

**Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen
zum Verschleiß von Hybridankern**

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

vorgelegt von
Daniela Steinheuser
aus Bergisch Gladbach

2009

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. H. Stark

2. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. M. Frentzen

Tag der Mündlichen Prüfung: 26.03.2009

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

Direktor: Prof. Dr. med. dent. H. Stark

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn unter http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert.

Meiner lieben Familie

Inhalt

1	EINLEITUNG	7
2	PROBLEMSTELLUNG UND ZIELSETZUNG	13
3	MATERIAL UND METHODE	14
3.1	Reibung und Verschleiß	14
3.2	Auswahl der Probenkörper	16
3.3	Herstellung der Wurzelkappen für das Dalbo[®]-Z System	19
3.4	Verschleißmaschine	21
3.4.1	Parodontienadäquate Halterung	22
3.4.2	Umspülung der Probenkörper	25
3.5	Versuchsablauf Verschleiß	26
3.5.1	Probenwechsel	26
3.5.2	Kraftmessung	28
3.5.3	Auswertung Trennkraft	29
3.6	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	30
4	ERGEBNISSE	31
4.1	Ergebnisse der Kraftaufzeichnungen während der Verschleißversuche	31
4.1.1	Dalbo [®] -Z Elitor kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	31
4.1.2	Dalbo [®] -Z Valor kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	34
4.1.3	Straumann [®] Kugelanker kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	37
4.1.4	Straumann [®] Kugelanker kombiniert mit Tima [®] Matrize	40
4.1.5	I-Ball [®] kombiniert mit Ecco [®] Matrize	42
4.1.6	IMZ [®] Twin plus kombiniert mit Friadent [®] Matrize	45
4.1.7	Gegenüberstellung der Trennkkräfte der implantatgetragenen Systeme	48
4.1.8	Gesamtbetrachtung der Trennkkräfte aller Ankersysteme	50
4.2	Oberflächenanalyse	51
4.3	Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen	51
4.3.1	Dalbo [®] -Z Elitor kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	52
4.3.2	Dalbo [®] -Z Valor kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	54
4.3.3	Straumann [®] Kugelanker kombiniert mit Dalbo [®] -Plus Matrize	56
4.3.4	Straumann [®] Kugelanker kombiniert mit Tima [®] Matrize	58

4.3.5	I-Ball [®] kombiniert mit Ecco [®] Matrize	61
4.3.6	IMZ [®] Twin plus kombiniert mit Friadent [®] Matrize	63
5	GEGENÜBERSTELLUNG VON SCHMIERLÖSUNGEN	65
6	DISKUSSION	68
6.1	Kritik der Methode	68
6.1.1	Herstellung der Probenkörper	68
6.1.2	Verschleißversuche	68
6.1.3	Oberflächenanalysen	70
6.2	Vergleich mit der bestehenden Literatur	71
6.3	Wertung der eigenen Ergebnisse	73
6.4	Praktische Schlussfolgerungen	75
6.5	Anwendungsempfehlungen	77
6.6	Hygienische Aspekte der Ankersysteme	78
6.7	Ausblick auf weitere Versuchsanordnungen und Modifikationen	78
7	ZUSAMMENFASSUNG	79
8	LITERATUR	80
9	DANKSAGUNG	88

1 Einleitung

Auf dem Gebiet der zahnärztlichen Prothetik gibt es eine Vielzahl von verschiedenen Halteelementen für herausnehmbaren Zahnersatz. Kugelkopfattachments haben sich als einfache und kostengünstige Lösung vor allem bei älteren Patienten bewährt [Besimo 2001]. Gute Hygienefähigkeit und einfache Handhabung für den Patienten sind weitere Vorteile. Diese vormals eher einfach konstruierten Halteelemente sind in den letzten Jahren durch neue Werkstoffe, wie sie vor allem als Kunststoffmatrizen zum Einsatz kommen, und verschieden aufgebaute, individuell einstellbare Retentionsmechanismen verbessert worden.

Zur Erzeugung der für den Prothesenhalt erforderlichen Retentionskräfte kommen unterschiedliche Konstruktionsprinzipien, insbesondere Matrizen, zur Anwendung. Üblich sind federnde, teilweise einstellbare Metalllamellen, Federringe oder retentive Kunststoffeinsätze. Klinisch zeigen sich aber mittelfristig häufig Veränderungen in den initial vorhandenen Retentionskräften. Es kann zu einer Abnahme aber auch zu einer starken Zunahme der Füge-Trennkräfte kommen [Bayer et al 2003, Besimo 2001]. Verantwortlich sind die Reibungskräfte bei Ein- und Ausgliederung der Prothese sowie Mikrobewegungen unter kaufunktioneller Belastung. Die Haltewirkung der Verbindungselemente, die insbesondere durch friktive und retentive Mechanismen erzeugt wird, ist häufig auf die gleichen Funktionsmechanismen zurückzuführen [Becker 1983 b; Besimo et al. 2001; Geginat 1978; Lehmann und Armin 1976]. Während der funktionellen Bewegungen des Unterkiefers, vor allem beim Kauen, und beim Entfernen des Zahnersatzes zur Reinigung wirken sich tribologische Beanspruchungen auf die Oberflächen der Halteelemente aus, die im Verlauf der Tragezeit zum Verschleiß der Halteelemente führen [Stüttgen 1985 b]. Durch den Verschleiß wird der Halt des Zahnersatzes gefährdet [Freesmeyer 1987; Meyer 1983; Stark 1996].

Die unterschiedlichsten Halteelemente wurden bereits in zahlreichen klinischen und experimentellen Studien (Tab. 1, Tab. 2 und Tab. 3) auf ihr Verschleißverhalten, ihre mechanischen Eigenschaften, ihre Wirkungsweise, ihre Retentions- bzw. Haltekräfte und klinische Bewährung hin untersucht [Akaltan und Can 1995; Bayer 2004, Bayer et al. 2003, 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;

Lehmann und Armin 1976, Lehmann 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].

Viele der in der Vergangenheit durchgeführten Untersuchungen berücksichtigten nur wenig die realistischen Bedingungen, z.B. den Einfluss der Speichelschmierung auf Verschleißprozesse [Jung und Borchers 1983]. Diese Abweichung vom tribologischen System, welches beim Verschleiß von Ankern in der Patientensituation vorliegt, erschwerte die Übertragung der Ergebnisse in die klinische Situation. Schon 1985 wurde die Relevanz einer Schmierung bei den Verschleißuntersuchungen in Form eines Speichelersatzes erkannt [Stüttgen 1985 a]. Der Nachweis des Einflusses der Speichelschmierung auf den experimentellen Verschleiß hatte zur Folge, dass nachfolgende Untersuchungen durch Berücksichtigung der Speichelschmierung realitätsnähere Bedingungen aufwiesen [Bayer 2004, Stark 1996, Stüttgen 1985a]. Des Weiteren setzte man die Patrizen in den Verschleißapparaturen in starre Lagerungen ein. Diese Situation steht im Kontrast zu der am Patienten vorliegenden Situation einer beweglichen Lagerung des Zahnes im parodontalen Halteapparat [Bayer 2004; Grüner et al. 2003].

Die Belastung der Probekörper erfolgte in den meisten Studien über eine Versuchsreihe von 10.000 Zyklen. Dies simulierte die Belastung eines zwei- bis dreimaligen Herausnehmens und Wiedereinsetzens der Prothese pro Tag während einer Tragezeit des Zahnersatzes von ca. 10-13 Jahren [Besimo et al. 2001; Stark 1996a]. Die Haltekräfte am Ende dieser Versuchsreihen wurde als hinreichend groß beschrieben [Bayer 2004, Becker 1983b; Geginat 1978; Stark 1996a].

Es konnte in verschiedenen Untersuchungen an unterschiedlichen Halteelementen festgestellt werden, dass der Verlauf der Trennkräfte über die meist ca. 10.000 Zyklen initial einen großen Anstieg und dann einen starken Abfall aufzeigte [Besimo 2002; Besimo et al. 2001, Besimo et al. 1995; Koeck 1993]. Innerhalb der einzelnen Ankersysteme und auch zwischen den unterschiedlichen Systemen zeigte sich dabei eine deutliche Variabilität in der Höhe der Kräfte während dieser Einfahrphase. Die Variabilität der initialen Haltekraft und ihr Verlauf bei den Lastwechselversuchen werden maßgeblich auch dadurch beeinflusst, dass die Halteelemente entweder mit der im Lieferzustand vom Hersteller vorgegebenen Krafteinstellung oder einer vom Untersucher gewählten Krafteinstellung verschlissen werden.

In einer von *Besimo et al.* [1995] an Geschieben durchgeführten Untersuchung konnte festgestellt werden, dass die Art des Fügens mittels Lötung, Angussverfahren oder Klebung diesen initialen Anstieg und darauf folgenden Abfall der Trennkräfte nicht in jedem Fall signifikant beeinflusst.

Ebenfalls von Bedeutung ist ein Vergleich zwischen Metall- und Kunststoffretentionseinsätzen. *Wichmann und Kuntze* [1999 a und b] zeigten in Ihren Studien auf, dass die Geschiebe, welche Kunststoffeinsätze aufweisen, bedeutend geringere Verschleißspuren an den Retentionsflächen aufweisen als solche, die Metallmatrizen verwenden. Weiterhin wurde bei den Geschieben mit Kunststoffeinsätzen eine bedeutend geringere Abnahme der Haltekräfte als bei den Metallmatrizen festgestellt [Wichmann und Kuntze 1998, 1999 a und b].

Gleiches zeigte sich in der Studie von *Bayer* [2004]. Hier waren die Verschleißmechanismen bei Ankern mit Retentionseinsätzen aus Kunststoff am geringsten und bei Ankern mit gleicher Legierungszusammensetzung an Matrize und Patrize am stärksten ausgeprägt.

Die unterschiedlichen Verschleißmechanismen können bei Oberflächenanalysen von Halteelementen nach Verschleißbeanspruchungen mittels rasterelektronenmikroskopischer Bilder nachgewiesen werden. Welche Verschleißmechanismen bei unterschiedlichen Legierungskombinationen an Teleskopen und Ankern zu erwarten sind, zeigte *Stark* [1996 a] in einer kombiniert klinisch und werkstoffkundlichen Untersuchung zur Bewährung und zum Verschleiß von Teleskopen auf. Die grundlegenden Verschleißmechanismen sind tribochemische Reaktion, Abrasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttung [Habig 1990, Czichos und Habig 1992, Czichos und Habig 1973]. Sie konnten alle in unterschiedlichen Kombinationen an den Teleskopen festgestellt werden. Ebenfalls *Stark* [1996 b] konnte diese Mechanismen auch an Hybridankern mittels derselben Methodik nachweisen, wobei aber an den beiden untersuchten Ankersystemen keine tribochemischen Reaktionsprodukte erkennbar waren. *Bayer* [2004] wies alle Mechanismen in unterschiedlich starker Ausprägung und Zusammensetzung an Hybridankern nach.

Böttger und Rosenbauer [1978] führten Oberflächenanalysen mittels eines Rasterelektronenmikroskops und eines energiedispersiven Röntgenspektrometers durch. Sie machten darauf aufmerksam, dass die auf der Oberfläche von Teleskopkronen nachgewiesenen und inhomogen verteilten Materialablagerungen aus Nickel und Eisen wahrscheinlich während der Bearbeitung im Labor durch Stahlfräsen und Poliermittel entstanden sind. Weiter stellten sie

fest, dass das Selbsteinschleifen der Metalloberflächen während der Einlaufphase zu einer Einebnung der vorher hervorragenden Anteile der unebenen Metalloberflächen führt. Mit diesem Vorgang ist auch ein geringer Verlust an Friktion verbunden.

Auch *Bayer* [2004] führte eine Elementanalyse mittels energiedispersiver Spektroskopie durch. Hierbei konnte nachgewiesen werden, dass an einigen Ankern die Auflagerungen, die im Verschleißbereich der Patrizen gefunden wurden, aus durch Kaltverschweißungsprozesse aufgetragenem Material der Matrizen bestehen.

In der vorliegenden Studie zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen, die an die bereits abgeschlossene Untersuchung [Bayer 2004] anknüpft, wurde der Verschleiß von Hybridankern in der eigens dafür hergestellten Apparatur mit parodontienadäquater Probenkörperhalterung durchgeführt [Grüner et al. 2003, Grüner et al. 2004]. Um eine weitere Annäherung an die natürliche Situation darzustellen, wurde als Schmiermittel der Speichelersatz Glandosane[®] – verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 – gewählt. Verschiedene Hybridanker, darunter auch vier implantatgetragene Anker, wurden einer Verschleißbelastung unterzogen. Die Anker wurden vor und nach Verschleiß untersucht. Neben Messungen der Trennkräfte wurde eine Oberflächenanalyse mit dem Rasterelektronenmikroskop durchgeführt. Mit Hilfe dieser Daten wurden die Ursachen und Folgen des Verschleißes analysiert und daraus Schlüsse auf die klinische Anwendbarkeit der verschiedenen Ankersysteme gezogen. Die in dieser Studie getroffene Auswahl an Ankersystemen ermöglichte einen Vergleich zwischen den unterschiedlichen Funktionsprinzipien, die zur Verankerung des Zahnersatzes genutzt werden, einen Vergleich der unterschiedlichen Materialien, die zur Konstruktion der Halteelemente eingesetzt werden, sowie einen Vergleich der Beeinflussung unterschiedlicher Schmiermittel (NaCl-Lösung, Speichelersatz Glandosane[®]) auf den Verschleiß.

Tab. 1: Literatur zu Verschleißversuchen an Halteelementen

Autor	Jung T, Borchers L	Koeck B, Grüner M	Besimo C E, Egli B
Jahr	1983	1993	1995
Halteelemente	Hybridanker, Geschiebe	Geschiebe	Geschiebe
Anzahl unterschiedlicher Systeme	8	10	6
Probenkörper je System	3-11	2	5 vor und 5 nach Erhitzen wie beim Lötvorgang
Speichelersatz	-	-	Glandosane®
Initiale Haltekraft	Im Lieferzustand	Eingestellt auf 6 N	im Lieferzustand
Zyklenzahl	Ca. 5500	10000	10000
Methoden	Kraftmessung, Messung des Winkelspiels	Kraftmessung	Kraftmessung
Aussage	Warnung vor dem isolierten Einsatz von Ankern oder Geschieben bei großer Belastung ohne zusätzliche Stabilisatoren auf Grund der Bruchgefahr	Haltekraftverlust weniger auf Verschleiß als vielmehr auf Materialermüdung federnder Retentionselemente zurückzuführen	Gewisse Einlaufzeit bis zum bestmöglichen Funktionieren, kein zwingender Einfluss thermischer Belastung auf die Haltekraft

Tab. 2: Literatur zu Verschleißversuchen an Halteelementen

Autor	Stark H	Wichmann M G, Kuntze W	Besimo C E, Guarneri A
Jahr	1996	1999	2001/2003
Art der Halteelemente	Teleskopkronen, Hybridanker	Geschiebe	Hybridanker
unterschiedliche Systeme	7	5	6
Probenkörper je System	10	5	5
Speichelersatz	Glandosane®	Glandosane®	Ersatzspeichel nach Matzker
Initiale Haltekraft	durch Techniker bei Teleskopen eingestellt, Anker im Lieferzustand	Eingestellt auf ca. 7 N	Im Lieferzustand
Zyklenzahl	10000	10000	10000
Methoden	Kraftmessung, Analyse der Verschleißprozesse über Rasterelektronenmikroskopie	Kraftmessung, Darstellung der Verschleißprozesse über Rasterelektronenmikroskopie	Kraftmessung
Aussage	Haltekraft nach Verschleiß bei fast allen Probenkörpern im Bereich von 1,2-7 N, d.h. physiologische Belastung der Zähne und ausreichende Haltekraft	geringerer Verschleiß, bezogen auf Haltekraftverlust und Oberflächenveränderungen, bei Geschieben mit Kunststoffmatrizen	Große Variabilität der vom Hersteller eingestellten Kraft, friktive Lamellenstrukturen sind Ringfedern vorzuziehen

Tab. 3: Literatur zu Verschleißversuchen an Halteelementen

Autor	Bayer S.	Ludwig K, Kern M, Hartfill
Jahr	2004	2004
Art der Halteelemente	Hybridanker	Hybridanker
unterschiedliche Systeme	7	4
Probenkörper je System	20	8
Speichelersatz	Kochsalzlösung	Wasserbad
Initiale Haltekraft	Teils im Lieferzustand, teils eingestellt auf 5-6N	Eingestellt oder im Lieferzustand 7-13 N
Zyklenzahl	10000	50000
Methoden	Kraftmessung, Resilienzbestimmung, Analyse der Verschleißprozesse über Rasterelektronenmikroskopie, Härteprüfung, Elementanalyse, 3-D-Oberflächenanalyse	Kraftmessung, Analyse der Verschleißprozesse über Rasterelektronenmikroskopie
Aussage	Geringerer Verschleiß bei Ankern mit Retentionseinsätzen aus Kunststoff. Starker Verschleiß bei Ankern mit gleicher Legierungszusammensetzung an Matrize und Patrizie	Unterschiedlicher Verschleiß der Patrizien. Starker Verschleiß der Kunststoff-einsätze in den Matrizen. Bruch aller Federringe

2 Problemstellung und Zielsetzung

Hybridanker werden mit dem Ziel eingesetzt, eine prothetische Versorgung auf devitalen Restzähnen oder auf Implantaten zu verankern. Dadurch wird eine Abstützung gegen Kräfte aus okklusaler Belastung, eine Stabilisierung gegen horizontale Schübe und eine Retentionsverbesserung angestrebt. Die Anker müssen bei Kauaktivität den auftretenden Abzugskräften eine ausreichende Retention entgegensetzen. Um das Parodont nicht zu schädigen, darf bei der Entfernung der Prothese zur Reinigung keine zu große Belastung auf das Parodont wirken [Hofmann und Neumann 1968, Hofmann 1968]. Das wiederholte Herausnehmen und Einsetzen der Prothese zum Zwecke der Reinigung hat zur Folge, dass die Halteelemente einem Verschleiß unterliegen. Dieser Verschleiß ist abhängig von der Art der Konstruktion und den Materialien der jeweiligen Anker.

Diese Studie soll zum einen Ankersysteme testen, deren Legierungen im Vergleich zu der Studie von Bayer [2004] abgeändert wurden (Dalbo[®]-Z Valor); zum anderen sollen neue Materialien für implantatgetragene Anker in Form von Rubin eingesetzt werden (I-Ball[®], Fa. Unor). Zusätzlich zu wurzelkappengetragenen Ankern werden implantatgetragene Ankersysteme bezüglich ihres Verschleißes verglichen. Hierbei kommen verschiedene Matrizen zum Einsatz, deren Einfluss auf den Verschleiß der Matrizen überprüft werden soll. Als Näherung an die natürliche Patientensituation wird die Umspülung der Probenkörper mit dem Speichelersatz Glandosane[®] gegenüber der Umspülung der Probenkörper mit Kochsalzlösung untersucht. Es soll geklärt werden, an welchen Teilen der Anker der eigentliche Verschleiß stattfindet, welche Verschleißmechanismen auftreten und wie stark diese ausgeprägt sind. Weiter soll geklärt werden, ob die auf Basis der ersten Studie [Bayer 2004] getroffenen Veränderungen der Anker (Dalbo[®]-Z Valor im Vergleich zu Dalbo[®]-Z Elitor) eine Verbesserung der Halteelemente in Bezug auf deren Verschleißbeständigkeit darstellen.

3 Material und Methode

3.1 Reibung und Verschleiß

Für eine dauerhafte Haltekraft der Hybridanker bei funktioneller Belastung sind Reibung, Verschleiß und die zwischen Matrize und Patrize stattfindende Schmierung wesentliche Einflussgrößen. Als Teilbereiche zählen diese Einflussgrößen zum Gebiet der Tribologie [Dubbel 2001]. Die Tribologie beschäftigt sich mit der Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung [DIN 50323]. Bei Hybridankern ist von einem tribologischen System auszugehen, in dem auf Grund eines nicht ausreichend dicken Schmierfilms beim Fügen und Trennen der Ankerteile durch die Gleit- oder Grenzreibung Verschleiß auftritt [DIN 50281]. Die Gleitpartner werden durch den Zwischenstoff nicht vollständig voneinander getrennt, sondern sie berühren sich durch Raugipfelberührung und Kontaktbrückenbildung durch Abriebpartikel. Hierdurch wird der Verschleiß verursacht [Broszeit 1973; Polzer und Meißner 1983]. Dieser in DIN 50320 als fortschreitender Materialverlust aus der Oberfläche eines festen Körpers definierte Verschleiß wird durch verschiedene Mechanismen bei der Kraftübertragung der Matrize auf die Patrize hervorgerufen [Dubbel 2001].

Die vier wichtigsten Verschleißmechanismen sind:

- **Abrasion:** Prozesse der Ritzung und Mikrozerspannung des Grundkörpers durch harte Rauheitshügel des Gegenkörpers oder durch harte Partikel des Zwischenstoffs
- **Adhäsion:** Ausbildung und Trennung von atomaren Bindungen im Sinne von Kaltverschweißungen zwischen Grundkörper und Gegenkörper
- **Oberflächenzerrüttung:** Rissbildung, Risswachstum und Abtrennung von Partikeln in Oberflächenbereichen infolge tribologischer Wechselbeanspruchung
- **Tribochemische Reaktionen:** Entstehung von Reaktionsprodukten durch Wirkung von tribologischer Beanspruchung bei chemischer Reaktion von Grundkörper, Gegenkörper, Zwischenstoff und Umgebungsmedium

Die vier genannten Verschleißmechanismen können einzeln, nacheinander oder überlagernd auftreten [Habig 1980]. Die tribochemischen Reaktionen führen immer zu Veränderungen der stofflichen Zusammensetzung. Adhäsionen verändern die Zusammensetzung der Oberflächen nur bei unterschiedlichen Legierungszusammensetzungen der Verschleißpartner. Eine Abtrennung von losen Verschleißpartikeln kommt jedoch erst durch Abrasion und Oberflächenzerrüttung zustande. In Abb. 1 wird das Zusammenwirken der unterschiedlichen Verschleißmechanismen gezeigt, welche auch für die Abgabe unterschiedlicher Arten von Abrieb in den Zwischenstoff verantwortlich sind [Czichos und Habig 1992].

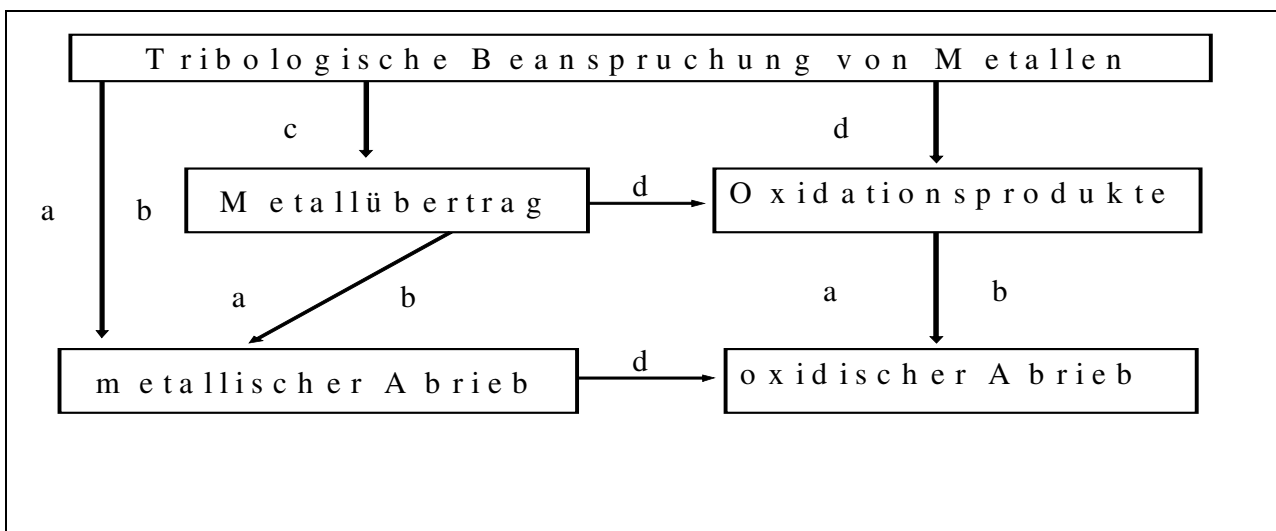


Abb. 1: Zusammenwirken der Verschleißmechanismen:

a. Abrasion **b.** Oberflächenzerrüttung **c.** Adhäsion **d.** tribochemische Reaktion

Bei den in dieser Arbeit untersuchten Hybridankern lag während des Fügens und Trennens die Verschleißart des Gleitverschleißes vor, welche beim Reiben zweier Festkörper ohne vollständige Trennung durch einen Schmierfilm auftritt. Diese Verschleißart beinhaltet alle vier Verschleißmechanismen [DIN 50320].

3.2 Probenkörperauswahl

Zum einen wurde der Zylinderanker Dalbo[®]-Z Elitor (Cendres & Métaux) in Kombination mit der Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize (10x; Proben Nr. 501-510) und zum anderen der Dalbo[®]-Z Valor Anker in Kombination mit der Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize (10x; Proben Nr. 511-520) ausgewählt. Beide Anker wurden unter Verwendung des Speichlersatzes Glandosane[®] – verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 – getestet. Hierdurch lassen sich Vergleiche des Verschleißes bei Spülung mit 0,9% Kochsalzlösung [Bayer 2004] und bei Spülung mit Glandosane[®] ziehen. Des Weiteren ermöglicht diese Kombination einen Vergleich zwischen den Dalbo[®]-Z Elitor Ankern und den Ankern, deren Patrizen als Modifikation aus einer Au/Pt-Legierung (Dalbo[®]-Z Valor Anker) hergestellt wurden.

Unter den implantatgetragenen Patrizen wurde das Straumann[®] Kugelattachment, der Dentsply-Friadent Kugelanker IMZ[®] Twin Plus und der Unor Kugelanker I-Ball[®] aus Rubin ausgewählt. Hierbei wurde das Straumann[®] Kugelattachment zum einen mit der Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize (Cendres & Métaux; 9x; Proben-Nr. 531-535 und 546-549) und zum anderen mit der Tima[®] Matrize (Unor; 9x; Proben-Nr. 536-544) kombiniert. Der Dentsply-Friadent Kugelanker IMZ[®] Twin Plus wurde mit der Friadent[®] Matrize kombiniert (10x; Proben-Nr. 561-570). Weiterhin wurde der Unor Kugelanker I-Ball[®] aus Rubin mit der Unor Ecco[®] Matrize kombiniert (9x; Proben-Nr. 551-559).

Die friktiven Anteile der Dalbo[®]-Plus Matrize, der Tima[®] Matrize und der Friadent[®] Matrizen bestanden aus Metall (Tab. 4), wohingegen die friktiven Anteile der Ecco[®] Matrizen aus Kunststoff hergestellt waren (Tab. 4).

Tab. 4: Matrizen, Herstellerangaben zum Material

Matrize	Gehäuse	Retentionseinsatz	Härte [HV5]	Schmelzintervall [°C]
Dalbo [®] -PLUS	Titan Grade 4	Lamelleneinsatz: 68,6 Au; 2,45 Pt; 3,95 Pd; 11,85 Ag; 10,6 Cu; 0,05 Ir; 2,5 Zn	> 260 vor Lötung, 260 nach Lötung	880-941
Tima [®]	Titan Grade 5	Steel (Federstahl)	350-385	1604-1660
Ecco [®]	Titan Grade 5	Titan-Kunststoff-Innenmatrize (TiGrad 5; PMMA)	350-985	1604-1660
Friadent [®]	Titan Grade 4	68,8 Au; 2,5 Pt; 4 Pd; 11,8 Ag; 10,6 Cu; 2,5 Zn	> 260 vor Lötung, 260 nach Lötung	880-941

Tab. 5: Patrizen, Herstellerangaben zum Material

Anker	Legierung (Zusammensetzung in Massenprozent)	Härte [HV5]	Schmelzintervall [°C]
Dalbo [®] -Z Elitor	68,6 Au; 2,4 Pt; 4,0 Pd; 11,8 Ag; 10,6 Cu; 0,1 Ir; 2,5 Zn	> 260 vor Lötung, 260 nach Lötung	880-940
Dalbo [®] -Z Valor	10 Au; 89 Pt; 1 Ir	> 240	1660-1710
Straumann [®] Kugelattachment	Titan Grade 4	-	-
I-Ball [®]	Titan Grade 5 Rubin	-	-
IMZ [®] - Twin Plus	Titan Grade 4	200	800-990

Die Dalbo[®]-Z Anker Elitor und Dalbo[®]-Z Anker Valor wurden auf Wurzelkappen aus Neocast[®] III gelötet. Die implantatgetragenen Ankersysteme wurden mittels der jeweiligen Implantate des Herstellers in die Verschleißmaschine eingesetzt.

Alle Verschleißversuche wurden unter Benetzung mit dem Speichelersatz Glandosane[®], verdünnt mit Aquadest (Verhältnis 2:1), durchgeführt, um eine Näherung an die natürliche Patientensituation zu ermöglichen (s. 3.4.2).

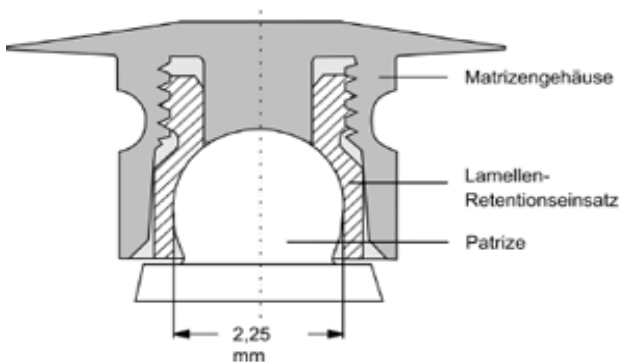


Abb. 2: Dalbo[®]-Z Kugelanker kombiniert mit Dalbo[®]-Plus Ellipitic Matrize

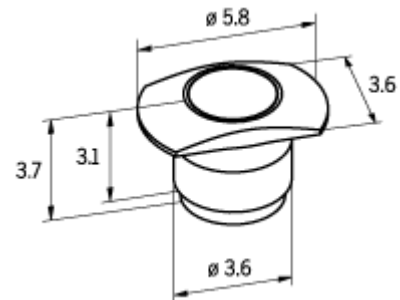


Abb. 3: Dalbo[®]-Plus Ellipitic Matrize; Maße angegeben in mm

Abb. 2 und Abb. 3 zeigen das Dalbo[®]-Plus Ellipitic System. Das Dalbo[®]-Plus System hat eine zweiteilige Matrize (s. Abb. 2), die mit flexiblen Lamellen aus Edelmetall ausgerüstet ist. Die Haltewirkung des Ankers kommt durch ein Einschnappen der Retentionslamellen, die sich beim Eingliedern der Prothese öffnen, unterhalb des Kugeläquators zustande.

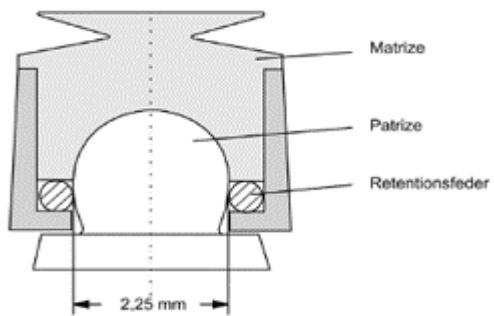


Abb. 4: Straumann® Kugelanker kombiniert mit Tima®-Matrize

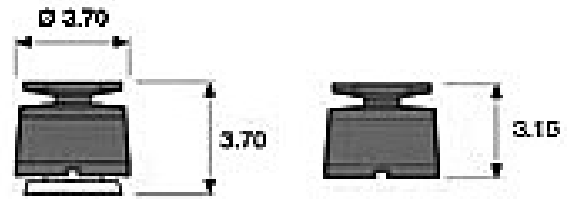


Abb. 5: Tima® Matrize;
Maße angegeben in mm

Abb. 4 und Abb. 5 zeigen den Aufbau der Tima® Matrize. Diese besteht aus einem Gehäuse und einem Gewinding. Dazwischen befindet sich eine auswechselbare Stahlfeder, die den retentiven Rückhalt garantieren soll. Ein Aktivieren ist nur durch das Auswechseln der Ringfeder möglich.

