

**Untersuchungen zum in vitro Verschleiß von Aktivierungselementen
für Teleskopkronen**

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

Rulla Dhayat geb. Al-Mansour
aus Bonn

2012

Angefertigt mit Genehmigung der
Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

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

Tag der Mündlichen Prüfung: 14. Dezember 2011

Aus der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften
der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn
Direktor: Univ.- Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark

Meinen Eltern

INHALTSVERZEICHNIS

1	Abkürzungsverzeichnis	7
2	Einleitung und Hintergrund	8
2.1	Einführung	8
2.2	Teleskopprothesen	9
2.3	Reibung und Verschleiß	11
2.4	Aktivierungssysteme	13
3	Literaturübersicht	16
4	Fragestellung und Ziel der Studie	22
5	Material und Methode	23
5.1	Studienaufbau	23
5.2	Teleskopkronen	23
5.2.1	Auswahl der Teleskopkronen	23
5.2.2	Bearbeitung der Teleskopkronen	24
5.3	Aktivierungselemente	26
5.3.1	Auswahl der Aktivierungselemente	26
5.3.2	Bearbeitung der Aktivierungselemente	29
5.3.2.1	Quick-tec plus [®]	30
5.3.2.2	Tele-Fit [®]	32
5.3.2.3	Laserschweißpunkt	32
5.3.2.4	Quick-rep [®]	33
5.3.2.5	Tele-rep [®]	34
5.4	Verschleißmaschine	35
5.4.1	Probekörperfixierung	36
5.4.2	Parodontienadäquate Aufhängung	37
5.4.3	Probekörperumspülung	39
5.5	Versuchsablauf Verschleiß	40
5.5.1	DASYLab [®] 32	40
5.5.2	Kraftmessung	41
5.5.3	Wegmessung	42
5.5.4	Abzugsarbeit	42

5.5.5	Oberflächenanalyse	43
5.6	Statistische Auswertung und Präsentation	45
6	Ergebnisse	47
6.1	Verlauf der Trennkraft	47
6.1.1	Trennkraft in der Initialphase	49
6.1.2	Trennkraftänderungen in der Einlaufphase	50
6.1.3	Trennkraftänderungen in der Tragephase	51
6.2	Verlauf der Abzugsarbeit	53
6.2.1	Abzugsarbeit in der Initialphase	54
6.2.2	Abzugsarbeitsänderung in der Einlaufphase	55
6.2.3	Abzugsarbeitsänderung in der Tragephase	56
6.3	Oberflächenanalyse	57
6.3.1	Oberflächenanalyse Quick-tec plus®	58
6.3.2	Oberflächenanalyse Tele-Fit®	59
6.3.3	Oberflächenanalyse Laserschweißpunkt	60
6.3.4	Oberflächenanalyse Quick-rep®	61
6.3.5	Oberflächenanalyse Tele-rep®	62
7	Diskussion	63
7.1	Hintergrund der Studie	63
7.2	Verwendete Methoden	63
7.2.1	Parodontienadäquate Verschleißapparatur	63
7.2.2	Bearbeitung der Probekörper	66
7.2.3	Oberflächenanalyse	68
7.3	Trennkraft und Abzugsarbeit	69
7.4	Methodenkritik	72
7.5	Schlußfolgerung	73
7.6	Anwendungsempfehlung	74
8	Zusammenfassung	76
9	Abbildungsverzeichnis	77
10	Tabellenverzeichnis	79
11	Literaturverzeichnis	81
12	Danksagung	94

1 Abkürzungsverzeichnis

2D	zweidimensional
Abb.	Abbildung
Abs(Dif)-LSD	Differenz aus Absolutwert der Mittelwertdifferenz und LSD
AD-Karte	Analog-Digital-Karte
AD-Wandler	Analog-Digital-Wandler
E-Modul	Elastizitätsmodul
Fa.	Firma
Gew. %	Gewicht in Prozentangabe
HV5	Härteprüfung nach Vickers, 5 kgf entspricht 49,03 N
k.A.	keine Angabe
LSD	least significant difference (kleinster signifikanter Unterschied)
LSP	Laserschweißpunkt
lt. Herst.	laut Herstellerangaben
MPa	1 Million Pascal (= 1 N/mm ²)
PP	Polypropylen
p-Wert	probability-Wert (Signifikanzwert)
REM	Rasterelektronenmikroskop
Tab.	Tabelle
vs.	versus

2 Einleitung und Hintergrund

2.1 Einführung

1728 stellte der französische Zahnarzt *Pierre Fauchard* bereits fest, dass die Zähne nicht nur „zur Erhaltung der Gesundheit wichtig“, sondern auch „für die Aussprache und Artikulation der Worte und zur Zierde des Gesichts absolut notwendig“ sind. Neben der Wiederherstellung der mastikatorischen, phonetischen und physiognomischen Funktion ist das Behandlungsziel prothetischer Zahnheilkunde, strukturelle Schäden und Defekte sowie funktionelle Störungen im orofazialen Organ zu kompensieren und weitere zu verhüten (Strub et al., 1999; Weiskopf, 1991).

Patientenaufklärung und Prophylaxeangebot der heutigen modernen Zahnmedizin führen zu immer mehr Patienten mit verbesserter Mundhygiene und besserem Zahnstatus (Bergmann et al., 1982; Bergmann et al., 1995; Chandler und Brudvik, 1984; Eichner, 1984; Henrich und Kerschbaum, 1980; Micheelis und Schroeder, 1999). Dennoch besteht weiterhin ein sehr großer Bedarf bei der Versorgung von Lückengebissen, die aufgrund einer Karies, einer Parodontopathie, einer nicht therapierbaren endodontischen Erkrankung, eines Traumas oder angeborener Nichtanlagen entstanden sind.

Der Verlust einzelner Zähne hat häufig direkte Auswirkungen auf die Nachbarzähne mit Folgen für die statische und dynamische Okklusion bis hin zum weiteren Zahnverlust mit folgendem Knochenabbau und Dysfunktion von Kiefergelenk und Kaumuskulatur.

Hier ist der Ersatz fehlender Zähne und verloren gegangener Anteile der Kiefergewebe durch Teilprothesen sowie fester oder abnehmbarer Brücken, die mit Hilfe verschiedenartiger Halteelemente an den natürlichen Zähnen des Restgebisses befestigt werden, das Mittel der Wahl, um diese unphysiologischen Gegebenheiten zu korrigieren. Während die prothetische Versorgung jüngerer Patienten in der Regel den festsitzenden Zahnersatz betrifft, steht beim älteren Patienten die Versorgung mit herausnehmbarem Zahnersatz im Vordergrund (Hupfaut, 1993; Kerschbaum et al., 1994).

Verschiedene Studien wurden durchgeführt, um das Ausmaß dieses prothetischen Bedarfs zu quantifizieren. In einer 1999 von *Stark et al.* an der Universität Würzburg durchgeführten Studie stellte sich heraus, dass 80% der Patienten im Alter von durchschnittlich 77 Jahren Prothesen tragen, 55% an Karies und 70% an

Parodontopathien leiden. 40% der Teil- und Totalprothesen waren nachsorgebedürftig, und etwa jedem fünften Patienten wurde geraten, sich seine Prothese erneuern zu lassen. Der erhöhte Bedarf an prothetischen Leistungen ließ sich auch in nachfolgenden Studien wie der von *Schroeder* 2001 bestätigen. Er kommt zu dem Schluss, dass bis zum Jahre 2020, trotz einsetzender Erfolge von Präventionsstrategien, sich die Gesamtzahl fehlender Zähne als wichtigste Ursache prothetischer Maßnahmen aufgrund demographischer Entwicklungen nicht wesentlich verändern wird. Um dieses große Patientenkollektiv mit Zahnersatz zu versorgen, stehen uns eine Vielzahl von Halte- und Verbindungselementen zur Verfügung (Krämer und Weber, 1990).

2.2 Teleskopprothesen

Eine bewährte Möglichkeit zur prothetischen Versorgung stark reduzierter Restgebisse stellen Teleskopprothesen dar (Böttger, 1961; Böttger, 1953; Diedrichs, 1990; Eisenburger et al., 2000; Häupl, 1959; Hofmann und Ludwig, 1973; Igarashi und Goto, 1997; Krämer und Weber, 1990; Langer, 1981; Lehmann et al. 2001; Luthardt et al., 2000; Meyer, 1983; Mock, 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 teleskopierender Verbindungselemente für die Zahnmedizin wurde erstmals 1886 von dem amerikanischen Zahnarzt *Starr* beschrieben (Hoffmann-Axthelm, 1973). 1924 spricht *Peeso* erstmals von einem „teleskopierenden System“. Informationen über die einzelnen Anwendungsmöglichkeiten verschiedener Teleskopsysteme verdanken wir vor allem *Häupl* (1929) und *Böttger* (1961). Seither werden weltweit parallelwandige Teleskope zur Verankerung von Prothesen in der zahnärztlichen Praxis erfolgreich angewandt.

Teleskopprothesen bieten im Hinblick auf Parodontalhygiene und Funktion entscheidende Vorteile gegenüber anderen Verankerungselementen. Neben der problemlosen Erweiterbarkeit der Teleskopprothese beim Verlust eines Pfeilerzahnes ist die Möglichkeit der gut durchführbaren Mundhygiene hervorzuheben. Zu den weiteren Vorteilen zählen die strenge körperliche Fassung der Pfeilerzähne und die Integrierung von Stütz-, Halte-, Führungs-, Kippmeider- und Schubverteilerfunktion in einem einzigen Konstruktionselement. Diese Integrierung ermöglicht eine vereinfachte Planung sowie

Herstellung des Zahnersatzes (Böttger, 1961; Häupl, 1959; Hofmann und Ludwig, 1973; Igarashi und Goto, 1997; Lehmann et al., 2001; Luthardt et al., 2000; Meyer, 1983; 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; Wolfrat und Kern, 2004).

Die teleskopierenden Kronen bestehen aus zwei Teilen, der Patrize, auch Primärteleskop genannt (Abb. 1a), die am Zahn befestigt wird, und der Matrize, auch Sekundärteleskop genannt (Abb. 1b), einem darüber liegenden formschlüssigen Metallmantel. Dieser Metallmantel wird mit dem herausnehmbaren Zahnersatz fest verbunden und teleskopierend auf die Patrize geschoben. 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).

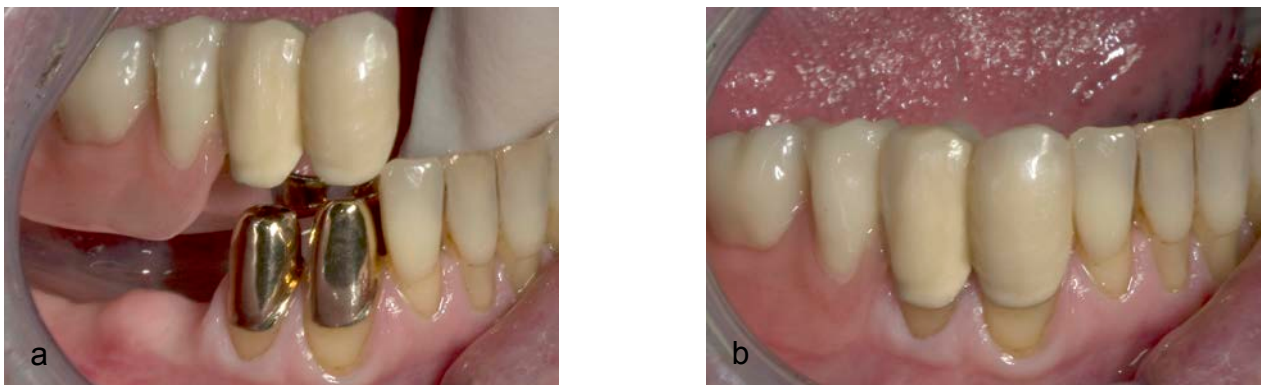


Abbildung 1: a) Primärteleskope, zementiert auf präparierten Zähnen und Sekundärteleskope mit Suprakonstruktion, b) Teleskopprothese, intraoral eingegliedert

Die Oberflächen teleskopierender Anker zeigen keine formschlüssigen Berührungsflächen sondern zufällig verteilte Rautiefen von ca. 5 μm auf den Primärkronen und ca. 15 μm in den Sekundärkronen (Drummer, 1997). Durch die Beanspruchung der Teleskopprothese nimmt deren Halt ab.

Die wesentlichen Parameter für den langfristigen Halt der Teleskopprothese sind Reibung, Verschleiß und die zwischen Matrize und Patrize stattfindende Schmierung. Eine nicht ausreichende Dicke des Schmierfilms beim Fügen und Trennen der Teleskope verursacht langfristig einen Verschleiß aufgrund von Raugipfelberührung und Kontaktbrückenbildung (Broszeit, 1973; Polzer und Meißner, 1983).

2.3 Reibung und Verschleiß

Für die dauerhafte Haltekraft der Teleskope bei funktioneller Belastung sind verschiedene Parameter von großer Bedeutung. Diese Parameter, zu denen Reibung, Verschleiß und die zwischen Matrize und Patrize stattfindende Schmierung gehören, sind Einflussgrößen der Tribologie (Habig, 2001). Die Tribologie beschäftigt sich mit der Wissenschaft und der Technik von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung [DIN 50323]. Konventionelle, aus Goldlegierungen gegossene Teleskope stellen ein tribologisches System dar. Das tribologische (Reibe-) System besteht aus dem Grundkörper, dem Gegenkörper, dem Zwischenstoff sowie dem Umgebungsmedium (Abb. 2).

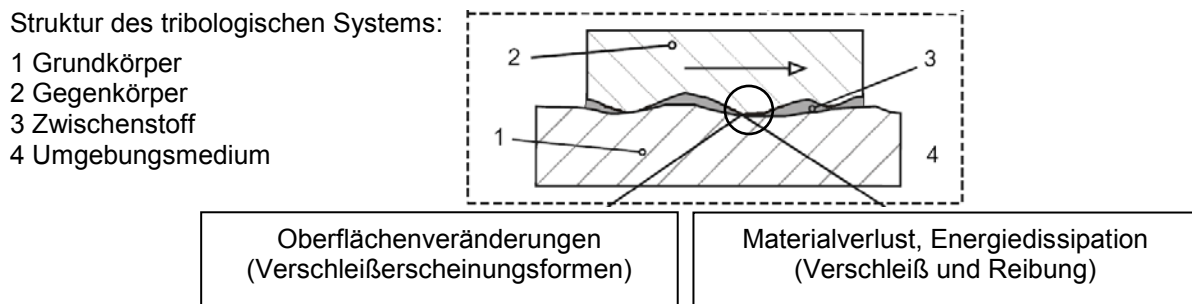


Abbildung 2: Schematische Darstellung des tribologischen Systems [modifiziert nach DIN 50320]

Die zwischen den parallelisierten Flächen der Primär- und Sekundärteleskope nach Überwinden des Reibungswiderstandes mechanisch lösbare form- und kraftschlüssige Verbindung wird Friktion genannt. Friktion ist ein mechanischer Prozess zwischen Primär- und Sekundärteleskop ohne totalflächigen Kontakt. Dieser Kontakt ist als Summe vieler Berührungspunkte aufzufassen (Röper, 1982). Die ungenaue Metalloberfläche weist herstellungsbedingt periodisch wiederkehrende, von Rauheiten überlagerte Erhebungen auf. Jeder Punkt stellt eine Friktionsverbindung dar. Größe und Anzahl der Berührungspunkte sind von der Kraft abhängig, mit der die Flächen zusammengedrückt werden. Dabei kommt es zur plastischen Verformung der die Berührungspunkte tragenden Wellen. Durch Oberflächenannäherung entstehen immer neue Berührungspunkte, in denen die Kraftgröße passungsabhängig ist.

Die Friktion bei Teleskopprothesen ist abhängig von der Anzahl der Teleskopfeiler, deren Festigkeit, der Pfeilerhöhe, dem Umfang der Primärkrone, dem Patientengeschick, der Pfeilerlokalisierung, dem Verschleißverhalten, den plastischen und

elastischen Eigenschaften der verwendeten Legierung, der Verformbarkeit des Prothesengerüsts, der von der Dimensionierung des Sekundärteleskops abhängigen elastischen Verformung, der Größe und der Parallelität der korrespondierenden Flächen und ganz wesentlich von der initialen technischen Bearbeitungsgenauigkeit (Becker, 1982; Böttger, 1969; Böttger, 1978; Böttger und Gründler, 1982; Diedrichs, 1990; Freesmeyer, 1987; Hagner et al., 2006; Meyer, 1983; Richter, 1992; Röper, 1982; Stark und Stiefenhofer, 1994; Stark, 1996; v. Schwanewede und Anderseck, 1985).

Beim Fügen und Trennen der Teleskope tritt aufgrund eines nicht ausreichend dicken Schmierfilms im Rahmen der Gleit- oder Grenzreibung Materialverschleiß auf [DIN 50281]. Dieser Verschleiß wird dadurch verursacht, dass die Gleitpartner durch den Zwischenstoff nicht vollständig von einander getrennt werden, sondern sich infolge der durch Raugipfelberührungen und Kontaktbrückenbildung entstehenden Abriebpartikel berühren (Broszeit, 1973; Polzer und Meißner, 1983).

Der 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 (Habig, 2002). Diese Verschleißmechanismen sind die tribochemische Reaktion, die Abrasion, die Adhäsion und die Oberflächenzerrüttung [DIN 50320]. Die tribochemische Reaktion ist die durch tribologische Beanspruchung aktivierte chemische Reaktion zwischen Grundkörper, Gegenkörper und angrenzenden Medien, die zur Entstehung von Reaktionsschichten bzw. -partikeln führen (Abb. 2). Die Abrasion ist die Ausbildung und Trennung von atomaren Bindungen im Sinne von Kaltverschweißungen zwischen Grundkörper und Gegenkörper. Die Adhäsion beschreibt den Prozess, bei dem die Trennung der Grenzflächen-Haftverbindungen, wie etwa durch Kaltverschweißungen, außerhalb der ursprünglichen Grenzflächen im angrenzenden Material des Kontaktpartners mit der geringeren Festigkeit auftritt. Die Oberflächenzerrüttung oder -ermüdung entsteht infolge von Rissbildung, Risswachstum und Abtrennung von Partikeln in Oberflächenbereichen infolge tribologischer Wechselbeanspruchung (Habig, 2001). Diese vier wichtigsten Verschleißmechanismen können einzeln, nacheinander oder überlagernd auftreten (Habig, 1980). Einige dieser Verschleißmechanismen können zu Veränderungen der stofflichen Zusammensetzung der Oberflächen führen. Bei unterschiedlicher Legierungszusammensetzung der Verschleißpartner verändern Adhäsionen die

Zusammensetzung der Oberfläche. Eine Abtrennung von losen Verschleißpartikeln kommt jedoch erst durch Abrasion und Oberflächenzerrüttung zustande.

2.4 Aktivierungssysteme

Der Verschleiß von Teleskopkronen führt zu einem Rückgang der Haltekraft der Teleskopprothese. Dieser Rückgang der Haltekraft führt zu einem schlecht sitzenden Zahnersatz und folglich zu einer reduzierten Kaufunktion und Lebensqualität (Minagi et al., 1999).

In vielen Fällen werden Teleskopprothesen zwar durch Friktionsverlust und dem daraus resultierenden mangelhaften Prothesenhalt funktionsuntüchtig, dennoch ist es häufig der Fall, dass die Prothesen bezüglich Kronenrandschluß, Ästhetik und Prothesenkörper weiterhin intakt sind. Aus diesem Grund wird von einer Neuanfertigung häufig abgesehen. Oft ist es notwendig, eine Prothese kurzfristig in ihrer Funktion wiederherzustellen, da der Patient aus zeitlichen oder finanziellen Gründen eine Neuanfertigung vorübergehend ablehnt. In diesen Fällen ist es erforderlich, mit Hilfe eines sog. Aktivierungselements den Prothesenhalt in einer akzeptablen Art und Weise wiederherzustellen.

Aktivierungselemente sind aktivierbare Lamellen, Stifte oder Federn in konfektionierten Geschieben, Ankern und individuell hergestellten Verankerungselementen. Sie dienen der Erhöhung der Haltekraft eines prothetischen Halteelementes. Bei klinisch zu kurzen oder aus Nicht-Edelmetall-Legierungen hergestellten Teleskopprothesen sowie bei stark reduziertem Restgebiss ist ein Friktionsverlust vorprogrammiert. In diesen Fällen wird meist schon bei der Herstellung der Teleskopprothese das Aktivierungssystem prophylaktisch in die Sekundärteleskope beim Gießen eingebaut, um eine direkte Aktivierung bei Bedarf zu ermöglichen (Stark und Heilos, 1995; Weber, 1989).

Aus diesem Grund wurden in den letzten Jahrzehnten verschiedene Aktivierungssysteme zur Friktionswiederherstellung und damit zur Unterstützung, Aufrechterhaltung und Wiederherstellung der Funktionalität der Teleskopprothesen entwickelt. Anfänglich wurde versucht, die Friktion über Klemmwirkung wiederherzustellen, die durch das Einbörteln der Kronenränder bzw. das Verformen der Sekundärteleskope erreicht wurde (Körber, 1968; Minagi et al., 1999). *Romagnoli* (1958) war einer der ersten, der durch Pressomatik eine Friktionswiederherstellung erreichen konnte. Seinem Beispiel folgte

Rößler (1966), der dies mit Hilfe von Teleskopriegeln erreichte. *Preiskel* (1971) verwendete Schraubenverankerungen. Die Drahtfedern mit elektrolytischen Auflagerungen wurden von *Jacoby* und *Gasser* (1973) entwickelt. *Deiberl* (1975) beschäftigte sich mit der Friktionswiederherstellung über Klammerteleskope. Die 1980 entwickelte aktivierbare Feder verdanken wir *Stöber*. *Lutzmann* (1988) stellte das Friktions-Geschiebe-Passungs-System als Alternative zur Teleskop- und Konuskronentechnik vor. *Baum* und *Lee* (1989) sahen im elastischen „O“-Ring eine gute Methode zur Friktionswiederherstellung. Die Titannitridbeschichtung der Innenflächen der Sekundärteleskope als dauerhafte Friktionssicherung ohne Verschleiß stellte *Gütschow* (1993) vor. *Stüttgen* (1990), *Akagawa et al.* (1993) sowie *Weber* und *Frank* (1993) untersuchten Anfang der neunziger Jahre unabhängig von einander verschiedene hergestellte und angebrachte Friktionsstifte und sahen darin eine gute Möglichkeit zur Aktivierung verschlissener Teleskopkronen. *Minagi* (1999) stellte eine geschlitzte Außenkrone vor, die in einen Unterschnitt an der Innenkrone eingreift und auf diese Weise eine Friktionswiederherstellung bewirken konnte.

Die Vielzahl der auf dem Dentalmarkt angebotenen Aktivierungssysteme unterscheidet sich in Funktionsprinzip, Material und Komplexität der Konstruktion. Die meisten angewandten Aktivierungssysteme machen sich noch immer die Klemmwirkung zu nutze (*Körber* 1968).

Sie unterscheiden sich zumeist im Befestigungssystem, mit dem das Aktivierungselement an das Sekundärteleskop arretiert wird. Die unterschiedlichen Arretierungsmechanismen der Aktivierungselemente werden dadurch erreicht, in dem sie z.B. in eine vorher in das Sekundärteleskop eingefräste Mulde eingeklebt (*Quick-tec*[®], *Si-tec*, *Grevelsberg*, *Deutschland*), als Aktivierungsschraube mit Platzhalter in das gegossene Sekundärteleskop eingesetzt (*TK1*[®], *Microtec*, *Hagen*, *Deutschland*) oder in ein Gewinde eingeschraubt werden, das zuvor in ein Bohrloch im Sekundärteleskop gedreht wurde (*Quick-tec aktiv*[®], *Si-tec*, *Grevelsberg*, *Deutschland*). Andere Aktivierungssysteme bestehen aus Elementen, die in ein eingeschnittenes Gewinde (*Quick-rep*[®], *Microtec*, *Hagen*, *Deutschland*) oder in eine eingeklebte Eingewindekappe in das Sekundärteleskop eingedreht werden (*Frisoft*[®], *Microtec*, *Hagen*, *Deutschland*). Verwendung finden zudem auch Aktivierungselemente, die in ein mit einer Versenkbohrung versehenes Bohrloch (*Quick-tec plus*[®], *Si-tec*, *Grevelsberg*,

Deutschland), in eine gefräste Vertiefung mit Verdrängungsraum im Sekundärteleskop (Tele-rep[®], Microtec, Hagen, Deutschland) oder in ein Bohrloch im Sekundärteleskop eingedrückt werden (Tele-Fit[®], Servo-Dental, Hagen, Deutschland). Es wurde auch ein Friktionshaftlack mit Goldanteilen entwickelt, der in die mit Al₂O₃ angestrahlte Innenfläche des Sekundärteleskops eingepinselt wird und entweder getrocknet (SD-Friktionslack[®], Servo-Dental, Hagen, Deutschland) oder mittels Polymerisationslampe (Lichthärtegerät) ausgehärtet wird (SD-Friktionslack Lichthärtend[®], Servo-Dental, Hagen, Deutschland). Eine weitere Möglichkeit bietet das Anbringen von Laserschweißpunkten an der Innenfläche der Sekundärteleskope (Akagawa et al., 1993).

Die Materialien, aus denen die Aktivierungselemente hergestellt werden, sind meist Kunststoffe mit besonderen physikalischen Eigenschaften, die in Kombination mit verschiedenen Metalllegierungen das Friktionswiederherstellungssystem bilden. Die Aktivierungselemente werden aus den Kunststoffen Hostaform (Acetalcopolymerisat, POM), Desmopan (Thermoplastisches Polyurethan-Elastomer, TPU) sowie Moplen (Polypropylen, PP) hergestellt. Die Metalllegierungen sind entweder Titane unterschiedlichster Legierungsgrade (meist Grad 2, 4, 5), Permador, Biogold (Tab. 1) oder, wie bei den Friktionslacken, Goldpigmente in Kombination mit einem thixotropen Komposit mit Nanopartikel-Füllkörpern.

Legierung	Zusammensetzung Massenanteil in %															
	Ti	N	C	H	Fe	O	Al	V	Au	Ag	Pt	Ir	Pd	Cu	Zn	Rest
Titan Grad 2	99,09	0,03	0,08	0,015	0,2	0,18										0,4
Titan Grad 4	99,23	0,05	0,01	0,0125	0,3	0,4										
Titan Grad 5	88,07-90,32	0,05	0,08	0,05	0,3	0,2	5,5-6,75	3,5-4,5								
Biogold									73,8	9,2	9,0	0,1		4,4	2,0	1,5
Permador									60		24,9	0,1	15			

Tabelle 1: Zusammensetzung der Legierungen von Aktivierungselementen

3 Literaturübersicht

Einhergehend mit einem in den westlichen Dienstleistungsgesellschaften steigenden Bevölkerungsanteil an älteren Patienten wird ein stetig steigender Bedarf an herausnehmbarem Zahnersatz verzeichnet (Hupfaut, 1993; Künzel et al., 1995). Dieser seit Jahrzehnten kalkulierte Bedarf führte zum Aufschwung bei der Herstellung und Verbesserung von Halteelementen beim herausnehmbaren Zahnersatz.

