

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

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

**Galvanodoppelkronen: Haftverhalten und Passung in Abhängigkeit von
technischen Parametern**

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Doktor der Zahnmedizin (Dr. med. dent.)

vorgelegt

der Medizinischen Fakultät

der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg

von Katharina Gerlind Ursula v. Koch

geboren am 07. November 1977 in Köthen

Gutachter(in):

1. Prof. Dr. med. dent. J. M. Setz

2. Prof. Dr. med. dent. K. Böning (Dresden)

3. PD Dr. med. Dr. med. dent. Konstanze Scheller

12.12.2017

14.11.2018

Referat

Einleitung und Ziel: Die Verankerung von herausnehmbarem Zahnersatz mit Doppelkronen gehört zum klinisch bewährten Repertoire. Entwicklungsbedingt besteht für dieses Ankersystem eine Material- und Herstellungsvielfalt. Eine Abhängigkeit der Prothesen-Haftkraft von der Ausführung eines Systems wurde in verschiedenen Untersuchungen aufgezeigt. Das Ziel dieser Arbeit bestand daher in einer vergleichenden Analyse von Haftkraft- und Fügespaltenwerten bei Galvanodoppelkronen mit Kombinationen verschiedener Primärkörpermaterialien, Applikationsarten von Silberleitlack, Galvanogoldhärten und Tertiärgerüstdimensionierungen vor und nach artifiziellen Alterungen.

Material und Methode: Es wurden 16 Versuchsreihen à sechs baugleicher (0° Konizität) Einzelproben erstellt, welche sich jeweils in einem der zu untersuchenden Faktoren (ZrO_2 - vs. EM-Primärteil; Airbrush- vs. Pinseltechnik; weiches- vs. hartes Galvanogold; 50 % vs. 100 % ausgedehntes Tertiärgerüst) unterschieden. In einer Universalprüfmaschine Z 010 (Zwick Roell GmbH, Ulm, Deutschland) erfolgte mit jeweils 10 Abzügen (50 N Vorlast, 50 mm/min Abzugsgeschwindigkeit) die Überprüfung der Haftkraft (50 N Auflast) nach Fertigstellung sowie nach jeweils 20.000 non-axialen, 15.000 axialen und weiteren 30.000 non-axialen artifiziellen Kaulastungen bzw. Ein- und Ausgliederungen unter Speichelumspülung. Der marginale Haftspalt zwischen Primär- und Sekundärkrone wurde lichtmikroskopisch anhand von 50 zirkulären Messstrecken vor und nach künstlicher Alterung dokumentiert. Sämtliche Werte wurden deskriptiv statistisch erfasst und auf Signifikanzen untersucht (Signifikanzniveau $p \leq 0,05$).

Ergebnisse: Die gemittelten initialen Haftkräfte (t_1) des Faktors Primärkrone erreichten bei den EM-Doppelkronen mit $5,7 N \pm 5,03 N$ höhere Werte als bei ZrO_2 -Doppelkronen mit $3,9 N \pm 2,59 N$. Mittels Maximum-Likelihood wurden signifikante Haupteffekte $p = 0,025$ für die Primärkrone ermittelt. Nach Belastung (t_4) reduzierten sich die Haftwerte um 23 % für EM und 18 % für ZrO_2 . Die höheren Haftkräfte über alle Messzeitpunkte bei Proben mit dem Parameter Airbrush erwiesen sich als hochsignifikant ($p < 0,001$; REML) im Vergleich zur Pinseltechnik. Eine Interaktion ($p = 0,020$; REML) zwischen Silberleitlackmethode und Galvanokäppchen konnte nachgewiesen werden, bestätigte aber den eher unwesentlichen Einfluss eines Galvanogoldhärterers. Das Tertiärgerüst begünstigte in vollständiger Umfassung eine Konstanz in der Haftkraft. 100 %-gefasste Gerüste verloren im MW nur 0,2 %, die der 50 % gefassten Doppelkronen 35 % an Haftkraft (t_1 zu t_4). In der Fügespaltanalyse zeigten die Proben mit ZrO_2 -Primärkronen im MW höhere Messwerte (r_1 : 35,41 μm ; r_4 : 51,13 μm) als jene mit EM-Primärteilen (r_1 : 23,51 μm ; r_4 : 27,69 μm). Bestätigung findet dies in der signifikanten Interaktion zwischen den Hauptgruppen Primärkrone und Silberleitlack ($p = 0,033$), wobei insbesondere die Airbrushtechnik erhöhte Werte erzielte. Äquatorial ausgedehnte Tertiärgerüste (50 %) vermögen keiner Aufdehnung mit oder ohne Galvanogoldhärter Stand zu halten. Auch bei vollem Tertiärgerüst (100 %) verformen die Galvanokappen, vermehrt durch Kompressionen. Als klinisch empfehlenswert bewiesen sich ZrO_2 -Primärkronen mit homogenen Haftkräften durch die Airbrushtechnik sowie einem 100%- Tertiärgerüst. Die ermittelten Haftkräfte und Fügespaltmaße konnten in publizierten Studien mit ähnlichen Themenschwerpunkten verifiziert werden.

v. Koch, Katharina: Galvanodoppelkronen: Haftverhalten und Passung in Abhängigkeit von technischen Parametern. Halle/Saale, Universität, Med. Fak., Diss., 80 Seiten, 30.10.2017

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung und Literaturübersicht	1
1.1	Doppelkronen.....	2
1.2	Dentale Galvanotechnologie	3
1.2.1	Historische Entwicklung	3
1.2.2	Funktionsweise Abscheidung.....	4
1.3	Aufbau Galvanodoppelkrone.....	5
1.3.1	Stumpf.....	6
1.3.2	Primärkrone.....	6
1.3.3	Silberleitlack	7
1.3.4	Sekundärkrone	8
1.3.5	Tertiärgerüst.....	9
1.4	Technische Komplikationen und Bewährung.....	11
1.5	Haftkräfte von Galvanodoppelkronen	14
1.5.1	Axialbelastung	17
1.5.2	Non-axiale Belastung.....	20
1.6	Fügespalten	21
2	Ziel der experimentellen Studie.....	24
3	Material und Methode.....	25
3.1	Die Prüfkörper	26
3.1.1	Prämolarenstumpf	26
3.1.2	Primärkrone.....	27
3.1.3	Silberleitlackauftrag	30
3.1.4	Galvanosekundärkrone	31
3.1.5	Tertiärgerüst.....	32
3.1.6	Zementierung der Primärkrone.....	33
3.1.7	Verkleben der Sekundärkrone	33
3.2	Versuchsaufbau	34
3.2.1	Fügespaltmessung	34
3.2.2	Abzugskraftmessung	35
3.2.3	Belastungsversuche.....	36
3.3	Statistische Auswertung.....	38
4	Ergebnisse	39

4.1	Haftkräfte	40
4.1.1	Darstellung der Messzeitpunkte	40
4.1.2	Untersuchung der Messzeitpunkte	42
4.1.3	Interaktionseffekte	46
4.2	Fügespalten	48
4.2.1	Darstellung der Messzeitpunkte	48
4.2.2	Untersuchung der Messzeitpunkte	49
4.2.3	Interaktionseffekte	51
5	Diskussion	52
5.1	Diskussion des Prüfaufbaus	53
5.1.1	Probengeometrie	53
5.1.2	Prüfapparatur	54
5.1.3	Zwischenmedium	56
5.1.4	Abzugsgeschwindigkeit	56
5.1.5	Vorlast	57
5.2	Diskussion der Ergebnisse	57
5.2.1	Haftkräfte	57
5.2.2	Fügespalten	61
5.3	Schlussfolgerung	64
6	Zusammenfassung	65
7	Literaturverzeichnis	67
8	Thesen	78
9	Anhang	79

Abkürzungsverzeichnis

Abb.	Abbildung
Airbrush	Airbrushmethode
Al ₂ O ₃	Aluminiumdioxid
Au	Gold
bar	Druck
ca.	circa
CAD/CAM	Computer -aided design/ Computer -aided manufacturing
CoCrMo	Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierung
D	Bundesrepublik Deutschland
Dif	Differenz
EM(F)	Edelmetall(frei)
g	Gramm, Einheit der Masse
GmbH	Gesellschaft mit beschränkter Haftung
hart	Goldbad mit Härter (220 HV)
HV	Vickershärte
KI	95%- Koinfidenzintervall
KP	Konusprothesen
l	Liter
Max	Maximaler Wert
Med	Median
Min	Minimaler Wert
min	Minuten
ml	Milliliter
mm	Millimeter
MW	Mittelwert
MLU	Martin-Luther-Universität
µm	Mikrometer, Einheit der Länge
n	Probenanzahl
N	Newton
PEEK	Polyetheretherketon
Pinzel	Pinzeltechnik
REML	Restricted Maximum-Likelihood-Verfahren
s	Sekunde
SD	Standardabweichung
SE	Standardfehler
Tab.	Tabelle
U/min	Umdrehung pro Minute
vgl.	Vergleich
vs.	versus
TP	Teleskopprothesen
TS	Teleskopprothesen mit Spielpassung
weich	Goldbad ohne Härter (170 HV)
ZMK	Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
ZrO ₂	Zirkoniumdioxid
50 %	hälftiges Tertiärgerüst
100 %	volles Tertiärgerüst
%	Prozent
∅	Durchmesser (Durchschnitt)
°	Grad

1 Einleitung und Literaturübersicht

Die Planung und Umsetzung von Zahnersatz mit langfristigem Versorgungserfolg gehört zu den umfassenden Behandlungsaufgaben des Zahnarztes. Das Ziel zahnärztlicher Therapie ist der Erhalt und die Sanierung des orofazialen Systems. Grundlage, ob festsitzende oder herausnehmbare Prothetik angefertigt wird, bilden Anzahl, Lokalisation und Wertigkeit des Zahnbestands, parodontale Verhältnisse, Patientencompliance, aber auch die Behandlungsdauer und finanzielle Aspekte (Rehmann et al., 2006; Reißmann et al., 2010). Die Art der Versorgung wird oftmals durch die Beratung des Zahnarztes maßgeblich beeinflusst (Schwabe et al., 2010), was wiederum von dessen Erfahrungen und der Spezialisierung des kooperierenden Zahnlabors abhängig ist (Bayer et al., 2010 a). Klinische Langzeitbewährung und Tragekomfort sind erfolversprechend, wenn das passende prothetische System gewählt wird (Reißmann et al., 2010; Wenz et al., 2009). Mundgesundheitsbezogene Untersuchungen bezüglich der Zufriedenheit und Lebensqualität mit Doppelkronen-verankertem Zahnersatz bestätigten überwiegend positive Rückmeldungen von den Patienten (Grossmann et al., 2007; Mathe, 2014; Schalk, 2011). Die Zukunft für Zahnersatzlösungen werden weiterhin vermehrt im Bereich der Teilprothetik und der Implantatversorgung liegen (Bernhart et al., 2012; Verma et al., 2013; Zitzmann et al., 2007). Die Bevölkerungsvorausberechnung des statistischen Bundesamtes von 2015 prognostizierte, dass immer mehr jüngere Senioren (65- bis 74-Jährige) ihre eigenen Zähne behalten werden. Da in unserem Kulturkreis unversorgte Zahnlücken mit massiver Gefährdung des sozialen Ansehens und des Selbstwertgefühls verbunden sind (Reißmann et al., 2010), ist ein simultaner Bedarf an teilprothetischer Versorgung zu erwarten. Galvanodoppelkronen als Verankerungselemente der Teilprothetik, zeichnen sich durch eine vorteilhafte Kaukraftverteilung über körperlich gefasste Anker, eine gute Hygienefähigkeit sowie die leichte Erweiterbarkeit der Prothese aus (Böttger, 1960; Langer, 1981; Zafiroopoulos et al., 2010). Spezifisch aufgebaut sind sie aus einer inneren Primärkrone, welche auf einen Zahnstumpf festzementiert wird, sowie einem abnehmbaren Teil, welcher sich aus einem direkt aufgalvanisierten Feingoldkappchen (Sekundärkrone) und darauf verklebtem Außenanker (Tertiärgerüst) zusammensetzt (Diedrichs und Rosenhain, 1995; Wirz und Hoffmann, 1999). Diese Doppelkronenart hat sich seit über 20 Jahren vor allem im deutschsprachigen Raum als Verankerungselement in der zahnärztlichen Prothetik etabliert (Kielhorn et al, 2013; Wenz und Kern, 2007). Vorteile des Haltemechanismus sind eine spannungsfreie Passung und ein stressfreies Ein- und Ausgliedern bei gleichbleibender Haftkraft über einen längeren Zeitraum (Weigl et al., 2000a, 2000b). Als probate Größe hat sich daher die Galvanodoppelkronentechnik insbesondere in der Implantatprothetik zur Präzisionsoptimierung hinsichtlich einer

spannungsfreien Eingliederbarkeit (passive fit) etabliert (*Bayer et al., 2010b; Böttcher und Goepel-Ohrdruff, 2003; Greven et al., 2007*). Die ideale formschlüssige Passung durch intraorales Fügen erhöht aber auch situationsabhängig das Risiko für Zahnfrakturen und Dezementierungen (*Behr et al., 2000*). Hohe Kosten und spezielle technische Voraussetzungen bei Anfertigung der hochpräzisen Konstruktion sind erforderlich und daher nicht für jede Patientensituation zu ermöglichen (*Minagi et al., 1999; Zafiropoulos et al., 2010*).

Immer wieder kommt die Frage auf, ob das Doppelkronensystem noch gebräuchlich ist (*Breitmann et al., 2012; Diedrichs, 1990; Kimmel, 2010*). Verteuerungen der Edelmetalllegierungen, neuartige Werkstoffkombinationen und Herstellungstechnologien verursachten in den letzten Jahren einen Wandel prothetischer Versorgungskonzepte (*Kohorst, 2013*). Es bestand der Wunsch, innovative Materialien in Indikationsbereiche zu importieren, die bisher metall-basierten Werkstoffen vorbehalten war (*Zarone et al., 2011*). Insbesondere den vielfältigen Herstellungswegen geschuldet, erscheint für keines der aktuellen Verbindungselemente ein definierter Retentionswert technisch erreichbar zu sein (*Schalk, 2011*). Galvanotechnisch hergestellte Doppelkronen profilierten sich durch einen einfachen Prozessablauf und verlangen keine besonderen technischen Kompetenzen (*Beuer et al., 2010; Gurbulak et al., 2013; Shiratsuchi et al., 2006*). Dennoch muss eine zahntechnische Routine nach standardisiertem Behandlungsprotokoll vorausgesetzt werden, um das System ergebnisorientiert anzuwenden. Eine mögliche Variabilität in der Herstellung von Galvanodoppelkronen kann zu unterschiedlichen Ergebnissen mit gewissen Niveauspannen führen (*Lüpke und Greven, 2011*). Wünschenswert sind daher spezifische Prognosen bezüglich der Bewährung von der einen oder anderen Herstellungsart, um Haftkraftverluste und Instandhaltungsmaßnahmen (beispielsweise Neuverblendungen) zu vermeiden.

1.1 Doppelkronen

Künstliche Zähne im natürlichen Gebiss zu befestigen ist sowohl geschichtlich als auch heute ein ständig sich in Weiterentwicklung befindlicher Prozess. Frühester Zahnersatz, bestehend aus Elfenbein, Holz oder Knochen, wurde bei den Etruskern und Phöniziern über Golddrähte an verbliebene Zähne gebunden (*Kappert und Eichner, 2008*). Ein zeitlicher Sprung bis ins 19. Jahrhundert belegt, dass vielfältig über natürliche Zähne als Zahnersatzanker nachgedacht wurde. In der anglo-amerikanischen Literatur berichtete erstmals *Starr 1886* über abnehmbar geteilte Brücken, genannt: „telescoping crown“. Später postulierten *Goslee (1910)* und *Peeso (1924)* über zylindrische Ringbandkronen für abnehmbare Brücken. Im deutschen Sprachraum wurde das System 1929 durch *Häupl und Reichborn-Kjennerud* anhand einer Vielzahl von Ankern beschrieben. Unter seinem Schüler *Böttger (1960)*, in Zusammenarbeit mit *Gründler (1978)*,

etablierte sich das zylindrische Teleskopsystem für die Anwendung in der abnehmbaren Teilprothetik entscheidend weiter. Durch die streng körperliche Fassung der Pfeilerzähne konnte in einem Konstruktionselement die Stütz-, Halte-, Führungs-, Kippmeider- und Schubverteilungsfunktion vereint werden (*Strub et al., 2011*), wodurch sich das Verankerungselement im Vergleich zu existierenden Klammern und anderen vorgefertigten Präzisionselementen etablierte. Modifizierungen des Systems entstanden Ende der 60er Jahre mit der Konuskronen nach *Körber (1969)*, der Sonderform des parallelgefrästen Teleskops, dem Resilienzteleskop nach *Hofmann (1973)* und der Entwicklung eines zusätzlichen Retentionselements zur Verbesserung des Halts teleskopierender Verbindungen nach *Böttger (1960)*. Erst Anfang der 90er wurde die Galvano-Doppelkronen marktfähig (*Wirz und Hoffmann, 1999*).

1.2 Dentale Galvanotechnologie

Nachhaltig hat sich die Galvanotechnik in der Zahnmedizin seit den 90ern etabliert (*Wirz, 1999a und b; Stock et al., 2016*). Im Zuge der dentalen Materialentwicklungen sind Aspekte wie die Rentabilität, die Verarbeitbarkeit und die Indikation ausschlaggebend für deren fortgeführten Einsatz. Galvanotechnisch monometallisches Feingold (Au > 99,99 %) konnte sich als Werkstoff in der Doppelkronentechnologie durchsetzen und überzeugte durch einen kalkulierbaren Herstellungsprozess, einer ausreichenden mechanischen Festigkeit als Trägermaterial sowie einer chemischen Beständigkeit.

1.2.1 Historische Entwicklung

Die Galvanotechnik ist nach dem italienischen Arzt und Naturforscher Luigi Galvani (1737- 1798), dem Entdecker der galvanischen Elektrizität („De viribus electricitatis in motu musculari commentarius“, 1791) benannt worden (*Piccolino, 2006*). Er beschrieb die durch Elektrizität hervorgerufenen Muskelkontraktionen und war Wegbereiter für die Entwicklung chemische Energie in elektrischen Strom umwandeln zu können. Im 19. Jahrhundert wurden die Grundlagen der Galvanotechnik entwickelt und hauptsächlich für Gold-, Silber- und Nickelüberzüge angewendet. Das erste Patent zur Feingoldabscheidung aus cyanidhaltigen Bädern erhielten die Engländer *George und Henry Elkington (1910)*. Durch die Rohstoffknappheit im ersten Weltkrieg bekam die Oberflächenveredlung erneuten Auftrieb. Über die Entwicklung in der dentalen Branche berichtet *Wirz und Hoffmann (1999)* folgendes: In der Zahntechnik wurde die Feingoldabscheidung zur Herstellung stabiler und präziser Modellstümpfe erstmals um 1935 von Damiano und Viveritho eingeführt, jedoch mit Einführung von Spezialhartgipsen der Klasse IV wieder verlassen. Modellgerüste wurden in dieser Zeit über selbige Technik vergoldet. *Rogers und Armstrong (1979)* brachten die Entwicklung des Verfahrens entscheidend

voran, produzierten 1961 das erste Goldkappchen und stellten 1979 die erste keramisch verblendete Krone auf Galvanogerüst vor. Der nicht ungefährliche Umgang mit dem hochgiftigen Elektrolyt auf Kalziumcyanidbasis (Kaliumdicyanoaurat, $K[Au(CN)_2]$) verhinderte den damaligen Durchbruch dieser Technik, konnte die Weiterentwicklung des Verfahrens jedoch nicht aufhalten. Erst Anfang der 80er Jahre gelang es dem Kanadier Wismann cyanidfreie Galvanobäder herzustellen. Im Jahr 1983 wurde die Technik (Platonic-Verfahren) zum Patent angemeldet. Der große apparative Aufwand verhinderte jedoch eine Verselbstständigung des Systems. Die Idee Wismanns, die Produktion in sogenannten Galvanisierzentren auszulagern und anschließend zur Keramikverblendung in lizenzierte Labore zurückzuführen, ließ sich zu dieser Zeit nicht umsetzen. Das erste cyanidfrei vollautomatisch arbeitende Galvanogerät, Auro Galva Crown (AGC), brachte die Firma Wieland 1989 auf den Dentalmarkt (*Diedrichs und Rosenhain, 1991; Krieg, 1995*). Kleinere und rationell arbeitende Tischgeräte kamen nun in Folge auch von anderen Dentalfirmen auf den Markt (Fa. Gramm, Fa. Schütz Dental, Fa. Hafner, Fa. Heraeus Kulzer, Fa. Degudent) (*Hopp et al., 2001*). Die Vielzahl von angebotenen Galvanogeräten, die alle Vor- und Nachteile haben, können daher, so *Turp et al. (2014)*, im Vergleich von baugleichen Galvanodoppelkronen durch herstellungsbedingte Abweichungen unterschiedliche Ergebnissein bezüglich der Passung aufweisen.

1.2.2 Funktionsweise Abscheidung

Das Funktionsprinzip des Galvanoformings ist die galvanische Metallabscheidung, wobei nach Entfernung eines leitfähigen Trägermaterials tragbare Gerüste entstehen (*Kanani, 2000*). Alle zu verwendenden Elektrolyte sind wasserklare Lösungen aus verschiedenen Salzen der abzuscheidenden Metalle (*Jelinek, 1997*). Das zu galvanisierende Objekt muss eine leitende Oberfläche aufweisen oder elektrisch leitend mit Silberlack beschichtet werden. Verbunden mit einem elektrischen Leiter wird es als Kathode in eine Elektrolysezelle gehängt. Die Elektrolyse beschreibt diese chemische Reaktion und ist in der folgenden Abbildung dargestellt.

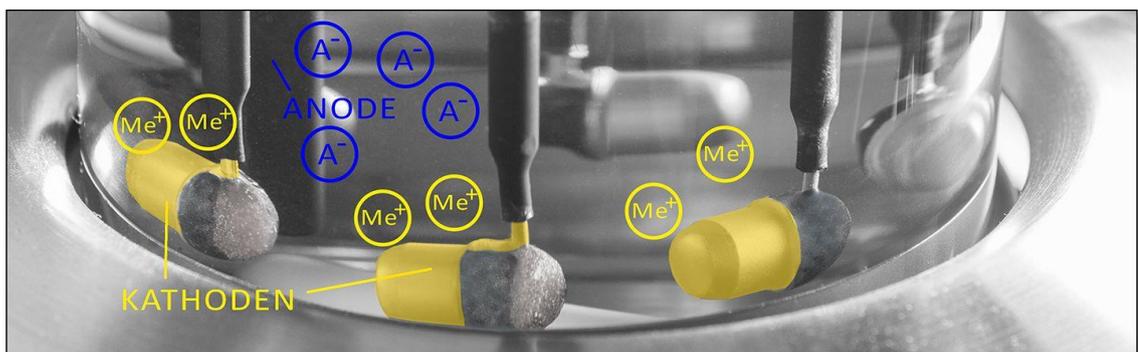


Abb. 1 Elektrolysezelle

Die Badzelle enthält einen ungiftigen Ammoniumsulfitkomplex in wasserlöslicher Form und das abzuscheidende Metall (Gold) (Hohmann und Hielscher, 2003). Die Goldsulfitbäder $[(\text{NH}_4)_3\text{Au}(\text{SO}_3)_2]$ sind durch eine aufwendigere Herstellung und Prozessführung kostenintensiver als die weiterhin verwendeten Cyanidbäder in der Schmuckindustrie. Vorteile sind eine homogenere Verteilung der Goldatome, was zu geringeren inneren Spannungen führt (Kappert und Eichner, 2008).

Die chemische Reaktion der Elektrolyse wird durch elektrischen Strom mit niedriger Spannung (bis 12 V) ausgelöst. Das Ammonium-Gold-Sulfit-Salz dissoziiert in Wasser zu elektrisch positiv und negativ geladenen Ionen. Bei eingeschaltetem Gleichstrom nimmt der Goldkomplex ein Elektron auf, zerfällt und das Goldion scheidet sich als elektrisch neutrales Metall an der Kathode ab (kathodische Reduktion). Die Salzreste verbleiben im Elektrolyt. Dabei können Schichtstärken von 0,2 oder 0,3 μm , abhängig von Zeit und Stromstärke, der Goldkonzentration (99,9 %) im Galvanobad und den Prozessbedingungen, programmiert werden (Wirz et al, 1996). Der Galvanisierprozess benötigt je nach Gerät 2-12 Stunden. (Hohmann und Hielscher, 2003).

Wirtschaftlich vorteilhaft ist das Recyceln des Goldbades, wobei zum Teil bis zu 100 % Gold abgeschieden und für eine erneute Verwendung wiederaufbereitet werden können (AGC Microvision Gebrauchsanweisung, 2002). Im Vergleich zur Gusstechnik arbeitet die Galvanotechnik energieeffizienter, benötigt nur 1 % der elektrischen Leistung. Der automatisierte Herstellungsprozess macht das Endprodukt vorhersehbar und reproduzierbar. Bei Einhaltung des Weigl-Protokolls sind aufwendige Nacharbeiten durch den Zahntechniker nicht erforderlich (Weigl, 2000 a). Auftretende Fehlermöglichkeiten in der Galvanoforming-Technik sind durch die Einfachheit der Technologie überschaubar und betreffen Gerätewerte wie Prozessunterbrechungen, überlagerte Bäder, fehlende Durchmischung und die Arbeits- und Modellvorbereitung wie fehlerhafte Leitsilberschichten, unsaubere Drahtverklebung und mangelnde Leitsilberkontaktierung (Hopp, 2001).

1.3 Aufbau Galvanodoppelkrone

Die Formteile einer Galvanodoppelkrone sind eine Primärkrone mit parallelen oder konischen Haftflächen, eine abnehmbare Sekundärkrone aus dünnem Galvanogold verklebt mit einer stabilisierenden Tertiärstruktur (Strub et al., 2011). Der klinische Ablauf strukturiert sich folgendermaßen, als dass eingangs ein Zahn präpariert und anschließend abgeformt wird. Im Labor wird ein Arbeitsmodell erstellt und die Primärkrone hergestellt. Klinisch folgt deren Einprobe und eine Fixationsabformung sowie im Weiteren eine Bissregistrierung und eine Zahnaufstellung in Wachs. Mit diesen Informationen fertigt das Labor nun die abnehmbaren

Strukturen an: Auf die Primärkrone wird Silberleitlack appliziert und über ein Galvanisierungsverfahren das Feingoldkäppchen hergestellt mit resultierenden minimalen Fügspalten zwischen Primär- und Galvanosekundärteil (Boeckler, 2011). Darüber wird ein kappenförmiges Tertiärgerüst gefertigt, welches Teil des Ersatzzahn-tragenden Modellgussgerüsts ist und abschließend mit der Sekundärkrone verklebt wird.

1.3.1 Stumpf

Die Ausdehnung der Primärkrone richtet sich nach der Präparationsform des Pfeilerzahns. Die Morphologie als auch die Schichtstärke der Zahnhartsubstanz zur Pulpa bestimmen die Präparationsmöglichkeiten (Hohmann und Hielscher, 2003). Dem steht oftmals ein materialtechnischer Anspruch entgegen (Kern et al., 2012). Die Größe der präparierten Stumpfform wird dem Referenzmuster einer Vergleichstabelle gegenübergestellt, um Stromstufe, Schichtstärke und Goldbadmenge zur Erstellung eines Goldkäppchens zu bestimmen (AGC Microvision Gebrauchsanweisung, 2002). Als repräsentativer Pfeilerzahn wurde für die vorliegende Studie ein Prämolargestumpf vorgesehen. Dieser Zahn befindet sich im Kauzentrum, ist oftmals endständiger Pfeiler einer verkürzten Zahnreihe und wurde mehrfach für repräsentative Prüfungen eines Einzelstumpfes verwendet (Gurbulak et al., 2013; Hoffmann, 2010). In einer Studie von Saito et al. (2003) wurden Doppelkronen-versorgte Schneidezähne, Eckzähne/Prämolaren und Molaren non-axial belastet und gemessen, wobei die Prämolaren die höchsten Stressspitzen aufzeigten.

1.3.2 Primärkrone

Materialien wie EM- und EMF-Legierungen sowie Reintitan und polykristalline Oxidkeramiken haben sich zur Herstellung von Primärkronen etabliert (Bayer et al., 2012a; Diedrichs und Rosenhain, 1995; Kern et al., 2012; Strub et al., 2011). Eine langjährige klinische Anwendung erfuhr hochgoldhaltiges Material und zeigte eine gute Belastbarkeit, Ästhetik und Biokompatibilität (Diedrichs und Rosenhain, 1995; Spiekermann und Nickenig; 2006). Die Bewährung in der Kronen- und Brückentechnik konnte für circa vier Jahrzehnte in der Doppelkronentechnik weitergeführt werden (Körber, 1969). Die zahntechnische Verarbeitung von Legierungen über den Metallguss etablierte sich seit Beginn des 19. Jahrhunderts (Hoffmann-Axthelm, 1973). Die Technik des Gussverfahrens gehört auch heute noch zum zahntechnischen Standard. In der Edelmetallverarbeitung sind die hohen Materialkosten nachteilig. Gold hat ein höheres Gewicht als Zirkoniumdioxid und eine metallisch gelbe Farbgebung insbesondere am Kronenrand (Ohida et al., 2010; Strub et al., 2011), was nicht immer vorteilhaft ist. Aufgrund dieser Unzulänglichkeiten wurde ein neues

Primärkörpermaterial entwickelt (Weigl, 1999). Jeder neue dentale Werkstoff muss sich zunächst mit bewährten Materialien, wie beispielsweise den hochgoldhaltigen Legierungen, welche sich langfristig etablieren konnten, vergleichen. Die Hochleistungskeramik Zirkoniumdioxid entwickelte sich zur Alternative für metallische Primärkörpermaterialien (Bayer et al., 2012; Kleutges, 1999; Manicone et al., 2007; Rinke et al., 2015). Die angestiegenen Rohstoffpreise für hochgoldhaltige Dentallegierungen machen die Zirkoniumdioxide mit ihrer außergewöhnlichen Belastbarkeit zu einer interessanten Materialmöglichkeit. Trotzdem darf nicht vergessen werden, dass es sich um eine Keramik handelt, die ein entsprechendes Vorgehen sowohl im Labor (Nassbearbeitung, Politur und mikroskopgestützte Qualitätskontrolle) als auch in der klinischen Anwendung erfordert. Des Weiteren ist dieser Werkstoff eine Alternative bei Patienten mit allergischen Reaktionen auf Metalle (Gökçen-Röhlig et al., 2010). Man verspricht sich als Vorteil von diesem Primärkörpermaterial ein verschleißfreies Zusammenspiel zwischen Zirkoniumdioxid und Galvanogold aufgrund der perfekten Oberflächengestaltung, definierte und reproduzierbare Halte- und Abzugskräfte sowie einen akzeptableren Demaskierungseffekt durch das weiß-bis zahnfarbene ZrO_2 -Material. Weitere positive Aspekte sind die Möglichkeiten adhäsiv zu zementieren, wodurch sich ein Dezementieren der Primärkronen reduziert, sowie die geringe Plaqueaffinität im Vergleich zu gegossenen Primärteilen (Weigl, 1999). Die Herstellung von Zirkon-Primärteilen im CAD/CAM-Verfahren sind zudem verfahrenstechnisch eine Alternative (Miyazaki et al., 2009; Shimakura et al., 2008), da komplexe Herstellungsabläufe mit Parallelometer-Fräsung in Wachs und Goldguss entfallen (Gehrke et al., 2012). Optimal kann im CAD-Verfahren die Innenpassung der Primärkronen angepasst und die Parallelität der Doppelkronen zueinander, sprich die Gesamteinschubrichtung ausgerichtet werden. Wandstärken, Neigungswinkel und Mindesthöhen der Haftflächen können definiert werden. Die anschließend notwendige manuelle Politur der Primärkronen nach CAD/CAM-Fertigung kann die obig genannten Parameter wieder beeinträchtigen (Weigl und Trimpou, 2006).

1.3.3 Silberleitlack

Die Applikation des Silberleitlacks kann über verschiedene Techniken erfolgen. Langfristig etablierte sich die Pinseltechnik, innovative Alternativen sind die Airbrushtechnik (Weigl. et al., 2000a) mittels Pistole oder aus der Dose sowie die Silberpulvertechnik (Hopp, 2000; Willershäuser und Gadau, 2003). Erfahrungsberichte in der Anwendung der Pinseltechnik sind vielfältig und individuell: Ernst (2005) trägt einen stark verdünnten Lack in einer einzigen Schicht zur Optimierung der Passung auf. Unterschiedliche Silberleitlackergebnisse entstehen durch die Auswahl an verschiedenen Silberlacken, Applikationsarten, Pinseltypen und sind abhängig von

rückstandslosen, fettfreien Oberflächen sowie einer vorhandenen Arbeitserfahrung. *Weigl und Lauer (2000 b)* empfehlen: „A thin conductive layer of silver sprayed on to the ceramic surface allowed the coping to grow directly on the abutment crown“. *Tomada (2002)* vergleicht rasterelektronenmikroskopisch Rautiefe und Schichtstärke eines Silberleitlacks mit fünf verschiedenen Pinseltypen. Es resultieren unterschiedliche Resultate mit einer Schichtstärke von 30 µm (Fa. Hafner) bis 240 µm (Fa. Wieland) und einer Rautiefenspanne von 3 µm bis 5 µm (Fa. Hafner) bis zu 10 µm bis 20 µm (Fa. Heraeus und Fa. Schütz). Zudem empfiehlt er, Silberleitlacke mit Pigmenten aus Plättchen und nicht aus Körnchen, zu verwenden, da sich diese ziegelformartig überlappen und somit etwaige Lücken im Lackgefüge vermieden werden können.

Die Wahl der Silberleitlackapplikation kann sehr wohl eine der möglichen Ursachen für die voneinander abweichenden Haftkräfte bei Studienvergleichen sein (*Turp et al., 2014*). Die eher geringen Haftkräfte von getesteten Galvanodoppelkronen führt *Engels et al. (2013)* auf die Wahl der Silberleitlackapplikationen zurück und nimmt an, dass die heutzutage üblicheren Verfahren mittels Airbrush höhere Werte ergeben hätten.