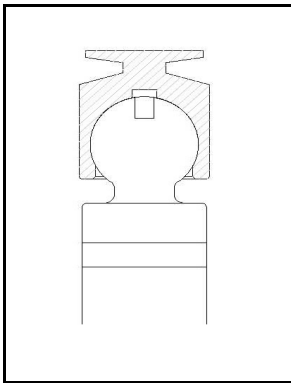


Abb. 6: IMZ® Twin Plus Patrize kombiniert mit Friadent® Matrize

Das IMZ® Twin Plus System ist in Abb. 6 dargestellt. Die Friadent® Matrize ist aus einer Edelmetall-Legierung hergestellt und mit Lamellen versehen, die unter den Äquator der Kugel einschnappen.

Abb. 7 und Abb. 8 zeigen den Aufbau der Ecco® Matrize. Hierbei umfasst das System zwei Goldinnenmatrizen mit Lamellen sowie einen hochfesten Kunststoffeinsatz. Die Innenmatrizen sind in drei unterschiedlichen Retentionswerten erhältlich (Gelb: schwache Retention (ca. 6 N); Grün: normale Retention (ca. 8 N); Rot: starke Retention (ca. 12 N). Weiter steht eine Innenmatrize aus Edelmetall mit Lamellen zur Verfügung. Die Innenmatrizen sind nicht aktivierbar.

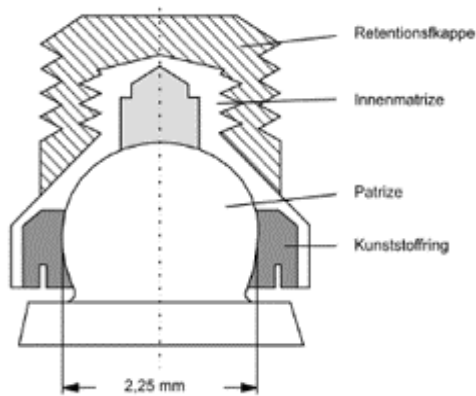


Abb 7: Kugelkopf (Patrize) kombiniert mit einer Unor[®] Ecco Matrize

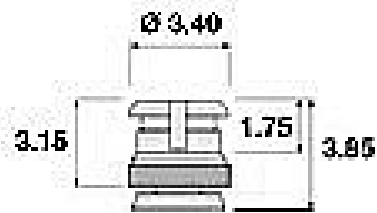


Abb. 8: Unor[®] Ecco Matrize; Maße angegeben in mm

3.3 Herstellung der Wurzelkappen für das Dalbo[®]-Z-System

Die Wurzelkappen wurden wie bei *Bayer* [2004] hergestellt. Hierzu wurde ein Prämolare zur Aufnahmeform für eine Wurzelkappe präpariert. Dieser Zahnstumpf wurde in einen Metallstumpf überführt, der als Referenzobjekt diente. Dieser Metallstumpf wurde mit Isolit[®] (Degussa) isoliert, anschließend in vorgeschmolzenes Fräswachs (Yeti Thowax) eingetaucht. Auf dieser Schicht wurde dann mit Fräswachs (Yeti) eine Wurzelkappe mit einer Wandstärke von ca. 0,4 - 0,5 mm modelliert. Die Okklusalfäche wurde mit einer parallelwandigen Wachsfräse (Meisinger) in einem Fräsgerät (Degussa F3 Ergo) plan gefräst.

Nach Abnahme der Modellation erfolgte das Anwachsen eines Retentionsstifts von innen her an der Okklusalfäche. Dieser war ca. 10 mm lang und hatte eine Retentionskugel von ca. 1 mm Durchmesser. Seitlich der Okklusalfäche wurde ein Gusskanal von 3 mm Stärke angewachst und das Gussobjekt anschließend in Deguvest[®] CF Einbettmasse (Degussa) eingebettet.

Unter Vakuum (Multivac compact Degussa) erfolgte das Anmischen der Einbettmasse mit einer Flüssigkeit aus 75% Deguvest[®] Liquid und 25% destilliertem Wasser. Bei 2 bar verweilte die Muffel die ersten 5 Minuten der Abbindezeit im Drucktopf (Palamat[®] practic EL T, Kulzer). Die Restabbindezeit betrug 45 min. Die Muffel wurde nach Herstellerangaben vorgewärmt und der Guss in einer Tiegelschleuder TS 3 (Degussa) durchgeführt. Das Aufschmelzen der Neocast[®] III-Legierung erfolgte nach Herstellerangaben (Tab. 6). Anschließend kühlten die Muffeln bei Raumtemperatur ab, es wurden die Gussobjekte ausgebettet und der Rohguss mit Korox[®] 110

(Bego) und anschließend mit Perlablast[®] Micro 50 (Bego) sandgestrahlt (Wassermann Sandstrahlgerät Cemat-NT3).

Tab. 6: Legierungsauswahl für die Wurzelkappen, Herstellerangaben zum Material

Legierung	Auf Herstellerempfehlung	Zusammensetzung in Massenprozent	Schmelzintervall
Neocast [®] III	C&M	72,1 Au; 2,95 Pt; 13,4 Ag; 10,5 Cu; 1,0 Zn; 0,05 Ir	890-920°C

Tab. 7: Lote, Herstellerangaben zum Material

Lot / verwendet mit Ankersystemen von:	Zusammensetzung in Massenprozent	Schmelzintervall
S.G 750 / C&M [®]	75,0 Au; 1,0 Pt; 11,8 Ag; 12,2 Zn	695-750°C

Zur Lötung verwendeten wir das Flussmittel Anoxan[®] (Degussa) und nach Erhitzen des Flussmittels das Lot S.G 750 (Tab. 7), das in geringer Menge aufzutragen war. Der an der Basalfläche mit Flussmittel benetzte Anker wurde in der Mitte der Okklusalfäche der Wurzelkappe positioniert, die mit Lot benetzte Wurzelkappe mit einer Gasflamme bis zum Fließen des Lotes erhitzt und die entstandene Oxidschicht im Neacidbad[®] (Neacid Beizgerät Degussa) innerhalb von ca. 5 min entfernt. Die Kontrolle der Qualität der Lötung und die Unversehrtheit der Ankeroberfläche erfolgte an allen Ankern mittels eines Auflichtmikroskops bei zehnfacher Vergrößerung.

3.4 Verschleißmaschine

Die in Abb. 9 dargestellte Verschleißmaschine sollte einen Bewegungsablauf ausführen, bei dem die Matrize und die Patrize exakt in der Abzugsrichtung gefügt und getrennt wurden. Die auftretenden Kräfte wurden während dieses Füge- und Trennzyklus gemessen. Ein Servomotor erzeugte die für das Fügen und Trennen nötige Kraft (Abb. 9, Ziffer 1) mit 25 W, 4500 Upm, 6 Ncm Nenn-Drehmoment, 10 Ncm Impuls-Drehmoment, 13 ms Hochlaufzeit von 0-4500 Upm und einer Reversierzeit von 29 ms. Die Bewegung in Abzugsrichtung führte ein Präzisions-Linear Schlitten (KR2206 Fa. THK) mit Kugelumlauführung durch. In die Linearachse war ein Kugelgewindetrieb mit 2 mm Steigung eingebaut. Das Gewindespiel betrug maximal 10 μm . Die Ankopplung des Servomotors an den Kugelgewindetrieb erfolgte über ein Planetengetriebe mit einem Übersetzungsverhältnis von 1:66. Der Linear Schlitten besaß eine Parallelitätsabweichung von 5 μm auf 100 mm Linearbewegung und eine Positioniergenauigkeit von 2 μm .

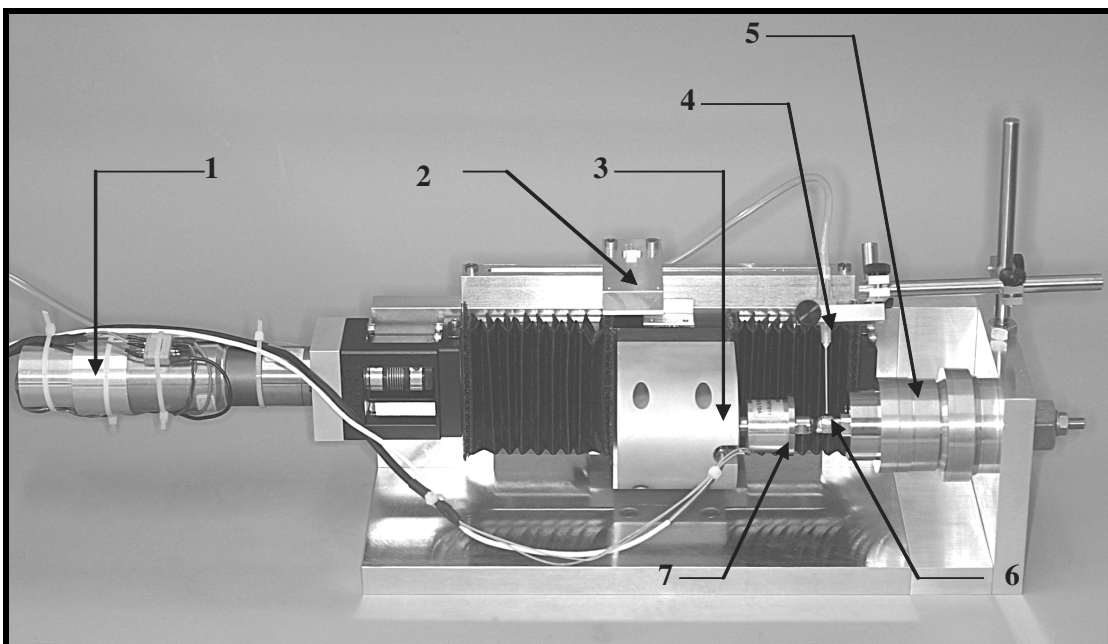


Abb. 9: Verschleißmaschine: **1** Motor und Getriebe zur Erzeugung der für die Füge- und Trennbewegung notwendigen Kraft, **2** optoelektrischer Endschalter zur Begrenzung der Linearbewegung, **3** Kraftaufnehmer zur Messung der Füge- und Trennkraft, **4** Zuführungskanüle des Speichlersatzes, **5** parodontienadäquate Aufhängung zur Simulation des Zahnhalteapparates, **6** Patrizenhalter, **7** magnetverankerter Matrizenhalter

Die Messung der auftretenden Kräfte erfolgte mittels eines Kraftaufnehmers (Abb. 9, Ziffer 3) und einem angeschlossenen Brückenverstärker (Fa. Burster). Dies ermöglichte eine Messung mit einer Auflösung von bis zu 0,05 - 0,1 N. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisionsglasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Fa. Heidenhain), der eine Auflösung von 5µm besaß. Der Maximalweg in Abzugsrichtung wurde über die Positionierung des optoelektrischen Endschalters eingestellt (Abb. 9, Ziffer 2).

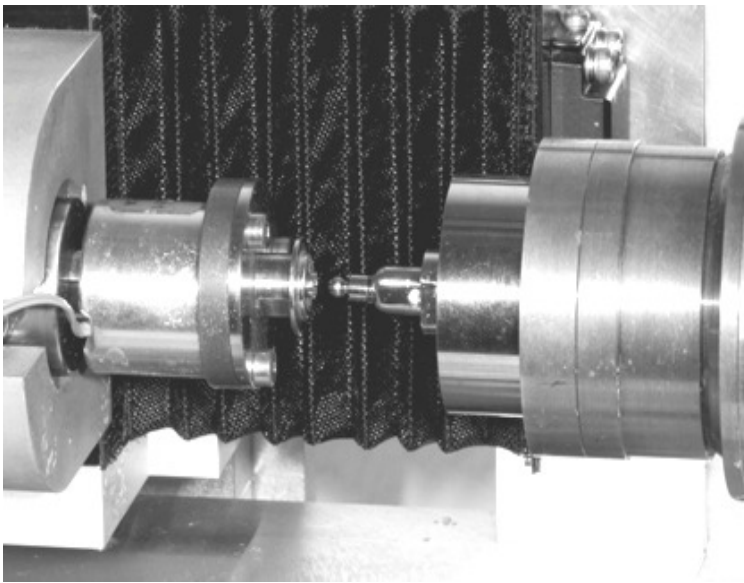


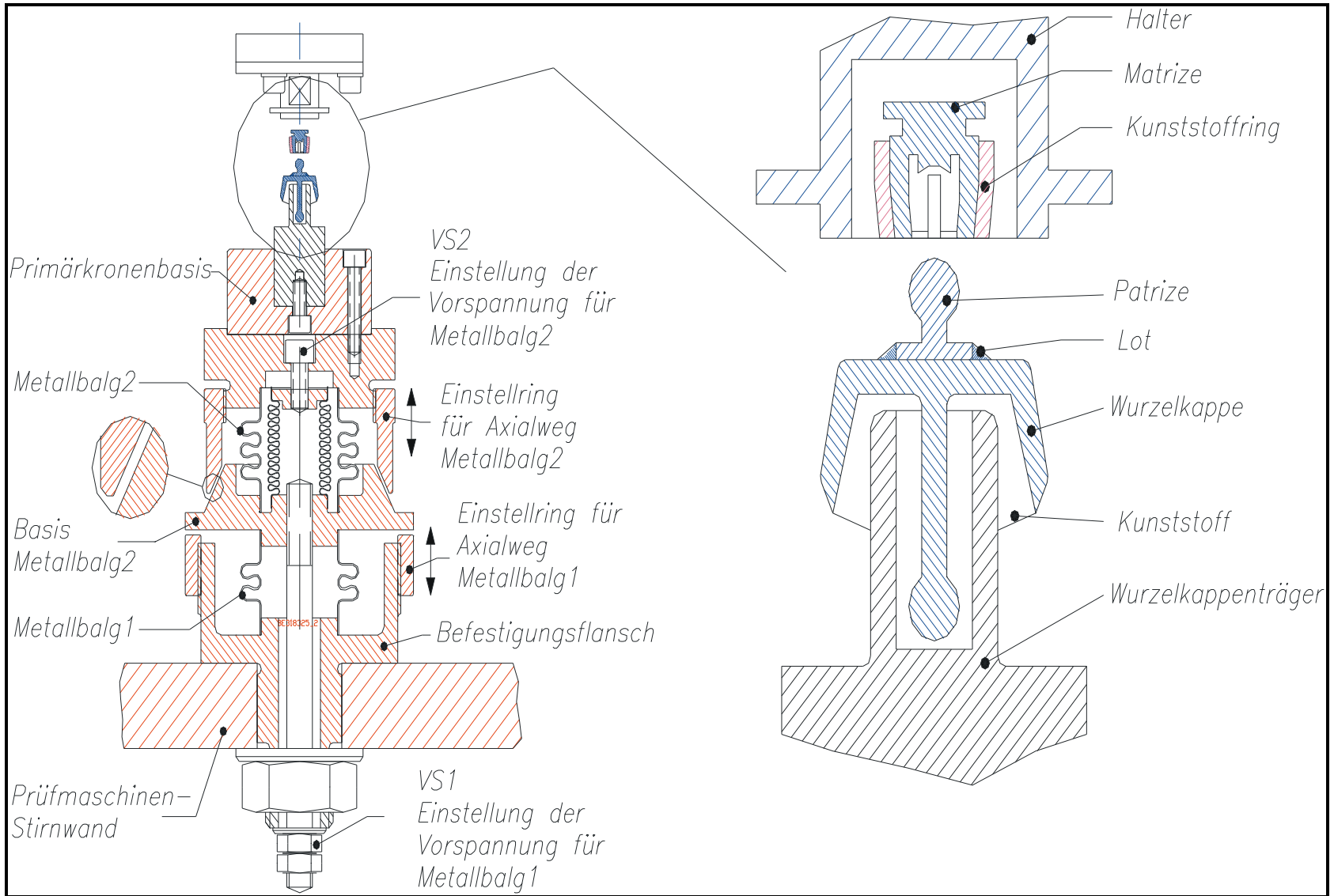
Abb. 10: Matrize und Patrize eingespannt in der parodontienadäquaten Halterung vor Verschleißbeginn

3.4.1 Parodontienadäquate Halterung

Die in Abb. 9 bis Abb. 11 gezeigte parodontienadäquate Halterung wurde eigens für Verschleißuntersuchungen von Hybridankern [Bayer 2004] und von Teleskopkronen [Hagner 2006] konstruiert. Durch sie wurde das biomechanische Verhalten der ankertragenden Pfeilerzähne simuliert [Grüner et al. 2003, Grüner et al. 2004]. Die hier genutzte Halterung ermöglichte eine Nachahmung der Pfeilerbeweglichkeit in der intraoralen Situation. Sie war des Weiteren in der Lage, die beim Fügen und Trennen der Anker in axialer und angulärer Richtung auftretenden Kräfte aufzunehmen. Die Halterung bestand aus mehreren Elementen. Über einen

Befestigungsflansch wurde die Halterung an der Stirnwand der Prüfmaschine befestigt. Der auf dem Befestigungsflansch sitzende erste Metallbalg simulierte das elastische Verhalten des Knochens. Gleichzeitig diente dieser Balg als Träger der Basis des zweiten Metallbalgs. Dieser zweite Metallbalg simulierte das elastische Verhalten des Parodontiums und übernahm gleichzeitig die Aufgabe als Halter des Wurzelkappenträgers. Beide Metallbälge besaßen eine Beweglichkeit in axialer und angulärer Richtung gegenüber ihrer Basis. Die Federrate der Metallbälgen betrug axial 567 N/mm und angulär 0,65 Nm/°. Über die Schrauben VS1 und VS2 (Abb. 11) konnte die Vorspannung der Bälge getrennt voneinander eingestellt werden. Zusätzlich konnte der Bereich des Axialwegs durch zwei verstellbare Einstellringe verändert werden. Durch diese Aufhängung sollten die nicht ganz vermeidbaren Fehler bei der Probenkörperfixierung kompensiert werden, um einseitige Verschleißvorgänge zu vermeiden, die bei nicht axialer Probenkörperinstallation auftreten könnten.

Abb. 11: Konstruktionszeichnung der parodontienadäquaten Halterung



3.4.2 Umspülung der Probenkörper

Die Probenkörper wurden während der Verschleißzyklen mit dem Speichelersatz Glandosane[®] (Cell Pharm GmbH) – verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 – umspült, um eine Näherung zur *in vivo* Situation zu erreichen. Tröpfchenweise wurde Lösung mittels einer Spritzenpumpe Perfusor[®] kompakt (Fa. Braun), die über einen Schlauch mit einer Kanüle verbunden war, auf die Patrizen abgegeben. Um sicherzustellen, dass die jeweiligen Fügepartner stets mit einem Gleitfilm benetzt waren, wurde ein Applikationsvolumen von 2 ml pro Stunde gewählt. Bei einer 50 ml Perfusor[®] Spritze (Fa. Braun) war so gleichzeitig sichergestellt, dass die Fügepartner über die gesamten 10.000 Füge- und Trennzyklen gleichmäßig umspült wurden. Die verwendete Spüllösung wurde jeweils in einem Sammelbehälter aufgefangen und archiviert. In einer weiteren Dissertation sollen die verwendeten Spüllösungen dieser Arbeit, sowie die verwendeten Spüllösungen von *Bayer* [2004] und *Hagner* [2006] auf die gelösten Elementarbestandteile untersucht werden.

Tab. 8: Zusammensetzung von Glandosane[®]

Präparat	Bestandteile	Anteil in ml
Glandosane[®]	Calciummonohydroxyphosphat:	0,348
	Natriumchlorid	0,856
	Kaliumchlorid	1,22
	Magnesiumchlorid	0,052
	Calciumchlorid	0,148
	Casmellose-Natrium	10,15
	Sorbitlösung 70%	435
	Aquadest	553,337
	Konservierung: Sorbinsäure 0,1%	

3.5 Versuchsablauf Verschleiß

Mittels eines Computers erfolgte die Steuerung der Verschleißmaschine. Hierfür wurden mit DASYSLab32 (Fa. DASYSLab) drei Programme erstellt, über welche die einzelnen Schritte vom Probenwechsel bis zum Verschleiß gesteuert werden konnten.

3.5.1 Probenwechsel

Als erstes erfolgte der Probenwechsel. Über die manuelle Steuerung der Verschleißmaschine konnten die Matrize und Patrize des vorherig verschlissenen Ankers voneinander getrennt und samt Probenhalter entfernt werden.

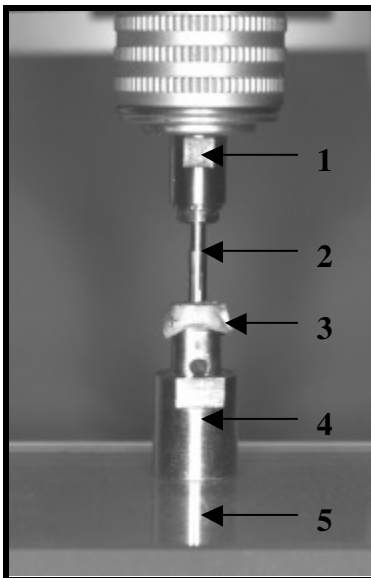


Abb. 12: Ausrichten eines Ankers durch Positionierungshilfe und Parallelometer:

1 Spannfutter des Parallelometers, 2 Positionierungshilfe, 3 Wurzelkappe mit aufgelöteter Patrize, 4 Patrizenhalter, 5 magnetisierbarer Fixiertisch des Parallelometers

Bei den wurzelkappengetragenen Ankern Dalbo[®]-Z Elitor und Dalbo[®]-Z Valor wurde die Wurzelkappe mit aufgelöteter Patrize außerhalb der Verschleißmaschine in einen Probenhalter mit Palavit[®] G einpolymerisiert (Fa. Heraeus Kulzer). Dies geschah unter Zuhilfenahme eines Parallelometers, um eine axiale Ausrichtung in Abzugsrichtung zu erreichen. Durch die Positionierungshilfe des Herstellers war dies in idealer Weise zu bewerkstelligen (Abb. 12).

Die Patrize wurde anschließend mitsamt der aufgesetzten Matrize mittels Schrauben an der parodontienadäquaten Halterung befestigt. Zwischen Matrize und Patrize wurde bei den Dalbo[®]-Z Elitor- und Dalbo[®]-Z Valor Ankern ein Zinnplättchen gelegt. Hierdurch wurde verhindert, dass Kunststoff beim Befestigen der Matrize in den Probenhalter in die Matrize fließen konnte. Der neue Probenhalter für die Matrize wurde mit Hilfe des Elektromagneten, den man hierfür einschalten musste, fixiert.

Um die Matrize ebenfalls möglichst senkrecht ausrichten zu können, wurde die Verschleißapparatur mittels einer hierfür vorgesehenen Schwenkvorrichtung um 90° in die Senkrechte gedreht. Die gefügte Matrize wurde nach Augenmaß senkrecht ausgerichtet. Nun wurde der Kraftaufnehmer mit dem am Magneten fixierten Probenhalter durch Motorantrieb in Richtung Matrize bewegt, um die Matrize dann in dieser Position mit Palavit[®] G (Fa. Heraeus Kulzer) im Probenhalter zu fixieren. Die senkrechte Position der Verschleißmaschine hatte den Vorteil, dass der zu Anfang noch flüssige Kunststoff nicht heruntertropfen konnte. Sobald der Kunststoff anzog, wurde die Verschleißapparatur mittels des Schwenkarms wieder in die horizontale Lage gebracht. Der Motor wurde sofort ausgestellt. Nur so konnte gewährleistet werden, dass die Patrize auf dem stilisierten Zahnstumpf an der parodontienadäquaten Halterung in der Bewegungsrichtung der Matrize fixiert war. Zusätzlich konnte so ein etwaiges Absinken der parodontienadäquaten Halterung kompensiert werden. Ein Absinken der Halterung könnte entstehen, da die Balgen auf Grund ihrer Elastizität durch das Eigengewicht der horizontal ausgerichteten Aufhängung belastet werden. Ein derartiges Absinken hätte zur Folge, dass sich Matrize und Patrize verkanten könnten. Dies würde zu ungleichmäßigen Verschleißphänomenen führen.

Nach dem Aushärten des Palavit[®] G wurde das Zinnplättchen entfernt. Die Matrize im Probenhalter wurde durch den Motor manuell so weit von der Patrize getrennt, dass ein eindeutiges Trennen und Fügen möglich war. In dieser Position wurde der optoelektrische Endschalter (Abb. 9, Ziff. 2) durch Schrauben fixiert.

Bei den implantatgetragenen Ankern I-Ball[®] sowie bei den Straumann[®] Kugelattachments wurde ein Straumann[®]-Implantat in einen Probenträger einpolymerisiert (Palavit[®] G, Fa. Heraeus Kulzer). Eine Ausrichtung in Abzugsrichtung war nur nach Augenmaß möglich. Bei den Kugelankersystemen ist eine Ausrichtung nach Augenmaß aber völlig ausreichend, da diese eine Abweichung von 5-10° von der axialen Ausrichtung ohne Funktionseinbuße tolerieren.

Die Probenträger wurden über Schrauben an die parodontienadäquaten Halterung befestigt. Die jeweiligen Anker wurden mit vom Hersteller vorgegebener Kraft in das Implantat geschraubt. Analog dem Verfahren bei den wurzelkappengetragenen Ankern wurde die Matrize im gefügten Zustand mit der Patrize in den dafür vorgesehenen Probenhalter einpolymerisiert (Palavit[®] G, Fa. Heraeus Kulzer). Das gleiche Verfahren wurde auch für das IMZ[®] Twin Plus System angewendet, wobei die Patrizen hier in das entsprechende Dentsply Friadent Implantat mit vorgegebener Kraft eingegliedert wurden.

3.5.2 Kraftmessung

Zum Messen der Haftkraft der Anker wurde das zweite Programm (DASYLab) aufgerufen. Hiermit erfolgte eine Einstellung der Kraft nur bei den Ankern, deren retentive Anteile mittels eines Schlüssels kontrolliert, aktiviert und deaktiviert werden konnten. War eine Aktivierung nur durch ein Zusammendrücken und eine Deaktivierung nur durch ein Aufhebeln der Matrize möglich, so wurden die Anker mit der vom Hersteller eingestellten Haltekraft eingesetzt, da man durch diese relativ unkontrollierbare Krafteinstellung zu leicht Beschädigungen und ungleichmäßige Aktivierungen der Matrizenanteile hervorgerufen hätte. Dies hatte zur Folge, dass nur folgende Proben eingestellt wurden: Dalbo[®]-Z Elitor mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrizen (Proben 501-510), Dalbo[®]-Z Valor mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrizen (Proben 511-520) und die Straumann[®] Kugelattachments mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrizen (Proben 531-535 und 546-549). Die Anker wurden gefügt und getrennt, um die auftretenden Kräfte zu messen und, soweit vorgesehen, mittels der vom Hersteller vorgesehenen Schlüssel die Trennkraft zu justieren. Auch die Krafteinstellung erfolgte bereits unter Benetzung der Patrize mit Glandosane[®], verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1. Es wurde eine Trennkraft von 4-6 N angestrebt. Um die Steigerung bzw. das Absinken der Kraft besser darstellen zu können, wurden drei Grenzwerte

festgelegt. Als Kraftminimum wurde eine Halbierung der initialen Haltekraft auf 2,5 N festgelegt. Als Kraftmaximum wurde die angestrebte Kraft zu Versuchsbeginn plus eine Steigerung um 100%, also auf 10 N, und plus 200%, also auf 15 N festgelegt.

3.5.3 Auswertung Trennkraft

Das dritte Programm (DASYLab) beinhaltete die Steuerung der Verschleißapparatur während des Verschleißes. Durch dieses Programm konnten die auf die Anker wirkenden Kräfte und die zurückgelegten Wege gesteuert werden. Erst ab dem 25. Zyklus war die Aufzeichnung der Füge- und Trennkraft (Abb. 13) softwarebedingt möglich. Die Apparatur zeichnete alle 25 Zyklen bis zum 2000. Zyklus und ab dann alle 50 Zyklen die Füge- und Trennkraft auf. Diese wurden als Kraft-Zeit-Messung sowie als Weg-Zeit-Messung dokumentiert. Dabei wurden immer 2 aufeinander folgende Zyklen aufgezeichnet, was eine Gesamtzyklenzahl von 10002 je Probenkörper ergab. Die Dauer eines vollständigen Füge- und Trennzyklus betrug ca. 2,5 s, was eine Dauer von ca. 8 h für den Verschleiß eines jeden Probenkörpers ergab.

Aus den gewonnenen Daten wurde mit Hilfe eines weiteren DASYLab Programms aus den gesamten Füge- und Trennzyklen lediglich der Bereich ausgewählt, der ± 2 mm um den Nulldurchgang der Kraft lag. Hieraus konnte sowohl ein Kraft-Weg-Integral bei frei wählbarem Weg als auch der Maximalwert der Abzugskraft berechnet und die gesamte Wegstrecke abgelesen werden. Aus den so gewonnenen Daten wurden Diagramme erstellt, die die Verschleißversuche veranschaulichen.

Bei der Auswertung der Daten bezüglich der jeweiligen Abzugskraft galt nicht der Bewegungsumkehrpunkt als Beginn des Trennvorgangs. Die Position, an der der Nulldurchgang der Kraft auftrat, stellte den Wechsel von Druckkraft auf Zugkraft und damit den Beginn des eigentlichen Trennvorgangs dar. Der Maximalwert der Abzugskraft wurde innerhalb der ersten 2 mm ausgewertet (Abb. 13), der nach dem Nulldurchgang der Kraft eines Zyklus maximal auftrat. Das Maximum der Trennkraft wurde mit der Auswertungssoftware (DASYLab32, Fa. DASYLab) bestimmt.

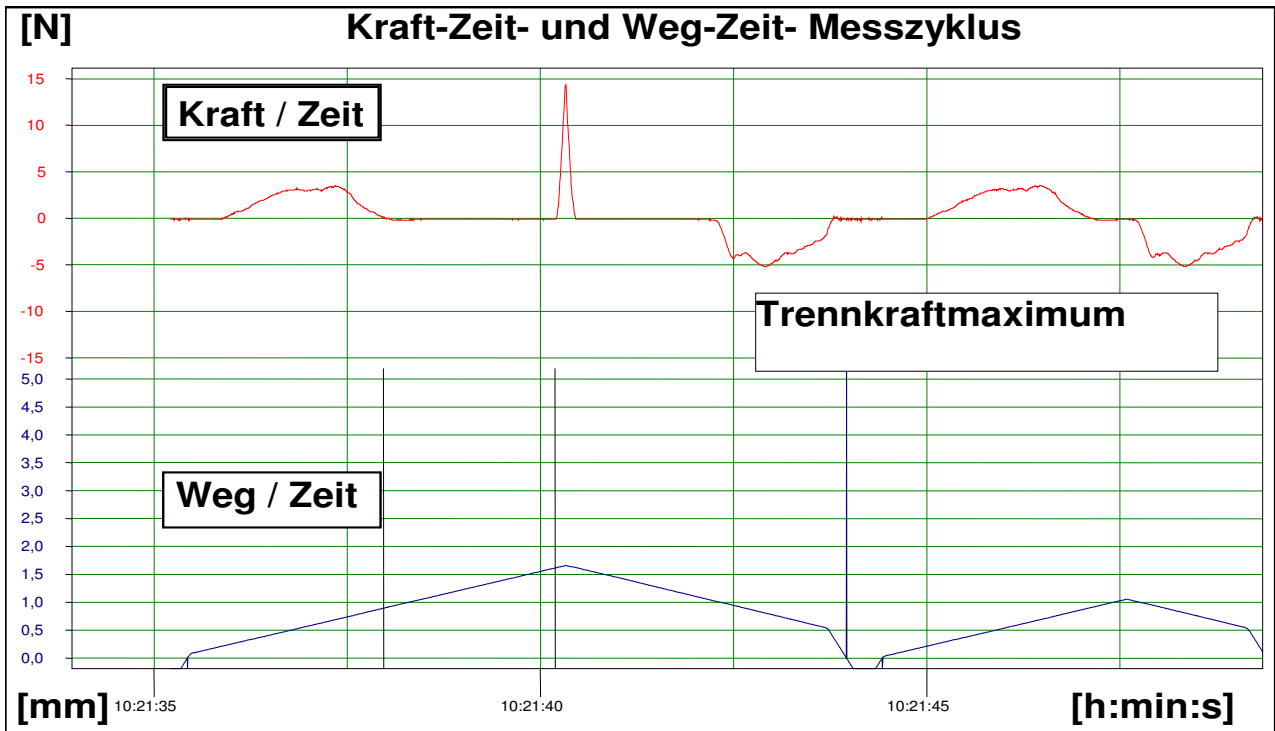


Abb. 13: Aufzeichnung eines Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Messzykluses mit DASyLab32. Auf der Ordinate ist die Trennkraft in Newton (N) und auf der Abszisse der Weg (mm) pro Zeit (s) skaliert.

