Kugelanker, die sich allerdings im Laufe der Versuche nivellierten und konstant blieben. Allerdings ist zu beachten, dass bei einer stärkeren Angulation von 20° die Kugelanker im Vergleich zu den Locatoren während des gesamten Versuchs einen inhomogenen Verlauf zeigten und die einzelnen Trennkraftverläufe sich kreuzten und zum Teil auch divergierend verliefen. Mit Ausnahme der Versuche bei einer 20° -Angulation ähnelten sich allerdings die Trennkraftverläufe der beiden Retentionselementen.

Bei einem Vergleich der Haltekräfte der einzelnen Gruppen zeigt sich für den ersten Zyklus, dass sich in der Gruppe der Kugelanker, der Gruppe der Locatoren mit rotem und grünem Einsatz keine statistisch signifikanten Unterschiede bei steigender Angulation ergeben. Lediglich der Vergleich der Mediane zwischen der Gruppe der Kugelanker bei $10\text{ N} / 10^\circ$ und der Gruppe der Kugelanker bei $5\text{ N} / 10^\circ$ zeigt einen statistisch signifikanten Unterschied, der allerdings schon durch die unterschiedliche Krafteinstellung erklärt wird. Im 2.050. Zyklus verhalten sich der Kugelanker und die Locatoren mit grünem Einsatz ähnlich. Anders verhält es sich bei der Gruppe der Locatoren mit einem rotem Einsatz. Hier zeigt sich ein statistisch signifikanter Unterschied zwischen der Gruppe bei einer 20° -Angulation mit den Gruppen bei einer 0° - und einer 10° -Angulation. Die Mediane zwischen der Gruppe $5\text{ N} / 0^\circ$ der Kugelanker und der Gruppe der Locatoren mit rotem Einsatz bei einer 0° -Einstellung zeigen keine signifikanten Unterschiede. Dieses Ergebnis wird ebenfalls bei einer 10° -Angulation erreicht und ist dadurch zu erklären, dass der rote Kunststoffeinsatz ungefähr einer 5 N -Haftkraft entspricht.

Diese Aussage trifft bei dem Vergleich zwischen den Medianen der Gruppe 10 N / 10° der Kugelanker und der Gruppe der Locatoren mit grünem Einsatz bei einer 10°-Angulation nicht zu. Hier besteht trotz ähnlicher Haftkraftwerte ein statistisch signifikanter Unterschied, der sich aus einem p-Wert von 0,0003 ergibt. Dieser statistisch signifikante Unterschied der Kraftwerte ist nicht von klinischer Relevanz.

Bei einer Einstellung von 20° und der Gruppe der Kugelanker mit 5 N und der Gruppe der Locatoren mit einem roten Einsatz kommt es ebenfalls zu einem statistisch signifikanten Unterschied. Diese Abweichungen sind dadurch zu erklären, dass die Kunststoff-einsätze keine einstellbare Retentionskraft ermöglichen, so wie es bei den Kugelankern möglich ist. Die Retentionskraft liegt in einem Wertebereich zwischen 13,6 N und 18,2 N bei den grünen Retentionseinsätzen und zwischen 2,3 N und 6,8 N bei den roten Retentionseinsätzen.

Zusammenfassend ist in der deskriptiven Statistik aus Tabelle 21 ersichtlich, dass es bei beiden Ankersystemen zu einem Trennkraftrückgang kommt. Eine Ausnahme hierbei bildet die Gruppe der Kugelanker 10 N / 10°, bei der ein positiver Medianwert von 0,5 N erreicht wird. Trotz des Trennkraftrückgangs werden jedoch am Ende der Zyklen ausreichende Haftkraftwerte erreicht. Der Trennkraftrückgang beider Ankersysteme ist klinisch nicht relevant, daher stehen dem Gebrauch dieser Ankersysteme keine Probleme entgegen. Vor allem die Locatoren bieten finanziell und in der praktischen Umsetzung Vorteile.

