

**Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen
zum Verschleiß von Teleskopkronen**

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

vorgelegt von
Martin Wieland Hagner
aus Köln

2006

Angefertigt mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

Diese Dissertation ist auf dem Hochschulschriftenserver der ULB Bonn

http://hss.ulb.uni-bonn.de/diss_online elektronisch publiziert

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

2. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Ch. Bouraue

Tag der mündlichen Prüfung: 15.03.2006

Aus der Abteilung für zahnärztliche Propädeutik / Experimentelle Zahnheilkunde
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn

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

Druck: A & M Copy Druckhaus

Meiner lieben Familie

Inhaltsverzeichnis

1	EINLEITUNG	8
2	LITERATURÜBERSICHT	10
3	PROBLEMSTELLUNG UND ZIELSETZUNG	17
4	MATERIAL UND METHODE	18
4.1	Teleskopprothetische Verankerungselemente	18
4.2	Reibung und Verschleiß	19
4.3	Korrosion	21
4.3.1	Statischer Immersionstest	22
4.4	Legierungsauswahl	23
4.5	Herstellung der Probenkörper	26
4.5.1	Herstellung der Patrizie	26
4.5.2	Herstellung der Matrize	29
4.6	Verschleißmaschine	32
4.6.1	Probenkörperfixierung	33
4.6.2	Parodontienadäquate Fixierung	34
4.6.3	Probenkörper Umspülung	35
4.7	Versuchsablauf Verschleiß	38
4.7.1	Kraftmessung	39
4.7.2	Wegmessung	40
4.7.3	Abzugsarbeit	40
4.8	Härteprüfung	40
4.9	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	41
4.10	3D-Oberflächenanalyse	42
5	ERGEBNISSE	44
5.1	Ergebnisse der Kraft- und Wegaufzeichnungen	44
5.1.1	AGC®-Special	44
5.1.2	Benchmark® III	47
5.1.3	Bio Portadur®	50
5.1.4	Degudent® H	53
5.1.5	Degudent® LTG	56

5.1.6	Degunorm®	59
5.1.7	Esteticor Avenir®	62
5.1.8	Neocast® III	65
5.1.9	Pontor® MPF	68
5.1.10	Allround 55 LF®	71
5.1.11	Gesamt Betrachtung der Abzugsarbeit	73
5.1.12	Gesamt Betrachtung der Trennkräfte	74
5.1.13	Gesamt Betrachtung der Wegstrecken	75
5.2	Ergebnisse der Härteprüfung	77
5.2.1	AGC®-Special	77
5.2.2	Benchmark® III	77
5.2.3	Bio Portadur®	78
5.2.4	Degudent® H	78
5.2.5	Degudent® L TG	79
5.2.6	Degunorm®	79
5.2.7	Esteticor Avenir®	80
5.2.8	Neocast® III	80
5.2.9	Pontor® MPF	81
5.2.10	Allround 55 LF®	81
5.2.11	Gesamt Betrachtung der Härte	82
5.2.12	Härteprüfung nach mehrfach vergossener Legierung	83
5.3	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen	84
5.3.1.	AGC®-Special	85
5.3.2	Benchmark® III	87
5.3.3	Bio Portadur®	89
5.3.4	Degudent® H	91
5.3.5	Degudent® L TG	93
5.3.6	Degunorm®	95
5.3.7	Esteticor Avenir®	97
5.3.8	Neocast® III	99
5.3.9	Pontor® MPF	101
5.3.10	Allround 55 LF®	103
5.4	3D-Oberflächenanalyse	105
5.4.1	Raunormale	105
5.4.2	AGC®-Special	106
5.4.3	Benchmark® III	106
5.4.4	Bio Portadur®	107
5.4.5	Degudent® H	107
5.4.6	Degudent® L TG	107
5.4.7	Degunorm®	107
5.4.8	Esteticor Avenir®	108
5.4.9	Neocast® III	108
5.4.10	Pontor® MPF	108
5.4.11	Allround 55 LF®	109
5.4.12	Gesamt Betrachtung der 3D-Oberflächenanalyse	109

5.5	Ergebnisse des statischen Immersionstests	110
6	DISKUSSION	111
6.1	Kritik der Methode	111
6.1.1	Herstellung der Probenkörper	111
6.1.2	Verschleißversuche	113
6.1.3	Härteprüfung	115
6.1.4	Rasterelektornenmikroskopische Untersuchungen	117
6.1.5	3D-Oberflächenanalyse	118
6.1.6	Korrosionsuntersuchungen	118
6.2	Korrelation der Ergebnisse untereinander	119
6.2.1	Verschleißversuche vs. Härteprüfung	119
6.2.2	Verschleißversuche vs. Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen	120
6.2.3	Rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen vs. 3D-Oberflächenanalyse	121
6.3	Korrelation zwischen Verschleißergebnissen und Legierungsbestandteilen	121
6.4	Wertung der eigenen Ergebnisse	122
6.5	Praktische Schlussfolgerungen	127
6.6	Anwendungsempfehlungen	128
6.7	Ausblick auf die klinische Studie	129
6.8	Hygienische Aspekte der Teleskopkronen	129
6.9	Ausblick weiterer Versuchsanordnungen und Modifikationen	130
7	ZUSAMMENFASSUNG	131
8	LITERATUR	133
9	ANHANG	145
10	DANKSAGUNG	155

1 Einleitung

Auch heute verlieren insbesondere ältere Menschen noch so viele Zähne, dass herausnehmbarer Zahnersatz notwendig wird [Micheelis und Reich 1999]. Dabei hat sich die Verankerung der herausnehmbaren Zahnprothese am Restgebiss durch die Doppelkrone als prothetisches Verankerungselement klinisch sehr gut bewährt [Böttger 1961; Eisenburger et al. 2000; Häupel 1959; Hofmann und Ludwig 1973; Igarashi und Goto 1997; Langer 1981; Lehmann und Gente 1986; Luthardt et al. 2000; Meyer 1983; Mock et al. 2005; Mühlemann 1960; Nickenig und Kerschbaum 1995; Rehm 1961; Stark 1996; Stark und Schrenker 1998; Wagner und Kern 2000; Walther et al. 2000; Wenz et al. 2002].

Das Konstruktionsprinzip, über teleskopierende Verbindungselemente Zahnersatz an noch vorhandenen natürlichen Zähnen zu befestigen, wurde erstmalig 1886 von R. Walter Starr, einem in Philadelphia / USA praktizierenden Zahnarzt, vorgestellt. Nach Europa wurde diese prothetische Konstruktionsart von Häupel gebracht und 1929 von ihm beschrieben [Häupel und Reichborn-Kjennerud 1929]. Als häufigstes Verankerungselement von herausnehmbarem Zahnersatz werden Doppelkronen auf vitalen Pfeilerzähnen eingesetzt [Wolfart und Kern 2004]. Während der funktionellen Kaubewegungen des Unterkiefers und beim Entfernen des Zahnersatzes zur Reinigung wirken sich tribologische Beanspruchungen auf die Berührungsflächen der teleskopierenden Verbindungselemente aus, die im Verlauf der Tragezeit zum Verschleiß der Teleskopanker führen [Stüttgen 1985a]. Durch den Verschleiß wird der Halt des Zahnersatzes gefährdet [Freesmeyer 1987; Meyer 1983; Stark 1996], was sich auf die zufällig verteilten Kontaktflächen von Außenanker zu Innenanker zurückführen lässt [Becker 1982; Drummer 1977].

Verschleiß wurde in einer Vielzahl von experimentellen Studien untersucht [Becker 1982, 1983, 1984; Bayer 2004; Böttger 1978; Geginat 1978; Jung und Borchers 1983; Körber 2004; Lehmann 1971; Lehmann und Arnim 1976; Meyer 1983; Minagi et al. 1999; Naert et al. 1993; Ohkawa et al. 1990; Röper 1982; Sauer 1986; Saygili und Sahmali 1998; Stark 1996; Stüttgen 1977; Wichmann und Kunze 1998].

Die Verschleißbedingungen wurden bei den *in vitro* Versuchen im Laufe der Zeit immer mehr den natürlichen Bedingungen am Patienten angepasst. So wurde unter anderem die Relevanz einer Schmierung bei den Verschleißuntersuchungen in Form eines Speichelersatzes erkannt [Stüttgen 1985b].

In der vorliegenden Arbeit sollte insbesondere der Verschleiß in einer eigens dafür hergestellten Apparatur mit parodontienadäquater Probenkörperhalterung untersucht werden [Grüner et al. 2003], die einer weiteren Annäherung an die natürliche Situation beim Patienten gerecht wird.

In dieser Apparatur wurden jeweils zehn Teleskopkronen aus zehn verschiedenen Legierungen einer Verschleißbelastung unterzogen. Nach Verschleiß wurden die Oberflächen der Primärkronen untersucht. Messungen der Trennkräfte und Oberflächenanalysen wurden ebenso wie Korrosionsuntersuchungen und Härteprüfungen durchgeführt.

Mit Hilfe dieser Daten sollten die Ursachen und Folgen des Verschleißes analysiert und die unterschiedlichen Legierungen miteinander verglichen werden. Daraus sollten Erkenntnisse für die klinische Anwendbarkeit der einzelnen Legierungen gewonnen und nach Verbesserungsmöglichkeiten in der Zusammensetzung und den physikalischen Eigenschaften der Legierungen gesucht werden.

Die im Rahmen dieser Untersuchung gewonnenen Erkenntnisse bei der Verarbeitung von Legierungen könnten in Zukunft dazu dienen, mögliche Fehler bei der Herstellung von Teleskopkronen zu reduzieren und Empfehlungen zur Verarbeitung zu geben.

2 Literaturübersicht

Während zum Nutzen und Erfolg der prothetischen Therapie mit feststehendem Zahnersatz Daten hoher Evidenzstufen [Türp und Antes 2000] verfügbar sind, fehlen diese für herausnehmbaren Zahnersatz weitgehend. Nach Ansicht der Autoren besteht daher ein umfangreicher weiterer Forschungsbedarf auf diesem Gebiet [Luthardt et al. 2000].

In zahlreichen klinischen und experimentellen Studien (Tab. 1 bis Tab. 5), wurden bis heute die unterschiedlichsten prothetischen Halteelemente auf ihr Verschleißverhalten, ihre mechanischen Eigenschaften, ihre Wirkungsweise und ihre Haltekräfte untersucht:

- [Akaltan und Can 1995; Bayer 2004; Bayer et al. 2003; Besimo 2002; Besimo und Guarneri 2003; Besimo et al. 1995, 2001; 2004; Bruns 1990; Epstein et al. 1999; Gamborena et al. 1997; Hirschmann und Bradley 2000; Hertrampf 2002; Jung und Borchers 1983; Jung und Bussler 1988; Kobes und Richter 1967; Koeck et al. 1993; Körber 2004; Lehmann und Armin 1976, Lehmann 1971; Lewandowski et al. 1988; Ludwig et al. 2003; Masumi et al. 1992; Öwall 1991; Öwall 1995; Preiskel 1967; Sauer 1976; Sauer 1986; Schierz et al. 2003; Schrott et al. 2004; Setz et al. 1998; Stark 1996; Wichmann und Kuntze 1998, 1999a, 1999b; Williams et al. 2001; Wirz und Jäger 2000]

Die überwiegende Anzahl der Untersuchungen wurde dabei an unterschiedlichen Doppelkronen durchgeführt. Dazu wurden zahlreiche Studien zur klinischen Bewährung durchgeführt:

- [Bergmann et al. 1995; Bergmann et al. 1996; Böttger 1978; Eisenburger und Tschernischek 1998; Eisenburger et al. 2000; Ericson et al. 1990; Gernet et al. 1983; Griess et al. 1998 ; Henners und Walter 1990; Henners und Walter 1999; Hofmann und Ludwig 1973; Hou et al. 1999; Hulten et al. 1993; Igarashi und Goto 1997; Kerschbaum und Mühlenbein 1987; Langer 1981; Meyer 1983; Molin et al. 1993; Mock 2005; Mock et al. 2005; Naert et al. 1993; Nickenig und Kerschbaum 1995; Rehm 1961; Stark und Schrenker 1998; Schrenker und Stark 1997; Schrott et al. 2004; Vermeulen et al. 1996; Wagner und Kern 2000; Walther et al. 2000; Weigl und Lauer 2000; Wenz et al. 2002]

Aber auch experimentelle Arbeiten hinsichtlich Verschleißverhalten und Abzugs- bzw. Haltekräften wurden verfasst:

- [Becker 1982 a, b, c, 1983 a, b, c, d, 1984; Drummer 1977; Faber und Huber 2000; Geginat 1978; Minagi et al. 1999; Okahawa et al. 1990; Röper 1982; Stark 1996 a, 1996 b; Stenzel 1977; Stüttgen 1983, 1985; Weigl et al. 2000]

Tab. 1: Literatur zu Verschleißversuchen an Teleskop- und Konuskronen

Autor	Stenzel	Geginat	Becker
Jahr	1977	1978	1982
Doppelkronen-Form	Konuskrone: 2°, 6° und 12°	Teleskopkrone, Konuskrone, Geschiebe	Teleskopkrone
Zahnobjekt	Prämolar, Molar	k.A.	Prämolar
Doppelkronen-material	Degulor M Portadur I Palliag Stabilor Wiron S Aurea Maingold S Herabond Herador H Herador G	Degulor M (Degussa)	Degulor M (Degussa) Stabilor G (Degussa) Stabilor NF IV (Degussa) Palliag M (Degussa) Duallor G (Degussa)
Anzahl der Probekörper	150	2 Teleskopkronen 3 Konuskronen	5 vor und 5 nach Erhitzen wie beim Lötvorgang
Schmierstoff	-	-	Wasser, Glandosane, Speiseöl, Butter, ohne, Leichtschmieröl, Kältespray
Initiale Haltekraft	3 kp Fügekraft ca. 1,5 kp Haltekraft	15 N - 16 N	k.A.
Zyklenzahl	20.000 – 200.000	10.000	k.A.
Methoden	Kraftmessung z.T. oszillierende Belastung	Kraftmessung	Kraftmessung
Aussage	Die Haftkraft hing in erster Linie vom Konuswinkel, dann von der Flächenbearbeitung und der Wandstärke aber nicht vom Material ab. Bei oszillierender Belastung fiel die Haftkraft schneller.	Innerhalb der ersten 1.000 Zyklen nahm die Haltekraft am stärksten ab. Sie verlor im Laufe von 10.000 Zyklen bis zu 20% des Initialwertes.	Die Haltekraft wurde durch Wasser und Glandosane erhöht, durch Fette verringert. Auch Kälte hatte einen Einfluss auf die Haltekraft

Tab. 2: Literatur zu Verschleißversuchen an Teleskopkronen

Autor	Röper	Becker	Becker
Jahr	1982	1983	1983
Doppelkronen-Form	Teleskopkrone	Teleskopkrone	Teleskopkrone
Zahnobjekt	1. OK Molar	k.A.	k.A.
Doppelkronen-material	Degulor M (Degussa)	Degulor M (Degussa) Stabilor G (Degussa) Stabilor NF IV (Degussa) Palliag M (Degussa) Dualor G (Degussa)	Stabilor NF IV (Degussa)
Anzahl der Probekörper	6	k.A.	k.A.
Schmierstoff	Kein Schmierstoff, Speichel	-	Zahnpasta
Initiale Haltekraft	1 N – 25 N	0,2-1 N	k.A.
Zyklenzahl	10.000	10.000	k.A.
Methoden	Kraft-Zeit und Kraft-Weg-Diagramme	Kraftmessung	Kraftmessung,
Aussage	Form und Abzugsrichtung waren die entscheidenden Einflussfaktoren bei Entstehung von Verschleiß, Speichel verringerte Verschleiß, bewirkte aber keine Steigerung der Haltekraft.	Alle Proben wiesen erhebliche Schwankungen hinsichtlich ihrer Haltekraft, insbesondere zu Versuchsbeginn. Nach 10.000 Zyklen verfügten noch alle Proben über eine ausreichende Haftkraft.	Zahnpasta wirkte je nach Schleifkörpergröße unterschiedlich stark haftkraftreduzierend.

Tab. 3: Literatur zu Verschleißversuchen an Teleskopkronen und Simulationskugel

Autor	Stüttgen	Becker	Stüttgen
Jahr	1983	1984	1985
Doppelkronen-Form	Simulationskugel	Teleskopkrone	Simulationskugel
Zahnobjekt	D: 3 mm	Prämolar	D: 3 mm
Doppelkronen-material	Degulor M (Degussa) Micro-Bond-NP (Howmedica) Wiron 77 (Bego)	Messingrohre	Degulor M (Degussa), Micro-Bond-NP (Howmedica)
Anzahl der Probekörper	k.A.	k.A.	6
Schmierstoff	Speichel, ohne	Speichel, Fette, Zahnpasta	Speichel vs. ohne Speichel
Initiale Haltekraft	k.A.	k.A.	k.A.
Zyklenzahl	5.000	10.000	500
Methoden	Kraftmessung	Kraftmessung, Mikroskopbetrachtung	Messmikroskop
Aussage	Gleiche Materialien zwischen Matrize und Patrize erwiesen sich günstiger als ungleiche. Speichel bewirkte einen höheren Gleitreibungsverlust.	Je höher die Güte der Reibflächen war, um so günstiger war die Verschleißbeständigkeit.	Ohne Speichel war der Gleitreibungswiderstand erhöht. Der Speichelinfluss auf den Verschleiß war bei der Ni-Cr-Legierung höher als bei der Au-Pt-Legierung

Tab. 4: Literatur zu Verschleißversuchen an Konus- und Teleskopkronen

Autor	Ohkawa et al.	Stark	Minagi et al.
Jahr	1990	1996	1999
Doppelkronen-Form	Teleskopkrone, Konuskrone: 2°, 4° und 6°	Teleskopkrone, FGP-System TK-Snap-System,	Konuskrone: 4°
Zahnobjekt	H: 4, 5 und 6 mm D: 6,6 mm	Prämolar	H: 4 mm, D: 7 mm
Doppelkronen-material	Stahl, Au-Ag-Pd-Legierung	Wiron 99 (Bego) Degulor M (Degussa) Degulor MO (Degussa) Degulor NF IV (Degussa)	Castwell MC (GC Corp)
Anzahl der Probekörper	60	90	10
Schmierstoff	k.A.	Glandosane	k.A.
Initiale Haltekraft	k.A.	trocken: 0,7 N - 5,1 N nass: 2,1 N - 4,6 N	9,8 N
Zyklenzahl	10.000	10.000	10.000
Methoden	Kraftmessung	Kraftmessung, Analyse der Verschleißprozesse über Rasterelektronen-Mikroskopie	Kraftmessung
Aussage	Die Haltekraft hing stärker vom Konuswinkel als von der Kronenlänge ab. Konuswinkel bis 2° erwiesen sich als langzeitbeständiger.	Haltekraft nach Verschleiß bei fast allen Probekörpern im Bereich von 1,2-7 N, d.h. physiologische Belastung der Zähne und ausreichende Haltekraft	Der Haltekraftverlust nahm mit der Anzahl der Verschleißzyklen ab. Neue Teleskopform ließ sich nachaktivieren.

Tab. 5: Literatur zu Verschleißversuchen an Galvanokronen und Galvanokonuskronen

Autor	Weigl et al.	Faber und Huber
Jahr	2000	2000
Doppelkronen-Form	Galvanokrone, Konuskrone: 4°	Galvanokrone
Zahnobjekt	H: 4 mm, D: 4,5 mm,	H: 4mm D: 5mm
Doppelkronen-material	Empress (Ivoclar AG) Helioform (C.Hafner) Biotan (Schütz-Dental)	Edelstahl Galvanogold
Anzahl der Probekörper	30	10
Schmierstoff	Glandosane	Wasser, Glukoselösung
Initiale Haltekraft	3,1 N - 4,6 N	80 mN
Zyklenzahl	100.000	k.A.
Methoden	Kraftmessung, Analyse der Verschleißprozesse über Rasterelektronen-Mikroskopie	Kraftmessung, Abzugsgeschwindigkeit
Aussage	Keramik vs. Galvanogold erschien über die gesamten 10.000 Zyklen als verschleißresistent, da ein Speichelfilm die Reibpartner isolierte und so den Verschleiß hemmte.	Maximale Abzugskraft war Abhängig von Abzugsgeschwindigkeit nicht von der Viskosität der Flüssigkeit.

In der Vergangenheit wurden die Lastwechselversuche vielfach unter wenig realistischen Bedingungen, z.B. unter Vernachlässigung des Einflusses der Speichelschmierung auf Verschleißprozesse durchgeführt [Becker 1982b; Jung und Borchers 1983; Stüttgen 1983].

Diese Abweichung vom tribologischen System, welches beim Verschleiß von Teleskopkronen in der Patientensituation vorliegt, erschwerte die Übertragung der Ergebnisse in die klinische Situation. 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; Becker 1982 a; Faber und Huber 2000; Stüttgen 1985; Stark 1996; Röper 1982; Weigl et al. 2000].

Des Weiteren setzte man die Teleskope 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; Hofmann 1968; Körber 1983].

Die Belastung der Probekörper erfolgte bei den meisten Studien über eine Versuchsreihe von 10.000 Zyklen. Dies simulierte die Belastung eines zwei- bis dreimaligen Herausnehmens und wieder Einsetzens der Prothese pro Tag während einer Tragezeit des Zahnersatzes von ca. 10-13 Jahren. Die Haftkräfte am Ende dieser Versuche wurden als hinreichend groß beschrieben [Becker 1983b; Geginat 1978; Röper 1983; Stark 1996a; Stenzel 1977].

In mehreren Untersuchungen konnte festgestellt werden, dass der Verlauf der Halte- bzw. Trennkräfte während der ersten 1.000 Zyklen einen größeren Abfall aufzeigte und dann nur noch geringe Kraftänderungen eintraten [Geginat 1978; Minagi et al. 1999; Okahawa 1990].

Röper [1983] und *Stark* [1996] konstatierten in ihren Arbeiten auch einen Anstieg der Trennkräfte, insbesondere innerhalb der ersten 2.000 Zyklen.

Von *Lehmann* [1971] wurde in einer Untersuchung der Haftkraft von Verbindungselementen die Vickershärte bei neuen sowie auch bei experimentell verschlissenen Ankern mit dem Ergebnis geprüft, dass diese sich durch den ablaufenden Verschleiß nicht veränderte. Die Härte von Ankern wurde einzig durch ihre Verarbeitung beeinflusst.

Drummer [1977] stellte bei pertometrischen und elektronenmikroskopischen Untersuchungen der Oberflächen von Teleskop- und Konuskronen in Bezug auf ihre Friktion vor seinen Verschleißanalysen fest, dass bei den gefertigten teleskopierenden Ankern keine formschlüssigen Berührungsflächen, sondern zufällig verteilte Rautiefen von etwa 5µm auf den Primärkronen und 15 µm in den Sekundärkronen vorlagen.

Stenzel [1977] analysierte das Verhalten der Konuskronen im Dauerverschleißversuch. Auf Grund von theoretischen Modellen und praktischen Untersuchungen kam er zu dem Ergebnis, dass die Haftkraft in erster Linie vom Konuswinkel und dem Reibwert abhing, der innerhalb der ersten 2.000 Zyklen die größte Veränderung aufwies. Das verwendete Material, die Kronenlänge und der Kronendurchmesser spielten eine untergeordnete Rolle. Von größerer Bedeutung waren dagegen die Oberflächenbearbeitung sowie die Wandstärke der Kronen.

Böttger und *Rosenbauer* [1978] führten Oberflächenanalysen mittels eines Rasterelektronenmikroskops durch und stellten fest, dass das Selbsteinschleifen der Metalloberflächen während der Einlaufphase zu einer Einebnung der vorher hervorragenden Anteile der unebenen Metalloberflächen führt.

Geginat [1978] untersuchte die Abzugskräfte an teleskopierenden Ankern. Innerhalb der ersten 1.000 Zyklen nahm die Haltekraft am stärksten ab. Sie verlor im Laufe von 10.000 Zyklen bis zu 20 % des Ausgangswertes. Industriell gefertigte Geschiebe wiesen einen geringeren Haftverlust als manuell hergestellte Teleskope auf.

Röper [1982] konzipierte eine Versuchseinrichtung, mit der es möglich war, die Änderung der Reibkraft beim Fügen und Trennen teleskopierender Anker in Form von Kraft-Zeit bzw. Kraft-Weg-Diagrammen kontinuierlich aufzuzeichnen. So konnte er zum einen aufgrund der Kraft-Weg-Diagramme auf die Geometrie der Fräsung der Primärkronen schließen und zum anderen die Haftkraft und die physikalische Arbeit zu jedem Zeitpunkt der Verschleißversuche bestimmen. Als erster Autor berichtete er von der unzureichenden Parallelität der Außenwände der Teleskopkronen, deren Form in fünf von sechs Fällen von negativ bis positiv konisch war. Er analysierte den Einfluss der Abzugsgeschwindigkeit und die Funktion der Speichelschmierung bezüglich der Haltekraftänderung.

In einer Reihe von Studien untersuchte *Becker* [1982, 1983, 1984] die Haftkraft teleskopierender Kronen in Abhängigkeit verschiedener Doppelkronenformen, Legierungen und umgebender Medien. Ein Vergleich parallelwandiger Teleskop- und Konuskronen aus Degulor M (Degussa) ergab, dass bei konstanter Auflast der Wirkungsmechanismus der Haftung bei beiden Verankerungsarten gleich ist. Lediglich neu hergestellte teleskopierende Kronen wiesen in Folge nicht eingelaufener Berührungsflächen größere Spitzen bei den Einzelabzugskräften auf. Ebenso konnte er nachweisen dass wässrige Flüssigkeiten und künstlicher Speichel die Haftkräfte von Teleskopkronen erhöhten während Fette und Öle diese reduzierten. Kontinuierlich schien sich

die Friktion von Teleskopkronen in Folge der Anwendung von Zahnpasten mit grobkörnigen Schleifmitteln zu vermindern.

Stüttgen [1983] setzte in einer speziell konzipierten Verschleiß-Prüfmaschine eine Gold-Platinlegierung sowie zwei Nickel-Chromlegierungen Gleitreibungsbeanspruchungen aus und stellte fest, dass die Nickel-Chromlegierungen sich stärker und schneller abnutzten als die Gold-Platinlegierungen. In Folge der Schmierung der Prüfkörper mit Speichel reduzierte sich die Haftkraft in allen Prüfkörperkombinationen. Er konnte insbesondere zeigen das eine zur Friktionserhöhung aufgalvanisierte Goldschicht schon nach kurzer Beanspruchungszeit vollständig abgetragen wurde.

Freesmeyer [1987] konnte ermitteln, dass bei zunehmender Funktionsdauer der Halt von Teleskopkronen und hybridprothetischen Ankern nachlässt.

Ohkawa et al. [1990] untersuchten die Auswirkungen der Kronenhöhe, des Konuswinkels und der Anzahl der Verschleißzyklen auf die Friktion von Doppelkronen. Als wichtigsten, die Haftkraft beeinflussenden Parameter wurde der Konuswinkel ermittelt, der bei 0° entsprechend einer parallelwandigen Teleskopkrone, sowohl anfangs als auch auf Dauer während der 10.000 Verschleißzyklen die höchste Retention zuließ.

Stark [1996] zeigte erstmalig in einer kombiniert klinischen und werkstoffkundlichen Untersuchung zur Bewährung und zum Verschleiß von Teleskopen, dass die Haftkräfte bei konventionellen Teleskopkronen sowohl leicht zunahmen (Degulor M/MO), als auch stark anstiegen und es zum Teil zu Versuchsabbrüchen kam (Degulor NF IV). Nur die Ni-Cr-Legierung (Wiron 99) verlor während der ersten 2.000 Zyklen an Haftkraft. Innerhalb einer Legierungsgruppe waren die Kraftänderungen vergleichbar. Erstmals fand eine Aufgliederung der einzelnen Verschleißmechanismen statt, die bei unterschiedlichen Legierungskombinationen an Teleskopen und Ankern zu erwarten sind.

Auch *Minagi et al.* [1999] stellten in Ihren Verschleißuntersuchungen fest, dass die Friktion von Konuskronen mit zunehmender Anzahl der Trenn- und Fügevorgängen nachließ.

3 Problemstellung und Zielsetzung

Die in dieser hier vorliegenden Untersuchung betrachteten Teleskopkronen sind aus einer Auswahl verschiedener Dentallegierungen hergestellt. Sie wurden mit dem Ziel eingesetzt, prothetischen Zahnersatz auf vitalen Restzähnen zu verankern. Dabei wurde eine Abstützung, Stabilisierung gegen horizontale Schübe und eine Retentionsverbesserung angestrebt. Die Teleskope müssen den bei der Kaufunktion auftretenden Abzugskräften eine ausreichende Haltekraft entgegensetzen. Bei der Entfernung der Prothese zur Reinigung darf jedoch keine zu große Belastung auf das Parodontium wirken um dieses nicht zu schädigen [Hofmann 1968, Hofmann und Neumann 1968]. Das wiederholte Herausnehmen und Einsetzen der Prothese zum Zwecke der Reinigung hat zur Folge, dass die Laufflächen der Kronen einem Verschleiß unterliegen. Dieser Verschleiß ist abhängig von den Materialien aus denen die Teleskope hergestellt sind [Stark 1996] und der Herstellung an sich [Geginat 1978].

Diese Studie soll für die ausgewählten Legierungen das Ausmaß des Verschleißes anhand der Veränderung an Haltekraft und der Abzugsarbeit quantifizieren und Erklärungen für den Anstieg oder Abfall dieser Kraft bzw. Arbeit liefern. Der durch die Reinigung mittels Zahnbürsten und Zahnpasten bedingte Verschleiß wurde hierbei nicht berücksichtigt, auch wenn er nicht unterschätzt werden sollte [Becker 1983 b]. Die durch extraaxiale Belastungen hervorgerufenen Verschleißprozesse fanden ebenfalls keine Berücksichtigung. Des Weiteren sollte geklärt werden, welche Verschleißmechanismen auftreten [DIN 50323], inwiefern sie von der Legierungshärte abhängen und wie diese die Laufflächen der Teleskope im Bezug auf deren Oberflächenstruktur und Rauheit verändern.

Auf Grund der gesammelten Daten und Erfahrungen in der Anwendung mit den Legierungen sollen Verbesserungsvorschläge und Empfehlungen herausgearbeitet werden. Diese sollen als Grundlage zur Auswahl geeigneter Legierungen für eine im Anschluss an diese Arbeit geplante klinischen Studie dienen.

4 Material und Methode

4.1 Teleskopprothetische Verankerungselemente

Die für diese Arbeit hergestellten teleskopierenden Kronen bestanden aus zwei Teilen, einer Patrize (Abb. 1), die am Zahn befestigt wird, und der Matrize (Abb. 2), einem darüber liegendem formschlüssigen Metallmantel, mit dem der herausnehmbare Zahnersatz fest verbunden, und teleskopierend auf die Patrize geschoben wird. Nach ihrer Vereinigung stellen beide eine mechanisch lösbare Verbindung dar, die in einer Richtung nach Überwindung des Reibungswiderstandes gelöst werden kann. Die Wände der Innenkrone, die mit der Außenkrone korrespondieren, sind parallel ausgeformt [Böttger 1969].



Abb. 1: Innenteleskop (Patrize)

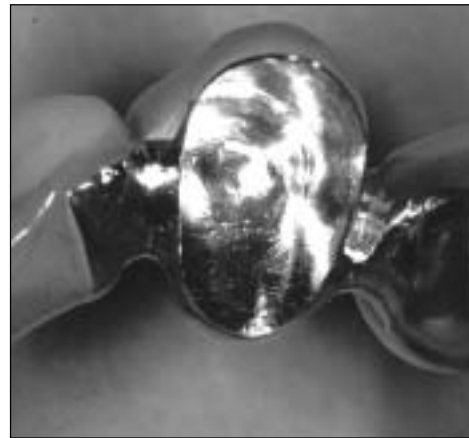


Abb. 2: Außenteleskop (Matrize)

Die klassische Teleskopkrone wird aus einer Metalllegierung hergestellt [Stark 1996]. Deren Herstellung erfolgt überwiegend in Handarbeit durch den Zahntechniker individuell für jeden einzelnen Zahn [Geginat 1978; Röper 1982]. Ein wesentlicher Vorteil dieser Art von Zahnersatz ist die sekundäre Schienung der Pfeilerzähne, da diese indirekt miteinander verbunden sind und so funktionell besser belastet werden können [Böttger 1953, 1961; Häupel 1959; Häupel und Reichborn-Kjennerud 1929; Rehm et al. 1962]. Eine modifizierte Form der teleskopierenden Doppelkrone ist die Konuskrone [Körber 1968]. Bei dieser Doppelkronenform verlaufen die korrespondierenden Flächen nicht parallel sondern konisch zueinander, womit erst in der finalen Fügeposition eine Friktion erreicht wird. Die Marburger Doppelkrone (MD[®]) [Lehmann 2001] stellt eine weitere Modifikation der teleskopierenden Doppelkrone dar. Die Marburger Doppelkrone (MD[®]) ist im zervikalen Drittel parallelisiert und weist eine Spielpassung zwischen

Patrize und Matrize auf. Zusätzlich wird ein aktives Halteelement (TK-Snap[®], Fa. Si-tec) in der Matrize verwendet. Eine weitere Doppelkronenvariante ist die teleskopierende Galvanokrone [Abboud und Koeck 2001; Diedrichs 1995; Holmes et al. 1996; Vence 1996; Wirz et al. 1996; Wirz und Hoffmann 1998]. Hierbei handelt es sich in erster Linie um ein abgewandeltes Herstellungsverfahren von parallelwandigen Teleskopkronen, wobei die Matrize aus Feingold im Galvanoverfahren besonders passgenau zur Patrize hergestellt wird. Durch den Speichel, der gleichzeitig als Schmierstoff und Trennmittel die Patrize und Matrize benetzt, wird eine adhäsive Haftwirkung erreicht. Durch Modifikationen bei der Materialauswahl der verschiedenen Kronen entstehen weitere Möglichkeiten der Doppelkronen z. B. GFK-Targis / Vectris-Konuskronen [Körper 2000] oder vollkeramische Primärkronen in Verbindung mit Galvanokonuskronen [Weigl und Lauer 2000; Molzberger et al. 2002].

4.2 Reibung und Verschleiß

Für eine dauerhafte Haltekraft der Teleskope bei funktioneller Belastung sind Reibung, Verschleiß und die zwischen Matrize und Patrize stattfindende Schmierung wesentliche Einflussgrößen. Diese Einflussgrößen zählen als Teilgebiete zum wissenschaftlichen Gebiet der Tribologie [Habig 2001]. Die Tribologie beschäftigt sich mit der Wissenschaft und Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung [DIN 50323]. Im Fall der Teleskope ist von einem tribologischen System auszugehen, in dem auf Grund eines nicht ausreichend dicken Schmierfilms beim Fügen und Trennen von Patrize und Matrize durch die Gleit- oder Grenzreibung Verschleiß auftritt [DIN 50281]. Dieser Verschleiß wird dadurch verursacht, dass die Gleitpartner durch den Zwischenstoff nicht vollständig von einander getrennt werden, sondern sich durch Rauhgipfelberührung und Kontaktbrückenbildung durch Abriebpartikel berühren [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 2002] (Tab. 6).

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

Tab. 6: Die vier wichtigsten Verschleißmechanismen

Diese vier wichtigsten 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. 3 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].

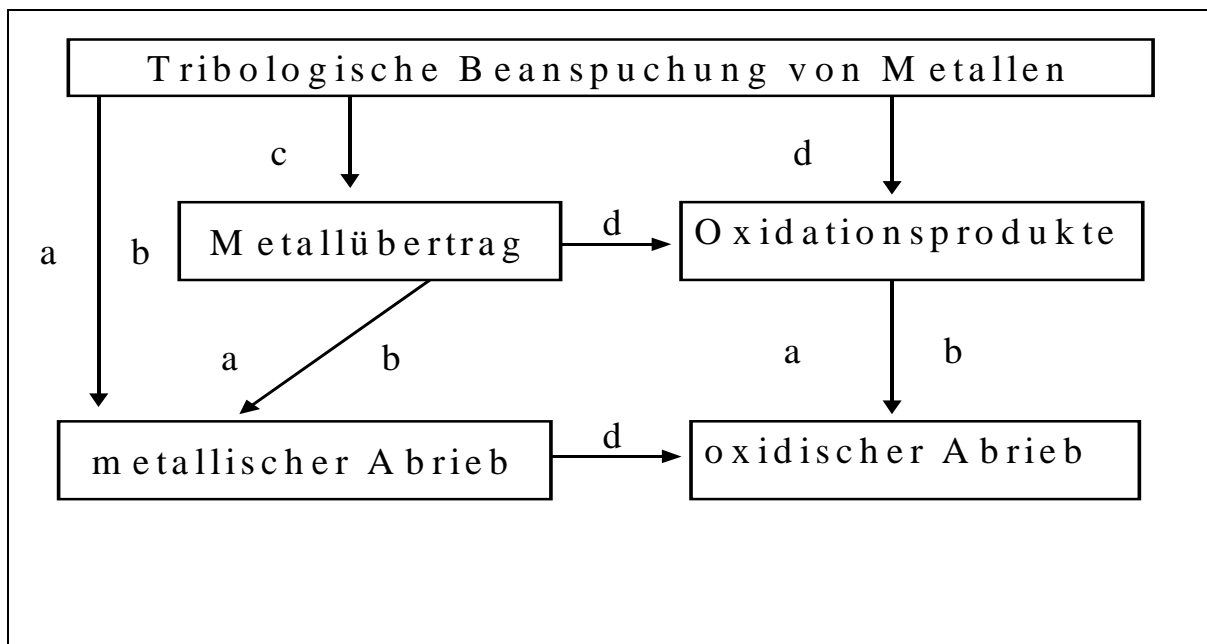


Abb. 3: Zusammenwirken der unterschiedlichen Verschleißmechanismen: **a.** Abrasion **b.** Oberflächenzerrüttung **c.** Adhäsion **d.** tribochemische Reaktion [Czichos und Habig 1992].

Bei den in dieser Arbeit untersuchten Teleskopen 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].

4.3 Korrosion

Die grundsätzliche Voraussetzung für den klinischen Einsatz einer Legierung ist ihre biologische Verträglichkeit und Mundbeständigkeit. Als Kriterien dienen Ergebnisse von *in vitro* Korrosionsversuchen [DDV (2001)]. Unter Korrosion versteht man die Reaktion eines metallischen Werkstoffs mit seiner Umgebung, die eine messbare Veränderung des Werkstoffs bewirkt und zu einer Beeinträchtigung der Funktion eines metallischen Bauteils oder eines ganzen Systems führen kann [DIN EN ISO 8044, Rau und Ströbel 1999].

Die Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle sind elektrochemischer Natur. Die eine Korrosion verursachenden Medien können neben flüssigen Elektrolyten wie Wasser, Speichel, Blut, Gewebssäfte etc. auch Dämpfe oder Gase (unterschiedlicher Belüftung) sein. Die wichtigsten Formen der Korrosion sind der gleichmäßige Angriff, die galvanische (oder Zweimetall) Korrosion und der lokale Angriff als Lokalelement. Die erste Form der Korrosion (galvanisches

Element) kommt bei den in der Mundhöhle gebräuchlichen Metallen und Legierungen kaum oder nur äußerst selten vor. Es handelt sich meistens um die Bildung von Lokalelementen ohne die Beteiligung eines galvanischen Partners [Wirz und Steinemann 1987; Wirz et al. 1997a, b, c]. In der Teleskopprothetik ist die sogenannte Spaltkorrosion (Abb. 4) von besonderer Bedeutung. Konstruktiv bedingt ist in engen Spalten der Austausch von Inhaltsstoffen einer Elektrolytlösung gehemmt wodurch eine Aufkonzentration von korrosionsfördernden Substanzen zustande kommt, so dass dieser Bereich schließlich als Anode fungiert und der besser umspülte Bereich außerhalb des Spaltes als Kathode [Dubbel 2002]. Daher wurden Korrosionsuntersuchungen gemäß der ISO 10271 durchgeführt.

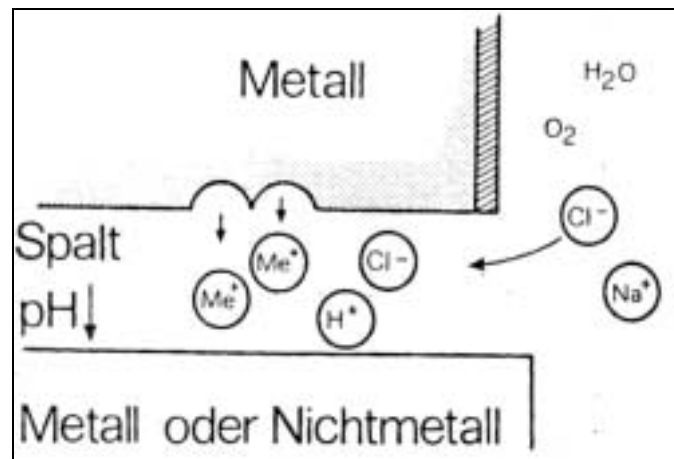


Abb. 4: Spaltkorrosion [Wirz et al. 1997a]

4.3.1 Statischer Immersionstest

Der Statische Immersionstest wurde entsprechend der ISO 10271 durchgeführt. Aus den einzelnen zu testenden Legierungen wurde im Gußverfahren, den Herstellerangaben entsprechend (siehe 4.4.1) ein 1 cm^2 großes und 1 mm dünnes rechteckiges Metallplättchen hergestellt. Nach der Ausbettung wurde der Rohguss sandgestrahlt. Zum Abstrahlen wurde Korox[®] 110 (Bego) bei 2 bar Druck verwendet. Anschließend wurde das Metallplättchen mit Ethanol gereinigt und in einem Borsilikat Glasbehälter [ISO 3585] mit $2,4 \text{ ml}$ korrosiver Lösung unter ständiger Bewegung von Plättchen und Lösung für sieben Tage bei 37° C belassen. Die Lösung setzte sich wie folgt zusammen: $10,0 \text{ g}$ Milchsäure (90% analytical grade), $5,85 \text{ g}$ Natriumchlorid (analytical grade) und 300 ml Wasser (Grad 3 [ISO 3696]). Diese Bestandteile wurden mit Wasser auf 1000 ml substituiert. Von der Oberfläche der Metallplättchen wurden

rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen vor und nach Korrosion angefertigt und miteinander verglichen.

Der pH-Wert wurde zu Versuchsbeginn und Versuchsende gemessen und lag jeweils bei 2,3. Nach Versuchsende soll die Lösung im Rahmen einer weiteren Dissertation auf die enthaltenen Elementarbestandteile untersucht werden.

4.4 Legierungsauswahl

Bei der Auswahl der Legierungen war zu berücksichtigen, dass seit den BGA-Empfehlungen zu Dental-Legierungen des ehemaligen Bundesgesundheitsamtes vom 1. August 1993 der Zahnarzt für die Legierungsauswahl verantwortlich ist. Seit Beginn des Jahres 2000 besteht eine „Gewährleistung“ des Zahnarztes gegenüber dem Patienten für die Dauer von zwei Jahren. Außerdem müssen die Werkstoffe den Anforderungen des Medizinproduktegesetzes [DIN EN 1641] entsprechen. Die Auswahl der zu untersuchenden Legierungen erfolgte daher nach drei Kriteriengruppen:

1. allgemeine Kriterien:

- Grundlage der Auswahl sind die Vorgaben des Medizinproduktegesetzes
- Empfehlungen der Hersteller zu den Legierungen
- Möglichst lange Präsenz auf dem Dentalmarkt
- Legierungen von Herstellern mit ausreichendem Marktanteil
- Gleiche Legierung für Matrize und Patrize

2. biologische Kriterien:

- Geringe Anzahl von Legierungsbestandteilen
- Hohe Korrosionsresistenz, hohe Löslichkeitsgrenze
- Kein Cadmium (Cd), Kobalt (Co), Gallium (Ga), Beryllium (Be), Blei (Pb), Nickel (Ni) und Vanadium (V)
- Möglichst wenig Indium (In), Eisen (Fe), und Kupfer (Cu)
- Keine goldreduzierten, keine Palladium-Kupfer- und keine Nickel-Basis-Legierungen
- Ausschließlich hochgoldhaltige Legierungen mit mindestens 75% Gold und Platin

3. funktionelle und klinische Kriterien

- Legierungen vom Hartetyp IV
- Hohe Härte nach dem Gießen ($HV > 200$)
- Hohe Duktilität ($0,2\%$ -Dehngrenze $> 500 \text{ N/mm}^2$)
- Hoher Elastizitätsmodul ($E\text{-Modul} > 100.000$)
- Breites Indikationsspektrum

Im Jahr 2001 wurden 1118 Dentallegierungen für das zahnärztliche Einsatzspektrum durch die Dentalindustrie angeboten. [DDV 7 (2001)]. Nach DIN EN ISO 1562 unterscheidet man bei dentalen Goldgusslegierungen nach ihrer Härte (nach dem Gießen) in vier Typen:

Typ 1: (weich) 50 bis 90 HV

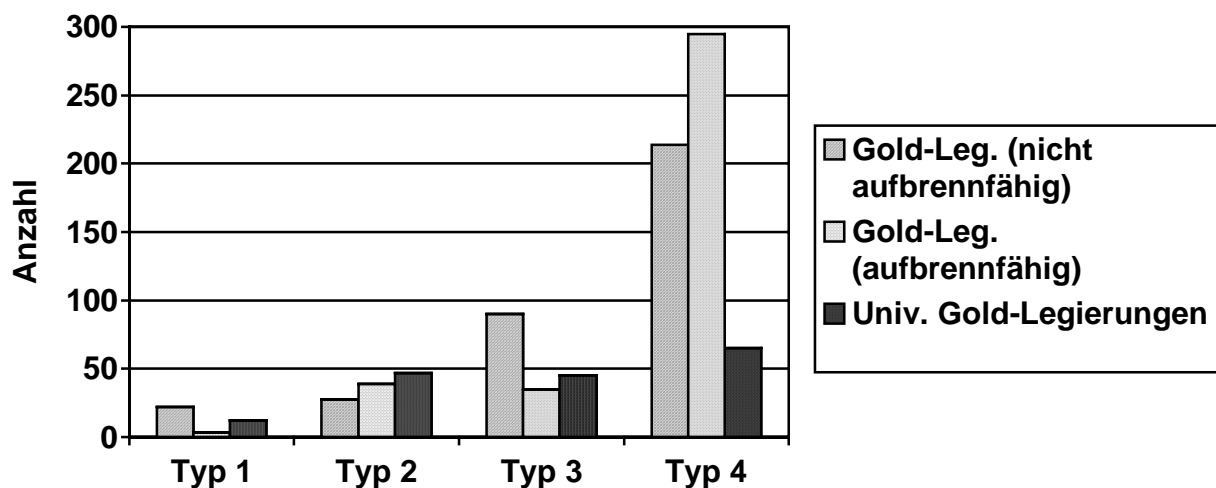
Typ 2: (mittelhart) 90 bis 120 HV

Typ 3: (hart) 120 bis 150 HV

Typ 4: (extrahart) über 150 HV

Die Vickershärte von den Typ 4 Legierungen soll nach dem Aushärten mindestens 220 HV betragen. Abb. 5 zeigt die Typenverteilung der 1118 Legierungen.

Abb. 5: Legierungen aufgeteilt nach Typen [DDV 7 2001]



In dieser Untersuchung wurden zehn verschiedene Legierungen der in Deutschland führenden Hersteller von Dentallegierungen (Cendres & Métaux, Degudent, Metalor[®], Wieland und ZL-Mikrodent) ausgewählt. Acht der verwendeten Legierungen entsprachen überwiegend den Anforderungen der drei oben genannten Kriteriengruppen. Zusätzlich wurden aufgrund von Herstellerempfehlungen zwei goldreduzierte Legierungen analysiert.

Die Teleskopkronen wurden aus den hochedelmetallhaltigen Legierungen *AGC[®]-Special (Wieland), Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent), Bio Portadur[®] (Wieland), *Degudent[®] H (Degudent), *Degunorm[®] (Degudent), *Esteticor Avenir[®] (C&M), Neocast[®] III (C&M), Pontor[®] MPF (Metalor), und den goldreduzierten Legierungen *Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent) und *Degudent[®] LTG (Degudent) hergestellt.

Die mit Sternchen gekennzeichneten Legierungen waren aufbrennfähige Legierungen.

Die Elementarzusammensetzung und die physikalischen Eigenschaften der Legierungen zeigen die Tabellen 7 und 8.

Tab. 7: Elementarzusammensetzung der Legierungen

Legierung	Hersteller	Zusammensetzung in Gewichtprozent											
		Au	Pt	Pd	Ir	Ag	Zn	Sn	Fe	Cu	Rh	In	Ta
AGC [®] -Special	Wieland	85,8	11,5				1,5		0,4		0,5	0,3	
Allround 55LF [®]	ZL-Mikrodent	55,9		8,5	0,1	31,0	1,6				0,1	2,8	
Benchmark [®] III	ZL-Mikrodent	74,0	4,0		0,01	10,7	0,58			10,7			
Bio Portadur [®]	Wieland	85,3	10,0				3,0				0,7	1,0	
Degudent [®] H	DeguDent	84,4	8,0	5,0								2,5	0,1
Degudent [®] LTG	DeguDent	73,1	1,5	5,8	0,1	16,0	3,0	0,5					
Degunorm [®]	DeguDent	73,8	9,0		0,1	9,2	2,0			4,4		1,5	
Esteticor Avenir [®]	C&M	84,0	10,9	2,4	0,1	0,2	2,2		0,2				
Neocast [®] III	C&M	71,6	3,75		0,05	12,7	1,1			10,8			
Pontor [®] MPF	Metalor [®]	72,0	3,6			13,7	0,9			9,8			

Tab. 8: Physikalische Eigenschaften der Legierungen

Legierung	Hersteller	Dichte g/cm ³	Härte HV5 (lt. Hrst.)	E-Modul *100	0,2 DehnG N/mm ²	Lösl. µg/cm ² *7d	Farbe
AGC [®] -Special	Wieland	18,8	170	103	530	k.A.	gelb
Allround 55LF [®]	ZL-Mikrodent	13,9	220	k.A.	441	k.A.	hell gelb
Benchmark [®] III	ZL-Mikrodent	15,8	220	k.A.	520	k.A.	satt gelb
Bio Portadur [®]	Wieland	18,2	170	99	510	<100	satt gelb
Degudent [®] H	DeguDent	18,1	200	95	600	<10	hell gelb
Degudent [®] LTG	DeguDent	15,7	235	82	560	<10	gelb
Degunorm [®]	DeguDent	16,7	200	100	620	<10	satt gelb
Esteticor Avenir [®]	C&M	18,7	210	98	670	k.A.	hell gelb
Neocast [®] III	C&M	15,5	245	97	635	k.A.	satt gelb
Pontor [®] MPF	Metalor [®]	15,6	220	100	450	<100	satt gelb

4.5 Herstellung der Probekörper

Zunächst wurde ein Prämolare zur Aufnahmeform für eine Teleskopkrone präpariert. Dieser Zahnstumpf wurde in einen Metallstumpf überführt, der als Referenzobjekt diente.

4.5.1 Herstellung der Patrize

Der Referenzstumpf wurde mit Isolit[®] (Degussa) isoliert, anschließend in vorgeschmolzenes Fräs wachs (Yeti Thowax) eingetaucht, auf diese dünne Schicht wurde mit Fräs wachs (Yeti) eine zylindrische Krone mit einer Wandstärke von ca. 0,4-0,5 mm modelliert. Schließlich wurde die Primärkrone im Fräsgerät (F3 Degussa) mit einer parallelwandigen Wachsfräse (Meisinger; Durchmesser: 3 mm) parallel gefräßt. (Abb. 6).

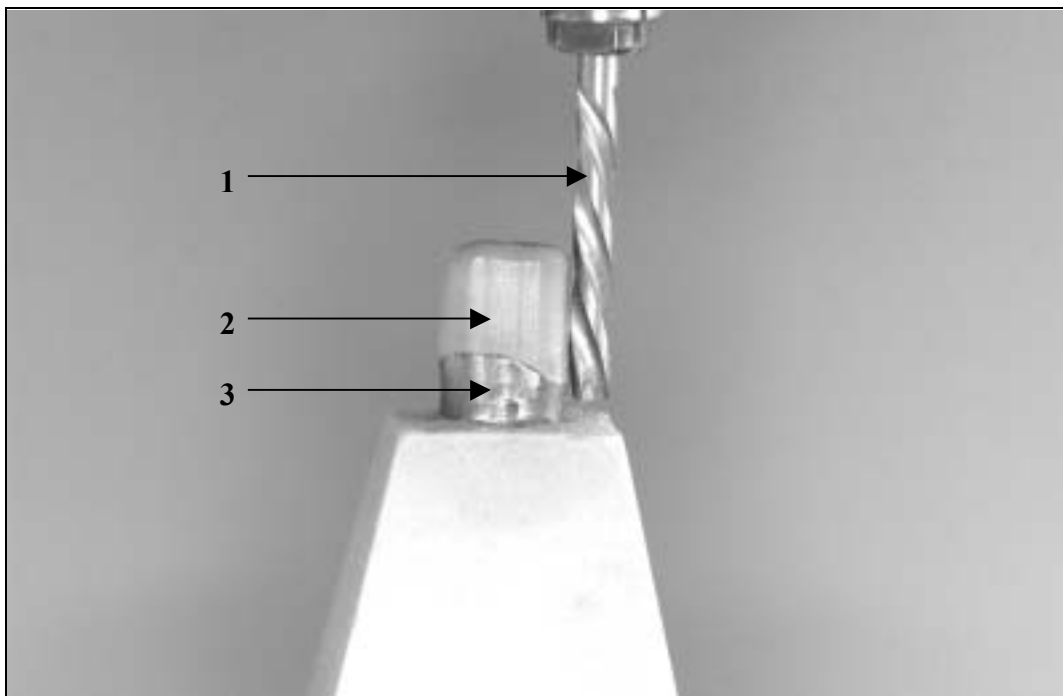


Abb. 6: Parallelfräsen der auf dem Metallstumpf (3) modellierten Primärteleskopkrone (2) mit einer Wachsfräse (1)

Die Wandstärke der Okklusalfäche wurde ebenfalls auf ca. 0,4 mm reduziert und der Übergang von okklusaler zur zirkulär gefrästen Fläche abgerundet. Nach Kontrolle des Kronenrandes wurde ein 3 mm starker, harter Gusskanal (Dental Liga) im Bereich des oralen Höckers angewachst.

Nach Abnahme der Modellation wurde das Gussobjekt anschließend mit Deguvest[®] SR Einbettmasse (Degussa) in eine Muffel eingebettet. Das Anmischen der Einbettmasse erfolgte unter Vakuum im Multivac[®] compact (Degussa) mit einer Flüssigkeit aus 75 % Deguvest[®] Liquid (Degussa) und 25 % destilliertem Wasser. Innerhalb der ersten 5 min Abbindezeit, wurde die Muffel in einen Drucktopf Palamat[®] practic EL T (Kulzer) bei 2 bar hineingestellt. Die Restabbindezeit außerhalb des Palamat[®] betrug 45 min. Die Muffel wurde nach den Herstellerangaben zur jeweiligen Legierung vorgewärmt und der Guss in einer Tiegelschleuder TS 3 (Degussa) durchgeführt. Zur kohlenstofffreien Verarbeitung wurde mit einem Keramiktiegel (Degussa) gegossen. Das Aufschmelzen der Legierungen erfolgte nach den jeweiligen vom Hersteller empfohlenen Angaben (Tab. 9).