3.6 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Mittels eines Rasterelektronenmikroskops (Philips® XL 30) erfolgte die Oberflächenanalyse. Mit diesem Mikroskop wurden die typischen Veränderungen der Oberflächen an Patrize und Matrize dokumentiert, wie sie durch Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemischen Reaktionen, den vier wichtigsten Verschleißmechanismen, hervorgerufen werden können. Mit einem Rasterelektronenmikroskop können also nur Aussagen über die Art der Verschleißmechanismen getroffen werden.

Die Oberflächen aller getesteten Patrizen sowie die Innenseiten aller getesteten Matrizen wurden nach Verschleiß in den Vergrößerungsstufen 125-, 250-, 500- und 1000-fach mit jeweils mehreren Ausschnitten von markanten Verschleißspuren fotodokumentiert und anschließend ausgewertet. Ebenfalls wurde je Matrize und je Patrize eine Übersichtsaufnahme nach Verschleiß angefertigt. Um die Veränderungen der Oberflächen bestimmen zu können, wurde auch vor Verschleiß je ein Bild einer Matrizen- und einer Patrizenart fotodokumentiert.

4 Ergebnisse

4.1 Ergebnisse der Kraftaufzeichnungen während der Verschleißversuche

Die hier ausgewerteten Daten basieren auf den Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Messungen des jeweiligen Füge- und Trennzyklus. Sie resultieren aus den maximalen Haltekräften. Die Apparatur zeichnete alle 25 Zyklen bis zum 2000. Zyklus und ab dann alle 50 Zyklen die Füge- und Trennkraft auf. Dabei wurden immer 2 aufeinander folgende Zyklen aufgezeichnet, was eine Gesamtzyklenzahl von 10.002 pro Probe ergab.

Um die Steigerung bzw. das Absinken der Kraft besser darstellen zu können, wurden drei Grenzwerte festgelegt. Als Kraftminimum wurde eine Halbierung der initialen Haltekraft auf 2,5 N festgelegt. Als Kraftmaximum wurde die angestrebte Kraft zu Versuchsbeginn plus eine Steigerung um 100%, also auf 10 N, und plus 200%, also auf 15 N festgelegt.

Legende zu Tab 9 – Tab 26:

N miss.: definierter Grenzwert wurde überschritten; Stand.abw.: Standardabweichung

4.1.1 Dalbo[®]-Z Elitor kombiniert mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize

Insgesamt besteht diese Gruppe aus 10 Anker mit validen Daten. Die initial eingestellte Haltekraft betrug im Mittel 5,54 N (Tab. 11). Lediglich Proben Nr. 501, 502 und 503 wurden initial nicht aktiviert. Hieraus resultieren die anfänglich sehr niedrigen bzw. sehr hohen Trennkräfte (Abb. 14). Der Grenzwert von 2,5 N wurde insgesamt von drei Anker (Proben Nr. 501, 504 und 508) unterschritten (Tab. 9). Probe Nr. 501 hatte eine niedrige initiale Trennkraft, sank aber während der weiteren Zyklen nicht noch einmal unter diesen Grenzwert. Bei den Proben Nr. 504 und 508 trat eine Unterschreitung der 2,5 N erst bei den späteren Zyklen auf (504 ab dem ca. 3650. Zyklus, 508 ab dem ca 4200. Zyklus). Eine Überschreitung des Grenzwertes von 10 N liegt lediglich bei einem Anker (Probe Nr. 503) vor. Dieser Wert resultierte aus einer fälschlich zu hoch eingestellten initialen Kraft. Die 10 Anker zeigen insgesamt einen einheitlichen Trennkraftverlauf mit einem meist initialen Anstieg, dann leichtem Abfall und fast kontinuierlich bleibender bis leicht abnehmender Trennkraft bis zum Schluss (Abb. 16). Zur besseren Darstellung der einzelnen Trennkraftverläufe über alle Zyklen wurden zwei Abbildungen (Abb. 14: Proben Nr. 501-505 und Abb. 15: Proben Nr. 506-510) gewählt.

Legende zu Abb. 14 - Abb. 32:

Aufgetragen auf der Abszisse: Zykluszahl, bei der die Trennkraft gemessen wurde

Aufgetragen auf der Ordinate: Messwert der Trennkraft in Newton (N)

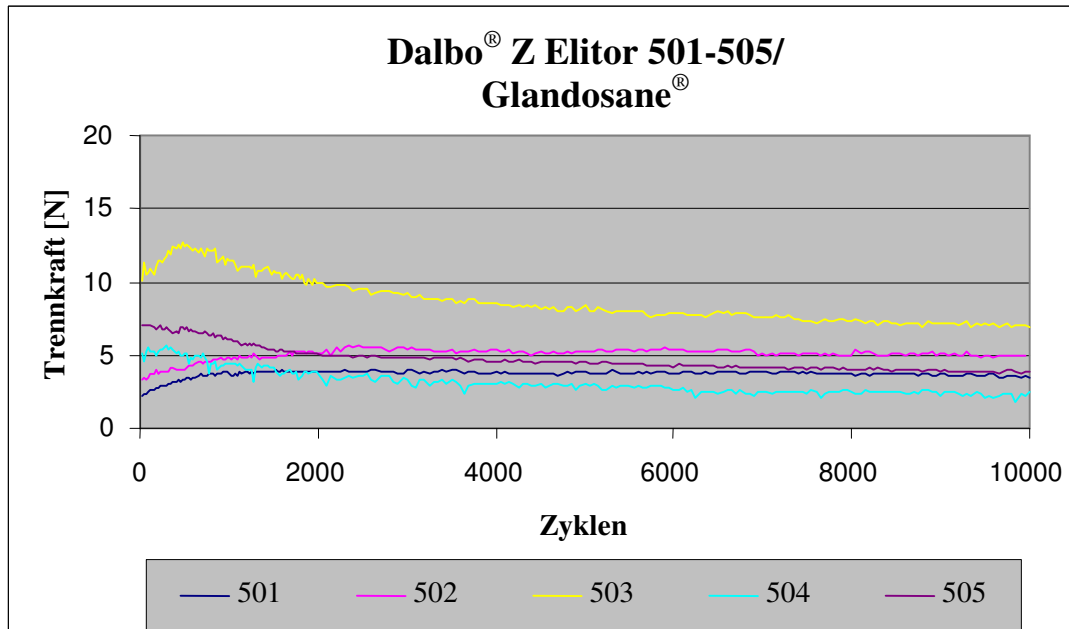


Abb. 14: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Elitor Anker 501-505 über alle Zyklen

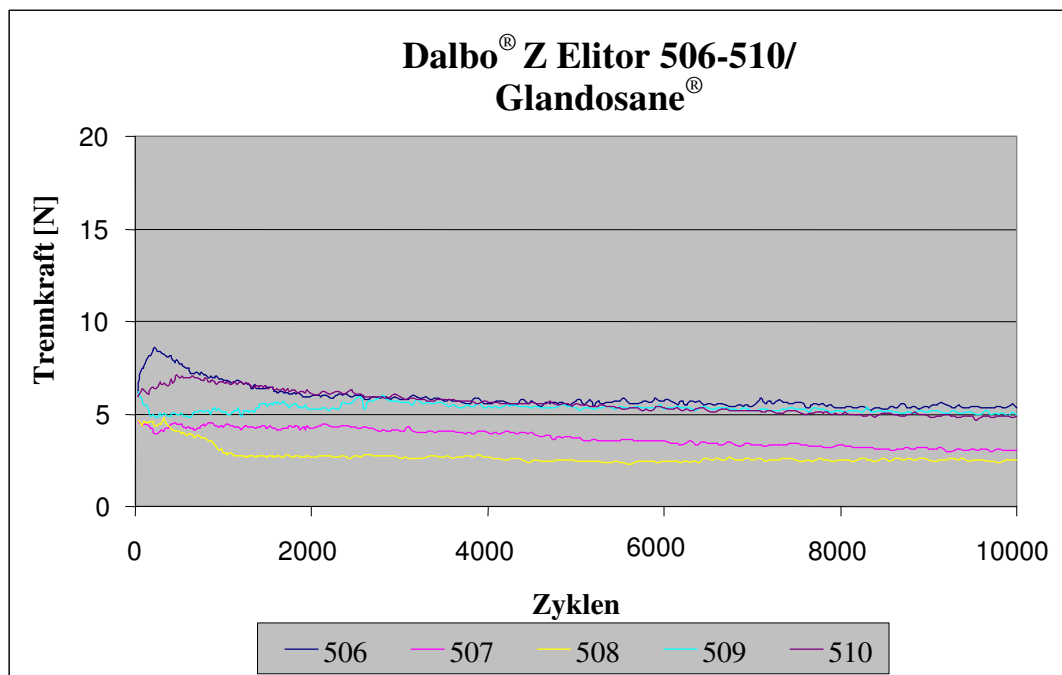


Abb. 15: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Elitor Anker 506-510 über alle Zyklen

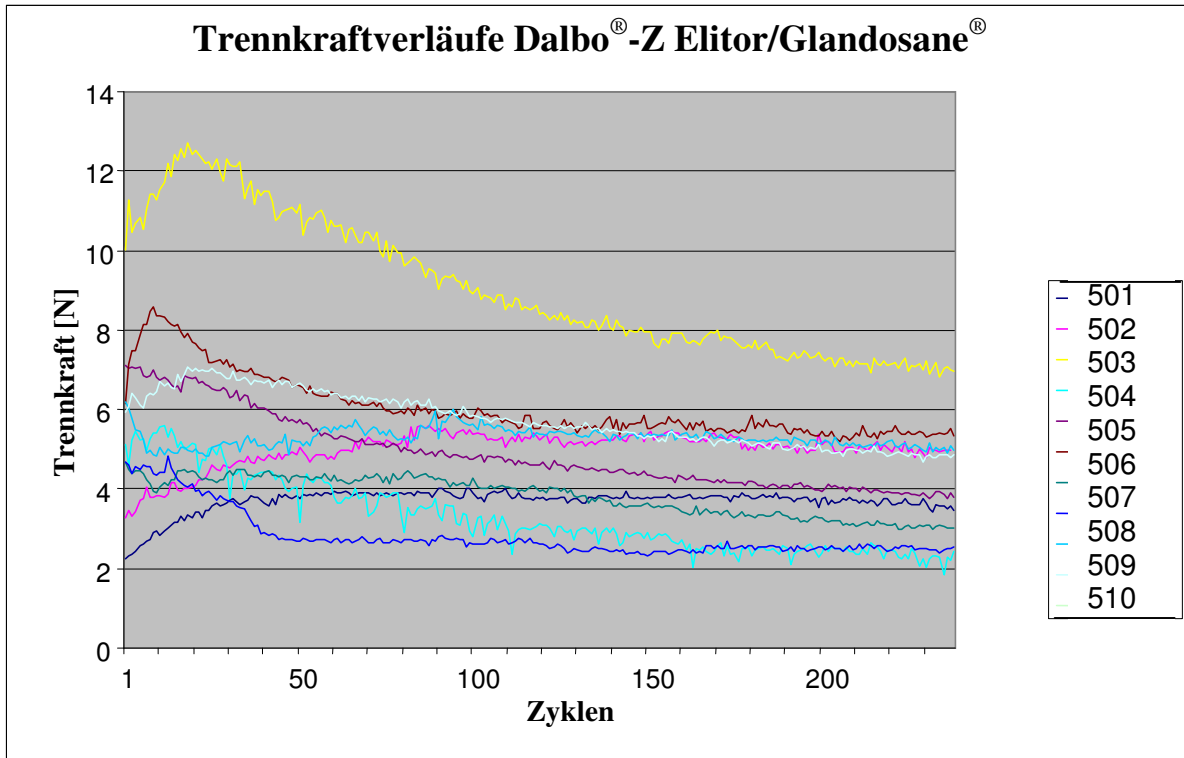


Abb. 16: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Elitor Anker 501-510 über die ersten 250 Zyklen

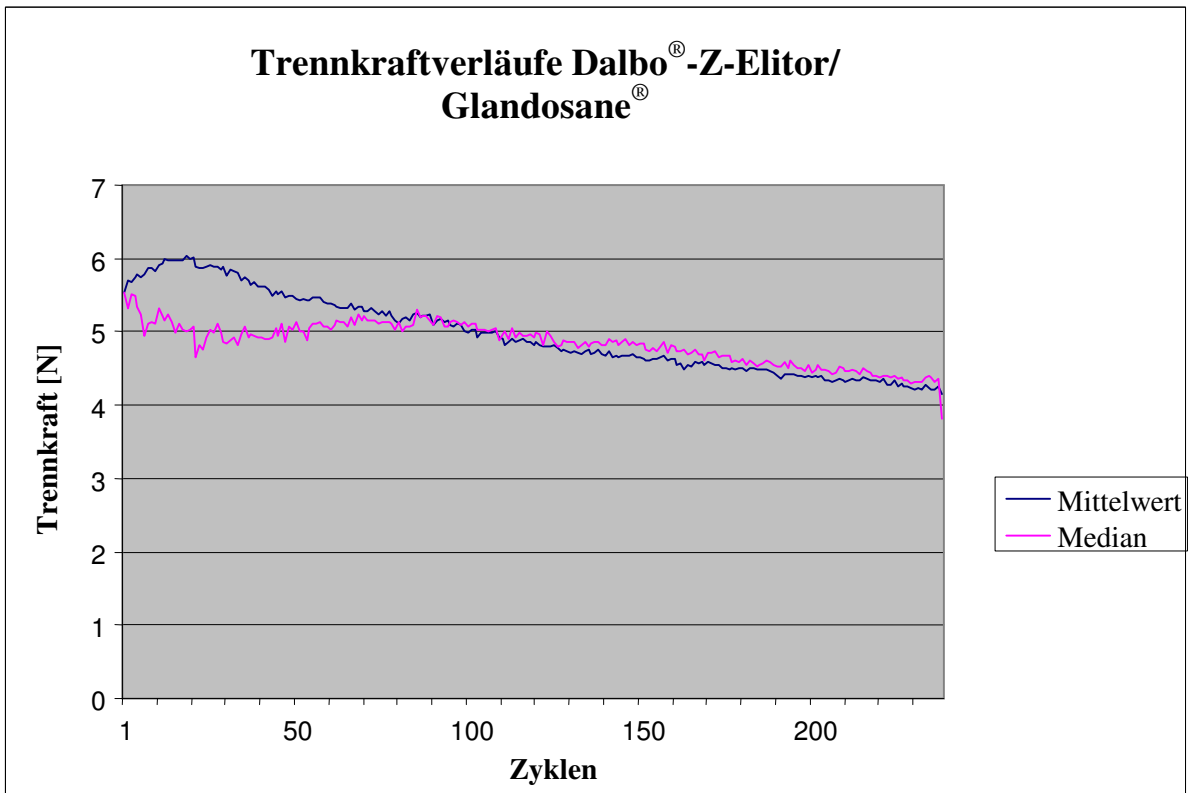


Abb. 17: Mittel- und Medianwerte aller Dalbo[®]-Z Elitor Anker über die ersten 250 Zyklen

Tab. 9: Grenzwertüberschreitungen der Dalbo[®]-Z Elitor Anker über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	3	7	30,0%
> 10 N	1	9	10,0%
> 15 N	0	10	0,0%

Tab. 10: Grenzwertüberschreitungen der Dalbo[®]-Z Elitor Anker nur bis Zyklus 2050

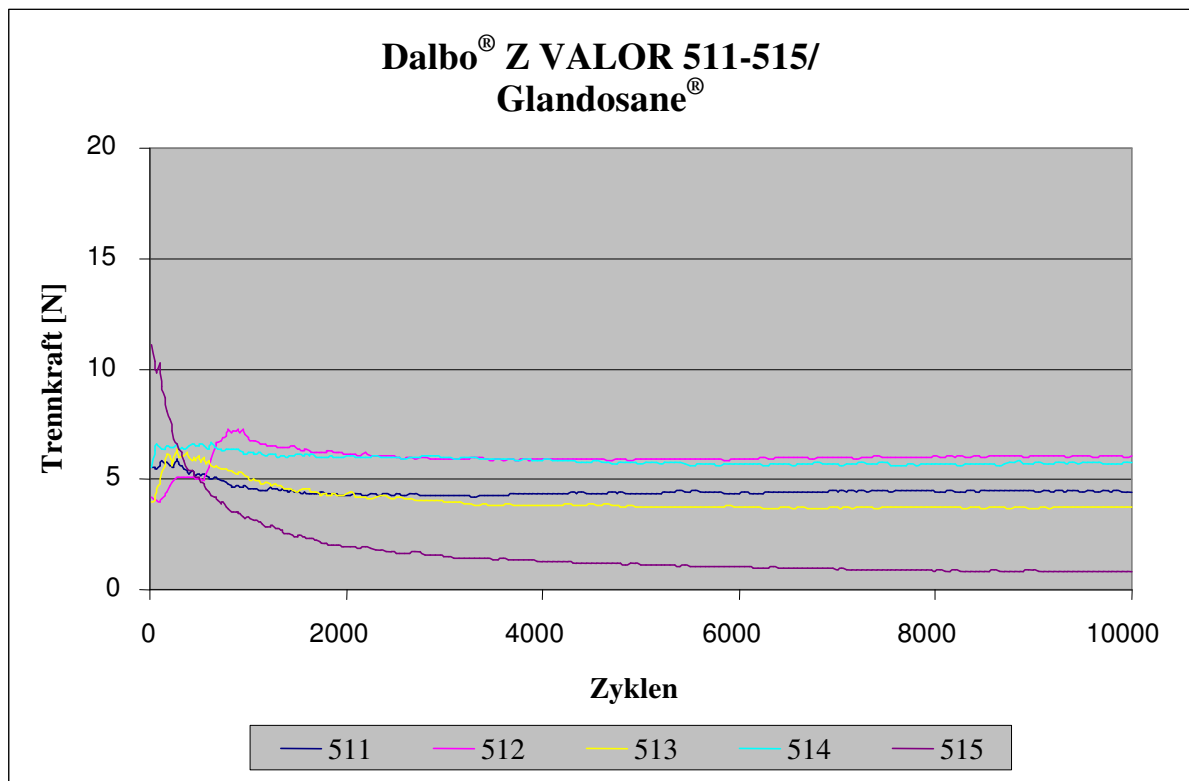
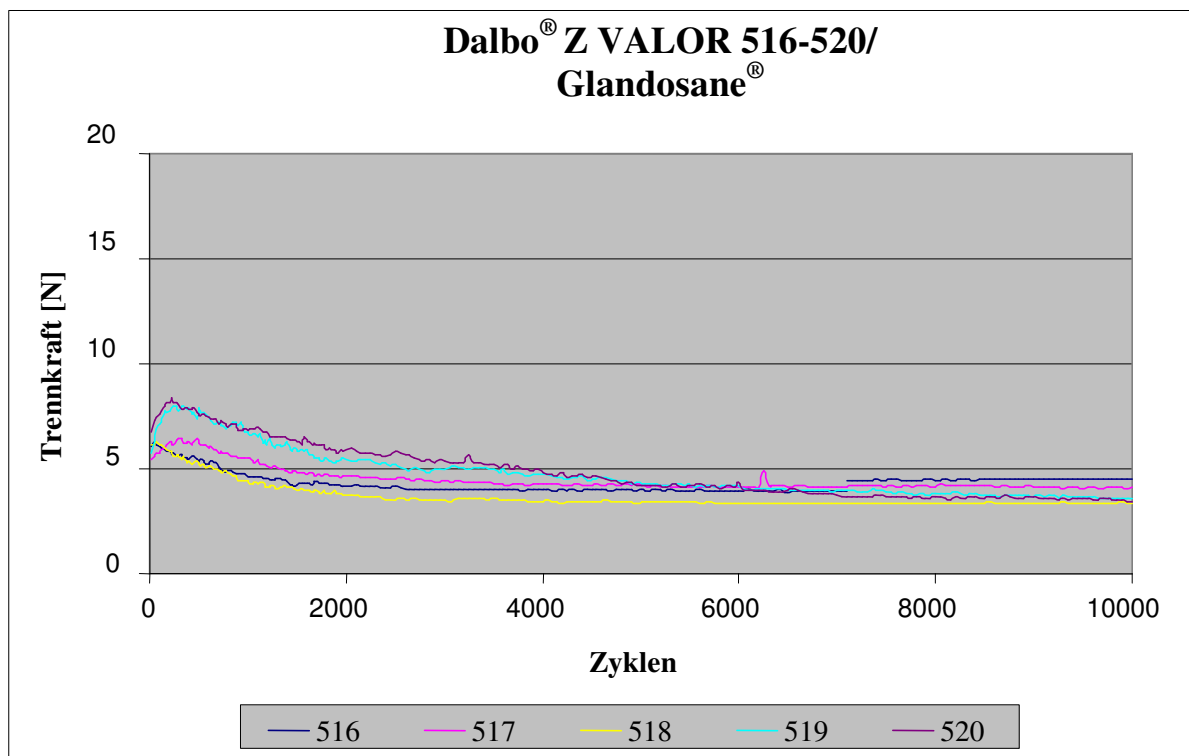
Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	1	9	10,0%
> 10 N	1	9	10,0%
> 15 N	0	10	0,0%

Tab. 11: Dalbo[®]-Z Elitor Anker: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	10	0	5,54	2,03	2,23	5,53	10,01
500	10	0	5,99	2,55	3,27	5,04	12,43
1000	10	0	5,62	2,27	2,89	4,93	11,38
1500	10	0	5,39	2,10	2,66	5,07	10,74
2050	10	0	5,15	1,90	2,66	5,04	9,94
10000	9	1	4,16	1,83	2,44	3,81	6,96

4.1.2 Dalbo[®]-Z Valor kombiniert mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize

Insgesamt besteht diese Gruppe aus 9 Ankern mit validen Daten. Probe Nr. 515 fügte nicht ordnungsgemäß, da sich die Matrize aus der Halterung löste. Diese Probe wurde in der Analyse nicht berücksichtigt. Die Haltekraft zu Versuchsbeginn erreichte nach Einstellen im Mittel 5,83 N (Tab. 14). Der Grenzwert von 2,5 N wurde nur von Probe Nr. 515 unterschritten (Tab. 12 u. 13). Auch lediglich der nicht gefügte Anker Nr. 515 überschritt den Grenzwert von 10 N. Die ordnungsgemäß gefügten Anker überschritten keinen der Grenzwerte (Tab. 12 u. 13). Insgesamt zeigten die Trennkraftverläufe einen sehr einheitlichen Verlauf (Abb. 18 - 20), mit initial leichtem Kraftanstieg, anschließendem leichtem Abfall und fast kontinuierlich bleibender bis leicht abnehmender Trennkraft bis Zyklus 10.002 (Abb. 18).

Abb. 18: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Valor Anker 511-515 über alle ZyklenAbb. 19: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Valor Anker 516-520 über alle Zyklen

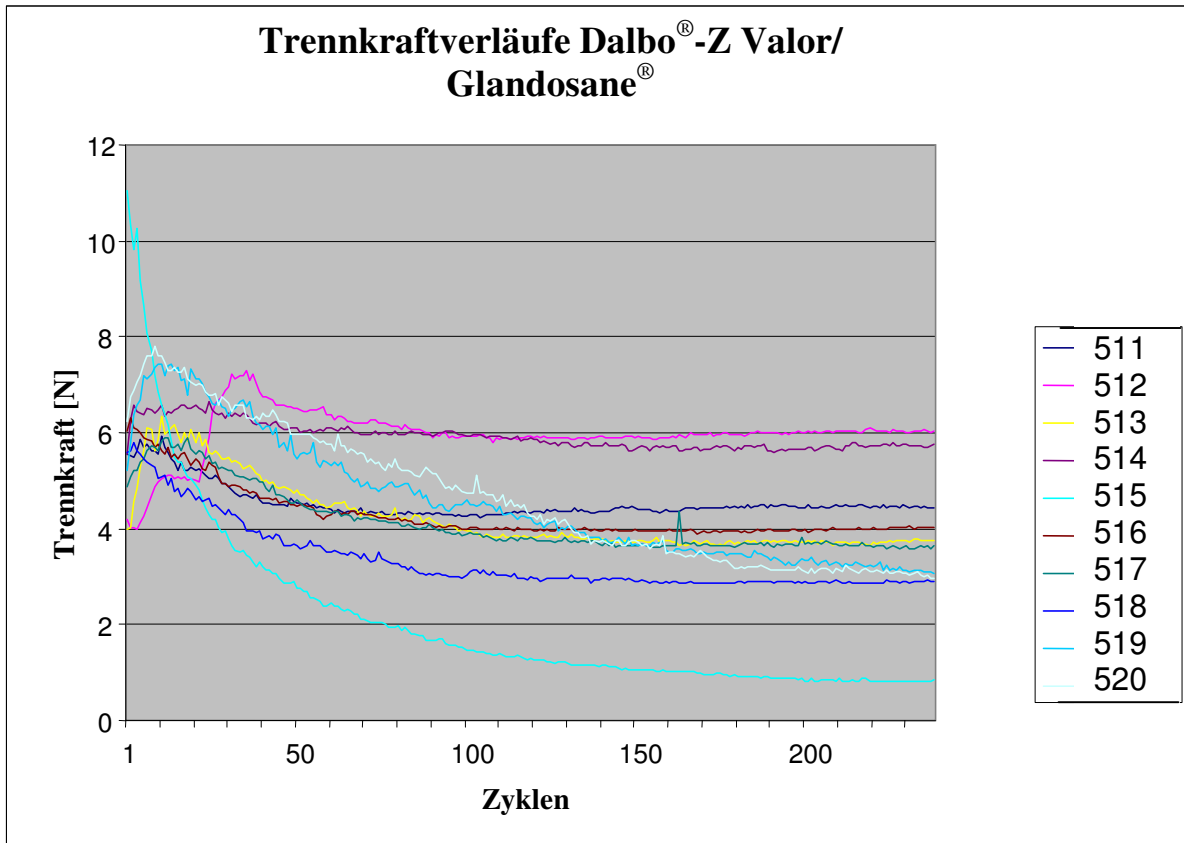


Abb. 20: Trennkraftverläufe der Dalbo[®]-Z Valor Anker 511-520 über die ersten 250 Zyklen

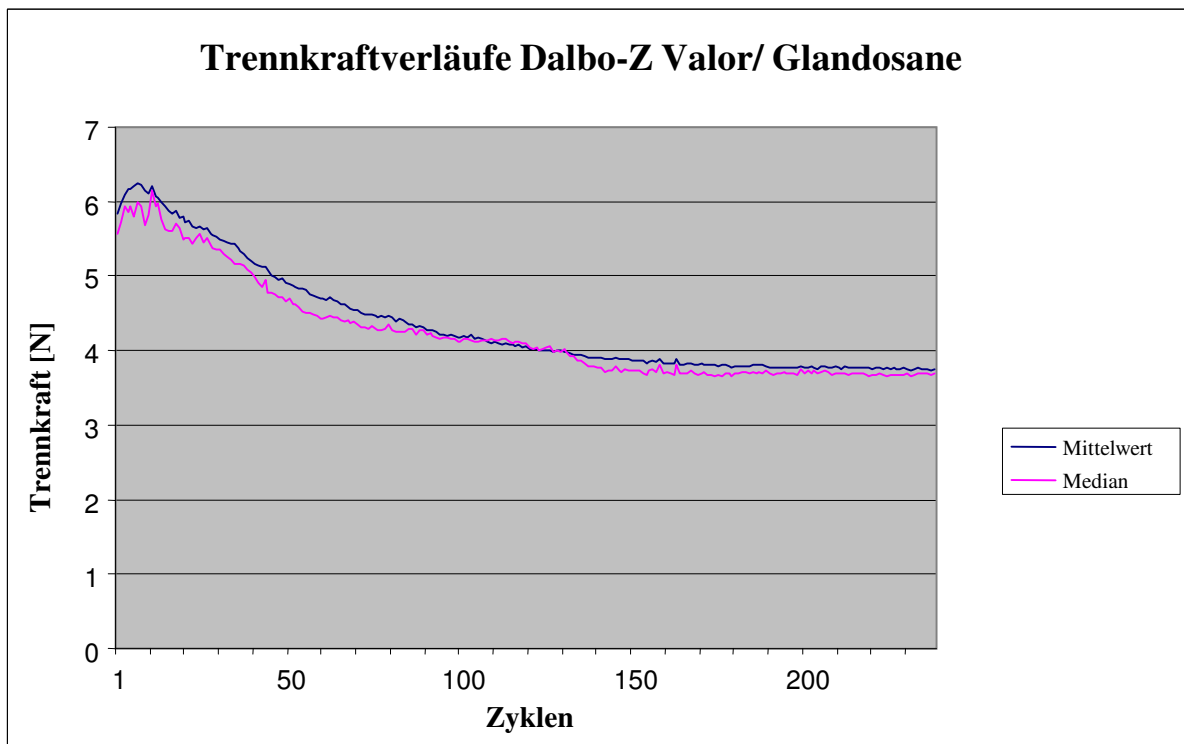


Abb. 21: Mittel- und Medianwerte der Dalbo[®]-Z Valor Anker über die ersten 250 Zyklen

Tab. 12: Grenzwertüberschreitungen der Dalbo[®]-Z Valor Anker über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	1	9	10%
> 10 N	1	9	10%
> 15 N	0	10	0%

Tab. 13: Grenzwertüberschreitungen der Dalbo[®]-Z Valor Anker nur bis Zyklus 2050

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	1	9	10%
> 10 N	1	9	10%
> 15 N	0	10	0%

Tab. 14: Dalbo[®]-Z Valor Anker: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	10	0	5,83	1,87	4,0	5,57	6,25
500	9	1	5,81	0,85	4,76	5,50	7,32
1000	10	0	5,21	1,39	3,94	5,04	6,86
1500	10	0	4,70	1,17	3,52	4,43	6,38
2050	10	0	4,48	1,20	3,27	4,36	6,15
10000	10	0	3,75	1,77	2,91	3,70	6,05

4.1.3 Straumann[®] Kugelanker kombiniert Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize

Insgesamt enthält diese Gruppe 9 Anker mit validen Daten. Proben Nr. 532 und 533 haben durch zu hohes Einstellen der initialen Kraft höhere Ausgangskräfte. Hieraus resultierten die Grenzwertüberschreitungen (Tab. 15 u. 16). Eine Unterschreitung des Grenzwertes von 2,5 N trat nicht auf. Insgesamt zeigten die Trennkraftverläufe einen sehr einheitlichen Verlauf (Abb. 22 u. 23) mit initial leichtem Kraftabfall, der sofort wieder auf Ausgangsniveau ausgeglichen wird. Anschließend nimmt die Kraft wieder ab. Dann bleibt die Trennkraft fast kontinuierlich bis leicht zunehmend bis zum Schluss (Abb. 23).