Zum einen ist der Austausch der Retentionsanteile aus Kunststoff mit nur geringem Aufwand möglich, sodass es für Behandler und Patienten angenehmer ist und nur eine Behandlung benötigt wird. Außerdem kann die Haftkraft des Zahnersatzes durch das farbcodierte Kraftstufensystem leicht an die Wünsche des Patienten angepasst werden. Zum anderen sind diese Retentionsanteile des Locator-Systems bei weitem kostengünstiger als die des Kugelanker-Systems. Der große Preisunterschied lässt sich durch die vielen Materialien der Retentionselemente erklären, die beim Locator-System aus Kunststoff bestehen und bei dem Kugelankersystem aus einer Goldlegierung.

4.2 Schlussfolgerungen

Beide Ankersysteme zeigten am Ende der Versuchsdurchführung noch einen ausreichenden Haftkraftwertebereich auf. Dieses Ergebnis lässt den Schluss zu, dass diese Ankersysteme auch nach den Versuchen einen ausreichenden Halt für einen Zahnersatz gewährleisten. Sollte ein Anker dennoch einen geringeren Haftkraftwert zeigen oder die Retentionselemente beispielsweise durch Verkantungen erneuerungsbedürftig sein, ist es möglich, diese Teile durch Austausch des Retentionseinsatzes im Fall des Locator-Systems oder durch Nachjustierung oder Austausch des lamellären Retentionssystems bei den Kugelankern zu erneuern, die in einer Einzelsitzung möglich wäre. Einteilige Ankersysteme weisen den großen Nachteil auf, dass ein einfacher Austausch der abgenutzten Matrizen nicht möglich ist, die zunächst komplett aus der Prothese entfernt und neue Matrizen im Labor wieder einpolymerisiert werden müssten. In dieser Zeit müsste der Patient ohne Zahnersatz auskommen. Ein weiterer Vorteil des mehrteiligen Retentionssystems und der Justierung ergibt sich für den Patienten dadurch, dass die Trennkraft auf die für den Patienten angenehmste Haftkraft eingestellt werden kann. Bei diesem Herantasten an den gewünschten Haftwert kann mit dem Patienten gleichzeitig das Herausnehmen und das Einsetzen des Zahnersatzes geübt werden. Hierbei sollte allerdings auch beachtet werden, die Retentionsflächen nicht zu beschädigen. Bei dem Problem der hohen initialen Haftkraftwerte des Locator-Systems wäre zu überlegen, ob eine Behebung durch vorherige Maßnahmen, wie zum Beispiel durch das Durchlaufen mehrerer Trenn- und Fügezyklen, möglich ist.

In Bezug auf Hygiene weisen beide Ankersysteme Nischen auf, die zu verstärkter Plaqueretention führen und für den Patienten schwierig zu reinigen sind. Bei der Patrize des Locator-Systems befindet sich in der Mitte eine Öffnung, um die Patrize in das Implantat zu fixieren, die eine mögliche Retentionsnische für Nahrungsreste bietet, sich jedoch auch nicht auf den Retentionsflächen befindet.

Anders ist es beim Kugelankersystem. Das lamelläre System der Matrize weist eine problematische Situation auf hinsichtlich der Defektanfälligkeit der Matrize. Fraglich ist allerdings, ob diese Plaqueretentionen klinische Auswirkungen mit sich bringen.

5. Zusammenfassung

ZIEL: Zwei unterschiedliche Ankersysteme wurden bezüglich ihrer Trennkraftveränderung bei unterschiedlichen Implantatdivergenzen zur Aufklärung der Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag miteinander verglichen.

MATERIAL und METHODE: Zwei unterschiedliche Ankersysteme sind untersucht worden, die sich im Hinblick auf Materialzusammensetzung und Funktionsprinzip unterscheiden. Von beiden Ankersystemen wurden zehn Anker pro Gruppe in einer entwickelten Apparatur über 5.000 Zyklen verschlissen. Die Gruppen unterschieden sich in Bezug auf Kraft- und Angulationseinstellung. Während der Trenn- und Fügewege wurden die entsprechenden Trenn- und Fügekräfte aufgenommen und gespeichert.

