



**Aus der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik  
des Universitätsklinikums Halle (Saale)**

(Direktor: Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz)

**Retentionsverhalten teleskopierender Doppelkronen  
mit und ohne zusätzliche Halteelemente – eine In-vitro-Studie**

**Dissertation**

zur Erlangung des akademischen Grades  
Doktor rerum medicarum (Dr. rer. medic.)  
für das Fachgebiet Dentaltechnologie

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät  
der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Angelika Christin Arnold  
geboren am 08.10.1977 in Karl-Marx-Stadt

Gutachter/ Gutachterin:

1. Prof. Dr. med. dent. J. M. Setz
2. Prof. Dr. med. dent. H.-G. Schaller
3. Prof. Dr. rer. nat. Dipl.-Ing. J. Geis-Gerstorfer (Tübingen)

eröffnet am: 18.06.2013

verteidigt am: 06.11.2013

**Für meine Kinder**

## Referat

Doppelkronenverankerter Zahnersatz hat sich klinisch bewährt und wird häufig zur Rekonstruktion teilbezahnter Kiefer verwendet. Die patientenspezifisch, konstruktiv und herstellungsbedingt - multifaktoriell - geprägte Gesamtretention einer Prothese spielt eine essentielle Rolle bezüglich der Patientenzufriedenheit und Funktion. Wünschenswert ist eine individuell einstellbare und dauerhafte Prothesen-Haftkraft. Doppelkronen mit Halteelement sollen diesen Anforderungen gerecht werden. Ziel dieser experimentellen Studie war neben der Entwicklung einer Prüfapparatur mit starkem Bezug zur klinischen Situation, die Quantifizierung des Retentionsverhaltens von Doppelkronen mit und ohne Halteelement. Getestet wurden Doppelkronen mit Friktionsstift und konventionelle Doppelkronen mit parallel gefrästen Flächen ohne Retentionselement (Teleskope). Pro Doppelkronenart wurden zwei verschiedene Materialkombinationen untersucht.

Die Grundlage für die - in einer Universalprüfmaschine Z010 (Zwick Roell GmbH, Ulm, Deutschland), in einem Speichelbad integrierte - Prüfapparatur bildete ein modifiziertes Unterkiefer-KaVo-Modell mit einem typischen Restzahnbestand von 33 und 43 in Kombination mit einer Prüfprothese. Jeweils 5 Doppelkronenpaare gleicher Bauweise wurden nacheinander in der Prüfapparatur identisch integriert. Mit jeweils 20 Abzügen (50 N Auflast, Abzugsgeschwindigkeit: 50 mm/min) wurde die Haftkraft initial, nach 20 000 Kauzyklen (50 N Auflast, 1 Hz), nach 15 000 Ein- und Ausgliederungen (20 N Auflast, 10 mm/s) und nach weiteren 30 000 Kauzyklen bestimmt. Während der Abzugsversuche sowie bei den Ein- und Ausgliederungen wurden die substituierbaren, auf den Stümpfen zementierten Primärkronen im KaVo-Modell definitiv starr gelagert. Gegensätzlich dazu erfolgte bei der Simulation des Kauens eine elastische Stumpflagerung, so dass - unterstützt durch die gummiartige Zahnfleischmaske des KaVo-Modells - die lateral bzw. extraaxial wirkenden Kaukräfte der klinischen Situation entsprechend annähernd komprimiert und verschleißfördernde Bewegungen simuliert werden konnten. Die Ergebnisse wurden deskriptiv statistisch ausgewertet und auf Signifikanzen untersucht (Signifikanzniveau 5 %).

Die initiale mittlere Gesamtretention der edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift lag bei 14 N, die der baugleichen ZrO<sub>2</sub>-Primärkronen und edelmetallfreien Sekundärkronen mit Gold-Friktionsstift bei 12,2 N. Edelmetallfreie konventionelle Teleskope erzielten initial 12,5 N. Hochsignifikant niedriger lag mit 9,6 N der Wert der edelmetallhaltigen Teleskope ( $p=0,000$ ; Mann-Whitney-U). Innerhalb der Versuchsreihen - vor allem initial - unterlagen die Retentionswerte großen Schwankungen. Teilweise kam es zwischen den Alterungssimulationen zu Retentionskraftherhöhungen. Die vollständig künstliche Alterung bewirkte bei den Doppelkronen ohne Halteelement einen klinisch bedeutenden, hochsignifikanten Retentionsverlust (MWT: 66,5 %;  $p=0,000$ ; Mann-Whitney-U). Deutlich weniger Haftkraftverlust zeigte sich bei den edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift (28 %). Einzig bei den baugleichen ZrO<sub>2</sub>-Doppelkronen zeigte sich keine Auswirkung auf das Retentionsverhalten der Prüfprothese ( $p=0,857$ ; Mann-Whitney-U). Die Friktionsstiftaktivierung bzw. Deaktivierung ermöglicht zudem die Einstellung einer individuellen Retention, so dass die klinische Anwendung der Doppelkronen mit Friktionsstift empfohlen werden kann. Die gemessenen Gesamtretentionswerte sowie Retentionsverluste konnten durch klinische Studien bzw. durch Studien mit Messungen an Patientenprothesen bestätigt werden. Die neu entwickelte Prüfapparatur hat sich daher bewährt und sollte weiterhin Anwendung finden.

## Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturüberblick .....	1
1.1	Doppelkronen in der Zahnmedizin .....	3
1.1.1	Historische Entwicklung der Doppelkronen .....	3
1.2	Doppelkronen - Arten und deren Haftmechanismen.....	5
1.2.1	Friktionsteleskop (Parallel- bzw. Zylinderteleskop).....	7
1.2.2	Resilienzteleskop .....	8
1.2.3	Doppelkrone mit Halteelement.....	8
1.2.4	Konuskrone.....	11
1.3	Haftung (Retentionskräfte) von Doppelkronen .....	11
1.3.1	Physikalische Grundlagen zum Retentionsmechanismus .....	13
1.4	In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen zur Retention von Doppelkronen.....	16
1.4.1	In-vivo-Abzugsversuche zur Bestimmung der Retentionskraft.....	16
1.4.2	In-vitro-Untersuchungen zum Retentionsverhalten.....	19
2	Ziel der Arbeit .....	26
3	Material und Methoden .....	27
3.1	Prüfmodellherstellung .....	27
3.1.1	Präparation der Stümpfe .....	27
3.1.2	Modifizierung zum Prüfmodell.....	28
3.1.3	Herstellung und Befestigung der Stümpfe im Prüfmodell .....	29
3.2	Herstellung der Prüfprothese .....	30
3.3	Versuchsreihen.....	33
3.3.1	Herstellung der Versuchsreihen .....	35
3.4	Prüfablauf .....	37
3.5	Retentionskraftmessungen .....	38
3.6	Simulierte Alterung – Kaubelastungsversuche .....	40
3.7	Simulierte Alterung – Ein- und Ausgliederungsversuche.....	40
3.8	Datenverarbeitung und statistische Auswertung .....	42
4	Untersuchungsergebnisse .....	43
4.1	Einzelauswertung.....	43
4.2	Gruppenvergleiche bezogen auf die geprüften Versuchsparameter.....	49
5	Diskussion .....	54
5.1	Diskussion der Methode zur Retentionskraftmessung.....	54
5.1.1	Fehlerbetrachtung - Prüfapparatur .....	54
5.1.2	Elastische Stumpflagerung – Schleimhautresilienz .....	55
5.1.3	Probengeometrie .....	56

5.1.4	Probenanzahl.....	57
5.1.5	Medium.....	57
5.1.6	Wahl der Prüfparameter.....	58
5.2	Diskussion der Ergebnisse.....	59
5.2.1	Initiale Retentionswerte.....	60
5.2.2	Retentionswerte nach Verschleiß.....	62
5.2.3	Retentionswerte im Vergleich zu In-vivo-Untersuchungen .....	64
5.2.4	Schlussfolgerung zur klinischen Relevanz .....	65
6	Zusammenfassung .....	66
7	Literaturverzeichnis.....	69
8	Thesen.....	79

## Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Ag	Silber
Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Aluminiumoxid
Au	Gold
bzw.	beziehungsweise
ca.	zirka
CAD-CAM	computer aided designed – computer aided manufacturing
cm <sup>2</sup>	Quadratcentimeter
cm <sup>3</sup>	Kubikcentimeter
Co	Cobalt
Cr	Chrom
Cu	Kupfer
D	Durchmesser
DMS	Deutsche Mundgesundheitsstudie
EM	edelmetallhaltig
EMF	edelmetallfrei
E-Modul	Elastizitätsmodul
et al.	et alii (lateinisch); und andere (deutsch)
Fa.	Firma
Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Eisen(III)-oxid
F <sub>N</sub>	Normalkraft
F <sub>R</sub>	Reibungskraft
F <sub>Ret</sub>	Retentionskraft
FS	Friktionsstift
g	Gramm (µg Mikrogramm)
GPa	Gigapascal
HfO <sub>2</sub>	Hafniumoxid
HV	Vickers-Härte; Härteprüfung nach Vickers
Hz	Hertz
In	Indium
inkl.	inklusive
Ir	Iridium
K	Kelvin
kgf	kilogram force
m	Meter (µm Mikrometer)
Max	Maximum

Min	Minimum
min	Minute
mm	Millimeter
Mn	Mangan
Mo	Molybdän
MPa	Megapascal
MWT	Mittelwert
N	Newton
Na <sub>2</sub> O	Natriumoxid
Ncm	Newtonzentimeter
Ni	Nickel
p	Irrtumswahrscheinlichkeit
Pd	Palladium
POM	Polyoxymethylen
Pt	Platin
S.	Seite
s	Sekunde
Si	Silizium
Tab.	Tabelle
TAK	Thermischer Ausdehnungskoeffizient
Ti	Titan
U	Umdrehung
UK	Unterkiefer
WAK	Wärmeausdehnungskoeffizient
wt %	weight percent
Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub>	Yttriumoxid
ZMG	Zentrum für Medizinische Grundlagenforschung
ZMG-F	Zentrale Forschungswerkstatt der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg - unterliegt dem Zentrum für Medizinische Grundlagenforschung
Zn	Zink
ZrO <sub>2</sub>	Zirkoniumdioxid
ZTM	Zahntechnikermeister
°	Grad
%	Prozent
*	signifikanter Messwert
μ	Haftreibungszahl bzw. -koeffizient



## 1 Einleitung und Literaturüberblick

Auch wenn die Bevölkerungsvorausberechnung für das Jahr 2020 lediglich ein Wachstum von 0,5 % voraussagt, so wird innerhalb der Bevölkerungsstruktur der Anteil der älteren Personen über 65 Jahre beträchtlich ansteigen. Trotz generellem Rückgang der oralen Morbidität zeigt sich, dass im Vergleich zum Rückgang kariöser Zähne mit 27 % die Abnahme der fehlenden Zähne mit 2,5 % eher moderat ausfällt (Brecht et al., 2004). In der dritten Deutschen Mundgesundheitsstudie 1999 (DMS III) vom Institut der Deutschen Zahnärzte wiesen 70 % von den 65- bis 74-jährigen Senioren (Gesamtstichprobe, n = 1367) durch Zahnverlust keinen antagonistischen Kontakt in den Stützzonen auf (Lenz E., 1999). Die fortschreitende Gebisszerstörung durch den altersbedingten Zahnverlust mit der Folge eines morphologischen Strukturwandels des Gebisses, einhergehend mit der Beeinträchtigung des körperlichen (ästhetisch, funktionell), psychischen und sozialen Befindens des Patienten, muss zahnmedizinisch prothetisch rekonstruiert werden (Lenz E., 1999; Kothe et al., 2003; Zitzmann, 2004). Ein häufig angewandtes Therapiemittel stellt dabei die herausnehmbare partielle Prothese dar (Langer, 1981). So wurden in der DMS III fast 65 % der Senioren mit herausnehmbaren Teilprothesen behandelt. In der vierten Mundgesundheitsstudie 2005 (DMS IV) fehlten im Vergleich zur dritten bei der Seniorenkohorte durchschnittlich 3,4 Zähne weniger. Vorherrschend waren bei den Senioren aber auch hier herausnehmbare Teilprothesen (Micheelis et al., 2006). Durch die große Variation der Lückengebisse sind die Gestaltungsmöglichkeiten einer partiellen Prothese sehr vielseitig (Marxkors, 2000). Grundsätzlich besteht eine Teilprothese aus den mit künstlichen Zähnen versehenen Sätteln, welche die fehlenden Zähne in den Schalt- bzw. Frendlücken ersetzen. Die Sättel werden mit einem großen Verbinder zu einem Prothesengerüst bzw. zu einer Prothesenbasis gefügt. Mit einem durch einen kleinen Verbinder mit dem Prothesengerüst verbundenen, geeigneten Verankerungs- bzw. Verbindungselement wird die Prothese am Restgebiss verankert (Marxkors, 2000; Ludwig und Niedermeier, 2002). Vor allem in Deutschland - gefolgt von Japan und Schweden - werden die teleskopierenden Doppelkronen häufig als Verankerungselement verwendet (Wenz und Kern, 2007). Sie wurden in der DMS III bei den Senioren bei den kombiniert festsitzenden und herausnehmbaren Teilprothesen sowohl im Oberkiefer (25 %) als auch im Unterkiefer (27 %) als Verbindungselement bevorzugt (Lenz E., 1999). Kennzeichnend für die robusten teleskopierenden Verbindungselemente sind im wesentlichen eine gute starre körperliche Fassung sowie die physiologische axiale Beanspruchung der Pfeilerzähne (Diedrichs, 1990; Breitman et al., 2012). Das bei einer gut angepassten Doppelkronenprothese einfache Ein- und Ausgliedern und der hohe Tragekomfort bei

passender Haftung durch einen festen und eindeutigen Sitz sind wesentliche Gründe für die hohen Zufriedenheitswerte von Patienten mit Doppelkronenprothesen (Diedrichs, 1990; Schwabe, 2010; Schalk, 2011). Zudem liegen durch die in der rekonstruktiven Zahnmedizin langen Anwendungsdauer von Doppelkronen zahlreiche überwiegend positive Studien zur Langzeitbewährung vor (Igarashi und Goto, 1997; Wagner und Kern, 2000; Wenz et al., 2001; Mock et al., 2005; Wöstmann et al., 2007; Szentpétery et al., 2010; Stober et al., 2012). Bedeutend für den Langzeiterfolg sind neben der möglichst hohen Pfeileranzahl deren Beschaffenheit (Vitalität) und Verteilung, eine parodontalhygienische Gestaltung des Prothesenkörpers sowie eine kontinuierliche Nachsorge (Wenz und Kern, 2007; Hofmann, 1990; Breitman et al., 2012).

Da ein offensichtlicher Zahnverlust in unserem Kulturkontext eine massive Gefährdung des sozialen Ansehens und des Selbstwertgefühles mit sich bringt (Reißmann et al., 2010), haben sich individuelle und vielfältige Patientenanforderungen kristallisiert. Auch durch die starke Verteuerung der Edelmetalllegierungen hat sich im Bereich der teleskopierenden Doppelkronen der Einsatz zahlreicher Materialkombinationen durchgesetzt. So sollen auch für Patienten mit geringerem Budget weiterhin funktionell hochwertige Versorgungen ermöglicht werden (Diedrichs, 1990). Es kommen neben den verschiedenen Werkstoffen mit unterschiedlichen Oberflächentopografien und Eigenschaften auch individuelle Herstellungsverfahren mit unterschiedlicher Doppelkronengestaltung und abweichender Funktionsweise zur Anwendung. Verschleißerscheinungen, welche durch mechanische Wechselwirkungen zwischen den spezifisch gestalteten Primär- und Sekundärteilen der Doppelkronen in Verbindung mit einer individuellen Belastung und Bewegung hervorgerufen werden und folglich auch die Haltekraft beeinflussen, sind somit ebenfalls für jede Materialkombination unterschiedlich.

Die Höhe sowohl der geforderten als auch der durch In-vitro- und teilweise In-vivo-Studien gemessenen Haltekräfte von teleskopierenden Doppelkronen bzw. von partiellen Prothesen mit teleskopierenden Doppelkronen variieren stark. Auch Haltekräfte partieller Prothesen, die in Abhängigkeit zur Patientenzufriedenheit ermittelt wurden, unterliegen großen Schwankungen (Schalk, 2011). So scheint es nicht erstrebenswert, einen definitiven Wert für die optimale Haltekraft zu bestimmen. Vielmehr ist es wünschenswert, eine Aussage über die Haltekraft und deren mögliche Veränderung nach langjähriger Tragedauer der Prothesen bezogen auf die Art der teleskopierenden Doppelkronen zu quantifizieren und die jeweiligen Besonderheiten und Vorzüge in den Vordergrund zu stellen.

## **1.1 Doppelkronen in der Zahnmedizin**

Funktionell spielen die Verankerungs- bzw. Verbindungselemente eine wichtige Rolle. So sollten sie je nach technischem Aufbau den Halt der Prothese (Retentionsfunktion), die Transformation der Sattelkräfte auf die Pfeilerzähne (Abstützungs- und Kraftverteilungsfunktion), die Führungsfunktion beim Ein- und Ausgliedern des Prothesenkörpers, die Kippmeiderfunktion zur Vermeidung vertikaler Sattelkippungen sowie die Verblockungsfunktion, sprich einen passiven Sitz der Teilprothese zum Restgebiss, gewährleisten (Strub et al., 1999; Ludwig und Niedermeier, 2002).

Einerseits wird die Retention der Verankerungs- bzw. Verbindungselemente durch Federkräfte oder andererseits durch Haft- und Gleitreibung gewährleistet. Zu den federartigen Konstruktionselementen zählen neben den manuell gefertigten gebogenen Draht- bzw. Gussklammern auch die industriell gefertigten Federringanker, Druckknopfanker und Federstege (Doldersteg). Zu den Konstruktionselementen, die durch Parallel- oder Konuspässungen und somit durch Haft- und Gleitreibungswiderstände den Prothesenhalt gewährleisten, zählen die individuell gefertigten teleskopierenden Doppelkronen (Geschiebeprothetik), das Rillen-Schulter-(Stift)-Geschiebe, gefräste Parallelstege, Riegel sowie industriell gefertigte Präzisions-, Steg-, und Riegelgeschiebe (Hohmann und Hielscher, 2004). Da sich die Untersuchungen in dieser Studie lediglich auf die teleskopierenden Doppelkronen beziehen, werden nachfolgend schwerpunktmäßig diese näher betrachtet.

### **1.1.1 Historische Entwicklung der Doppelkronen**

In den Jahren 1883, 1886 und 1889 bzw. in deutscher Übersetzung 1909 wurde die Doppelkrone in Form von bedingt abnehmbaren Brückenersatz erstmalig von Amerikanern beschrieben (Dexter, 1883; Starr, 1886; Evans, 1889, 1909). Dabei wurden auf die zementierten Primärkronen die Sekundärkonstruktionen mit Hilfe eines provisorischen Materials, speziell mit Guttapercha, befestigt (Evans, 1909). Die damaligen Primär- und Sekundärkronen aus verlötetem Goldblech in Form von zylindrischen Ringbandkronen mit Kronendeckel (Evans, 1909) wurden nachfolgend auch von Goslee (1903) und Pieso (1916) beschrieben.

Erst 1929 beschrieben Häupl und Reichborn-Kjennerud die Teleskopkrone in Europa. Neben Häupl (1950) gelang durch die Beschreibung einer Vielzahl von teleskopierenden Ankern und die Anleitung zur zahnmedizinisch und zahntechnisch routinemäßigen Umsetzung bei der Herstellung partieller Prothesen vor allem Böttger in Zusammenarbeit mit Gründler die Bekanntmachung des Teleskopsystems (Böttger, 1960; Böttger und Gründler, 1978).

Auch Isaacson veröffentlichte 1969 eine ausführliche Beschreibung über die Indikation, hin zur Präparation, bis zum Design und zur Eingliederung von Doppelkronen bei herausnehmbaren Zahnersatz.

Gegner der bis dahin praktizierten starren Lagerung der teleskopierenden Anker entwickelten in den 60er Jahren durch die Spielpassung eine resiliente und somit bewegliche Lagerung der Doppelkronen (Hofmann, 1966). Mit dem Ziel der verringerten Kraftübertragung auf die Pfeilerzähne fand diese Methode vor allem bei der prothetischen Versorgung von stark reduzierten Restgebissen Anwendung. Zur gleichen Zeit veröffentlichte Körber K.H. seine Entwicklung der konischen Doppelkrone (Körber K.H., 1968). Er selbst hatte das Prinzip der sogenannten Konuskronen schon seit 1958 an eigenen Patienten angewendet und zur Perfektion gebracht (Körber K.H., 1971). Der für ihn größte Nachteil des 0°-Teleskopsystems, die Zylinderpassung mit undefinierbarer Haltekraft, konnte mit den Konuskronen beseitigt werden. Da die Haftkraft eine Funktion des Konuswinkels ist, konnte nun bei Wahl des jeweiligen Neigungswinkels (5 – 8°) und entsprechender zahntechnischer Herstellungsgenauigkeit eine definierte bzw. gewünschte Haltekraft der Prothese erzeugt werden (Körber K.H., 1971).

Nach den Protagonisten Strack und Schlaich und später Körber E. und Hofmann (Lehmann, 2001) beschrieb 1971 Lehmann das Prinzip der Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement am Beispiel einer parodontal - gingival getragenen Teilprothese. Eine bedeutende Rolle wird diesem Verankerungsprinzip aber auch bei der Herstellung von kombiniert festsitzendem herausnehmbarem Zahnersatz aus NEM-Legierungen zugeschrieben. So können die negativen Eigenschaften bei der Verarbeitung dieses Materials weitgehend kompensiert werden, da die Herstellung einer Spielpassung technisch einfacher als die einer Übergangspassung ist. Durch die hohe Festigkeit der NEM-Legierungen können alle Konstruktionselemente der Teilprothese sehr grazil gestaltet werden. Teilweise besteht sogar die Möglichkeit auf Verzicht einzelner Elemente, wodurch eine sehr parodontalhygienische Basisgestaltung möglich ist (Lehmann, 1999). Die Problematik der Legierungsvielfalt durch elektrochemische korrosive Prozesse ist durch die Möglichkeit der Nutzung nur einer Legierung ein weiterer Vorzug der NEM-Doppelkronen mit Spielpassung. Dieser Vorteil wurde bereits 1988 von Weber et al. beschrieben und stand bei der sogenannten Herstellung der „Einstückmodellgussprothese“ mit dem Verfahren der Funkenerosionstechnik im Vordergrund.

## 1.2 Doppelkronen - Arten und deren Haftmechanismen

Teleskopierende Doppelkronen bestehen prinzipiell aus einer Primärkrone (Patrize), die auf dem jeweiligen präparierten Pfeilerzahn im Restgebiss definitiv zementiert wird, und einer anatomisch geformten Sekundärkrone (Matrize), die mit dem abnehmbaren Zahnersatz fest verbunden ist. Durch Fügen beider Kronen im Mund des Patienten wird der Zahnersatz (kombiniert - festsitzend - herausnehmbar) fixiert.

Für die Indikation der teleskopierenden Doppelkronen bei sowohl rein parodontal als auch bei parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen (Wenz et al., 1999) und abnehmbaren Brücken spricht neben der zirkulären, starren körperlichen Fassung der Pfeilerzähne (Becker, 1982c; Röper, 1982) vor allem die Integration aller wünschenswerten Funktionen (Halte-, Stütz-, Kippmeider- und Führungsfunktion) von Verankerungselementen (Böttger, 1978; Ludwig und Niedermeier, 2002). Somit wird eine einfache Planung und Umsetzung des doppelkronenverankerten Zahnersatzes gewährleistet (Strub et al., 1999). Positiv ist auch die sekundäre Verblockung der Pfeilerzähne (Becker, 1982c, 1984), da im Vergleich zur primären Verblockung eine gewisse Eigenbeweglichkeit der Pfeiler die funktionelle Belastung sicherstellt (Kern, 1999). So passt sich bei einer physiologischen Pfeilerbelastung (überwiegend axial; Becker, 1982c; Güngör et al., 2004) das Parodontalgewebe der prothetisch abgeänderten Funktion an und wirkt knochenabbauenden Prozessen im Bereich des Pfeilers entgegen (Gernet et al., 1983; Körber K.H., 1971). Studien belegen sogar eine Festigung von Pfeilern mit Lockerungsgraden (Körber K.H., 1983; Szentpétery et al., 2010). Niedermeier und Rießner (1994) empfehlen eine primäre Verblockung der Pfeiler. Durch die individuelle Gestaltung der Primärkronen können teleskopierende Doppelkronen auch bei divergierenden Pfeilern angewendet werden (Kern, 1999; Hofmann, 1990). Durch die einfache Handhabung und die Abnehmbarkeit der Prothese wird zudem eine sehr gute Hygienefähigkeit gewährleistet (Becker, 1982c, 1984; Fürhauser, 2002; Weber und Setz, 2011), auch wenn dem Patienten zuvor spezielle Instruktionen zur Pflege gegeben werden müssen (Biffar und Körber E., 1999; Hopp und Biffar, 2007). Weiterhin kann bei eventuellem Pfeilverlust die Prothese durch Auffüllen der Sekundärkrone mit Prothesenkunststoff (PMMA - Polymethylmethacrylat), einhergehend mit der Vergrößerung der Prothesenbasis, einfach und somit kostengünstig erweitert bzw. umgearbeitet werden (Becker, 1982c; Gernet et al., 1983; Kern, 1999; Weber und Setz, 2011). Folglich ist die Lebensdauer von doppelkronengestützten Prothesen im Vergleich zum Gebrauch anderer Konstruktions- bzw. Verankerungselemente meist höher (Becker, 1982c, 1984; Biffar und Körber E., 1999). Zudem können Zähne mit ungewisser Prognose in die Konstruktion einbezogen werden (Setz, 2007). Eine wichtige Voraussetzung zur

Sicherung der Funktion ist dabei eine regelmäßige Nachsorge (Hofmann, 1990). Ein weiterer Vorteil ist die Möglichkeit der patientenfreundlichen Gestaltung des Zahnersatzes, da bei großen approximalen Verbindungsflächen zwischen den Doppelkronen die großen Verbinder (Transversalbügel) entfallen (Lehmann, 1999; Weber und Setz, 2011) oder sehr grazil gestaltet werden können. Durch den guten Tragekomfort verliert der Patient schon nach kurzer Eingewöhnungszeit das Fremdkörpergefühl bei der Indikation von doppelkronenverankerten Prothesen (Gernet et al., 1983). Unterstützt wird dies durch das Fehlen sichtbarer Befestigungs- und Halteelemente.

Nachteilig ist, dass trotz - im Vergleich zu herkömmlichen Kronen - hohem Zahnhartsubstanzabtrag bei der Pfeilerpräparation häufig eine Überkonturierung der Doppelkronen (Sekundärkrone) und somit eine ästhetische Beeinträchtigung die Folge ist (Pospiech, 2001; Weber und Setz, 2011). Verstärkt wird dieser Effekt durch vereinzelt auftretende dicke zervikale Metallränder, die sich nicht subgingival verbergen lassen (Kern, 1999; Weber und Setz, 2011). Bei Verwendung von metallischen Primärkronen kann der sogenannte Demaskierungseffekt bei Prothesenentnahme für den Patienten untragbar sein (Biffar und Körber E., 1999; Strub et al., 1999). Die Herstellung von doppelkronenverankertem Zahnersatz ist vergleichsweise aufwendig und kostenintensiv. Für eine bestmögliche Funktionalität des Zahnersatzes und einen entsprechenden Langzeiterfolg, sprich eine anhaltende, gleichbleibende sowie für den Patienten individuelle Haltekraft der Prothese, ist ein hohes Maß an technischer Erfahrung bzw. ein standardisierter zahnmedizinischer sowie ein zahntechnisch routinemäßiger Ablauf gefordert (Weber et al., 1988; Rübeling et al., 2002; Hopp und Biffar, 2007; Kimmel, 2010). Bei einer vorherrschenden „Legierungsvielfalt“ im Mund des Patienten können Korrosionserscheinungen auftreten (Weber et al., 1988).

Auch mit implantatgetragenen, teleskopierenden Brücken (Frisch, 2000) sowie bei großen Kieferkammverlusten mit implantatgestützten, teleskopierenden Defektprothesen (Weischer und Mohr, 2000) können langfristig zufriedenstellende orale Rehabilitationen erzielt werden.

Doppelkronen können nach Körber K.H. einerseits nach ihrer Grundform (Zylinderteleskop, Konuskrone, Resilienzteleskop) und andererseits nach dem Haft- bzw. Retentionsmechanismus (Haft- und Gleitreibungskraft, Konuspassung,

zusätzliches Halteelement) oder nach dem einnehmenden Kronenanteil (Vollteleskop, Teildeleskop) eingeteilt werden (Strub et al., 1999).

Nachfolgend werden die gebräuchlichsten Modifikationen nach ihren Grundformen näher betrachtet:

### **1.2.1 Friktionsteleskop (Parallel- bzw. Zylinderteleskop)**

Das Zylinderteleskop besteht aus zwei ineinander geschobenen Kronen mit parallelisierten Wänden (Böttger und Gründler, 1978). Die Retentionswirkung der Teleskope ( $0^\circ$ - Neigungswinkel) wird durch die Passung (Toleranz) zwischen der Primär- und Sekundärkrone geprägt.

Grundsätzlich unterscheidet man im System der Passung zwischen Spielpassung, Übergangspassung und Presspassung (Böttger und Gründler, 1987). Bei einer Spielpassung ist die Sekundärkrone immer größer als die Primärkrone gestaltet. Nach dem Fügen beider Kronen kommt es zu keinem flächigen Kontakt. Es ist ein Spiel und somit keine Haltewirkung vorhanden, wohingegen bei einer Presspassung die Sekundärkrone im Toleranzbereich geringfügig größer (Übermaß) als die Primärkrone wäre. Nach dem Fügen - einhergehend mit großem Kraftaufwand - würde eine unphysiologische Haltewirkung erzielt werden. Der Patient könnte die Kronen nicht mehr trennen. Beide Varianten sind laut Böttger und Gründler für das Friktionsteleskop nicht angezeigt. Hinsichtlich der Funktionalität wird eine Übergangspassung mit Kleinstspiel gefordert (Böttger und Gründler, 1987; Körber K.H., 1988; Wichmann, 1999). Beide Kronen sind folglich annähernd gleich groß, so dass beim Fügen sowohl ein Spiel als auch ein Übermaß vorhanden ist. Es entstehen die gewünschten Haft- und Gleitreibungskräfte, die für den Halt der Prothese verantwortlich sind. Diese Kräfte wurden traditionell als „Friktion“ bezeichnet.

Röper (1982) und Stüttgen (1983a, 1985) fordern gegensätzlich dazu eine Presspassung. Die Kraft zum Fügen bzw. Lösen ist in diesem Fall von dem Übermaß der Primärkrone abhängig. Die Retentionskraft ist nach Röper (1982) eine Folge der elastischen Aufweitung der Sekundärkrone.

Neben den Passungstoleranzen (Maßungengenauigkeit liegt im Zehntelmillimeterbereich; Hohmann und Hielscher, 2004) ist die Haftung von den Werkstoffen und deren Eigenschaften, von den Oberflächenbeschaffenheiten (Rauigkeit) sowie von dem Schmierungsgrad (Speichel) der Kontaktflächen (Lenz J., 2009) abhängig. Prägend ist die technische Gestaltung der Krone (Böttger und Gründler, 1978). Einige Autoren erwähnen zudem die Berührungsflächengröße, den Anpressdruck der Passflächen und die Parallelität (Hohmann und Hielscher, 2004). Die Parallelität ( $0^\circ$ ) kann laut Fürhauser (2002), bedingt durch den Herstellungsprozess, nicht erzielt werden. So

entsteht beim Fräsvorgang mit einer nur einseitig eingespannten Fräse eine Abweichung von 1 bis 2°. Studien belegen dieses Phänomen (Röper, 1982; Stüttgen, 1983b; Stark und Stiefenhofer, 1994).