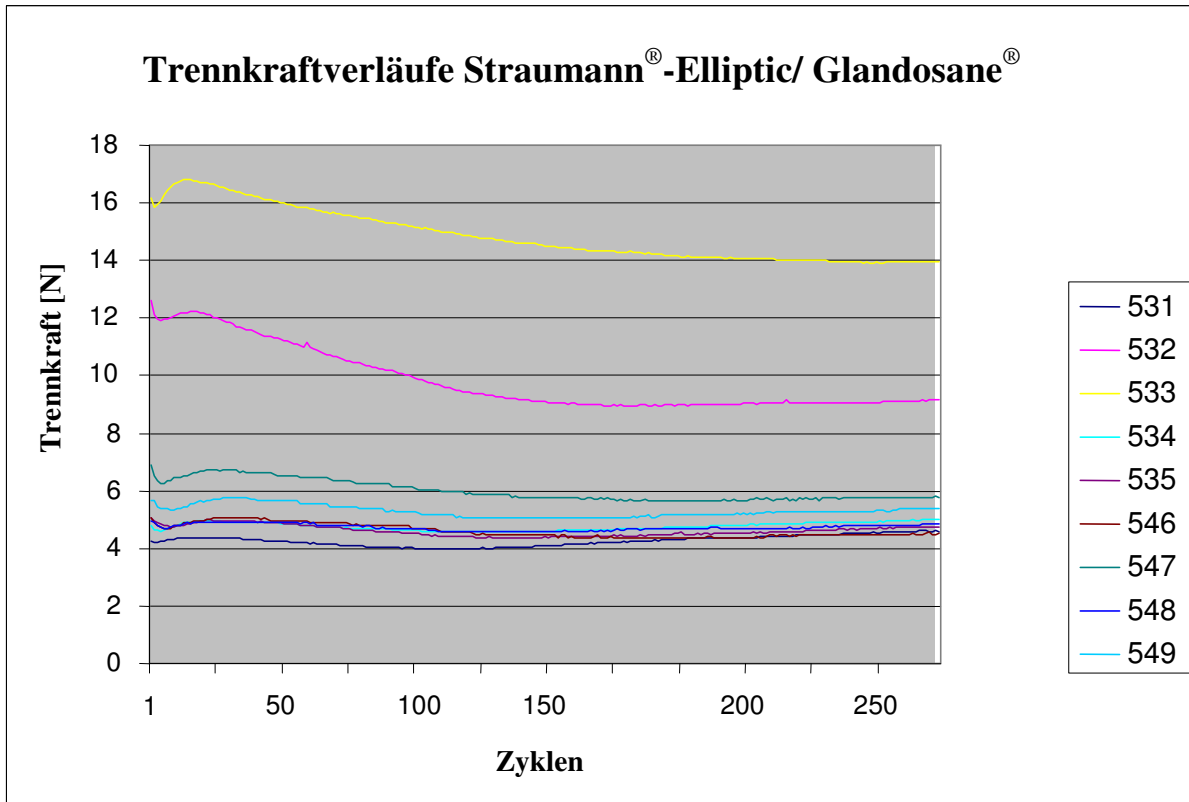


Abb. 22: Trennkraftverläufe Straumann® Kugel/ Dalbo®-Plus über die ersten 250 Zyklen

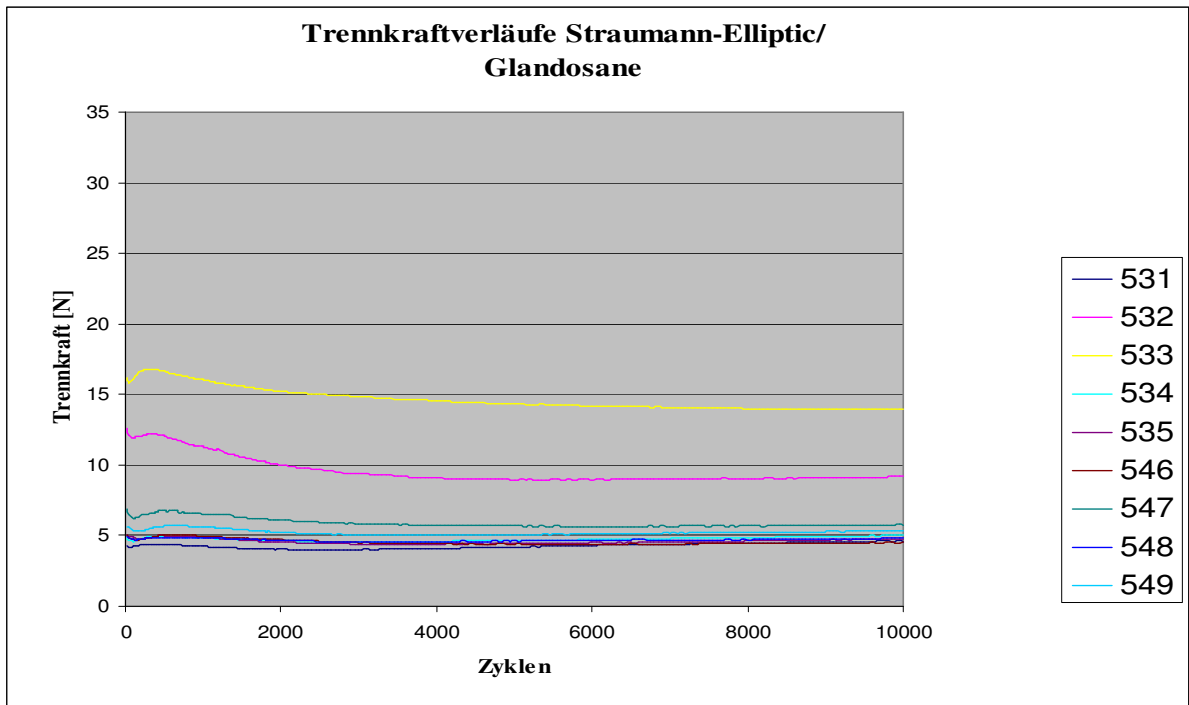


Abb. 23: Trennkraftverläufe der Straumann® Kugelattachments mit Dalbo®-Plus Matrizen über alle Zyklen

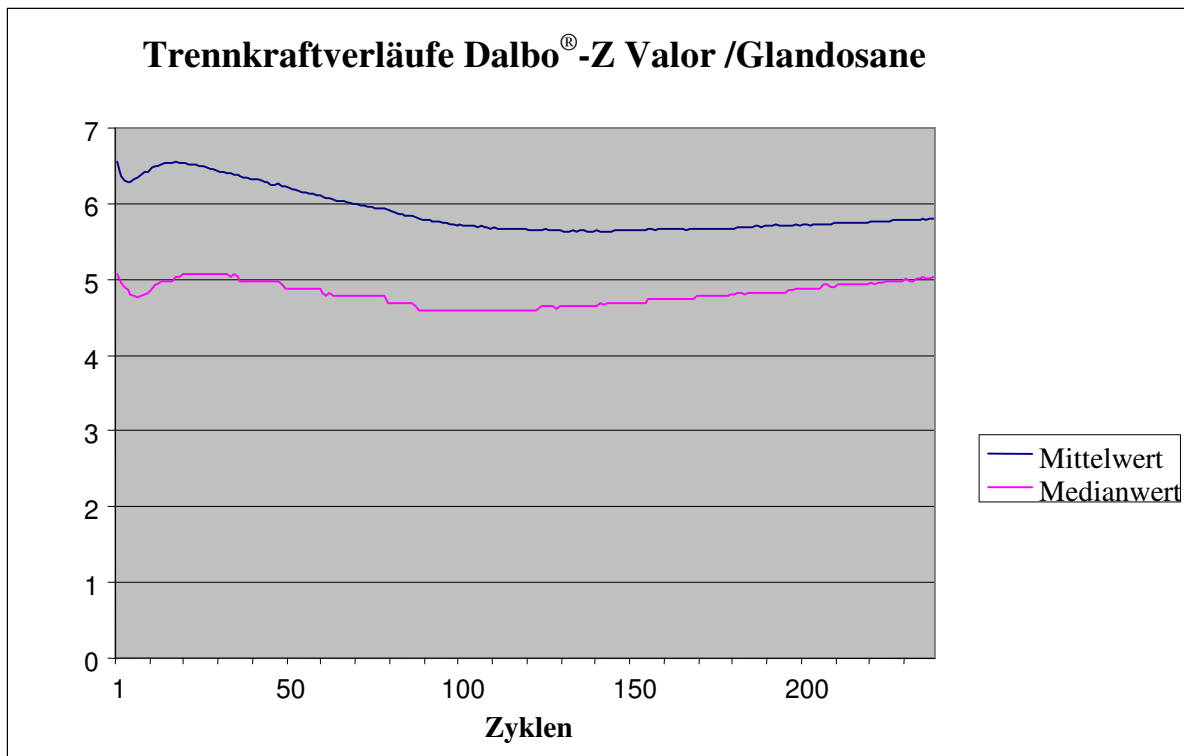


Abb. 24: Mittel- und Medianwerte der Straumann[®] Kugelattachments mit Dalbo[®]-Plus Matrizen

Tab. 15: Grenzwertüberschreitungen Straumann[®]/Elliptic[®] über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	9	0,0%
> 10 N	2	7	22,2%
> 15 N	1	8	11,1%

Tab. 16: Grenzwertüberschreitungen Straumann[®]/Elliptic[®] nur bis Zyklus 2050

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	9	0,0%
> 10 N	1	8	11,1%
> 15 N	1	8	11,1%

Tab. 17: Straumann®/Elliptic®: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	9	0	6,56	3,95	4,28	5,08	16,2
500	9	0	6,54	3,98	4,37	5,08	16,6
1000	9	0	6,33	3,75	4,25	4,98	16,0
1500	9	0	6,11	3,60	4,10	4,88	15,6
2050	9	0	5,91	3,48	4,03	4,69	15,2
10000	9	0	5,80	2,99	4,54	5,03	14,0

4.1.4 Straumann® Kugelanker kombiniert mit Tima®-Matrize

Insgesamt weist diese Gruppe 6 Anker mit validen Daten auf. Anker Nr. 536 lief erst beim 2. Testlauf. Beim ersten Testlauf löste sich aufgrund zu hoher Trennkraft die Matrize aus der Halterung. Die Proben Nr. 540, 541 und Nr. 542 hatten sich während des Verschleißens auch aufgrund zu hoher Kräfte gelöst. Zu Beginn der Versuche lag eine mittlere Haltekraft von 20,88 N vor (Tab. 20), welche unter den untersuchten Ankersystemen am höchsten war. Die anfänglich sehr hohe Haltekraft nahm rasch ab (Abb. 25). Beim 250. Zyklus lag die mittlere Haltekraft nur noch bei 11,44 N und beim 1000. Zyklus nur noch bei 9,37 N (Tab. 20). Die Grenzwerte 10 N und 15 N wurden bei allen Ankern überschritten. Eine Unterschreitung des Grenzwertes von 2,5 N zeigte sich bei drei der sechs Proben (Tab. 18 u. 19). Diese Unterschreitung trat aber nur vereinzelt bei einigen Messungen auf. Probe Nr. 543 fügte scheinbar nur teilweise vollständig. Die Anker zeigten insgesamt sehr inhomogene Trennkraftverläufe (Abb. 25).

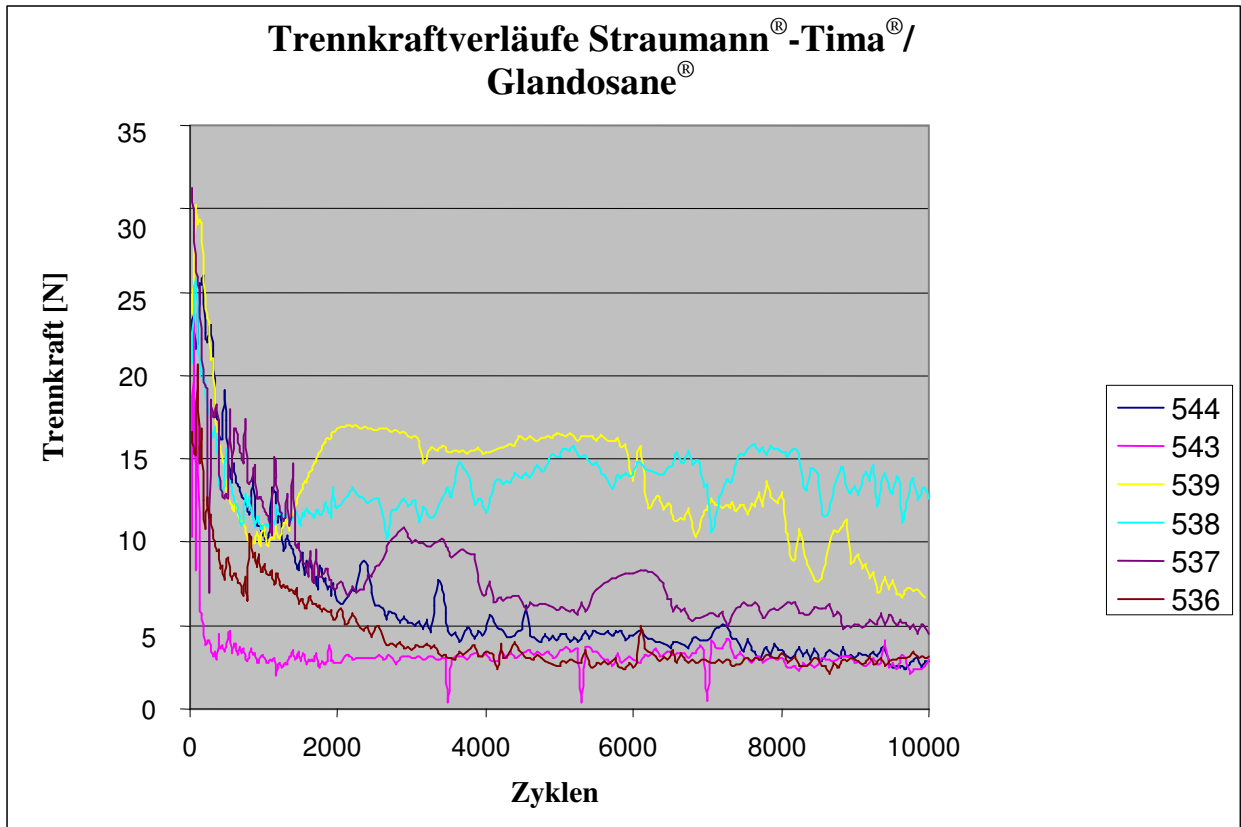


Abb. 25: Trennkraftverläufe Straumann® Kugelattachments mit Tima® Matrize über alle Zyklen

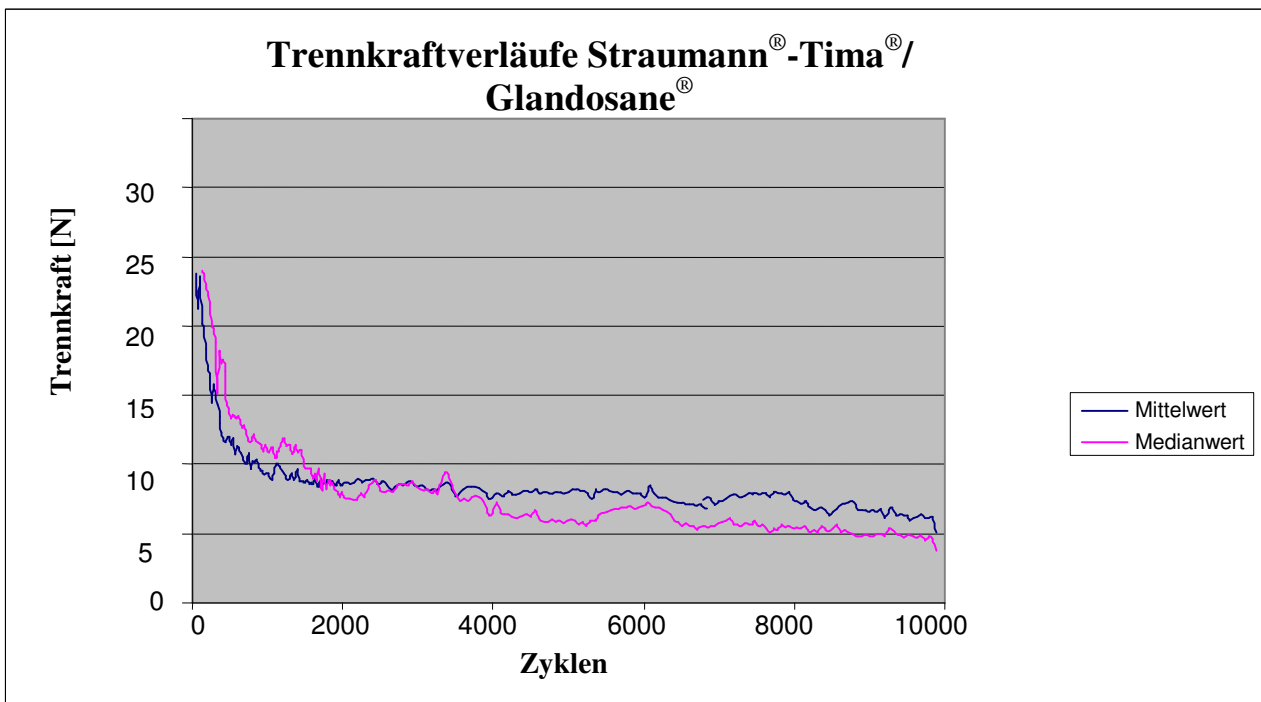


Abb. 26: Mittel- und Medianwerte der Straumann® Kugelattachments mit Tima® Matrizen

Tab.18: Grenzwertüberschreitungen Straumann®/Tima® über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	3	3	50,0%
> 10 N	6	0	100,0%
> 15 N	6	0	100,0%

Tab. 19: Grenzwertüberschreitungen Straumann®/Tima® nur bis Zyklus 2050

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	3	3	50,0%
> 10 N	6	0	100,0%
> 15 N	6	0	100,0%

Tab. 20: Straumann®/Tima®: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	8	1	20,88	6,45	10,31	21,71	31,30
500	6	3	11,44	3,74	3,76	12,85	17,29
1000	5	1	9,37	2,97	3,08	10,75	11,87
1500	5	1	8,65	3,25	2,83	9,16	13,04
2050	5	1	8,64	4,63	2,78	6,96	16,89
10000	5	1	4,35	3,93	2,88	3,03	12,60

4.1.5 I-Ball® kombiniert mit Ecco® Matrize

Insgesamt enthält diese Gruppe acht Anker mit validen Daten (Probe Nr. 557 fügte nicht ordnungsgemäß). Die initiale Haltekraft, welche bei diesem System vom Hersteller vorgegeben war, lag mittelwertig bei 16,49 N (Tab. 23). Bei allen Ankern fanden sich deutliche Überschreitungen des Grenzwertes von 15 N. Insgesamt lagen die Kräfte mittelwertig bei ca. 20 N (Tab. 23). 2,5 N wurden nicht unterschritten. Nach initialem Kraftanstieg sanken die Werte teils ab, teils blieben sie aber auch auf dem hohen Niveau (Abb. 27). Mittelwertig stiegen die Kräfte initial an, um dann langsam abzufallen (Abb. 28).

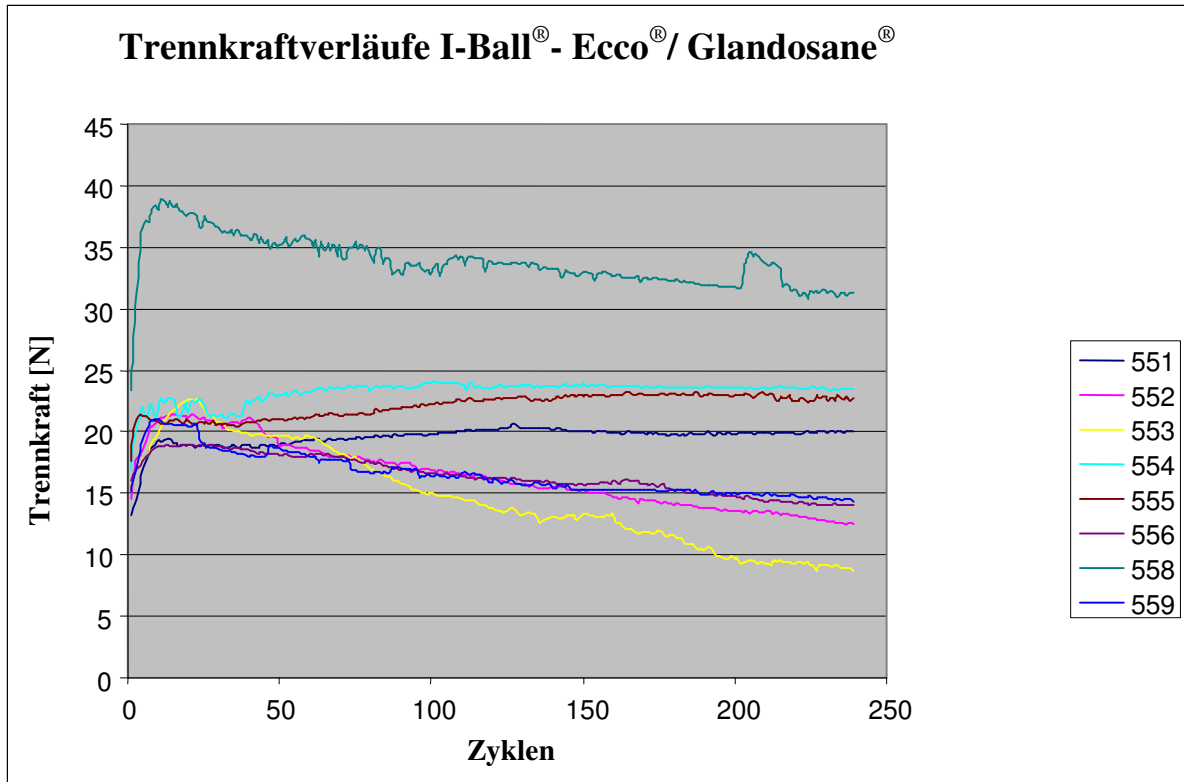


Abb. 27: Trennkraftverläufe I-Ball[®] kombiniert mit Ecco[®] Matrize über die ersten 250 Zyklen

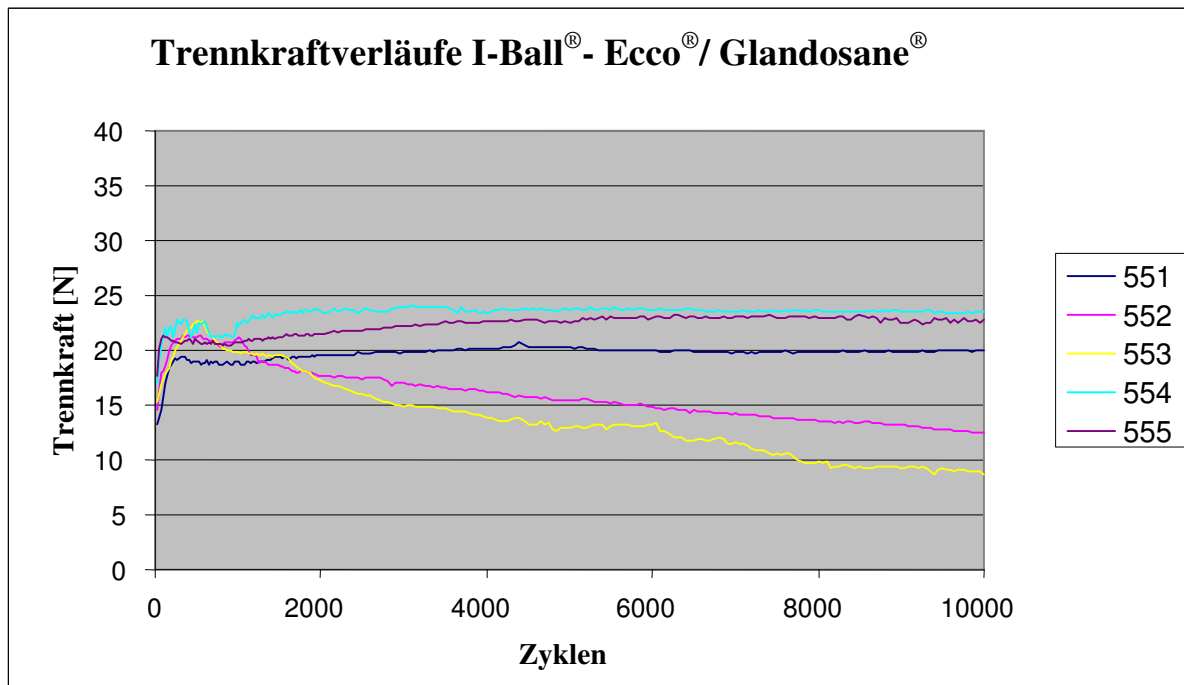


Abb. 28: Trennkraftverläufe I-Ball[®] / Ecco[®] Matrize über alle Zyklen (Proben Nr. 551-555)

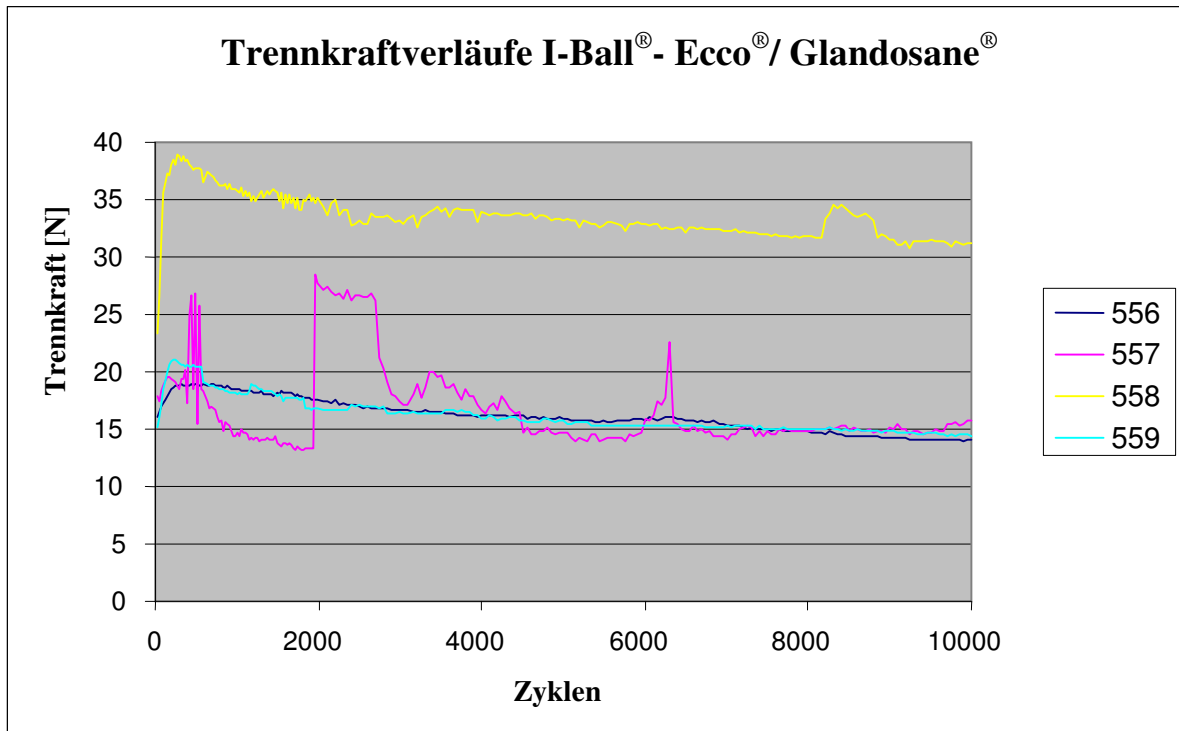


Abb. 29: Trennkraftverläufe I-Ball[®] / Ecco[®] Matrize über alle Zyklen (Proben Nr. 556-559)

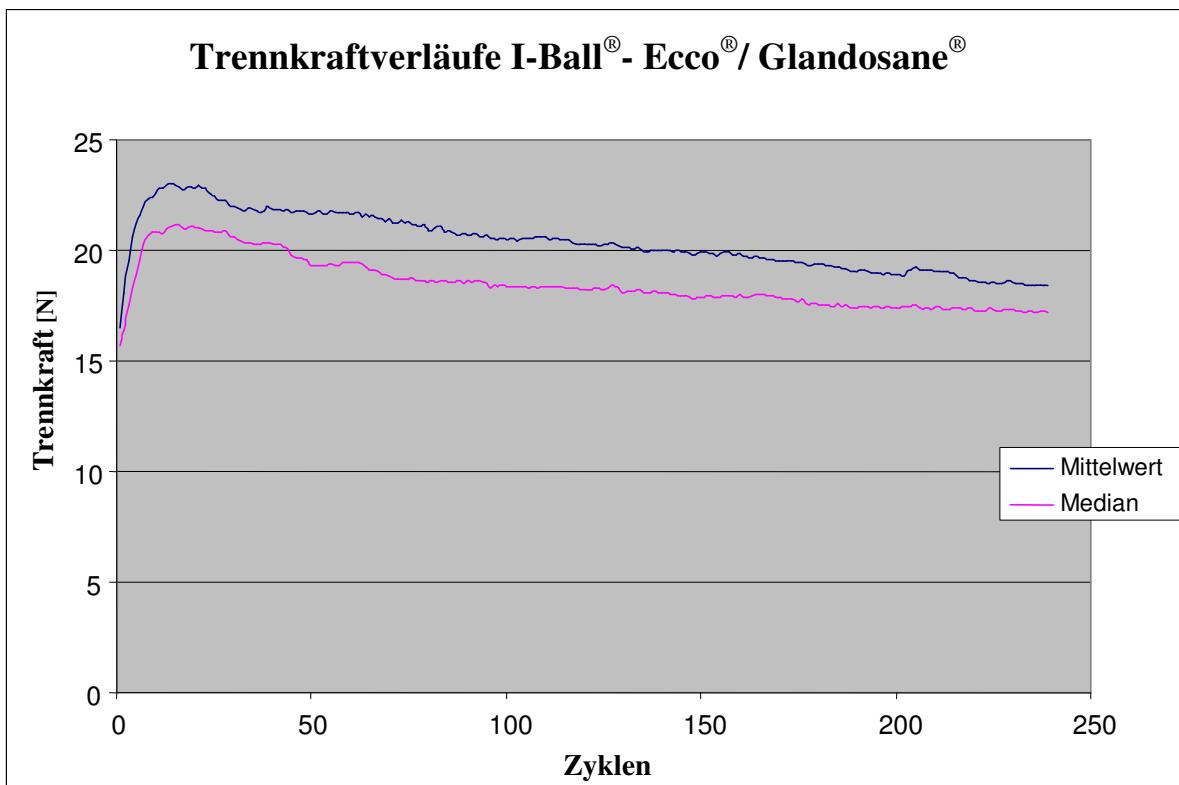


Abb. 30: Median- und Mittelwerte: I-Ball[®] mit Ecco[®] Matrize über die ersten 250 Zyklen

Tab. 21: Grenzwertüberschreitungen I-Ball[®] /Ecco[®] über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	8	0,0%
> 10 N	5	3	62,5%
> 15 N	8	0	100,0%

Tab. 22: Grenzwertüberschreitungen I-Ball[®] /Ecco[®] nur bis Zyklus 2050

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	8	0,0%
> 10 N	2	6	25,0%
> 15 N	8	0	100,0%

Tab. 23: I-Ball[®]/Ecco[®]: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	9	0	16,49	2,87	13,18	15,70	23,30
500	9	1	22,78	5,76	18,95	21,03	37,70
1000	8	0	21,87	5,40	17,97	20,27	35,70
1500	8	0	21,67	5,49	17,92	19,44	35,54
2050	8	0	20,92	5,53	16,65	18,56	34,33
10000	8	0	18,40	6,86	8,74	17,19	31,25

4.1.6 IMZ[®] Twin Plus kombiniert mit Friadent[®] Matrize

Insgesamt zeigte diese Gruppe 10 Anker mit validen Daten. Die zu Versuchsbeginn voreingestellte Haltekraft betrug mittelwertig 15,83 N (Tab. 26). Keiner der Anker zeigte eine Unterschreitung des Grenzwertes von 2,5 N. Bei drei Ankern traten Überschreitungen des Grenzwertes von 10 N, und bei fünf Ankern traten Überschreitungen von 15 N auf. Die Trennkraftwerte zeigten sich hier am homogensten, abgesehen von den verschiedenen initialen Haltekraften. Alle Anker stiegen initial an, um dann langsam abzusinken (Abb. 31 und Abb. 32).