Tab. 9: Herstellerangaben zur Verarbeitung der Legierungen

Legierung	Hersteller	Schmelzintervall	Vorwärmtemperatur	Gießtemperatur
AGC [®] -Special	Wieland	1040-1100°C	800°C	1250°C
Allround 55LF [®]	ZL-Mikrodent	980-1080°C	750°C	1250°C
Benchmark [®] III	ZL-Mikrodent	900-940°C	700°C	1070°C
Bio Portadur [®]	Wieland	970-1070°C	700°C	1220°C
Degudent [®] H	DeguDent	1100-1210°C	850°C	1350°C
Degudent [®] LTG	DeguDent	985-1065°C	750°C	1185°C
Degunorm [®]	DeguDent	900-990°C	700°C	1100°C
Esteticor Avenir [®]	C&M	1055-1185°C	800°C	1285°C
Neocast [®] III	C&M	890-920°C	650°C	970°C
Pontor [®] MPF	Metalor [®]	905-960°C	650°C	1160°C

Anschließend kühlten die Muffeln bei Raumtemperatur ab, die Gussobjekte wurden ausgebettet und der Rohguss mit Korox[®] 110 (Bego) und anschließend mit Perlablast[®] micro 50 (Bego) in dem Sandstrahlgerät Cemat-NT3 (Wassermann) abgestrahlt. Nach dem Abtrennen des Gußstiftes erfolgte das Ausarbeiten der Okklusalfäche und das Polieren mit einem Pin Polierer (Identoflex) zum Entfernen von Gussrauhigkeiten. In die so vorgefertigte Primärteleskopkrone wurde eine V2A Schraube M3 x 20 mm mit Palavit G (Kulzer) parallel zur Abzugsrichtung eingesetzt. Damit wurde die Primärteleskopkrone in einen individuellen Frässockel aus Superhartgips verankert. Die Primärteleskopkrone wurde mit den Frässockel eingespannt und im Fräsgerät parallel ausgerichtet (Abb. 7).

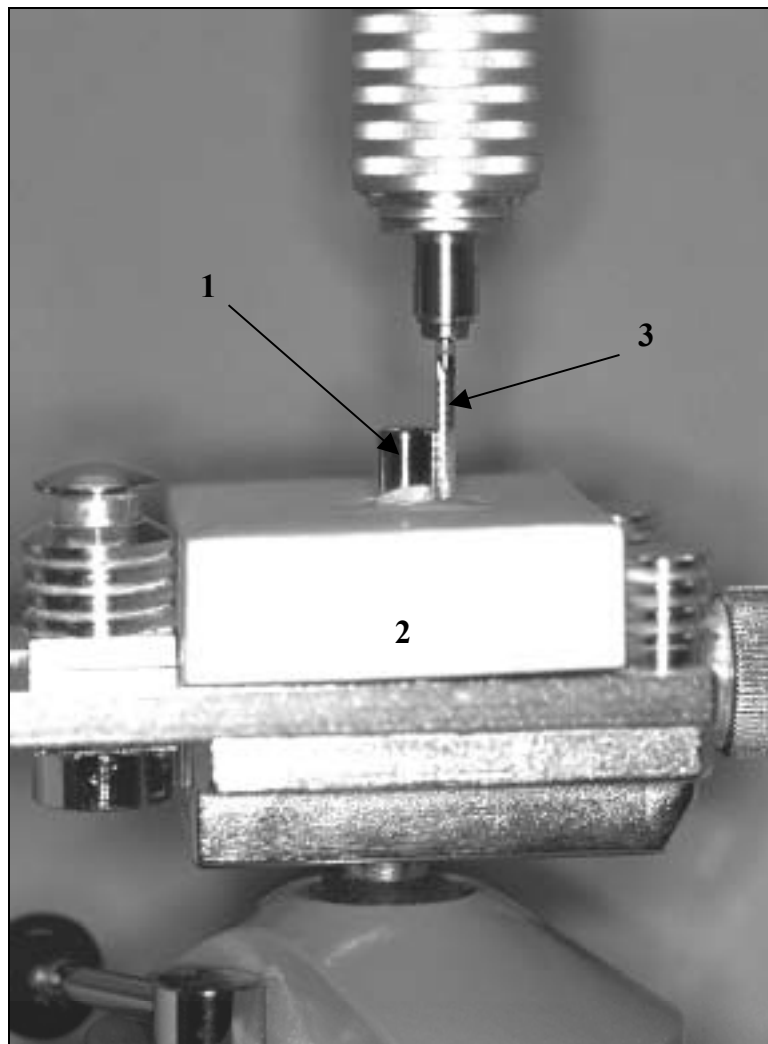


Abb. 7: Primärkrone während des Fasenschliffs: 1 Primärkrone, 2 Frässockel, 3 Hartmetallfräse

Zunächst erfolgte ein Fasenschliff der Primärkrone mit einem rottring Parallelfräser HM bei 3.000 U/Min (Meisinger) unter Zugabe von Fräsöl (Meisinger), dann ein Feinschliff der Primärkrone mit einem gelbring Parallelfräser HM bei 5.000 U/Min (Meisinger) unter Zugabe von Fräsöl. Abschließend erfolgte eine Hochglanzpolitur der Primärkrone mit dem Handstück bei 5.000 U/Min und einem Polierschwabbel (Polyrapid) mit der Hochglanzpolierpaste Pariser Rot. Die Primärkrone wurde durch Abdampfen gereinigt.

4.5.2 Herstellung der Matrize

Auf die gereinigte, noch im Fräßgerät parallelisierte Primärteleskopkrone wurde Pattern Resin[®] LS (GC) in Schalenteknik aufgetragen. (Abb. 8 + 9)



Abb. 8: Schalentechnik Seitenansicht



Abb. 9: Schalentechnik Draufsicht

Die abschließende Schichtstärke betrug ca. 0,4 -0,5 mm cirkulär und okklusal. Es folgte ein mittiges Ausrichten der Primärkrone im Fräsgerät während eine V2A Imbusmadenschraube (M3 x 10) im Fräsgerät eingespannt und auf die Sekundärkrone abgesenkt wurde um Schraube und Krone miteinander durch Pattern Resin[®] LS (GC) zu fixieren. Ein 3 mm starker, harter Gusskanal (Dental Liga) wurde auf okklusaler Fläche angebracht.

Anschließend wurde der Frässockel entfernt und der Rand der Sekundärkrone unter dem Auflichtmikroskop bei zehnfacher Vergrößerung ausgearbeitet. Der Schraubenkopf wurde abgetrennt und das Gewinde beigearbeitet. Die beiden M3 Gewinde wurden in eine eigenst konstruierte Abzugshilfe eingeschraubt um das Trennen der Sekundärkrone von der Primärkrone zu erleichtern. Im gleichen Verfahren wurde die Sekundärkrone eingebettet und nach Herstellerangaben gegossen. Die Einbettung der Sekundärkronen erfolgte in einem Mischverhältniss 60 – 65 % Deguvest[®] Liquid zu 35 - 40 % destilliertem Wasser. Bei der Ausbettung wurde der Rohguss mit Korox[®] 110 (Bego) und anschließend mit Perlablast[®] micro 50 (Bego) in dem Sandstrahlgerät Cemat-NT3 (Wassermann) bei 2 bar Druck gestrahlt. Abb. 10 zeigt das ausgebettete und sandgestrahlte Sekundärteleskop mit Imbusmadenschraube und Gußkanal.

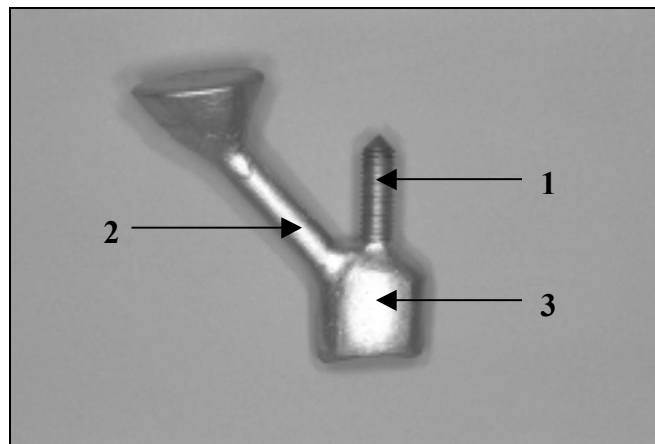


Abb. 10: Ausgebettetes Sekundärteleskop(3) mit Gußkanal(2) und Madenschraube(1)

Die Kontrolle der Innenfläche des Außenteleskopes fand unter dem Auflichtmikroskop bei zehnfacher Vergrößerung statt. Gelegentlich vorhandene Gußprelchen wurden entfernt und der Kronenrand entgratet. Eine weitere Glättung der Innenwände der Sekundärkrone wurde mit einem roten Vorgummierer (Finopol) und anschließend mit einem grünen Glanzgummierer (Finopol) vorgenommen. Durch Einschrauben der beiden M3 Gewinde in die Abzugshilfen (Abb. 11 Ziffer 3) konnten Primärkrone und Sekundärkrone langsam ineinander gefügt werden. Es folgte das Einstellen der gewünschten Abzugskraft zwischen 1 und 3 Newton [Körper 1968; Stark 1996a] durch behutsames Gummieren der Sekundärkroneninnenfläche und Polieren der Primärkronenaußenfläche mit Garnscheibe und Pariser Rot. Die Kontrolle der Abzugskraft erfolgte mit einem modifizierten Friktionstester (Krupp) (Abb. 11).



Abb. 11: Friktionstester: 1 Kraftskala mit 1,5 Newton Abzugskraft, 2 Primär- und Sekundärteleskop, 3 Abzugshilfe

Durch erwärmen der Primärkrone wurde die mit Palavit[®] G (Kulzer) befestigte V2A Schraube M3 x 20 mm aus dem Innenteleskop herausgelöst. Die Endreinigung beider Teleskopkronen erfolgte durch Abdampfen.

4.6 Verschleißmaschine

Die in Abb. 12 dargestellte Verschleißmaschine sollte einen Lastwechsel durchführen, in dem die Matrize und die Patrize exakt in der Abzugsrichtung gefügt und getrennt werden. Während des Füge- und Trennzyklus sollten die auftretenden Kräfte gemessen und zu jedem Streckenpunkt des Lastwechsels bestimmt werden. Die für das Fügen und Trennen nötige Kraft erzeugte ein Servomotor (Abb. 12 Ziffer 1) mit 25 W, 4.500 Upm, 6 Ncm Nenn-Drehmoment, 10 Ncm Impuls-Drehmoment, 13 ms Hochlaufzeit von 0 - 4.500 Upm und einer Reversierzeit von 29 ms. Die Bewegung in Abzugsrichtung führte ein Präzisions-Linearschlitten (KR2206 Fa. THK) mit Kugelumlaufführung durch. In die Linearachse war ein Kugelgewindetrieb mit 2 mm Steigung eingebaut. Das Gewindespiel dieses Kugelgewindetriebs betrug maximal 10 μm . Die Ankopplung des Servomotors an den Kugelgewindetrieb erfolgte über ein Planetengetriebe mit einem Übersetzungsverhältnis von 1:66. Der Linearschlitten besaß eine Positioniergenauigkeit von 2 μm bei entsprechender Kompensation des Gewindespiels und eine Parallelitätsabweichung von 5 μm auf 100 mm Linearbewegung.

Die Messung der auftretenden Kräfte erfolgte mittels eines Kraftaufnehmers (Abb. 12 Ziffer 3) und angeschlossenem Brückenverstärker (Fa. Burster), der eine Ausgangsspannung von ± 10 V lieferte entsprechend ± 200 N. Bei einem Messbereich von 0 bis ± 100 N, bzw. 0 bis ± 200 N erreichte man eine Auflösung von 0.05 N, bzw. 0.1 N. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisionsglasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Fa. Heidenhain), der eine Auflösung von 4 μm besaß. Der Maximalweg in Abzugsrichtung konnte über die Positionierung des optoelektrischen Endschalters eingestellt werden (Abb. 11 Ziffer 2).

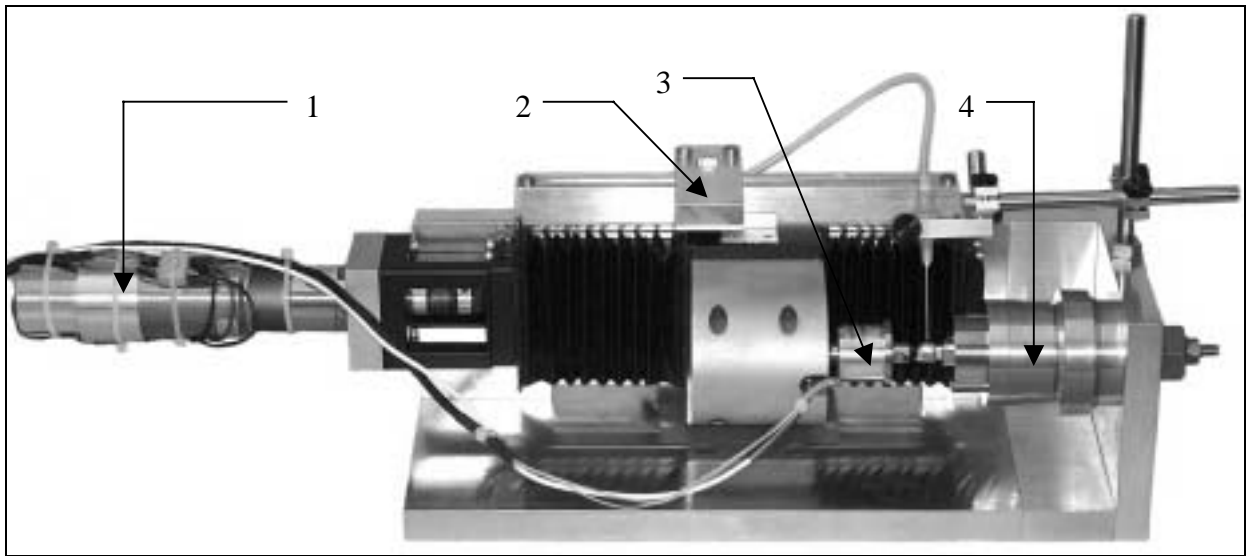


Abb. 12: Verschleißmaschine: 1 Motor, 2 optoelektrischer Endschalter, 3 Kraftaufnehmer, 4 parodontienadäquate Halterung

4.6.1 Probekörperfixierung

Die Sekundärkrone wurde über die axial verbundene V2A Imbusmadenschraube (M3 x 10) mit einem Probehalter senkrecht verschraubt. Probehalter und Matrize waren über einen Elektromagneten mit dem Kraftaufnehmer verbunden, beide wurden senkrecht unter einem Trägerstumpf ausgerichtet, der über Schrauben an einer parodontienadäquaten Halterung befestigt war. Dies war durch eine Schwenkkonstruktion der gesamten Verschleißmaschine möglich. Zur Montage der Primärkrone wurde diese in die Sekundärkrone eingesetzt und von innen mit Palavit[®] G (Heraeus Kulzer) leicht befüllt. Nach der Fixierung des Probekörpers wurde ein Elektromagnet aktiviert und der Kraftaufnehmer mit Probehalter und beiden Teleskopen durch Motorantrieb in Richtung Trägerstumpf bewegt, um die Patrize auf den Trägerstumpf auf zu polymerisieren (Abb. 13). Besonders zu beachten war, dass kein Polymerisationskunststoff zwischen Patrize und Matrize lief, um ein Verkleben zu verhindern.

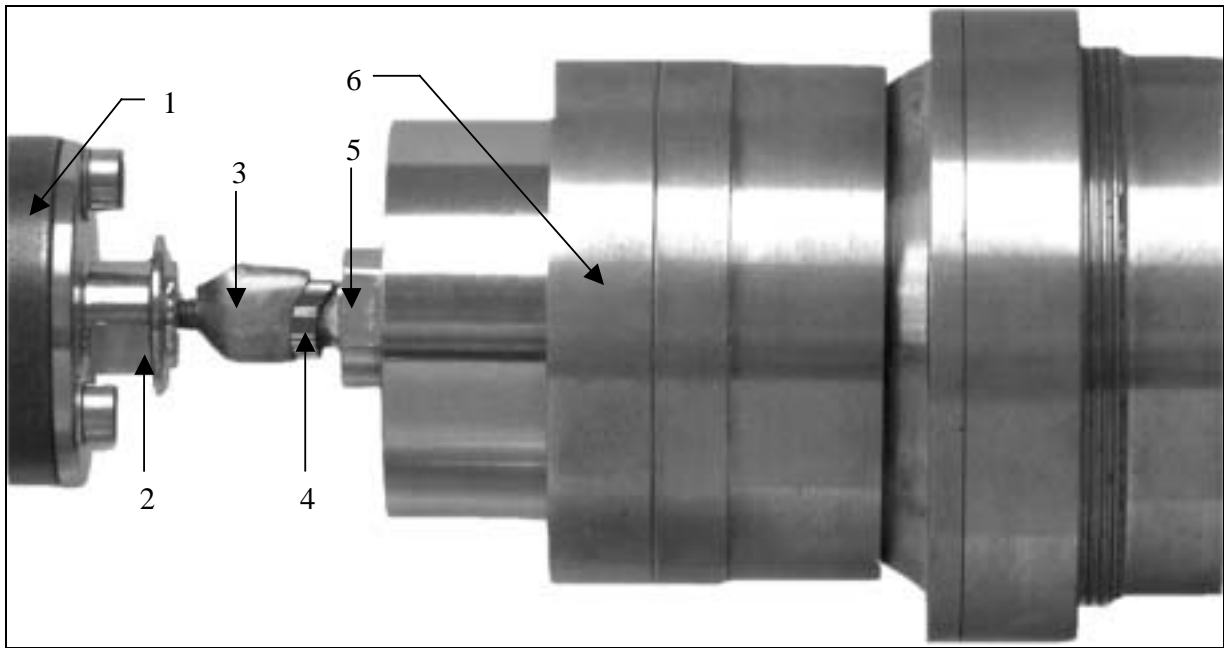


Abb. 13: Probekörper fixiert: 1 Elektromagnet, 2 Probehalter, 3 Sekundärteleskop, 4 Primärteleskop, 5 Trägerstumpf, 6 parodontienadäquate Halterung

Trägerstumpf und parodontienadäquate Aufhängung waren über einen Befestigungsflansch an der Stirnwand der Verschleißmaschine angeschraubt.

4.6.2 Parodontienadäquate Halterung

Die in Abb. 12 bis Abb. 15 gezeigte parodontienadäquate Halterung wurde extra für Verschleißuntersuchungen an Teleskopkronen und Hybridankern [Bayer 2004] konstruiert. Sie sollte das biomechanische Verhalten der ankertragenden Pfeilerzähne simulieren [Grüner et al. 2003, 2004]. Die naturgetreue Nachbildung der biomechanischen Vorgänge im Parodontium war zu komplex, als dass dieses in einer *in vitro* Untersuchung möglich wäre. Die hier genutzte Aufhängung ermöglichte jedoch eine Nachahmung der Pfeilerbeweglichkeit die der intraoralen Situation entspricht und war 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 Aufhängung an der Stirnwand der Prüfmaschine befestigt. Der auf dem Befestigungsflansch sitzende erste Metallbalg simulierte das elastische Verhalten des Knochens, gleichzeitig diente dieser als Träger der Basis des zweiten Metallbalges, welcher das elastische Verhalten des Parodontiums nachahmen sollte. Zusätzlich übernahm dieser zweite Metallbalg die Aufgabe als Patrizienhalter. Die beiden Balgen

besaßen eine Beweglichkeit in axialer und angulärer Richtung gegenüber ihrer Basis. Die Federrate der Metallbalgen betrug axial 567 N/mm und angular 0,65 Nm/°. Über die Schrauben VS1 und VS2 (Abb. 14) konnte die Vorspannung der Balgen 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 Probekörperfixierung kompensiert werden, um einseitige Verschleißvorgänge zu vermeiden, die bei nicht axialer Probekörperinstallation auftreten konnten.

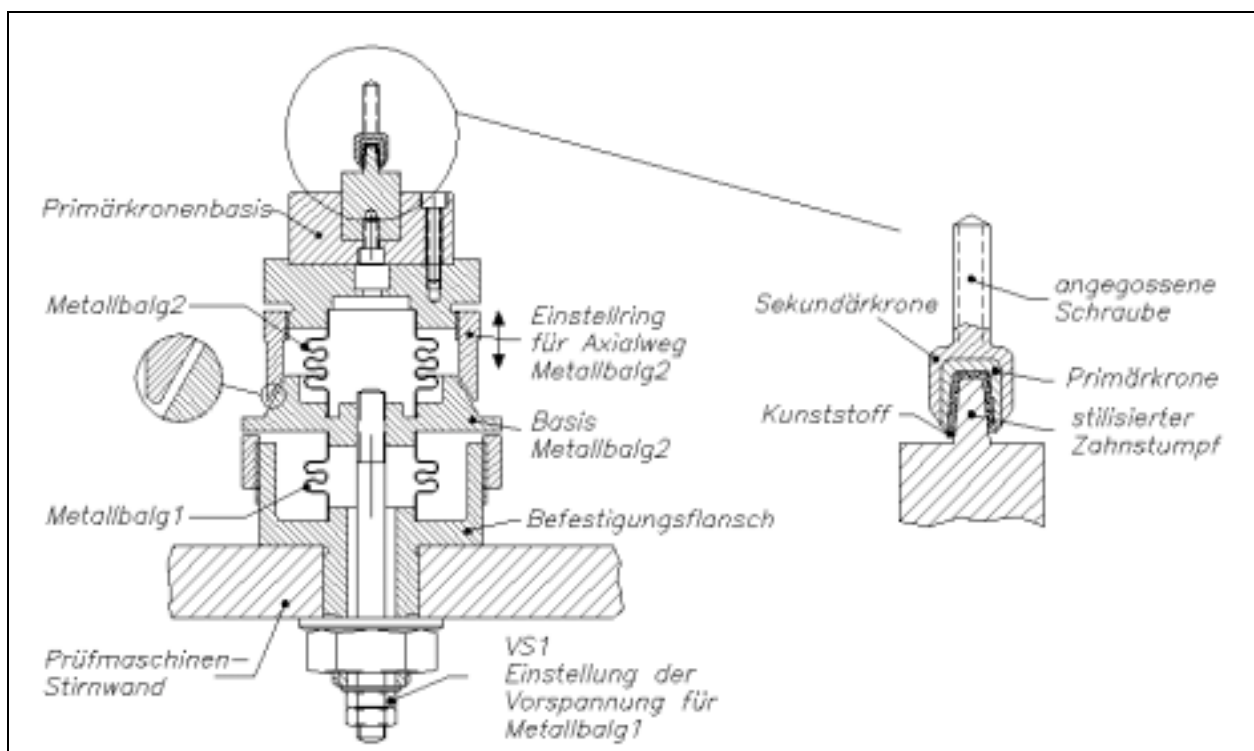


Abb. 14: Parodontienadäquate Halterung [Grüner et al. 2003]

4.6.3 Probekörper Umspülung

Um eine Näherung zur *in vivo* Situation zu erreichen wurden die Probekörper während der Verschleißzyklen mit einer Flüssigkeitslösung umspült (Abb. 15). Mittels einer Spritzenpumpe Perfusor[®] kompakt (Braun), die über einen Schlauch mit einer Kanüle verbunden war (Abb. 15 Ziffer 4), konnte tröpfchenweise Lösung auf die Außenfläche des Primärteleskops abgegeben werden. Die Applikationsgeschwindigkeit wurde mit 2 ml pro Stunde so gewählt, dass die Reibpartner immer mit einem Gleitfilm benetzt waren und die 50 ml Perfusor[®] Spritze (Braun) über einen ausreichenden Vorrat für den kompletten Verschleißablauf eines Probekörperpaares

verfügte. Die von den Verschleißpartnern abtropfende Flüssigkeit wurde in einem Sammelbehälter aufgefangen und soll im Rahmen einer weiteren Dissertation hinsichtlich der gelösten Elementarbestandteile untersucht werden.

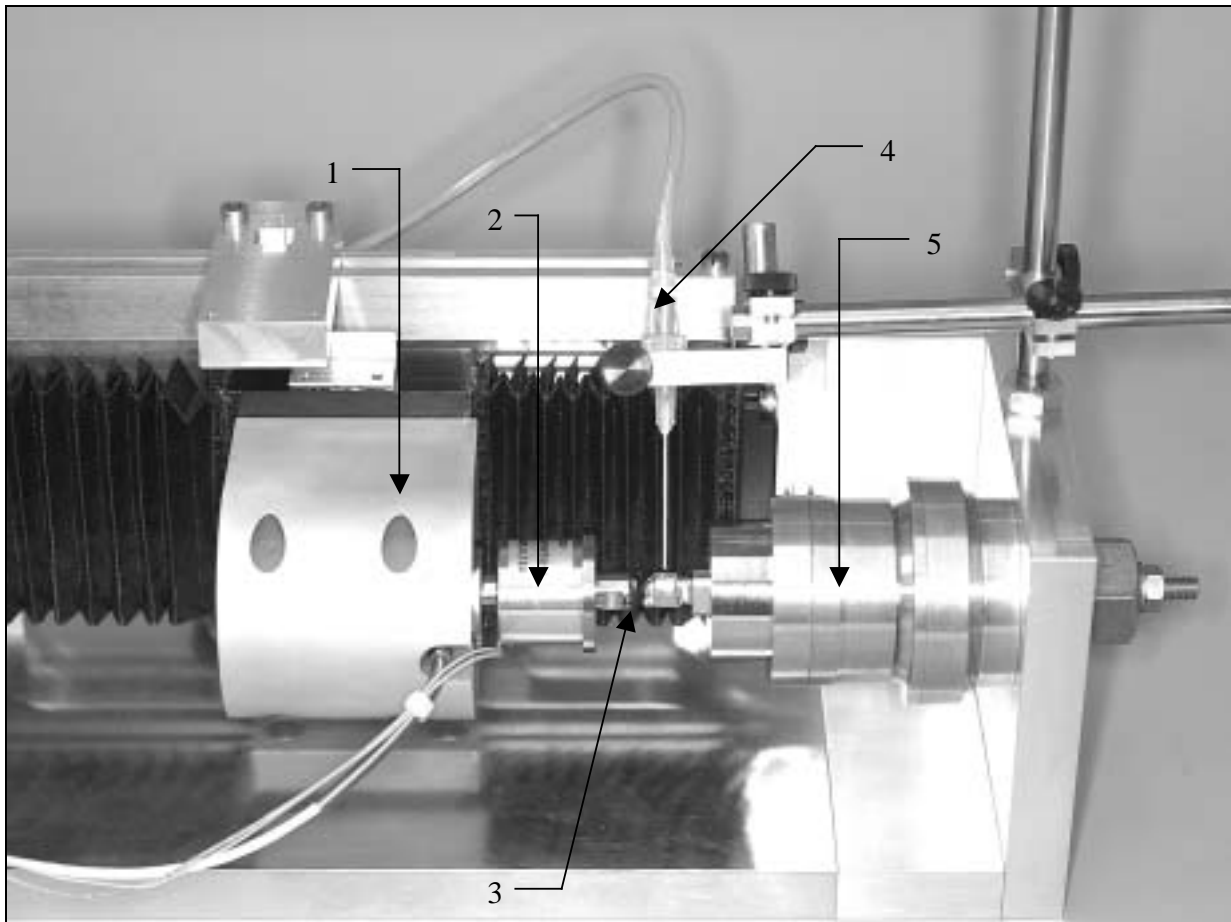


Abb. 15: Detail Verschleißmaschine: 1 Kraftaufnehmer, 2 Elektromagnet, 3 Probekörper, 4 Schlauch + Kanüle, 5 parodontienadäquate Halterung

Als Lösungen wurden drei verschiedene Präparate verwendet, die bezüglich ihrer Eignung für Verschleißuntersuchungen weiter überprüft werden sollten:

1. Glandosane[®] (Cell Pharm GmbH) 2:1 verdünnt mit Aquadest
2. Kochsalz-Lösung 0,9 % Delta-Pharma (Börringer Ingelheim)
3. Tylose-Sorbitol-Lösung (Apotheke)

Die Zusammensetzung der Lösungen ist in Tab. 10 dargestellt.

Tab. 10: Zusammensetzungen der Lösungen

Präparat	Glandosane®	Kochsalz -Lösung 0,9 %	Tylose-Sorbitol-Lsg.
Zusammensetzung	Calciummonohydroxyphosphat: 0,348 ml	Natriumchlorid: 9 ml	Tylose C 30: 1 ml
	Natriumchlorid: 0,856 ml	Aquadest: 991 ml	Sorbitol 70%: 4,3 ml
	Kaliumchlorid: 1,22 ml		Aquadest: 994,7 ml
	Magnesiumchlorid: 0,052 ml		
	Calciumchlorid: 0,148 ml		
	Casmellose-Natrium: 10,15 ml		
	Sorbitlösung 70%: 435,00 ml		
	Aquadest: 553,337 ml		
	Konservierung: 0,1% Sorbinsäure		

Während der gesamten Verschleißversuche wurden die Probekörperpaare mit einer Flüssigkeit umspült. Die Kombinationen zwischen Spüllösung und Proben ist Tab. 11 zu entnehmen.

Tab. 11: Verwendete Spüllösungen bei den untersuchten Legierungen

Legierung	Hersteller	Proben nach Spülflüssigkeit		
		Glandosane®	NaCl 0,9 %	Tylose-Sorbitol-Lsg.
AGC®-Special	Wieland	341-349		
Allround 55LF®	ZL-Mikrodent	281-290		
Benchmark® III	ZL-Mikrodent	301-310		
Bio Portadur®	Wieland	325-330	321,322	323,324
Degudent® H	DeguDent	245-250	241-244	
Degudent® LTG	DeguDent	361-370		
Degunorm®	DeguDent	261-270		
Esteticor Avenir®	C&M	221-229		
Neocast® III	C&M	203-210	201,202	
Pontor® MPF	Metalor®	381-390		

4.7 Versuchsablauf Verschleiß

Die Steuerung der Verschleißmaschine erfolgte mit einem Computer, der über ein mit DASYSLab32 (Fa. DASYSLab) erstelltes Programm sowohl das Fügen und Trennen als auch die Datenaufzeichnung ausführte. Es wurden die Kraftwerte und die Wegstrecke der Füge- und Trennzyklen zeitgleich aufgezeichnet.

Während einer Messreihe wurde jede Probe 10.000 mal gefügt und getrennt. Dabei wurde der komplette Füge- und Trennvorgang während der ersten 2.000 Zyklen im Abstand von zehn Zyklen, bei eins beginnend und nach 2.000 Zyklen im Abstand von 25 Zyklen als Kraft-Zeit sowie Weg-Zeit Messung dokumentiert (Abb. 16). Die Dauer eines vollständigen Füge- und Trennzyklus betrug ca. acht Sekunden, was zu einem Dauerbetrieb von ca. 22 Stunden für die Durchführung von 10.000 Füge- und Trennzyklen eines jeden Probenkörpers führte.

Die Messauflösung der Kraftmessung betrug 0,09766 N, bzw. 0,04883 N. Diese Werte ergaben sich dadurch, dass der Messbereich von ± 200 N, bzw. ± 100 N durch einen 12-Bit AD-Wandler ($2^{12} = 4.096$ Werte) in Digitalwerte umgewandelt wurde. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisionsglasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Heidenhain), der eine Auflösung von 4 μm besaß. Die Abtastrate für Kraft und Weg war auf 200 Hz eingestellt, d.h. der zeitliche Abstand zwischen zwei Messungen betrug 5 ms. Bei einer durchschnittlichen Zyklusdauer von sechs bis acht Sekunden erhielt man demnach ca. 1.200 bis 1.600 Meßwerte. Aus den gewonnenen Rohdaten wurde mit Hilfe eines zweiten DASYSLab32 (Fa. DASYSLab) Programms aus den gesamten Füge- Trennzyklen lediglich der Bereich ausgewählt, der ± 2 mm um den Nulldurchgang der Kraft lag. Pro Zyklus existierten hier noch ca. 400 Messungen. Abb. 16 zeigt die Kraft- und die Wegmesskurve eines Füge- und Trennvorgangs.

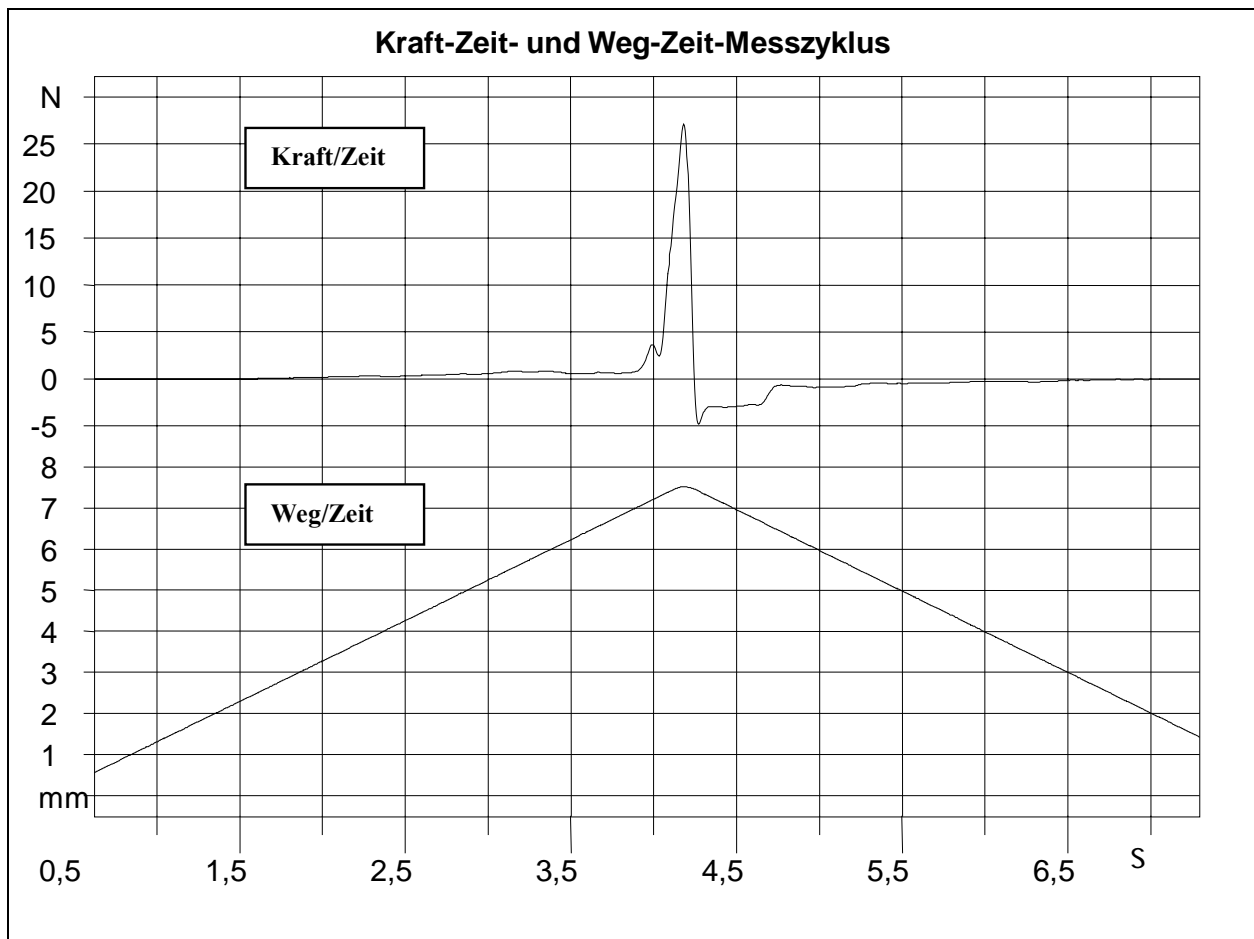


Abb. 16: Aufzeichnung eines Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Messzykluses (DASYLab)

Durch ein eigen erstelltes Datenauswertungsprogramm konnten innerhalb der ersten 2 mm nach dem Nulldurchgang der Kraft (Abb. 16) sowohl ein Kraft-Weg-Integral bei frei wählbarem Weg als auch der Maximalwert der Abzugskraft berechnet und die gesamt Wegstrecke abgelesen werden. Aus den so gewonnenen Daten wurden Diagramme erstellt, die den Verschleißversuch veranschaulichen.

4.7.1 Kraftmessung

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. 16), der nach dem Nulldurchgang der Kraft eines Zyklus maximal auftrat.

4.7.2 Wegmessung

Die Messstrecke gab Auskunft über die Verschleißstrecke bzw. den Umkehrpunkt (Abb. 16). Zu Beginn des Verschleißversuchs (die ersten 15 bis 30 Zyklen) wurde die maximal zulässige Fügekraft sukzessive so weit erhöht, bis sichergestellt war, dass die Teleskope vollständig gefügt waren. Diese Position wurde gespeichert und für alle folgenden Fügezyklen als Umkehrkriterium herangezogen. Sollte im Verlaufe des Verschleißversuchs die Fügekraft von 95 N überschritten worden sein bevor die Endposition erreicht wurde, dann galt dies als Umkehrkriterium höherer Priorität um den Kraftsensor zu schützen, worauf ein bezüglich der Position früheres Trennen durchgeführt wurde. Ein solches Umkehren ist durch seinen kleineren Streckenwert erkennbar. Auch bei einem eventuellen Neustart trat ein Sprung beim Streckenwert ein, weil der Nullpunkt, also der Startpunkt der Wegmessung nicht absolut bestimmt, sondern durch die zufällig gewählte Startposition definiert wurde.

4.7.3 Abzugsarbeit

Zur Messung der Abzugsarbeit wurde ein Kraft-Weg-Integral berechnet. Dabei wurde als untere Integrationsgrenze der Positionswert des Kraftnulldurchgangs, bzw. des Kraftvorzeichenwechsels gewählt, für die obere Integrationsgrenze wurde $n = 3$ eingegeben. In

mathematischer Schreibweise sieht das wie folgt aus: $\int_0^{n*0.1} F(x) * dx$.

Der Wert $n = 3$ entsprach einer Trennung von 0,3 mm nach der Kraft-Nullstelle (Abb. 16) und ist klinisch gut sichtbar. Somit kann die Abzugsarbeit durch den Zahnarzt im Patientenmund geprüft werden.

4.8 Härteprüfung

Die Härte ist eine entscheidende Einflussgröße bei der Entstehung von Verschleiß [Berger und Kloos 2002; Habig 1980; Stark 1996]. Durch den Prozess des Gießens werden die Goldlegierungen in ihrer Gefügestruktur neu geordnet, dadurch wird eine neue Festigkeit gewonnen und somit eine neue Härte erreicht. Aus diesem Grunde waren Härtewerte vor und nach dem Guss zu prüfen. Bei der Härteprüfung wurden nur die Patrizen berücksichtigt. Die Matrizen wurden aus dem gleichen Material im gleichen Verfahren hergestellt. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Härtewerte bei Patrizen und Matrizen identisch sind. Pro Legierung wurden fünf Patrizen jeweils fünfmal nach dem Guss einer Härteprüfung unterzogen.

Zum Vergleich wurden fünf Legierungsplättchen im Anlieferungszustand jeweils fünfmal bezüglich ihrer Härte geprüft. An den Patrizen wurde die Härteprüfung auf der planen Okklusalfläche vorgenommen. Die Prüfung wurde mit dem Härteprüfgerät von Zwick / Roell® Typ BZ 2,5 durchgeführt.

Die Probekörper wurden zur Prüfung fixiert. Dazu wurden sie in Superhartgips Stufe IV (BonStone Super Creme®, Fa. Wiegemann Dental) eingebettet. Zur Härteprüfung wurde das Verfahren nach Vickers [DIN 50133] genutzt. Die Herstellerangaben zu den hier getesteten Materialien sind in HV₅ angegeben. In dieser Untersuchung wurden die Härtewerte an den vom Hersteller gelieferten Plättchen in HV₅ oder HV₃ (vor dem Guss) bestimmt. Die Patrizen wurden abhängig von der Morphologie der Messoberfläche und den Herstellerangaben zur Härte mit Einstellungen zur Bestimmung der HV₃ oder HV₅ vorgenommen. Auf Grund der Probekörpergeometrie und der unterschiedlichen Härten war es nicht immer möglich, mit den bei der Messung der HV₅ entstehenden großen Prüftrichtern auf den kleinen Okklusaloberflächen der Patrizen zu arbeiten. Darum wurde bei einigen Proben, die Eindrücke des Prüfkörpers bei HV₃ mit einer Kraft von 29,421 N, einer Prüfgeschwindigkeit von 25 mm/min und einer Haltezeit am Belastungspunkt von 12 s erzeugt. Bei HV₅ wurden die Prüftrichtern mit einer Kraft von 49,035 N erzeugt. Die Prüfgeschwindigkeit und Haltezeit blieben gleich. Zusätzlich wurden Härteprüfungen an mehrfach vergossen Legierungsplättchen jeweils nach dem ersten, zweiten, dritten, vierten und fünften Guss vorgenommen, um den Einfluss mehrfachen Gießens auf die Härte zu untersuchen.

4.9 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Die Oberflächenanalyse erfolgte mittels eines Rasterelektronenmikroskops (Phillips® XL 30). Mit diesem Mikroskop wurden die typischen Veränderungen der Oberflächen auf der Patrizen dokumentiert, wie sie durch die vier unter 3.1 genannten wichtigsten Verschleißmechanismen hervorgerufen werden können. Die Gleitreibungsflächen der Primärteleskope wurden untersucht und Bilder, die charakteristisch für die entstandenen Oberflächenveränderungen waren, gespeichert und ausgewertet. Es wurden alle Patrizen nach Verschleiß in den Vergrößerungsstufen 16-, 32-, 64-, 125-, 250-, 500- und 1.000fach mit jeweils drei Ausschnitten von markanten Verschleißspuren fotodokumentiert. Neben verschlissenen Arealen war die ursprüngliche Oberflächenmorphologie der Patrizen auch nach den Verschleißtests noch gut erkennbar. So war es möglich die Verschleißwirkungen auf der Oberfläche zu qualifizieren.

Die Verschleißspuren traten nur punktuell oder flächig lokalisiert auf. Deshalb wurden die rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen der Proben nur nach den Verschleißtests durchgeführt.

4.10 3D-Oberflächenanalyse

Mit dem Rasterelektronenmikroskop können Aussagen über die Art der Verschleißmechanismen getroffen werden. Maßangaben über die Rauheitstiefen sind jedoch nicht möglich. Diese Rauheitstiefen wurden mit 3D-Mikro-Streifenprojektion (FRT MicroSpy[®]) gemessen. Dies erforderte die Herstellung von Silikonduplikaten aus RepliSet F1 (Fa. Struers), da die Metalloberflächen für die Untersuchung zu große Lichtreflexionen aufwiesen. Dieses Silikon erreicht eine Abformgenauigkeit mit einer Auflösung von 0,1 µm. Die Abformgenauigkeit wurde anhand eines Raunormals (Precision Reference Specimen, Fa. Mitutoyo) überprüft. Dieses Raunormal besaß zwei Zonen mit einem Ra-Wert von 0,43 µm und 2,96 µm. Diese Werte waren vom Hersteller durch eine 2D-Oberflächenanalyse bestimmt worden. Das Raunormal wurde ausgewählt, da in vorhergegangenen Verschleißuntersuchungen an hybridprothetischen Ankern ähnliche Werte nach Verschleiß auftraten [Bayer 2004]. Die Reibungsflächen wurden vor dem Abformen mit der Silikonmasse mittels Alkohol (70 %) gereinigt und mit destilliertem Wasser abgespült.

Der MicroSpy[®] kann bei optimalen Probekörpern, deren Material eine möglichst geringe Transparenz und Lichtreflexion aufweisen muss, eine Messgenauigkeit von 2 µm in der Horizontalen und 0,1 µm in der Vertikalen erreichen. Die Auswertung der eingelesenen Oberflächenstrukturen erfolgte in Ermangelung einer Norm für 3D-Oberflächenanalysen in Anlehnung an die DIN EN ISO 4288 für 2D-Oberflächenanalysen. Die dabei relevanten geometrischen Kenngrößen sind in der DIN EN ISO 4287 definiert. Diese Auswertung der Kenngrößen wurde dann mittels der Software FRT Mark III V 3.7.4 (Fa. FRT) durchgeführt.

Es wurden alle Matrizen der 10 untersuchten Legierungen nach Verschleiß zur Messung der Verschleißbereiche herangezogen. Weil es sich bei den Matrizen um annähernd zylindrisch geformte Körper handelte wurden die RepliSet-Duplikate nur von den mesialen Außenseiten der Primärteleskopkronen gefertigt und danach vermessen, da hier eine annähernd plane Seite vorlag. Die Matrizen wurden nicht untersucht.

Aus der Vielzahl von Oberflächenkenngrößen, die in der DIN EN ISO 4287 definiert sind wurde aus den Senkrechtkenngößen (Amplitudenkenngrößen) der arithmetische Mittenrauwert (Ra)

ausgewählt und bestimmt. Der Ra-Wert ist als der arithmetische Mittelwert der Beträge aller Abweichungen y innerhalb einer Einzelmeßstrecke definiert und entspricht theoretisch dem Abstand zweier Linien, die entstehen würden, wenn der Flächeninhalt der werkstoffgefüllten Flächen über der mittleren Linie – sowie der Täler unter der Linie – in gleichgroße Rechtecke umgewandelt würden (Abb. 17). Die Prüfung fand in den Bereichen des Duplikats statt, die nach Augenscheinprüfung die größte Rauheit aufwiesen [DIN 4288]. Die Fläche des vermessenen Quadrats war bei allen Messungen gleich groß gewählt (2,099 mm Kantenlänge als Ersatz für die Meßstrecke der 2D-Messung).

Die Einzelmeßstrecke (λc) wurde angepasst an die DIN zur 2D-Messung der Oberflächenrauheit und auf 1/5 der Messstrecke (Kantenlänge) festgelegt. Die Lokalisation der Flächen wurde zusätzlich so gewählt, dass möglichst wenige Artefakte, die bei dem Scannen der Duplikate entstehen konnten, im Messbereich lagen.

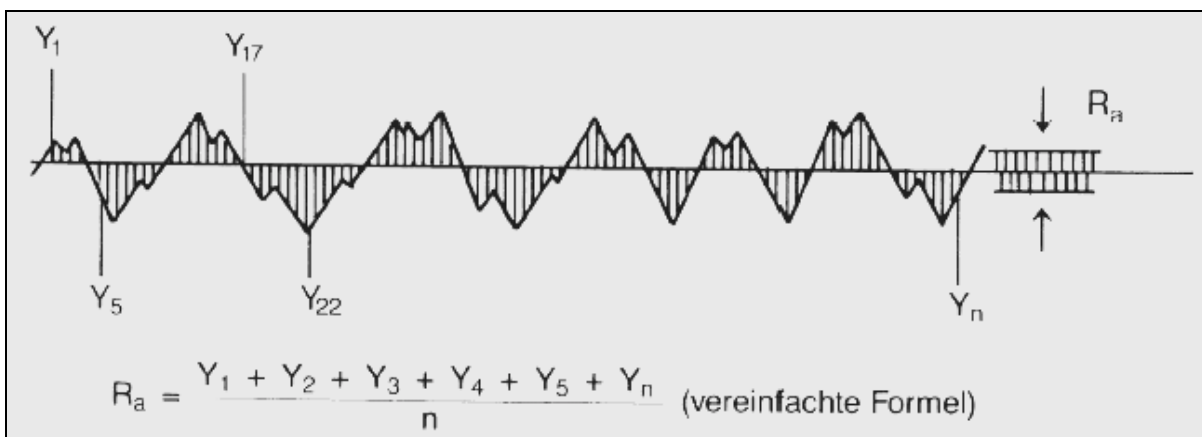


Abb. 17: Mittenrauwert Ra [Bayer 2004]

5 Ergebnisse

5.1 Ergebnisse der Kraft- und Wegaufzeichnungen

Die hier ausgewerteten Daten basieren aus den Kraft/Zeit und Weg/Zeit Messungen der ausgewählten Füge- und Trennzyklen. Die Probekörperpaare wurde mit einer Trockentrennkraft von 1 bis 3 N präfabriziert. Während einer Messreihe wurde jede Probe 10.000 mal gefügt und getrennt. Dabei wurden während der ersten 2.000 Zyklen im Abstand von zehn Zyklen, bei eins beginnend und nach 2.000 Zyklen im Abstand von 25 Zyklen ein Füge- und Trennvorgang als Kraft-Zeit sowie Weg-Zeit Messung dokumentiert. Während der gesamten Verschleißversuche wurden die Probekörperpaare mit einer Spüllösung umspült (Kap. 4.6.3).

5.1.1 AGC®-Special (Wieland)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 9 Probekörperpaaren mit validen Daten. Nur die Probekörperpaare 342, 343, 344 und 346 erreichten ohne Schwierigkeiten die angestrebte Zyklenzahl von 10.000. Probe 348 erreichte Zyklus 4.875, Probe 341 lief 7.025 Zyklen und weitere 3.000 Zyklen nach Neustart. Zu dem Probepaar 350 lagen keine Messdaten vor. Die Proben 345 und 347 durchliefen nur 20 Zyklen, Probekörperpaar 349 verschleiß nur 260 Zyklen.

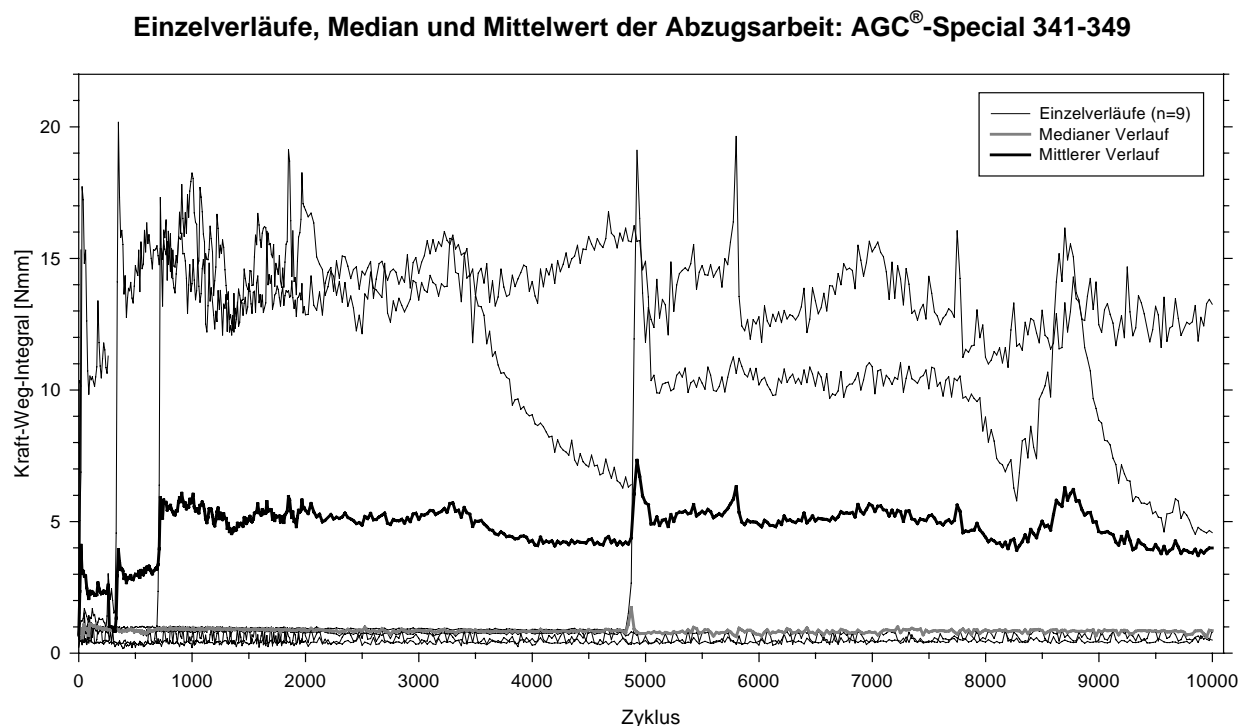


Abb. 18: Abzugsarbeit der Probekörper 341-349 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 22 Nmm skaliert.

In Abb. 18 ist das Kraft-Weg-Integral dargestellt, dass sämtliche Kräfte vom initialen Trennen bis zur 0,3 mm Trennung als Abzugsarbeit berücksichtigte. Einen regelmäßigen Verlauf über die gesamten Zyklen zeigten die Proben 341, 342 und 343. Probe 344 lief die ersten 700 Zyklen gleichmäßig um 1 Nmm, dann erfolgte ein Arbeitsanstieg und ein unregelmäßiger Weiterverlauf. Probe 346 verlief bis zum Zyklus 4.825 regulär, danach erfolgte ein Anstieg der Abzugsarbeit auf über 18 Nmm mit einem sprunghaften weiteren Verlauf oberhalb von 10 Nmm. Probe 348 startete direkt mit unregelmäßigen Werten unter 2 Nmm bis zur Zykluszahl 320, dort fand ein sprunghafter Anstieg bis auf über 20 Nmm statt, ab Zyklus 3.500 fielen die Abzugsarbeitswerte kontinuierlich. Probe 349 lief nur 260 Zyklen und erreichte schon nach dem 20. Zyklus einen Arbeitswert oberhalb 10 Nmm. Im mittleren Verlauf bewegte sich das Kraft-Weg-Integral mit sprunghaftem Fluss zwischen 2 Nmm und 7 Nmm. Der Median verlief deutlich gleichmäßiger unterhalb 1 Nmm.

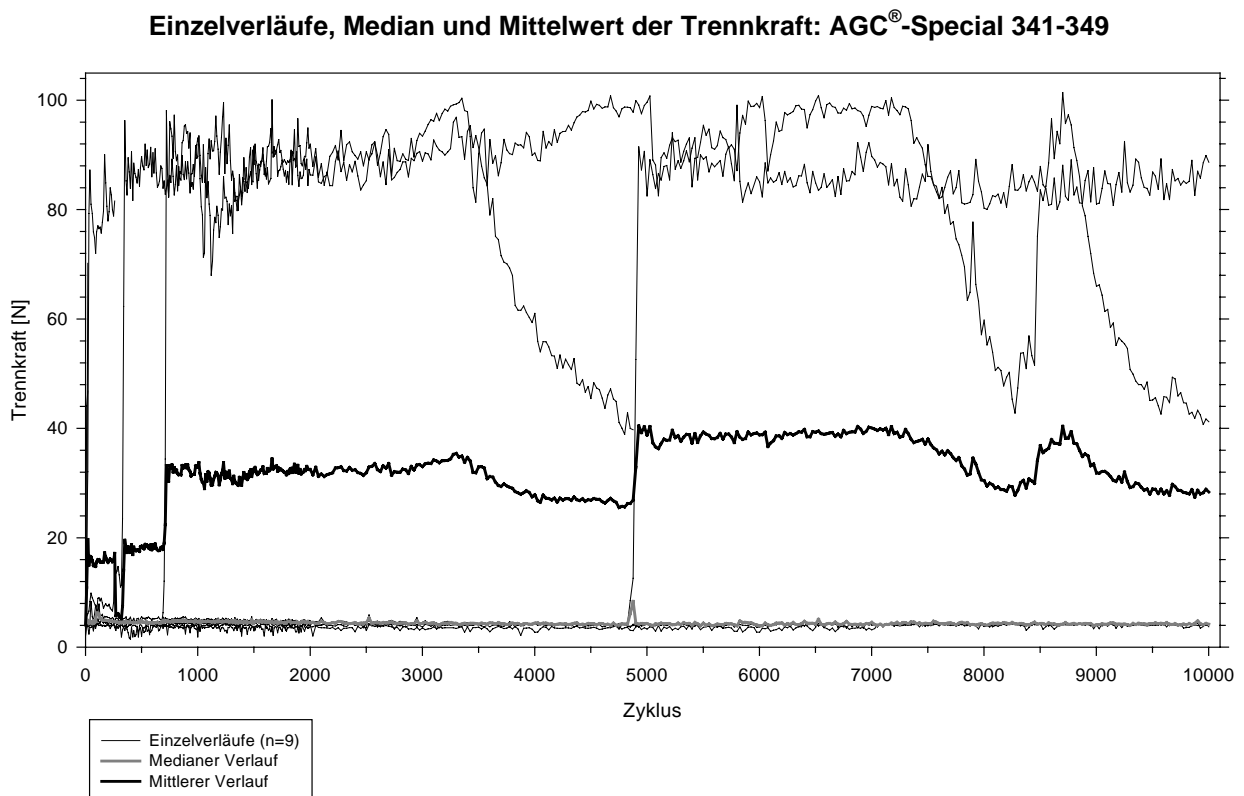


Abb. 19: Maximale Trennkraften der Probekörper 341-349. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 110 N skaliert.