Im Rahmen von Verschleißuntersuchungen bei unterschiedlichen Halteelementen zur Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz wurden neben mechanischen Eigenschaften, die Wirkungsweise, Retentions- bzw. Haltekraft und nicht zuletzt die klinische Eignung von Halteelementen erforscht (Akaltan und Can, 1995; Besimo et al., 2001; Besimo, 2002; Besimo und Guarneri, 2003; Gamborena et al., 1997; Igarashi und Goto, 1997; Jung und Borchers, 1983; Jung und Bussler, 1988; Kobes und Richter, 1967; Lehmann, 1971; Lewandowski et al., 1988; Ludwig et al., 2003; Nickenig und Kerschbaum, 1995; Öwall, 1991; Öwall, 1995; Preiskel, 1967; Sauer, 1986; Schierz et al., 2003; Schrenker und Stark, 1997; Stark, 1996; Williams et al., 2001). Die überwiegende Zahl der Untersuchungen wurde an Doppelkronen durchgeführt. (Bergmann et al., 1995; Bergmann et al., 1996; Böttger, 1987; Eisenburger und Tschernischek, 1998; Ericson et al., 1990; Gernet et al., 1983; Hagner et al., 2006; Hofmann und Ludwig, 1973; Hou et al., 1999; Hulten et al., 1993; Langer, 1981; Meyer, 1983; Mock et al., 2005; Molin et al., 1993; Vermeulen et al. 1996; Wagner und Kern, 2000; Weigl et al., 2000; Weigl und Lauer, 2000; Wenz et al., 2002). In verschiedenen zahnmedizinischen klinischen Langzeitstudien wurde die Bewährung teleskopverankerter Prothesen untersucht (Behr et al., 2000; Eisenburger et al., 2000; Stark und Schrenker, 1998). Wenige Untersuchungen erfolgten an durch Aktivierungselemente aktivierte Teleskopkronen (Holst et al., 2006; Stark und Stiefenhofer, 1994; Stark und Heilos, 1995; Wenz et al., 2009). Die experimentellen Studien mit Teleskopkronen beschäftigten sich vor allem mit dem Verschleißverhalten sowie der Abzugs- bzw. Haltekraft (Tab. 2a, 2b).

Geginat (1978) konnte zeigen, dass die Trennkraft von teleskopierenden Ankern innerhalb der ersten 1.000 Zyklen am stärksten abnahm und im Laufe von 10.000 Zyklen bis zu 20% des Ausgangswertes verlor. In einer Reihe von Studien untersuchte *Becker* (1982, 1983, 1984) die Trennkraft teleskopierender Kronen in Abhängigkeit

verschiedener Doppelkronenformen, Legierungen und umgebender Medien. Ein Vergleich parallelwandiger Teleskop- und Konuskronen aus Degulor[®]M 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. Wässrige Flüssigkeiten und künstlicher Speichel erhöhten die Trennkräfte von Teleskopkronen, während Fette und Öle diese reduzierten. Die Friktion von Teleskopkronen schien sich in Folge der Verwendung von Zahnpasten mit grobkörnigen Schleifmitteln kontinuierlich zu vermindern.

Röper (1982) kam bei der Untersuchung von Teleskopkronen in einer Verschleißmaschine über 10.000 Zyklen zu dem Schluß, dass die Form und die Abzugsrichtung entscheidende Faktoren bei der Entstehung von Verschleiß sind. Speichel verringerte zwar den Verschleiß, bewirkte jedoch keine Steigerung der Trennkraft. *Freesmeyer* (1987) bestätigte, dass bei zunehmender Funktionsdauer der Halt von Teleskopkronen und hybridprothetischen Anker nachlässt. *Ohkawa* (1990) verglich den Trennkraftverlauf von Teleskop- und Konuskronen, die er über 10.000 Zyklen in einer Verschleißmaschine stresste. Er stellte fest, dass die Trennkraft stärker vom Konuswinkel als von der Kronenlänge abhing und dass ein Konuswinkel bis 2° langzeitbeständiger ist.

Gütschow (1993) führte Verschleißversuche zum Friktionsverhalten von Teleskopkronen mit Titanitridbeschichtung durch. Dabei ließ er zunächst Teleskope ohne Beschichtung verschleissen, um deren Außenteleskope nach den ersten 2.000 Zyklen mit 4 µm Titanitrid zu beschichten und erneut zu verschleissen. Bei einer weiteren Untersuchungsgruppe wurden sowohl die Außen- als auch die Innenteleskope mit 5 µm Titanitrid beschichtet und verschlissen. Die unbeschichteten Teleskope wiesen eine Klemmwirkung, jedoch keine kontinuierliche Friktion beim Abziehen auf. Die Teleskopkronen mit 4 µm Titanitridbeschichtung auf den Außenteleskopen zeigten dem gegenüber eine erheblich größere Friktion. Die mit 5 µm Titanitrid beschichteten Teleskopkronen zeichneten sich durch den geringsten Friktionverlust aus.

Stark (1996) zeigte erstmals in einer kombiniert klinischen und werkstoffkundlichen Untersuchung zur Bewährung und zum Verschleiß von Teleskopkronen, dass die Trennkräfte bei konventionellen Teleskopkronen sowohl leicht zunahmen

(Degulor[®]M/MO), als auch stark anstiegen und zum Teil zu Versuchsabbrüchen führten (Degulor[®]NF IV). Ausschließlich die Nickel-Chrom-Legierungen (Wiron[®]99) verloren während der ersten 2.000 Zyklen an Trennkraft. Innerhalb einer Legierungsgruppe waren die Kraftänderungen vergleichbar. Erstmals fand eine Aufgliederung der einzelnen Verschleißmechanismen statt, die bei unterschiedlichen Legierungskombinationen an Teleskopen und Ankern untersucht wurden.

In zwei klinischen Studien untersuchte *Bayer et al.* (2007, 2009) die Trennkraft zwischen Primär- und Sekundärteleskopkronen vor dem Eingliedern. Die Trennkraftänderung zwischen den verschiedenen Zahntypen sowie benetzten und trockenen Teleskopkronen wurde analysiert. Es zeigte sich, dass die durch in vitro Studien postulierten Initialwerte der Trennkraft höher lagen, dass die Trennkraften unabhängig vom Zahntyp stark variierten und dass die Verwendung von Speichelerersatzmaterial keinen Einfluß auf die Trennkraft hatte.

Autor	Jahr	Halteelement	Probekörper (n)	Schmierstoff	Kraftinitial	Zyklen (n)	Methode	Aussage
Geginat	1978	Teleskopkronen, Konuskronen, Geschiebe	2 Teleskopkronen, 3 Konuskronen	k.A.	15 - 16 N	10.000	Trennkraft	Trennkraftverlust in den ersten 1.000 Zyklen am höchsten und während 10.000 Zyklen bis 20% des Initialwertes.
Becker	1982	Teleskopkronen	5 vor, 5 nach Erhitzen	Wasser, Glandosane [®] , Speiseöl, Butter, Leichtschmieröl, Kältespray, trocken	k.A.	k.A.	Trennkraft	Trennkraft durch Wasser und Glandosane [®] erhöht, durch Fette verringert, Kälte ohne Einfluss
Röper	1982	Teleskopkronen	6	Speichel, trocken	1 - 25 N	10.000	Kraft-Zeit-, Kraft-Weg-Diagramme	Verschleiß abhängig von Form und Abzugsrichtung; Speichel senkt Verschleiß
Becker	1983	Teleskopkronen	k.A.	k.A.	0,2 - 1 N	10.000	Trennkraft	Erhebliche Trennkraftschwankungen zu Versuchsbeginn. Ausreichende Trennkraft nach 10.000 Zyklen

Tabelle 2a: Literatur zu Verschleißversuchen mit Halteelementen

Autor	Jahr	Halteelement	Probekörper (n)	Schmierstoff	Kraftinitial	Zyklen (n)	Methode	Aussage
Becker	1983	Teleskopkronen	k.A.	Zahnpasta	k.A.	k.A.	Trennkraft	Zahnpasta je nach Schleifkörpergröße unterschiedlich Haftkraft reduzierend
Becker	1984	Teleskopkronen	k.A.	Speichel, Fette, Zahnpasta	k.A.	10.000	Trennkraft Mikroskopie	Je höher die Güte der Reibflächen, desto günstiger die Verschleißbeständigkeit
Ohkawa et al.	1990	Teleskopkronen, Konuskronen: 2°, 4° und 6°	60	k.A.	k.A.	10.000	Trennkraft	Trennkraft stärker vom Konuswinkel als von Kronenlänge abhängig. Konuswinkel bis 2° langzeitbeständiger
Gütschow	1993	Teleskopkronen	10 unbeschichtet, 5 mit 4 µm TiN und 5 mit 5 µm TiN beschichtet	k.A.	10 N	2.000	Trennkraft	Unbeschichtete Teleskope mit Friktionsverlust in den ersten 200 Zyklen. Friktionswiederherstellung bei 4 und 5 µm TiN Beschichtung
Stark	1996	Teleskopkronen, Hybridanker	10 x 7 Systeme	Glandosane®	k.A.	10.000	Trennkraft REM	Trennkraft nach Verschleiß mehrheitlich 1,2 - 7 N
Bayer et al.	2007	Teleskopprothese	66, davon 40 Front- und Eckzähne, 4 Inzisivi, 17 Prämolaren 9 Molaren	Trocken, Glandosane®	2,12 N	-	Trennkraft	Trennkraftwerte von in vitro Studien höher als in vivo. Individuelle Bearbeitungseigenschaften beeinflussen Trennkraft
Bayer et al.	2009	Teleskopprothese	43 Teleskopprothesen, 140 Teleskopkronen	Trocken, Glandosane®	0,08 N	-	Trennkraft	Trennkraftwerte von in vitro Studien höher als in vivo. Individuelle Bearbeitungseigenschaften beeinflussen Trennkraft

Tabelle 2b: Literatur zu Verschleißversuchen mit Halteelementen

Stark und *Stiefenhofer* (1994) untersuchten in einem in vitro Verschleißversuch das Friktionsverhalten zweier Aktivierungssysteme für parallelwandige Teleskopkronen: das FGP[®] System und das TK-Snap[®] System. Unter Perfusion von künstlichem Speichel wurden 90 Probekörperpaare verschiedener Legierungskombinationen, zwei edelmetallhaltige (Degulor[®]NF IV, Degulor[®]M/MO) und eine edelmetallfreie Legierung (Wiron[®]99) in 10.000 Verschleißzyklen gefügt und getrennt. Bei den Edelmetalllegierungen wurden keine signifikanten Veränderungen der Trennkraft mit dem einen oder anderen Aktivierungssystem gemessen. In der Versuchsreihe der edelmetallfreien Legierungen zeigte sich eine geringe Abnahme der Trennkraft. 1995 führten *Stark* und *Heilos* diese Untersuchung in Kombination mit einer klinischen Anwendung der Aktivierungssysteme erneut durch. Während der 10.000 Zyklen blieb sowohl die Friktion der Probekörper, die mit dem TK-Snap[®] Element als auch die mit dem FGP[®] Kunststoff aktiviert wurden, weitgehend unverändert, so dass der klinische Einsatz beider Systeme empfohlen wurde. Bei klinischen Nachuntersuchungen zeigte sich, dass bei den 10 Teleskopprothesen, die mit dem FGP[®] System nachträglich aktiviert wurden, die Trennkraft nicht dauerhaft wiederhergestellt werden konnte. *Stark* empfahl daher die Verwendung des TK-Snap[®] Systems, wenn in absehbarer Zeit mit einem Friktionsverlust der Teleskopprothese durch Pfeilerzahnverlust zu rechnen ist oder eine kurze klinische Krone vorliegt.

Michel (2002) kam zum Ergebnis, daß neben den konfektionierten Aktivierungselementen, wie TK-Snap[®], TK-Frik[®], TK-1[®], MT-Klick[®] und Securalock[®] auch Friktionsstifte in Verbindung mit der Funkenerosion empfehlenswert sind. *Holst* (2006) zeigte, dass das TK-Snap[®] System auch in Verbindung mit Doppelkronen aus Titan eine noch ausreichende Langzeitretention bietet. Hierbei wiesen allerdings die Kraftverläufe initial die höchste Streuung und im Verlauf von 10.000 Fügezyklen den höchsten Trennkraftverlust auf. Ursächlich hierfür könnten die hohe Oberflächenhärte und die technischen Schwierigkeiten bei der Herstellung einer exakten Passung zwischen Innen- und Außenkronen beim Guss von Titan sein. Dem entspricht, dass bei maschinell hergestellten Präzisionsattachments aus Titan, im Vergleich zu solchen aus Goldlegierungen, ein ungünstigeres Verschleißverhalten beobachtet wurde.

Wenz (2009) untersuchte in einer in vitro Studie die Trennkraft von Doppelkronen mit Spielpassung und TK-Snap[®] Aktivierungselement. Er stresse die aus 3

unterschiedlichen Legierungen hergestellten Doppelkronen über 10.000 Zyklen. Diejenigen Doppelkronen, die am Ende der Versuchsreihe die niedrigsten Trennkräfte aufwiesen, wurden mit einem neuen Aktivierungselement versehen und nochmals 10.000 Zyklen ausgesetzt. Es zeigte sich, daß durch den Austausch des Aktivierungselements nicht nur die Wiederherstellung der initialen, sondern auch der langfristig wirksamen Trennkräfte erreicht werden konnte.

Autor	Jahr	Halteelement	Probekörper (n)	Schmierstoff	Kraftinitial	Zyklen (n)	Methode	Aussage
Stark und Stiefenhofer	1994	Teleskopkrone FGP-System [®] TK-Snap [®] System	90	Künstlicher Speichel	0,45 - 0,5 N	10.000	Trennkraft, REM	keine signifikante Trennkraftänderung
Stark und Heilos	1995	Teleskopkrone FGP-System [®] TK-Snap [®] System	60	Künstlicher Speichel	trocken: 0,7 - 5,1 N nass: 2,1 - 4,6 N	10.000	Trennkraft, REM	Trennkraft nach Verschleiß 1,2 - 7 N
Holst et al.	2006	Teleskopkrone aus Titan und Goldlegierungen TK-Snap [®] System	18	Künstlicher Speichel	7 - 14 N	10.000	Trennkraft, REM	Guter Halt, jedoch hohe Streuung initial von Teleskopkronen aus Titan mit TK-Snap [®] System
Wenz et al.	2009	Doppelkronen mit TK-Snap [®] System	15	Glandosane [®]	0,1 N	10.000	Trennkraft	Initiale sowie langfristige Friktionswiederherstellung durch das Aktivierungselement TK-Snap [®]

Tabelle 3: Literatur zu Verschleißversuchen mit aktivierten Teleskopkronen

4 Fragestellung und Ziel der Studie

Das Ziel dieser experimentellen Studie war die Quantifizierung und Lokalisierung von Verschleißprozessen bei ausgewählten Aktivierungselementen für Teleskopkronen zur Abschätzung der Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

Vor dem Hintergrund dieser Zielsetzung stellten sich zu Beginn dieser experimentellen Arbeit folgende Fragen:

1. Welche Unterscheidungsmerkmale charakterisieren die verwendeten Aktivierungssysteme in Bezug auf Bearbeitung und Verschleiß?
2. Sind die verwendeten Aktivierungssysteme zur Friktionswiederherstellung von Teleskopkronen geeignet?
3. Lassen sich die Studienergebnisse auf die klinische Situation übertragen?

5 Material und Methode

Die im Folgenden beschriebenen Arbeitsmethoden waren zu Beginn des experimentellen Teils dieser Arbeit in der Arbeitsgruppe etabliert und publiziert (Bayer et al., 2003; Bayer, 2004; Bayer et al., 2009; Hagner et al., 2006).

5.1 Studienaufbau

Der formulierten Fragestellung wurde experimentell durch die Verschleißprüfung von fünf ausgewählten Aktivierungssystemen für fünf unterschiedliche Teleskopverankerungen in einer eigens dafür hergestellten Verschleißmaschine mit parodontienadäquater Probekörperhalterung nachgegangen. Dabei wurde das Ausmaß des Verschleißes anhand der Veränderungen von Trennkraft und Abzugsarbeit gemessen. Hiernach folgte die Oberflächenanalyse der Primärteleskope mittels Rasterelektronenmikroskopie. Die gemessenen Parameter der einzelnen Aktivierungselemente wurden schließlich miteinander verglichen und analysiert.

5.2 Teleskopkronen

5.2.1 Auswahl der Teleskopkronen

In einer Pilotstudie unserer Arbeitsgruppe wurde aus der Vielzahl der auf dem Dentalmarkt angebotenen Legierungen eine Anzahl von Legierungen untersucht, um dessen Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag abzuschätzen (Hagner et al., 2006). Die Wahl der Legierungen für die Teleskopkronen fiel aus funktionell-klinischen sowie qualitativen Beweggründen auf 5 Goldlegierungen mit dem Härtegrad 4.

1. Bio Portadur[®] (Fa. Wieland, Pforzheim, Deutschland)
2. Degunorm[®] (Fa. DeguDent, Hanau, Deutschland)
3. Benchmark[®] III (Fa. ZL-Microdent, Breckerfeld, Deutschland)
4. Neocast[®] III (Fa. Cendres&Métaux, Biel, Schweiz)
5. Pontor MPF[®] (Fa. Metalor, Neuchâtel, Schweiz)

Diese Legierungen erwiesen sich bei Verschleißversuchen als besonders geeignet, da sie sich durch ein konstantes Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft sowie durch ein vollständiges Füge- und Trennverhalten auszeichneten.

Die Elementzusammensetzung sowie die physikalischen Eigenschaften der ausgewählten Legierungen sind in den Tabellen 4 und 5 aufgeführt.

Legierung	Zusammensetzung in Gewichtprozent (Gew. %)							
	Au	Pt	Ir	Ag	Zn	Cu	Rh	In
Bio Portadur®	85,3	10,0	-	-	3,0	-	0,7	1,0
Degunorm®	73,8	9,0	0,1	9,2	2,0	4,4	-	1,5
Benchmark® III	74,0	4,0	0,01	10,7	0,58	10,7	-	-
Neocast® III	71,6	3,75	0,05	12,7	1,1	10,8	-	-
Pontor MPF®	72,0	3,6	-	13,7	0,9	9,8	-	-

Tabelle 4: Zusammensetzung der Legierungen der Teleskopkronen

Legierung	Dichte g/cm ³	Härte HV5	E-Modul MPa	0,2% Dehngrenze N/mm ²	Schmelzintervall °C	Farbe
Benchmark® III	15,8	220	k.A.	520	900-960	gelb
Bio Portadur®	18,2	220	99.000	510	970-1070	gelb
Degunorm®	16,7	200	100.000	480	900-990	gelb
Neocast® III	15,5	245	95.000	635	890-920	sattgelb
Pontor® MPF	15,5	240	90.000	450	895-940	gelb

Tabelle 5: Physikalische Eigenschaften der Legierungen

5.2.2 Bearbeitung der Teleskopkronen

Die Teleskopkronen (Abb. 3a, 3b) wurden zuerst mit einem Vorpolierer (Fa. Kerr-Hawe, Bioggio, Schweiz) und anschließend mit dem Hochglanzpolierer (Fa. Kerr-Hawe, Bioggio, Schweiz) bearbeitet. Die Polierer wurden hierzu auf einen Pinidentoflex Mandrel (Fa. Kerr-Hawe, Bioggio, Schweiz) angebracht. Im Rahmen der Vorpolitur wurden die Primärteleskope an der Außenfläche poliert, um die im Rahmen der vorausgegangenen Pilotstudie beigebrachten Verschleißspuren zu entfernen.

Beim Polieren der Primärteleskope wurde auf die Wahrung der Parallelität der Teleskopwände besonderen Wert gelegt. Hierzu wurde bei zehnfacher Vergrößerung unter einem Auflichtmikroskop (Fa. Pino, Hamburg, Deutschland) gearbeitet. Die Parallelität der Teleskopwände wurde wiederholt mit Hilfe eines geraden Metallstabs kontrollierte. Auf gleiche Weise wurden die Innenflächen der Sekundärteleskope poliert,

um einerseits Verschleißspuren zu entfernen und andererseits eine Trennkraft von 0 N zu erreichen.

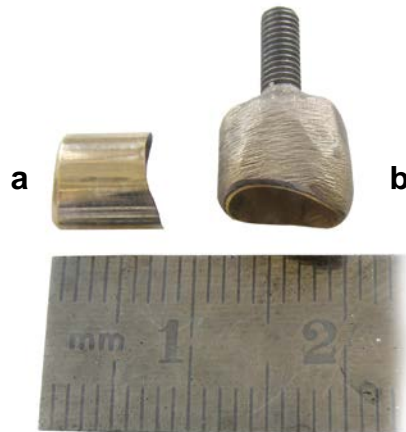


Abbildung 3: a) Primärteleskop, b) Sekundärteleskop mit Schraube zur Befestigung an der Verschleißapparatur

Anschließend wurden die Außenflächen der Innenteleskope mit einem Polierschwabbel (Fa. Polyrapid, Böbingen, Deutschland) sowie der Hochglanzpolierpaste Pariser Rot (Fa. Koch & Co, Lugano, Schweiz) nochmals bearbeitet, um eine Hochglanz polierte Oberfläche zu erreichen (Stenzel, 1977).

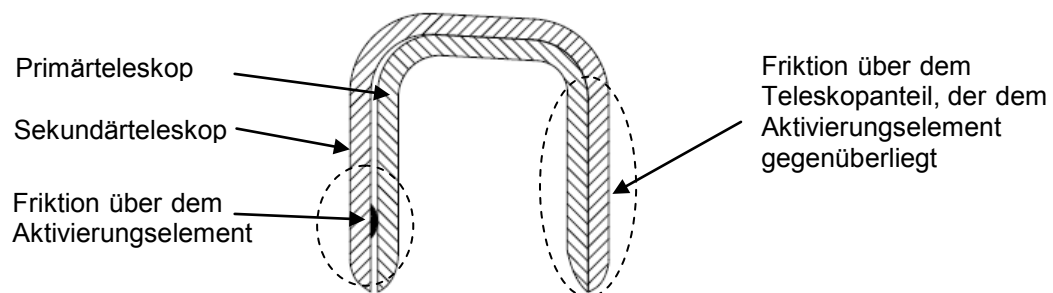


Abbildung 4: Schematische Darstellung zur Wiederherstellung der Friktion

Durch den Erhalt einer Trennkraft von 0 N wird gewährleistet, dass die Friktion ausschließlich über das Aktivierungselement und über den Teleskopanteil, der dem Aktivierungselement gegenüberliegt, aufgebaut wird (Abb. 4). Die Gewährleistung einer Trennkraft von 0 N wurde mit Hilfe eines modifizierten Friktionstestgerätes (Fa. Krupp, Essen, Deutschland) kontrolliert (Abb. 5).



1: Kraftskala mit 1,5 N Abzugskraft, 2: Primär- und Sekundärteleskop, 3: Abzugshilfe

Abbildung 5: Friktionstestgerät

Für die Trennkraftmessung der Teleskopkronen wurden die Primärteleskope an V2A Schrauben M3x20 mm befestigt. Dies erfolgte durch vorsichtiges Einfließen des Kaltpolymerisations-Kunststoffes Palavit® G (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) in das Primärteleskop. Hiernach wurde die Schraube in den noch weichen Kunststoff eingelegt. Nach vollständigem Aushärten bildet die Schraube mit dem Primärteleskop eine Einheit, die in das Sekundärteleskop eingedrückt wurde. Die V2A Schraube im Primärteleskop wurde in die Abzugshilfe eingeschraubt. Das obere Ende des Sekundärteleskops wurde an den Friktionstester geschraubt. Durch Abziehen des Primärteleskops vom Sekundärteleskop erschien auf der Kraftskala der Wert der Trennkraft, der unter Bearbeitung der Teleskopkronen auf einen Wert von 0 N geeicht wurde. Die Herauslösung der mit Palavit® G befestigten V2A Schraube M3x20 mm erfolgte unter Erwärmung des Primärteleskops. Die Endreinigung beider Teleskopkronen erfolgte durch Abdampfen.

5.3 Aktivierungselemente

5.3.1 Auswahl der Aktivierungselemente

Fünf Aktivierungssysteme, die sich in Funktionsprinzip, Material und Komplexität der Konstruktion unterscheiden, wurden aus einer Vielzahl von auf dem Dentalmarkt angebotenen Aktivierungselementen für parallelwandige Teleskopkronen ausgewählt.

1. Quick-tec plus® (Fa. Si-tec, Grevelsberg, Deutschland)
2. Tele-Fit® (Fa. Servo-dental, Hagen, Deutschland)
3. Laserschweißpunkt (Degulor®i, Fa. DeguDent, Hanau, Deutschland)
4. Quick-rep® (Fa. Microtec, Hagen, Deutschland)
5. Tele-rep® (Fa. Microtec, Hagen, Deutschland)

Das Quick-tec plus[®] Aktivierungselement besteht aus einem Kunststoffstift, der aus einem thermoplastischen Polyurethan Elastomer (Desmopan) hergestellt wird (Abb. 6).

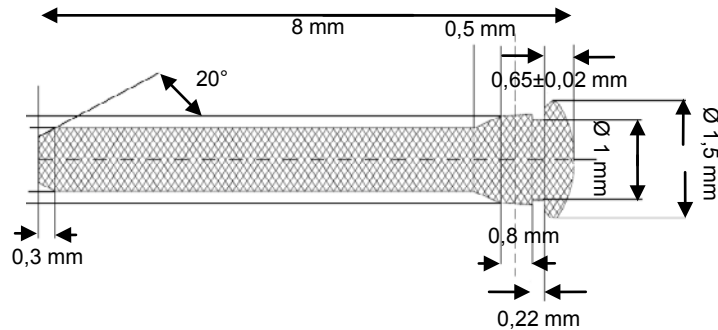


Abbildung 6: Schematische Darstellung eines Quick-tec plus[®] Aktivierungselements

Die Verbindung aus Quick-tec plus[®] Aktivierungselement und Sekundärteleskop erfolgte über einen Arretierungsmechanismus, bei dem das Aktivierungselement in einer Versenkbohrung in der Kronenwand eingedrückt wurde (Abb. 7).

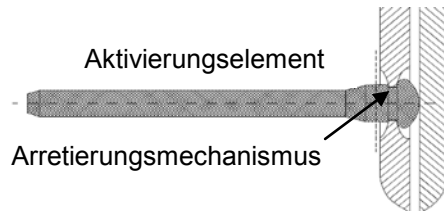


Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Quick-tec plus[®] Aktivierungssystems

Das Tele-Fit[®] Aktivierungselement besteht aus einem Kunststoffstift, der aus einem Polypropylen (Moplen) hergestellt wurde (Abb. 8).

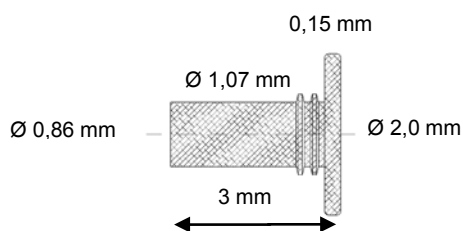


Abbildung 8: Schematische Darstellung eines Tele-Fit[®] Aktivierungselements

Die Verbindung aus Tele-Fit® Aktivierungselement und Sekundärteleskop erfolgte über einen Arretierungsmechanismus, bei dem das Aktivierungselement, das am Kopfende eine Verrippung aufwies, in das Bohrloch der Kronenwand eingedrückt wurde (Abb. 9).

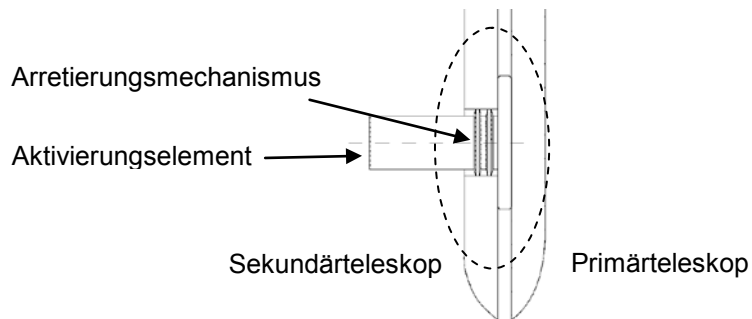


Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Tele-Fit® Aktivierungssystems

Der Laserschweißpunkt als Aktivierungselement besteht aus der Goldlegierung Degulor®i. Nach Anlage des Laserschweißpunktes an der Innenfläche des Sekundärteleskops entstand eine Klemmwirkung nach Aufsatz des Primärteleskops (Abb. 10).

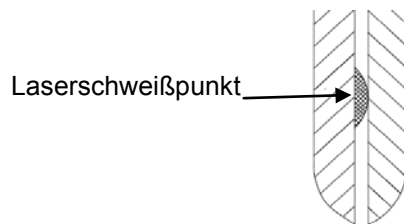


Abbildung 10: Schematische Darstellung des Laserschweißpunktes (Degulor®i)

Das Quick-rep® Aktivierungselement besteht aus einer Kunststoffschraube, die aus einem Acetalcopolymerisat (Hostaform) hergestellt wurde. Die Verbindung aus Quick-rep® Aktivierungselement und Sekundärteleskop basiert auf einer justierbaren Fixierung des eingedrehten Aktivierungselements im eingeschnittenen Klemmgewinde des Sekundärteleskops (Abb. 11).