ERGEBNISSE: Die beiden Ankersysteme wiesen teilweise ein erheblich voneinander abweichendes Verschleißverhalten bezüglich der Trennkraftveränderung auf. Das erste Ankersystem (Kugellanker) bestand über die verschiedenen Gruppen hinweg aus einem überwiegend homogenen Trennkraftverlauf. In der Startphase, bestehend aus den ersten ca. 50 Zyklen zeigte sich ein leichter Verlust der anfangs eingestellten Haftkraft. In der darauffolgenden Initialphase bis zum ca. 2.000. Zyklus kam es zu einem leichten Anstieg. Im Anschluss folgte die Abnutzungsphase, in der die Trennkräfte auf ihren Endwert zurückgingen. Lediglich die letzte Gruppe bei einer 20°-Angulation wich hiervon durch einen uneinheitlicheren Verlauf ab. Bei diesem Ankersystem wurden zum einen ein Maximalwert von 16,1 N und zum anderen ein Minimalwert von 1,4 N erreicht.

Das zweite Ankersystem (Locator) zeigte einen ähnlichen Trennkraftverlauf, allerdings wies die Initialphase uneinheitliche Trennkraftanstiege auf. In dieser Phase lagen die Werte deutlich über dem vorher bestimmten zweiten Kraftmaximum. Es wurde ein Wert von bis zu 70,7 N erreicht (Locatoren mit grünem Einsatz). Bei einer Einzelbeurteilung der Gruppen im ersten Zyklus zeigte sich, dass trotz steigender Angulation keine statistisch signifikanten Unterschiede der Medianwerte ermittelt wurden. Untersucht man diese im 2.050. Zyklus, so ergibt sich hierbei ein statistisch signifikanter Unterschied nur in der Gruppe der Locatoren mit einem roten Einsatz. Dieser Unterschied ist zwischen der 0°-und 10°-Einstellung mit der 20°-Einstellung ersichtlich. In beiden Gruppen kam es zwar überwiegend zu einem Trennkraftrückgang, der jedoch

nicht in einem Bereich lag, der die Retention eines Zahnersatzes gefährden würde. Die Studie konnte nicht bestätigen, dass Retentionselemente aus Kunststoff geringere Veränderungen der Haltekräfte zeigten als Ankersysteme mit Metallmatrizen und daher besser geeignet wären.

DISKUSSION: Bei allen Probenkörpern dieser beiden Ankersysteme kommt es zum Verschleiß. Teilweise kam es bei einem Vergleich der Haftkraftwerte der Locatoren mit dem Kugelankersystem zu statistisch signifikanten Unterschieden, die sich aus dem Problem der Einstellbarkeit der Haftkraft ergeben. Während die Haftkraft beim Kugelankersystem einstellbar ist, spielt sich die Retentionskraft des Retentionseinsatzes aus Nylon in einem nicht einstellbaren Wertebereich ab.

Im Idealfall sollten die Oberflächenveränderungen gering sein und es sollte durch Einstellbarkeit der Haftkraft oder Austausch der Retentionselemente ermöglicht werden, die entstehenden Haftkraftveränderungen zu kompensieren. Zudem sollten Ankersysteme möglichst aus wenigen, stabilen Einzelteilen bestehen, um Nahrungsresten möglichst wenige Retentionsnischen zu bieten und den Erneuerungs- sowie Reparaturbedarf gering zu halten.

6. Literaturverzeichnis

Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 442-426

Awad MA, Locker D, Korner-Bitensky N, Feine JS. Measuring the effect of intra-oral implant rehabilitation on health-related quality of life in a randomized controlled clinical trial. *J Dent Res* 2000; 79: 1659-1663

Bayer S. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybrid-prothetischen Verankerungselementen. *Med Diss* 2004, Bonn

Bayer S, Stark H, Mues S, Keilig L, Schrader A, Enkling N. Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin Oral Investig* 2010; 14: 607-611

Bayer S, Stark H, Gölz L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N. Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement – in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology* 2012; 29: 340-347

Becker H. Der Einfluß von Zahnpasta auf das Haftkraftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. *Zahnärztl Prax* 1983; 8: 332-334

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

Besimo CE. Prothetische Pfeiler nach Verlust der anatomischen Krone. *Quintessenz* 2002; 7: 725-737

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

Boerrigter EM, Geertmann ME, Van Oort RP, Bouma J, Raghoobar GM, Van Waas MA, Van't Hof MA, Boering G, Kalk W. Patient satisfaction with implant-retained mandibular overdentures. A comparison with new complete dentures not retained by implants - a multi-centre randomized clinical trial. *Br J Oral Maxillofac Surg* 1995; 33: 282-288