1.3.4 Sekundärkrone

Die Anfertigung von elektrogeformten Sekundärkronen eliminiert ein nachträgliches Aufpassen zur Friktionseinstellung (*Pietruski et al., 2013*). Die Abscheidung des Galvanogoldes kann direkt auf die Primärkrone oder in indirekter Methode, auf einem Duplikat, erfolgen. Vorteile des direkten Verfahrens sind die Einsparung eines Arbeitsschrittes. Der Umweg über Duplikatstümpfe hinterlässt nach *Bilk (2005)* Mikrorauigkeiten, welche zu den für das hydraulische Haftsystem der Galvanodoppelkronen unerwünschten Kaltverschweißungen führt und zeitaufwendige Nachbearbeitungen fordert. Für die indirekte Methode der Galvanogoldbeschichtung werden die fertigen Primärkronen doubliert und anschließend die Duplierform mit Leitsilberpulver beschichtet. Das nach dem Ausgießen entstandene Galvanisierungsmodell mit leitender Oberfläche wird nach Segmentierung der Stümpfe zur Feingoldabscheidung ins Galvanisiergerät eingebracht (*Dillenburger et al. 2006*). Nach *Willershäuser (2003)* sind insbesondere Primärkronen aus Zirkon für diese Technik geeignet, da diese eine sehr glatte Oberfläche aufweisen, auf denen weder gelackter noch gesprühter Leitsilberlack Halt finden soll. Über die Herstellung einer Negativform (AGC Dubligum mit Härter im Verhältnis 9:1), welche mittels Arcuplat Leitsilberpulver und Pinsel bepodert wird, können Sekundärteile neu angefertigt, aber auch jederzeit erneuert werden. Galvanokappen lassen sich generell poren- und lunkerfrei mit definiert gleichmäßig dicken Schichtstärken herstellen (*Dietzschold, 2001*). Schichtdicken beim Galvanoforming können bis zu 1 mm erreichen (*Wagner*

und Helmling, 1998), selbsttragende Goldgerüste haben zumeist Schichtstärken zwischen 0,2-0,3 mm und wiegen in Abhängigkeit von der Größe des zu galvanisierenden Zahns ca. 0,2-1,2 g (AGC Gebrauchsanweisung, 2002). Innerhalb von einer Sekunde werden ca. 30 Milliarden Goldatome pro cm² abgeschieden, wodurch mehr feinkörnige Einzelkristalle pro Rauminhalt mit einer Korngröße von 50 µm (gegossenes Gold ca. 400 µm) entstehen (Diedrichs und Rosenhain, 1995). Das Kristallgitter hat einen hohen plastischen Verformungswiderstand und eine Härte von ca. 120-160 HV (Diedrichs und Rosenhain, 1995). Gegossenes Feingold weist mit 20-30 HV im Vergleich dazu eine deutlich geringere Härte auf (Marxkors et al., 2008). Erst beim Bonder- und Keramikbrand rekristallisiert die amorphe Goldstruktur zu feinkörnigen, kristallinen Gefügestrukturen und sinkt auf 28-48 HV (Kappert und Eichner, 2008; Wirz et al., 1996). In dieser Phase erfolgt die Stabilisierung durch die Keramik (Knosp, 1997). Turp et al. (2014) bezieht sich in seiner Studie mit 52-75 HV für Galvanogold auf Härteangaben von Anusavice (2003). Diese äußerst präzise passende Mesostruktur überträgt die Druckspannungen auf die Oberfläche der Keramik ausgesprochen gleichmäßig (Weigl, 1999).

Als weitere Herstellungsmöglichkeit für Mesostrukturen wurde eine Prägetechnik mit 50 µm starken Gold-Platin-Folien entwickelt (Mundt et al., 2004). Die Konstruktion ist ohne großen apparativen Aufwand (Flamme, Hydraulik, Sandstrahlgerät) umsetzbar, zudem entfallen die herkömmlichen Abscheidezeiten. Positive Eigenschaften wie die der Galvanodoppelkronen mit passive fit, geringem Haftspalt mit <10 µm und einer Tertiärstrukturanfertigung im Einstückgussverfahren konnte nach Siebert-Steib (2010) für dieses System erreicht werden. Ähnliche Möglichkeiten, hydraulische Haftprinzipien zu generieren, bietet die Herstellung des Sekundärteils in der CAD/CAM-Technik aus dem innovativen Hochleistungskunststoff Polyetheretherketon (PEEK) (Wagner et al., 2016). Das Material zählt zur Stoffgruppe der Polyaryletherketone und weist als thermoplastischer Kunststoff sehr gute mechanische Eigenschaften auf. Gegenüber nahezu allen organischen und anorganischen Lösungen verhält es sich beständig. Die Bearbeitung kann über den gängigen CAD/CAM-Prozess erfolgen und muss nach Fertigung im Fräsprozess bis auf eine Hochglanzpolitur nicht nachbearbeitet werden (Kohorst, 2013). Eine langfristige klinische Etablierung der beiden letztgenannten Systeme steht noch aus.

1.3.5 Tertiärgerüst

Eine Suprastruktur als Tertiärgerüsts ist erforderlich, um die leicht verformbaren Sekundärkappen rigide zu umfassen und spannungsfrei in der Prothesenbasis zu positionieren (Bongartz und Rosenhain, 1996). Das Gerüst umfasst die Sekundärkappe über eine Spielpassung, welche eine ausreichende Klebefuge ergeben soll. Im Labor kann die Sekundärkrone mit dem

Tertiärgerüst auf dem Modell verklebt werden (*Weigl, 2000 a, Nelson et al, 2008*). Vorteilhafter sind Verbindungen von Sekundär- und Tertiärteilen in intraoraler Direktverklebung, wodurch eine absolute Passgenauigkeit und damit Spannungsfreiheit (passive fit) des Gerüsts erreicht wird (*Weigl, 2004*). Diese Technik ist erprobt und hat sich klinisch bewährt (*Janko et al., 1998; Rinke, 2016; Vence, 1997*). Befürworter dieser Methode raten von der indirekten Methode ab, da nicht zu gewährleisten ist, dass alle Aufbauteile in exakt der gleichen Position vom Modell in den Mund zu übertragen sind (*Willershäuser, 2006*). Neben der üblichen gusstechnischen Anfertigung des Tertiärgerüsts ist eine weitere Möglichkeit die Herstellung im Lasersinterverfahren (Selective Laser Melting) nach vorangehender CAD-Konstruktion. Erprobt werden derzeit Suprakonstruktionen aus Materialien wie Zirkoniumdioxid im CAD/CAM-Verfahren (*Groesser et al., 2014; Kohorst et al., 2011; Zafiropoulos et al., 2010*). *Rösch (2008)* bescheinigt den Doppelkronensystemen eine äußerst unbefriedigende ästhetische Erscheinung aufgrund von Überkonturierungen der Pfeilerstümpfe. Einhergehend mit hohem Zahnhartsubstanzabtrag für ausreichende Platzverhältnisse zur Pulpa, müssen mehrere Materialschichten funktional und harmonisch kombiniert werden (*Pospiech, 2001*). Oftmals erzielen dicke Zervikalränder des Tertiärgerüsts einen ästhetisch negativen Effekt (*Strub et al., 2011*). Optimierungen durch neue Fertigungstechniken mit geringsten Schichtstärken der Innenkronen und Verblendungen der Außengerüste konnten diese Aussage entkräften (*Strub et al., 2011; Weigl et al., 2000 a*), sind aber dennoch insbesondere bei den Galvanodoppelkronen durch das dreischichtige Kappensystem eine technische Raffinesse. Im Fall der Verwendung von Implantatabutments können die Primärkronen entsprechend schmal gestaltet werden, um voluminöse Suprastrukturen zu vermeiden (*Hoffmann et al., 2006; Rösch, 2008*). Empfehlungen sind eine körperliche Umfassung der Galvanokronen durch das Tertiärgerüst mit einem geringstmöglichen Fügspalt, um eine schaukelfreie Stabilität des Gerüsts zu erreichen (*Blöcker, 2005; Spieckermann und Nickenig, 2006*). Klinische Fallberichte beschreiben Reduzierungen des Außengerüsts im Kronenrandbereich zugunsten ästhetischer Aspekte (*Heinrichs, 2008*). Ebenso wie bei den Friktionsteleskopen ist eine der häufigsten Komplikationen die Verblendfraktur (*Behr et al., 2000; Hofmann et al., 2002; Wagner und Kern, 2000; Wöstmann et al., 2007*). Ursachen sind auch hier, neben einer gebrauchsbedingten Aufdehnung, in einer zu gering ausgeprägten Basisgestaltung des Tertiärgerüsts zu sehen (*Scholz et al., 2010*). Doppelkronenversorgungen auf Implantaten müssen eine spannungsfreie Positionierung der Suprastruktur erreichen, da die rigiden Implantate im Gegensatz zur natürlichen Bezahnung keinen physiologischen Zahnbewegungen folgen (*Weigl et al., 2000b*). Die technischen Umformungsprozesse bei konventionell hergestellten gegossenen Doppelkronen ergeben häufig Abweichungen von der klinischen Situation und führen zu nachteiligen Zug- und

Druckbelastungen über die Implantat-basierte Prothetik (*Karl et al., 2004; Sahin et al., 2001*). Ausgleichend kann das Gerüst separiert und anschließend neu über das Löt- oder Verschweißverfahren verbunden werden. Ein inhomogenes Metallgefüge kann hier Angriffsstelle für Korrosionen sein und die adaptierten Randspalten garantieren nicht immer Spannungsfreiheit (*Hatano et al., 2003*). Tertiärgerüste können in neueren, alternativen Methoden wie der Funkenerosionstechnik, Laserschweißtechnik und in der CAD/CAM-Technik (*Di Felice, 2007; Gehrke et al., 2012; Körber et al., 1986; Marxkors et al., 2008*) hergestellt werden. Ebenso sind innovative Materialien wie PEEK (*Rosentritt et al., 2016*) in der Bewährungsphase.

1.4 Technische Komplikationen und Bewährung

Die Qualität zahntechnischer Ausführungen von Doppelkronen hat einen erheblichen Einfluss auf die Überlebensrate der Versorgung (*Wenz und Kern, 2007*). Bisher wurde dies nur in wenigen Studien erfasst und nicht allgemeingültig standardisiert. Etliche klinische Untersuchungen zu konventionell gegossenen Doppelkronensystemen wie Zylinder, Konus- und Resilienz Doppelkronen waren Untersuchungsgegenstand bezüglich der Überlebensraten der Pfeiler, auftretenden Komplikationen wie Frakturen, Dezementierungen und Verlust der Haftkraft (*Behr et al., 2000; Rehmann et al., 2006 und 2007; Wagner und Kern, 2000; Wenz et al., 2001; Wöstmann et al., 2007*). Kontrovers diskutiert wurde das Vorkommen technischer Komplikationen an den aufwendig herzustellenden Doppelkronensystemen, welchen oftmals ein vergleichsweise höherer Anspruch an Instandhaltungsmaßnahmen als klammerverankertem Zahnersatz nachgesagt wird (*Eisenburger und Tschernitschek, 1998; Makowski, 2010*). Die häufigsten Reparaturen betreffen jedoch relativ unaufwendige Maßnahmen wie Rezementierungen der Primärteile ohne Laborbeteiligung, Unterfütterungen sowie Verblendungserneuerungen (*Behr et al., 2000; Hofmann et al., 2002; Rehmann et al., 2006; Schwindling et al., 2014; Szentpétery et al., 2010; Verma et al. 2013; Wagner und Kern, 2000; Wenz und Kern, 2007*). Prinzipiell bestehen notwendige Aktivierungsmöglichkeiten (Nachgalvanisierung, Friktionslack), welche den erwünschten Effekt jedoch nur bedingt erreichen (*Boeckler, 2011*). Zudem sind Doppelkronenprothesen einfach erweiterbar, indem bei Verlust eines Zahn Pfeilers das Lumen der Sekundärkrone mit Kunststoff verfüllt wird. Erleichterte Handhabung besteht auch für implantatgetragene Doppelkronenprothesen, indem verschraubte Primärkronen leicht entfernt werden können (*Hoffmann et al., 2006*).

Es muss festgestellt werden, dass gemäß der späteren Entwicklung der Galvanodoppelkronen bisher quantitativ weniger veröffentlicht wurde (*Rinke et al., 2015; Stober et al., 2012 und 2015*) als zu gegossenen Doppelkronen (*Böttger, 1960; Böttger und Gründler, 1978; Güngör et al., 2004;*

Stüttgen, 1985; Szentpétery et al., 2010). Dies betrifft insbesondere Publikationen zu deren klinischen Anwendungen, wobei insbesondere technische Komplikationen ein seltener Bestandteil sind (*Weigl et al., 1998*). Folgende In-vivo-Untersuchungen thematisierten technische Komplikationen von Galvano-Doppelkronensystemen:

Eine retrospektive Studie von *Bernhart et al. (2012)* zu biologischen und technischen Problemen bezog sich auf sowohl implantat- (ii) als auch zahngetragene- (tt) sowie deren Kombination von zahn- und implantatgetragene (ti) Galvanodoppelkronenprothesen. Während einer Kontrollzeit von 24 Monaten wurden insgesamt 63 Prothesen beurteilt. Bei den 19 Prothesen der ii-Gruppe gingen zwei Implantate verloren, es traten vier technische Komplikationen auf. In der tt-Gruppe gab es ebenfalls einen zweifachen Verlust der Pfeiler und es wurden sieben technische Fehler registriert. Hingegen war kein Verlust von Pfeilern in der ti-Gruppe zu verzeichnen, die Technik versagte in drei Fällen. Keine der Prothesen verlor seine Einsatzfähigkeit. Resümierend wurde vermerkt, dass Verblendungsverluste am häufigsten auftraten. Es konnte kein Bezug zwischen technischer Fehlerrate und Pfeilertypus verifiziert werden.

Lüpke und Greven (2011) stellten auf der Basis von Nachuntersuchungen an 28 Studienpatienten über einen Zeitraum von 2,66 Jahren eine Verteilung von Komplikationen nach Art und Häufigkeit vor. Rein Implantat-getragene 162 Galvano-Doppelkronen zeigten eine Überlebensrate von 93,75 %. Technische Komplikationen traten an 14 Kunststoffverblendungen auf, zwei Abutmentlockerungen, vier Gerüstdefekte und ein Verlust der Retention. Zu starke Haftkräfte, Ablösungen der verklebten Galvanokappen oder Neuanfertigungen bei Beschädigungen wurden nicht verzeichnet.

Rinke et al. (2015) erhoben eine retrospektive klinische Literaturstudie über einen Beobachtungszeitraum von fünf Jahren mit 14 Patienten, welche mit Galvanodoppelkronenprothesen auf ZrO₂- Primärpfeilern versorgt waren. Die Überlebenszeit sowie technische Komplikationen der Deckprothesen mit reiner Implantatabstützung als auch Zahn-Implantatabstützung wurden eruiert. Die Erfolgsrate der Implantate betrug 98,2 %, technische Folgefehler wurden mit 0,178 Behandlungen pro Patient pro Jahr beziffert. Für alle Studien mit rein implantatgetragenen Doppelkronen ergaben sich als häufigste technische Komplikationen die Fraktur von Prothesenzähnen und Kunststoffanteilen sowie der Verblendungen. Studien zu kombiniert-zahn-implantatgetragener Doppelkronen zeigten technische Probleme an den Zahnpfeilern mit Retentionsverlusten und ebenfalls Verblendfrakturen. Bei den implantatgestützten Doppelkronenpfeilern traten häufiger Lockerungen von Abutmentschrauben oder der Austausch von Friktionselementen auf. Als spezielle Komplikation galvanischer Sekundärkronen wurden Verfärbungen des Kronenlumens beschrieben, welche auf ein unvollständiges Entfernen des Silberleitlacks zurückgeführt wurde.

Schlussendlich ergibt seine Analyse, dass eine starre Lagerung auf vier Pfeilern zu weniger technischen Komplikationen führt als eine Verankerung auf zwei Implantaten. Der Vergleich von Doppelkronen mit keramischem Primärteil zu Konventionellen ergab keine erhöhte Inzidenz, insbesondere waren keine Frakturen der Primärkronen zu verzeichnen. Insgesamt erreichten die Galvanodoppelkronenprothesen eine 100 %ige Funktionsperiode über den beobachteten Zeitraum.

Eine 8-jährige retrospektive Untersuchung von *Schwarz et al. (2014)* zu Galvanodoppelkronen-gestützten Prothesen auf Implantaten und Zähnen bezog als Teilaspekt technische Komplikationen mit ein. Die mittelwertige Überlebenszeit von 55 Patienten mit 209 Implantaten und 102 Zähnen (30 Prothesen) über die Untersuchungszeit betrug 93,3 % der rein implantatgestützten- und 100 % der kombiniert implantatzahngestützten Prothesen. Technische Komplikationen traten weitaus häufiger in den ersten zwei Jahren auf. Signifikante Zusammenhänge ergaben sich zwischen Patientengeschlecht, Lokalisation der Implantate und Prothese in Bezug auf die Komplikationen. Die Pfeilerart nahm keinen Einfluss auf technische Probleme. Die Komplikationen wurden je nach Wiederherstellungsaufwand in Kategorien unterteilt und geben einen guten Überblick, welche Parameter in vielen Studien zu technischen Fragen aufgenommen werden:

Tab. 1 Komplikationsraten Galvanodoppelkronen: Studie (*Schwarz et al., 2014*)

größere Komplikationen	Total	geringfügigere Komplikationen	Total
Ausfall der Prothesenfunktion nach Verlust des Implantats	1	Fraktur der Kunststoffbasis	16
Verlust der Retention der Prothese	3	Verblendungsfrakturen	27
Nacharbeit an der Prothese nach Reimplantation	2	Unterfütterungen	3
Fraktur der Prothesen	2	Rezementierungen	3
Austausch aller Kunststoffzähne und Verblendungen	2		

Gegenstand der Untersuchungen von *Stober et al. (2012)* waren der klinische Vergleich von gegossenen Konusdoppelkronenprothesen (C-RPD) (n=30) mit Galvanodoppelkronenprothesen (EP-RPD) (n=30). Unterschiede im Haftmechanismus, der technischen Herstellung und des Materials ließen ein abweichendes Verhalten im Langzeitgebrauch vermuten. Die Abschlusskontrolle nach 36 Monaten ergab eine 100 % Pfeilerüberlebensrate für die C-RPD und

93,3 % für die EP-RPD. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Gruppen bestand nicht, auch entsprachen die Werte bereits publizierten Daten. Komplikationen wie Verblend-frakturen entstanden etwas häufiger (15,2 %) an den EP-RPD (C-RPD mit 8,9 %). Die geringe Dezementierungsrate (EP-RPD 6:105, C-RPD 7:112) wurde in der Präparationstechnik, dem Verwenden von Glasionomerezement sowie der gleichmäßigen Haftkraft der Galvanodoppelkronen vermutet.

Obige Studie wurde von *Stober et al. (2015)* über eine Beobachtungsdauer von sechs Jahren fortgeführt. In Folge blieben von den insgesamt 60 Doppelprothesen ursprüngliche 30 Galvanodoppelkronenprothesen (EP-RPD) noch 77 % in Funktion, von den Konusdoppelkronenprothesen (C-RPD) hingegen 97 %. Ähnlich und ebenso nicht signifikant verhielt es sich bezüglich der Pfeilerüberlebensrate mit EP-RPD zu 85 % und C-RPD zu 91 %. Technische Komplikationen waren weiterhin ähnlich häufig bei beiden Doppelkronentypen zu verzeichnen. In Übereinstimmung mit anderen Studien stellten Frakturen an den Verblendungen die größte Schwachstelle des Systems dar, gefolgt von Dezementierungen und endodontischen Nachbehandlungen. *Weigl et al. (2000b)* stellte Keramikprimärkronen in neuer klinischer Materialtestung als Halteelement von 33 Prothesen bei 32 Patienten vor. Beurteilt wurden unter anderem parodontale Verhältnisse, Pfeilermobilität, Retentionskräfte, Patientenzufriedenheit, aber auch technische Komplikationen. Dazu zählte das Versagen der keramischen Primärkörper in sechs Fällen (94,6 %). Weitere Beurteilung erfuhren die Prothesengerüste, welche alle als unversehrt hervorgingen.

Galvanische Doppelkronen haben sich insbesondere in der Implantatprothetik als probates Therapiemittel durchgesetzt (*Wolfart, 2014*). Diverse Publikationen beinhalten technische Problematiken bezüglich der Überlebenszeit, biologische Komplikationen und Daten zur Patientenzufriedenheit (*Kaufmann et al., 2009; Krennmair et al., 2007; Nickenig et al., 2008; Rentsch-Kollar et al., 2010; Walton et al., 2009*). Zur qualitativen und quantitativen Systematisierung dieser Belange wäre eine generelle Einbeziehung dieser fundamentalen Aspekte wünschenswert.

Die zahlreichen Einzelfallstudien zur prothetischen Versorgung mit Galvanodoppelkronen auf Zähnen oder Implantaten zeugen von deren fortdauerndem praktischen Einsatz (*Bilk, 2005; Böttcher und Goepel-Ohrdruf, 2003; Cacaci et al., 2009; Dillenburger et al., 2006; Ernst, 2001; Greven et al., 2007*).

1.5 Haftkräfte von Galvanodoppelkronen

Der Fügemechanismus von Galvanodoppelkronen beruht auf dem Tribosystem mit dem Oberbegriff für das Gesamtgebiet Reibung-Verschleiß-Schmierung (vgl. frühere DIN 50320, 1979

zurückgezogen) (*Czichos und Habig, 2015*). Die wichtigsten tribologischen Faktoren sind die tribochemische Reaktion, Abrasion, Adhäsion und Oberflächenveränderung. Sie können einzeln auftreten oder in Überlappung, was sowohl dem Material als auch der Geometrie geschuldet ist (*Bayer, 2010b*). Das tribotechnische System setzt sich aus dem Grundkörper (Primärkrone), dem Zwischenstoff (Speichel) und dem Gegenkörper (Sekundärkrone) zusammen und verschleißt über Flüssigkeitsreibung- und Schmierzuständen des Speichels, welcher die Festkörper näherungsweise vollständig trennt (*Czichos und Habig, 2015*). Das Prinzip der Hydraulik ist auf die Galvanodoppelkronen übertragbar. Definitionsgemäß bewegt sich ein flüssigkeitsgelagerter Kolben in einem Zylinder. Im dazwischenliegenden Hohlraum wird eine Strömung der Flüssigkeit induziert, die der Bewegung des Kolbens entgegenwirkt.

Rößler et al. (2005) untersuchte Einzelkomponenten und deren Zusammenhänge bezüglich des Haftmechanismus von Galvanodoppelkronen, um eine Haftkraft definiert einstellen zu können und nach gebrauchsbedingter Veränderung bei Bedarf wiederherzustellen. Seine Studie veranschaulicht den hydraulischen Mechanismus der Galvano-Doppelkronen-Haftung. Grundlage bildeten Zylinderkronen mit unterschiedlichen Durchmesser (4,5; 6,5 und 9,0 mm) und Konuskronen (2°, 4° und 6°) mit einem Basisdurchmesser von 6,5 mm und wurden bezüglich der „Lösekraft“ mit variablen Abzugsgeschwindigkeiten getestet. Die Prüfung erfolgte mit und ohne Zwischenflüssigkeiten unterschiedlicher Zusammensetzung. Der im Fügespalt entstehende Unterdruck wurde nach dem hydraulischen Prinzip durch das spezifische Produkt aus Abzugsgeschwindigkeit und Viskosität des Zwischenmediums erreicht. Adhäsive Effekte und innere Reibung waren quantitativ vorhanden, jedoch für die Gesamtlösekraft mit 0,5-1 % unbedeutend. Friktion sowie Konushaftung kann bei einem galvanisch hergestellten Fügespalt rein technisch nicht bestehen und sollten daher begrifflich, laut *Rößler*, für Galvanodoppelkronen nicht verwendet werden.

Huber (2003) ging ebenfalls der Frage nach, welche Faktoren den Haftmechanismus bei Galvanodoppelkronen maßgeblich beeinflussen. Es wurde vermutet, dass aufgrund des duktilen Galvanogoldes ein Haftverlust durch Verschleiß zu erwarten wäre. Die durchgeführten In-vitro-Prüfungen konnten diese Annahme nicht bestätigen. Die Untersuchungen an Einzelproben zeigten einen linearen Zusammenhang zwischen den Faktoren Abzugskraft und -geschwindigkeit sowie Abzugskraft und Viskosität, welche eine Kraftbegrenzung durch eine Dampfblasenbildung im okklusalen Hohlraum erfuhren. Das verschleißarme Fügeprinzip wurde anhand der Ergebnisse als hydraulisches System bestimmt.

Diedrichs und Rosenhain (1995) brachten den Terminus Tribologie als Oberbegriff für Reibung-Verschleiß-Schmierung in Verbindung zum Haftmechanismus von Galvanodoppelkronen. Sie beschrieben, dass sich die Mantelflächen der Sekundärkronen beim Fügen aufbiegen, zum

anderen entstehen durch die Reibungsarbeit Veränderungen an der Oberfläche. Weitere empirische Erklärungen nach damaligem fünfjährigem klinischem Einsatz standen zum Erhebungszeitpunkt der Daten noch aus.

Weigl et al. (2000a-c) beschrieb das tribologische System für Galvanodoppelkronen mit keramischen Primärkörper sinngemäß folgendermaßen: Der von gegossenen Doppelkronen abweichende Haftmechanismus basiert auf der präzisen Passung zwischen Innen- und Außenteil. Physikalische Grundlagen bilden adhäsive Friktionskräfte, welche durch die elastischen Deformationen der Sekundärkronen unterstützt werden. Des Weiteren entsteht beim Separieren ein Vakuum, welches durch den Kapillareffekt des Speichels (Hagen-Poiseuillesches Gesetz) und dessen Adhäsionskräfte stabilisiert wird. Die In-vitro-Untersuchungen von artifiziellen 100.000 Füge- und Trennzyklen (Auflast zwischen 5 und 400 N) ergaben keine signifikanten Veränderungen der Abzugskräfte (MW 5 N). Ursächliche Verschleißphänomene wie Zerrüttung und Aufrauhung der Mantelflächen konnten durch fehlende Kaltverschweißung und Verklemmung nicht auftreten.

2004 unterstützte *Balistreri* mit Untersuchungen von konischen Galvanodoppelkronen das Vorhandensein und die Bedeutung des hydraulischen Haltemechanismus für dieses System. Die nachgewiesenen hydraulischen Effekte zeigten ein abriebarmes, nahezu verschleißfreies Gleiten der Passungsteile. Es schlussfolgerte, dass für die Doppelkronentechnik eine günstige Langzeitprognose über die Gebrauchsdauer des Zahnersatzes zu erwarten ist.

Hoffmann (2010) konnte mit seiner in vitro-Untersuchung höhere Abzugskräfte für die Galvanodoppelkronen unter Verwendung eines Zwischenmediums (Wasser) nachweisen als im trockenen Zustand. Verschiedene Faktoren wie die Zusammenhänge zwischen Vorschubgeschwindigkeit und mittlerer Abzugskraft sowie Primärkronenhöhen als auch Zahntypen wurden miteinander verglichen. Die Untersuchungsergebnisse belegen einen hydraulischen Effekt, der vom Vorhandensein eines ausreichenden Zwischenmediums abhängig ist. Dieser bewirkt einen Unterdruck, welcher beim Trennen der Fügeile entsteht und den Abzugskräften entgegenwirkt. Hoffmanns Ergebnisse belegen eine Proportionalität zwischen Abzugsgeschwindigkeit und Abzugskraft. Er spricht daher die Empfehlung aus, dass bei zu erwartenden Abzugskräften von 1,5 N und Abzugsgeschwindigkeiten von 300 mm/min Prämolaren mit 5 mm Höhe und Molaren mit 2 mm Haftfläche zu verwenden sind.

Bayer et al. (2010b) vergleicht konische (2°) Galvanodoppelkronen unter speichelumspülter Wechsellast ($10^3 \times [5 \text{ axiale Kräfte} + 10^3 \text{ non-axiale Kräfte}]$) aus je 15 EM- und ZrO_2 -Primärteilen. Die initialen Haftkräfte der EM-Gruppe (8,89 N) zeigten ein signifikant verschiedenes Niveau zur ZrO_2 -Gruppe mit 5,2 N. Über die Messzeitpunkte bewegte sich der Median für alle Gruppen

zwischen 4 bis 12 N. Ab 5000 Zyklen hoben sich die signifikanten Unterschiede auf. Insgesamt zeigten sich homogenere Haftkräfte für ZrO₂-Doppelkronen.

1.5.1 Axialbelastung

Galvanodoppelkronenprothesen erzeugen eine starre Verbindung zwischen den Pfeilern und weisen eine hohe Resistenz gegen unilaterale Horizontalkräfte auf. Die Imitation einer primären Verblockung vermittelt den Patienten häufig das Gefühl eine festsitzende Versorgung zu tragen (*Weigl et al., 2000b*). Diese rigide Prothetik hat als einzigen beweglichen Freiheitsgrad den des axialen Ein- und Ausgliederns mit definierter Endposition. Dennoch sind horizontale- und insbesondere non-axiale Kräfte bei Freundsituationen (Kennedy I und II) keine unwesentliche Einflussgröße. Die Beweglichkeit des Prothesenpfeilers selbst, insbesondere sattelnaher Pfeiler, wurde vielfach untersucht und erwies sich bei Doppelkronen als vorteilhaft und führte in vielen Fällen zu Steigerungen des Halts über das Parodontium (*Igarashi et al., 1999; Niedermeier und Rießner, 1994; Szentpétery et al., 2010*).

Beuer et al. (2010) verglichen in ihrer In-vitro-Studie ausschließlich Galvanodoppelkronen mit variierenden Faktoren wie der Stumpfhöhe (5, 7, 9 mm), den Materialien der Primärkronen (ZrO₂, EM-Legierung) und der Konizität (0°, 2°). Die Werte der Abzugskraftmessungen (n = 10) ohne künstliche Alterung zeigten signifikante Einflüsse aller Prüfparameter auf die Retentionskraft der EM-Gruppe, die ZrO₂-Gruppe bewies keinen statistischen Zusammenhang zur Stumpfhöhe. Damit konnte die ZrO₂-Gruppe bei 0° Neigung und kurzer Stumpfhöhe weitaus höhere Haftwerte als die Vergleichsgruppe erreichen. Auch mit 2° und langen Stumpfhöhen erwies sich ZrO₂ als Alternative für eine EM-Legierung.

Retentionswerte verschiedener Halteelemente wurden von *Boeckler (2011)* mittels Analyse zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer ermittelt. Edelmetallhaltige Galvano-Doppelkronenpaare auf elastischer Modelllagerung erreichten in vitro einen MW von $10,9 \pm 1,60$ N. An diese Ausgangswerte der Modellversuche schlossen sich Analysen zur Prothesenkinematik bei unterschiedlichen in vitro und in vivo erzeugten Druckbelastungen an. Im Vergleich der Verbindungselemente (Kugelanker, Locator, Magnet, Steg, Doppelkrone, Vergleichsgruppe) konnten im Modellversuch, in Abhängigkeit von den unterschiedlichen Druckkräften, für alle Verbindungselemente sich signifikant unterscheidende Bewegungswerte in vertikaler, transversaler und sagittaler Richtung erfasst werden. Die Auslenkungen der belasteten Sättel lagen über denen der kontralateralen Seiten. Insgesamt beschrieben die Doppelkronen die geringste Bewegungsamplitude bei Belastung.

Dillschneider et al. (2009) erstellten einen umfassenden Vergleich zwischen fünf Doppelkronensystemen am Ein-Zahn-Modell. Unberücksichtigt blieben die Verwendung

verschiedener Materialien, Konizitäten und Funktionsmechanismen. Die Standardisierung wurde durch die CAD/CAM-Herstellung der verwendeten Materialien unterstützt. Je Gruppe wurden zehn konforme Doppelkronen erstellt und 10.000 artifiziellen Ein- und Ausgliederungen mit insgesamt 450 Abzugsmessungen unterzogen (Zwick 2020). Zwei Gruppen mit Galvanodoppelkronen (0° , 2°) bewiesen durchweg konstante Werte (initialer MW 3,99 N; finaler MW 4,16 N). Die drei weiteren Gruppen der Friktionsteleskope sanken nach Belastung um 10 % (EM/EM) sowie 40 % (EMF + EMF; Marburger Doppelkrone EMF/EMF). Alle Gruppen erreichten aus klinischer Sicht ausreichende Haftwerte, wiesen jedoch Unterschiede im Langzeitgebrauch auf. Es wurde festgestellt, dass maßgeblich die Auswahl des Materials den Langzeiterfolg beeinflusst.

Gurbulak et al. (2013) ermittelten im In-vitro-Testverfahren Haftwerte für Galvanodoppelkronen mit EMF- (Ni-Cr-Legierung) Primärkronen (3°) mit Galvanokappe sowie in umgekehrter Form als Galvanoprimärkrone (3°) mit EMF-Sekundärkappe. Unter Speichelbenetzung und 5 kg Auflast wurden die Doppelkronen insgesamt 3.285mal axial getrennt und gefügt. Die Gruppe mit EMF-Primärkrone erreichten eine 35 % Retentionskraftsteigerung (initial 18,70 N; final 25,23 N). Der Wert der Vergleichsgruppe sank über die Gebrauchsperiode von 5,51 N auf 1,86 N ab. Die signifikant differierenden Werte zwischen den beiden Gruppen belegten den Einfluss des Konstruktionstyps und des Haftmechanismus auf die resultierende Haftkraft.

Engels et al. (2012) vermuteten ebenfalls unterschiedliche Haftwerte nach Alterung von verschieden hergestellten Doppelkronensystemen (ZrO₂-Galvano, EMF/Galvano, EM/Galvano, EM/EM). Diesbezügliche primäre Effekte wurden von der Herstellungsart der Sekundärkappe erwartet. Weitere beeinflussende Faktoren betrafen die Variabilität in Stumpfhöhe, Primärkronenmaterial und Konizität. Abzugsmessungen (n = 10) wurden zu Beginn, nach 5000 und 10.000 Ein- und Ausgliederungen in einem künstlichen Speichelbad durchgeführt. Die gegossenen Doppelkronen zeigten den initial höchsten MW von 4,89 N, der niedrigste MW wurde final von den Galvanodoppelkronen mit ZrO₂-Primärkronen erzielt (MW 1,45 N). Insgesamt verloren alle Doppelkronenarten über die Belastungszeit an Haftkraft. Nachweislich beeinflusst wurden diese Werte durch Material, Konizität und Alterung, hingegen fand der Faktor Stumpfhöhe nur in der Galvanogruppe eine signifikante Verbindung. Innerhalb der Galvanogruppe wurden geringere Standardabweichungen im Vergleich zur Gussgruppe verzeichnet, wobei die EMF/Galvano-Gruppe die höchsten Haftwerte erzielte. Fazit der Untersuchung besagte: Gegossene Doppelkronen können höhere Haftwerte erreichen. Als vorteilhaft für die Galvanodoppelkronen bewies sich deren vorhersagbare Haftkraft.

Huber (2003) untersuchte Faktoren, welche die Abzugskräfte von Galvanodoppelkronen beeinflussen. Im Abzugsversuch wurden EMF/Galvano-Einzelkronen ($n=10$, Höhe 4 mm, \varnothing 5 mm) bei verschiedenen Abzugsgeschwindigkeiten – trocken und unter Flüssigkeit- gemessen. Im trockenen Medium lag der MW konstant bei 42,3 mN. Im wässrigen Medium stiegen die Abzugshaftwerte linear zur Geschwindigkeit bis 2 N. Die Unabdingbarkeit eines flüssigen Zwischenmediums für das Funktionieren eines hydraulischen Systems bei Galvanodoppelkronen wurde belegt.