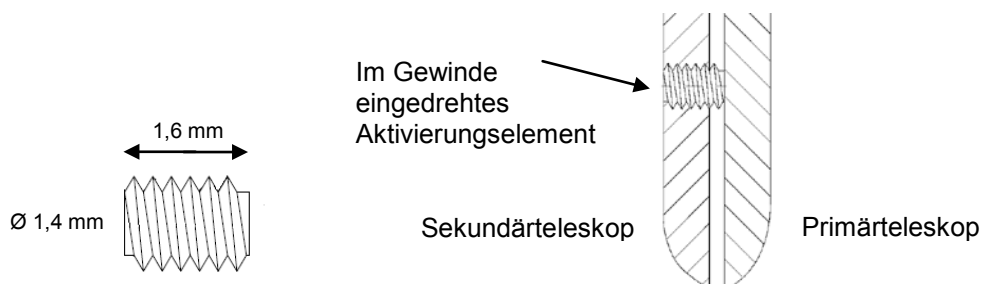


Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Quick-rep® Aktivierungselements und -systems

Das Tele-rep[®] Aktivierungselement besteht aus einem rückstellfähigen, hartgummi-ähnlichen Kunststoff, der aus einem Acetalcopolymerisat (Hostaform) hergestellt wurde. Die Verbindung aus dem Tele-rep[®] Aktivierungselement und dem Sekundärteleskop erfolgte nach Aufsetzen der Primärkrone. Dabei fügte sich der kleine keilförmige Überstand des Aktivierungselements elastisch in den eingefrästen Verdrängungsraum des Sekundärteleskops (Abb. 12).

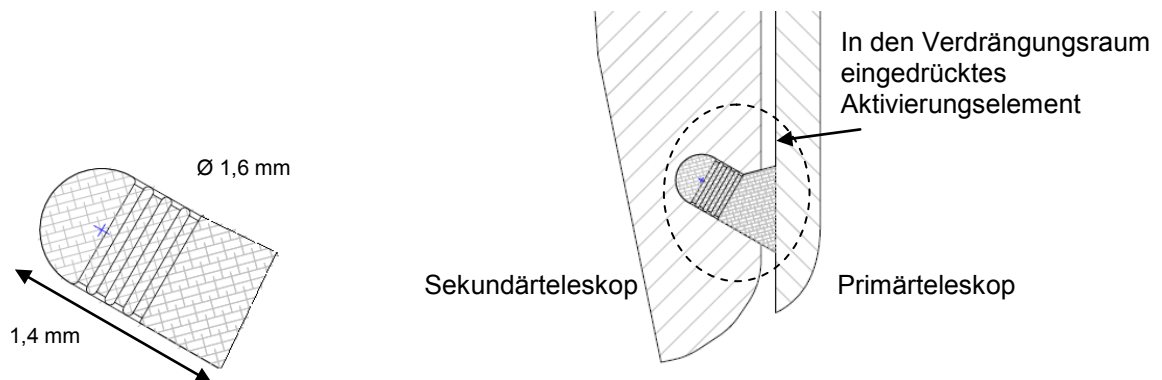


Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Tele-rep[®] Aktivierungselements und -systems

5.3.2 Bearbeitung der Aktivierungselemente

Es wurden jeweils 10 parallelwandige Teleskopkronen einer Legierung mit einem von 5 verschiedenen Aktivierungssystemen einer Verschleißbelastung unterzogen (Tab. 6). In unserer Pilotstudie zeigten die unterschiedlichen Legierungen der Teleskopkronen bei ähnlicher Zusammensetzung ein vergleichbares Verschleißverhalten.

Legierung	Aktivierungssystem
Benchmark [®] III (10 Teleskopkronen)	Quick-tec plus [®] (10 Aktivierungssysteme)
Neocast [®] III (10 Teleskopkronen)	Tele-Fit [®] (10 Aktivierungssysteme)
Degunorm [®] (10 Teleskopkronen)	Laserschweißpunkt, Degulor [®] i (10 Aktivierungssysteme)
Pontor MPF [®] (10 Teleskopkronen)	Quick-rep [®] (10 Aktivierungssysteme)
Bio Portadur [®] (10 Teleskopkronen)	Tele-rep [®] (10 Aktivierungssysteme)

Tabelle 6: Kombination der Aktivierungssysteme und der Legierungen der Teleskopkronen

Die Aktivierungselemente wurden an der Innenseite des Sekundärteleskops mittig an der oralen Fläche und an der Grenze zwischen dem unteren und mittleren Drittel angebracht (Abb. 13a, 13b).

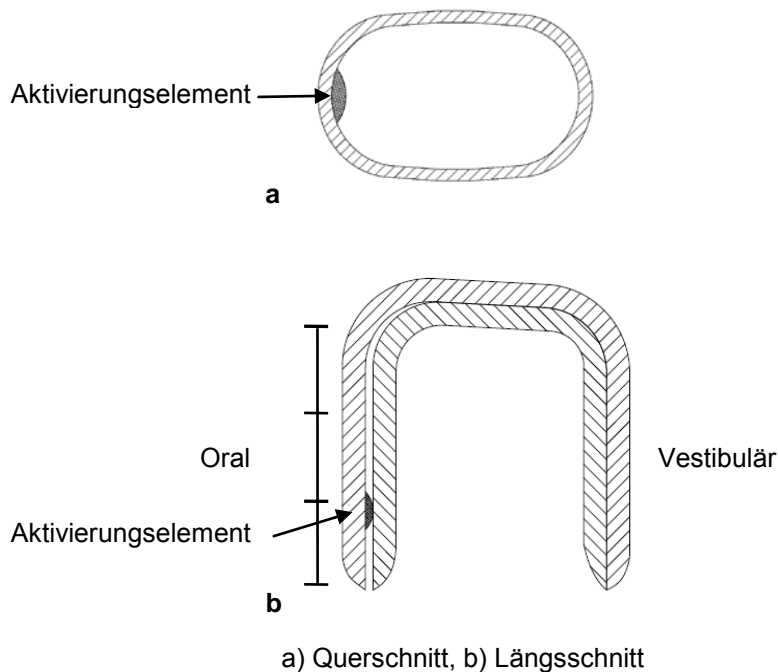


Abbildung 13: Schematische Darstellung der Position des Aktivierungselementes im Sekundärteleskop

Die Teleskopkronen wurden so bearbeitet, dass gerade keine initiale Trennkraft mehr messbar war. Dadurch soll gewährleistet werden, dass die Retention ausschließlich über die Aktivierungselemente und den dem Aktivierungselement gegenüberliegenden Teleskopanteil aufgebaut wird. Die Probekörperpaare wurden auf eine Trockentrennkraft von 1 bis 3 N justiert.

5.3.2.1 Quick-tec plus®

Laut Herstellerangaben liegt die optimale Position zum Anbringen des Quick-tec plus® Aktivierungselements bei ca. 45° von der Oral-/Vestibulärachse. An dieser Stelle wurde mit dem Zentrierbohrer (Durchmesser 1,0 mm; Fa. Si-tec, Grevelsberg, Deutschland) im mittleren Bereich der parallelen Friktionsfläche der Sekundärkrone eine Vertiefung eingefräst, die das anschließende Ansetzen des Bohrers erleichterte. An der angekörnten Position wurde mit dem Hartmetall-Spiralbohrer (Durchmesser 1,0 mm; Fa. Si-tec, Grevelsberg, Deutschland) ein Loch durch das Sekundärteleskop gebohrt. Die entstandenen Grate wurden innen wie außen mit dem Gummipolierer Pinidentoflex Mandrel und Halter (Fa. Kerr-Hawe, Bioggio, Schweiz) entfernt. Mit dem Quick-tec plus® Diamant Versenkschleifer (Durchmesser 1,5 mm; Fa. Si-tec, Grevelsberg, Deutschland)

wurde eine kugelförmige Vertiefung in die Innenseite des Sekundärteleskops eingeschliffen. Die richtige Tiefe der Versenkbohrung ist erreicht, wenn der durchgehende Schaft an beiden Seiten der kugelförmigen Vertiefung anschlägt und jeweils eine nicht diamantierte Stelle abzeichnet.

Um eine Bohrlochtiefe von 0,5-0,6 mm zu erreichen (Abb. 14), erfolgte ein entsprechender Abtrag mit dem Versenkschleifer von außen. Die Bohrlochtiefe wurde mit dem Kronentaster kontrolliert. Die entstandenen Grate wurden erneut mit dem Gummipolierer entfernt.

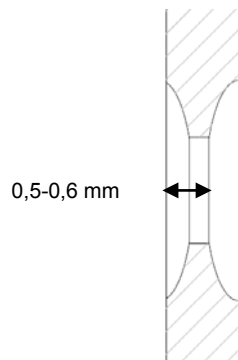


Abbildung 14: Querschnitt durch ein Quick-tec plus® System mit einer Bohrlochtiefe von 0,5-0,6 mm

Nun wurde das Quick-tec plus® Aktivierungselement von innen nach außen durch das Bohrloch gezogen, bis es spürbar einen Widerstand überwand und an der Kroneninnenwand anlag. Der Kunststoffüberstand wurde unter Belassen eines kleinen, die Kronenwand überragenden Anteils mittels Skalpell entfernt (Abb. 15).

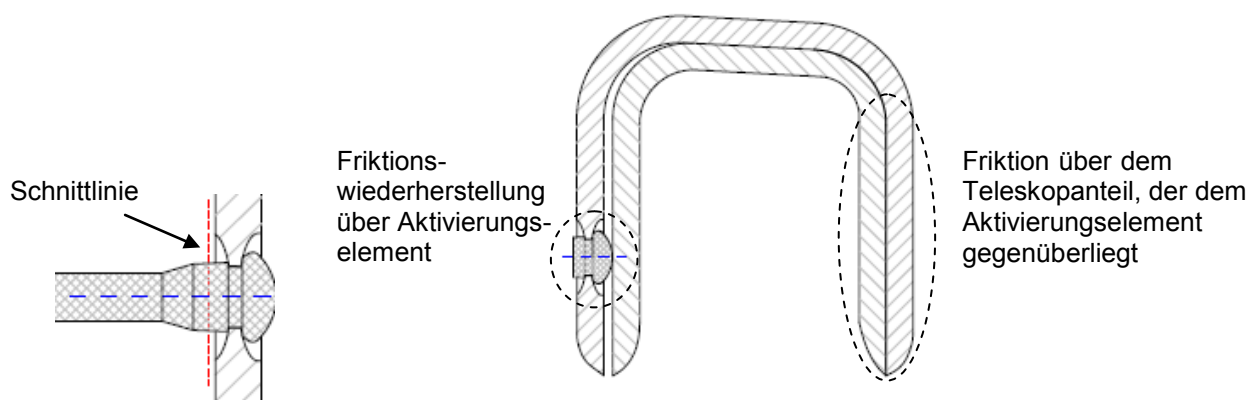


Abbildung 15: Teleskopkrone mit Quick-tec plus® System aktiviert

5.3.2.2 Tele-Fit®

Nach Zentrierung mit dem Zentrierbohrer (Durchmesser 0,9 mm; Fa. Servo-Dental, Hagen, Deutschland) wurde mit dem Spiralbohrer (Durchmesser 0,9 mm; Fa. Servo-Dental, Hagen, Deutschland) ein Loch durch das Sekundärteleskop gebohrt. Der Tele-Fit® Aktivierungsstift wurde hiernach zunächst von Innen in die Bohrung eingedrückt und mit Hilfe eines Le Cron Instrumentes (Fa. ORBIS Dental, Münster, Deutschland) in seine endgültige Position gebracht. Der überstehende Anteil des Tele-Fit® Aktivierungsstiftes wurde schließlich an der Kronenaußenfläche bündig mit einem Skalpell gekürzt (Abb. 16).

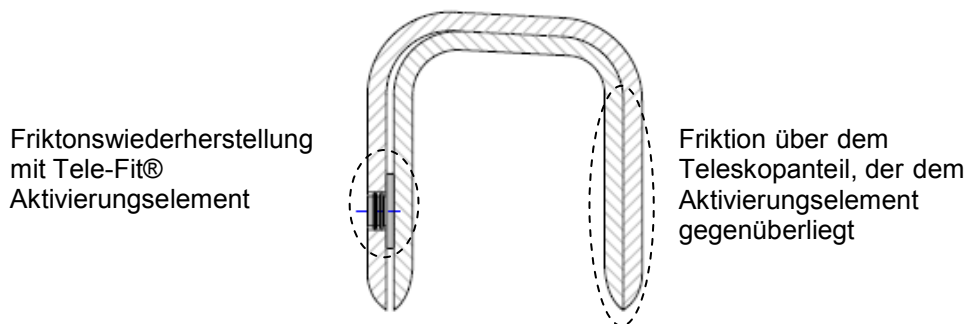


Abbildung 16: Teleskopkrone mit Tele-Fit® System aktiviert

5.3.2.3 Laserschweißpunkt

Der 0,5 mm im Durchmesser große Laserschweißpunkt (Degulor®i) wurde durch einen Materialauftrag von Golddraht der Legierung Degulor®i mit dem Laserschweißgerät Coonexion II Ergo (Fa. DeguDent, Hanau, Deutschland) aufgetragen. Die Legierung Degulor®i besteht aus einer Gold/Platin Gruppenlegierung mit einem Anteil von 78% Gold und 6,9% Platin. Weitere Bestandteile der Legierung sind 14% Silber, 1% Palladium und 0,1% Iridium.

Die Laserschweißpunkte auf den Sekundärteleskopen der Legierung Degunorm® führten zu einer zu starken Friktion. Die Teleskope konnten nicht 100% ineinander gefügt werden. Deshalb wurden sie mit Gummipolierern (Pinidentoflex Mandrel mit Vorpolyer und Hochglanzpolyer, Fa. Kerr-Hawe, Bioggio, Schweiz) bearbeitet. Die Friktion wurde immer wieder kontrolliert, bis die Teleskope zu 100% ineinander gefügt werden konnten und eine Friktion von 1 bis 3 N vorhanden war (Abb. 17).

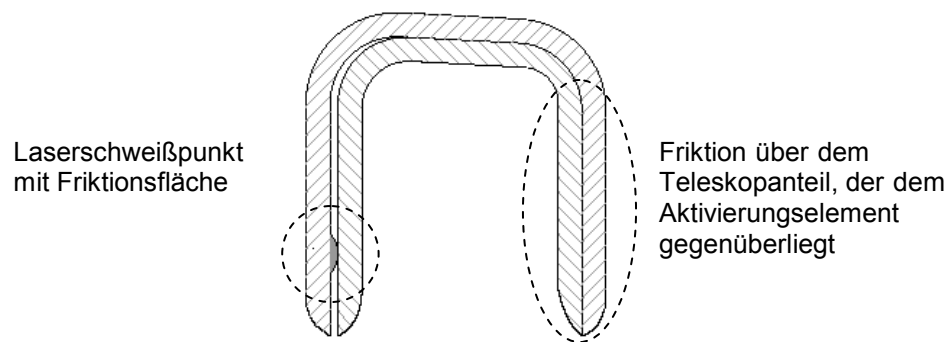


Abbildung 17: Teleskopkrone mit dem Laserschweißpunkt (Degulor[®]) aktiviert

5.3.2.4 Quick-rep[®]

Mit dem Rosenbohrer (1,0 mm Durchmesser; Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) wurde ein Loch in die Sekundärkrone gebohrt. Die Mindestwandstärke der Sekundärteleskopkrone von 0,5 mm wurde mit dem Kronentaster kontrolliert. In die 1,0 mm breite Bohrung wurde mit dem Gewindeschneider (Durchmesser 1,5 mm; Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) das Gewinde einmal geschnitten. Zum vereinfachten Einschneiden wurde ein Tropfen Fräs-Öl (Spezialöl für Frästechnik, Fa. Meisinger, Neuss, Deutschland) verwendet. Der Vierkant (Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) des Einschraub- und Aktivierungsinstrumentes (Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) wurde in das Vierkantloch des Aktivierungselementes eingedrückt und aus dem Metallzylinder herausgedreht. Nun wurde das Aktivierungselement mit dem Einschraub- und Aktivierungsinstrument eingedreht. Nachdem die Friktion angepasst wurde, wurde der überstehende Teil des Aktivierungselementes außen mit dem Skalpell bündig abgeschnitten (Abb. 18).

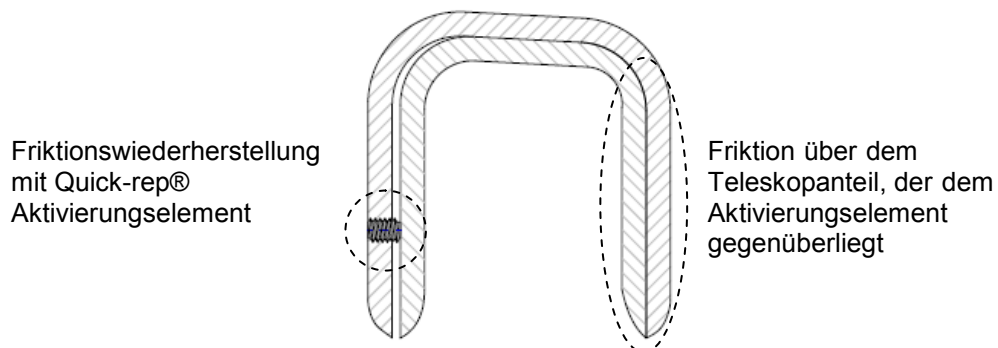


Abbildung 18: Teleskopkrone mit Quick-rep[®] System aktiviert

5.3.2.5 Tele-rep®

Für die Einarbeitung des Aktivierungselements Tele-rep® wurde eine Schicht kalt härtender Kunststoff (Paladon®, Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) zirkulär mit einer Schichtdicke von ca. 2-3 mm aufgetragen, um das Aktivierungselement im Ganzen in das Sekundärteleskop eindrücken zu können.

Die Sekundärteleskope wurden dann für 20 Minuten im Drucktopf bei 2 bar polymerisiert. Mit dem Hartmetall Tiefenschlagbohrer (Durchmesser 1,2 mm; Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) wurde von intrakoronar eine kleine Vertiefung in das Sekundärteleskop gebohrt. Zuvor wurde die Bohrstelle mit der Seite des Bohrers angeköhrt. Der Verdrängungsraum wurde mit dem Diamant-Senkfräser (Durchmesser 1,2 mm; Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) nur Richtung okklusal erweitert, in dem der Fräser zunächst stehend in der Bohrung zentriert und dann mit mittlerer Drehzahl bis zum Schaftanschlag eingesenkt wurde.

Mit dem Eindrückinstrument (Fa. Microtec, Hagen, Deutschland) wurde das Aktivierungselement, das einen Durchmesser von 1,4 mm hat, in die Bohrung mit dem Durchmesser von 1,2 mm bis zum Anschlag eingedrückt. Beim Aufsetzen der Primärkrone fügte sich der kleine keilförmige Überstand des Aktivierungselements elastisch in den eingefrästen Verdrängungsraum (Abb. 19).

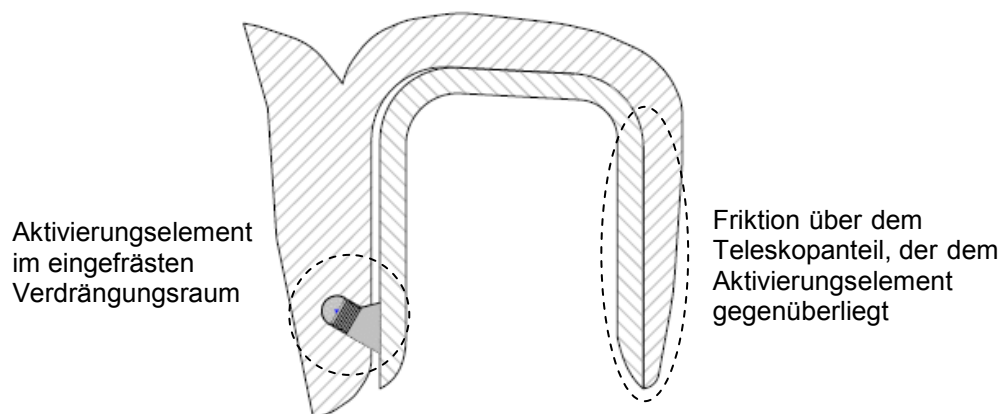
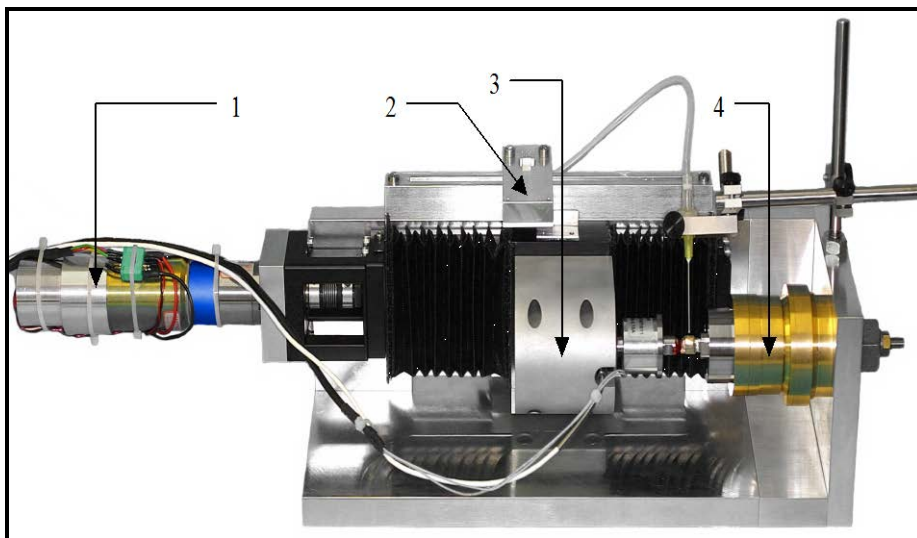


Abbildung 19: Teleskopkrone mit Tele-rep® System aktiviert

5.4 Verschleißmaschine

Um eine 10- bis 15- jährige Tragezeit im Mund des Patienten bei zweimal täglichem Herausnehmen und Wiedereinsetzen der prothetischen Versorgung zu simulieren, werden die Probekörper in einer Verschleißapparatur 10.000 mal gefügt und getrennt. In dieser Studie sollte eine Nutzungszeit der Teleskopprothese von fünf bis sechs Jahren simuliert werden, deshalb wurde die Belastung der aktivierten Teleskopkronen auf 5.000 Zyklen beschränkt.

Diese Simulation fand in einer eigens dafür hergestellten Verschleißmaschine mit parodontienadäquater Aufhängung statt (Abb. 20). Diese Verschleißmaschine führte einen Bewegungsablauf aus, bei dem das Sekundärteleskop und das Primärteleskop exakt in der Abzugsrichtung mit definierter Geschwindigkeit gefügt und getrennt wurden. Während dieses Füge- und Trennzyklus wurden die auftretenden Kräfte gemessen.



1: Motor, 2: optoelektrischer Endschalter, 3: Kraftaufnehmer, 4: parodontienadäquate Aufhängung

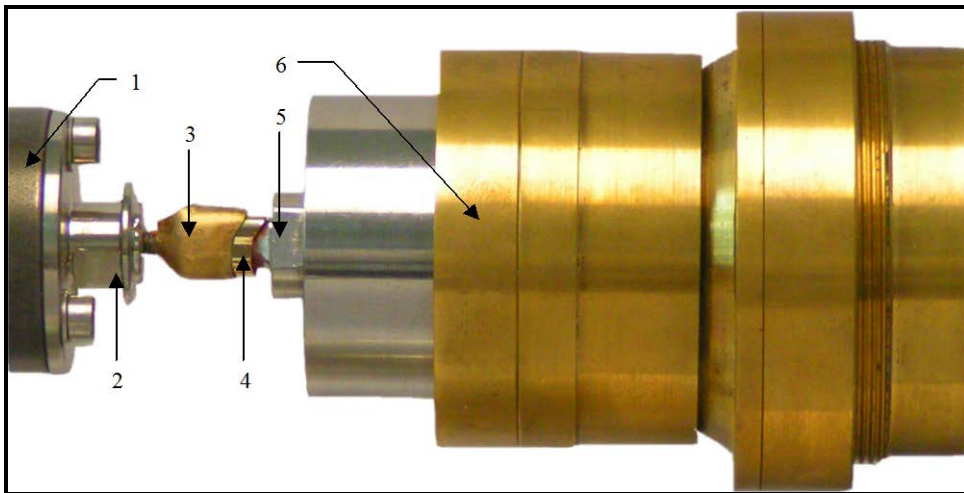
Abbildung 20: Verschleißmaschine

Die für das Fügen und Trennen nötige Kraft erzeugte ein Servomotor (Abb. 20, Ziffer 1) mit 25 W, 4500 Upm, 6 Ncm Nenn-Drehmoment, 10 Ncm Impuls-Drehmoment, 13 ms Hochlaufzeit von 0-4.500 Upm und Reversierzeit von 29 ms. Die Ankopplung an den Kugelgewindetrieb erfolgte über ein Planetengetriebe mit einem Übersetzungsverhältnis von 1:66. Das Gewindespiel dieses Kugelgewindetriebs mit Steigung von 2 mm betrug maximal 10 µm. Die Linearbewegung von maximal 100 mm führte eine Präzisions-Linearachse (KR2206 Fa. THK, Ratingen, Deutschland) mit Kugelumlaufführung durch,

welche mit dem Kugelgewindetrieb verbunden war. Der dadurch bewegte Linearschlitten besaß eine Positioniergenauigkeit von 2 μm und eine Parallelitätsabweichung von 5 μm auf 100 mm Linearbewegung. Die Messung der auftretenden Kräfte erfolgte mittels einer Kraftmessdose (Abb. 20, Ziffer 3), die über einen Messbereich von 0 bis +/- 200 N verfügte. Der Maximalweg in Abzugsrichtung konnte über die Positionierung des optoelektrischen Endschalters eingestellt werden (Abb. 20, Ziffer 2). Durch die Verwendung eines Messverstärkers (Fa. Burster, Gernsbach, Deutschland) konnte eine Messung mit einer Auflösung bis zu 0,05-0,1 N je nach Jumperstellung auf der AD-Karte erreicht werden. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisions-glasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Fa. Heidenhain, Traunreut, Deutschland), der eine Auflösung von 5 μm besaß.

5.4.1 Probekörperfixierung

An der Oberseite des Sekundärteleskops ist ein Gewindestift (V2A Imbusmadenschraube) exakt in Abzugsrichtung angegossen. Dieser dient als Befestigung am Kraftaufnehmer, der am bewegten Teil eines Linearschlittens montiert ist. Das Sekundärteleskop wurde über diese axial verbundene V2A Imbusmadenschraube (M3x10) mit einem Probenhalter senkrecht verschraubt (Abb. 21, Ziffer 2). Probenhalter und Sekundärteleskop waren dann über einen Elektromagneten mit dem Kraftaufnehmer verbunden (Abb. 21, Ziffer 1). Probenhalter und Sekundärteleskop wurden senkrecht unter einem Trägerstumpf ausgerichtet, der über Schrauben an einer parodontienadäquaten Aufhängung befestigt war (Abb. 21, Ziffer 5, 6). Dies war durch eine Schwenkkonstruktion der gesamten Verschleißmaschine möglich. Zur Montage des Primärteleskops wurde dieses in das Sekundärteleskop eingesetzt und von innen mit Palavit[®] G (Fa. Heraeus Kulzer, Hanau, Deutschland) leicht befüllt. Jetzt wurde der Elektromagnet aktiviert und der Kraftaufnehmer mit Probenhalter und beiden Teleskopen durch Motorantrieb auf den Trägerstumpf, der wie ein Zahnstumpf stilisiert wurde, zubewegt, um das Primärteleskop auf den Trägerstumpf aufzupolymerisieren. Somit konnte erreicht werden, dass Abzugsrichtung des Sekundärteleskops und Bewegungsrichtung des Schlittens parallel ausgerichtet waren. Zu beachten war, dass kein Polymerisationskunststoff zwischen Primär- und Sekundärteleskop lief und diese nicht verklebten.