Broszeit E. Modell-Verschleißprüftechnik. In: Broszeit E, Hrsg. Vorträge der VDI-Tagung Stuttgart 1973, Verschleißfeste Werkstoffe VDI-Berichte Nr. 194. Düsseldorf: VDI-Verlag GmbH, 1973: 45-56

Büttel AE, Bühler NM, Marinello CP. Locator oder Kugelanker? Eine Hilfe für die klinische Entscheidungsfindung. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2009; 119: 901-909

Czichos H, Habig KH. Tribologie-Handbuch. Wiesbaden: Vieweg + Teubner Verlag, 2010

Donatsky O. Osseointegrated dental implants with ball attachments supporting overdentures in patients with mandibular alveolar ridge atrophy. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1993; 8: 162-166

Feine JS, Carlsson GE, Awad MA, Chehade A, Duncan W, Gizani S. The Mc Gill consensus statement on overdentures. *Int J Prosthodont* 2002; 15: 413-414

Fromentin O, Picard O, Tavernier B. In vitro study of the retention and mechanical fatigue behaviour of four implant overdenture stud-type attachments. *Pract Periodontics Aesthet Dent* 1999; 11: 391-397

Freesmeyer WB. Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik, München Wien: Carl Hanser Verlag, 1987

Gamborena JI, Hazelton RL, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA Direct Overdenture Attachments Before and After Fatigue Loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 123-130

Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz KH, Stark H. Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen. *Biomed Technik* 2003; 1-2: 15-19

Grüner M, Utz KH, Keilig L, Bourauel C, Bayer S, Stark H. Construction of a computercontrolled wear apparatus with a parodontium-simulating specimen holder to study the stability of prosthetic retentive elements. Presentation on the 6th international Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering. Madrid, 2004

Grunert I, 2010: Gibt es etwas Neues in der Totalprothetik – Teil 1. <http://www.zmk-aktuell.de/autorenliste/story/gibt-es-etwas-neues-in-der-totalprothetik-teil-1/print.html> (Zugriffsdatum: 04.08.2010)

Gulizio MP, Agar JR, Kelly JR, Taylor TD. Effect of implant angulation upon retention of overdenture attachments. *J Prosthodont* 2005; 14: 3-11

Hagner MW. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zum Verschleiß von Teleskopkronen. Zahnmed Diss 2006, Bonn

Hupfaut L, Vorwort zur 2. Auflage. In: Hupfaut L, Hrsg. Totalprothesen, Praxis der Zahnheilkunde 7. München Wien Baltimore: Urban und Schwarzenberg, 1991: VII

Igarashi Y, Goto T. Ten-Year Follow-up Study of Conical Crown-Retained Dentures. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 149-155

Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie über mechanische Eigenschaften von Präzisionsverbindungen. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 986-989

Jung T, Bussler KM. Untersuchung zur Kontaktfläche zwischen Matrize und Patrize von konfektionierten Verbindungselementen. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 492-496

Kobes LWR, Richter KB. Die Wirkungsweise von Anker-elementen. Dtsch Zahnärztl Z 1967; 22: 1070-1078

Lehmann KM. Untersuchungen über die Haltekraft von Verbindungselementen mit aktiver Haltefunktion. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 764-767

Lehmann KM, Armin FV. Untersuchungen über die Retentionskräfte von Druckknopfankern. Schweiz Mschr Zahnheilk 1976; 86: 521-530

Lewandowski JA, White KC, Moore D, Johnson C. An investigation of two rare earth magnetic systems by measuring grip force and reseating force. J Prosthet Dent 1988; 60: 705-711

Ludwig K, Cretsi X, Kern M. In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Kugelkopf-Attachments bei Implantatdivergenzen. Dtsch Zahnärztl Z 2006; 61: 142-146

Ludwig K, Kresse T, Kern M. In-vitro-Untersuchung zum Verschleißverhalten extrakoronaler Geschiebe mit und ohne Schubverteiler. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 597-600

Ludwig K, Kern M, Hartfill H. Untersuchung zum Verschleißverhalten von Kugelkopfattachments. Quintessenz Zahntechnik 2005; 10: 1074-1083