Ein Nachteil des Zylinderteleskops ist die schwierige Einstellung der Retentionskraft (Strub et al., 1999). So schwankt allein durch den vielseitigen zahntechnischen Herstellungsprozess (Strub et al., 1999), aber auch durch den täglichen Gebrauch und somit durch Verschleißreaktionen die Passung innerhalb aller Toleranzen (Körber K.H., 1971). Die Folgen können neben Verkantungen (Schalk, 2011) große Abweichungen innerhalb der Haft- und Gleitreibungskräfte sein. Neben der Überlastung der Pfeilerzähne (Wenz et al., 2001) besteht auch die Gefahr, dass bei der Einstellung der passenden Haftkraft, durch das Bearbeiten der sich berührenden Flächen, die Retention ganz verloren geht (Becker, 1982a; Stüttgen und Hupfau, 1996). Auch durch den langen Führungsweg beim Ein- und Ausgliedern des doppelkronenverankerten Zahnersatzes kommt es durch Reibungseffekte (Gleitreibung) zu einer vergleichsweise höheren Abnutzung der Passflächen, wodurch ebenfalls ein Retentionsverlust möglich ist (Strub et al., 1999; Hohmann und Hielscher, 2004).

### **1.2.2 Resilienzteleskop**

Das Resilienzteleskop ist eine Modifikation des Friktions- bzw. Zylinderteleskopes. Es hat keine primäre Haltewirkung (Weber und Setz, 2011), sondern vorrangig Führungs- und Kippmeiderfunktion (Hofmann, 1990). Es weist eine Spielpassung auf und verfügt über einen okklusalen Spalt zwischen Primär- und Sekundärteleskop (0,2 – 0,3 mm; Ludwig und Niedermeier, 2002; 0,5 mm; Lehmann und Hellwig, 2002). Ziel ist der Ausgleich der unterschiedlichen Resilienzen zwischen den Pfeilerzähnen und der Schleimhaut bzw. dem Prothesenlager (Kern, 1999) und somit eine Kraftreduzierung auf den Pfeilerzähnen. Häufig findet diese Modifikation in Form von Hybridprothesen (Coverdenture) bei einem geringfügigen Restzahnbestand mit parodontal insuffizienten Zähnen, bei Einzelpfeilern und Pfeilern mit diagonaler Verteilung Anwendung (Hofmann, 1990).

### **1.2.3 Doppelkrone mit Halteelement**

Die Toleranzen zwischen Primär- und Sekundärkrone entsprechen einer Spielpassung. Die für den Halt verantwortlichen zusätzlichen Retentionselemente bzw. Halteelemente sind größtenteils konfektionierte Präzisionsbauteile, die zum einen federnd (zum Teil austausch- bzw. aktivierbar) oder zum anderen passiv verriegelbar zwischen der Primär- und Sekundärkrone verankert sind. Bei Haftkraftverlust besteht die Möglichkeit,

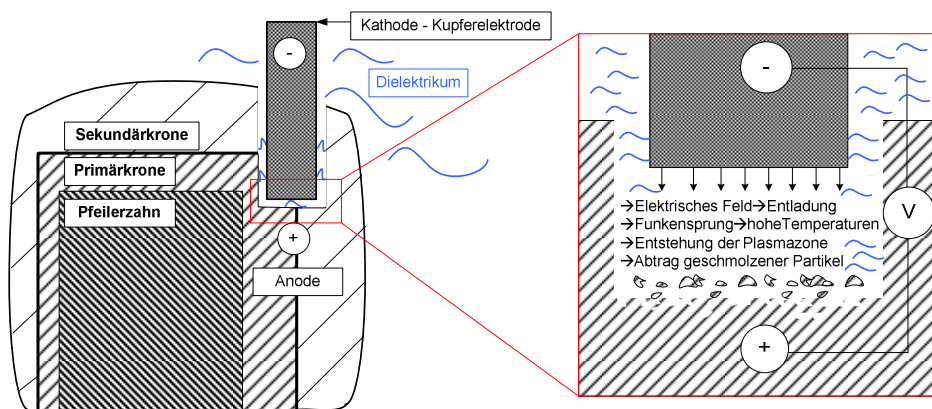


diese Elemente auch nachträglich zu integrieren (Strub et al., 1999; Hohmann und Hielscher, 2004).

Ein Doppelkronensystem mit Spielpassung und zusätzlichem austauschbaren Halteelement (TK-Snap, Si-tec) ist beispielsweise die Marburger Doppelkrone (Wenz und Lehmann, 1998; Wenz et al., 1999, 2009; Bruchmann, 2001; Lehmann, 2001).

Eine weitere Methode für eine dosierbare Unterstützung der Haftkraft nutzten schon 1978 Böttger und Gründler. Dabei wurden zusätzliche Federstiftrillen in die Primärkronen eingefräst. In Kombination mit einer Fixierung von dazu passenden Federstiften in den Sekundärkronen wurde somit eine zusätzliche Aktivierung der „Friktion“ ermöglicht (Böttger und Gründler, 1978). Das Prinzip des Fräsens von Rillen für Friktionsstifte bei Doppelkronen wurde 1993 auch von Akagawa et al. beschrieben. Durch die Einführung des Funkenerosionsverfahrens in den zahntechnischen Bereich (Körber E. et al., 1986; Weber, 1986, 1989; Weber et al., 1988; Weber und Frank, 1993; Eisenmann und Rübeling, 1997, 1999; Rübeling, 1999; Rübeling et al., 2002; Eisenmann et al., 2004; Gómez-Román et al., 2006; Rübeling und Popall, 2008) wurde diese Methode auch im Bereich der Doppelkronen präzisiert und findet heute vor allem durch den vermehrten Gebrauch von EMF-Legierungen hohen Zuspruch (Rübeling und Popall, 2007; Groten und Rübeling, 2009). Da in dieser Studie Doppelkronen dieser Bauweise untersucht wurden, wird auf das SAE-System (Rübeling und Popall, 2007), schwerpunktmäßig bezogen auf die Art der Doppelkronen (EMF), nachfolgend näher eingegangen: Das Doppelkronensystem mit Halteelement fordert wie bereits erwähnt eine Spielpassung. Zwischen der Primär- und Sekundärkrone gibt es daher zunächst keine Haftung. Die Fügung ist spannungsfrei. Für die SAE-Doppelkronentechnik wird die Primärkrone mit einem Neigungswinkel von  $2^\circ$  gefertigt. Bei Platzmangel kann aus ästhetischen Gründen auch ein Neigungswinkel von  $0^\circ$  im Labialbereich gewählt werden. Die Friktionsstifte, die den Halt der Sekundärkrone gewährleisten sollen, werden im approximalen Bereich verankert. Dafür muss die Primärkrone an diesen Stellen prinzipiell verstärkt (0,5 mm) werden. Sekundärkrone und Prothesenbasisteil werden in einem Arbeitsschritt hergestellt. Die Passung in der Primär- und Sekundärkrone für die Friktionsstifte wird durch das Funkenerosionsverfahren eingebracht (Rübeling und Popall, 2007). Dafür wird der komplette Zahnersatz (Sekundärkrone auf Primärkrone) auf dem zur Herstellung genutzten Epoxidharzmodell mit Hilfe von Stahlklammern in der Funkenerosionsmaschine fixiert. Das Modell wird zuvor entsprechend der vorgegebenen Parallelität der Flächen am Primärteleskop und gemäß den approximalen Verstärkungsleisten für die gewünschte Führungsfunktion der Friktionsstifte ausgerichtet. Die Elektrode sitzt anschließend an der entsprechenden Position auf der Sekundärkrone auf. Nachfolgend erfolgt durch

Funkenerosion die Formgebung der Rille ( $0^\circ$ ) für den Friktionsstift (Rübeling und Popall, 2007). Dabei wird bei weiterer Annäherung der Elektrode durch gesteuerte elektrische Stromimpulse zwischen dieser und den Doppelkronen ein, der Geometrie der Elektrode entsprechender, gezielter Materialabtrag an den Doppelkronen erzeugt (durch Kurzschlussimpulse ausgelöste Funkenüberschläge von der Elektrode zum Werkstück; Rübeling und Popall, 2007; siehe Abb. 1). Voraussetzung für dieses Verfahren ist ein geschlossener Stromkreis, welcher durch die Verankerung des Zahnersatzes mit stromleitenden Stahlklemmen und durch einen stetigen Zufluss (Spülfunktion) eines Dielektrikums gewährleistet wird. Zur Anwendung kommt zudem eine innengekühlte, hohle zylindrische Kupferelektrode mit einem Durchmesser, je nach Länge der Primärkronen, von 0,8 mm bis 0,9 mm (Weber et al., 1988).



**Abb. 1** Skizze: Vereinfachtes Funkenerosionsprinzip - Doppelkronen

Bei der entstandenen zylinderförmigen Passung ist der Durchmesser mit ca. 0,9 mm bis 1,0 mm gleichmäßig größer (Rübeling und Popall, 2007). Die Tiefe der Rillen entspricht dabei dem halben Durchmesser der geplanten Friktionsstifte (Groten und Rübeling, 2009). Auch die Kupferelektrode unterliegt analog der in Abb. 1 dargestellten Funktionsweise einem Materialabtrag und muss regelmäßig erneuert werden.

Ein passender SAE-Friktionsstift (federharter EMF-Draht) aus der gleichen Legierungsgruppe wird lediglich an seinem Fuß mittels Plasma- oder Laserschweißen mit der Sekundärkonstruktion verschweißt. Durch das Erodieren hat dieser einen passgenauen Kontakt zu den parallel zur Einschubrichtung ausgerichteten Rillen. Der wandständig im Lumen der Sekundärkrone aber frei stehende Friktionsstift gewährleistet demzufolge die Haftung (Groten und Rübeling, 2009). Je nach Federspannung im Kontakt zu den Rillen kann die Haftreibung erhöht bzw. minimiert werden. Ein weiterer Vorteil ist die Erneuerbarkeit des Friktionsstiftes bei Nachlassen der Federelastizität (Groten und Rübeling, 2009).

#### **1.2.4 Konuskrone**

Die Konuskrone von Körber K.H. ist eine Doppelkrone mit konisch verlaufenden Passflächen zueinander, welche in einer kleinen okklusalen Abschlussfläche enden (Körber K.H., 1971; Hohmann und Hielscher, 2004). Der Halt wird hierbei ausschließlich durch Haftung bei inniger und fester Berührung der seitlichen Schrägflächen beider Koni gewährleistet (Körber K.H., 1971). Durch einen okklusalen Spalt (20 – 40 µm; Strub et al., 1999) muss dieser notwendige Kontakt der Passflächen gesichert werden (Körber K.H., 1971; Wolfart und Kern, 2000; Weber und Setz, 2011). Die Gleitreibungskraft und somit auch der Verschleiß durch Reibung spielen aufgrund eines minimalen Führungsweges (ca. 50 µm) eine untergeordnete Rolle (Lenz J., 2009). Auch unerwünschte Effekte wie Verkantungen sind somit ausgeschlossen (Körber K.H., 1971). Die Haftung der Konuskrone wird auch als eine Verkeilung zweier konischer Hülsen beschrieben (Kern, 1999). Sie ist abhängig vom gewählten Konuswinkel und der Fügekraft (Retentionskraft ist ein Drittel der Fügekraft), von der Elastizität der Sekundärkrone (Wandstärke) und einem legierungsspezifischen, dimensionslosen Haftkoeffizienten (Kern, 1999; Strub et al., 1999; Hohmann und Hielscher, 2004). Eine weitere Einflussgröße ist laut Stenzel et al. (1980) auch die Oberflächenbeschaffenheit. Eine optimale, definierte Haftkraft bei höchster zahntechnischer Herstellungsgenauigkeit wird je nach gewählter Legierung bei einem Konuswinkel von 6 bis 8° erreicht (Körber K.H., 1971). Je nach klinischem Zustand des Zahnes kann durch die Wahl des Konuswinkels der Pfeiler als Haftkonus, Stützkonus oder Haltekonus in die prothetische Versorgung einbezogen werden. Durch Ausschleifen der okklusalen Fläche in der Sekundärkrone kann ein eventueller Retentionsverlust ausgeglichen werden. Laut Becker (1982c) können aber auch beim Konuskronenprinzip die Haftkräfte nur in gewissen Grenzen bestimmt werden, da der Kaudruck der Patienten stark variiert. Da in dieser Studie Konuskronen dieser Art nicht untersucht wurden, wird nachfolgend nicht näher auf die Konuspassung eingegangen.

#### **1.3 Haftung (Retentionskräfte) von Doppelkronen**

Bestenfalls soll die Retentionskraft von Doppelkronen individuell vom Zahntechniker eingestellt und sicherheitshalber vom Zahnarzt vor der Insertion mit einem Messinstrument (Koni-Meter, Messbereich: 0 – 21 N) überprüft werden (Kern, 1999). Die Haftkraft darf nicht zur Schädigung des Parodontalgewebes bzw. zur Überbelastung der Pfeilerzähne führen und liegt laut Körber K.H. (1988, 2004) zwischen 5 N und 10 N, wobei auch eine Gesamtabzugskraft von 20 N noch akzeptabel erscheint (Körber K.H., 1988). Nach Stüttgen (1985) liegt die gewünschte

Einzel-Haltekraft bei 5 N und laut Hohmann und Hielscher (2004) und Mundt et al. (2004) dürfen 10 N nicht überschritten werden. Laut Becker (1982b, 1984) sind die Haftkräfte nicht vorherbestimmbar, da sie die Summe von mehreren Teilkräften sind und dem Betrag nach immer variieren. Er hält eine Gesamthaftung von 3 N als ausreichend und Werte über 6,5 N sollten vermieden werden (Becker, 1982c). Eine Abzugskraft von 1 N bis 3 N pro Doppelkrone wird von Hagner et al. (2006) bei Einsatz mehrerer Teleskope pro Prothese favorisiert. Stančić und Jelenković (2008) fordern bei Vorhandensein einer einzelnen Doppelkrone 5 – 9 N, bei zwei Doppelkronen pro Zahnersatz jeweils 5 N und bei drei jeweils 3 – 4 N. Die physiologische Gesamtretention von 5 N bis 9 N sollte nicht überschritten und wenn nötig korrigiert werden. Bayer et al. (2010) bezeichnen eine Kraft zwischen 3,5 N und 7 N pro Attachment als eine adäquate Retentionskraft.

Aber auch weniger definierte, subjektive Angaben wie „leicht gängig“ bzw. „die Primärkrone darf nicht aus der Sekundärkrone herausfallen“ sind in der Literatur zu finden (Kern, 1999). Böttger setzt sich ohne Maßangabe für eine individuelle Einstellung pro Patientenfall ein (Böttger und Gründler, 1978).

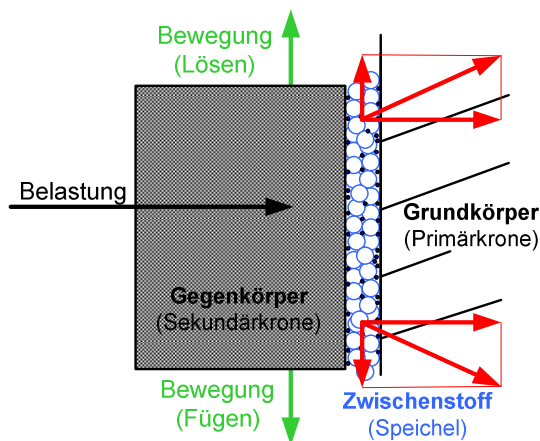
Allein diese unterschiedlichen Aussagen zeigen, dass das Retentionsverhalten der verschiedenen Doppelkronen stark variiert und von mehreren Parametern abhängig ist. Neben der herstellungsbedingten ungleichmäßigen Güte der „Reibflächen“ spielt das umgebende Medium eine wichtige Rolle (Becker, 1983, 1984). So darf auch das Summieren der Haftwerte einzelner Verankerungselemente nicht vernachlässigt werden (Böttger, 1978; Körber K.H., 1968, 1988; Kammertöns, 1989; Ludwig und Blum, 1992). Folglich sind bei ankerreichen Prothesen Retentionsdifferenzierungen an Doppelkronen gleicher Bauweise notwendig (Stütz- und Haftanker: Körber K.H., 1988; Becker, 1982c; Stüttgen und Hupfauf, 1996). Ebenso spielt die Lokalisation der Pfeilerzähne (Becker, 1982c) und die manuelle Geschicklichkeit der Patienten (Böttger, 1978; Stüttgen und Hupfauf, 1996; Diedrichs, 1999) eine wichtige Rolle und gebietet eine Differenzierung der Haftwerte.

Auch die sich widersprechenden Funktionsmerkmale, dass sich der doppelkronenverankerte Zahnersatz einerseits leicht ein- und ausgliedern lassen und andererseits eine feste mechanische Verbindung zum Restzahnbestand haben soll, verdeutlicht die Retentionsproblematik (Körber K.H., 1971; Stüttgen, 1985) und zeigt die klinische Relevanz. So wird ein Mindestwert von 5 N angegeben und teilweise als Sollwert gefordert, um allein den Kräften klebriger Speisen standhalten zu können (Körber K.H., 1968, 1988; Ludwig und Blum, 1992; Strub et al. 1999).

### 1.3.1 Physikalische Grundlagen zum Retentionsmechanismus

Bewegen sich Körper bei gegenseitiger Berührung relativ zueinander, so treten Reibung und Verschleiß auf. Die Werkstoffflächen verformen sich oder ermüden über längere Zeit (Seidel, 2001). Es kommt zur Abnahme der Funktionsfähigkeit der jeweiligen Bauteile (Ondracek, 1986). Die komplexen Vorgänge von aufeinander einwirkenden Oberflächen in Relativbewegung werden in dem Gebiet der „Tribologie“ zusammengefasst (Seidel, 2001).

Allgemein wird das tribologische System untergliedert in einen Grundkörper, einen Gegenkörper, einen Zwischenstoff und das Umgebungsmedium (siehe Abb. 2).



**Abb. 2** Tribosystem - Doppelkrone (überdimensionierter Spalt)

Der aus den Wechselwirkungen resultierende Verschleiß wird auf vier Wechselwirkungsmechanismen zurückgeführt (Ondracek, 1986):

- Adhäsion, Bildung und Trennung von atomaren Bindungen zwischen Grundkörper und Gegenstoff („Mikroverschweißungen“)
- Triboreaktion, eine chemische Wechselwirkung zwischen Grund- und/oder Gegenkörper und Zwischenmedium
- Abrasion durch Oberflächenunebenheiten („Mikropflügen bzw. -spanen“)
- Oberflächenzerrüttung, Rissbildung und -wachstum

Welche Mechanismen und wie stark sie zur Anwendung kommen, hängt von den beteiligten Komponenten und den speziellen Bewegungsabläufen des Tribosystems ab (Ondracek, 1986). Um industriell bei mechanisch bewegten Teilen Reibung und Verschleiß, sprich Festkörperreibungen weitestgehend zu vermeiden, hat sich eine

sogenannte Vollschrnerung (Flüssigkeitsreibung) etabliert. In diesem Fall berühren sich die gleitenden Körper nicht mehr (Seidel, 2001). Im Bereich der Doppelkronentechnik erfolgt die Retention jedoch genau durch die durch den Oberflächenkontakt hervorgerufenen Haft- und Gleitreibungskräfte. Aufgrund der geringen Viskosität des Speichels (Zwischen- bzw. Schmierstoff) kann hier nicht durchgängig von einem Schutzfilm ausgegangen werden (Röper, 1999). Folglich sind in der Literatur hinsichtlich der Haftung und zum Verschleiß der Doppelkronen obig aufgezählte Wechselwirkungsmechanismen zu finden (Stark und Stiefenhofer, 1994; Hagner et al., 2006).

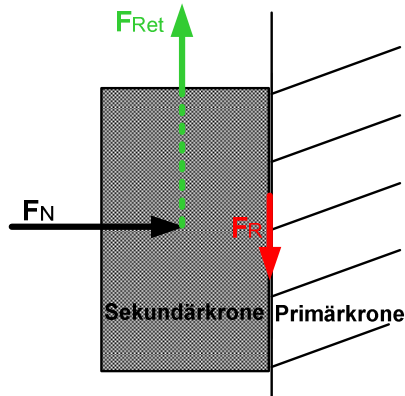
Die Haftkraft (Maximum: gefügter Zustand) und Gleitreibungskraft (Lösevorgang) werden in der Literatur als „Frikzion“ zusammengefasst. Es sind die Kräfte, die der gleitenden Relativbewegung der teleskopierenden Elemente einen Widerstand entgegensetzen (Stüttgen und Hupauf, 1996).

Laut Stüttgen und Hupauf (1996) wird die Haftung von den entstehenden Fugendrücken (abhängig von den Toleranzen) und den legierungsspezifischen Eigenschaften geprägt (Stüttgen, 1983a). Die „Frikzionverbindungen“ zwischen den meist sandgestrahlten Innenflächen der Sekundärkronen und den vorwiegend hochglanzpolierten Primärkronen bestehen aus herstellungsbedingten Gründen, durch wiederkehrende Erhebungen, aus vielen punktuellen Kontakten (Böttger und Gründler, 1978; Röper, 1982; Stüttgen und Hupauf, 1996). Je nach Fugendruck werden diese Kontaktflächen elastisch oder plastisch verformt. Es kommt zu reversiblen Kaltschweißverbindungen durch die Annäherung der Reibungspartner im molekularen Bereich (Becker, 1982b; Röper, 1982; Stüttgen und Hupauf, 1996). Die „Frikzionverbindungen“ unterliegen dementsprechend einer andauernden Zerstörung bzw. Neubildung ohne gravierende Destruktion der teleskopierenden Gesamtfläche.

Laut Lenz J. (2009) hängt das Haftphänomen nicht von der Größe der punktuellen Kontaktflächen ab. Vielmehr wird die Haftung durch einen materialspezifischen Haftungskoeffizient (Haftreibungszahl) geprägt. Zylinderteleskope sowie Konuskronen arretieren folglich beide kraftschlüssig durch die Haftreibungskraft (Lenz J., 2009). Beim Abzug der Sekundärkrone - dem Trennen der kraftschlüssigen Verbindung - muss die Retentionskraft ( $F_{Ret}$ ) den Betrag der maximalen Haftreibungskraft ( $F_R$ ) überwinden (siehe Abb. 3, S. 15). Die Haftreibungskraft ergibt sich aus der nachstehenden Formel (Kuchling, 1999):

$$F_R \text{ (Haft- Reibungskraft)} = \mu \text{ (Haft- Reibungszahl)} * F_N \text{ (Normalkraft)}$$

Die Normalkraft wirkt dabei senkrecht zur Kontaktfläche (siehe Abb. 3). Die Haftreibungszahl ist umso größer, je rauer die Oberfläche ist (Körber K.H., 1971). Auch Speichel erhöht die Haftreibungszahl (Becker, 1982b).



**Abb. 3** Prinzip der Reibungskraft – Doppelkronen-Lösevorgang (Abzug)

Setzen sich die Doppelkronen-Bauteile in Bewegung (Füge- und Lösevorgang), greift als Widerstandskraft die Gleitreibungskraft ( $F_R$ ) an. Die hier ausschlaggebende spezifische Gleitreibungszahl ist wie die Haftreibungszahl von der Werkstoffpaarung, der Oberflächenrauigkeit der teleskopierenden Flächen und dem Schmierungsgrad abhängig. Sie ist jedoch kleiner als die Haftreibungszahl. Damit lässt sich erklären, dass sich die Primär- und Sekundärkronen trotz eines festen Sitzes im Ruhezustand nach Überwinden der maximalen Haftreibung verhältnismäßig leicht trennen lassen (Röper, 1982). Die Größe der Berührungsflächen spielt auch hier eine untergeordnete Rolle (Lenz J., 2009).

Die funktionellen Bewegungen und folglich die durch Reibung resultierenden, zunächst verstärkten Verschleißerscheinungen spiegeln sich in zahlreichen Studien durch sogenannte Einspielphasen wider. Nach Insertion der Doppelkronen in der Prüfapparatur bzw. am Patienten unterliegen die Retentionskräfte initial einer kurzzeitigen Erhöhung bzw. Verminderung (Böttger und Gründler, 1978; Becker, 1982a; Wegmann und Maas, 1988).

Stüttgen (1985) beschreibt die Tatsache des „Einspielens“ als eine Funktion der plastischen und elastischen Verformbarkeit der verwendeten Legierung. Durch die initialen Bewegungsabläufe vergrößern sich die „wahren“ Berührungsflächen, mit der Folge der Spannungsreduzierung innerhalb der teleskopierenden Flächen. Es erfolgt eine Spannungsreduzierung, bis in dem Kontaktbereich die werkstoffspezifische Elastizitätsgrenze nicht mehr überschritten wird (Becker, 1982a).

Die endgültige Form der teleskopierenden Flächen und die entsprechende Retentionskraft ergibt sich somit aus der funktionellen Beanspruchung

(Stüttgen und Hupfaut, 1996; Becker, 1982a). Das individuelle Einstellen der „Friktion“ (Beschleifen der Innenflächen der Sekundärkrone) sollte demzufolge sehr behutsam und über mehrere Sitzungen erfolgen (Böttger und Gründler, 1978; Hagner et al., 2006).

Die Nutzung des CAD/CAM-Verfahrens im Bereich der Zahntechnik hat dazu geführt, dass neben den herkömmlichen Edelmetalllegierungen und Nichtedelmetalllegierungen auch Zirkoniumdioxidkeramiken für die Herstellung von Primärkronen verwendet werden (Weigl et al., 1996; Geiselhöringer et al., 2007). Da hier plastische Verformungen in Form von Mikroverschweißungen ausgeschlossen werden können, haben sich weitere Theorien hinsichtlich der Haftung etabliert. Beim Lösen der Prothese entsteht ein Unterdruck im okklusalen Spalt. Der Ausgleich erfolgt über einen verzögerten Speichelnachfluss im Spalt zwischen Primär- und Sekundärkrone. Die resultierenden Strömungswiderstände (Hagen-Poiseuille-Gesetz) zwischen Primär- und Sekundärkrone verstärken die Haftung (Becker, 1982b; Weigl et al., 1996). Primär hat dieses Phänomen eine Auswirkung auf das Haftverhalten von Galvano-Doppelkronen, da hier direkt auf EM- oder ZrO<sub>2</sub>-Primärteleskope dünne, gleichmäßig dicke Feingoldkappchen aufgalvanisiert werden. Diese in einer Tertiärstruktur im Zahnersatz gefassten Kappchen weisen aufgrund einer perfekten Passung den dafür notwendigen sehr dünnen kapillarartigen Spalt zur Primärkrone auf. Verstärkt wird die Haftung hier durch Adhäsion, die sich durch den Speichelfilm zwischen den glatten Flächen der Primär- und Sekundärkrone auswirkt.

Adhäsionskräfte spielen auch bei den konventionellen Zylinderteleskopen eine Rolle (Becker, 1982b), sie sind wegen der rauen Oberflächen und den damit zu großen Abständen aber eher untergeordnet.

## **1.4 In-vivo- und In-vitro-Untersuchungen zur Retention von Doppelkronen**

### **1.4.1 In-vivo-Abzugsversuche zur Bestimmung der Retentionskraft**

Kern (1999) beschrieb eine objektive Retentionskraftmessmethode mit einem Federkraftmessgerät (Federwaage) im Mund des Patienten. Dabei wird die partielle Prothese mit Hilfe des Messgerätes 1 cm oberhalb der Okklusionsebene an einer Zahnseidenschleife, die zwischen der Sekundärkrone und dem Prothesensattel (Approximalraum) fixiert ist, von den Primärkronen gelöst. In einer klinischen Studie von Wagner und Kern (2000) wurden mit dieser Methode an 65 Prothesen zehn Jahre nach der Insertion unter anderem Retentionskräfte bestimmt. Bei 43 mit Konuskronen verankerten Prothesen wurde dabei eine mittelwertige Gesamtretentionskraft von 4,9 N ermittelt. Die 16 mit Konuskronen und Gussklammern verankerten Prothesen



erreichten eine mittlere Gesamtretention von 5 N, weitere sechs klammerverankerte Prothesen erzielten 2,3 N.

Die gleiche Messmethodik verwendete Schalk (2011) bei 107 Patienten an 119 Oberkiefer- bzw. Unterkiefer-Prothesen. Geprüft wurde die Retentionskraft von Zahnersatz mit gebogenen Klammern und Gussklammern sowie an 53 doppelkronenverankerten Prothesen. Die Ergebnisse wurden anschließend in Verbindung mit der subjektiven Bewertung der Patienten gebracht. Es wurden mit 94,1 % hohe Zufriedenheitswerte verifiziert. Die durchschnittliche Gesamtretention aller getesteten Prothesen lag bei 7,5 N. Ein absolut zufriedenstellender Halt war für Patienten im Wertebereich zwischen 2,3 N und 15,7 N zu finden. Fünfzig Prozent der ermittelten Gesamtretentionskräfte lagen unter 5,2 N, 75 % unter 10 N, 80 % unter 12,7 N und 90 % lagen unter 18 N. Der durchschnittliche Gesamtretentionswert der doppelkronenverankerten Prothesen lag bei 8,6 N (höchster Wert 40 N). Grundsätzlich wurden niedrige Werte eher beklagt als zu hohe. Einige Patienten bewerteten sehr niedrige Werte auch positiv. Gesamtretentionswerte von über 9,7 N hatten bei der Handhabung Probleme zur Folge. Schalk ordnete die Zufriedenheitswerte durchschnittlichen Retentionswerten zu. Dabei entsprach die Bewertung sehr gut: 8,9 N, gut: 6,9 N, schlecht: 1,4 N und sehr schlecht 0,2 N. Sie stellte zudem fest, dass neue Prothesen eine 60 % höhere Retentionskraft als eingewöhnte aufwiesen. Zudem wurde deutlich, dass nach längerer Tragedauer eine erhöhte Pfeileranzahl besseren Halt durch höhere Retentionswerte gewährleistet. Die Gesamtretentionskraft nahm proportional zur Pfeileranzahl zu. In dieser Studie wirkten sich Verkantungen bei den doppelkronenverankerten Prothesen positiv auf die Patientenzufriedenheit aus. Es wurde geschlussfolgert, dass durch die große Streuung der ermittelten Retentionswerte ein definierter Retentionswert technisch nicht machbar und eine Empfehlung für eine definierte Haftkraft nicht sinnvoll ist. Prothesenspezifische sowie persönliche Faktoren der Patienten spielen eine übergeordnete Rolle. Dies wird bestätigt, indem die Retentionskraft bei eingewöhnten Prothesen in dieser Studie keinen statistisch nachweisbaren Einfluss auf die Patientenzufriedenheit gezeigt hat. Folglich sollte lediglich eine Empfehlung für die initialen Abzugskräfte gegeben werden. Schalk empfiehlt diesbezüglich eine Gesamtretention von 9 N und 2 – 4 N je Verankerungselement.

Bei Studien mit implantatverankerten, herausnehmbaren Prothesen korrelierte die Zufriedenheit der Patienten mit der Retentionskraft des jeweiligen Zahnersatzes (Burns et al., 1994; Thomason et al., 2003).