1: Elektromagnet, 2: Probenhalter, 3: Sekundärteleskop, 4: Primärteleskop, 5: Trägerstumpf,
6: parodontienadäquate Aufhängung

Abbildung 21: Probekörperfixierung

5.4.2 Parodontienadäquate Aufhängung

Die parodontienadäquate Aufhängung ermöglicht die Nachahmung der Pfeilerbeweglichkeit in der intraoralen Situation und ist in der Lage, die beim Fügen und Trennen der Anker in axialer und angulärer Richtung auftretenden Kräfte aufzunehmen.

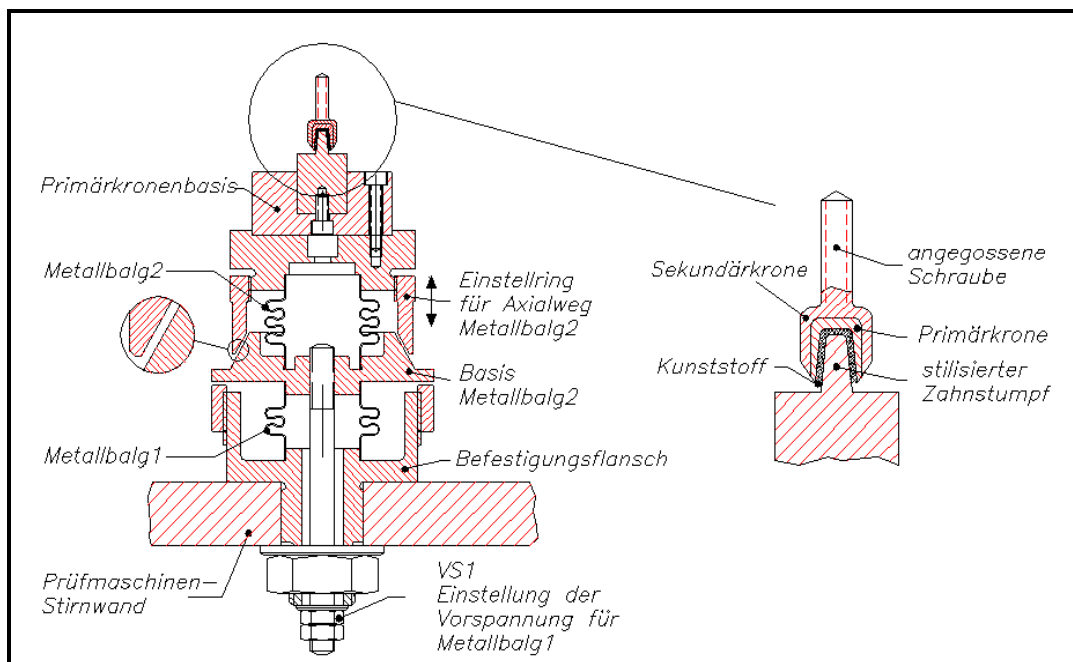


Abbildung 22: Parodontienadäquate Aufhängung

Die Aufhängung besteht aus mehreren Elementen. Über einen Befestigungsflansch kann die Aufhängung an der Stirnwand der Prüfmaschine befestigt werden (Abb. 22). Der auf dem Befestigungsflansch sitzende Metallbalg 1 simuliert das elastische Verhalten des Knochens. Da sich die Elastizitätsmodule von Parodont und Knochen um den Faktor von ca. 50 in der Realität unterscheiden, was einer Federrate von mehr als 10.000 N/mm entspräche, wurden die hier eingesetzten zwei Metallbälge jeweils dreiwandig aufgebaut (Abé et al., 2006). Ein Balg mit einer Federrate von mehr als 5.000 N/mm wäre mindestens sechswandig aufgebaut und wird in den benötigten Abmessungen nicht produziert. Der Metallbalg 1 dient gleichzeitig als Träger der Basis für den Metallbalg 2, der die biomechanische Statik des Parodontiums nachbildet und als Träger der Primärkrone dient. Sowohl der erste als auch der zweite Metallbalg sind gegenüber ihrer jeweiligen Basis entsprechend ihren Parametern in axialer und angulärer Richtung frei beweglich. Zudem kann die Vorspannung für beide Bälge getrennt über die mit „VS1“ und „VS2“ gekennzeichneten Schrauben eingestellt werden. Auch ist es möglich, den axialen Bewegungsspielraum der Primärkrone entsprechend der intrusiven Bewegung des Zahnstumpfs im Parodontium über einen verstellbaren Ring mit Innengewinde zu variieren. Ist der eingestellte Maximalweg erreicht, übernimmt der den Knochen simulierende Metallbalg alleine die Kraft, erkennbar an der deutlichen Steigungsänderung im Diagramm (Abb. 23). Durch die parodontienadäquate Aufhängung können einseitige Verschleißvorgänge vermieden werden, wie sie durch nicht ganz vermeidbare Fehler bei der Probekörperfixierung auftreten.

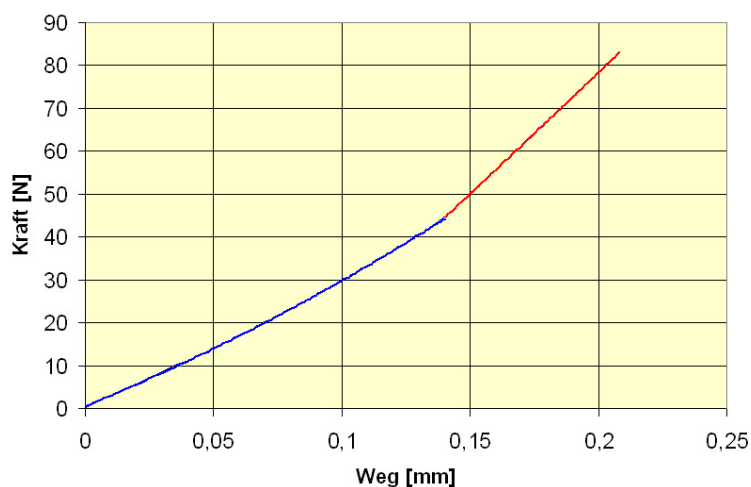


Abbildung 23: Darstellung der Kraftübernahme vom Knochen-simulierenden Balgen bei Erreichen des Maximalweges

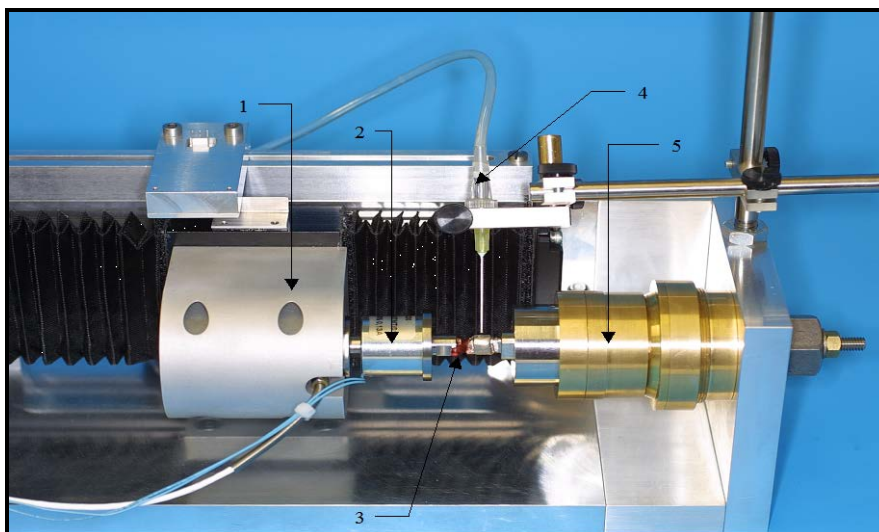
5.4.3 Probekörperumspülung

Die Probekörper wurden während der Verschleißzyklen mit der Speichersatzlösung Glandosane® (Fa. Cell Pharm GmbH, Hannover, Deutschland) in einer 2:1 Verdünnung mit Aqua destillata umspült (Tab. 7).

Calciummonohydroxyphosphat: 0,348 ml
Natriumchlorid: 0,856 ml
Kaliumchlorid: 1,22 ml
Magnesiumchlorid: 0,052 ml
Calciumchlorid: 0,148 ml
Casmellose-Natrium: 10,15 ml
Sorbitlösung 70%: 435 ml
Aqua destillata: 553,337 ml
Konservierung: 0,1% Sorbinsäure

Tabelle 7: Zusammensetzung des Speichersatzes Glandosane®

Ein Perfusor® kompakt (Fa. Braun, Kronberg, Deutschland), verbunden über ein Besteck als Katheterleitung mit einer Kanüle (Abb. 24, Ziffer 4), gab tröpfchenweise Glandosane® auf die Außenfläche des Primärteleskops. Die Applikationsgeschwindigkeit wurde mit 4 ml/h so gewählt, dass die Reibpartner immer mit einem Gleitfilm benetzt waren und die 50 ml Perfusorspritze über einen ausreichenden Vorrat für den Verschleißablauf eines Probekörperpaares verfügte. Die von den Verschleißpartnern abtropfende Flüssigkeit wurde in einem Sammelbehälter aufgefangen.



1: Kraftaufnehmer, 2: Elektromagnet, 3: Probekörper, 4: Spülkatheter und Kanüle,
5: parodontienadäquate Aufhängung

Abbildung 24: Verschleißapparat

5.5 Versuchsablauf Verschleiß

Die Probekörperpaare wurden mit einer Trockentrennkraft von 1 bis 3 N ohne Benetzung mit Speichelersatz präfabriziert. Dabei wurde während der 5.000 Zyklen im Abstand von zehn Zyklen ein Füge- und Trennvorgang als Kraft-Zeit sowie Weg-Zeit Messung dokumentiert. Die einzelnen Proben durchliefen dabei drei Zyklusphasen, beginnend mit der Initialphase bei Zyklus 0, gefolgt von der Einlaufphase zwischen Zyklus 0 und 2000 sowie der Tragephase zwischen Zyklus 2000 und 5000. Während der gesamten Verschleißversuche wurden die Probekörperpaare mit der Speichelersatzlösung Glandosane[®] umspült.

5.5.1 DASYSLab[®]32

Die Steuerung der Verschleißmaschine erfolgte durch einen angeschlossenen Computer, der über ein mit DASYSLab[®]32 (Fa. DASYSLab, Hamburg, Deutschland) erstelltes Programm sowohl das Fügen und Trennen als auch die Datenaufzeichnung ausführte. Es wurden Kraftwerte und Wegstrecke zum dazugehörigen Zeitpunkt aufgezeichnet.

Während einer Messreihe wurde jede Probe 5.000 mal gefügt und getrennt. Dabei wurde der komplette Füge- und Trennvorgang während des gesamten Verschleißes im Abstand von zehn Zyklen in den ersten 2.000 Verschleißzyklen und danach je 25 Verschleißzyklen als Kraft-Zeit sowie Weg-Zeit Messung dokumentiert (Abb. 25). Die Dauer eines vollständigen Füge- und Trennzyklus betrug ca. 9 sec, mit einer Gesamtdauer von ca. 12,5 h für den Verschleiß eines jeden Probekörpers. Die Gleitgeschwindigkeit beim Fügen und Trennen blieb mit ca. 2 mm/s konstant.

Die Messauflösung der Kraftmessung wurde aufgrund der Komponenten der Verschleißapparatur auf 0,1 N gerundet. Begründet wird dieser Wert dadurch, dass bei einem Messbereich von ± 200 N, der durch einen 12 Bit AD-Wandler zu Digitalwerten umgewandelt wird, ein Gesamtbereich von 400 N mit 4.098 Bit verarbeitet wird. Dies ergibt 0,0976 N als Auflösung der AD-Wandlung bei der Kraftaufzeichnung. Die Wegmessung erfolgte durch einen Präzisionsglasmaßstab mit Inkremental-Weggeber (Fa. Heidenhain, Traunreut, Deutschland), der eine Auflösung von 5 μm besaß. Die Abtastrate der Kraft- und Wegwerte erfolgte mit 200 Hz, d.h. im Abstand von 5 ms. Die Anzahl der Messungen pro Zyklus hing von der Füge- und Trenngeschwindigkeit ab und

belieft sich bei 200 Hz Abtastrate auf ca. 1.300 bis 1.600 Messwerte pro Zyklus.

Aus den gewonnenen Rohdaten wurde mit Hilfe eines zweiten DASyLab[®]32 (Fa. DASyLab, Hamburg, Deutschland) Programms aus den gesamten Füge-Trennzyklen lediglich der Bereich ausgewählt, der ± 2 mm um den Kraft-Nulldurchgang lag. Pro Zyklus lagen hier ca. 400 bis 500 Messungen vor. Durch ein eigenes Datenauswertungsprogramm konnten sowohl ein Kraft-Weg-Integral bei frei wählbarem Weg als auch der Maximalwert der Abzugskraft und der erreichte Maximalweg berechnet werden.

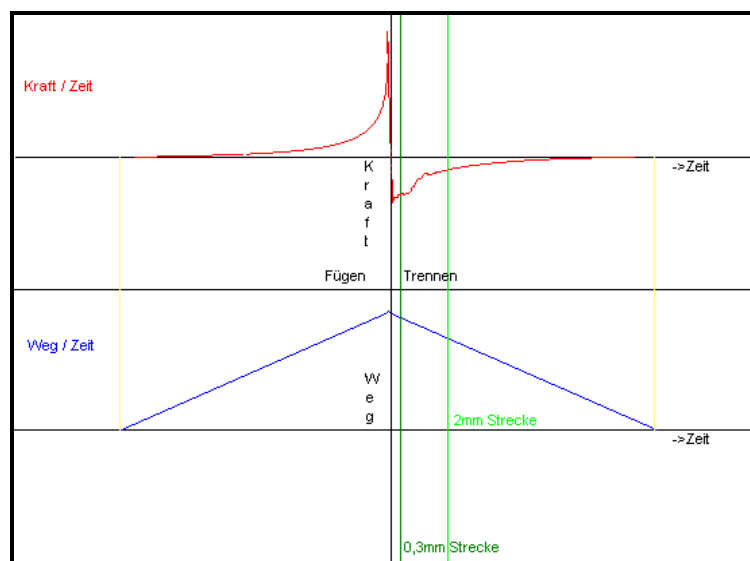


Abbildung 25: Aufzeichnung eines Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Diagramms während des Füge-Trennzyklus

5.5.2 Kraftmessung

Bei der Auswertung der Kraftmessung wurde der Nulldurchgang der Kraft herangezogen. Der Nulldurchgang des Kraftwertes stellt den Beginn des eigentlichen Trennvorgangs dar, weil erst dann die zwei Metallbälge der parodontienadäquaten Aufhängung im entspannten Zustand vorlagen. Derjenige Maximalwert der Abzugskraft wurde ausgewertet, der innerhalb der ersten 2 mm nach dem Nulldurchgang der Kraft eines Zyklus maximal auftrat.

5.5.3 Wegmessung

Der Weg gab Auskunft über die Verschleißstrecke bzw. den Umkehrpunkt. Zu Beginn des Verschleißversuchs innerhalb der ersten 15 bis 30 Zyklen wurde die maximal zulässige Fügkraft 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 Fügkraft von 95 N überschritten werden, bevor die Endposition erreicht wurde, dann galt dies als Umkehrkriterium höherer Priorität, um den Kraftsensor zu schützen und ein zeitlich früheres Trennen wurde durchgeführt. Ein solches Umkehren ist durch seinen kleineren Streckenwert erkennbar. Auch bei einem Neustart trat ein Sprung beim Streckenwert ein, weil der Nullpunkt, also der Startpunkt der Wegmessung, nicht absolut bestimmt wurde.

5.5.4 Abzugsarbeit

Zur Messung der Abzugsarbeit wurde ein Kraft-Weg-Integral gebildet. Als untere Integrationsgrenze wurde der Positionswert des Kraftnulldurchgangs (x_0) gewählt, der bei $x_0 - dx$ (Abzugsrichtung ist negativ) endete. Die obere Integrationsgrenze stellte $n=3$ dar. Der Wert $n=3$ entsprach einer Trennung von 0,3 mm nach der Kraft-Null-Stelle.

Die Strecke dx , über die integriert wurde, betrug 0,3 mm. So ließen sich sämtliche Kräfte vom initialen Trennen bis zur definierten Abzugsstrecke von 0,3 mm als Abzugsarbeit darstellen. Die Strecke $dx=0,3$ mm wurde gewählt, weil diese Distanz noch durch den Zahnarzt im Patientenmund geprüft werden kann.

Das Kraft-Weg-Integral wird mathematisch demnach wie folgt berechnet:

$$\int_0^{n \times 0,1} F(x) \times dx$$

5.5.5 Oberflächenanalyse

Mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskops (REM) (Philips® XL 30, Fa. Philips, Amsterdam, Niederlande) wurden qualitative Oberflächenanalysen durchgeführt. Mit dem REM wurden die typischen Veränderungen der Oberflächen an dem Primärteleskop dokumentiert, wie sie durch die vier unter Kapitel 2.3 genannten wichtigsten Verschleißmechanismen hervorgerufen werden können. Die Gleitreibungsflächen der Primärteleskope wurden untersucht und Bilder, die charakteristisch für die entstandenen Oberflächenveränderungen waren, wurden ausgewertet. Es wurden alle Primärteleskope nach Verschleiß in den Vergrößerungsstufen 20, 125, 250, 500 und 1.000 fach mit jeweils drei Ausschnitten von markanten Verschleißspuren dokumentiert. Um die Verschleißspuren qualitativ besser untereinander vergleichen zu können, wurde einheitlich die 500 fache Vergrößerungsstufe ausgewählt.

Weil die Verschleißspuren nur punktuell oder flächig lokalisiert auftraten (Stark, 1996), wurden keine REM Untersuchungen der Proben vor dem Verschleiß durchgeführt. Da die gesamte Oberfläche derselben Bearbeitung unterzogen wurde, konnte ein direkter Vergleich unverschlissener mit verschlissenen Arealen auf den Probekörpern nach dem Tastwechselversuch durchgeführt werden.

In den folgenden Abbildungen sind Beispiele zur Demonstration der verschiedenen Verschleißspuren dargestellt (Abb. 26-27).

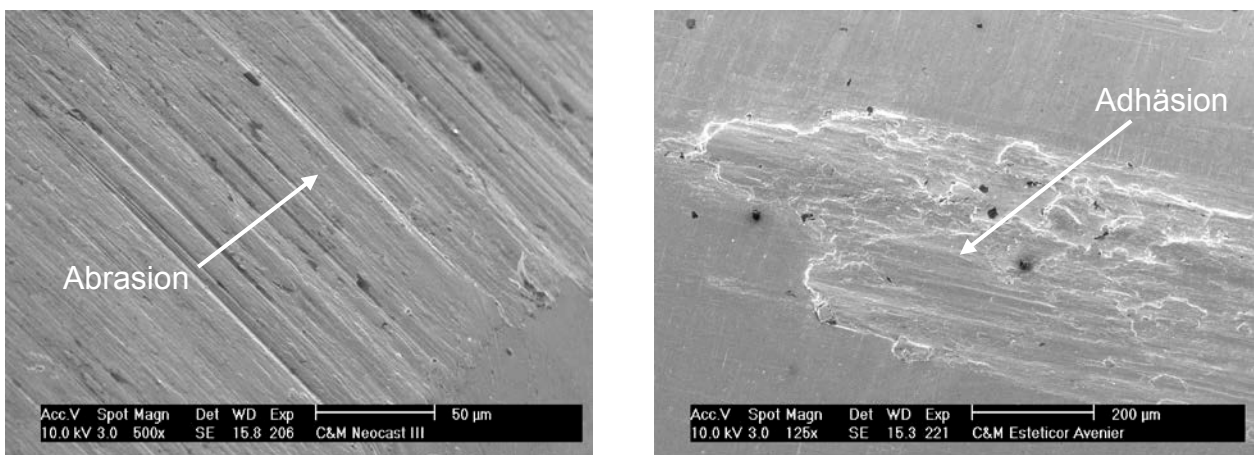


Abbildung 26: Abrasion und Adhäsion an einem Primärteleskop

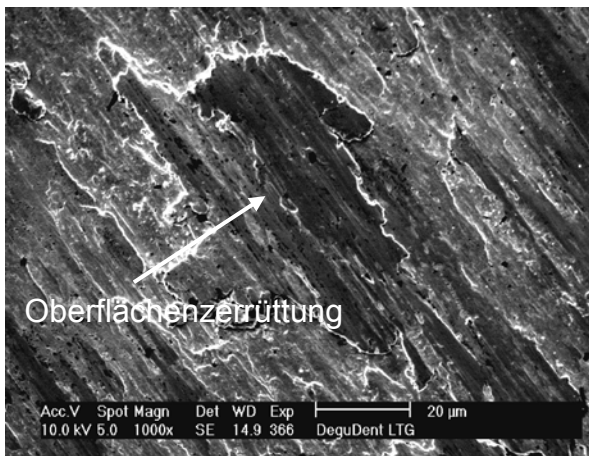


Abbildung 27: Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion an einem Primärteleskop

Die Auswertung der Ergebnisse wurde durch zwei Untersucher unabhängig voneinander mittels semiquantitativer Analyse durchgeführt. Die Verschleißformen Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion wurden je nach Ausprägungsgrad wie folgt klassifiziert:

- 0 = Verschleißform nicht ausgeprägt
- + = Verschleißform gering ausgeprägt
- ++ = Verschleißform ausgeprägt
- +++ = Verschleißform stark ausgeprägt

5.6 Statistische Auswertung und Präsentation

Die statistische Analyse wurde mit Hilfe der JMP Statistical Software 4.0.0 (SAS Institute Inc., Cary, NC, USA) durchgeführt. Die Daten wurden mit dem Wilcoxon/Kruskal-Wallis Test und dem Tukey-Kramer HSD (*"honestly significant difference"*) post-hoc Analysetest miteinander verglichen (Tukey, 1991; Kramer, 1956). Der Tukey-Kramer Test vergleicht die tatsächliche Differenz der Mittelwerte zwischen allen Gruppen mit der LSD (*"least significant difference"*). Die LSD ist die Differenz, die zum Erreichen einer statistischen Signifikanz erforderlich wäre. Das Ergebnis wird tabellarisch (nicht gezeigt) und graphisch als Vergleichskreise der entsprechenden Gruppen dargestellt (Abb. 28).

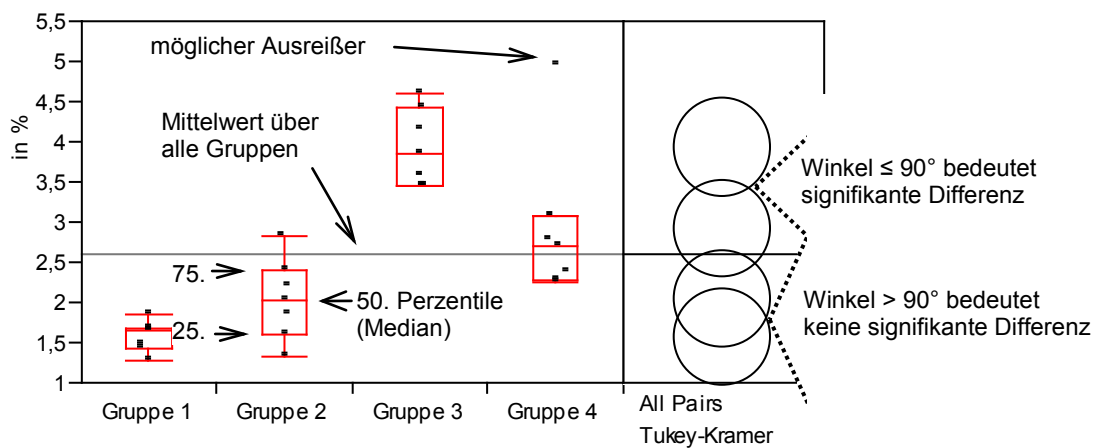


Abbildung 28: Beispielstatistik. In der linken Hälfte sind die Boxplots der Aktivierungssysteme sowie Punkte, die die Daten der einzelnen Probekörper repräsentieren, dargestellt. In der rechten Hälfte lassen sich die Gruppen durch visuelles Abschätzen der Überschneidung der Kreise paarweise vergleichen

Der Mittelpunkt jedes Vergleichskreises liegt auf Höhe des Mittelwertes der von ihm repräsentierten Gruppe. Der Abstand der Kreismittelpunkte entspricht der tatsächlichen Differenz der Mittelwerte zwischen den Gruppen. Der Durchmesser eines jeden Vergleichskreises umfasst das 95% Konfidenzintervall für jede Gruppe. Vergleichskreise mit signifikant verschiedenen Mittelwerten überschneiden sich nicht oder überschneiden sich nur bis zu einem Winkel von $\leq 90^\circ$, während nicht-signifikante Vergleiche durch Kreise gekennzeichnet sind, die sich mit einem Winkel von $> 90^\circ$ überschneiden. Würden sich die Mittelwerte zweier Gruppen nur durch die LSD unterscheiden, so würden sich ihre Vergleichskreise im rechten Winkel überschneiden. Der Tukey-Kramer Test ist ein exakter α -Level Test, wenn die Gruppengrößen gleich sind. Er ist

konservativ, wenn die Gruppengrößen verschieden sind (Hayter, 1984). Der Test gehört zu den drei Tests, die als Level-5 Tests für multiples Vergleichen empfohlen wurden (Hsu, 1984). Die Daten werden in Tabellenform als Median, 25. und 75. Perzentile gezeigt. Eine Irrtumswahrscheinlichkeit $p < 0,05$ wurde als statistisch signifikant angesehen. Ergibt die Differenz aus Absolutwert der Mittelwertdifferenz und LSD, dargestellt als Abs(Dif)-LSD, einen positiven Wert, so besteht im Paarvergleich der Aktivierungssysteme ein statistisch signifikanter Unterschied.

6 Ergebnisse

6.1 Verlauf der Trennkraft

Alle verwendeten Aktivierungssysteme ließen sich, bis auf eine Probe mit Tele-rep[®], über die angestrebte Zyklenzahl von 5.000 verschleifen. Bei dieser Konstruktionsprobe löste sich das deformierte Aktivierungselement Tele-rep[®] bei Zyklus 2.725 aus seiner Arettierung am Sekundärteleskop. Die aktivierten Teleskopkronen durchliefen jeweils die komplette Füge- und Trennstrecke.

Die Trennkraft des Aktivierungselements Quick-tec plus[®] zeigte insgesamt einen sehr konstanten und regelmäßigen Verlauf. Nach initial starkem Trennkraftverlust in den ersten 500 Zyklen wurde ein konstantes Niveau von ca. 5 N im weiteren Verlauf beibehalten. Die einzelnen Probekörper wiesen gleichartige Verläufe mit einem nur geringfügig unterschiedlichen Trennkraftniveau auf.

Die Trennkraft des Aktivierungselements Tele-Fit[®] zeigte nach einer initialen Zunahme in den ersten 200 Zyklen ein sehr konstantes Verlaufsniveau bei ca. 25 N mit leichten Schwankungen. Die einzelnen Probekörper wiesen bei homogenen Trennkraftverläufen unterschiedliche Trennkraftniveaus zwischen 10 und 50 N auf.

Die Trennkraft des Aktivierungselements Laserschweißpunkt zeichnete sich durch einen stetig sinkenden und gleichmäßigen Verlauf aus. Nach initialem Trennkraftabfall innerhalb der ersten 200 Zyklen um ca. 50%, hielt sich das Niveau bei fallender Tendenz um 5 N. Die einzelnen Probekörper wiesen bei konstant fallenden Trennkraftverläufen mit geringfügigen Schwankungen unterschiedliche Trennkraftniveaus zwischen 1 und 30 N auf, wobei sieben der zehn Proben konstante Trennkraftniveaus von bis zu 2 N zeigten.