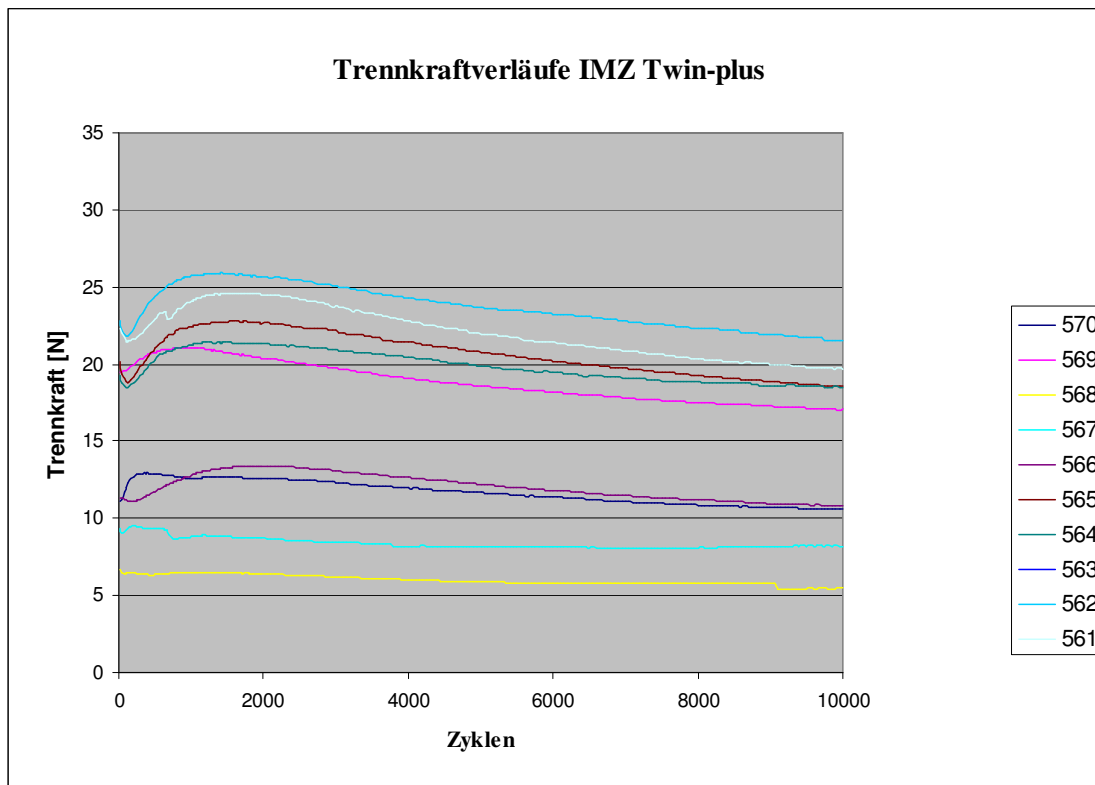


Abb. 31: Trennkraftverläufe IMZ[®] Twin Plus kombiniert mit Friadent[®] Matriz

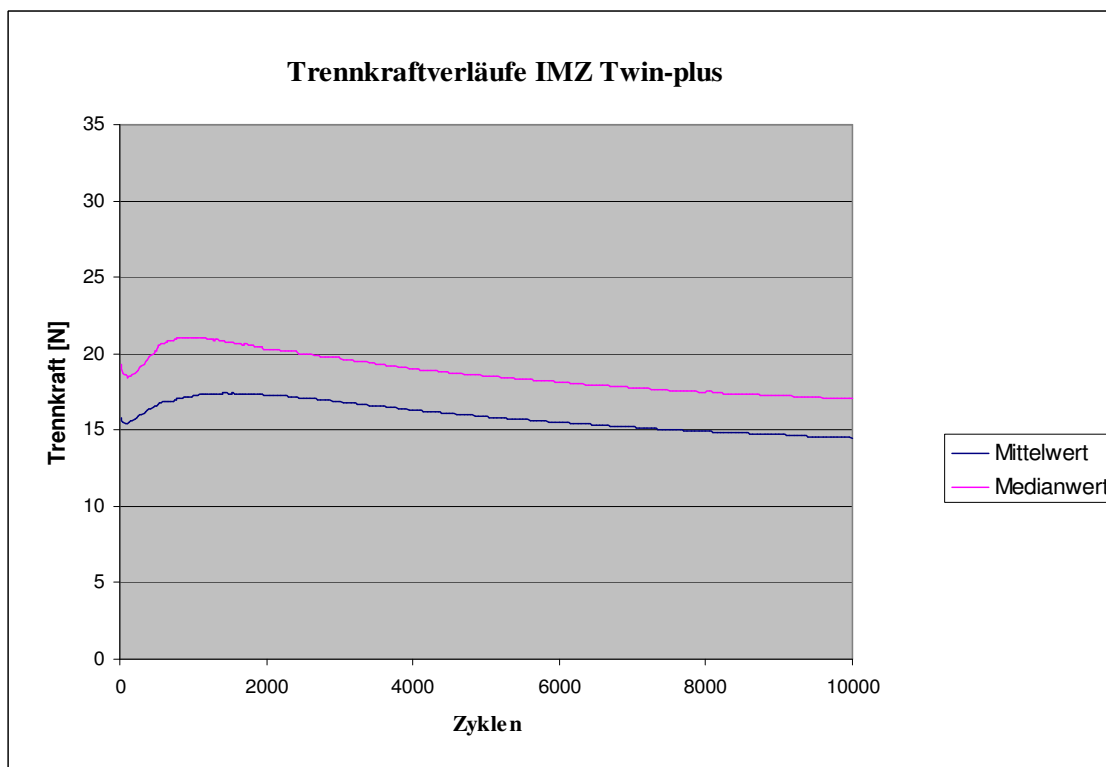


Abb. 32: Median- und Mittelwerte IMZ[®] Twin Plus/ Friadent[®] über alle Zyklen

Tab. 24: Grenzwertüberschreitungen IMZ[®] Twin Plus/Friadent[®] über alle Zyklen

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	10	0,0%
> 10 N	3	7	30,00%
> 15 N	5	5	50,00%

Tab. 25: Grenzwertüberschreitungen IMZ[®] Twin Plus/Friadent[®] nur bis Zyklus 2050

Grenzwert	Grenzwert überschritten?		Anteil "Ja"
	Ja	Nein	
< 2,5 N	0	10	0,0%
> 10 N	3	7	30,00%
> 15 N	5	5	50,00%

Tab. 26: IMZ[®] Twin Plus/Friadent[®]: deskriptive Statistik

Zyklus	N	N miss.	Mittelwert	Stand. abw.	Min.	Median	Max.
25	9	0	15,83	5,92	6,64	19,29	22,80
500	9	0	16,62	6,31	6,35	20,21	24,41
1000	9	0	17,25	6,90	6,45	21,00	25,73
1500	9	0	17,40	7,00	6,45	20,70	25,88
2050	9	0	17,28	6,99	6,35	20,31	25,68
10000	9	0	14,49	5,59	5,47	17,09	21,58

4.1.7 Gegenüberstellung der Trennkraften der implantatgetragenen Systeme

Die Kombination Straumann® Kugelanker mit den Dalbo®-Plus Elliptic Matrizen ergab eine initiale mittlere Trennkraft von 6,56 N mit einer Standardabweichung von 3,95 N. Das Trennkraftminimum betrug 4,28 N und das Trennkraftmaximum betrug 16,2 N. Während der Versuchsreihen zeigte sich nur eine geringfügige Abnahme der Trennkraftwerte (0,76 N mittelwertig; s. Tab. 17). Die Proben zeigten einen charakteristischen Verlauf (s. Abb. 22 u. 23).

Die Straumann® Kugelanker in Kombination mit den Tima® Matrizen zeigten eine initiale mittlere Trennkraft von 20,88 N auf. Die Standardabweichung betrug 6,45 N. Das Trennkraftminimum lag bei 10,31 N und das Trennkraftmaximum lag bei 31,20 N. Während der Versuchsreihen zeigte sich ein mittlerer Trennkraftverlust von 12,24 N (s. Tab. 20). Die Trennkraftverläufe der einzelnen Proben verliefen sehr unterschiedlich (s. Abb. 25).

Die IMZ® Twin Plus Anker kombiniert mit den Friadent® Matrizen zeigten eine initiale mittlere Trennkraft von 15,83 N mit einer Standardabweichung von 5,92 N auf. Das Trennkraftminimum betrug 6,64 N und das Trennkraftmaximum betrug 22,80 N. Mittelwertig zeigte sich während der Versuchsreihen ein Trennkraftverlust von 1,69 N (s. Tab. 26). Die Trennkraftverläufe stellten sich sehr charakteristisch dar (s. Abb. 31).

Die Kombination der I-Ball® Anker mit den Ecco® Matrizen ergab eine initiale mittlere Trennkraft von 16,49 N mit einer Standardabweichung von 2,87 N. Das Trennkraftminimum betrug 13,18 N und das Trennkraftmaximum betrug 23,30 N. Diese Kombination zeigte den größten Trennkraftanstieg. In den ersten 2000 Zyklen stieg die Trennkraft mittelwertig um 4,43 N an (s. Tab. 23). Die Trennkraftverläufe waren unterschiedlich (s. Abb. 31).

Wenn man die Ergebnisse der vier Systeme vergleicht, zeigt die Kombination der Straumann® Kugelanker mit den Dalbo®-Plus Elliptic Matrizen die niedrigste initiale Trennkraft (6,56 N) auf. Die anderen Systeme weisen Trennkraften auf, die doppelt bis dreifach so hoch sind.

In Abb. 33 und Abb. 34 wurden graphisch die signifikanten Trennkraftunterschiede dargestellt. Da die I-Ball®-Anker derzeit nicht auf dem Markt erhältlich sind, wurden diese in den Abbildungen 33 und 34 nicht mit berücksichtigt.

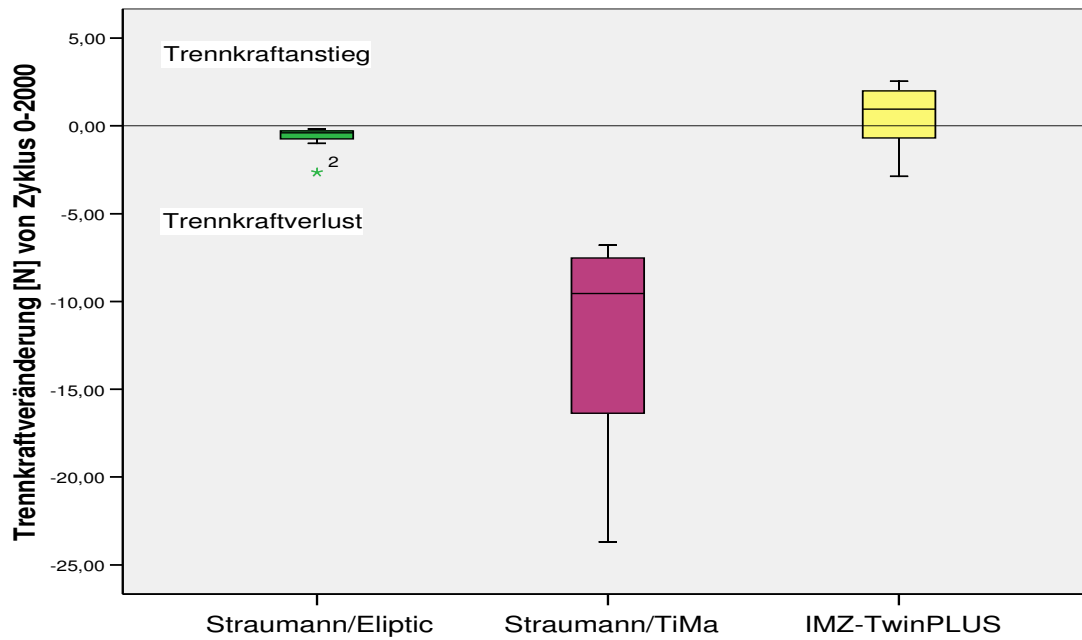


Abb. 33: Trennkraftveränderungen zu 4.1.3 (Straumann® / Dalbo® -Plus), 4.1.4 (Straumann® / Tima®) und 4.1.6 (IMZ® Twin Plus/ Friadent®) in den ersten 2.000 Zyklen

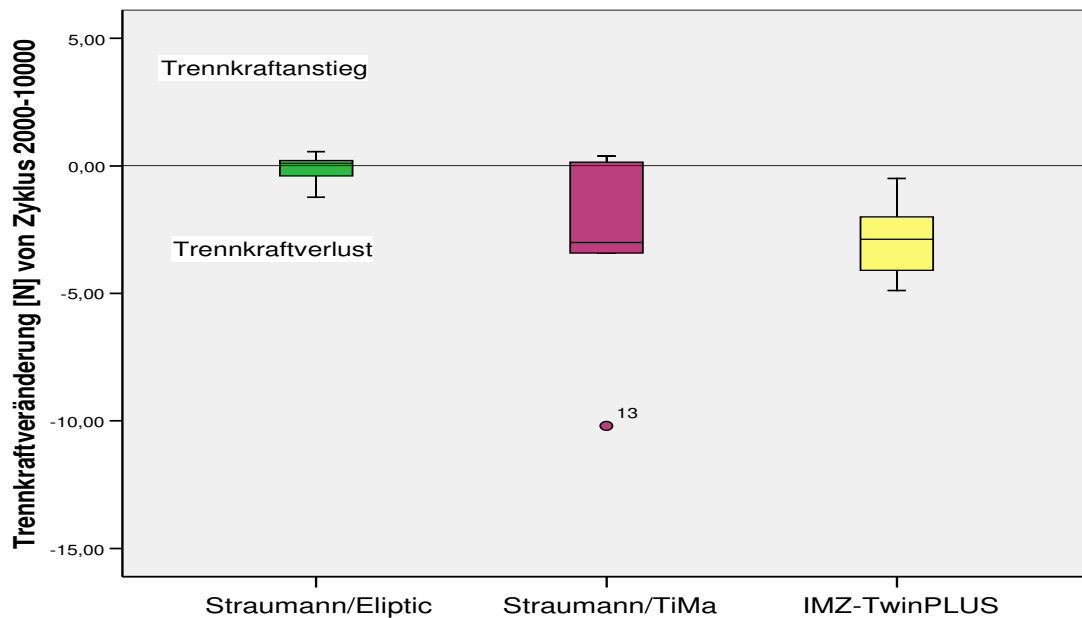


Abb. 34: Trennkraftveränderungen zu 4.1.3 (Straumann® / Dalbo® -Plus), 4.1.4 (Straumann® / Tima®) und 4.1.6 (IMZ® Twin Plus/ Friadent®) in den Zyklen 2.000-10.000

4.1.8 Gesamtbetrachtung der Trennkraft aller Ankersysteme

Bei der Betrachtung der Trennkraft aller Ankersysteme kann man generell einen charakteristischen Verlauf für jedes einzelne System erkennen. Die Kombination der Straumann® Kugelattachments mit den Tima® Matrizen zeigte insgesamt den inhomogensten Verlauf.

Man kann die Anker nach ihren Trennkraft-Verläufen in vier verschiedene Gruppen einteilen:

1. Dalbo-Z® Elitor, Dalbo-Z® Valor und IMZ® Twin Plus mit Friadent® Matrize:

Bei den Dalbo®-Z Ankern stiegen nur initial die Trennkraftwerte an und fielen dann etwas ab. Am Ende lagen die Werte aber immer noch bei einem Mittelwert von 4,16 N bei den Elitor Ankern und einem Mittelwert von 3,75 N bei den Valor Ankern.

Insgesamt zeigte sich das IMZ® System in den Trennkraftverläufen sehr homogen. Die initiale Kraft lag im Mittel bei 15,83 N. Bis zum 1500. Zyklus stieg die Kraft leicht an. Anschließend fiel die Kraft langsam wieder ab.

2. Straumann® Kugelattachment mit Dalbo®-Plus Elliptic Matrize:

Insgesamt zeigten die Trennkraftverläufe einen sehr einheitlichen Verlauf mit initial leichtem Kraftabfall, der sofort wieder auf Ausgangsniveau ausgeglichen wurde. Anschließend nahm die Kraft wieder ab, um dann fast kontinuierlich bis leicht zunehmend bis zum Schluss zu bleiben.

3. I-Ball® mit Ecco® Matrize:

Die Kraftverläufe zeigten sich insgesamt inhomogen. Initial lag der Mittelwert der Kraft bei 16,49 N. Teils blieben die Werte auf dem Niveau, teils fielen sie ab. Mittelwertig kam es zu einem Anstieg bis zum 500. Zyklus auf 22,78 N mit anschließendem leichten Abfall.

4. Straumann® Kugelattachment mit Tima® Matrize:

Bei dieser Kombination haben sich mehrere Proben während der Verschleißversuche gelöst. Insgesamt zeigten die einzelnen Proben einen inhomogenen Kraftverlauf mit den größten Trennkraftverlusten. Der initiale Mittelwert lag bei 20,88 N, der aber rasch abfiel. Beim 500. Zyklus lag der Mittelwert bei 11,44 N. Zum Schluss betrug der Mittelwert immer noch 4,35 N.

4.2 Oberflächenanalyse

Durchgeführt wurde eine 2D-Oberflächenanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop (Philips® XL30). Die Verschleißmechanismen wurden an Hand von rasterelektronenmikroskopischen Bildern nachgewiesen und ihre Ausprägung und Lokalisation beschrieben.

4.3 Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen

Generell konnte festgestellt werden, dass die Matrizen und Parizen aller Ankersysteme nach dem Verschleiß Oberflächenveränderungen aufwiesen. Je nach Ankersystem war die Art und die Ausprägung der Verschleißmechanismen unterschiedlich (Tab. 27 und Tab. 28). Die Anker der einzelnen Systeme aber boten ein sehr einheitliches Bild. Die hier abgebildeten rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen stellen lediglich eine Auswahl dar, welche zur Verdeutlichung der Verschleißspuren dienen sollen.

Ausprägungsgrade:

- 0: Verschleißmechanismus nicht erkennbar
- +: Verschleißmechanismus gerade erkennbar
- ++: Verschleißmechanismus gut erkennbar
- +++ : Verschleißmechanismus stark ausgeprägt

Tab. 27: Auftretende Verschleißmechanismen an der Patrize

Ankertyp	Abrasion	Adhäsion	Oberflächen-Zerrüttung	Tribochemische Reaktion
Dalbo®-Z Elitor/ Dalbo®-Plus 10x	++	+++	++	+
Dalbo®-Z Valor/ Dalbo®-Plus 10x	++	++	++	+
Straumann®/Dalbo® - Plus 9x	+	+	0	0
Straumann®/Tima® 6x	+++	+++	+++	0
I-Ball®/Ecco® 9x	0	+	0	0
IMZ® Twin Plus/ Friadent® 10x	++	+	0	++

Tab. 28: Auftretende Verschleißmechanismen an der Matrize

Ankertyp	Abrasion	Adhäsion	Oberflächen-Zerrüttung	Tribochemische Reaktion
Dalbo [®] - Z Elitor / Dalbo [®] -Plus 10x	+	++	+	0
Dalbo [®] - Z Valor/ Dalbo [®] -Plus 9x	+	++	+	0
Straumann [®] /Dalbo [®] - Plus 9x	+	+	0	0
Straumann [®] /Tima [®] 9x	++	+++	++	0
I-Ball [®] /Ecco [®] 9x	0	++	++	0
IMZ [®] Twin Plus/ Friadent [®] 10x	+	+	0	0

4.3.1 Dalbo[®]-Z Elitor kombiniert mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize

Die Dalbo[®]-Z Elitor Matrizen zeigten hauptsächlich Oberflächenveränderungen auf, die durch Adhäsionsprozesse verursacht wurden. Oberflächenzerrüttung und Abrasionen waren ebenfalls gut erkennbar (Abb. 35 und 36). Adhäsionen bedingen die Auflagerungen von Material. Die Abrasionen sind als Riefenbildung erkennbar. Oberflächenzerrüttungen zeigen sich in Form von Materialaufschuppungen, die zum Herausbrechen von Metallpartikeln führen. Alle Verschleißerscheinungen zeigten sich über die gesamte Strecke der parallel verlaufenden Friktionsflächen. Es lassen sich kleine Zonen erkennen, an denen kein Verschleiß stattgefunden hat. Diese Zonen stimmten mit den Schlitzen der Matrizen überein. Bei den Dalbo[®]-Plus Matrizen zeigten sich hauptsächlich Adhäsionen, teilweise aber auch Abrasionen und Oberflächenzerrüttungen (Abb. 37). Die Verschleißprozesse beschränkten sich auf die im apikalen Drittel der Matrize lokalisierten Friktionsflächen. Hier fanden sich auch Areale, die noch die herstellungsbedingten Oberflächenstrukturen aufwiesen (Abb. 37). Dies weist darauf hin, dass der Verschleiß nicht an der gesamten Oberfläche, welche zur Erzeugung der Haltekraft genutzt werden sollte, stattfand.

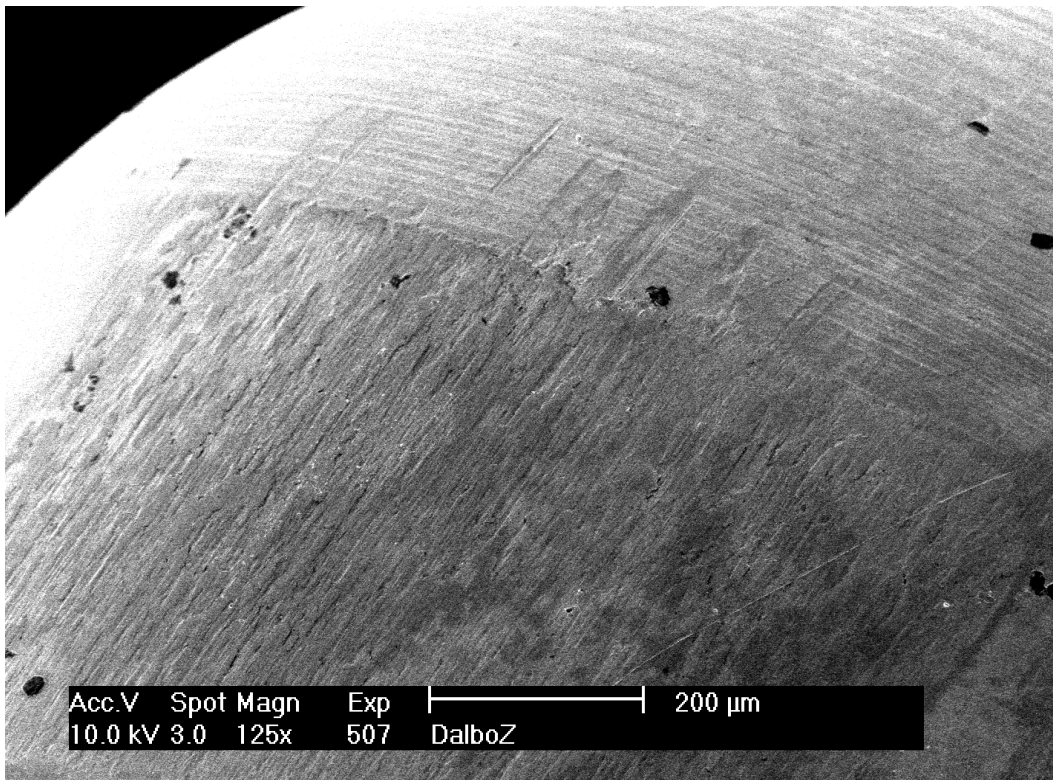


Abb. 35: Dalbo[®]-Z Elitor Patrizze nach Verschleiß: Adhäsion und Abrasion

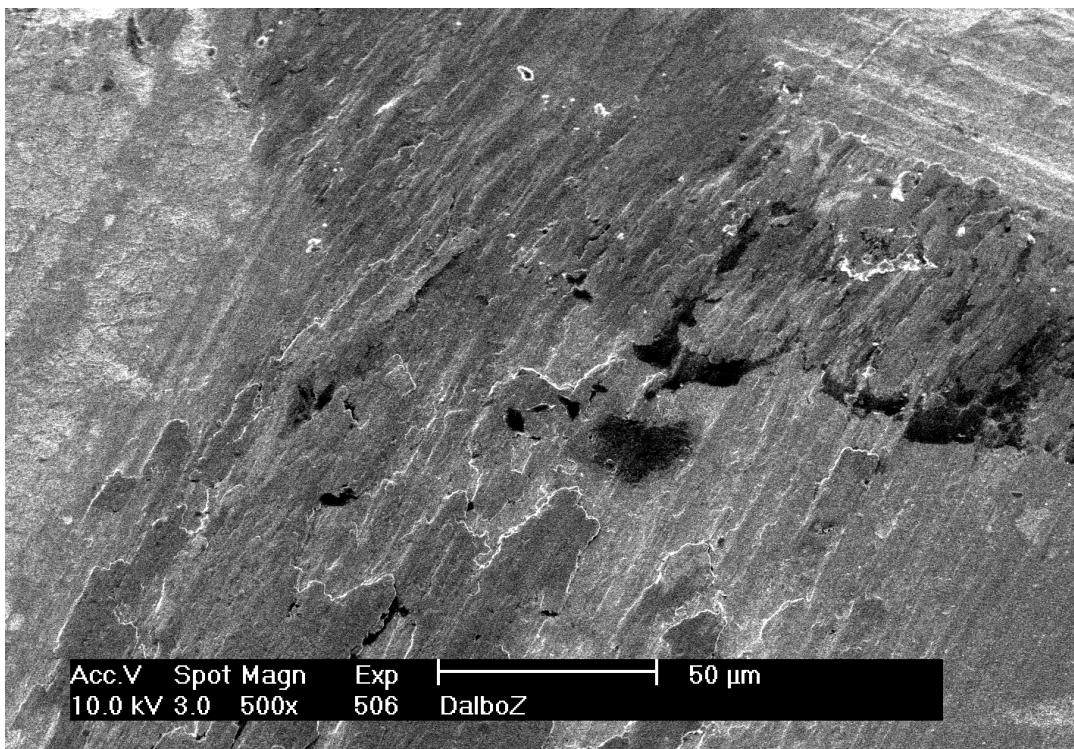


Abb. 36: Dalbo[®]-Z Elitor Patrizze nach Verschleiß: Oberflächenzerrüttung und Adhäsion sowie leichte Abrasionsspuren

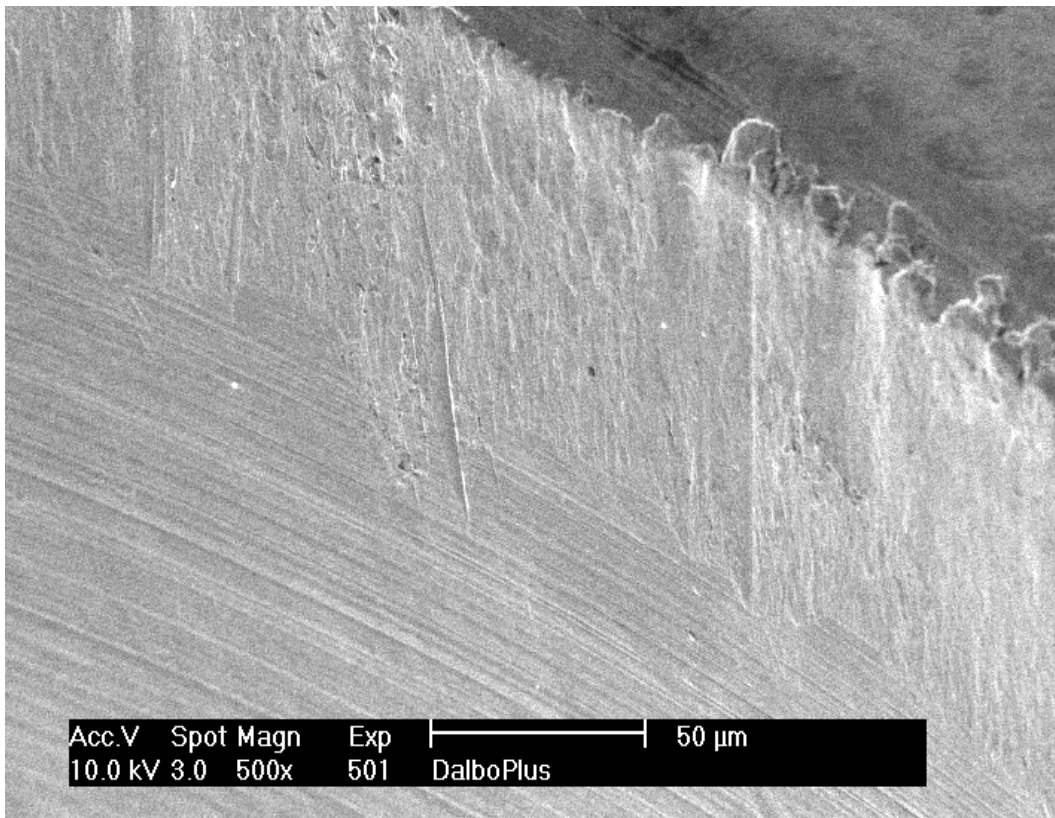


Abb. 37: Dalbo®-Plus Elliptic Matrize nach Verschleiß: Adhäsionen und Abrasionen

4.3.2 Dalbo®-Z Valor kombiniert mit Dalbo®-Plus Elliptic Matrize

Die Dalbo®-Z Valor Patrizen haben eine andere Legierungszusammensetzung (Au/Pt-Legierung) als die Dalbo®-Z Elitor Patrizen. Bei den Dalbo®-Z Valor Patrizen lassen sich mehr Abrasionen als bei den Dalbo®-Z Elitor Patrizen erkennen. Insgesamt sind die Verschleißspuren jedoch geringer. Adhäsionen und Abrasionen sind gut erkennbar (Abb. 38, 39). Oberflächenerzitterungen sind zu finden, jedoch weniger als bei den Dalbo®-Z Elitor Patrizen. Gelegentlich sind einzelne tribochemische Reaktionen zu sehen. Die Verschleißerscheinungen traten an denselben Flächen auf, an denen sie auch bei den Dalbo®-Z Valor Ankern lokalisiert waren. Die Dalbo®-Plus Elliptic Matrizen zeigen in Kombination mit den Dalbo®-Z Valor Patrizen insgesamt weniger Verschleißspuren als in Kombination mit den Dalbo®-Z Elitor Patrizen. Hier sind zum einen Abrasionen, Adhäsionen und Oberflächenerzitterungen zu finden, zum anderen unverschlossene Areale (Abb. 40).

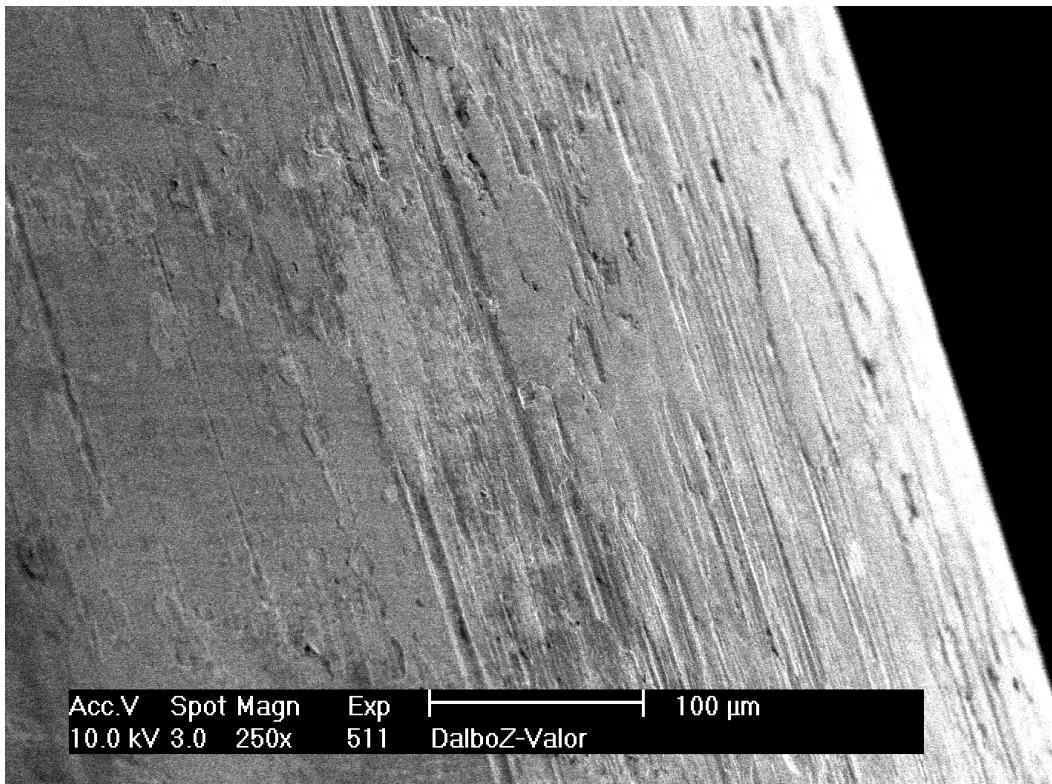


Abb. 38: Dalbo[®]-Z Valor Patrizze nach Verschleiß: Adhäsionen und Abrasionen

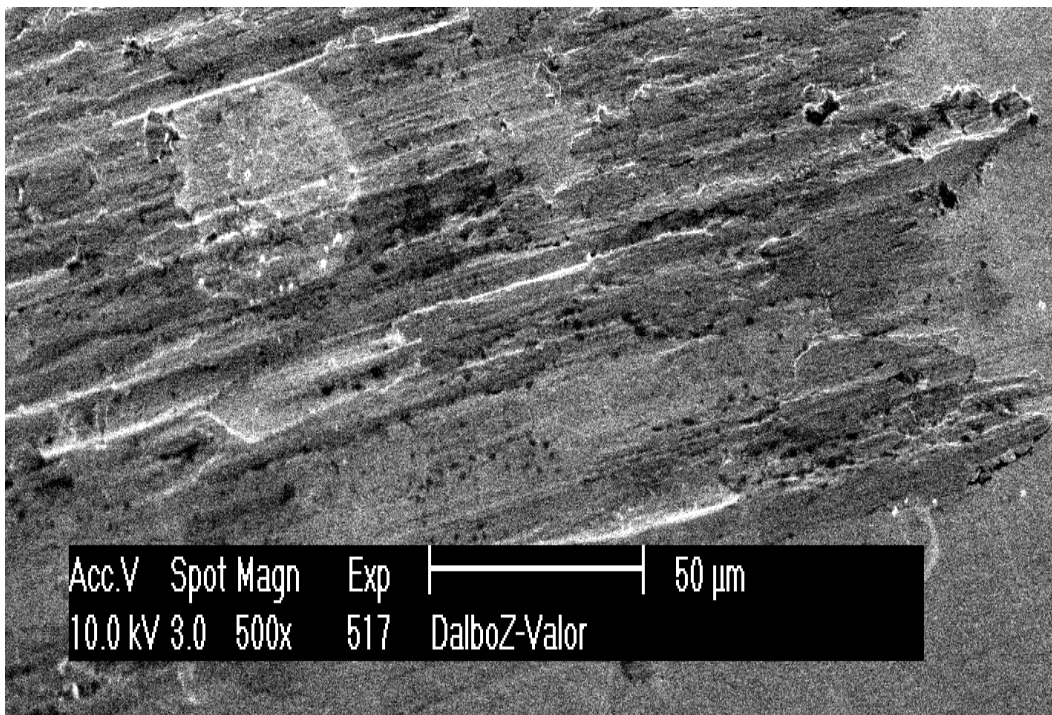


Abb. 39: Dalbo[®]-Z Valor Patrizze nach Verschleiß: Adhäsionen und Abrasionen

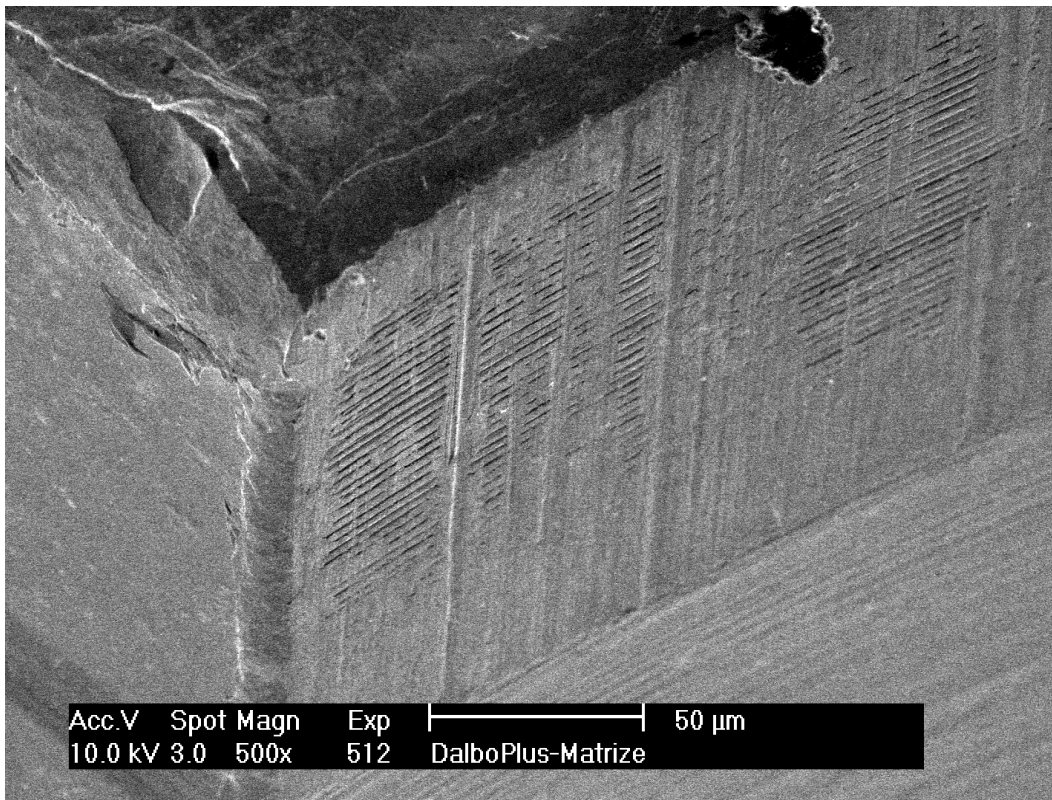


Abb. 40: Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize nach Verschleiß: Abrasion, Adhäsion und unverschlissene Areale

4.3.3 Straumann[®] Kugelanker kombiniert mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize

Die Patrizen der Straumann[®] Kugelanker sowie die Dalbo[®]-Plus Matrizen wiesen insgesamt sehr wenig Oberflächenveränderungen auf (Abb. 41 u. 42). Es fanden sich vereinzelt Abrasionen und Adhäsionen. An den Patrizen fanden sich die Verschleißspuren auf Höhe des Äquators (Abb. 41). Oberflächenzerrüttungen und tribochemische Reaktionen waren weder auf den Patrizen noch an den Matrizen nachzuweisen.