Abb. 19 zeigt die Maximalkräfte die während des Trennvorgangs innerhalb der ersten 2 mm Trennstrecke gemessen wurden. Die Graphik veranschaulicht ein abweichendes Verhalten der Probekörper gegenüber Abb. 18. Die Meßkurven verliefen mit geringeren Schwankungen und kleineren Amplituden. Die Proben 341, 342 und 343 zeigten über den gesamten Zyklusverlauf Maximalkräfte unter 5 N. Die Probe 344 verfügte innerhalb der ersten 700 Zyklen über geringe Abzugskräfte (>8 N), die auf über 80 N ansteigen und dort verliefen. Probe 346 zeigte bis zum Zyklus 4.825 Werte unter 6 N, dann einen Anstieg oberhalb 80 N. Probe 348 blieb bis zur Zykluszahl 320 unter 10 N, dann stiegen die Kraftwerte bis auf über 90 N an, mit Schwankungen im Verlauf bis die Werte ab Zyklus 3.500 sanken. Probe 349 kam bereits nach 30 Zyklen bei Abzugswerten oberhalb von 80 N an. Probe 345 hatte bei Zyklus 20 eine maximale Abzugskraft von 46,82 N und Probe 347 im 20. Zyklus 70,18 N erreicht. Hier kennzeichnete den Mittelwert ein sprunghafter Verlauf mit Plateauphasen die bis auf 40 N reichten. Der Median bewegte sich dagegen gleichförmig unterhalb von 5 N mit drei ausfallenden Spitzenwerten.

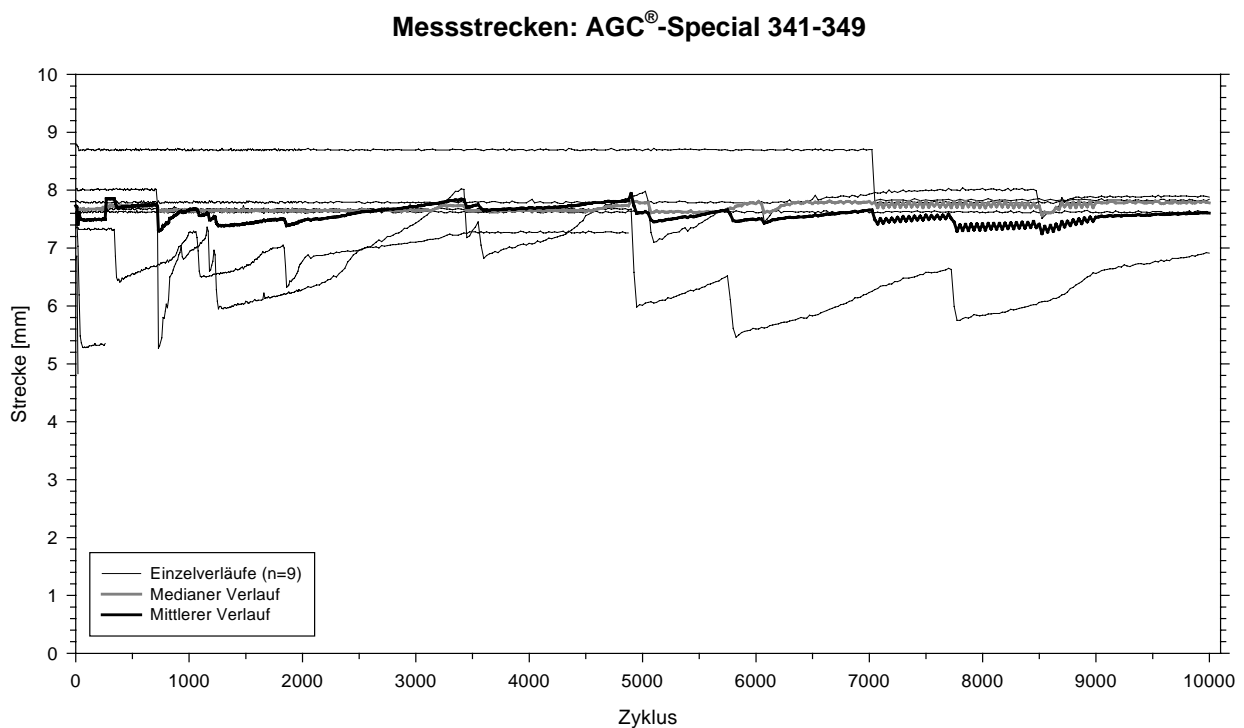


Abb. 20: Messstrecken der Probekörper 341-349.

In Abb. 20 sind die Messstrecken der einzelnen Probekörperpaare ersichtlich. Dabei ist die Strecke auf der Ordinate kein absoluter Wert, sondern stellt nur die relative Strecke als maximalen Fügezustand dar. Es ist auch hier erkennbar, dass die Probekörperpaare 342 und 343

einen regelmäßigen Verlauf über die gesamten Zyklen zeigten. Die Probe 341 wurde nach 7.025 Zyklen neu gestartet, in der Graphik veranschaulicht durch den kleineren Streckenwert. Die Probe 344 zeigte insgesamt eine hohe Varianz bei den Streckenwerten. Probe 346 wurde bis zum Zyklus 4.825 regulär gefügt, anschließend wurde keine vollständige Fügung mehr erreicht. Ähnlich auch bei Probe 348, hier war nach 320 Zyklen kein vollständiges Fügen mehr möglich. Probe 349 erreichte schon nach 10 Zyklen keine vollständige Fügung. Mittelwert und Median zeigten leichte Schwankungen.

5.1.2 Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent)

Diese Gruppe bestand aus 10 Probekörperpaaren (301-310) mit validen Daten. Alle 10 Probekörper durchliefen 10.000 Verschleißzyklen. Nur das Probekörperpaar 306 wurde nach 2.900 Zyklen neu gestartet und bewältigte im zweiten Anlauf die restlichen 7.100 Zyklen.

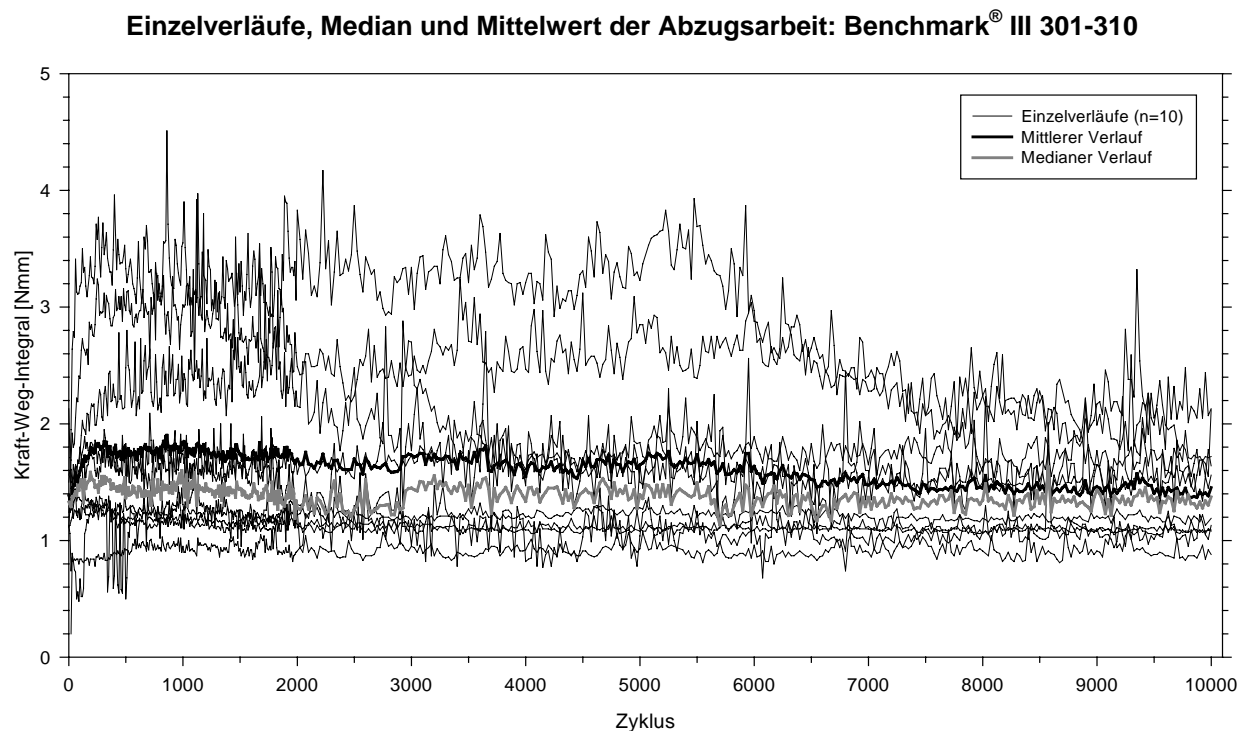


Abb. 21: Abzugsarbeit der Probekörper 301-310 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 5 Nmm skaliert.

Abb. 21 stellt das Kraft-Weg-Integral über den Verlauf von 10.000 Zyklen dar.

Deutlich erkennbar sind die nahezu konstant bleibenden Abzugsarbeitswerte bei dieser Legierung, die sich bei allen Probekörperpaaren zwischen 0.8 Nmm und 4 Nmm bewegten.

Größere Meßwertabweichungen lagen nicht vor, einzelne Schwankungen zwischen den Zyklen überschritten nur selten 1 Nmm. Die Probe 306 zeigte einen Sprung nach 2.900 Zyklen beim Neustart. Mittelwert und Median verliefen konstant unter 2 Nmm, wobei der Mittelwert kontinuierlich eine abnehmende Tendenz aufwies.

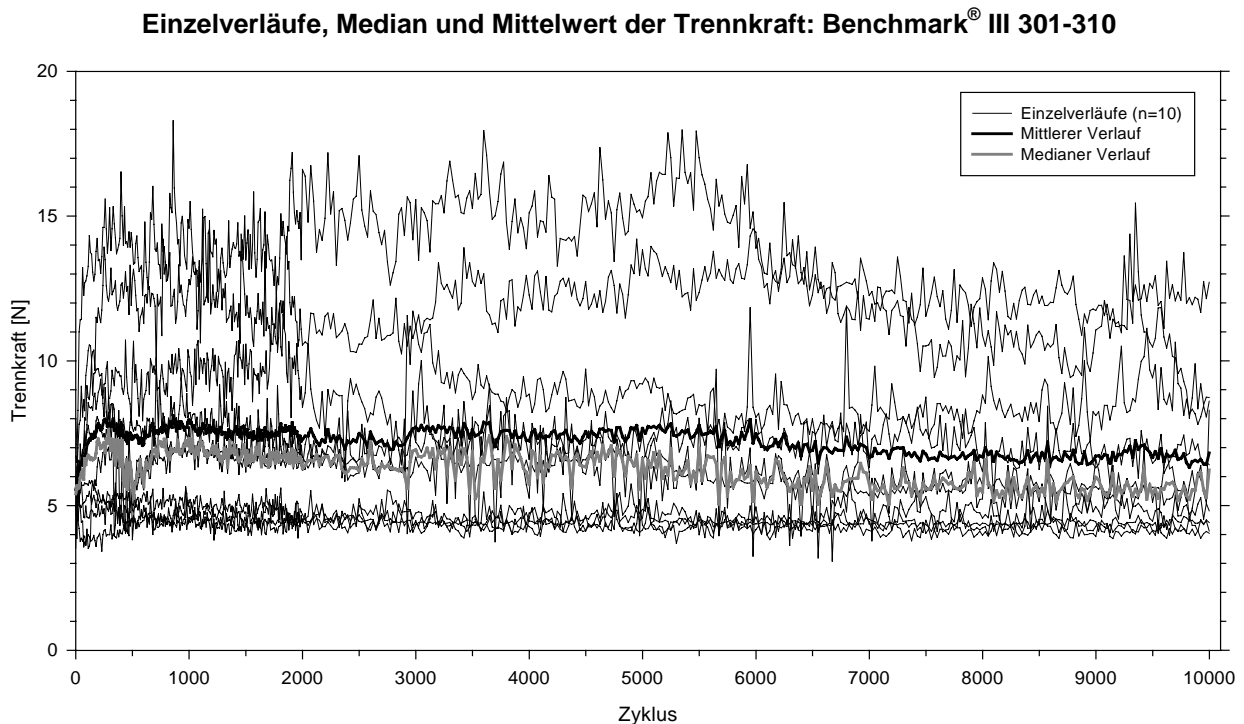


Abb. 22: Maximale Trennkraften der Probekörper 301-310. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 20 N skaliert.

Abb. 22 zeigt die Maximalkräfte die während des Trennvorgangs gemessen wurden. Hier war eine deutlich größere Streuung der Kraftwerte zwischen den einzelnen Probekörpern zu beobachten. Bei den Proben 301 und 305 lagen Abzugskräfte um 4 N vor, wogegen die Probe 303 Abzugskräfte bis 18 N aufwies. Die einzelnen Schwankungen zwischen den Zyklen reichten gelegentlich bis 4 N. Diese Schwankungen verliefen proportional zum Anstieg der Abzugskräfte. Allgemein demonstrierten die Trennkraftmaxima einen recht kontinuierlichen Verlauf, abnehmende Tendenzen waren bei Probe 303 und 307 sowie bei dem Mittelwert und dem Median zu beobachten.

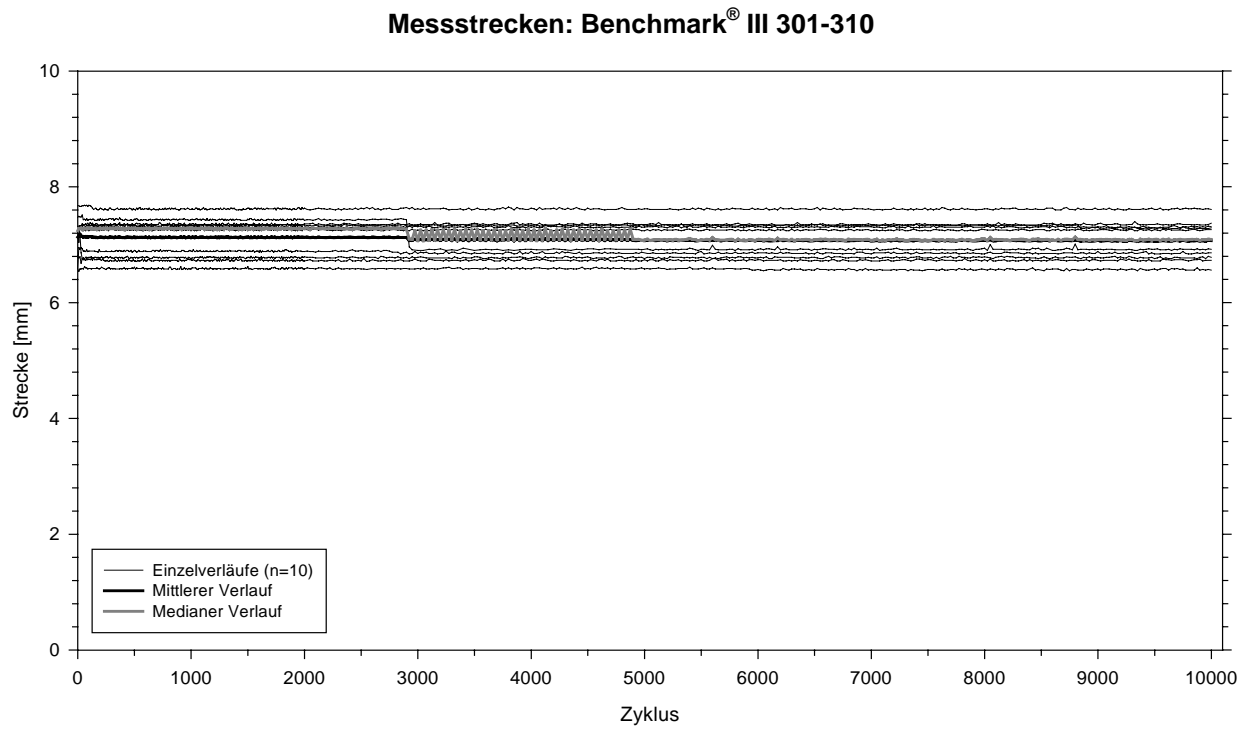


Abb. 23: Messstrecken der Probekörper 301-310.

Abb. 23 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben, Nr. 306 wurde nach 2.900 Zyklen neu gestartet. Die Probe 301 verfügte erst ab dem 30. Zyklus über einen Wert zur Abzugsstrecke. Mittelwert und Median waren kongruent.

5.1.3 Bio Portadur® (Wieland)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. Alle Probekörperpaare erreichten die Zyklenzahl 10.000. Probekörper 321 wurde nach 100 Zyklen neu gestartet. Die Patrize 322 löste sich nach 3.200 Zyklen aus der Verschleißprüfmaschine.

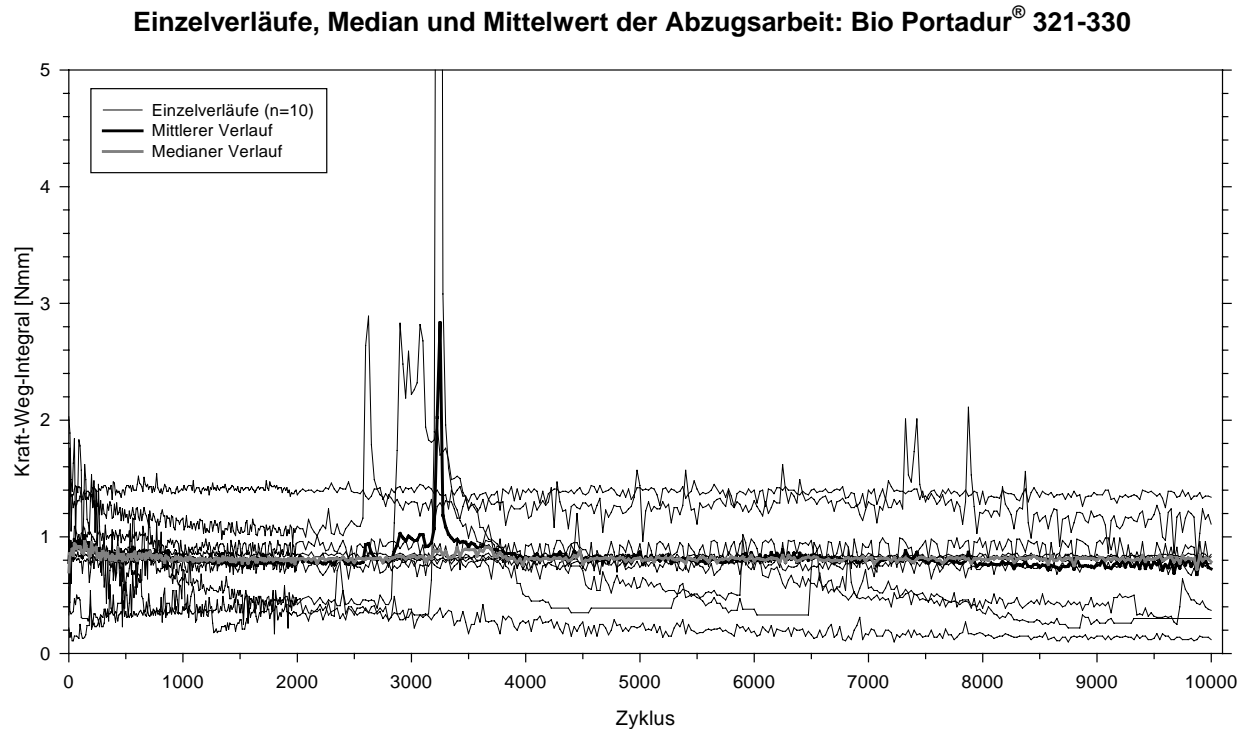


Abb. 24: Abzugsarbeit der Probekörper 321-330 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 5 Nmm skaliert.

In der Abb. 24 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe zu Beginn der Verschleißzyklen unter 2 Nmm lag. Erst nach 2.500 Zyklen stieg der Wert bei drei Probepaaren an. Probe 327 zeigte als erstes ein Arbeitsmaximum bei Zyklus 2.625 von 2,89 Nmm, gefolgt von Probe 322, die bei Zyklus 3.250 ein Maximum von 19,46 Nmm erreichte. Dort war die Patrize vom Trägerstumpf gelöst. Nach erneutem Befestigen sanken die Werte aber unterhalb 1 Nmm. Auch die Probe 321 erreichte Arbeitswerte zwischen 1 Nmm und 2 Nmm. Auffällig war, dass Probe 329 den höchsten Wert zu Beginn aufwies und bei Zyklus 10.000 über den kleinsten Wert verfügte. Mittelwert und Median verliefen gleichförmig unter 1 Nmm. Nur bei Zyklus 3.250 präsentierte der Mittelwert einen einzelnen Maximalwert von 2,8 Nmm.

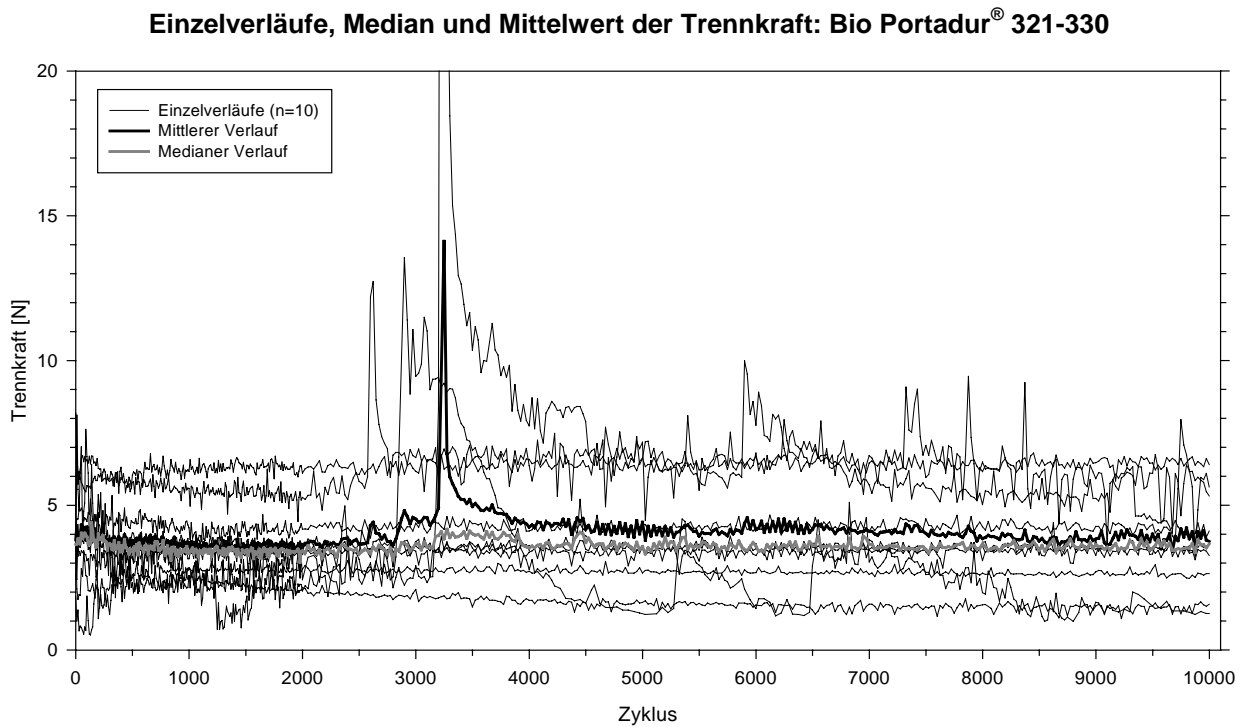


Abb. 25: Maximale Trennkraft der Probekörper 321-330. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 20 N skaliert.

In Abb. 25 sind die maximalen Trennkraft der Probekörper 321-330 dargestellt. Die Kraftwerte der einzelnen Probepaare verliefen bis Zyklus 2.600 unterhalb der 8 N Marke, dann stiegen 327, 322 und 321 sprunghaft an. Die Proben 327 und 322 verliefen mit erhöhten Kraftwerten weiter. Für Probe 321 zeigte sich bei Zyklus 5.000 und 5.900 noch mal ein Kraftanstieg. Bemerkenswert ist der Verschleiß von Probe 322, diese startete mit den geringsten Abzugskräften und erzielte die höchsten Endwerte. Abzugskraft- und Abzugsarbeitskurven waren nicht kongruent. Der Mittelwert und der Median zeigten einen konstanten Verlauf um 4 N. Nur bei Zyklus 3.250 verfügte der Mittelwert über einen einzelnen Maximalwert von 14 N.

Messstrecken: Bio Portadur® 321-330

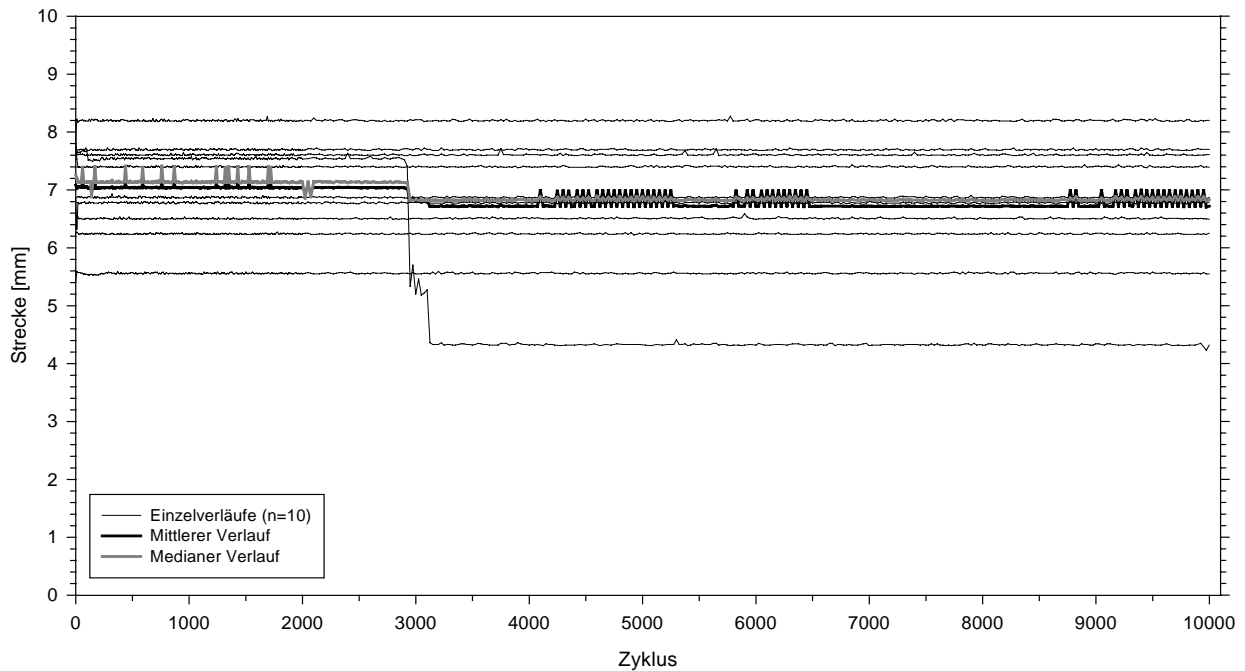


Abb. 26: Messstrecken der Probekörper 321-330.

Abb. 26 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben, mit Ausnahme der Probe 321, die nach 100 Zyklen neu gestartet wurde und bei Zyklus 3.100 nicht mehr den vollständigen Fügezustand erreichte und ca. 3 mm weniger Messstrecke bewältigte, diese dann aber beständig lief. D.h. die Probekörper 321 konnten ab Zyklus 3.100 nur noch bis zur Hälfte gefügt werden. Mittelwert und Median waren unauffällig.

5.1.4 Degudent[®] H (Degudent)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. 8 Proben durchliefen 10.000 Verschleißzyklen. Bei Probekörper 241 ergab sich nach 400 Zyklen ein Versuchsabbruch, für Probekörper 246 resultierte nach 1.140 Zyklen ebenfalls ein Abbruch. Probe 246 musste schon nach 30 Zyklen neu gestartet werden. Ebenso mussten die Proben 243 nach 6.725 Zyklen und 249 nach 140 Zyklen erneut gestartet werden. Beide liefen aber bis zum Ende des Versuchs.

Einzelverläufe, Median und Mittelwert der Abzugsarbeit: Degudent[®] H 241-250

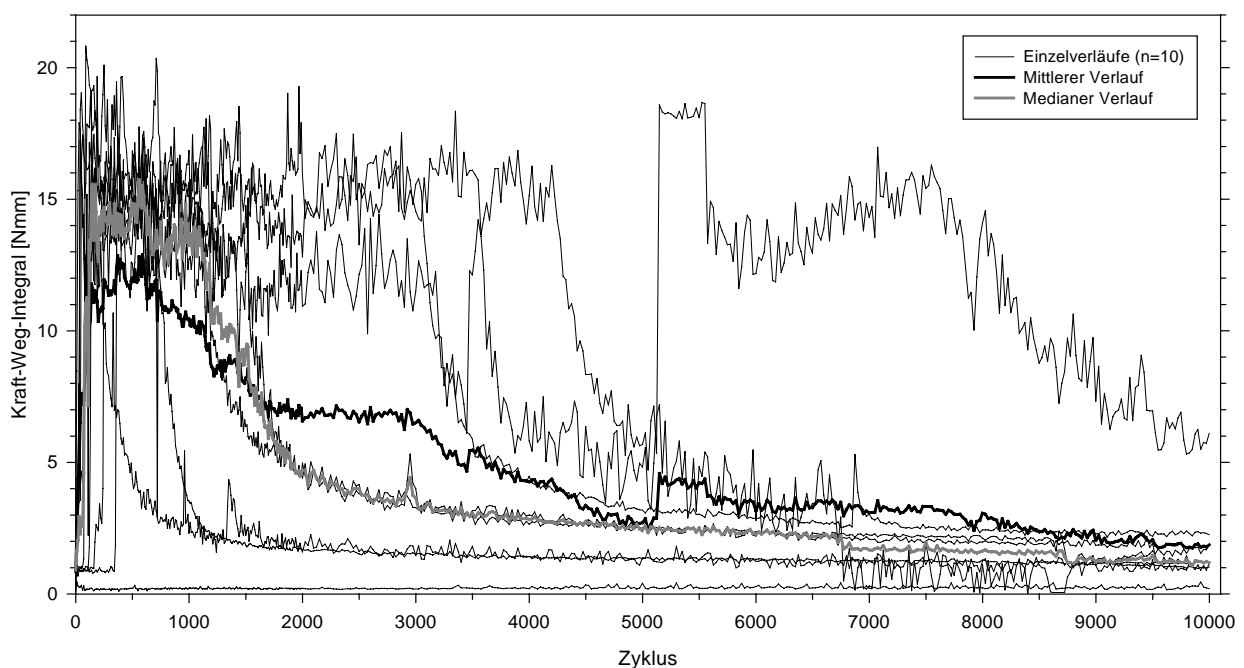


Abb. 27: Abzugsarbeit der Probekörper 241-250 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 22 Nmm skaliert.

In Abb. 27 ist das Kraft-Weg-Integral während der Verschleißversuche dargestellt. Einen regelmäßigen Verlauf über die gesamten Verschleißzyklen zeigte nur Probekörper 248. Die Arbeitswerte von 0,5 Nmm wurden nicht überschritten. Alle anderen Proben zeigten einen initialen Arbeitsanstieg auf 15 Nmm bis über 20 Nmm. Probe 241 wies diesen Anstieg erst nach 350 Zyklen auf, der Versuch wurde aber nur 50 Zyklen fortgesetzt. Einen sprunghaften Verlauf offenbarte Probe 249. Bei den meisten Probekörpern war eine Abnahme der Abzugsarbeit erkennbar, immer wieder unterbrochen durch kleinere Arbeitsanstiege. Der Mittelwert und der Median stiegen rasch an und sanken im Verlauf der 10.000 Verschleißzyklen bis unter 2 Nmm,

wobei der Median einen hyperbelförmigen und der Mittelwert einen eher linearen Abfall aufwiesen.

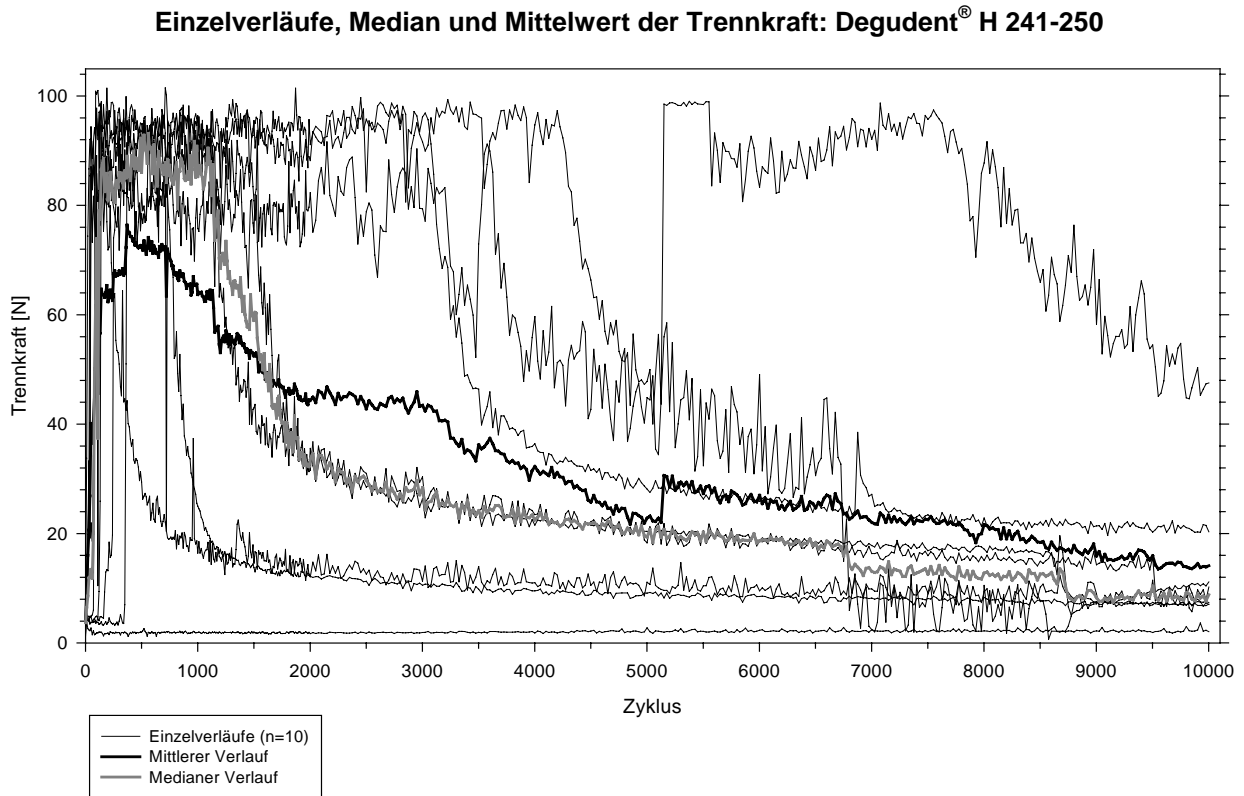


Abb. 28: Maximale Trennkraften der Probekörper 241-250. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 110 N skaliert.

In Abb. 28 sind die maximalen Abzugskräfte dargestellt. Sie zeigten ähnliche Charakteristika wie die Abzugsarbeit. Probe 248 blieb konstant unter 3 N. Die anderen Proben entwickelten sprunghaft sehr hohe Kräfte, mit Werten bis zu 100 N, die bei den Proben 243, 244, 245, 247 und 249 zunächst als Plateau erhalten blieben, dann aber hyperbelförmig abnahmen. Die Entwicklung der Abzugskraftverläufe stellte sich unabhängig von den initialen Abzugskraftwerten ein. Die Mittel- und Medianwerte der Abzugskraft zeigten ähnliche Kurven, wie die der Abzugsarbeit.

Messstrecken: Degudent® H 241-250

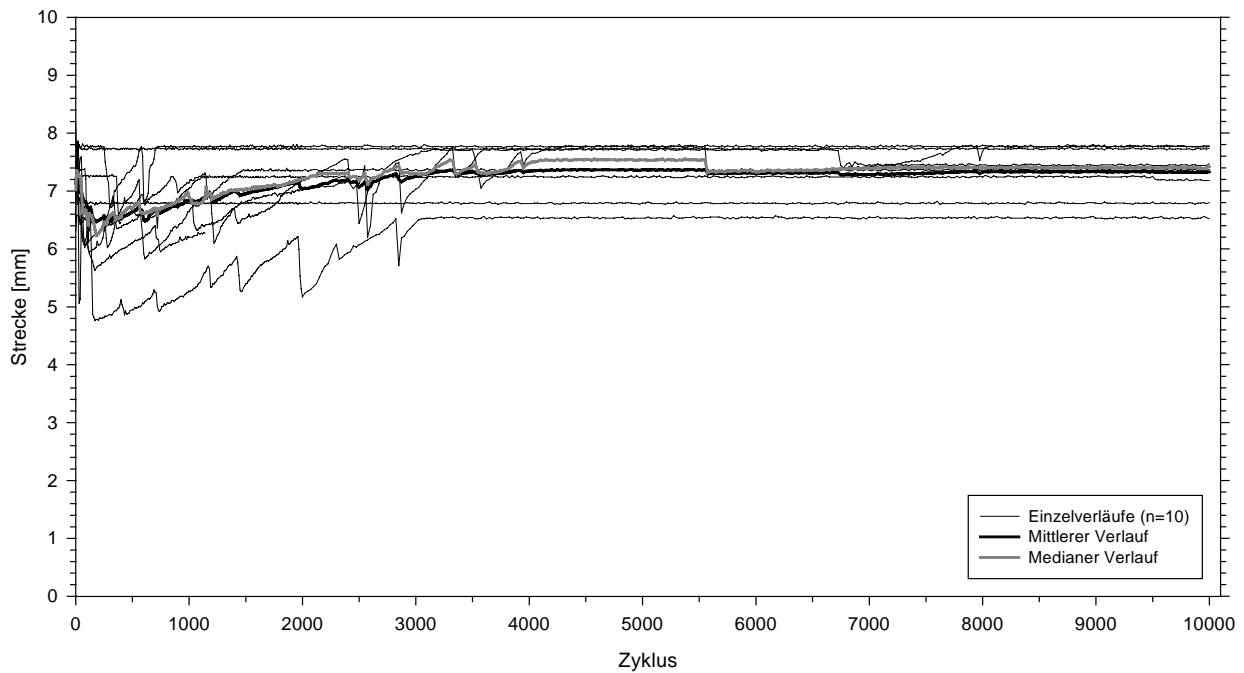


Abb. 29: Messstrecken der Probekörper 241-250.

Abb. 29 zeigt die Messstrecke der Füge- und Trennvorgänge. Nur die Proben 242 und 248 verwiesen während des gesamten Verschleißvorganges auf ein gleichmäßiges vollständiges Fügen. Die anderen Proben zeigten während der ersten 1.000 Zyklen sehr unterschiedliche Messstrecken, was auf ein unvollständiges Fügen aufgrund zu hoher Kraftanstiege und damit Veränderungen der Umkehrpunkte zurückschließen ließ. Mittelwert und Median vielen nach anfänglichem vollständigen Fügen rasch um 1 mm ab, mit sukzessiver Rückkehr auf die Ausgangsstrecke.

5.1.5 Degudent® LTG (Degudent)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. 8 Proben verschlissen die 10.000 Versuchszyklen. Probe 367 hat 9.550 Zyklen durchlaufen, dabei wurde mehrfach die Maximalkraft von 100 N überschritten. Die Probe 368 hat nur 9.850 Zyklen erreicht.

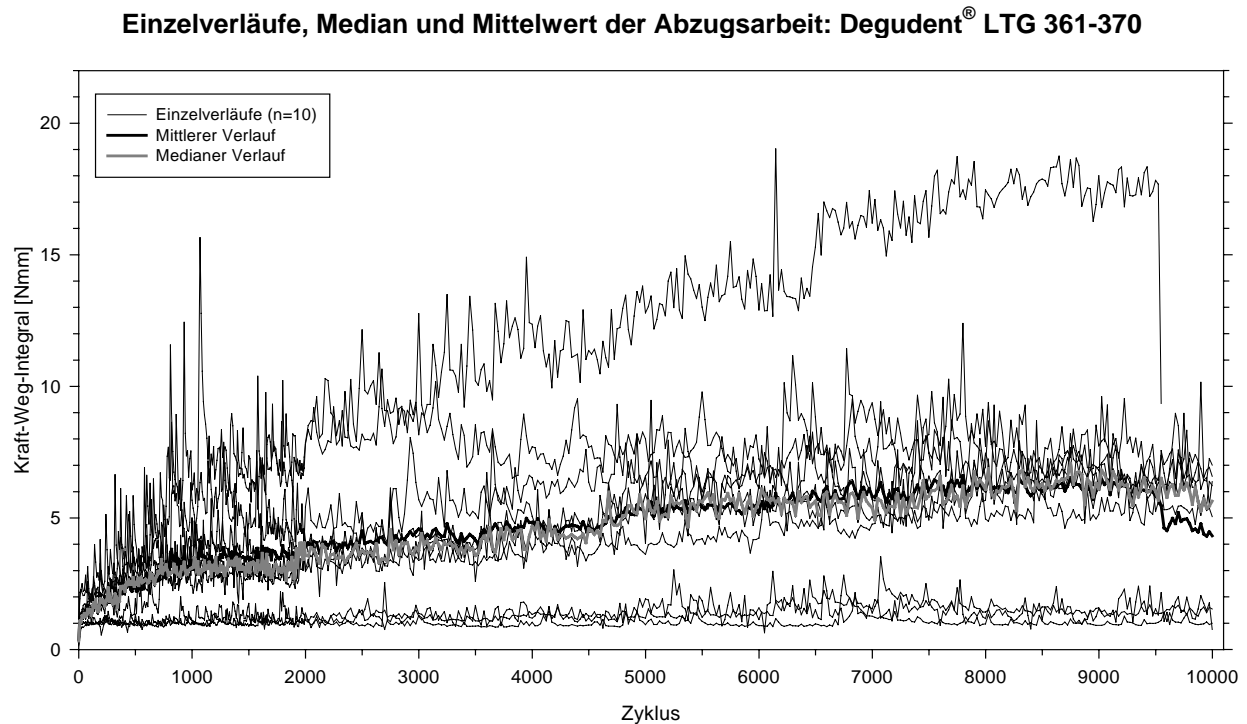


Abb. 30: Abzugsarbeit der Probekörper 361-370 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 22 Nmm skaliert.

In der Abb. 30 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe zu Beginn der Verschleißzyklen unter 2 Nmm lag. Ausgenommen der Probennummern 362, 363 und 366 deren Abzugsarbeitsergebnisse relativ konstant unter 2 Nmm lagen, stiegen die Werte der anderen Proben kontinuierlich an. Bei Probe 361 fand der Anstieg erst nach 500 Zyklen statt und nahm nach 6.775 Zyklen wieder ab. Auch Probe 369 erreichte bei Zyklus 3.000 ein Maximum, nachdem keine weitere Steigungstendenz erkennbar war. Mittelwert und Median stiegen von 1 Nmm auf 6 Nmm kontinuierlich an.

Einzelverläufe, Median und Mittelwert der Trennkraft: Degudent® LTG 361-370

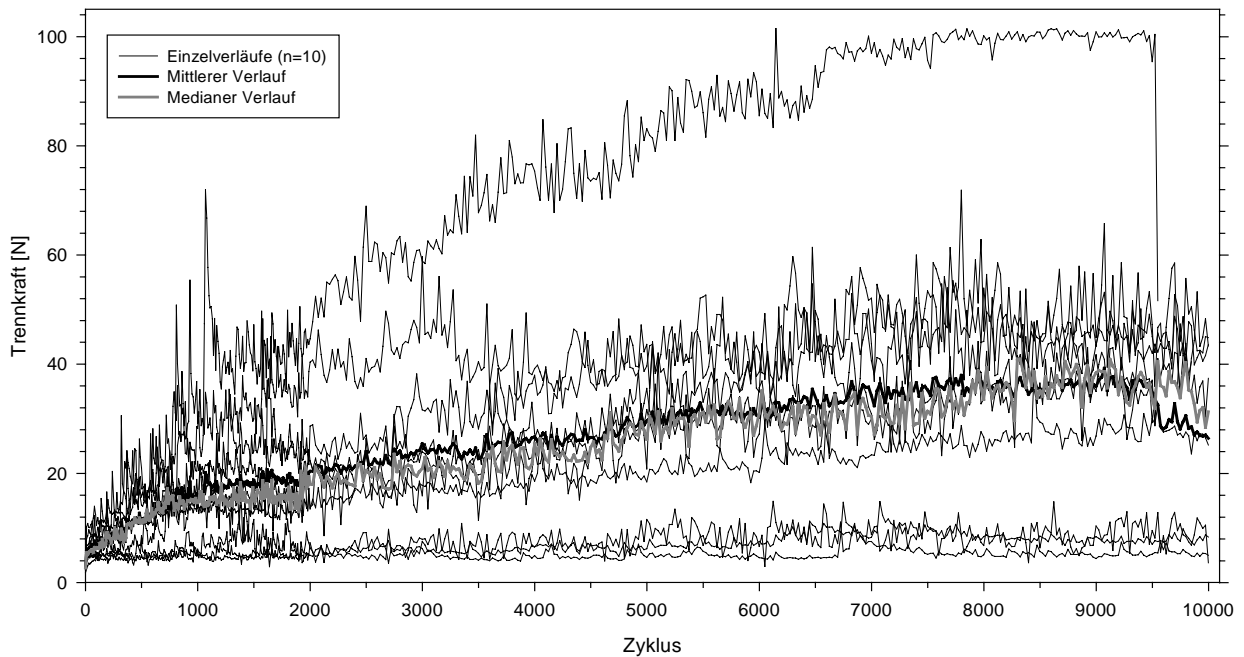


Abb. 31: Maximale Trennkraften der Probekörper 361-370. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 110 N skaliert.

In Abb. 31 sind die maximalen Trennkraften der Probekörper 361-370 dargestellt. Mehrheitlich fand ein Kraftanstieg statt. Das Diagramm zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf wie Abb. 30, nur die Schwankungen innerhalb der Verlaufskurve einer Probe fielen deutlich geringer aus. Probe 367 erreichte ab Zyklus 6.575 nahezu eine Plateauphase um 100 N bis zum 9.550 Zyklus dort wurde der Verschleißvorgang abgebrochen. Die Proben 362, 363 und 366 blieben mit ihren Werten fast immer unterhalb der 10 N Grenze. Mittelwert und Median stiegen von ca. 5 Nmm auf über 35 Nmm kontinuierlich an, wobei der Median eine größere Amplitude innerhalb seiner Kurve aufwies als der Mittelwert.

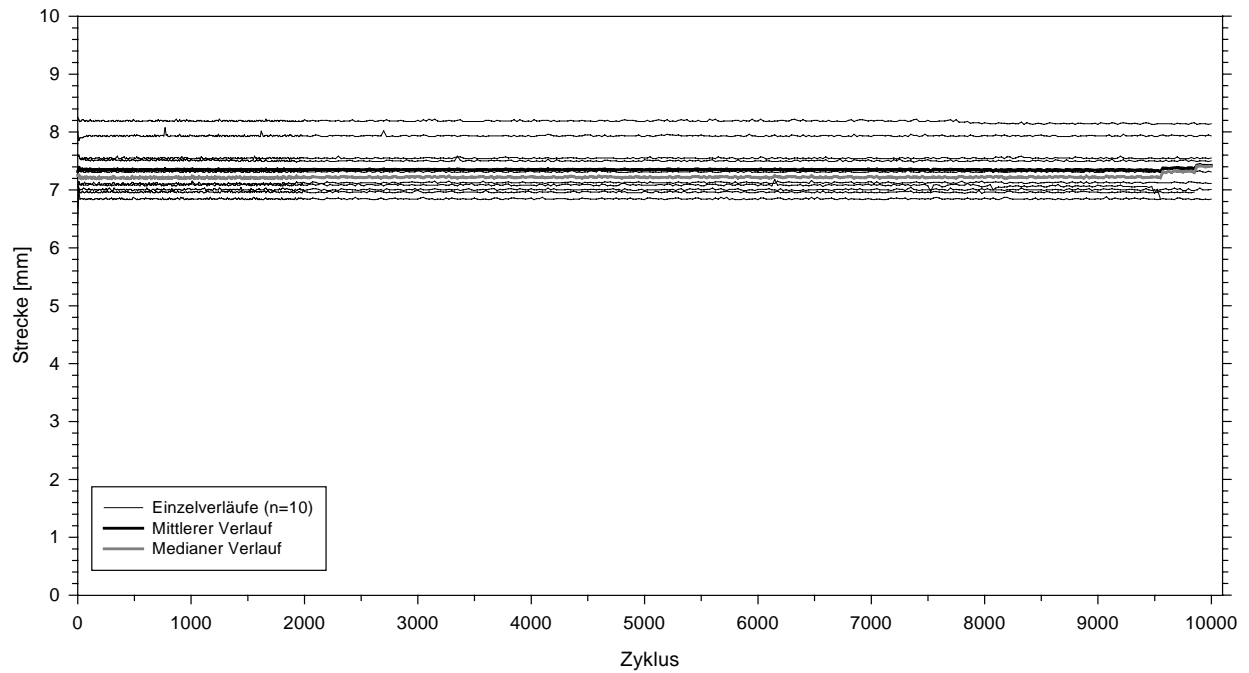
Messstrecken: Degudent® LTG 361-370

Abb. 32: Messstrecken der Probekörper 361-370.

Abb. 32 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben, die Proben 367 und 368 durchliefen keine 10.000 Zyklen. Alle Proben wurden mit Toleranz von $\pm 0,1$ mm vollständig gefügt. Mittelwert und Median verliefen deckungsgleich.

5.1.6 Degunorm® (Degudent)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. 7 Proben erreichten das Untersuchungsziel von 10.000 Füge- und Trennzyklen. Probe 264 wurde nach 8.850 Zyklen neu gestartet und endete vorzeitig bei 9.300 Zyklen. Probe 265 wurde mehrfach neu gestartet. Erstmals nach 770 Zyklen und erneut nach 2.000 Zyklen. Probe 269 endete nach 7.900 Zyklen, der Versuch wurde über die letzten 2.100 Zyklen fortgesetzt.

Einzelverläufe, Median und Mittelwert der Abzugsarbeit: Degunorm® 261-270

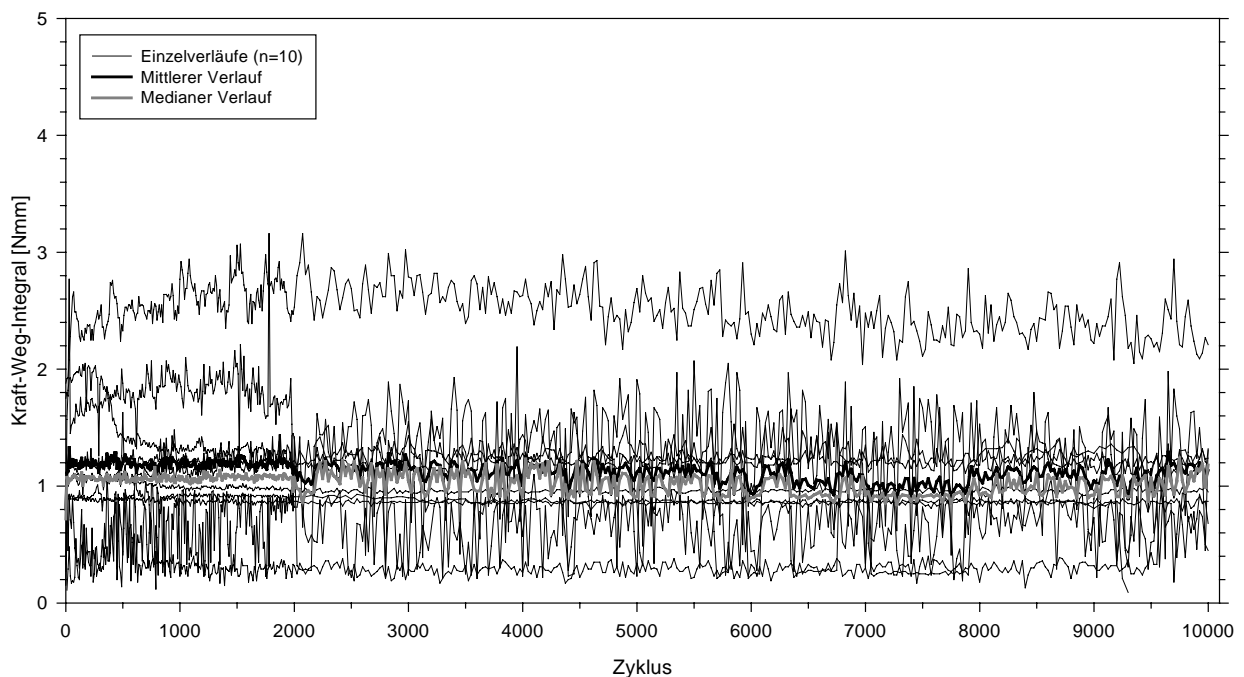


Abb. 33: Abzugsarbeit der Probekörper 261-270 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 5 Nmm skaliert.

In der Abb. 33 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe zu Beginn der Verschleißzyklen unter 2 Nmm lag. Nur die Probe 266 stieg nach 30 Zyklen über 2 Nmm, verlief dort aber konstant zwischen 2 Nmm und 3 Nmm. Die Probe 267 überschritt innerhalb der ersten 2.000 Zyklen mehrfach den 2 Nmm Arbeitswert. Die Proben 262, 267 und 269 verliefen mit häufigen Schwankungen innerhalb eines Spektrums von 1,5 Nmm. Besonders auffällig war dieses Erscheinungsbild ab Zyklus 2.000. Es gab keine größeren Ausreißer innerhalb des Kraft-Weg-Integrals. Die Probe 264 wies nur Messwerte über 9.300 Zyklen auf. Mittelwert und Median zeigten einen geradlinigen Verlauf um 1 Nmm, wobei der Median etwas unterhalb des Mittelwertes blieb.

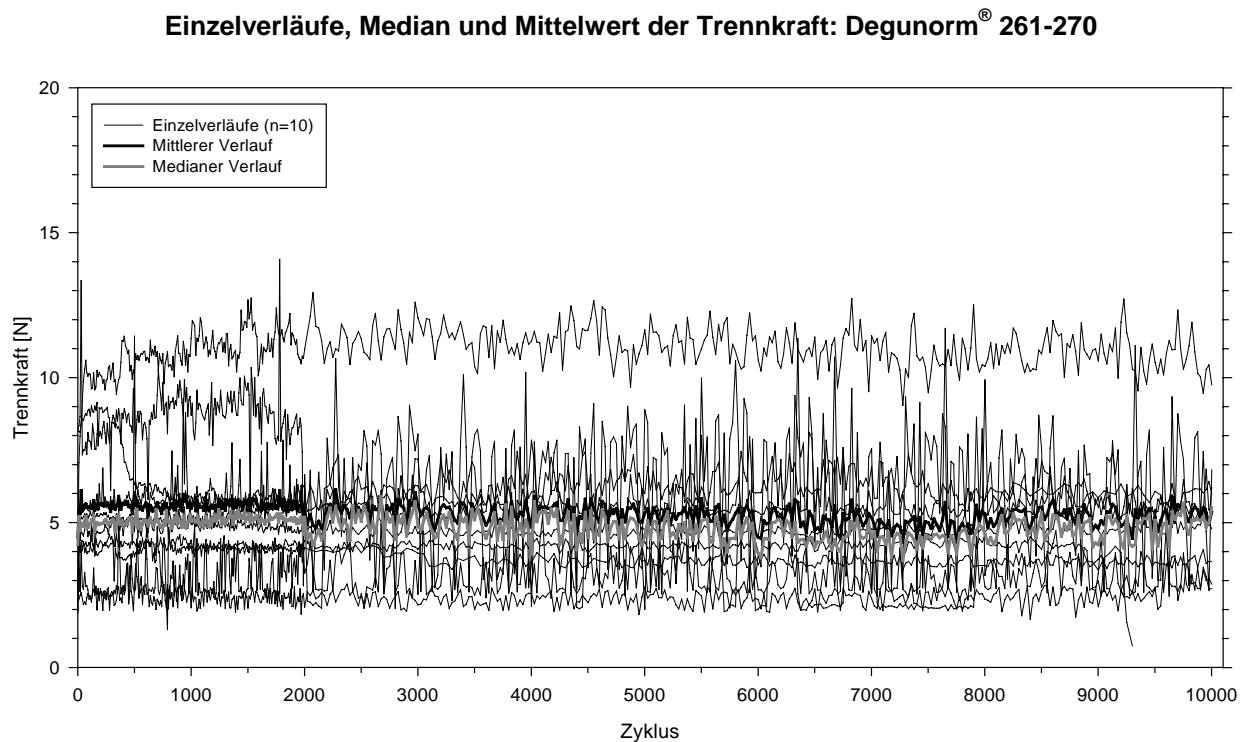


Abb. 34: Maximale Trennkkräfte der Probekörper 261-270. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 20 N skaliert.