Die Trennkraft des Aktivierungselements Quick-rep[®] zeigte einen unregelmäßigen Verlauf mit größeren Schwankungen und Amplituden. Die medianen Trennkraftwerte der Quick-rep[®] Elemente wiesen einen leichten Trennkraftanstieg im Verlauf des Versuches auf. Der dargestellte Kurvenverlauf resultiert aus sehr ungleichmäßigen und untereinander unterschiedlichen Verläufen der einzelnen Probekörper. Die meisten Proben verliefen initial konstant mit geringen Schwankungen und steigerten sich bis zum Verschleißende mit sprunghaften Trennkraftanstiegen bis auf Werte um annähernd 45 N. Eine Probe verlief zunächst hyperbelförmig bis zum Ende der Einlaufphase und zeigte

hiernach eine stetig fallende Tendenz.

Die Trennkraft des Aktivierungselements Tele-rep[®] zeigte einen sehr unregelmäßigen und schwankenden Verlauf. Nach initialem Abfall der Trennkraftwerte kam es zum sprunghaften Trennkraftanstieg bis auf Werte von ca. 37 N. Hiernach zeigte sich ein erneuter Abfall der Trennkraftwerte bis zu 20 N. Zwei Proben zeigten einen insgesamt konstanten Verlauf der Trennkraft zwischen 10 und 20 N. Bei einer weiteren Probe löste sich das deformierte Tele-rep[®] Aktivierungselement nach zuvor sehr unregelmäßigem Verlauf mit Schwankungsamplituden bis zu 35 N aus seiner Arretierung am Sekundärteleskop, so dass bei Zyklus 2.725 die Untersuchung abgebrochen werden musste (Tab. 8, Abb. 29).

System \ Zyklus	0	500	1.000	2.000	5.000
Quick-tec plus [®]	15,4	4,8	4,8	4,3	4,0
Tele-Fit [®]	16,0	31,0	33,3	24,7	20,5
Laserschweißpunkt	15,3	6,1	4,2	3,0	4,5
Quick-rep [®]	6,2	10,6	17,8	19,9	19,9
Tele-rep [®]	21,5	24,0	26,2	19,1	14,9

Angaben als Median in [N].

Tabelle 8: Verlauf der Trennkraft von Aktivierungssystemen bei ausgewählten Zyklen

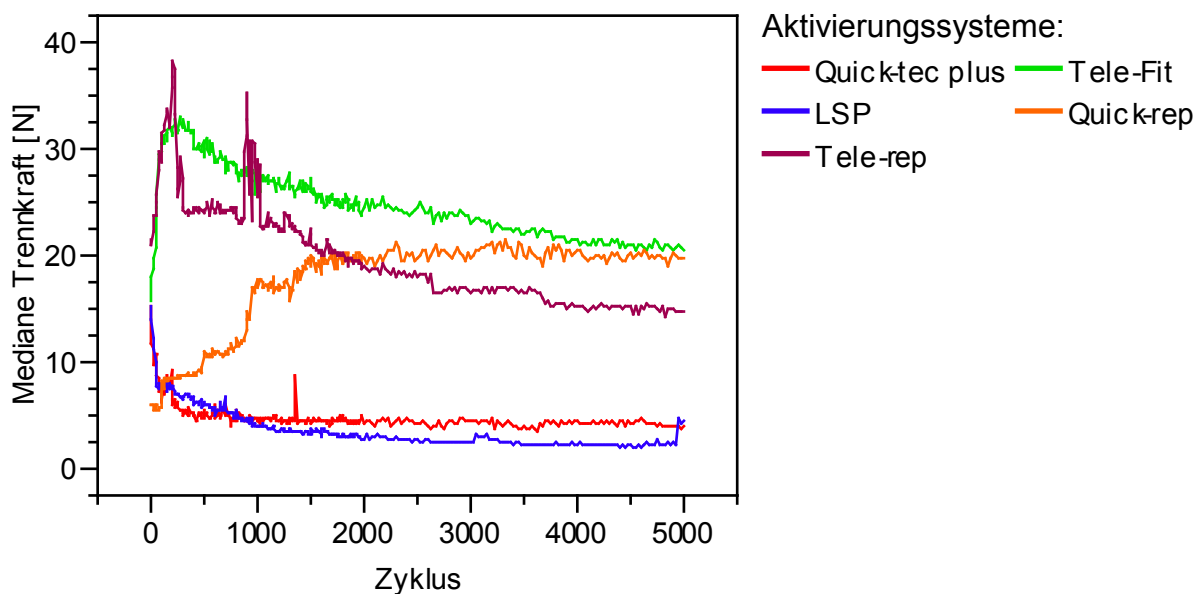


Abbildung 29: Verlauf der Medianwerte der Trennkraft der Aktivierungssysteme

Die Aktivierungssysteme lassen sich nach ihrem Trennkraftverlauf in drei Gruppen einteilen (Tab. 9).

Gruppe 1: konstanter gleichmäßiger Verlauf	Gruppe 2: gleichmäßig sinkender Verlauf	Gruppe 3: ungleichmäßiger Verlauf
Quick-tec plus®	Laserschweißpunkt	Tele-rep®
Tele-Fit®		Quick-rep®

Tabelle 9: Einteilung der Aktivierungselemente nach Trennkraftverlauf

6.1.1 Trennkraft in der Initialphase

Bei den Aktivierungselementen Quick-tec plus®, Tele-Fit®, Laserschweißpunkt und Quick-rep® zeigte sich kein signifikanter Unterschied bei der initialen Trennkraft zwischen Primär- und Sekundärteleskop. Der Medianwert lag bei 15 N. Bei Verwendung des Aktivierungselements Tele-rep® bestand dagegen eine gegenüber den Aktivierungselementen Laserschweißpunkt und Quick-rep® signifikant erhöhte initiale Trennkraft von im Median 21 N.

Die Proben der einzelnen Aktivierungssysteme zeigten bei Quick-rep® und Laserschweißpunkt die geringste und bei Tele-rep® die größte Streubreite zwischen der 25. und 75. Perzentile (Tab. 10-11, Abb. 30).

	Quick-tec plus®	Tele-Fit®	LSP	Tele-rep®
Tele-Fit®	-12,6	-	-	-
LSP	-9,9	-10,9	-	-
Tele-rep®	-2,8	-2,6	0,1	-
Quick-rep®	-1,7	-2,6	-3,9	8,3

Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungs-paaren.

Tabelle 10: Paarvergleich mit Tukey-Kramer HSD bei initialer Trennkraft

	Quick-tec plus®	Tele-Fit®	LSP	Quick-rep®	Tele-rep®
Initiale Trennkraft	15,4	16,0	15,3	6,2	21,5
[N]	13,1-26,5	10,6-25,8	12,4-18,4	4,5-10,4	16,5-43,8

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 11: Trennkraft in der Initialphase

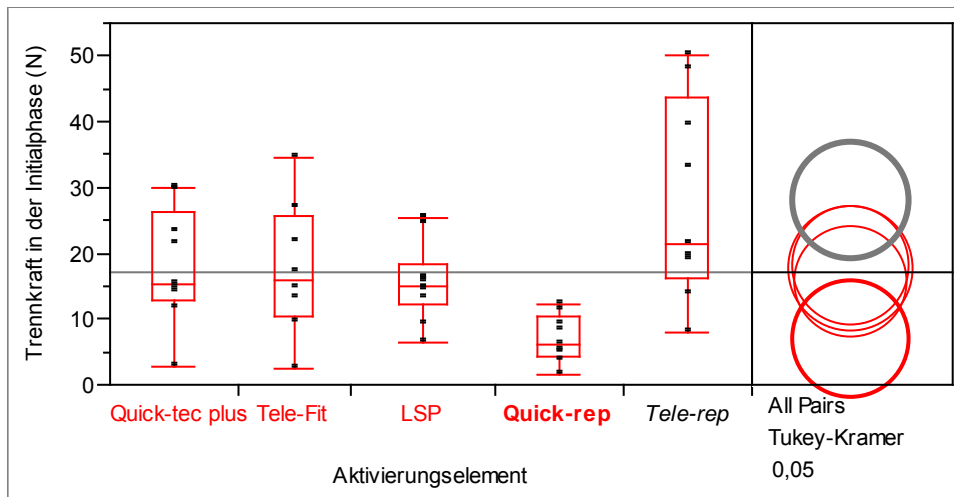


Abbildung 30: Initiale Trennkraft der Teleskopkronen differenziert nach Aktivierungselementen

6.1.2 Trennkraftänderungen in der Einlaufphase

Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®], Laserschweißpunkt und Tele-rep[®] zeigten einen Abfall, wogegen Tele-Fit[®] und Quick-rep[®] eine Zunahme der Trennkraftänderung in der Einlaufphase aufwiesen. Die Aktivierungselemente aus beiden Gruppen zeigten dabei eine signifikante Trennkraftänderung zu einander.

Die Proben des Aktivierungssystems Tele-rep[®] zeigten die größte Streubreite zwischen der 25. und 75. Perzentile, wobei sich deutliche Schwankungen in den Trennkraftverläufen der einzelnen Proben mit sowohl Zu- als auch Abnahme der Trennkraftänderung in der Einlaufphase ergaben (Tab. 12-13, Abb. 31).

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Tele-rep [®]
Tele-Fit [®]	7,5	-	-	-
LSP	-10,2	5,7	-	-
Tele-rep [®]	-6,2	1,1	-8,2	-
Quick-rep [®]	12,0	-9,0	10,2	5,7

Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungspaaren.

Tabelle 12: Paarvergleich der Trennkraft mit Tukey-Kramer HSD in der Einlaufphase

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Quick-rep [®]	Tele-rep [®]
Trennkraft	11,8	-4,8	9,2	-14,8	4,00
Einlaufphase [N]	4,9-22,1	-14,4-(-2,6)	7,2-13,0	-20,8-(-0,9)	-5,5-17,8

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 13: Trennkraft in der Einlaufphase

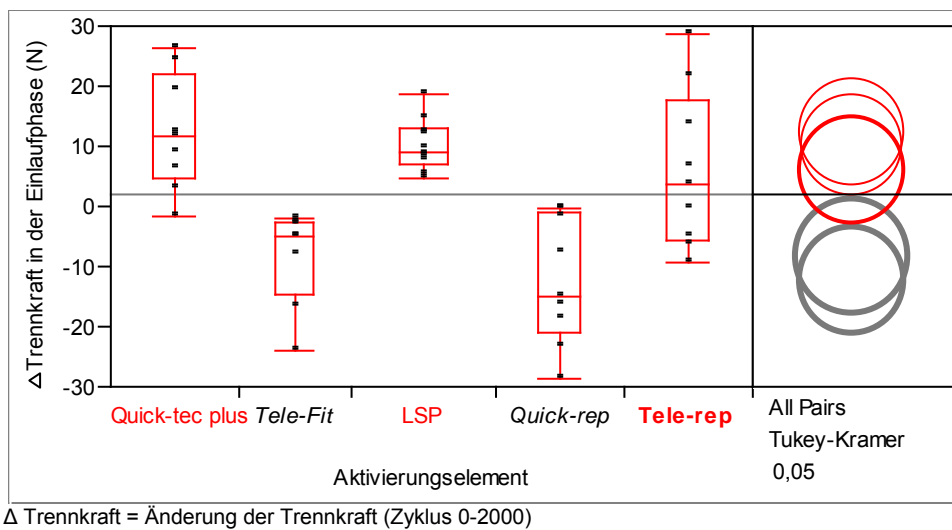


Abbildung 31: Trennkraftänderungen der Teleskopkronen in der Einlaufphase differenziert nach Aktivierungselementen

6.1.3 Trennkraftänderungen in der Tragephase

Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt zeigten während der Tragephase die geringste Trennkraftänderung mit konstantem Trennkraftverlauf bei einem Medianwert von ca. 0 N, gefolgt von Tele-Fit[®] und Quick-rep[®]. Diese vier Aktivierungssysteme unterschieden sich hierbei nicht signifikant voneinander. Tele-rep[®] zeigte gegenüber den anderen Aktivierungssystemen einen signifikanten Abfall der Trennkraftänderung.

Die Proben der einzelnen Aktivierungssysteme zeigten bei Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt die geringste und bei Tele-rep[®] die größte Streubreite zwischen der 25. und 75. Perzentile (Tab. 14-15, Abb. 32).

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Tele-rep [®]
Tele-Fit [®]	-2,8	-	-	-
LSP	-5,5	-2,5	-	-
Tele-rep [®]	0,9	-2,4	1,2	-
Quick-rep [®]	-5,4	-3,2	-5,1	0,5

Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungs paaren.

Tabelle 14: Paarvergleich der Trennkraft mit Tukey-Kramer HSD in der Tragephase

	Quick-tec plus®	Tele-Fit®	LSP	Quick-rep®	Tele-rep®
Trennkraft	0,1	1,5	0,5	-0,9	5,1
Tragephase [N]	-0,4-1,3	-0,05-6,8	-0,9-1,3	-3,4-2,6	2,5-11,3

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 15: Trennkraft in der Tragephase

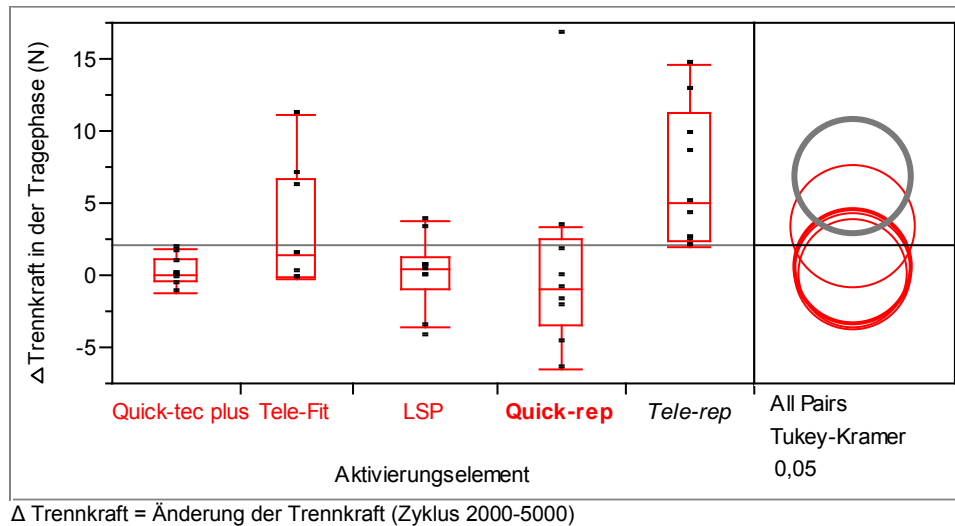


Abbildung 32: Trennkraftänderungen der Teleskopkronen in der Tragephase differenziert nach Aktivierungselementen

6.2 Verlauf der Abzugsarbeit

Die eingesetzten Probekörper durchliefen alle den Kraftdurchgang zwischen der unteren (X_0) und oberen Integrationsgrenze ($n=3$), so dass bei allen ermittelten Trennkraftwerten vom initialen Trennen bis zur definierten Abzugsstrecke von 0,3 mm die Abzugsarbeit berechnet werden konnte.

Der mediane Verlauf der Abzugsarbeit der einzelnen Aktivierungssysteme zeigte eine Übereinstimmung mit dem zuvor für jedes Aktivierungselement beschriebenen medianen Trennkraftverlauf (Tab. 16, Abb. 33).

System \ Zyklus	0	500	1.000	2.000	5.000
Quick-tec plus®	4,1	1,3	1,3	1,0	1,0
Tele-Fit®	4,2	6,6	5,8	5,5	4,5
Laserschweißpunkt	4,0	1,1	0,7	0,4	0,6
Quick-rep®	1,6	2,7	4,4	5,1	4,6
Tele-rep®	4,5	5,5	6,8	4,2	3,2

Angaben als Median [Nmm].

Tabelle 16: Verlauf der Abzugsarbeit von Aktivierungssystemen bei ausgewählten Zyklen

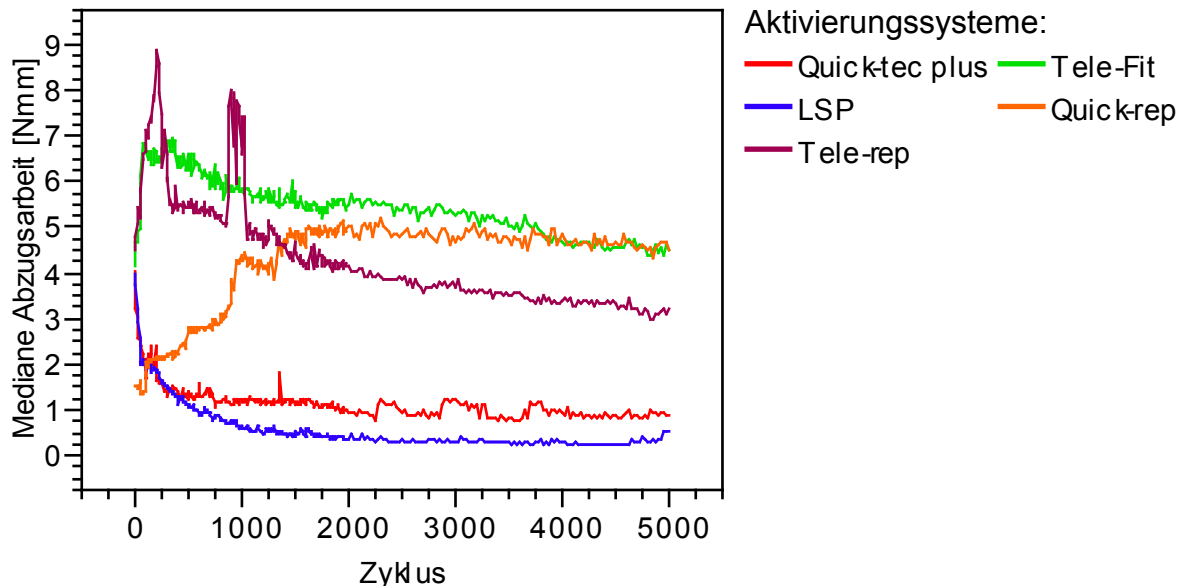


Abbildung 33: Verlauf der Medianwerte der Abzugsarbeit der Aktivierungssysteme

6.2.1 Abzugsarbeit in der Initialphase

Die Aktivierungssysteme mit Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Laserschweißpunkt und Tele-rep[®] zeigten bei einem Medianwert von 4 Nmm keinen signifikanten Unterschied bei der initialen Abzugsarbeit. Ausschließlich die Aktivierungssysteme Quick-rep[®] und Tele-rep[®] unterschieden sich signifikant voneinander, wobei die initiale Abzugsarbeit von Quick-rep[®] bei 1,5 Nmm signifikant niedriger lag (Tab. 17-18, Abb. 34).

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Tele-rep [®]
Tele-Fit [®]	-2,7	-	-	-
LSP	-2,3	-2,9	-	-
Tele-rep [®]	-1,1	-0,8	-0,5	-
Quick-rep [®]	-0,2	-0,8	-0,7	1,7

Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungspaarern.

Tabelle 17: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Initialphase

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Quick-rep [®]	Tele-rep [®]
Abzugsarbeit Initialphase [Nmm]	4,1 3,4-6,6	4,2 2,6-6,2	4,0 3,3-4,6	1,6 1,1-2,7	4,5 3,5-10,3

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 18: Abzugsarbeit in der Initialphase

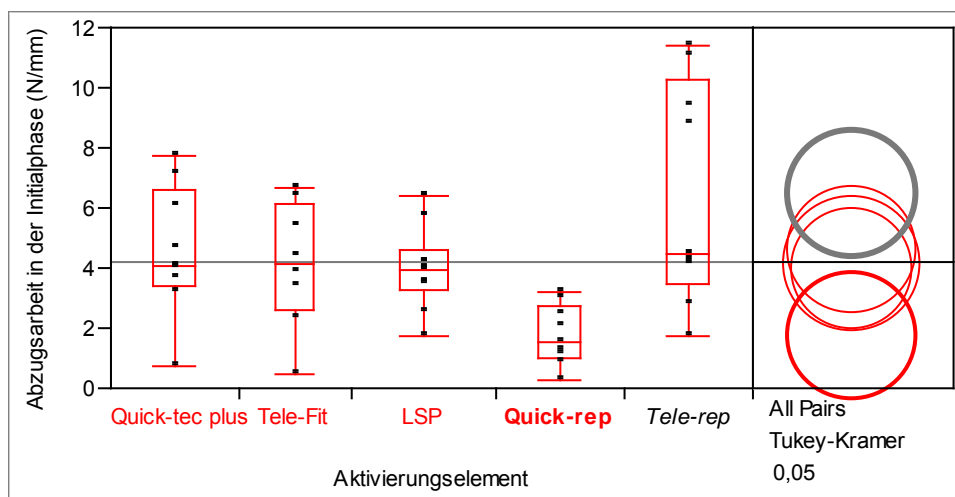


Abbildung 34: Initiale Abzugsarbeit der Teleskopkronen differenziert nach Aktivierungselementen

6.2.2 Abzugsarbeitsänderung in der Einlaufphase

Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt zeigten einen Abfall, Tele-Fit[®] und Quick-rep[®] eine Zunahme der Abzugsarbeitsänderung in der Einlaufphase mit signifikantem Unterschied zwischen beiden Gruppen.

Tele-rep[®] zeigte die größte Streubreite der einzelnen Proben mit Zu- und Abnahme der Abzugsarbeitsänderung in der Einlaufphase (Tab. 19-20, Abb. 35).

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Tele-rep [®]
Tele-Fit [®]	1,2	-	-	-
LSP	-2,9	1,2	-	-
Tele-rep [®]	-1,2	-0,6	-1,2	-
Quick-rep [®]	3,1	-1,3	3,1	1,3

Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungsgruppen.

Tabelle 19: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Einlaufphase

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Quick-rep [®]	Tele-rep [®]
Abzugsarbeit Einlaufphase [Nmm]	2,6 1,5-5,8	-0,6 -1,3-(-0,4)	3,3 2,4-3,8	-3,8 -4,7-(-0,1)	0,4 -1,4-4,5

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 20: Abzugsarbeit in der Einlaufphase

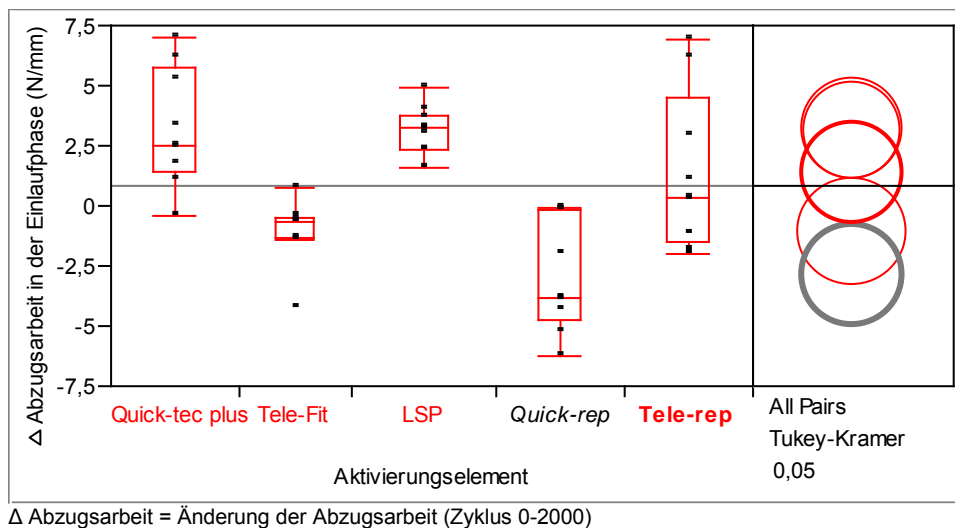


Abbildung 35: Abzugsarbeitsänderung der Teleskopkronen in der Einlaufphase differenziert nach Aktivierungselementen

6.2.3 Abzugsarbeitsänderung in der Tragephase

Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt zeigten während der Tragephase die geringste Abzugsarbeitsänderung mit konstantem Verlauf bei einem Medianwert von ca. 0 N, gefolgt von Quick-rep[®]. Tele-Fit[®] und Tele-rep[®] zeigten demgegenüber einen Abfall der Abzugsarbeit mit signifikantem Unterschied von Tele-rep[®] zu Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt (Tab. 21-22, Abb. 36).

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Tele-rep [®]
Tele-Fit [®]	-0,8	-	-	-
LSP	-1,2	-0,5	-	-
Tele-rep [®]	0,1	-0,7	0,3	-
Quick-rep [®]	-1,3	-0,8	-1,1	-0,04

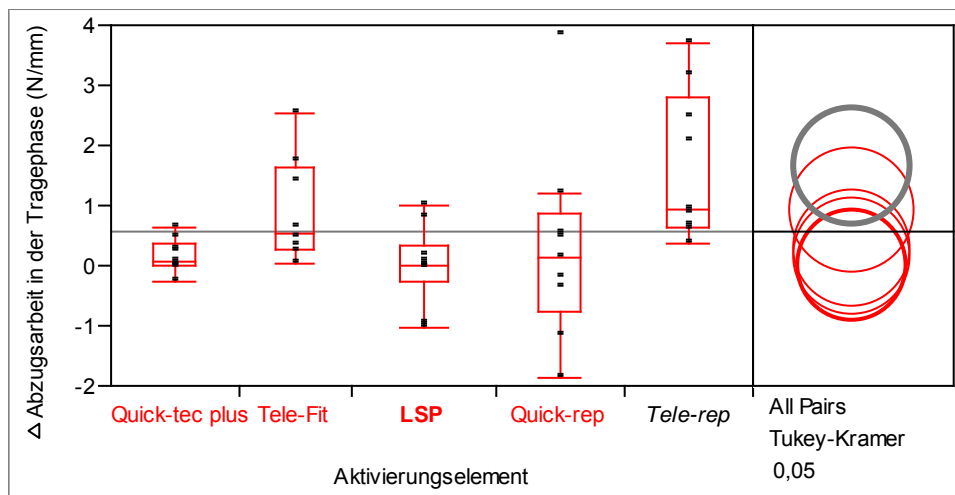
Angaben als Abs(Dif)-LSD. Positive Werte ergeben einen signifikanten Unterschied zwischen Untersuchungspaaren.

Tabelle 21: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Tragephase

	Quick-tec plus [®]	Tele-Fit [®]	LSP	Quick-rep [®]	Tele-rep [®]
Abzugsarbeit Tragephase [Nmm]	0,1 0,01-0,4	0,6 0,3-1,7	0,02 -0,2-0,3	0,2 -0,7-0,9	0,9 0,6-2,8

Angaben als Median und 25. bis 75. Perzentile.

Tabelle 22: Abzugsarbeit in der Tragephase



Δ Abzugsarbeit = Änderung der Abzugsarbeit (Zyklus 2000-5000)

Abbildung 36: Abzugsarbeitänderung der Teleskopkronen in der Tragephase differenziert nach Aktivierungselementen

6.3 Oberflächenanalyse

Alle Primärteleskope wiesen nach dem Verschleiß Oberflächenveränderungen auf. Je nach verwendetem Aktivierungssystem zeigten sich Unterschiede in Art und Ausprägung der untersuchten Verschleißformen Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion (Tab. 23). Die Primärteleskope der einzelnen Aktivierungssysteme boten untereinander ein einheitliches Bild.