Bayer et al. (2012a) bestimmten bei 25 doppelkronenverankerten Prothesen an insgesamt 84 integrierten Doppelkronen (1 – 2°) aus einer hochgoldhaltigen Legierung

mit Hilfe einer speziellen Messapparatur, bestehend aus einem Griffel mit Dehnmessstreifen, die Abzugskräfte intraoral. Die Messungen erfolgten an definierten Punkten nach 4 – 6 Wochen und bei folgenden Recalls nach 6 und 18 Monaten. Die initial gemessenen Einzelwerte unterlagen hohen Schwankungen von 0,65 N bis 36,48 N bei einem Median von 4,71 N. Nach einem leichten Anstieg auf 5,19 N fielen die Werte anschließend auf 3,74 N (Median) ab. Die Bestimmung der Gesamtretention erfolgte über Aufsummierung der Einzelmessungen. Größtenteils waren doppelkronenverankerte Prothesen mit drei Attachments vertreten. Die Gesamtretention veränderte sich nicht signifikant von dem Medianwert von 12,9 N (Min und Max: 4 – 62,3 N) über 10,4 N (6 Monate) auf 11,1 N (18 Monate).

Mit gleicher Messmethode verglichen Bayer et al. (2012b) an weiteren doppelkronenverankerten Prothesen (72 Doppelkronen) Retentionswerte zwischen intraoral und extraoral. Vor der Inkorporation der Prothesen wurde in die jeweilige Primärkrone ein thermoplastisches Material gebracht. Zusätzlich wurde ein 6 cm langes Drahtseil integriert. Nach Speichellersatzlösungsbenetzung (physiologische Natriumchlorid-Lösung) und Fügung wurde die Primärkrone anschließend axial von der Sekundärkrone mit gleicher Messapparatur (intraoral) abgezogen. Die Werte lagen hier zwischen 0,2 N und 36,73 N bei einem Median von 1,97 N. Für aussagekräftige Ergebnisse wurden die intraoralen Werte auf die bereits beschriebene Einspielphase folgend nach 4 – 6 Wochen nach der Insertion gemessen. Sie lagen zwischen 0,65 N und 36,48 N bei einem vergleichsweise signifikant höheren Median von 4,7 N. Die Werte beider Messungen korrelieren. Die höheren intraoralen Kräfte könnten nach Bayer et al. (2012b) einerseits durch die an der Prothese zusätzlich befindlichen Doppelkronen hervorgerufen werden. Sie üben, im Vergleich zu den In-vitro-Einzelabzügen, durchaus einen Einfluss auf die Abzugsbewegung aus. Andererseits variiert die Speichelzusammensetzung im Vergleich zur Ersatzlösung sehr. So kommt es laut Bayer et al. (2012b) mit Zunahme des Alters zu einer Steigerung der Viskosität, die nicht simuliert werden kann. Der Zahnbeweglichkeit geschuldet, wurde die Retentionssteigerung zudem mit der Zementierung, einhergehend mit minimalen Abweichungen bezüglich der Einschubrichtung, begründet. Die letztlich dargestellte Problematik könnte daneben eine Ursache für die bei Behr et al. (2000) vergleichsweise hohe Fehlerrate bei Doppelkronen in Form von Rezementierungen sein.

Boeckler (2011) betrachtete neben der Prothesenkinematik ebenfalls das Retentionsverhalten von interforaminär (Region 32/33 und 42/43), implantatverankerten Prothesen. Die Untersuchungen erfolgten auch hier sowohl intra- als auch extraoral. Die speziellen Testprothesen wurden individuell für fünf Patienten angefertigt

und erlaubten die Integration unterschiedlicher Verbindungselemente. Der Abzug der Prothesen erfolgte *in vitro*, auf einem speziell hergestellten elastischen Testmodell ohne Speichellersatz und *in vivo* mittels verschiedener Dynamometer. Dazu wurde der Messarm des jeweiligen Dynamometers in entsprechend an der Prothese angebrachten Positionierungsmulden angesetzt. Die Bestimmung der Retentionswerte erfolgte frontal und lateral. Die getesteten primären Teleskopabutments waren aus einer hochgoldhaltigen Legierung mit einem Neigungswinkel von 2°. Die Sekundärkronen wurden mittels Galvanotechnik hergestellt und in einem Tertiärgerüst aus Titan verklebt. Die frontalen *In-vitro*-Abzugswerte der Teleskoppaare betragen  $10,9 \pm 1,6$  N. *In vivo* wurden bei gleicher Abzugsposition  $13,35 \pm 6,2$  N ermittelt. Beide Werte unterschieden sich nicht signifikant. Die lateralen Abzüge zeigten durch einen hohen Verkantungseffekt um bis zu 260 % bzw. 134 % höhere Werte.

### Doppelkronen mit Halteelement

Werdecker (2002) untersuchte in einer retrospektiven Longitudinalstudie die durchschnittliche Verweildauer von 196 (151 Patienten) teleskopverankerten Einstückgussprothesen mit funkenerodierten Friktionsstiften. Dabei wurden unter anderem die Abzugskräfte mittels einer Federwaage inklusive Schleppzeiger intraoral bestimmt. Die gemessenen Kräfte wurden auf die Anzahl der jeweiligen Teleskope verteilt. Bei einem Medianwert von 2,5 N lagen bei 91 % (515 Teleskope von 566) der Probanden die intraoralen Abzugskräfte in einem Bereich von 1,5 N bis 4,5 N, dabei überwiegend in dem Bereich von 1,5 N bis 3,5 N. Die initialen Werte wurden kategorisiert (bis 2 N; 2,1 – 3,0 N; 3,1 N und höher). So ergab sich nach acht Jahren eine Überlebenswahrscheinlichkeit von 81 % der Teleskope bis zu 2 N und von 89 % der Teleskope mit mehr als 3 N. Grundsätzlich wiesen die Doppelkronen mit höheren Abzugskräften eine deutliche höhere Überlebenswahrscheinlichkeit auf. Dies kann laut Werdecker einerseits der bei größeren Zähnen - und somit höheren Retentionswerten - größeren Wurzeloberfläche oder andererseits dem erhöhten physiologischen Reiz auf das Parodont durch höhere Abzugskräfte geschuldet sein. Prinzipiell bewährte sich die Versorgungsform, da keine Neuanfertigung einer Prothese notwendig wurde.

### **1.4.2 In-vitro-Untersuchungen zum Retentionsverhalten**

#### Dauerverschleißversuche

Die Auswirkung von im Wechsel (1000-mal) wirkenden axial (je 5, gesamt: 5000, 20 N) und nonaxial (je 1000, gesamt: 1 Million, 80 N) simulierten Verschleißbewegungen während einer Speichelumspülung auf konische (2°) EM- und ZrO<sub>2</sub>-Galvano-Doppelkronen wurden von Bayer et al. (2010b) verifiziert. Die initialen Retentionskräfte

der EM-Galvano-Doppelkronen lagen bei 8,89 N, die der anderen Gruppe bei 5,2 N. Nach signifikanten Änderungen in der Startphase (0 – 50 Zyklen) und initialen Phase (50 – 2000 Zyklen) kam es bis zu 5000 Zyklen zu keinen signifikanten Änderungen. In keinem Fall war der Medianwert kleiner als 4 N, noch überschritt er 12 N. Der Retentionskraftverlauf bei den  $ZrO_2$ -Kronen zeigte eine vergleichsweise höhere Stetigkeit.

Röper (1982) untersuchte die Haft- und Gleitreibungskräfte an sechs EM-teleskopierenden Hülsenkronen mit unterschiedlicher Stufengestaltung. Er unterzog die Proben dabei in einer eigens dafür entwickelten Maschine einem Dauerverschleißversuch mit 10 000 Füge- und Trennzyklen. Er konstatierte den Einfluss der Abzugsgeschwindigkeit und führte die Untersuchungen teilweise mit menschlicher Speichelbenetzung durch. Dabei zeigte sich ein hydrodynamischer Effekt, in Bezug auf die Haftkraft nahm dies jedoch keinen Einfluss. Lediglich ein Teleskop wies die gewünschte Parallelität auf. Die Größe der Haftkraft fiel an einem gezeigten Beispiel von initial 24,5 N auf einen Wert von 14,7 N ab. Laut Röper blieb die Funktion der Doppelkronen prinzipiell erhalten. Auch bei einer Studie von Stüttgen (1983b) erfüllte keines der untersuchten Innenteleskope die geometrischen Voraussetzungen.

Wie bei Röper (1982) zeigten sich auch bei Becker (1982a) große Schwankungen der Retentionskräfte innerhalb der Messreihen. Das umgebende Medium hatte bei Becker (1982b) einen Einfluss auf das Haftverhalten von Doppelkronen, speziell steigerte die Benetzung mit Wasser bzw. künstlichem Speichel die Retentionskräfte. Zahnpasta sowie Fette und Öle führten experimentell zu einem Retentionskraftverlust (Becker, 1983). Bei Verschleißuntersuchungen (Simulation mit Verschleißkugel) von Stüttgen (1983a) kam es nach Speichelschmierungen zu hohen Gleitreibungskraftverlusten. Dabei zeigten die getesteten ungleichen Legierungspaare EMF(Ni-Cr)-EM(Au-Pt) nach 5000 Verschleißzyklen einen höheren Verschleiß als reine EM(Au-Pt)-Legierungspaarungen.

### Elastische Stumpflagerung

Mühlemann (1954) zeigte bei einem Versuch an Affen eine von der einwirkenden Kraft und vom jeweiligen Zahn abhängige initiale (1 N/150  $\mu$ m) bzw. bei höheren Kräften (bis 5 N) sekundäre Zahnbeweglichkeit. Zahnbeweglichkeiten von kleiner als 50  $\mu$ m wurden durch intrusive Messungen von Picton (1990) nachgewiesen. Körber K.H. (1983) bestimmte an starr abgestützten Freundsätteln die Schleimhautresilienz sowie die axiale und horizontale Pfeilerbewegung in vivo. Die mittlere Einsenktiefe der Schleimhautsättel lag bei 180  $\mu$ m bei reiner

Schleimhautlagerung. Nach starrer Verbindung mit dem Pfeilerzahn zeigte sich eine mittlere Eindringtiefe von 85  $\mu\text{m}$ . Zudem ließ sich bei fortlaufender Belastung eine Langzeitkompressibilität (40  $\mu\text{m}$ , 10-mal 50 N) erkennen. Die mittleren labialen Zahnbeweglichkeiten lagen bei  $64 \pm 15 \mu\text{m}$ , die axialen bei  $19 \pm 6 \mu\text{m}$ . Körber K.H. stellte fest, dass die bei Kraffteinwirkung auf den Prothesensattel zwangsweise hervorgerufene Kippdrehbewegung der Pfeiler nur wenig größer als die axiale Intrusionsbewegung ist.

Einige Autoren versuchten die obig beschriebene Zahnbeweglichkeit in Prüfapparaturen (in vitro) zu simulieren (Grüner et al., 2003). So stellte Körber K.H. (2004) anhand eines Analogiemodells fest, dass die physiologische Zahnbeweglichkeit bei klinisch festen Zähnen, die Totalexkursion von  $100 \pm 25 \mu\text{m}$  (Mühlemann, 1960), je nach Abzugsposition bei einer kombinierten partiellen Prothese aus Konuskronen (5,5°; 33, 43) und gegossenen Klammern (37, 47) bei weitem überschritten werden kann. Die künstlichen Alveolen wurden durch eine Einbettung der Pfeiler mit Vinyl-Polysiloxan erzeugt. Die einzeln gemessenen Abzugswerte der Konuskronen lagen bei 9,31 N und 7,35 N, die der Klammern bei 17,65 N und 16,18 N. Zuvor wurde auf jedes Halteelement eine Auflast von 50 N aufgebracht.

Bei Verschleißuntersuchungen (10 000 Füge- und Lösezyklen) von Hagner et al. (2006) an einer selbst entwickelten Prüfapparatur mit parodontienadäquater Halterung der Pfeiler nach Grüner et al. (2003) und Speichelumspülung (Glandosane, Cell Pharm GmbH) zeigten sich bei parallelwandig gefrästen Teleskopkronen aus unterschiedlichen Goldgusslegierungen mit eingestellter Haftkraft von 1 N bis 3 N keine starken „Friktionsverluste“. Teilweise kam es zu unphysiologischen Erhöhungen der Haftkraft. Die Beschaffenheit der Oberfläche und die Parallelität haben laut Hagner et al. einen größeren Einfluss auf „Friktion“ und den Verschleiß als die verwendete Goldlegierung.

### In-vitro-Retentionsmessungen an Patientenprothesen

Fortführend von der Studie 2008 bestimmten Bayer et al. (2010a) an 140 in Prothesen integrierten EM-Doppelkronen ( $1 - 2^\circ$ ) die Retentionskräfte. Die Abzüge erfolgten mit und ohne Speichelbenetzung. Wie unter Kapitel 1.4.1 unter Bayer et al. (2012a, 2012b) wurden die Primärkronen einzeln mit spezieller Messapparatur unter Speichelbenetzung abgezogen. Die Retentionswerte unterlagen einer großen Streuung (0,08 – 29,98 N). Es zeigten sich keine signifikanten Unterschiede zwischen den Abzugsversuchen mit (Median: 3,87 N) und ohne (Median: 3,12 N) künstlichen Speichel. Die Retentionswerte der Eckzähne variierten zwischen 0,08 N und 21,07 N. Die Gesamtretentionswerte unterlagen ebenfalls einer großen Streuung und lagen

zwischen 0,28 N bei einem doppelkronenverankerten Zahnersatz mit zwei Doppelkronen und 64,08 N bei einer anderen Teilprothese mit vier Teleskopankern. Stančić and Jelenković (2008) führten in vitro an Patientenprothesen mit einem Bredent-Dynamometer ( $0 - 20 \text{ N} \pm 0,4 \text{ N}$ ) Retentionskraftmessungen durch. Die Untersuchung umfasste 50 Einzelmessungen an Zylinderteleskopen aus Legierungen vom Härtetyp IV. Auch die Gesamtretention von 20 partiellen Prothesen wurde ermittelt. Die Einzelkräfte lagen zwischen 1 N und 10,7 N. Die höchsten Haftkräfte wiesen die Eckzähne (MWT: 6,5 N) und die niedrigsten die Molaren (MWT: 3 N) auf. Bei den Einzelmessungen waren die Retentionskräfte bei 50 % optimal (5 – 9 N), bei 15 % zu hoch und bei 35 % insuffizient. Die ausschlaggebende und nach Stančić und Jelenković nicht zu vernachlässigende Gesamtretentionskraft lag im Bereich zwischen 5 N und 32,5 N. Es zeigte sich, dass die Gesamtretention bei 30 % der gewünschten Retentionskraft von 5 N bis 9 N entsprach. Die restlichen 70 % wiesen zu hohe Gesamtretentionskräfte auf.

Niedermeier (2003) testete zwei Wochen nach Eingliederung und anschließend nach 23 – 28 Wochen bis zu drei Jahren den Prothesenhalt durch Abzug eines der Patientensituation entsprechenden Galvano-Stumpfmotells von der Prothese. Der Abzug erfolgte mittels Dynamometer unter Speichelbenetzung. Pro Pollerteleskop (implantatverankert) wurden initial  $6,34 \pm 1,17 \text{ N}$  und nach drei Jahren  $6,21 \pm 0,94 \text{ N}$  gemessen. Es lag kein signifikanter Unterschied vor.

### Einfluss der Probengeometrie und der Versuchsparameter

Besimo et al. (1996) fanden heraus, dass bei identischer Gestaltung von Konuskronen ( $5,5^\circ$  und  $6,5^\circ$ ) auf Implantat-Abutments die Wahl der Legierung (Vergleich Ti- und Au-Legierung) für das Primärteleskop und der Neigungswinkel keinen Einfluss auf das Haftverhalten haben. Die initialen Haftkräfte (20 N Auflast) der geprüften Konuskronen schwankten zwischen 0,39 N und 0,57 N. Nach einer simulierten Alterung von 10 000 Ein- und Ausgliederungen mit Speichelbenetzung steigerten sich bei allen Versuchsgruppen die Retentionskräfte um 17,5 % bis auf 97,4 %. Die Nutzung von Titan als Material für Doppelkronen scheint entsprechend der Ergebnisse gerechtfertigt zu sein.

Engels et al. (2012) beschrieben das Verschleißverhalten und die Auswirkung der Langzeitsimulation (10 000 Ein- und Ausgliederungszyklen, 20 N Auflast, Thermozyklisierung zwischen  $5^\circ\text{C}$  und  $55^\circ\text{C}$ ) auf die Retentionskraft von Doppelkronen unterschiedlicher materieller Zusammensetzung in Abhängigkeit vom Neigungswinkel ( $0^\circ$  und  $2^\circ$ ) und der Abutmenthöhe (5,7 mm und 9 mm). Es wurden Galvano-doppelkronen mit EM-, EMF- und  $\text{ZrO}_2$ -Primärkronen mit einer konventionell

gusstechnisch hergestellten EM-Doppelkrone verglichen. Die Abzüge erfolgten mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 1000 mm/min unter Benutzung einer künstlichen Speichellösung. Die Haftkräfte bewegten sich zwischen 0,22 N und 9,06 N (Jauernig, 2010). Die gusstechnisch hergestellten konventionellen Doppelkronen erzielten die höchsten Retentionskräfte von initial 4 N auf 3,9 N nach simulierter Alterung. Die Werte der Galvanokronen waren niedriger, wiesen jedoch eine höhere Reproduzierbarkeit auf. Die künstliche Alterung bewirkte nur zum Teil signifikante Unterschiede. Bei Abnahme der Konizität erhöhten sich die Haftkräfte bei allen Proben. Bei den Galvano-Doppelkronen zeigte sich eine Abhängigkeit der Stumpflänge, je höher das Abutment desto höher waren die Abzugskräfte. In einer Studie mit gleichen Prüfparametern ohne künstliche Alterung zeigte sich auch bei Beuer et al. (2010) ein signifikanter Einfluss der Höhe, des Neigungswinkels und des Materials der Primärkrone auf die Retentionskraft. Die Werte lagen hier zwischen 0,37 N und 2,65 N (20 N Auflast). Güngör et al. (2004) stellten bei einer ähnlichen Studie mit Doppelkronen aus einer Au-Ag-Pd-Legierung (4, 5, 6 mm; 2, 4, 6°) gleiches fest (Abzugsgeschwindigkeit: 0,5 mm/min; 5 kgf Auflast, ohne Speichelbenetzung). Die künstliche Alterung (5 kgf Auflast) führte hier zu einer kontinuierlichen Abnahme der Retentionskräfte. Dies wurde auch in einer Studie gleicher Art von Ohkawa et al. (1990) an 60 Doppelkronen mit gleichen Stumpfpparametern (zusätzlich 0° - Neigungswinkel), bei einer Abzugsgeschwindigkeit von 100 cm/min verifiziert. Die Verlängerung der Stümpfe zeigte dabei einen geringeren Einfluss auf die Retentionskräfte als die Abnahme des Neigungswinkels, welcher auch hier zu einer Retentionskrafteerhöhung führte. Teleskope mit 0° - Fräswinkel erreichten folglich die höchsten Abzugskräfte. Ohkawa et al. verifizierten zudem 50 N als eine optimale Auflast. Im Gegensatz zu Engels et al. (2012) wurden in einer Studie von Gurbulak et al. (2013) bei Galvanodoppelkronen aus EMF-(Ni-Cr-Legierung)-Primärkronen (3°) hohe initiale Retentionskräfte von 18,7 N gemessen (5 kgf Auflast, Speichelbenetzung). Die Simulation einer Tragedauer von drei Jahren führte zu einer Erhöhung auf 25,23 N. Die Abzugsgeschwindigkeit war jedoch mit 1 mm/min deutlich langsamer. Mundt et al. (2004) zeigten bei Untersuchungen von unterschiedlichen Konuskronen mit Folienprägetechnik den Einfluss des Konuswinkels (4, 5, 6°) und der Aufpresskraft (50, 100, 200 N) auf die Retentionskraft (Abzugsgeschwindigkeit: 250 mm/min). Die Stärke des Effekts ist dabei für den Winkel weitaus höher als für die Aufpresskraft (Eta-Quadrat: Winkel 0,345 zu Aufpresskraft 0,091). Beide Parameter übten jedoch einen signifikanten Einfluss aus. Zudem spielte die Wahl des Materials bezüglich der Abzugskraft überwiegend eine untergeordnete Rolle (Eta-Quadrat: 0,035).

Siebert-Steeb (2010) untersuchte an EMF- und ZrO<sub>2</sub>-Konuskronen mit Folienprägetechnik den Einfluss der Aufpresskraft (50, 100, 200 N), der Abzugsgeschwindigkeit (125, 250 bzw. 500 mm/min) und des umgebenden Mediums (Luft, Wasser, Speichersatzlösung) auf die Retentionskraft. Die Retentionswerte lagen bei der Ein-Pfeilersituation zwischen 1,05 N und 5,6 N. Bei steigender Aufpresskraft sowie bei zunehmender Viskosität des umgebenden Mediums erhöhten sich die Retentionskräfte. Gegensätzlich kam es bei steigender Abzugsgeschwindigkeit zu einer Verminderung der Abzugskraft.

Bei Untersuchungen von Galvano-Doppelkronen (0, 2, 4, 6°) stellte auch Rößler (2005) die Abhängigkeit der Retentionskraft von der Abzugsgeschwindigkeit dar. Allerdings zeigte sich von 1 mm/min bis zu 30 mm/min eine Steigerung der Retentionskraft. Ab 30 mm/min bis 200 mm/min wurden laut Rößler keine signifikant unterschiedlichen Retentionskräfte erzielt. Erst bei einer Steigerung von 200 mm/min bis auf 400 mm/min wurde die von Siebert-Steeb beschriebene Retentionskraftverminderung registriert. Analog erhöhten sich außerdem die Retentionskräfte bei steigender Viskosität des umgebenden Mediums. Gleichzeitig wurde der Einfluss der Abzugsgeschwindigkeit geringer. Ein laut Rößler entscheidender Parameter ist bei den Zylinderteleskopen der Basisdurchmesser der Innenkronen, so sind die Retentionskräfte breiter Primärkronen (D 9,0 mm) höher als bei schmalen (D 6,5 mm bzw. 4,5 mm). Konvergenzwinkel und die Höhe der Kronen spielten hinsichtlich der Retentionskräfte eine eher untergeordnete Rolle.

Ohkawa (1990) stellte bei verschiedenen Abzugsgeschwindigkeiten (0,05; 2,5; 5; 10; 25; 50 und 100 cm/min) keine signifikanten Unterschiede hinsichtlich der Retentionskräfte fest.

### Doppelkronen mit Halteelement

Stark und Stiefenhofer (1994) führten Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen durch. Verglichen wurden das TK-Snap-System (Si-Tec) und das Friktions-Geschiebe-Passungs-(FGP)-System mit konventionellen Teleskopen ohne zusätzlichem Halteelement. Für alle drei genannten Systeme wurden jeweils Teleskope aus drei unterschiedlichen Legierungen angefertigt. In einer speziell entwickelten Verschleißprüfmaschine wurden die Proben starr gelagert und unter Speichelbenetzung jeweils 10 000-mal gefügt und getrennt. Bei der Kombination mit den edelmetallhaltigen Legierungen zeigte das TK-Snap-System nach dem Verschleiß eine laut Autoren unwesentliche, aber bei den manuellen Messungen deutlich erkennbare Verringerung der Haftkraft (50 %). Die Retentionswerte der Teleskope mit dem FGP-System in Kombination mit EM-Legierungen erhöhten sich nicht signifikant



und fielen leicht bei der Verwendung der EMF-(Ni-Cr)-Legierung ab. Bei den konventionellen Teleskopen kam es bei der EMF-Legierung zu einer leichten Verringerung der Retentionskraft. Gegensätzlich dazu führte die Verwendung von EM-Legierungen zu einer Steigerung der Haftkräfte, bei einer Legierung sogar exorbitant. Wenz et al. (2009) untersuchten an jeweils fünf Doppelkronen mit Spielpassung und Halteelement (Marburger Doppelkronen, TK-Snap) aus unterschiedlichen Materialien (EMF(CoCr), EM(AuPt), Ti) das Verschleiß- und Retentionsverhalten. Alle Gruppen wurden unter Benetzung mit Speichel 10 000 Fügezyklen unterzogen. Die EM-Doppelkronen zeigten dabei keine signifikante Abnahme der Retentionskraft (2,1 N auf 1,9 N). Gegensätzlich nahm die Retentionskraft bei den Titan- und EMF-Kronen bereits nach 1000 Ein- und Ausgliederungsversuchen statistisch signifikant ab (EMF: 4,8 N – 1,5 N (1000 Zyklen) – 1,1 N; Ti: 5,8 N – 1,2 N (1000 Zyklen) – 0,6 N). Durch Austausch des TK-Snap-Elements konnten die initialen Haltekräfte wieder hergestellt werden.

Minagi et al. (1999) beschrieben in ihrer Studie das Verschleißverhalten von zehn neuartigen EM-Teleskopen (4°) mit spezieller Aktivierungsfunktion. Die initialen Abzugskräfte lagen bei 9,8 N (Abzugsgeschwindigkeit: 500 mm/min). Nach 10 000 Ein- und Ausgliederungszyklen sank dieser Wert auf 2 N. Durch die Nachaktivierung konnte der Wert von 9,8 N wieder erreicht werden. Die nochmals folgende Verschleißsimulation führte wieder zu der bereits verifizierten Verminderung der Retentionskräfte.

### Retentionskraftmessungen an Doppelkronenpaaren

Weigl et al. (2000a) testeten das Verschleißverhalten von Doppelkronenpaaren auf Implantaten. Es wurden drei verschiedene Materialkombinationen (EM/EM; Ti/Ti; ZrO<sub>2</sub>/Galvano) bei gleicher Bauweise untersucht (2°, Höhe 6 mm, D 4,5 mm). Jeweils 100 000 Füge- und Trennzyklen sowie Kaukräfte von 5 N bis 400 N wurden pro Probenpaar unter Speichelbenetzung simuliert. Der Retentionskraftverlauf wurde in Abhängigkeit von der gewählten Auflast durch entsprechende Zwischenmessungen bei 500, 1000, 5000, 10 000 sowie 50 000 Ein- und Ausgliederungen dargestellt. Die Erhöhung der Auflast führte außer bei den ZrO<sub>2</sub>-Galvanoproben zu einer deutlichen Steigerung der Retentionskräfte (Abzugsgeschwindigkeit: 20 mm/min). Die Füge- und Trennzyklen brachten mit Ausnahme der ZrO<sub>2</sub>-Galvanokronen eine ungerichtete, zum Teil signifikante Veränderung der Retentionskräfte. Die Gruppe der ZrO<sub>2</sub>-Galvanokronen zeigte mikroskopisch keine Verschleißspuren und überzeugte durch eine perfekte Passung.

## **2 Ziel der Arbeit**

Für die Funktion und somit für die Patientenzufriedenheit ist ein andauernder Prothesenhalt unabdingbar (Körper K.H., 2004). Klinisch zeigt sich nach einer gewissen Tragedauer ein mehr oder weniger ausgeprägtes Nachlassen der Retention bei doppelkronenverankertem Zahnersatz (Schalk, 2011). Ursächlich dafür können, neben dem patientenabhängigen Gebrauch, konstruktionsbedingte und materialspezifische Abnutzungsprozesse sein.

Um Erkenntnisse für die klinische Anwendbarkeit zu erlangen und eventuell konstruktionsbedingte Fehler mit negativer Langzeitwirkung zu vermeiden, wurden im Rahmen dieser Studie Doppelkronen unterschiedlicher Bauweise und materieller Zusammensetzung vergleichend auf ihr Retentionsverhalten vor und nach simulierter Langzeitbelastung getestet.

Es wurde angenommen (Nullhypothese), dass kein signifikanter Unterschied zwischen den Retentionskraftverlusten konventioneller teleskopierender Doppelkronen im Vergleich zu Doppelkronen mit Friktionsstiften besteht.

Ziel dieser Arbeit war auch die Entwicklung einer In-vitro-Prüfvorrichtung mit starkem Bezug zur klinischen Situation.

### 3 Material und Methoden

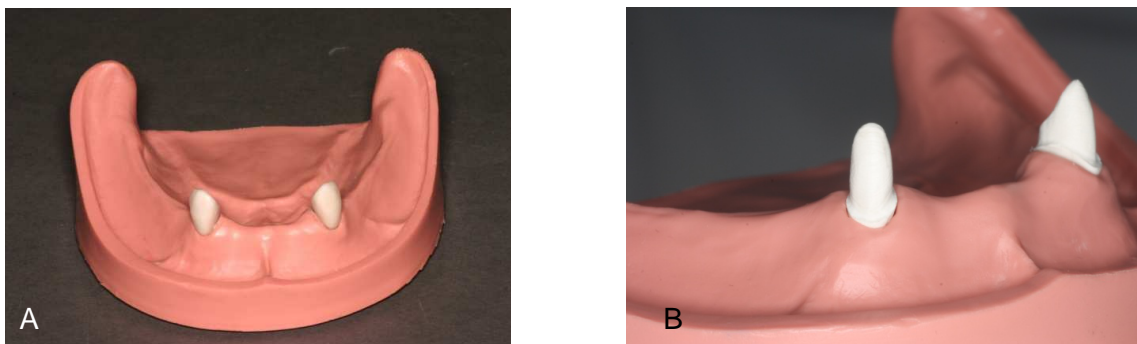
#### 3.1 Prüfmodellherstellung

Die Prognose hinsichtlich der Überlebenswahrscheinlichkeit bei weniger als drei Pfeilerzähnen ist im Vergleich zu einer höheren Pfeileranzahl häufig ungünstig. Dennoch besteht die Notwendigkeit auch stark reduzierte Restgebisse prothetisch zu therapieren bzw. zu versorgen (Heners und Walther, 1990). Die Eckzähne erweisen sich als sehr resistent und zeigen eine hohe Vorkommensrate (Niedermeier, 1985; Gernet, 1985). Aufgrund eines günstigen Kronen-Wurzelverhältnisses weisen Eckzähne die höchste Horizontalbelastbarkeit auf und sind somit selbst paarig einzelstehend für eine starre Prothesenverankerung mittels Doppelkronen prädestiniert (Niedermeier, 1985; Gernet, 1985; Hofmann, 1990).

So war die Grundlage für die Simulation eines repräsentativen klinischen Falles ein konfektioniertes Unterkiefermodell T2 der Firma KaVo Dental GmbH (Biberach, Deutschland) mit einem typischen Restzahnbestand von 33 und 43 (Abb. 4A). Die Bestimmung der Retentionskraft sowie die Simulation des Langzeitverhaltens erfolgte mit einer speziell angefertigten UK-Teleskopprothese in Kombination mit diesem UK-Modell.

##### 3.1.1 Präparation der Stümpfe

Die speziell für das KaVo-Modell entwickelten Modellzähne 33 und 43 wurden entsprechend den Anforderungen für Teleskopkronen mit einem Materialabtrag im vestibulären Bereich von ca. 1,5 mm (Körber K.H., 1995; Pospiech, 2001), lingual 0,8 mm (Pospiech, 2001) und okklusal von 2 mm (Körber K.H., 1995; Lehmann et al., 2009) präpariert. Zudem wurde ein Neigungswinkel in Form eines zervikalen Retentionszylinders von 3° (Körber K.H., 1995) und eine obere Abwinklung von 6° (Lehmann et al., 2009) angestrebt (Abb. 4B).