Zirkoniumdioxid als Äquivalent für eine hochgoldhaltige Legierung zur Herstellung von Primärkronen verglichen *Turp et al. (2014)* in einer in vitro Studie. Dafür wurden drei Doppelkronentypen aus den Materialkombinationen EMF/Galvano, ZrO_2 -Galvano und ZrO_2 -EMF in jeweils unterschiedlicher Konizität (0° , 2° , 4° , 6°) hergestellt. Nach artifizierter Alterung (10.000 Zyklen) in künstlichem Speichelbad erreichte die Gruppe ZrO_2 -EMF mit 0° die höchsten Haftwerte im Gegensatz zu den ZrO_2 -Galvano (4° , 6°) mit den niedrigsten Werten. Bestätigt wurde ein Abfallen der Haftkräfte bei ansteigenden Konizitäten. Ähnlich zur vorliegenden Studie wurden weniger exkursive Haftwerte bei der Verwendung von ZrO_2 -Primärkronen verzeichnet. Unterstützung fand diese Aussage ebenso in der Oberflächenbeurteilung der Primärteile, wobei weitaus weniger Abrieb an den ZrO_2 -Materialien festgestellt wurde.

Wagner et al. (2015) verglichen Doppelkronen, gefertigt als konforme CoCr-Primärkronen (0° , 1° und 2° Konizität) mit jeweils drei materialtechnisch verschiedenen Sekundärgerüsten (A. gefräst und gesintert; B. gegossen; C. galvanisiert). Direkt nach Fertigung wurden Abzugsmessungen im Speichelbad ($n=20$, 50 mm/min) durchgeführt. Vergleichsweise niedrigere Haftwerte resultierten für die Galvanogruppe (C) mit 2,87 N (bei 0° Konizität) 15,67 N (bei Konizität 1°) und 6,56 N (bei 2° Konizität). Die ermittelten Werte der Gruppe A bewegten sich zwischen 17,4 N und 28,46 N, die der Gruppe B zwischen 14,10 N und 22,77 N.

Weigl et al. (2000a) überprüften an implantatverankerten Doppelkronenpaaren aus EM/EM, ZrO_2 /Galvano und aus Titan/Titan die Haftkräfte. Bei gleicher Bauweise (Neigung 2° , Höhe 6 mm, \varnothing 4,5 mm) wurden die Doppelkronen ($n = 3 \times 30$) mit ansteigenden Kaukräften (5-400 N) 100.000 gefügt und getrennt. Der Retentionskraftverlauf wurde mit fünf Zwischenmessungen protokolliert. Die Erhöhung der Auflast führte bei der Zirkoniumdioxid-Gruppe zu einer merklichen Steigerung der Haftkräfte (initial: 4,84 N bei 50 N bis 5,27 N bei 400 N). Insgesamt präsentierte sich die Galvanogruppe zu den Vergleichsgruppen mit den geringsten Schwankungen über die gesamte Verschleißperiode.

1.5.2 Non-axiale Belastung

Die Doppelkrone, als Verankerungselement mit Halte- und Stützfunktion, erfährt insbesondere in der Gebissklassifikation Kennedy I neben den axialen die auf den Freundsattel treffenden non-axialen Kaukräfte (*Igarashi, 1999; Bayer 2010b*). Um galvanotechnische Prothetik sinnvoll in das Behandlungskonzept einzusetzen, wird von *Spiekermann und Nickenig (2006)* empfohlen, dass das Sekundärteil körperlich im Tertiärgerüst gefasst sein muss und die Abstütz Pfeiler in einer quadrangulären Form verteilt sein müssen, um eben jene non-axialen Kräfte zu vermeiden, welche zum Haftkraftverlust durch Aufdehnung der Galvano-Sekundärkronen führen können. *Niedermeyer und Rießner (1994)* empfahlen, Teilprothesen auf verblockten Doppelkronenpfeilern abzustützen und diese Klammerverankerungen sowie jeglichen Einzelpfeilern vorzuziehen. Die Autoren führten eine klinische Vergleichsstudie mittels verschiedenartiger Konstruktionselemente durch und kontrollierten die Zahnbeweglichkeit sattelnaher Pfeiler. Höhere, jedoch nicht pathologische, Pfeilerbeweglichkeiten machten sich insbesondere in sattelnahen Bereichen im unverblockten Zustand deutlich bemerkbar. *Arnold (2013)* entwickelte einen neuen artifiziellen Versuchsaufbau zur Simulation von sowohl axialen- als auch non-axialen Kräften auf ein Doppelkronenpaar einer Prüfprothese. Die Prüfapparatur bildete ein modifiziertes Unterkiefer-Kavo-Modell. Getestet wurden zwei Doppelkronenarten mit jeweils zwei Materialmodifikationen. Pro Versuchsreihe (n=4) wurden fünf Doppelkronenpaare getestet (1. EMF/EMF + EMF-Friktionsstift; 2. ZrO₂/EMF + Au-Friktionsstift; 3. EM/EM; 4. EMF/EMF). Während der jeweiligen Abzugsversuche (n = 20) und den axialen Ein- und Ausgliederungen (n = 15.000) wurden die Stümpfe starr fixiert. Gegenteilig dazu wurden zum non-axialen Kaubelastungsversuch die Pfeiler mittels Gummi-O-Ringen elastisch gelagert. Mittels zyklischer Stempelbewegung und unter Auflast von 50 N wurden initial 20.000 und final 30.000 simulierte Kaubewegungen am distalen Prothesensattel im Speichelbad durchgeführt. Die gemessenen Retentionswerte unterlagen, insbesondere initial, einer großen Bandbreite (9,6-14 N) und zeigten unter der Verschleißperiode teilweise Retentionskraftsteigerungen. Nach Durchführung der Alterung zeigten die Doppelkronen ohne Halteelement signifikante höhere Haftverluste (MW: 66,5 %) als jene mit Halteelement (MW: 28 %). Die ZrO₂-Doppelkronen blieben auf einem ähnlichen Niveau (p = 0,857).

Publikationen zum non-axialen artifiziellen Verschleiß am Ein-Zahn-Modell sind selten (*Bayer et al., 2010b*). Der Versuchsaufbau von *Bayer et al. (2010b)* simulierte einen Dauerverschleißversuch im Wechsel von axialen (je 5, gesamt: 5000 Abzüge; 20 N) und non-axialen (je 1000, gesamt: 1 Million Abzüge, 80 N) Kräften an Galvanokronen auf Primärkronen aus ZrO₂ und einer EM-Legierung. Es resultierte eine anfänglich mehr (EM/Galvano) oder weniger (ZrO₂/Galvano) ausgeprägte Retentionskraftsteigerung. Die initialen Ausgangswerte

von 8,89 N (EM/Galvano) und 5,2 N (ZrO₂/Galvano) erreichten im Median nie weniger als 4 N noch überstiegen sie 12 N. Vergleichsweise bewiesen die Haftwerte der ZrO₂ – Gruppe stetigere Werte.

1.6 Fügspalten

Belastungsbedingte Veränderungen der Fügspalten zwischen Primär- und Sekundärkrone lassen vermuten, Ursache der vielfach auftretenden Verblendfrakturen an Doppelkronen zu sein (*Rehmann et al., 2006*). Aufgrund des elektrolytischen Herstellungsverfahrens und der homogenen atomaren Struktur erreichen Galvanokappen Randspaltmaße um 20 µm (*Behrend, 1997; Raigrodski et al., 1998; Setz und Diedrichs, 2002*), die mit der Gusstechnik (20 bis 100 µm) (*Lehmann et al., 2012*) so nicht zu erreichen sind. Es existieren verschiedene galvanotechnische Herstellungsprotokolle, welche von Techniker zu Techniker unterschiedlich umgesetzt werden und somit in verschiedenen Fügspaltmaßen resultieren (*Holmes et al., 1989*). Die Qualität des Fügspaltmaßes ist zudem abhängig von der Reduktion der Randüberschüsse, welche durch das dreidimensionale Gefüge der Feingoldschicht entstehen. Allgemein gilt ein Kronenrand als ideal, wenn er weder visuell noch mittels zahnärztlicher Sonde als Spalt oder Stufe detektierbar ist (*Holmes et al., 1989*). Im klinischen Alltag ist dieses Ideal nur selten anzutreffen und speziell für Doppelkronen nicht festgelegt. Akzeptable Randspaltmaße des Haftspalts an Doppelkronen wurden mit 5 bis 50 µm beschrieben (*Beuer et al., 2010; Weigl 2000a*). Die Haftspaltmessung wurde gemäß der Definition nach *Donath und Roth (1987)* zur marginaler Passgenauigkeit von Kronen, übernommen, welche den Abstand zwischen Präparationsgrenze und zervikalem Kronenrand parallel zur Zahnachse festlegt. Weitaus differenzierter entwickelten *Holmes et al. (1989)* insgesamt acht unterschiedliche Parameter zur Definition der Passgenauigkeit (Abb. 12). Unterschiedliche Haftspaltgrößen vermutet *Bayer (2010b)* aber auch als Ursache für unterschiedlich stark auftretende Haftkräfte. Ursachen sind unterschiedliche labortechnische Verfahren, wie beispielsweise der Silberleitlackauftrag, sowie das Vorgehen bei einer nachträglichen Haftkrafteinstellung (Politur der Kroneninnenfläche).

Eine Untersuchung zur Haftkraft von Galvanodoppelkronen von *Beuer et al. (2010)* beinhaltet deskriptive Haftspaltuntersuchungen. Die Haftspaltgrößen wurden methodisch durch den Silberleitlackauftrag mittels Pinsel und dem galvanischen Herstellungsverfahren nach Wieland mit einer Goldschichtstärke von 0,3 µm bestimmt. Nach Vertikaltrennung, je unverschleißter Probe, wurden marginale und interne Spaltpunkte mikroskopisch vermessen. Die MW für Gold- und ZrO₂-Doppelkronen zeigten durchweg homogene Werte zwischen 5,6 und 7,2 µm.

Die Randspaltanalyse war ein Teilaspekt der Untersuchungen von *Bruhn (2013)* zum Lösekraftverhalten von gegossenen Konusdoppelkronen. Die Schlibfbilder zeigten eine

Spaltvergrößerung, welche tendenziell von okklusal nach marginal zunahm. Die Herstellung der Außenteile über das Tiefziehverfahren erschien unter anderem an dem Phänomen beteiligt zu sein. Die Abmessungen der kleinsten marginalen Spalten lagen in einer Größenordnung von 5 bis 10 μm . Spaltmaße wurde bis zu 25 μm angegeben und bewiesen eine hervorragende Adaption.

Diedrichs und Rosenhain (1995) beschrieben den Haftspalt zwischen Primär- und Galvanosekundärkrone als Spielpassung, welche determiniert wird durch die Größenordnung des adaptierten Silberleitlacks in einer Dimension von 8 bis 12 μm . *Huber (2003)* vermaß nach artifizierlicher Alterung von Galvanodoppelkronen eine repräsentative Probe an sechs definierten Punkten entlang eines Horizontalschnitts. Die mikroskopisch erfassten Spaltbreiten betrugen 13 bis 16 μm . In der Herstellung wurde die Pinseltechnik angewandt und eine Materialstärke von 0,3 mm Galvanogold ausgewählt. *Ohkawa (1990)* untersucht den Haftspalt an gegossenen Doppelkronen, gefertigt aus einer Gold-Silber-Palladium-Legierung. Die Passung wurde anhand von 7 Messpunkten mittels Lichtmikroskop überprüft. Die vier marginalen Punkte erreichten Messwerte zwischen 0 bis 30 μm , die drei okklusalen Punkte ergaben Abstände zwischen 20 und 40 μm . Damit bescheinigt er diesem System eine akkurate Passungsfähigkeit. *Özyemişci-Cebeci und Yavuzylmaz (2013)* diskutierten über die verschiedenen Haftkraftwerte von drei Doppelkronengruppen, welche sich durch einen additiven Auftrag im Lumen der Sekundärteile mit drei Materialtypen (Harz, Kunststoff, Galvanogold) in der Haftspaltgröße unterschieden. Der Galvanisierungsprozess erfolgte mit 200 μm oder 280 μm Goldbeschichtung. Harz und Kunststoff wurden manuell ohne Schichtstärkenkontrolle adaptiert. Schlussfolgernd wurde ein Zusammenhang zwischen größerem Fügspalt und geringerer Haftkraft angenommen.

Turp et al. (2014) untersuchten die Oberflächen von Galvanodoppelkronen mittels Elektronenmikroskop auf Gebrauchsspuren. Ohne Abnutzung blieben lediglich die ZrO_2 – Primärteile. Die zugehörigen Galvanosekundärteile sowie weitere Primär- und Galvanosekundärteile aus Gold wiesen alle Oberflächenveränderungen auf. Auch unter dem Aspekt der unterschiedlichen Härten von ZrO_2 (1.250 HV) (*Zirconia, o.J.*) und Au (170 HV) (*Wieland, o.J.*) vermutete er, dass sich die Galvanosekundärkronen beim Ein- und Ausgliedern verformen müssen, um sich an den Primärkronen anzupassen. Diese Selbstzentrierung sah er als großen Vorteil des Systems und empfahl eine klinische Einsetzbarkeit für ZrO_2 – Galvano-basierte Doppelkronen.

Weigl et al. (2000a) untersuchten mittels Lichtmikroskop unter 500-facher Vergrößerung den Haftspalt zwischen Primärteil und Sekundärkrone anhand von 50 Messpunkten. Der Median für Doppelkronen aus EM/EM bezifferte 14,3 μm , für Titan/Titan 50,6 μm und für ZrO_2 /Galvanogold 4,9 μm . Für einige Fälle wurden Deformationen im marginalen Bereich (bis 0,5 mm) der

Sekundärkrone beschrieben. Oberflächenveränderungen durch Verschleiß waren sowohl an ZrO₂-Primärkörpern als auch an Galvanokappen nicht erkennbar. Bei gegossenen Doppelkronen aus Gold und insbesondere jenen aus Titan wurden jedoch zerkratzte und verschlissene Areale an den Fügeflächen detektiert. Die Verschiedenheit der Fügemechanismen zwischen Guss- und Galvanodoppelkronen wurde damit untermauert und dem hydraulischen Prinzip ein nahezu verschleißloses Arbeiten nachgesagt.

Nach *Willershäuser (2006)* soll die Passung zwischen Primär- und Sekundärteil mit Hilfe des direkten Galvanisierungsverfahrens Fügespalten zwischen 8 und 12 µm mit einer max. Rauhtiefe im Sekundärteil von 5 bis 8 µm ergeben. Für das indirekte Verfahren gibt er Passungswerte von <8 µm an mit einer max. Rauhtiefe im Sekundärteil von <1 µm. Mit diesem Verfahren lag er unter den von *Diedrichs und Rosenhain (1995)* postulierten Werten von 8 bis 12 µm. Weitaus häufiger wurden Randspalten galvanisch hergestellter Kronengerüste im Vergleich zu Doppelkronen untersucht. *Yang et al. (2004)* dokumentierten Randspalten unzementierter Galvanokappen anhand von 50 marginalen Messpunkten und bestimmte Mittelwerte von 45 µm (mit Keramikverblendung) und 51 µm (ohne Verblendung). *Blume (2007)* bestätigte bei einer Randspaltuntersuchung ähnliche Messwerte bei einteiligen Galvanobrücken mit Randspalten von 40,75 µm. Ein Vergleich von Kappen aus Galvanogold mit CoCr-lasergesinterten Gerüsten (*Karaman et al., 2015*) ergab signifikant kleinere Werte ($p = 0,001$) für die Goldkappen mit 24,47 µm zu 60,45 µm. Dabei erreichten die Galvanoteile vor der Zementierung Werte von 24,47 +/- 5,82 µm und nach der Zementierung 35,11 +/- 6,52 µm. Die Co-Cr-Gerüste erreichten einen Durchschnitt von 60,45 +/- 8,87 µm vor der Zementierung und danach 69,33 +/- 9,03 µm. Zusammenfassend wurde festgestellt, dass die marginalen Randspalten zu allen Messzeitpunkten im klinisch akzeptablen Bereich lagen, wobei die Galvanokappen die geringsten Randspaltmaße aufwiesen.

2 Ziel der experimentellen Studie

Eine bewährte Methode zur prothetischen Versorgung von reduzierten Restgebissen sind Galvanodoppelkronenprothesen (*Diedrichs, 1990; Bayer et al., 2012*). Vorzüge dieser Technik sind eine hohe Passgenauigkeit der Galvanokappen, geringe Haftverluste durch ein nahezu verschleißfrei arbeitendes hydraulisches System sowie die bevorzugte Verwendung in der Implantatprothetik durch einen spannungsärmeren Sitz der Suprastruktur über das intraorale Verkleben (*Rinke et al., 2015; Schwarz et al., 2014; Spiekermann et al., 2006; Weigl, 1999*).

Im Gegensatz zu Untersuchungen konventionell gegossener Doppelkronen sind Fragestellungen zur Haftkraft galvanoplastischer Doppelkronen weniger umfangreich evaluiert worden. Etliche Studien beleuchteten bereits die Haftkraft beeinflussenden Faktoren wie beispielsweise die Stumpfgeometrien, Primärkörpermaterialien, Zwischenflüssigkeiten und Abzugsgeschwindigkeiten (*Bayer et al. 2012a, b; Huber, 2003; Ohkawa et al., 1990; Rößler, 2005*).

Ziel der vorliegenden In-vitro-Studie ist es, die verschiedenen Herstellungsverfahren von Galvanodoppelkronen als mögliche Ursache von Haftkraftvarianzen zu überprüfen. Technische Komplikationen sollen damit genauer verifiziert werden können. Zur Simulation einer klinischen Anwendung wurden die Doppelkronen artifiziellen Kabelastungszyklen unterzogen und intermittierend auf veränderte Haftkräfte und Fügspalten untersucht. In dieser Studie wird ein systematischer Vergleich der folgenden Faktoren angestrebt:

- Einfluss des Primärkörpermaterials auf die Haftkraft und Fügspaltgröße vor und nach artifizieller Alterung.
- Einfluss der Applikationstechnik des Silberleitlacks auf die Haftkraft und Fügspaltgröße vor und nach artifizieller Alterung.
- Einfluss der Galvanogoldhärte auf die Haftkraft und Fügspaltgröße vor und nach artifizieller Alterung.
- Einfluss der Tertiärgerüstdimensionierung auf die Haftkraft und Fügspaltgröße vor und nach artifizieller Alterung.

3 Material und Methode

Die Untersuchung wurde als vergleichende experimentelle Studie angelegt. Arbeitsgrundlage bildeten 16 Doppelkronengruppen à sechs Einzelproben (n = 96), welche mit gruppenspezifischen Unterschieden bezüglich des Primärkörpermaterials, der Silberleitlackapplikationsmethode, der Härte des Galvanogoldes sowie der Ausdehnung des Tertiärgerüsts hergestellt wurden. Folgendes Organigramm soll einen chronologischen Überblick zum Herstellungs- und nachfolgend zum Datenauswertungsprozess der Doppelkronengruppen geben:

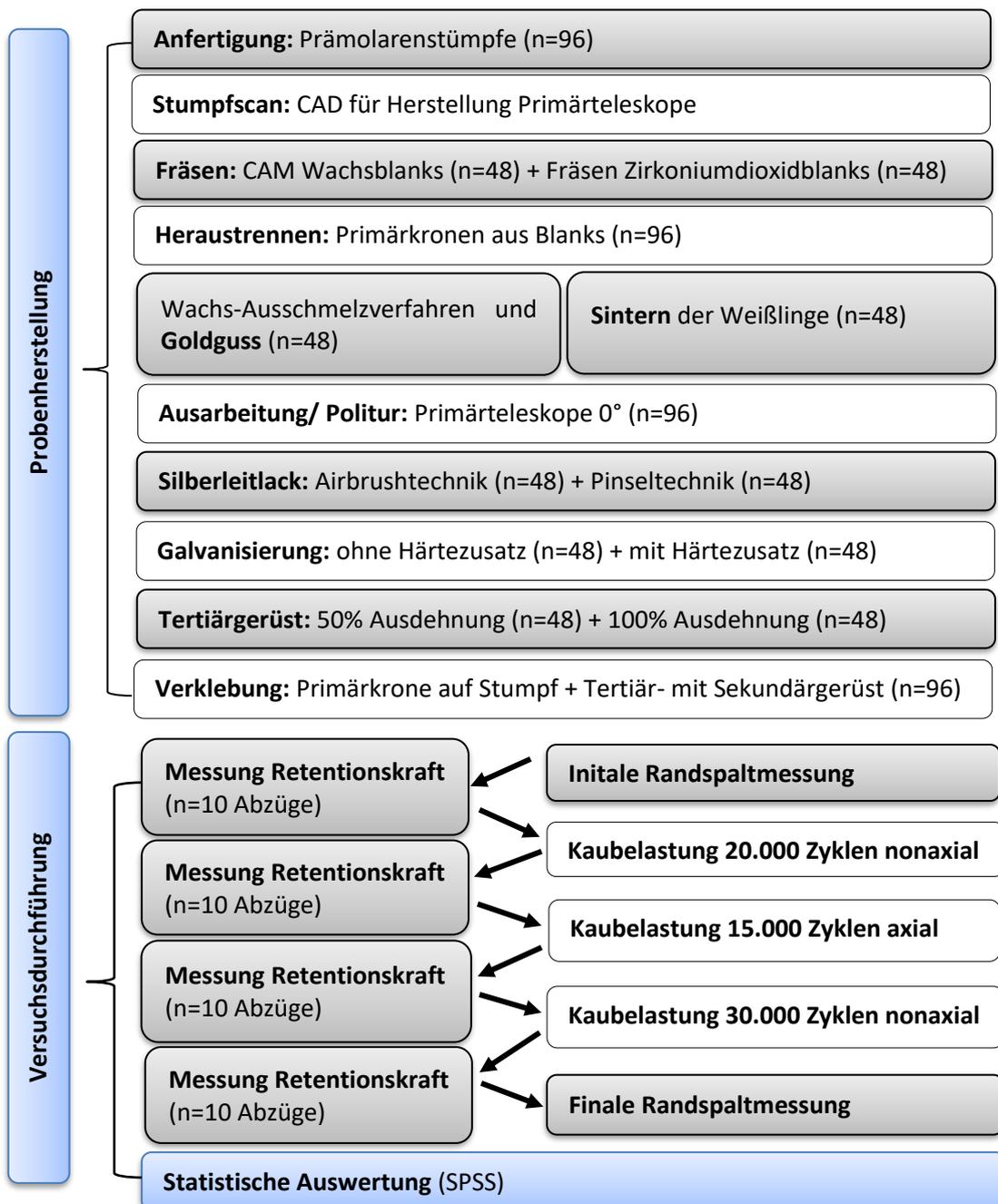


Abb. 2 Übersicht zur Probenherstellung und Versuchsdurchführung

Für die Versuchsreihen wurden n=96 Doppelkroneneinheiten produziert. Initial wurden als Vorlage 96 Prämolarenstümpfe im maschinellen Drehverfahren aus einer Chromnickellegierung hergestellt. Alle Primärkronen wurden im CNC-Verfahren (Computerized Numerical Control) mit einem Konuswinkel von 0° generiert. Davon wurden n=48 Primärkronen in Zirkoniumdioxid, weitere n=48 Primärkronen zunächst in Wachs geätzt. Die Wachsteile wurden anschließend unter Verwendung einer hochgoldhaltigen Legierung (BioPortadur, Fa. Wieland, Pforzheim, D) konventionell gegossen und ausgearbeitet. Alle 96 Galvanosekundärkronen wurden im Galvanogerät (AGC Micro Vision, Wieland, D) hergestellt. Dabei wurde bei 48 Doppelkronen (n=24 Gold, n=24 ZrO₂) ein Härterzusatz verwendet. Die Tertiärgerüste wurden über eine Folientechnik konventionell gusstechnisch aus einer Chrom-Cobalt-Molybdän-Legierung gefertigt. Es wurden Tertiärgerüste (n=24 Gold, n=24 ZrO₂) mit reduzierter, äquatorial verlaufender (50 %) – und vollständiger, marginal verlaufender (100 %) Ausdehnung hergestellt. Zur Versuchsdurchführung wurden anschließend Fügespaltmessungen und Abzugskraftmessungen nach Langzeitbelastungen in einem Kausimulator durchgeführt und statistisch ausgewertet.

Kriterien	Ausprägung															
	Zirkoniuimidioxid								Gold							
Primärteleskop																
Silberleitlack	Pinsel				Airbrush				Pinsel				Airbrush			
Galvanogold	hart		weich		hart		weich		hart		weich		hart		weich	
Tertiärgerüst	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1	5	1
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Probenanzahl	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6	6

Abb. 3 Übersicht zur Gruppeneinteilung (weich = ohne Härterzusatz, hart = mit Härterzusatz, Pinsel- u. Airbrushtechnik, 50 = äquatorial und 100 = marginal ausgedehntes Tertiärgerüst)

3.1 Die Prüfkörper

3.1.1 Prämolarenstumpf

Die Probenaufnahmekörper wurden als Prämolarenstumpf konstruiert (Schumacher et al., 1990). Die geplanten V2-A-Edelstahlstümpfe wurden durch mechanische Dreiteilfertigung hergestellt (ZMK-Forschungswerkstatt, Medizinische Fakultät, Martin-Luther-Universität, Halle-Wittenberg, D). Die Stümpfe wiesen eine Höhe von 6 mm, eine Konizität von 3° sowie einen

Durchmesser (Präparationsgrenze) von 8 mm auf. Eine 1 mm breite zirkuläre Hohlkehle wurde angelegt (vgl. Abb. 5). Zur Befestigung des Probenkörpers diente ein apikales Gewinde mit Rotationsschutz in Form einer apikalen Nut zur Aufnahme einer Madenschraube. Zur Simulation des klinischen Verhaltens des Parodontiums wurden die Stümpfe mit Gummimanschetten versehen.

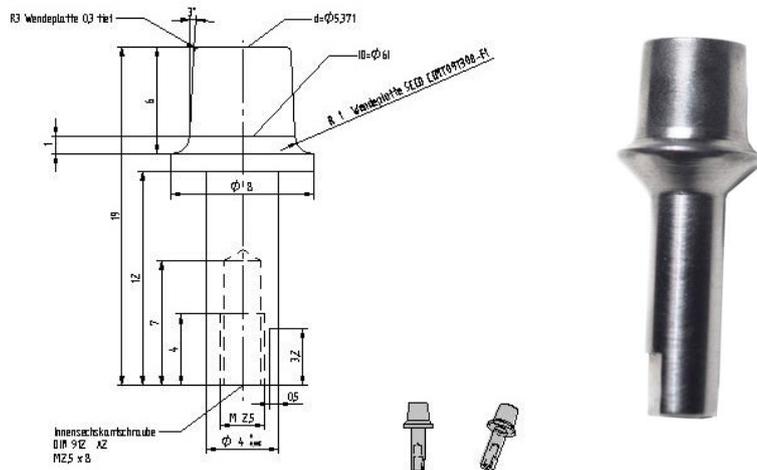


Abb. 4 Konstruktionsmaße und Fotodokumentation des Prämolarenstumpfes

3.1.2 Primärkrone

Die Herstellung der 96 Primärkronen erfolgte zunächst über die Anfertigung von Rohlingen im CAD/CAM Verfahren durch die Firma Wieland Dental-Technik (Pforzheim, D). Die dreiteilgefertigten Stümpfe wurden mittels Scanspray einmalig besprüht (Zenotec Scanspray, Wieland Dental + Technik GmbH&Co.KG, D). Auf der Multi-Die-Platte wurden die einzelnen Stümpfe positioniert und über den Scanvorgang bildlich dargestellt (ZENO Scan S100, Wieland). Nach dem Scan wurden die Primärkronen virtuell konstruiert (ZENO CAD 4.0 Software, Wieland). Als Konstruktionsparameter wurde eine Zementfuge von 70 μm angegeben sowie eine zirkuläre Fügefläche mit einer Höhe von 4 mm (Pospiech, 2002) bei einer Konizität von 0°. Des Weiteren wurden eine zirkulär verlaufende Hohlkehlnpräparation von 1 mm und eine inzisale 1 mm breite Abrundung determiniert (vgl. Abb. 4). Im CAM-Verfahren, nach der Berechnung der Fräsbahnen, wurden die Rohlinge dem Verfahren entsprechend (ZENO Tec System, Wieland) virtuell in einem discoiden Blank platzsparend positioniert. Mit einer Fräsmaschine, ausgestattet mit vier rechnergestützt numerisch gesteuerten (CNC) Werkzeugwendern (ZENO System 6400 L, Wieland) wurden die Hälfte der Proben ($n = 48$) aus einem Wachsblank (ProArt Wax Disc for Zenotec, Wieland) und die andere Hälfte ($n = 48$) aus ZrO_2 (Zenotec Zr bridge, white, Wieland) gefräst.

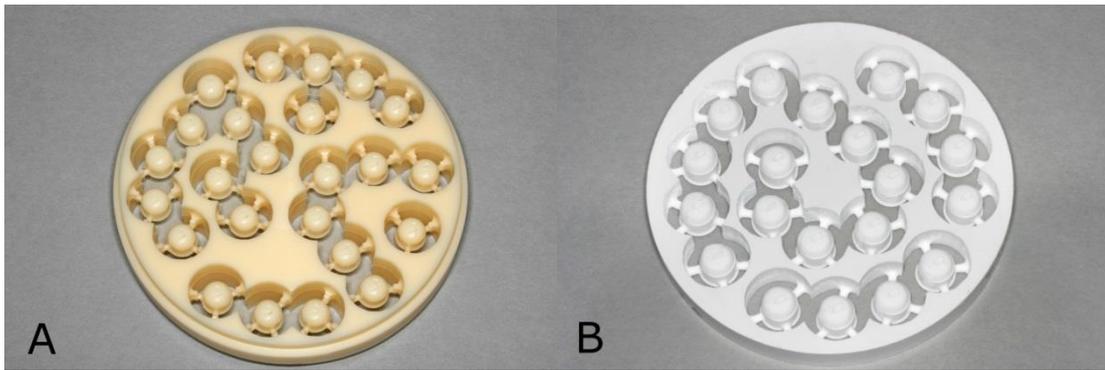


Abb. 5 A. Zeno Wax Disc B. vorgesinterte Zirkoniumdioxid-Disc

Für die **gusstechnische** Weiterverarbeitung wurden die Wachs-Blanks (vgl. Abb. 5 A) dem zahntechnischen Labor der Universitätszahnklinik Halle übergeben. Die einzelnen Primärkronen wurden mit Hilfe eines elektrischen Wachsmeßers herausgelöst, anschließend jeweils zu viert mit Wachsenkanälen angestiftet, eingebettet (Heravest Speed Einbettmasse 100g : 25ml, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D) und entsprechend der Herstellerangaben verarbeitet. Nach der Wachserschmelzung (Lost-Wax-Technik) wurden über das Vakuum-Druck-Gussverfahren (Prestomat compact, DeguDent GmbH, Hanau, D) die Primärkronen in hochgoldhaltiger Gusslegierung (Bioportadur DIN EN ISO 9693 + DIN EN ISO 22674, Wieland) hergestellt. Nach langsamem Abkühlen der Muffeln auf Handwärme wurden die Gussobjekte mit einer Gipszange ausgebettet. Verbliebene Einbettmassereste wurden befeuchtet und mittels Strahlgut (Aluminiumoxid 110 µm) bei 2,0 bar abgetragen. Die okklusale angestifteten Primärteile wurden mit einer faserverstärkten Trennscheibe (High Line-Trennscheibe, Shera GmbH & Co.KG, Lemförde, D) entfernt und an dieser Stelle mit einer Metallfräse verschliffen. Daran schloss sich die Nachbearbeitung der CAD/CAM-technisch hergestellten Primärteile zur Vergütung von Oberflächenrauigkeiten im Fräsgerät (S1 Junior Fräset, Schick GmbH, Schemmerhofen, D). Die Bearbeitung der Parallelflächen erfolgte mit zylindrischen Feinfräsen von 0° (H 364 RF.010/015/023 HM-Feinfräser für E, Komet, Gebr. Brasseler GmbH&Co.KG, Lemgo, D) in Gegenlaufrichtung (10.000 U/min.) unter Verwendung von Fräsöl (Mesinger Öl, 50ml, Henry Schein Dental GmbH, Langen, D) (vgl. Abb. 8 A). Zur Fertigstellung wurde ein Feinfräser dünn und gleichmäßig mit Watte umwickelt und die Primärteile bei 6.000 U/min. poliert (vgl. Abb. 7 A).

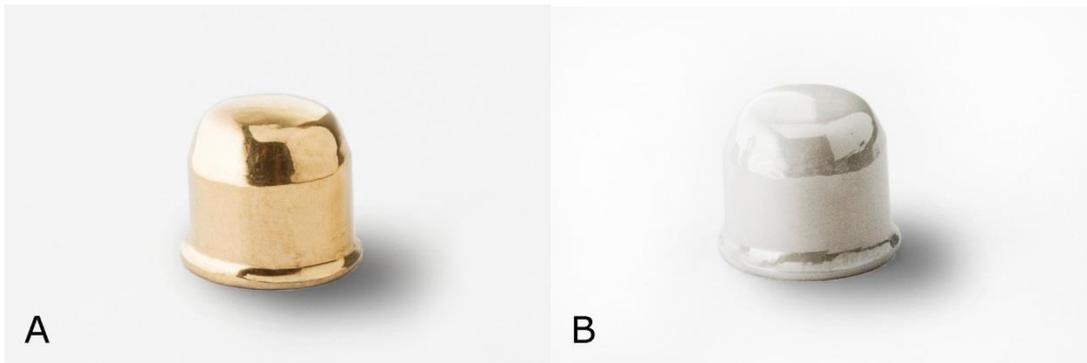


Abb. 6 A. EM-Primärkrone; B. Zirkoniumdioxid-Primärkrone

Die Weiterbearbeitung der **Zirkoniumdioxid**-Discs ($n = 48$) (vgl. Abb. 5 B) erfolgte ebenfalls in der Zahntechnik der Universitätszahnklinik Halle. Die Primärkronen wurden vor dem Sintern mittels Turbine (Presto Aqua II, NSK, Tochigi, Japan) ohne Wasserkühlung aus dem Rohling herausgetrennt. Nach der Empfehlung von Wieland wurden die Bars nur halb durchtrennt, um Sollbruchstellen zu erzeugen. Die Überreste wurden anschließend verschliffen. Das Dichtsintern der Primärkronen übernahm wiederum die zahntechnische Fachabteilung Wieland bei $1450\text{ }^{\circ}\text{C}$ im Keramikofen (Zenotec Fire, Wieland). Die mechanische Endverarbeitung setzte die Zahntechnik der MLU (Halle) fort. Die einzelnen Primärkronen wurden in einem Fräsgesät (S1 Junior Fräsgesät, Schick GmbH) mit diamantbesetzten Fräsen (Grind Refill Zirkon Set, Steco-System-Technik GmbH&Co.KG, Hamburg, D) unter Beibehaltung der Konizität von 0° geglättet ($80\text{ }\mu\text{m}$) (vgl. Abb. 7 B, C) Der Politurvorgang erfolgte, gemäß Herstellerangaben, ohne Anpressdruck und unter absteigender Körnung ($40; 15; 8; 4\text{ }\mu\text{m}$) (vgl. Abb. 7 A). Die zu bearbeitenden parallelen Fräsflächen wurden auf eine gleichmäßige Höhe von 4 mm kontrolliert.