Aktivierungssystem	Legierung	Abrasion	Adhäsion	Oberflächenzerrüttung	Tribochemische Reaktion
Quick-tec plus [®]	Benchmark [®] III	++	++	++	0
Tele-Fit [®]	Neocast [®] III	++	++	+++	0
Laserschweißpunkt	Degunorm [®]	+++	+++	+++	+
Quick-rep [®]	Pontor [®] MPF	+++	++	+++	0
Tele-rep [®]	Bio Portadur [®]	+++	+++	+++	0

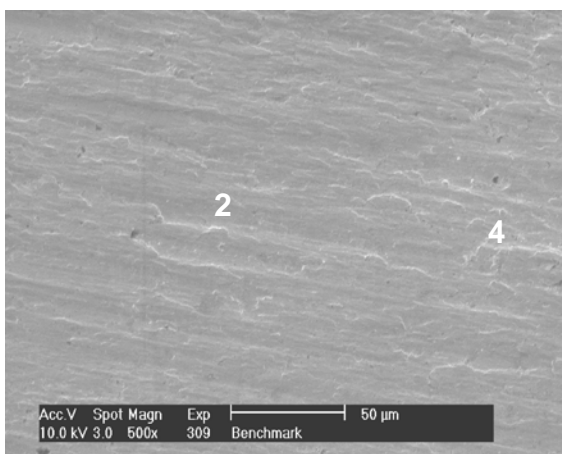
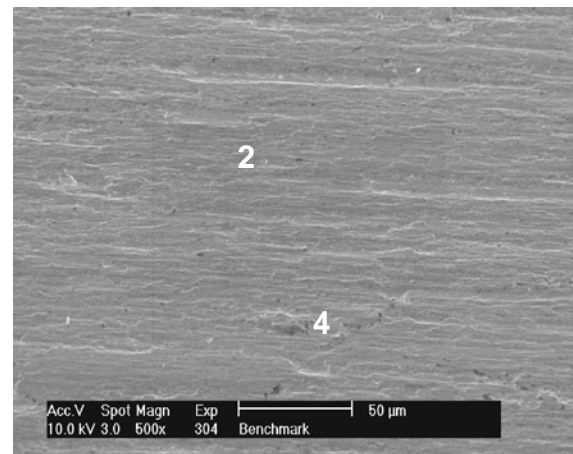
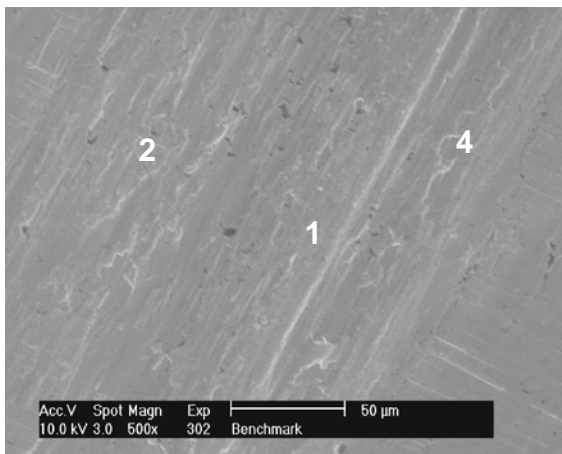
Tabelle 23: Häufigkeit der auftretenden Verschleißformen am Primärteleskop

Ausprägungsgrade:

- 0 = Verschleißform nicht ausgeprägt
- + = Verschleißform gering ausgeprägt
- ++ = Verschleißform ausgeprägt
- +++ = Verschleißform stark ausgeprägt

6.3.1 Oberflächenanalyse Quick-tec plus®

Die mittels REM untersuchten Kontaktflächen der mit dem Quick-tec plus® Aktivierungssystem verschlissenen Primärteleskope zeigten hauptsächlich Formen von Abrasion und Adhäsion. Die Abrasionen traten zum einen als singuläre Furchen und zum anderen als flächenhafte Verschleißfelder in Kombination mit Adhäsionen auf. Die Oberflächenzerrüttung war geringgradig ausgeprägt und häufig zentral im Verschleißareal gelegen. Die Verschleißspuren gingen hauptsächlich von koronal aus, wobei einige Abrasionsspuren auch mittig auf den parallelisierten Flächen ihren Ursprung nahmen (Abb. 37).

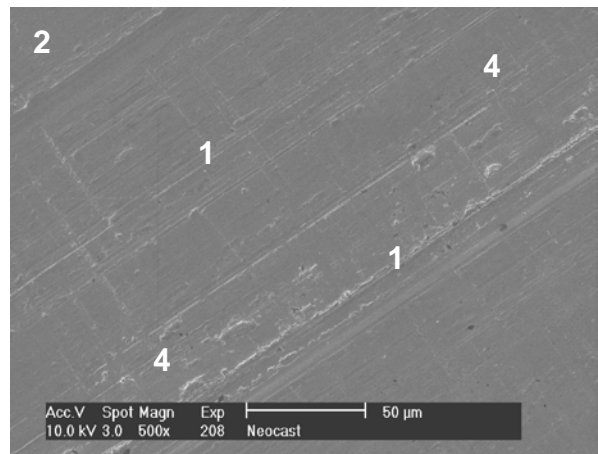
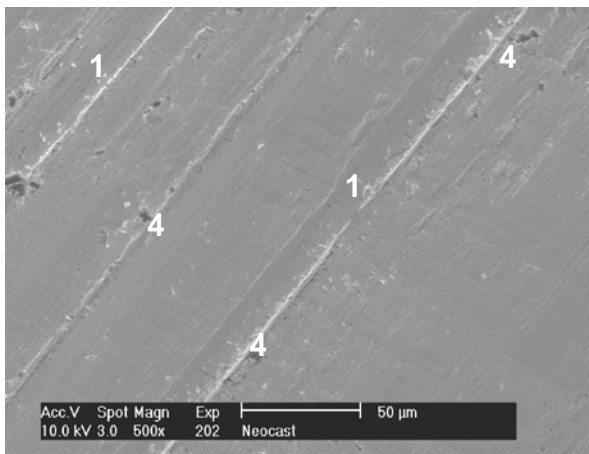
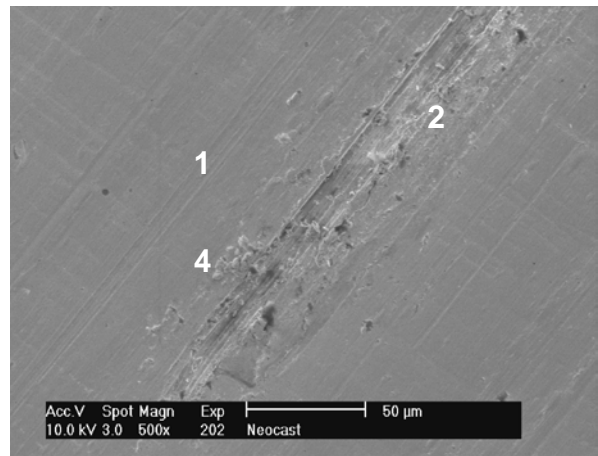
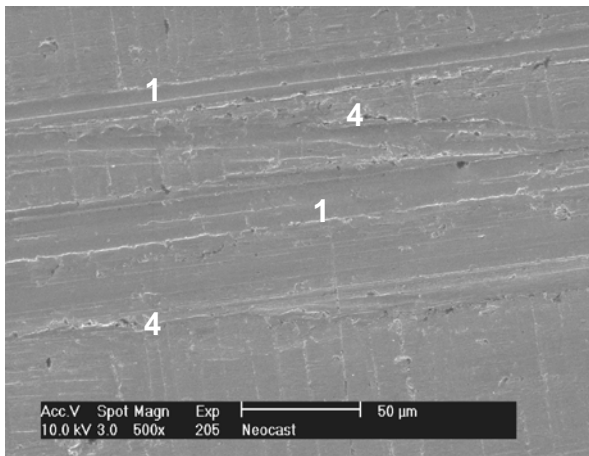


1: Abrasion, 2: Adhäsion, 4: Oberflächenzerrüttung

Abbildung 37: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Quick-tec plus®

6.3.2 Oberflächenanalyse Tele-Fit®

Die Primärteleskope des Aktivierungssystems Tele-Fit® zeigten neben Abrasionen und Adhäsionen stark ausgeprägte Oberflächenzerrüttungen. Diese Verschleißformen waren vor allem auf der dem Aktivierungselement gegenüberliegenden Teleskopoberfläche ausgeprägt. Abrasionen und Adhäsionen gepaart mit Oberflächenzerrüttung kamen vorwiegend in großflächigen Verschleißfeldern vor. Die furchenförmigen Abrasionen waren häufig von Oberflächenzerrüttungen überlagert. Die Verschleißspuren begannen überwiegend koronal und verliefen in Form von Verschleißfeldern über die parallelisierten Flächen (Abb. 38).

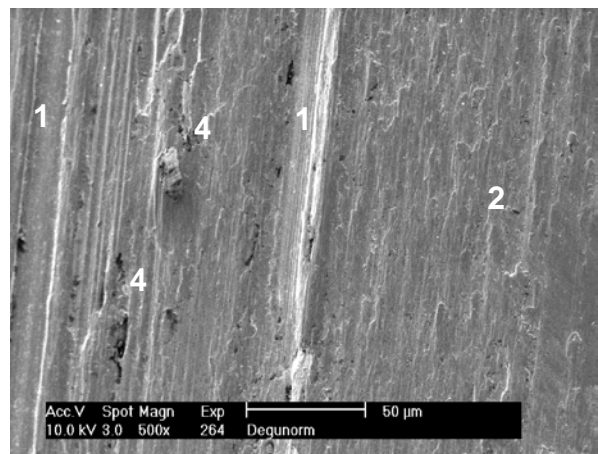
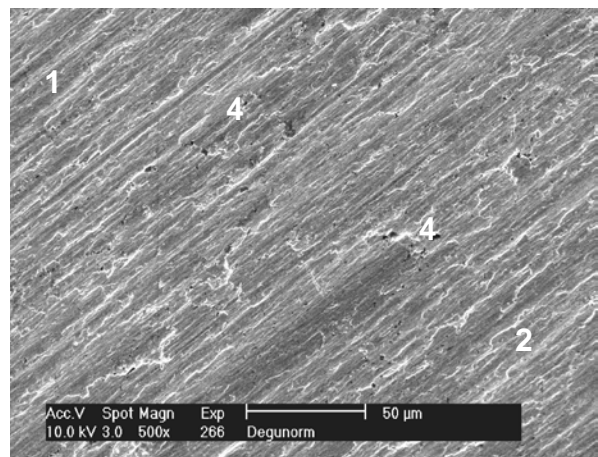
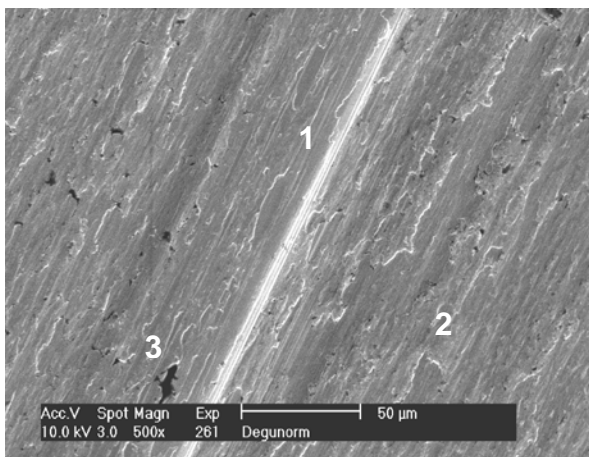


1: Abrasion, 2: Adhäsion, 4: Oberflächenzerrüttung

Abbildung 38: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Tele-Fit®

6.3.3 Oberflächenanalyse Laserschweißpunkt

Die Kontaktflächen der Primärteleskope zeigten hier stark ausgeprägte Verschleißformen von Abrasion sowie Adhäsion und Oberflächenzerrüttung bei geringgradiger tribochemischer Reaktion. Die Abrasionen erschienen als singuläre Furchen sowie in Form von flächenhaften Verschleißfeldern in Kombination mit Adhäsionen. Oberflächenzerrüttungen fanden sich meist gekoppelt an Adhäsionen. Die Abrasionsspuren begannen häufig mittig auf den parallelisierten Flächen ohne Anschluss weiterer Verschleißfelder (Abb. 39).

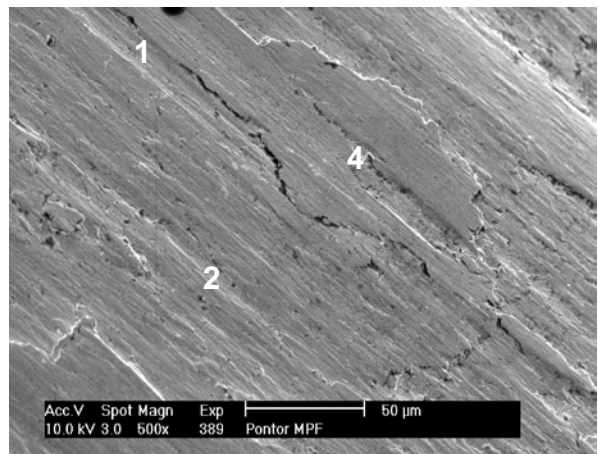
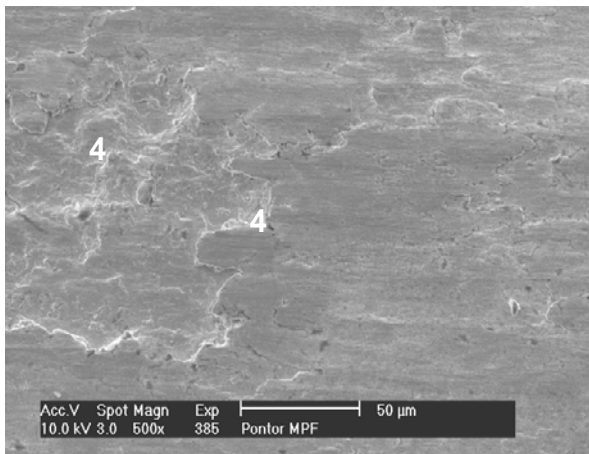
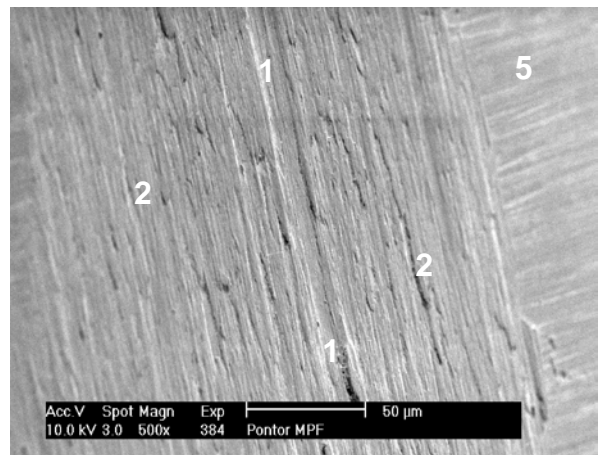
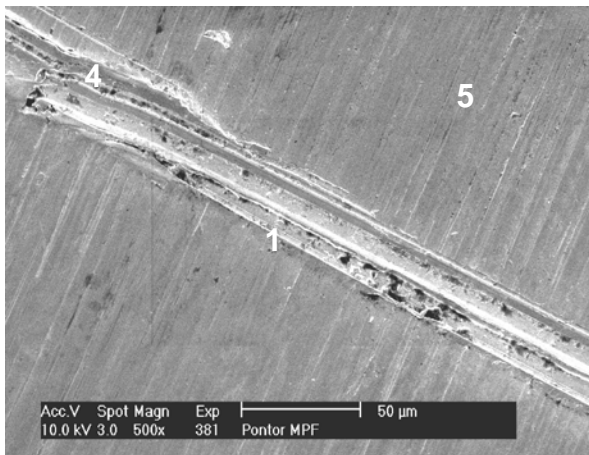


1: Abrasion, 2: Adhäsion, 3: tribochemische Reaktion, 4: Oberflächenzerrüttung

Abbildung 39: Verschleißexpression nach Aktivierung mit dem Laserschweißpunkt

6.3.4 Oberflächenanalyse Quick-rep[®]

Die Kontaktflächen der Primärteleskope zeigten neben ausgeprägten Adhäsionen starke Verschleißerscheinungen bei Abrasion und Oberflächenzerrüttung. Die Abrasionen traten einerseits als singuläre Furchen und andererseits in Verschleißfeldern gepaart mit Adhäsionen und Oberflächenzerrüttungen auf. Die Verschleißspuren begannen häufig zentral auf den parallelisierten Flächen (Abb. 40).

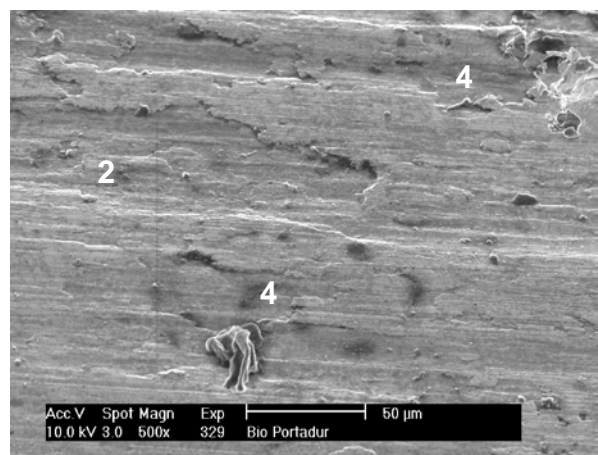
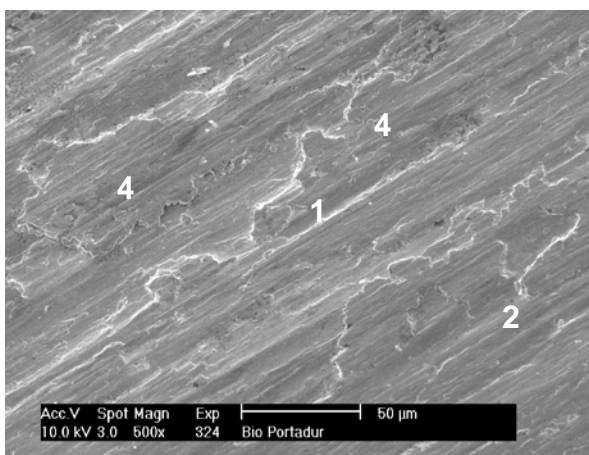
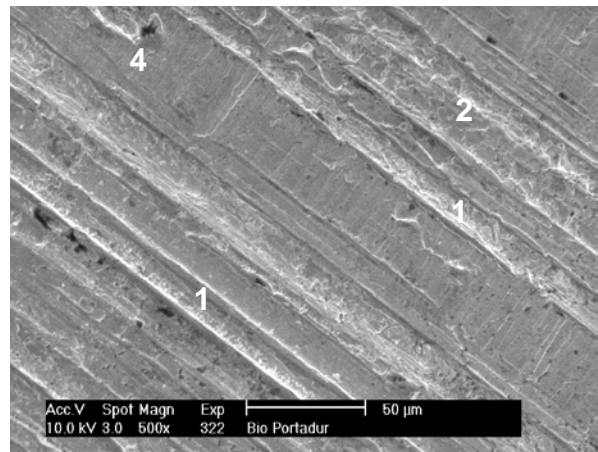
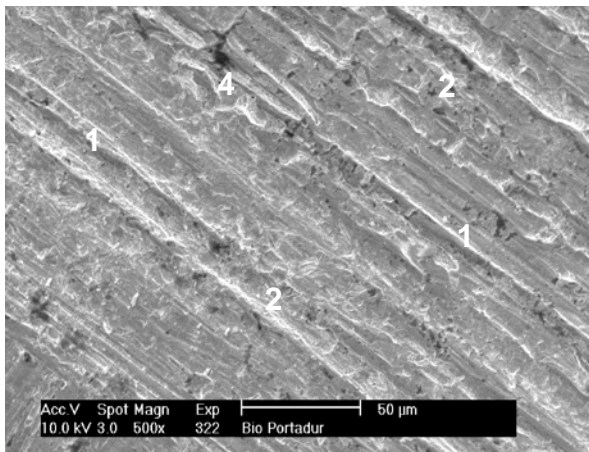


1: Abrasion, 2: Adhäsion, 4: Oberflächenzerrüttung, 5: Bearbeitungsspuren

Abbildung 40: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Quick-rep[®]

6.3.5 Oberflächenanalyse Tele-rep®

Die Kontaktflächen der Primärteleskope beim Aktivierungssystem Tele-rep® wiesen starke Verschleißerscheinungen mit Abrasion und Adhäsion sowie Oberflächenzerrüttung auf. Die Abrasionen lagen überwiegend als deutlich sichtbare Furchen und in Verschleißfeldern vor. Adhäsionen fanden sich meist im Randbereich der Abrasionsfurchen und Verschleißfelder. Oberflächenzerrüttungen erschienen als zerklüftete Bereiche innerhalb von Verschleißfeldern und Abrasionsfurchen. Die Verschleißspuren begannen häufig koronal, vereinzelt auch zentral auf den parallelisierten Flächen und verteilten sich über das gesamte Primärteleskop (Abb. 41).



1: Abrasion, 2: Adhäsion, 4: Oberflächenzerrüttung

Abbildung 41: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Tele-rep®

7 Diskussion

7.1 Hintergrund der Studie

In einer Vielzahl von Studien konnte gezeigt werden, daß Teleskopkronen ein bewährtes Halte- und Stützelement beim kombiniert festsitzend und herausnehmbaren Zahnersatz sind (Meyer, 1983; Mock et al., 2005; Nickenig und Kerschbaum, 1995; Rehm, 1961; Rehmann et al., 2006; Stark und Schrenker, 1998). Um den bei Verschleiß von Teleskopkronen auftretenden Trennkraftverlust zu kompensieren, sind unterschiedliche Aktivierungselemente in den letzten Jahrzehnten entwickelt worden, die sich in Funktionsprinzip und Komplexität ihrer Konstruktion unterscheiden (Freesmeyer, 1986; Lehmann, 1970; Lehmann, 1973; Spang, 1970; Wenz und Lehmann, 1998). In den bisher veröffentlichten Verschleißstudien wurden Aktivierungssysteme untersucht, bei denen die Aktivierungselemente schon während der Herstellung der Teleskope präventiv eingebaut wurden (Holst et al., 2006; Michel, 2002; Stark und Stiefenhofer, 1994; Stark und Heilos, 1995; Weber, 1989; Wenz et al., 2009).

In dieser Studie wurden erstmals Aktivierungssysteme untersucht, die erst nach Friktionsverlust der Teleskopprothese zur Wiederherstellung der Trennkraft angebracht wurden. Die Auswahl fiel auf die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Laserschweißpunkt, Quick-rep[®] und Tele rep[®], da diese, stellvertretend für andere auf dem Dentalmarkt erhältlichen Aktivierungssysteme, sich im Material sowie in der Verarbeitung von einander grundlegend unterscheiden. In der vorliegenden experimentellen in vitro Studie konnte gezeigt werden, dass die Verwendung ausgewählter Aktivierungssysteme zu einer Verbesserung der Haltekraft von friktionslosen Teleskopkronen führt.

7.2 Verwendete Methoden

7.2.1 Parodontienadäquate Verschleißapparatur

Der Verschleißversuch mittels parodontienadäquater Verschleißapparatur hat sich als äußerst nützliches Versuchsmodell für die Simulation des biomechanischen Verhaltens der Pfeilerzähne erwiesen (Bayer et al., 2003; Bayer, 2004; Bayer et al., 2007; Bayer et al., 2009; Hagner et al., 2006). Die biomechanischen Vorgänge im Parodontium sind äußerst komplex. Je nach Ausmaß und Geschwindigkeit der Zahnauslenkung und

-belastung werden verschiedene Mechanismen im Parodontium aktiviert. Bei Belastungen in orofazialer Richtung wird das biomechanische Verhalten des Zahnes im Parodontium in zwei verschiedene Bereiche eingeteilt (Körber, 1983; Rateitschak et al., 1984). Während der Bereich der initialen lateralen Zahnbeweglichkeit bis etwa 1N mit einer möglichen Auslenkung von 50-100 μm reicht, wird bei einer höheren Kraffteinwirkung bis etwa 5 N der gesamte Alveolarfortsatz verformt (Mühlemann und Zander, 1954; Mühlemann, 1960). Für die intrusive Zahnbeweglichkeit mit Auslenkungen $<50 \mu\text{m}$ werden ca. 60 N/mm für Kräfte $<1 \text{ N}$ und ca. 200 N/mm für Kräfte $>1 \text{ N}$ beschrieben (Picton, 1990). Hydrodynamische Effekte in den Blutgefäßen sowie vorausgegangene Auslenkungen des Zahnes sind weitere Faktoren, die das biomechanische Verhalten des Parodontiums beeinflussen (Eichner, 1964).

Für die durchgeführten Verschleißuntersuchungen wurde daher eine von der Arbeitsgruppe konstruierte Probenhalterung verwendet, die das Verhalten der Pfeilerzähne im Zahnhalteapparat und im Kieferknochen nachbilden soll. Diese von *Grüner et al.* (2003) konstruierte parodontienadäquate Verschleißapparatur berücksichtigt nicht nur die elastische Aufhängung der Zähne in der Alveole bezüglich aller möglichen Freiheitsgrade, sondern auch die elastischen Eigenschaften des Kieferknochens selbst mit einem gegenüber dem Parodontium erheblich höheren Elastizitätsmodul (Abé et al., 1996). Zudem hat diese elastische Aufhängung der Probekörper den Vorteil, dass sie lokale Präferenzen bei den Verschleißprozessen vermeidet, die durch nicht gänzlich vermeidbare Positionierungsfehler beim Einpolymerisieren der Probekörper entstehen können (Besimo et al., 2001; Stark, 1996). Diese parodontienadäquate Verschleißapparatur wurde durch unsere Arbeitsgruppe bereits für die Durchführung von in vitro Verschleißuntersuchungen an Teleskopkronen und Hybridankern verwendet (Bayer, 2004; Bayer et al., 2009; Grüner et al., 2003; Hagner et al., 2006).

Unter Berücksichtigung des Einflusses der Speichelschmierung auf Verschleißprozesse wurden die Probekörper während des Verschleißversuches mit der Speichelerersatzlösung Glandosane[®] umspült, die sich aufgrund ihrer realitätsnahen Schmiereigenschaften bereits in vorangegangenen Studien bewährt hat. Es konnte gezeigt werden, dass bei der permanenten Zufuhr von künstlichem Speichel ein mit der Mundsituation vergleichbarer Gleitfilm zwischen Primär- und Sekundärteleskop gebildet

wird, der eine Verschleißminderung vor allem durch Reduktion der Adhäsion herbeiführt (Bayer et al., 2007; Bayer et al., 2009; Becker, 1982; Becker, 1983; Czichos und Habig, 1973; Matzker und Schreiber, 1972; Ohkawa et al., 1990; Stenzel, 1977; Stüttgen, 1983; Stüttgen, 1985; Weigl und Lauer, 2000; Wenz et al., 2002; Wenz et al., 2009).

Für die Ermittlung der Trennkraft von Teleskopkronen wurden in den publizierten Verschleißstudien der letzten 30 Jahre unterschiedlich konstruierte Verschleißmaschinen verwendet.

Becker et al. (1984) führte Versuche zum Haftverhalten von Zylinderteleskopen mit einer Apparatur durch, mit der das Primärteleskop in das Sekundärteleskop unter Umspülung mit Speichel, Fetten oder Zahnpasta verankerungsfrei gefügt und wieder gelöst werden konnte. Eine vergleichbare Verschleißapparatur ohne parodontienadäquate Probekörperfixierung verwendete *Minagi et al.* (1999).

Für die von *Stark et al.* (1994, 1995) publizierten Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen für Teleskopkronen wurde eine Verschleißmaschine eingesetzt, die sowohl Dauerverschleißversuche durch Fügen und Trennen parallelwandiger Teleskope, als auch die messtechnische Erfassung der Trennkraftveränderung während des Versuches ermöglichte. Als Schmierstoff wurde der künstliche Speichel Glandosane[®] verwendet. Die Autoren beanstandeten die starre Konstruktion der Verschleißapparatur, mit der weder das Dämpfungsverhalten des Parodontiums noch die Mehr-Pfeiler-Situation nachgeahmt werden konnte (Stark und Stiefenhofer, 1994; Stark und Heilos, 1995).

Weigl und Lauer (2000) verwendeten für Verschleißuntersuchungen verschiedener Teleskopkronen eine Zugprüfmaschine mit digitaler Mess-, Steuer- und Regelelektronik, die für mechanische Prüfungen mit kleinen Kräften konzipiert worden war. Als Schmierstoff diente der künstliche Speichel Glandosane[®]. 2001 untersuchte *Besimo* die Trennkraft von Kugel- und Zylinderankern mit einer Lastwechselapparatur, die ein elektronisch gesteuertes mehrtausendfaches Zusammenfügen und Lösen der auf einem beweglichen Schlitten fixierten Attachmentteile, die mit Ersatzspeichel nach Metzker (Krüger, 1977) umspült wurden, unter standardisierten Bedingungen ermöglichte.