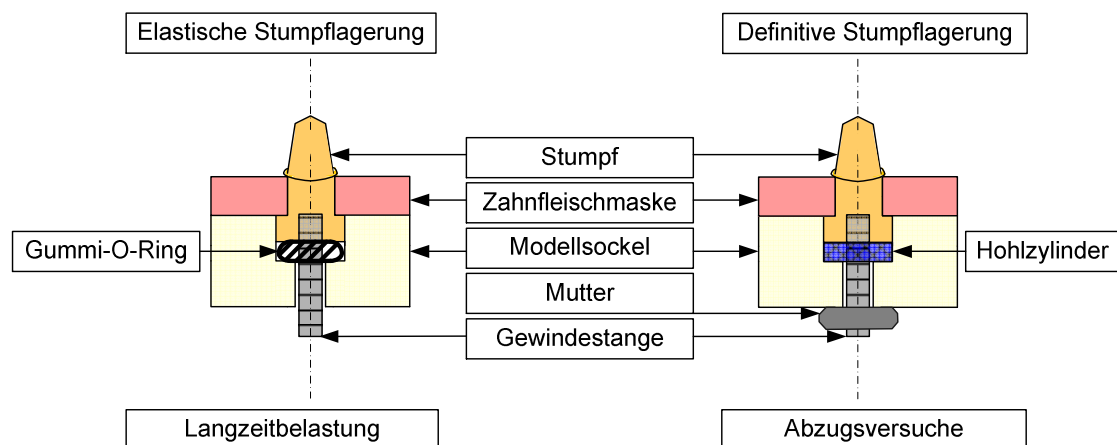
**Abb. 4** A-Ausgangsmodell mit Modellzähnen 33 und 43; B-präparierte Ur-Stümpfe

### 3.1.2 Modifizierung zum Prüfmodell

Mit Hilfe der Zentralen Forschungswerkstatt der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg (Zentrum für Medizinische Grundlagenforschung – ZMG) wurden das KaVo-Modell und die präparierten Ur-Stümpfe modifiziert und letztere vielfältig dubliert. Ziel war ein Prüfmodell mit einer reproduzierbaren Auswechslung identischer Stümpfe.

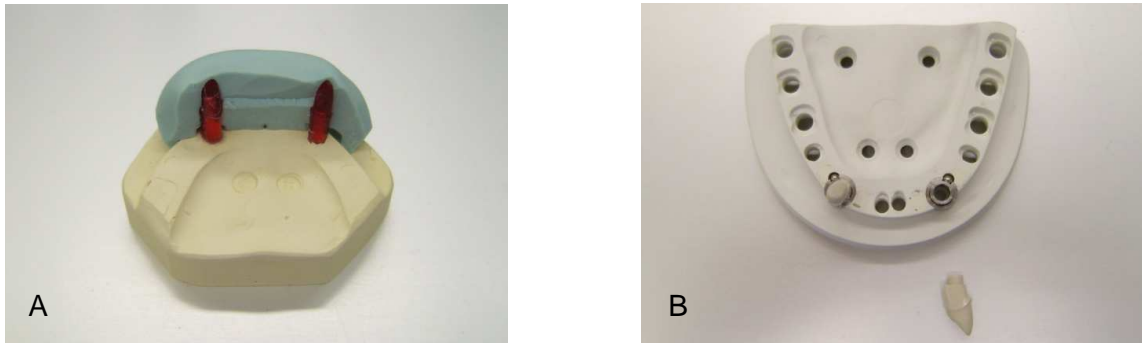
Da ein natürlicher Zahn nicht starr mit dem Knochen verbunden ist (Hoffmann und Axthelm, 2000; Kordaß, 2006), sollte ein annähernd biomechanisches Verhalten des Zahnstumpfes im Parodontium bei simulierten Kaubelastungen ermöglicht werden (Grüner et al., 2003). Ein parodontal gesunder Eckzahn kann auf - auf seinen Halteapparat - horizontal gerichtete Kräfte mit einer maximalen Zahnauslenkung von 100 µm reagieren (Niedermeier, 1985).

So musste neben einer definierten, exakt festgelegten Stumpfposition eine, der klinischen Situation entsprechende, geringfügig elastische Lagerung ermöglicht werden (siehe Abb. 5). Für die Umsetzung der gewünschten Modifizierungen wurde zunächst die Zahnfleischmaske vom KaVo-Modell entfernt. Mit einem individuellen, lichtgehärteten Löffel (DIATRAY TOP, Dental Kontor GmbH, Stockelsdorf, Deutschland) wurden die präparierten Stümpfe im Modellsockel des Ausgangsmodells abgeformt (Impregum Penta Soft, 3M ESPE GmbH, Seefeld, Deutschland).



**Abb. 5** Modifizierung zum Prüfmodell

Die Abformung wurde im Bereich der Stümpfe mit Pattern Resin LS (GC, Alsip, USA) und anschließend mit Superhartgips Typ IV (Whip Mix, Resin Rock Superhartgips, Louisville, USA) ausgegossen. Anhand des Modells konnte ein Übertragungsschlüssel für die Stumpfpositionen zueinander hergestellt werden (Abb. 6A, S. 29).



**Abb. 6** A-Übertragungsschlüssel; B-modifiziertes Grundgerüst KaVo-Modell (ZMG-F)

In das Grundgerüst des KaVo-Modells wurden bei 33 und 43 drehteilgefertigte Edelstahlhohlzylinder in entsprechend eingebrachte Bohrungen fixiert. Für den Verdrehschutz wurden Richtung distal zusätzlich Nuten angebracht. Passend zu den Innendurchmessern der fixierten Edelstahlhohlzylinder wurden zum einen Kunststoffhohlzylinder und weitere Edelstahlhohlzylinder mit Kugel angefertigt (Abb. 6B). Die Kunststoffhohlzylinder dienten als Platzhalter für die in Abb. 5 (S. 28) dargestellten Gummi-O-Ringe (Innendurchmesser 3 mm x Schnurdurchmesser 1,5 mm; NBR70, Nitril-Butadien-Kautschuk; Shore A  $70 \pm 5$ ; ISO 1629; TSS Teil-Nr. OR1500300; Treeleborg Sealing Solutions, Stuttgart, Deutschland) bzw. Hohlzylinder (POM) und wurden unter den Edelstahlhohlzylindern mit Kugel platziert.

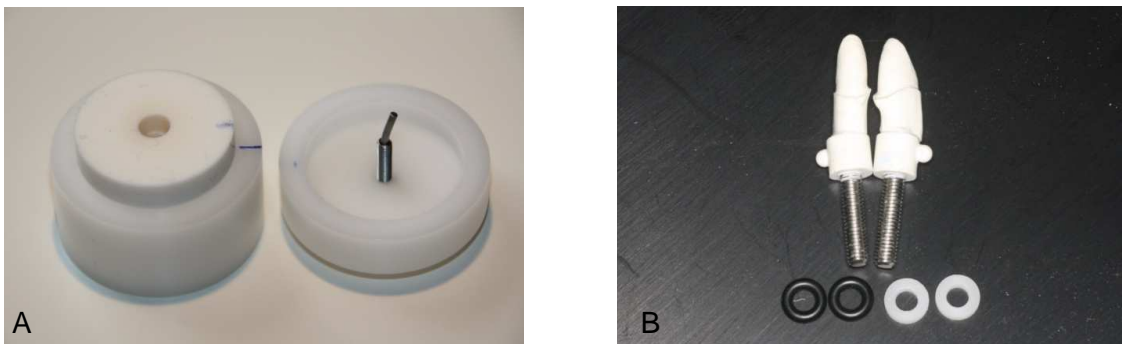
### 3.1.3 Herstellung und Befestigung der Stümpfe im Prüfmodell

Für die wunschgemäße Fixierung der Stümpfe im Modell (Abb. 5, S. 28) wurde der herkömmliche Verankerungsstift der Modellzähne gekürzt (Abb. 6B). Es folgte mit Hilfe des Übertragungsschlüssels die Verklebung (UHU plus schnellfest; UHU GmbH & Co. KG, Bühl, Deutschland) der präparierten Ur-Stümpfe mit dem jeweiligen Edelstahlhohlzylinder mit Kugel. In eigens dafür hergestellten Dublierformen (Abb. 7; POM, ZMG) wurden die verklebten Ur-Stümpfe anschließend mittels Silikon (TACOSIL 170, THAUER & Co. KG, Dresden, Deutschland) unter Vakuum erstmalig dubliert.



**Abb. 7** Dublierformen 1 (Material: POM) mit präparierten Ur-Stümpfen (ZMG-F)

Die entstandenen Silikonformen wurden aus den in Abb. 7 (S. 29) gezeigten Dublierformen entfernt und in zwei weitere, speziell angefertigte Formen aus POM appliziert (siehe Beispiel Abb. 8A). Die Gewindestangen, die den modellgerechten und reproduzierbaren Ein- und Ausbau der Stumpfduplikate gewähren sollen (Abb. 5, S. 28), wurden vor dem Dublieren in eine mittig im Deckel angebrachte Gewindebohrung geschraubt. Zusätzlich wurden weitere Verstärkungen (Gewindestifte), dem Neigungsverlauf der Stümpfe folgend, an die Gewindestangen angebracht. Stumpfbrüche, die in Vorversuchen erfolgt waren, konnten somit ausgeschlossen werden. Die Reproduktion der Stümpfe erfolgte mit einem Epoxidharz (Tri-Dynamics, Keystone industries, Cherry Hill, USA) unter Vakuum.



**Abb. 8** A-Dublierform 2; B-Beispiel für dubliertes Stumpfpaar mit Gummi-O-Ring (schwarz) und Hohlzylinder (POM, weiß)

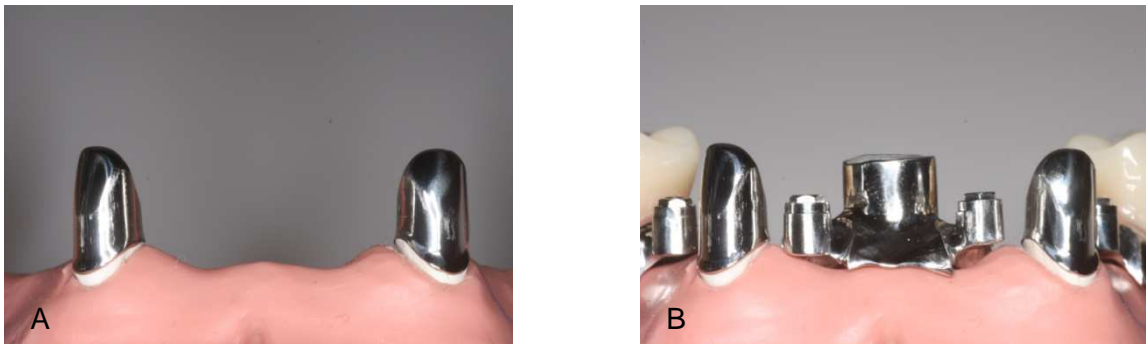
Für die in Tab. 1 (S. 33) gezeigten Versuchsreihen wurden insgesamt 20 Stumpfpaaire mit Hilfe der Dublierform 2 hergestellt (Abb. 8A und B). Beim Einsetzen der dublierten Stumpfpaaire in das modifizierte KaVo-Modell wurden diese jeweils mit Muttern an den Gewindestangen der Stümpfe unterhalb des Modellsockels befestigt. Um zum einen die definitiven Stumpfpositionen zu gewährleisten und zum anderen ein Herausziehen während der Abzüge verhindern zu können, wurden bei der definitiven Stumpfbefestigung (Abb. 5, S. 28) die Muttern mit einem definierten Drehmoment von 30 Ncm angezogen. Bei der elastischen Stumpfhalterung (Abb. 5, S. 28) wurden die Muttern handfest fixiert.

### 3.2 Herstellung der Prüfprothese

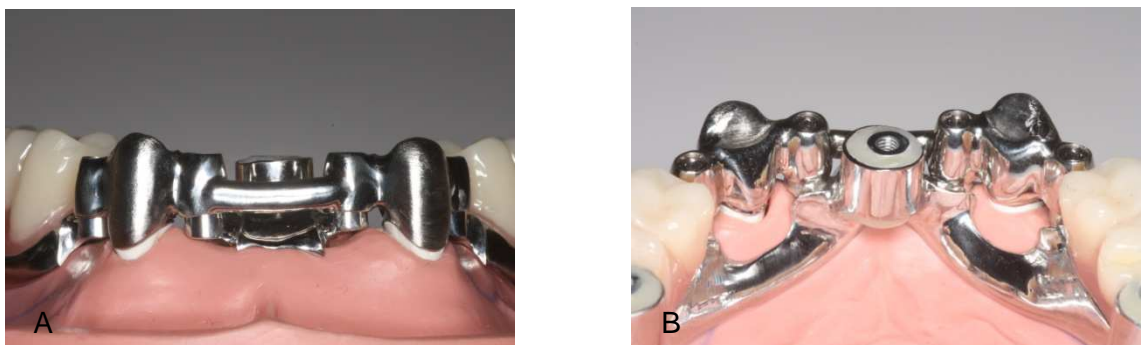
Um im Rahmen dieser Studie für alle Doppelkronenpaare eine identische Belastung simulieren zu können, wurde eine Prüfprothese hergestellt. Voraussetzung war die Auswechselbarkeit der Doppelkronenpaare in dieser Prothese. Die Herstellung der Prüfprothese und aller Doppelkronenpaare (Tab. 1, S. 33) erfolgte in der Rübeling Dental - Labor GmbH (Bremerhaven, Deutschland).

Wie im Unterkiefer üblich, wurde dabei die Verbindung der Prothesensättel mit einem Sublingualbügel hergestellt. Im Gegensatz zur klinischen Anwendung wurden die

Freiendsättel vergleichsweise schmal gestaltet und vollständig in Metall gefasst. Somit war die korrekte Passung der Prothese im Versuchsaufbau jederzeit sicher überprüfbar. Auf den Freiendsätteln wurden pro Quadrant der zweite Prämolare sowie erster und zweiter Molar durch konfektionierte Kunststoffzähne ersetzt. In der frontalen Schalllücke wurden neben einer metallischen Auflage im Bereich 31 und 41 vier Verschraubungseinheiten für die Sekundärkronenpaare angebracht (Abb. 9B). Zudem wurde leicht nach lingual versetzt eine Auflage mit Innengewinde zur definitiven Fixierung eines T-Kreuzes geschaffen (Abb. 10B). Zwei weitere, identische Auflagen wurden im Bereich des Kauzentrums (36 und 46) platziert.



**Abb. 9** A-zementierte Primärkronen; B-Prüfprothese ohne Sekundärkronen auf Modell



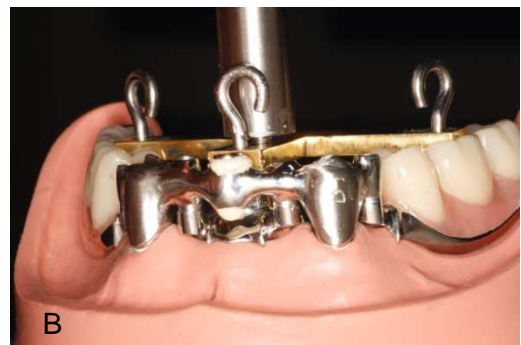
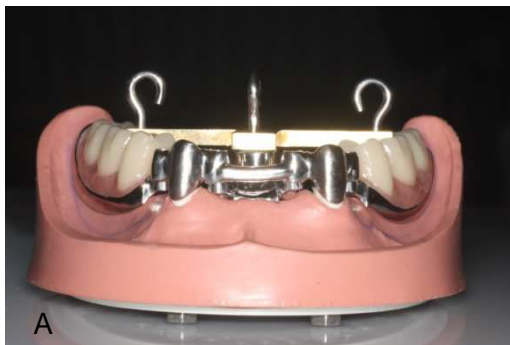
**Abb. 10** A-Prüfprothese mit verschraubten Sekundärkronen / vestibulär; B-lingual

In dieses Prothesengerüst konnten alle Doppelkronenpaare jeder Versuchsreihe identisch und kraftschlüssig integriert werden. Nach definitiver Fixierung der Stümpfe mit den zementierten Primärkronen und nach Adaption der Prüfprothese auf dem Prüfmodell (Abb. 9B) wurden dazu die jeweiligen Sekundärkronen, welche stegartig miteinander verbunden sind (Abb. 10A), mit Hilfe von Schrauben (Secotec Schrauben, SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH, Bremerhaven, Deutschland) an der Prothese befestigt (Abb. 10A und B).

Auf der Prüfprothese wurde an den obig genannten Auflagen ein Messing-T-Kreuz mit speziell angefertigten Haken verschraubt (Abb. 11A, S. 32). Neben den Haken für die Abzugsversuche weist das T-Kreuz zusätzlich eine durchgängige Bohrung auf der Mittellinie im Bereich der Prämolaren auf. Mit Hilfe eines zur Bohrung passenden

Stempels konnte die Prothese fest an der Prüfapparatur fixiert werden (Abb. 11B). Um Querkräfte zu vermeiden, weist diese Verbindung zunächst eine ausgeprägte Spielpassung auf. Das am Stempel angebrachte Gewinde diente lediglich als Retention für eine spannungsfreie Fixierung mit Kunststoff (Pattern Resin, LS, GC, Alsip, USA).

Zudem konnte bei der Entfernung eines einzelnen Hakens, durch eine dort auf dem T-Kreuz zusätzlich angebrachte Nut (D 3 mm), mit einem Stempel (Halbkugel, D 4 mm) eine definitive, identische Belastung auf die Prothese ausgeübt werden (Kaubewegung, Abb. 12A und B).



**Abb. 11** A-Messing-T-Kreuz mit Haken; B-Stempel mit Gewinde am Messing-T-Kreuz



**Abb. 12** A und B-Stempelbelastung-Kausimulation



### 3.3 Versuchsreihen

In der Literatur werden für die Herstellung von Primärkronen neben hochgold- bzw. edelmetallhaltigen (EM) Legierungen (Rößler, 1982; Hagner et al., 2006) auch edelmetallfreie (EMF) Co-Cr-Legierungen (Rübeling und Popall, 2007; Lehmann, 1999) und vor allem bei Doppelkronen auf Implantaten Titan bzw. Titanlegierungen (Besimo et al., 1996; Brauner und Heckmann, 1997) verwendet. Zusätzlich haben sich die ästhetisch hochwertigeren Silikat- und Oxidkeramiken wegen ihrer hohen Biokompatibilität etabliert (Kleutges, 1999; Seitz und Scharl, 2000; Blöcker, 2005; Geiselhöringer et al., 2007; Rösch und Mericske-Stern, 2008). Neben ebenfalls EM- und EMF- sowie Titan-Sekundärkronen werden diese auch mit Hilfe der Galvanotechnik hergestellt (Weigl und Lauer, 2000a, 2000b; Bayer et al., 2010b). Aber auch Sekundärkronen aus thermoplastischem Acetalkunststoff (Michel, 1997) bzw. aus einer glasfaserverstärkten organischen Kunststoffbasis (Zahn, 2009) werden in der Literatur beschrieben. Beim von Niedermeier (2003) vorgestellten implantatverankerten Pollerteleskop, bei dem die Primärkrone einen vergrößerten Kopfdurchmesser hat, ist das Außenteleskop aus dauerelastischem austauschbaren Kunststoff (Molloplast B, Detax). Außerdem wird die Herstellung von gänzlich metallfreien Doppelkronen in der Literatur aufgezeigt (Kräutler und Marrendt, 1999; Zahn, 2009). Aufgrund der in Kapitel 1.2 dargelegten unterschiedlichen Funktionsweisen und Passungen müssen teilweise zusätzliche Retentionselemente integriert werden. In dieser Studie sollen dementsprechend vergleichsweise folgende Materialkombinationen von Doppelkronenpaaren getestet werden:

**Tab. 1** Versuchsreihen – verwendete Materialien

Versuchsreihe	Primärkrone	Sekundärkrone	Halteelement
1 (n=5 Einsätze)	EMF <b>Okta-C</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	EMF <b>Okta-M VS</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	<b>geschliffener EMF-Frictionsstift CrCoMo</b> D: 0,9 - 0,95 mm (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)
	Fräsung: 2 °		
2 (n=5 Einsätze)	ZrO <sub>2</sub> <b>Organic Zirkon</b> (Fa. R&K)	EMF <b>Okta-M VS</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	<b>Au-Frictionsstift Degulor M</b> D: 0,9 mm (Fa. DeguDent)
	Fräsung: 2 °		
3 (n=5 Einsätze)	EM <b>Bio-RD-1 (Degunorm)</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	EM <b>Bio-RD-1 (Degunorm)</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	ohne
	Fräsung: 0 °		
4 (n=5 Einsätze)	EMF <b>Okta-C</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	EMF <b>Okta-M VS</b> (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH)	ohne
	Fräsung: 0 °		

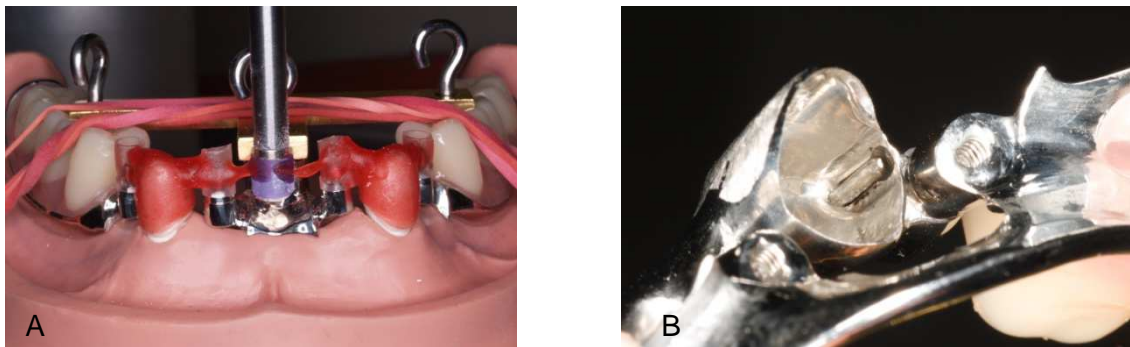
Folgend werden die Zusammensetzungen der jeweils verwendeten Materialien laut Herstellerangaben dargestellt:

**Tab. 2** Zusammensetzung der verwendeten Materialien

<b>Material</b>	<b>Zusammensetzung laut Herstellerangaben</b>	<b>Eigenschaften laut Herstellerangaben</b>
Okta-C	Co 61,1 Masse % Cr 32,0 Masse % Mo 5,50 Masse % Silizium keine Angaben Mangan keine Angaben	Vickers-Härte 295 HV10 Zugfestigkeit 695 MPa 0,2-Dehngrenze 448 MPa Bruchdehnung 14 % Korrosion ISO 16744 <100 µg/cm <sup>2</sup> TAK (25-500°C) 14,3 µm/m.K E-Modul ca. 200 GPa
Okta-M VS	Co 61,1 Masse % Cr 30,6 Masse % Mo 6,50 Masse % Silizium Mangan <1% Kohlenstoff	Vickers-Härte 410 HV10 Zugfestigkeit 799 MPa 0,2-Dehngrenze 572 MPa Bruchdehnung 7 % Korrosion ISO 16744 <100 µg/cm <sup>2</sup> TAK (25-500°C) 14,3 µm/m.K E-Modul ca. 200 GPa
geschliffener Frikionsstift CrCoMo	Co 65,1 % Cr 28,0 % Mo 5,9 % Mn 0,5 % Si 0,5 %	keine Angaben
ZrO <sub>2</sub> Organic Zirkon	ZrO <sub>2</sub> ;HfO <sub>2</sub> ;Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> >99,0 wt% Y <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 5,15±0,20 wt% HfO <sub>2</sub> <5,0 wt% Al <sub>2</sub> O <sub>3</sub> 0,25±0,10 wt% Fe <sub>2</sub> O <sub>3</sub> <0,1 wt% Na <sub>2</sub> O <0,04 wt%	Dichte nach Endsinterung <6,05 g/cm <sup>3</sup> Biegefestigkeit 1200±200 MPa Weibull-Modul >8 E-Modul 210 GPa WAK (25-500°C) 11 10 <sup>-6</sup> /K E-Modul ca. 200 GPa
Au-Frikionsstift Degulor Draht	Au 65,0 % Ag 13,0 % Pt 8,9 % Pd 1,0 % Cu 11,5 % Ir 0,1 % Zn 0,5 %	keine Angaben
Bio RD 1 (Degunorm)	Au 73,8 % Ag 9,2 % Pt 9,0 % Cu 4,4 % Ir 0,1 % Zn 2,0 % In 1,5 %	keine Angaben

### 3.3.1 Herstellung der Versuchsreihen

Die Modellationen der Primärkronen erfolgten in Versuchsreihe eins, drei und vier direkt auf dem jeweiligen Stumpf. Um Übertragungs- bzw. Zementierungsfehler zu vermeiden, wurden die Primärkronen nach Fertigstellung bereits im Dentallabor definitiv auf den dazugehörigen, fest im KaVo-Modell verschraubten (30 Ncm) Stümpfen zementiert (Nimetic Cem, 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland, Abb. 9A, S. 31). Auch die Modellationen der mit einem Steg verbundenen Sekundärkronen erfolgten direkt auf den jeweilig definitiv fixierten Primärkronen, in Kombination mit adaptierter Ur-Prothese auf dem KaVo-Versuchsmodell (Abb. 13A). Passungengenauigkeiten durch in der Praxis notwendige Arbeitszwischenschritte (Abformungen bzw. Modelldublieren) und folglich überhöhte Retentionskräfte durch Verkantungen konnten somit ausgeschlossen werden.



**Abb. 13** A-Herstellung der Sekundärkronenpaare; B-verschweißter EMF-Frictionsstift

Die Herstellung der teleskopierenden EMF-Doppelkronenpaare mit Friktionsstift in der Versuchsreihe eins erfolgte nach dem SAE-Prinzip. Es wurde das herkömmliche Wachsausschmelz-Gießverfahren angewandt. Dementsprechend erfolgte nach der Überführung des primären Wachskäppchens (S-U Tauchwachs gelb, Schuler-Dental, Ulm, Deutschland) in die Okta-Legierung (siehe Tab. 1, S. 33) die Fräsung der Primärteile mit 2° - Hartmetallfräsen (HRS 356 RSE bei 10 000 U/min (grob); 5000 U/min (schlichten); Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) und die Politur (Diamantpaste, SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH, Bremerhaven, Deutschland).

Die Passung der Sekundär- und Primärteile ist zunächst spannungsfrei. Die friktive Haftung zwischen dem Primär- und Sekundärteil wird erst durch Friktionsstifte erzielt. Analog dem beschriebenen Verfahren in Kapitel 1.2.3 (S. 8) wird die notwendige Rille mit Hilfe des Funkenerosionsverfahrens (SAE-Funkenerosionsmaschine EDM 2005; SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH, Bremerhaven, Deutschland; Prinzip siehe Abb. 1, S. 10) in einer 0°- Parallellposition in die Primär- und Sekundärkronen in einem

Arbeitsgang impliziert. Die zur verwendeten Legierung passenden Friktionsstifte (siehe Tab. 1, S. 33) wurden nachfolgend präzisionsgenau mit der Sekundärkonstruktion verschweißt (Master Kubo Laser, Seriennummer WBMK-C0204, AUROTRE Via Rieti, Brescia-Italia; Abb. 13B, S. 35).

Die  $ZrO_2$ -Primärkronen wurden mit dem ORGANICAL CAD/CAM-System (R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland) hergestellt. Dafür erfolgte ein einmaliger Scan jeder Stumpfart (33, 43) mit dem 3Shape Scanner D710 (3Shape Dental Systems, Kopenhagen, Dänemark). Anschließend wurden die dazu passenden Primärkronen konstruiert (DentalDesigner, 3Shape Dental Systems, Kopenhagen, Dänemark). Die zwei erstellten Datensätze waren die Grundlage für jeden Fräsvorgang (Fräsmaschine ORGANICAL 4xM, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland) der jeweils fünf Primärkronen. Auf einem speziellen Fräsmodell wurden die  $ZrO_2$ -Kronen mit einer Wasserturbine (Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden) mit  $2^\circ$ -Diamantschleifern nachgefräst (Set 4432, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) und abschließend poliert (Ziegenhaarbürste, ORGANICAL Polishing Paste, R+K CAD/CAM Technologie GmbH & Co. KG, Berlin, Deutschland).

Die Hälfte des Kanals für den Au-Friktionsstift (siehe Tab. 1, S. 33) wurde hier manuell mit einem  $0^\circ$ -Diamantschleifer (D 1,0 mm, 837 KR, Komet Dental, Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG, Lemgo, Deutschland) in die  $ZrO_2$ -Käppchen gefräst. Mit der Funktion als Platzhalter wurde der Friktionsstift zunächst reversibel in der gefrästen Rille an der jeweiligen Primärkrone mit Vaseline fixiert. Anschließend erfolgte die Modellation des stegartig verbundenen Sekundärkronenpaares aus Pattern Resin (LS, GC, Alsip, USA) und Wachs. Nach Fertigstellung der Sekundärkronen wurde auch hier der Au-Stift mit der EMF-Sekundärkrone mittels Laser verschweißt.

In der Versuchsreihe drei sollten herkömmliche Edelmetall-Teleskope ohne zusätzliche Retentionselemente mit einer  $0^\circ$ -Fräsung getestet werden. Zudem sollte auch die, im Vergleich zu Versuchsreihe drei deutlich preisgünstigere und auch klinisch vermehrt vorkommende, baugleiche Variante der edelmetallfreien Teleskope untersucht werden. Die Herstellung der parallelwandigen Primär- und Sekundärkronen erfolgte ebenfalls über das traditionelle Wachsausschmelz-Gießverfahren. Folglich wurden die Primärkronen zunächst als Wachskäppchen mit - im Parallelometer (Degussa F2 Fräsgerät, Hanau, Deutschland) – parallel ( $0^\circ$ ) gefrästen bzw. geschabten Flächen hergestellt. Diese wurden anschließend mittels Gussverfahren in die jeweiligen Legierungen (siehe Tab. 1, S. 33) überführt und durch Nachfräsungen ( $0^\circ$ -Fräser, H364RE.023 bei 10 000 U/min, Feinstfräsen H364RF.023 bei 3000 U/min) und Politur mit Diamantpaste (SAE DENTAL VERTRIEBS GMBH, Bremerhaven, Deutschland)

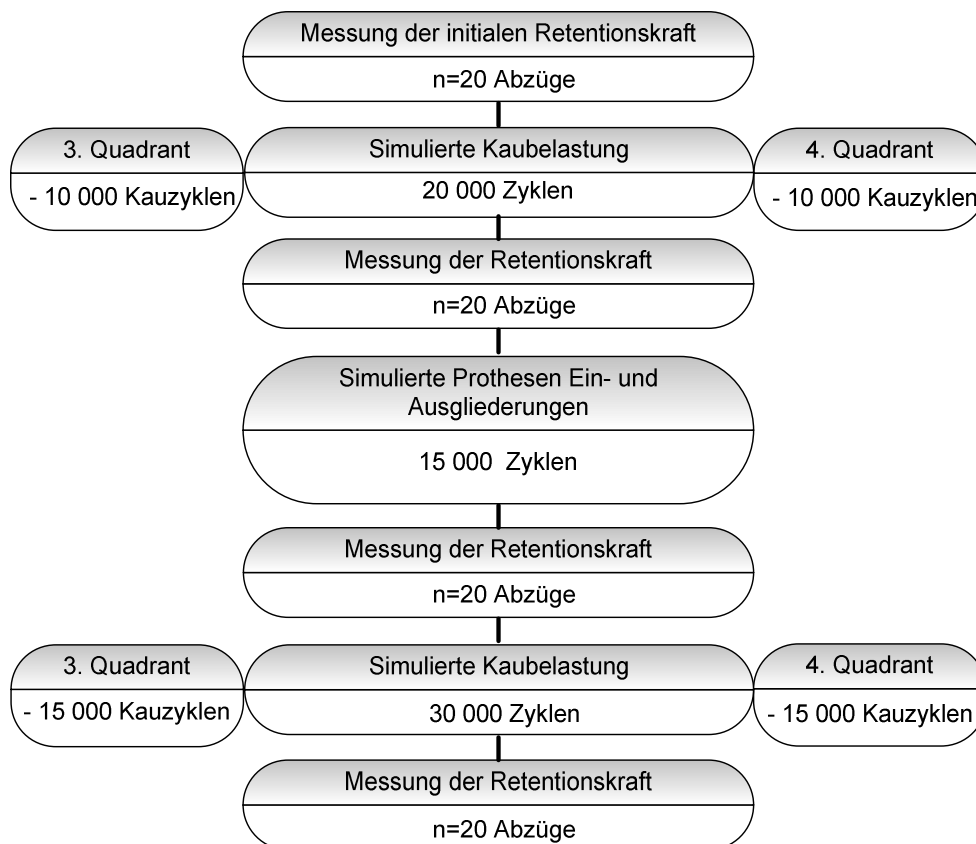
komplementiert. Auf den zementierten Primärkronen erfolgte die Modellation der Sekundärkronen analog auf dem KaVo-Modell.