In Abb. 34 sind die maximalen Trennkkräfte der Probekörper 321-330 dargestellt. Das Diagramm zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf wie Abb. 33. Die Probe 266 und 267 starteten mit Abzugskraftwerten von ca. 8 N. Alle anderen Proben starteten mit maximal ca. 5 N. Nach 50 Zyklen stieg die Probe 266 auf über 10 N an mit einem konstanten weiteren Verlauf. Die Probe 267 überschritt innerhalb der ersten 2.000 Zyklen mehrfach die 10 N Kraftmarke. Auch die Probe 262 erreichte Kraftspitzen oberhalb 10 N. Die Proben 262, 267 und 269 verliefen mit häufigen Schwankungen innerhalb eines Kraftspektrums von 7 N. Besonders auffällig war dieses Erscheinungsbild ab Zyklus 2.000. Die neu gestarteten Proben zeigten während der weiteren Verläufe konstantbleibende Werte. Mittelwert und Median verliefen geradlinig um 5 N, wobei der Median immer unterhalb des Mittelwertes blieb.

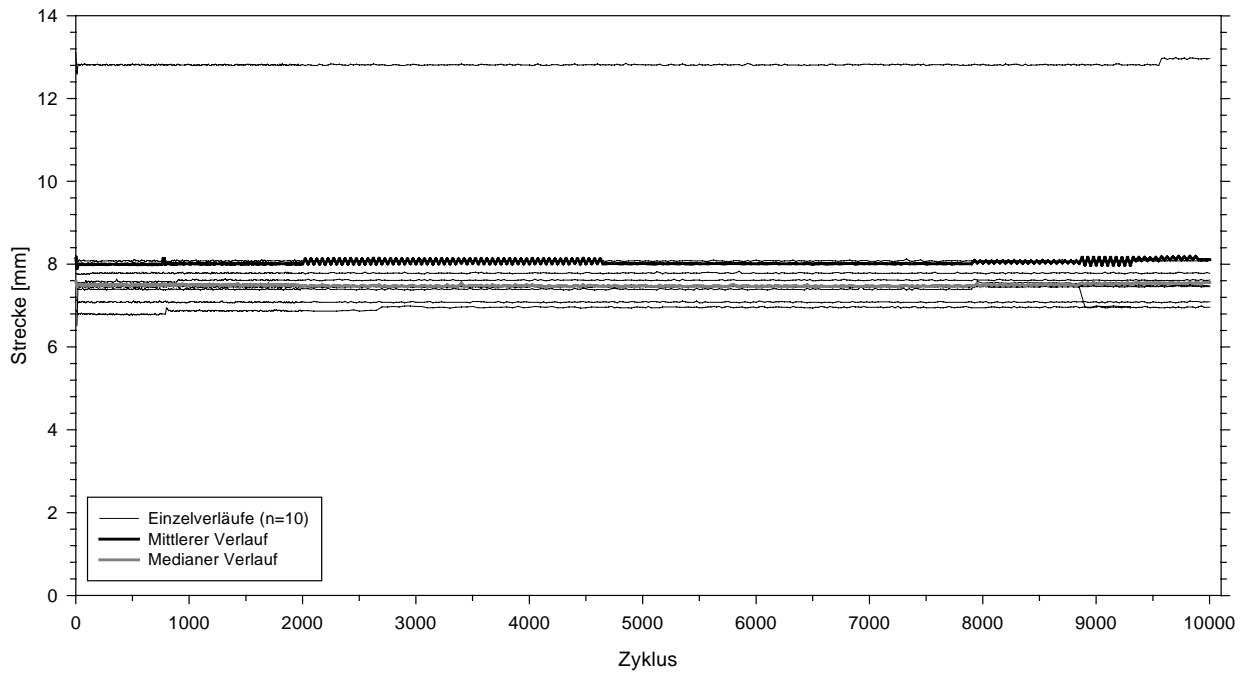
Messstrecke: Degunorm® 261-270

Abb. 35: Messstrecken der Probekörper 261-270. Auf der Ordinate ist die Strecke bis 14 mm skaliert.

Abb. 35 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben. Alle Proben wurden mit Toleranz von $\pm 0,1$ mm vollständig gefügt. Mittelwert und Median verliefen deckungsgleich.

5.1.7 Esteticor Avenir® (C&M)

Diese Gruppe bestand aus 9 Probekörperpaaren mit validen Daten. Nur die beiden Probekörperpaare 224 und 229 erreichten alle 10.000 Verschleißzyklen. Die Proben 222 und 228 endeten nach 40 Zyklen, 221 nach 130 Zyklen, 223 nach 250 Zyklen, und 227 nach 460 Zyklen. Die Probe 226 durchlief 1.770 Zyklen und die Probe 225 lief 2.675 Zyklen. Die Probe 225 wurde nach einem Verschleißzyklus neu gestartet und Probe 221 musste nach 30 Zyklen neu gestartet werden.

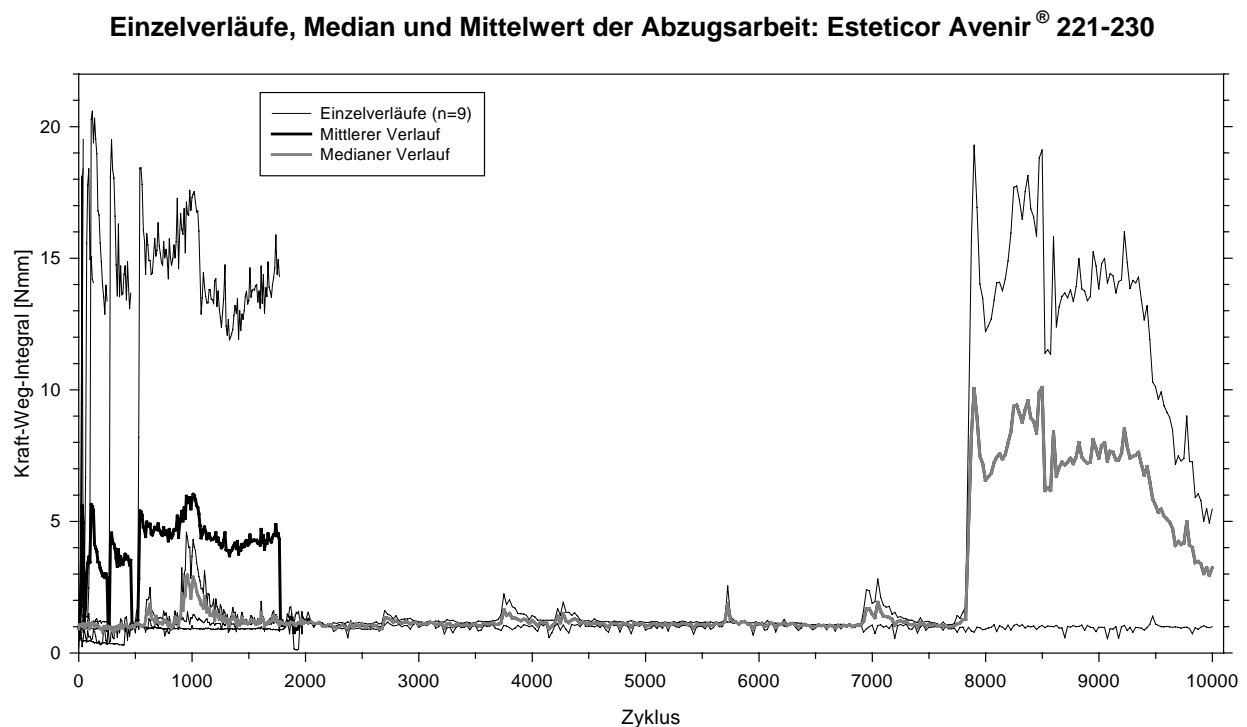


Abb. 36: Abzugsarbeit der Probekörper 221-230 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 22 Nmm skaliert.

In der Abb. 36 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe während der ersten 10 Verschleißzyklen unter 2 Nmm lag. Dann stiegen die Werte für Probe 222 und 228 innerhalb der nächsten 30 Zyklen auf ca. 20 Nmm wonach die Versuchsreihen beendet wurden. Die Proben 223, 226 und 227 erreichten innerhalb weniger Zyklen ebenfalls über einen steilen Werteanstieg ihr Maximum, wobei nur die Probe 226 noch über 1.200 Zyklen weiterlief, bevor auch bei dieser Probe einen Abbruch des Versuchs erfolgte. Probe 224 erreichte erst nach 7.900 Zyklen und einem bis dahin konstanten Verlauf meist unter 2 Nmm ein Abzugsarbeitsmaximum von 19,29 Nmm. Nur die Proben 225 und 229 zeigten einen

konstanten Werteverlauf, 225 erreichte aber nur 2.675 Zyklen. Der Mittelwert verlief innerhalb der ersten 2.000 Zyklen sehr sprunghaft und unregelmäßig, nach 2.000 Zyklen fand ein gemeinsamer Verlauf mit dem bis dahin eher konstant verhaltenen Median statt. Ab Zyklus 2.700 waren aus dieser Legierung nur noch zwei Proben an den Verschleißversuchen beteiligt, von denen eine Probe nach 7.800 Zyklen den Mittelwert zum ansteigen brachte.

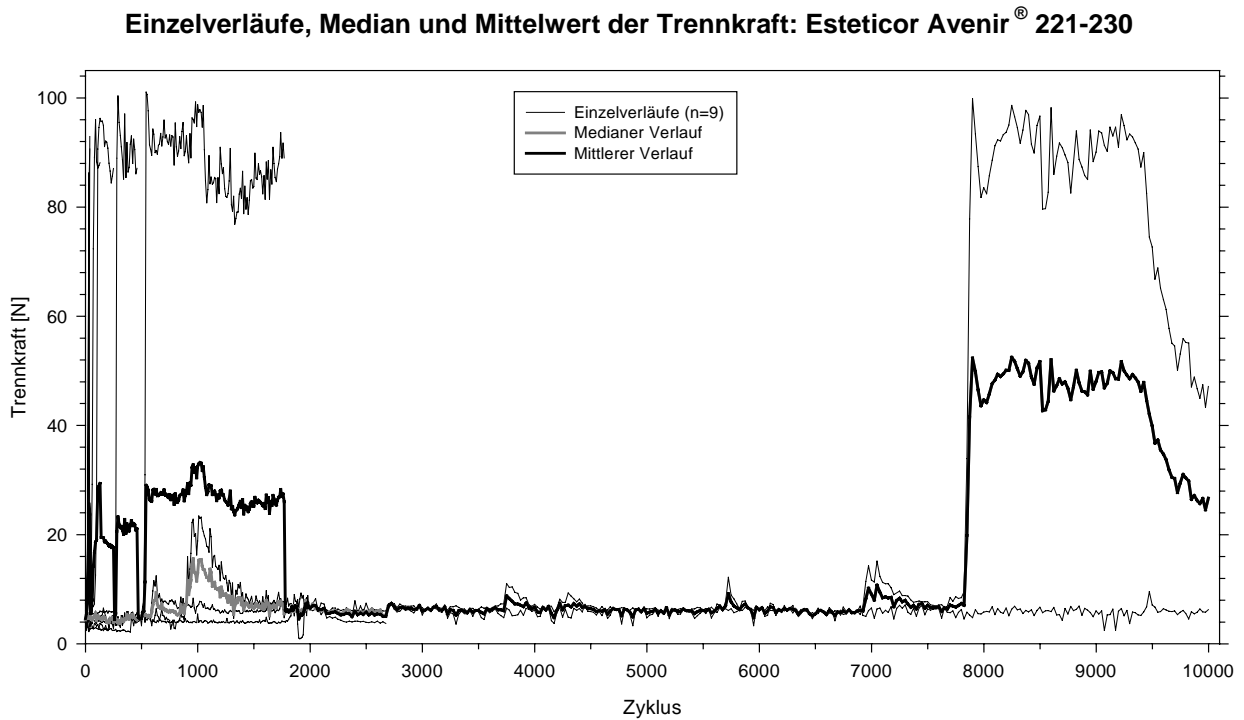


Abb. 37: Maximale Trennkraft der Probekörper 221-229. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 110 N skaliert.

In Abb. 37 sind die Trennkraftmaxima der Probekörper 221-229 dargestellt. Das Diagramm zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf wie Abb. 36. Die Proben 221, 222, 223, 228, 227 und 226 erreichten innerhalb weniger Zyklen Abzugskräfte von über 90 N. Die Probe 224 erreichte diesen Wert, gleichwohl endete der Versuch nach 10.000 Zyklen. Die Proben 225 und 229 blieben im wesentlichen unter 5 N. Die Mittel- und Medianwerte der Abzugskraft zeigten ähnliche Kurven, wie die der Abzugsarbeit. Die Werte schwankten zwischen 5 N und 55 N.

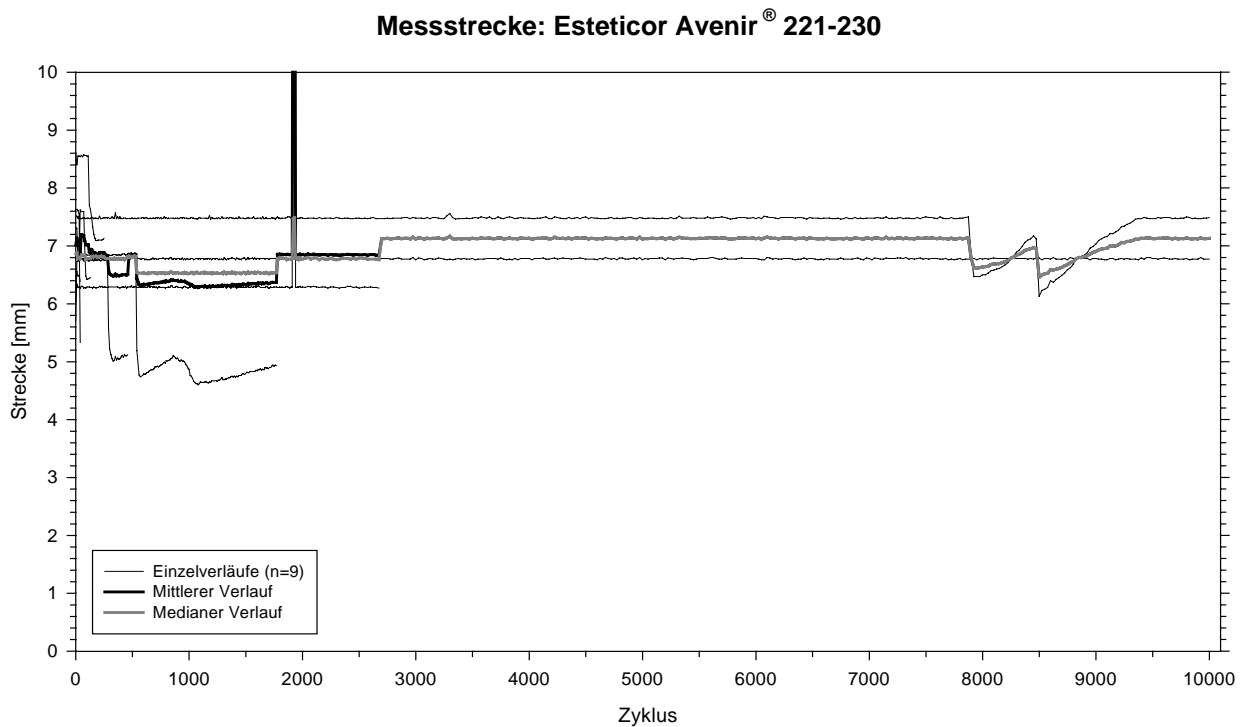


Abb. 38: Messstrecken der Probekörper 221-230.

Abb. 38 zeigt mit Ausnahme von Probe 229 keinen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken. Die Proben 221, 222, 223, 227, 228 und 226 wiesen verschieden lange Fügestrecken innerhalb ihrer Versuchsreihe auf. Dies bedeutet, dass ab diesem Zeitpunkt kein vollständiges Fügen mehr stattgefunden hat. Zwischen den Zyklen 7.875 und 9.300 zeigte die Probe 224 kein vollständiges Fügen, anschließend erreichte sie dann aber wieder die vollständige Fügung. Mittelwert und Median verliefen nicht gleichmäßig geradlinig.

5.1.8 Neocast[®] III (C&M)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. Alle 10 Proben erreichten das Verschleißziel mit 10.000 Zyklen. Kein Probekörperpaar musste neu gestartet werden.

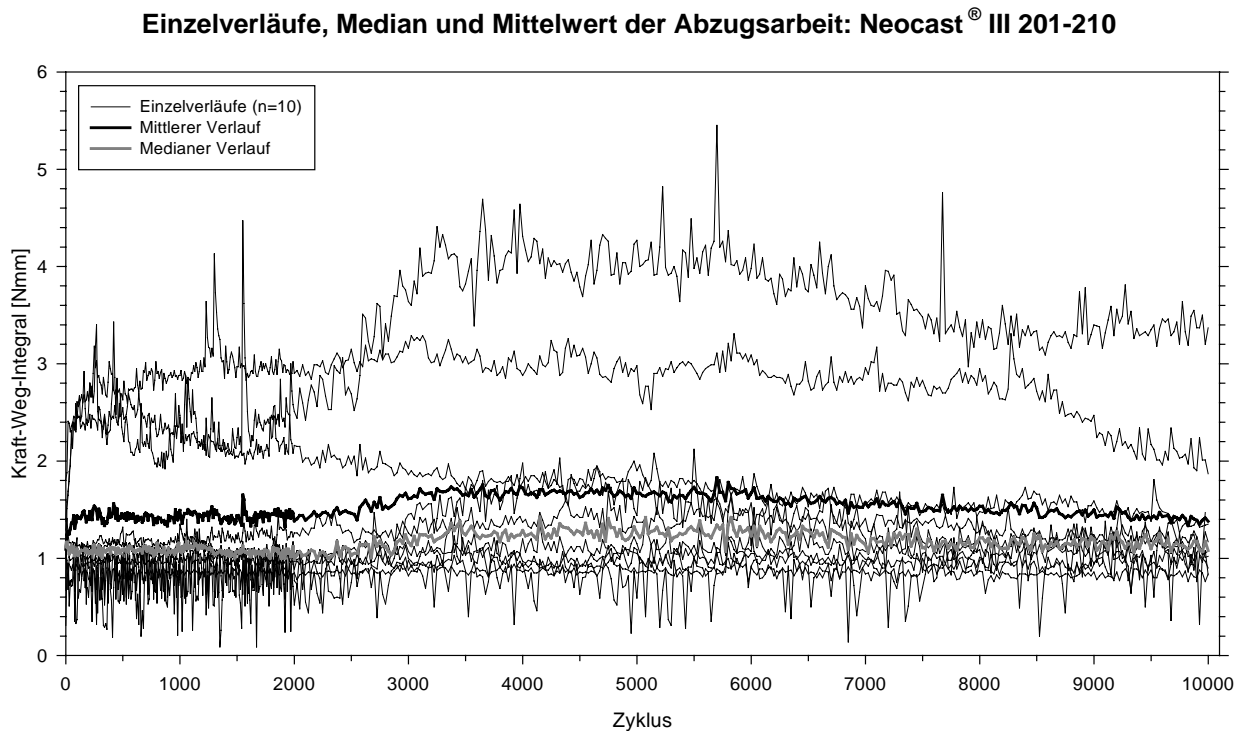


Abb. 39: Abzugsarbeit der Probekörper 201-210 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 6 Nmm skaliert.

Abb. 39 stellt das Kraft-Weg-Integral über einen Verlauf von 10.000 Verschleißzyklen dar. Deutlich erkennbar waren die überwiegend konstanten Kraft-Weg-Integral Werte bei dieser Legierung, die sich bei allen Probekörperpaaren zwischen 0.6 Nmm und 5 Nmm bewegten. Es gab keine deutlich abweichenden Proben, einzelne Peaks innerhalb der Versuchsreihen überschritten nur selten 1 Nmm. Bei Probe 208 war ein leichter Arbeitszuwachs zu verzeichnen, bei Probe 206 eine leichte Abnahme der Abzugsarbeit. Mittelwert und Median kennzeichnete ein konstanter Verlauf zwischen 1,0 Nmm und 1,8 Nmm. Zwischen 3.000 und 7.000 Zyklen lagen die Arbeitswerte höher als in der Anfangs- und Endphase der Verschleißversuche.

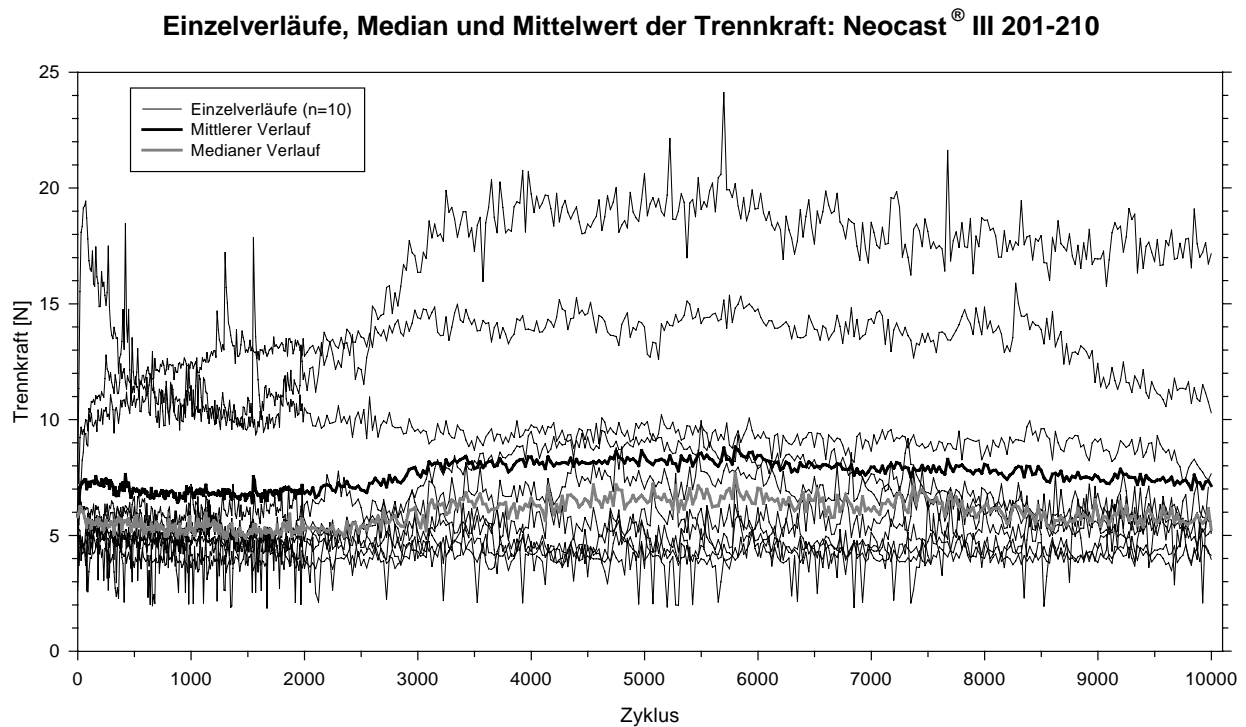


Abb. 40: Maximale Trennkraften der Probekörper 201-210. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 25 N skaliert.

Abb. 40 zeigt die Maximalkräfte die während des Trennvorgangs gemessen wurden. Hier war eine deutlich größere Streuung der Kraftwerte zwischen den einzelnen Probekörpern zu beobachten. Die Proben 208 und 210 zeigten Abzugskräfte oberhalb von 10 N, Probe 206 präsentierte Werte um 10 N und die anderen Proben Werte unter 10 N. Zunahme und Abnahme der Ergebnisse zwischen den Maximalkräften und der Abzugsarbeit verliefen tendenziell gleich, wobei die Maximalkräfte deutlich stärkere Schwankungen aufwiesen. Mittelwert und Median charakterisierte ein schwach wellenförmiger Verlauf zwischen 5 N und 9 N, wobei sich der Median immer ca. 1 N unterhalb des Mittelwertes befand.

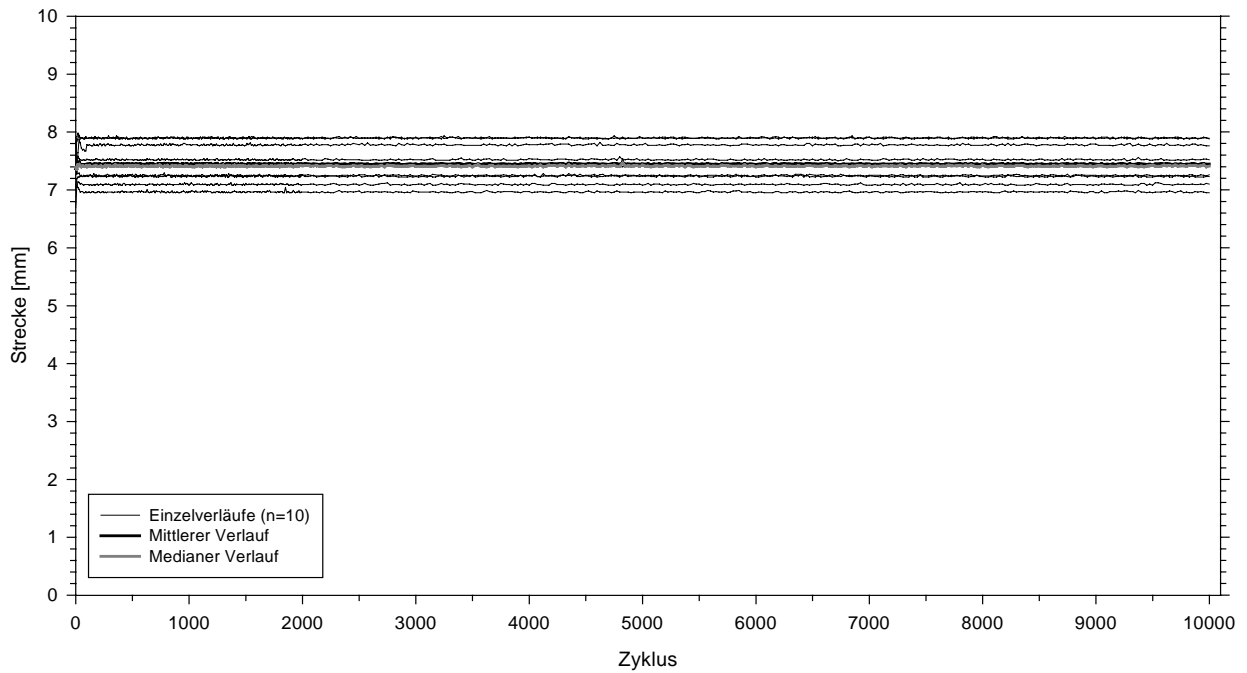
Messstrecke: Neocast[®] III 201-210

Abb. 41: Messstrecken der Probekörper 201-210.

Abb. 41 veranschaulicht einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben. Alle Proben wurden mit Toleranz von $\pm 0,1$ mm vollständig gefügt. Mittelwert und Median verliefen übereinstimmend.

5.1.9 Pontor[®] MPF (Metalor)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. Alle 10 Proben durchliefen die 10.000 Verschleißzyklen. Kein Probekörperpaar musste neu gestartet werden.

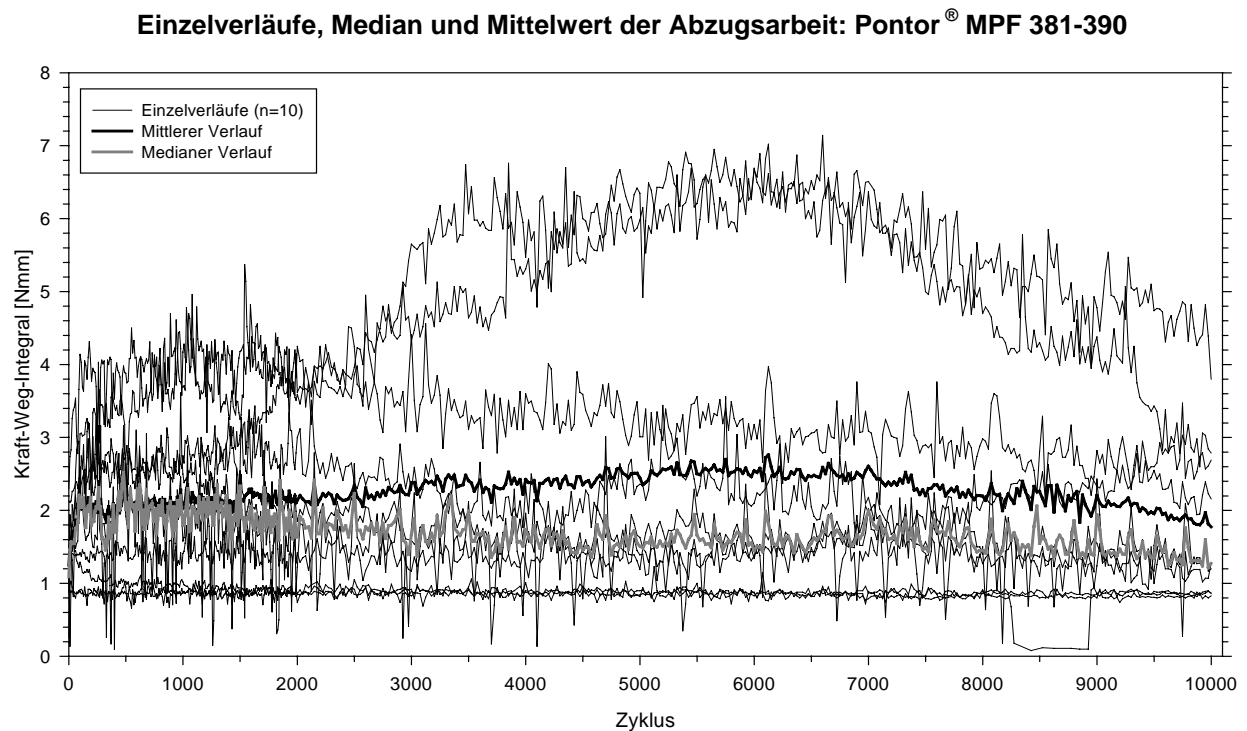


Abb. 42: Abzugsarbeit der Probekörper 381-390 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 8 Nmm skaliert.

In der Abb. 42 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe zu Beginn der Verschleißzyklen unter 2,5 Nmm lag. Bei den Proben 388 und 389 stiegen die Werte dann initial auf über 3 Nmm bis fast 5 Nmm an. Ab 2.000 Zyklen war bei den Probepaaren 386 und 388 ein stetiger Anstieg bis auf 7 Nmm zu sehen. Die Proben 381, 382 und 383 verliefen konstant unterhalb 1 Nmm ohne größere Schwankungen. Die Proben 385 und 390 verliefen mit vielen kleinen Peaks um 2 Nmm. Bei den Proben 386, 387, 388 und 389 waren nach Überwindung eines Maximums Abnahmen der Abzugsarbeitswerte zu beobachten, allerdings nicht unterhalb der Einstiegswerte. Der Mittelwert stieg innerhalb 6.100 Zyklen kontinuierlich auf 2,8 Nmm an und viel gleichförmig im Anschluss auf unter 2 Nmm. Der Median präsentierte stärkere Amplituden innerhalb seines Verlaufs und viel schon nach 2.000 Zyklen ab.

Einzelverläufe, Median und Mittelwert der Trennkraft: Pontor[®] MPF 381-390

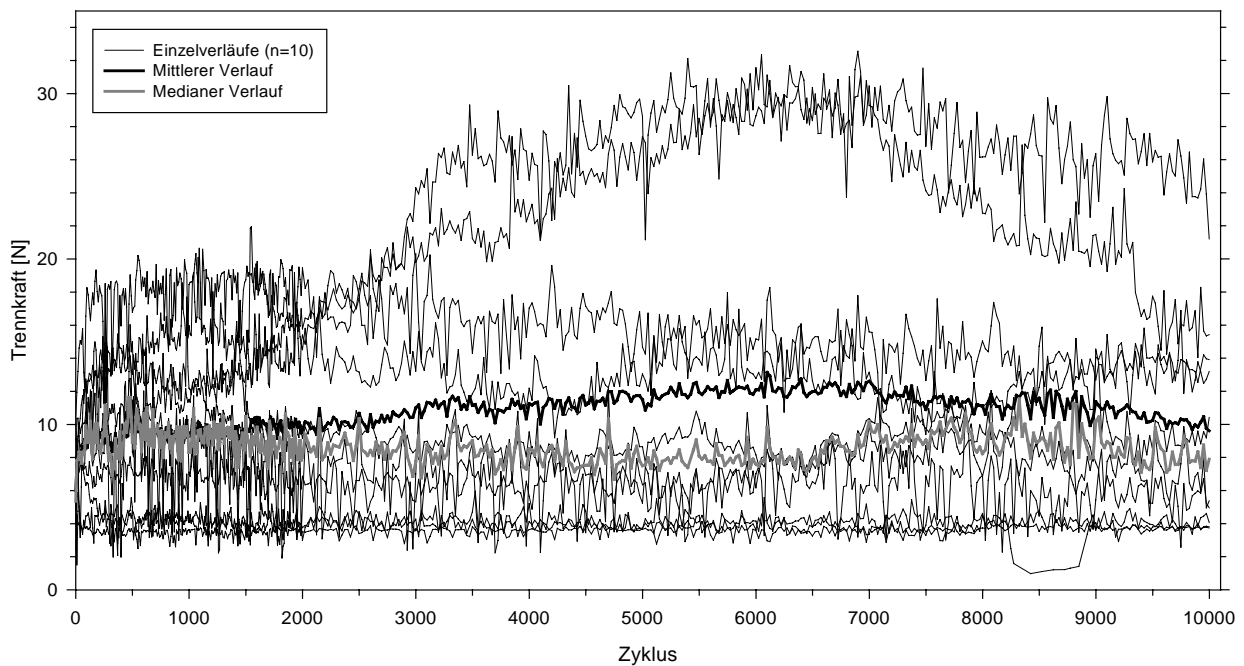


Abb. 43: Maximale Trennkraften der Probekörper 381-390. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 35 N skaliert.

In Abb. 43 sind die maximalen Trennkraften der Probekörper 381-390 dargestellt. Das Diagramm zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf wie Abb. 42. Die Probepaare 381, 382 und 383 verliefen konstant unterhalb 5 N ohne größere Schwankungen. Die Proben 385 und 390 verliefen mit vielen Peaks meist unter 10 N. Die Proben 387 und 389 erlebten einen raschen Kraftanstieg, blieben aber unter der 20 N Marke mit abnehmender Tendenz. Bei den Proben 386 und 388 stiegen die Werte kontinuierlich bis auf über 30 N um Zyklus 6.000 an und sanken dann anschließend wieder. Hier verhielt sich der Mittelwert ähnlich wie bei der Abzugsarbeit. Der Median dagegen ließ keine Kraftabnahme erkennen.

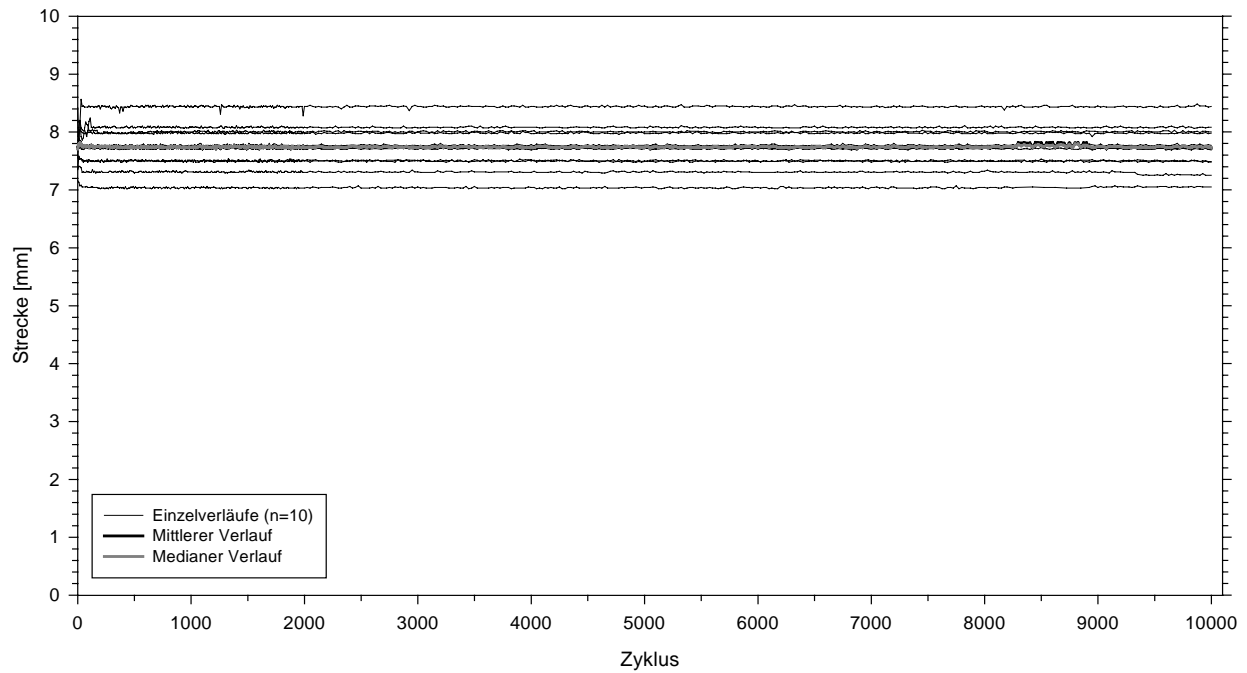
Messstrecke: Pontor[®] MPF 381-390

Abb. 44: Messstrecken der Probekörper 381-390.

Abb. 44 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben. Alle Proben liefen die 10.000 Zyklen durch, und wurden mit einer Toleranz von $\pm 0,1$ mm vollständig gefügt. Mittelwert und Median verliefen unauffällig.

5.1.10 Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent)

Insgesamt bestand diese Gruppe aus 10 Probekörperpaaren mit validen Daten. Die 10.000 Verschleißzyklen wurden von allen 10 Proben durchlaufen.

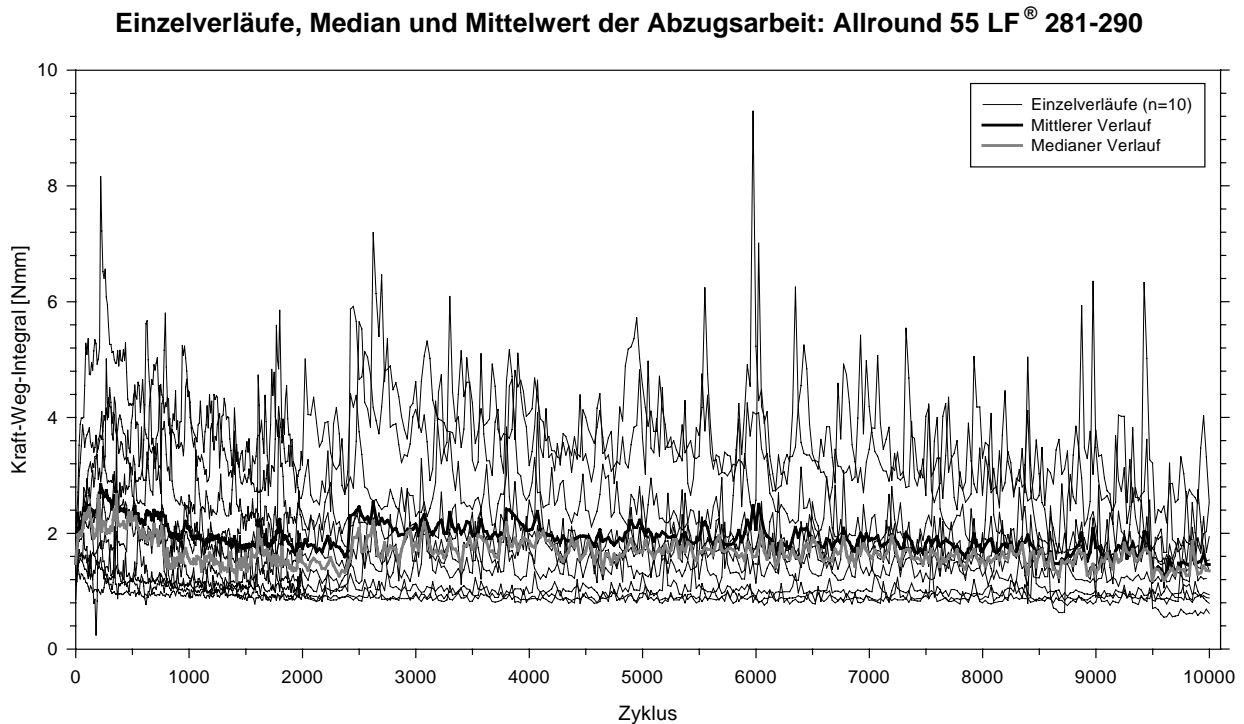


Abb. 45: Abzugsarbeit der Probekörper 281-290 der initialen 0,3mm Trennstrecke. Auf der Ordinate ist das Kraft-Weg-Integral bis 10 Nmm skaliert.

In der Abb. 45 zeigt das Kraft-Weg-Integral, dass die Abzugsarbeit aller Probekörper dieser Legierungsgruppe während der ersten 10 Verschleißzyklen unter 2,5 Nmm lag. Dann stiegen die Werte für die Proben 283, 286 und 287 innerhalb der nächsten 30 bis 300 Zyklen auf über 4 Nmm an und pendelten sich auf diese Werte ein. Die Proben 283 und 286 erreichten Maxima oberhalb 8 Nmm. Die Probe 290 verlief bei ca. 3 Nmm. Die Proben 281, 284, 288 und 289 verliefen recht konstant bei ca. 1 Nmm. Die Probekörper 282 und 285 pendelten sich bei 2 Nmm ein, nachdem Probe 282 ein Maximum von 3,8 Nmm nach 22 Zyklen überwunden hatte. Probe 283 zeigte mit einem sehr sprunghaften Verlauf zwischen verschiedenen Plateauphasen oberhalb von 4 Nmm und unterhalb von 1 Nmm ein sehr abweichendes Verhalten. Mittelwert und Median ließen nach einem initialen Wertanstieg eine Abnahme der Abzugsarbeit erkennen.

Einzelverläufe, Median und Mittelwert der Trennkraft: Allround 55 LF[®] 281-290

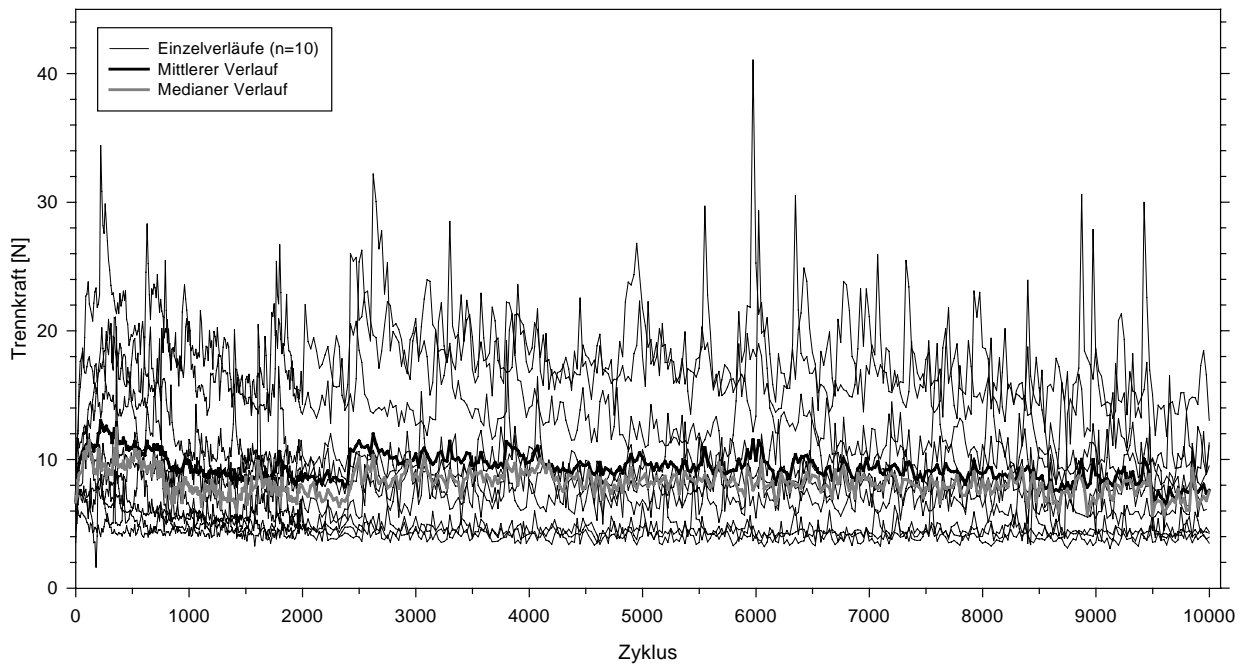


Abb. 46: Maximale Trennkraften der Probekörper 281-290. Auf der Ordinate ist die Trennkraft bis 45 N skaliert.

Abb. 46 zeigt die maximalen Trennkraften der Probekörper 281-290. Das Diagramm zeigt einen ähnlichen Kurvenverlauf wie Abb. 45. Die Probepaare 281, 284, 288 und 289 verliefen stabil um 5 N mit leichten Schwankungen zu Beginn und gegen Ende. 282, 285 und 290 verliefen mit kleineren Sprüngen meist um 10 N. Probe 287 zeigte nach einem Anstieg auf 20 N abnehmende Tendenzen. Probe 283 und Probe 286 erlebten einen raschen Kraftanstieg und erreichten die höchsten Kraftwerte. Probe 283 präsentierte einen sprunghaften Verlauf, während 286 mit deutlichen Peaks eine abnehmende Tendenz aufwies. Auffällig war, dass die Häufigkeit der Peaks gegen Ende der Verschleißzyklen zunahm. Auch bei der Trennkraft ließen Mittelwert und Median nach einem initialen Wertanstieg eine Abnahme der Abzugsarbeit erkennen.

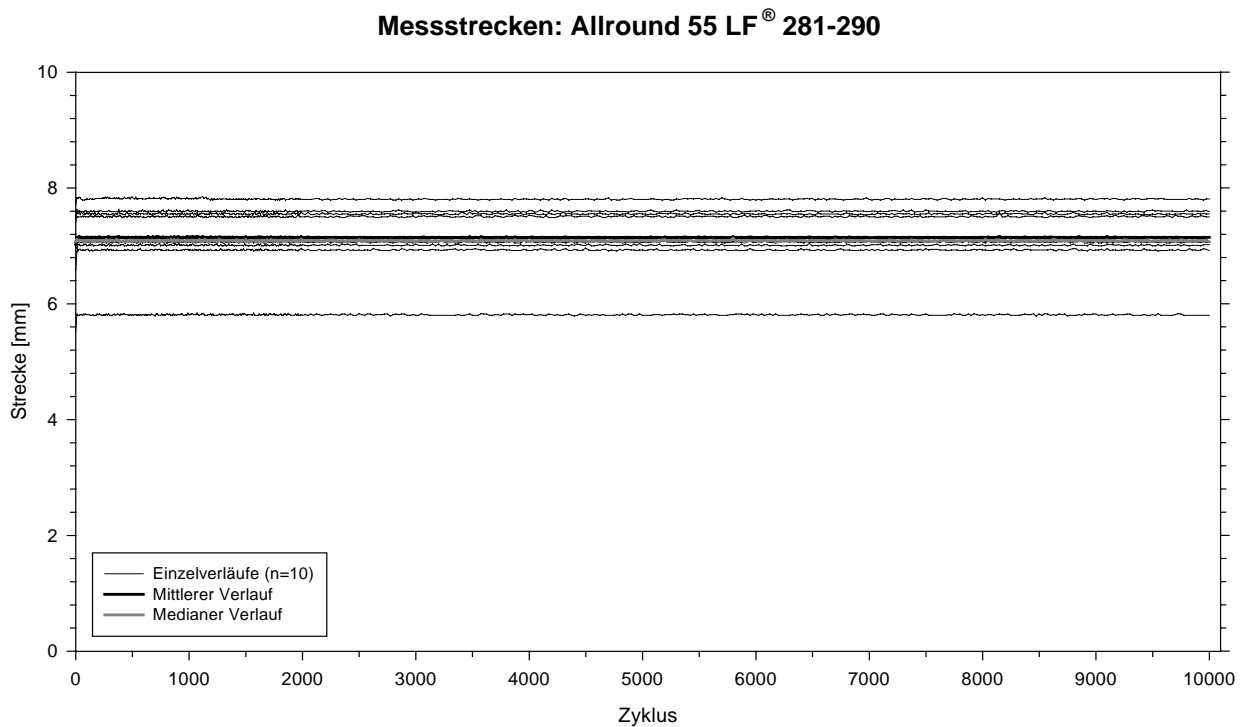


Abb. 47: Messstrecken der Probekörper 281-290.

Abb. 47 zeigt einen kontinuierlichen Verlauf der Messstrecken aller Proben, alle Proben liefen 10.000 Zyklen, und wurden mit einer Toleranz von $\pm 0,1$ mm vollständig gefügt. Auch der Mittelwert und der Median verfügten über konstante Werte.

5.1.11 Gesamtbetrachtung der Abzugsarbeit aller Legierungen

Bei der Gesamtbetrachtung der initialen Abzugsarbeit aller Legierungen konnten die Legierungen nach Abzugsarbeitswerten in drei Gruppen eingeteilt werden (Tab. 12):

Tab. 12: Einteilung der Legierungen in Gruppen nach Arbeitswerten

Gruppe 1: 1-4 Nmm	Gruppe 2: um 5 Nmm	Gruppe 3: über 5 Nmm
Bio Portadur [®]	Pontor [®] MPF	Degudent [®] LTG
Degunorm [®]	Allround 55 LF [®]	AGC [®] -Special
Neocast [®] III		Esteticor Avenir [®]
Benchmark [®] III		Degudent [®] H

1. Bio Portadur[®], Degunorm[®], Neocast[®] III und Benchmark[®] III präsentierten bei der Abzugsarbeit den gleichmäßigsten Verlauf. Mehrheitlich lag diese Arbeit zwischen 1 Nmm bis 4 Nmm. Bio Portadur[®] verfügte über drei Proben mit sprunghaften

Abzugsarbeitsanstiegen, die übrigen Werte blieben fast vollständig unterhalb 2 Nmm. Eine Abnahmetendenz war bei Benchmark[®] III nach 2.000 Zyklen zu verzeichnen, Neocast[®] III zeigte nach 2.000 Zyklen sowohl einen Anstieg als auch eine Abnahme der Abzugsarbeit. Degunorm[®] demonstrierte nach 2.000 Zyklen einen mehrheitlichen Amplitudenzuwachs innerhalb der Verschleißversuche.

2. Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] verfügten beide über Proben die konstant unter 1 Nmm Abzugsarbeit lagen. Das Gesamtbild zeigte aber im Verlauf weniger Gleichmäßigkeiten als das Gesamtbild der Legierungen aus der Gruppe eins. Allround 55 LF[®] präsentierte bei drei Proben Arbeitsamplituden bis 6 Nmm. Pontor[®] MPF enthielt mehr Streuungen zwischen 1 Nmm und 7 Nmm.
3. Degudent[®] LTG, AGC[®]-Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H verfügten über einen sehr unregelmäßigen Verlauf, einzelne Proben zeigten bis zu 20 Nmm Abzugsarbeit. Eine kontinuierliche, sehr deutliche Zunahme der Abzugsarbeit lag bei Degudent[®] LTG über die gesamten 10.000 Verschleißzyklen verteilt vor. AGC[®]-Special und Esteticor Avenir[®] verfügten über einzelne gleichmäßig verlaufende Proben, zeigten aber auch Arbeitssprünge und Versuchsabbrüche. Bei Degudent[®] H fand schon innerhalb der ersten 100 Verschleißzyklen ein starker Anstieg der Abzugsarbeit, zum Teil bis über 20 Nmm, statt. Bei 500 Verschleißzyklen waren bis auf eine Ausnahme Arbeitswerte alle Proben schon mal oberhalb der 10 Nmm Grenze und fielen dann hyperbelförmig ab.

5.1.12 Gesamtbetrachtung der Trennkkräfte aller Legierungen

Die Legierungen ließen sich nach ihren Trennkraftverläufen in drei Gruppen einteilen (Tab. 13):

Tab. 13: Einteilung der Legierungen in Gruppen nach Kraftwerten

Gruppe 1: bis 21 N	Gruppe 2: bis 41 N	Gruppe 3: über 50 N
Bio Portadur [®]	Pontor [®] MPF	Degudent [®] LTG
Degunorm [®]	Allround 55 LF [®]	AGC [®] -Special
Benchmark [®] III		Esteticor Avenir [®]
Neocast [®] III		Degudent [®] H

1. Bio Portadur[®], Degunorm[®], Benchmark[®] III und Neocast[®] III präsentierten vorwiegend Werte unter 10 N. Bio Portadur[®] lag sogar unter 5 N, beinhaltete aber eine im Trennverhalten abweichende Probe, weil sich diese aus der Verschleißmaschine löste. Degunorm[®] lief gleichmäßig zwischen 2 N und 12 N, mit zunehmender Kraftamplitude nach 2.000 Zyklen. Benchmark[®] III präsentierte Werte zwischen 4 N und 16 N mit Tendenz zur Kraftabnahme nach 2.000 Zyklen. Neocast[®] III verfügte über ein großes Spektrum zwischen 2 N und 21 N.
2. Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] verfügten beide über Proben die konstant unter 5 N Abzugskraft lagen. Das Gesamtbild zeigte aber unregelmäßiger Verläufe, die keine Ähnlichkeit mit denen der 1. Legierungsgruppe hatten. Bei Allround 55 LF[®] waren hohe Kraftamplituden vorhanden mit leicht abnehmender Tendenz. Pontor[®] MPF enthielt mehr Streuungen zwischen 3 N und 32 N.
3. Degudent[®] LTG, AGC[®] Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H boten einen sehr unregelmäßigen Verlauf, einzelne Proben erreichten Kräfte von 100 N. Degudent[®] LTG zeigte mehrheitlich eine Kraftzunahme im Verlauf der Verschleißuntersuchungen. AGC[®]-Special und Esteticor Avenir[®] verfügten über einzelne Proben, die kontinuierlich unter 10 N blieben. Verschiedene Proben machten Sprünge über 90 N um dort plateauförmig zu verlaufen, oder der Versuch wurde dort abgebrochen. Bei Degudent[®] H fand schon innerhalb der ersten 100 Verschleißzyklen bei der überwiegenden Probenzahl ein fast senkrechter Kraftanstieg bis 100 N statt. Innerhalb der ersten 500 Verschleißzyklen erzielten alle Proben mit einer Ausnahme, Abzugskräfte oberhalb von 80 N und fielen dann hyperbelförmig ab. Nach 7.000 Zyklen bewegten sich die Werte überwiegend unterhalb 30 N.

5.1.13 Gesamtbetrachtung der Wegstrecken aller Legierungen

Bei der Betrachtung der Wegstrecken aller Legierungen ließen sich zwei Gruppen bilden (Tab. 14), die eine Gruppe erreichte ein vollständiges Fügen und Trennen, wogegen die andere Gruppe nur mit einem Teil der Proben die vollständige Füge- und Trennstrecke absolvierte.