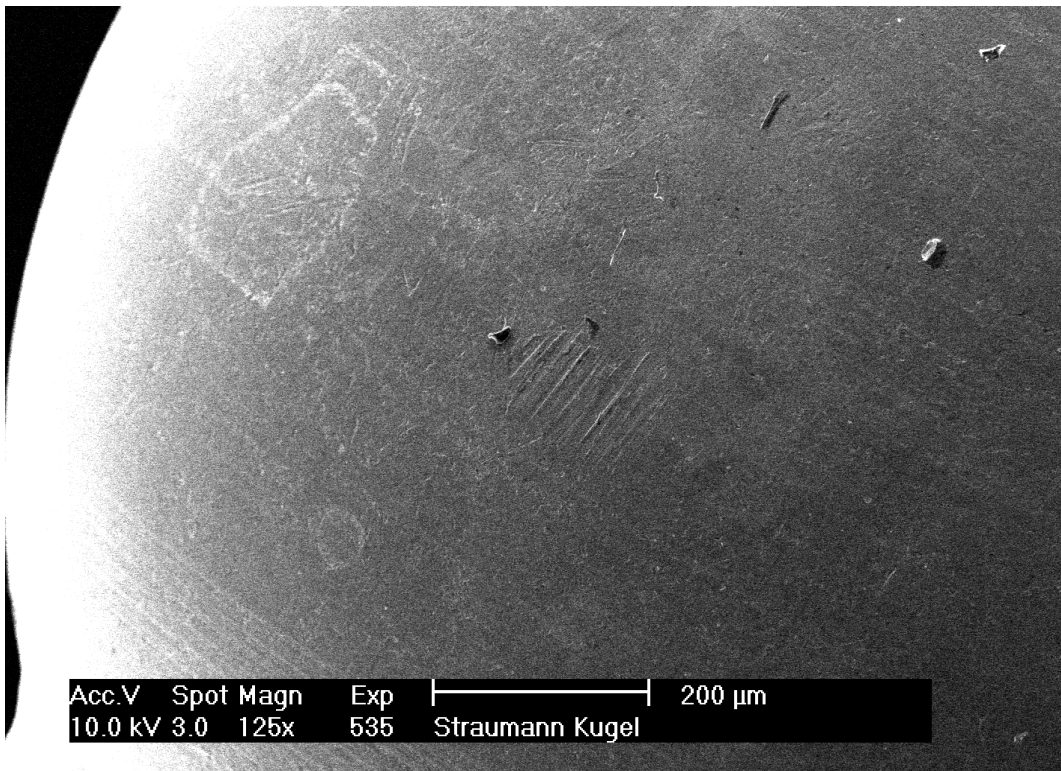


Abb. 41: Straumann® Kugelattachment nach Verschleiß: insgesamt wenige Verschleißspuren

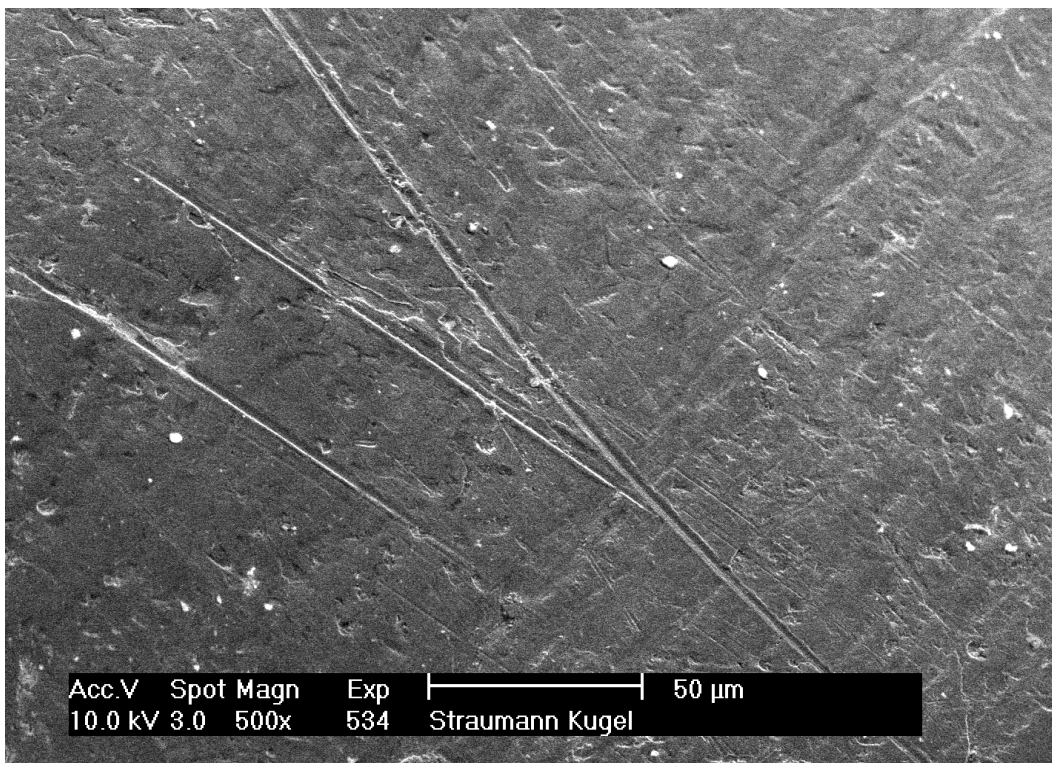


Abb. 42: Straumann® Kugelattachment nach Verschleiß: Abrasion und Adhäsion

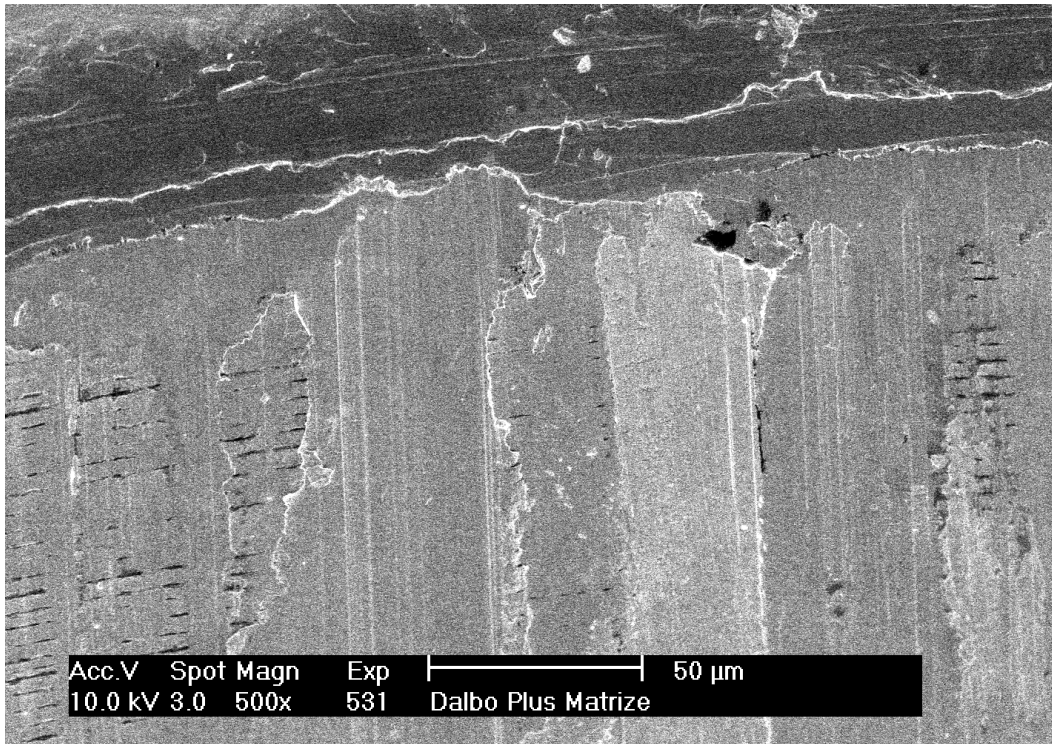


Abb. 43: Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize nach Verschleiß: Abrasion, Adhäsion und unverschlossene Areale

4.3.4 Straumann[®] Kugelattachment kombiniert mit Tima[®] Matrize

Bei den Straumann[®] Kugelattachments konnte man sehr gut die Verschleißspuren erkennen, die durch die zweigeteilte Tima[®] Matrize entstanden sind (Abb. 44). Die Patrizen zeigten insgesamt die stärksten Verschleißspuren. Alle Verschleißerscheinungen zeigten sich über die gesamte Strecke der parallel verlaufenden Friktionsflächen. An den Patrizen waren Adhäsionen, Abrasionen und Oberflächenzerrüttungen sehr stark ausgeprägt (Abb. 45 und Abb. 46). An den Tima[®] Matrizen konnte man sowohl an den Ringfedern als auch an den eigentlichen Matrizen Verschleißspuren feststellen, die aber nicht ganz so stark ausgeprägt waren wie an den Patrizen. Hier fand man insbesondere Adhäsionen und Abrasionen sowie Oberflächenzerrüttungen.

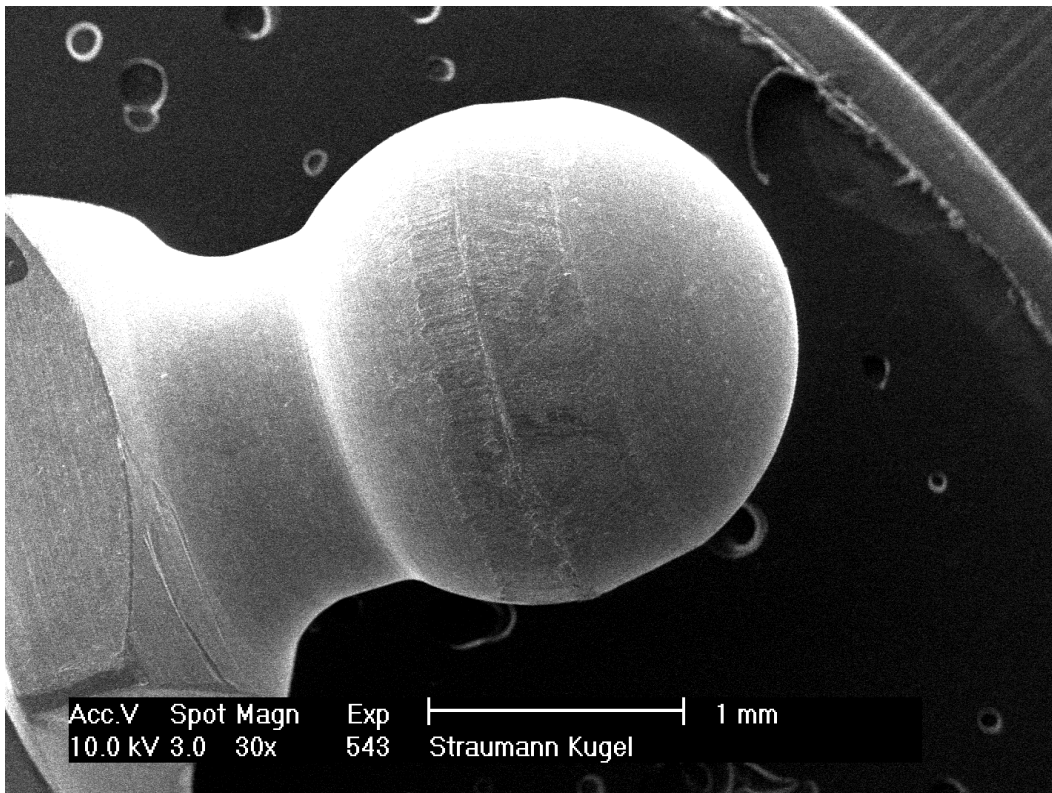


Abb. 44: Straumann® Kugelattachment in der Übersicht nach Verschleiß: man erkennt deutlich die Verschleißspuren der zweigeteilten Tima® Matrize

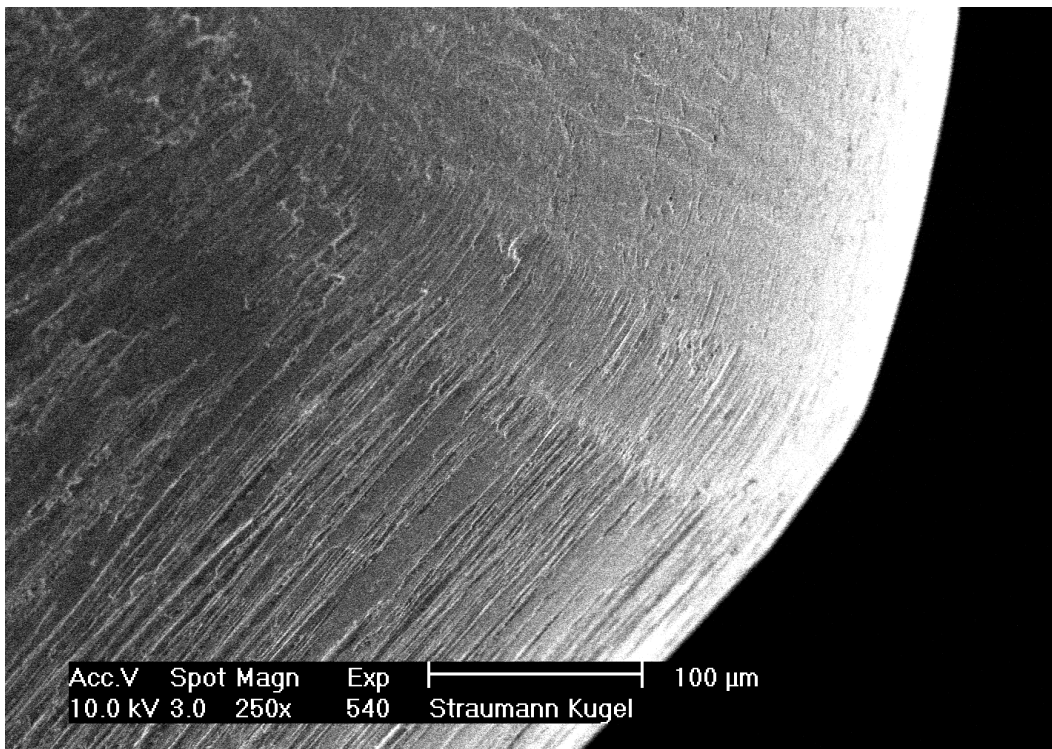


Abb. 45: Straumann® Kugelattachment nach Verschleiß

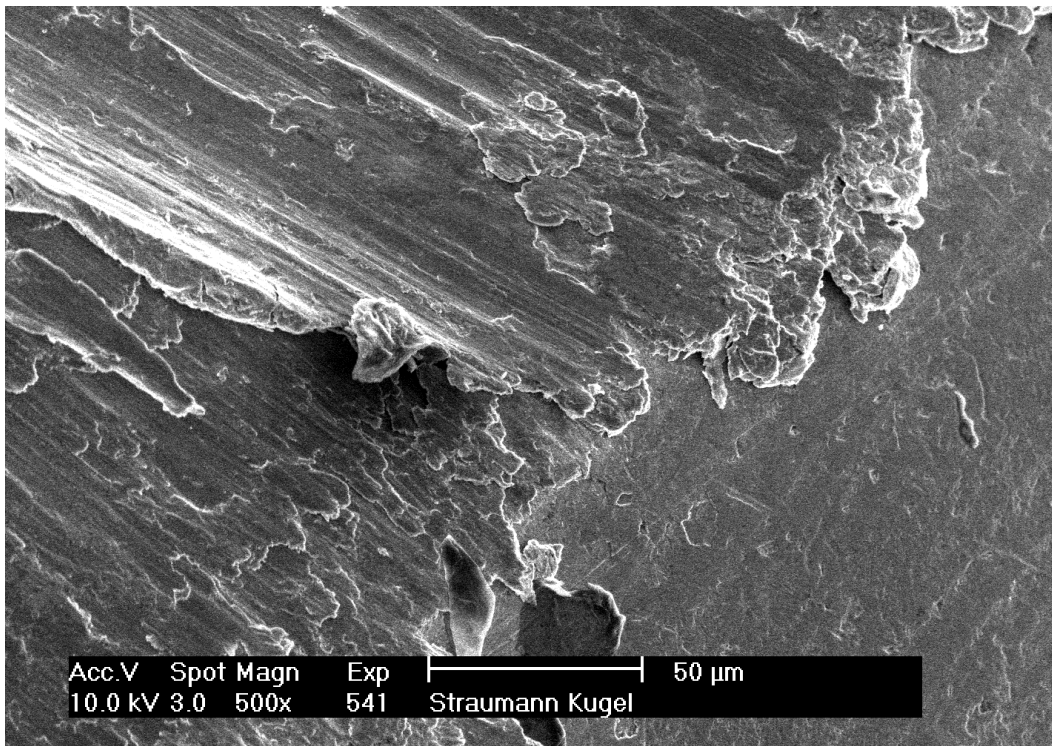


Abb. 46: Straumann® Kugelattachment: Adhäsion, Abrasion und Oberflächenzerrüttung

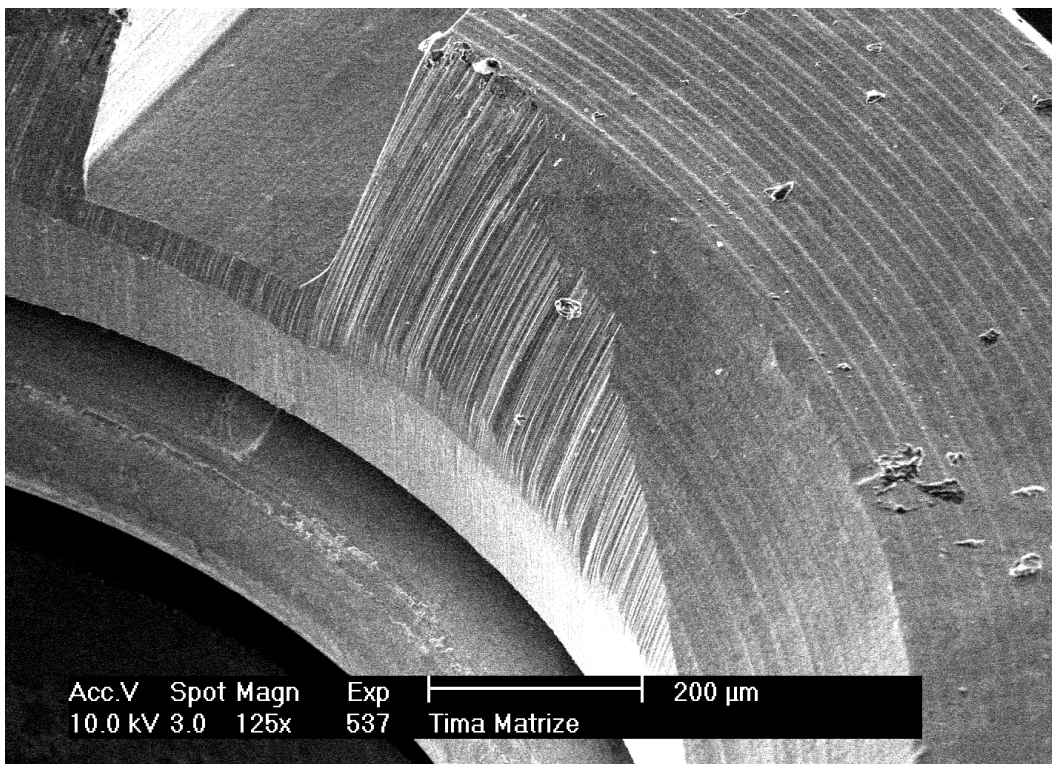


Abb. 47: Tima® Matrize nach Verschleiß: alle Anteile zeigen Verschleißspuren

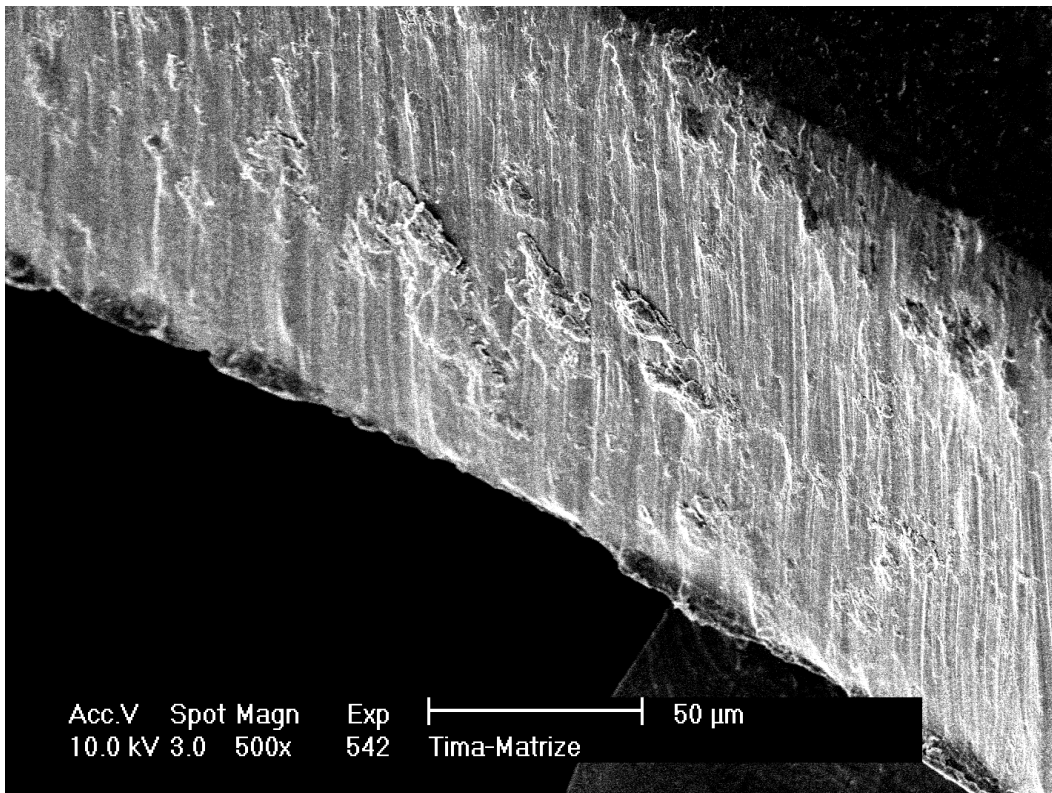


Abb. 48: Ringfeder der Tima[®] Matrize nach Verschleiß

4.3.5 I-Ball[®] kombiniert mit Ecco[®] Matrize

Die Rubinanker zeigten von den getesteten Matrizen die geringsten Oberflächenveränderungen auf. Es fanden sich keine Abrasionsspuren, keine Oberflächenzerrüttung und keine tribochemischen Reaktionen. Lediglich Adhäsionen waren zu finden. Diese waren teilweise nur gerade erkennbar, teilweise aber auch gut in Äquatorhöhe sichtbar (Abb. 49).

Die Ecco[®] Matrizen zeigten nach Verschleiß ebenfalls keine Abrasionen. Im Bereich des Kunststoffringes fand man Adhäsionen sowie Oberflächenzerrüttungen, aber auch unverschlossene Areale (Abb. 51). Beim Heraustrennen der Matrizen aus dem Probenhalter sind einige Kunststoffringe der verschlissenen Proben zu heiß geworden. Die Folge war eine Blasenbildung. Um eine Verfälschung der Ergebnisse auszuschließen, wurden diese Matrizen nicht in der Auswertung der rasterelektronenmikroskopischen Bilder berücksichtigt.

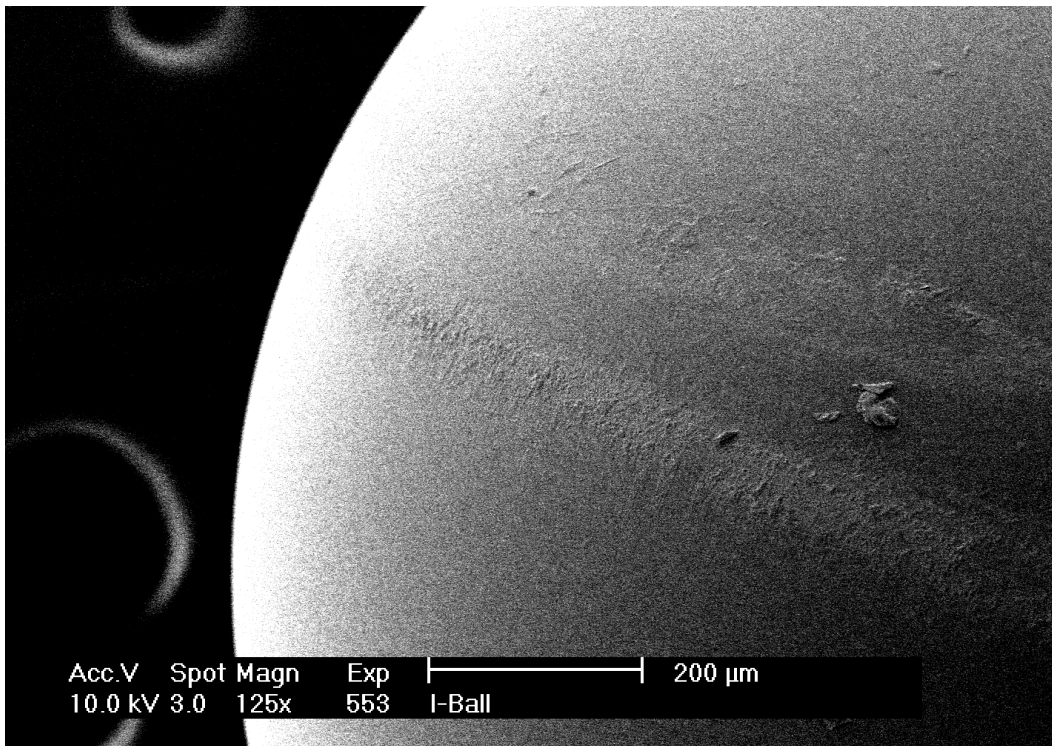


Abb. 49: I-Ball[®] nach Verschleiß: Adhäsionen in Äquatorhöhe

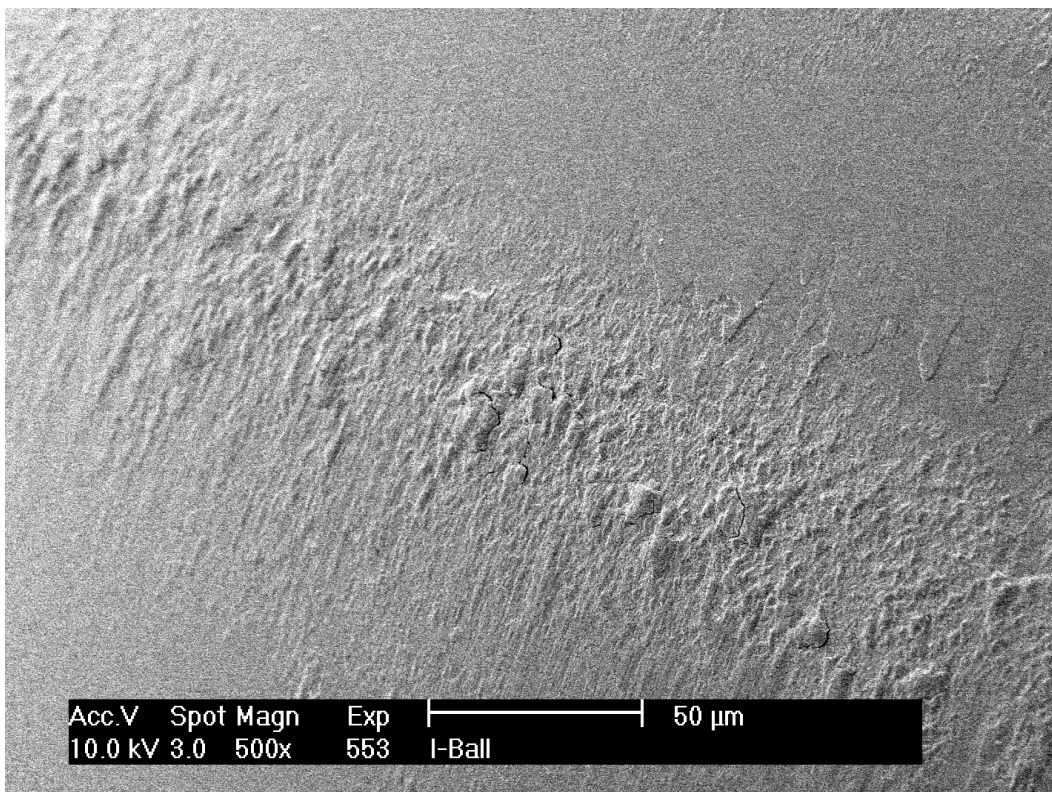


Abb. 50: I-Ball[®] nach Verschleiß: Adhäsionen

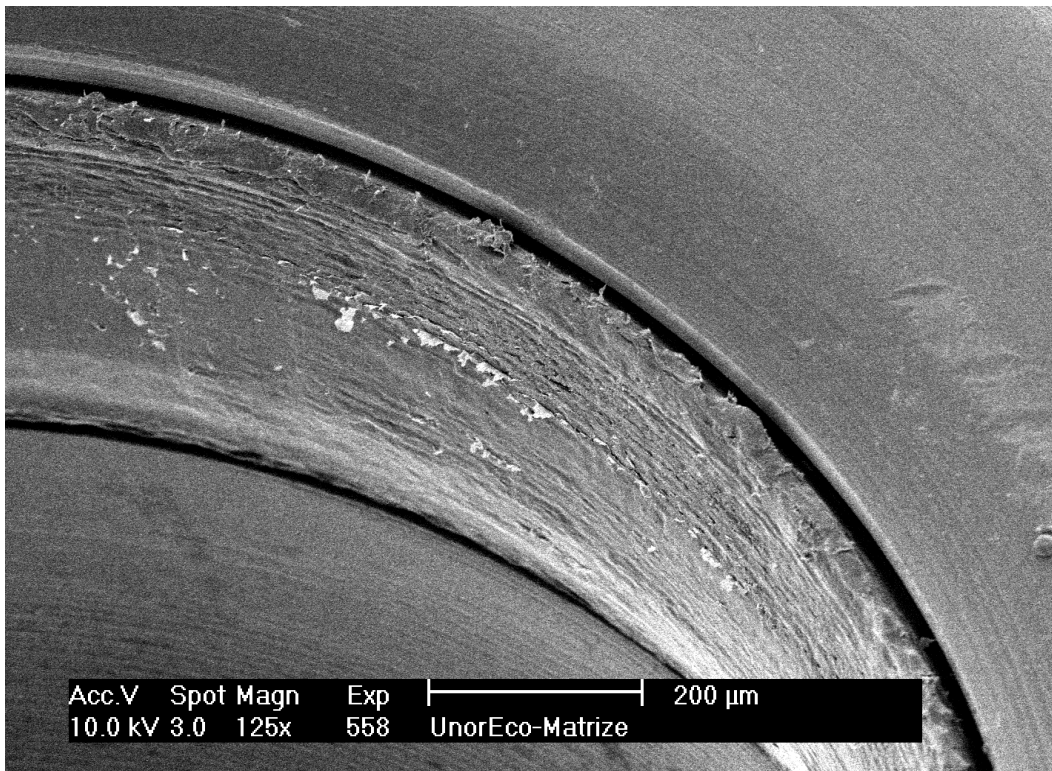


Abb. 51: Ecco® Matrize nach Verschleiß: Kunststoffring mit Adhäsionen, Oberflächenzerrüttung und unverschlissenen Arealen

4.3.6 IMZ® Twin Plus kombiniert mit Friadent® Matrize

Bei den IMZ® Twin Plus Matrizen fand man lediglich in Äquatorhöhe Abrasionen sowie tribochemische Reaktionen, die gut erkennbar, aber nicht sehr stark ausgeprägt waren (Abb. 52). Gelegentlich fand man auch Adhäsionen. Oberflächenzerrüttungen waren nicht festzustellen. Die Friadent® Matrizen zeigten ähnlich wie die Dalbo® Plus Matrizen Abrasionen und Adhäsionen, aber auch unverschlissene Areale (Abb. 53).