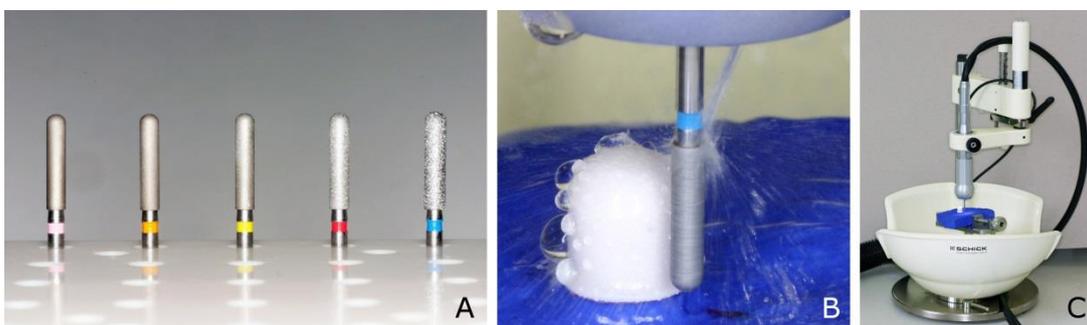


Abb. 7 A. Imago Fräser; B. Glätten der ZrO_2 -Primärkrone; C. Wasserturbine (Schick GmbH)

Die Wandschichtstärken der Primärteleskope wurden mit einem Tasterzirkel (Dial Caliper, Fa. Kori Seiki, Japan) auf $0,5\text{ mm}$ überprüft.

3.1.3 Silberleitlackauftrag

Zur Vorbereitung wurden die 96 Primärkronen mit einem autopolymerisierenden Modellationskunststoff (Pattern Resin, Fa.GC Europe N.V., Leuven, Belgien) aufgefüllt (vgl. Abb. 8 A). In den entstandenen Kunststoffstümpfen wurden 2,0 mm unterhalb des Kronenrandes Bohrungen für die Aufnahme des Kupferdrahtes (galvanische Verbindung) angelegt (vgl. Abb. 9 A). Dort wurden die Magnetkontaktstäbe eingeklebt (LOCTITE 401 Sekundenkleber, Henkel AG & Co., München, D) und Kleberüberstände entfernt. Die konfektionierten Kupferdrähte wurden mit einem Isolationsschlauch versehen (vgl. Abb. 8 A). Alle Primärteile wurden mit Alkohol entfettet (AGC Entfetter, Wieland).

Die Anwendung des Silberleitlacks für die Pinseltechnik erfolgte gemäß der Gebrauchsanweisung durch den Vertrieb Wieland (*AGC Microvision Gebrauchsanweisung, 2002*). Die **Pinseltechnik** wurde mit dem Leitsilberlack Silver Switch (Wieland) durchgeführt. Vor jedem Gebrauch wurde dieser 5 min auf einem Rüttler aufgeschüttelt. In einer deckenden und dünnen Schicht ist der Silberleitlack anschließend mit einem Pinsel (Creative Brush 1, Wieland) bei 24 ZrO₂-Primärkronen und 24 EM-Primärkronen (vgl. Abb. 3) auf die zu galvanisierende Fläche aufgetragen worden (vgl. Abb. 8 A). Dabei war eine direkte Verbindung zum Kupferdraht gefordert. Ein mehrmaliges Überpinseln fand nicht statt. Der AGC Leitsilberlack trocknete für 30 min. Überstände des Lacks im Bereich der Prägengrenze wurden mit einem Abdecklack (Argentobrush Set, Steco) nivelliert (vgl. Abb.9 A, blaue Lackfarbe).

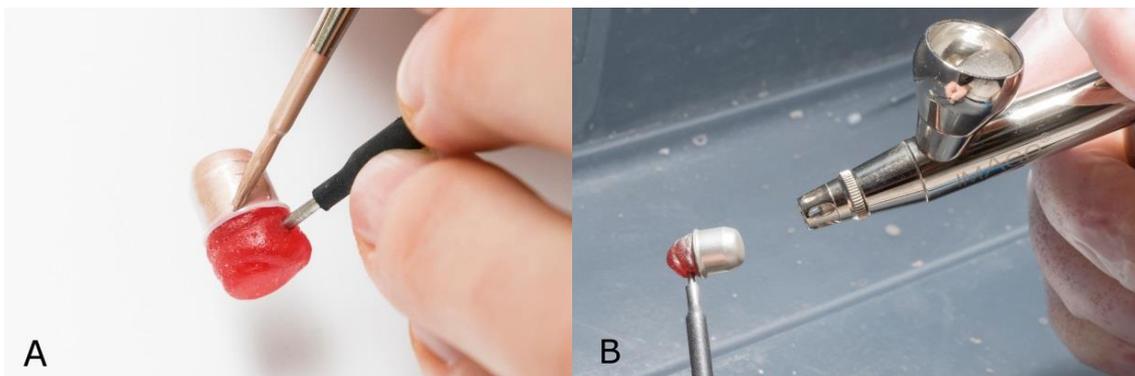


Abb. 8 Applikation Silberleitlack, A. Pinseltechnik B. Airbrushtechnik

Mittels **Airbrushtechnik** wurden weitere 24 ZrO₂- und 24 EM-Primärkronen mit einer leitenden Silberleitlackschicht versehen (vgl. Abb. 8 B). Verwendet wurde das IMAGO Argentobrush Set (Steco), welches im Lieferumfang unter anderem eine Airbrushpistole und den passenden Silberleitlack enthielt. Es erfolgte eine gleichmäßige Applikation des Lacks mit einer

Drucklufteinstellung von 0,7 bar in einem Abstand von 10 cm. Ein mehrmaliges Übersprühen wurde vermieden. Auf eine ausreichende Aushärtung von mindestens 30 min wurde geachtet.

3.1.4 Galvanosekundärkrone

Die AGC Sekundärkronen wurden nach den Herstellerangaben von Wieland in der direkten Galvanisierungstechnik hergestellt (AGC *Microvision Gebrauchsanweisung*, 2002). Die Vorgehensweise entspricht weitgehend dem von *Diedrichs und Rosenhain (1995)* empfohlenen Verfahren zur Fertigung von Galvanodoppelkronen.

Die Einstellungen am Galvanogerät wurden der Bedienungsanleitung entnommen (AGC *Micro Vision*, Wieland). Zunächst erfolgte eine Oberflächenbestimmung der Primärkronen über eine Vergleichstabelle (Level 6 = 1,21 g Galvanogold). Weiter wurde über ein menügeführtes Touchscreen am Galvanogerät die Schichtdicke (0,3 µm) und die Anzahl (n = 6) der zu galvanisierenden Teile angegeben. Das einzufüllende Galvanobadvolumen (AGC *Micro Vision Goldbad*, Wieland) errechnete im nächsten Menüschritt das Gerät. Die Kontaktstäbe mit den vorbereiteten Primärkronen wurden im Galvanokopf, mit Galvanisierungsflächen entgegen dem Uhrzeigersinn, kontaktiert (vgl. Abb. 9 B). Den versiegelten Goldbadflaschen (8,5 g /500 ml Gold) wurden pro Abscheidung für sechs Primärkronen 426 ml entnommen, um „weiche“ Sekundärteile (170 HV) **ohne Härterzusatz** zu generieren. Nach dem Einfüllen des Bades in ein 200 ml Becherglas und dem Bestücken des Galvanogeräts konnte das Programm gestartet werden.

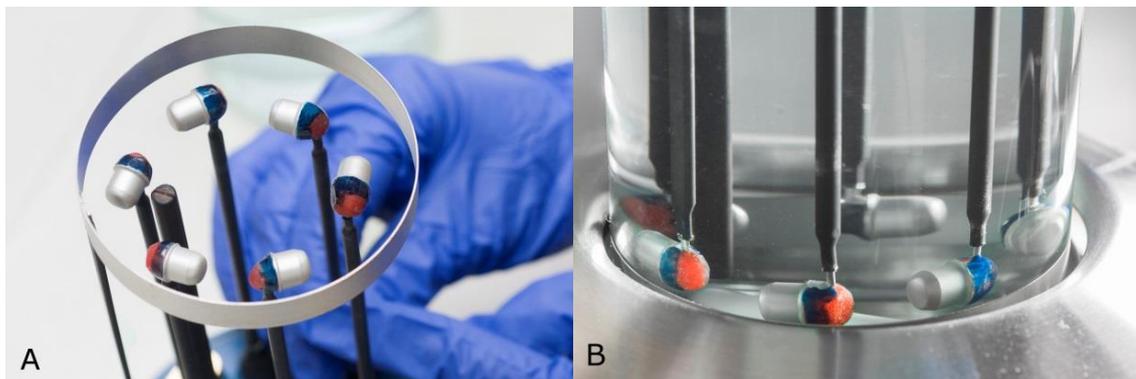


Abb. 9 A. Primärkronen mit Silberleitlack B. Galvanobad (AGC *Micro Vision*, Wieland)

Bei den Galvanodoppelkronen **mit Härterzusatz** („hart“ = 220 HV) wurden die Kontaktstäbe und das Galvanogerät in der gleichen Weise vorbereitet wie ohne Verwendung eines Härters (vgl. Abschnitt ohne Härterzusatz). Lediglich wurde dem Goldbad (426 ml, n = 6) der Härte Aktivator im Verhältnis 1:20 (21,3 ml, n = 6) dazugegeben (AGC Härte Aktivator, Wieland).

Nach Ablauf der Galvanisierzeit (329 min) wurden die Kontaktfahnen abgetrennt, der Kontaktstab herausgezogen und übergalvanisierte Ränder mit einem Silikonschleifer (EVE

Silikonpolierer mittel, Art.-Nr.1002, EVE Ernst Vetter GmbH, Pforzheim, D) bis zur zirkulären Stufe zurückgenommen (Blume, 2007). Anschließend wurden die Sekundärkronen von den Primärteilen abgelöst. Dies erfolgte teils manuell, teils durch Klopfen auf eine den Kunststoffstumpf fixierende Zange. Nach der Trennung wurde der Leitsilberlack aus den Innenflächen der Sekundärteile durch Auskochen (15 min) in verdünnter Salpetersäure (20 %ig) entfernt (Hopp et al., 2001). Etwaige Überschüsse wurden mittels Dampfstrahler (Reitel Tronada, Zirodent, Köln, D) beseitigt.

3.1.5 Tertiärgerüst

Das Tertiärgerüst dient der Verbindung zur Prothese und unterstützt durch das Einkleben der Sekundärkappen der Gerüstversteifung. Im Rahmen der vorliegenden Studie wurden 48 Tertiärgerüste als vollständige (100 %) Mantelkappen (vgl. Abb. 10 A) und weitere 48 Tertiärgerüste als hälfte Mantelkappen (50 %) konzipiert (vgl. Abb. 10 B).

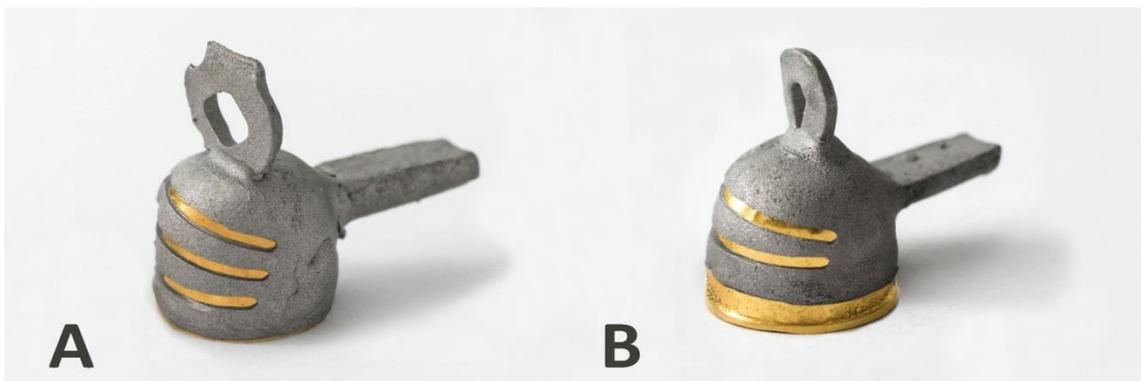


Abb. 10 Galvanokappe mit Tertiärgerüst in A. 100 %-Umfassung; B. 50 %-Umfassung

Nach Adaption von Primär- und Sekundärkrone erfolgte die Herstellung der Tertiärgerüste mit dem Adapta-Tiefziehsystem (Adapta Tiefziehsystem, BEGO GmbH&Co.KG, Bremen, D). Um einen Klebespalt zu gewährleisten, wurde die Adaptafolie mit entsprechender Unterziehfolie (0,1 mm) tiefgezogen.

Die Folienkappchen für eine **Ausdehnung um 100 %** wurden zunächst bis 1,5 mm über den Zervikalrand gekürzt. Nach Isolation der Sekundärkappe (Isocera, Bego) und Aufsetzen des Adaptakappchens wurde mit Cervikalwachs (Cervikalwachs, aubergine, REF 40112, BEGO) der freie Kronenrand angetragen. Die Adapteränder der Tertiärgerüste mit **Ausdehnung um 50 %** wurden zunächst um 3,5 mm zurückgeschnitten und mittels Cervikalwachs auf einen Abstand von 2,5 mm zum Kappenrand verlängert.

Zur Kraftübertragung der geplanten non-axialen Kausimulation wurde an allen 96 Tertiärgerüsten ein Wachsdraht von 5 mm Länge (\varnothing 2,5 mm, BEGO) angebracht. Der Draht

wurde in einem Abstand von 4 mm im 90° Winkel zum Doppelkronenrand positioniert und oberflächlich abgeplattet (vgl. Abb. 10 A und B). Inzisal wurden für eine spätere Aufhängung der Probenkörper in der Universalprüfmaschine Wachsösen angebracht (*Di Felice et al., 2007*). Anschließend erfolgte das konventionelle Anbringen der Gussstifte. Nach der Einbettung (Heravest M, Heraeus Kulzer GmbH, Hanau, D) und dem Gießen (Heracast iQ, Heraeus Kulzer) der Tertiärgerüste mit einer Kobalt-Chrom Legierung (Heraenium NF, Heraeus Kulzer) wurden diese nach Abkühlung der Muffeln sandgestrahlt (Al_2O_3 , 110 μm , 3 bar) und mittels Hartmetallfräse (Kreuzverzahnung, grob, Schütz Dental GmbH, Rosbach, D) ausgearbeitet. Eine gleichmäßige Schichtstärke von 0,3 mm wurde mit Hilfe des Tasterzirkels (Dial Caliper, Fa. Kori Seiki, Japan) kontrolliert. Abschließend wurden horizontale Abflusrrillen in die Vestibulärfläche der Tertiärgerüste mit einer Trennscheibe (22 x 0,3 mm, Schütz Dental GmbH, Rosbach, D) gefräst (vgl. Abb. 11).

3.1.6 Zementierung der Primärkrone

Alle 96 Primärkronen wurden hinsichtlich ihrer korrekten Passung auf den Edelstahlstümpfen kontrolliert. Sämtliche Edelstahlstümpfe wurden im Kronenbereich mit Al_2O_3 (110 μm Korngröße, 3 bar) abgestrahlt, wobei der apikale Bereich mit einem Pflaster zum Schutz abgedeckt wurde. Zusätzlich wurden die Stümpfe mit einem Metallprimer II (Fa. GC Europe N.V., Leuven, Belgien) silanisiert. Die Innenflächen aller Primärteile wurde mit Al_2O_3 aufgeraut (EM: 110 μm , 2 bar; ZrO_2 : 110 μm , 1 bar). Von innen wurden die 48 Goldprimärteile mit Metallprimer II konditioniert. Anschließend wurden die Primärteleskope mit einem selbsthärtenden Dualzement (AGC Cem, Wieland) auf den Prämolarenstümpfen verklebt, wobei die Fügeiteile mittels Druckstempel (\varnothing 7 mm) über 15 min mit 5 kg belastet wurden (*Snyder und Hogg, 2005*). Nach 20 min Aushärtung wurden Überschüsse mittels zahnärztlicher Sonde entfernt.

3.1.7 Verkleben der Sekundärkrone

Die Außenflächen der Sekundärkappen (50 μm , 2 bar) sowie die Innenflächen der Tertiärgerüste wurden mit Aluminiumoxid (110 μm , 3 bar) aufgeraut. Die Innenflächen der Galvanosekundärkronen wurden zur Isolation mit etwas Vaseline bestrichen und danach auf die Primärkronen aufgesetzt. Beide Verbindungspartner wurden an den Fügeflächen mit Metallprimer II (Fa. GC) konditioniert und mit einem dualhärtenden Zement (AGC Cem, Wieland) verklebt (*Bernhart et al., 2012*). Standardisiert wurden die Fügeiteile (vgl. Zementierung der Primärteile) mit einem 5 kg Stempel belastet (*Snyder und Hogg, 2005*).

3.2 Versuchsaufbau

3.2.1 Fügespaltmessung

Das optische Messverfahren wurde vor sowie nach Abschluss der künstlichen Alterung durchgeführt (vgl. Abb. 2). Vorbereitend wurden alle Doppelkronen mit einem 5 kg-Gewicht (ca. 50 N Auflast) gefügt (Ohkawa et al., 1990; Stock et al., 2016). Der vertikale Fügespalt der Proben (vgl. Abb.11) wurde mit Hilfe des Video-, Mess- und Inspektionsgerätes VMZM-40 (4H-JENA engineering GmbH, Jena, D) vermessen. Die Untersuchung fand unter 560-facher Vergrößerung (TV-Tubus 1,6 x Objektiv 2,0 x Screenlevel 4,0; Software VIS/METRONA 4.0, 4H- JENA engineering GmbH, Jena, D) am marginalen Fügespalt zwischen Primär- und Sekundärkrone statt. Eine Vermessung anhand von 50 zirkulär verteilten Punkten ist nach einer Untersuchung von Groten et al. (1998) als objektiv und reliabel für eine In-vitro-Messung erachtet worden. Aus den 50 Einzelmessungen wurde für jede Doppelkroneneinheit der arithmetische Mittelwert gebildet.



Abb. 11 Messstreckendefinition nach Holmes et al. (1989) für über- und unterextendierte Kronenränder – entspricht der vertikalen marginalen Fügespalt-Diskrepanz

Die Messbereiche wurden für jede Doppelkrone festgelegt (vgl. Abb. 12). Die lichtmikroskopische Vermessung erfolgte in senkrechter Aufsicht zum Fügespalt parallel zum Messtisch (Holmes et al.; 1989, Groten et al., 1998) (Abb. 13). Der Fügespalt definiert sich aus der Unterkante der Primärkrone und Oberkante der Galvanosekundärkrone (Abb. 11, Messstrecke G). Die Untersuchung wurde von ein- und derselben Person zur Vermeidung interindividueller Differenzen durchgeführt und erfolgte in nahem zeitlichem Abstand unter gleichen Licht- und Tagesverhältnissen.

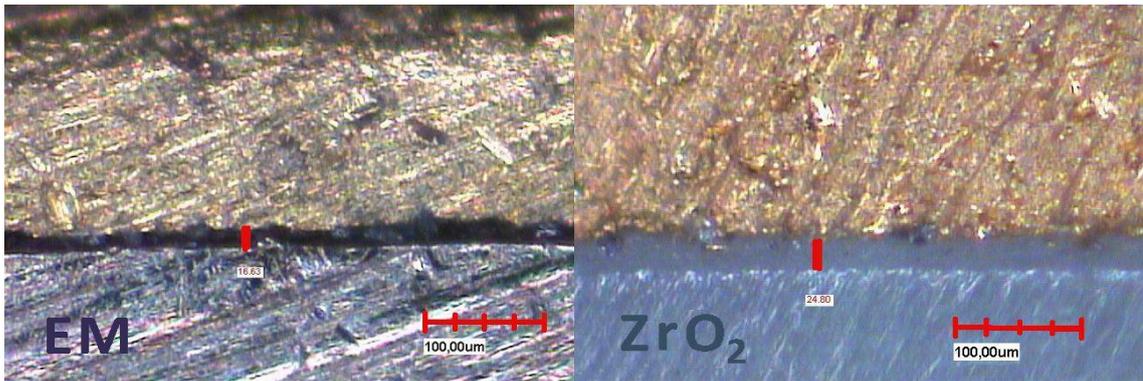


Abb. 12 Fügspaltmessung zwischen Galvanokappe und A. EM-Primärteil B. ZrO₂-Primärteil

3.2.2 Abzugskraftmessung

Die Abzugskräfte wurden in vitro in der Universalprüfmaschine Zwick Z 010 (Roell GmbH, Ulm, D) (vgl. Abb. 13 A) mit einem Kraftsensor von 100 N (Wägezelle ILOAD CELL Z6FD1, Class D1, TC 2207, HBM, D) initial, nach 20.000 non-axialen Belastungszyklen, nach 15.000 Ein- und Ausgliederungen und weiteren 30.000 non-axialen Kauzyklen, gemessen (Arnold, 2013). Pro Prüfeinheit erfolgten 10 Abzüge (Gurbulak et al., 2013). Dabei wurden die Doppelkronen mit einer Geschwindigkeit von 50 mm/min (Arnold, 2013; Wagner et al., 2015, 2016) über eine Längenänderung von 4 mm getrennt. Um das Eigengewicht des Tertiärgerüsts nicht verfälschend einzubeziehen, wurde vor jedem Abzug die Aufhängungskraft genullt. Die Datenverarbeitung erfolgte mit der zur Maschine gehörigen Mess- und Verarbeitungs-Software testXpert der Firma Zwick (Roell GmbH, Ulm, D) für die Abzugsprüfung. Es wurden Messprotokolle sowie die zugehörigen Kraft-Weg-Diagramme erstellt. Pro Versuchsreihe wurden neben den einzelnen Maximalwerten der Mittelwert, Standardabweichung und die Varianz angegeben.

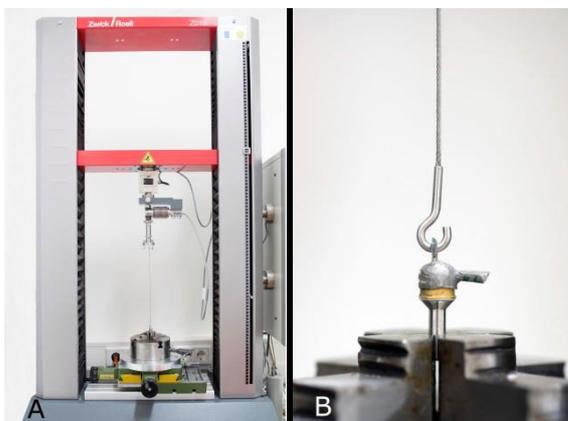


Abb. 13 A. Probe in Prüfmaschine Zwick; B. lose Aufhängung der Einzelprobe an Stahlseil

Die zu testenden Proben wurden dafür mit dem apikalen Stumpfanteil in einem Spannfutter der unteren Traverse axial zur Abzugsrichtung befestigt (vgl. Abb. 13 B). Um möglichst realistische

Bedingungen zu schaffen, wurde eine Speichellösung aus destilliertem Wasser und Speichelersatzstoff (Glandosane, Cell Pharm GmbH, Bad Vilbel, D; vgl. Tab. 2) im Verhältnis 1:2 (Hagner, 2006; Bayer et al., 2010a; Arnold, 2013) hergestellt. Das Sekundärkäppchen wurde bis zu einem Drittel vor dem manuellen Zusammenfügen mit der Zwischenflüssigkeit befüllt.

Tab. 2 Zusammensetzung Speichelersatzstoff Glandosane nach Herstellerangaben

Qualitative und quantitative Zusammensetzung Glandosane Spray (50 ml):		
Arzneilich wirksame Bestandteile:		Sonstige Bestandteile:
Carmellose-Natrium	0,5075 g	Kohlendioxid
Sorbitol	1,5225 g	Sorbinsäure
Kaliumchlorid	0,0609 g	Natriumbenzoat
Natriumchlorid	0,0428 g	gereinigtes Wasser
Kaliummonohydrogenphosphat	0,0174 g	Salzsäure
Calciumchlorid-Dihydrat	0,0074 g	Natriumhydroxid
Magnesiumchlorid-Hexahydrat	0,0026 g	-

Das jeweilige Innen- und Außenteil wurde mit einem 5 kg Gewicht (Beuer et al., 2010b) für fünf Sekunden belastet, um die Passung zu sichern. Ein unterhalb der Kraftmessdose der oberen Traverse lose gelagertes Drahtseil wurde in eine Öse am Tertiärgerüst, ähnlich dem Versuchsaufbau von Wagner et al. (2015), locker eingehängt. Die beweglich angebrachte Aufnahme und die Länge des Drahtseils (30 cm) sicherten eine Selbstausrichtung entlang der Abzugsachse, ohne die Messung verfälschender Querkräfte. Erst bei axialer Straffung des Drahtseils nach Erreichen der Vorkraft startete das Softwareprogramm mit der Datenaufzeichnung.

3.2.3 Belastungsversuche

Die 96 Doppelkronen wurden im Kausimulator (CS-4.4, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, D) artifiziell gealtert. Überlebenszeiten von doppelkronenverankertem Zahnersatz betragen nach Stüttgen (1985) zehn Jahre (dreimalige Entfernung pro Tag/ 11.000 Zyklen) bis zu einer 15-jährigen Tragezeit (zweimalige Entfernung pro Tag) nach Böttger und Gründler, (1978). In dieser Studie wurden 15.000 axiale Belastungszyklen festgelegt (Arnold, 2013). Die Vernachlässigung von verschleißsimulierenden non-axialen Kräften mahnte bereits Hagner (2006) an. Eine Studie von Bayer et al. (2010) simulierte diese Querkräfte (1×10^6 Zyklen). Der vorliegende Versuchsaufbau nahm die Prüfung dieser Kräfte auf und führte 20.000 und weitere 30.000 non-axiale Belastungszyklen durch.

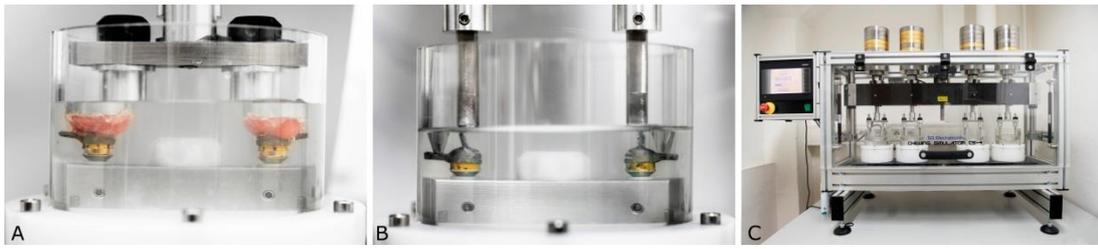


Abb. 14 A. axiale Belastung; B. non-axiale Belastung C. Kausimulator mit vier Doppelkammern

Der verwendete Kausimulator hat vier Probenkammern mit jeweils integrierter Wasserwanne (vgl. Abb. 14 C). Je Kammer wurden zwei Doppelkronen positioniert. Maßangefertigte Adapter wurden hergestellt (ZMK-Forschungswerkstatt Med. Fak. MLU Halle-Wittenberg, D). Diese dienten der Aufnahme des Tertiärgerüsts an der beweglichen Traverse für die die axialen Belastungen als auch der Fixierung von zwei Stempeln für die non-axialen Belastungen (vgl. Abb. 14 A+B). Die Primärkrone wurde in einer Stumpfaufnahme eingeschraubt, wobei der imitierte Wurzelanteil in Analogie des Parodontiums in einem Hohlzylinder aus POM (Nitril-Butadien-Kautschuk, ISO 1629, Innendurchmesser 4,2 mm; Höhe 13 mm; Außendurchmesser 8mm; NBR70, Shore A 70 ± 5 ; TSS Teil-Nr. OR1500300; Treeleborg Sealing Solutions, Stuttgart, D) gefasst wurde (vgl. Abb. 14 A + B). Bei sämtlichen Positionierungen wurde auf die streng axiale Ausrichtung geachtet. Nach der Vorbereitung der Probenkammern wurden die Bewegungsparameter am Bedienungsfeld des Kausimulators eingestellt (vgl. Abb. 14 C links) und die jeweilige Zyklusanzahl eingegeben. Der vertikale Hubweg bezifferte 3,0 mm und die vertikale Geschwindigkeit wurde mit 10 mm/s festgelegt (Groesser et al., 2014). Sowohl bei der axialen als auch bei der non-axialen Belastung wurde jede Probenkammer mit 10 kg belastet. Dies entspricht 5 kg Kaugewicht pro Probe und liegt damit im Bereich der normalen durchschnittlichen Kaubelastung (Güngör et al., 2004; Janke et al., 2002). Die vertikalen Bewegungen wurden über die computergesteuerten Motoren des Kausimulators synchron ausgeführt.

Eine **non-axiale Kaubelastung** wurde zum ersten und dritten von insgesamt drei Belastungszyklen an allen 96 Proben durchgeführt (Bayer, 2010b). Jeweils zwei Doppelkroneneinheiten wurden in eine Stumpfaufnahme mittels Madenschraube axial und lateral der apikalen Nut (Verdrehschutz) fixiert. Der seitliche Kraftübertragungsarm des Tertiärgerüsts musste jeweils der anderen Probe abgewandt im Halter eingespannt sein. Eine randschlüssige Fügung der Doppelkronen wurde mit einem 5 kg - Gewicht genormt. Die Stumpfaufnahme wurde in eine Wanne eingeschraubt. Die antagonistischen Stempel zur Ausübung der non-axialen Kräfte wurden im Adapter an der Traverse arretiert. Die Spitze der vertikal und lateral beweglichen Stempel wurden auf den seitlichen Arm der Tertiärgerüste in 2,0 mm Entfernung zur Krone fixiert (vgl. Abb. 14 B). Die Probenkammerwannen wurden mit

einer Lösung aus destilliertem Wasser und einem Speichelzusatz (Glandosane, Cell Pharm) in einem Verhältnis von 1:2 bei Raumtemperatur aufgefüllt. Der erste non-axiale Belastungsversuch wurde mit 20.000 Zyklen gefahren. Nach Durchführung der axialen Simulation wurden weitere 30.000 non-axiale Zyklen durchgeführt.

Die **axiale Alterung** simulierte die Ein- und Ausgliederung der Prothese beziehungsweise der Außenkrone von der Innenkrone im Kausimulator (vgl. Abb. 14 A). Die Primärkrone wurde, wie bei der non-axialen Alterung beschrieben, in der Stumpfaufnahme befestigt. Die Außenkrone wurde mit Hilfe von Kunststoff (PalaXpress, Heraeus Kulzer GmbH, D) im Adapter positioniert (vgl. Abb. 14 A). Dies erfolgte, indem der noch plastische Kunststoff in einen an der Traverse befestigten Adapter gefüllt wurde und dieser bis zur Öse der Tertiärkonstruktion abgesenkt wurde. Jede Probe wurde mit 50 N Auflast belegt und zum Austarieren möglicher Divergenzen erst jetzt zur Traverse fixiert. Nach Aushärtung des Kunststoffs waren die Außenkronen fest fixiert. Eine Abzugseinstellung von 15.000 Zyklen wurde am Bedienungsfeld des Kausimulators programmiert (vgl. Abb.14 C).

3.3 Statistische Auswertung

Alle Messdaten wurden mittels „Microsoft Office Excel 2007“- Programm (Microsoft Corp., USA) erfasst. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Programm „Statistical Package for the Social Sciences“ Version 22.00 (SPSS Science Inc., USA) und gliedert sich wie folgt:

1. Deskriptive Darstellung der Werte aller Doppelkronengruppen zur Abzugskraftmessung und Fügespaltmessung zu allen Messzeitpunkten
2. Statistische Analyse der Gruppen- und Zeitfaktoren in Bezug auf Haftkraft- und Fügespaltwerte mittels Restricted Maximum-Likelihood-Verfahren (REML)
3. Post Hoc Mehrfachvergleiche (einfaktorielle ANOVA) aller Versuchsgruppen

Deskriptiv wurden die metrisch skalierten Werte zu Abzugskraft und Fügespalten mit Angabe von Probenumfang (n), arithmetischem Mittelwert (MW) und Standardabweichung (SD) für alle Messzeitpunkte dargestellt. Graphische Darstellungen wie Boxplots und Säulendiagramme wurden mit dem SPSS-Programm erstellt.

Die Untersuchung zu Veränderungen von Haftkräften und Fügespalten verlangen die Testung wiederholter Messungen der Zielgrößen. Zur statistischen Auswertung solcher Designs wurde in älteren Arbeiten überwiegend die Varianzanalyse mit Messwiederholungen (ANOVAR) angewendet. In den letzten Jahren wurden aber Verfahren entwickelt, die sich zur Bearbeitung derartiger Fragestellungen als geeigneter erwiesen haben und sich unter den Begriffen

Mehrebenenmodelle (Goldstein, 1999) zusammenfassen lassen. Diese Modelle schätzen die jeweiligen Gruppen- und Zeitparameter mittels Maximum-Likelihood-Verfahren. Sie haben den Vorteil, dass weniger restriktive Annahmen über die Art der Kovarianzstruktur abhängiger Messungen zugrunde gelegt werden müssen und sich dieser Zusammenhang zudem flexibel modellieren lässt (Gueorguieva und Krystal, 2004). Beim eingesetzten gemischten Modell (REML) handelt es sich um ein statistisches Verfahren, bei dem zeitgleich mehrere Faktoren varianzanalytisch verglichen wurden und Messungen über mehrere Zeitpunkte im Verlauf unterschieden werden können. Dieses Verfahren (REML) erzeugt insbesondere bei geringeren Stichprobenumfängen valide Parameter und ist robust gegen Verteilungsprobleme der einbezogenen Variablen (Goldstein, 1999). Zur Prüfung signifikanter Unterschiede zwischen den Faktorstufen wurde das Signifikanzniveau für $p \leq 0,05$ als „signifikant“ und für $p \leq 0,01$ als „hochsignifikant“ festgelegt. Bei den eingesetzten Faktoren handelt es sich um Primärteil (ZrO₂ vs. Gold), Silberleitlack (Airbrush vs. Pinsel), Galvanodoppelkrone (hart vs. weich) und Tertiärgerüst (50 % vs. 100 %) und den Messzeitpunkt (t1, t2, t3, t4). Der Zeitverlauf bezieht sich auf vier (Haftkraft) bzw. zwei (Fügespalt) aufeinanderfolgende Messungen. Diese Methode ermittelt in einem Auswertungsgang die Haupteffekte der Faktoren als auch deren unterschiedlichen Messverläufe über die Zeit sowie alle Zweifach-Interaktionen (kombinierte Wirkung) zwischen einzelnen Faktoren. Der Wiederholungsfaktor wurde aufgrund der verschiedenen Messabstände als autoregressiv heterogen festgelegt.