Tab. 14: Einteilung der Legierungen nach vollständigem und unvollständigem Weg

vollständige Wegstrecke	unvollständige Wegstrecke
Neocast [®] III	AGC [®] -Special
Benchmark [®] III	Degudent [®] H
Pontor [®] MPF	Esteticor Avenir [®]
Allround 55 LF [®]	
Degudent [®] LTG	
Degunorm [®]	
Bio Portadur [®]	

1. Neocast[®] III, Pontor[®] MPF, Allround 55 LF[®], Benchmark[®] III Degudent[®] LTG und Degunorm[®] haben mit allen Proben den vollständigen Füge- und Trennzustand während der absolvierten Verschleißzyklen bewältigt. Bio Portadur[®] wies eine Probe auf, die nach 3.100 Zyklen nur noch eine um 1,5 mm unvollständige Fügung erreichte, aber dennoch 10.000 Zyklen vollzog. Nur bei den Proben von Neocast[®] III, Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] mussten keine Neustarts durchgeführt werden. Benchmark[®] III erforderte einen Neustart unter zehn Proben. Innerhalb der Legierungsgruppe Degunorm[®] mußten drei von zehn Proben neu gestartet werden. Eine Probe aus dieser Gruppe beendete den Verschleißversuch vorzeitig nach 9.300 Zyklen. Alle Proben wurden aber immer gleichermaßen vollständig gefügt. Die Proben von Degudent[®] LTG fügten vollständig, zwei erreichten nur 9.550 bzw. 9.850 Zyklen. Die Kraftwerte überschritten teilweise die Versuchsgrenze von 100 N.
2. AGC[®]-Special, Degudent[®] H und Esteticor Avenir[®] präsentierten überwiegend unvollständige Füge- und Trennverläufe. Die Grafiken veranschaulichten sprunghafte Streckenverläufe sowie Schwankungen. Von den acht untersuchten Probepaaren AGC[®]-Special liefen nur drei Proben die gesamte Zyklenanzahl. Bei drei Proben musste der Versuch abgebrochen. Eine weitere Probe wurde bei Zyklus 7.025 neu gestartet. Bei den Degudent[®] H Proben erreichten acht Proben die geforderte Zyklenzahl, nur zwei Proben fügten immer vollständig. Die anderen Proben liefen während der ersten 2.000 Zyklen nur unvollständige Wegstrecken, bis sie zum Teil vollständig fügten. Es kamen zwei Ausfälle und drei Neustarts vor. Von Esteticor Avenir[®] hat nur eine Probe über die gesamten Verschleißversuche eine vollständige Fügung erreicht. Nur zwei Proben sind komplett durchgelaufen. Bereits fünf Ausfälle fanden vor Zyklus 500 statt, danach folgte noch ein weiterer Ausfall. Es gab zwei Neustarts.

5.2 Ergebnisse der Härteprüfung

Die Einzelmessungen pro Prüfkörper wurden als Mehrfachmessungen betrachtet und jeweils gemittelt, um so einen Schätzwert für die Härte zu erhalten. Somit ergab sich pro Prüfkörper ein Härtewert vor dem Gießen und ein Härtewert nach dem Gießen. Von diesen so ermittelten Härtewerten wurden deskriptive Statistiken erstellt.

In den meisten Fällen fiel die Abweichung vom Mittelwert nach dem Gießen höher aus als vor dem Guss. Allgemein fiel die Varianz der HV₃- und HV₅-Messwerte sowohl innerhalb eines Probekörpers als auch zwischen den Probekörpern gering aus. Dieses Verhalten ist anhand der im Anhang aufgeführten Tabellen (Tab. 40 - 49) mit Einzelmesswerten gut nachvollziehbar.

5.2.1 AGC[®]-Special (Wieland)

Ein Absinken der Mittelwerte und der Mediane bezüglich der Härtewerte war erkennbar (Tab. 15). Der Mittelwert und der Median sankt von 196 HV₅ auf 166 HV₃. Die Größe des Absinkens lag bei ca. 30 HV₃. Vor Verschleiß zeigten sich Werte von 191 HV₃ - 201 HV₃, nach Verschleiß reichten die Werte von 160 HV₃ - 172 HV₃ (Tab. 15). Der Härtewert laut Hersteller betrug 170 HV₅ und lag ca. 5 HV₅ oberhalb des Mittelwertes nach dem Gießen der Prüfkörper.

Tab.15: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung AGC[®]-Special

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	195,7	3,6	[192,6 ; 198,8]	190,8	195,4	200,6
Nachher	5	3	165,5	4,5	[161,5 ; 169,4]	160,4	164,6	171,75
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-30,2	0,9			-30,8	

5.2.2 Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent)

Benchmark[®] III zeigte gegenüber den Mittelwerten und den Medianen ein ausgeprägteres Absinken der Härte (Tab. 16). Die Härte­differenz betrug bei den Mittelwerten ca. 57 HV₃ und bei den Medianen 56 HV₃. Vor dem Gießen wurden Mittelwerte von 244 HV₅ - 249 HV₅ und nach Guss von 176 HV₃ - 196 HV₃ erreicht. Damit lag der Mittelwert nach Verschleiß ca. 32 HV₅ unterhalb der Herstellerangabe von 220 HV₅.

Tab. 16: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Benchmark® III

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	245,6	2,0	[242,6 ; 246,6]	244	244,6	249
Nachher	5	3	188,3	7,6	[181,6 ; 195,0]	176,2	188,6	196
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-57,3	5,6			-56	

5.2.3 Bio Portadur® (Wieland)

Die Mittelwerte und die Mediane der Legierung Bio Portadur® präsentierten eine Abnahme der Härtewerte (Tab. 17). Diese Abnahme betrug im Mittel ca. 11 HV₃ und im Median ca. 8 HV₃. Die Werte lagen insgesamt in einem Bereich von 184 HV₅ - 188 HV₅ vor dem Guss und 167 HV₃ bis 182 HV₃ nach dem Guss (Tab. 17). Die Herstellerangaben zur Härte betragen 170 HV₅ und lagen mit 18 HV₅ bzw. 5 HV₃ unterhalb der gemessenen Werte vor bzw. nach Guss. Diese Legierung war die einzige, deren Härtemesswerte oberhalb der Herstellerangaben lagen.

Tab. 17: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Bio Portadur®

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	186,0	1,9	[184,3 ; 187,6]	183,8	185,4	188
Nachher	5	3	174,9	6,4	[169,4 ; 180,5]	166,7	177	181,6
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-11,1	4,5			-8,4	

5.2.4 Degudent® H (Degudent)

Die Messwerte der Legierung Degudent® H zeigten sowohl im Mittel als auch bei den Medianen eine Abnahme der Härte (Tab. 18). Diese Abnahme belief sich bei den Mittelwerten auf ca. 11 HV₃ und bei den Medianen auf 12 HV₃. Die Werte lagen insgesamt in einem Bereich von 183 HV₃ - 192 HV₃ vor dem Gießen und 171 HV₃ - 181 HV₃ nach dem Gießen (Tab. 18). Die Mittelwerte vor und nach dem Gießen lagen mit ca. 10 HV₅ bzw. 23 HV₅ unterhalb der Herstellerangabe von 200 HV₅.

Tab. 18: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Degudent® H

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	3	187,9	3,6	[184,7 ; 191,1]	182,6	189,6	191,6
Nachher	5	3	177,0	4,2	[173,3 ; 180,7]	171	177,6	181,2
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-10,9	0,6			-12	

5.2.5 Degudent® LTG (Degudent)

Die Legierung Degudent® LTG erfuhr sowohl bei den Mittelwerten als auch bei den Medianen eine Abnahme in der Härte (Tab. 19). Diese Abnahme betrug zwischen den Mittelwerten und den Medianen ca.16 HV₅ im Vergleich vor und nach dem Gießen. Die Werte lagen insgesamt in einem Bereich von 241 HV₅ - 244 HV₅ vor Guss und 213 HV₅ - 233 HV₅ nach Guss (Tab. 19). Der Härtewert laut Hersteller betrug 235 HV₅ und bot ca. 9 HV₅ mehr als der Mittelwert nach dem Gießen.

Tab. 19: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Degudent® LTG

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	241,9	2,64	[239,6 ; 244,2]	241,2	242,8	244
Nachher	5	5	226,3	6,04	[221,0 ; 231,6]	212,6	227,2	233,2
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-15,6	3,4			-15,6	

5.2.6 Degunorm® (Degudent)

Die Legierung Degunorm® zeigte bei den Mittelwerten und den Medianen ebenfalls ein ausgeprägtes Absinken der Härte (Tab. 20). Die Größe des Härteverlustes betrug bei den Mittelwerten ca. 69 HV₅ und innerhalb der Mediane ca. 70 HV₅. Vor dem Gießen wurden Mittelwerte von 257 HV₅ - 262 HV₅ und nach dem Gießen von 189 HV₅ - 195 HV₅ erreicht. Die Herstellerangaben zur Härte betragen 200 HV₅ und lagen 9 HV₅ oberhalb des Mittelwertes nach Guss.

Tab. 20: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Degunorm®

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	260,2	2,40	[258,9 ; 262,3]	256,5	261,2	262,4
Nachher	5	5	191,1	2,40	[189,0 ; 193,2]	188,8	191,0	195
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-69,1	0			70,2	

5.2.7 Esteticor Avenir® (C&M)

Die Mittelwerte und die Mediane dieser Legierung wiesen die geringste Abnahme der Härte auf. Die Mittelwerte sanken um 7 HV₃, die Mediane nur um ca. 3 HV₃. Die Bereiche der Messwerte reichte von 201 HV₅ bis 224 HV₅ vor dem Gießen und von 195 HV₃ bis 207 HV₃ nach dem Gießen (Tab. 21). Insgesamt bot diese Legierung somit die niedrigsten Härteänderungen im Vergleich zu den anderen Legierungen. Der HärteWert laut Hersteller lag mit 210 HV₅ ca. 8 HV₅ oberhalb des Mittelwertes nach Guss.

Tab. 21: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Esteticor Avenir®

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	209	9,2	[200,9 ; 217,1]	201,3	207,0	224,4
Nachher	5	3	202	5,0	[197,6 ; 206,4]	194,6	204,4	206,6
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-7	-4,2			-2,6	

5.2.8 Neocast® III (C&M)

Neocast® III wies innerhalb der Mittelwerte und der Mediane das stärkste Absinken der Härte auf (Tab. 22). Die Größe des Härteverlustes betrug bei den Mittelwerten ca. 76 HV₅ und bei den Medianen ca. 74 HV₅. Vor dem Gießen wurden Mittelwerte von 301 HV₅ - 310 HV₅ und nach dem Gießen von 221 HV₃ - 236 HV₃ erreicht. Die Mittelwerte nach Guss lagen damit ca. 15 HV₅ unterhalb der Herstellerangaben zur Härte von 245 HV₅.

Tab. 22: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Neocast® III

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	306,0	3,6	[302,8 ; 309,2]	301,2	305,8	309,6
Nachher	5	5	230,1	6,0	[224,9 ; 235,4]	220,6	232,0	236,4
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-75,9	2,4			-73,8	

5.2.9 Pontor® MPF (Metalor)

Die Legierung Pontor® MPF zeigte ebenfalls ein ausgeprägtes Absinken der Härte bei Mittel- und Medianwerten (Tab. 23). Die Größe dieser Härteverluste bewegte sich bei den Mittelwerten um ca. 50 HV₅ und bei den Medianen um ca. 52 HV₅. Vor dem Gießen wurden Mittelwerte von 253 HV₅ - 262 HV₅ gemessen, nach dem Gießen wurden nur 201 HV₅ - 214 HV₅ erreicht. Der Hersteller nannte 220 HV₅ als Härtewert und lag damit ca. 13 HV₅ oberhalb des Mittelwertes nach Guss.

Tab. 23: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Pontor® MPF

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	256,2	3,6	[252,9 ; 269,5]	253	256,0	262
Nachher	5	5	206,7	6,1	[201,3 ; 212,0]	201,2	204,2	214,4
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-49,5	2,5			-51,8	

5.2.10 Allround 55 LF® (ZL-Mikrodent)

Allround 55 LF® verfügte über Härtewerte, deren Mittelwerte und Mediane ebenfalls absanken (Tab. 24). Die Größe des Absinkens betraf die Mittelwerte mit ca. 11 HV₅ und die Mediane mit 12 HV₅. Vor dem Guss wurden Mittelwerte von 198 HV₅ - 213 HV₅ und nach Guss von 174 HV₅ - 207 HV₅ erreicht. Die Mittelwerte vor und nach dem Gießen lagen mit ca. 15 HV₅ bzw. 27 HV₅ unterhalb der Herstellerangabe von 220 HV₅, womit die größte Abweichung zwischen Herstellerangaben und gemessenen Werten belegt wurde.

Tab. 24: deskriptive Statistiken zur Härteprüfung der Legierung Allround 55 LF[®]

	N	HV	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Vorher	5	5	205,7	5,8	[200,7 ; 210,8]	197,6	205,0	213,4
Nachher	5	5	194,3	13,1	[182,8 ; 205,7]	174	193,0	207,3
Nachher – vorher (intraindividuelle Differenzen)			-11,4	7,3			-12,0	

5.2.11 Gesamtbetrachtung der Härte

Die Betrachtung sämtlicher Härtemessungen aller Legierungen zeigten keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Mittelwerten und den Medianen (Tab. 25). Generell wurden die Legierungen durch den Gussvorgang weicher. Bei den härteren Legierungen war dieses Phänomen ausgeprägter. Die Herstellerangaben lagen, bis auf die Legierungsangaben zu Bio Portadur[®], alle oberhalb der Härtewerte nach dem Gießen.

Tab. 25: Herstellerangaben, Mittel- und Medianwerte der Härte in HV-Angaben

Legierung	Hersteller	Herstellerangabe HV 5	HV vG/nV	vor dem Gießen (vG)		nach dem Gießen (nG)	
				Mittelwert	Medianwert	Mittelwert	Medianwert
AGC [®] -Special	Wieland	170	5/3	195	195	165	169
Allround 55LF [®]	ZL-Mikrodent	220	5/5	205	205	194	193
Benchmark [®] III	ZL-Mikrodent	220	5/3	245	244	188	188
Bio Portadur [®]	Wieland	170	5/3	185	185	174	177
Degudent [®] H	DeguDent	200	3/3	187	189	176	177
Degudent [®] LTG	DeguDent	235	5/5	241	241	226	227
Degunorm [®]	DeguDent	200	5/5	260	261	191	191
Esteticor Avenir [®]	C&M	210	5/3	209	207	202	204
Neocast [®] III	C&M	245	5/5	306	305	230	232
Pontor [®] MPF	Metalor [®]	220	5/5	256	256	206	204

5.2.12 Härteprüfung an mehrfach vergossenen Legierungsplättchen

Bei der Betrachtung der Härtemessungen einer mehrfach vergossenen Legierung (hier AGC[®] - Special von Wieland) zeigten sich keine wesentlichen Unterschiede zwischen den Mittelwerten und den Medianen (Tab. 26). Es lag keine stetige Abnahme der Härtewerte vor. Die Werte nach dem 1. Guss lagen oberhalb und die Werte nach dem 5. Guss unterhalb des Gesamtmittelwertes.

Tab. 26: Einzelwerte, Mittelwerte und Medianwerte der HV-Messungen

Guss Nr.	Einzelwerte nach Guss HV3	Mittelwerte nach Guss HV3	Median nach Guss HV3
1	174,171,173,174,174	173,2	174
2	138,135,150,164,162	149,8	150
3	181,182,177,179,183	180,4	181
4	178,149,165,169,158	163,8	165
5	164,162,162,149,152	157,8	162
Mittelwert gesamt:		165	166,4

5.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

In dieser Untersuchung wurden 2D-Bilder mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops (Phillips® XL 30) erstellt. Die hier abgebildeten Aufnahmen stellen lediglich eine Auswahl dar, welche exemplarisch zur Verdeutlichung der Verschleißspuren dienen soll. Generell konnte festgestellt werden, dass alle Teleskope nach dem Verschleiß Oberflächenveränderungen aufwiesen. Je nach verwendeter Legierung war die Art und die Ausprägung des Verschleißes unterschiedlich (Tab. 27). Die Teleskope der gleichen Legierungen jedoch boten untereinander ein überwiegend ähnliches Bild. Um die Verschleißspuren qualitativ besser untereinander vergleichen zu können wurde einheitlich die 500fache Vergrößerungsstufe ausgewählt.

Tab. 27: Auftretende Verschleißformen an der Patrize

Legierung	Hersteller	Abrasion	Adhäsion	Oberflächen-zerrüttung	tribochemische Reaktion
AGC®-Special	Wieland	+++	+++	++	+
Allround 55LF®	ZL-Mikrodent	++	++	++	0
Benchmark® III	ZL-Mikrodent	++	++	+	0
Bio Portadur®	Wieland	+++	++	+	0
Degudent® H	DeguDent	++	+++	+++	0
Degudent® LTG	DeguDent	+++	+++	++	+
Degunorm®	DeguDent	+++	++	++	+
Esteticor Avenir®	C&M	+++	+++	++	0
Neocast® III	C&M	++	++	+	0
Pontor® MPF	Metalor®	++	++	+++	+

Ausprägungsgrade:

- 0 = Verschleißform nicht erkennbar
- +
- ++ = Verschleißform gut erkennbar
- +++ = Verschleißform stark ausgeprägt

5.3.1 AGC®-Special (Wieland)

Die Patrizen der AGC®-Special Legierung zeigten hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen (Abb. 48 und 50). Die Abrasionen lagen zum Teil als deutlich sichtbare Furchen vor. Adhäsionen kamen als Folge von Auflagerungen von Material innerhalb von Abrasionsspuren vor. Oberflächenzerrüttungen erschienen gut erkennbar im Zusammenhang mit Abrasionen und Adhäsionen (Abb. 49). Ansatzweise waren Anzeichen von tribochemischen Reaktionen sichtbar (Abb. 48). Diese Veränderungen traten in Form von abweichenden Graustufen in Erscheinung, deren Verlauf nicht mit der Füge- und Trennrichtung übereinstimmte. Fast alle Verschleißspuren begannen koronal. Vereinzelt Abrasiosspuren begannen mittig auf der parallelisierten Fläche. In orovestibulärer Richtung lagen mehr Verschleißspuren vor (Abb. 50).

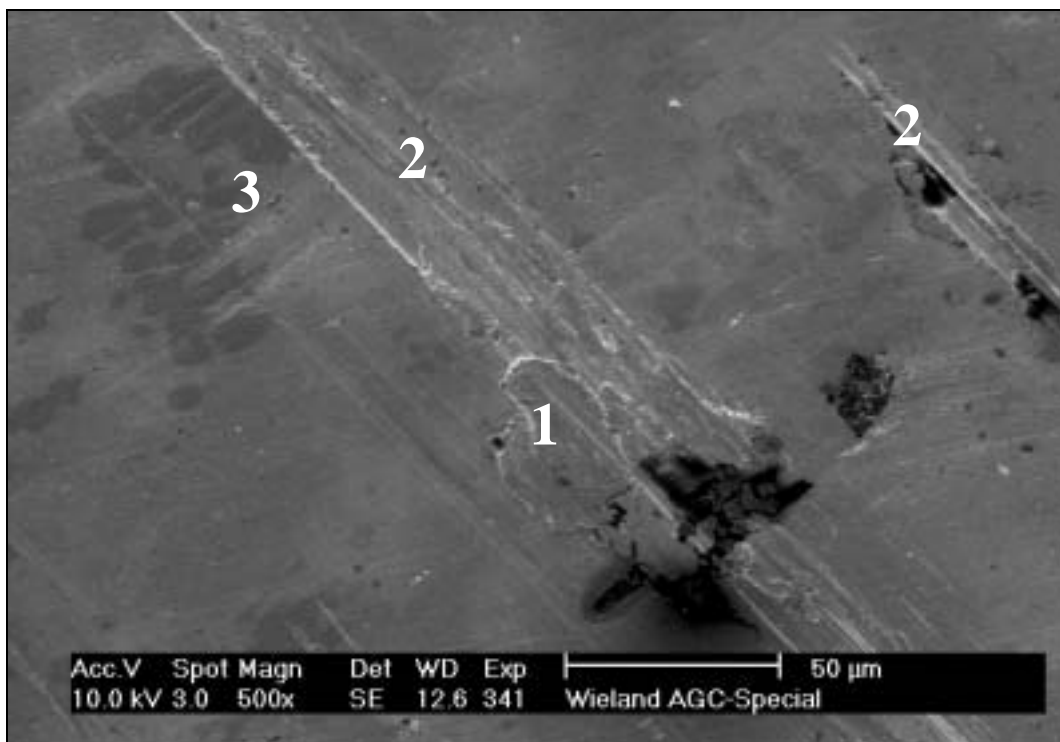


Abb. 48: Patrizie 341 AGC®-Special nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane® :

1 Adhäsion, 2 Abrasion und 3 tribochemische Reaktion

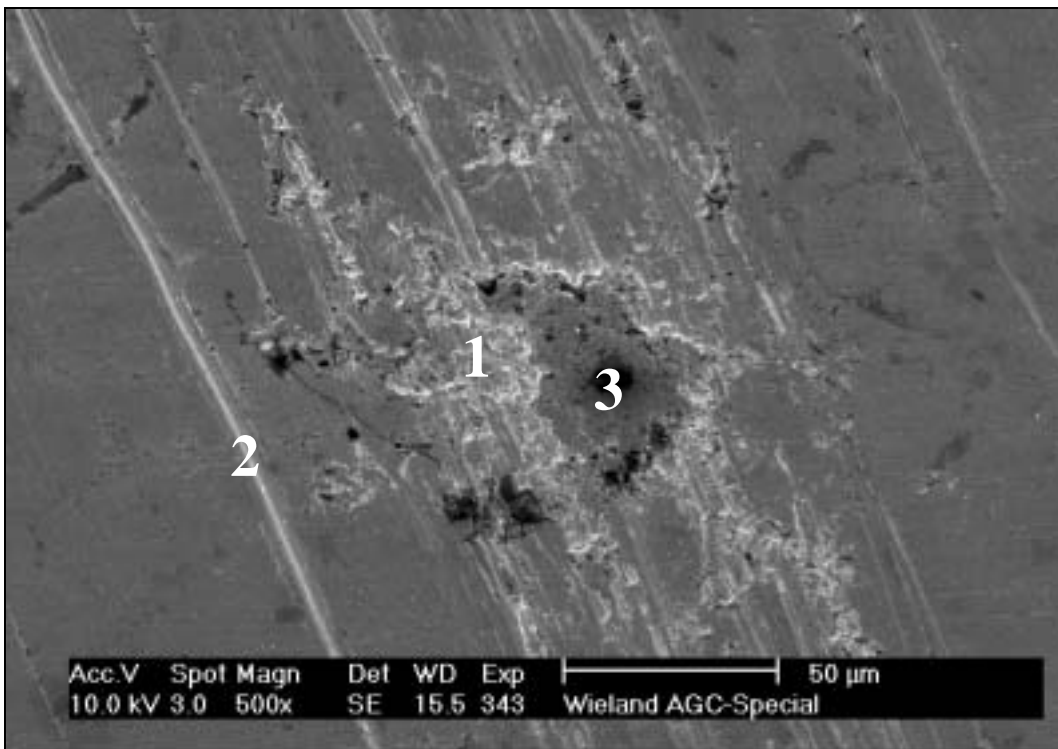


Abb. 49: Patriz 343 AGC[®]-Special nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Oberflächenzerrüttung, 2 Abrasion und 3 Adhäsion

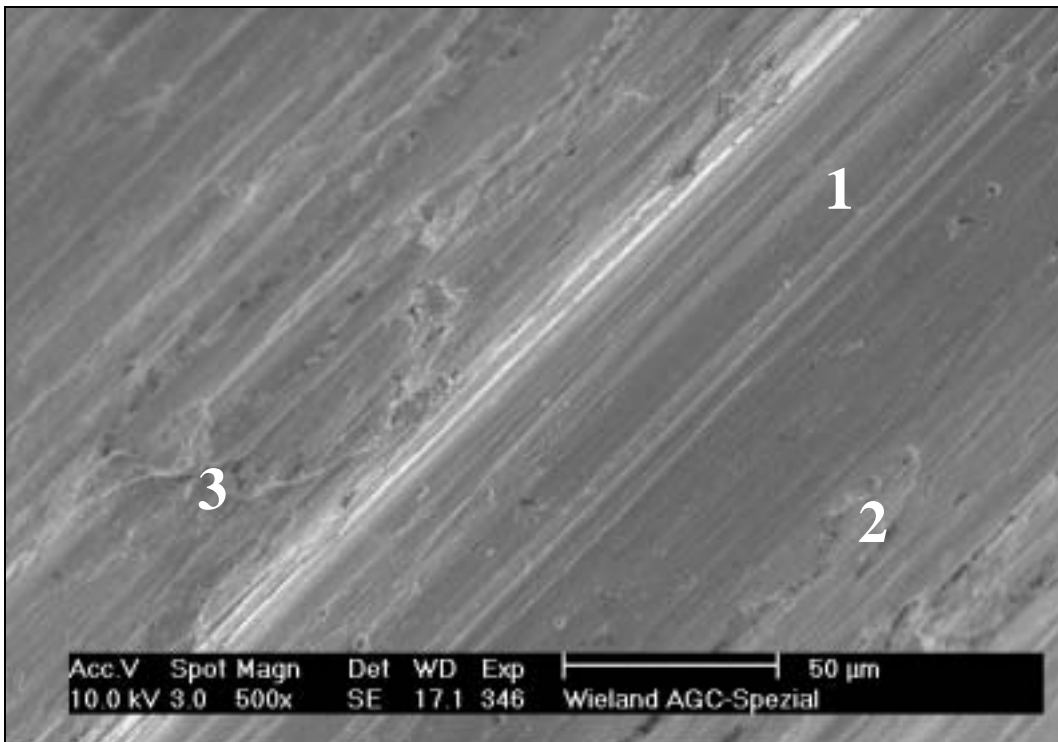


Abb. 50: Patriz 346 AGC[®]-Special nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion, 2 Adhäsion und 3 Oberflächenzerrüttung

5.3.2 Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent)

Die Legierung Benchmark[®] III zeigte auf den rasterelektronenmikroskopischen Bildern hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen (Abb. 51 und 53). Die Abrasionen erschienen zum einen als singuläre Kratzer und zum anderen als Verschleißfelder in Kombination mit Adhäsionen. Oberflächenzerrüttungen kamen gelegentlich in den Zentren der Verschleißarealen vor (Abb. 52). Gut erkennbar waren noch die Herstellungsspuren, die senkrecht zu den Verschleißspuren verliefen (Abb. 53). Die meisten Verschleißspuren begannen koronal. Einige Abrasionsspuren begannen aber auch mittig auf der parallelisierten Fläche, ohne weitere Verschleißfelder im Anschluß.

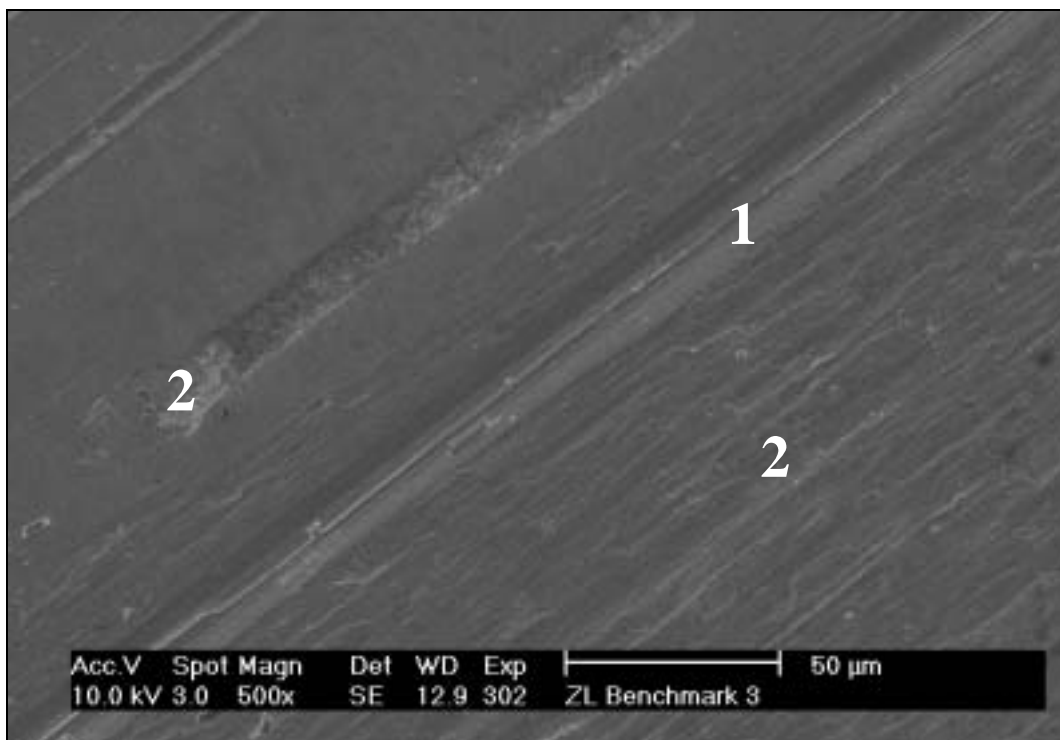


Abb. 51: Patrizie 302 Benchmark[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:

1 Abrasion und 2 Adhäsion

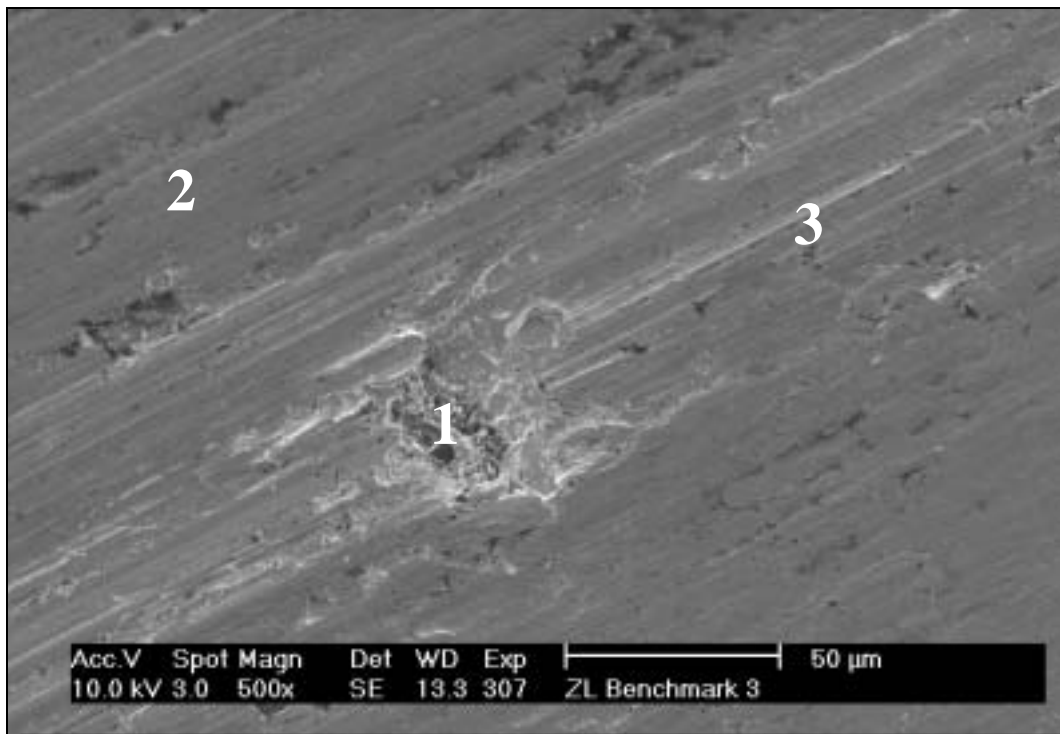


Abb. 52: Patrizze 307 Benchmark[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Oberflächenzerrüttung, 2 Adhäsion und 3 Abrasion

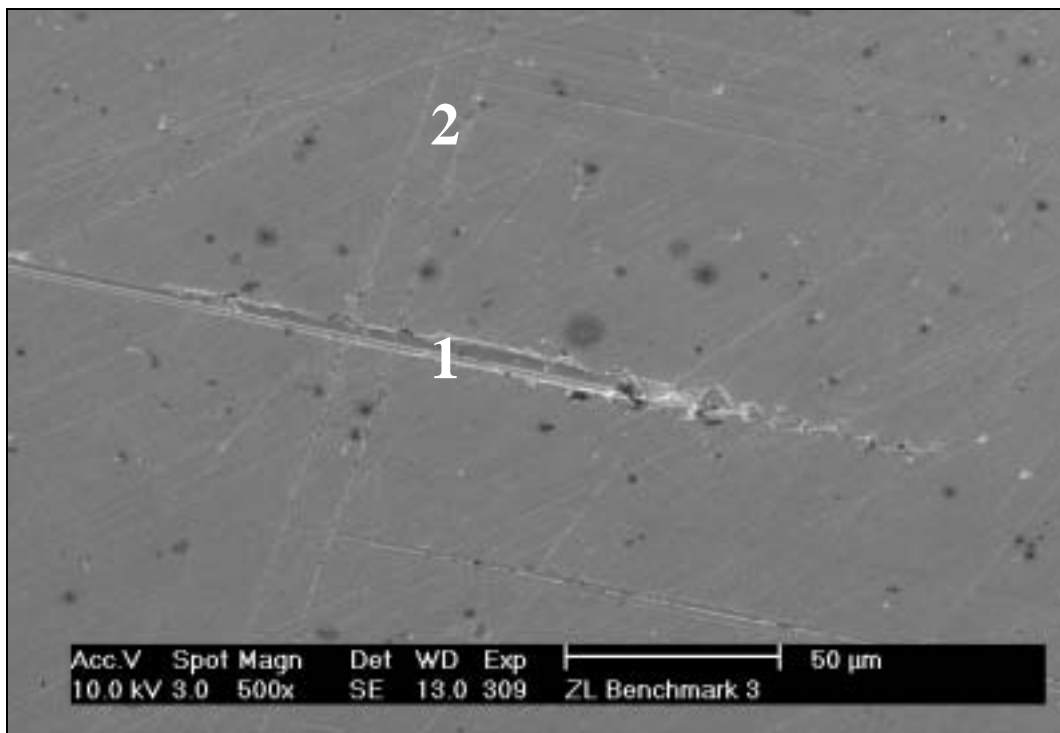


Abb. 53: Patrizze 309 Benchmark[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion und 2 Herstellungsspuren

5.3.3 Bio Portadur® (Wieland)

Die Patrizen der Bio Portadur® Legierung wiesen überwiegend Oberflächenveränderungen auf, die durch Abrasion und Adhäsionsprozesse verursacht waren (Abb. 54 – 56). Spuren von Oberflächenzerrüttung waren auch erkennbar (Abb. 56). Abb. 54 zeigt neben verschleißbedingten Oberflächenveränderungen auch Gusslunker, die auf Herstellungsfehler zurück zu führen sind. Oberflächenzerrüttung zeigte sich in Form von Materialaufschuppungen, die zum Herausbrechen von Metallpartikeln führten. Auch bei dieser Legierung begannen fast alle Verschleißspuren koronal. In orovestibulärer Richtung lagen mehr Verschleißspuren vor.



Abb. 54: Patrize 323 Bio Portadur® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:

1 Abrasion und 2 Gusslunker



Abb. 55: Patrizie 327 Bio Portadur® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Abrasion und 2 Adhäsion

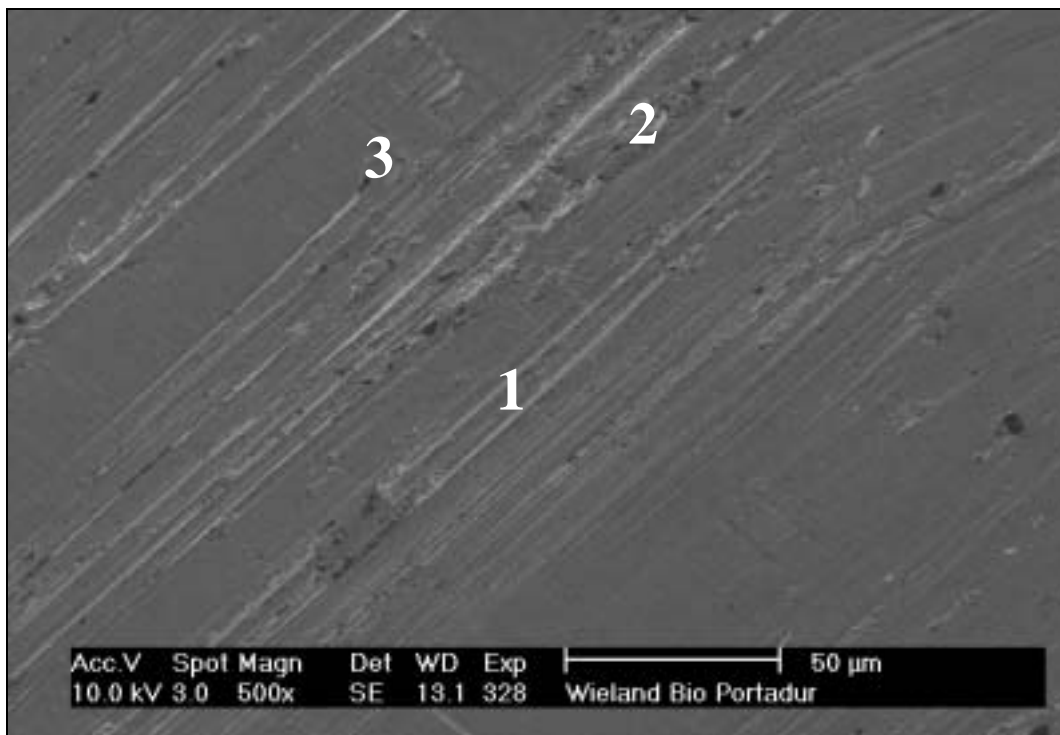


Abb. 56: Patrizie 328 Bio Portadur® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Abrasion, 2 Oberflächenzerrüttung und 3 Adhäsion

5.3.4 Degudent® H (Degudent)

Die Patrizen der Degudent® H Legierung zeigten hauptsächlich Adhäsionserscheinungen und Abrasionen (Abb. 57 und 58). Die Abrasionen lagen überwiegend als deutlich sichtbare Furchen (Abb. 59) und in Verschleißfeldern vor. Adhäsionen kamen innerhalb von Abrasionsspuren vor und bildeten durch Materialauflagerungen typische Verschleißfelder. Oberflächenzerrüttungen erschienen gut erkennbar im Zusammenhang mit Abrasionen und Adhäsionen (Abb. 57 und 58). Die Herstellungsspuren waren auch noch erkennbar, sie verliefen senkrecht zu den Verschleißspuren (Abb. 59). Fast alle Verschleißspuren begannen koronal. Vereinzelt Abrasionsspuren begannen mittig auf der parallelisierten Fläche. Die Verschleißspuren verteilten sich über die gesamte Patrize.

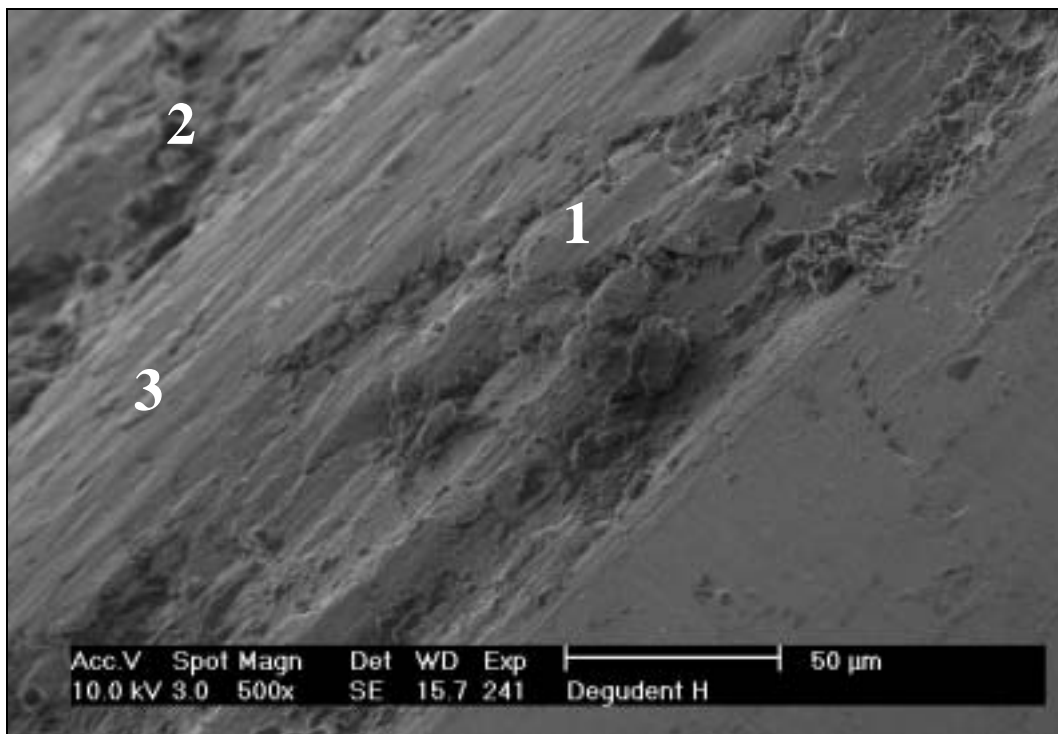


Abb. 57: Patrize 241 Degudent® H nach Verschleiß unter Benetzung von physiologischer Kochsalzlösung: 1 Adhäsion, 2 Oberflächenzerrüttung und 3 Abrasion

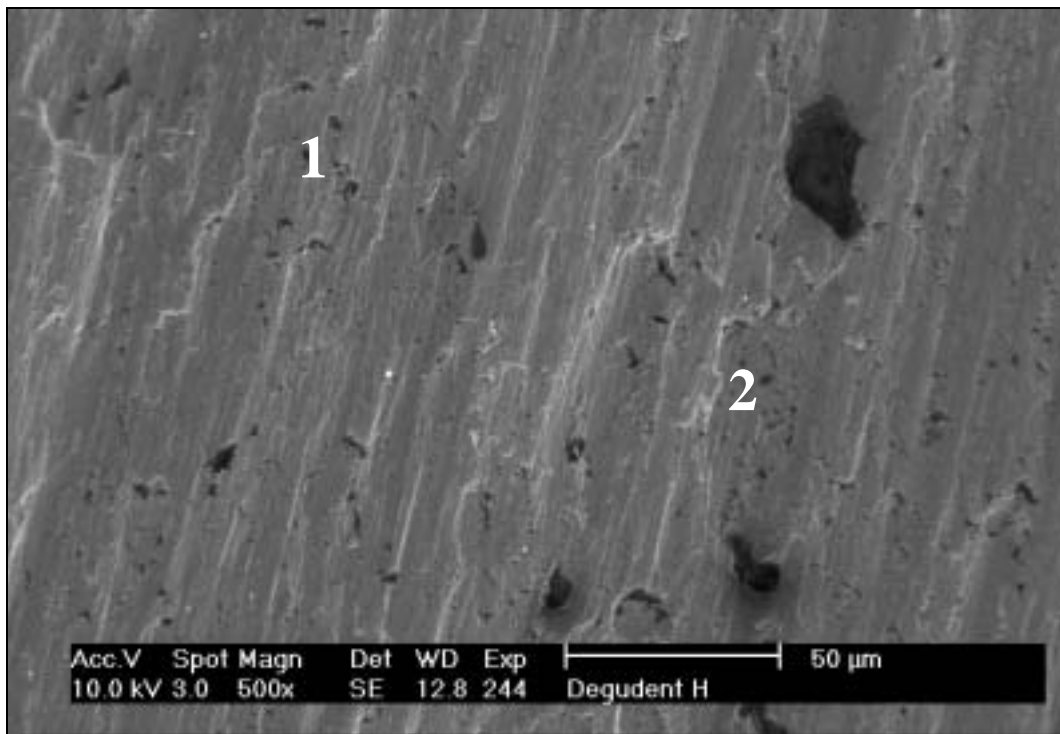


Abb. 58: Patrizie 244 Degudent® H nach Verschleiß unter Benetzung von physiologischer Kochsalzlösung: 1 Oberflächenzerrüttung und 2 Adhäsion

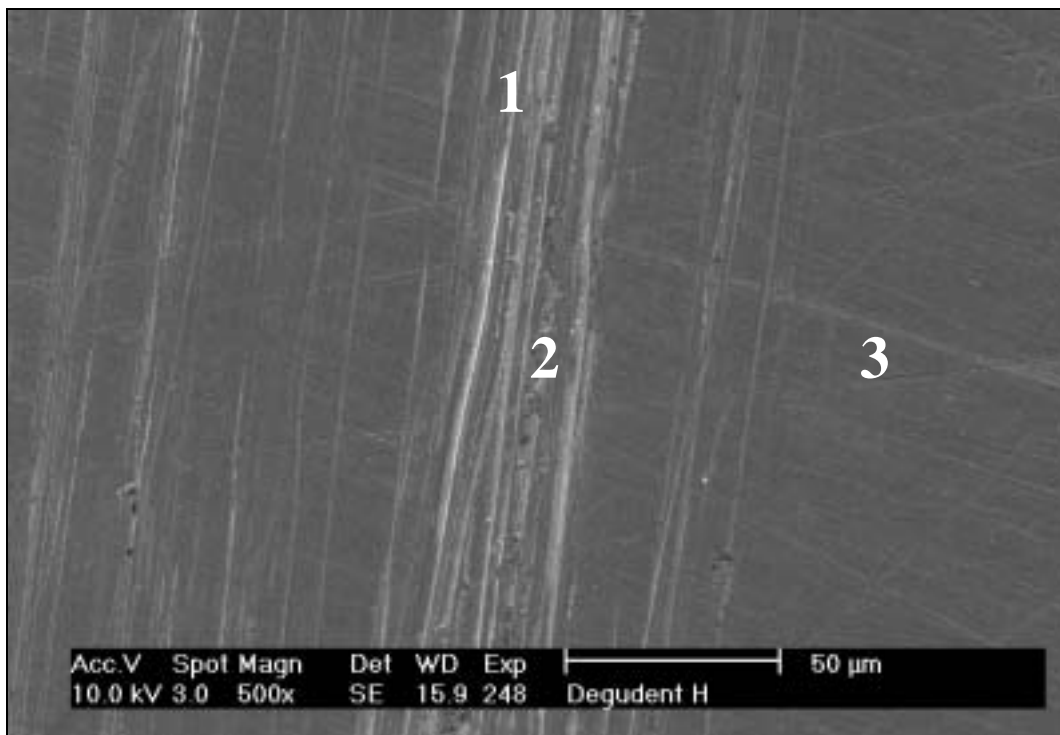


Abb. 59: Patrizie 248 Degudent® H nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Abrasion, 2 Adhäsion und 3 Herstellungsspuren

5.3.5 Degudent® LTG (Degudent)

Die Patrizen der Degudent® LTG Legierung zeigten sehr ausgeprägte Verschleißspuren. Abrasionen und Adhäsionen gepaart mit Oberflächenzerrüttung kamen vorwiegend in großflächigen Verschleißfeldern vor (Abb. 61). Aber auch Abrasionen waren furchenförmig in Verbindung mit Oberflächenzerrüttung sichtbar (Abb. 62). Deutlich erkennbar waren Materialverschiebungen als Adhäsionen in Abrasionsfurchen (Abb. 61). Es gab Anzeichen von tribochemischen Reaktionen (Abb. 60), die als hellere Schattierungen sichtbar waren. Herstellungsspuren waren ebenfalls erkennbar. Fast alle Verschleißspuren begannen koronal und verliefen in Form von Verschleißfeldern über die parallelisierten Flächen.

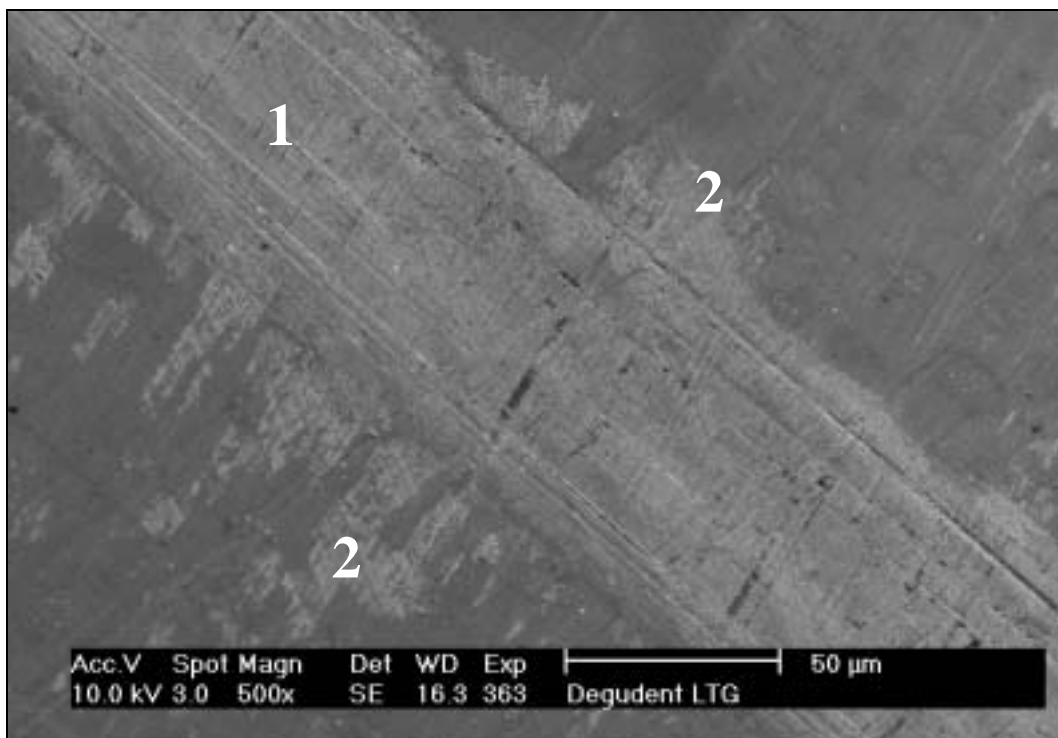


Abb. 60: Patrine 363 Degudent® LTG nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:

1 Abrasion und 2 tribochemische Reaktion

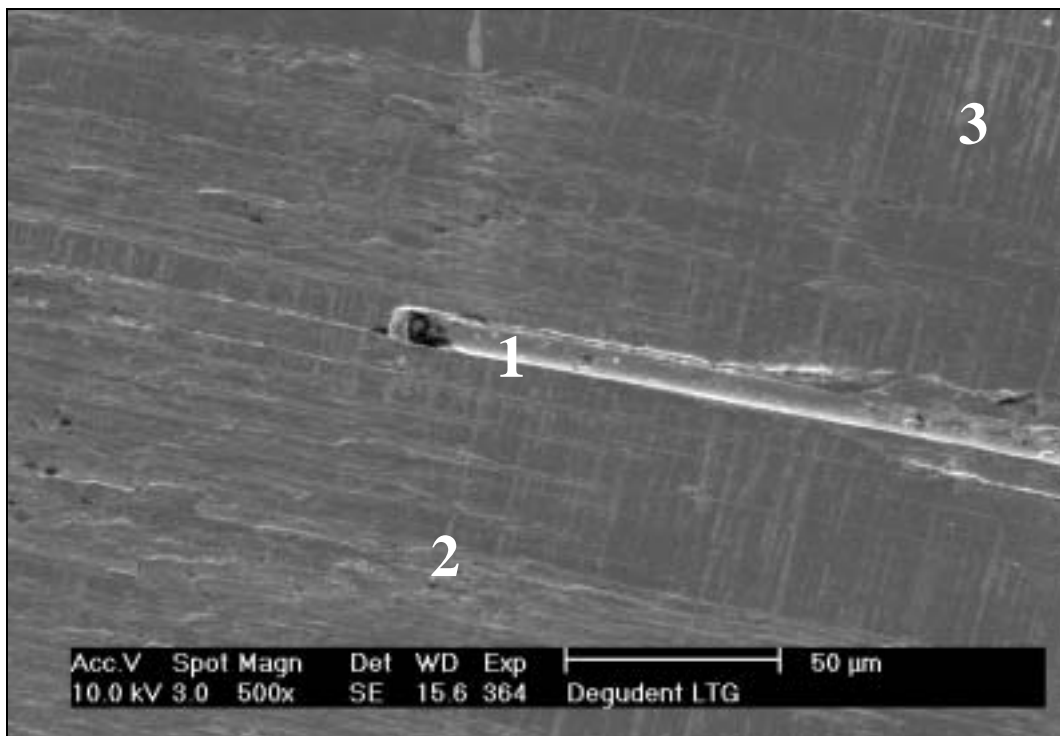


Abb. 61: Patrizie 364 Degudent® LTG nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Abrasion, 2 Adhäsion und 3 Herstellungsspuren

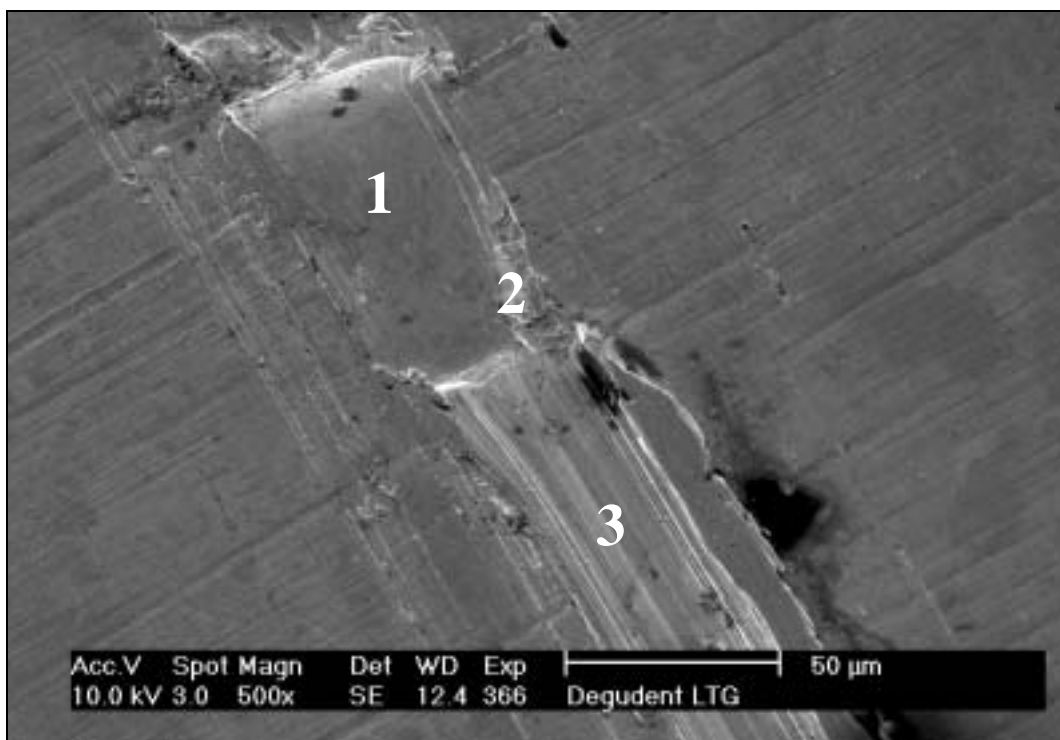


Abb. 62: Patrizie 366 Degudent® LTG nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Adhäsion, 2 Oberflächenzerrüttung und 3 Abrasion

5.3.6 Degunorm® (Degudent)

Die Legierung Degunorm® zeigte auf den rasterelektronenmikroskopischen Bildern Abrasionen, Adhäsionen und Oberflächenzerrüttung (Abb. 63 - 65). Die Abrasionen erschienen meistens als singuläre Kratzer aber auch als Verschleißfelder in Kombination mit Adhäsionen (Abb. 64). Oberflächenzerrüttungen fanden sich gegen Ende der Verschleißareale meist gekoppelt an Adhäsionen (Abb. 65). Teilweise waren auch noch Herstellungsspuren erkennbar, die senkrecht zu den Verschleißspuren verliefen (Abb. 65). Die meisten Verschleißspuren begannen koronal. Einige Abrasionsspuren begannen allerdings auch mittig auf der parallelisierten Fläche ohne weitere Verschleißfelder im Anschluss.