Mericske-Stern R. Die implantatgesicherte Totalprothese im zahnlosen Unterkiefer. Schweiz Monatsschr Zahnmed 1988; 98: 931-936

Meyer E. Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelkopfankern im stark reduzierten Gebiß. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 1011-1015

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

Alsabeeha NHM, Payne AGT, Swain MV. Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: A Review of In Vitro Investigations on Retention and Wear Features. Int J Prosthodont 2009; 22: 429-440

Nickering A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 753-755

Ortegon SM, Thompson GA, Agar JR, Taylor TD, Perdakis D. Retention forces of spherical attachments as a function of implant and matrix angulation in mandibular overdentures: An in vitro study. J Prosthet Dent 2009; 101: 231-238

Öwall B. Precision Attachment - Retained Removable Partial Dentures: Part 1. Technical Long-Term Study. Int J Prosthodont 1991; 3: 249-257

Öwall B. Precision Attachment – Retained Removable Partial Dentures: Part 2. Long-Term Study of Ball Attachments. Int J Prosthodont 1995; 1: 21-28

Polzer G, Meißner F. Grundlagen zu Reibung und Verschleiß. Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 1983

Preiskel H. Prefabricated attachments for complete overlay dentures. Brit Dent J 1967; 123: 161-167

Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. ZWR 1986; 2: 100-103

Schierz O, Kroszewsky K, Häßler C. Passung und Härte konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 593-596

Schrenker H, Stark H. Ein langfristiges prothetisches Versorgungskonzept für ältere Menschen. Swiss Dent 1997; 7-8:5-9

Stark H. Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen. Zahnmed Diss 1996, Würzburg

Stark H. Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen. ZWR 1996; 105: 176-183

Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 3: 183-186

Steinheuser D. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Hybridankern. Zahnmed Diss, Medizinische Fakultät, Uni Bonn, 2009

Stenzel K. Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch. Zahnmed Diss, Medizinische Fakultät, Uni Freiburg, 1977

Stüttgen U. Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1985

Suhail AA, Konstantinos XM, Hiroshi H, Kiho K. The In Vitro Effect of different Implant angulations and cyclic Dislodgement on overdenture attachment system. J Prosthet Dent 2009;102: 140-147

Teubner E, Galindo ML, Arnold D, Marinello CP. Kostengünstige, einfache Retentionsmöglichkeiten in der abnehmbaren Hybridprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2009; 119: 593-600

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

Wichmann M, Kuntze W. Vergleichende Untersuchung zur Aktivierbarkeit konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 7: 438-442

Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Retention of Maxillary Implant Overdenture Bars of Different Designs. J Prosteth Dent 2001; 86: 603-607

Zitzmann NU, Marinello CP. Patientenzufriedenheit mit abnehmbaren Implantat-Rekonstruktionen im zahnlosen Unterkiefer. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2006; 116: 237-244

7. Danksagung

In erster Linie danke ich meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. Helmut Stark für die Überlassung dieses Themas, ohne die diese Dissertation nicht entstanden wäre.

Des Weiteren gilt ein ganz besonderer Dank Herrn Dr. Stefan Bayer für die intensive Betreuung und die freundliche Unterstützung, während der Versuche und der gesamten schriftlichen Ausarbeitung, sowohl vor Ort als auch später per Post und E-Mail.

Außerdem bedanke ich mich bei Herrn Dipl.-Ing. Manfred Grüner und Herrn Zahntechniker Robert Hültenschmidt, die mir während der Versuchsdurchführungen und der Anfertigung der Bilder jederzeit mit Rat und Tat zur Seite standen.

Der Firma Straumann danke ich für die zur Verfügung bereitgestellten Materialien zur Durchführung der Versuche.

Insbesondere möchte ich mich bei allen Freunden bedanken, die mich während des Studiums begleitet haben, und ebenfalls meiner Tante, die mir bei der schriftlichen Ausführung zur Seite stand.

Von Herzen möchte ich zum einen meinen Eltern, die mich nicht nur während des gesamten Studiums und darüber hinaus in jeglicher Hinsicht unterstützt haben, danken und zum anderen meinem Verlobten für die Geduld, die beratende Unterstützung und für die Hilfestellung beim Erstellen einiger Grafiken.