In einem anschließenden Auswertungsschritt wurden Gruppenunterschiede pro Messzeitpunkt mit Hilfe von Post-Hoc-Mehrfachvergleichen analysiert. Vorab wurden sämtliche Messdaten auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Anpassungstest, Bühl und Zofel, 2000) und hinsichtlich ihrer Varianz überprüft (Levene-Test, Jansen und Laatz, 2010). Die vorliegende Varianzheterogenität wurde zudem durch robuste F-Tests (Brown-Forsythe-Test, Welch-Test, Jansen und Laatz, 2010) bestätigt. Aufgrund dieser Voraussetzungen sowie einer geringen Stichprobenzahl pro Einzelgruppe wurden paarweise Vergleichsberechnungen mit dem Games-Howell-Test (Field, 2009) durchgeführt. Die signifikanten Gruppenvergleiche sind tabellarisch im Anhang aufgeführt.

4 Ergebnisse

Zur statistischen Auswertung der Daten standen insgesamt 3300 Messungen für die Abzugskräfte und weitere 9350 Fügespaltmessungen zur Verfügung. Nach Durchführung des axialen Belastungstests entfielen fünf Proben. Dadurch verringerten sich die geplanten 3400 Messwerte um 100 Einzelmessungen. Die Gruppenmittelwerte der vier unabhängigen Faktoren (Primärkörpermaterial, Silberleitlackmethode, Galvanogoldhärte sowie Tertiärgerüstdimen-

sionierung) wurden in Bezug zu den abhängigen Faktoren (Abzugskraft und Fügspalte) statistisch ausgewertet. Durch Kombination der unabhängigen Faktoren ergaben sich 16 Gruppen à sechs baugleicher Einzelproben. Als sinnvoll wurde erachtet, die Prüfergebnisse unter den oben genannten Faktoren zusammengefasst auszuwerten, um Herstellern und Anwendern von Doppelkronen Tendenzen für Unterschiede aufzuzeigen.

4.1 Haftkräfte

4.1.1 Darstellung der Messzeitpunkte

Ein Überblick zum Verlauf der Haftkräfte der 16 Doppelkronengruppen ist zu allen vier Messzeitpunkten in der folgenden Abbildung dargestellt:

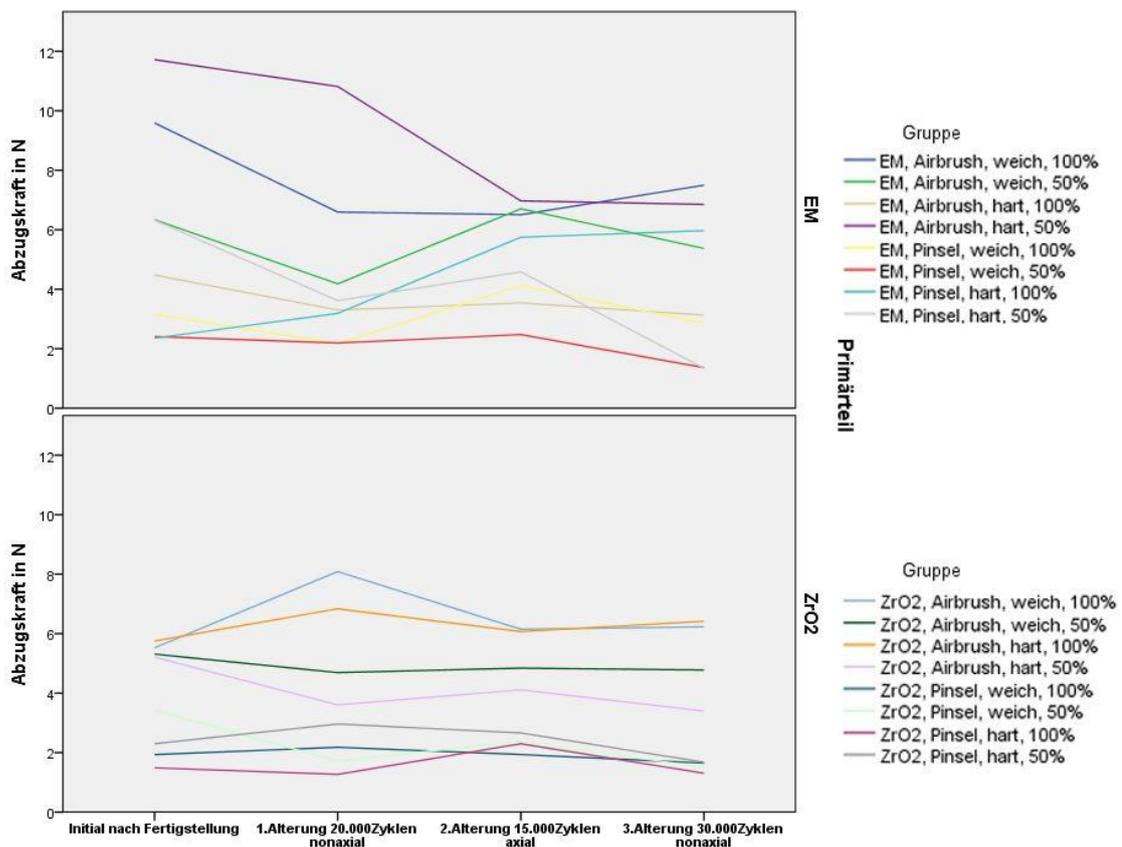


Abb. 15 Abzugskräfte (MW) der Doppelkronengruppen zu allen vier Messzeitpunkten

Für jede Einzelprobe wurden zehn Haftkraftwerte pro Messzeitpunkt ermittelt, wovon der arithmetische Mittelwert gebildet wurde. Pro baugleicher Gruppe ergaben sich somit sechs Messwerte, die wiederum mittelwertig zusammengefasst und tabellarisch (Tab. 3) aufgelistet wurden. Deskriptiv zeigten sich für die einzelnen Faktorkombinationen über die vier Messzeitpunkte folgende Mittelwerte und Standardabweichungen:

Tab. 3 Deskriptive Darstellung der Haftkräfte aller Gruppen über 4 Messzeitpunkte (t1 initial, t2 nach 1. Alterung, t3 nach 2. Alterung, t4 nach 3. Alterung) (vgl. Abb. 2)

Prüfgruppe				MW±SD der Haftkräfte [N] zu den Messzeitpunkten			
Pri- mär- Kron- e	Silber- leit- lack	Galvan- o Gold	Tertiär Gerüst	t1 (n=6 Proben)	t2 (n=6 Proben)	t3 (n=6 Proben)	t4 (n=6 Proben)
EM	Air- brush	weich	100 %	9,59 ± 6,81	6,59 ± 4,50	6,50 ± 2,37	7,50 ± 2,49
			50 %	6,34 ± 2,51	4,18 ± 1,78	6,71 ± 1,47	5,37 ± 1,99
		hart	100 %	4,48 ± 3,27	3,30 ± 2,15	3,54 ± 1,65	3,13 ± 1,67
			50 %	11,72 ± 6,47	10,82 ± 8,45	6,97 ± 2,99	6,85 ± 2,59
	Pinsel	weich	100 %	3,16 ± 2,41	2,18 ± 1,26	4,12 ± 2,24	2,85 ± 1,05
			50 %	2,41 ± 2,10	2,19 ± 1,73	2,48 ± 1,68	1,36 ± 1,20
		hart	100 %	2,22 ± 0,90	2,71 ± 1,85	5,54 ± 3,65	5,80 ± 6,97
			50 %	5,46 ± 4,69	4,57 ± 2,80	4,99 ± 2,23	1,67 ± 0,62
ZrO ₂	Air- brush	weich	100 %	5,53 ± 1,87	8,09 ± 5,73	6,15 ± 3,10	6,23 ± 3,99
			50 %	5,31 ± 4,49	4,70 ± 2,51	4,84 ± 1,61	4,78 ± 2,26
		hart	100 %	5,75 ± 1,90	6,84 ± 4,37	6,07 ± 3,66	6,42 ± 3,06
			50 %	5,21 ± 1,53	3,61 ± 0,80	4,11 ± 1,04	3,40 ± 0,65
	Pinsel	weich	100 %	1,93 ± 1,88	2,18 ± 2,19	1,65 ± 1,14	1,65 ± 1,27
			50 %	3,43 ± 1,40	1,71 ± 0,76	2,39 ± 0,62	1,50 ± 0,59
		hart	100 %	1,49 ± 0,34	1,27 ± 0,32	2,30 ± 0,68	1,31 ± 0,73
			50 %	2,30 ± 1,12	2,96 ± 1,79	2,66 ± 0,61	1,68 ± 0,81

Im Verlauf vom ersten zum vierten Messzeitpunkt reduzieren sich die Haftkräfte mehrheitlich bei 13 von 16 Gruppen. Gruppenspezifisch fällt die Abzugskraft vom ersten bis zum vierten Messzeitpunkt am deutlichsten bei EM/Airbrush/hart/50 % um 4,87 N ab. Die Messwerte der abweichenden drei von 16 Gruppen steigen hingegen zum letzten Messzeitpunkt an. Dabei erhöhen sich die Werte bei zwei von den drei Gruppen mit dem Faktor Zirkoniumdioxid um $\varnothing 0,7$ N (ZrO₂/Airbrush/weich/100 % und ZrO₂/Airbrush/hart/100 %) von t1 bis t4. Die dritte Gruppe mit dem Faktor Edelmetall (EM/Pinsel/hart/100 %) beschreibt sogar eine Steigerung von 3,8 N, welche sich bereits ab dem Zeitpunkt t3 andeutet. In der Aufschlüsselung der sechs baugleichen Einzelproben dieser Gruppe ist zu bemerken, dass zwei Einzelproben nach dem

axialen Belastungstest nicht mehr zur Verfügung standen, da sich die Sekundärkappe vom Tertiärteil löste, so dass sich die auswertbare Probenanzahl reduzierte.

4.1.2 Untersuchung der Messzeitpunkte

Den bereits deskriptiv auffälligen Werteverteilungen über alle Zeitpunkte (Abb. 15) folgte eine Aufschlüsselung in die einzelnen Messzeitpunkte (t_1 , t_2 , t_3 , t_4). Als Grundlage wurde eine statistische Beurteilung zu allen Faktorstufen durchgeführt. Die Berechnung eines gemischten linearen Modells (REML) mit den Faktoren (unabhängigen Variablen) Messzeitpunkt (t_1 , t_2 , t_3 , t_4), Primärkronen (ZrO_2 und EM), Silberleitlack (Airbrush und Pinsel), Galvano-sekundärkronen (hart und weich) und Tertiärgerüst (50 % und 100 %) ergab signifikante Haupteffekte. Haupteffekte beschreiben isolierte Effekte der einzelnen Faktoren. Im vorliegenden mehrfaktoriellen Design kann nur dann eine Wirkung des jeweiligen Faktors angenommen werden, wenn ein signifikanter Unterschied vorhanden ist. Diesen ermittelt man bei metrischen Daten mithilfe von Varianzanalysen. Der Faktor Messzeitpunkt beschreibt unter Messwiederholung bei allen Versuchsgruppen signifikante Veränderungen der Abzugskräfte. Darüber hinaus fanden sich signifikante Haupteffekte für die Faktoren Primärteil mit EM/ ZrO_2 ($p = 0,025$) und Silberleitlack mit Airbrush/Pinsel ($p = 0,000$). Auf Grund dessen erfolgte die Einteilung der Untersuchungsgruppen in den folgenden Boxplot-Diagrammen (Abb. 16 bis Abb. 21) unter diesen Faktoren. Die Faktoren Galvanogold und Tertiärgerüst zeigten keine signifikanten Haupteffekte.

Tab. 4 Haftkraftvergleiche (MW) EM- vs. ZrO_2 -Primärteile und Airbrush- vs. Pinseltechnik

Gruppe	Primärkronen		Silberleitlack	
Untergruppe	EM	ZrO_2	Airbrush	Pinsel
MW \pm SD	4,89 \pm 4,03	3,74 \pm 2,85	5,96 \pm 3,77	2,68 \pm 2,19

Sämtliche Proben mit Goldprimärkronen erreichten über alle Messzeitpunkte gemittelt vergleichsweise höhere Haftwerte als jene aus Zirkoniumdioxid. Der Faktor Silberleitlack zeigte innerhalb seiner Methodik (Airbrush- und Pinseltechnik) ebenfalls Unterschiede: Sämtliche Proben mit dem Faktor Airbrush erreichten in ihrer gemittelten Gesamtheit nahezu doppelt so hohe Haftwerte wie jene der Pinseltechnik (vgl. Abb. 16-19).

Das folgende Diagramm verdeutlicht diese Faktor-spezifischen Unterschiede zum **ersten Messzeitpunkt (t1)** deskriptiv und anhand von Post-Hoc-Mehrfachvergleichen.

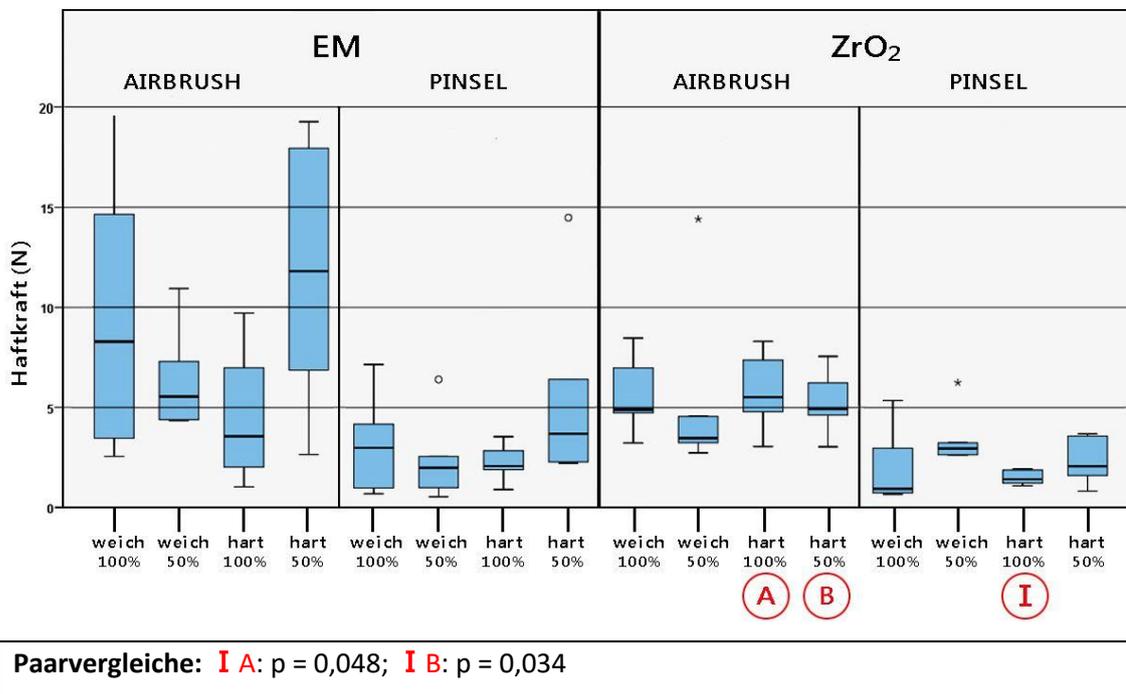
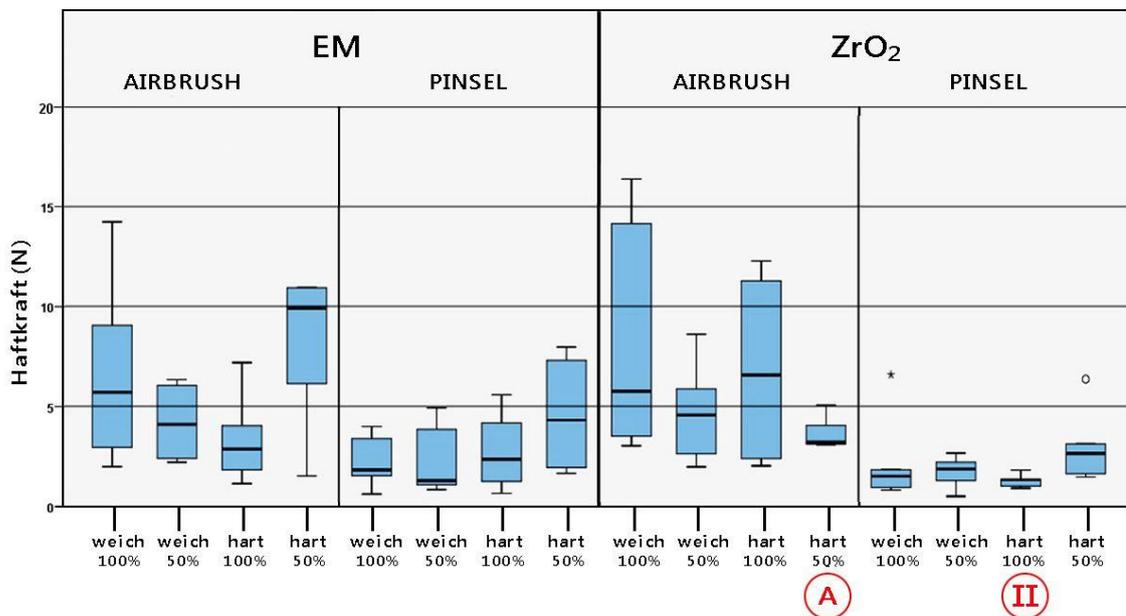


Abb. 16 Haftkräfte in N, initial nach Fertigstellung; $p \leq 0,05$ signifikant

Insgesamt zeigten die Initialmessungen (t1) große Streubreiten zwischen den 25. und 75. Perzentilen für die EM-Doppelkronen, insbesondere jene mit dem Faktor Airbrush. Die mittelwertigen Haftkräfte lagen für Gruppen mit der Herstellungsart Pinsel auf einem niedrigeren Niveau als jene ohne. Die Messwerte aller 16 Gruppen bewegten sich zwischen einem Maximalwert von 11,72 N (MW) bei EM/Airbrush/hart/50 % und einem Minimalwert von 1,49 N (MW) bei ZrO₂/Pinsel/hart/100 %. Die Boxplots mit den Faktoren EM und Airbrush beschreiben besonders hohe Streubreiten. Der Globaltest (einfaktorielle ANOVA) zu allen Prüfgruppen ergab ein hochsignifikantes Ergebnis ($p = 0,000$), was die Hypothese widerlegt, dass alle Gruppenmittelwerte der Variablen in der Grundgesamtheit gleich sind. Die Post-Hoc-Mehrfachvergleiche (Games-Howell) konnten im Vergleich der einzelnen Gruppen Signifikanzen für zwei Gruppenpaare nachweisen ($p \leq 0,05$).

Die folgenden Boxplots beschreiben die Abzugskräfte nach dem **ersten Belastungszyklus (t₂)**:



Paarvergleiche: **II A**: $p = 0,011$

Abb. 17 Haftkräfte (N), 1. Alterung: 20.000 Zyklen, Kausimulator, non-axial; $p \leq 0,05$ signifikant

Die Darstellung zeigt mehrheitlich höhere Werte für Gruppen des Faktors Airbrush als für Pinsel. Die Streubreiten der EM-Gruppen mit dem Faktor Airbrush verringerten sich im Vergleich von t₁ zu t₂, die der Pinseltechnik verblieben auf ähnlichem Niveau. Hingegen wurden für die ZrO₂/Airbrush-Gruppen nach erster Alterung höhere Standardabweichungen dokumentiert. In der Kombination ZrO₂ mit Pinseltechnik hatte sich das Messniveau kaum geändert. Die Doppelkronengruppe EM/Airbrush/hart/50 % erreichte mit 10,82 N (MW) die höchsten und Prüfgruppe ZrO₂/Pinsel/hart/100 % mit 1,27 N (MW) die geringsten Haftkräfte. Im Einzelvergleich nach Games-Howell unterscheiden sich die Gruppen ZrO₂/Airbrush/hart/50 % von ZrO₂/Pinsel/hart/100 % mit $p = 0,011$ signifikant voneinander (Abb. 17). Alle weiteren Einzelvergleiche sind für den Messzeitpunkt der ersten artifiziellen Alterung nicht statistisch signifikant.

Der dritte Messzeitpunkt zeigt folgende Ergebnisse für die 16 Doppelkronengruppen nach dem zweiten Belastungszyklus (t3):

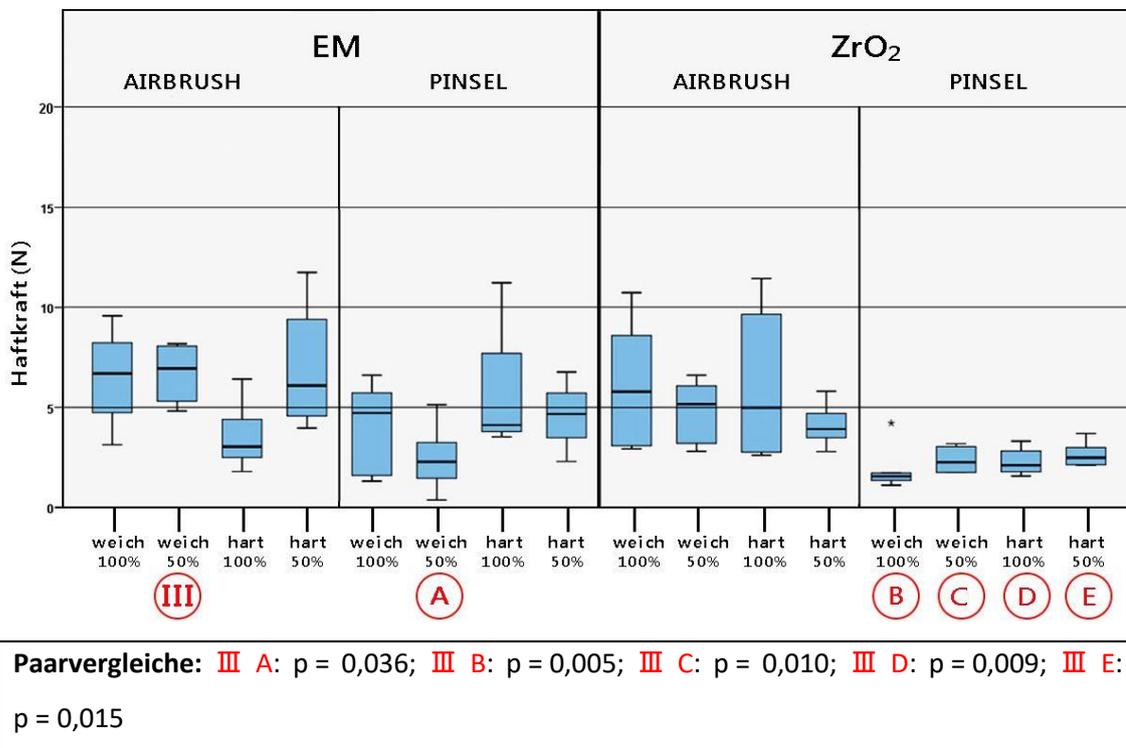


Abb. 18 Haftkräfte (N), zweite Alterung: 15.000 Zyklen, Kausimulator, axial; $p \leq 0,05$ signifikant

Zum dritten Messzeitpunkt verliefen sämtliche Abzugskräfte weitaus homogener. Ebenso verringerten sich die Streubreiten aller Gruppen, wobei die ZrO₂-Primärkronen mit Pinseltechnik weiterhin auf dem gruppiert niedrigsten Stand verblieben. Die Mittelwerte der EM-Gruppen zeigten ferner ein uneinheitlicheres Bild als die der ZrO₂-Gruppen. Den höchsten MW von 6,97 N erreichte die Gruppe EM/Airbrush/hart/50 %. Die geringste Abzugskraft wurde bei der Gruppe ZrO₂/Pinsel/weich/100 % (MW 1,94 N) gemessen. Signifikante Unterschiede (Games- Howell) ergaben sich bei sechs Gruppenpaaren. Trotz der gleichmäßigeren Anordnung aller Messwerte sind diese graduellen Gruppenunterschiede eindeutig erkennbar (Abb. 18).

Wie folgt stellten sich die Abzugskräfte nach dem **dritten** artifiziiellen **Belastungszyklus (t4)** dar:

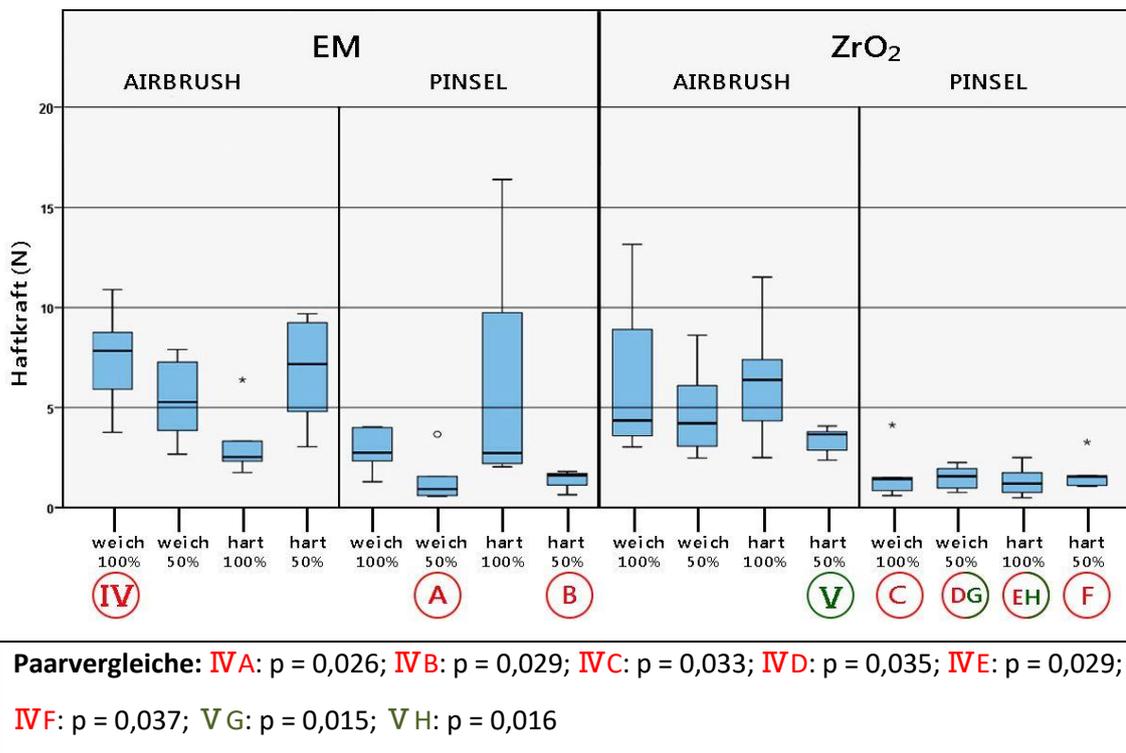


Abb. 19 Abzugskräfte (N), dritte Alterung: 30.000 Zyklen, Kausimulator, non-axial;
 $p \leq 0,05$ signifikant

Die EM-Doppelkronen beschreiben im Vergleich zu den vorangegangenen Messzeitpunkten erneut recht uneinheitliche Mittelwerte und große Streubreiten der Werte. Hingegen verlaufen die gemittelten Messungen der ZrO₂-Doppelkronen weiterhin sehr homogen. ZrO₂-Doppelkronen mit dem Faktor Airbrushtechnik erreichten höhere Abzugskräfte als jene mit dem Faktor Pinseltechnik. Die Gruppe EM/Airbrush/weich/100 % beschrieb mit 7,50 N die höchsten Haftkräfte. Die geringsten Werte wies die Gruppe ZrO₂/Pinsel/hart/100 % mit 1,31 N auf. Im Gruppenvergleich (Games-Howell) ergaben sich für neun Doppelkronenpaare signifikante Ergebnisse. Das erstgenannte Vergleichspaar (ZrO₂/Airbrush/hart/50 % und ZrO₂/Pinsel/hart/100 %) hatte bereits initial und zum ersten Belastungszeitpunkt ein signifikantes Ergebnis.

4.1.3 Interaktionseffekte

Zusätzlich wurden mittels multivariater Analyse (REML) Interaktionseffekte berechnet, welche die Wirkung eines Faktors in Abhängigkeit von einem anderen Faktor betrachten. Dabei

bestätigten sich signifikante Interaktionen zwischen Messzeitpunkt und Silberleitlack, Messzeitpunkt und Tertiärgerüst sowie Silberleitlack und Galvanogold.

Im Folgenden sind die Mittelwertunterschiede der Interaktionen aufgelistet, welche signifikante Ergebnisse erreichten. Die Tabelle zeigt eine Darstellung der Mittelwertunterschiede für die signifikanten Faktoren bzw. **Interaktionen** zu den **einzelnen Messzeitpunkten**:

Tab. 5 Haftkräfte (MW und SE über alle Faktorstufen) für vier Messzeitpunkte

Zeitpunkt	t1	t2	t3	t4
MW ± SD	4,77 ± 4,08	4,24 ± 4,02	4,42 ± 2,60	3,84 ± 3,10

Bei der Überprüfung mit dem Post hoc Test (Games-Howell) fanden sich signifikante Unterschiede zwischen dem initialen (t1) und finalen (t4) Messzeitpunkt ($p = 0,043$) sowie zwischen dem axialen Belastungstest (t3) und dem finalen Messzeitpunkt (t4) ($p = 0,005$). Nach Berechnung aller Faktoren in Bezug zu den einzelnen Messzeitpunkten zeigten sich bei den folgenden Faktorstufen signifikante Ergebnisse:

Tab. 6 Vergleich der Haftkräfte (MW) zu den vier Messzeitpunkten von Silberleitlack und Tertiärgerüstdimensionierung

Zeitpunkt	MW ± SD t1	MW ± SD t2	MW ± SD t3	MW ± SD t4	Signifikanzen
Airbrush	6,74 ± 4,48	6,02 ± 4,78	5,61 ± 2,52	5,46 ± 2,76	$p = 0,003$
Pinsel	2,80 ± 2,37	2,47 ± 1,87	3,23 ± 1,96	2,22 ± 2,45	
Tertiärgerüst 100%	4,27 ± 3,79	4,14 ± 3,91	4,46 ± 2,86	4,26 ± 3,56	$p = 0,033$
Tertiärgerüst 50 %	5,27 ± 4,33	4,34 ± 4,17	4,38 ± 2,33	3,42 ± 2,51	

In der Gegenüberstellung zum Faktor Zeit (t1, t2, t3, t4) wurde den Applikationsarten des Silberleitlacks (Airbrush- und Pinseltechnik) eine zu allen Zeitpunkten signifikante Interaktion bestätigt ($p = 0,003$). Während unter der Airbrushmethode die Haftkräfte kontinuierlich abnahmen, finden sich unter der Pinseltechnik, insbesondere zu t3, uneinheitliche Verläufe. Die Messwerte beider Methoden vermindern sich vom Zeitpunkt t1 bis t4 stetig. Ebenso beeinflusste die unterschiedliche Ausdehnung der Tertiärgerüste zu den verschiedenen Untersuchungszeitpunkten die resultierenden Werte der Haftkräfte signifikant ($p = 0,033$). Die Messzeitpunkte beschrieben für beide Gruppen ein uneinheitliches Auf- und Absteigen der Haftkräfte. Im Verlauf von t1 nach t4 erreichen die Doppelkronen mit 100 % Tertiärgerüst beinahe den Ausgangsmesswert. Die Doppelkronen mit 50 % Umfassung zeigen mehrheitlich ein

Absinken der Haftwerte. Weitere **Interaktionen** zeigten sich bei der Prüfung **innerhalb der Faktoren** Silberleitlack und Galvanogold ($p = 0,020$) über alle Messzeitpunkte:

Tab. 7 Haftkräfte zwischen Silberleitlack in Interaktion mit Galvanogold

Silberleitlack	Airbrush		Pinsel	
Galvanogold	weich	hart	Weich	Hart
MW ± SD	6,36 ± 3,44	5,56 ± 4,09	2,13 ± 1,61	3,23 ± 2,66

p = 0,020

Die Faktoren des Galvanogoldes verhielten sich uneinheitlich in Bezug auf die Silberleitlackmethode. Unter dem Faktor Airbrushmethode zeigten sich bei weichen Galvanokappen höhere, bei harten Kappen niedrigere Werte. Kontrovers dazu beschrieb die Pinseltechnik niedrigere Werte bei weichen Kappen und höhere Werte bei Harten. Insgesamt zeigten sich vergleichsweise höhere Haftwerte für die Airbusstechnik.

4.2 Fügspalten

4.2.1 Darstellung der Messzeitpunkte

Die Untersuchung des gefügten Fügspalts aller Prüfkörper zeigte, dass bei einer Fügekraft von 50 N ein Spalt zwischen Außen- und Innenkrone bestand. Pro Doppelkrone wurden 50 Messstrecken im Bereich des marginalen Fügspalts registriert und als arithmetischer Mittelwert für sechs baugleiche Galvanodoppelkronen pro Gruppe zusammengefasst.

Tab. 8 Fügspalten der Prüfgruppen zu r1 (initiale Messung) und r4 (finale Messung) (1. Teil)

Prüfgruppe				Fügspalten (µm)		
Primär-Krone	Silberleit-Lack	Galvano Gold	Tertiär Gerüst	n	MW ± SD r1	MW ± SD r4
EM	Air-brush	weich	100 %	6	10,59 ± 2,14	26,86 ± 11,18
			50 %	6	36,59 ± 10,30	40,30 ± 22,70
		hart	100 %	6	14,27 ± 3,30	21,03 ± 9,77
			50 %	6	21,95 ± 7,87	47,59 ± 22,17
	Pinsel	weich	100 %	6	30,06 ± 12,11	17,21 ± 4,62
			50 %	6	32,31 ± 5,32	26,87 ± 6,40
		hart	100 %	6	21,63 ± 11,34	13,68 ± 2,66
			50 %	6	20,07 ± 5,04	27,60 ± 11,16

Tab. 9 Fügespalten der Prüfgruppen zu r1 (initiale Messung) und r4 (finale Messung) (2.Teil)

Prüfgruppe				Fügespalten (μm)		
Primär-Krone	Silberleit-Lack	Galvano Gold	Tertiär Gerüst	n	MW \pm SD r1	MW \pm SD r4
ZrO ₂	Air-brush	weich	100 %	6	39,15 \pm 10,07	16,30 \pm 4,23
			50 %	6	42,35 \pm 8,54	48,56 \pm 9,50
		hart	100 %	6	47,28 \pm 10,51	27,48 \pm 9,05
			50 %	6	43,85 \pm 16,97	38,05 \pm 6,61
	Pinsel	weich	100 %	6	26,74 \pm 4,72	18,48 \pm 1,79
			50 %	6	30,87 \pm 17,61	50,30 \pm 6,36
		hart	100 %	6	28,29 \pm 7,02	22,79 \pm 4,03
			50 %	6	24,74 \pm 3,82	41,20 \pm 6,96

Die gemessenen Fügespaltwerte erreichten zum ersten Messzeitpunkt (r1-initial) eine Spanne von $10,59 \pm 2,14$ bis $47,28 \pm 10,51$ μm (MW). Die Messungen nach artifizialen Kaubelastungen der Proben (r4-final) zeigten eine Größenordnung von $13,68 \pm 2,66$ μm bis $50,30 \pm 6,36$ μm (MW). Zum initialen Messzeitpunkt befanden sich 13 % aller Prüfgruppen zwischen 10-20 μm , 38 % zwischen 20-30 μm und 50 % zwischen 30-50 μm . Zum finalen Messzeitpunkt lagen 25 % zwischen 10-20 μm , 38 % zwischen 20-30 μm und weitere 38 % zwischen 30-50 μm .