Alle herstellungsbedingten Arbeitsschritte wurden von einem erfahrenen Zahntechnikermeister nach einem zertifizierten, den Herstellerangaben entsprechenden Wertegang durchgeführt. Angaben zu definierten Haftkräften wurden dem Labor nicht gegeben. Die in Kapitel 1.4 (S. 16) beschriebenen, die Retentionskraft beeinflussenden Parameter zeigen, dass neben zahntechnischen und konstruktiven auch individuelle patientenabhängige Faktoren eine Rolle spielen. Ziel war, den klinischen bzw. zahntechnischen Alltag entsprechend zu reproduzieren und die aus der Sicht des Zahntechnikers bestmögliche Retention zu gewährleisten.

Um Querkräfte bei den Abzugsversuchen sowie den Ein- und Ausgliederungsversuchen zu vermeiden, sind alle Primärkronen mit einem 0° - Modellneigungswinkel (axial) angefertigt worden.

### 3.4 Prüfablauf

Pro integriertem Doppelkronenpaar (siehe Tab. 1, S. 33) in der Prüfprothese wurde folgender Untersuchungsalgorithmus durchgeführt:



**Abb. 14** Organigramm - Prüfablauf

### 3.5 Retentionskraftmessungen

Die Retentionskraftmessungen erfolgten an der Universalprüfmaschine Z010 (Zwick Roell GmbH, Ulm, Deutschland) mit Hilfe einer 100 N Kraftmessdose (Wägezelle ILOAD CELL Z6FD1, Class D1, TC 2207, HBM, Deutschland). Da eine gleichmäßige Temperaturerhöhung von Primär- und Sekundärkronen keinen Einfluss auf die Retentionskraft hat (Röper, 1982), wurden die Messungen bei konstanter Raumtemperatur ( $22 \pm 2 \text{ °C}$ ) durchgeführt.

Dafür wurde in die Universalprüfmaschine zunächst ein für das Prüfmodell speziell angefertigtes Speichelbad an der unteren Traverse auf einem in X-Y-Richtung verschiebbaren Tisch befestigt. Das Speichelbad ist auf einer Kugel gelagert und kann individuell, der Einschubrichtung der Primärkronen entsprechend, fixiert werden. Um jegliche Querkräfte von vornherein weitestgehend zu minimieren, wurden alle Primärkronen mit einer axialen Einschubrichtung ( $0^\circ$ - Neigungswinkel) hergestellt. Mit Hilfe einer Libelle wurde diesbezüglich vor jeder Prüfung die Nulllage des Speichelbades überprüft. Anschließend wurde das Prüfmodell im Speichelbad fest verschraubt (Abb. 15A, S. 39). Alle Versuche erfolgten in einer künstlichen Speichellösung, bestehend aus Glandosane (Cell Pharm GmbH, Bad Vilbel, Deutschland) und destilliertem Wasser im Verhältnis von 2:1 (Hagner, 2006; Bayer et al., 2010b).

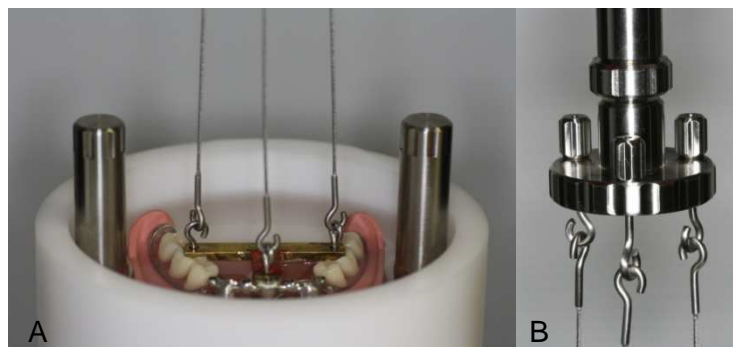
Folgende Tabelle zeigt die Bestandteile sowie wichtige Eigenschaften der verwendeten Speichelersatzlösung:

**Tab. 3** *Zusammensetzung und Eigenschaften der Speichelersatzlösung Glandosane (laut Herstellerangaben)*

Arzneilich wirksame Bestandteile von 50ml Glandosane Spray	g	Eigenschaften	
Carmellose-Natrium	0,5075	pH-Wert	5 bis 8
Sorbitol	1,5225		
Kaliumchlorid	0,0609	Dichte	1,01 bis 1,02 g/cm <sup>3</sup>
Natriumchlorid	0,0428		
Magnesiumchlorid-Hexahydrat	0,0026		
Calciumchlorid-Dihydrat	0,0074	Viskosität	1,5 bis 13,4 mPas
Kaliummonohydrogenphosphat	0,0174		

Die Prüfprothese wurde bei jedem Abzugsversuch zunächst manuell auf das KaVo-Modell appliziert. Um eine vergleichsmäßige Ausgangssituation zu schaffen, wurde die Prothese anschließend mit einem 5 kg Gewicht (ca. 50 N) belastet (Ohkawa et al., 1990).

An der oberen Traverse wurde an die 100 N Kraftmessdose eine Aufnahmescheibe befestigt. An dieser Scheibe sind um jeweils 120° versetzt drei lose gelagerte Ösen angebracht (Abb. 15B). Durch drei jeweils gleich lange Stahlseile (26 cm) wurde die Verbindung zwischen der Prüfprothese (Haken im Belastungskreuz) und den Ösen hergestellt (Abb. 15). Die lose Lagerung der Ösen stellte sicher, dass Torsion an den Stahlseilen und somit ergebnisverfälschende Querkräfte ausgeschlossen waren. Mit den zusätzlich an den Ösen befindlichen Rändelschrauben wurden vor jeder Prüfung die Stahlseile gestrafft. Dabei wurde jedoch keine messbare Spannung auf die Stahlseile aufgebracht. Es wurde lediglich eine auf alle Haken an der Prothese gleichmäßig wirkende Abzugskraft gewährleistet.



**Abb. 15** *A-Prüfprothese/Stahlseile auf Prüfmodell im Speichelbad*  
*B-Aufnahmescheibe mit Ösen sowie Haken inkl. Stahlseilen*

Die Retentionskraftmessungen erfolgten initial, nach 20 000 Kauzyklen (10 000 pro Quadrant), nach der Simulation von 15 000 Ein- und Ausgliederungen und nach weiteren 30 000 Kauzyklen (15 000 pro Quadrant). Es wurden jeweils 20 Abzüge vorgenommen. Nach Erreichen einer Vorkraft von 0,1 N erfolgte die initiale Lösung der Doppelkronen über eine Längenänderung von 3 mm.

In der Literatur unterliegt die Wahl der Abzugsgeschwindigkeit großen Schwankungen (0,5 mm/min bis 1000 mm/min). In dieser Studie wurde in Anlehnung an Sarnat (1983) eine, der klinischen Abzugsgeschwindigkeit von Prothesen entsprechende, Geschwindigkeit von 50 mm/min gewählt. Diese Abzugsgeschwindigkeit wurde auch bei zahlreichen weiteren In-vitro-Retentionskraftmessungen an - auf zwei UK-Implantaten - mit unterschiedlichen Attachments verankerten Prothesen verwendet (Chung et al., 2004; Alsabeeha et al., 2009).

Mit dem Softwareprogramm testXpert II der Universalprüfmaschine Z010 wurden die Retentionskräfte mittels Kraft-Weg-Diagrammen aufgezeichnet. Simultan wurden automatisch die einzelnen Maximalwerte und deren Mittelwert, die Standardabweichung und die Varianz ermittelt. Um das Eigengewicht der Prothese nicht in die Abzugskraft einfließen zu lassen, wurde die Kraft vor jedem Versuch mit hängender Prothese an den Stahlseilen genullt.

### 3.6 Simulierte Alterung – Kaubelastungsversuche

Nach Messung der initialen Retentionskräfte wurde die Prüfprothese mit dem entsprechenden Doppelkronenpaar pro Quadrant 10 000 Kauzyklen unterzogen. Für diese Versuche wurden die Stümpfe im Prüfmodell mit Hilfe der Gummi-O-Ringe elastisch gelagert (Abb. 5, S. 28). Das Speichelbad mit fixierter Prothese wurde für die Kaubelastungsversuche in die Gängelmaschine (IT 116G isel Motor, Nanotec GmbH München, Deutschland) integriert (Abb. 16B). Die Haken am Belastungskreuz wurden jeweils in dem zu belastenden Bereich zuvor entfernt (Abb. 16A). Eine zyklische Stempelbewegung (Halbkugel D 4 mm, 1 Hz) mit einer Kaulast von 50 N simulierte anschließend die Kaubewegung auf der Prüfprothese (Abb. 16A und B).



**Abb. 16** A-Kaubelastung Gängelmaschine

B-Prüfapparatur Gängelmaschine (50 N)

Nach folgenden 15 000 Ein- und Ausgliederungsversuchen wurden nochmals pro Quadrant 15 000 Kauzyklen analog obig beschriebener Vorgehensweise bei jedem Doppelkronenpaar durchgeführt.

### 3.7 Simulierte Alterung – Ein- und Ausgliederungsversuche

Die Tragezeit eines doppelkronenverankerten Zahnersatzes wird mit mindestens zehn Jahren angegeben. Dabei wird die Prothese durchschnittlich dreimal am Tag entfernt (Stüttgen, 1985). Das entspricht einer Ein- und Ausgliederungszahl von 11 000 Zyklen. Da sich Doppelkronen jedoch auch über zehn Jahre bewährt haben (Igarashi und Goto, 1997; Wenz et al., 2001; Mock et al., 2005) und weitere Studien mit der Annahme einer 14- bzw. 15-jährigen Tragezeit mit zweimaliger Ein- und Ausgliederung durchgeführt wurden (Böttger und Gründler, 1978; Grüner, 2003), wurde in diesem Fall eine Zyklenzahl von 15 000 festgelegt. Die jeweils 15 000 Ein- und Ausgliederungssimulationen pro Doppelkronenpaar wurden in der Universalprüfmaschine Z010 in der speziellen Prüfapparatur im Speichelbad durchgeführt (Abb. 17, S. 41). Die Stümpfe waren dabei mit Hilfe des Drehmomentenschlüssels (30 Ncm) definitiv im Prüfmodell fixiert. Ein an der oberen



Traverse der Prüfmaschine fixierter, speziell angefertigter Stempel wurde in der im Belastungskreuz integrierten Bohrung mit Hilfe von Pattern Resin LS (GC, Alsip, USA) fest mit der Prothese verbunden. Mit einer Zyklengeschwindigkeit von 10 mm/s wurde die Prüfprothese anschließend analog den Retentionskraftmessungen mit einer Wegstrecke von jeweils 3 mm ein- und ausgegliedert. Die durch den Richtungswechsel der oberen Traverse erzeugte Umlenkungskraft von 20 N stellte die gewünschte Auflast dar (Besimo, 1996).



**Abb. 17** *A-Ein- und Ausgliederungsversuche Z010*  
*B-Prüfapparatur Universalprüfmaschine Z010*

### 3.8 Datenverarbeitung und statistische Auswertung

Die Datenerfassung aller Messreihen erfolgte mit dem Programm „Microsoft Office Excel 2007“ (Microsoft Corp., USA). Für die statistische Auswertung wurden die Excel-Daten anschließend in das EDV-Programm „Statistical Package for the Social Sciences“, Version 20.00 (SPSS Science Inc., USA) importiert. Für die allgemeine Analyse der Ausgangsdaten wurden zunächst die deskriptiven Maße wie Stichprobenumfang, Gruppenmittelwert, Standardabweichung, Standardfehler, Minimum und Maximum sowie das 95 % - Konfidenzintervall angegeben.

Um zu prüfen, inwieweit sich die Mittelwerte der jeweils definierten Gruppen signifikant unterscheiden, wurde zunächst eine Irrtumswahrscheinlichkeit (p-Wert) von  $p \leq 0,05$  als signifikant und von  $p \leq 0,001$  als hochsignifikant angenommen (Signifikanzniveau 5 %). Grundlage für alle Berechnungen waren unabhängige Stichproben ( $> 2$ ).

Für eine optimale Effizienz wurde für die statistische Auswertung ein Algorithmus festgelegt. So sollte nach Erfüllung der Voraussetzungen auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest, Bühl und Zofel, 2000), einer Homogenität der Varianzen (Levene-Test, Jansen und Laatz, 2010) und bei unabhängigen Messwerten voneinander eine Varianzanalyse (Einfaktorielle ANOVA) vorgenommen werden. Bei positiver Varianzanalyse ( $p \leq 0,05$ ) sollte die Nullhypothese verworfen und mit einem Mehrfachvergleich, den sogenannten Post-Hoc-Signifikantstests (hier: Bonferroni) die speziellen Gruppenunterschiede verifiziert werden. Bei Nichterfüllung der notwendigen Verteilungsvoraussetzungen sollte der parameterfreie, ordinalskalierte H-Test nach Kruskal und Wallis (1952) im Rahmen einer Rangvarianzanalyse zeigen, ob grundsätzlich signifikante Unterschiede bei den zu vergleichenden Gruppen bestehen. War das der Fall ( $p \leq 0,05$ ), so wurde dazu der U-Test nach Mann-Whitney angewendet, um die Signifikanz zweier Verteilungen zu überprüfen (Bühl und Zofel, 2000).

Die graphischen Darstellungen der Ergebnisse in Form von Säulendiagrammen und Boxplots wurden sowohl mit dem Excel- als auch mit dem SPSS-Programm erstellt.

Zudem wurden anhand des statistischen Algorithmus' zuerst die Messwerte der Versuchsabläufe innerhalb der Versuchsreihen hinsichtlich signifikanter Unterschiede untersucht. Nachfolgend wurden die Versuchsreihen bezogen auf die Versuchsparameter statistisch verglichen.

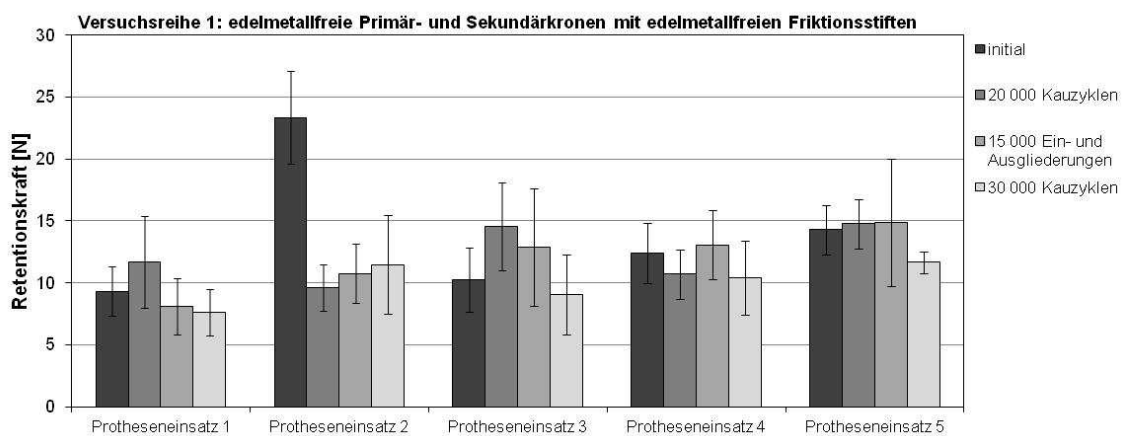
## 4 Untersuchungsergebnisse

Bei allen Versuchsreihen wurden die notwendigen Verteilungsvoraussetzungen nicht erfüllt. So unterlagen die mittleren Retentionskraftwerte der Versuchsreihen eins, drei und vier keiner Normalverteilung. Die Werte der Versuchsreihe zwei waren normalverteilt. Es konnte hier aber keine Varianzhomogenität (Levene-Test,  $p = 0,000$ ) nachgewiesen werden. Dementsprechend wurden bei der statistischen Auswertung alle Versuchsreihen mit dem parameterfreien, ordinalskalierten H-Test nach Kruskal und Wallis (1952) auf grundsätzlich signifikante Unterschiede hin untersucht. Nach Verwerfung der Nullhypothese (Kruskal-Wallis,  $p \leq 0,05$ ) wurde der U-Test nach Mann-Whitney angewendet, um die Signifikanz zwischen den einzelnen Versuchsparametern zu überprüfen.

### 4.1 Einzelauswertung

#### Versuchsreihe 1: Edelmetallfreie Primär- und Sekundärkronen mit Halteelement

Die Ergebnisse der einzelnen Messdurchläufe ( $n = 20$  Abzüge) sind im folgenden Säulendiagramm dargestellt:

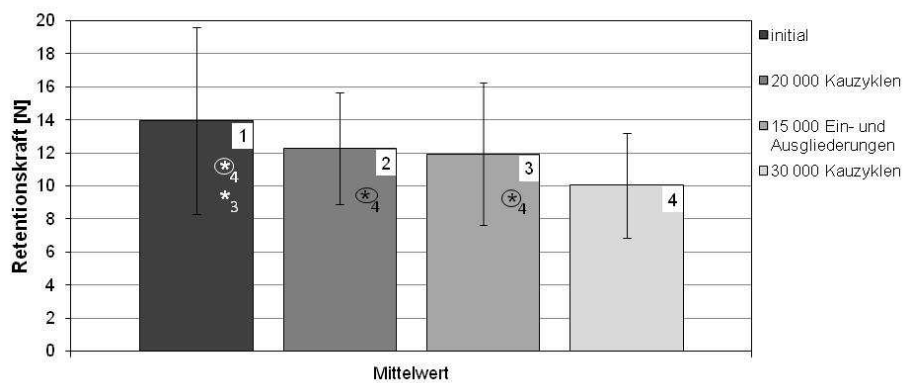


**Abb. 18 Retentionskräfte der Versuchsparameter pro Protheseneinsatz; EMF/EMF/FS**  
 Überwiegend bei den initialen Abzügen traten bei der Versuchsreihe eins erhebliche Schwankungen im Bereich der Retentionskräfte auf. Speziell beim Protheseneinsatz 2 wurde mit 23,35 N ein im Vergleich zu den übrigen Einsätzen extrem hoher Ausgangswert ermittelt. So ergab sich ein initialer Retentionskraftunterschied zwischen den Protheseneinsätzen 1 und 2 von über 14 N. Dieser Differenzwert allein entspricht dem Ausgangswert des fünften Protheseneinsatzes. Bei allen Protheseneinsätzen führte zumindest eine Alterungssimulation zu geringfügigen Retentionskrafteerhöhungen. Nach vollständig simulierter Alterung lagen jedoch alle Retentionswerte unterhalb der initialen Ausgangswerte.

Die Mittelungen der jeweiligen Messdurchläufe ergaben folgende statistische Ausgangswerte:

**Tab. 4:** Deskriptive Statistik - Versuchsreihe 1 - EMF/EMF/FS

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standard-abweichung	Standard-fehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
initial	100	13,93	5,66	0,57	12,81	15,05	5,60	30,60
20 000 Kauzyklen	100	12,26	3,39	0,34	11,59	12,94	5,16	21,00
15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen	100	11,89	4,30	0,43	11,03	12,74	4,81	23,00
30 000 Kauzyklen	100	10,04	3,17	0,32	9,41	10,67	4,60	19,80



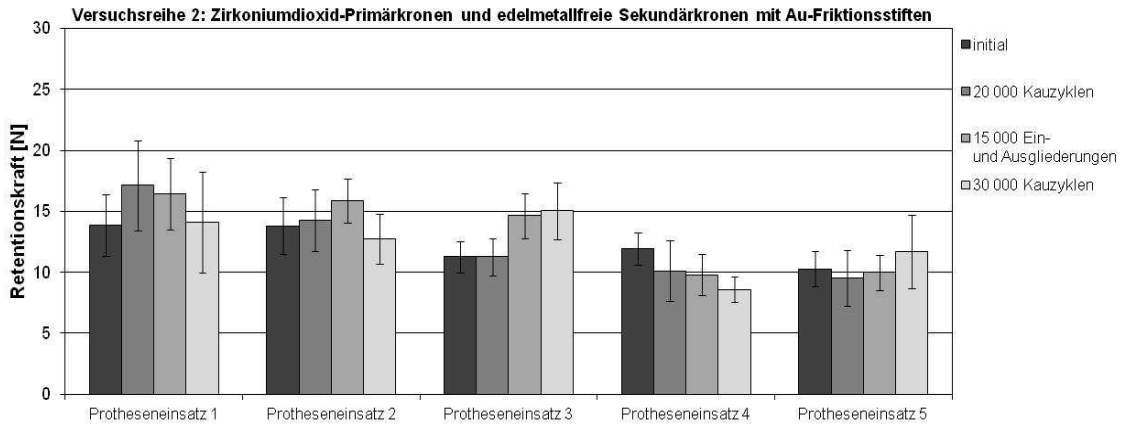
**Abb. 19** Retentionskraftmittelwerte; EMF/EMF/FS;

\*  $p \leq 0,05$  signifikant, ⊛  $p \leq 0,001$  hochsignifikant

Die Mittelwertdarstellungen der einzelnen Versuchsparameter zeigen einen kontinuierlichen Abfall der Retentionskraft pro Versuchsdurchlauf. Die Differenz zwischen den mittleren Retentionskräften initial und nach kompletter Alterung (30 000 Kauzyklen) beträgt 3,89 N und ist statistisch hochsignifikant ( $p = 0,000$ ). Zwischen den mittleren initialen Ausgangswerten und den Werten nach 20 000 Kauzyklen liegt statistisch kein signifikanter Unterschied vor ( $p = 0,139$ ). Auch zwischen den 20 000 Kauzyklen und den 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen gibt es keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,265$ ).

Versuchsreihe 2: ZrO<sub>2</sub>-Primär- und edelmetalfreie Sekundärkronen mit Halteelement

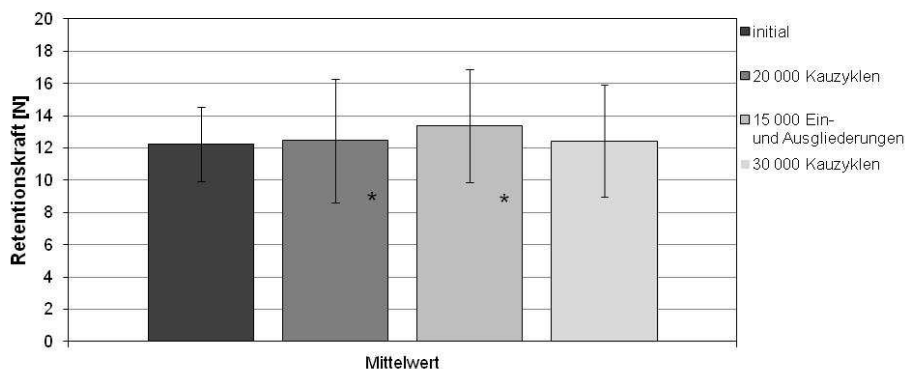
Die Ergebnisse der einzelnen Messdurchläufe (n = 20 Abzüge) sind im nachfolgend aufgeführten Diagramm zusammengefasst:



**Abb. 20** Retentionskräfte der Versuchparameter pro Protheseneinsatz; ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS  
 Sehr deutlich ist eine vermehrte Zunahme der Retentionskräfte durch die Langzeitsimulation zu erkennen. So sind bei drei Protheseneinsätzen die Werte nach der simulierten Alterung höher als die initialen Ausgangswerte. Besonders anschaulich zeigt sich diese Retentionskraftsteigerung beim dritten Protheseneinsatz. Es kam hier zu einer Erhöhung von 3,75 N zwischen dem initialen Ausgangswert und dem Wert nach 30 000 Kauzyklen. Alle Messwerte wurden pro Versuchparameter gemittelt und statistisch wie folgt erfasst:

**Tab. 5** Deskriptive Statistik - Versuchsreihe 2 - ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
initial	100	12,23	2,30	0,23	11,78	12,69	7,62	17,70
20 000 Kauzyklen	100	12,48	3,84	0,38	11,71	13,24	6,68	22,90
15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen	100	13,35	3,50	0,35	12,65	14,04	6,03	22,60
30 000 Kauzyklen	100	12,43	3,47	0,35	11,74	13,12	5,85	20,40



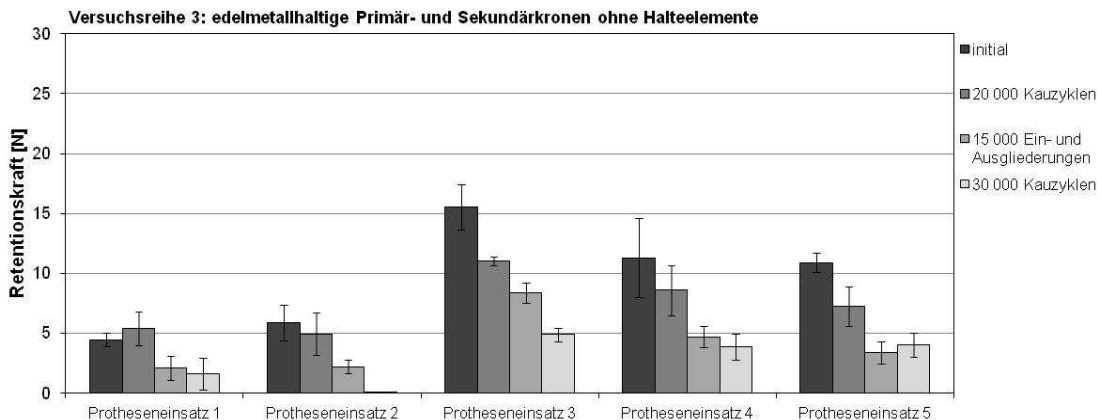
**Abb. 21** Retentionskraftmittelwerte; ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS;

\*  $p \leq 0,05$  signifikant, <sup>⊕</sup>  $p \leq 0,001$  hochsignifikant

Zwischen dem mittleren initialen Ausgangswert und der mittleren Retentionskraft nach komplett simulierter Alterung (30 000 Kauzyklen) gibt es keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,857$ ). Der Wert liegt bei ca. 12 N. Ein statistisch signifikanter Unterschied zeigt sich lediglich zwischen den 20 000 Kauzyklen und den 15 000 Ein- und Ausgliederungen ( $p = 0,05$ ).

Versuchsreihe 3: Edelmetallhaltige Primär- und Sekundärkronen ohne Halteelement

Folgende Ergebnisse wurden bei den Messdurchläufen (n = 20 Abzüge) erzielt:



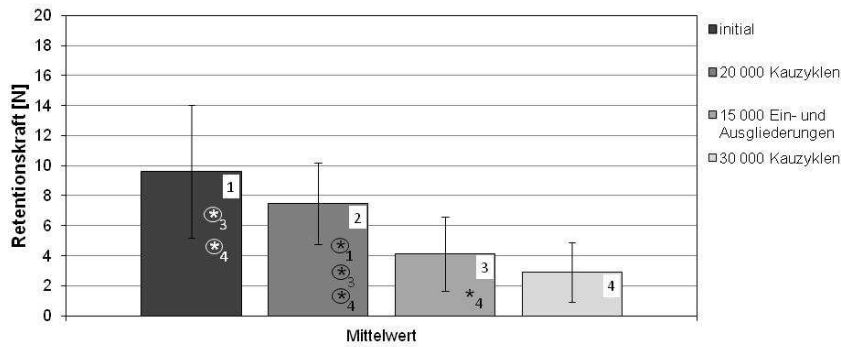
**Abb. 22** Retentionskräfte der Versuchsparameter pro Protheseneinsatz; EM/EM

Die initialen Ausgangswerte unterliegen großen Schwankungen. Der größte Unterschied von 11,08 N erweist sich dabei zwischen dem ersten und dritten Protheseneinsatz. Bis auf den Protheseneinsatz 1 (bei 20 000 Kauzyklen) bzw. 5 kommt es zu keinem Anstieg der Retentionskräfte innerhalb der Messdurchläufe. Im Gegenteil, es ist bei allen Einsätzen ein eindeutiger Abfall der Retentionskräfte ersichtlich. Beim zweiten Protheseneinsatz kam es nach der simulierten Alterung zum absoluten Retentionskraftverlust (30 000 Kauzyklen: 0,08 N).

Alle Werte der jeweiligen Versuchsparameter wurden gemittelt und statistisch dargestellt:

**Tab. 6** Deskriptive Statistik - Versuchsreihe 3 - EM/EM

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
initial	100	9,62	4,42	0,44	8,74	10,50	3,10	18,70
20 000 Kauzyklen	100	7,46	2,71	0,27	6,92	8,00	2,72	13,30
15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen	100	4,15	2,47	0,25	3,66	4,64	1,13	10,30
30 000 Kauzyklen	100	2,91	2,00	0,20	2,51	3,31	0,08	6,24



**Abb. 23** Retentionskraftmittelwerte; EM/EM;

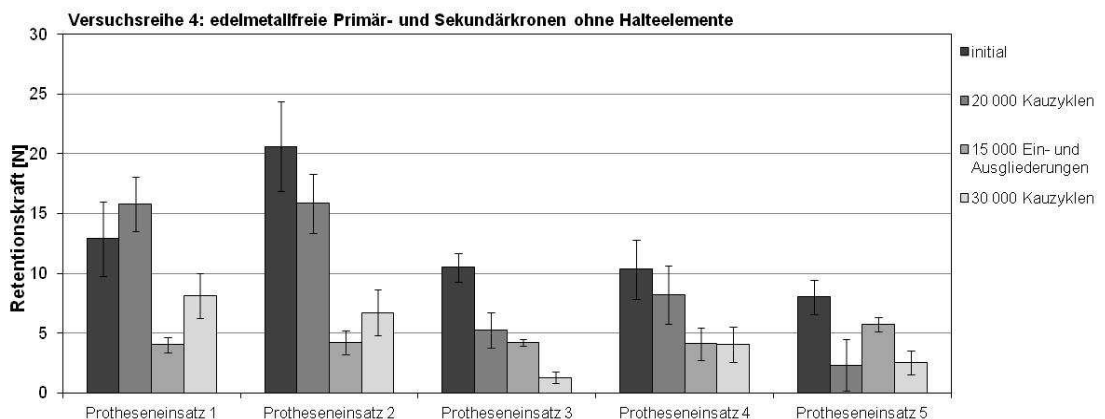
\*  $p \leq 0,05$  signifikant, <sup>⊕</sup> $p \leq 0,001$  hochsignifikant

Das Diagramm (Abb. 23) zeigt einen kontinuierlichen Abfall der mittleren Retentionskräfte nach Abfolge der entsprechenden Versuchsparameter. Der mittlere Retentionskraftwert nach der kompletten Langzeitsimulation ist um 6,71 N hochsignifikant niedriger als der mittlere initiale Ausgangswert ( $p = 0,000$ ).

Bereits nach 20 000 Kauzyklen und auch nach weiteren 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen verringern sich die mittleren Retentionskräfte jeweils hochsignifikant ( $p = 0,001$  bzw.  $p = 0,000$ ). Ein signifikanter Unterschied, sprich Retentionskraftverlust, ist auch zwischen den 15 000 Ein- und Ausgliederungen und den 30 000 Kauzyklen gegeben ( $p = 0,016$ ).