Mit der von *Wenz et al.* (2009) verwendeten Apparatur wurde das Verschleißverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement untersucht. Dabei wurde die Rotation eines Elektromotors in eine Vertikalbewegung eines parallel

geführten Schlittens umgewandelt. Um eine elastische Lagerung der Probekörper zu gewährleisten, wurden Trägerfedern aus einer Magnesiumlegierung eingesetzt. Das Sekundärteleskop war von einem mit dem künstlichen Speichel Glandosane® befüllten Kunststofftrichter umgeben.

Im Gegensatz zu der in unserer Studie eingesetzten parodontienadäquaten Verschleißapparatur ist keine der vorgestellten Verschleißmaschinen in der Lage, das elastische Verhalten von Kieferknochen und Parodontium adäquat zu simulieren.

Dieses in unserer Arbeitsgruppe etablierte Verschleißmodell zeichnet sich zudem durch ein hohes Maß an Reproduzierbarkeit sowie einfache Handhabung aus. Es eignet sich daher für die Untersuchung von Verschleißprozessen zur Abschätzung der Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

7.2.2 Bearbeitung der Probekörper

In dieser Studie wurden die fünf Aktivierungselemente Quick-tec plus®, Tele-Fit®, Laserschweißpunkt, Quick-rep® und Tele-rep® mit jeweils 10 zuvor verschlissenen parallelwandigen Teleskopkronen der Legierungen Bio Portadur®, Degunorm®, Pontor MPF®, Neocast® III und Benchmark® III einer Verschleißbelastung unterzogen. In einer 2006 publizierten Studie unserer Arbeitsgruppe zum Verschleiß dieser Teleskopkronen zeigte sich bei geringfügigen Unterschieden in der Zusammensetzung der Legierungen vor allem ein vergleichbares in vitro Verschleißverhalten sowohl in der Initial-, Einlauf- als auch Tragephase bis zu 10.000 Zyklen in der beschriebenen parodontienadäquaten Verschleißapparatur. Diese Legierungen erwiesen sich als besonders geeignet, da sie sich durch ein konstantes Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft sowie durch ein vollständiges Füge- und Trennverhalten auszeichneten (Hagner et al., 2006).

Neben der vergleichbaren Elementarzusammensetzung sowie physikalischen Eigenschaften der eingesetzten fünf Goldlegierungen, durchliefen die Teleskopkronen dieselben Herstellungsprozesse. Die im Rahmen der vorausgegangenen Pilotstudie verschlissenen Teleskopkronen wurden derart bearbeitet, bis jeweils eine Trennkraft von 0 N erreicht wurde. Auf diese Weise konnte gewährleistet werden, dass die Verschleißergebnisse allein auf die Eigenschaften der verwendeten Aktivierungselemente zurückzuführen sind.

Stenzel postulierte bereits 1977, dass die Oberflächenbearbeitung der Teleskopkronen

einen größeren Einfluß auf deren Haltekraft hat, als die Zusammensetzung der Kronenlegierung, -länge oder -durchmesser. Dabei wiesen hochglanzpolierte Teleskopkronenoberflächen, wie sie in unserer Studie angefertigt wurden, geringere Trennkraft auf als solche, die mit Sandpapier bearbeitet wurden.

REM Untersuchungen von *Becker* (1983) und *Minagi et al.* (1999) zeigten, dass durch Reibflächenpolitur von Teleskopkronen eine günstigere Oberfläche gegenüber der reinen Bearbeitung mit Fräsen resultiert. Bisherige Verschleißuntersuchungen geben initiale Trennkraftwerte von polierten Teleskopkronen zwischen 0,2 und 9,8 N an.

Beim Herausnehmen der Teleskopprothese kann das Parodontium in unphysiologischer Weise belastet werden, so dass die auf die Pfeilerzähne wirkende Trennkraft auf eine physiologisch vertretbare Größe eingestellt werden sollte. *Becker* (1982) empfiehlt für eine Teleskopprothese mit zwei Pfeilerzähnen daher eine physiologische Gesamtabzugskraft von maximal 3 N. In der vorliegenden in vitro Studie wurden die Teleskopkronen mit einer Trennkraft von 0 N nach Anbringen der Aktivierungselemente dementsprechend auf eine Trockentrennkraft von 1 bis 3 N justiert.

Die Verarbeitung der verwendeten Aktivierungselemente unterschied sich grundlegend von einander. Während die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Tele-Fit[®] in zuvor angebrachte Bohrlöcher eingedrückt werden, werden Quick-rep[®] in ein eingeschnittenes Klemmgewinde und Tele-rep[®] in einem eingefrästen Verdrängungsraum im Sekundärteleskop fixiert. Für das Anbringen des Laserschweißpunktes wurde ein Laserschweißgerät im Dentallabor verwendet mit vergleichsweise größerem organisatorischem und zeitlichem Aufwand.

Bearbeitung und Anbringen der Aktivierungselemente Quick-tec plus[®] und Tele-Fit[®] zeichneten sich durch ihre einfache und schnelle Handhabung aus. Gemäß Herstellerangaben waren beim Quick-tec plus[®] System fünf und für das Tele-Fit[®] System vier Arbeitsschritte nötig. Limitierender Faktor für das Anbringen des Quick-tec plus[®] Systems ist eine notwendige Schichtdicke des Sekundärteleskops von exakt 0,5-0,6 mm. Die Installation des Tele-rep[®] Systems mit drei Arbeitsschritten erwies sich durch eine zusätzlich erforderliche Schichtdickenaugmentation des Sekundärteleskopes sowie eine relativ tiefe Bohrung mit unsicherem Halt der eingedrückten Aktivierungselemente als erheblich aufwendiger. Bei zeitlich aufwendigem Gebrauch des Gewindeschneiders zeichnet sich das Quick-rep[®] Aktivierungssystem durch eine

stabile Konstruktion in vier Arbeitsschritten aus. Das verwendete Instrumentarium, insbesondere die aufgrund ihres geringen Durchmessers äußerst fragilen Rosenbohrer, erforderte eine sorgsame und vorsichtige Handhabung.

7.2.3 Oberflächenanalyse

Die semiquantitative Auswertung der tribologischen Verschleißformen mittels REM erfolgte gemäß DIN EN ISO 4288 exemplarisch an den Außenseiten der verschlissenen Primärteleskopkronen.

Für die Untersuchung der Morphologie technischer Oberflächen und deren Veränderung durch Korrosions- oder Verschleißvorgänge ist die Rasterlektronenmikroskopie eine etablierte Methode. Mittels REM können Strukturen mit einem Auflösungsvermögen von nur wenigen Nanometern mit einer gegenüber dem Lichtmikroskop 1.000 fach größeren Schärfentiefe untersucht werden. Für die Abbildung und Quantifizierung der Verschleißspuren von Halteelementen nutzten bereits *Böttger* und *Rosenbauer* (1978), *Becker* (1983, 1984), *Stark* (1996), *Weigl* (2000) und *Bayer* (2004) die Rasterelektronenmikroskopie. Dabei verwendeten sie Vergrößerungsstufen zwischen 200 bis 1.000 facher Vergrößerung.

Czichos und *Habig* (1973) beschrieben die verschiedenen Verschleißmuster von Oberflächen metallischer Werkstoffe, die sowohl einzeln als auch gemeinsam auftraten. Diese Beobachtungen bestätigen sich auch in unseren REM Untersuchungen bei einer 500 fachen Vergrößerung, wobei die Oberflächen der verschlissenen aktivierten Probekörper alle vier tribologischen Reaktionsformen in unterschiedlicher Ausprägung und Kombination aufwiesen.

Die Verschleißform der tribochemischen Reaktion war nur bei mit Laserschweißpunkt aktivierten Teleskopkronen detektierbar, im Vergleich zu den stark ausgeprägten abrasiven und adhäsiven Verschleißspuren sowie der massiven Oberflächenzerrüttung jedoch eher gering ausgeprägt. REM Untersuchungen von *Bayer et al.* (2007) konnten bereits zeigen, dass Matrizen aus Metall einen höheren Verschleiß aufweisen als solche, die aus Kunststoff hergestellt wurden.

Erwartungsgemäß wiesen die Verschleißversuche mit der Edelmetalllegierung Degulor[®]i als Laserschweißpunkt die stärksten Verschleißerscheinungen auf. Sowohl Quick-tec plus[®], das aus dem Kunststoff Desmopan, als auch Tele-Fit[®], das aus dem Kunststoff

Moplen hergestellt wird, bewirkten die verhältnismäßig geringsten adhäsiven und abrasiven Oberflächenveränderungen. Die beiden aus Hostaform gefertigten Aktivierungselemente Quick-rep[®] und Tele-rep[®] bewirkten dagegen abrasive Verschleißspuren sowie eine Oberflächenzerrüttung, wie sie auch beim Laserschweißpunkt nachgewiesen werden konnten. Teleskopkronen, die mit Aktivierungselementen aus Kunststoff aktiviert wurden, wiesen keine tribochemische Reaktion auf.

Insgesamt traten unter den tribologischen Verschleißformen am stärksten die Oberflächenzerrüttung gefolgt von der Abrasion und schließlich der Adhäsion in Erscheinung.

7.3 Trennkraft und Abzugsarbeit

Der beim Fügen und Trennen von Teleskopkronen auftretende Materialverschleiß ist durch bisherige in vitro und in vivo Verschleißstudien wiederholt demonstriert worden. Dieser Materialverschleiß bewirkte einen messbaren Trennkraftverlust der Teleskopkronen, der klinisch in einem schlecht sitzenden Zahnersatz mit reduzierter Kaufunktion und Lebensqualität resultieren kann (Allen et al., 2001; Awad et al., 2003; Böttger und Rosenbauer, 1978; Freesmeyer, 1987; Hagner et al., 2006; Heydecke et al., 2003; Minagi et al., 1999; Mock et al., 2005; Rehm, 1961; Stark, 1996). Für den langfristigen Friktionserhalt von Teleskopkronen empfahlen daher *Ohkawa* (1990), *Stark* und *Stiefenhofer* (1994) sowie *Wenz* (2009) die Integration eines zusätzlichen Aktivierungselements.

Untersuchungsergebnisse von *Geginat* (1978) zeigten, dass bei Dauerbelastung von Teleskopkronen, Konuskronen sowie Geschieben die Trennkraft innerhalb der ersten 1.000 Zyklen am stärksten abnahm und im Verlauf der 10.000 Zyklen bis zu 20% des Initialwertes verlor. Verschleißversuche von *Becker* (1982) ergaben, dass die Trennkraft teleskopierender Kronen sich vor allem in der Einlaufphase und hiernach nur noch geringfügig änderte. *Besimo et al.* (1996) bestätigte diese Ergebnisse und unterschied zwischen der sogenannten Einlaufphase mit variierenden initialen Trennkraften und der stabileren Tragephase. *Stark* (1996) konnte erstmalig in einer kombiniert klinischen und werkstoffkundlichen Untersuchung zeigen, dass die Trennkraften konventioneller Teleskopkronen zu Beginn der Einlaufphase materialabhängig zu- oder abnahmen. Von

einer initialen Trennkraftzunahme mit nachfolgendem -verlust berichtete bereits Röper (1982) im Rahmen von Dauerverschleißversuchen mit teleskopierenden Prothesenankern.

In unserer Verschleißstudie zeigten die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®], Laserschweißpunkt und Tele-rep[®] in der Einlaufphase einen Trennkraftverlust, Tele-Fit[®] und Quick-rep[®] dagegen eine Trennkraftzunahme. Die aktivierten Teleskopkronen durchliefen während der Füge- und Trennzyklen den definierten Abzugsweg von 0,3 mm mit einer konstanten, klinischen Bedingungen entsprechenden Gleitgeschwindigkeit von 2 mm/s (Bayer et al., 2009; Stark, 1996). Nach erfolgten Kraft- und Wegmessungen wurde ein Abzugsarbeitsintegral berechnet, da der Maximalwert der Abzugsarbeit innerhalb der Trennstrecke an verschiedenen Streckenpunkten auftreten konnte (Röper, 1982). Es zeigte sich, dass der Verlauf des berechneten Kraft-Weg-Integrals (Abzugsarbeit) jeweils dem Verlauf der Trennkraft entsprach. Somit lassen sich die ermittelten Trennkraft- und Abzugsarbeitsverläufe der einzelnen Probekörper zusammen diskutieren.

Die beschriebenen Verläufe von Trennkraft und Abzugsarbeit der aktivierten Teleskopkronen bestätigen frühere Beobachtungen von stark variierenden Kurvenverläufen in der Initial- und Einlaufphase sowie gleichmäßigen Verläufen in der Tragephase. Quick-tec plus[®] zeigte nach initial starkem Trennkraftverlust in den ersten 500 Zyklen einen insgesamt sehr konstanten und regelmäßigen Verlauf. Nach leichter Zunahme der Trennkraft in den ersten 200 Zyklen erreichte das Tele-Fit[®] System ebenfalls ein sehr konstantes Verlaufsniveau. Teleskopkronen, die mit Quick-rep[®] und Tele-rep[®] aktiviert wurden, zeigten dagegen einen insgesamt unregelmäßigen Verlauf mit größeren Schwankungen und Amplituden. Die mit dem Laserschweißpunkt aktivierten Teleskopkronen wiesen nach initialem Trennkraftabfall um ca. 50% innerhalb der ersten 200 Zyklen einen stetig sinkenden und gleichmäßigen Verlauf auf, der bei 7 der 10 Probekörper sich zwischen 2-3 N in der Tragephase einstellte. Dieser vergleichsweise massive Trennkraftverlust in der Einlaufphase lässt sich auf die ähnliche Materialzusammensetzung von Aktivierungselement und Teleskopkrone zurückführen. Beide, Laserschweißpunkt und Teleskopkrone, bestehen jeweils aus einer Goldlegierung. In vitro Verschleißversuche mit unterschiedlichen Halteelementsystemen aus Goldlegierungen durch Wichmann und Kuntze (1999) sowie durch Bayer et al.

(2007) zeigten einen signifikant größeren Trennkraftverlust in der Einlaufphase als bei Halteelementen aus Kunststoff.

Stark und Stiefenhofer (1994) untersuchten das in vitro Friktionsverhalten der beiden kunststoffhaltigen Aktivierungssysteme FGP[®] und TK-Snap[®] für parallelwandige Teleskopkronen verschiedener edelmetallhaltiger und -freier Legierungen. Bei den Edelmetalllegierungen wurden keine signifikanten Trennkraftänderungen mit dem einen oder anderen Aktivierungssystem gemessen. In der Versuchsreihe der edelmetallfreien Legierungen zeigte sich ein geringer Trennkraftverlust. 1995 führten *Stark und Heilos* diese Untersuchung in Kombination mit einer klinischen Anwendung der Aktivierungssysteme erneut durch. Während der 10.000 Zyklen blieb sowohl die Friktion der Probekörper, die mit dem TK-Snap[®] System als auch die mit dem FGP[®] System aktiviert wurden, weitgehend unverändert, so dass der klinische Einsatz beider Systeme empfohlen wurde. Bei klinischen Nachuntersuchungen zeigte sich, dass bei Teleskopprothesen, die mit dem FGP[®] System nachträglich aktiviert wurden, die Haltekraft nicht dauerhaft wiederhergestellt werden konnte. Daher wurde die Verwendung des TK-Snap[®] Systems in den Fällen empfohlen, bei denen kurze klinische Kronen vorliegen oder mit einem Friktionsverlust der Teleskopprothese durch Pfeilerzahnverlust zu rechnen war.

In vitro Versuche von *Besimo et al.* (1996) ergaben, dass das Aktivierungssystem TK-Snap[®] auch in Verbindung mit Doppelkronen aus Titan eine ausreichende Langzeitretention bietet, jedoch im Vergleich mit Probekörpern aus Goldlegierungen einen deutlich höheren Trennkraftverlust über 10.000 Verschleißzyklen aufwies. Ursächlich hierfür könnten die hohe Oberflächenhärte und die technischen Schwierigkeiten bei der Herstellung einer exakten Passung zwischen Innen- und Außenkronen beim Guss von Titan sein.

In einer in vitro Verschleißstudie untersuchte *Wenz* (2009) die Trennkraften von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem TK-Snap[®] Aktivierungselement über insgesamt 10.000 Zyklen. Die Kronen wurden aus einer Kobalt-Chrom-Legierung, einer Gold-Platin-Legierung oder aus Titan hergestellt. Diejenigen Doppelkronen, die am Ende der Versuchsreihe die niedrigsten Trennkraften aufwiesen, wurden mit einem neuen Aktivierungselement versehen und nochmals 10.000 Zyklen ausgesetzt. *Wenz* schlußfolgerte, dass der Verschleißprozess beim Fügen und Lösen der Doppelkronen

nahezu vollständig an dem austauschbaren Aktivierungselement stattfand und dass durch den Austausch des Aktivierungselements nicht nur die Wiederherstellung der initialen, sondern auch der langfristig wirksamen Trennkraft erreicht werden konnte.

In unserer Studie zeigten die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Laserschweißpunkt während der Tragephase die geringste Trennkraftänderung mit konstantem Trennkraftverlauf, gefolgt von Tele-Fit[®] und Quick-rep[®]. Diese vier Aktivierungssysteme unterschieden sich hierbei nicht signifikant voneinander. Tele-rep[®] zeigte gegenüber den anderen Aktivierungssystemen einen deutlichen bis signifikanten Abfall der Trennkraftänderung.

Die mediane Trennkraftänderung ergab bei allen Aktivierungssystemen nach 5.000 Verschleißzyklen Messwerte um ca. 5 N und größer, so dass nach bestehender Literatur eine akzeptable Prothesenfunktion bezüglich Friktionswiederherstellung der Teleskopkronen erreicht werden konnte (Bayer et al., 2007; Becker, 1982; Becker, 1983; Czichos und Habig, 1973; Heydecke et al., 2003; Körber, 1983; Minagi et al., 1999; Stüttgen, 1983).

7.4 Methodenkritik

Das eingesetzte Verschleißmodell ist in seiner Übertragbarkeit auf die klinische Situation limitiert. Angesichts des notwendigen langjährigen Untersuchungszeitraumes beim Menschen bis zum Auftreten von Materialverschleiß sind die Möglichkeiten, die Auswirkungen von aktivierten Teleskopkronen in einem überschaubaren Zeitrahmen experimentell nachzuvollziehen, erschwert.

Die parodontienadäquate Verschleißapparatur hat sich hierbei als ein nützliches Anschauungsmodell für die Simulation des biomechanischen Verhaltens der Pfeilerzähne erwiesen. Um eine fünf- bis sechsjährige Tragezeit im Patientenmund bei zweimal täglichem Herausnehmen und Wiedereinsetzen der Teleskopprothese zu simulieren, haben sich 5.000 Verschleißzyklen als geeignet erwiesen.

Trotz methodischer Einschränkungen bei der naturgetreuen Simulation multifaktorieller Zusammenhänge im Parodontium ermöglicht diese Konstruktion, die beim Fügen und Trennen der Teleskope auftretenden Kräfte in angulärer und axialer Richtung federnd aufzunehmen, um die möglichen Freiheitsgrade der Pfeilerzähne im Mund nachzubilden. Bei der simulierten Ein-Pfeiler-Situation werden extraaxiale Belastungen,

die beim Herausnehmen und Belasten der Prothese auftreten können, nicht berücksichtigt (Celik und Uludag, 2007; Henners und Walter, 1990; Sadowsky und Caputo, 2004).

Die horizontale Bewegungsrichtung der Teleskope in der Verschleißmaschine entspricht nicht der klinischen Situation, bei der die Sekundärkrone in vertikaler Richtung auf die Primärkrone aufgesetzt wird. Physikalisch gesehen ist der Verschleiß von der Bewegungsrichtung unabhängig. Ein Verkippen der Achsen der Fügepartner bei der Bewegung in horizontaler Richtung wird dadurch vermieden, dass zu Versuchsbeginn die aktivierten Primär- und Sekundärkronen in vertikaler Position der Verschleißapparatur fixiert wurden (Abé et al., 1996).

Die Probekörper wurden zwischen den Füge- und Trennvorgängen zwar mit dem Speichelersatz Glandosane[®] umspült, jedoch nicht mechanisch, entsprechend Mundhygienemaßnahmen gereinigt (Becker, 1983). Lastwechselphasen im Sinne einer Kaubelastung fanden nicht statt (Eichner, 1964; Stenzel, 1977).

Die standardisierte Gleichbehandlung aller Versuchsgruppen lässt eine Interpretation der Messdaten auf herabgesetztem Niveau dennoch zu.

Durch die manuelle, zahntechnische Herstellung und Bearbeitung der Probekörper sind herstellungsbedingte Passungstoleranzen durch geringfügige Abweichungen bei Form, Länge sowie Parallelität der Teleskopkronen nicht vermeidbar (Becker, 1982; Stark, 1996).

Die Fragestellung dieser experimentellen Studie ließ sich mit Hilfe der verwendeten Methoden mit den genannten Einschränkungen beantworten.

7.5 Schlußfolgerung

Aktivierungselemente sind nützliche Hilfsmittel zur Wiederherstellung der Friktion verschlissener Teleskopprothesen. Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Quick-rep[®], Tele-rep[®] und Laserschweißpunkt unterscheiden sich in Funktionsprinzip, Material und Komplexität der Konstruktion.

Quick-tec plus[®] und Tele-Fit[®] zeichneten sich beide sowohl durch gute Handhabung als auch durch einen sehr konstanten Trennkraftverlauf bei geringer Messwertstreuung sowie durch vergleichsweise geringen Oberflächenverschleiß aus.

Die mit einem Laserschweißpunkt im Dentallabor aktivierten Teleskopkronen wiesen bei

konstant sinkendem Trennkraftverlauf mit geringer Messwertstreuung den materialabhängig zu erwartenden stärksten Oberflächenverschleiß auf.

Das Aktivierungssystem Quick-rep[®] zeigte nach leichter, jedoch zeitaufwendiger Bearbeitung einen ungleichmäßigen schwankenden Trennkraftverlauf mit geringer Messwertstreuung und starkem Oberflächenverschleiß.

Tele-rep[®] zeichnete sich bei aufwendiger Handhabung mit unsicherem Halt durch einen ebenfalls ungleichmäßigen schwankenden Trennkraftverlauf mit großer Messwertstreuung sowie starken Oberflächenverschleiß aus.

Keines der untersuchten Aktivierungssysteme verlor während der 5.000 Verschleißzyklen derart an Friktion, dass ein ausreichender Prothesenhalt gefährdet wäre.

Die untersuchten Aktivierungselemente Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Laserschweißpunkt und Quick-rep[®] könnten somit eine weitere Therapieoption zur Wiederherstellung der Funktionalität verschlissener Teleskopprothesen darstellen und das bisherige Therapiespektrum erweitern.

Zunächst bleibt die Bestätigung dieser experimentellen in vitro Studienergebnisse in klinischen Studien bei Patienten mit friktionslosen Teleskopprothesen abzuwarten.

7.6 Anwendungsempfehlung

In dieser in vitro Verschleißstudie erweisen sich die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Tele-Fit[®] als besonders geeignet, die Friktion verschlissener Teleskopprothesen wiederherzustellen, so dass der Einsatz im klinischen Alltag empfohlen werden kann.

Das Anbringen nur eines Laserschweißpunktes erscheint für eine dauerhafte Friktionswiederherstellung nicht auszureichen, da sieben von zehn Proben ein konstantes Trennkraftniveau von 2-3 N aufwiesen, so dass die Installation mehrerer Laserschweißpunkte vorteilhaft sein könnte.

Die ungleichmäßigen Trennkraftverläufe der aus Hostaform gefertigten Quick-rep[®] und Tele-rep[®] Aktivierungselemente könnten materialbedingt sein. In diesem Falle sollten verschleißbeständigere Materialien Verwendung finden. Die Konstruktion des Tele-rep[®] Systems bewirkte zudem einen mangelhaften Halt des Aktivierungselementes in der Bohrung des Sekundärteleskops, so dass die problemlose Anwendbarkeit im klinischen

Alltag nicht gewährleistet werden kann.

Sollte es zur klinischen Anwendung der empfohlenen Aktivierungssysteme kommen, so ist die aktivierte Teleskopprothese innerhalb der ersten Monate auf ihre Funktionalität hin zu überprüfen und der Patient mit Umgang und Reinigung des Aktivierungssystems vertraut zu machen.

Die Möglichkeit, die beschriebenen Aktivierungssysteme bei Funktionsverlust auszutauschen oder zu reaktivieren, ist ein weiteres Argument für die Verwendung von Aktivierungssystemen im klinischen Alltag (Koeck und Utz, 1996; Pospiech, 2001).

8 Zusammenfassung

Ziel: Quantifizierung von Verschleißprozessen bei ausgewählten Aktivierungssystemen für friktionslose Teleskopkronen zur Abschätzung der Verschleißbeständigkeit und Anwendbarkeit im klinischen Alltag.

Material und Methode: Verschlissene Teleskopkronen wurden mit jeweils fünf Aktivierungssystemen (Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Laserschweißpunkt, Quick-rep[®] sowie Tele-rep[®]), die sich in Material, Zusammensetzung und Konstruktion voneinander unterscheiden, aktiviert. Pro Untersuchungsgruppe wurden zehn Probekörper in einer eigens dafür entwickelten Apparatur mit einer parodontienadäquaten Halterung über 5.000 Zyklen verschlissen. Dabei wurde die Trennkraft gemessen und aufgezeichnet sowie die Abzugsarbeit bei einer initialen Trennstrecke von 0,3 mm berechnet. Anschließend erfolgte eine Oberflächenanalyse mittels Rasterelektronenmikroskop.

Ergebnisse: Die Aktivierungssysteme Quick-tec plus[®] und Tele-Fit[®] zeichneten sich durch einen homogenen Verlauf der Trennkraft und Abzugsarbeit sowie durch geringen Oberflächenverschleiß aus. Der Laserschweißpunkt wies zwar einen gleichmäßig sinkenden Trennkraft- und Abzugsarbeitsverlauf auf, zeigte jedoch eine stärkere Ausprägung der Verschleißformen. Die Aktivierungssysteme Quick-rep[®] und Tele-rep[®] zeigten sehr schwankende Trennkraft- und Abzugsarbeitsverläufe sowie einen starken Oberflächenverschleiß.

Schlußfolgerung: Die untersuchten Aktivierungselemente Quick-tec plus[®], Tele-Fit[®], Laserschweißpunkt und Quick-rep[®] könnten eine weitere Therapieoption zur Wiederherstellung der Funktionalität verschlissener Teleskopprothesen darstellen und das bisherige Therapiespektrum erweitern. Das Aktivierungselement des Tele-rep[®] Systems zeigte einen mangelhaften Halt, so dass die problemlose Anwendbarkeit im klinischen Alltag nicht gewährleistet werden kann.