4.2.2 Untersuchung der Messzeitpunkte

Die Berechnung eines gemischten linearen Modells mit abhängiger Variable „Fügespalt“ zeigte auch hier Haupteffekte ($p = 0,000$) für die Faktoren Primärkrone und Silberleitlack, welche bereits bei den Haftkräften signifikant hervortraten. Zudem erwies sich der Faktor Tertiärgerüst signifikant im Haupteffekt ($p = 0,000$). Global fanden sich keine Haupteffekte für die Messwiederholung. Die Tabelle 10 zeigt jene Mittelwertunterschiede für die signifikanten Haupteffekte.

Tab. 10 MW und SD (Fügespalten) über alle Zeitpunkte (r1 und r4) für Vergleiche innerhalb der Gruppen von Primärkrone, Silberleitlack und Tertiärgerüst

Gruppe	Primärkrone		Silberleitlack		Tertiärgerüst	
Untergruppe	EM	ZrO ₂	Airbrush	Pinsel	100 %	50 %
MW	25,67	34,15	32,64	27,19	23,90	35,92
SD	14,23	13,56	16,49	11,48	11,73	14,54

p = 0,000
p = 0,000
p = 0,000

Da sich über alle Messzeitpunkte Unterschiede innerhalb der Hauptgruppen Primärkrone, Silberleitlack und Tertiärgerüst ergaben, wurde eine einheitliche Diagrammeinteilung beibehalten nach der Faktorzuordnungen Primärkrone und Silberleitlack.

Die Fügespaltmessungen der Prüfkörper **vor Kaubelastung** (r1-initial) zeigten folgende Maße:

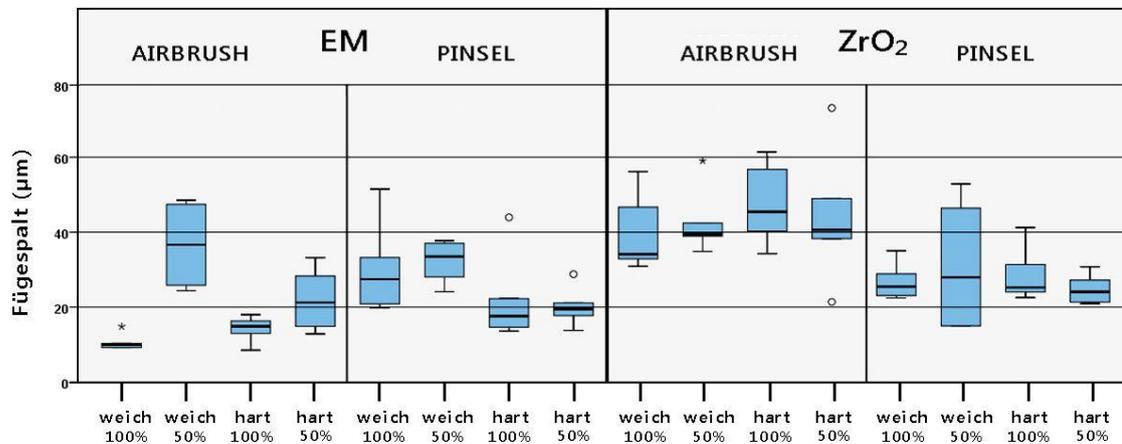


Abb. 20 Fügespalt, initial nach Fertigstellung (MW)

Die initialen Fügespaltwerte für EM-Doppelkronen verteilen sich zwischen Messwerten von 10,59 µm bis 36,59 µm (MW). Gruppirt auf einer homogenen Ebene ergaben sich höhere Ergebnisse für Doppelkronen mit den Faktoren ZrO₂/Airbrush (MW: 39,15 µm bis 47,28 µm). Auf einem niedrigeren und gleichmäßigen Niveau ordneten sich die ZrO₂-Kronen mit Pinseltechnik an (MW: 24,74 µm bis 30,87 µm). Insgesamt grenzte sich klar die Gruppe EM/Airbrush/weich/100 % mit der geringsten Fügespaltengröße von 10,59 µm (MW) ab. Einen 4,5-fach vergrößerten Messwert verzeichnete die Gruppe ZrO₂/Airbrush/hart/100 % mit einem Höchstwert von 47,28 µm (MW). Die Vergleiche der Doppelkronengruppen (Games-Howell) bewiesen für 19 Gruppenkombinationen eine Zurückweisung der Nullhypothese. Aufgrund der hohen Anzahl an Signifikanzen im Paarvergleich ist auf eine Darstellung im Diagramm verzichtet worden (Tab. 21). **Nach artifizierter Alterung** (r4-final) wurden die Fügespalten erneut erfasst:

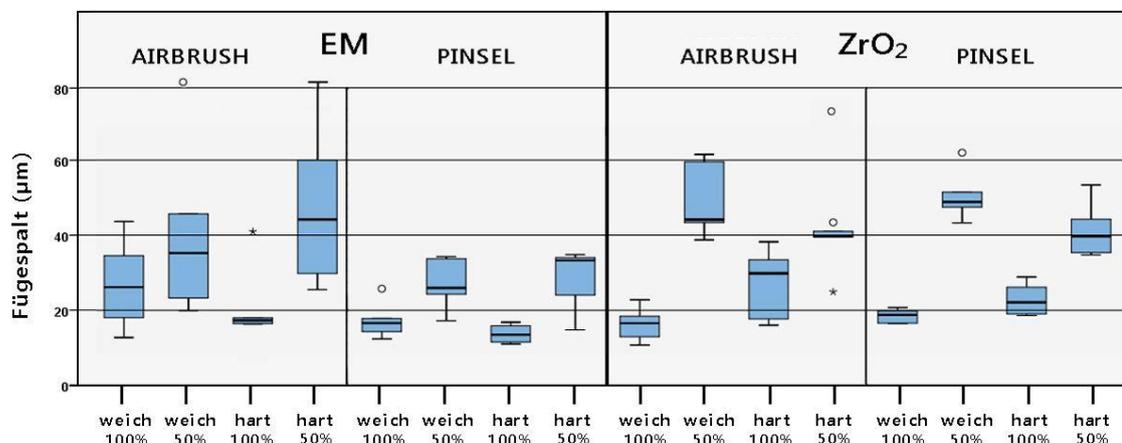


Abb. 21 Fügespalt, nach 3 Alterungszyklen (MW)

Die Streuung der Messwerte vergrößerte sich für die Doppelkronen mit den Faktoren EM/Airbrush im Vergleich zur Initialmessung (bis auf EM/Airbrush/hart/100 %). Hingegen variierten die Ergebnisse weniger in den Kategorien von EM/Pinsel nach der Belastung. Die Zirkoniumdioxid-Doppelkronen verloren zu diesem Messzeitpunkt ihre gruppierte Homogenität und wichen stärker voneinander ab. Dabei fiel auf, dass Messwerte des Parameters 50 % immer höher ausfiel als jene mit 100 %. Diese Ausprägung zeigten auch die Edelmetalle. Der kleinste Fügspalt wurde bei der Gruppe EM/Pinsel/hart/100 % mit einem Mittelwert von 13,68 µm gemessen. Den größten gemittelten Fügspaltwert hatte die Gruppe ZrO₂/Pinsel/weich/50 % mit 50,30 µm. Von insgesamt 240 durchgeführten paarweisen Gruppenvergleichen (Games-Howell) ergaben sich 27 Signifikanzen, welche aufgrund der hohen Anzahl im Anhang aufgelistet sind (Tab. 22). Nach artifizierlicher Belastung stellte sich der Einzelfaktor Tertiärgerüst (REML) als hochsignifikant heraus ($p \geq 0,000$).

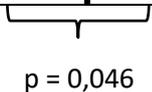
4.2.3 Interaktionseffekte

Auf der Berechnungsgrundlage eines gemischten linearen Modells mit der abhängigen Variablen „Fügspalt“ konnte im Vergleich aller Gruppen zum ersten und zweiten Messzeitpunkt kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Der Faktor Galvanogold erreichte im Vergleich zwischen den Gruppen weich/hart ebenso keine auffällig voneinander abweichenden Werte. Signifikante Interaktionen wurden jedoch bestätigt zwischen Messzeitpunkt und Tertiärgerüst sowie für Primärkrone und Silberleitlack als auch für Galvanogold und Tertiärgerüst.

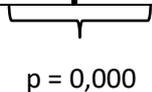
Im Vergleich der Faktoren zu den Messzeitpunkten r1 und r4 ergab sich folgende Auswertung:

Tab. 11 MW und SD (Fügspalten) für Primärkrone und Tertiärgerüste zu r1 und r4

Gruppe	Primärkrone		Tertiärgerüst	
Untergruppe	Gold	ZrO ₂	100 %	50 %
MW±SD r1	23,43±11,23	35,41±13,09	27,25±13,87	31,59±12,99
MW±SD r4	27,91±16,73	32,89±14,04	20,54±7,85	40,26±14,71



p = 0,046



p = 0,000

In Gegenüberstellung der Versuchsparameter, in Bezug auf den initialen (r1) und finalen (r4) Messzeitpunkt, unterschieden sich die Primärkörpermaterialien signifikant ($p = 0,046$). Die Gold-Primärkronen wiesen insgesamt geringere Haftspalten auf, welche sich jedoch nach der Gebrauchszeit als vergrößert darstellten. Die Zirkoniumdioxid-Primärkörper zeigten nach dem Verschleiß insgesamt verkleinerte Fügspaltwerte. Ebenfalls signifikant verschieden ($p < 0,001$) verhielten sich die Tertiärgerüstdimensionierungen, welche in 100 %-Kronenumfassung über die Zeit kleinere Messwerte annahmen und sich jene der 50 %-Umfassung tendenziell vergrößerten.

Weitere Faktorvergleiche ergaben signifikante Zusammenhänge (Tabelle 12 und 13):

Tab. 12 MW und SD (Fügespalten) für Primärkrone (EM vs. ZrO₂) in Interaktion mit Silberleitlack-techniken (Airbrush vs. Pinsel)

Primärkrone	EM		ZrO ₂	
Silberleitlack	Airbrush	Pinsel	Airbrush	Pinsel
MW±SD	26,80±17,36	24,54±9,48	38,48±13,86	29,83±12,29

p = 0,033

Die gemittelten Fügespaltwerte der EM-Gruppe befanden sich auf einem niedrigeren Niveau als jene der Zirkoniumdioxid-Gruppe. Hinsichtlich des Faktors Silberleitlack zeigten tendenziell jene mit Airbrush-Beschichtung höhere Fügespaltwerte auf als jene mit Pinseltechnik. Grundsätzlich besteht ein signifikanter Unterschied zwischen den Hauptgruppen Primärkrone und Silberleitlack (p = 0,033).

Tab. 13 MW und SD (Fügespalten) für Galvanogold (weich vs. hart) in Interaktion mit Tertiärgerüst (100% vs. 50%)

Galvanogold	Weich		hart	
Tertiärgerüst	100 %	50 %	100 %	50 %
MW±SD	23,09±11,07	38,61±13,8	24,71±12,44	33,24±14,98

p = 0,019

Im Vergleich der Fügespaltmaße von weichen und harten Galvanodoppelkronen zeigt sich eine größere Messspannweite für die Gruppe „weich“. Bei den Tertiärgerüsten mit 100 %-Fassung wurden geringere Fügespaltgrößen gemessen, unabhängig ob es mit einer weichen oder harten Galvanodoppelkrone verbunden war. Ein signifikanter Unterschied zwischen den Hauptgruppen wurde festgestellt (p = 0,019).

5 Diskussion

Viele Zahnärzte bevorzugen die Versorgung der Patienten mit Galvanodoppelkronenprothesen. Eine bunte Palette an Herstellern propagiert die unterschiedlichsten Herstellungsverfahren, was es derzeit schwierig macht, eine allgemeingültige Arbeitsanleitung zu publizieren. Dem Herstellungsprozess einer Doppelkrone sind die unter Gebrauch klinisch auftretenden Komplikationen (mangelnde Retention, Verblendungsfraktur) nicht eindeutig zuzuordnen. So ist es sinnvoll, Auswirkungen verschiedener Herstellungsvarianten auf die Galvanodoppelkronen-Qualität zu verifizieren. Haltekraft und Passung sind von der Qualität abhängige Parameter. Sowohl für Haftkraft –und Randspaltenmessungen an den Fügeflächen gibt es keine

standardisierten Protokolle für In-vitro-Untersuchungen. Die vorliegende Studie orientiert sich daher an bereits vorliegenden Studien der einschlägigen Literatur.

5.1 Diskussion des Prüfaufbaus

Das vorliegende Studiendesign konzipierte eine Einzel-Doppelkronen-Situation an einem Prämolaräquivalent. In klinischer Situation werden Doppelkronen zumeist an zwei oder mehreren Pfeilern verankert. Es kann angenommen werden, dass sich ermittelte Haftwerte einzelner Doppelkronen von den Messwerten, welche sie im Prothesenverbund erreichen würden, unterscheiden (*Böttger und Gründler, 1978; Groesser et al., 2014*). Eine reine Summation der Haftkräfte pro Doppelkrone zur Ermittlung der Gesamthaftkraft wird praktiziert (*Schalk, 2011*), ergibt nach *Boeckler (2011)* jedoch keine reliablen In-vitro-Ergebnisse. Mit dem Fokus der vorliegenden Studie auf das Verhalten der Materialien in Bezug zur Herstellung, sowie aus wirtschaftlichen Gründen, wurde eine Untersuchung an einzelnen Doppelkronen als ausreichend erachtet. Die Herstellung der Galvanodoppelkronen erfolgte durch ein und denselben Zahntechniker, um eine einheitliche Herstellungsweise zu garantieren. Die verwendeten Materialien wurden stets entsprechend den Herstellerangaben verarbeitet. Handwerkliche Toleranzen müssen einkalkuliert werden, entsprechen jedoch einer klinischen Situation und müssen als mögliche Fehlerkomponente beachtet werden. In dieser Studie wurde lediglich das Galvanosystem eines Herstellers verwendet. Ob die Messwerte verschiedener Systeme verändert ausfallen würden, bleibt zu untersuchen.

Die im Folgenden erläuterten Faktoren (Probenaufbau, Prüfapparatur, Zwischenflüssigkeit, Abzugsgeschwindigkeit, Vorlast) waren nicht expliziter Gegenstand der vorliegenden Untersuchung, daher wurde auf Variationen derselben verzichtet.

5.1.1 Probengeometrie

Die Dimension der Primärkronen ist in Daten publizierter Studienmodelle wiederzufinden (*Huber, 2003; Pospiech, 2001; Stock et al., 2016; Turp et al., 2014*). Verschiedene Probengeometrien verglichen *Ohkawa et al. (1990)* in einer In-vitro-Studie an 60 Doppelkronen unterschiedlicher Höhe (4, 5, 6 mm) und unterschiedlicher Konizität (0°, 2°, 4°, 6°). Nach *Ohkawas et al. (1990)* Auswertung von 10.000 durchgeführten Belastungszyklen zeigte sich, dass das Verringern der Konizität eine höhere Auswirkung auf die Haftkraft hat als das Vergrößern der Haftfläche und Doppelkronen mit 0° somit die höchsten Abzugskräfte erreichten. Bei einer Kombination von zwei und mehr Doppelkronen mit einer 0°-Fräsung besteht die Gefahr, Unterschnitte zu erzeugen, was häufig in Ein- und Ausgliederungsproblemen gipfelt (*Beuer et al., 2010*). Allgemein fallen Empfehlungen zur Konizität recht unterschiedlich aus, grundsätzlich

wird aber eine Abhängigkeit des Winkels von der Anzahl und der Position der Doppelkrone ersichtlich (Arnold, 2013; Boeckler, 2011). Wie vielfach untersucht (Diedrichs und Rosenhain 1995; Hoffmann, 2010; Rößler, 20005) wurden für die vorliegende Studie Einzelpeiler mit einer 0°-Konizität ausgewählt. Einerseits um als solitäres Verbindungselement die geringe Primärkronenhöhe eines Prämolars von 4 mm auszugleichen, andererseits um eventuelle Effekte der Herstellung über die Haftkraftmessungen effizient evaluieren zu können.

Aus dem Testverfahren schieden fünf Proben aus, welche sich beim axialen Belastungstest im Bereich der Klebefuge zwischen Galvanokappe und Tertiärgerüst trennten. Ursachen waren vermutlich Verarbeitungsfehler. Eine fehlende Umfassung der Tertiärkonstruktion kann nicht ausschließlich verantwortlich sein, da zwei von fünf Proben zu 100 % gefasst waren. In der Literatur wurden häufiger Dezementierungen der Primärkronen beschrieben (Bayer et al., 2010b; Schwindling et al., 2014). In einer Vergleichsstudie von sechs Materialvarianten bei Doppelkronen musste die Gruppe, bestehend aus Goldprimärkrone und Galvanokappe, aufgrund sich zu hoch entwickelnder Haftkräfte ausscheiden (Linek et al., 2016). Das Testen im Kausimulator mit fester Arretierung der Proben kann durch das Fehlen parodontaler Ausgleichsbewegungen unter Umständen zu Verkeilungen der Proben führen. Dieser Sachverhalt wurde als Ursache für die in vorliegender Studie aufgetretenen Dezementierungen ebenso vermutet als auch für das Auftreten von vereinzelt extremen oder ausreißenden Haftkraftwerten.

5.1.2 Prüfapparatur

Die **Abzugsmessungen** und Dauerverschleißprüfungen wurden in standardisierter und reproduzierbarer Form durchgeführt. Die Messung der Abzüge erfolgte in streng axialer Richtung über ein lose gelagertes Drahtseil. Über die Länge des Drahtseils konnten Torsions- und Querkräfte vermieden und eine Selbstausrichtung erreicht werden. Orientierung boten die Versuchsaufbauten von Beuer et al. (2010) und Engels et al. (2010). Übertragungsfehler bezüglich der Ausrichtung waren minimiert, da die Proben zum Stumpf streng axial hergestellt und exakt senkrecht im Spannfutter arretiert wurden. Die Probenhalterung wurde zudem über ein Tischsystem mit XY-Verschiebefunktion positioniert. Einer elastischen, dem Parodont nachempfundenen, Lagerung konnte nicht entsprochen werden, so dass die verschleißenden Kaukräfte ausschließlich über die zu testenden Materialien abgeleitet wurden. Die starre Lagerung im Kausimulator mit vier synchron arbeitenden Doppelkammern ohne Spielpassung der Probenkörper kann etwaige Querkräfte und Verdrehmomente, trotz höchster Präzisionsanfertigung, nicht absolut ausschließen. Der vom in vivo abweichende Versuchsaufbau kann daher nicht undifferenziert in klinische Situationen übertragen werden, prüft jedoch insbesondere die zu untersuchenden Materialeigenschaften.

Die Bewährung von Galvanodoppelkronen unter Kaubelastung ist ein entscheidendes Qualitätsmerkmal für die Funktionstüchtigkeit einer prothetischen Restauration. Aus diesem Grund wurden die Proben dieser Studie einem artifiziellen Dauerverschleiß unterzogen. Diesbezügliche Publikationen unterschieden sich in der Anzahl der Kauzyklen (*Arnold, 2013, [15x10³ Zyklen]; Bayer et al., 2010 b [5x10³]; Gurbulak et al., 2013 [3285 Zyklen]; Turp et al., 2014 [1x10⁴]; Weigl, 2000a[1x10⁵ Zyklen]*). Häufig wurden Tests mit 10.000 Zyklen beschrieben (*Besimo et al., 1996; Dillschneider et al., 2009; Engels et al., 2013; Linek et al., 2016; Ohkawa et al., 1990*). In Anlehnung der Studiengrundlage von *Böttger und Gründler (1978)* in Umsetzung von *Arnold (2013)* wurden 15.000 axiale Zyklen als sinnvoll erachtet. Patienten exkorporieren doppelkronenverankerte Prothesen nicht nur gemäß der axialen Einschubrichtung, sondern zumeist in wippenden Bewegungsmustern. Dadurch resultierende non-axiale Belastungen können Haftkräfte erhöhen und wurden in einer Studie von *Bayer et al. (2010b)* geprüft. Für eine Zwei-Pfeiler-Prüfprothese wurde dieses Verfahren mit Wechsellasten non-axialer und axialer Kräfte von *Arnold (2013)* weiterentwickelt. Analog dazu wurde für die vorliegende Studie Zyklenanzahl und Kaukräfteinwirkung übernommen. Direkte Vergleiche können jedoch nur bedingt erstellt werden, da keine äquivalenten Studiendesigns existieren (*Arnold, 2013; Bayer et al., 2010b*).

Fügespalten an Galvanodoppelkronen sind aus verschiedenen Gründen von zu untersuchendem Interesse: Erstens wird ein Zusammenhang zwischen einem sich verändernden Fügespaltabstand und damit einhergehendem Haftkraftverlust vermutet (*Spiekermann und Nickenig, 2006; Wolfart, 2014*), zweitens können veränderte Fügespalten Verblendfrakturen bedingen (*Rehmann et al., 2006*) und drittens korreliert auch ein gering belüfteter Haftspalt mit Entzündungen des Zahnhalteapparates (*Hohmann und Hielscher, 2003*). Das Streben nach einem möglichst kleinen Fügespalt, welcher einen durchschnittlichen Bakteriendurchmesser von 0,2 - 2,5 µm unterschreiten sollte, wäre anzustreben. Schlecht passende Restaurationen können daher Langzeitauswirkungen auf die Integration des Zahnersatzes in technischer und biologischer Hinsicht haben. Besonderheit der Doppelkronensysteme ist das Vorhandensein zweier Randspalten (*Körber und Blum, 2007*). Der Spalt zwischen Stumpf und Primärkrone ist immer mit einem Befestigungsmaterial gefüllt. Jener zwischen Primär- und Sekundärkrone ist speichelgefüllt und abhängig von der Herstellungsart sowie bei konischen Formen von der aufgetragenen Fügekraft (*Bruhn, 2013*). Die Maße sind nicht mit jenen zementierter Galvanokronen vergleichbar, da in der Literatur eine Vergrößerung des Randspalts nach Zementierung der Restauration beschrieben wurde (*Karaman et al., 2015*). Eine Beeinflussung durch den Untersucher auf das Messergebnis wurde vielfach dokumentiert (*Groten, 1998; Holmes et al., 1989*). Eine hohe Anzahl an Messungen erzielt einen Lerneffekt, beeinflusst positiv die

Messqualität und wurde daher von ein und derselben Person durchgeführt. Dementgegen steht erworbenes Wissen um die Problematiken bei Fügespaltuntersuchungen, wozu beim Lichtmikroskopieren die schwer zu erreichende Tiefenschärfe in der Aufsicht gehört (Grotten, 1998). Die Kanten des Innen- und Außenteils können nicht immer gleich scharf eingestellt werden (vgl. Abb. 12). Zu den am häufigsten verwendeten Systemen zur Fügespaltvermessung gehören neben dem zuvor genannten Mikroskopieverfahren sowohl die Auswertung von Replikas, rein klinischen Untersuchungen mittels zahnärztlicher Sonde, als auch computergestützten 3D-Analysen der marginalen und internen Passung (Colpani et al., 2013; Donath und Roth, 1987; Schaefer et al., 2014; Sorensen, 1990). Vergleichende Untersuchungen zwischen Licht- und Rasterelektronenmikroskop konnten keinen praktischen Vorteil für eines der Systeme beweisen (Grotten, 1998). Unabhängig von der Messmethode spielen Messtrecken und ihre festgelegten Referenzpunkte eine nicht unerhebliche Rolle und wurden bisher nicht einheitlich standardisiert (Holmes et al., 1989). Gotten et al. (2000) konnte feststellen, dass ein repräsentativer Querschnitt anhand von 50 zirkulären Punkten pro Krone ausreichend ist und unabhängig der zufälligen oder systematischen Auswahl der Messpunkte sei. Lichtmikroskopische Vermessungen der äußeren Zirkumferenz des Haftspalts erweisen sich als vorteilhaft, da die Proben unversehrt bleiben und wiederholbar sind.

5.1.3 Zwischenmedium

Nachgewiesener Bestandteil des hydraulischen Haftmechanismus bei Galvanodoppelkronen ist ein flüssiges Zwischenmedium (Huber, 2003; Siebert-Steeb, 2010; Rößler, 2005). Als Speichelerersatz wurde in der vorliegenden Studie eine Mixtur (2:1) aus künstlichem Speichel (Glandosane, Cell Pharm) und destilliertem Wasser gewählt. Sämtliche Verschleiß- und Haftkraftprüfungen dieser Studie wurden in einem Speichelbad oder unter Speichelbenetzung durchgeführt. Aufgrund der idealen Schmierwirkung wurde diese Mischung bereits in etlichen Studien verwendet (Arnold, 2013; Bayer et al., 2010b; Hagner et al., 2006). Weitere Untersuchungen verwendeten Öle oder ausschließlich künstlichen Speichel und erreichten höhere Haftkräfte (Rößler, 2005). Grundsätzlich scheinen höhere Haftwerte bei Doppelkronen vom Vorhandensein eines Zwischenmediums abhängig zu sein und sinken hingegen im trockenen Zustand ab (Besimo et al., 1996; Güngör et al., 2004; Ohkawa et al., 1990; Stüttgen, 1985). Simuliert werden ausschließlich idealisierte Zustände, welche bedingt aussagekräftig für klinische Situationen sind.

5.1.4 Abzugsgeschwindigkeit

Die Daten zur Abzugsgeschwindigkeit von Doppelkronenprothesen variieren in der Literatur sehr stark. Klinische Vergleichsgrößen ermittelte Rößler (2005) an Probanden über die Messung

der Mundöffnungsgeschwindigkeit, welche ausschlaggebender sei als die Prothesenentfernung, da der Zahnersatz beim Kauen in situ verbleiben soll: Geschwindigkeiten von 30 mm/min bis 200 mm/min verursachten keine markanten Änderungen bezüglich der Haftkraft. *Ohkawa et al. (1990)* verglich unterschiedliche Abzugsgeschwindigkeiten (0,05; 2,5; 5; 10; 25; 50 und 100 cm/min) an Doppelkronen, wobei sich keine signifikant verschiedenen Haftkräfte zeigten. Unter Verwendung eines Zwischenmediums konnte *Huber (2003)* ein Ansteigen der Haftkraft bei zunehmender Abzugsgeschwindigkeit nachweisen. Die Ergebnisse von *Hoffmann (2010)* bestätigten diese Aussage, behaupteten jedoch Gegenteiliges bezüglich folgender zweiten These von *Huber (2003)*: Beim trockenen Abzug ist die Haftkraft unabhängig von der Abzugsgeschwindigkeit. *Wagner et al. (2015)* legte sich in Übereinstimmung der vorliegenden Studie auf eine Fügegeschwindigkeit von 50 mm/min fest und begründete dies als eine Kompromisslösung zwischen klinischer Relevanz und technischen Möglichkeiten.

5.1.5 Vorlast

Wissenschaftlich fundierte Lösekraftanalysen von Doppelkronen basieren auf der Interaktion von Fügekräften mit Abzugsgeschwindigkeiten und unterliegen biologischen Toleranzwerten klinischer Kaukraftmessungen (*Strub et al., 2011*). Eine Untersuchung von verschiedenen Fügekräften an Doppelkronen (1, 2, 3, 4, 5, 10 und 15 kg) zeigte keine Veränderungen ab einer Belastung von 5 kg (*Ohkawa et al., 1990*). Ein korrespondierendes Ansteigen zwischen Haftkraft und Vorlast verzeichnete *Weigl et al. (2000a)* für gegossene Doppelkronen, nicht jedoch für Galvano-doppelkronen, wenn diese von 10 bis 300 N belastet wurden. Die Verwendung unterschiedlicher Vorlasten (*Besimo et al., 1996, [20 N]*; *Bayer et al., 2011 [20 N]*; *Beuer et al., 2010, [50 N]*; *Güngör et al., 2004, [50 N]*; *Janke et al., 2002 [50 N]*; *Ohkawa et al., 1990 [50 N]*) belegt ein Fehlen von standardisierten Werten in In-vitro-Studien. Eine Orientierung bieten vor allem klinische Kaukraftuntersuchungen, wie sie von *Fernandes et al. (2003)* durchgeführt wurden und Messungen an Doppelkronen Werte zwischen 28 bis 252 N ergaben. Wie bei den gebräuchlichsten Vorlastwerten in In-vitro-Studien wurde für die vorliegende Studie 50 N zur Belastung ausgewählt.

5.2 Diskussion der Ergebnisse

5.2.1 Haftkräfte

Die ausgewählten Verschleißsimulationen (20.000 non-axiale, 15.000 axiale und 30.000 non-axiale Belastungen) zeigten deskriptiv keine einheitlichen Haftkräfte für die 16 Doppelkronengruppen (vgl. Abb. 15) über die einzelnen **Messzeitpunkte**. Die statistische Berechnung belegte signifikante Veränderungen der Haftkräfte ($p = 0,043$) vom ersten zum

letzten Messzeitpunkt. Über alle Messzeitpunkte verringerten sich die Haftwerte bei 13 von 16 Gruppen im Durchschnitt um 34 %. Hingegen verzeichneten drei Gruppen Haftkraftsteigerungen: Moderaten Anstieg bewiesen zwei Probenreihen (Faktor ZrO_2) mit 12-13 %. Die dritte Gruppe zeigte einen extremen Anstieg um 161 % (Faktor EM). Bei letztgenannter Gruppe (EM/Pinsel/hart/100 %) kam es zu einer Probenreduktion während der Kaubelastung (ab t3), so dass sich die Mittelwerte ungünstig verschoben. Ähnliche Kraftspitzen vermerkte *Linek et al. (2016)* für EM-Galvanodoppelkronen mit Dokumentation erhöhter Oberflächenrauigkeiten. Die vergrößerte Standardabweichung ab t3 und t4 unterstützt diese Annahme, so dass diese solitäre Probenreihe als nicht repräsentativ gewertet werden kann. Insgesamt resultierte die stärkste Veränderung ($p = 0,005$) über alle Probenreihen zwischen den letzten beiden Haftkraftmessungen (t3 zu t4) mit einer mehrheitlichen Reduktion der Haftkräfte (bei 10 von 16 Probenreihen). Die axialen und non-axialen Belastungsprüfungen an Galvanodoppelkronen von *Bayer et al. (2010b)* bestätigten ein ähnliches Verhalten: Die Haftkräfte sanken nach 2000 Zyklen mit folgendem Wideranstieg und einem finalen Abstieg. Die Primärteile aus EM beschrieben dabei höhere Auslenkungen als jene aus ZrO_2 . Eine Zunahme der Haftkraft oder Haftkraftabnahme beruht auf Einspielvorgängen mit gewissen geometrischen Anpassungen (*Ohkawa et al., 1990*). Nach *Gurbulak et al. (2013)* erreichten EMF-Galvanodoppelkronen zu einem ähnlichen Zeitpunkt (nach 3285 Kauzyklen) einen Anstieg der Haftkräfte. Finale Haftkraftverluste nach Simulation einer üblichen Belastungszeit werden den Galvanodoppelkronen in einschlägigen Publikationen attestiert (*Bayer et al., 2010b; Engels et al., 2013; Linek et al., 2016*). Aber auch unveränderte Haftkräfte nach Kaubelastung von ZrO_2 -Galvanodoppelkronen mit 100.000 Zyklen (*Weigl et al., 2000a*) konnten bestätigt werden, bis hin zu Anstiegen nach 10.000 Zyklen (*Turp et al., 2014*).

Die Galvanodoppelkronen mit **Primärteilen** aus Zirkoniumdioxid unterscheiden sich von jenen aus Gold im Haupteffekt signifikant ($p = 0,025$). Grundsätzlich waren bereits beim manuellen Fügen vom Außen- auf das Innenteil gewisse Rauigkeiten bei den Goldprimärteilen fühlbar, hingegen zeigten die Zirkoniumdioxide stets sanfter gleitende Fügeigenschaften. Die gemessenen Haftwerte blieben bei den **Zirkoniumdioxid-Doppelkronen** konformer und entwickelten nur geringfügige Veränderungen. Die Initialwerte der ZrO_2 -Doppelkronen lagen zwischen 1,49 N bis 5,75 N (MW) und erreichten nach dem artifiziellen Verschleiß (t4) Endmesswerte von 1,31 N bis 6,23 N (MW). Der Vergleich der Messzeitpunkte (t1 zu t4) belegt eine Haftkraftreduktion um 18 % für die Gesamtheit der getesteten ZrO_2 -Primärkronen. In Betrachtung der einzelnen Haftkraftverläufe verminderten und stiegen die Haftkraftwerte für hälftig 4:4 Gruppen vom Zeitpunkt t1 zu t2 und t2 zu t3. Zum letzten Messzeitpunkt (t3 zu t4) sanken fünf und stiegen vier Gruppenmessungen. Die Anfangswerte der **Edelmetall-Doppelkronen** variierten weitaus breitspanniger als die der ZrO_2 -Doppelkronen mit 2,22 N bis

11,72 N (MW). Sieben von acht EM-Gruppen beschrieben eine Reduktion der Haftkraft zum zweiten Messzeitpunkt (t2). Zum dritten Messzeitpunkt (t3) stiegen die Haftwerte in sechs von acht Gruppen wieder an. Nach diesem sprunghaften Verlauf endeten (t4) die EM-Doppelkronen auf einem Niveau zwischen 1,34 N bis 7,50 N (MW) und verloren in der Gesamtheit 23 % der ursprünglichen Haftkraft.