Versuchsreihe 4: Edelmetalfreie Primär- und Sekundärkronen ohne Halteelement

Für die einzelnen Versuchsparameter ( $n = 20$  Abzüge) wurden pro Protheseneinsatz nachfolgende Retentionskräfte ermittelt:



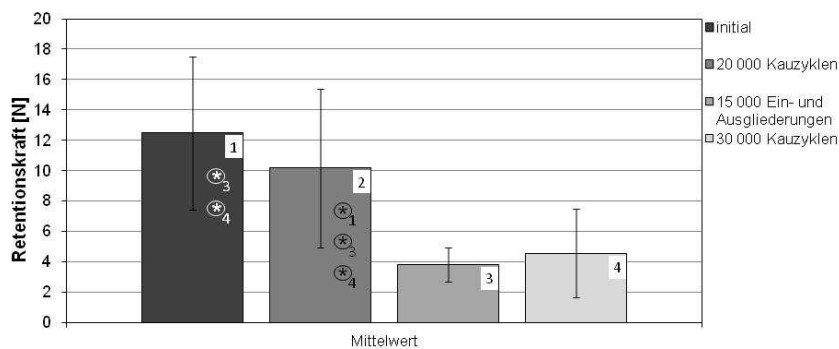
**Abb. 24** Retentionskräfte der Versuchsparameter pro Protheseneinsatz; EMF/EMF

Auch hier zeigen sich hohe Schwankungen innerhalb der mittleren initialen Retentionskräfte. So liegt der vergleichsweise hohe initiale mittlere Retentionswert mit 20,61 N vom zweiten Protheseneinsatz um 12,58 N höher als der vom

Protheseneinsatz 5. Vereinzelt werden auch hier durch die Alterungssimulationen die Retentionskräfte erhöht. Dabei wird jedoch mit Ausnahme vom Protheseneinsatz 1 (20 000 Kauzyklen) der mittlere initiale Ausgangswert nicht annähernd erreicht. Sehr deutlich kommt das bei der Bildung der Mittelwerte der jeweiligen Versuchsparameter zum Ausdruck:

**Tab. 7 Deskriptive Statistik - Versuchsreihe 4 - EMF/EMF**

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
initial	100	12,48	5,05	0,51	11,48	13,48	5,40	24,80
20 000 Kauzyklen	100	10,17	5,22	0,52	9,14	11,21	2,17	20,10
15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen	100	3,79	1,12	0,11	3,57	4,02	1,43	6,54
30 000 Kauzyklen	100	4,55	2,92	0,29	3,97	5,13	0,37	10,20



**Abb. 25 Retentionskraftmittelwerte; EMF/EMF;**

\*  $p \leq 0,05$  signifikant,  $\textcircled{*}$   $p \leq 0,001$  hochsignifikant

Ein beträchtlicher Retentionskraftverlust zeigt sich nach den 15 000 Ein- und Ausgliederungsversuchen. Der mittlere Retentionswert vermindert sich dabei im Vergleich zum initialen Ausgangswert um 8,68 N bzw. im Vergleich zu den 20 000 Kauzyklen um 6,38 N hochsignifikant ( $p = 0,000$ ). Die folgende Alterungssimulation, sprich die Belastung der Prothese mit 30 000 Kauzyklen, ergab eine leichte Retentionskrafteerhöhung. Diese Erhöhung zur mittleren Retentionskraft nach den 15 000 Ein- und Ausgliederungsversuchen war jedoch statistisch nicht signifikant ( $p = 0,436$ ).



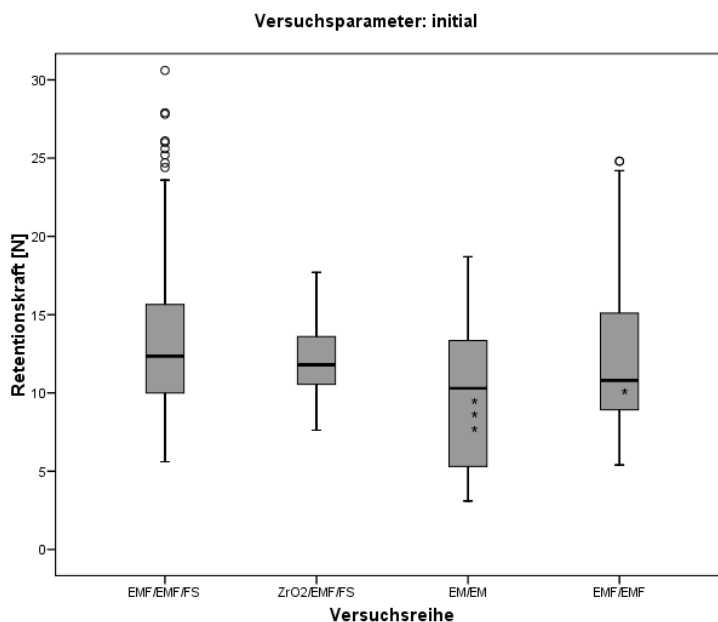
## 4.2 Gruppenvergleiche bezogen auf die geprüften Versuchsparameter

### Versuchsparameter: initial

Eine Vergleichsdarstellung der mittleren initialen Retentionskraftwerte zeigen die folgende Tabelle und das Boxplotdiagramm:

**Tab. 8** Deskriptive Statistik – Versuchsparameter initial

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
EMF/EMF/FS	100	13,93	5,66	0,57	12,81	15,05	5,60	30,60
ZrO <sub>2</sub> /EMF/FS	100	12,23	2,30	0,23	11,78	12,69	7,62	17,70
EM/EM	100	9,62	4,42	0,44	8,74	10,50	3,10	18,70
EMF/EMF	100	12,48	5,05	0,51	11,48	13,48	5,40	24,80



**Abb. 26** Gruppenvergleiche in Bezug auf den initialen Versuchsparameter

Wie der Median des Boxplots bei den edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift (EMF/EMF/FS) in Abb. 26 zeigt, erreichten diese initial die höchsten Ausgangswerte (MWT: 13,93 N). Obwohl sich die Lage der Retentionskraftwerte der edelmetallfreien Doppelkronen mit und ohne Halteelement (EMF/EMF/FS; EMF/EMF) signifikant unterscheidet ( $p = 0,035$ ), wiesen prinzipiell beide Versuchsgruppen vereinzelt extrem hohe Ausgangswerte auf.

Bei dem Vergleich der Versuchsreihen untereinander zeigt sich deutlich eine geringe Variabilität der Ausgangswerte bei den ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronen mit Au-Friktionsstift. Die konventionellen edelmetallhaltigen Teleskope zeigen im Gegensatz dazu eine ausgeprägte Ausdehnung der Retentionskraftwerte. Neben dieser großen Streuung der Werte, erlangten sie auch die hochsignifikant ( $p = 0,000$ )

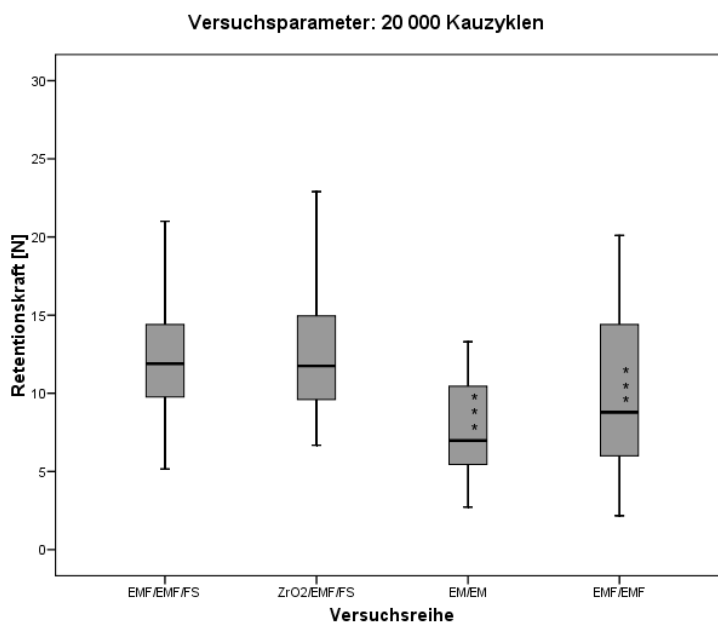
niedrigsten Retentionskräfte (Abb. 26, S. 49). Zu den initialen Ausgangswerten der ZrO<sub>2</sub>/EMF-Doppelkronen mit Au-Friktionsstift unterscheiden sich die edelmetallfreien Primär- und Sekundärkronen inklusive dem edelmetallfreien Friktionsstift sowie die edelmetallfreien Teleskopen ohne Halteelement statistisch nicht signifikant ( $p \geq 0,05$ ).

Versuchsparameter: 20 000 Kauzyklen

Nachfolgend werden die ermittelten Daten aller Versuchsreihen nach der ersten Kausimulation von 20 000 Kauzyklen zusammenfassend dargestellt:

**Tab. 9** Deskriptive Statistik – Versuchsparameter 20 000 Kauzyklen

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
EMF/EMF/FS	100	12,26	3,39	0,34	11,59	12,94	5,16	21,00
ZrO <sub>2</sub> /EMF/FS	100	12,48	3,84	0,38	11,71	13,24	6,68	22,90
EM/EM	100	7,46	2,71	0,27	6,92	8,00	2,72	13,30
EMF/EMF	100	10,17	5,22	0,52	9,14	11,21	2,17	20,10



**Abb. 27** Gruppenvergleiche in Bezug auf den Versuchsparameter von 20 000 Kauzyklen

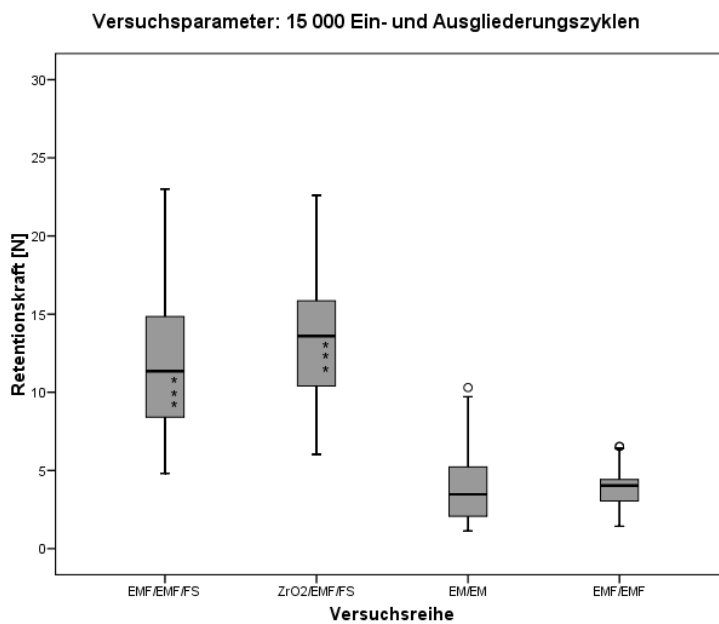
Prinzipiell weisen die teleskopierenden Doppelkronen mit Halteelement (EMF/EMF/FS; ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS) im Vergleich zu den Teleskopen ohne Halteelement (EM/EM; EMF/EMF) bereits nach 20 000 Kauzyklen statistisch hochsignifikant höhere Retentionskräfte auf (Tab. 9,  $p = 0,000$ ). Die erste Kaubelastungssimulation wirkt sich, dargestellt durch die große Ausdehnung der Retentionskraftwerte (Kastenlänge, Abb. 27), bei den edelmetallfreien Teleskopen (EMF/EMF) sehr unterschiedlich auf die Retentionskräfte aus. Die Retentionskraftwerte zwischen den Teleskopen ohne

Halteelement (EM/EM; EMF/EMF) unterscheiden sich statistisch signifikant ( $p = 0,002$ ). Zwischen den teleskopierenden Doppelkronen mit Friktionsstift (EMF/EMF/FS;  $ZrO_2$ /EMF/FS) liegt statistisch kein signifikanter Unterschied vor ( $p = 0,881$ , Abb. 27, S. 50).

Versuchsparameter: 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen

**Tab. 10** Deskriptive Statistik – Versuchsparameter 15 000 Ein- und Ausgliederungen

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
EMF/EMF/FS	100	11,89	4,30	0,43	11,03	12,74	4,81	23,00
$ZrO_2$ /EMF/FS	100	13,35	3,50	0,35	12,65	14,04	6,03	22,60
EM/EM	100	4,15	2,47	0,25	3,66	4,64	1,13	10,30
EMF/EMF	100	3,79	1,12	0,11	3,57	4,02	1,43	6,54



**Abb. 28** Gruppenvergleiche in Bezug auf den Versuchsparameter von 15 000 Ein- und Ausgliederungen

Nach den 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen verstärkt sich die Abgrenzung hinsichtlich der gemessenen Retentionskräfte bei den Teleskopen ohne Halteelement zu den teleskopierenden Doppelkronen mit Halteelement (Abb. 28). Die Unterschiede sind statistisch hochsignifikant ( $p = 0,000$ ). Zwischen den Teleskopen ohne Halteelement gibt es statistisch keinen signifikanten Unterschied ( $p = 0,472$ ). Die Ein- und Ausgliederungssimulationen bei nahezu allen Proben der edelmetallfreien Teleskope ohne Halteelement führten zu einer Retentionskraftverminderung auf einen

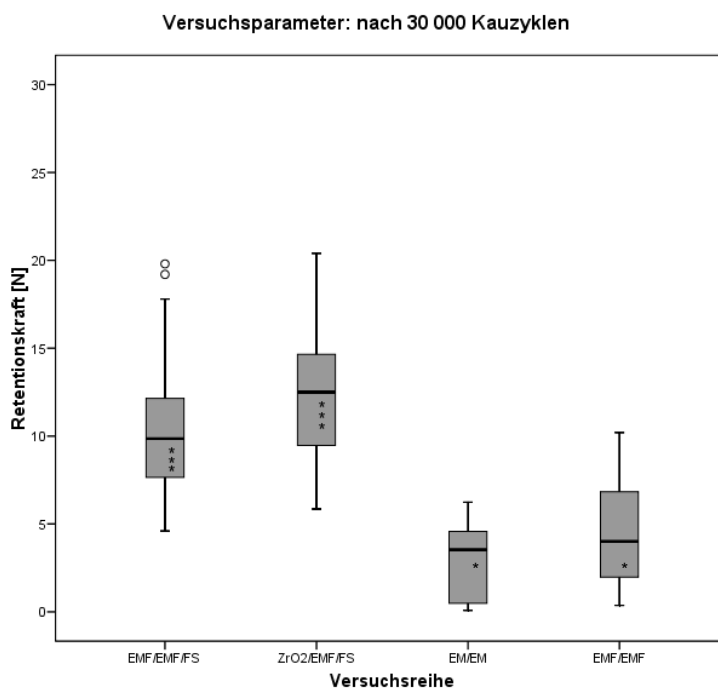
annähernd gleichen Wert von ca. 4 N (Abb. 24, S. 47). Dies spiegelt auch die geringe Variabilität der Werte (Boxplotgröße) in Abb. 28, S. 51 wider.

Versuchsparameter: 30 000 Kauzyklen

Nach der vollständig simulierten Alterung ergab sich gruppenvergleichend folgende Auswertung:

**Tab. 11** Deskriptive Statistik – Versuchsparameter 30 000 Kauzyklen

Retentionskraft [N]	n	Mittelwert	Standardabweichung	Standardfehler	95%-Konfidenzintervall für den Mittelwert		Minimum	Maximum
					Untergrenze	Obergrenze		
EMF/EMF/FS	100	10,04	3,17	0,32	9,41	10,67	4,60	19,80
ZrO <sub>2</sub> /EMF/FS	100	12,43	3,47	0,35	11,74	13,12	5,85	20,40
EM/EM	100	2,91	2,00	0,20	2,51	3,31	0,08	6,24
EMF/EMF	100	4,55	2,92	0,29	3,97	5,13	0,37	10,20



**Abb. 29** Gruppenvergleiche in Bezug auf den Versuchsparameter von 30 000 Kauzyklen

Nach Ablauf der 30 000 Kauzyklen unterscheiden sich die Retentionskräfte aller geprüften Gruppen statistisch hochsignifikant ( $p = 0,000$ ). Die höchsten Retentionskräfte wurden bei den ZrO<sub>2</sub>-Primärkronen und den edelmetallfreien Sekundärkronen mit Au-Frikionsstift ermittelt (MWT: 12,43 N, Tab. 11). Es zeigt sich, dass selbst nach vollständiger Alterung vereinzelt noch Retentionskräfte von über 20 N gemessen wurden. Die Retentionskräfte der edelmetallfreien teleskopierenden Doppelkronen mit Frikionsstift liegen nach der kompletten Alterung

im Bereich von 10 N. Sie sind somit im Vergleich zu den  $ZrO_2$ -Primärkronen und den edelmetallfreien Sekundärkronen mit Au-Friktionsstift mittelwertig um 2,39 N geringer. Die niedrigsten Retentionskräfte wiesen nach der Langzeitsimulation die konventionellen edelmetallhaltigen Teleskope ohne Halteelement mit einem Mittelwert von 2,91 N auf. Die edelmetallfreien Teleskope ohne Halteelement erreichten einen um 1,64 N höheren Mittelwert von 4,55 N (siehe Tab. 11, S. 52).

## **5 Diskussion**

Partielle Prothesen in Form von doppelkronenverankertem Zahnersatz sind häufig indiziert bei der prothetischen Behandlung großer Schalt- und Frendlücken. Über die Höhe der erforderlichen Retentionskraft ist trotz zahlreicher Studien keine eindeutige Aussage möglich. Sinnvoll erscheint somit ein reproduzierbarer, klinisch stark angenäherter Versuchsaufbau für die Bestimmung der Retentionskraft konstruktiv verschiedener Doppelkronen in Verbindung mit dem Verschleißverhalten. Die daraus resultierenden Vorteile der jeweiligen Kronenart sollten dabei vordergründig Beachtung finden.

### **5.1 Diskussion der Methode zur Retentionskraftmessung**

Bereits Beuer et al. (2010) sowie Engels et al. (2012) zeigten, dass in vitro reproduzierbare Retentionskräfte verschiedenartiger Doppelkronen mit konventionellen Universalprüfmaschinen bestimmt werden können.

#### **5.1.1 Fehlerbetrachtung - Prüfapparatur**

Die Abzugsversuche erfolgten unter standardisierten sowie reproduzierbaren Bedingungen. Durch regelmäßige Kalibrierungen der Universalprüfmaschine Z010 lag deren Messgenauigkeit bei 0,4 N.

Die Herstellung der Doppelkronenpaare erfolgte bezüglich des Freiheitsgrades in streng axialer Richtung. Wie auch bei Röpers (1982) erfolgte die Herstellung dabei auf der in dem Speichelbad integrierten Kunststoffplatte (Fräsocket). Ein Übertragungsfehler bei der Integration in die Prüfapparatur hinsichtlich der Einschubrichtung wurde somit minimiert. Das Speichelbad konnte zudem individuell ausgerichtet werden, was eine zusätzliche Justierung bei geringen Abweichungen von der gewählten Einschubrichtung ermöglichte. Querkräfte, herrührend aus einer nicht der herstellungsbedingten Einschubrichtung entsprechenden Positionierung, konnten folglich ausgeschlossen werden.

Auch weitere von Röper (1982) formulierte Anforderungen zur Untersuchung von Haftkräften an teleskopierenden Doppelkronen wurden mit dem Versuchsaufbau erfüllt. So wurde durch die Substituierbarkeit der Gummi-O-Ringe (elastische Lagerung) mit festen, nicht deformierbaren Kunststoffringen (definierte Lagerung) und einer zusätzlich definierten (Drehmoment) Verschraubungsmöglichkeit der Pfeiler eine hohe Steifigkeit der Konstruktion bei den Abzugsversuchen gewährleistet.

Der Abzug der Prothese vom Prüfmodell erfolgte mit drei jeweils 26 cm langen triangulär angeordneten, lose gelagerten Drahtseilen (siehe Abb. 15, S. 39). Dadurch

wurde neben der Torsion das Auftreten von Querkräften beim Abzug ausgeschlossen. Engels et al. (2012) und Beuer et al. (2010) nutzten bei Einzelversuchen lediglich ein Drahtseil, Torsions- und Querkräfte wurden hier über die größere Länge des Drahtseils (0,5 m) minimiert.

Die von Röpers (1982) in seinen Anforderungen negativ genannten, Querkräfte fördernden, zusätzlichen Führungsteile zwischen den zu untersuchenden Kronenteilen waren nicht notwendig.

Die Einstellungen der Universalprüfmaschine Z010 erlaubten zudem eine gleichförmige und niedrige Relativgeschwindigkeit. Sie betrug konstant 50 mm/min.

Im Gegensatz zur Versuchsanordnung von Becker (1982a) gewährleistete der Antrieb der Universalprüfmaschine Z010 bei stetigem Richtungswechsel und bei einer festgelegten Prüfgeschwindigkeit von 10 mm/s eine nur nahezu gleichmäßige Auflast von 20 N. Die Kraft wurde nicht definiert, sie ergab sich durch die Umlenkung der oberen Traverse. Da der Retentionskraftverlauf während der Ein- und Ausgliederungsprozesse nicht zur Auswertung herangezogen wurde, der Prozess also lediglich den Langzeitgebrauch simulieren sollte, spielt dieser Fehler vermutlich eine eher untergeordnete Rolle. Eine vollständige Fügung der Doppelkronenpaare lag bei allen Ein- und Ausgliederungszyklen vor.

### **5.1.2 Elastische Stumpflagerung – Schleimhautresilienz**

Bei in der Literatur beschriebenen Untersuchungen wurden die Probekörper in verschiedenartigsten Prüfapparaturen zumeist starr und selten elastisch, resilient (Körber, 2004; Hagner et al., 2006) gelagert. Die starre Lagerung steht, durch die syndesmotische Verbindung der Zähne mit dem Kieferknochen, im Kontrast zu der am Patienten vorliegenden physiologischen Eigenbeweglichkeit des Zahnes in der Alveole nach allen Richtungen (Hoffmann und Axthelm, 2000).

Folglich wurden die Doppelkronenpaare in dieser Studie bei den Kaubelastungs-Verschleißsimulationen elastisch gelagert. Bei einer axialen Belastung von 5 N konnten die Pfeiler um mindestens 200 µm in die zervikale Richtung bewegt werden. Damit wurde die von Körber K.H. (1983) bzw. von Picton (1990) bestimmte axiale Zahnbeweglichkeit weitest erreicht. Wie bei Körber (2004) war die Simulation der Pfeilerbeweglichkeit im Vergleich zur klinischen Situation - vor allem in axialer Richtung - profiliert. Die Freiheitsgrade der Stümpfe in angulärer, dreidimensionaler Richtung waren vergleichsweise kürzer, dies war der notwendigen Führung der Stümpfe im Modellsockel geschuldet (siehe Abb. 5, S. 28). Es entsprach der von Körber (1983) nach Prothesenentnahme in vivo gemessenen, stark eingeschränkten Pfeilerbeweglichkeit in sagittal-distaler Belastungsrichtung.

Wie auch bei Grüner (2003), welcher bei seiner Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen sogar auf die unterschiedlichen biomechanischen Parameter für Parodontium und Knochen einging, konnten die biomechanisch sehr komplexen Vorgänge im Parodontium nicht naturgetreu nachgebildet werden. Allein durch die, die Zahnbeweglichkeit beeinflussenden, hydrodynamischen Effekte in den Blutgefäßen (Picton, 1990) ist es nicht möglich, die Zahnbeweglichkeit exakt zu simulieren.

Körber K.H. (1983) stellte fest, dass das Tegument des zahnlosen Kieferkammes nicht wie ein Gummipolster (KaVo-Modell) reagiert. Vielmehr spielen zahlreiche Faktoren eine Rolle und es kommt unter anderem zu Langzeitkompressionen, die nicht simuliert werden können. Die Untersuchungen von Körber K.H. ergaben weiterhin, dass bei Belastung in Sattelmittle, dies entspricht dem im Versuchsaufbau gewählten Belastungspunkt für die Kausimulation (siehe Abb. 16, S. 40), bei starrer Abstützung 72 % der Kraft durch das Tegument und 28 % vom Desmodont aufgenommen werden. Diese Kraftverteilung spiegelt den klinisch vielfach auftretenden Zustand wider. Durch die gummiartige Zahnfleischmaske des KaVo-Modells konnten diese Kräfte, im Vergleich zu einem unelastischen Modell, annäherungsweise der klinischen Situation komprimiert werden. Dem Ziel, bei lateral wirkenden Kaukräften (extraaxialen Belastungen) verschleißfördernde Bewegungen zwischen den Primär- und Sekundärkronen zu erzeugen, konnte entsprochen werden.

### **5.1.3 Probengeometrie**

Die Herstellung der Doppelkronen erfolgte manuell durch einen erfahrenen Zahntechnikermeister. Geringe Formabweichungen sind deshalb nicht ganz auszuschließen. Dies entspricht der klinischen Situation, muss aber beim Vergleich als Fehlerfaktor mit einbezogen werden.

Um unerwünschte Verkantungen auszuschließen und Querkräfte zu vermeiden, wurde eine ideale Einschubrichtung bei den verwendeten Doppelkronenpaaren definiert - eine in der Praxis nur selten anzutreffende Konstellation. Bei Patienten kann aufgrund spezifischer Einschubrichtungen die Ein- und Ausgliederung nicht geradlinig bzw. axial verlaufen. Vielmehr erfolgt die Ausgliederung meist durch ein wechselseitiges Drücken und schaukelnde Bewegung an zwei Stellen der Prothese (Röper, 1982). Diese Bewegungsabläufe sind je nach Patient sehr unterschiedlich und individuell, so dass sie nicht reproduzierbar sind.

Durch die Modellation der Doppelkronen auf dem Prüfmodell und auf den jeweiligen Probestümpfen bzw. zementierten Primärkronen (siehe Kapitel 3.3.1, S. 35) konnten



herstellungsbedingte Fehler minimiert, speziell Abformfehler ausgeschlossen und Rezementierungen vermieden werden.

#### **5.1.4 Probenanzahl**

Durch einen sehr hohen Material- bzw. zahntechnischen Aufwand und einem somit wirtschaftlich aufwändigen Herstellungsprozess war die Probenanzahl auf fünf Doppelkronenpaare pro Versuchsreihe limitiert. Das entsprach der von Wenz et al. (2009) bzw. von Chung et al. (2004) gewählten Probenanzahl. Auch bei klinischen Studien wurden entsprechende Konstellationen an fünf oder weniger Probanden untersucht (Körper K.H., 1983; Boeckler, 2011).

#### **5.1.5 Medium**

Neben vereinzelt reinen Trockenversuchen (Güngör, 2004; Mundt et al., 2004; Boeckler, 2011) wurden Untersuchungen mit destilliertem Wasser (Becker, 1982b), mit Mischungen von physiologischer Natriumchlorid-Lösung (Gurbulak et al., 2004; Bayer et al., 2012b) sowie überwiegend mit unterschiedlichsten Speichersatzlösungen durchgeführt (Stark und Stiefenhofer, 1994; Besimo et al., 1996; Weigl et al., 2000a; Beuer et al., 2010; Bayer et al., 2010b; Hagner et al., 2006; Wenz et al., 2009; Engels et al., 2012). Zudem gibt es vergleichende Studien mit und ohne Speichelsimulation (Röper, 1982; Bayer et al., 2010a; Siebert-Steeb, 2010). Überdies wurde der Einfluss von Ölen und Fetten auf die Retentionskraft verifiziert (Becker, 1983; Rößler, 2005).

In dieser Studie wurden alle Untersuchungen bzw. Verschleißsimulationen in einem speziell entwickelten Speichelbad durchgeführt. Wie bei Bayer et al. (2010b) und Hagner (2006) wurde eine Mischung einer Speichersatzlösung Glandosane (Cell Pharm GmbH, Bad Vilbel, Deutschland) mit destilliertem Wasser (2:1) verwendet. Mit diesem Medium konnten die durch das Alter der Patienten (Bayer et al. 2012b), durch Nahrungsaufnahme bzw. durch Temperaturschwankungen klinisch auftretenden Viskositätsunterschiede nicht simuliert werden. Da das umgebende Medium dennoch Auswirkungen auf das Retentionsverhalten zeigt (Becker, 1982b, 1983; Stüttgen, 1983a; Siebert-Steeb, 2010; Bayer et al. 2012b) und bei der Ein- und Ausgliederung hydrodynamische Effekte eine Rolle spielen (Röper, 1982; Weigl et al., 2000a), wurde dem Tribosystem entsprechend (siehe Abb. 2, S. 13) eine idealisierte Ausgangssituation geschaffen.

Ein durch Hygienemaßnahmen bedingter Einfluss auf die Retentionskraft, wie beispielsweise die Reinigung der Prothese mit grobkörniger Zahnpasta (Becker, 1983) und mehr oder weniger harter Bürste wurde in dieser Untersuchung nicht verifiziert.

### 5.1.6 Wahl der Prüfparameter

Die Abzugsgeschwindigkeiten (0,05 – 1000 mm/min) und die zuvor applizierten Anpresskräfte (zumeist 20 N bzw. 50 N, vereinzelt 100 – 400 N) bei der Bestimmung des definitiven Retentionswertes variieren in der Literatur sehr stark. Die in dieser Studie verwendete Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min entspricht laut Sarnat (1983) der klinischen Abzugsgeschwindigkeit. Die verwendete Auflast von 50 N wurde von Ohkawa et al. (1990) als optimal postuliert.

Auf Grund des eingeschränkten Freiheitsgrades bei Doppelkronen waren in der Literatur die Abzugsrichtungen stets axial. Resultierend waren gleichbleibende (Röper, 1982; Hagner et al., 2006), steigende (Besimo et al., 1996; Gurbulak, 2013) und abfallende (Güngör et al., 2004) Retentionskräfte. In einigen Studien wurde bei der Alterungssimulation während der ersten 1000 Zyklen ein größerer Retentionsabfall quantifiziert. In diesen Fällen wurde bei den nachfolgenden Verschleißzyklen eine weniger starke Retentionskraftänderung registriert (Ohkawa et al., 1990; Minagi et al., 1999). Einige Autoren konstatierten gegensätzlich dazu bei Verschleißuntersuchungen zunächst einen initialen Anstieg der Retentionskräfte (Bayer et al., 2010b; Röper, 1982; Stark, 1996). Diesbezüglich können in der hier durchgeführten Studie keine Angaben bzw. Vergleiche getätigt werden, da während der Ein- und Ausgliederungssimulationen in der Universalprüfmaschine Z010 keine kontinuierlichen Kraft-Weg-Verläufe aufgenommen werden konnten. Es standen somit nur Werte vor und nach den Ein- und Ausgliederungsversuchen zur Verfügung. Für vergleichbare Werte im Verlauf der Ein- und Ausgliederungszyklen hätten Zwischenmessungen analog der Abzugs-Retentionskraftmessungen (siehe Kapitel 3.5, S. 38) lose am Seil vorgenommen werden müssen. Dies hätte jeweils einen vollständigen Umbau der Prüfapparatur an der oberen Traverse bedeutet. Übertragungsfehler beispielsweise durch die Befestigungsmethode der Prothese mit Pattern Resin (siehe Abb. 17, S. 41) und somit eine der Polymerisationsreaktion geschuldete, nicht ganz auszuschließende, geringfügige Abweichung von der gewünschten Bewegungsrichtung hätten sich aufsummiert und das Ergebnis mit erheblichen Fehlerfaktoren belasten können.

Bei den in der einschlägigen Literatur dargestellten Untersuchungen zum Retentionsverhalten von Doppelkronen kamen keine bzw. unterschiedlich viele Verschleißzyklen (zumeist 10 000, aber auch 5000 oder 100 000 Zyklen) zur Anwendung. Wie in Kapitel 3.7 (S. 40) bereits erläutert, wird die Tragezeit eines doppelkronenverankerten Zahnersatzes mit mindestens zehn Jahren angegeben. Zudem wurden Studien mit der Annahme einer 14- bzw. 15-jährigen Tragezeit

durchgeführt (Böttger und Gründler, 1978; Grüner, 2003). Mit dem Ziel einer ausgeprägten Verschleißsimulation und der Annahme einer durchschnittlich dreimal am Tag stattfindenden Ein- und Ausgliederung (Stüttgen, 1985) wurde in dieser Studie eine Zyklenzahl von 15 000 gewählt. Dies entspricht einer Tragedauer von knapp 14 Jahren.