Abb. 52: IMZ[®] Twin Plus Patrizie nach Verschleiß: Abrasion und tribochemische Reaktion

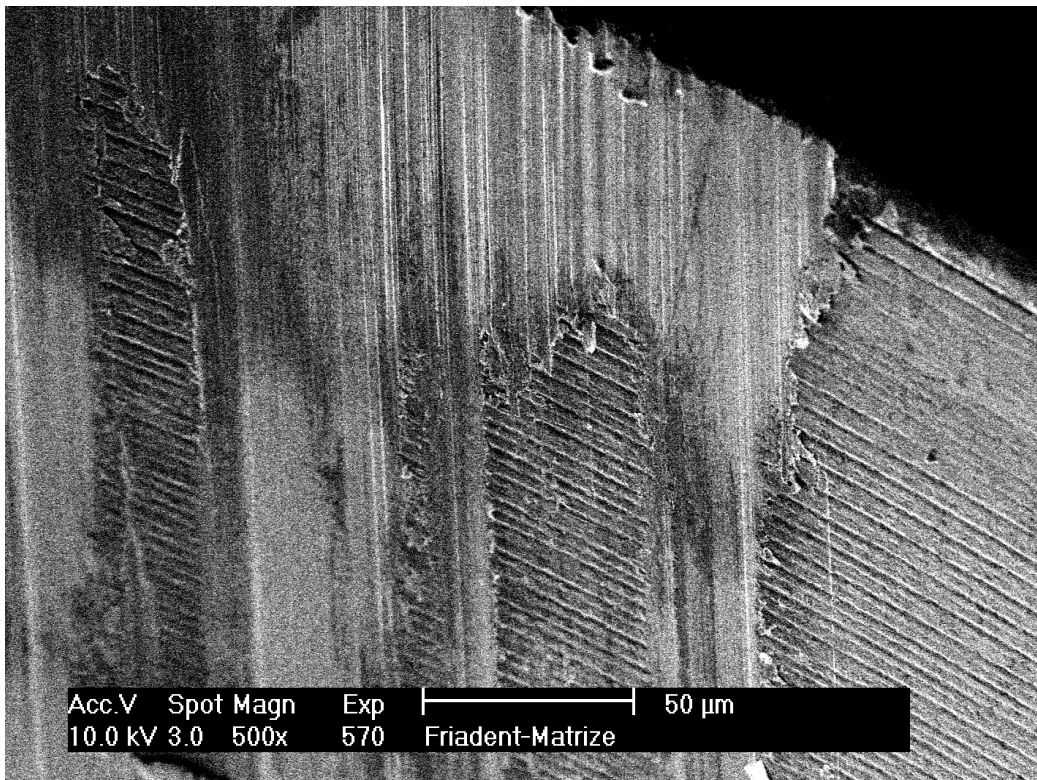


Abb. 53: Friadent[®] Matrize nach Verschleiß: Abrasion, Adhäsion und unverschlossene Areale

5 Gegenüberstellung von Schmierlösungen

Die Verschleißversuche dieser *in vitro* Untersuchung fanden unter einer ständigen Schmierung statt (s. 3.4.2). Als Spüllösung wurde Glandosane[®] (Cell Pharm GmbH) – verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 – verwendet.

In der Untersuchung von Bayer [2004] wurden die Probenkörper mit Kochsalzlösung (Na 154 Delta-Pharma[®]) geschmiert. Man konnte den direkten Vergleich zwischen der Schmierung mit Glandosane[®] gegenüber der alleinigen Schmierung mit Kochsalzlösung ziehen, da auch Bayer die Dalbo[®]-Z Elitor Patrizen testete. Die Proben, die mit Kochsalzlösung geschmiert wurden, zeigten deutlich stärkere Verschleißmuster (Abb. 56) als die Proben, die mit Glandosane[®] geschmiert wurden (Abb. 57). Auch die Trennkraftverläufe zeigten einen unterschiedlichen Verlauf. Bei der Schmierung mit Kochsalzlösung stiegen die Trennkraften deutlich an (Abb. 54), wohingegen die Trennkraften bei der Schmierung mit Glandosane[®] nur initial leicht anstiegen und dann stetig abnahmen (Abb. 55).

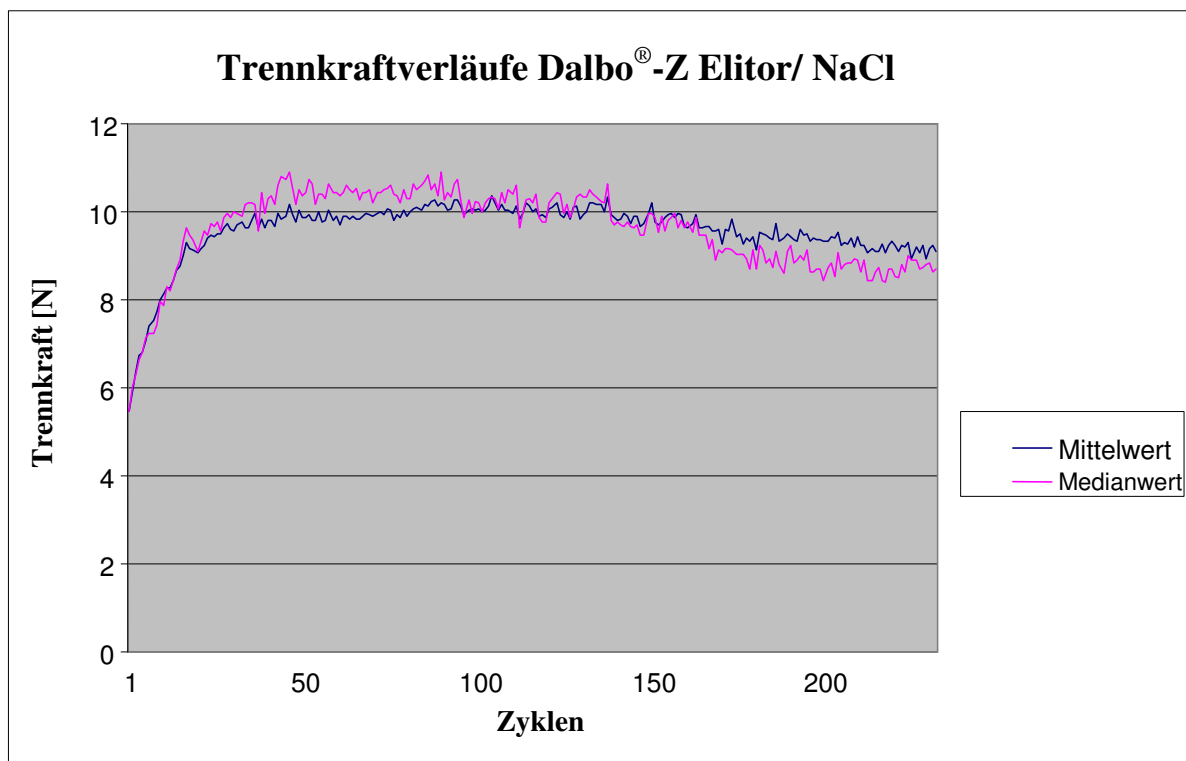


Abb. 54: Mittel- u. Medianwerte der Dalbo[®]-Z Elitor Anker von Bayer [2004] /
Schmierung: Kochsalzlösung

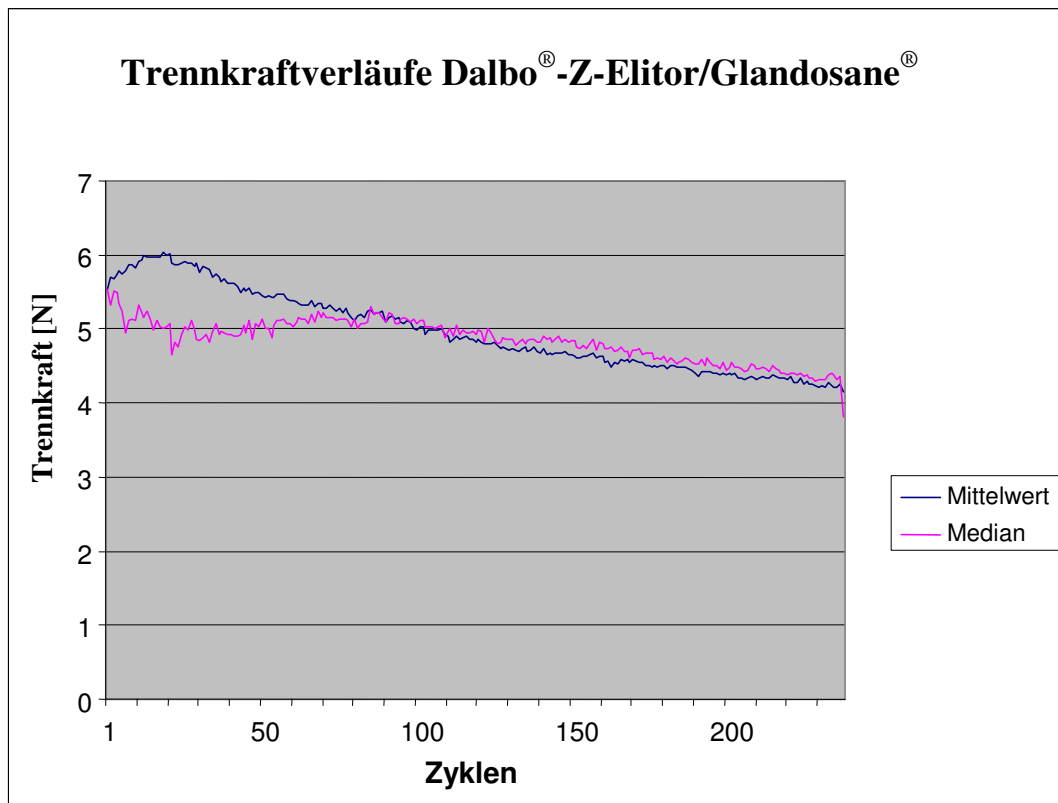


Abb 55: Mittel- u. Medianwerte der Dalbo[®]-Z Eiltor Anker / Schmierung: Glandosane[®]

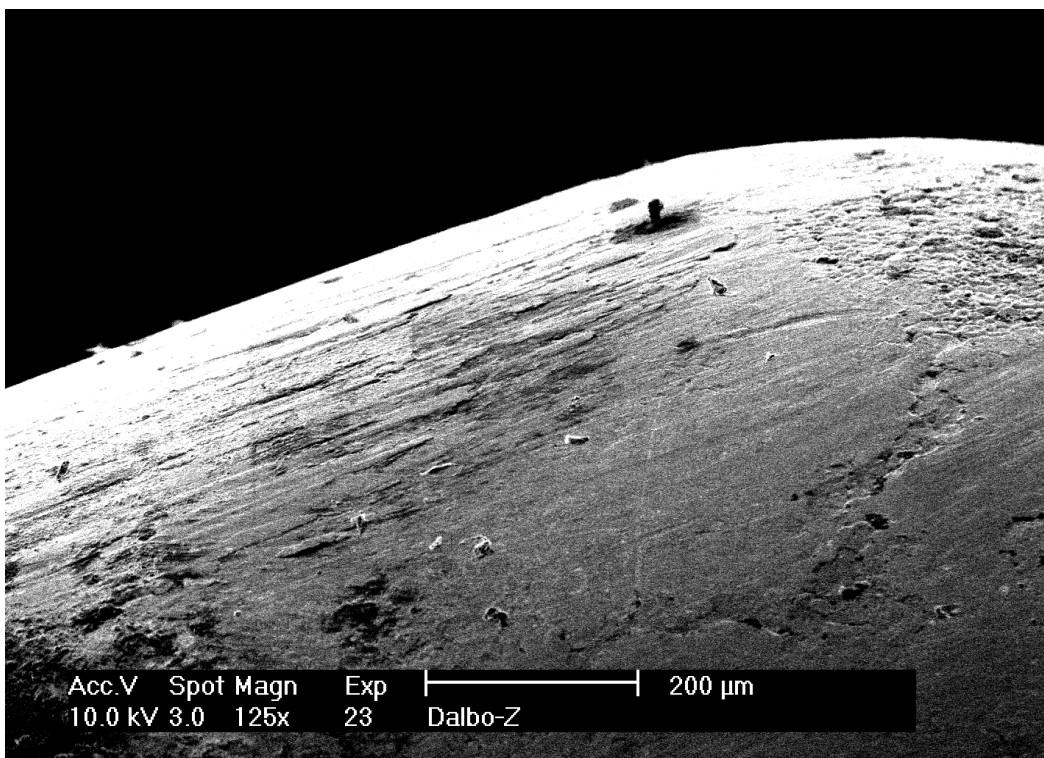


Abb. 56: Bayer [2004]: Dalbo[®]-Z Elitor Patrizze nach Verschleiß / Schmierung: NaCl

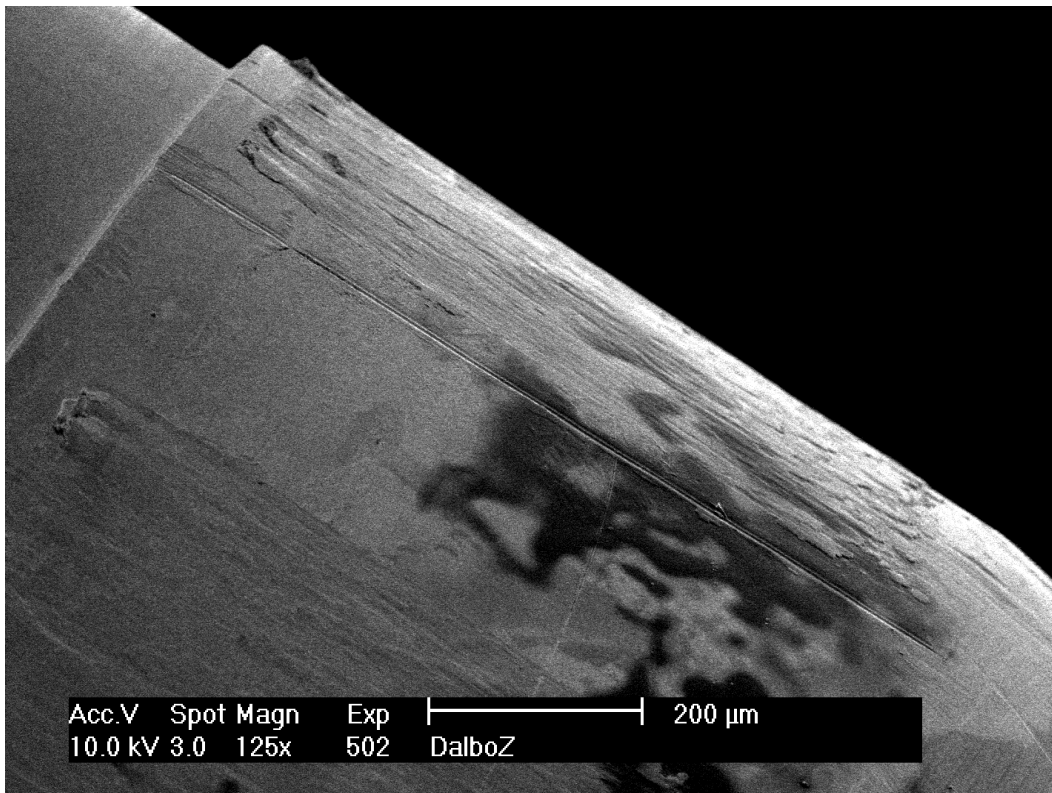


Abb. 57: Dalbo[®] Z Elitor Patrize nach Verschleiß / Schmierung: Glandosane[®]

Hagner [2006] umspülte die Probenkörper in seiner Verschleißstudie mit verschiedenen Flüssigkeiten. Die Proben, die mit NaCl 0,9 % Spüllösung umspült wurden, zeigten mehrheitlich ein vom legierungstypischen Verschleißverhalten abweichendes Kraft-Weg-Verhalten hin zu stärkeren Verschleißmustern. Die mit Glandosane[®] geschmierten Teleskope zeigten größtenteils einen reduzierten Verschleiß im Vergleich zu den mit Kochsalzlösung geschmierten Ankern. Glandosane[®] bewährte sich aufgrund seiner günstigen Schmiereigenschaften am besten [Matzker und Schreiber 1972]. Es wurde eine Annäherung an die natürliche Situation im Patientenmund erreicht [Stüttgen 1985].

6 Diskussion

6.1 Kritik der Methode

6.1.1 Herstellung der Probenkörper

Auch bei den Ankern, die diese Option aufwiesen, wurde bei der Herstellung der Probenkörper kein Angussverfahren oder Laserschweißen als Füge­technik getestet. Diese Techniken sind gegebenenfalls schonender für die Pat­rize als die Lötung mit der offenen Gasflamme. Die Lötung wurde gewählt, um ein einheitliches Füge­verfahren zu nutzen. Diese Technik ist ein bewährtes und immer noch akzeptiertes Verfahren, welches bei allen Ankersystemen angewendet werden konnte [Zak und Strietzel 2001].

6.1.2 Verschleißversuche

Die Ergebnisse dieser *in vitro* Untersuchung können nur eingeschränkt auf die klinische Situation übertragen werden. Die Verschleißuntersuchungen wurden als Modellversuch durchgeführt und können im Kurzzeitexperiment nur partiell auf das Langzeitverhalten der Legierungen übertragen werden [Broszeit 1973]. Durch den Versuchsaufbau bedingt wurde lediglich eine Ein-Pfeiler-Situation untersucht. Die meisten Hybridprothesen sind jedoch auf zwei oder mehreren Pfeilern abgestützt. Auf die Hybridanker wurden nur axiale und keine extraaxialen Belastungen ausgeübt, durch die z.B. eine Aufdehnung der Lamellen, ein Bruch der Pat­rize am Hals von Kugellankern oder ungleichmäßigere Abnutzungserscheinungen hätten auftreten können. Extraaxiale Belastungen können im Patientenmund beim Herausnehmen der Prothese auftreten. Desweiteren sind Kippungen und Verkantungen beim Hereinsetzen und Herausnehmen des Zahnersatzes durch den Patienten wahrscheinlich. Bei einer extraaxialen Belastung in der *in vitro* Untersuchung hätten auch einseitige Abnutzungserscheinungen mit einem größeren Halteverlust auftreten können [Koeck et al. 1993]. Durch die kurze Versuchsdauer waren die korrosiven Prozesse praktisch ohne Einfluss [Wataha et al. 2001]. Die in anderen Studien nachgewiesenen, durch Mundhygienemaßnahmen verursachten Oberflächenveränderungen wurden nicht mit einbezogen [Becker 1983, Koeck 1993]. Zwischen den Haftkraftmessungen haben keine Lastwechselphasen im Sinne einer Kaubelastung stattgefunden [Eichner 1964], die zu einer Erhöhung der Abzugskräfte hätte führen können [Stenzel 1977].

Dennoch ist bedingt durch das standardisierte Vorgehen ein Vergleich der Halteelemente bei den gegebenen Versuchsbedingungen möglich.

Zur Annäherung an die natürliche Situation wurde ein parodontienadäquater Probenhalter eingesetzt. Dieser Probenhalter konnte die Komplexität des Parodonts nicht vollständig nachbilden [Grüner et al. 2003]. Dies gelang aber näherungsweise und ermöglichte damit die Vergleichbarkeit unter den Gruppen, weil die Ungenauigkeiten der Verankerung der Probenkörper mit der Verschleißmaschine relativ ausgeglichen wurden, was zur Fehlervermeidung beitrug.

Die in dieser Studie getesteten tribologischen Systeme wurden mit dem Speichelersatz Glandosane® – verdünnt mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 – geschmiert. Glandosane® bewährte sich in Studien aufgrund seiner günstigen Schmiereigenschaften am besten [Matzker und Schreiber 1972]. Wir verdünnten Glandosane® mit destilliertem Wasser um ein Auskristallisieren der Spülflüssigkeit und damit eine Beeinflussung der Verschleißversuche zu vermeiden. *Hagner* [2006] zeigte, dass ein Auskristallisieren der Spülflüssigkeit mit anschließendem “trockenem Verschleiß“ für den folgenden Anstieg des Reibungswiderstandes mit anschließendem Festfressen der Probepartner verantwortlich war. Neben dem Sinn eines Schmierstoffes eine Verschleißminderung herbeizuführen und vor allem eine Einschränkung der Adhäsion zu erreichen [Czichos und Habig], wurde eine Annäherung an die natürliche Situation im Patientenmund erreicht [Stüttgen 1985]. Durch mögliche Schwankungen der Umgebungstemperatur während der Verschleißversuche ist eine Viskositätsveränderung der Spülflüssigkeit denkbar und damit auch die Einflussnahme auf das Verschleißverhalten der Proben. Der in dieser Studie durchgeführte, direkte Vergleich zwischen einer Schmierung mit Kochsalzlösung und einer Schmierung mit Glandosane® zeigte, dass die mit Glandosane® geschmierten Hybridanker einen größtenteils reduzierten Verschleiß im Vergleich zu den mit Kochsalzlösung geschmierten Ankern aufwiesen. Diese Verschleißminderung scheint sich besonders im Bereich der Kaltverschweißungen (Adhäsionsprozesse) auszuwirken und diese in ihrer Häufigkeit und Intensität zu mindern. Auch *Hagner* [2006] zeigte in seiner Studie, dass die Proben, die mit NaCl 0,9% Spüllösung umspült wurden, ein vom legierungstypischen Verschleißverhalten abweichendes Kraft-Weg-Verhalten hin zu stärkeren Verschleißmustern aufwiesen.

Eine Krafteinstellung erfolgte nur bei den aktivierbaren Matrizen mit Retentionseinsätzen, da diese kontrolliert einstellbar sind. Durch eine Deaktivierung bzw. Aktivierung der Lamellen an den Matrizen ohne Retentionseinsatz können durch das Aufhebeln bzw. Zusammendrücken leicht Beschädigungen oder Überbeanspruchungen hervorgerufen werden. In der klinischen Anwendung ist es aber eventuell ausreichend, wenn Aktivierung und Deaktivierung mit systemeigenen Hebeln erfolgen. Bei keinem der Ankersysteme erfolgte eine Untersuchung des Verhaltens nach Nachaktivierung nach der initialen Einlaufphase. So könnte wahrscheinlich bei Ankern mit zu hohen oder zu niedrigen Haltekräften zumindest vorübergehend eine Verbesserung erreicht werden.

Während der Verschleißversuche blieb die Gleitgeschwindigkeit mit ca. 2 mm/s weitestgehend konstant. Die Geschwindigkeit entsprach damit etwa den klinischen Bedingungen. Auch in vorherigen Dauerverschleißversuchen wurden Abzugsgeschwindigkeiten von 2 mm/s angewendet [Bayer 2004; Hagner 2006; Stark 1996; Stenzel 1977]. Eine Wärmeentwicklung konnte dabei vernachlässigt werden [Huber und Faber 2000].

6.1.3 Oberflächenanalyse

Das Rasterelektronenmikroskop eignet sich besonders zur Untersuchung der Morphologie technischer Oberflächen und deren Veränderung durch Korrosions- oder Verschleißvorgänge sowie zur fraktographischen Analyse von Bruchflächen. Zur Verdeutlichung der unterschiedlichen Verschleißspuren wurden rasterelektronenmikroskopische Bilder in verschiedenen Vergrößerungsstufen angefertigt.

Die fotodokumentierten Bilder zeigten nur eine Seite der Anker und keinen Rundumblick. Daher ist es durchaus möglich, dass in Einzelfällen Bereiche, die bestimmte Verschleißmechanismen aufwiesen, nicht einbezogen wurden. Die Auswertung erfolgte wie in DIN EN ISO 4288 gefordert nach einer Sichtprüfung der Oberfläche. Die Auswertung ist somit vom Untersucher und dessen persönlicher Einschätzung abhängig.

Die verschiedenen Verschleißmuster traten sowohl einzeln, als auch gleichzeitig ineinander überlagert auf. Dieses Phänomen wurde bereits von *Czichos* und *Habig* [1973] beschrieben. Bei der Auswertung der Probenkörper war nicht immer erkennbar, ob einzelne Verschleißmechanismen bei der Verschleißentstehung zugrunde lagen, denen dann weitere Formen folgten, oder ob alle Verschleißmechanismen zeitgleich stattfanden.

6.2 Vergleich mit der bestehenden Literatur

In einer kombiniert klinisch und werkstoffkundlichen Untersuchung zur Bewährung und zum Verschleiß von Teleskopen zeigte *Stark* [1996 a] auf, welche Verschleißmechanismen bei unterschiedlichen Legierungskombinationen an Teleskopen und Ankern zu erwarten sind. Alle Verschleißmechanismen konnten in unterschiedlichen Kombinationen an den Teleskopen festgestellt werden. Ebenfalls *Stark* [1996 b] konnte diese Mechanismen auch an Hybridankern mittels derselben Methodik nachweisen, wobei aber an den beiden untersuchten Ankersystemen keine tribochemischen Reaktionsprodukte erkennbar waren.

Bayer [2004] wies alle Verschleißmechanismen in unterschiedlich starker Ausprägung und Zusammensetzung an Hybridankern nach. In unserer Untersuchung konnten wir ebenfalls alle Verschleißmechanismen in unterschiedlich starker Ausprägung und Zusammensetzung nachweisen (Tab. 27, S. 51 und Tab. 28, S. 52). Hierbei zeigten jedoch nicht alle Kombinationen auch alle Verschleißmechanismen.

Ebenfalls *Bayer* [2004] zeigte, dass die Verschleißmechanismen bei Ankern mit Retentionseinsätzen aus Kunststoff am geringsten und bei Ankern mit gleicher Legierungszusammensetzung an Matrize und Patrize am stärksten ausgeprägt waren.

Wichmann und *Kuntze* [1999 a und b] zeigten in Ihren Studien auf, dass die Geschiebe, welche mit Kunststoffeinsätzen arbeiten, bedeutend geringere Verschleißspuren an den Retentionsflächen aufweisen als solche, die Metallmatrizen verwenden [*Wichmann* und *Kuntze* 1998, 1999 a und b].

In Übereinstimmung mit den Ergebnissen von *Bayer* [2004] und von *Wichmann* und *Kuntze* [1998 und 1999] konnte in dieser *in vitro* Studie festgestellt werden, dass das Ankersystem, welches einen Kunststoffretentionseinsatz aufwies (I-Ball[®] mit Ecco[®] Matrize), bedeutend geringere Verschleißspuren an den Retentionsflächen aufwies als die Systeme, die Metallmatrizen verwenden. Dies zeigte sich deutlich in den rasterelektronenmikroskopischen Bildern. Die I-Ball[®] Patrizen zeigten lediglich Adhäsionen. Es waren keine Abrasionen zu finden. Die Ecco[®] Matrizen zeigten Adhäsionen und Oberflächenzerrüttungen. Abrasionen fehlten vollständig (Abb. 47-49). Bei *Bayer* [2004] zeigten die Anker mit Kunststoffretentionseinsätzen fast ausschließlich Abrasionen, die vereinzelt auf den friktiv wirksamen Oberflächen der Patrizen erkennbar waren. Das Fehlen der Abrasionen in der vorliegenden Untersuchung ist

wahrscheinlich überwiegend auf die positive Oberflächenbeständigkeit des neuartigen Materials Rubin der I-Balls[®] zurückzuführen.

Des Weiteren wurde in den Untersuchungen von *Wichmann* und *Kuntze* [1998 und 1999] bei den Geschieben mit Kunststoffretentionseinsätzen auch eine bedeutend geringere Veränderung der Haltekräfte als bei den Metallmatrizen festgestellt. *Bayer* [2004] wies dieses Verhalten auch für Hybridanker nach. In unserer Untersuchung waren die Trennkraftveränderungen im Durchschnitt jedoch größer als bei den Ankeren mit Goldlamelleneinsätzen. Mittelwertig stiegen die Werte von 15 N auf 23 N an, um dann langsam wieder auf ca. 17 N abzufallen (Abb. 28, S. 43). Am größten waren die Trennkraftveränderungen jedoch bei den Matrizen mit Ringfedereinsätzen (Tima[®]-Matrize, Abb. 26, S. 41).

Weitere Untersuchungen zum Verhalten der Trennkraft von Ankersystemen wurden von *Bayer* [2006] *Besimo* [2002 und 2003], *Besimo* et al. [2001] und *Stark* [1996 a und 1996 b] durchgeführt. In diesen Arbeiten wurde ein initialer Trennkraftanstieg mit anschließendem Trennkraftverlust auf einen dann fast konstanten Wert beschrieben. Die dabei teils beschriebene Variabilität der Trennkraftverläufe innerhalb der einzelnen Ankersysteme zeigte sich bei uns nur im Falle der Straumann[®] Kugelattachments in Kombination mit den Tima[®] Matrizen (Abb. 25, S. 41). Die I-Ball[®]/ Ecco[®] Proben zeigten alle einen initialen Kraftanstieg, verhielten sich aber anschließend abweichend. Bei einigen Proben sanken die Trennkräfte ab, bei einigen Proben blieben die Trennkräfte aber auch gleich hoch oder stiegen noch etwas an (Abb. 27, S. 43). Die anderen Systeme (Dalbo[®]-Z Elitor, Dalbo[®]-Z Valor, Straumann[®]/ Dalbo[®]-Plus Elliptic, IMZ[®] Twin Plus/ Friadent[®]) wiesen einen homogenen und für das jeweilige System charakteristischen Verlauf der Trennkraft auf.