Verschiedene Studien (*Bayer et al., 2012; Dillschneider et al., 2009; Engels et al., 2013; Rinke et al., 2015; Turp et al., 2014*) ermittelten für ZrO₂-Doppelkronen ebenfalls weniger exkursive Haftkräfte, als dies für gegossene Doppelkronen verzeichnet wurde. *Stüttgen (1985)* begründete dies mit einem möglichen initialen Ansteigen von Oberflächenrauigkeiten bei EM-Primärkronen. *Bayer (2010b)* weist für Galvanodoppelkronen mit Goldprimärteil höhere Änderungen der Haftkräfte in der Anlaufphase nach. Weitaus stabilere Haftkräfte zeigten sich bei den Galvanodoppelkronen mit ZrO₂-Primärteilen, was durch den Wegfall einer turbulenten Einspielphase als vorteilhaft für den klinischen Gebrauch hervorgehoben wurde. Das Primärkörpermaterial als Ursache sich unterschiedlich entwickelnder Haftkräfte vermutete ebenfalls *Turp et al. (2014)*. Ähnlich der vorliegenden Studie zeigte seine vergleichende Untersuchung signifikant höhere Haftwerte für Galvanodoppelkronen mit Goldprimärteilen als mit ZrO₂-Primärteilen. Differenzierungen dieser Ergebnisse ergeben sich durch das gewählte Material, laut *Hagner (2006)*, welcher Primärteile unterschiedlicher dentaler Goldgusslegierungen verglich und den Einfluss der Materialzusammensetzung einer Legierung auf die Haftkraft als höher identifizierte als Härte und initiale Abzugskraft. Der Sollwert klinisch akzeptabler Haftwerte ist abhängig von der Belastbarkeit des umgebenden Parodontalgewebes, wobei kurzzeitige Kräfte von 5 N bis 10 N keine Schäden verursachen (*Körber, 2004; Strubb et al., 2011*). Üblicherweise wird die Gesamthaftkraft einer Prothese durch die Anzahl der Pfeilerzähne beeinflusst (*Arnold, 2013 [9,6-14 N]; Boeckler, 2011 [10,9 N]*). *Hagner (2006)* empfiehlt daher eine Abzugskraft von 1-3 N pro Pfeilerzahn, um eine adäquate Prothesenhaftung zu erreichen. Das subjektive Empfinden der Patienten ist ein weiterer limitierender Faktor zur Bestimmung der optimalen Haltekraft (*Schalk, 2011 [2,3-15,7 N]*). *Huber (2003)* ermittelt für Galvanodoppelkronen in ähnlicher Geometrie (vgl. Abb. 6) Haftkräfte zwischen 1 N bis 2 N, welche in vorliegender Studie zu 31 % zum ersten Messzeitpunkt erreicht wurden. Ein Vergleich initialer Messwerte erscheint sinnvoll, da Belastungszyklen und Probenaufbauten bisher publizierter Studien nicht standardisiert wurden. Auch *Beuer et al. (2010)* belegt ein ähnliches Niveau für Gold- und ZrO₂-Galvanodoppelkronen mit 2° Konizität von 0,37 bis 2,65 N. Er ermittelte, dass ZrO₂-Galvanodoppelkronen mit 0°- Konizität höhere Haftwerte erzielten als EM-Galvanodoppelkronen. Die vorliegende Studie zeigte Gegenteiliges: Hier erreichten Doppelkronen mit den Faktoren EM $4,89 \pm 0,36$ N und ZrO₂ $3,74 \pm 0,36$ N. Ähnliche Haftkraftwerte

bestätigte die Untersuchung von *Weigl et al. (2000a)* für ZrO₂-Galvano-Doppelkronen mit einem initialen Wert von $4,84 \pm 0,63$ N und äußerst geringen Schwankungen. Eine kalkulierbare Haftkraft mit geringen Streubreiten erwiesen ebenso *Engels et al. (2013)*, was in der vorhandenen Studie für die ZrO₂-Versuchsreihe mit der Faktorkombination Pinsel über alle Messzeitpunkte wiederzufinden ist. Initial noch auf ähnlich niedrigem Niveau, vergrößern sich die Streubreiten für die Faktoren ZrO₂/Airbrush in der Messzeitfolge, vermutlich durch die Beeinflussung von weiteren Parametern.

Die Prüfung des Faktors **Silberleitlack** mit der Airbrushmethode versus Pinseltechnik (vgl. Abb. 8) zeigte bereits optisch deutliche Niveauunterschiede (Haupteffekt: $p = 0,000$) in den graphischen Darstellungen (vgl. Abb. 16-19). Zu allen Messzeitpunkten befanden sich die Mittelwerte der Doppelkronen mit dem Faktor Airbrush (4,48 N-11,72 N) auf einem höheren Niveau als jene der Pinseltechnik (1,49 N-5,46 N), was diese Technik als vorteilhafter erscheinen lässt. Jedoch streuten die Werte der Airbrushgruppen zu allen Messzeitpunkten in weit höherem Maße als die der Pinseltechnik. Vorweggreifend muss bemerkt werden, dass der marginale Fügespalt der Airbrushgruppen (vgl. Kapitel 4.2) keinen Rückschluss auf die höheren Haftwerte dieser Gruppe gab. Vielmehr zeigten sie eine ähnliche Größenordnung wie die der Pinseltechnik. Über die artifizielle Belastungszeit verloren beide Gruppen gleichmäßig an Haftkraft (Airbrush um 19 %; Pinsel um 20 %).

In Studien wird der Arbeitsschritt „Applikationstechnik des Silberleitlacks“ im Kapitel „Material und Methode“ häufig ausgelassen (*Stober et al., 2015; Bernhart et al., 2010*), teilweise dokumentiert (*Bayer et al., 2010b; Beuer et al., 2010; Turp et al., 2014*), jedoch nicht standardisiert beschrieben. So verwendet *Huber (2003)* die Pinseltechnik auf EMF-Primärteilen und erreicht damit unter trockenen Konditionen 42,3 mN, unter flüssigem Zwischenmedium bis zu 2 N. Resultierende Haftwerte bei Verwendung der Airbrushmethode zeigen Initialwerte von 5,2 N für ZrO₂-Primärteile und 8,89 N bei EM-Primärteilen (*Bayer et al., 2010b*).

Die signifikante Interaktion zwischen **Silberleitlackmethode und Galvanokappe** ($p = 0,020$) lässt keinen eindeutigen Rückschluss zu: Die Airbrushmethode erzeugte die höheren Haftwerte. Ein klarer Bezug zu einer vorteilsbringenden Herstellungsart der Galvanokappe kann nicht bestätigt werden. Die Haftkräfte fielen bei weichen Galvanokappen zum einen höher (Airbrushmethode), zum anderen niedriger (Pinseltechnik) aus. Bei harten Galvanokappen verhielt es sich genau gegenteilig.

Die **Tertiärgerüstgestaltung** beeinflusst die Haftkraftentwicklung maßgeblich: Fasst man die Messwerte jeder Herstellungsart pro Messzeitpunkt zusammen, zeigen sich bei beiden Gruppen ein richtungsähnlicher Haftkraftverlauf mit einem Absinken der Werte zum Messzeitpunkt t₂, einem Wiederanstieg zu t₃ und einem finalen Abfall zu t₄. Unterschiede werden am deutlich-

sten, wenn man sich die weitaus geringeren Schwankungen und den minimalen Haftkraftabfall (Abnahme um 0,2 %) für Doppelkronen mit 100 %-Tertiärgerüsten betrachtet. Im Gegensatz dazu sanken die Werte bei den 50 % ausgedehnten Gerüsten um insgesamt 35 % (vgl. Tab. 6). Explizite Studien zur Tertiärgerüstdimensionierung sind derzeit nicht bekannt, werden aber als ursächlich in Bezug auf den Verlust der Haftkräfte (Boeckler, 2011; Gürtler, 2004; Strub et al., 2011) und Frakturen von Verblendungen (Bernhart et al., 2012; Rinke et al., 2015; Stober et al., 2012) angegeben. Tertiärgerüste sollen die Galvanokappen gegen Verformung durch insbesondere non-axial dislozierende Kräfte schützen. Diese können beim Abweichen streng axialer Abzugsrichtungen zu Verkantungen führen, welche bei Überwindung aus dieser Lage zu überproportional hohen Kräften ansteigen können (Boeckler, 2011). Aus den Ergebnissen der vorliegenden Studie kann geschlussfolgert werden, dass die Haftkräfte der 100 % gefassten Doppelkronen durch den größeren Verformungswiderstand gleichblieben oder sich erhöhten und sich damit als positiv für das Doppelkronensystem herausstellte. Hingegen verzeichneten Tertiärgerüste mit 50 %-Fassung, welche sich eher marginal weiteten, größere Haftkraftverluste.

5.2.2 Fügespalten

Die untersuchten Fügespalten erreichten Messwerte von $10,59 \pm 2,14 \mu\text{m}$ bis $50,30 \pm 6,36 \mu\text{m}$ über alle **Messzeitpunkte**, welche sich mehrheitlich um den Bereich von 20 - 30 μm gruppieren. Die Standardabweichungen der Fügespaltermessungen befanden sich mit bis zu 4 μm im allgemeingültigen Bereich (Bruhn, 2013). Der MW über alle Gruppen zum Messzeitpunkt r1 (MW 29,42 μm) im Vergleich zu r4 (MW 30,30 μm) ergab ein ähnliches Niveau. Die gruppenspezifischen Messwerte zeigen bei acht Prüfgruppen Vergrößerungen, die restlichen acht Gruppen zeigten tendenziell Verkleinerungen auf.

Akzeptable marginale Fügespalten an Doppelkronen variieren zwischen 5 - 50 μm (Beuer et al., 2010; Weigl, 2000a). In einschlägigen Publikationen werden verschiedenste Fügespaltmaße für Galvanodoppelkronen angegeben (Beuer et al., 2010, [5,6-7,2 μm .]; Diedrichs und Rosenhain, 1995, [8 bis 12 μm]; Hopp, 2000 [5-25 μm]; Huber, 2003 [13-15 μm]; Setz und Diedrichs, 2002, [$<20 \text{ mm}$]; Weigl et al. 2000a, [4,9 μm]; Willershäuser und Gadau, 2003, [8-12 μm und $<8 \mu\text{m}$]). Eine Verkleinerung der Fügespalten über die Zeit kann durch die Druckbelastungen während der non-axialen Testperioden erklärbar sein. Die Lumina der Sekundärkronen wurden mehrheitlich im Bereich des Lastarms komprimiert und erzeugten in diesem Bereich verkleinerte Fügespaltmaße. Durch diese partiellen Querschnittsverkleinerungen und der Mittelung von 50 gemessenen Fügespaltwerten pro Probe resultierten Verkleinerung zum Ausgangswert. Insbesondere bei den 100 %-Gerüsten (6 von 8 Probenreihen mit 100 %) war zu erkennen, dass bei vollständiger Umfassung die Galvanokappen eher gestaucht wurden. Hier zeigte sich keine

Möglichkeit für ein Aufbiegen des Metalls, wie vergleichsweise bei den halb gefassten Galvano-sekundärkronen verzeichnet wurde. Insgesamt resultierte, dass trotz der hohen Galvanogoldhärten (170-220 HV) nach artifizierlicher Alterung mit Gerüstveränderungen zu rechnen ist.

Konform zu diesen Haftspaltänderungen der Proben bestätigten auch *Turp et al. (2014)*, dass sich Galvanogold über die Gebrauchszeit aufbiegen kann. Insbesondere bei schulterartiger Gestaltung der Primärteile zeigten sich unter dem Elektronenmikroskop Schliffacetten im Lumen der Sekundärteile. Trotz der Übereinstimmung mit *Weigl (2000a)* in Bezug auf bestehende Adhäsionskräfte scheint das Haftprinzip teilweise in Richtung Verkeilung abzuweichen. Nach einer hohen Anzahl von artifizierlichen Ein- und Ausgliederungen von Galvanodoppeln kronen attestierten *Weigl et al. (2000a)* diesem System gewisse Randdeformationen, hauptsächlich im marginalen Bereich (0,5 mm) der Galvanokappen. Ursachen vermutete er in der Selbstzentrierung mit einhergehenden Ausrichtungsfehlern.

Eine Forderung nach vollständiger Ummantelung der Galvanokappen wurde des Öfteren publiziert (*Scholz et al., 2010; Strub, 2011; Wolfart, 2014*). Für Zonen fehlender Ummantelungen wurden häufiger Frakturen für Verblendungen beschrieben (*Bernhardt et al., 2012; Rinke et al., 2015; Schwarz et al., 2014; Stober et al., 2015; Weigl et al., 2000b*). Nicht gefasste Bereiche, wie Aussparungen der Randbereiche, können unter Kaubelastung deformieren, was zu Frakturen der Verblendung führt und in einem möglichen Funktionsverlust gipfeln kann. Verblendungsverluste als eine der häufigsten technischen Komplikationen wurden vielfach in Verbindung zur funktionalen Überbelastung und elastischen Deformation des Sekundärkrone gebracht (*Rinke et al., 2015; Stober et al., 2012*). Publikationen zu Fügspaltuntersuchungen an Galvanodoppeln kronen in vergleichbar ähnlichem Format sind dem Autor nicht bekannt.

Die Prüfung bezüglich einer Beeinflussung der Fügspaltmaße auf die getesteten Faktoren ergab hochsignifikante Haupteffekte für **Primärkrone, Silberleitlack und Tertiärgerüst** (vgl. Tab. 10) nicht jedoch für das Galvanogold. Bestätigt wird damit die Aussage, dass sich die Fügspaltmaße für die genannten Faktoren über den Messzeitraum verändern. Bei Betrachtung der Wechselwirkungseffekte von **ZrO₂-und Goldprimärkronen** innerhalb des Faktors Primärkrone ergaben sich Niveauunterschiede im Fügspaltmaß, welche zu beiden Messzeitpunkten breitere Spalten für Zirkoniumdioxid zeigten (vgl. Tab. 11).

Zur Begründung sind die Bedenken *Willershäusers (2003)* zu Rate zu ziehen, welcher Zirkoniumdioxidprimärteilen aufgrund der sehr glatten Oberfläche ein schwierigeres Anhaftungsvermögen des Silberleitlacks über jene Airbrushmethode bescheinigt. Um eine deckende, nicht verschiebbare Schicht zu erreichen, ist auf ZrO₂-Primärteilen möglicherweise, den Werten entsprechend, mehr Silberlack aufgesprüht worden ($35,41 \pm 13,09 \mu\text{m}$ [r1]) als dies bei Gold ($23,43 \pm 11,23 \mu\text{m}$ [r1]) durch die rauere Oberfläche nötig war. Bestätigung findet

diese These auch durch die signifikanten **Interaktionen der Faktoren Primärkrone mit Silberleitlack** ($p = 0,033$) (vgl. Tab.12). Prinzipiell wurden verschiedene Methoden des Lackauftrags von demselben Techniker praktiziert. Zu den Applikationsarten erfolgte vorab vom jeweiligen Hersteller eine Schulung. Die Airbrushmethode ist trotz allem durch den apparativen Mehraufwand techniksensibler und damit fehleranfälliger. Zudem sind beide Methoden stark abhängig von der Erfahrung des Anwenders. *Turp et al. (2014)* vermutet die unterschiedlichen Härtegrade zwischen Zirkoniumdioxid und Galvanogold als Ursache für vergrößerte Fügespalten. Abnutzungen kommen nach seiner Untersuchung nur in der Galvanokappe vor und imponieren daher stärker, als wenn sich beide Materialien abnutzen würden.

Das **Tertiärgerüst**, welches dem Galvanokäppchen Stabilität bieten soll, zeigte sich nicht nur im Haupteffekt, sondern auch im Vergleich der Untergruppen (50 % und 100 %) als hochsignifikant verschieden ($p = 0,000$). Die vollständige Umfassung durch das Tertiärgerüst scheint einer Aufweitung des Spalts entgegen zu wirken. Die Fügespaltwerte befanden sich zum unbelasteten Messzeitpunkt für beide Gruppen (50 % und 100 %) auf ähnlichem Niveau, nach der Belastung unterschieden sie sich jedoch um 96 %: Die lediglich halb gefassten Galvanokappen (50 %) weiteten sich insgesamt um 28 % auf. Hingegen wurde für die 100%-Ummantelung eine Abnahme um 24 % verzeichnet. Wie zuvor beschrieben, führten die non-axialen Druckkräfte bei vollständiger Tertiärgerüstfassung in den meisten Fällen (6 von 8 Proben mit 100 %-Gerüst) zu einer Kompression der Fügespalten. Die zu 50 % gefassten Galvanokappen konnten sich nicht am Tertiärgerüst abstützen und weiteten sich dementsprechend auf (bei 6 von 8 Proben mit 100 %-Gerüst) (vgl. Tab. 8).

Wie vermutet zeigten sich für, vom Tertiärgerüst ungeschützte, Galvanogoldbereiche mehrheitlich Aufbiegungen. Eine Verblendung direkt auf dem Galvanogold kann der Duktilität des Feingoldes nach Dauerbelastung nicht entsprechen. Eine unveränderliche Stabilität über eine circa zwölfjährige Kaubelastungszeit kann das Galvanodoppelkronensystem in den vorliegenden Herstellungsarten nicht vorweisen. Sowohl eine Fügespaltvergrößerung als auch deren Verkleinerung kann zu Spannungen in der Verblendung führen. Inwieweit die ermittelten Fügespaltänderungen den soliden Verbund zu einer Keramik- oder Kunststoffverblendung noch unterstützen würden, ist daher fraglich.

5.3 Schlussfolgerung

Die Untersuchungsergebnisse belegen einen Einfluss von Material und Herstellungsmethode auf das Haftverhalten sowie der Ausdehnung des Fügespalts. Es bestätigen sich homogenere Haftkraftverläufe für Galvanodoppelkronen mit ZrO_2 -Primärteilen im Vergleich mit EM-Primärteilen. Zudem hat die Applikationstechnik des Silberleitlacks entscheidenden Einfluss auf die Haftkraft und zeigte sich prinzipiell mit erhöhten Kräften bei Verwendung der Airbrushmethode. Der Einsatz eines Härte-Aktivators für Galvanogold erreicht keine Verbesserung der Haftkraft und zeigte bei beiden Herstellungsmethoden ähnliche Verformungen des Galvanokäppchens. Einer Tertiärgerüstdimensionierung, welche die Galvanokappe in Gänze umfasst, kann nach dieser Untersuchung ein signifikanter Einfluss auf die Haftkraft und Fügespaltänderungen bestätigt werden. Fasst man diese Faktoren zusammen, so spiegeln sich die beschriebenen positiven Resultate in den Haftwertverläufen und Fügespaltmaßen der Versuchsreihen ZrO_2 /Airbrush/weich/100 % und ZrO_2 /Airbrush/hart/100 % wieder. Eine Empfehlung für den klinischen Gebrauch kann diese Untersuchung daher für den Einsatz von Zirkoniumdioxid-Primärkronen geben. Aus Sicht der Studie erscheint die Airbrushmethode in der Anwendung erfolgreicher, aber auch techniksensibler, und sollte mit Erfahrung angewendet werden. Die Forderung, das Tertiärgerüst bis zum Kronenrand auszudehnen um die Dimension des Fügespalts zu sichern, ist einer Reduktion des Gerüsts aufgrund ästhetischer Beweggründe vorzuziehen.

In der Literatur finden sich vergleichbare Messwerte zu den mittleren **initialen Haftkräften** für EM-Galvanodoppelkronen mit $5,7 \text{ N} \pm 5,03 \text{ N}$ (Linek et al., 2016, [EM 5,6 N]) und ZrO_2 -Galvanodoppelkronen mit $3,9 \text{ N} \pm 2,59 \text{ N}$ (Linek et al., 2016, [3,1 N]; Weigl et al., 2000a, [4,9 N]). Damit gruppieren sich die Abzugskräfte der Galvanodoppelkronen unterschiedlicher Herstellungsart in den Messbereich von Friktionsteleskopen um 5 N (Stüttgen, 1985) und nach Hohmann und Hielscher (2003) bis zu 10 N. Nach Durchführung der **künstlichen Alterung** erreichten die ZrO_2 -Galvanodoppelkronen $3,4 \pm 2,79 \text{ N}$ und lagen damit knapp oberhalb publizierter Werte (Linek et al., 2016, [2,9 N]; Engels et al., 2013, [3,14 N]). Der mittlere finale Messwert aller Versuchsreihen mit EM-Galvanodoppelkronen (5,67 N) lag teils höher (Engels et al., 2013, [2,53 N]), teils auf ähnlichem Niveau (Bayer et al, 2010 b, [5,41 N]).

In vorliegender Studie wurden vergleichsweise breitere Fügespalten gemessen ($10,59 \pm 2,14 \mu\text{m}$ [r1] bis $50,30 \pm 6,36 \mu\text{m}$ [r4]) als in den wenigen vorhandenen Publikationen beschrieben wurde (Hopp, 2000 [5-25 μm]; Huber, 2003 [13-15 μm]; Setz und Diedrichs, 2002, [$<20 \text{ mm}$]).

6 Zusammenfassung

Galvanodoppelkronensysteme sind etablierte, klinisch bewährte Halteelemente für zahn- und implantatgestützte Prothetik. Technischer Fortschritt mit einhergehender Werkstoffvielfalt und Arbeitstechniken erzeugen eine breite Palette an Herstellungsmöglichkeiten für per se konforme Endprodukte. Untersuchungen zur Haftkraft an Doppelkronen belegen starke Abhängigkeiten der Messwerte vom Doppelkronentypus (Friktions- vs. Galvanodoppelkrone), den verwendeten Materialien sowie konstruktionstechnische Varianten.

Um den Einfluss verschiedener Materialien (Primärkörper-Material, Galvanogoldhärte) und Herstellungswege (Applikation Silberleitlack, Tertiärgerüstdimensionierung) auf die Haftkraft beurteilen zu können, wurden Galvanodoppelkronen mit jeweils einem unterschiedlichen Parameter hergestellt und vor und nach simulierter Alterung miteinander verglichen.

Im Studiendesign wurden 16 Versuchsreihen a sechs Einzelproben geplant und umgesetzt, die sich im Primärkörpermaterial (EM und ZrO_2), der Applikationsart des Silberleitlacks (Pinsel und Airbrush), der Galvanogoldhärte (weich und hart) und der Tertiärgerüstdimensionierung (50 % und 100 %) unterschieden. Auf Prämolarenstümpfen (V2A-Edelstahl) wurden die Primärkronen (0° - Neigungswinkel) zementiert. Die Höhe des parallelen Fügespalts betrug 4 mm bei einem zervikalen Kronendurchmesser von 7 mm. Auf die Primärkronen wurde das Käppchen in direkter Methode mit und ohne Härter galvanisiert und anschließend im Tertiärgerüst verklebt. Die Bestimmung der Haftwerte erfolgte nach der Fertigstellung und nach jedem artifiziellen Alterungszyklus im Speichelbad, nach 20.000 non-axialen, 15.000 axialen und 30.000 non-axialen Verschleißzyklen. Für die Haftkraftmessungen wurden die Doppelkronen starr in einem Spannfutter arretiert. Nach Applikation einer künstlichen Speichellösung wurden die abnehmbaren Außenkronen unter Auflast von 50 N abgezogen. Die Messungen der Abzüge wurden in der Universalprüfmaschine Zwick mit 10 Abzügen pro Probe, bei einer steten Abzugsgeschwindigkeit von 50 mm/min durchgeführt. Zur Vermeidung von Torsions- und Querkräften wurde jede Probe über ein lose gelagertes Drahtseil getrennt. Die aufgewandten Lösekräfte von Matrize und Patrize wurden in der Mess- und Verarbeitungs-Software erfasst und dokumentiert. Die Kausimulationen erfolgten in starrer Lagerung im Speichelbad mit einem Kaugewicht von 5 kg pro Probe. Axiale Belastungen wurden mit einem Trennweg von 3,0 mm bei einer Geschwindigkeit von 10 mm/s durchgeführt. Non-axiale Belastungen erfolgten über einen Stempel auf einen seitlichen Kraftübertragungsarm am Tertiärgerüst mit einem Gewicht von jeweils 5 kg. Vor und nach der vollständigen artifiziellen Alterung wurden lichtmikroskopische Vermessungen der marginalen Fügespalten an 50 zirkulären Punkten pro Probe durchgeführt. Sämtliche erfasste Messdaten wurden anschließend statistisch ausgewertet.

Im Vergleich zeigten die initialen Haftkräfte für Galvanodoppelkronen mit EM-Primärteil (2,22 N bis 11,72 N) signifikant höhere Haftwerte als jene mit ZrO₂-Primärteil (1,49 N bis 5,75 N). In der Gesamtheit verloren die Galvanodoppelkronen zum finalen Messzeitpunkt an Haftkraft, ZrO₂ für 18 %, Gold für 23 %, wobei die ZrO₂-Doppelkronen weitaus homogenere Haftkraftänderungen aufwiesen. Eine Erhöhung der Haftkräfte erzielte der Faktor Airbrush (Silberleitlacktechnik) zu allen Messzeitpunkten im Vergleich zur Pinseltechnik und unabhängig der weiteren Faktoren. Die Verwendung eines Härters für Galvanogold zeigte keine Qualitätsauswirkungen. Dafür bewies die unterschiedliche Dimensionierung des Tertiärgerüsts signifikant nachhaltige Effekte. Über die gesamte Belastungszeit beschrieben voll gefasste (100 %) Tertiärgerüste einen geringeren Haftkraftabfall von lediglich 0,2 %. Die 50 %- Tertiärgerüste stabilisierten die Galvanokappen in schwächerem Maße und zeigten über die Untersuchungszeit eine Haftkraftminderung um 35 %.

Die Fügspaltanalyse ergab für Galvanodoppelkronen mit ZrO₂-Primärteilen zu beiden Messzeitpunkten (r1: 35,41 µm; r4: 51,13 µm) höhere Fügspaltmaße als für EM-Primärteilen (r1: 23,51 µm; r4: 27,69 µm). Die signifikante Interaktion zwischen Primärkrone und Silberleitlack lässt auf eine erhöhte Applikationsrate des Silberleitlacks mit der Airbrushmethode auf ZrO₂ schließen mit einhergehenden Fügspaltvergrößerungen. Das Tertiärgerüst induziert in zirkulär vollständiger Umfassung vermehrt Kompressionen zwischen der Galvanokappe und der Primärkrone (Reduktion der Haftspaltmaße um 24 %). Die Ausführung eines hälftigen 50 % - Tertiärgerüsts vermag einer Aufweitung der Galvanokappe nicht entgegen zu wirken (Vergrößerung der Fügspaltmaße um 28 %).

Vergleichbare Publikationen zu Haftkraftuntersuchungen sind lediglich für den Faktor Material der Primärkrone zu finden. Anwendungen des Silberleitlacks, Galvanogoldhärter und Tertiärgerüstdimensionierung wurden beschrieben, jedoch nicht miteinander verglichen. Vorteile für getestete Faktoren sollten daher in weiteren Untersuchungen mit aufgenommen werden und zu standardisierten Herstellungsprotokollen führen.

Für die Herstellung eines zuverlässigen Zahnersatzes mit dem Halteelement Galvanodoppelkrone kann nach Durchführung der Studie das Primärkörpermaterial Zirkoniumdioxid in Kombination mit der Airbrushmethode unter Verwendung eines üblichen Galvanobades und einer 100 %- Tertiärgerüst-Ummantelung eine Empfehlung für den klinischen Gebrauch bezüglich der Vorgehensweise und der Materialkombination ausgesprochen werden.

7 Literaturverzeichnis

- AGC** Microvision Gebrauchsanweisung, vom 06.11.2002. http://www.wieland-dental.de/uploads/tx_pxwdownloads/BA_AGC_MicroVision_02.pdf [abgerufen am 23.08.2017].
- 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.
- Anusavice** KJ: Phillips's science of dental materials. Elsevier, Montessouri, 2003, S.547.
- Arnold** AC. 2013. Retentionsverhalten teleskopierender Doppelkronen mit und ohne zusätzliche Halteelemente - eine In-vitro-Studie. [Med.Diss.] Halle: Martin-Luther-Universität.
- Balistreri** O. 2004. In – vitro – Untersuchung über das Haftverhalten von konischen Galvano-doppelkronen in Abhängigkeit vom Umgebungsmedium unter besonderer Berücksichtigung der Abzugsgeschwindigkeit. (Med. Diss.) Köln: Universität zu Köln.
- Bayer** S, Kraus D, Keilig L, Gözl L, Stark H, Enkling N (2012 a) Changes in retention force with electroplated copings on conical crowns: a comparison of gold and zirconia primary crowns. *Int J Oral Maxillofac Implants* 27(3):577-585.
- Bayer** S, Kraus D, Keilig L, Gözl L, Stark H, Enkling N (2012 b) Wear of double crown systems: electroplated vs. casted female part. *J Appl Oral Sci.* 2012 May-Jun; 20(3):384-91.
- Bayer** S, Stark H, Gözl L, Keilig L, Kraus D, Hansen A, Enkling N (2012 c) 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 (2010 a) Retention force measurement of telescopic crowns. *Clin Oral Invest* 14(5):607-611.
- Bayer** S, Zuziak W, Kraus D, Keilig L, Stark H, Enkling N (2010 b) Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. *Clin Oral Impl Res* 2011 22(3):323-329.
- Behr** M, Hofmann E, Rosentritt M, Lang R, Handel G (2000) Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. *Clin Oral Investig.*4(2):87-90.
- Behr** M, Kolbeck C, Lang R, Hahnel S, Dirschl L, Handel G (2009) Clinical performance of cements as luting agents for telescopic double crown-retained removable partial and complete overdentures. *Int J Prosthodont.* 22(5):479-487. Abstract
- Behrend** F (1997) Gold Electroforming System: GES restorations. *J Dent Technol.* 14(2):31-37.
- Bernhart** G, Koob A, Schmitter M, Gabbert O, Stober T, Rammelsberg P (2012) Clinical success of implant-supported and tooth-implant-supported double crown-retained dentures. *Clin Oral Investig.* 16(4):1031-7. doi: 10.1007/s00784-011-0592-1. Epub 2011 Jul 26.
- Besimo** CH, Graber G, Flüher 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 Investig.* 14(2):129-135.
- Bevölkerungsvorausberechnung** für Deutschland bis 2060. Statistisches Bundesamt. Wiesbaden. Pressemitteilung vom 28.04.2015 – 153/15.

https://www.destatis.de/DE/PresseService/Presse/Pressemitteilungen/2015/04/PD15_153_12421.html [abgerufen am 29.10.2017].

Bilk D (2005) Teleskope mit Ästhetik-Konnektor. *Implantologie Journal* 3:28-34.

Blöcker TO (2005) Maximierung der Präzision durch Anwendung der Vollkeramik-Galvano-Konus-Technik in der Implantat- und Defektprothetik. Deutscher Ärzte-Verlag Köln, *Z Zahnärztl Impl* 21(2):122-130.

Blume P. 2007. In-vitro-Untersuchung zum Randspaltverhalten von dreigliedrigen Galvanobrücken aus einem einteiligen Galvanogerüst in Abhängigkeit von der Ausarbeitung des Metallrandes im direkten Vergleich mit dreigliedrigen Brücken aus In-Ceram-Zirconia. [Med.Diss.] Berlin: Medizinischen Fakultät Charité.

Boeckler A. 2011. Klinisch - experimentelle Untersuchung zur Kinematik von implantatverankerten Prothesen im zahnlosen Unterkiefer. [Med. Habil.], Halle: Martin-Luther-Universität.

Bongartz B, Rosenhain P (1996) Galvanogeformte Doppelkronen und Suprastrukturen in der Direkten Technik. *Quintessenz Zahntech* 22, 533-547.

Böttcher R, Goepel-Ohrdruf H (2003) Galvanotechnik in der Implantatprothetik Teil 2. *Implantologie Journal* 6:22-26.

Böttger H: Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik. Johann Ambrosius Barth, Leipzig, 1960.

Böttger H, Gründler H: Die Praxis des Teleskopsystems. 2. Aufl. Verlag Neuer Merkur GmbH, München, 1978.

Braunecker C: How to do empire, how to do SPSS – Eine Gebrauchsanleitung. Facultas Verlags- und Buchhandels AG, Wien, Österreich, 2016, S.291-292.

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(1):79-83. doi: 10.1111/j.1532-849X.2011.00797.x. Epub 2011 Nov 29.

Bruhn V. 2013. Der Einfluss vestibulärer Holhschliffgestaltung auf das Lösekraftverhalten von Konusteleskopen aus einer Co-Cr-Mo-Legierung. [Med.Diss] Greifswald: Ernst-Moritz-Arndt-Universität.

Bühl A, Zofel P: Einführung in die moderne Datenanalyse unter Windows. Version10. 7. Aufl. Addison-Wesley Verlag, München, 2000, S. 107, 295, 310, 292.

Cacaci C, Lotz HJ, Ranzelhofer P, Weigl P (2009) Ein Zahnersatz für zwei Lebensabschnitte. Ein innovativer Lösungsansatz unmittelbar vor und in der Lebensphase mit altersbedingten Erkrankungen und Behinderungen. *Implantology* 17(1):61-82.

Colpani J T, Borba M, Della Bona Á (2013) Evaluation of marginal and internal fit of ceramic crown copings. *Dental Materials* 29:174–180.

Czichos H, Habig KH: Tribologie-Handbuch. Vieweg+Teubner Verlag, Wiesbaden, 2015, S.16, 265.

Diedrichs G (1990) Ist das Teleskop noch zeitgemäß? *ZWR* 99(2):78-82.

Diedrichs G, Rosenhain P (1991) Galvano-outer telescope by direct technique. *Quintessenz* 42(1):49-56.

Diedrichs G, Rosenhain P: Galvanoforming – Bio Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde. Neuer Merkur, München, 1995, S.13-35, 70-113.