9 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: a) Primärteleskope, b) Teleskopprothese	10
Abbildung 2: Schematische Darstellung des tribologischen Systems	11
Abbildung 3: a) Primärteleskop, b) Sekundärteleskop	25
Abbildung 4: Schematische Darstellung zur Wiederherstellung der Friktion	25
Abbildung 5: Friktionstestgerät	26
Abbildung 6: Schematische Darstellung eines Quick-tec plus [®] Aktivierungselements	27
Abbildung 7: Schematische Darstellung eines Quick-tec plus [®] Aktivierungssystems	27
Abbildung 8: Schematische Darstellung eines Tele-Fit [®] Aktivierungselements	27
Abbildung 9: Schematische Darstellung eines Tele-Fit [®] Aktivierungssystems	28
Abbildung 10: Schematische Darstellung des Laserschweißpunktes (Degulor [®] i)	28
Abbildung 11: Schematische Darstellung eines Quick-rep [®] Aktivierungselements und -systems	28
Abbildung 12: Schematische Darstellung eines Tele-rep [®] Aktivierungssystems und -systems	29
Abbildung 13: Schematische Darstellung der Position des Aktivierungselementes im Sekundärteleskop	30
Abbildung 14: Querschnitt durch eine Quick-tec plus [®] System mit einer Bohrlochtiefe von 0,5-0,6 mm	31
Abbildung 15: Teleskopkrone mit Quick-tec plus [®] System aktiviert	31
Abbildung 16: Teleskopkrone mit Tele-Fit [®] System aktiviert	32
Abbildung 17: Teleskopkrone mit dem Laserschweißpunkt (Degulor [®] i) aktiviert	33
Abbildung 18: Teleskopkrone mit Quick-rep [®] System aktiviert	33
Abbildung 19: Teleskopkrone mit Tele-rep [®] System aktiviert	34
Abbildung 20: Verschleißmaschine	35
Abbildung 21: Probekörperfixierung	37
Abbildung 22: Parodontienadäquate Aufhängung	37
Abbildung 23: Darstellung der Kraftübernahme vom Knochen-simulierenden Balgen bei Erreichen des Maximalweges	38

Abbildung 24: Verschleißapparatur	39
Abbildung 25: Aufzeichnung eines Kraft-Zeit- und Weg-Zeit-Diagramms während des Füge-Trennzyklus	41
Abbildung 26: Abrasion und Adhäsion an einem Primärteleskop	43
Abbildung 27: Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion an einem Primärteleskop	44
Abbildung 28: Beispielstatistik	45
Abbildung 29: Verlauf der Medianwerte der Trennkräfte der Aktivierungssysteme	48
Abbildung 30: Initiale Trennkraft der Teleskopkronen differenziert nach Aktivierungselementen	50
Abbildung 31: Trennkraftänderungen der Teleskopkronen in der Einlaufphase differenziert nach Aktivierungselementen	51
Abbildung 32: Trennkraftänderungen der Teleskopkronen in der Tragephase differenziert nach Aktivierungselementen	52
Abbildung 33: Verlauf der Medianwerte der Abzugsarbeit der Aktivierungssysteme	53
Abbildung 34: Initiale Abzugsarbeit der Teleskopkronen differenziert nach Aktivierungselementen	54
Abbildung 35: Abzugsarbeitsänderung der Teleskopkronen in der Einlaufphase differenziert nach Aktivierungselementen	55
Abbildung 36: Abzugsarbeitänderung der Teleskopkronen in der Tragephase differenziert nach Aktivierungselementen	56
Abbildung 37: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Quick-tec plus®	58
Abbildung 38: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Tele-Fit®	59
Abbildung 39: Verschleißexpression nach Aktivierung mit dem Laserschweißpunkt	60
Abbildung 40: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Quick-rep®	61
Abbildung 41: Verschleißexpression nach Aktivierung mit Tele-rep®	62

10 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Zusammensetzung der Legierungen von Aktivierungselementen	15
Tabelle 2a: Literatur zu Verschleißversuchen mit Halteelementen	18
Tabelle 2b: Literatur zu Verschleißversuchen mit Halteelementen	19
Tabelle 3: Literatur zu Verschleißversuchen mit aktivierten Teleskopkronen	21
Tabelle 4: Zusammensetzung der Legierungen der Teleskopkronen	24
Tabelle 5: Physikalische Eigenschaften der Legierungen	24
Tabelle 6: Kombination der Aktivierungssysteme und der Legierungen der Teleskopkronen	29
Tabelle 7: Zusammensetzungen des Speichlersatzes Glandosane®	39
Tabelle 8: Verlauf der Trennkraft von Aktivierungssystemen bei ausgewählten Zyklen	48
Tabelle 9: Einteilung der Aktivierungselemente nach Trennkraftverlauf	49
Tabelle 10: Paarvergleich mit Tukey-Kramer HSD bei initialer Trennkraft	49
Tabelle 11: Trennkraft in der Initialphase	49
Tabelle 12: Paarvergleich der Trennkraft mit Tukey-Kramer HSD in der Einlaufphase	50
Tabelle 13: Trennkraft in der Einlaufphase	50
Tabelle 14: Paarvergleich der Trennkraft mit Tukey-Kramer HSD in der Tragephase	51
Tabelle 15: Trennkraft in der Tragephase	52
Tabelle 16: Verlauf der Abzugsarbeit von Aktivierungssystemen bei ausgewählten Zyklen	53
Tabelle 17: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Initialphase	54
Tabelle 18: Abzugsarbeit in der Initialphase	54
Tabelle 19: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Einlaufphase	55
Tabelle 20: Abzugsarbeit in der Einlaufphase	55
Tabelle 21: Paarvergleich der Abzugsarbeit mit Tukey-Kramer HSD in der Tragephase	56

Tabelle 22: Abzugsarbeit in der Tragephase	56
Tabelle 23: Häufigkeit der auftretenden Verschleißformen am Primärteleskop	57

11 Literaturverzeichnis

1. Abé H, Hayashi K, Sato M. Data book on mechanical properties of living Cells, tissues, and Organs. In: Sato M, Hrsg. Data book on mechanical properties of living Cells, tissues, and Organs Tokyo: Springer Verlag, 1996.
2. Akagawa Y, Seo T, Ohkawa S, Tsuru H. A new telescopic crown system using a soldered horizontal pin for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1993; 69: 228-231
3. Akaltan F, Can G. Retentive characteristics of different dental magnetic systems. J Prosthet Dent 1995; 74: 422-426
4. Allen PF, McMillan AS, Walshaw D. A patient-based assessment of implant-stabilized and conventional complete dentures. J Prosthet Dent 2001; 85: 141-147
5. Awad MA, Lund JP, Shapiro SH. Oral health status and treatment satisfaction with mandibular implant overdentures and conventional dentures: a randomized clinical trial in a senior population. Int J Prosthodont 2003; 16: 390-396
6. Baum L, Lee MW. An „O“ Ring coping attachment for a telescopic prosthodontic appliance. J Ala Dent Assoc 1989; 73: 14
7. Bayer S, Hültenschmidt R, Grüner M, Utz KH, Stark H, Bourauel C. Simulation und Analyse des Verschleißes von hybridprothetischen Verankerungselementen. Dtsch zahnärztl Z 2003; 11: D4-D5
8. Bayer S. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen. Bonn: Zahnmed Diss 2004
9. Bayer S, Grüner M, Keilig L. Investigation of the wear of prefabricated attachments-an in vitro study of retention forces and fitting tolerance. Quintessence Int 2007; 38: e229-237
10. Bayer S, Steinheuser D, Grüner M, Keilig L, Enkling N, Stark H, Mues S. Comparative study of four retentive anchor systems for implant supported overdentures-retention force changes. Gerodontology 2009 Dec; 26: 268-272
11. Becker H. Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopieren-

der Kronen. ZWR 1982; 91: 54-60

12. Becker H. Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. Zahnärztl Welt 1982; 91: 48-51

13. Becker H. Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest. Zahnärztl Prax 1983; 34: 427-432

14. Becker H. Einfluss von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. Zahnärztl Praxis 1983; 8: 332-334

15. Becker H. Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung an Reibflächen teleskopierender Kronen nach verschiedenen Arbeitsprozessen. Quintessenz Zahntechnik 1983; 9: 1325-1332

16. Becker H. Wirkungsmechanismus der Haftung teleskopierender Kronen. Zahnärztl Prax 1983; 7: 281-284

17. Becker H. Das Haftverhalten eines Zylinderteleskops mit „gezogenen“ Reibflächen. Zahnärztl Welt 1984; 93: 474-480

18. Becker H. Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskopprothesen. Zahnärztl. Prax. 1989; 4: 153-156

19. Behr M, Hofmann E, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. Clin Oral Investig 2000; 4: 87-90

20. Bergmann B, Hugoson A, Olsson CO. Caries, periodontal and prosthetic findings in patients with removable partial dentures: A ten-year longitudinal study. J Prosth Dent 1982; 48: 506-514

21. 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

22. Bergmann B, Ericson A, Molin M. Long-term clinical results after treatment with conical crown-retained dentures. Int J Prosthodont 1996; 9: 533-538

23. Besimo CH, Graber G, Fluhler M. Retention force changes in implant-supported titanium telescope crowns over long-term use in vitro. J Oral Rehabil 1996; 23: 372-378

24. Besimo CE, Guarneri A, Jahn M. Haltekraft von präfabrizierten Verankerungsele-

menten für herausnehmbaren Zahnersatz nach Verschleißbeanspruchung in vitro. Dtsch Zahnärztl Z 2001; 56: 370-375

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

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

27. Böttiger H. Die prothetische Versorgung des Lückengebisses mit Teleskopprothesen. Zahnärztl Rundsch 1953; 62: 18-23

28. Böttger H. Das Teleskopsystem in der Zahnärztlichen Prothetik. In: Böttger Hrsg. Das Teleskopsystem in der Zahnärztlichen Prothetik. Leipzig: J.A. Barth, 1961

29. Böttger H. Langjährige Erfahrung mit dem Teleskopsystem und der heutige Stand der Teleskoptechnik. Österr Z Stomatol 1969; 66: 162-167

30. Böttger H, Rosenbauer KA. Rasterelektronenmikroskopische und Röntgenmikroanalytische Untersuchungen der Oberfläche teleskopierender Anker. Österr Z Stomatol 1978; 42: 42-47

31. Böttger H. Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. Zahnärztl Prax 1978; 29: 347-352

32. Böttger H, Gründler H. Die teleskopierenden Anker. In: Böttger H, Gründler H, Hrsg. Die Praxis des Teleskopsystems. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, 1982

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

34. Celik G, Uludag B. Photoelastic stress analysis of various retention mechanisms on 3-implant-retained mandibular overdentures. J Prosthet Dent 2007; 97: 229-235

35. Chandler J, Brudvik J. Clinical evaluation of patients eight to nine years after placement of removable partial dentures. J Prosth Dent 1984; 51: 736-743

36. Czichos H, Habig KH. Grundvorgänge des Verschleißes metallischer Werkstoffe- Neuere Ergebnisse der Forschung. In: Czichos H, Habig KH, Hrsg. Verschleißfeste

Werkstoffe VDI-Berichte Nr.194. Düsseldorf: VDI- Verlag GmbH, 1973: 23-31

37. Deiberl K. Das regulierbare Klammerteleskop, eine neue Variation der Teleskopkrone. Zahnärztl Welt 1975; 84: 156

38. Diedrichs G. Ist das Teleskopsystem noch zeitgemäß? Zahnärztl Welt 1990; 99: 78-82

39. DIN 50323. Tribologie–Begriffe. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1988

40. DIN 50320: Verschleiß. Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1979

41. DIN 50281. Reibung in Lagerung–Begriffe, Arten, Zustände, physikalische Größen. Berlin: Beuth Verlag GmbH, 1977

42. Drummer R. Pertometrische und elektromikroskopische Untersuchungen von Teleskop- und Konuskronen in Bezug auf ihre Friktion. Düsseldorf: Zahnmed Diss 1997

43. Eichner K. Aufschlüsselung über den Kauvorgang durch elektronische Kaukraftmessungen. Dtsch Zahnärztl Z 1964; 19: 415-426

44. Eichner K. Neue Erkenntnisse aufgrund von Langzeituntersuchungen auf dem Gebiet der zahnärztlichen Prothetik. Zahnärztl Welt/ Ref 1984; 93: 380-394

45. Eisenburger M, Tschernischek H. Klinisch-Technischer Verlag zu Langzeiterfolgen von klammerverankertem Zahnersatz und Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 53: 257-259

46. 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

47. 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

48. Ericson A, Nilsson B, Bergman B. Clinical results in patients with concical crown retained dentures. Int J Prosthodont 1990; 3: 513-521

49. Freesmeyer WB. Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik. :In: Freesmeyer WB,Hrsg. Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik. München-

Wien: CarlHauser Verlag, 1987

50. Gamborena JI, Hazelton RL, NaBadalung D, Brudvik J. Retention of ERA direkt overdenture attachments before and after fatigue loading. *Int J Prosthodont* 1997; 10: 123-130
51. Geginat K. Untersuchungen der Abzugskräfte an teleskopierenden Ankern, Düsseldorf: Zahnmed Diss 1978
52. Gernet W, Adam P, Reiter W. Nachuntersuchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach K.H. Körber. *Dtsch Zahnärztl Z* 1983; 38: 998-1001
53. Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz KH, Stark H. Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen. *Biomed Technik* 2003; 1-2: 15-19
54. Gütschow F. Titannitridbeschichtung von Teleskopen- Dauerhafte Friktion ohne Verschleiß? *Dent Labor* 1993; 16: 1233
55. Habig KH. Verschleiß und Härte von Werkstoffen. In: Habig KH, Hrsg. *Verschleiß und Härte von Werkstoffen*. München-Wien: Carl Hauser Verlag, 1980
56. Habig KH. Tribologie. In: Beitz B, Grote KH, Hrsg. *Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau* 20. Auflage. Berlin-New York: Springer Verlag, 2001: E72-E80
57. Häupl K. Das Teleskop im Dienste der Behandlung der Zahnlockerung. *Österr Z Stomatol* 1959; 9: 56-73
58. Häupl K, Reichborn-Kjennerud J. Moderne zahnärztliche Kronen und Brückenarbeiten. In: Häupl K, Reichborn-Kjennerud J, Hrsg. *Moderne zahnärztliche Kronen und Brückenarbeiten*. Berlin: Hermann Meuser Verlag, 1929
59. Hagner MW, Grüner M, Bayer S, Keilig L, Reinmann S, Bourauel C, Utz KH, Stark H. Eine In- Vitro- Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. *Dtsch Zahnärztl Z* 2006; 61: 594-603
60. Hayter AJ. A proof of the conjecture that the Tukey-Kramer multiple comparisons procedure is conservative. *Annals of Mathematical Statistics*. 1984; 12: 61-75
61. Henners M, Walther W. Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restbestand. *Dtsch Zahnärztl Z* 1990; 45: 579-581

62. Henrich H, Kerschbaum T. Häufigkeit von kariesbedingten Folgen im überwachten Gebrauch von herausnehmbarem Teilersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1980; 35: 923-930
63. Heydecke G, Locker D, Awad MA, Lund JP, Feine JS. Oral and general health-related quality of life with conventional and implant dentures. Community Dent Oral Epidemiol 2003; 31: 161-168
64. Hofmann M, Ludwig P. Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss. Dtsch Zahnärztl Z 1973; 28: 2-17
65. Holst S, Blatz MB, Eitner S, Wichmann M. In vitro wear of different material combinations of intracoronar precision attachments. Int J Prosthodont 2006; 19: 330-332
66. 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
67. Hsu JC. Constrained simultaneous confidence intervals for multiple comparisons with the best. Ann Statist 1984; 12: 1136-1144
68. Hulten J, Tillstorm B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. Swiss Dent J 1993; 17: 225-234
69. Hupfaut L. Differentialdiagnose festsitzender - abnehmbarer Zahnersatz. In: Koeck, B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 6 Teilprothesen. München-Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag, 1988: 29-38
70. Hupfaut L. Die Problematik der Versorgung des älteren Menschen. Dtsch Zahnärztl Z 1993; 48: 526
71. Igarashi Y, Goto T. Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures. Int J Prosthodont 1997; 10: 149-155
72. Jacoby W, Gasser F. Nachträgliche Haltverbesserung von Teleskopkronen. Quintessenz 1973; 24: 59
73. Jung T, Borchers L. Experimentelle Studie über mechanische Eigenschaften von Präzisionsverbindungen. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 986-989
74. Jung T, Bussler KM. Untersuchungen zur Kontaktfläche zwischen Matrize und Patrize von konfektionierten Verbindungselementen. Dtsch Zahnärztl Z 1988; 43: 492-

496

75. Kerschbaum T, Micheelis W, Fischbach H, Thun P. Prothetische Versorgung in der Bundesrepublik Deutschland. Dtsch zahnärztl Z 1994; 49: 990
76. Kobes LWR, Richter KB. Die Wirkungsweise von Anker-elementen. Dtsch Zahnärztl Z 1967; 22: 1070-1078
77. Koeck B, Utz KH. Orale Rehabilitation mit festsitzend-abnehmbarem Zahnersatz. In: Koeck B, Hrsg. Praxis der Zahnheilkunde, Bd. 6 Teilprothesen. München-Baltimore: Urban & Schwarzenberg Verlag, 1996: 229
78. Körber KH. Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebestrukturen unter herausnehmbaren Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 975-982
79. Körber KH. Konuskronen- ein physikalisch definiertes Teleskopsystem. Dtsch Zahnärztl Z 1968; 67: 619-630
80. Krämer A, Weber H. Präzisionselemente in der Teilprothetik - Teleskopierende Systeme. Zahnärztl Mitt 1990; 80: 23-28
81. Kramer CY. Extension of multiple range tests to group means with unequal numbers of replications. Biometrics 1956; 12: 309-310
82. Künzel W, Heinrich R, Lenz E, Borutto A. Das Jahrhundert der Senioren. Zahnärztl Mitt 1995; 85: 218
83. Langer A. Teleskopic retainers for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1981; 45: 37-43
84. Lehmann K. Die Verbindungselemente der Teilprothese. Dtsch Zahnärztl Z 1970; 24: 161-168
85. Lehmann KM. Untersuchungen über die Haltekraft von Verbindungselementen mit „aktiver“ Haltefunktion. Dtsch Zahnärztl Z 1971; 26: 764-767
86. Lehmann KM. Halteelemente. Zahnärztl Mitteilungen 1973; 63: 1231-1234
87. Lehmann KM, Gente M, Wenz HJ, Hertrampf K. Das Konzept der MarburgerDoppelkrone. ZMK 2001; 10: 564-571
88. 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
89. Ludwig K, Kesse T, Kern M. In vitro-Untersuchungen zum Verschleißverhalten extrakoronaler Geschiebe mit und ohne Schubverteiler. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 597-600
90. Luthardt R, Spiekermann J, Böning K, Water M. Therapie der verkürzten Zahnreihe. Eine systematische Literaturübersicht. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 55: 592-609
91. Lutzmann M. Friktions-Geschiebe-Passung - Alternative für die Teleskop- und Konuskronentechnik. Quintessenz Zahntech 1988; 14: 487
92. Matzker J, Schreiber J. Synthetischer Speichel zur Therapie der Hyposalien insbesondere bei der radiogenen Sialadenitis. Z Laryng Rhinol 1972; 51: 422-428
93. Meyer E. Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelknopfankern im Stark reduzierten Gebiß. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38: 1011-1015
94. Micheelis W, Schroeder E. Dritte Sozialwissenschaftliche Daten und Analysen der drei Alterskohorten In: Micheelis W, Reich E, Hrsg. Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMSIII). Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ Materialreihe Band21). Köln: Deutscher Ärzte-Verlag, 1999, 433
95. Michel R. Einstückprothese- Die abnehmbare Brücke- Mit Friktionselementen oder ohne, das ist hier die Frage!. Quintessenz Zahntech 2002; 28: 714-718
96. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New telescopic crown design for removable partial dentures. J Prosthet Dent 1999; 81: 684-688
97. Mock FR, Schrenker H, Stark H. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 2005; 60: 148-153
98. Molin M, Bergmann B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. J Prosthet Dent 1993; 70: 251-256
99. Mühlemann HR, Zander HA. The Mechanism of Tooth Mobility. J Periodontol 1954; 25: 128-137
100. Mühlemann HR. 10 Years of Tooth Mobility Measurements. J. Periodontol 1960; 31: 110-122

101. Nickening A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 1995; 50: 753-755
102. Öwall B. Precision attachment - retained removable partial dentures: Part 1. technical long-term study. Int J Prosthet 1991; 3: 249-257
103. Öwall B. Precision attachment - retained removable partial dentures: Part 2. long-term study of ball attachment. Int J Prosthet 1995; 1: 21-28
104. 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
105. Peeso A. Crown and bridge-work for students and practitioners. In: Peeso A, Hrsg. Crown and bridge-work for students and practitioners. Philadelphia- New York: Lea and Febiger, 1924
106. Picton D. Tooth mobility – an update. Eur J Orthodont 1990; 12: 109-115
107. Polzer G, Meissner F. Grundlagen zu Reibung und Verschleiß. In: Polzer G, Meissner F, Hrsg. Grundlagen zu Reibung und Verschleiß. Leipzig: VEB Deutscher Verlag für Grundstoffindustrie Leipzig, 1983
108. Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. In: Pospiech P, Hrsg. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Stuttgart- New York: Georg Thieme Verlag, 2001
109. Preiskel H. Prefabricated attachments for complete overlay dentures. Brit Dgent J 1967; 123: 161-167
110. Preiskel H. Screw retained teleskpic protheses. Br Dent J 1971; 130: 107
111. Rateitschak KH, Rateitschak EM, Wolf HF. Parodontologie In: Wolf HF, Hrsg. Farbatlant der Zahnmedizin 1, Parodontologie. Stuttgart: Thieme Verlag, 1984
112. Rehm H. Die Wiederherstellung der Funktion beim Lückengebiss unter besonderer Berücksichtigung der starren Abstützung partieller Prothesen. Öster Z Stomatol 1961; 11: 76-81
113. Rehmann P, Weber A, Wöstmann B. Klinische Bewährung von Zähnen, die zur Verankerung einer Teilprothese mit Teleskopkronen versorgt wurden. Dtsch zahnärztl Z 2006; 61: 662-666

114. Richter EJ. Die Prothetische Versorgung des stark reduzierten Restgebisses. Overdenture/Coverdenture. Ein Therapiekonzept. Phillip Journal 1992; 269-279
115. Röper M. Untersuchungen der Haft- und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleißversuch. Düsseldorf, Univ.,Med. Fak., Zahnmed Diss 1982
116. Rößler S. Der Teleskopkronenriegel Nach Egger. Dent Labor 1966; 14: 398
117. Romagnoli M. Il pressomatic. In: Brusotti A, Hrsg. Manuale di tecnica di laboratorio ad uso degli studenti delle scuole governative di odontotecnica. Mailand: Bolletino metallografico, 1958
118. Sadowsky SJ, Caputo AA. Stress transfer of four mandibular implant overdenture cantilever designs. Journal Prosthet Dent 2004; 92: 328-336
119. Sauer G. Mechanische Gesichtspunkte bei der Bewertung der Verbindungselemente zwischen Restgebiss und Zahnersatz. ZWR 1986; 2: 100-103
120. Schierz O, Kroszewsky K, Häßler C. Passung und Härte konfektionierter Geschiebe. Dtsch Zahnärztl Z 2003; 58: 593-596
121. Schrenker H, Stark H. Ein langfristiges prothetisches Versorgungskonzept für ältere Menschen. Swiss Dent 1997; 7-8: 5-9
122. Schroeder E. Bedarfsermittlung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020. Ein Bericht der I+G Gesundheitsforschung München für die DGZPW. München 2001; 1-103
123. Spang H. Über die Verbindung abnehmbarer Teilprothesen mit den Restzähnen durch ein neuartiges Kupplungselement. Zahntechnik 1970; 28: 22-33
124. Stark H, Stiefenhofer A. Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen für Teleskopkronen. Dtsch Zahnärztl Z 1994; 9: 707-710
125. Stark H, Heilos B. Kann verlorene Haftkraft parallelwandiger Teleskopkronen dauerhaft wiederhergestellt werden? Quintessenz 1995; 46: 1307-1321
126. Stark H. Klinische und werkstoffkundliche Untersuchung zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen. Habilitationsschrift/Deutsche Hochschulschriften 1097, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen, 1996

127. Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnärztl Z 1998; 3: 183-186
128. Stark H, Holste T, Swoboda W, Siebert A. Untersuchungen zum Mundgesundheitszustand rehabilitationsbedürftiger alterer Patienten. Dtsch Zahnärztl Z 1999; 54: 708-710
129. Starr RW. Removable bridge-work-porcelain cap crowns. Dent Cosmos 1886; 28: 17
130. Stenzel K. Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch. Freiburg: Zahnmed Diss 1977
131. Stöber PH. Die aktivierbare Feder für teleskopierende Hülsenkronen. Quintessenz Zahntech 1980; 6: 27
132. Strub JR, Turp JC, Witkowski S, Hurzeler MB, Kern M. Geschichte, Grundlagen, Behandlungskonzept, Vorbehandlung. In: Strub JR, Hrsg. Curriculum Prothetik, Bd 1. Berlin- Warschau: Quintessenz Verlag, 1999, 981
133. 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
134. Stüttgen U. Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Berlin: Quintessenz Verlag, 1985
135. Stüttgen H. Doppelkronen aus Nichtedelmetalllegierung - Zum Stand der dentalen Technik. Zahnärztl Prax 1990; 41: 10
136. Tukey J. The Philosophy of Multiple Comparisons. Statistical Science. 1991; 6: 100-116
137. 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
138. v. Schwanewede H, Anderseck E. Die Teleskopprothese im stark reduzierten

Lückenbiss. Prot Stom XXXV 1985; 4: 166-170

139. Wagner B, Kern M. Clinical evaluation of removable dentures 10 years after insertion: success rates, hygiene problems and technical failures. Clin Oral Invest 2000; 4: 74-80

140. Walther W, Heners M, Surkau P. Initialbefund und Tragedauer der transversalbügelfreien, gewebeintegrierten Konus-Konstellation. Eine 17-Jahres Studie. Dtsch Zahnärztl Z 2000; 11: 780-784

141. Weber H. Neue Technologien in der zahnärztlichen Prothetik. Dtsch Zahnärztl Z 1989; 44: 817-821

142. Weber H, Frank G. Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. J Prosthet Dent 1993; 69: 222

143. 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

144. 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 tribologie effect. J Biomed Mater Res 2000; 53: 320-336

145. Weiskopf J. Grundlagen und Voraussetzungen prothetischer Prävention und Therapie. In: Breustedt A, Lenz E, Musil R, Staegemann G, Taege F, Weiskopf J, Hrsg. Prothetik. Leipzig, Heidelberg: Johann Ambrosius Barth, 1991, 11-96

146. Wenz HJ, Hertrampf K, Sonnenschein A, Lehmann KM. Klinischer Langzeiterfolg bei doppelkronenverankerten Teilprothesen. Quintessenz 2002; 3: 239-250

147. Wenz HJ, Puschmann D, Emde F, Lehmann KM: Das Verschleißverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement. Quintessenz Zahntech 2009; 842-851

148. Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. Int J Prosthodont 1999; 12: 409-414

149. Williams BH, Ochiai KT, Hojo S, Nishimura R, Caputo AA. Retention of maxillary implant overdenture bars of different designs. J Prosthet Dent 2001; 86: 603-607

150. Wolfrat S, Kern M. Prothetische Konzepte bei reduziertem Lückengebiss an deutschen und Schweizer Hochschulen. Dtsch Zahnärztl Z 2004; 6: 322-327

12 Danksagung

Die Promotionsarbeit steht vor dem Abschluss. In diesem Moment der Freude möchte ich an dieser Stelle die Gelegenheit nutzen, um all denen Dank zu sagen, die mich auf diesem Weg unterstützt und zum erfolgreichen Gelingen dieser Promotionsarbeit beigetragen haben.

Mein herzlicher Dank gebührt meinem Doktorvater Herrn Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark für die Vergabe des Promotionsthemas und die Entwicklung der Fragestellung sowie für die Bereitstellung der Laboreinrichtungen seiner Abteilung. Danken möchte ich Ihm ebenso für die rasche Durchsicht dieser Arbeit.

Herrn Dr. med. dent. Stefan Bayer gilt mein besonderer Dank für seine Unterstützung und Betreuung während der Forschungsarbeit. Er ermunterte mich stets zu selbständiger Forschungsarbeit und trug maßgeblich zum erfolgreichen Abschluss des Projektes bei. Ich danke ihm für die konstruktive Durchsicht dieser Arbeit.

Mein tiefster Dank gilt nicht zuletzt Herrn Dipl.-Ing. Manfred Grüner sowie unserem Zahntechniker Herrn Robert Hültenschmidt für die freundschaftliche und zuvorkommende Betreuung im Labor. Herrn Dipl.-Ing. Manfred Grüner danke ich für seine kompetente und intensive Einarbeitung in die von ihm entwickelte Verschleißmaschine sowie das eigens für diese Promotionsschrift erstellte Bildmaterial.

Bei zahntechnischen Fragen war mir Herr Robert Hültenschmidt stets ein hilfsbereiter und überaus kompetenter Ansprechspartner.

Den Firmen Cendres&Métaux, Wieland, DeguDent, ZL-Microdent, Metalor, Si-tec, Servo-dental und Microtec danke ich für die finanzielle Unterstützung und Bereitstellung der verwendeten Materialien.

Meinem Ehemann Dr. med. Sameer Dhayat danke ich für seinen steten Ansporn und die konstruktive Durchsicht dieser Promotionsschrift.

Ich schließe meine Danksagung in Dankbarkeit zu Gott.