Besimo et al. [2001] zeigte in seiner *in vitro* Verschleißstudie auf, dass alle Verankerungselemente zu Beginn der Lastwechselversuche, in der so genannten Einfahrphase, ein sehr unruhiges Verhalten aufwiesen, welches durch eine unterschiedlich starke Zu- und anschließende Abnahme der Haltekraft geprägt war.

Die Variabilität der initialen Haltekraft und ihr Verlauf wurde bei den bereits oben genannten Untersuchungen (*Bayer* [2006], *Besimo* [2002 und 2003], *Besimo* et al. [2001] und *Stark* [1996 a und 1996 b]) auch maßgeblich dadurch beeinflusst, dass die Halteelemente mit der im Lieferzustand vom Hersteller vorgegebenen Krafteinstellung verschlissen wurden. In unserer Untersuchung zeigten sich ebenfalls starke Differenzen der initialen Trennkkräfte bei den

voreingestellten, nicht aktivierbaren Ankersystemen (Tima[®]-, Ecco[®]- und Friadent[®]-Matrizen). So starteten die Dalbo[®]-Z Elitor Anker, die voreingestellt wurden, sehr homogen mit Werten zwischen 4,67 - 7,10 N. Die Straumann[®] Kugelattachments in Kombination mit den Tima[®] Matrizen starteten extrem variabel zwischen 10,31 - 31,3 N. Die Kombination IMZ[®] Twin Plus mit Friadent[®] Matrizen hatten Initialwerte von 6,64 - 22,80 N. Die I-Ball[®] Rubinanker in Kombination mit den Ecco[®] Matrizen starteten zwischen 13,18 - 23,30 N.

Ebenfalls *Besimo et al.* [2001] zeigte, dass die Attachments mit aktivierbaren Lamellen und friktivem Haltemechanismus den stabileren Verlauf der Haltekraft aufwiesen als Attachments mit Ringfedern und einem retentiven Haltemechanismus. Dieses Verhalten bestätigte sich auch in der vorliegenden Studie am Beispiel der Straumann[®] Kugelattachments in Kombination mit den Tima[®] Matrizen (s. Abb. 25, S. 41). Die Trennkraftverläufe dieser Probenreihe wiesen den inhomogensten Verlauf auf und zeigten eine beschleunigte Abnahme der Haltekraft.

Bayer [2004], *Hagner* [2006] und *Stenzel* [1977] zeigten in ihren Dauerverschleißversuchen, dass die beachtlichsten Abzugskraftveränderungen innerhalb der ersten 2.000 Verschleißzyklen stattfanden. Häufig zeigte sich hierbei schon innerhalb der ersten 100 bis 200 Zyklen, welches Verschleißverhalten zu erwarten war. Diese Feststellung konnte auch bei den hier getesteten Ankersystemen bestätigt werden. Wahrscheinlich hatten sich die Verschleißmechanismen nach 2.000 Zyklen entsprechend eingespielt und zeigten ihre Wirkung. Einzige Ausnahme war auch hier die Kombination der Straumann[®] Kugelattachments mit den Tima[®] Matrizen, die auch nach den ersten 2.000 Zyklen einen sehr inhomogenen Trennkraftverlauf aufwiesen (s. Abb. 25, S. 41).

6.3 Wertung der eigenen Ergebnisse

Über die 10.000 Verschleißzyklen zeigte kein Ankersystem im Mittel eine Abnahme der Trennkraft, die den Prothesenhalt gefährden würde [*Hagner et al.* 2005; *Stark et al.* 2004]. Bei fast allen getesteten Systemen zeigte sich schon innerhalb der ersten 200 Zyklen welches Verschleißverhalten zu erwarten war. *Stenzel* [1977], *Bayer* [2004] und *Hagner* [2006] stellten fest, dass die beachtlichsten Trennkraftveränderungen innerhalb der ersten 2.000 Verschleißzyklen stattfanden. Diese Beobachtung konnte auch in der vorliegenden Untersuchung

gemacht werden. Die Verschleißmechanismen spielten sich demnach nach circa 2.000 Zyklen ein und zeigten ihre Wirkung.

Bei der Gesamtbetrachtung der Verschleißergebnisse bildeten sich vier Gruppen von Trennkraftverläufen.

Die Ergebnisse zeigten, dass die Dalbo[®]-Z Anker trotz unterschiedlicher Zusammensetzung wahrscheinlich auf Grund identischer Matrizen einen sehr ähnlichen Trennkraftverlauf aufwiesen. In der rasterelektronenmikroskopischen Auswertung zeigte sich jedoch, dass die Dalbo[®]-Z Valor Anker weniger Verschleißspuren aufwiesen als die Dalbo[®]-Z Elitor Anker (s. Tab. 27, S. 51). Beide Kombinationen zeigten sehr homogene Trennkraftverläufe mit initialem Kraftanstieg und dann leichtem Kraftabfall. Ähnlich verhielt es sich mit dem IMZ[®] Twin Plus System.

Die Kombination Straumann[®] Kugelattachment mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize zeigte einen sehr einheitlichen Trennkraftverlauf mit initial leichtem Kraftabfall, der sofort wieder auf Ausgangsniveau ausgeglichen wurde. Anschließend nahm die Kraft wieder ab, um dann fast kontinuierlich bis leicht zunehmend bis zum Schluss zu bleiben. Insgesamt wurden also bei drei Ankertypen die Kombination mit den Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrizen gewählt. Die Oberflächenveränderungen nach Verschleiß waren in Kombination mit den Straumann[®] Kugelankern deutlich geringer als in Kombination mit den Dalbo[®]-Plus Valor Ankern und noch geringer als in Kombination mit den Dalbo[®]-Plus Elitor Ankern (s. Tab. 27 u. 28, S. 51 u. 52).

Die Kraftverläufe bei der Kombination I-Ball[®] mit Ecco[®] Matrize, die als einzige hier getestete Matrize einen Kunststoffretentionseinsatz aufwies, zeigten sich insgesamt inhomogen. Teils blieben die Werte auf dem anfänglich hohem Niveau, teils fielen die Kräfte aber auch wieder ab. Die I-Ball[®] Rubinanker zeigten von den getesteten Matrizen die wenigsten Oberflächenveränderungen auf. Es fanden sich keine Abrasionsspuren, keine Oberflächenzerrüttung und keine tribochemischen Reaktionen. Lediglich Adhäsionen waren zu finden. Die Ecco[®] Matrizen zeigten nach Verschleiß ebenfalls keine Abrasionen. Im Bereich des Kunststoffringes fand man Adhäsionen und Oberflächenzerrüttungen sowie unverschlossene Areale.

Die Kombination Straumann® Kugelattachment mit Tima® Matrize zeigte insgesamt den inhomogensten Trennkraftverlauf mit den größten Trennkraftverlusten. Mehrere Proben hatten sich während der Verschleißversuche gelöst. Im Rasterelektronenmikroskop konnte man an den Patrizen sehr gut die Verschleißspuren erkennen, die durch die zweigeteilte Tima® Matrize mit Ringfeder entstanden sind. Die Patrizen zeigten insgesamt die stärksten Verschleißspuren. An den Patrizen waren Adhäsionen, Abrasionen und Oberflächenzerrüttungen sehr stark ausgeprägt.

Stellt man die Ergebnisse der Trennkraftverläufe den Ergebnissen der rasterelektronenmikroskopischen Oberflächenanalyse gegenüber, so erkennt man gewisse Übereinstimmungen. Die Anker mit den stärksten Oberflächenveränderungen, also die Kombination Straumann® Kugelattachment mit Tima® Matrize, zeigten die größten Schwankungen in der Trennkraft.

Wie erwartet zeigten die Anker mit Kunststoffretentionseinsätzen, die Kombination I-Ball® mit Ecco® Matrize, die geringsten Oberflächenveränderungen. Der Trennkraftverlauf wies jedoch nicht die geringsten Schwankungen auf. Möglicherweise ist dies auf das neuartige Material Rubin zurückzuführen. Erst nach Abschluss der praktischen Versuchsreihe wurde uns bekannt, dass die I-Ball® Patrizen im klinischen Alltag oft auseinanderbrachen und daher derzeit nicht in der Praxis zur Verfügung stehen.

6.4 Praktische Schlussfolgerungen

Pospiech [2001] stellte fest, dass nach der Eingliederungsphase einer Teleskopprothese noch keine direkte Aussage über die zukünftigen Friktionskräfte getroffen werden kann. Gleiches gilt für Hybridprothesen. Mit dem Patienten muss das Herausnehmen und Wiedereinsetzen des Zahnersatzes zu Reinigungszwecken geübt werden [Koeck und Utz 1996]. Um neben einer optimalen Mund- und Prothesenhygiene sowohl eine hohe Ankerzahnüberlebensrate als auch ein günstiges Verschleißverhalten bei achsgerechtem Abzug zu erzielen, ist dies dringend erforderlich. Eine weitere Notwendigkeit zur Kontrolle des eingegliederten Zahnersatzes ergibt sich zum einen durch die Einlagerung der Prothesen in die Mucosa, zum anderen verursacht die Materialschrumpfung des Prothesenkunststoffes, die 5 - 7 % bei PMMA-Kunststoffen ausmacht, Abweichungen vom Prothesenlager [Welker 2000]. Ein Anpassen an das Prothesenlager und die

Remontage zur Einstellung der Okklusion ist daher unbedingt erforderlich [Pospiech 2001]. Anschließend sind Kontrolluntersuchungen in Abständen zwischen drei und zwölf Monaten vorzunehmen [Koeck und Utz 1996]. Dabei sollte besonders auf die Unterfütterungsnotwendigkeit [Böttger 1961], die korrekte okklusale Belastung der Prothese [Sassen 1990] und die Intaktheit der Pfeilerzähne geachtet werden.

Die hier untersuchten Ankersysteme waren alle in der Lage, während der 10.000 Zyklen einen ausreichenden Prothesenhalt zu gewährleisten. Die Kombination Straumann® Kugelattachment mit Tima® Matrize hatte den inhomogensten Trennkraftverlauf mit dem größten Verschleiß. Mehrere Proben fügten nicht ordnungsgemäß bis zum Ende, sodass sich aus dieser Kombination die schlechtesten Prognosen für einen klinischen Erfolg schlussfolgern lassen.

Insgesamt zeigte jedoch keines der Systeme Veränderungen, die einen Funktionsverlust der Patrize befürchten lassen. Die meisten Patrizensysteme können nicht ohne Qualitätseinbußen ausgetauscht werden. Daher ist die Verschleißbeständigkeit der Patrizen von besonderer Bedeutung. Für einige Ankersysteme werden Reparatursysteme angeboten, die einen intraoralen Austausch der Patrize ermöglichen. Bei den angelöteten Patrizen gibt es ein Ersatzteil, welches mittels eines in die Wurzelkappe geschnittenen Gewindes verankert wird. Dieses Ersatzteil ist jedoch durch die weniger stabile Ansatzstelle an der Wurzelkappe nicht als gleichwertig zu betrachten. Bei den implantatgetragenen Kugelankern ist das Austauschen der Patrizen wesentlich einfacher zu handhaben. Hier werden die Patrizen herausgeschraubt und eine neue Patrize wird wieder eingeschraubt.

Ebenfalls zeigten die Matrizen keine Veränderungen auf, die einen Funktionsverlust durch Verschleißprozesse befürchten lassen. Sollte ein Ankersystem durch einen zu großen Verschleiß dennoch unbrauchbar werden, kann die eintretende Trennkraftveränderung durch einen Austausch der Matrize oder ein Nachaktivieren der Matrize kompensiert werden. Für den zahnärztlichen Behandler ist hierbei von Bedeutung, dass die Systeme mit mehrteiligen Matrizen den alleinigen Austausch der Retentionseinsätze ermöglichen, da dieses während der Behandlung geschehen kann. Einteilige Systeme verursachen erheblich mehr Aufwand, da ihre Matrize komplett aus der Prothese entfernt und anschließend die neue Matrize einpolymerisiert werden muss. Für den Patienten bedeutet dies eine zweizeitige Behandlung mit einem kurzfristigen Verzicht auf seinen Zahnersatz, da dieser im Labor repariert werden muss. Für den Patienten und dessen Prothesentragekomfort ist es wesentlich angenehmer, wenn die Kräfte der Ankersysteme

einstellbar sind. Hierbei kann die Trennkraft auf ein für den Patienten angenehmes und zum Prothesenhalt ausreichendes Maß justiert werden.

Bei den hier als nicht einstellbar klassifizierten Systemen ist anzumerken, dass ein Einstellen der Trennkraft für reproduzierbare Versuchsbedingungen nicht möglich war. Durch das mehrfache Erhöhen und Erniedrigen der Trennkraft zum Herantasten an den gewünschten Wert besteht die Gefahr, auch bei Verwendung der vom Hersteller gelieferten Instrumente, die friktiv wirksamen Oberflächen zu verletzen.

6.5 Anwendungsempfehlungen

Der Dalbo[®]-Z Elitor Anker weist neben guten Werten im Verschleißversuch eine akzeptable Bauhöhe und eine sehr gute Einstellbarkeit der Kraft auf. Dies zeigte sich schon in der Verschleißstudie von *Bayer* [2004]. Ähnliche Trennkraftverläufe zeigte der modifizierte Dalbo[®]-Z Valor Anker, der aber noch weniger Verschleißspuren als der Dalbo[®]-Z Elitor Anker aufzeigte. Bei den implantatgetragenen Ankern zeigten die IMZ[®] Twin Plus Anker in Kombination mit der Friadent[®] Matrize einen ähnlichen Trennkraftverlauf und ähnliche Verschleißspuren wie die Dalbo[®]-Z Anker, sodass auch diese Kombination zu akzeptablen Ergebnissen führt.

Bei den Straumann[®] Kugelankern in Kombination mit den Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrizen waren die Oberflächenveränderungen nach Verschleiß noch geringer als die Kombination Dalbo[®]-Plus Valor Anker mit Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize. Auch diese Kombination zeigte akzeptable Ergebnisse.

Die I-Ball[®] Rubinanker zeigten von den getesteten Matrizen die wenigsten Oberflächenveränderungen auf. Lediglich Adhäsionen waren zu finden. Negativ zu bewerten war, dass die Ecco Matrizen nicht aktivierbar waren, und somit die Trennkraft teils sehr hoch und somit für den Patienten gegebenenfalls unangenehm wären. Dieses müsste durch ein anfangs sehr engmaschiges Recall kompensiert werden. Gut wäre eine Kombination der I-Ball[®] Rubinanker mit einem aktivierbarem Matrizenystem. Derzeit sind die I-Ball[®] Rubinanker nicht im Handel erhältlich, da diese im klinischen Gebrauch aus noch ungeklärten Ursachen oft brachen.

6.6 Hygienische Aspekte der Ankersysteme

Bei der Hygiene lassen alle in dieser in vitro Studie getesteten Ankersysteme Probleme erwarten. Ohne größeren Aufwand sind die Patrizen durch ihre einfache Gestaltung zu reinigen. Bei den Matrizen ergibt sich das Problem, dass diese auf Grund ihres Aufbaus viele Retentionsnischen für Plaque und Nahrungsreste bieten. Besonders für ältere Patienten sind diese Nischen schwer zu reinigen. Bei den Kunststoffretentionseinsätzen weiß man inzwischen, dass diese zu Ablagerungen von Zahnstein neigen, welche sehr abrasiv sein können. Dieses führt dann zu verstärktem Verschleiß an den Patrizen.

Ob die Plaqueretention in den übrigen Matrizen allerdings klinische Auswirkungen hat, ist nicht vorherzusagen.

6.7 Ausblick weiterer Versuchsanordnungen und Modifikationen

Die schon in der Methodenkritik erwähnte extraaxiale Belastung der Anker soll in zukünftig stattfindenden Versuchen simuliert werden. Dabei wird sich zeigen, ob und in welchem Maße die Trennkraftverläufe durch diese weitere Annäherung an die klinische Situation beeinflusst werden. Durch ein Auf- oder Verbiegen der Matrizenanteile, einen Bruch der Retentionslamellen oder der Patrizen könnte ein beschleunigter Verschleiß beziehungsweise Funktionsverlust auftreten.

Von Bedeutung ist es auch, zu klären, welche Anker durch ein rechtzeitiges Nachaktivieren oder Deaktivieren der Trennkraft verbesserte Kraftverläufe und gegebenenfalls einen reduzierten Verschleiß aufweisen.

Weiterhin wäre es interessant, weitere neue Materialien, z.B. in Form von Zirkonoxid auf ihr Verschleißverhalten zu testen.

Eine künstliche Alterung z.B. durch Thermocycling während der Testreihen oder eine simulierte Zahnstein- und Plaqueakkumulation wären zur weiteren Annäherung an die natürliche Patientensituation in zukünftigen Versuchen wünschenswert.

7 Zusammenfassung

ZIEL: Quantifizierung und Lokalisierung von Verschleißprozessen an unterschiedlichen hybridprothetischen und implantatgetragenen Ankersystemen zur Abschätzung der Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

MATERIAL und METHODE: Sechs Ankersysteme (10x Dalbo[®]-Z Elitor/ Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize (Fa. Cendres & Métaux); 10x Dalbo[®]-Z Valor/ Dalbo[®]-Plus Elliptic Matrize; 9x Straumann[®] Kugelattachment/ Dalbo[®] Plus Elliptic Matrize; 9x Straumann[®] Kugelattachment/ Tima[®] Matrize (Fa. Unor); 9x I-Ball[®]/ Ecco[®] Matrize (Fa. Unor); 10x IMZ[®] Twin Plus/ Friadent[®] Matrize (Fa. Dentsply/ Friadent)) wurden in einer eigens dafür entwickelten Apparatur mit einer parodontienadäquaten Aufhängung über 10.000 Zyklen verschlissen. Während der Verschleißversuche wurden die Trenn- und Fügekräfte sowie die Trenn- und Fügewege aufgezeichnet. Eine Oberflächenanalyse wurde nach Verschleiß mittels eines Rasterelektronenmikroskops (Philips[®] XL30) durchgeführt.

ERGEBNISSE: Die Ankersysteme wiesen ein stark unterschiedliches Verschleißverhalten bezüglich der Veränderungen von Trennkraft und Oberflächenbeständigkeit auf. Für die Anker der einzelnen Systeme war das Verhalten charakteristisch. Die grundlegenden Verschleißmechanismen (Adhäsion, Abrasion, Oberflächenzerrüttung, tribochemische Reaktion) konnten in unterschiedlich starker Ausprägung und Zusammensetzung an jedem der Anker nachgewiesen werden. Dabei waren diese Verschleißmechanismen bei Ankern mit Retentionseinsätzen aus Kunststoff am geringsten und bei Systemen, deren Matrize eine Stahlringfeder aufwies, am stärksten ausgeprägt.

DISKUSSION: Verschleiß tritt bei allen Arten von Ankern auf. Attachments sollen robust konstruiert sein und aus möglichst wenig Einzelteilen bestehen, um Service- und Reparaturaufwand gering zu halten. Die Oberflächenveränderungen sollten durch Einstellbarkeit kompensiert werden können. Der geringste Verschleiß ist nur bei Ankern möglich, bei denen Matrize und Patrize aus unterschiedlichen Legierungen bestehen, oder die Matrize einen Retentionseinsatz aus Kunststoff besitzt. Bei den Kunststoffen muss *in vivo* der zusätzliche Verschleiß durch Ablagerung von bspw. Zahnstein berücksichtigt werden.

8 Literatur

1. Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. *J Prosthet Dent* 1995; 74: 422-426
2. Bayer S. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen. Med. Fakultät Uni Bonn 2004
3. Bayer S, Hültenschmidt R, Grüner M, Utz KH, Stark H, Bourauel C. Simulation und Analyse des Verschleißes von hybridprothetischen Verankerungselementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003; 11: D4-D5
4. Bayer S, Hültenschmidt R, Grüner M, Keilig L, Utz KH, Stark H, Bourauel C. Investigation of the wear of prefabricated attachments- an *in vitro* study of retention forces and fitting tolerances. *Quintessenz Int.* 2007; 38: e229-237
5. Becker H. Der Einfluß von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. *Zahnärztl Prax* 1983; 8: 332-334
6. Becker H. Wirkungsmechanismus der Haftung teleskopierender Kronen. *Zahnärztl Prax* 1983; 7: 281-284
7. Besimo CE, Guarneri A. In vitro retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. *J Oral Rehabil* 2003; 30: 671-678
8. Besimo CE, Guarneri A, Jahn M. Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung *in vitro*. *Dtsch Zahnärztl Z* 2001; 56: 370-375
9. Besimo CE, Egli B, Sener A, Graber G, Gysin R, Fischer J. Konfektionsgeschiebe in der Teilprothetik. *Phillip J* 1995; 12: 591-596
10. Besimo CE. Prothetische Pfeiler nach Verlust der anatomischen Krone. *Quintessenz* 2002; 7: 725-737

11. Besimo CE, Wiehl P, Demartines B. Betagte zahnlose Patienten und implantatgetragener Zahnersatz. *Implantologie* 1996; 4: 199-208
12. Böttger H, Rosenbauer KA. Rasterelektronenmikroskopische und röntgenmikroanalytische Untersuchungen der Oberfläche teleskopierender Anker. *Österr Z Stomatol* 1978; 42: 42-47
13. Broszeit E. Modell-Verschleißprüftechnik. In: *Vorträge der VDI-Tagung Stuttgart 1973, Verschleißfeste Werkstoffe VDI-Berichte Nr.194*, VDI-Verlag GmbH Düsseldorf, 1973: 45-56
14. Burns DR. A Review of Attachments for Partial Denture Design: Part 1. Classification and Selection. *Int J Prosthodont* 1990; 3: 98-102
15. Czichos H, Habig KH. Grundvorgänge des Verschleißes metallischer Werkstoffe - Neuere Ergebnisse der Forschung. In: *Vorträge der VDI-Tagung Stuttgart 1973, Verschleißfeste Werkstoffe VDI-Berichte Nr.194*, VDI-Verlag GmbH Düsseldorf, 1973: 23-31
16. Czichos H, Habig KH. *Tribologiehandbuch - Reibung und Verschleiß*, Braunschweig-Wiesbaden: Vieweg Verlag, 1992
17. DIN 50281. *Reibung in Lagerung - Begriffe, Arten, Zustände, physikalische Größen*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1977
18. DIN 50320. *Verschleiß. - Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1979
19. DIN 50323. *Tribologie - Begriffe*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1988
20. DIN EN ISO 4287. *Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1997: 1-12
21. DIN EN ISO 4288. *Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Regeln und Verfahren für die Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit*. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1997: 1-10

22. Drummer R. Pertometrische und elektronenmikroskopische Untersuchungen von Teleskop- und Konuskronen in Bezug auf ihre Friktion. Düsseldorf: Zahnmed Diss 1977
23. Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau 2. Berlin- Heidelberg- New York: Springer, 2002
24. Epstein DD, Epstein PL, Cohen BI, Pangillo MK. Comparison of the retentive properties of six prefabricated post overdenture attachment systems. J Prost Dent 1999; 5: 579-584
25. Finger W. Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner und Kappert, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 7. New York: Thieme, 2000: 385-897
26. Freesmeyer WB. Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik, München Wien: Carl Hanser Verlag, 1987
27. Gamborena JI, Hazelton RL, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA Direct Overdenture Attachments Before and After Fatigue Loading. Int J Prostodont 1997; 10: 123-130
28. Geginat K. Untersuchungen der Abzugskräfte an teleskopierenden Ankern, Med. Fakultät Uni Düsseldorf 1978
29. Gillings BRD. Magnetic denture retention systems: inexpensive and efficient. Int Dent J 1984; 34: 184-197
30. 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
31. Grüner M, Utz KH, Keilig L, Bourauel C, Bayer S, Stark H. Construction of a computer-controlled wear apparatus with a periodontium-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
32. Habig KH. Verschleiß und Härte von Werkstoffen. München- Wien: Carl Hanser Verlag, 1980

33. Habig KH. Tribologie. In: Beitz W und Grote KH: *Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau 20*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 2001; E 82-E 90
34. Hagner MW. *Werkstoffwissenschaftliche Untersuchung zum Verschleiß von Teleskopkronen*, Med. Fakultät Uni Bonn 2006
35. Hirschman BA, Bradley A. Extracoronary Precision Attachments for Removable Partial Dentures. *J Mich Dent Assoc* 2000; 3: 30-36
36. Hofmann M. Klammerabzug und desmodontale Reaktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968; 23: 969-974
37. Hofmann M, Neumann H. Untersuchungen über die parodontal wirksamen Kräfte beim Abzug vermessener Gußklammern. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968; 23: 793-799
38. Igarashi Y, Goto T. Ten-Year Follow-up Study of Conical Crown-Retained Dentures. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 149-155
39. Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie über mechanische Eigenschaften von Präzisionsverbindungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38: 986-989
40. Jung T, Bussler KM. Untersuchung zur Kontaktfläche zwischen Matrize und Patrize von Konfektionierten Verbindungselementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43: 492-496
41. Keilig L. Experimentelle und numerische Untersuchung zum Verschleiß von Halteelementen in der zahnärztlichen Prothetik. Bonn: Math-Nat Diss 2006
42. Keilig L, Bourauel C, Grüner M, Utz KH., Stark H. Stabilitäts- und Beweglichkeitsanalyse prothetischer Verankerungselemente vor und nach forciertem Verschleiß. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003, 11: D10
43. Kobes LWR, Richter KB. Die Wirkungsweise von Anker-elementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1967; 22: 1070-1078
44. Koeck B, Grüner M, Werner BE. Vergleichende Untersuchung einiger vorgefertigter Verbindungselemente bei paraxialer Belastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48: 622-624

45. Koeck B, Utz KH. Orale Rehabilitation mit feststehend-abnehmbarem Zahnersatz. In: Koeck, PdZ 6, München-Wien-Baltimore: U&S, 1996: 229
46. Körber KH. Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbaren Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 975-982
47. Körber KH. Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. Quintessenz 2004; 3: 261-268
48. Lehmann KM. Untersuchungen über die Haltekraft von Verbindungselementen mit "aktiver" Haltefunktion. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 764-767
49. Lehmann KM, Armin FV. Untersuchungen über die Retentionskräfte von Druckknopfankern. Schweiz Mschr Zahnheilk 1976; 86: 521-530
50. 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
51. Ludwig K, Kresse T, Kern M. *In-vitro*-Untersuchung zum Verschleißverhalten extrakoronaler Geschiebe mit und ohne Schubverteiler. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 597-600
52. Ludwig K, Kern M, Hartfill H. Untersuchung zum Verschleissverhalten von Kugelkopfattachments. Quintessenz Zahntechnik 2005: 1074-1083
53. Masumi S, Nagatomi K, Miyake S, Toyoda S. Removable magnetic dental attachment that permits magnetic resonance imaging. J Prosthet Dent 1992; 68: 698-701
54. Meyer E. Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelkopfankern im stark reduzierten Gebiß. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 1011-1015
55. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, und Sato T. New Telescopic Crown Design for Removable Partial Denture. J Prosthet Dent 1999; 81: 684-688
56. Naert IE, Bevers L, und Nijs L. A clinical study of an intracoronar fixed partial denture attachment system. Quintessence Int 1993; 6: 397-403

57. Nickering A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 753-755
58. Öwall B. Precision Attachement - Retained Removable Partial Dentures: Part 1. Technical Long-Term Study. Int J Prostodont 1991; 3: 249-257
59. Öwall B. Precision Attachement - Retained Removable Partial Dentures: Part 2. Long-Term Study of Ball Attachements. Int J Prostodont 1995; 1: 21-28
60. Polzer G, Meißner F. Grundlagen zu Reibung und Verschleiß, Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 1983
61. Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Stuttgart- New York: Thieme, 2001
62. Preiskel H. Prefabricated attachments for complete overlay dentures. Brit Dent J 1967; 123: 161-167
63. Preiskel HW. Präzisionsverankerungen in der zahnärztlichen Prothetik, Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1983
64. Sassen H. Funktionelle Parameter und Okklusion von Teilprothesen in Abhängigkeit von Art der Verbindungselemente. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45: 576-578
65. Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiß und Zahnersatz. ZWR 1986; 2: 100-103
66. Sauer G. Vergleichende Untersuchung der gebräuchlichsten prothetischen Hilfsteile. Dtsch Zahnärztl Z 1976; 31: 542-546
67. Saygili G, Sahmali S. Retentive forces of two magnetic systems compared with two precision attachments. J Oral Sci 1998; 40: 61-64
68. Schierz O, Kroszewsky K, Häßler C. Passung und Härte konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 593-596

69. Schrenker H, Stark H. Ein langfristiges prothetisches Versorgungskonzept für ältere Menschen. *Swiss Dent* 1997; 7-8: 5-9
70. Spang H. Die Quintessenz der prothetischen Hilfsteile, Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1977
71. Stark H. Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen. Habilitationsschrift/ Deutsche Hochschulschriften 1097, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen, Uni Würzburg 1996
72. Stark H. Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen. *ZWR* 1996; 105: 176-183
73. Stark H, Grüner M, Utz KH, Keilig L, Bourauel C, Hültenschmidt R, Bayer S. Evaluation of the influence of wear processes on the stability of retention elements for dental prosthetics. Posterpräsentation auf dem 6th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Madrid, 2004
74. Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen- eine klinische Langzeitstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 3: 183-186
75. Stenzel K. Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch. Med. Fakultät Freiburg 1977
76. Stüttgen U. Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Berlin: Quintessenz Verlags GmbH, 1985
77. Stüttgen U. Zum Einfluss der Speichelschmierung auf experimentelle Verschleißuntersuchungen an EM- und NEM-Gußlegierungen. *Die Zahntechnik* 1985; 43: 466-471
78. Welker D. Prothesenkunststoffe. In: Eichner und Kappert, Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 7. New York: Thieme, 2000: 211-250
79. Wichmann M. Geschiebe als Verbindungselemente für Zahnersatz. *Deutscher Zahnärzte Kalender* 1999; 77-96

80. Wichmann M, Kuntze W. Vergleichende Untersuchung zum Verschleißverhalten konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 9: 628-632
81. Wichmann M, Kuntze W. Vergleichende Untersuchung zur Aktivierbarkeit konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 7: 438-442
82. Wichmann M, Kuntze W. Wear Behavior of Precision Attachments. Int J Prosthodont 1999; 12: 409-414
83. 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
84. Wirz J, Jäger K. Das neue Konus-Titanmagnetic-Insert in der Hybridprothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 2000; 110: 1161-1166
85. Zak G, Strietzel R. Morphologische Veränderungen bei Geschieben durch Korrosion. ZWR 2001; 7/8: 473-476

9 Danksagung

Für die Überlassung des Themas gilt mein Dank Herrn Prof. Dr. Helmut Stark. Sein Engagement für die „Verschleißgruppe“ ist Fundament für das Gelingen dieser Dissertation gewesen.

Herrn Dr. Stefan Bayer möchte ich besonders danken, da er mich während der Arbeit an dieser Dissertation jederzeit unterstützte und immer ein offenes Ohr für Fragen hatte.

Besonderer Dank gebührt auch meiner Familie, die immer an mich glaubte. Vor allem aber möchte ich Ulrich Kläsener danken, da er mich nicht nur bei sprachlichen Korrekturen unterstützte, sondern mir auch jederzeit mit moralischer Unterstützung über jegliche „Durststrecke“ hinweghalf.

Allgemein danke ich den Mitgliedern der „Verschleißgruppe“ (Prof. Dr. Stark, Prof. Dr. Bourauel, Prof. Dr. Utz, Dipl.-Ing. Manfred Grüner, Zahntechniker Robert Hültenschmidt, Dipl.-Math. Dr. Ludger Keilig, Dr. Stefan Bayer), die als Team die Entwicklung und das Fortschreiten unserer Studien vorangebracht haben.

Ohne die Herren Bourauel und Keilig wäre das Rasterelektronenmikroskop noch heute ein Buch mit sieben Siegeln für mich. Hierfür meinen größten Dank.

Mein Dank gilt auch Herrn Dipl.-Ing. Manfred Grüner, da er bei jeder Frage zu der von ihm entwickelten Verschleißmaschine zu jeder Zeit für die Doktoranden zur Verfügung steht.

Den Firmen Cendres & Métaux, Dentsply Friadent, Straumann und Unor danke ich für die finanzielle Unterstützung und Zusammenarbeit, ohne die die Realisierung der „Verschleißgruppe“ nicht möglich gewesen wäre.