- Dietzschold K** (2001) Titan- und Galvano-Doppelkronen. Quintessenz Zahntechnik 27(2):143-154.
- Di Felice R, Rappelli G, Camaioni E, Cattani M, Meyer JM, Belser UC** (2007) Cementable implant crowns composed of cast superstructure frameworks luted to electroformed primary copings: an in vitro retention study. Clin.Oral Implants.Res., vol.18 (1):108-113.
- Dillenburger M, Schnellbacher K, Dillenburger A** (2006) Implantatversorgung eines stark reduzierten Restgebisses mit Vollkeramik-Galvano-Konus-Technik - Eine Falldarstellung. Z Zahnärztl Impl, Deutscher Ärzte-Verlag Köln, 22(1):10-18.
- Dillschneider T, Nothdurft FP, Abed-Rabbo M, Mitov G, Pospiech PR** (2009) In vitro investigations on wear behavior of different double crown systems. Dental Materials 25.page e20.
- Donath K, Roth K** (1987) Histologisch-morphologische Studie zur Bestimmung des cervicalen Randschlusses von Einzel- und Pfeilerkronen. Z Stomatol 84:53-73.
- Engels J, Schubert O, Guth 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.
- Eisenburger M, Tschernitschek H** (1998) Klinisch-technischer Vergleich zu Langzeiterfolgen von klammerverankertem Zahnarsatz und Teleskop-Prothesen. Dtsch Zahnärztl Z (53) 257-259.
- Elkington GR**: In: Encyclopaedia Britannica, 11. Auflage, Bd 9, London, 1910–1911, S. 288.
- Ernst KK** (2001) Teamplantologie. dental labor, XLIX(12):1993-2004.
- Ernst KK** (2005) Gramm für Gramm reines Gold. dental labor 53(11):1643-1657.
- 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.
- Fernandes CP, Glantz PO, Svensson SA, Bergmark A** (2003) A novel sensor for bite force determinations. Dent Mater. 19(2):118-26.
- Field A**: Discovering Statistics Using IBM SPSS Statistics. 3.Auflage, Sage Publications Ltd., London, 2009, S. 374.
- DMS V** - Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie - Kurzfassung. Institut der Deutschen Zahnärzte. vom August 2016. URL: https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf [abgerufen am 05.06.2016].
- Gehrke P, Roland B, Fischer C** (2012) CAD/CAM in der Implantatprothetik Teil 2: Eine Übersicht systemimmanenter Möglichkeiten herausnehmbarer Lösungen. Implantologie 20(3):271–228.
- Gökçen-Röhlig B, Saruhanoglu A, Cifter ED, Evlioglu G** (2010) Applicability of zirconia dental prosthesis for metal allergy patients. Int J Prosthodont. 23(6):562-565.
- Goldstein H**: Multilevel statistical models. Arnold Publishers, London, 1999.
- Goslee HJ**: Principles and Practice of crown and bridgework. A practical, systematic and modern treatise upon the requirements and technique of artificial crown and bridgework. THE CONSOLIDATED DENTAL MFG. CO. New York, CLAUDIUS ASH&SONS (LIMITED) London, 1910. URL <https://archive.org/details/b21450018> [abgerufen am 26.09.2016].
- Greven B, Luepke M, von Dorsche SH** (2007) Telescoping implant prosthesis with intraoral luted galvano mesostructures to improve passive fit. J Prosthet Dent 98(3):239-244.

- Groesser J, Sachs C, Heiß P, Stadelmann M, Erdelt K, Beuer F (2014)** Retention forces of 14-unit zirconia telescopic prostheses with six double crowns made from zirconia--an in vitro study. *Clin Oral Investig.* 18(4):1173-9. doi: 10.1007/s00784-013-1093-1. Epub 2013 Aug 21.
- Grossmann AC, Hassel AJ, Schilling O, Lehmann F, Koob A, Rammelsberg P (2007)** Treatment with double crown-retained removable partial dentures and oral health-related quality of life in middle- and high-aged patients. *Int J Prosthodont.* 20(6):576-578.
- Groten M. (1998):** Aufwand und Ergebnisqualität von Randspaltuntersuchungen. Med. Diss, Tübingen.
- Güngör MA, Artunc C, Sonugelen M (2004)** Parameters affecting retentive force of conus crowns. *J Oral Rehabil* 31:271-277.
- Gueorguieva R, Krystal JH (2004)** More over ANOVA: Progress in analyzing repeated-measures data and its reflection in papers published in the Archives of General Psychiatry. *Arch Gen Psychiatr* 61:310-317.
- 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.
- Hagner MW. 2006.** Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen. (Med.Diss.) Bonn: Rheinische Friedrich-Wilhelms-Universität.
- Hatano N, Yamaguchi M, Suwa T, Watanabe K (2003)** A modified method of immediate loading using Brånemark implants in edentulous mandibles. *Odontology.* 2003 Sep;91(1):37-42.
- Häupl K, Kirsten H, Rehm H: Zahnärztliche Prothetik. Bd.1, Barth, Verlag Leipzig, 1951.**
- Häupl K, Reichborn-Kjennerud I: Moderne Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeiten. 1. Aufl. Verlag von Hermann Meusser, Berlin, 1929, S.183-185.**
- Heinrichs M (2008)** Made in Germany. dental labor, *LVI*, 2:167-174.
- Hoffmann B. 2010.** Abzugsverhalten von Galvanoteleskopkronen mit unterschiedlicher Parallelfärsung. [Med.Diss.]. Köln: Universität zu Köln.
- Hoffmann O, Beaumont C, Tatakis DN, Zafiroopoulos GG (2006)** Telescopic crowns as attachments for implant supported restorations: a case series. *J Oral Implantol.* 32(6):291-299.
- Hofmann E, Behr M, Handel G (2002)** Frequency and costs of technical failures of clasp- and double crown-retained removable partial dentures. *Clin Oral Investig.*6(2):104-108.
- Hofmann M, Ludwig P (1973)** Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 28:2-17.
- Hohmann A, Hielscher W: Lehrbuch der Zahntechnik. Band I-III 3.Aufl. Quintessenz Verlag-GmbH, Berlin-Chicago-London-Kopenhagen-Paris-Mailand-Barcelona-Istanbul-Sao Paulo-Tokio-Neu Delhi-Moskau-Prag-Warschau, 2003, S.100-105, 136-139, 310, 330-337.**
- Holmes JR, Bayne SC, Holland GA, Sulik WD (1989)** Considerations in measurement of marginal fit. *J Prosthet Dent.* 62(4):405-8.
- Hopp M (2000)** Electroforming in Dentistry- New Aspects and Trends. Quintessenz Publishing Co.Inc. S.1-13.
- Hopp M, Jepp R, Hoffmann A, Lange KP (2001)** Fehleranalyse in der Galvanoforming-Technik. *Quintessenz Zahntechnik* (2)157-170.

- Huber Ch.** 2003. Abzugskräfte von Galvano – Teleskopkronen in Abhängigkeit von der Abzugsgeschwindigkeit. (Med.Diss.) Köln: Universität zu Köln.
- Igarashi Y, Ogata A, Kuroiwa A, Wang CH** (1999) Stress distribution and abutment tooth mobility of distal-extension removable partial dentures with different retainers: an in vivo study. *J Oral Rehabil.* 26(2):111-116.
- Janko S, Weigl P, Lauer H-Ch** (1998) Long term behaviour of intraoral adhered rigid taper crown anchorage. *J Dent Res* 77, 1240 (Abstr 267).
- 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.
- Jelinek, TW:** Praktische Galvanotechnik: ein Lehr- und Handbuch. 5.Aufl., Eugen G Leuze Verlag, Saulgau/Württ., 1997, S.43-47.
- Kanani N:** Galvanotechnik: Grundlagen, Verfahren. Praxis. Hanser, 2000, S.9,14.
- Kappert HF, Eichner K:** Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten. 6.Aufl., Thieme Verlag, Stuttgart, 2008, S.89-104, 314-322.
- Karaman T, Ulku SZ, Zengingul AI, Guven S, Eratilla V, Sumer E** (2015) Evaluation and comparison of the marginal adaptation of two different substructure materials. *J Adv Prosthodont.*7(3):257-63. doi: 10.4047/jap.2015.7.3.257. Epub 2015 Jun 23.
- Karl M, Winter W, Taylor TD, Heckmann SM** (2004) In vitro study on passive fit in implant-supported 5-unit fixed partial dentures. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 19(1):30-37.
- Kaufmann R, Friedli M, Hug S, Mericske-Stern R** (2009) Removable dentures with implant support in strategic positions followed for up to 8 years. *Int J Prosthodont.* 22(3):233-41; discussion 242.
- Kern M, Kohal RJ, Mehl A, Pospiech P, Frankenberger R, Reiss B, Wiedhahn K, Kunzelmann KH:** Vollkeramik auf einen Blick. Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V., 5.Auflage, 2012, S.70-72.
- Kielhorn J, Schnellbacher K, Gadau C** (2013) AGC Galvanoforming: Galvanoprothetik und ihre Leichtigkeit. http://www.wieland-dental.de/uploads/tx_pxwdownloads/AGC_Prospekt_d.pdf (Stand 10.06.2016)
- Kimmel K** (2010) Doppelkronen: „Totgesagte leben länger“. *Zahnmedizin kompakt, DZW* 11/10.
- Kleutges D** (1999) Herausnehmbare Suprasstruktur auf einem Halteelement aus konischen Keramikpatrizen und galvanogeformten Feingoldmatrizen *Quintessenz Zahntech* 25(9):955-969.
- Knosp H.** (1997) Theorie und Praxis des Galvanoformings. Verlag Neuer Merkur GmbH, dental-labor, XLV(2):251-257.
- Körber K:** Konuskronen-Teleskope: Einführung in Klinik und Technik. 1. Aufl., Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg, 1969, S.352.
- Körber KH** (2004) Experimentelle Untersuchungen zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. *Quintessenz* 55(3)261-268.
- Körber KH, Blum M** (2007): Experimentelle Untersuchungen zu Randspaltbreiten bei Konuskronen. *ZMK* (23):645-652.
- Körber E, Lindemann W, Pielsticker W** (1986) Herstellung einer Metallhülsekrone aus Vollmaterial mit Hilfe der Funkenerosion. *Dtsch Zahnärztl Z* 41:525.

- Kohorst P** (2013) Innovative materials and processing techniques in current prosthetic rehabilitation concepts. Deutscher Ärzte Verlag, DDZ 68(10):588-597. doi 10.3238/dzz.2013.0588-0597
- Kohorst P, Quint A, Dehnbostel H** (2011) Abnehmbare Zirkoniumdioxidbrücke auf Teleskopen und individuellen Implantatabutments aus Zirkoniumdioxid. Quintessenz Zahntech 37(12):1618-1627.
- Krennmair G, Krainhöfner M, Waldenberger O, Piehslinger E** (2007) Dental implants as strategic supplementary abutments for implant-tooth-supported telescopic crown-retained maxillary dentures: a retrospective follow-up study for up to 9 years. Int J Prosthodont. 20(6):617-22.
- Krieg G** (1995) Erste Langzeitergebnisse galvanokeramischer Kronen nach dem AGC-Verfahren- -Eine 9-Jahres-Studie. Quintessenz 46:783-788.
- Langer A** (1981) Tooth-supported telescope restorations. J Prosthet Dent. 45(5):515-520.
- Lehmann KM** (1999) Doppelkronen aus NEM-Legierung. ZT-Magazin für innovative Zahntechnik 6:324-328.
- Lehmann KM, Hellwig E, Wenz HJ**: Zahnärztliche Propädeutik. Einführung in die Zahnheilkunde. Deutscher Zahnärzte Verlag, 2012, S.203, 327-332.
- Linek W, Richter G, Raedel M, Walter M, Reitemeier B** (2016) In Vitro Analysis of the Tribological Behavior of Different Material Combinations for Telescopic Crowns. Metals MDPI (6)149; page 1-14. doi:10.3390/met6070149
- Lüpke M, Greven B** (2011) Die Implantatgetragene Versorgung des zahnlosen Kiefers mittels Galvano-Doppelkronenprothesen. Wehrmedizin und Wehrpharmazie 4:34-40.
- Manicone PF, Rossi Iommetti P, Raffaelli L** (2007) An overview of zirconia ceramics: basic properties and clinical applications. J Dent. 35(11):819-26. Epub 2007 Sep 6.
- Makowski A** 2010 Die häufigsten Reparaturen bei teleskopverankerten Prothesen. [Med.Diss.] Würzburg: Bayerischen Julius-Maximilians-Universität.
- Marxkors R, Meiners H, Geis-Gersthofer J**: Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde, 6. Aufl., Deutscher Zahnärzte Verlag, Köln, 2008, S.197-210.
- Mathe N.** 2014. Vergleich verschiedener Zahnersatz-Arten im Hinblick auf die mundgesundheitsbezogene Lebensqualität. Ergebnisse einer Nachuntersuchung. [Med. Diss.]. Gießen: Uniklinikum Gießen und Marburg.
- Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T** (1999) New telescopic crown design for removable partial dentures. J Prosthet Dent. 81(6):684-8.
- Miyazaki T, Hotta Y, Kunii J, Kuriyama S, Tamaki Y** (2009) A review of dental CAD/CAM: current status and future perspectives from 20 years of experience. Dent Mater J. 28(1):44-56.
- Mundt T, Andresen C, Janik M, Biffar R** (2004) Überprüfung neuartiger Mesostrukturen mittels Folienprägetechnik auf Konuskronen aus Titan oder Co-Cr-Mo. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 59 (12):687-692.
- Nelson K, Hildebrand D, Mehrhof J** (2008) Fabrication of a fixed retrievable implant-supported prosthesis based on electroforming: a technical report. J Prosthodont. 17(7):591-5. doi: 10.1111/j.1532-849X.2008.00345.x. Epub 2008 Aug 26.

- Nickenig** HJ, Spiekermann H, Wichmann M, Andreas SK, Eitner S (2008) Survival and complication rates of combined tooth-implant-supported fixed and removable partial dentures. *Int J Prosthodont.* 21(2):131-137.
- Niedermeier** W, Rießner EM (1994) Beweglichkeit von Prothesenpfeilern unter dem Einfluß verschiedenartiger Konstruktionselemente. *Dtsch Zahnärztl Z* 49:25-29.
- Özyemişçi-Cebeci** N, Yavuzylmaz H (2013) Comparison of the effects of friction varnish and electroforming on the retention of telescopic crowns. *J Prosthet Dent.* 109(6):392-396. doi: 10.1016/S0022-3913(13)60325-X.
- Ohida** M, Yoda K, Nomura N, Hanawa T, Igarashi Y (2010) Evaluation of the static frictional coefficients of Co-Cr and gold alloys for cone crown telescope denture retainer applications. *Dent Mater J.* 29(6):706-712. Epub 2010 Nov 19.
- 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.
- Peeso** FA: *Crown and Bridge-Work for Students and Practitioners.* Lea&Febiger, Philadelphia and New York, 1916, pp. 159-186, 225-275.
- Piccolino** M (2006) Luigi Galvani's path to animal electricity. *CR Biol.* 329(5-6):303-318. Epub 2006 Mar 30.
- Pietruski** JK, Sajewicz E, Sudnik J, Pietruska MD (2013) Retention force assessment in conical crowns in different material combinations. *Acta Bioeng Biomech.* (1):35-42.
- Pospiech** P: *Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen.* Georg Thieme Verlag, Stuttgart New York, 2002, S.37-40, 190-197.
- Raigrodski** AJ, Malcamp C, Rogers WA (1998) Electroforming technique. *J Dent Technol.* 15(6):13-16.
- Rehmann** P, Weber A, Balkenhol M, Wöstmann B, Ferger P (2006) Retrospektive Longitudinalstudie über die langfristige Bewährung von Teleskopprothesen unter besonderer Berücksichtigung der Instandhaltungskosten. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 61(8):403-409.
- Rehmann** P, Weber A, Wöstmann B, Ferger P (2007) Clinical evaluation of teeth fitted with telescope crowns for retaining a partial denture. *Deutsche zahnärztliche Zeitschrift* 62(2):100-103.
- Reißmann** DR, Pieger S, Heydecke G (2010) Die sozialverträgliche Prothese. *Quintessenz* 61(11):1367-1377.
- Rentsch-Kollar** A, Huber S, Mericske-Stern R (2010) Mandibular implant overdentures followed for over 10 years: patient compliance and prosthetic maintenance. *Int J Prosthodont.* 23(2):91-98.
- Rinke** S (2016) Doppelkronen als Verankerungselemente für implantatgestützte Deckprothesen. *Quintessenz* 67(1):53-68.
- Rinke** S, Buegers R, Ziebolz D, Roediger M (2015) Clinical outcome of double crown-retained implant overdentures with zirconia primary crowns. *J Adv Prosthodont.* 7(4):329-337. doi: 10.4047/jap.2015.7.4.329. Epub 2015 Aug 18
- Rösch** R, Mericske-Stern R (2008) Zirkoniumdioxid in der abnehmbaren Prothetik. *Schweiz Monatsschr Zahnmed* 118(10):959-966.

- Rößler J.** 2005. Der Haftmechanismus von Galvano – Doppelkronen – Systemen und seine Beeinflussbarkeit durch Zwischenflüssigkeiten. [Med. Diss.]. Jena: Friedrich-Schiller-Universität.
- Rogers OW** (1979) The dental application of electroformed pure gold. I. Porcelain jacket crown technique. Aust Dent J. 24(3):163-170.
- Rosenritt M, Lohbauer U, Ilie N** (2016) PEEK – Zahnmedizinische Grundlagen und Hintergründe ZWR, 125(09):438-442.
- Sahin S, Cehreli MC** (2001) The significance of passive framework fit in implant prosthodontics: current status. Implant Dent. 10(2):85-92.
- Saito M, Miura Y, Notani K, Kawasaki T** (1997) Stress distribution of abutments and base displacement with precision attachment- and telescopic crown-retained removable partial dentures. J Oral Rehabil. 30(5):482-487.
- Schaefer O, Decker M, Wittstock F, Kuepper H, Guentsch A** (2014) Impact of digital impression techniques on the adaption of ceramic partial crowns in vitro. J Dent. 42(6):677-83. doi: 10.1016/j.jdent.2014.01.016. Epub 2014 Feb 6.
- Schalk S.** 2011. Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen [Med. Diss.]. Halle Saale: Martin Luther Universität.
- Scholz S, Strub JR, Gerds T** (2010) Klinische Bewährung eines Verblendkomposits für Konuskronen – Resultate nach einer durchschnittlichen Beobachtungszeit von fünf Jahren. Dtsch Zahnärztl Z 65:36-41.
- Schwabe L, Vogt B, Tschernitschek H** (2010) Patients' satisfaction with different kinds of fixing for removable partial dentures. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 65(12)752-758.
- Schwarz S, Bernhart G, Hassel AJ, Rammelsberg P** (2014) Survival of double-crown-retained dentures either tooth-implant or solely implant-supported: an 8-year retrospective study. Clin Implant Dent Relat Res. 16(4):618-25. doi: 10.1111/cid.12023. Epub 2012 Dec 6.
- Schwindling FS, Dittmann B, Rammelsberg P** (2014) Double-crown-retained removable dental prostheses: a retrospective study of survival and complications. J Prosthet Dent. 112(3):488-93. doi: 10.1016/j.prosdent.2014.02.017. Epub 2014 May 13.
- Setz J, Diedrichs G;** Galvanotechnik zur Herstellung von Zahnersatz. Stellungnahme der DGZMK, V 1.1, Stand Mai 2002, abgerufen am 29.09.2016.
- Shimakura M, Nagata T, Takeuchi M, Nemoto T** (2008) Retentive force of pure titanium konus telescope crowns fabricated using CAD/CAM system. Dent Mater J.27(2):211-215.
- Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y, Matsumura H** (2006) Influence of finish line design on marginal adaptation of electroformed metal-ceramic crowns. J Prosthet Dent. 2006 Mar;95(3):237-242.
- Siebert-Steeb A.** 2010. In vitro-Abzugsversuche an Mesostrukturen mittels Folienprägetechnik auf Primärkoni aus Zirkonoxidkeramik (ZrO₂) und Sekundärkoni aus Kobalt-Chrom-Molybdän (Co-Cr-Mo). [Med.Diss.] Greifswald: Ernst-Moritz-Arndt-Universität.
- Snyder M D, Hogg K D** (2005) Load-to-fracture value of different all-ceramic crown systems. J Contemp Dent Pract 6:54–63.
- Sorensen J A** (1990) A standardized method for determination of crown margin fidelity. J Prosthet Dent 64:18–24.

- Spiekermann** H, Nickenig HJ (2006) Kontroverse Fragen zur Implantatprothetik (Teil 1) Verbindung von Zähnen und Implantaten – die primäre und sekundäre Verblockung. Deutscher Ärzte-Verlag Köln, Z Zahnärztl Impl 22:22-28
- Starr**, R. W.: Removable Bridge – work, porcelain cap crowns. Dent Cosmos 28, 17 (1886) Zit. Nach Hoffmann – Axthelm, W.: Geschichte der Zahnheilkunde. Quintessenz, Berlin (1973), S.266-268.
- Stober** T, Bermejo JL, Beck-Mussoter J, Seche AC, 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(3):209-16.
- Stober** T, Bermejo JL, Séché AC, Lehmann F, Rammelsberg P, Bömicke W (2015) Electroplated and cast double crown-retained removable dental prostheses: 6-year results from a randomized clinical trial. Clin Oral Investig. 19(5):1129-36. doi: 10.1007/s00784-014-1335-x. Epub 2014 Oct 11.
- Strub**, JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S: Curriculum Prothetik, Bd.1-3, 4. Auflage, Quintessenz Verlag GmbH, 2011, S.783-827.
- Stüttgen U: Das Reibungs- und Verschleißverhalten teleskopierender Prothesenanker. Habil., Quintessenz, Berlin, 1985.
- Verma** V.: Bewährung von Friktionsteleskopen im stark reduzierten Restgebiss. Med.Diss., Halle – Wittenberg, 2005.
- Szentpétery** V, Lautenschläger C, Setz JM (2010) Longevity of frictional telescopic crowns in the severely reduced dentition: 3-year results of a longitudinal prospective clinical study. Quintessence Int 41(9): 749-758.
- Tomada** A (2002) Das Auftragen von Silberleitlack – “Eine haarige Sache”. DZW-ZahnTechnik 5:14-17.
- Turp** I, Bozdağ E, Sünbülöğlü E, Kahruman C, Yusufoglu I, Bayraktar G (2014) Retention and surface changes of zirconia primary crowns with secondary crowns of different materials. Clin Oral Investig. 18(8):2023-2035. doi: 10.1007/s00784-013-1183-0. Epub 2014 Jan 31.
- Vence** BS (1997) Electroforming technology for galvanoceramic restorations. J Prosthet Dent. 77(4):444-449.
- Verma** R, Joda T, Brägger U, Wittneben JG (2013) A systematic review of the clinical performance of tooth-retained and implant-retained double crown prostheses with a follow-up of ≥ 3 years. J Prosthodont. 22(1):2-12. doi: 10.1111/j.1532-849X.2012.00905.x. Epub 2012 Sep 4.
- Wagner** R, Helmling S (1998) AGC-Galvanotechnik - ein Verfahren mit Zukunft. Quintessenz Zahntech 24:499-507.
- Wagner** C, Stock V, Merk S, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, Stawarczyk B (2016) Retention Load of Telescopic Crowns with Different Taper Angles between Cobalt-Chromium and Polyetheretherketone Made with Three Different Manufacturing Processes Examined by Pull-Off Test. J Prosthodont. 00, p.1-7. doi: 10.1111/jopr.12482. [Epub ahead of print]
- Wagner** C, Stock V, Merk S, Schmidlin PR, Roos M, Eicheberger M, Stawarczyk B (2015) Comparison of Retention Forces of Different Fabrication Methods of Co-Cr Crowns: Pre-sintered and Milled, Cast and Electroforming Secondary Crowns with Different Taper Angles. Int J Dentistry Oral Sci. S2003, p.15-20.

- 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.
- Walton JN, Glick N, Macentee MI (2009)** A randomized clinical trial comparing patient satisfaction and prosthetic outcomes with mandibular overdentures retained by one or two implants. *Int J Prosthodont*. 2009 Jul-Aug;22(4):331-339.
- Weigl P (1999)** Primärkronen aus Keramik mit direkt aufgalvanisierten Matrizen – ein neues innovatives Halteelement mit neuen Eigenschaften. *Quintessenz Zahntechnik* 25: 268-319.
- Weigl P (2004)** New prosthetic restorative features of Ankylos implant system. *J Oral Implantol*. 30(3):178-188.
- Weigl P, Hahn L, Lauer HC (2000 a)** 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, Lauer HC (2000 b)** 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)* 53:337-347.
- Weigl P, Kirschner T, Hopp M, Lauer HC (1998)** Qualities of direct electroplated gold copings used as telescope retainer. *J Dent Res* 77, 1239 (Abstr 263).
- Weigl P, Lauer HC (2000 c)** Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. *J Biomed Mater Res*. 53(4):337-347.
- Weigl P, Trimpou G.** Innovatives Behandlungsprotokoll zur Herstellung von Galvanoprothesen. Stand 2006, www.arg-dental.de (abgerufen 17.06.2016).
- 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, Puschmann D, Emde F, Lehmann K M (2009)** Das Verschleißverhalten von Doppelkronen mit Spielpassung und zusätzlichem Halteelement. *Quintessenz Zahntech* 35(7):842-851.
- Wieland:** Edelmetall Legierungen a la carte. http://www.wieland-dental.de/uploads/tx_pxwdownloads/Legierungstabelle_DE_Rev013_01.pdf. Stand 24. August 2016
- Willershäuser F, Gadau C (2003)** Indirektes Doppelkronenverfahren nach Willershäuser. *Dental dialogue* 4:2-5.
- Wirz J.** 1999 a. Galvanotechnologie - ein bewahrter Weg zum biologischen Zahnersatz, Teil 1: Biokompatibilität. *Quintessenz*, 50(1):65-70.
- Wirz J.** 1999 b. Galvanotechnologie - ein bewahrter Weg zum biologischen Zahnersatz, Teil 2: Galvanotechnologie und Klinik. *Quintessenz*, 50(2):153-160.
- Wirz J, Hoffmann A:** Galvanoprothetik: neue Wege zum biologischen Zahnersatz. Quintessenz Verlags GmbH, Berlin-Chicago-London-Tokio-Paris-Barcelona-Sao Paulo-Moskau-Prag-Warschau, 1999, S. 41-61.

Wirz J, Jäger K, Schmidli F(1996) Moderne Galvanotechnologie. Schweizer Monatsschr Zahnmed 106(7)643-651.

Wöstmann B, Balkenhol A, Weber A, Ferger P, Rehmann P (2007) Long-Term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: Survival and need for maintenance. J Dent 35:939-945.

Wolfart S: Implantatprothetik. Ein patientenorientiertes Konzept: Planung | Behandlungsabläufe | Bewährung | Ästhetik | Funktion | Zahntechnik. 1. Auflage, Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 2014, S.334-348.

Yang JH, Song TJ, Han JS, Lee JB, Lee SH (2004) Marginal Fit of the Galvano Crown systematic Made Using the Electroforming Technique. J Korean Acad Prosthodont: Vol 42(6)679-685.

Zafiropoulos GG, Rebbe J, Thielen U, Deli G, Beaumont C, Hoffmann O (2010) Zirconia removable telescopic dentures retained on teeth or implants for maxilla rehabilitation. Three-year observation of three cases. J Oral Implantol. 36(6):455-65. doi: 10.1563/AAID-JOI-D-09-00065. Epub 2010 Jun 14.

Zarone F, Russo S, Sorrentino R (2011) From porcelain-fused-to-metal to zirconia: clinical and experimental considerations. Dent Mater. 27(1):83-96. doi: 10.1016/j.dental.2010.10.024. Epub 2010 Nov 21.

Zirconia – Information for dentists. FAQ`s – from the dental practic3. <http://www.zirkonzahn.com/assets/files/brochueren/EN-Brochure-Zirconia-Information-for-dentists-web.pdf>, Stand 24. August 2016

8 Thesen

1. Galvanodoppelkronen zählen auch noch heute zu den etablierten und gängigen Versorgungsmöglichkeiten in der Prothetik.
2. Eine Vielzahl an Herstellungsmöglichkeiten von Galvanodoppelkronen erschwert dem Anwender ein vorhersagbares Ergebnis. Möglicherweise ergänzen die Ergebnisse der vorliegenden Studie perspektivisch vorhandene Behandlungsprotokolle.
3. Die untersuchten Haftkräfte bestätigten für Galvanodoppelkronen mit Zirkoniumdioxid-Primärkronen homogenere Verläufe als für Gold-Primärkronen. Beide Gruppen liegen jedoch im Bereich vergleichbarer publizierter Werte.
4. Die Silberleitlack-Applikation mit der Airbrushtechnik erzielt bei der Herstellung von Galvanodoppelkronen höhere initiale Haftkräfte als mit der Pinseltechnik.
5. Die Airbrushtechnik ist ein techniksensibles Verfahren. Gesprühter Silberleitlack findet auf Zirkoniumdioxid-Oberflächen weniger Halt als auf Edelmetall-Oberflächen. Dies führt zu erhöhten Silberleitlack-Beschichtungen von Zirkoniumdioxid-Primärteilen und folglich zu höheren Fügspalten.
6. Für Galvanobäder werden von der Industrie Härte-Aktivatoren angeboten. Nach der Herstellung und der geprüften Gebrauchsphase konnten für Galvanodoppelkronen keine Vorteile für dieses Verfahren bewiesen werden.
7. Die Dimensionierung der Tertiärgerüste verhindert nicht eine generelle Verformung der Galvanokappen. Gerüste mit einer 50 %igen Ausdehnung zeigen vermehrt marginale Aufdehnungen des Fügspalts, 100 %-Gerüste zeigen tendenziell Kompressionen.
8. Haftkraftverluste können bei belastungsinduzierten Aufdehnungen der Galvanosekundärkronen resultieren. Kompressionen im Bereich des Fügspalts beeinflussen die initialen Haftkraftwerten weitaus geringer.
9. Vollständig ausgedehnte Tertiärgerüste (100 %) können Verblendfrakturen unterbinden, da sie eine Abdeckung des sich verformenden Galvanokäppchens ermöglichen.
10. Im Hinblick auf technische Weiterentwicklungen sollte das etablierte System Galvanodoppelkrone mit neu entwickelten Materialien und Technologien verglichen werden.

9 Anhang

Tab. 21 Post-Hoc-Tests (Games-Howel): Gruppenvergleiche Fügespaltennach Belastung r1

Gruppe A	Gruppe B	Signifikanzen
EM/Airbrush/weich/100%	EM/Airbrush/weich/50%	0,001
	EM/Pinsel/weich/50%	0,023
EM/Airbrush/weich/50%	EM/Airbrush/hart/100%	0,016
EM/Airbrush/hart/100%	ZrO ₂ /Airbrush/weich/100%	0,003
	ZrO ₂ /Airbrush/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Airbrush/hart/100%	0,000
EM/Airbrush/hart/50%	ZrO ₂ /Airbrush/hart/100%	0,002
	ZrO ₂ /Airbrush/hart/50%	0,021
EM/Pinsel/hart/100%	ZrO ₂ /Airbrush/weich/50%	0,043
	ZrO ₂ /Airbrush/hart/50%	0,017
EM/Pinsel/hart/50%	ZrO ₂ /Airbrush/hart/100%	0,001
	ZrO ₂ /Airbrush/hart/50%	0,021
ZrO ₂ /Airbrush/weich/100%	EM/Airbrush/weich/100%	0,000
ZrO ₂ /Airbrush/hart/100%	EM/Airbrush/weich/100%	0,000
	EM/Pinsel/hart/100%	0,002
	ZrO ₂ /Pinsel/weich/100%	0,048
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/50%	0,014
ZrO ₂ /Airbrush/hart/50%	EM/Airbrush/weich/100%	0,000
	EM/Airbrush/hart/100%	0,000

Tab. 22 Post-Hoc-Tests (Games-Howel)!: Gruppenvergleiche Fügespaltennach Belastung r4

Gruppe A	Gruppe B	Signifikanzen
EM/Airbrush/weich/100%	ZrO ₂ /Pinsel/weich/500%	0,032
EM/Airbrush/hart/50%	EM/Airbrush/hart/100%	0,005
	EM/Pinsel/hart/100%	0,001
	ZrO ₂ /Airbrush/weich/100%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/weich/100%	0,001
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/100%	0,015
EM/Pinsel/weich/100%	EM/Airbrush/weich/50%	0,039
	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/50%	0,023
EM/Pinsel/weich/50%	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,032
EM/Pinsel/hart/100%	EM/Airbrush/weich/50%	0,026
	ZrO ₂ /Airbrush/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/50%	0,016
ZrO ₂ /Airbrush/weich/100%	EM/Airbrush/weich/50%	0,023
	ZrO ₂ /Airbrush/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/50%	0,014
ZrO ₂ /Airbrush/weich/50%	EM/Airbrush/hart/100%	0,003
	ZrO ₂ /Pinsel/weich/100%	0,001
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/100%	0,008
ZrO ₂ /Airbrush/hart/50%	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,045
ZrO ₂ /Pinsel/weich/100%	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,000
	ZrO ₂ /Pinsel/hart/50%	0,047
ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	EM/Airbrush/weich/50%	0,032
	EM/Airbrush/hart/100%	0,001
	ZrO ₂ /Airbrush/hart/100%	0,045
ZrO ₂ /Pinsel/hart/100%	ZrO ₂ /Pinsel/weich/50%	0,003

Lebenslauf

Persönliche Daten

Name: von Koch
Vorname: Katharina
Geburtsdatum/-ort: 07.11.1977, Köthen
Familienstand: ledig, 2 Kinder
Staatsangehörigkeit: deutsch

Schulbildung

1996 Abitur (Latina August-Herrmann-Francke)

Beruflicher Werdegang

1997-1999 Magisterstudium (Musikwissenschaft, Journalismus, Kunst- und Kulturwissenschaften)
1999-2000 medizinisches Praktikum an der Universidad de Chile
2000-2003 Ausbildung zum Zahntechniker, Halle
2003-2004 Berufsausübung Zahntechnik, Berlin
2004-2009 Studium Zahnmedizin, MLU Halle, Abschluss Staatsexamen
2010-2017 Wissenschaftliche Mitarbeiterin des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg, Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik (Direktor: Prof. Dr. J. Setz)
2010-2014 Studium „Master of Science für Zahnärztliche Prothetik“ der Ernst-Moritz-Arndt Universität Greifswald; Abschluss Master of Science (MSc)

Erklärung

Hiermit erkläre ich – Katharina v. Koch, geboren am 07.11.1977 - die vorliegende Arbeit selbständig und ohne unerlaubte fremde Hilfe angefertigt zu haben.

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

Halle/Saale, den 29.10.2017

Katharina v. Koch

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.

Halle/Saale, den 29.10.2017

Katharina v. Koch

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt zunächst Prof. Dr. med. dent. habil. Jürgen M. Setz für die Überlassung des prothetischen Themas und die effiziente Betreuung und Motivation bei der Erstellung dieser Arbeit.

Für die umfassende und wissenschaftlich strukturierte Unterstützung möchte ich mich ganz besonders bei Frau Dr. Christin Arnold (Dipl.-Ing.) bedanken.

Ebenso gilt mein Dank der Firma Wieland, welche den Herstellungsablauf mit Materialien sowie mit anwendungsspezifischen Schulungen maßgeblich unterstützten. Dazu zählt ebenso die Firma steco, bei denen ich mich für die Leihgabe weiterer Materialien bedanke.

Weiterhin möchte ich mich bei den Mitarbeitern der Zentralen Forschungswerkstatt der Medizinischen Fakultät, Herrn Dieter Barowsky und Herrn Andreas Schmalz, bedanken. Ihre Konstruktion der Prüfapparatur hat die technische Materialprüfung erst möglich gemacht.

Dem zahntechnischen Labor des Departments für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde, insbesondere Frau Urban, möchte ich für die Unterstützung bei der Probenherstellung danken.

Ich danke Frau Ingrid Haufe (Universitätsrechenzentrum der Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg) sowie PD Dr. rer. nat., rer. medic. habil Stefan Watzke (Klinik und Poliklinik für Psychiatrie, Psychotherapie und Psychosomatik) für Ihre freundliche Unterstützung und statistische Beratung.