Bis auf Bayer et al. (2010b) wurden in den in der Literatur beschriebenen Untersuchungen extraaxiale verschleißfördernde Bewegungen vernachlässigt. Dies wurde teilweise kritisiert und für weitere Studien als wichtig erachtet (Hagner, 2006). Folglich wurden in dieser Studie extraaxiale verschleißfördernde Kaubewegungen (siehe Kapitel 3.6, S. 40) simuliert. Aus wirtschaftlichen Gründen konnten jedoch im Vergleich zu Bayer et al. (1 Million, 2010b) nur insgesamt 50 000 Kauzyklen simuliert werden.

### **5.2 Diskussion der Ergebnisse**

In der Literatur zeigt sich, dass der in vitro gemessene Haftkraftverlauf in Abhängigkeit der gewählten Versuchsparameter und der jeweils getesteten Doppelkronenart charakteristisch ist (siehe Kapitel 1.4, S. 16). Überwiegend wurden In-vitro-Retentionskraftmessungen an einzelnen Doppelkronen durchgeführt (Röper, 1982; Ohkawa et al., 1990; Stark und Stiefenhofer, 1994; Besimo et al., 1996; Minagi et al., 1999; Güngör et al., 2004; Mundt et al., 2004; Rößler, 2005; Beuer et al., 2008; Wenz et al., 2009; Bayer et al., 2010b; Siebert-Steeb, 2010; Engels et al., 2012; Gurbulak et al., 2013). Paarweise Retentionskraftmessungen erfolgten im Bereich der implantatverankerten, herausnehmbaren Prothesen meist vergleichend, bezogen auf das jeweils gewählte Verankerungselement (Weigl et al., 2000a; Chung et al., 2004; Boeckler, 2011).

Die fehlenden Standardisierungen und folglich divergierenden Versuchsanordnungen, einhergehend mit verschiedenartigsten Versuchsparametern, konstruktiven sowie herstellungsbedingten Unterschieden, ermöglichen einen Vergleich der vorliegenden Studienergebnisse mit den In-vitro-Werten aus der Literatur nur sehr bedingt. In-vitro-Retentionskräfte von Doppelkronenpaaren wurden nur von Weigl et al. (2000a) und Boeckler (2011) ermittelt. Die in vivo häufig angewandte Vorgehensweise der Differenzierung der Gesamtretention von Prothesen auf die Anzahl der jeweiligen Pfeiler (Werdecker, 2002; Schalk, 2011; Bayer et al., 2012a), welche einer schlichten Aufsummierung entspricht, stellt keine adäquate Methode für den Vergleich in vitro gemessener Retentionskräfte an Einzel-Zahnmodellen dar (Boeckler, 2011).

Versuche mit in eine Prothese reversibel integrierbaren, resilient gelagerten und konstruktiv verschiedenen Doppelkronenpaaren auf einem elastischen Modell konnten

in der einschlägigen Literatur nicht gefunden werden. So erscheint es zweckmäßig, den Literaturvergleich der Retentionswerte lediglich mit den initialen Werten der Doppelkronenpaare und den prozentualen Retentionswertveränderungen nach der Verschleißsimulation vorzunehmen. Ein vornehmlicher Vergleich mit in vivo bzw. in vitro an Prothesen gemessenen Gesamtretentionswerten ist unabdingbar.

### 5.2.1 Initiale Retentionswerte

Die mittelwertig höchsten initialen Retentionskräfte erreichten trotz statistisch signifikantem Unterschied ( $p = 0,035$ ) die edelmetallfreien Doppelkronenpaare mit ( $13,93 \pm 5,66$  N) und ohne ( $12,48 \pm 5,05$  N) Friktionsstift. Auch die  $ZrO_2$ -edelmetallfreien Doppelkronenpaare mit Friktionsstift lagen in diesem Bereich ( $12,23 \pm 2,30$  N). Zwischen den Doppelkronen mit Friktionsstift wurde kein statistischer Unterschied verifiziert. Mit einem statistisch gesicherten, hochsignifikanten Unterschied ( $p = 0,000$ ) zu allen weiteren Versuchsreihen wurden bei den konventionellen edelmetallhaltigen Doppelkronen die geringsten Retentionswerte erzielt ( $9,62 \pm 4,42$  N).

Vereinzelt sind klare Unterschiede innerhalb einer Versuchsreihe bei den initialen Werten der jeweiligen Probenpaare zu erkennen. Resultierend sind bei der mittelwertigen Zusammenfassung relativ hohe Schwankungen bzw. Standardabweichungen. Sehr deutlich wird dies bei Versuchsreihe drei (EM/EM) und vier (EMF/EMF), den Doppelkronenpaaren ohne Friktionsstift. Die hohe Standardabweichung bei den initialen Messungen der Versuchsreihe eins (EMF/EMF/FS) zeigt auch hier ausgeprägte Retentionskraftunterschiede innerhalb einer Versuchsreihe. So ergaben sich Differenzen bis zu 14 N (siehe Abb. 18, S. 43). Eine Ausnahme stellt Versuchsreihe zwei dar ( $ZrO_2$ /EMF/FS). Hier lagen die Werte gleichmäßig um ca. 12 N verstreut (siehe Abb. 20, S. 45).

Auch Röper (1982) und Becker (1982a) konstatierten bei konventionellen Teleskopen große Schwankungen innerhalb der Retentionswerte bereits zu Beginn der Versuchsdurchführung, hier jedoch ausschließlich innerhalb der Retentionskraftmessungen an einem Teleskop. Die in dieser Studie ebenfalls binnen einer Messung (20 Abzüge) auftretenden sowie die initialen Retentionskraftunterschiede zwischen baugleichen Doppelkronenpaaren innerhalb einer Versuchsreihe könnten aber durchaus auch auf die von Becker (1982a) beschriebenen größeren Spitzen der Berührungsflächen bei nicht eingelaufenen Doppelkronen zurückzuführen sein. Folglich unterliegen die Oberflächen je nach herstellungsbedingtem Oberflächenzustand einer unterschiedlich ausgeprägten irreversiblen plastischen Verformung. Somit ergeben sich einerseits innerhalb der

initialen 20 Abzüge ständige Retentionskraftveränderungen, andererseits lassen sich damit auch die grundsätzlich abweichenden Retentionskräfte innerhalb einer Versuchsreihe erklären.

Sehr hohe Abweichungen einzelner Messwerte begründet Röper (1982) durch zusätzliche unerwünschte Klemm- und Setzvorgänge, die während des Fügens bzw. Trennens auftreten können.

Weigl et al. (2000a) testeten an implantatverankerten Doppelkronenpaaren aus EM/EM und aus ZrO<sub>2</sub>/Galvano sowie aus Titan die Retentionskräfte. Nach einer Auflast von 50 N (Abzugsgeschwindigkeit: 20 mm/min) erreichten die edelmetallhaltigen Doppelkronenpaare einen initialen Retentionswert von  $15,54 \pm 5,25$  N. Unter Beachtung geringfügig abweichender Versuchsparameter und konstruktiven Unterschieden liegen neben den Doppelkronen mit Friktionsstift und den edelmetallfreien Teleskopen auch die initialen Retentionswerte der getesteten - materialspezifisch den EM/EM-Doppelkronen von Weigl et al. am ehesten entsprechenden - konventionellen edelmetallhaltigen Teleskope, mit  $9,62 \pm 4,42$  N, annähernd in diesem Bereich. Auch bei Weigl et al. gab es bei den ZrO<sub>2</sub>-Galvano-Doppelkronen die geringsten initialen Schwankungen. Sie erreichten bei 50 N Auflast einen initialen Wert von  $4,84 \pm 0,63$  N und lagen weit unter den in dieser Studie ermittelten initialen mittleren Retentionswerten. Gegensätzlich dazu erbrachten die initialen Werte der Titandoppelkronen bei einer Auflast von 50 N die höchsten Retentionswerte ( $20,88 \pm 7,95$  N). Sie lagen damit deutlich über den gemittelten Abzugskräften dieser Studie.

Weitere methodisch vergleichbare Retentionskräfte wurden bei der Retentionskraftbestimmung verschiedener - in einer für kinematische Bewegungsaufzeichnung spezialisierten Prüfprothese - integrierter Verankerungselemente auf zwei Implantaten von Boeckler (2011) ermittelt. So ergab sich für die edelmetallhaltigen Galvano-Doppelkronenpaare in vitro auf einem elastischen Modell ein Wert von  $10,9 \pm 1,60$  N. Die in vitro gemessenen Werte lagen trotz unterschiedlicher Bauweise im Bereich der konventionellen edelmetallhaltigen Doppelkronen aus Versuchsreihe drei (EM/EM).

Bei In-vitro-Untersuchungen an Patientenprothesen wurden von Bayer et al. (2010a) Gesamtretentionskräfte zwischen 0,28 N und 64,08 N verifiziert. Damit wurden die großen initialen Schwankungen der Retentionswerte in dieser Studie wiederum bestätigt.

Bei Stančić und Jelenković (2008) lagen 70 % der Prothesen-Gesamtretentionskräfte über den von ihnen festgelegten physiologischen Werten von 5 N bis 9 N. Die Gesamtretentionswerte schwankten dabei zwischen 5 N und 32,5 N. Die in dieser

Studie getesteten Doppelkronen mit Halteelement liegen vergleichsweise, analog zu den 70 %, ebenfalls über dem von Stančić und Jelenković empfohlenen Bereich.

### 5.2.2 Retentionswerte nach Verschleiß

Grundsätzlich verringerte sich mittelwertig die Retentionskraft nach der vollständig simulierten Alterung im Vergleich zu den jeweilig initialen Werten in Versuchsreihe eins (EMF/EMF/FS), drei (EM/EM) und vier (EMF/EMF) statistisch hochsignifikant. Der Verlust war jedoch bei der Versuchsreihe eins mit 28 % (siehe Abb. 19, S. 44) im Vergleich zu den Versuchsreihen drei mit 70 % (siehe Abb. 23, S. 47) und vier mit 63 % (siehe Abb. 25, S. 48) bedeutend geringer. Die Verschleißsimulation hatte keine Auswirkung auf die Funktionalität der ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronenpaare mit Friktionsstift der Versuchsreihe zwei, es zeigte sich lediglich eine nicht signifikante Erhöhung von knapp 2 % (siehe Abb. 21, S. 45).

Die höchsten mittleren Retentionswerte nach der künstlichen Alterung zeigten folglich die ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronen inkl. Friktionsstift mit  $12,43 \pm 3,47$  N, nur geringfügig weniger erreichten die edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift ( $10,04 \pm 3,17$  N). Abgrenzend davon liegen die Werte der konventionellen Teleskope mit  $4,55 \pm 2,92$  N für die edelmetallfreien bzw. mit  $2,91 \pm 2,0$  N für die edelmetallhaltigen Doppelkronenpaare.

Die in dieser Studie gewählten Verschleißsimulationen (20 000 Kauzyklen; 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen, 30 000 Kauzyklen) führten - bei der Betrachtung der individuellen Retentionskraftverläufe der einzelnen Doppelkronenpaare pro Versuchsreihe - vor allem bei den Doppelkronen mit Halteelement (siehe Abb. 18, S. 43 bzw. Abb. 20, S. 45) vermehrt zu Retentionskrafterhöhungen. Bei der Mittelwertdarstellung zeigt sich dieses Phänomen jedoch ausschließlich bei der zweiten Versuchsreihe nach den 15 000 Ein- und Ausgliederungsversuchen signifikant (siehe Abb. 21, S. 45). Röper (1982) beschreibt dieses, auch bei ihm auftretende Phänomen mit der sogenannten Ermüdungstheorie. So schließt sich an eine initiale Phase hohen Verschleißes eine Phase mit relativer Verschleißarmut an. In dieser Phase wird die Retentionskraft seiner Meinung nach durch eine Verfestigung der Oberflächenschicht gesteigert. Anschließend, bedingt durch eine erneute Phase hohen Verschleißes, wird die Retentionskraft wieder vermindert.

Konform zu dem Verschleißverhalten der Versuchsreihe zwei (ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS) stellten sich auch bei Bayer et al. (2010b) nach den axialen und nonaxialen Verschleißsimulationen an Galvanokronen auf Primärteleskopen aus ZrO<sub>2</sub> und einer edelmetallhaltigen Legierung (Ein-Zahn-Modell) nach einer anfänglich mehr (EM/Galvano) oder weniger (ZrO<sub>2</sub>/Galvano) ausgeprägten Retentionskraftsteigerung -

vor allem bei den ZrO<sub>2</sub>-Doppelkronen - keine bedeutenden Differenzen innerhalb der Retentionskräfte dar.

Da in der Literatur nur von Bayer et al. extraaxiale verschleißfördernde Belastungen simuliert wurden, können weitere Vergleiche nur beschränkt auf die Ein- und Ausgliederungsversuche und - den konstruktiven Unterschieden und abweichenden Prüfmethoden geschuldet - nur mit den prozentualen Retentionskraftveränderungen vorgenommen werden.

Bei Weigl et al. (2000a) führte die Verschleißsimulation von 10 000 Ein- und Ausgliederungen bei der EMF/EMF-Versuchsreihe zu einer Steigerung der Retentionskraft von 43 %, bei Besimo et al. (1996) von 17,5 % auf bis zu 97,4 %. Auch Gurbulak et al. (2013) stellten bei auf edelmetallfreien Primärkronen adaptierten Galvanokäppchen eine Retentionskraftsteigerung von 35 % fest. Allerdings wurde hier nur eine Tragedauer von drei Jahren simuliert.

Adversativ dazu kam es bei den in dieser Studie getesteten Doppelkronenpaaren der Versuchsreihe drei (EM/EM) abzüglich der Retentionsverluste durch die Simulation von 20 000 Kauzyklen bei den 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen zu einer Minimierung von 44 %. Dies entsprach annähernd der Verlustrate an dem von Röper (1982) aufgezeigten Beispiel (40 %). Auch Güngör et al. (2004) konstatierten starke Retentionsverluste. Die prozentualen Verlustwerte lagen dabei über dem Betrag der edelmetallfreien Teleskope, die mit 63 % den größten Retentionskraftverlust bei der Verschleißsimulation von 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen in dieser Studie aufwiesen.

Trotz konstruktiver Unterschiede traten bei den Doppelkronen mit ZrO<sub>2</sub>-Primärkronen sowohl bei Weigl et al. (9 %) als auch bei den Proben der Versuchsreihe zwei (ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS, 7 %) minimale Retentionskraftsteigerungen auf. Daneben wiesen in dieser Studie die edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift mit einer Retentionskraftverringerung von 3 % die geringsten Retentionskraftveränderungen auf. Ein ähnliches, überwiegend kontinuierliches Retentionsverhalten zeigten Teleskopkronen aus unterschiedlichen Goldlegierungen von Hagner et al. (2006) sowie verschiedene Doppelkronen (ZrO<sub>2</sub>-Galvano, EMF/Galvano, EM/Galvano, EM/EM) von Engels et al. (2012).

Der Vergleich von - konstruktiv annähernd homologen - Doppelkronen mit Halteelementen zeigt bei Stark und Stiefenhofer (1994) bei Anwendung des FGP-Systems, analog zu den Werten der Versuchsreihe zwei (ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS), eine leichte Retentionskraftsteigerung. Konträr dazu wiesen die Doppelkronen mit dem TK-Snap-System einen Retentionsverlust von ca. 50 % auf. Wenz et al. (2009) kombinierten das TK-Snap-System mit unterschiedlichen Legierungen. Edelmetallhaltige Doppelkronen

zeigten dabei ein - entsprechend der Versuchsreihe eins (EMF/EMF/FS) und zwei (ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS) - approximativ gleichbleibendes Friktionsverhalten. Doppelkronen aus Titan (ca. 32 %) und EMF-Legierungen (ca. 24 %) mit dem TK-Snap-System zeigten deutliche Retentionskraftverluste. Auch das von Minagi et al. (1999) beschriebene aktivierbare Teleskop erreichte nach 10 000 Verschleißzyklen eine um 80 % minimierte Retentionskraft und einen somit abweichenden Retentionskraftverlauf.

### **5.2.3 Retentionswerte im Vergleich zu In-vivo-Untersuchungen**

Die Gesamtretentionswerte von doppelkronenverankertem Zahnersatz lagen bei Schalk (2011) im Bereich von 8,6 N. Bis auf Versuchsreihe drei (EM/EM, 9,62 ± 4,42 N) lagen alle mittelwertigen initialen Retentionskräfte über diesem Wert. Patienten mit Retentionswerten zwischen 2,3 N und 15,7 N beurteilten jedoch einen absolut zufriedenstellenden Halt. In diesem Wertebereich lagen die mittleren Retentionswerte aller Versuchsreihen sowohl vor als auch nach der künstlichen Alterung. Einige Patienten bewerteten sehr niedrige Retentionskräfte noch positiv und andere hatten bereits bei 9,7 N Probleme bei der Handhabung. Die von Schalk ermittelten um 60 % besseren Retentionswerte neuerer Prothesen entsprachen annähernd den in dieser Studie aufgezeigten Retentionsverlusten der konstruktiv übereinstimmenden Versuchsreihen drei (70 %, EM/EM) und vier (63 %, EMF/EMF) nach vollständiger Alterung.

Die von Wagner und Kern (2000) quantifizierte mittelwertige Gesamtretentionskraft von mit Konuskronen verankertem Zahnersatz (43 Prothesen) nach zehnjähriger Tragedauer entspricht mit 4,9 N der in dieser Studie ermittelten Gesamtretention der konventionellen edelmetallfreien Teleskope nach künstlicher Alterung (4,55 ± 2,92 N).

Bei einem Beobachtungszeitraum von 18 Monaten zeigten sich bei Bayer et al. (2012a) keine signifikanten Veränderungen der Gesamtretentionskräfte an doppelkronenverankerten Patientenprothesen (Medianwert von 12,9 N auf 11,1 N). Die mittleren initialen Retentionswerte der Versuchsreihen eins (EMF/EMF/FS), zwei (ZrO<sub>2</sub>/EMF/FS) und vier (EMF/EMF) stimmen mit den Ausgangswerten von Bayer et al. annähernd überein. Wie bei den initialen Messungen dieser Studie unterlagen sowohl bei Bayer et al. (2012a, 4 – 62,3 N) als auch bei Schalk (2011, 0,3 – 40 N) die klinischen Gesamtretentionskräfte hohen Schwankungen.

Mit Hilfe der speziellen Prüfprothesen ergab sich bei Boeckler (2011) für die edelmetallhaltigen Galvano-Doppelkronenpaare in vivo ein Wert von 13,35 ± 6,20 N. Dieser entspricht - trotz konstruktiver Unterschiede - annähernd den initialen mittleren Retentionswerten der Versuchsreihen eins, zwei und vier.



Ein Vergleich mit Werdecker (2002) kann nicht vorgenommen werden, da keine Gesamtretenionskräfte angegeben wurden.

#### **5.2.4 Schlussfolgerung zur klinischen Relevanz**

Das Verschleißverhalten während und nach der künstlichen Alterung zeigte sich explizit bei den Doppelkronen mit Friktionsstift - durch einen kontinuierlicheren Retentionskraftverlauf - weniger ausgeprägt. Die Gründe liegen in den konstruktiven Vorteilen der Doppelkronen mit Friktionsstift. So garantiert die 2°- gefräste, konusartige Primärkrone - verstärkt durch die mehr oder weniger ausgeprägte Spielpassung - einen minimalen Führungsweg bzw. Flächenkontakt zwischen der Primär- und Sekundärkrone beim Trennen beider Kronen. Gegensätzlich zu den konventionellen Teleskopen, bei denen über die gesamte Abzugslänge ein flächiger Umfangskontakt und somit ein höherer Verschleiß besteht, ist die Gleitreibungskraft und folglich der Reibungsverleiß deutlich vermindert. Dies erklärt auch den hochsignifikanten Retentionskraftverlust der getesteten Doppelkronen ohne Halteelement. Ein weiterer konstruktiver Vorteil der Doppelkronen mit Friktionsstift ist durch den Friktionsstift bzw. die Führungsrille gewährleistet. Entsprechend der Einschubrichtung wird dadurch über die gesamte Abzugslänge eine nahezu exakt parallele Führung ermöglicht. Dies führt - vor allem bei der im Versuchsaufbau gewählten idealen Einschubrichtung - zu einer theoretisch geringeren Gefahr der Verkantung und somit ebenfalls zu geringerem Verschleiß.

Die mittleren initialen Retentionswerte liegen alle über den von Becker (1982c) postulierten Gesamtabzugskräften von 3 N bis 6,5 N. Nach der künstlichen Alterung liegen die Retentionswerte der konventionellen Teleskope in dem angegebenen Intervall. Den von Stančić und Jelenković empfohlenen Bereich von 5 N bis 9 N erreichen lediglich die edelmetallfreien teleskopierenden Doppelkronenpaare mit dem initialen Retentionswert von  $9,62 \pm 4,42$  N. Die mittleren Retentionswerte der Doppelkronen mit Friktionsstift liegen nach der künstlichen Alterung knapp oberhalb, während die Werte der Doppelkronen ohne Halteelement kurz unterhalb des Wertebereiches liegen. Der von Körper K.H. (1988) für eine Gesamtabzugskraft noch als akzeptabel bezeichnete Retentionswert von 20 N wurde mittelwertig nicht erreicht. Die klinischen In-vivo-Untersuchungen spiegelten alle in dieser Studie gemessenen Retentionswerte wider.

In der vorliegenden Untersuchung wurden dem Zahntechniker keine Angaben zur Retentionskraft gemacht. Es sollte nach seinen alltäglichen Erfahrungen eine optimale

bzw. bestmögliche Haftkraft gewährleistet werden. Eine Reduzierung der Retentionskraft bei den Doppelkronen mit Friktionsstiften ist nach Angabe des Zahntechnikers ohne weiteres möglich.

Durch das - tribologisch betrachtet - minimal ausgeprägte Verschleißverhalten erscheint vor allem die Verwendung der ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift, aber auch die edelmetallfreie Variante dieser Art klinisch empfehlenswert. Auch aus ökonomischer Sicht ist ein Vorteil gegenüber den konventionellen Teleskopen gegeben. Zumal bei eventuellem Retentionskraftverlust eine Aktivierung der Retentionskraft durch Biegung des Friktionsstiftes bzw. nach Verlust der Federelastizität eine Erneuerung des Friktionsstiftes möglich ist. Da innerhalb der für diese Studie festgelegten Parameter bei den Doppelkronen mit Friktionsstift kein ausreichend hoher Retentionsverlust zu verzeichnen war, wurde die Aktivierung der Friktionsstifte nicht quantifiziert. Weitere Untersuchungen dazu erscheinen sinnvoll.

Die mittleren Retentionswerte der konventionellen Teleskope liegen nach der künstlichen Alterung in dem von Becker postulierten physiologischen Bereich. Die Einstellung eines - für den Patienten zufriedenstellenden - Retentionswertes ist jedoch nur sehr schwer zu realisieren und bedarf großer Erfahrung seitens der Zahntechniker und Zahnärzte.

## **6 Zusammenfassung**

Die zahnmedizinische Rekonstruktion von teilbezahnten Kiefern erfolgt zumeist mit herausnehmbarem Zahnersatz und vielfältig zur Verfügung stehenden Verankerungselementen. Wegen zahlreicher positiver Eigenschaften hat sich der kombiniert-festsitzend-herausnehmbare, doppelkronenverankerte Zahnersatz klinisch bewährt. Durch Materialvielfalt, technischen Fortschritt und unterschiedliche Lehrmeinungen bedingt, werden konstruktiv und funktionell unterschiedliche Doppelkronen verwendet.

Um Vor- und Nachteile verschiedener Doppelkronen zu quantifizieren, sollten Gesamtretentionskräfte vor und nach künstlicher Alterung, annähernd der klinischen Situation an einer speziell angepassten In-vitro-Prüfapparatur, anhand eines klinisch häufig indizierten Falles, reproduzierbar simuliert werden können.

Dementsprechend wurde im ersten Teil dieser Studie eine In-vitro-Prüfvorrichtung für die Integration in ein feinjustierbares Speichelbad in der Universalprüfmaschine Z010 entwickelt. Ein resilientes Unterkiefermodell mit variabel elastisch bzw. definitiv gelagerten, austauschbaren auf Stümpfen zementierten Primärkronen an den Positionen 33 und 43 und eine Prüfprothese mit der Substituierbarkeit entsprechender Sekundärkronenpaare bildeten dabei die Grundlage der Versuchsvorrichtung. Ein auf

der Prüfprothese integriertes T-Kreuz gewährleistete sowohl die Befestigung der Prothese an der oberen Traverse der Universalprüfmaschine als auch eine identische Belastung der jeweiligen Doppelkronenpaare in der Prüfprothese.

In der anschließenden In-vitro-Untersuchung wurde das Retentionsverhalten von Doppelkronen mit und ohne zusätzlichem Halteelement quantifiziert. Dabei wurden bei baugleichen Doppelkronen unterschiedliche Materialkombinationen getestet. Dies waren bei den Doppelkronen mit Halteelement zum einen edelmetallfreie Primärkronen ( $2^\circ$  - Neigungswinkel) in Kombination mit edelmetallfreien Sekundärkronen. Mit Hilfe des Funkenerosionsverfahrens wurde bei diesen Doppelkronen ein Friktionsstift integriert. Ferner wurden konstruktiv identische Primärkronen aus Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) in Kombination mit dazugehörigen edelmetallfreien Sekundärkronen mit einem Au-Friktionsstift untersucht. Die Doppelkronen ohne Halteelement stellten konventionelle edelmetallfreie bzw. edelmetallhaltige Teleskope mit parallel gefrästen Wänden dar. Die vier Versuchsreihen bestanden jeweils aus fünf Doppelkronenpaaren.

Die Bestimmung der Retentionskräfte erfolgte im Speichelbad initial, nach 20 000 Kauzyklen (10 000 pro Quadrant im Bereich 36 bzw. 46), nach 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen (10 mm/s, Auflast 20 N) sowie nach weiteren analogen 30 000 Kauzyklen (15 000 pro Quadrant). Zur Messung erfolgten 20 Abzüge mit einer Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min nach einer zuvor aufgebrachten Auflast von 50 N. Dabei waren die jeweiligen Stümpfe mit den dazugehörig fest zementierten Primärkronen starr im Prüfmodell fixiert. Der Abzug erfolgte mit Hilfe dreier lose gelagerter Drahtseile ohne ergebnisverfälschende Querkräfte. Zuvor wurde das Eigengewicht der Prothese genullt.

Auch bei den 15 000 Ein- und Ausgliederungszyklen waren die entsprechenden Stümpfe definitiv im Modell fixiert. Durch die speziell für die Untersuchung geforderte axiale Einschubrichtung aller Doppelkronenpaare konnte dabei eine starre Befestigung der Prothese zur oberen Traverse erfolgen. Lediglich bei der Simulation des Kauens wurden die Pfeiler der klinischen Situation entsprechend elastisch, resilient gelagert. Mit einem zu den Einkerbungen im T-Kreuz der Prüfprothese passenden Stempel erfolgte die Simulation mit einer Auflast von 50 N in der Gängelmaschine (1 Hz).

Die initialen Retentionswerte der edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift betragen im Mittelwert ca. 14 N, die der baugleichen Doppelkronen mit  $ZrO_2$ -Primärkronen ca. 12,2 N. Zwischen diesen Werten besteht kein signifikanter Unterschied. Die konventionellen edelmetallfreien Teleskope lagen mit 12,5 N im Bereich der Doppelkronen mit Halteelement. Statistisch gesichert erreichten die edelmetallhaltigen Teleskope im Vergleich zu allen getesteten Doppelkronen mit einem

mittleren initialen Retentionswert von 9,6 N den hochsignifikant niedrigsten Wert. Bis auf die Versuchsreihe der ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift unterliegen die initialen Retentionswerte innerhalb der jeweiligen Versuchsreihen großen Schwankungen.

Bei den konventionellen Teleskopen ohne Halteelement sowie bei den edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift erbrachte die künstliche Alterung statistisch eine hochsignifikante Verringerung der mittleren Retentionskräfte. Neben den 28 % Retentionsverlust der edelmetallfreien Doppelkronen mit Friktionsstift zeigten dabei die edelmetallfreien Teleskope mit 63 % bzw. die edelmetallhaltigen Teleskope mit 70 % einen klinisch bedeutenden Retentionsverlust. Mit einer statistisch nicht signifikanten minimalen Erhöhung der mittelwertigen Retentionskraft um 2 % hatte die Verschleißsimulation keine Auswirkung auf die Funktion der ZrO<sub>2</sub>-edelmetallfreien Doppelkronenpaare mit Friktionsstift.

In-vitro-Studien mit Retentionskraftuntersuchungen von Doppelkronenpaaren bzw. axial und extraaxialen Verschleißsimulationen sind in der einschlägigen Literatur selten. Versuche mit reversibel integrierbaren, konstruktiv verschiedenen Sekundärkronen in einer Prüfprothese, auf einem elastischen Modell mit definitiv als auch elastisch gelagerten Stümpfen bzw. Primärkronen konnten in der Literatur nicht gefunden werden. Die gemessenen Gesamtretentionswerte sowie die vor allem initial stark ausgeprägten Schwankungen konnten jedoch durch klinische Studien in vivo bzw. an Patientenprothesen in vitro bestätigt werden. Der neu entwickelte Versuchsaufbau hat sich daher bewährt und sollte bei weiteren Untersuchungen Anwendung finden.

Doppelkronen mit einem Friktionsstift haben sich in der In-vitro-Verschleißtestung bewährt. Aus Sicht der Materialprüfung erscheinen sie daher für die klinische Anwendung geeignet. Neben dem guten Verschleißverhalten besteht ferner die Möglichkeit die Friktionsstifte zu aktivieren und zu deaktivieren. Eine auf den Patienten abgestimmte, individuell angepasste Retention erscheint somit dauerhaft realisierbar.

## 7 Literaturverzeichnis

Akagawa Y, Seo T, Ohkawa S, Tsuru H (1993) A new telescopic crown system using a soldered horizontal pin for removable partial dentures. *J Prosthet Dent* 69:228-231.

Alsabeeha NHM, Payne AGT, Swain MV (2009) Attachment Systems for Mandibular Two-Implant Overdentures: A Review of In Vitro Investigations on Retention and Wear Features. *Int J Prosthodont* 22(5):429-440.

Bayer S, Grüner M, Keilig N, Enkling N, Schneider D, Utz KH, Stark H, Mues S (2008) Untersuchung zur Haltekraft von Teleskopkronen vor der klinischen Anwendung. *Dtsch Zahnärztl Z* 63(8):536-543.

Bayer S, Stark H, Gölz L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N (2012a) Clinical retention force development of double crowns. *Clin Oral Invest* 16:407-411.

Bayer S, Stark H, Gölz L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N (2012b) Telescopic crowns: extra-oral and intra-oral retention force measurement – in vitro/in vivo correlation. *Gerodontology* 29:e340-e347.

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

Bayer S, Zuziak W, Kraus D, Keilig L, Stark H, Enkling N (2010b Accepted) Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. *Clin Oral Impl Res* 2011 22(3):323-9.

Becker H (1982a) Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. *ZWR* 91(8):48-51.

Becker H (1982b) Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopierender Kronen. *ZWR* 91(9):54-60.

Becker H (1982c) Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *Zahnärztliche Praxis* 4:153-156.

Becker H (1983) Der Einfluss von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. *Zahnärztliche Praxis* 8:332-334.

Becker H (1984) Das Haftverhalten eines Zylinderteleskops mit „gezogenen“ Reibflächen. *ZWR* 93(6):474-480.

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

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

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M (2010) Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. *Clin Oral Invest* 14:129-135.