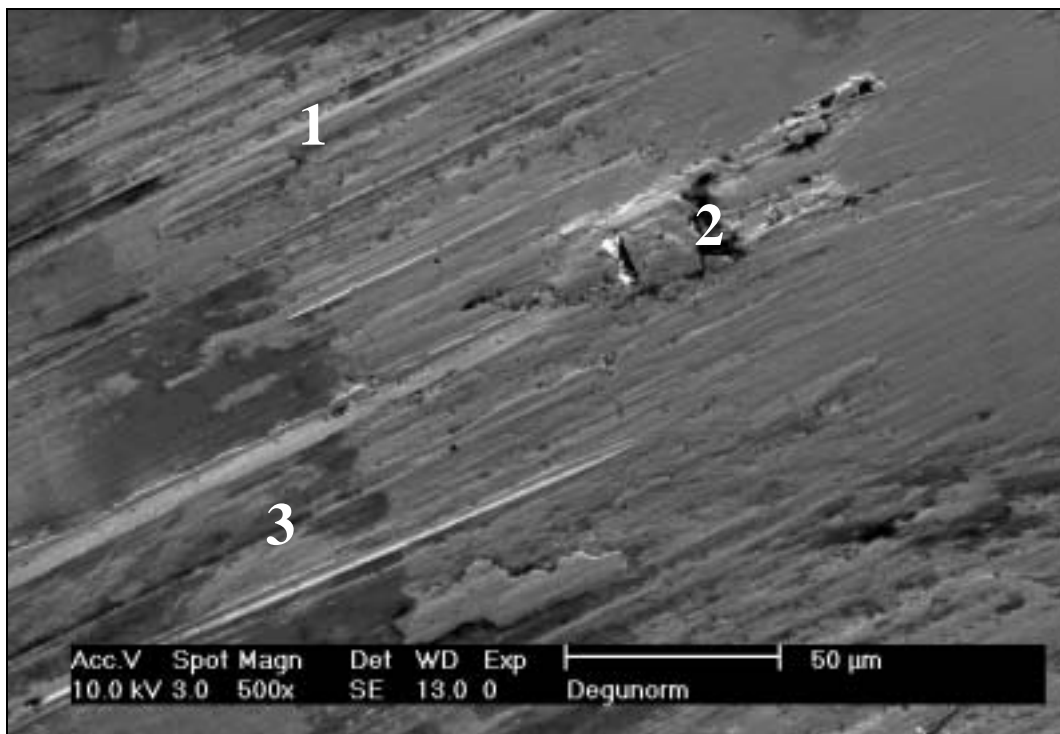


Abb. 63: Patrizie 261 Degunorm® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:

1 Abrasion, 2 Oberflächenzerrüttung und 3 tribochemische Reaktion

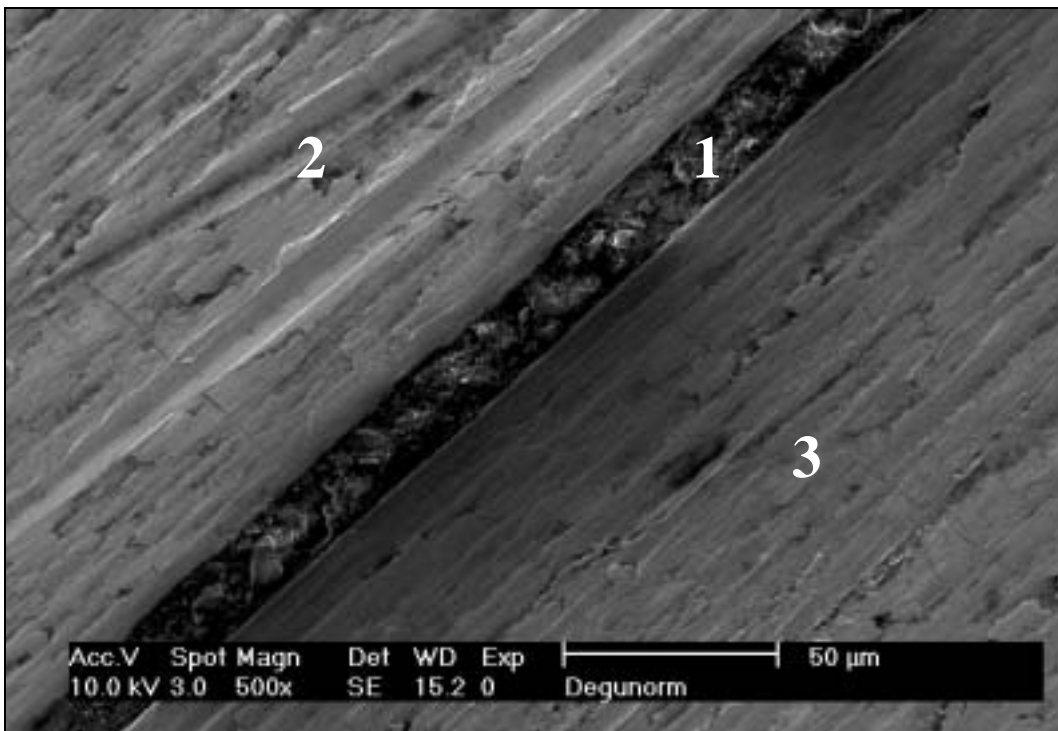


Abb. 64: Patriz 266 Degunorm[®] nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion, 2 Oberflächenzerrüttung und 3 Adhäsion

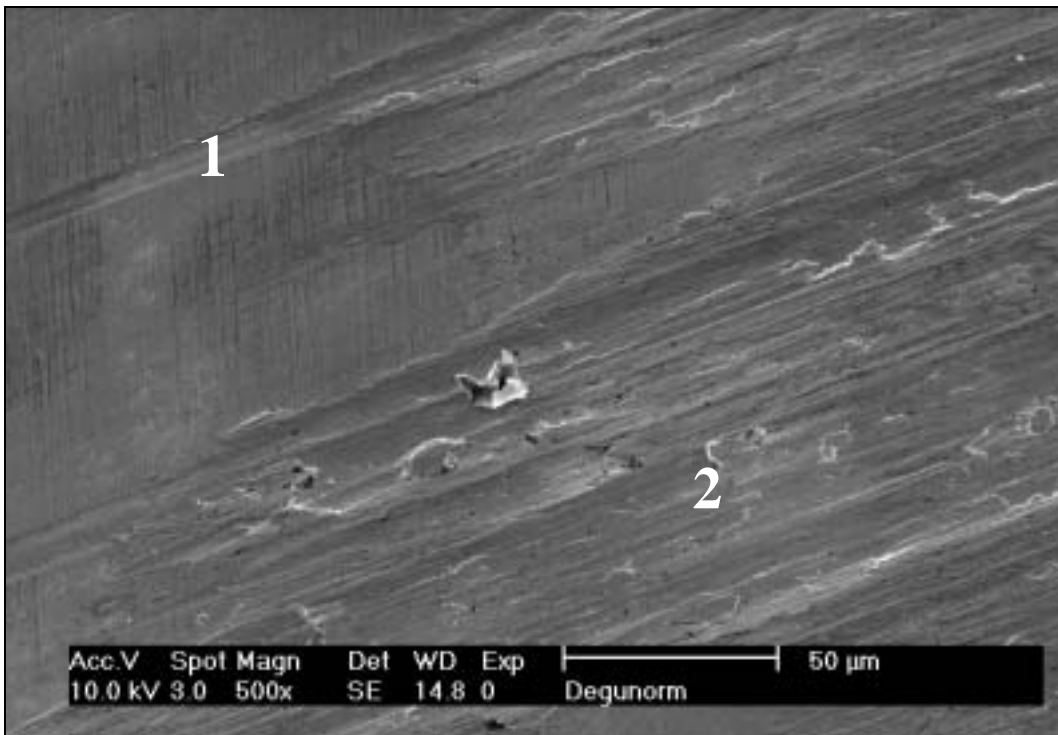


Abb. 65: Patriz 268 Degunorm[®] nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion und 2 Adhäsion

5.3.7 Esteticor Avenir® (C&M)

Die Patrizen der Esteticor Avenir® Legierung zeigten hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen. Die Abrasionen lagen überwiegend als deutlich sichtbare Furchen (Abb. 66) und in Verschleißfeldern (Abb. 67) vor. Adhäsionen fanden sich meist am Ende von Abrasionsfurchen oder schlossen als Materialauflagerungen typische Verschleißfelder ab. Oberflächenzerrüttungen erschienen als zerklüftete Bereiche innerhalb von Verschleißfeldern (Abb. 68) aber auch in Abrasionsfurchen. Die Herstellungsspuren waren auch noch erkennbar, sie verliefen senkrecht zu den Verschleißspuren (Abb. 66). Fast alle Verschleißspuren begannen koronal. Vereinzelt Abrasionsspuren begannen mittig auf der parallelisierten Fläche. Die Verschleißspuren verteilten sich über die gesamte Patrize.

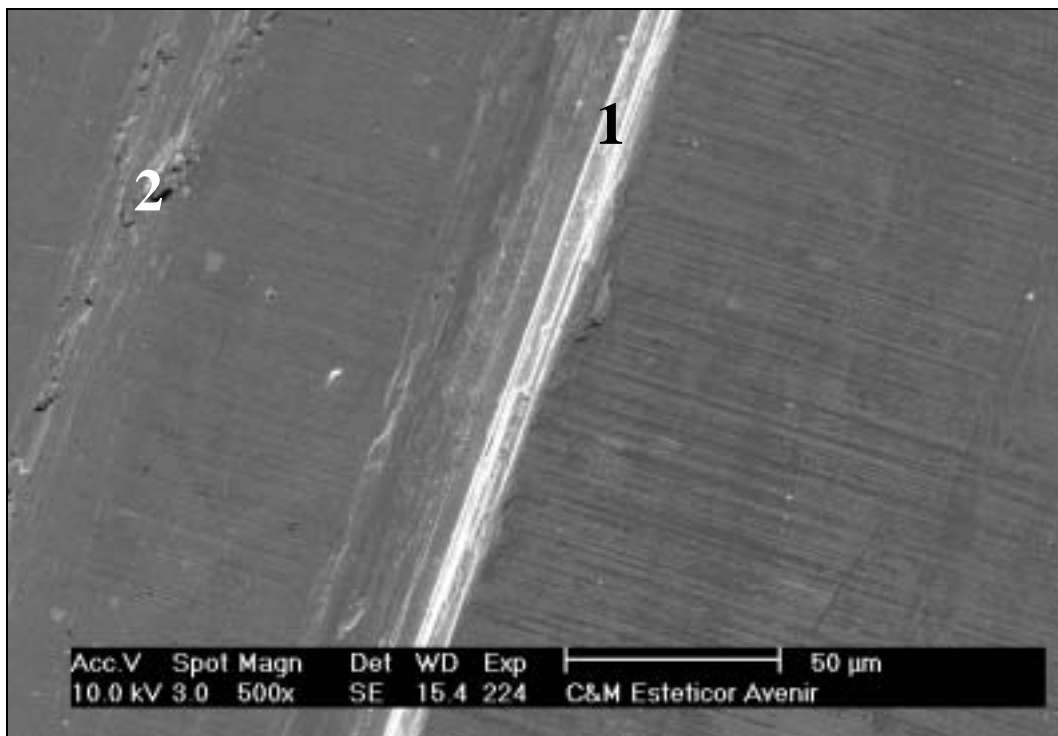


Abb. 66: Patrice 224 Esteticor Avenir® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:

1 Abrasion und 2 Adhäsion

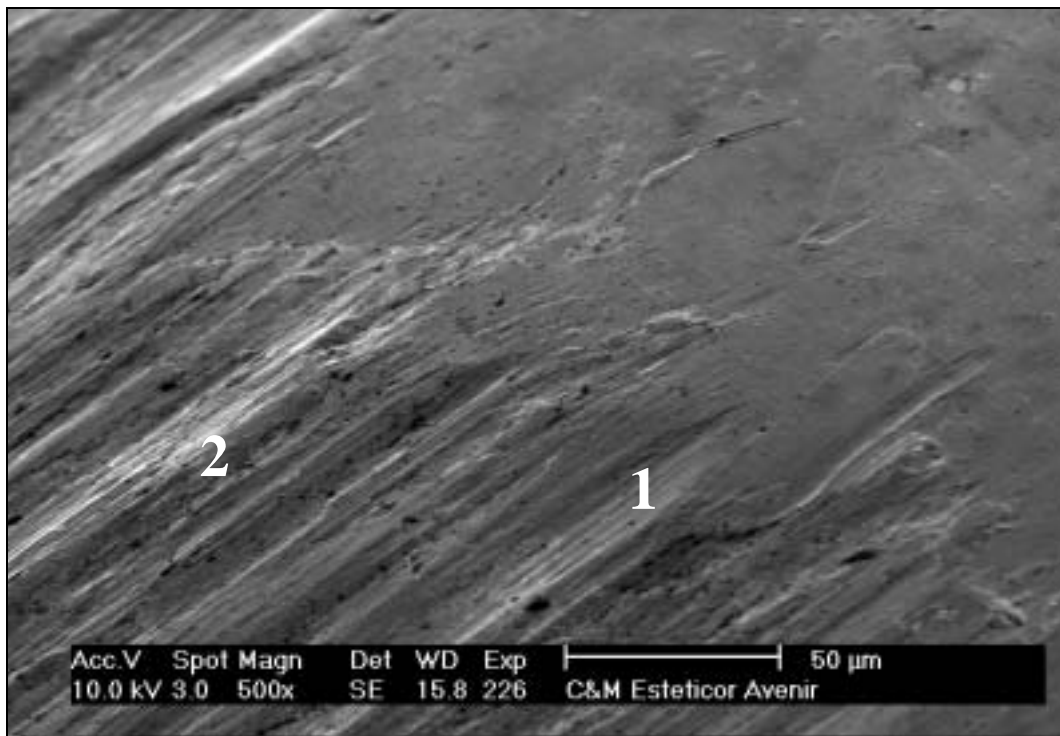


Abb. 67: Patrizie 226 Esteticor Avenir® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Abrasion und 2 Adhäsion

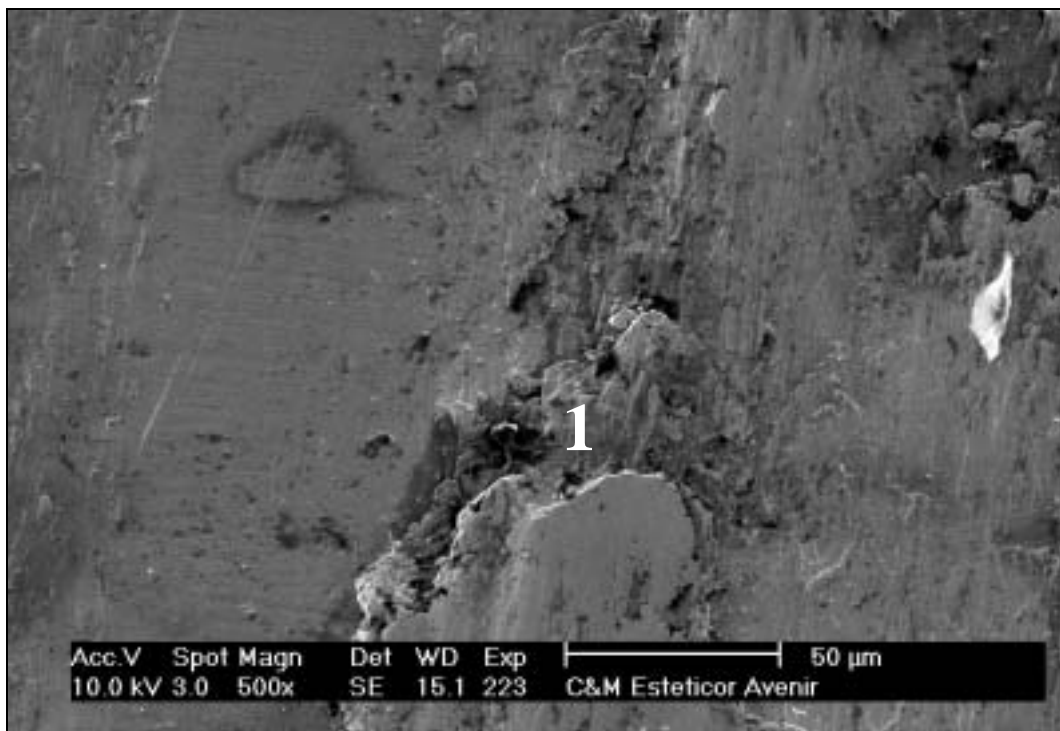


Abb. 68: Patrizie 223 Esteticor Avenir® nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane®:
1 Oberflächenzerrüttung

5.3.8 Neocast[®] III (C&M)

Die Legierung Neocast[®] III zeigte auf den rasterelektronenmikroskopischen Bildern hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen (Abb. 69 - 71). Die Abrasionen erschienen zum einen als singuläre Kratzer und zum anderen als Verschleißfelder in Kombination mit Adhäsionen. Oberflächenzerrüttungen kamen nur in den tieferen abrasiv geschaffenen Furchen vor (Abb. 71). Die Herstellungsspuren waren auch noch erkennbar (Abb. 69). Die meisten Verschleißspuren begannen koronal. Einige Abrasionsspuren begannen auch mittig auf der parallelisierten Fläche ohne weitere Verschleißfelder im Anschluss. Die meisten Verschleißspuren verliefen nicht die über die vollständige Länge der Teleskope sondern endeten mittig in Form von Materialauflagerungen.

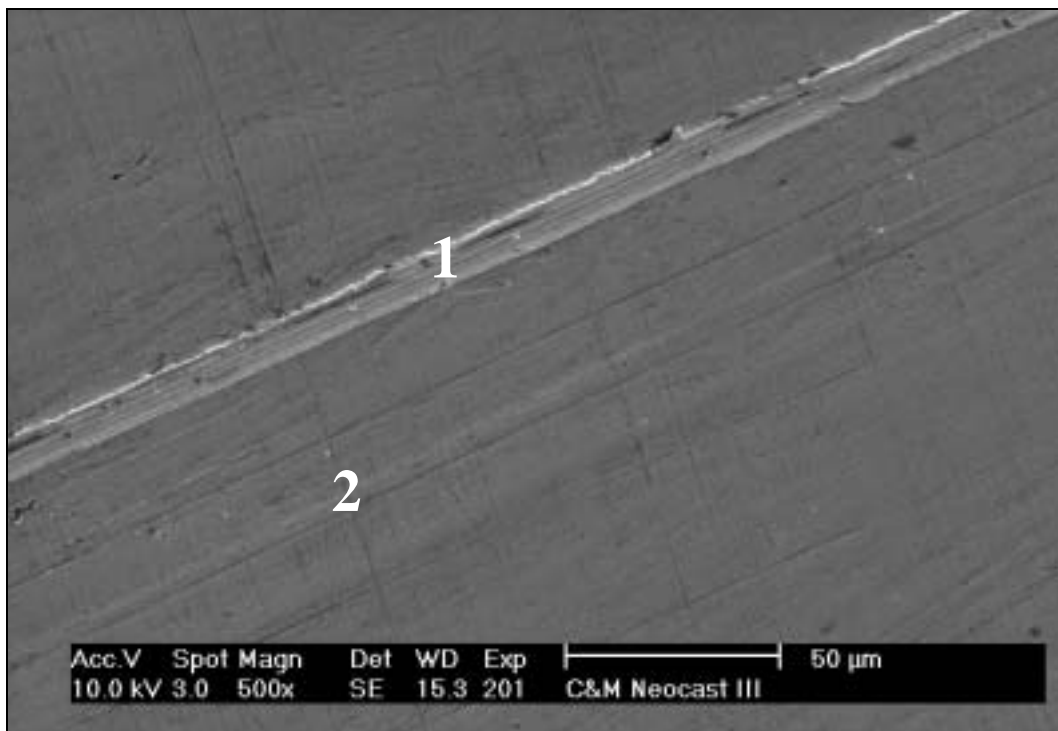


Abb. 69: Patrizie 201 Neocast[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von physiologischer Kochsalzlösung: 1 Abrasion und 2 Herstellungsspuren



Abb. 70: Patrizze 204 Neocast[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion und 2 Adhäsion

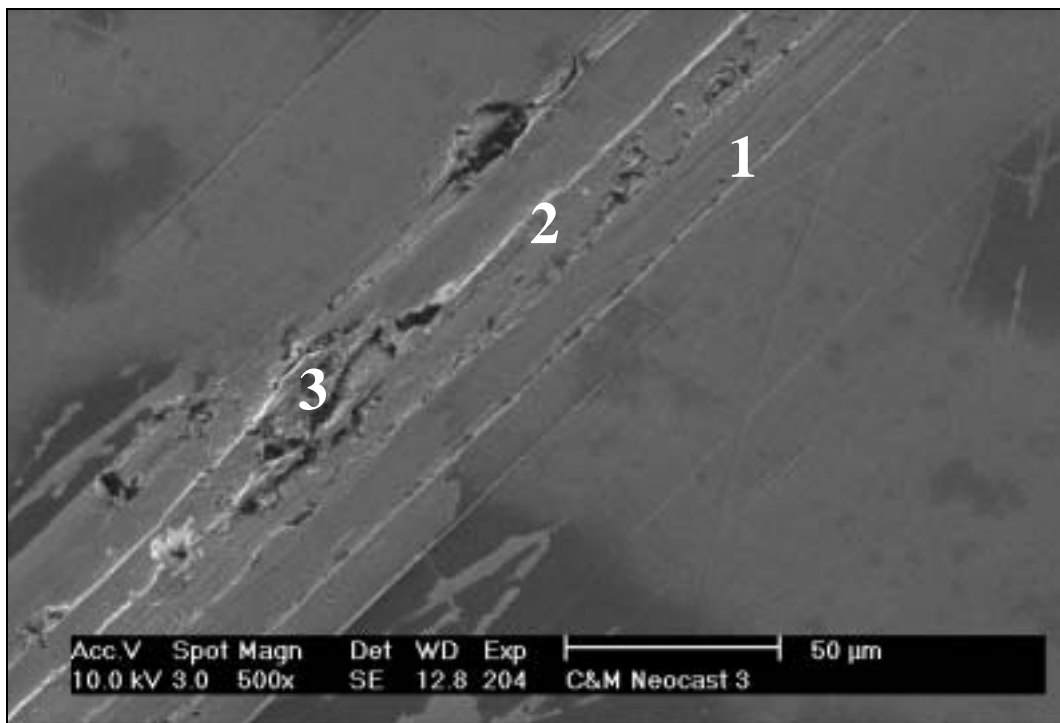


Abb. 71: Patrizze 204 Neocast[®] III nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion, 2 Adhäsion und 3 Oberflächenzerrüttung

5.3.9 Pontor[®] MPF (Metalor)

Die Legierung Pontor[®] MPF zeigte auf den rasterelektronenmikroskopischen Bildern hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen (Abb. 73). Die Abrasionen erschienen zum einen als singuläre Kratzer und zum anderen als Verschleißfeld in Kombination mit Adhäsionen (Abb. 74). Oberflächenzerrüttungen kamen gepaart mit Verschleißfeldern (Abb. 74) oder auch am Ende von abrasiven Kratzern vor. Anzeichen von tribochemischen Reaktionen waren auch vorhanden (Abb. 72), die überlagert mit Oberflächenzerrüttungserscheinungen auftraten. Die meisten Verschleißspuren begannen mittig auf der parallelisierten Fläche, häufig mit Verschleißfeldern im Anschluss. In orovestibulärer Richtung lagen mehr Verschleißspuren vor (Abb. 74).

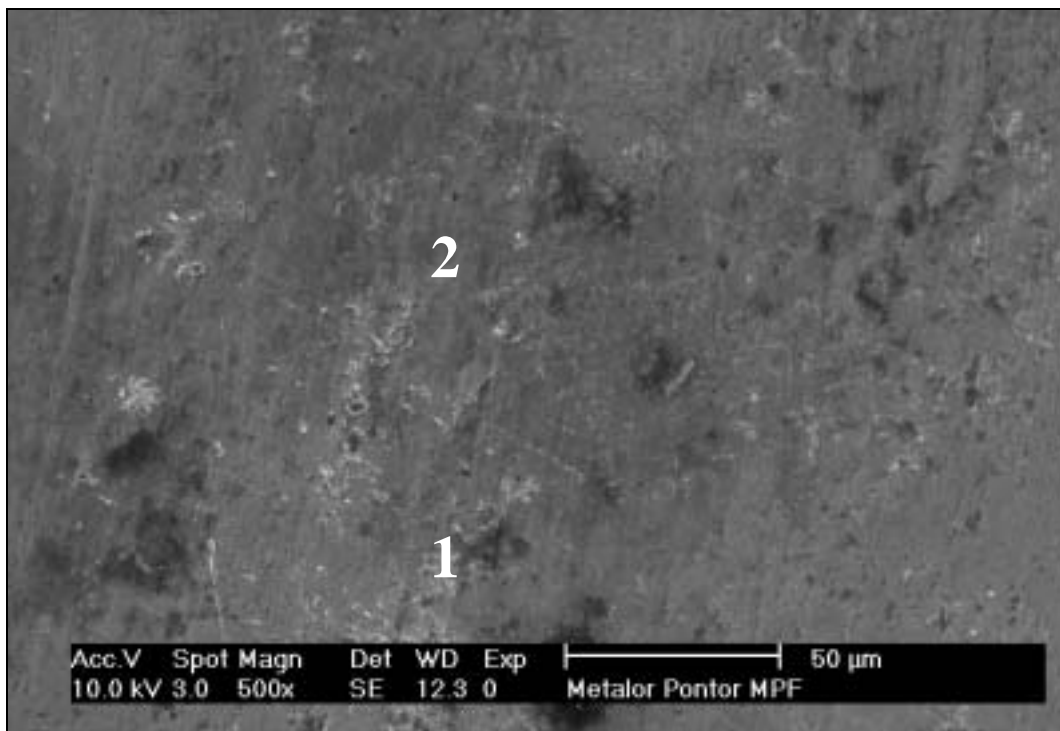


Abb. 72: Patrizie 381 Pontor[®] MPF nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:

1 Oberflächenzerrüttung und 2 tribochemische Reaktion

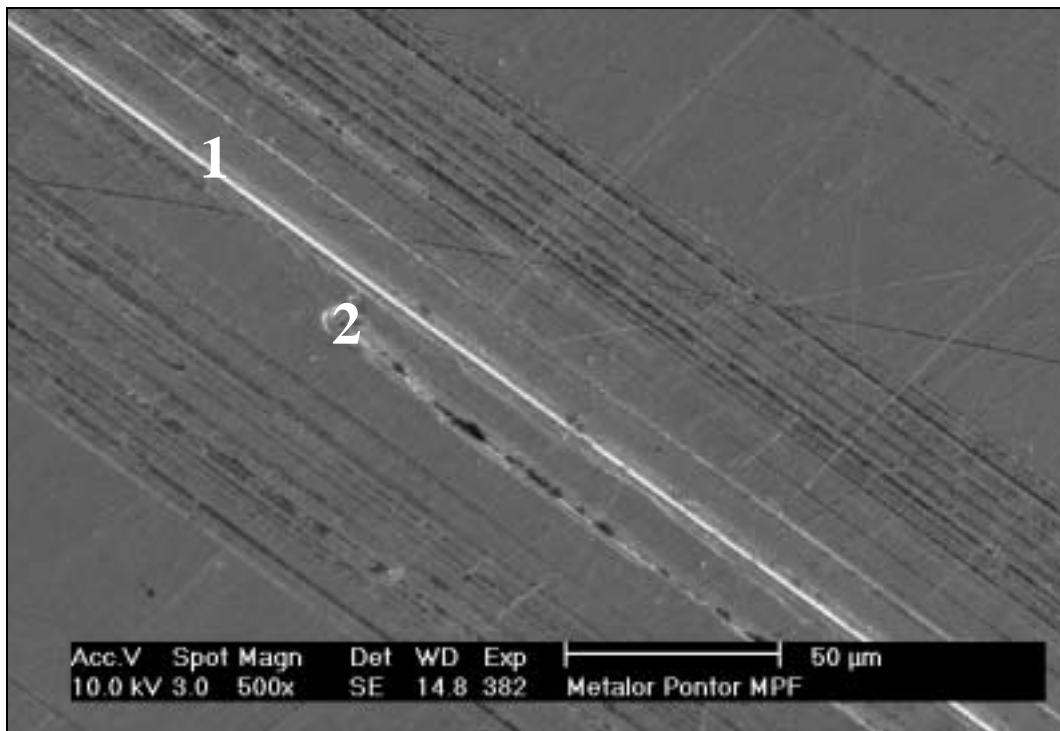


Abb. 73: Patrizie 382 Pontor[®] MPF nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Abrasion und 2 Adhäsion

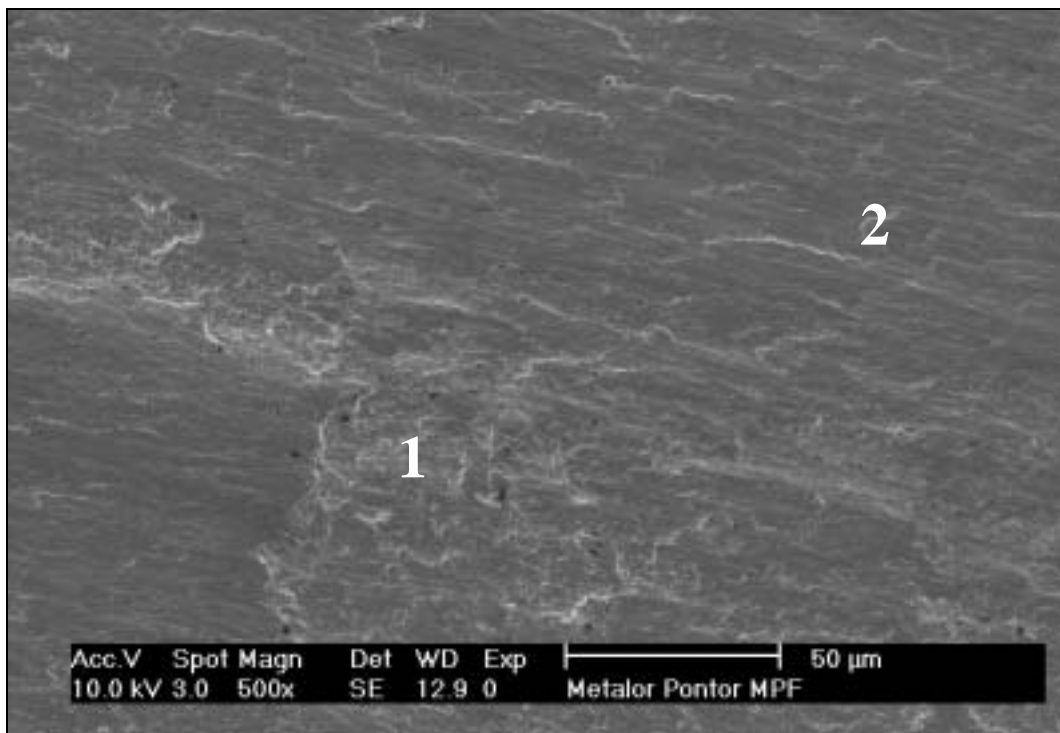


Abb. 74: Patrizie 388 Pontor[®] MPF nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Oberflächenzerrüttung und 2 Adhäsion

5.3.10 Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent)

Die Patrizen der Allround 55 LF[®] Legierung zeigten hauptsächlich Abrasionserscheinungen und Adhäsionen (Abb. 75 und 76). Die Abrasionen erschienen überwiegend als Verschleißfelder. Adhäsionen befanden sich am Ende solcher Verschleißfelder. Oberflächenzerrüttungen kennzeichneten gut erkennbar die Zentren der Verschleißareale (Abb. 77). Nur wenige Verschleißspuren begannen koronal. Häufig begannen die Abrasionsspuren mittig auf der parallelisierten Fläche, oft gefolgt von Verschleißfeldern.

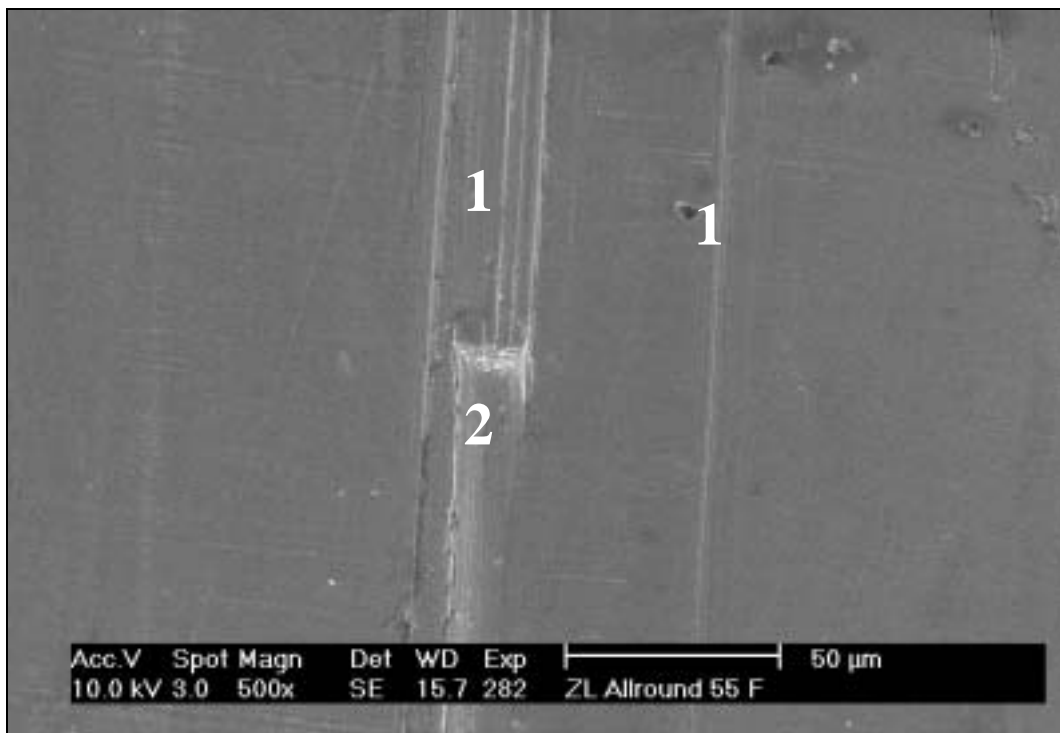


Abb. 75: Patrize 282 Allround 55 LF[®] nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:

1 Abrasion und 2 Adhäsion

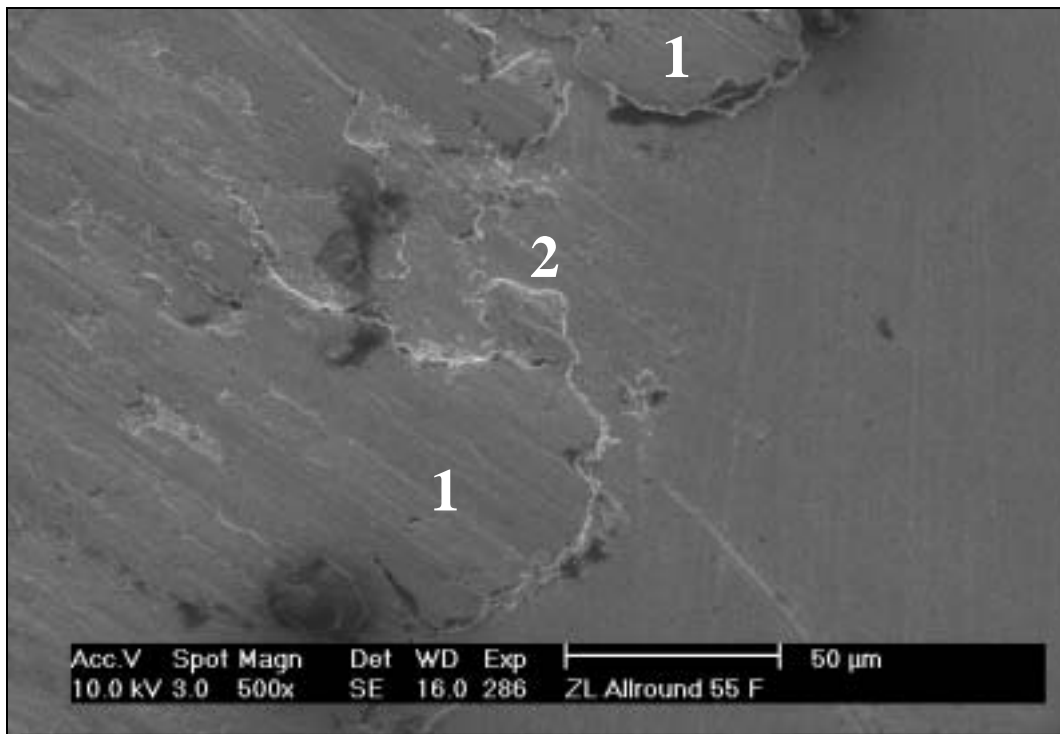


Abb. 76: Patrizie 286 Allround 55 LF[®] nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Adhäsion und 2 Abrasion

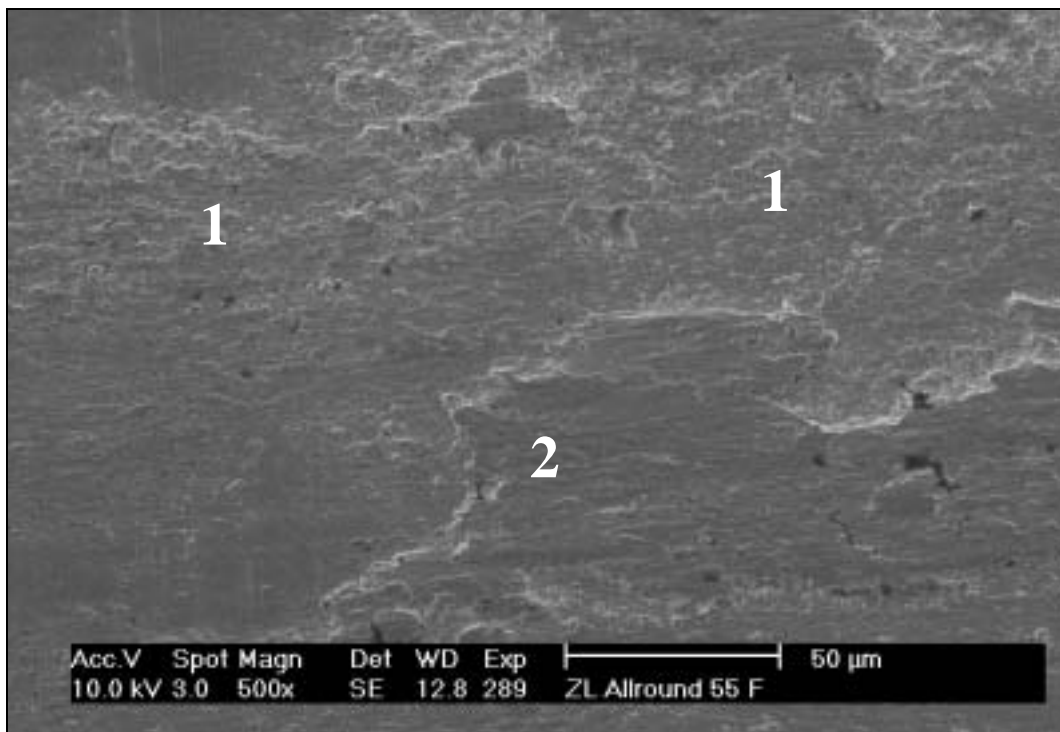


Abb. 77: Patrizie 289 Allround 55 LF[®] nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]:
1 Oberflächenzerrüttung und 2 Adhäsion

5.4 3D-Oberflächenanalyse

Die 3D-Oberflächenanalyse wurde mittels 3D-Mikro-Streifenprojektion (FRT MicroSpy[®]) durchgeführt. An Hand von Silikonduplikaten wurden Messungen der Rauheit der Teleskopoberflächen mittels MicroSpy[®] vorgenommen. Da es sich bei den Verschleißpartnern um kongruente Flächen handelte die gegeneinander verschlissen, wurden nur die Patrizen der Oberflächenanalyse unterzogen. Ausgewertet wurden die Daten zur Rauheit (Ra-Werte) der einzelnen Patrizen aller Legierungen nach Verschleiß. Zusätzlich wurden 3D-Oberflächenbilder erstellt um einen Überblick über die Messausschnitte zu ermöglichen. Eine exemplarische Auswahl der Bilder befindet sich im Anhang (Abb. 80 – 89).

5.4.1 Raunormale

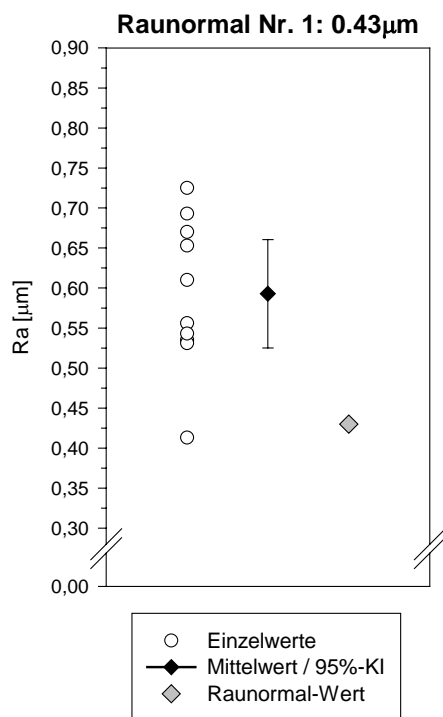


Abb. 78: Ergebnisse Raunormal 1

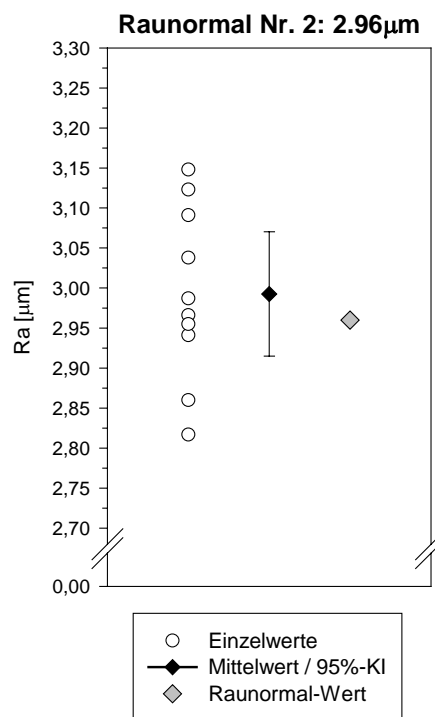


Abb. 79: Ergebnisse Raunormal 2

Bei der Betrachtung der Werte des Raunormal Nr. 1 (Abb. 78) zeigte sich, dass die meisten Messwerte der 3D-Oberflächenanalyse größer waren als der vom Hersteller durch 2D-Oberflächenanalyse ermittelte Ra-Wert des Raunormal von 0,43 µm. Der in dieser Arbeit ermittelte Median lag bei 0,58 µm (Tab. 28). Das entsprechende 95 %-Konfidenzintervall war

[0,53 μm ; 0,66 μm] und befand sich ebenfalls weit oberhalb des erwarteten Raunormal-Wertes. Bei der Betrachtung der Messwerte des Raunormal Nr. 2 (Abb. 79) zeigte sich, dass sich die einzelnen Messwerte im Bereich um den vorgegebenen Raunormal-Wert von 2,96 μm bewegten. Das entsprechende 95%-Konfidenzintervall war [2,92 μm ; 3,07 μm] und beinhaltete den vom Hersteller angegebenen Raunormal-Wert.

Tab. 28: Deskriptive Statistiken der Messungen des Ra-Wertes bei den Raunormalen

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95%-KI für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
RN Nr. 1 (0,43 μm)	10	0,59	0,10	[0,53 ; 0,66]	0,41	0,58	0,73
RN Nr. 2 (2,96 μm)	10	2,99	0,11	[2,92 ; 3,07]	2,82	2,98	3,15

5.4.2 AGC[®]-Special (Wieland)

Die AGC[®]-Special Legierung lagen acht Messwerte vor, drei dieser Werte befanden sich so weit oberhalb der restlichen Messwerte, dass sie nicht mit in die deskriptiven Statistiken einbezogen wurden (Tab. 29). Das Maximum erreichte 7,0 μm bei einem Median von 5,0 μm und einem Minimum von 3,0 μm .

Tab. 29: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung AGC[®] Special

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
AGC [®] Special	5	5,0	1,6	[3,6 ; 6,4]	3,0	5,0	7,0

5.4.3 Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent)

Bei den Ergebnissen von Benchmark[®] III fand sich nur ein in der Größe abweichender Wert oberhalb der anderen Messwerte. Dieser Maximalwert war mit 5,0 μm mehr als doppelt so groß wie der Median von 2,0 μm . Die weiteren Werte reichten von ca. 1,3 μm - 2,5 μm (Tab. 30). Insgesamt wurden alle zehn Werte zur Erstellung der deskriptiven Statistiken aufgenommen.

Tab. 30: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Benchmark[®] III

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Benchmark [®] III	10	2,2	1,0	[1,5 ; 2,9]	1,3	2,0	5,0

5.4.4 Bio Portadur® (Wieland)

Von Bio Portadur® wurden sieben Ra-Messungen vorgenommen (Tab. 31). Der Median lag bei 1,1 µm, die weiteren Werte reichten von ca. 0,8 µm – 2,4 µm. Die Standardabweichung fiel mit 0,6 µm verhältnismäßig gering aus.

Tab. 31: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Bio Portadur®

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Bio Portadur®	7	1,4	0,6	[1,0 ; 1,8]	0,8	1,1	2,4

5.4.5 Degudent® H (Degudent)

Bei den Ra-Messungen von Degudent® H lagen zehn Ergebnisse vor (Tab. 32). Der Unterschied zwischen dem Median von 2,8 µm und dem Mittelwert von 3,4 µm wies auf eine starke Streuung der Messwerte hin, die sich in der Standardabweichung von 2,6 µm widerspiegelte. Insgesamt lagen die Werte zwischen 1,0 µm und 9,0 µm.

Tab. 32: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Degudent® H

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Degudent® H	10	3,4	2,6	[2,8 ; 5,0]	1,0	2,8	9,0

5.4.6 Degudent® LTG (Degudent)

Bei den Messungen der Degudent® LTG Legierung lagen zehn Messwerte vor, ein Wert befand sich so weit oberhalb der restlichen Messwerte, dass er nicht mit in die deskriptiven Statistiken einbezogen wurde (Tab. 33). Das Maximum erreichte 5,0 µm bei einem Median von 3,0 µm und einem Minimum von 1,0 µm.

Tab. 33: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Degudent® LTG

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Degudent® LTG	9	3,0	1,1	[2,3 ; 3,7]	1,0	3,0	5,0

5.4.7 Degunorm® (Degudent)

Die Ergebnisse von Degunorm® reichten von Min. 1,1 µm bis Max. 3,0 µm (Tab. 34). Der Median mit 2,9 µm und der Mittelwert mit 2,4 µm bei einer Standardabweichung von 0,7 µm wiesen auf die geringe Streuung der Werte hin. Insgesamt existierten zehn Messungen.

Tab. 34: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Degunorm®

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Degunorm®	10	2,4	0,7	[1,9 ; 2,9]	1,1	2,9	3,0

5.4.8 Esteticor Avenir® (C&M)

Bei den Ra-Messungen von Esteticor Avenir® lagen neun Ergebnisse vor (Tab. 35). Insgesamt lagen die Werte zwischen 1,1 µm und 2,7 µm. Der Median war 2,0 µm und der Mittelwert lag bei 1,8 µm. Die Streuung der Messwerte fiel gering aus, die Standardabweichung vom Mittelwert lag bei 0,5µm.

Tab. 35: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Esteticor Avenir®

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Esteticor Avenir®	9	1,8	0,5	[1,5 ; 2,1]	1,1	2,0	2,7

5.4.9 Neocast® III (C&M)

Bei den Ergebnissen von Neocast® III fanden sich alle Werte zwischen Min. 0,8 µm und Max. 3,0 µm (Tab. 36). Der Median lag bei 1,0 µm. Insgesamt wurden alle zehn Werte zur Erstellung der deskriptive Statistiken aufgenommen.

Tab. 36: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Neocast® III

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Neocast® 3	10	1,4	0,7	[1,0 ; 1,8]	0,8	1,0	3,0

5.4.10 Pontor® MPF (Metalor)

Die Ergebnisse von Pontor® MPF reichten von 1,5 µm bis 3,0 µm (Tab. 37). Der Median mit 2,4 µm und der Mittelwert mit 2,3 µm bei einer Standardabweichung von 0,5 µm zeigten eine geringe Streuung der Werte auf. Insgesamt lagen zehn Messungen vor.

Tab. 37: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Pontor® MPF

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Pontor® MPF	10	2,3	0,5	[2,0 ; 2,6]	1,5	2,4	3,0

5.4.11 Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent)

Bei den Messungen der Legierung Allround 55 LF[®] lagen zehn Messwerte vor (Tab. 38). Das Spektrum reichte von Min. 1,0 µm bis Max. 2,6 µm. Bei einem Median von 1,6 µm und einem Mittelwert von 1,7 µm wurde eine Standardabweichung von 0,5µm ermittelt.

Tab. 38: Deskriptive Statistiken der Ra-Messungen der Legierung Allround 55 LF

	N	Mittelwert	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Min.	Median	Max.
Allround 55 LF [®]	10	1,7	0,5	[1,4 ; 2,0]	1,0	1,6	2,6

5.4.12 Gesamtbetrachtung der 3D-Oberflächenanalyse

In der Gesamtbetrachtung aller gemessenen Ra-Werte (Tab. 39) präsentierten die Mediane und die Mittelwerte keine einheitlichen Ergebnisse (1,0 µm – 5,0 µm). Die Standardabweichung schwankte zwischen den verschiedenen Legierungen (0,5 µm – 2,6 µm), in einem Fall betrug die Standardabweichung 93 % vom Median. Die Messauflösung erreichte nicht die Werte, die bei dem eingangs bestimmten Raunormal vorlagen.

Tab. 39: Gesamtdarstellung der deskriptive Statistiken der Ra-Messungen

Legierung	Hersteller	N	Mittelwert [µm]	Stand. abw.	95% Konfidenzintervall für den Mittelwert	Median [µm]
AGC [®] -Special	Wieland	5	5,0	1,6	[3,6 ; 6,4]	5,0
Benchmark [®] III	ZL-Mikrodent	10	2,2	1,0	[1,5 ; 2,9]	2,0
Bio Portadur [®]	Wieland	7	1,4	0,6	[1,0 ; 1,8]	1,1
Degudent [®] H	DeguDent	10	3,4	2,6	[2,8 ; 5,0]	2,8
Degudent [®] LTG	DeguDent	9	3,0	1,1	[2,3 ; 3,7]	3,0
Degunorm [®]	DeguDent	10	2,4	0,7	[1,9; 2,9]	2,9
Esteticor Avenir [®]	C&M	9	1,8	0,5	[1,5 ; 2,1]	2,0
Neocast [®] III	C&M	10	1,4	0,7	[1,0 ; 1,8]	1,0
Pontor [®] MPF	Metalor [®]	10	2,3	0,5	[2,0 ; 2,6]	2,4
Allround 55LF [®]	ZL-Mikrodent	10	1,7	0,5	[1,4 ; 2,0]	1,6

Eine exemplarische Auswahl der 3D-Oberflächenbilder befindet sich im Anhang (Abb. 80 – 89).

5.5 Ergebnisse des statischen Immersionstests

Von den Metalloberflächen der Versuchsplättchen wurden rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen vor und nach Statischem Immersionstest gemacht und miteinander verglichen. Anhand dieser rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen erwiesen sich die untersuchten Legierungen als korrosionsstabil. Typische Korrosionserscheinungen waren, wie die im Anhang befindlichen Bilder zeigen, nicht erkennbar (Abb. 90 - 107). Die Reagenzlösungen sollten im Rahmen einer weiteren Dissertation auf Elementarbestandteile untersucht werden.

6 Diskussion

6.1 Kritik der Methode

Nachfolgend wird die Versuchsdurchführung und die Ergebnisauswertung diskutiert.

6.1.1 Herstellung der Probekörper

Bei der Produktion gegossener parallelwandiger Teleskopkronen gilt dem Herstellungsprozess eine besondere Aufmerksamkeit. Nach *Stenzel* [1977] spielen die verwendeten Metalllegierungen eine untergeordnete Rolle bei der Haftkraft, größere Unterschiede bewirkt dagegen die Oberflächenbearbeitung.

In den vorangegangenen Untersuchungen zum Verschleißverhalten und Friktionskräften von Teleskop- oder Konuskronen beschrieb einzig *Geginat* [1978] den Herstellungsprozess seiner Proben, innerhalb der übrigen Quellen waren lediglich Verweise auf die Herstellerangaben der Dentalindustrie zu finden [Becker 1982, 1983a, b, 1984; Okahawa et al. 1990; Röper 1982; Stark 1996a, 1996b; Stüttgen 1983, 1985]. In einigen Untersuchungen wurde die Beschaffenheit der Berührungsflächen nach Herstellung und vor Verschleißuntersuchung diskutiert [Becker 1983c; Böttger und Rosenbauer 1978; Drummer 1977]. *Stenzel* [1977] stellte in vergleichenden Untersuchungen fest, dass hochglanzpolierte Oberflächen geringere Abzugskräfte aufwiesen, als vergleichsweise mit Sandpapier bearbeitete Oberflächen.

Einigkeit bestand jedoch darin, dass Teleskope nach Eingliederung auf einen bestimmten Abzugswert durch Bearbeiten der Berührungsflächen eingestellt werden müssen, ohne dass eine spätere sinnvolle Aktivierung vorgesehen ist [Becker 1983a; Stark 1996]. Die initialen Haltekräfte der Teleskopkronen bei bisherigen Verschleißuntersuchungen bewegten sich zwischen 0,2 N [Becker 1983a] und 9,8 N [Minagi et al. 1999].

Um initiale Abzugskräfte im Bereich von 1 N bis 3 N zwischen Primär- und Sekundärteleskop zu erreichen, musste große Sorgfalt bei der Herstellung aufgebracht werden. Daher widmet sich Kapitel 4.4 ausführlich den Probekörpern. Zunächst war es erforderlich die Primärteleskope lunkerfrei zu gießen, damit beim Parallelfäsen an Stelle einer porösen eine gleichmäßige und glatte Oberfläche entstehen konnte. Einen weiteren Komplex stellte das Parallelfäsen dar. Das eingangs verwandte Fräsgerät (F2 Degussa) arbeitete mit einer einseitig eingespannten Hartmetallfräse, die je nach Drehzahl und Abstand zur Einspannvorrichtung ausschwang und somit die parallele Achse verlassen konnte. Dieser Effekt war um so ausgeprägter, je dünner die

eingespannte Fräse war. Konstruktionsbedingt durch die freibeweglichen Fräsarme der Maschine konnten weitere Achsverschiebungen zustande kommen, die sich in der Summe negativ auf die Parallelität der Teleskopwände auswirkten. So wurden in Vorversuchen Primärkronen hergestellt, deren koronaler Durchmesser den cervikalen zwischen 20 µm und 30 µm überschritt. Ein Exemplar hatte sogar eine Abweichung von 70 µm. Diese Messungen wurden im Institut für Maschinenelemente der Universität Stuttgart durchgeführt. (Dipl.-Ing. M. Janssen Institut für Maschinenelemente Universität Stuttgart). Röper [1982] beschrieb sowohl konische als auch unter sich gehende Teleskopformen anhand von untersuchten Kraft-Weg-Diagrammen beim Füge- und Trennvorgang von Teleskopkronen. Diese Teleskope zeigten kein lineares Kraft-Weg-Verhalten. Die Abzugskräfte variierten entsprechend der Teleskopform innerhalb einer Füge- und Trennstrecke. Der Fräsvorgang mit Degusit-Steinchen stellte ebenso ein Risiko dar, weil diese Steinchen aufgrund ihrer Härte und Zusammensetzung ungleichmäßig abreiben.

Becker [1983c] hat in rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen die Reibflächen an teleskopierenden Kronen nach verschiedenen Arbeitsprozessen analysiert und festgestellt, dass Fräsfehler durch Polituren vertuscht werden können und ein welliges Oberflächenprofil verbleiben kann, jedoch eine günstigere Oberfläche gegenüber der reinen Bearbeitung mit Fräsen resultiert.

Nachdem die Parallelität der Primärteleskopwände sichergestellt war, konnte mit der Oberflächenvergütung bis zur Hochglanzpolitur fortgesetzt werden.

Eine weitere Herausforderung bereitete die passgenaue Herstellung der Sekundärkrone. Diese wurde aus Pattern Resin[®] LS (GC) in Schalenteknik dem Primärteleskop aufmodelliert, um den Einfluss der Materialschrumpfung so gering wie möglich zu halten. Die Abzugskräfte zwischen Pattern Resin[®] LS-Sekundärkrone und Primärteleskop waren nicht vergleichbar mit den Abzugskräften der gegossenen Teleskopkronen, sondern lagen deutlich darüber.

Besondere Sorgfalt galt der Einbettung der Sekundärkronen. Eine akkurate Oberfläche zwischen Gussobjekt und Einbettmasse war neben der exakt gesteuerten Expansion während des Vorwärmens außerordentlich wichtig. Zum Einbetten wurde die Masse Deguvest[®] SR (Degussa) verwendet. Im Rahmen von Vorversuchen stellte sich heraus, dass bei zu kalter Einbettmasse eine Expansion nach der Abbindereaktion vor allem in der cervicalen Kronenregion zu verzeichnen war, die Einfluss auf den Sekundärkroneninnendurchmesser hatte, sodass ein Aufpassen und eine Friktionskräfteeinstellung nicht mehr möglich war. Daher sollte die Lagerungs- und Verarbeitungstemperatur der Raumtemperatur entsprechen. Das Mischverhältnis

zwischen Deguvest[®] Liquid und destilliertem Wasser zum Anmischen der Einbettmasse erfolgte nach individueller Bestimmung für jede einzelne Legierung und befand sich ungefähr bei 60 % : 40 %, schon eine Abweichung um 5 % bewirkte eine erhebliche Passungsänderung.

Nach dem Guss mussten die Innenfläche des Außenteleskopes auf Gussperlen kontrolliert und der Kronenrand entgratet werden. Meist ließen sich die Teleskope schon zu 100 % ineinander fügen. Es sollte möglichst wenig Manipulation an den parallelen Reibungsflächen erfolgen. Das Einstellen der gewünschten Abzugskraft zwischen 1 N und 3 N konnte durch behutsames Gummieren der Sekundärkroneninnenfläche und Polieren der Primärkronenaußenfläche mit Garnscheibe und Pariser Rot erreicht werden.

6.1.2 Verschleißversuche

Die Übertragung dieser *in vitro* Untersuchung auf die klinische Situation war nur mit Einschränkungen möglich. Die Verschleißuntersuchungen wurden als Modellversuch durchgeführt und können im Kurzzeitexperiment nur partiell auf das Langzeitverhalten der Legierungen übertragen werden [Broszeit 1973]. Mit dem Versuchsaufbau wurde lediglich die Ein-Pfeiler-Situation untersucht. Tatsächlich sind die meisten Teleskopprothesen jedoch auf zwei oder mehr Pfeilern abgestützt [Henners und Walther 1988]. Auf die Teleskope wurden nur axiale und keine extraaxialen Belastungen ausgeübt, die aber beim Herausnehmen der Prothese möglich sind. Dabei hätten einseitige Abnutzungserscheinung mit einem größeren Halteverlust auftreten können [Koeck et al. 1993]. Die korrosiven Prozesse waren durch die kurze Versuchsdauer praktisch ohne Einfluss [Wataha et al. 2001]. Die in einer anderen Studie nachgewiesenen Oberflächenveränderungen, die durch Mundhygienemaßnahmen zustande kommen können [Becker 1983], wurden nicht mit einbezogen. Zwischen den Haftkraftmessungen haben keine Lastwechselphasen im Sinne einer Kaubelastung stattgefunden [Eichner 1964], die zu einer Erhöhung der Abzugskräfte führen könnten [Stenzel 1977].

In den Ingenieurwissenschaften definiert der Konstrukteur an Hand der funktionsbedingten Gestalt zweier sich berührender Körper einen großen Teil der Verschleißeinflüsse. Er entscheidet über die insgesamt wirksam werdende eingebrachte Energie aus der Flächenpassung und der Relativgeschwindigkeit [Grosch 1973]. Durch die manuelle, zahntechnische Herstellung der Probekörper ist immer mit leichten Abweichungen bei Kronenform und Kronenlänge der Proben zu rechnen, sodass unterschiedlich große Reibflächen untereinander verglichen wurden.

Einerseits entsprach dies klinischen Bedingungen, andererseits waren rein materialbezogene Vergleiche zwischen den Probekörpern dabei nur relativ zu betrachten.

Dennoch war bedingt durch das standardisierte Vorgehen und die Anzahl der untersuchten Proben ein Vergleich der Legierungen möglich. Die Probenanzahl von zehn hat sich im Laufe der *in vitro* Verschleißuntersuchungen durchgesetzt [Faber und Huber 2000; Minagi et al. 1999; Okahawa et al. 1990; Stark 1996a, 1996b; Stenzel 1977; Weigl et al. 2000].

Beim Befestigen der Probekörper mit der Verschleißprüfmaschine könnte es, bedingt durch die Polymerisationsreaktion des Palavit[®] G (Heraeus Kulzer), zu Abweichungen aus der parallelen Bewegungsachse gekommen sein, dann wäre ein permanenter extraaxialer Verschleiß denkbar. In einem Fall hat sich ein Probekörper aus der Verankerung innerhalb der Verschleißprüfmaschine gelöst.

Zum Ausgleich der Befestigungstoleranzen sowie herstellungsbedingter Passungenauigkeit wurde ein parodontienadäquater Probehalter eingesetzt. Dieser Probehalter konnte die Komplexität des Parodont nicht vollständig nachbilden [Grüner et al. 2003]. Dies gelang jedoch näherungsweise und ermöglichte damit die Vergleichbarkeit unter den Gruppen, weil die Ungenauigkeiten bei der Herstellung der Probekörper und ihrer Verankerung mit der Verschleißprüfmaschine relativ ausgeglichen wurden. Nach *Körber* [1983] ist der dynamische Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz abhängig von der Prothesenkonstruktion und dem Belastungspunkt.

Die Proben wurden mit verschiedenen Flüssigkeiten umspült, damit der hydrodynamische Effekt beim Fügen und Trennen der Kronen mit berücksichtigt werden konnte [Faber und Huber 2000; Röper 1982; Weigl et al. 2000].

Die Proben, die mit NaCl 0,9 % Spüllösung umspült wurden, zeigten mehrheitlich ein vom legierungstypischen Verschleißverhalten abweichendes Kraft-Weg-Verhalten hin zu stärkeren Verschleißmustern. Glandosane[®] [Matzker und Schreiber 1972] bewährte sich aufgrund seiner günstigen Schmiereigenschaften am besten. Neben dem Sinn eines solchen Schmierstoffes eine Verschleißminderung herbeizuführen und vor allem eine Einschränkung der Adhäsion zu erreichen [Czichos und Habig 1973], wurde eine Annäherung an die natürliche Situation im Patientenmund erreicht [Stüttgen 1985].

Becker [1982] und *Stark* [1996] stellten in Ihren Untersuchungen eine Zunahme der Abzugskraft bei Speichelschmierung gegenüber „trockenen Messungen“ fest.

Ein Teil der Probekörper wurde innerhalb der Verschleißversuche neu gestartet. Die meisten Neustarts waren erforderlich, wenn Probleme bei der Umspülung der Proben mit Flüssigkeit auftraten. Häufig war ein Auskristallisieren der Spülflüssigkeit mit anschließendem „trockenem Verschleiß“ für den folgenden Anstieg des Reibungswiderstandes mit anschließendem Festfressen der Probepartner verantwortlich. Durch mögliche Schwankungen der Umgebungstemperatur während der Verschleißversuche ist eine Viskositätsänderung der Spülflüssigkeiten denkbar und damit auch die Einflussnahme auf das Verschleißverhalten der Proben.

Die Gleitgeschwindigkeit während der Verschleißversuche blieb mit ca. 2 mm/s weitestgehend konstant. Damit entsprach die Geschwindigkeit etwa klinischen Bedingungen. Auch in vorherigen Dauerverschleißversuchen wurden Abzugsgeschwindigkeiten von 2 mm/s angewandt [Stark 1996; Stenzel 1977]. Eine Wärmeentwicklung konnte dabei vernachlässigt werden.

Da im Laufe von Reibung und Verschleiß die Abzugskräfte variierten, bestand die Notwendigkeit auch die Fügekraft anzupassen. Der Maximalwert betrug 95 N, anschließend wurde ein Richtungswechsel eingeleitet. Solche Kräfte wurden nur in Ausnahmefällen erreicht.

Neben den Kraft- und Wegmessungen wurde auch ein Abzugsarbeitsintegral berechnet, da der Maximalwert der Abzugskraft innerhalb der Trennstrecke an verschiedenen Streckenpunkten auftreten konnte [Röper 1982]. Zusätzlich konnte der hydrodynamische Effekt der Trägerlösung über eine definierte Abzugsstrecke mit berücksichtigt werden [Huber und Faber 2000].

Die Abzugsstrecke von 0,3 mm wurde ausgewählt, weil dieser Abzug bei Teleskopkronen klinisch gut sichtbar ist und somit durch den Zahnarzt im Patientenmund gut nachgeprüft werden kann. Erstmals beschrieb *Sauer* [1976] die Abzugsarbeit als Überwindung eines Haftweges zum Lösen ankerfixierter Prothesen.

6.1.3 Härteprüfung

Die Härte ist eine entscheidende Einflussgröße bei der Entstehung von Verschleiß [Berger und Kloos 2002; Habig 1980; Grosch 1973]. Auch *Stark* [1996] bestätigte in seinen Untersuchungen den stärksten Verschleiß bei der Legierung mit der geringsten Vickershärte, bei der es neben den üblichen Verschleißmechanismen sogar zur plastischen Deformation kam.

Czichos und *Habig* [1973] konstatierten, dass der Widerstand von Metallen gegenüber abrasiven Verschleiß linear mit der Härte zunimmt. Die lineare Abhängigkeit galt aber nur für den abrasiven Verschleiß.

Lehmann [1971] prüfte in einer Untersuchung der Haftkraft von Verbindungselementen die Vickershärte bei neuen sowie bei experimentell verschlissenen Ankern und kam zu dem Ergebnis, dass sich diese durch den Verschleiß nicht veränderte. Die Härte von Ankern wurde einzig durch ihre Verarbeitung beeinflusst. Auch *Bayer* [2004] konnte in seiner Arbeit keine nachhaltige Änderung der Härte durch Verschleiß nachweisen. Daher wurden im Rahmen dieser Untersuchungen nur Härteprüfungen zwischen dem Rohstoff, den unverarbeiteten Goldplättchen und dem Endprodukt, der Teleskopkrone vorgenommen. Demzufolge wurde die Härteprüfung nicht auf der schwer zu untersuchenden Verschleißoberfläche, sondern auf der planen Okklusalfäche der Primärteleskope vorgenommen. Da die Herstellung der Sekundärteleskope im selben Verfahren geschah wie die der Primärkronen, erübrigte sich eine weitere Härteanalyse dieser Kronen.

Zur Prüfung der Härte wurde das Verfahren nach Vickers [DIN 50133] genutzt und die Impressionen des Prüfkörpers bei HV₃ mit einer Kraft von 29,421 N, bei HV₅ mit einer Kraft von 49,035 N, einer Prüfgeschwindigkeit von 25 mm/min und einer Haltezeit am Belastungspunkt von 12 s erzeugt. Zur Härteprüfung erfolgte zum Teil eine Bestimmung der HV₃ statt der sonst üblichen, vom Hersteller an gegossenen Plättchen getesteten HV₅. Dies war aufgrund der Geometrie und der unterschiedlichen Härte der Probekörper notwendig, da es nicht immer möglich war mit den bei der HV₅ entstehenden großen Impressionen auf den verhältnismäßig kleinen und nicht immer planen Okklusaloberflächen zu arbeiten.

Die HV₃- und die HV₅-Werte sind untereinander vergleichbar, da die Vickershärte mit Ausnahme des Mikrolastbereiches von der Prüflast unabhängig ist [Finger 2000].

Durch die größeren Impressionen bei der Prüfung der HV₅ war deren Bestimmung einfacher und mit einem geringeren Fehler bei der Vermessung behaftet. An je fünf Probekörpern wurden vor und nach Verschleiß jeweils bis zu fünf Messungen durchgeführt. Dies ergab maximal 25 Werte. Bei einigen Proben konnte diese als Ziel gesetzte Maximalzahl der Härteprüfungen nicht erreicht werden, da die Impressionen des Prüfkörpers aufgrund einer zu großen Verzerrung nicht auswertbar waren. Diese Verzerrung entstand durch die ungünstige Geometrie der Probekörper oder durch das nicht rechtwinklige Auftreffen des Prüfkörpers auf deren Oberfläche.

Auffällig waren die allgemeinen Abweichungen der gemessenen Härtewerte zu den angegebenen Härtewerten der Hersteller. Aufgrund dieser Abweichungen wurden Härtemessungen der zuvor gemessenen Degunorm[®] Probekörper bei der Firma Degudent nachgemessen, die eine

Abweichung von ca. 5 % ergaben. Die von der Firma Degudent bestimmten Messwerte lagen 5 % oberhalb der mit dem Härteprüfgerät Zwick / Roell® Typ BZ 2,5 gemessenen Werte.

Bei der Betrachtung der Härtemessungen einer mehrfach vergossenen Legierung konnte keine Abhängigkeit zwischen der Anzahl der Güsse und der Härte festgelegt werden. Die Werte nach dem 1. Guss lagen oberhalb und die Werte nach dem 5. Guss unterhalb des Mittelwertes.

Rau und *Ströbel* [1999] beschrieben auch eine Härteminderung durch mehrfaches Gießen. Insgesamt war die Anzahl der Messungen aber zu gering um daraus eine Tendenz abzuleiten.

6.1.4 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

Wegen der großen Tiefenschärfe eignet sich das Rasterelektronenmikroskop besonders zur Untersuchung der Morphologie technischer Oberflächen und deren Veränderung durch Korrosions- oder Verschleißvorgänge sowie zur fraktographischen Analyse von Bruchflächen. Der Vergrößerungsbereich liegt bei etwa 5- bis 100.000fach [Berger und Kloos 2002].

Ziel dieser Untersuchung war die Abbildung der tribologischen Reaktionen zur Verdeutlichung der unterschiedlich auftretenden Verschleißspuren. Bei einer 500fachen Vergrößerung konnten die Verschleißspuren qualitativ am besten untereinander verglichen werden. *Bayer* [2004], *Becker* [1983, 1984], *Böttger* und *Rosenbauer* [1978], *Stark* [1996] und *Weigl et al.* [2000] verwendeten bei rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen von zahnärztlich-prothetischen Verschleißoberflächen Vergrößerungsstufen zwischen 200- bis 1.000facher Vergrößerung.

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

Die rasterelektronenmikroskopischen Bilder zeigten nur die Außenseite der Primärteleskopkronen und nicht die Innenseiten der Sekundärteleskopkronen. Daher ist es durchaus möglich, dass Teilbereiche, die bestimmte Verschleißmechanismen aufwiesen, nicht einbezogen wurden. Schließlich erfolgte die Auswahl wie in der DIN EN ISO 4288 gefordert, nach einer Sichtprüfung der Oberfläche, womit die Auswertung vom Untersucher und dessen persönlicher Einschätzung abhängig war.

6.1.5 3D-Oberflächenanalyse

Erstmals untersuchte *Drummer* [1977] die Rauigkeit der Oberflächen von Teleskopkronen mit einem Pertometer. Er kam zu dem Ergebnis, dass Teleskopkronen keine formschlüssigen Berührungsflächen aufweisen, sondern zufällig verteilte Rautiefen von etwa 5 µm auf den Primärkronen und 15 µm in den Sekundärkronen nach der Herstellung vorlagen. Die hier durchgeführten Rauheitsanalysen den nach Verschleißuntersuchungen konnten nur in Anlehnung an die DIN EN ISO 4288 erfolgen, da zum Zeitpunkt der Untersuchung keine spezielle Normung für 3D-Oberflächenanalysen existierte.

Auch die abgeformten Silikonduplikate wiesen noch so große Lichtreflektionen auf, dass sehr breite Meßschwankungen innerhalb der einzelnen Meßreihen auftraten. Die erzeugten 3D-Bilder entsprachen nicht den rasterelektronenmikroskopisch aufgenommenen Oberflächenbildern. Daher erschien ein Vergleich untereinander nicht sinnvoll. Die 3D-Oberflächenanalyse mit dem FRT MicroSpy[®] erwies sich bei der Oberflächenanalyse von Teleskopreibflächen im Gegensatz zu den Untersuchungen bei Hypridankern [Bayer 2004] als unvorteilhaft.

6.1.6 Korrosionsuntersuchungen

Schulz et al. [1997], *Wataha* [2000] und *Wataha* et al. [2001] konnten in ihren Studien nachweisen, dass die Korrosionsresistenz von hochgoldhaltigen Legierungen am höchsten war.

Für den klinischen Einsatz der Teleskopprothetik war das Ziel, Legierungen mit einer möglichst hohen Korrosionsresistenz und einer hohen Löslichkeitsgrenze zu verwenden. Dafür wurde der Statische Immersionstest entsprechend der ISO 10271 durchgeführt.

Zur Auswertung wurden rasterelektronenmikroskopischen Aufnahmen der Metalloberflächen vor und nach statischem Immersionstest miteinander verglichen. In dieser Untersuchung kam ausschließlich die optische Analyse zur Anwendung. Korrosionsauswertungen mit Hilfe der Rasterelektronenmikroskopie fanden neben EDX-Analysen vor allem durch die Beratungsstelle für zahnärztliche Materialfragen (BZM) am Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel Anwendung [Wirz et al. 1989; 1997a, b; 1998; Wirz und Schmidli 1990].

Jungo und *Wirz* [1999] berichteten von 937 Patienten mit 1.288 zu untersuchenden Objekten innerhalb von 15 Jahren, die auf Schadensfälle durch Metalle und Legierungen zurückzuführen waren. Innerhalb dieses Untersuchungsguts waren 38 Teleskopkronen, Korrosion am Werkstück trat in 181 Fällen auch bei hochgoldhaltigen Legierungen auf. Bei weiteren Untersuchungen

konnten Korrosionsprodukte auch in den zahnumgebenden Geweben gefunden werden [Wirz 1993a, b; Wirz et al. 1997c].

Aus diesem Grunde soll die Immersionslösung im Rahmen einer weiteren Dissertation auf Elementarbestandteile untersucht werden, da sich erst bei diesen Untersuchungen die Korrosion hinreichend quantifizieren läßt.

Der Statische Immersionstest stellt eine *in vitro* Untersuchung dar, die nicht den klinischen Bedingungen *in vivo* entsprechen. Dazu sind Speicheluntersuchungen [Kratzenstein et al. 1988; Wirz et al. 1995] notwendig, wobei mit Hilfe der AAS-Analyse (Atomabsorptionsspektroskopie) [Weber et al. 1985] sogar die elementaren Korrosionsprodukte nachgewiesen werden können. ASS-Analysen sollen von den Spüllösungen, die während der Verschleißuntersuchungen eingesetzt wurden, im Rahmen einer weiteren Dissertation vorgenommen werden.

6.2 Korrelation der Ergebnisse

Die Wechselwirkungen der einzelnen Ergebnisse sollen im folgenden Abschnitt diskutiert werden.

6.2.1 Verschleißergebnisse vs. Härteprüfung

Härtewerte stellen ein direktes Vergleichsmaß für den abrasiven Verschleißwiderstand eines Werkstoffs dar [Berger und Kloos 2002]. Da angenommen werden kann, dass sich Härte durch den Verschleiß nicht wesentlich verändert [Lehmann 1971], wurden die Härtemessungen nach dem Guss als Referenzwerte herangezogen. Aus den Ergebnissen der Verschleißuntersuchungen interessierten die Gesamtbetrachtungen der Abzugsarbeit (5.1.11) sowie die Gesamtbetrachtungen der Trennkräfte (5.1.12).

Die vier Legierungen Degunorm[®], Neocast[®] III, Bio Portadur[®] und Benchmark[®] III zeigten bezüglich Abzugsarbeit und Trennkraft geringe Werte über die gesamten Verschleißversuche. Die Härtewerte von HV₅: 191 und 230 und HV₃: 175 und 188 fielen dagegen sehr uneinheitlich aus. Die beiden Legierungen Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] verfügten während der Verschleißversuche über höhere Abzugsarbeits- und Kraftwerte, sie wiesen mittlere Härtewerte von HV₅: 206 und 194 auf. Die Legierungen: Degudent[®] LTG, AGC[®] Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H aus der dritten Gruppe (5.1.11 – 5.1.12) variierten mit den mittleren Härten von HV₅: 226 und HV₃: 165, 202 und 176 ganz erheblich.

Bei dem Vergleich zwischen Trennverhalten und Härte der Teleskope wurde deutlich, dass die Härte keinen direkten Einfluss auf die Abzugsarbeit und die Trennkraft hatte. Aus dieser Beobachtung heraus ließ sich ableiten, dass nicht alleine der abrasive Verschleiß einen Einfluss auf die Abzugsarbeits- und Trennkraftverläufe hatte, sondern Verschleißformen wie die Adhäsion, die Oberflächenzerrüttung und die tribochemische Reaktion mit berücksichtigt werden müssen.

6.2.2 Verschleißergebnisse vs. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen

Stark [1996] zeigte auf, welche Verschleißmechanismen bei unterschiedlichen Legierungskombinationen an Teleskopen zu erwarten sind. Alle vier Verschleißformen des tribochemischen Systems konnten nachgewiesen werden.

Stenzel [1977] beobachtete bei adhäsivem Verschleiß einen starken Einfluss auf die Haftkraft von Konuskronen und eine Umstrukturierung ihrer Oberfläche.

In diesem Abschnitt soll die Beziehung zwischen den verschiedenen rasterelektronenmikroskopisch festgestellten Verschleißformen und den Abzugsarbeits- und Trennkraftverläufen diskutiert werden. Dazu sollten die Gesamtbetrachtungen (5.1.11 - 5.1.12) herangezogen werden. Wie bereits erwähnt wurden die Legierungen hinsichtlich Abzugsarbeit und Trennkraftmaxima in drei Gruppen unterteilt. Die Legierungen der beiden ersten Gruppen wiesen gegenüber den Legierungen der dritte Gruppe geringere Adhäsionsverschleißmuster auf. Womit die Beobachtung von *Stenzel* [1977] bestätigt werden konnte. Die erste Gruppe zeigte die geringsten Muster von Oberflächenzerrüttung. Tribochemische Reaktionen waren in allen Gruppen vertreten. Der abrasive Verschleiß verteilte sich ebenfalls unterschiedlich ausgeprägt in allen Gruppen.

Zusammenfassend ließ sich feststellen, dass adhäsiver Verschleiß gefolgt von Oberflächenzerrüttung die größten Einflussfaktoren beim Anstieg der Abzugsarbeit und der Trennkraft waren. Adhäsion und tribochemische Reaktionen hatten bei den untersuchten Legierungen einen nachrangigen Einfluss. In welchem Verhältnis die einzelnen Verschleißmechanismen die Ergebnisse von Trennkraft und Abzugsarbeit im Laufe von Füge- und Trennzyklen beeinflussten, bedarf noch weiterer Untersuchungen, z.B. mit einer Folge von Oberflächenanalysen während künftiger Verschleißversuche.

6.2.3 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen vs. 3D-Oberflächenanalyse

Bisher wurden Verschleißuntersuchungen an Teleskopkronen nur rasterelektronenmikroskopisch ausgewertet [Becker 1983, 1984; Böttger und Rosenbauer 1978; Stark 1996; Stenzel 1977; Stüttgen 1985; Weigel et al. 2000]. Auch die Verschleißuntersuchungen an konfektionierten Geschieben wurden bisher rasterelektronenmikroskopisch ausgewertet [Wichmann und Kuntze 1998, 1999].

Bayer [2004] verwendete erstmals die 3D-Oberflächenanalyse zur Bestimmung des arithmetischen Mittenrauwert (Ra) bei Verschleißuntersuchungen an hybridprothetischen Verankerungselementen. Die Ergebnisse der arithmetischen Mittenrauwerte (Ra) spiegelten die Ergebnisse der Kraft-Wegmessungen oder der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen weder in den Mittelwerten noch in den Medianen wider. Die Legierungen AGC[®]-Special und Degudent[®] LTG wiesen die höchsten Ra-Werte auf, zeigten aber auf den rasterelektronenmikroskopischen Abbildungen sehr ähnliche Verschleißspuren in Art und Ausprägung wie Esteticor Avenir[®], welches über relativ geringe Ra-Werte verfügte. Bei dem rein optischen Vergleich zwischen 2D- und 3D-Bildern war keine deutliche Übereinstimmung festzustellen. Durch die starken Lichtreflektionen der Oberflächen bei der 3D-Rauheitsmessung traten zahlreiche Artefakte auf, die zum einen breite Meßschwankungen innerhalb der einzelnen Meßreihen hervorriefen und zum andern die Meßergebnisse verfälschten.

6.3 Korrelation zwischen Verschleißergebnissen und Legierungsbestandteilen

Zur Verschleißuntersuchung lagen 8 hochgoldhaltige Legierungen: AGC[®]-Special, Benchmark[®] III, Bio Portadur[®], Degudent[®] H, Degunorm[®], Esteticor Avenir[®], Neocast[®] III und Pontor[®] MPF sowie zwei goldreduzierte Legierungen vor: Degudent[®] LTG und Allround 55LF.

Im Hinblick auf die Wegstrecken gab es zwei Gruppen (5.1.13): die eine Gruppe zeigte vollständige Füge- und Trennstrecken, die zweite Gruppe verfügte über unvollständige Füge- und Trennstrecken. Der zweiten Gruppe gehörten die hochgoldhaltigen Legierungen AGC[®]-Special, Degudent[®] H und Esteticor Avenir[®] an. Bei der Betrachtung der elementaren Zusammensetzung waren AGC[®]-Special und Esteticor Avenir[®] die einzigen untersuchten Legierungen, die Eisen als Bestandteil enthielten. Alle Legierungen dieser Gruppe waren kupferfrei und enthielten den höchsten Gold- (> 84,0 %) und Platinanteil (> 8,0 %).

Auch *Stark* [1996] bestätigte bei seinen Verschleißuntersuchungen ebenfalls eine kupferfreie Gold-Platin-Legierung (Degulor[®] NF IV) als verschleißanfälligste Legierung innerhalb seines

Untersuchungsguts. Während der ersten 200 Füge- und Trennzyklen nahm die Friktion so deutlich zu, dass ein Teil der Versuche mit dieser Legierung abgebrochen werden musste. *Stark* [1996] sah die Ursache in der geringen Vickershärte, der geringen 0,2 % Dehngrenze und Bruchdehnung von Degulor[®] NF IV.

Hinsichtlich Abzugsarbeit und Trennkräften, resultierten drei unterschiedliche Gruppen (5.1.11 - 5.1.12). Die Legierungen der ersten Gruppe: Benchmark[®] III, Degunorm[®] und Neocast[®] III enthielten Kupfer. Die kupferfreie Legierung Bio Portadur[®] gehörte auch zur ersten Gruppe und enthielt neben Gold und Platin: Indium, Ruthenium und Zinn als weitere Bestandteile. Die beiden Legierungen Allround 55LF und Degudent[®] LTG waren goldreduziert und verfügten über die größten Silberanteile innerhalb der untersuchten Legierungen gefolgt von Pontor[®] MPF. Allround 55LF[®] und Pontor[®] MPF gehörten zur zweiten Gruppe. Palladium war nur in Allround 55LF, Degudent[®] H, Degudent[®] LTG und Esteticor Avenir[®] vorhanden, überwiegend in Legierungen der zweiten und dritten Gruppe. Gold, Platin, Iridium und Zink kamen in allen drei Gruppen vor.

Abschließend konnte festgestellt werden, dass Kupfer offensichtlich eine gewisse Verschleißbeständigkeit bewirkt, wohingegen Eisen, Palladium und hohe Silber- sowie Gold-Platinanteile verschleißfördernde Einflüsse haben können.

6.4 Wertung der eigenen Ergebnisse

Kein Teleskopsystem der untersuchten Legierungen zeigte im Mittel eine Abnahme der Trennkraft über die 10.000 Verschleißzyklen, die den Prothesenhalt gefährden würde [Hagner et al. 2005; Stark et al. 2004]. Einige Legierungen wiesen innerhalb ihrer Versuchsreihe Kraftanstiege auf, die zum Teil so extrem verliefen, dass die Versuche abgebrochen werden mußten, da die Kräfte eine Schädigung des Ankerzahnes hervorrufen würden bzw. die Messapparaturen des Versuchsaufbaus beschädigt hätten.

Häufig zeigte sich schon innerhalb der ersten 100 bis 200 Zyklen welches Verschleißverhalten zu erwarten war. *Stenzel* [1977] und *Bayer* [2004] machten im Rahmen ihrer Dauerverschleißversuche die Beobachtungen, dass die beachtlichsten Abzugskraftveränderungen innerhalb der ersten 2.000 Probentrennungen stattfanden. Diese Feststellung konnte auch bei den untersuchten Teleskopkronen in dieser Arbeit bestätigt werden. Mit der Abzugskraft änderte sich auch die Abzugsarbeit. Wahrscheinlich hatten sich die Verschleißmechanismen nach 2.000 Zyklen entsprechend eingespielt und zeigten ihre Wirkung.

Die Ergebnisse der Verschleißversuche spiegelten nicht das typisch klinische Verschleiß- und Abzugsverhalten der Teleskopkronen wieder. In klinischen Untersuchungen wurden immer Friktionsverluste beobachtet, jedoch keine Friktionszunahmen oder spontane Friktionsänderungen [Igarashi und Goto 1997; Meyer 1983; Mock et al. 2005; Ohkawa et al. 1990; Stark und Schrenker 1998; Wagner und Kern 2000].

Hinsichtlich der Füge- und Trennstrecken konnten die Legierungen unterteilt werden in solche, die sich vollständig und unvollständig fügen und trennen ließen. Darüber hinaus wurden Legierungen in die Versuche einbezogen, deren Versuchsreihen abgebrochen werden mussten. Auch in den Verschleißuntersuchungen von Bayer [2005] und Stark [1996] wurden Proben beschrieben, die durch Trennkraftanstiege Versuchsabbrüche verursachten.

Bei der Gesamtbetrachtung der Abzugsarbeit und der Trennkraft ließen sich die Legierungen den Ergebnissen nach in drei Gruppen einteilen.

Die Erste Gruppe verhielt sich während der Verschleißversuche relativ konstant und zeigte niedrige Werte. Die Abzugsarbeitswerte der ersten Gruppe lagen zwischen 1 Nmm und 4 Nmm und die Trennkraftwerte erreichten maximal 20 N. Die zweite Gruppe zeigte einen ungleichmäßigeren Verlauf, die Abzugsarbeitswerte lagen zwischen 1 Nmm und 7 Nmm und die Trennkraftwerte erreichten maximal 41 N. Die dritte Gruppe entwickelte sprunghaft und unregelmäßig verlaufende Messkurven. Die Abzugsarbeitswerte der dritten Gruppe reichten bis zu 20 Nmm und die Trennkraftwerte erreichten häufig die Messobergrenze von 100 N.

Bei der Kombination zwischen Füge- und Trennstrecken und den Ergebnissen der Trennkraft und der Abzugsarbeit zeigte sich, dass die Legierungen der dritten Gruppe innerhalb ihrer Versuchsreihen überwiegend unvollständige Füge- und Trennstrecken aufwiesen oder deren Versuchsreihen abgebrochen werden mussten.

Zusammenfassend ließen sich die untersuchten Legierungen den einzelnen Gruppen zufolge klassifizieren:

1. Legierungen die sich bei den Verschleißversuchen als besonders geeignet erwiesen mit konstantem Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft:
 - Degunorm[®], Neocast[®] III, Bio Portadur[®] und Benchmark[®] III

2. Legierungen die bei den Verschleißversuchen sich als weniger geeignet erwiesen mit vollständigem Füge- und Trennverhalten aber ungleichmäßigem Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft:
 - Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®]

3. Legierungen die sich bei den Verschleißversuchen als nicht geeignet erwiesen aufgrund sehr stark ansteigender Abzugsarbeit und Trennkraft sowie einem unregelmäßigen Verhalten bei Füge- und Trennstrecke:
 - Degudent[®] LTG, AGC[®]-Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H

Bei der Gegenüberstellung der Ergebnisse der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen mit den Kraft- und Wegaufzeichnungen, waren gewisse Übereinstimmungen bezüglich der Oberflächenveränderungen zu finden. Die Legierungen Bio Portadur[®], Degunorm[®], Neocast[®] III, Benchmark[®] III, Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] mit geringen und mäßigen Veränderungen bei Abzugsarbeit und Trennkraft zeigten auch geringere Oberflächenveränderungen infolge der Verschleißerscheinungen, als die Legierungen der dritten Gruppe. Die Legierungen der ersten Gruppe Neocast[®] III, Benchmark[®] III, Bio Portadur[®] und Degunorm[®] wiesen die geringste Oberflächenzerrüttung auf. Bei den Legierungen der dritten Gruppe Degudent[®] LTG, AGC[®]-Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H waren vor allem adhäsive Verschleißmuster zu erkennen.

Insgesamt kann festgestellt werden, dass bei diesen Untersuchungen Verschleiß durch Adhäsion den größten Einfluss auf die Abzugsarbeit und Trennkraft haben muss, womit die Forschungen von Stenzel [1977] bestätigt werden konnten. Weiter konnte Stark [1996] mit seinen Verschleißanalysen bestätigen, dass Abrasionen und Oberflächenzerrüttungen bei allen Legierungen vorkamen. Ihr Einfluss auf Abzugsarbeit und Trennkraft folgte dem der Adhäsion. Die tribochemische Reaktion hatte keine nennenswerte Auswirkung auf Abzugsarbeit und Trennkraft, sie wies vielmehr darauf hin, dass weitere Korrosionsuntersuchungen sowie AAS-Analysen an den aufgefangenen Spülflüssigkeiten durchzuführen sind.

Den Analysen der Oberflächenrauheit lagen Messdaten mit ausgeprägter Varianz zugrunde, die nicht mit den restlichen Untersuchungsergebnissen übereinstimmten. Damit die

Oberflächenrauheit in Zukunft als äquivalenter Vergleichsparameter zu den übrigen Messergebnissen herangezogen werden kann, ist eine Modifikation des Messaufbaus oder eine andere Messapparatur erforderlich, die den verfälschenden Einfluss der Lichtreflektionen auf das Untersuchungsgut verhindert.

Die Messungen der Härte zeigten signifikante Änderungen zwischen den Werten vor und nach dem Gießen. Ebenfalls lagen Unterschiede zwischen Messergebnissen und Herstellerangaben vor. Die von den Herstellern angegebenen Werte lagen alle oberhalb der Härtewerte nach dem Guss.

Vor der Herstellung der hier untersuchten Teleskope wurden Umfragen bei ortsansässigen Dentallaboren bezüglich der Nachvergütung von Legierungen angestellt. Da keines der befragten Labore seine verarbeiteten Legierungen im praktischen Alltag nachvergütete, wurde bei den Legierungen dieser Untersuchung aufgrund des Praxisbezugs ebenfalls auf eine Nachvergütung verzichtet. *Stümke* [2000] erklärte, dass moderne Dental-Gußlegierungen so konzipiert sind, dass sie keiner Aushärtungsbehandlung bedürfen, sondern schon beim langsamen Abkühlen in der Gießform Ausscheidungen in ausreichender Zahl und Größe bilden, so dass sich die gewünschte Festigkeit ohne Zutun einstellt.

Rau und *Ströbel* [1999] beschrieben eine Härteminderung durch mehrfaches Gießen. Bei einem Guss in der offenen Flamme war die Härteabnahme ausgeprägter gegenüber dem elektrischen Einschmelzen einer Legierung. In der vorliegenden Arbeit ließ die Härteprüfung nach mehrfach vergossener Legierung keine Aussage über die Abhängigkeit zwischen Gussanzahl und Härteabnahme zu.

Im Härtevergleich mit den Verschleißuntersuchungen wurde deutlich, dass die Härte keinen linearen Einfluss auf die Abzugsarbeit und die Trennkräfte hatte. Bezüglich der rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen konnte die direkte Abhängigkeit zwischen Härte und abrasiven Verschleißmustern entgegen bisherigen wissenschaftlichen Analysen nicht bestätigt werden [Berger und Kloos 2002; Czichos und Habig 1973; Habig 1980; Grosch 1973]. Diese Abweichung war möglich, weil die optische Analyse subjektiv ausgewählter Oberflächen keine ausreichend spezifische Quantifizierung des Verschleißmaßes zuließ. Ferner besteht die Möglichkeit, dass Teleskope trotz der sorgsamten Herstellung negativ konische Formen haben konnten und daher im Versuchsablauf abweichende Verschleißverhalten vorzeigten [Röper 1982].

Zur Untersuchung der Korrosion wurde nur der statische Immersionstest vor Verschleiß durchgeführt. Alle untersuchten Legierungen erwiesen sich als korrosionsstabil. Bei den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen nach dem Verschleiß waren Spuren von tribochemischen Verschleiß sichtbar. Aufschluss über Art und Umfang der stattgefundenen Korrosion kann nur die weitere Analyse der aufgefangenen Spülflüssigkeiten erbringen, die im Rahmen einer getrennten Dissertation erfolgen soll.

Bei der Betrachtung sämtlicher Ergebnisse aller Legierungen ließ sich feststellen, dass jede Legierung mindestens ein Probepaar beinhaltete, die ein konstantes Ergebnis bei den Verschleißuntersuchungen aufwies und auch bei den rasterelektronenmikroskopischen Untersuchungen geringer ausgeprägte Verschleißmuster zeigte. Dass ein solches Probepaar eine glattere Oberfläche oder eine geringere Trennkrafteinstellung zu Beginn der Verschleißversuche vorwies, konnte nicht bestätigt werden. An dieser Stelle sollten weitere Untersuchungen speziell dieser Probepaare erfolgen, um festzustellen, welche abweichenden Voraussetzungen gegenüber den anderen Proben innerhalb der gleichen Legierung vorlagen, die dieses untypische Verschleißverhalten innerhalb der Legierungsgruppe begünstigten.

Die Möglichkeit der Formabweichung, wie sie von Röper [1982] beschrieben wurde, erschien aufgrund der Probenanzahl und dem sonst typischen Verschleißverhalten der übrigen Teleskope eher unwahrscheinlich.

Die Spüllösung wurde innerhalb der Verschleißversuche gewechselt, dabei zeigten die mit 0,9 % NaCl umspülten Proben ein vom legierungstypischen Verschleißverhalten abweichendes Kraft-Weg-Verhalten hin zu stärkeren Verschleißmustern. Der Kunstspeichel Glandosane® bewährte sich aufgrund seiner günstigen Schmiereigenschaften besser. Diskutierbar bleiben Viskositätsänderungen, bedingt durch mögliche Temperaturschwankungen im Versuchsraum, die die Spüllösung mit Konsequenzen für das Verschleißverhalten der Proben beeinträchtigt haben könnten.

Damit die Anwendungsempfehlung für die Legierungen, AGC®-Special, Esteticor Avenir®, Degudent® H und Degudent® LTG mit einer größeren Verlässlichkeit getroffen werden kann, sollten diese Legierungen erneut in einer größeren Probenserie untersucht werden. Denn gerade diese Legierungen zeigten einzelne Teleskope auf, die ein vom typischen Verschleißmuster abweichendes Verhalten vorwiesen.

Im Hinblick auf die Materialzusammensetzung der untersuchten Legierungen ließ sich die Beobachtung machen, dass Kupfer als Legierungsbestandteil offensichtlich einen

verschleißmindernden Einfluss auf die Teleskope hatte, wogegen Eisen, Palladium und hohe Silber- sowie Gold-Platinanteile verschleißfördernde Einflüsse haben könnten.

Stark [1996] dokumentierte bei einer kupferfreien Gold-Platin-Legierung (Degulor[®] NF IV) den stärksten Verschleiß innerhalb seines Untersuchungsguts, sah aber die Ursache in erster Linie in den physikalischen Materialeigenschaften dieser Legierung.

Die Beobachtungen, dass die Materialzusammensetzung einen wesentlichen Einfluss auf das Verschleißverhalten der Teleskope haben könnte, lag in dieser Form erstmalig vor. Sicherlich bedarf es noch weiterer Untersuchungen an einer größeren Anzahl Legierungen, um eine genauere Kausalität zwischen Legierungskomponenten und Verschleißverhalten weiter abzusichern.

6.5 Praktische Schlussfolgerungen

Die Versuche zeigten, dass keine der untersuchten Goldlegierungen während der 10.000 Zyklen so stark an Friktion verloren, dass ein ausreichender Prothesenhalt gefährdet war. Die Haftkräfte stiegen im Gegenteil teilweise so stark an, dass zur Trennung der Teleskope über 100 N erforderlich waren. Bei Abzugskräften in dieser Höhe würde der Pfeilerzahn überlastet.

Besondere Aufmerksamkeit sollte dem Herstellungsprozess parallelwandiger Teleskopkronen gewidmet werden, damit die beschriebenen Fehler schon im Dentallabor vermieden werden. Die Beschaffenheit der Oberfläche sowie die Parallelität der Teleskope haben einen größeren Einfluss auf die Friktion und den Verschleiß als die verwendete Goldlegierung. Die Oberflächen der Primärteleskope sollten hochglanzpoliert sein, die Innenflächen der Sekundärkronen sollten möglichst wenig manipuliert werden.

Zum Halt der Teleskopprothese sind Friktionskräfte zwischen 5 N und 10 N erforderlich [Körper 1968]. Bei dem Einsatz mehrerer Teleskope pro Prothese sollten daher die Abzugskräfte der einzelnen Teleskopkronen zwischen 1 N und 3 N liegen. Die Größe der Trennkraft zu Beginn der Verschleißversuche stand in keinen nachweisbaren Zusammenhang mit dem Verschleißergebnis.

Der Patient muss die axiale Belastung der parallelwandigen Teleskope berücksichtigen. Vor allem beim notwendigen mehrfach täglichen Herausnehmen und Wiedereinsetzen zur Reinigung der Teleskopprothese sind Fehlbelastungen möglich.

Aus klinischen Langzeitnachuntersuchungen ergab sich eine höhere Lebenserwartung der Teleskopkronen bei Einsatz von mindestens vier Teleskopfeilern [Mock 2005].

Zur Vermeidung von Pfeilerkipfung sollten bei der Gestaltung von Teleskopprothesen mit Freundsituation nur Seitenzähne bis zum ersten Molaren vorhanden sein, bei gleichzeitiger Ausdehnung des Prothesensattels nach dorsal [Körber 1983].

Der Zahnarzt beeinflusst mit dem Eingliedern der Teleskopprothese die Konvergenz der Pfeiler. Um die Primärkronen korrekt auf den Pfeilerzahn zu Zementieren, insbesondere wenn es um mehrere Teleskopanker geht, empfiehlt *Gutowski* [2003] die Primärkronen schrittweise zu zementieren, wobei die übrigen Teleskope als Positionierungshilfen auf den Pfeilerzähnen aufsitzen.

Nach der Eingliederungsphase einer Teleskopprothese kann noch keine direkte Aussage über die zukünftigen Friktionskräfte getroffen werden, die Prothese sollte daher innerhalb der ersten zwei Monate mehrfach nachuntersucht werden [Pospiech 2001].

Mit dem Patienten muss unbedingt das Herausnehmen und Wiedereinsetzen der Teleskopprothese zu Reinigungszwecken geübt werden [Koeck und Utz 1996]. Dieses ist erforderlich um neben einer optimalen Mund- und Prothesenhygiene sowohl eine hohe Ankerzahnüberlebensrate als auch ein günstigeres Verschleißverhalten bei achsgerechtem Abzug zu erzielen.

Die weitere Notwendigkeit zur Nachuntersuchung ergibt sich zum einen durch die Einlagerung der Prothesen in die Mucosa, zum anderen bedingt die Materialschumpfung 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 Gesundheit der Pfeilerzähne geachtet und diese gegebenenfalls wieder hergestellt werden [Henners und Walther 1990, Rossbach 1971].

6.6 Anwendungsempfehlungen

Die Legierungen Degunorm[®], Neocast[®] 3, Bio Portadur[®] und Benchmark[®] 3 erwiesen sich bei den Verschleißversuchen als besonders geeignet. Sie zeigten ein konstantes Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft und erreichten während der gesamten 10.000 Zyklen immer eine vollständige Fügung und Trennung. Weitere Legierungen können auf Basis dieser Untersuchung

nicht empfohlen werden. Die Legierungen Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] erwiesen sich bei den Verschleißversuchen als weniger geeignet. Sie zeigten zwar ein vollständiges Füge- und Trennverhalten verfügten aber über Unregelmäßigkeiten bei Abzugsarbeit und Trennkraft. Die Legierungen Degudent[®] LTG, AGC[®] Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H erwiesen sich aufgrund sehr stark ansteigender Abzugsarbeit und Trennkraft sowie einem unregelmäßigen Verhalten bei Füge- und Trennstrecke bei den Verschleißversuchen als nicht geeignet.

In wieweit bei der Materialzusammensetzung Kupfer einen verschleißmindernden Einfluss auf das Teleskopsystem hat, oder Eisen, Palladium und hohe Silber- sowie Gold-Platinanteile verschleißfördernde Einflüsse haben können, bedarf noch weiterer Untersuchungen mit einem breiteren Spektrum an Legierungen. Interessant werden in diesem Zusammenhang sicher auch die Ergebnisse einer noch folgenden klinischen Studie sein.

6.7 Ausblick auf die klinische Studie

Im Rahmen der klinischen Studie sollen die vier ausgewählten Legierungen Degunorm[®], Neocast[®] III, Bio Portadur[®] und Benchmark[®] III für die Herstellung von Teleskopkronen bezüglich Friktionsverlust, Pfeilerschicksal und Korrosion miteinander verglichen werden. Der Friktionsverlust soll anhand des vom Patienten und Behandler subjektiv empfundenen Prothesenhalts und der mittels einer Apparatur aufgezeichneten Haltekraft der Teleskope gemessen werden. Das Pfeilerschicksal soll anhand der Überlebensrate der Pfeilerzähne ermittelt werden [Mock 2005]. Die Korrosion soll neben Veränderungen des Stromflusses bei der Messung mittels DMA-Meter (Dentimpex Ltd./Hungary) und dem Auftreten von Verfärbungen sowie einen vom Patienten empfundenen Metallgeschmack beschrieben werden. Bezüglich der Hygiene sollen Parameter zur Bestimmung der Plaqueanlagerung an Prothesenbasis, Teleskopkrone und Zahnhartsubstanz gewählt werden [Stark 1993].

6.8 Hygienische Aspekte bei Teleskopkronen

Holste und *Stark* [1990] beschrieben die Verbindung zwischen Teleskopkrone und Gerüstprothese aus parodontalprophylaktischer Sicht. Sie forderten einen offenen Grenzraum zwischen Teleskopkrone und Gerüstprothese.

Schulz et al. [2004] untersuchten das Strömungsverhalten der Plaque an Resilienzteleskopen *in vitro*. Sie stellten ein parodontal günstigeres Plaquefließverhalten bei Teleskopen mit zervikaler Schulter fest.

Durch die Parallelität der Teleskopkronen und das raumfordernde Doppelkronenprinzip bleibt für das zahntechnische Design dieser prothetischen Versorgungsvariante nicht viel Gestaltungsfreiraum, schließlich sollen die doppelt überkronten Zähne für den Patienten möglichst naturgetreu angefertigt werden. Aus hygienischen Aspekten sollte das Primärteleskop äquigingival eine zervikale Schulter erhalten und die Verbindung zwischen Außenteleskop und Gerüstprothese möglichst offen und hygienefähig gestaltet werden.

6.9 Ausblick auf weitere Versuchsanordnungen und Modifikationen

Um den Ergebnissen dieser und denen bisheriger Verschleißuntersuchungen von Bayer [2004], Becker [1983], Geginat [1978], Röper [1982], Stark [1996] und Stenzel [1977] nach zu kommen, sollten im Rahmen zukünftiger Verschleißuntersuchungen auch die einzelnen Messzyklen nach 200, 1.000, 2.000 und 10.000 Füge- und Trennvorgängen graphisch als Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Diagramme dargestellt werden und gepaart mit Oberflächenanalysen ausgewertet werden. So könnte das Verhältnis der einzelnen Verschleißmechanismen auf die Ergebnisse von Trennkraft und Abzugsarbeit im Laufe von Füge- und Trennzyklen quantifiziert werden.

Parallel zu der vorliegenden Arbeit fand eine numerische Analyse und biomechanische Modellbildung der Teleskopanker durch die Finite Elemente Methode statt, um in Zukunft den Verschleiß mathematisch berechnen zu können [Keilig et al. 2003; Keilig 2006]. Die schon in der Methodenkritik erwähnte extraaxiale Belastung der Teleskope soll in zukünftigen Versuchen simuliert werden. Dabei soll sich zeigen, ob und in welchem Maße die Trennkraftverläufe durch diese weitere Annäherung an die klinische Situation beeinflusst werden [Koeck et al. 1993; Stenzel 1977]. Durch ein Auf- oder Verbiegen der Matrizen, Verkeilungen zwischen Matrize und Patrize sind sowohl ein beschleunigter Verschleiß oder Funktionsverlust als auch ein Kaltverschweißen der Reibpartner zu erwarten.

Darüber hinaus ist es von besonderem Interesse inwieweit nicht edelmetallhaltige Werkstoffe wie z.B. Zirkonoxyd oder Titan im Hinblick auf ihre Verschleißbeständigkeit für die Teleskopprothetik in Frage kommen. Des weiteren sollten auch Galvanoteleskope mit Primärkronen aus unterschiedlichen Werkstoffen auf Verschleißverhalten untersucht werden.

7 Zusammenfassung

Ziel: Quantifizierung und Qualifizierung von Verschleißprozessen an Teleskopkronen aus unterschiedlichen dentalen Goldgusslegierungen zur Abschätzung deren Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

Material und Methode: Aus zehn unterschiedlichen Dentalgoldlegierungen wurden teleskopierende Doppelkronen im Gussverfahren hergestellt. Dazu wurden acht hochedelmetallhaltige Legierungen: AGC[®]-Special (Wieland), Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent), Bio Portadur[®] (Wieland), Degudent[®] H (Degudent), Degunorm[®] (Degudent), Esteticor Avenir[®] (C&M), Neocast[®] III (C&M), Pontor[®] MPF (Metalor) und zwei goldreduzierte Legierungen: Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent) und Degudent[®] LTG (Degudent) verwendet, die sich in Materialzusammensetzung und Eigenschaften unterschieden. Von jeder Legierung wurden zehn Doppelkronen in einer eigens dafür entwickelten Apparatur mit einer parodontienadäquaten Halterung über 10.000 Zyklen verschlissen. Dabei sollten die Trenn- und Fügewege neben den Abzugskräften gemessen und aufgezeichnet sowie die Abzugsarbeit der initialen 0,3 mm Trennstrecke berechnet werden. Vor und nach dem Gießen wurden Härteprüfungen nach Vickers durchgeführt. Anschließend erfolgten 2D- und 3D-Oberflächenanalysen mittels Rasterelektronenmikroskopie bzw. 3D-Mikro-Streifenprojektion.

Ergebnisse: Die Legierungen Bio Portadur[®], Degunorm[®], Neocast[®] III, Benchmark[®] III erwiesen sich als besonders geeignet. Sie zeigten gleichbleibende Werte bei Abzugsarbeit und Trennkraft auf und erreichten während der gesamten 10.000 Zyklen eine vollständige Fügung und Trennung. Die Legierungen Pontor[®] MPF und Allround 55 LF[®] erwiesen sich als weniger geeignet angesichts der ungleichmäßigen Werte bei Abzugsarbeit und Trennkraft. Degudent[®] LTG, AGC[®]-Special, Esteticor Avenir[®] und Degudent[®] H erwiesen sich in dieser Untersuchung aufgrund ihres unregelmäßigen Verhaltens bei Füge- und Trennstrecke als ungeeignet, da die Abzugsarbeit und Trennkraft sehr stark anstiegen. Mittels 2D-Oberflächenanalysen konnten die grundlegenden Verschleißformen (Tribochemische Reaktion, Adhäsion, Abrasion und Oberflächenzerrüttung) entsprechend den Dauerverschleißergebnissen aufgezeigt werden. Der Einfluß der Materialzusammensetzung einer Legierung auf den Verschleiß war größer, als die Härte und die initiale Abzugskraft der Teleskope.

Diskussion: Bei allen Legierungen trat Verschleiß auf. Trotz des Verschleißes war eine konstant bleibende Trennkraft möglich, oder es war ein Anstieg der Kraft mit teils darauffolgendem Halteverlust zu beobachten. Festzustellen war, dass Verschleiß durch Adhäsion gefolgt von Oberflächenzerrüttung die größten Einflussfaktoren beim Anstieg der Abzugsarbeit und der Trennkraft waren. Abrasion und tribochemische Reaktionen hatten geringere Auswirkungen auf Trennkraft- und Abzugsarbeitsänderungen. Die Materialzusammensetzung der Legierungen war einflussreicher auf das Verschleißergebnis als die Härte. Bei den untersuchten Legierungen bewirkte Kupfer als Legierungsbestandteil geringere Verschleißerscheinungen, wogegen Eisen, Palladium und hohe Silber- sowie Gold-Platinanteile stärkeren Verschleiß verursachte.