Biffar R, Körber E: Die prothetische Versorgung des Lückengebisses. Befunderhebung und Planung. 4. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser, Köln-München, 1999, S. 146, 259, 260.

- Blöcker TO (2005) Maximierung der Präzision durch Anwendung der Vollkeramik-Galvano-Konus-Technik in der Implantat- und Defektprothetik. *Z Zahnärztl Impl* 21(2): 122-130.
- Boeckler A: Klinisch - experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. *Habil., Halle (Saale)*, 2011.
- Böttger H: Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik. *Johann Ambrosius Barth, Leipzig*, 1960.
- Böttger H (1978) Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. *Zahnärztliche Praxis*, 29(9):347-352.
- Böttger H, Gründler H: Die Praxis des Teleskopsystems. 2. Aufl. *Verlag Neuer Merkur GmbH, München*, 1978, S. 18, 84, 86, 119, 162.
- Brauner H, Heckmann S (1997) Implantatgestützter abnehmbarer Zahnersatz auf industriell gefertigten Konusteleskopen aus Titan. *Z Zahnärztl Impl* 13:15-17.
- Brecht JG, Meyer VP, Auerbach A, Micheelis W: Prognose der Zahnärztezahl und des Bedarfs an zahnärztlichen Leistungen bis zum Jahr 2020. *IDZ Institut der Deutschen Zahnärzte. Materialienreihe Band 29 Deutscher Zahnärzterverlag DÄV, Köln*, 2004, S. 41-53.
- Breitman JB, Nakamura S, Freedman AL, Yalisove IL (2012) Telescopic Retainers: An Old or New Solution? A Second Chance to Have Normal Dental Function. *J Prosthodont* 21:79-83.
- Bruchmann S (2001) Symposium Marburger Doppelkrone. *Teamwork Interdisziplinäre Zahnheilkunde* 4:434-438.
- Burns DR, Unger JW, Elswick RK, Giglio JA (1994) Prospective clinical evaluation of mandibular implant overdentures: Part II. - patient satisfaction and preference. *J Prosthet Dent* 73:364-369.
- Bühl A, Zofel P: Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. *Version 10. 7. Aufl. Addison-Wesley Verlag, München*, 2000, S. 107, 295, 310, 292.
- Chung KH, Chung CY, Cagna DR, Cronin RJ (2004) Retention Characteristics of Attachment Systems for Implant Overdentures. *J Prosthodont* 13(4):221-226.
- Dexter JE (1883) The cap plate: A new appliance in mechanical dentistry. *Dent Cosmos* 25(7):344-350.
- Diedrichs G (1990) Ist das Teleskop noch zeitgemäß? *ZWR* 99(2):78-82.
- Eisenmann E, Mokabberi A, Walter MH, Freesmeyer WB (2004) Improving the Fit of Implant-Supported Superstructures Using the Spark Erosion Technique. *Int J Oral Maxillofac Implants* 19(6):810-818.

- Eisenmann E, Rübeling G (1997) Die monometallische, spannungsfreie Versorgung auf Implantaten. Quintessenz Zahntech 23(12):1440-1452.
- Eisenmann E, Rübeling G (1999) The Monometallic, Strain-free Restoration on Implants. Quintessence of Dental Technology, Special Reprint:128-138.
- Engels J, Schubert O, Güth JF, Hoffmann M, Jauernig Ch, Erdelt K, Stimmelmayer M, Beuer F (2012) Wear behavior of different double-crown system. Clin Oral Invest. DOI 10.1007/s00784-012-0746-9: Published online: 10 May 2012.
- Evans G: A Practical Treatise on Artificial Crown- and Bridgework. Second Edit. The S.S. White Dental MFG. CO., Philadelphia, 1889, pp. 177, 189-226.
- Evans G: Zahnärztliche Kronen-, Brücken- und Porzellan-Arbeiten. Hand- und Lehrbuch für Zahnärzte und Studierende. 7. Aufl. Verlag von Hermann Meusser, Berlin, 1909, S. 267-269, 293.
- Frisch E (2000) Die implantatgetragene teleskopierende Brücke. Vorstellung eines Versorgungskonzeptes für den zahnlosen Oberkiefer. Quintessenz 51(8):785-792.
- Fürhauser R: Teilprothetik. In: Piehslinger E (Hrsg): Grundlagen der Zahnärztlichen Prothetik. Ein Leitfaden für Studierende und Zahnärzte. 1. Aufl. Universimed Verlags- und Service GmbH, Wien, 2002, S. 262, 263.
- Geiselhöringer H, Holst S, Bergler M, Göllner M (2007) Teleskopierender Zahnersatz auf Zähnen oder Implantaten mittels Procera Overdenture Concept. Möglichkeiten der CAD/CAM-Technologie. Quintessenz Zahntech 33(12):1533-1540.
- Gernet W (1985) Der Eckzahn als Pfeiler – grundsätzliche Überlegungen. Dtsch Zahnärztl Z 40:1094-1097.
- Gernet W, Adam P, Reither W (1983) Nachuntersuchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach K.H. Körber. Dtsch Zahnärztl Z 38:998-1001.
- Gómez-Román G, Rübeling G, Popall K, Meyer S (2006) Passiv passend gemacht (Teil1 + 2). dental dialogue, ddTechnik Sonderdruck 7:19 Seiten.
- Goslee HJ: Principles and Practice of Crowning Teeth. A practical, systematic and modern treatise upon the requirements and technique of artificial crown work, including some incidental to bridgework. THE CONSOLIDATED DENTAL MFG. CO. New York, CLAUDIUS ASH&SONS (LIMITED) London, 1903, pp. 50, 74-127.
- Groten M, Rübeling G (2009) Hybridteleskope zur Verankerung von kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz - Rekonstruktive und klinische Aspekte rein NEM-basierter Teleskopprothesen. Quintessenz Zahntech 35(12):1568-1580.
- Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz KH, Stark H (2003) Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen. Biomed Technik 48:15-19.
- Gurbulak AG, Kilic K, Eroglu Z, Gercekcioglu E, Kesim B (2013) Evaluation of the retention force of double crowns used in combination with a galvanofforming and casting fabrication technique. J Prosthodont 22:63-68.

Güngör MA, Artunc C, Sonugelen M (2004) Parameters affecting retentive force of conus crowns. J Oral Rehabil 31:271-277.

Hagner MW: Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen. Med. Diss., Bonn, 2006.

Hagner MW, Hültenschmidt R, Grüner M, Bayer S, Keilig L, Reimann S, Bourauel C, Utz KH, Stark H (2006) Eine In-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. Dtsch Zahnärztl Z 61(11):594-603.

Häupl K: Lehrbuch der Zahnheilkunde. Zweiter Band Urban&Schwarzenberg, Wien-Innsbruck, 1950, S. 80-83.

Häupl K, Reichborn-Kjennerud I: Moderne Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeiten. 1. Aufl. Verlag von Hermann Meusser, Berlin, 1929, S. 183.

Heners M, Walther W (1990) Die Prognose von Pfeilerzähnen bei stark reduziertem Restzahnbestand. Dtsch Zahnärztl Z 45:579-581.

Hofmann M (1966) Die Versorgung von Gebissen mit einzelnstehenden Restzähnen mittels sog. Cover-Denture-Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z 21(3):478-482.

Hofmann M (1990) Die prothetische Versorgung des wenig bezahnten und des zahnlosen Patienten – eine Standortbestimmung. Dtsch Zahnärztl Z 45(9):525-537.

Hoffmann-Axthelm: Lexikon der Zahnmedizin. 6. Aufl. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin-Chicago-London-Sao-Paulo-Tokio-Moskau-Prag-Warschau-Sofia, 2000, S. 809.

Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik. Band II 5. Aufl. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2004, S. 130, 138, 140, 152, 176.

Hopp M, Biffar R (2007) Prothetische Planung bei kombiniert festsitzendem, herausnehmbarem Zahnersatz auf natürlichen Zähnen, Implantaten und deren Kombinationen (Teil1). Special Doppelkronen. Quintessenz Zahntech 33(12), 2007, 1542-1554.

Igarashi Y, Goto T (1997) Ten Year follow-up study of conical crown retained dentures. Int J Prosthodont 10:149-155.

Isaacson GO (1969) Telescope crown retainers for removable partial dentures. J Prosthet Dent 22:436-448.

Jansen J, Laatz W: Statistische Datenanalyse mit SPSS. Eine anwendungsorientierte Einführung in das Basissystem und das Modul Exakte Tests. 7. Aufl. Springer-Verlag, 2010, S. 253.

Jauernig CH: In-Vitro Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen. Med. Diss., München, 2010.

Kammertöns H (1989) Teleskop- und Konusprothesen mit definierter Haftreibung. Dentallabor 37(4):551-553.



- Kern M: Doppelkronensysteme zur Verankerung von Teilprothesen. In: Freesmeyer WB (Hrsg): Klinische Prothetik. Herausnehmbarer Zahnersatz und Gewebeersatz. Band 2 Hüthig GmbH, Heidelberg, 1999, S. 100, 102, 103, 104, 138.
- Kimmel K (2010) Doppelkronen: „Totgesagte leben länger“. Zahnmedizin kompakt, DZW 11/10.
- Kleutges D (1999) Herausnehmbare Suprastruktur auf einem Halteelement aus konischen Keramikpatrizen und galvanogeformten Feingoldmatrizen. Quintessenz Zahntech 25(9):955-969.
- Kordaß B: Normale und gestörte Funktion des orofazialen Systems. In: Reitemeier B, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): Zahn-Mund-Kiefer Heilkunde. Einführung in die Zahnmedizin. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2006, S. 109.
- Kothe A, Balkenhol M, Wickop H, Wöstmann B, Ferger P (2003) Orale Gesundheit und Lebensqualität vor und nach prothetischer Versorgung. Dtsch Zahnärztl Z 58(10):603-605.
- Körper E, Lindemann W, Pielsticker W (1986) Herstellung einer Metallhülsekrone aus Vollmaterial mit Hilfe der Funkenerosion. Dtsch Zahnärztl Z 41:525.
- Körper KH (1968) Konuskronen – ein physikalisch definiertes Teleskopsystem. Dtsch Zahnärztl Z 23(6):619-630.
- Körper KH: Konuskronen Teleskope. Einführung in Klinik und Technik. 2. Aufl. Dr. Alfred Hüthig Verlag, Heidelberg-Mainz-Basel, 1971, S. 71, 75, 84, 88, 57, 75, 81, 83.
- Körper KH (1983) Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebestrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. Dtsch Zahnärztl Z 38:975-985.
- Körper KH: Konuskronen - Das rationelle Teleskopsystem. Einführung in Klinik und Technik. 6. Aufl. Hüthig, Heidelberg, 1988, S. 70, 80, 87-90.
- Körper KH: Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 1995, S. 272, 280, 299.
- Körper KH (2004) Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. Quintessenz 55(3):261-268.
- Kräutler M, Marrendt U (1999) Metallfreier, abnehmbarer Zahnersatz mit Ceromer-FRC-Technologie. ZWR 108(4):210-212.
- Kruskal WH, Wallis WA (1952) Use of ranks in one-criterion variance analysis. J Am Statist Assoc 47:583-621.
- Kuchling H: Taschenbuch der Physik. 16. Aufl. Fachbuchverlag Leipzig im Carl Hanser Verlag, München-Wien, 1999, S. 99.
- Langer A (1981) Tooth-Supported telescope restorations. J Prosthet Dent 45(5):515-520.

Lehmann KM (1971) Die Anwendung des "Resilienzteleskops" bei der paradontal-gingival getragenen Teilprothese. Zahnärztl Welt 80:565-569.

Lehmann KM (1999) Doppelkronen aus NEM-Legierungen. ZT-Magazin für innovative Zahntechnik 6:324-328.

Lehmann KM: Das Prinzip der „Marburger Doppelkrone. In: Lehmann KM, Gente M, Wenz HJ, Hertrampf K (Hrsg): Berichte zur „Marburger Doppelkrone“. Philips-Universität Marburg, Marburg, Februar 2001, S. 8-9.

Lehmann KM, Hellwig E: Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnärztliche Propädeutik. 9. Aufl. Urban&Fischer München, Jena, 2002, S. 265.

Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ: Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde. 11. Aufl. Deutscher Zahnärzterverlag, Köln, 2009, S. 189.

Lenz E: Zahnprothetischer Status bei den Senioren. In: Micheelis W, Reich E (Gesamtbearbeitung): Dritte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS III). Ergebnisse, Trends und Problemanalysen auf der Grundlage bevölkerungspräsentativer Stichproben in Deutschland 1997. Materialienreihe Band 21 Deutscher Ärzte-Verlag, Köln, 1999, S. 385-411.

Lenz J (2009) Die Friktion – eine Fiktion?!. Dtsch Zahnärztl Z 64(2):70-73.

Ludwig K, Blum M (1992) Untersuchungen zur Haftkraft und Bruchfestigkeit von keramisch verblendeten Konuskronen. Quintessenz Zahntech 18(6):789-804.

Ludwig P, Niedermeier W: Prothetik. Georg Thieme Verlag, Stuttgart-New York, 2002, S. 80, 90.

Marxkors R: Lehrbuch der zahnärztlichen Prothetik. 3. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag DÄV-Hanser, Köln-München, 2000, S. 89-139.

Micheelis W, Schiffner U mit Beiträgen von Potthoff P, Reich E, Reis U, Reiter F, Schiffner U, Schroeder E: Vierte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS IV). Neue Ergebnisse zur oralen Erkrankungsprävalenz, Risikogruppen und zum zahnärztlichen Versorgungsgrad in Deutschland 2005. Materialienreihe Band 31 Deutscher Zahnärzte Verlag 2006. Internetaufruf am 21.02.2013 unter [www.idz-koeln.de](http://www.idz-koeln.de) → Buchpublikationen → DMS-IV Auszug Zusammenfassung.pdf

Michel R (1997) Die Herstellung von Teleskopen aus thermoplastischem Acetalkunststoff. Quintessenz Zahntech 23(12):1429-1437.

Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T (1999) New telescopic crown design for removable partial dentures. J Prosthet Dent 81:684-688.

Mock FR, Schrenker H, Stark HK (2005) Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. Dtsch Zahnärztl Z 60(3):148-153.

Mundt T, Andresen C, Janik M, Biffar R (2004) Überprüfung neuartiger Mesostrukturen mittels Folienprägetechnik auf Konuskronen aus Titan oder Co-Cr-Mo. Dtsch Zahnärztl Z 59(12):687-692.

- Mühlemann HR (1954) Tooth Mobility I. The Measuring Method. Initial and Secondary Tooth Mobility. J Periodontol 25:22-23.
- Mühlemann HR (1960) 10 Years of Tooth Mobility Measurements. J Periodontol 31:110-122.
- Niedermeier W (1985) Der Eckzahn als Pfeiler. Therapeutische Gesichtspunkte. Dtsch Zahnärztl Z 40:1098-1106.
- Niedermeier W (2003) Das Poller-Teleskop nach drei Jahren klinischer Bewährung. Z Zahnärztl Impl 19(2):99-106.
- Niedermeier W, Rießner EM (1994) Beweglichkeit von Prothesenpfeilern unter dem Einfluß verschiedenartiger Konstruktionselemente. Dtsch Zahnärztl Z 49:25-29.
- Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H (1990) Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent 64:153-158.
- Ondracek G: Werkstoffkunde. Leitfaden für Studium + Praxis. Aufbau Eigenschaften Technologie Prüfung Untersuchung. 2. Aufl. expertverlag, Sindelfingen, 1986, S. 181.
- Peeso FA: Crown and Bridge-Work for Students and Practitioners. Lea&Febiger, Philadelphia and New York, 1916, pp. 159-186, 225-275.
- Picton DCA (1990) Tooth mobility – an update. Eur J Orthodont 12:109-115.
- Pospiech P: Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. 1. Aufl. Georg Thieme Verlag, Stuttgart, New York, 2001, S. 20, 191.
- Reißmann DR, Pieger S, Heydecke G (2010) Die sozialverträgliche Prothese. Quintessenz 61(11):1367-1377.
- Röper M: Untersuchung der Haft- und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleißversuch. Med. Diss., Düsseldorf, 1982.
- Rösch R, Mericske-Stern R (2008) Zirkoniumdioxid in der abnehmbaren Prothetik. Schweiz Monatsschr Zahnmed 118(10):959-966.
- Rößler J: Der Haftmechanismus von Galvano-Doppelkronen-Systemen und seine Beeinflussbarkeit durch Zwischenflüssigkeiten. Med. Diss., Jena, 2005.
- Rübeling G (1999) New techniques in spark erosion: The solution to an accurately fitting screw-retained implant restoration. Quintessence Int 30(1):37-48.
- Rübeling R, Freesmeyer WB, Eisenmann E, Stiller M, Klar A, Popall K (2002) Qualitätssicherung interdisziplinärer Zusammenarbeit am Beispiel zahnloser und teilbezogener Patienten. Quintessenz Zahntech 28(10):1114-1137.
- Rübeling G, Popall K (2007) Teleskopierender Zahnersatz mit Doppelkronen im Einstückmodellgussverfahren aus CrCoMo mit steuerbarer Friktion. Quintessenz Zahntech, Special Doppelkronen 33(12):1518-1532.
- Rübeling G, Popall K (2008) Die interdisziplinäre Zusammenarbeit Zahnmedizin-Zahntechnik. Implantologie Journal, Sonderdruck, Ausgabe 6(9) 12. Jahrgang:6 Seiten.

Sarnat AE (1983) The efficiency of cobalt samarium (Co<sub>5</sub>Sm) magnets as retention units for overdentures. J Dent 11(4):324-333.

Schalk S: Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen. Med. Diss., Halle Saale, 2011.

Schwabe L, Vogt B, Tschernitschek H (2010) Patientenzufriedenheit bei Versorgung mit partiellem Zahnersatz in Abhängigkeit der Befestigungsart. Dtsch Zahnärztl Z 65(12):752-758.

Seidel W: Werkstofftechnik. Werkstoffe-Eigenschaften-Prüfung-Anwendung. 5. Aufl. Carl Hanser Verlag, München-Wien, 2001, S. 261,263.

Seitz J, Scharl V (2000) Die Doppelkrontechnik aus Vollkeramik und NE-Metall. Quintessenz Zahntech 26(12):1253-1259.

Setz JM (2007) Expertenfokus – Doppelkronen. In: Special Doppelkronen. Quintessenz Zahntech 33(12):1478-1479.

Siebert-Steeb A: In-vitro-Abzugsversuche an Mesostrukturen mittels Folienprägetechnik auf Primärkoni aus Zirkonoxidkeramik (ZrO<sub>2</sub>) und Sekundärkoni aus Kobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo). Med. Diss., Greifswald, 2010.

Stančić I, Jelenković A (2008) Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. Gerodontology 25:162-167.

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

Stark H, Stiefenhofer A (1994) Untersuchungen zum Verschleißverhalten von Aktivierungselementen für Teleskopkronen. Dtsch Zahnärztl Z 49:707-710.

Starr RW (1886) Removable bridge-work-porcelain cap-crowns. Dent Cosmos 28:17-19.

Stenzel K, Gilde H, Lenz P (1980) Untersuchungen der Einflußgrößen zur Haftkraft von Konuskronen. Dtsch Zahnärztl Z 35:920-922.

Stober T, Bermejo L, Beck-Mußotter J, Séché A-C, Lehmann F, Koob J, Rammelsberg P (2012) Clinical Performance of Conical and Electroplated Telescopic Double Crown-Retained Partial Dentures: A Randomized Clinical Study. Int J Prosthodont 25:209-216.

Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Kern M: Curriculum Prothetik. Band III. 2. Aufl. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1999, S. 922, 980-987.

Stüttgen U (1983a) Experimentelle Untersuchung zum Verschleißverhalten der dentalen Gußlegierungen Degulor M, Micro-Bond-NP<sup>2</sup> und Wiron 77 unter spezieller Berücksichtigung des Teleskopsystems. Dtsch Zahnärztl Z 38:1024-1025.

Stüttgen U (1983b) Experimentelle Untersuchung zur Parallelität gefräster teleskopierender Primäranker. Dtsch Zahnärztl Z 38:538-540.

Stüttgen U: Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Habilitationsschriften der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1985, S. 16.

Stüttgen U, Hupfaut L: Kombiniert festsitzend-abnehmbarer Zahnersatz. In: Koeck B (Hrsg): Teilprothesen, Praxis der Zahnheilkunde 6. 3. Aufl. Urban&Schwarzenberg, München, Wien, Baltimore, 1996, S. 167-191.

Szentpétery V, Lautenschläger C, Setz JM (2010) Mobilität von Friktionsteleskoppeilern im stark reduzierten Restgebiss – 3-Jahresergebnisse einer klinischen Studie. Dtsch Zahnärztl Z 65(11):654-664.

Thomason JM, Lund JP, Chehade A, Feine JS (2003) Patient Satisfaction with Mandibular Implant Overdentures and Conventional Dentures 6 Month After Delivery. Int J Prosthodont 16(5):467-473.

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

Weber H (1986) Standortbestimmung der zahnärztlichen Prothetik. Quintessenz 3: 457-500(472).

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

Weber H, Frank G, Diehl J, Geis-Gerstorfer J (1988) Klinik der Funkenerosionstechnik: Kombiniert festsitzend/herausnehmbarer Zahnersatz aus Nichtedelmetall. Sonderdruck aus Zahnärztliche Mitteilungen Heft 17/88, 78. Jahrgang, Druck: Deutscher Ärzte-Verlag, Köln.

Weber H, Frank G (1993) Spark erosion procedure: A method for extensive combined fixed and removable prosthodontic care. J Prosthet Dent 69(2):222-227.

Weber H, Setz JM: 6. Teilprothetik. In: Gernet W, Biffar R, Schwenzer N, Ehrenfeld M (Hrsg): Zahn- Mund- Kiefer- Heilkunde, Zahnärztliche Prothetik. 4. Aufl. Georg Thieme Verlag KG, Stuttgart, New York, 2011, S. 151, 152, 159.

Wegmann U, Maas P (1988) Der Einfluß von Herstellungsverfahren und Oberflächenbehandlung auf die Retentionskraft von Konuskronen. Dtsch Zahnärztl Z 43:507-510.

Weigl P, Hauptmann J, Lauer HC (1996) Vorteile und Wirkungsweise eines biokompatiblen neuen Halteelements, vollkeramische Primärkrone, kombiniert mit metallischer Sekundärkrone. Quintessenz Zahntech 22:507-525.

Weigl P, Hahn L, Lauer HC (2000a) Advanced Biomaterials Used for a New Telescopic Retainer for Removable Dentures: Ceramic vs. Electroplated Gold Copings: Part I. In Vitro Tribology Effects. Inc. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 53:320-336.

- Weigl P, Hahn L, Lauer HC (2000b) Advanced Biomaterials Used for a New Telescopic Retainer for Removable Dentures: Ceramic vs. Electroplated Gold Copings: Part II. Clinical Effects. Inc. J Biomed Mater Res (Appl Biomater) 53:320-336.
- Weischer TH, Mohr C (2000) Teleskopierende, implantatgestützte Defektprothesen im Unterkiefer – ein Achtjahresbericht. Z Zahnärztl Implantol 16:122-128.
- Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM (2001) Clinical Longevity of Removable Partial Dentures Retained by Telescopic Crowns: Outcome of the Double Crown with Clearance Fit. Int J Prosthodont 14(3):207-213.
- Wenz HJ, Kern M (2007) Langzeitbewahrung von Doppelkronen. Quintessenz Zahntech 33(12):1482-1494.
- Wenz HJ, Lehmann KM (1998) A Telescopic Crown Concept for the Restoration of the Partially Edentulous Arch: The Marburg Double Crown System. Int J Prosthodont 11(6):541-550.
- Wenz HJ, Lehmann KM, Gente M, Hertrampf K (1999) Perioprothetische Rekonstruktion des teilbezahnten Kiefers mit doppelkronenverankerten Teilprothesen. Quintessenz 50(4):359-371.
- Wenz HJ, Puschmann D, Emde F, Lehmann K M (2009) Das Verschleißverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement. Quintessenz Zahntech 35(7):842-851.
- Werdecker HJ: Zur durchschnittlichen Verweildauer von teleskopverankerten Einstückgussprothesen mit funkenerodierten Friktionsstiften. Med. Diss, Gießen, 2002.
- Wichmann U: Geschiebeverankerter Zahnersatz. In: Freesmeyer WB (Hrsg): Klinische Prothetik. Herausnehmbarer Zahnersatz und Gewebeersatz. Band 2 Hüthig GmbH Heidelberg, 1999, S. 100, 102, 103, 104.
- Wolfart S, Kern M (2000) Optimale Einstellung der Konushaftung durch Einbringen eines okklusalen Stopps. Quintessenz 51(2):127-136.
- Wöstmann B, Balkenhol A, Weber A, Feger P, Rehmann P (2007) Long-Term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: Survival and need for maintenance. J Dent 35:939-945.
- Zahn T: Prospektive klinische Studie zur Langzeitbewahrung von vollkeramischen Primärkronen aus IPS Empress mit metallischen und metallfreien aus Vectris fabrizierten Sekundärkronen und Prothesengerüsten. Med. Diss., Frankfurt am Main, 2009.
- Zitzmann NU (2004) Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum. Dtsch Zahnärztl Z 59(11):617-625.

## 8 Thesen

1. Zur Versorgung des Lückengebisses findet doppelkronenverankerter Zahnersatz häufig Anwendung und hat sich als Therapiemethode bewährt. Die Gesamtretentionskraft des doppelkronenverankerten Zahnersatzes wird durch die individuelle Patientensituation, die vorherrschende Materialvielfalt und unterschiedliche zahntechnische Standards geprägt und ist somit multifaktoriell.
2. Für eine uneingeschränkte Patientenzufriedenheit sollte eine ausreichend hohe, individuell einstellbare und gleichbleibende Haftkraft (Retention) gewährleistet sein.
3. Bedingt durch die Wiederherstellungsmöglichkeit der Retention haben sich Doppelkronen mit Halteelement etabliert.
4. Ziel dieser In-vitro-Studie war die Entwicklung eines Versuchsaufbaus mit starkem Bezug zur klinischen Situation anhand einer typischen Restzahnsituation und fortführend die Quantifizierung des Retentionsverhaltens materialverschiedener, baugleicher Doppelkronen mit und ohne Friktionsstift.
5. Ein resilientes Unterkiefermodell mit variabel elastisch bzw. starr gelagerten, substituierbaren Primärkronen (33/43) in Kombination mit den in einer Prüfprothese integrierten, ebenfalls austauschbaren Sekundärkronen bildeten die Grundlage der Prüfvorrichtung. In einem in einer Universalprüfmaschine Z10 adaptierten Speichelbad wurden mit Hilfe des entwickelten Versuchsaufbaus die Gesamtretentionskräfte initial und nach künstlicher Alterung (50 000 Kauzyklen, 15 000 Ein- und Ausgliederungen) bestimmt.
6. Die initialen mittelwertigen Gesamtretentionen variierten zwischen 9,6 N und 14 N. Die Doppelkronen mit Friktionsstift lagen im oberen Bereich des Intervalls.
7. Konventionelle, parallel gefräste Doppelkronen wiesen mit mittelwertig 66,5 % einen hochsignifikanten und klinisch bedeutenden Retentionsverlust nach künstlicher Alterung auf.

- 
8. Bei den Doppelkronen mit Friktionsstift zeigte sich ein Einfluss der Materialkombination auf das Retentionsverhalten. Während edelmetallfreie Doppelkronen mit edelmetallfreiem Friktionsstift einen hochsignifikanten Retentionsverlust von 28 % aufwiesen, konnte einzig bei den Doppelkronen mit den Primärkronen aus Zirkoniumdioxid in Verbindung mit edelmetallfreien Sekundärkronen und einem Gold-Friktionsstift kein Retentionsverlust festgestellt werden.
  9. Aktivierung bzw. Deaktivierung der Friktionsstifte sowie das in dieser In-vitro-Studie gute Retentionsverhalten ermöglichen eine auf den Patienten abgestimmte, dauerhafte Retentionseinstellung. Eine Empfehlung für die klinische Anwendung der Doppelkronen mit Friktionsstift kann aus Sicht der vorgenommenen In-vitro-Verschleißprüfung gegeben werden.
  10. Die neu entwickelte Prüfapparatur hat sich bewährt und kann in weiteren Studien Anwendung finden.



## **Tabellarischer Lebenslauf**

### Persönliche Angaben

Name: Arnold  
Vorname: Angelika Christin  
Geburtsname: Beyer  
Geburtsdatum: 08.10.1977  
Geburtsort: Karl-Marx-Stadt  
Familienstand: verheiratet, 3 Kinder

### Bildungsweg

1984 – 1992	Otto-Grothwohl-Oberschule in Gornsdorf/Erzgebirge
1992 – 1996	Rudolf-Hildebrand-Schule/Gymnasium in Markkleeberg
1996	Abitur
1996 – 2000	Berufsausbildung zur Zahntechnikerin bei Dental-Technik Wiederitzsch GmbH in Leipzig
2000 – 2001	Zahntechnikerin bei Dental-Technik Wiederitzsch GmbH in Leipzig
2001 – 2002	Zahntechnikerin bei SRZ (Studio für restaurative Zahntechnik) Schubert & Winter in München
2002 – 2006	Studium der Dentaltechnologie an der Fachhochschule in Osnabrück
09/2004 – 02/2005	Praxissemester bei der Firma Heraeus Kulzer GmbH in Hanau
2006	Abschluss als Dipl.-Ing. (FH) mit Auszeichnung
04/2006 – 12/2006	Wissenschaftliche Mitarbeiterin im Labor für Metallkunde und Werkstoffanalytik der Fachhochschule Osnabrück, Fakultät Ingenieurwissenschaften & Informatik
seit 01/2007	Wissenschaftliche Mitarbeiterin der Universitätsklinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg
10/2008 – 04/2009	Elternzeit
01/2012 – 06/2013	Elternzeit

Kabelsketal, den 04.06.2013

## Erklärung

Hiermit erkläre ich - Christin Arnold, geboren am 08.10.1977 - die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt zu haben.

Ich habe mich ausschließlich der von mir angegebenen Quellen und Hilfen bedient.

Kabelsketal, den 04.06.2013

-----

Christin Arnold

Ich erkläre weiterhin, dass frühere Promotionsversuche mit der gleichen oder einer anderen Dissertation nicht erfolgt sind. Die vorliegende Arbeit wird erstmalig und nur an der Medizinischen Fakultät der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg eingereicht.

Kabelsketal, den 04.06.2013

-----

Christin Arnold

## **Danksagung**

Ganz besonders danke ich Herrn *Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz* für die Ermöglichung dieser Dissertation, die Überlassung des praxisrelevanten Themas und für die exzellente Unterstützung bei der Erstellung dieser Arbeit.

Zudem danke ich Herrn *Dieter Barowsky* und Herrn *Andreas Schmalz* von der Zentralen Forschungswerkstatt der Medizinischen Fakultät für die konstruktiven Gespräche und die hervorragende technische Realisierung der Prüfapparatur.

Für das Interesse und die Unterstützung dieser Studie bedanke ich mich herzlichst bei Zahntechnikermeister Herrn *Günther Rübeling*. Für die Realisierung der Studie gilt mein Dank zudem dem Geschäftsführer und Zahntechnikermeister Herrn *Frank Rübeling* der Rübeling Dental-Labor GmbH in Bremerhaven.

Eigens für die zahntechnische Meisterleistung danke ich hochachtungsvoll dem Zahntechnikermeister Herrn *Kai Popall*.

Bei Frau *Ingrid Haufe* bedanke ich mich für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Für die verständnisvolle Unterstützung und Geduld gilt mein Dank weiterhin meiner Familie, insbesondere meinen Kindern und meinem Mann.

Auch meinem engsten Freundeskreis und mir vertrauten Kollegen danke ich für die Motivation zur Verwirklichung dieser Arbeit.