8 Literaturverzeichnis

1. Abboud M, Koeck B. Galvano-Mesiostrukturen beim teleskopierenden Zahnersatz. ZWR 2001; 4:218-223
2. Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. J Prosthet Dent 1995; 74:422-426
3. Bayer S. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen. Bonn: Zahnmed Diss 2004.
4. Bayer S, Hültenschmidt R, Grüner M, Utz K-H, Stark H, Bourauel C. Simulation und Analyse des Verschleißes von hybridprothetischen Verankerungselementen. Dtsch Zahnärztl Z 2003;11:D4-D5
5. Becker H. Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. Zahnärztl Welt 1982; 91:48-51
6. Becker H. Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopierender Kronen. ZWR 1982; 91:54-60
7. Becker H. Untersuchungen der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. Zahnärztl Prax 1982; 33:153-156
8. Becker H. Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest. Zahnärztl Prax 1983; 34:427-432
9. Becker H. Der Einfluss von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. Zahnärztl Prax 1983; 8:332-334
10. Becker H. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchungen an Reibflächen teleskopierender Kronen nach verschiedenen Arbeitsprozessen. Quintessenz Zahntechnik 1983; 9:1325-1332
11. Becker H. Wirkungsmechanismus der Haftung teleskopierender Kronen. Zahnärztl Prax 1983; 7:281-284
12. Becker H. Das Haftverhalten eines Zylinderteleskops mit „gezogenen“ Reibflächen. ZWR 1984; 93:474-480
13. Berger C, Kloos KH. Werkstoffprüfungen. In: Beitz und Grote (Hrsg), Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau 2. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 2002:E 2.2.4.
14. Bergmann B, Ericson A, Molin M. Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. Int J Prosthodont 1996; 9:533-538
15. Bergmann B, Hugoson A, Olsson CO. A 25 year longitudinal study of patients treated with removable partial dentures. J Oral Rehabil 1995; 22:595-599

16. Besimo CE. Prothetische Pfeiler nach Verlust der anatomischen Krone. Quintessenz 2002; 7:725-737
17. Besimo CE, Guarneri A. *In vitro* retention force changes of prefabricated attachments for overdentures. J Oral Rehabil 2003; 30:671-678
18. Besimo CE, Guarneri A, Jahn M. Haltekraft von präfabrizierten Verankerungselementen für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung *in vitro*. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56:370-375
19. Besimo CE, Sigrist M., Jahn M. Vergleichende Untersuchungen der Haltekraft endodontisch verankerter Kugelattachments bei Verschleißbeanspruchung *in vitro*. Dtsch Zahnärztl Z 2004; 6:305-310
20. Besimo CE, Egli B, Sener A, Graber G, Gysin R, Fischer J. Konfektionsgeschiebe in der Teilprothetik. Phillip J 1995; 12:591-596
21. Böttger H. Die prothetische Versorgung des Lückengebisses mit Teleskopprothesen. Zahnärztl Rundsch 1953; 62:18-23
22. Böttger H. Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik. Leipzig: J.A. Barth, 1961
23. Böttger H. Langjährige Erfahrungen mit dem Teleskopsystem und der heutige Stand der Teleskoptechnik. Österr Z Stomatol 1969; 66:162-167
24. Böttger H. Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. Zahnärztl Prax 1978; 29:347-352
25. Böttger H, Rosenbauer KA. Rasterelektronenmikroskopische und röntgenmikroanalytische Untersuchungen der Oberfläche teleskopierender Anker. Österr Z Stomatol 1978; 42:42-47
26. Broszeit E. Modell-Verschleißprüftechnik. In: Vorträge der VDI-Tagung Stuttgart 1973, Verschleißfeste Werkstoffe VDI-Berichte Nr.194, VDI-Verlag GmbH Düsseldorf, 1973:45-56
27. 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
28. Czichos H, Habig KH. Tribologiehandbuch - Reibung und Verschleiß, Braunschweig/Wiesbaden: Vieweg Verlag, 1992
29. Das Dental Vademekum Auflage 7. Köln: Deutscher Ärzte-Verlag GmbH, 2001
30. DASYLab: Version 7.0, National Instruments Corp. 2002

31. Diedrichs G. Galvanoforming für die Doppelkronentechnik. Phillip J 1995; 12:579-584
32. DIN 50133 Prüfung metallischer Werkstoffe, Härteprüfung nach Vickers. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1985:1-7
33. DIN 50281. Reibung in Lagerung - Begriffe, Arten, Zustände, physikalische Größen. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1977
34. DIN 50320. Verschleiß. - Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1979
35. DIN 50323. Tribologie - Begriffe. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1988
36. DIN EN 1641. Zahnheilkunde – Medizinprodukte für die Zahnheilkunde – Werkstoffe. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1996
37. DIN EN ISO 1562. Dental-Goldgusslegierungen. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1995
38. DIN EN ISO 4287. Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1997:1-12
39. DIN EN ISO 4288. Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Regeln und Verfahren für die Beurteilung der Oberflächenbeschaffenheit. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1997:1-10
40. DIN EN ISO 8044. Korrosion von Metall & Legierungen - Grundbegriffe und Definition. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1999:1-25
41. Drummer R. Pertometrische und elektronenmikroskopische Untersuchungen von Teleskop- und Konuskronen in Bezug auf ihre Friktion. Düsseldorf: Zahnmed Diss 1977
42. Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau 2. Berlin - Heidelberg - New York: Springer, 2002
43. Eichner K. Aufschlüsselung über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen. Dtsch Zahnärztl Z 1964; 19:415-426
44. Eisenburger M, Tschernischek H. Klinisch-technischer Vergleich zu Langzeiterfolgen von klammerverankertem Zahnersatz und Teleskop-Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53:257-259
45. Eisenburger M, Gray G, Tschernischek H. Long-term results of telescopic crown retained dentures – a retrospective study. Euro J Prosthodont Restor Dent 2000; 8:87-91
46. 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

47. Ericson A, Nilsson B, Bergman B. Clinical results in patients with conical crown retained dentures. *Int J Prosthodont* 1990; 3 :513-521
48. Finger W. Begriffsbestimmung der Werkstoffprüfung. In: Eichner und Kappert (Hrsg), *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 7*. New York: Thieme, 2000:385-897
49. Freesmeyer WB. *Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik*, München Wien: Carl Hanser Verlag, 1987
50. FRT Mark III: Version: 3.7.4, Firma FRT MicroSpy®
51. Gamborena JI, Hazelton RL, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direct overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10:123-130
52. Geginat K. *Untersuchungen der Abzugskräfte an teleskopierenden Ankern*, Düsseldorf: Zahnmed Diss 1978
53. Gernet W, Adam P, Reiter W. Nachuntersuchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach K. H. Körber. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38:998-1001
54. Griess M, Reilmann B, Chanavaz M. Telescopic retained overdentures in mentally handicapped and schizophrenic patients – a retrospective study. *Eur J Prosthodont Restor Dent* 1998; 6:91-95
55. Grosch J. *Allgemeine Systematik für die Auswahl von Werkstoffen verschleißbeanspruchter Bauteile*. VDI-Berichte Nr. 194, VDI-Verlag GmbH Düsseldorf, 1973:69-77
56. Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz K-H, Stark H. Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen. *Biomed Technik* 2003; 1-2:15-19
57. Grüner M, Utz K-H, 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. Posterpräsentation auf dem 6th International Symposium on Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering, Madrid, Februar 2004
58. Gutowski A. Zementieren von Teleskop- und Konuskronen. In: Gutowski (Hrsg), *Kompendium der Zahnheilkunde 8*. Schwäbisch Gmünd: Univ. Prof. Dr. med. dent. Alexander Gutowski, 2003:145-146
59. Habig K-H. *Verschleiß und Härte von Werkstoffen*. München Wien: Carl Hanser Verlag, 1980
60. Habig K-H. Tribologie. In: Beitz und Grote (Hrsg): *Doppel-Taschenbuch für den Maschinenbau 20*. Berlin-Heidelberg-New York: Springer, 2001:E 72-E 80

61. Hagner MW, Bayer S, Hültenschmidt R, Grüner M, Utz K-H, Bourauel C, Stark H. *In vitro* Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen: Trennkraft- und Abzugsarbeitsanalyse. Posterpräsentation auf der Jahrestagung ZMK 2005: Zahn-Medizin interdisziplinär, Berlin, Oktober 2005
62. Häupel K. Das Teleskop im Dienste der Behandlung der Zahnlockerung. *Öster Z Stomatol* 1959; 9:56-73
63. Häupel K, Reichborn-Kjennerud J. *Moderne zahnärztliche Kronen und Brückenarbeiten*. Berlin: Hermann Meuser, 1929
64. Henners M, Walther W. Pfeilerverteilung und starre Verblockung – eine klinische Langzeitstudie. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43:1122-1126
65. Henners M, Walther W. Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restzahnbestand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45:579-581
66. Hertrampf K, Wenz H-J, Lehmann KM. Hat die resiliente Lagerung von doppelkronen-verankerten Teilprothesen eine Indikation? *ZWR* 2002; 4:163-167
67. Hirschman BA, Bradley A. Extracoronary precision attachments for removable partial dentures. *J Mich Dent Assoc* 2000; 3:30-36
68. Hofmann M. Klammerabzug und desmodontale Reaktion. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968; 23:969-974
69. Hofmann M, Ludwig P. Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss. *Dtsch Zahnärztl Z* 1973; 28:2-17
70. Hofmann M, Neumann H. Untersuchungen über die parodontal wirksamen Kräfte beim Abzug vermessener Gußklammern. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968; 23:793-799
71. Holmes JR, Pilcher ES, Rivers JA, Steward RM. Marginal fit of electroformed ceramometal crowns. *J Prosthodont* 1996; 5:111-114
72. Holste Th, Stark H. Die Verbindung zwischen Teleskopkrone und Gerüstprothese aus parodontalprophylaktischer Sicht. *Phillip J* 1990; 7:83-86
73. Hou GL, Tsai CC, Weisgold AS. Treatment of molar furcation involvement using root separation and a crown and sleeve-coping telescopic denture. A longitudinal study. *J Periodontol* 1999; 70:1098-1109
74. Huber C, Faber F-J. Abzugskräfte bei Galvano-Teleskopen in Abhängigkeit von der Abzugsgeschwindigkeit. Poster Nr.13, DGZPW-Tagung, Berlin: Februar 2000
75. Hulten J, Tillstorm B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. *Swiss Dent J* 1993; 17:225-234

76. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. *Int J Prosthodont* 1997; 10:149-155
77. ISO 3585 Borosilicatglas 3.3 – Eigenschaften. ISO copyright office, 1998:1-4
78. ISO 3696 Wasser für analytische Laborzwecke. Anforderungen und Prüfverfahren. AFNOR, 1987
79. ISO 10271. Dental metallic materials – corrosion test methods. ISO copyright office, 2001:1-5
80. Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie über mechanische Eigenschaften von Präzisionsverbindungen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38:986-989
81. Jung T, Bussler KM. Untersuchung zur Kontaktfläche zwischen Matrize und Patrize von Konfektionierten Verbindungselementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1988; 43:492-496
82. Jungo M, Wirz J, Schmidli F. Werkstoffbedingte Mißerfolge unter besonderer Berücksichtigung der Metalle und Legierungen. *Quintessenz* 1999; 50:1065–1073
83. Keilig L. Experimentelle und numerische Untersuchungen zum Verschleiß von Halteelementen in der zahnärztlichen Prothetik. Bonn: Math-Nat Diss 2006
84. Keilig L, Bourauel C, Grüner M, Utz K-H, Stark H. Stabilitäts- und Beweglichkeitsanalyse prothetischer Verankerungselemente vor und nach forciertem Verschleiß. *Dtsch Zahnärztl Z* 2003;11:D10
85. Kerschbaum T, Mühlenbein F. Longitudinale Analyse von Herausnehmbarem Zahnersatz privatversicherter Patienten. *Dtsch Zahnärztl Z* 1987; 42:352-357
86. Kobes LWR, Richter KB. Die Wirkungsweise von Anker-elementen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1967; 22:1070-1078
87. Koeck B, Utz K-H. Orale Rehabilitation mit festsitzend-abnehmbarem Zahnersatz. In: Koeck (Hrsg), *Praxis der Zahnheilkunde 6*. München-Wien-Baltimore: Urban & Schwarzenberg, 1996:229
88. Koeck B, Grüner M, Werner BE. Vergleichende Untersuchung einiger vorgefertigter Verbindungselemente bei paraxialer Belastung. *Dtsch Zahnärztl Z* 1993; 48:622-624
89. Körber KH. Konuskronen – ein physikalisch definiertes Teleskopsystem. *Dtsch Zahnärztl Z* 1968; 67:619-630
90. Körber HK. Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebsstrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38:975-982
91. Körber KH. Experimentelle Untersuchungen über die Haftkraft von GFK-Targis/Vectris-Konuskeonen. *ZMK* 2000; 6:364-373

92. Körber KH. Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. Quintessenz 2004; 3:261-268
93. Kratzenstein B, Kloppenburg P, Sauer KH, Geis-Gersorfer J, Weber H. Speichelanalysen kieferorthopädischer Patienten zum Nachweis gelöster metallischer Bestandteile. Quintessenz 1988; 39:693-703
94. Langer A. Telescopic retainers for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1981; 45:37-43
95. Lehmann KM. Untersuchungen über die Haltekraft von Verbindungselementen mit "aktiver" Haltefunktion. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26:764-767
96. Lehmann KM, Gente M, Wenz H-J, Hertrampf K. Das Konzept der Marburger Doppelkrone. ZMK 2001; 10:564-571
97. 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
98. Ludwig K, Kresse T, und Kern M. *In-vitro*-Untersuchung zum Verschleißverhalten extrakoronaler Geschiebe mit und ohne Schubverteiler. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58:597-600
99. Luthardt R, Spiekermann J, Böning K, Walter M. Therapie der verkürzten Zahnreihe. Eine systematische Literaturübersicht. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55:592-609
100. Masumi S, Nagatomi K, Miyake S, Toyoda S. Removable magnetic dental attachment that permits magnetic resonance imaging. J Prosthet Dent 1992; 68:698-701
101. Matzker J, Schreiber J. Synthetischer Speichel zur Therapie der Hyposialien insbesondere bei der radiogenen Sialadenitis. Z Laryng Rhinol 1972; 51:422-428
102. Meyer E. Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelknopfankern im stark reduzierten Gebiss. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38:1011-1015
103. Micheelis W, Reich E. Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ Materialreihe Band 21). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1999
104. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New Telescopic Crown Design for Removable Partial Denture. J Prosthet Dent 1999; 81:684-688
105. Mock FR. Bewährung von teleskopverankerter Prothesen – eine klinische Langzeitstudie. Bonn: Zahnmed Diss 2005
106. Mock FR, Schrenker H, Stark HK. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60:148-153

107. Molin M, Bergmann B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. *J Prosthet Dent* 1993; 70:251-256
108. Molzberger M, Weigl P, Lauer HC. Vollkeramische Primärkronen bei teleskopverankertem Zahnersatz. *Zahnärztl Welt* 2002; 11:593-599
109. Mühlemann HR. 10 Years of tooth mobility measurements. *J Periodontol* 1960; 31:110-119
110. Naert IE, Bevers L, Nijs L. A clinical study of an intracoronal fixed partial denture attachment system. *Quintessence Int* 1993; 6:397-403
111. Nickenig A, Kerschbaum Th. Langzeitbewahrung von Teleskop-Prothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1995; 50:753-755
112. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *J Prosthet Dent* 1990; 64:153-158
113. Öwall B. Precision attachment - retained removable partial dentures: Part 1. technical long-term study. *Int J Prostodont* 1991; 3:249-257
114. Öwall B. Precision attachment - retained removable partial dentures: Part 2. long-term study of ball attachments. *Int J Prostodont* 1995 ; 1:21-28
115. Polzer G, Meißner F. Grundlagen zu Reibung und Verschleiß, Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie, 1983
116. Preiskel H. Prefabricated attachments for complete overlay dentures. *Brit Dent J* 1967; 123:161-167
117. Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Stuttgart-New York: Thieme, 2001
118. Rau G, Ströbel R. Grundwissen für Zahntechniker: Metalle. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 1999
119. Rehm H. Die Wiederherstellung der Funktion beim Lückengebiss unter besonderer Berücksichtigung der starren Abstützung partieller Prothesen. *Öster Z Stomatol* 1961; 11:76-81
120. Rehm H, Körber E, Körber K. Biophysikalischer Beitrag zur Problematik starr abgestützter Freierprothesen. *Dtsch Zahnärztl Z* 1962; 17:963-969
121. Röper M. Untersuchung der Haft- und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleißversuch. Düsseldorf : Zahnmed Diss 1982
122. Rossbach A. Der Kronenrand und das marginale Parodontium einzelner mit Teleskopkronen versehener Zähne. *Dtsch Zahnärztl Z* 1971, 26:730-733

123. Sassen H. Funktionelle Parameter und Okklusion von Teilprothesen in Abhängigkeit von Art der Verbindungselemente. Dtsch Zahnärztl Z 1990; 45:576-578
124. Sauer G. Vergleichende Untersuchung der gebräuchlichsten prothetischen Hilfsteile. Dtsch Zahnärztl Z 1976; 31:542-546
125. Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. ZWR 1986; 2:100-103
126. Saygili G, Sahmali S. Retentive forces of two magnetic systems compared with two precision attachments. J Oral Sci 1998; 40:61-64
127. Schierz O, Kroszewsky K, Häbler C. Passung und Härte konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58:593-596
128. Schrenker H, Stark H. Ein langfristiges prothetisches Versorgungskonzept für ältere Menschen. Swiss Dent 1997; 7-8:5-9
129. Schrott AR, Linke J-J, Graef F, Wichmann MG, Heckmann SM. Teleskopstabilisierter Zahnersatz auf zwei interforaminalen Implantaten – klinische und röntgenologische 10-Jahres-Ergebnisse. Z Zahnärztl Impl 2004; 20:100-105
130. Schulz I, Melle B, Lenz E. Der Zusammenhang von Biokorrosion und Edelmetallgehalt in Dentallegierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1997; 52:355-360
131. Stark H. Untersuchungen über die Mundhygiene bei Trägern von Teleskopprothesen – Eine vergleichende Studie. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48:570-572
132. Stark H. Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen. Habilitationsschrift/Deutsche Hochschulschriften 1097, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen, 1996
133. Stark H. Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen. ZWR 1996; 105:176-183
134. Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 3:183-186
135. Stark H, Grüner M, Utz K-H, 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, Februar 2004
136. Starr RW. Removable bridge-work-porcelain cap crowns. Dent Cosmos 1886; 28:17;. Zit. Nach Hoffmann-Axthelm W. Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz, Berlin 1973: 266-268

137. Stenzel K. Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch. Freiburg: Zahnmed Diss 1977
138. Stümke M. Edelmetall-Legierungen. In: Eichner und Kappert (Hrsg), Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung 7. New York: Thieme, 2000: 89-118
139. Stüttgen U. Experimentelle Untersuchungen zum Verschleißverhalten der dentalen Gusslegierungen Degulor M, Mikro-Bond-NP, Wiron 77 unter spezieller Berücksichtigung des Teleskopsystems. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38:1024-1025
140. Stüttgen U. Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Berlin: Quintessenz Verlags GmbH 1985.
141. Stüttgen U. Zum Einfluss der Speichelschmierung auf experimentelle Verschleißuntersuchungen an EM- und NEM-Gusslegierungen. Die Zahntechnik 1985; 43:466-471
142. Türp JC, Antes G. Evidenzbasierte Zahnmedizin. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55:394-399
143. Vence BS. Electroforming technology for galvanoceramic restorations. J Prosthet Dent 1997; 77:444-449
144. Vermeulen AH, Keltjens HM, van't Hof MA, Käyser AF. Ten-year evaluation of removable partial dentures: survival rates based on retreatment, not wearing and replacement. J Prosthet Dent 1996; 76:267-272
145. Wagner B, Kern M. Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygiene problems and technical failures. Clin Oral Invest 2000; 4:74-80
146. Walther W, Heners M, Surkau P. Initialbefund und Tragedauer der transversalbügellosen, gewebeintegrierten Konus-Konstruktion. Eine 17-Jahres-Studie. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 11:780-784
147. Wataha JC. Biocompatibility of dental casting alloys: a review. J Prosthet Dent 2000; 83:223-234
148. Wataha JC, Schmalz G, Lockwood PE, Bouillauguet S, Noda M. Konzepte zur Biokompatibilität. Zahnärztl Mitt 2001; 91:1830-1834
149. Weber H, Sanner KH, Poulsen W. *In vivo* Korrosionsuntersuchungen an edelmetallfreien Legierungen. Dtsch Zahnärztl Z 1985; 40:838-841
150. Weigl P, Hahn L, Lauer HC: Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramic vs. electroplated gold copings: part 1. *in vitro* tribology effects. J Biomed Mater Res 2000; 53:320-336

151. Weigl P, Lauer HC: Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramic vs. electroplated gold copings: part 2. Clinical effects. *J Biomed Mater Res* 2000; 53:337-347
152. Welker D. Prothesenkunststoffe. In: Eichner und Kappert (Hrsg), *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung* 7. New York: Thieme, 2000:211-250
153. Wenz H-J, Hertrampf K, Sonnenschein A, Lehmann KM. Klinischer Langzeiterfolg bei doppelkronenverankerten Teilprothesen. *Quintessenz* 2002; 3:239-250
154. Wichmann M, Kuntze W. Vergleichende Untersuchung zum Verschleißverhalten konfektionierter Geschiebe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1998; 9:628-632
155. Wichmann M, Kuntze W. Vergleichende Untersuchung zur Aktivierbarkeit konfektionierter Geschiebe. *Dtsch Zahnärztl Z* 1999; 7:438-442
156. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. *Int J Prosthodont* 1999;12:409-414
157. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, und Caputo AA. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. *J Prosteth Dent* 2001; 86:603-607
158. Wirz J. Materialbedingte Erkrankungen. In: Wirz J.: *Klinische Material- und Werkstoffkunde*. Berlin Chicago London Moskau São Paulo Tokio: Quintessenz Verl.-GmbH, 1993
159. Wirz J. Schädigung des Parodontes durch zahnärztliche Werkstoffe. Klinische Erscheinungsformen und Ursachen von Metallunverträglichkeit. *ZWR* 1993; 102:146-162
160. Wirz J, Hoffmann A. *Galvanoprothetik: Neue Wege zum biologischen Zahnersatz*. Quintessenz Verlag: 1998
161. Wirz J, Jäger K. Das neue Konus-Titanmagnetic-Insert in der Hybridprothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 2000; 110:1161-1166
162. Wirz J, Schmidli F. Klinische Bewährung von Legierungen. Teil 1: *Quintessenz* 1990; 41:2039-2044
163. Wirz J, Steinemann SG. Korrosionsvorgänge in der Mundhöhle. *Phillip J* 1987; 4:81-85
164. Wirz J, Adler A, Schmidli F. Metallunverträglichkeit. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 1989; 99:73-82
165. Wirz J, Jäger K, Schmidli F. Teleskopierende Galvanokronen. *Quintessenz* 1996; 47:385-396

166. Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Probleme mit Edelmetallegierungen. Teil 1: Goldgusslegierungen. Quintessenz 1997; 48:827-837
167. Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Probleme mit Edelmetallegierungen. Teil 2: Goldreduzierte Legierungen. Quintessenz 1997; 48:995-1006
168. Wirz J, Schmidli F, Jäger K. Hochgoldhaltige Legierungen - noch keine Garantie für Qualität. Quintessenz 1998; 49:177-182
169. Wirz J, Siervo S, Schmidli F. Metalle im Gewebe. Quintessenz 1997; 48:1397-1406
170. Wirz J, Lenz E, Kalla R, Schmidli F. Korrosionsnachweis im Speichel von Patienten mit zwei verschiedenen Legierungstypen. Quintessenz 1995; 46:1075-1084
171. Wolfart S, Kern M. Prothetische Konzepte bei reduziertem Lückengebiss an deutschen und Schweizer Hochschulen. Dtsch Zahnärztl Z 2004; 6:322-327

9 Anhang

Tab. 40: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung AGC[®] Special (Wieland)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV3	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV3	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	206,199,202,202,194	163,168,166,172,171	200,6	168	-32,6
2	193,193,196,190,182	165,165,161,163,169	190,8	164,6	-26,2
3	190,199,195,195,198	162,165,159,165,162	195,4	162,6	-32,8
4	194,197,201,202,193	158,162,160,164,158	197,4	160,4	-37
5	190,193,191,204,197	170,173,176,168	195	171,8	-23,3
Gesamt			195,8	165,5	-30,3

Tab. 41: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Benchmark[®] III (ZL-Mikrodent)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV3	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV3	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	243,247,242,246,244	198,191,195,192,204	244,4	196	-48,4
2	242,246,245,243,247	179,180,174,177,171	244,6	176,2	-68,4
3	243,243,244,243,247	185,186,184,196,186	244	187,4	-56,6
4	248,253,243,253,248	195,188,185,189,186	249	188,6	-60,4
5	244,245,250,245,246	189,195,191,199,193	246	193,4	-52,6
Gesamt			245,6	188,3	-57,3

Tab. 42: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Bio Portadur[®] (Wieland)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV3	Einzelwerte nachher HV3	Mittelwerte vorher HV3	Mittelwerte nachher HV3	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	184,193,180,193,189	166,170,174,164,176	187,8	170	-17,8
2	185,178,180,186,190	170,169,161	183,8	166,7	-17,1
3	185,190,187,189,189	175,184,186,180,183	188	181,6	-6,4
4	188,184,183,183,186	169,180,190,183,175	184,8	179,4	-5,4
5	185,186,186,184,186	177,180,176,181,171	185,4	177	-8,4
Gesamt			186	174,9	-11,1

Tab. 43: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Degudent® H (Degudent)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV3	Einzelwerte nachher HV3	Mittelwerte vorher HV3	Mittelwerte nachher HV3	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	188,187,194,191,188	166,176	189,6	171	-18,6
2	192,192,192,191,191	178,171,177,173,174	191,6	174,6	-17
3	193,175,181,181,183	176,179,177,173,183	182,6	177,6	-5
4	185,187,185,187,185	180,177,187,184,174	185,8	180,4	-5,4
5	183,188,199,187,192	180,179,187,182,178	189,8	181,2	-8,6
Gesamt			187,88	176,96	-10,92

Tab. 44: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Degudent® LTG (Degudent)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV5	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV5	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	241,245,246,246,242	217,225,223	244	221,7	-22,3
2	248,243,244,242,242	228,229,230,227,222	243,8	227,2	-16,6
3	236,231,241,239,241	217,222,221,215	237,6	218,8	-18,9
4	241,243,247,240,243	233,231,228	242,8	230,7	-12,1
5	240,241,241,244,240	229,236,231,235,235	241,2	233,2	-8
Gesamt			241,9	226,3	-15,6

Tab. 45: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Degunorm® (Degudent)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV5	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV5	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	259,262,261,266,264	194,186,192,187,185	262,4	188,8	-73,6
2	254,262,265,265,263	195,180,187,196	261,8	189,5	-72,3
3	253,256,259,258	188,181,204	256,5	191	-65,5
4	260,260,261,260,265	189,194,192,190	261,2	191,3	-70
5	258,255,263,261,259	195,192,199,194	259,2	195	-64,2
Gesamt			260,2	191,1	-69,1

Tab. 46: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Esteticor Avenir® (C&M)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV3	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV3	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	205,203,200,204,205	184,194,192,200,203	203,4	194,6	-8,8
2	192,206,206	205,204,208,211,205	201,3	206,6	4,3
3	225,220,231,225,222	204,204,204,208,206	224,6	205,2	-19,4
4	217,208,208,204,207	208,197,201,188,202	208,8	199,2	-9,6
5	204,204,204,211,212	205,204,209,204,200	207	204,4	-2,6
Gesamt			209	202	-7

Tab. 47: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Neocast® III (C&M)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV5	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV5	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	307,312,313,306	228,218,235,238,241	309,5	232	-77,5
2	303,307,305,301	214,231,226,213,219	304	220,6	-83,4
3	305,299,301,300	243,229,237,242,231	301,25	236,4	-64,85
4	310,301,305,318,295	231,233,238,236,226	305,8	232,8	-73
5	311,320,290,320,307	220,227,232,238,227	309,6	228,8	-80,80
Gesamt			306,0	230,1	-75,9

Tab. 48: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Pontor® MPF (Metalor)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV5	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV5	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	251,252,258,258,247	218,213,211,211,207	253,2	212	-41,2
2	265,261,250,241,267	200,202,197,209,200	256,8	201,6	-55,2
3	257,242,257,257,267	205,205,199,204,208	256	204,2	-51,8
4	254,256,271,267	197,204,203,200,202	262	201,2	-60,8
5	259,265,263,264,262	216,219,214,215,208	262,2	214,4	-47,8
Gesamt			258	206,7	-51,3

Tab. 49: Einzelwerte der Härteprüfung der Legierung Allround 55 LF[®] (ZL-Mikrodent)

Proben Nr.	Einzelwerte vorher HV5	Einzelwerte nachher HV5	Mittelwerte vorher HV5	Mittelwerte nachher HV5	Differenz Mittelwerte nachher-vorher
1	211,210,213,203,204	160,170,181,178,181	208,2	174	-34,2
2	199,197,194,201,197	208,181,191,192	197,6	193	-4,6
3	202,202,205,205,208	192,200,206,182,184	204,4	192,8	-11,6
4	202,206,206,204,207	203,206,208,212	205	207,3	2,3
5	215,213,213,210,216	204,205,204	213,4	204,3	-9,1
Gesamt			205,7	194,4	-11,3

Tab. 50: Einzelwerte der Ra-Messungen (FRT-Microspy)

AGC [®] -Special		Benchmark [®] III		Bio Portadur [®]		Degudent [®] H		Degudent [®] LTG	
Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]
241	5,0	301	2,0	321	2,4	241	2,5	361	1,0
242	6,0	302	1,3	322	2,0	242	9,0	362	3,0
243	7,0	303	1,5	323	0,8	243	3,0	363	3,0
244	3,0	304	1,5	324	1,0	244	1,4	364	(13,8)
245	(15,0)	305	1,7	325	-	245	2,0	365	4,0
246	(51,0)	306	2,0	326	-	246	1,6	366	2,0
247	4,0	307	2,0	327	1,1	247	1,0	367	3,0
248	-	308	2,5	328	-	248	3,1	368	5,0
249	(21,5)	309	2,0	329	1,1	249	3,2	369	3,0
250	-	310	5,0	330	1,2	250	7,0	370	3,0

Tab. 51: Einzelwerte der Ra-Messungen (FRT-Microspy)

Degunorm [®]		Esteticor Avenir [®]		Neocast [®] III		Pontor [®] MPF		Allround 55 LF [®]	
Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]	Patriz	Ra-Wert [μm]
261	2,8	221	2,7	201	1,0	381	2,2	281	2,3
262	2,3	222	2,0	202	1,1	382	3,0	282	2,6
263	1,6	223	1,4	203	3,0	383	2,4	283	1,7
264	3,0	224	2,0	204	2,0	384	2,4	284	1,2
265	3,0	225	1,2	205	1,3	385	2,5	285	1,0
266	3,0	226	1,4	206	0,9	386	2,7	286	1,5
267	2,9	227	2,1	207	1,5	387	3,0	287	1,3
268	3,0	228	2,0	208	1,0	388	1,9	288	2,0
269	1,6	229	1,1	209	0,9	389	1,4	289	1,9
270	1,1	230	-	210	0,8	390	1,7	290	1,5

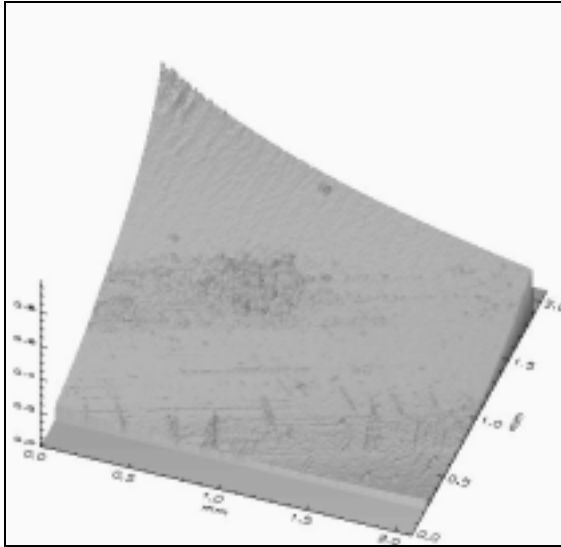


Abb. 80: Negativduplikat der Patrize 344 (AGC[®]-Special) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

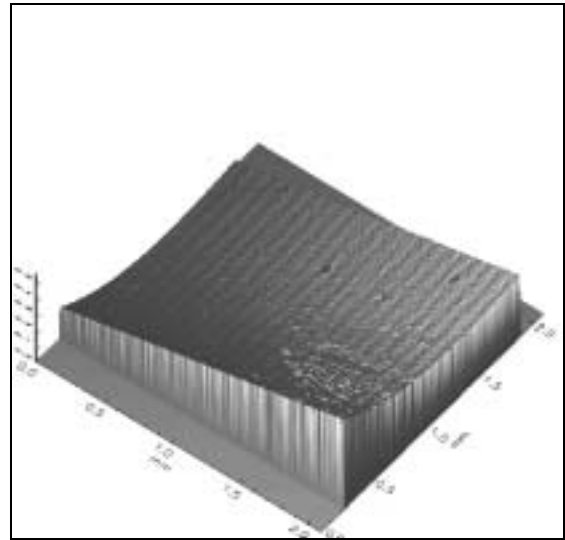


Abb. 81: Negativduplikat der Patrize 306 (Benchmark[®] III) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

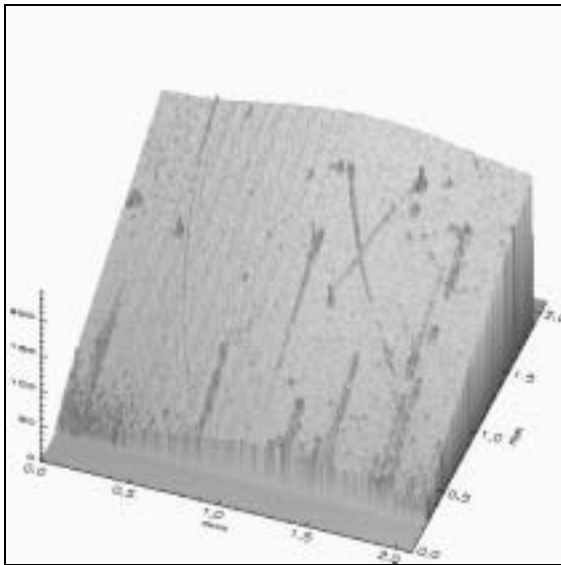


Abb. 82: Negativduplikat der Patrize 323 (Bio Portadur[®]) nach Verschleiß unter Benetzung von Tylose-Sorbitol-Lsg.: 3D-Oberfläche.

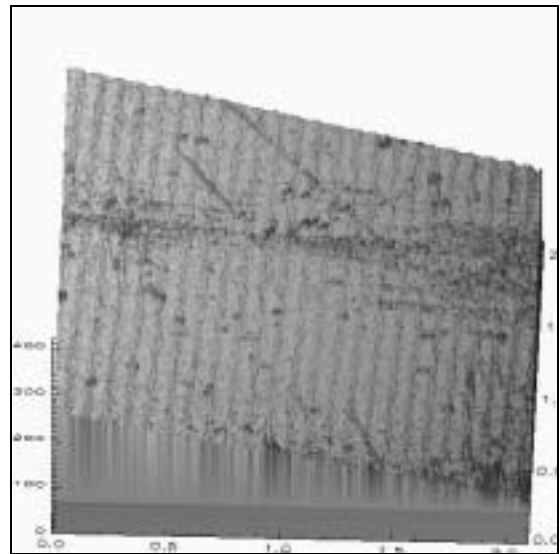


Abb. 83: Negativduplikat der Patrize 241 (Degudent[®] H) nach Verschleiß unter Benetzung von physiologischer Kochsalzlösung: 3D-Oberfläche.

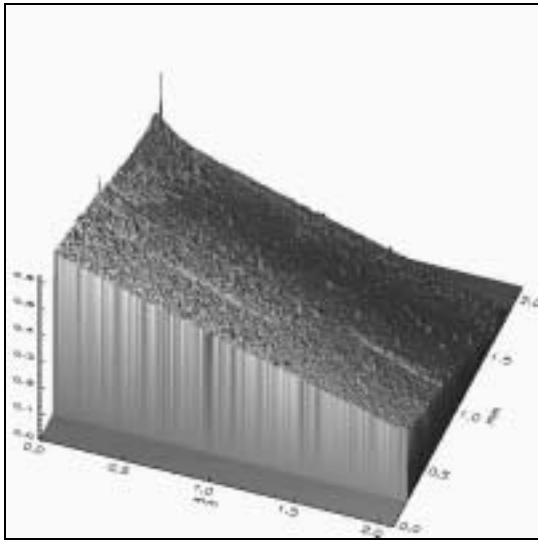


Abb. 84: Negativduplikat der Patrize 363 (Degudent[®] LTG) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

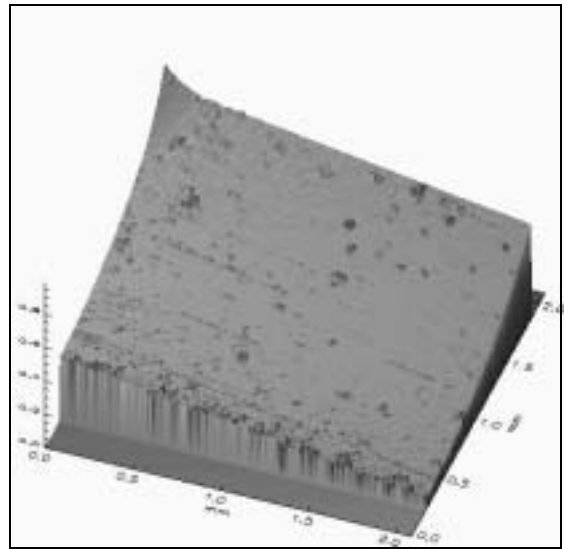


Abb. 85: Negativduplikat der Patrize 306 (Degunorm[®]) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

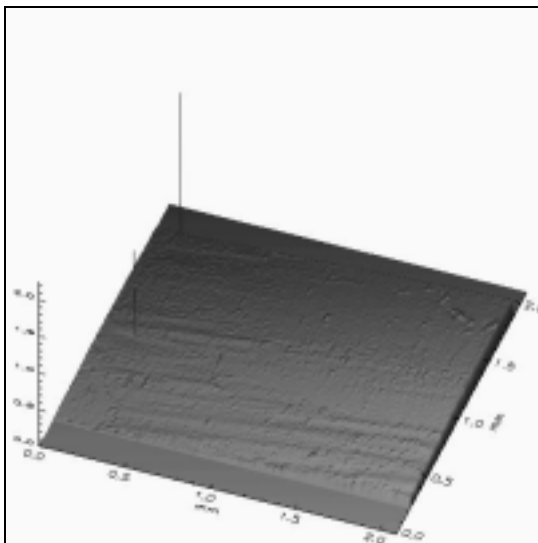


Abb. 86: Negativduplikat der Patrize 224 (Esteticor Avenir[®]) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

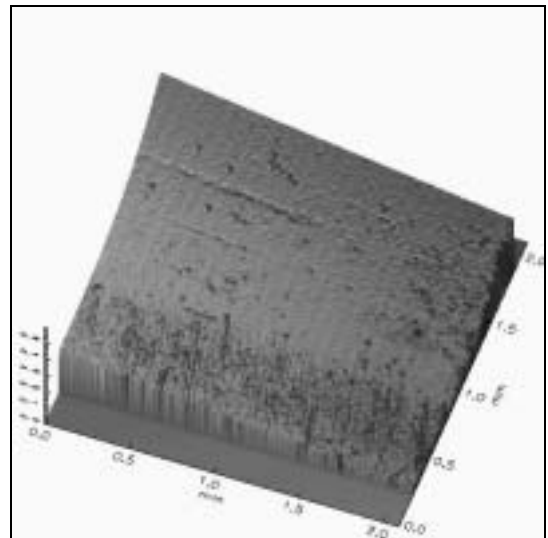


Abb. 87: Negativduplikat der Patrize 204 (Neocast[®] III) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

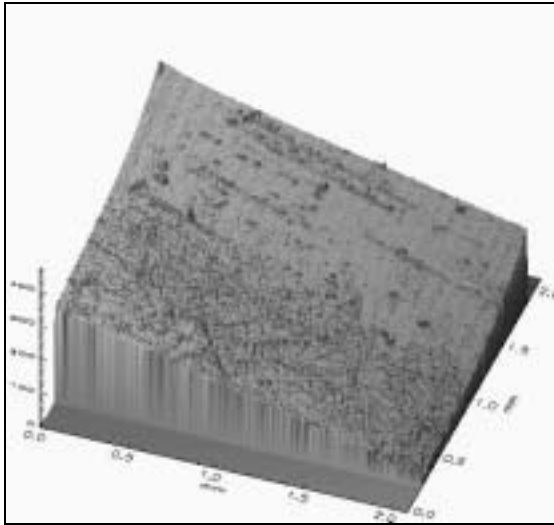


Abb. 88: Negativduplikat der Patrice 381 (Pontor[®] MPF) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

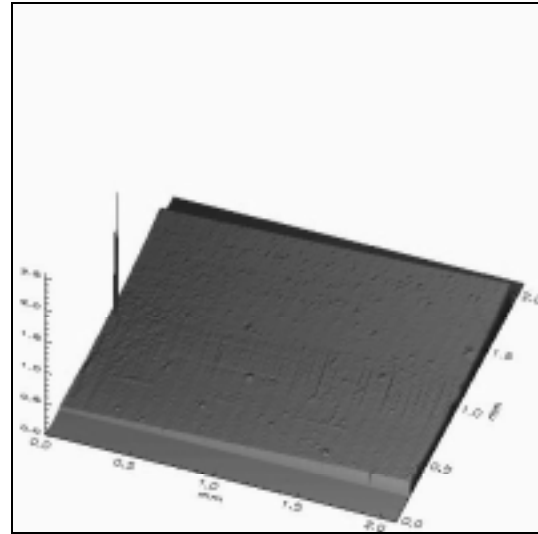


Abb. 89: Negativduplikat der Patrice 288 (Allround 55 LF[®]) nach Verschleiß unter Benetzung von Glandosane[®]: 3D-Oberfläche.

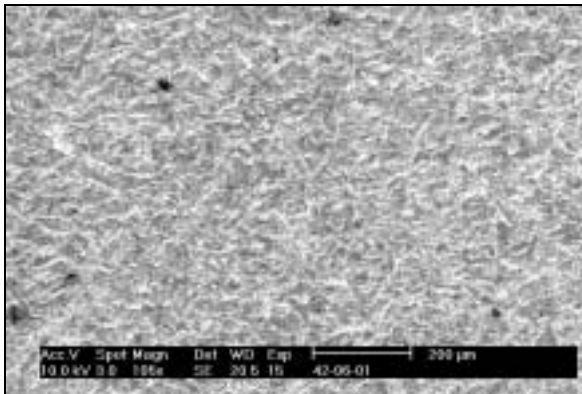


Abb. 90: Legierungsplättchen AGC[®]-Special vor Korrosionsversuch.

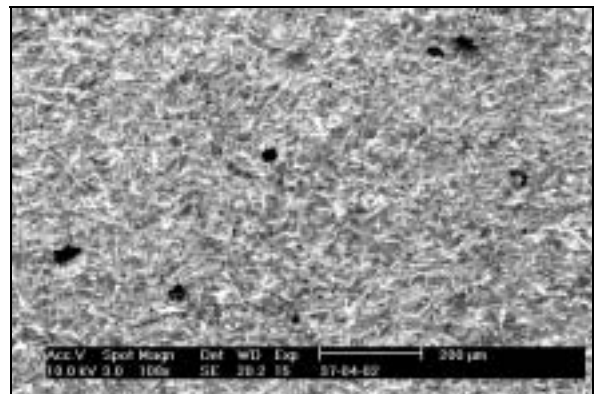


Abb. 91: Legierungsplättchen AGC[®]-Special nach Korrosionsversuch.

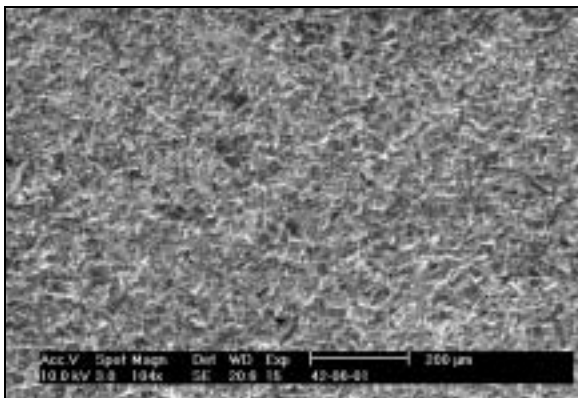


Abb. 92: Legierungsplättchen Benchmark[®] III vor Korrosionsversuch.

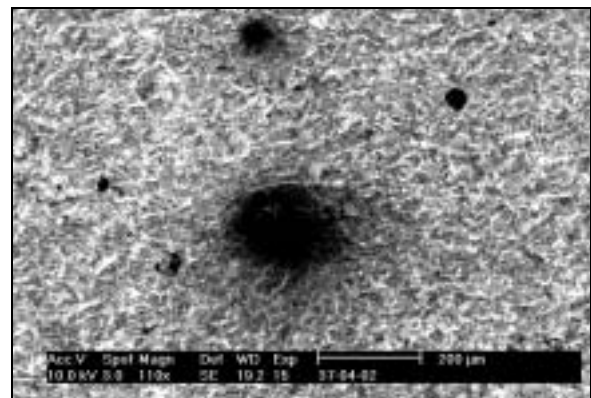


Abb. 93: Legierungsplättchen Benchmark[®] III nach Korrosionsversuch.

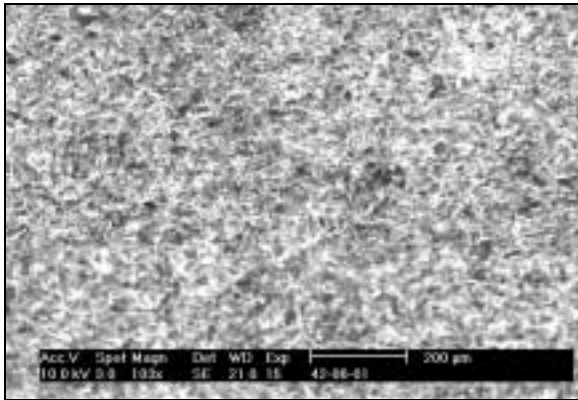


Abb. 94: Legierungsplättchen Bio Portadur® vor Korrosionsversuch.

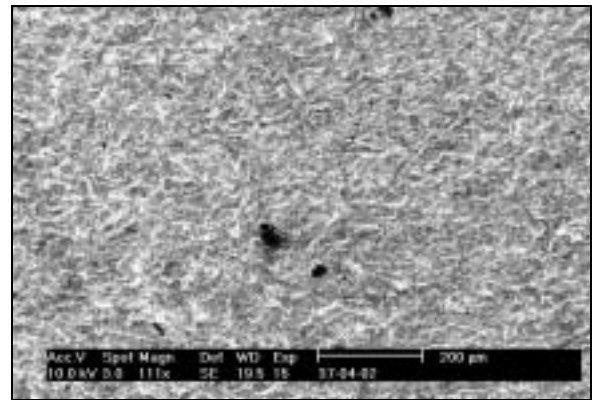


Abb. 95: Legierungsplättchen Bio Portadur® nach Korrosionsversuch.

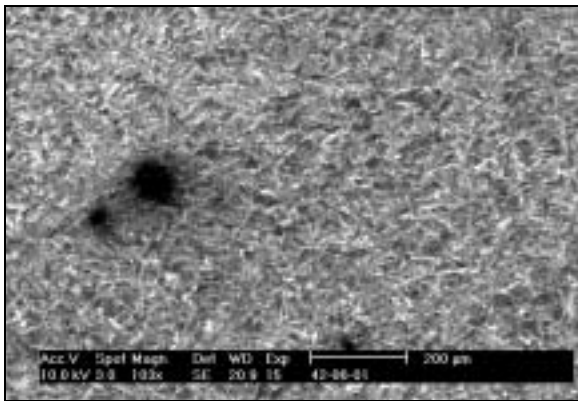


Abb. 96: Legierungsplättchen Degudent® LTG vor Korrosionsversuch.

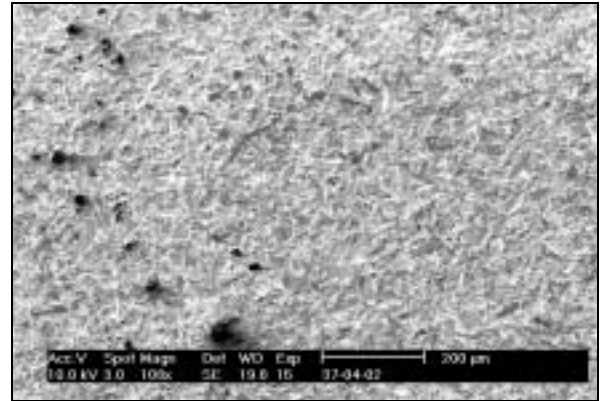


Abb. 97: Legierungsplättchen Degudent® LTG nach Korrosionsversuch.

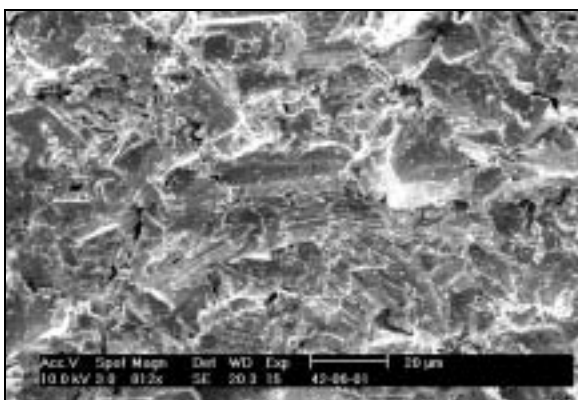


Abb. 98: Legierungsplättchen Degunorm® vor Korrosionsversuch.

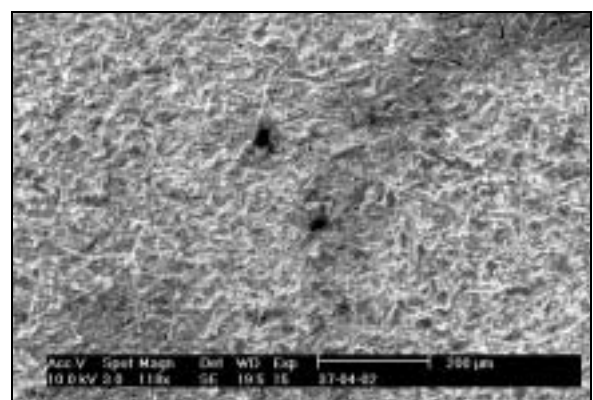


Abb. 99: Legierungsplättchen Degunorm® nach Korrosionsversuch.

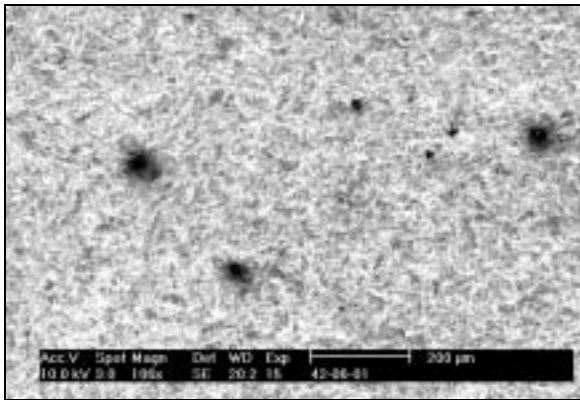


Abb. 100: Legierungsplättchen Esteticor[®] vor Korrosionsversuch.

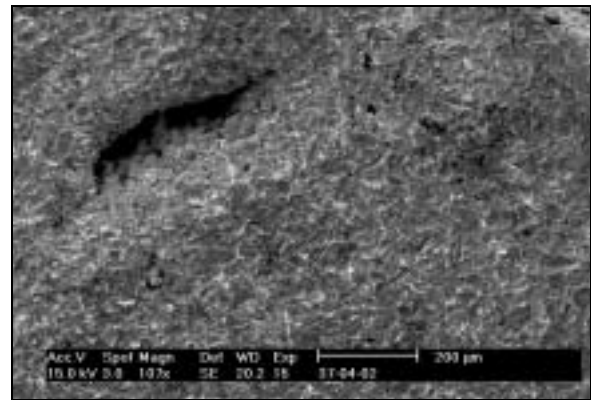


Abb. 101: Legierungsplättchen Esteticor[®] nach Korrosionsversuch.

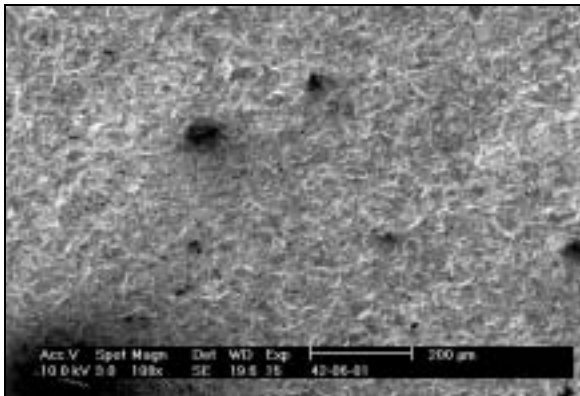


Abb. 102: Legierungsplättchen Neocast[®] III vor Korrosionsversuch.

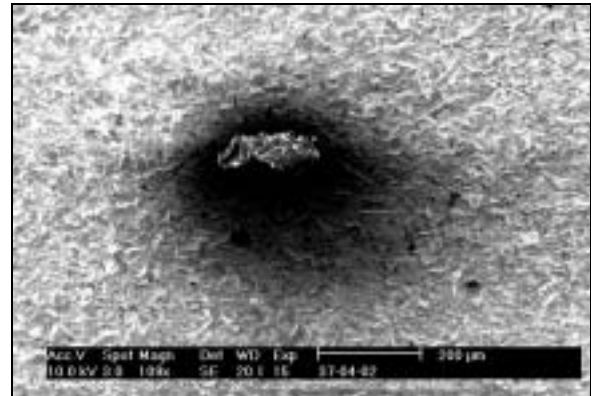


Abb. 103: Legierungsplättchen Neocast[®] III nach Korrosionsversuch.

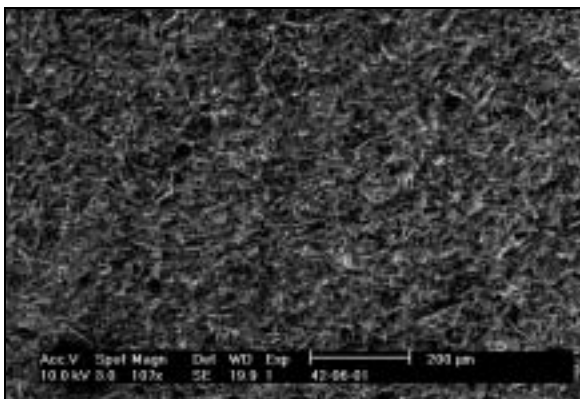


Abb. 104: Legierungsplättchen Pontor[®] MPF vor Korrosionsversuch.

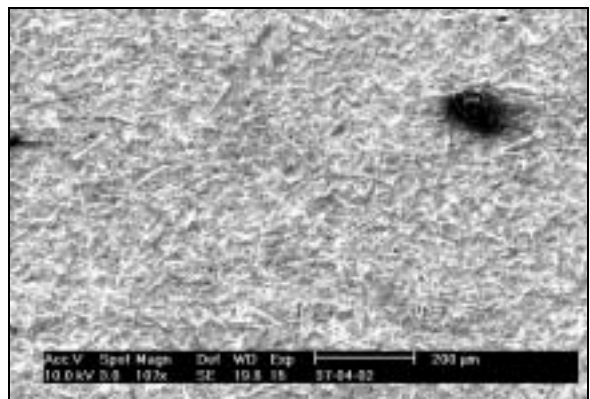


Abb. 105: Legierungsplättchen Pontor[®] MPF nach Korrosionsversuch.

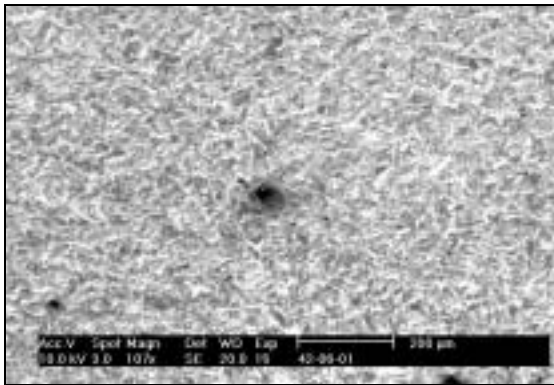


Abb. 106: Legierung Allround 55 LF[®]
vor Korrosionsversuch.

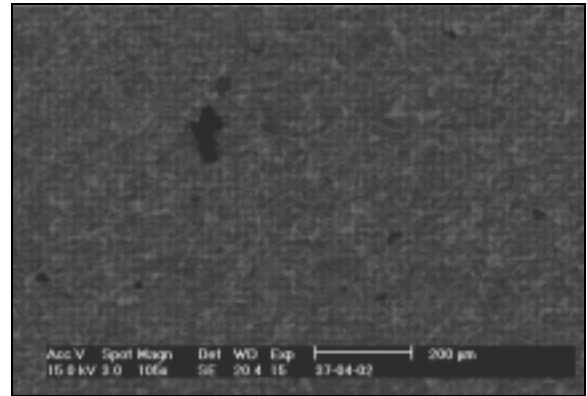


Abb. 107: Legierung Allround 55 LF[®]
nach Korrosionsversuch.

10 Danksagung

Mein Dank gilt Herrn Prof. Dr. Helmut Stark für die Überlassung des Themas. Sein allgemeines Engagement für die sogenannte „Verschleißgruppe“ und im Speziellen für diese Dissertation ist Fundament für deren Gelingen gewesen.

Besonderer Dank gebührt meinen Eltern und meinem Bruder Michael, die immer für mich da waren wenn ich Hilfe brauchte und mir mit Rat und Tat zur Seite standen.

Vor allem aber möchte ich meiner wundervollen Freundin Dipl.-Biol. Carolin Wiersch für die großartige Unterstützung und ihre Liebe danken!

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

Herrn Dipl.-Ing. Martin Janssen vom Institut für Maschinenelemente der Universität Stuttgart möchte ich für die Vermessung der Primärteleskope danken.

Herrn Prof. Dr. Karl-Heinz Utz danke ich, da er mir im Studentenkurs ein guter Lehrer und Oberarzt war, der mich für die zahnärztliche Prothetik stark begeistert hat.

Mein Dank gilt auch meinem Chef und Bundesbruder Dr. Jürgen Menn, der mir zu meinen theoretischen Überlegungen das nötige praktische Handwerkszeug geliefert hat und mir so geholfen hat die Synthese zwischen beidem herzustellen.

Den Firmen Cendres&Métaux, DeguDent, Wieland, Metalor, ZL-Microdent und dem BONFOR-Programm danke ich für die finanzielle Unterstützung und Zusammenarbeit, ohne die die Realisierung der „Verschleißgruppe“ nicht möglich gewesen wäre.

Abschließend bedanke ich mich bei Frau Dipl.-Stat. Claudia Nicolay für die statistische Bearbeitung der Daten und das Erstellen der übersichtlichen Grafiken und Tabellen.