

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik der
Ludwigs-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Dr. h. c. Wolfgang Gernet

In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen

Dissertation

Zum Erwerb des Doktorgrades der Zahnmedizin
an der Medizinischen Fakultät der
Ludwig-Maximilians-Universität zu München

vorgelegt von
Christian Jauernig
aus
Frankfurt an der Oder
2010

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Priv. Doz. Dr. med. dent. Florian Beuer

Mitberichterstatter: Prof. Dr. med. dent. Christoph Benz

Priv. Doz. Dr. med. dent. Ekaterini Paschos

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Dr. h.c. M. Reiser, FACR, FRCR

Tag der mündlichen Prüfung: 10.06.2010

1	Einleitung	1
2	Literaturübersicht	2
2.1	Bedarf prothetischer Versorgungen	2
2.2	Verankerungselemente herausnehmbarer Prothetik	3
2.2.1	Anforderungen an Verankerungselemente	5
2.2.2	Gussklammern.....	6
2.2.2	Stegversorgungen	10
2.2.4	Doppelkronensysteme	13
2.3	Konuskronen.....	18
2.4	Teleskopkronen	24
2.5	Resilienzteleskope	30
2.6	Hybridteleskopkronen	31
2.7	Galvano-Doppelkronen	31
2.8	Methoden der Abzugskraftmessung	40
3	Material und Methode	42
3.1	Herstellung der Prüfkörper.....	44
3.1.1	Rapid Prototyping - Urstumpfherstellung	44
3.1.2	Primärteilherstellung	48
3.1.3	Herstellung der Sekundärteile (Außenteile / Matrize)	50
3.2	Messapparatur.....	59
3.3	Versuchsordnung zur Durchführung der Abzüge	60
3.4	Durchführung der Abzugsversuche	61
3.5	Statistische Datenauswertung	64
4	Ergebnisse	66
4.1	Deskriptive Statistik	71
4.1.1	Deskriptive Analyse zum Faktor „Material“	74
4.1.2	Deskriptive Analyse zum Faktor „Konizität“	76
4.1.3	Deskriptive Analyse zum Faktor „Länge der Primärkrone“	77
4.2	Induktive Statistik.....	79
4.2.1	Multivariate Varianzanalyse - THREE-WAY ANOVA	79
4.2.2	TWO-WAY ANOVA	80
4.2.2.1	Untersuchung des Einflusses von Stumpflänge und Konizität	81

4.2.2.2	Untersuchung des Einflusses von Stumpflänge und Material.....	83
4.2.2.3	Untersuchung des Einflusses von Material und Konizität	86
5	Diskussion	90
5.1	Doppelkronensysteme	90
5.2	Methodenkritik	91
5.3	Diskussion der Ergebnisse	101
6	Zusammenfassung	104
7	Literatur	107
8	Abbildungsverzeichnis	118
9	Tabellenverzeichnis	122
10	Formelverzeichnis	123
11	Anhang	124
11.1	Tabellarische Übersicht der ermittelten Messwerte der Abzugskräfte ...	124
11.1.1	Gusstechnisch hergestellte Außenteile.....	125
11.1.2	Galvanotechnisch hergestellte Außenteile.....	131
11.1.3	Tabelle der 120 arithmetischen Mittelwerte der Abzugsversuche.....	137
11.2	Verwendete Materialien	138
12	Danksagung	140
13	Lebenslauf	141

1 Einleitung

„Jede oralprothetische Rehabilitation hat das Ziel, alle durch eine Gebissinvalidität bedingten Dysfunktionen auszuschalten und einer weiteren Destruktion des stomatognathen Systems vorzubeugen“ [28].

Dieser Satz beinhaltet die Zielsetzung einer jeden prothetischen Versorgung. Beleuchtet man diese Aussage, so muss man sich die Frage stellen, welche Gewebe zu Dysfunktionen am Kauorgan führen können.

Neben Zahnhalteapparatserkrankungen, Zahnhartsubstanz- und Kieferkammdefekten oder atrophischen Umbauprozessen sowie Erkrankungen der Mundschleimhaut, sind auch muskuläre und kiefergelenksbedingte Erkrankungen zu nennen, die Fehlfunktionen induzieren können.

Zur Wiederherstellung der Kaufunktion ist ein fundiertes Wissen über die Konstruktion von prothetischen Zahnersatz, dessen Wirkung und dessen Schwachstellen nötig. Die richtige Wahl von Halte- und Stützelementen trägt neben der Oralhygiene des Patienten entscheidend zum Erfolg der prothetischen Rehabilitation bei [46].

Die vorliegende Arbeit verschafft einen Überblick der wichtigsten Verankerungselemente in der herausnehmbaren Prothetik, um schließlich den Fokus auf die Doppelkronensysteme zu legen. Die Studie untersuchte guss- und galvanotechnisch hergestellte Doppelkronen hinsichtlich ihrer Haftkraft. Im Mittelpunkt stand die Beeinflussung durch mögliche Faktoren wie „Stumpflänge“ und „Konizität“. Zugrunde lagen folgende Arbeitshypothesen:

Sowohl mit zunehmender Stumpflänge (1) als auch mit abnehmender Konizität (2) steigt die resultierende Haftkraft an. Weiter wird angenommen, dass das Herstellungsverfahren keinen Einfluss auf die Haftkraft nimmt (3).

2 Literaturübersicht

2.1 Bedarf prothetischer Versorgungen

Die demographische Entwicklung in Deutschland ist seit langem bekannt und stellt unsere Gesellschaft auch zukünftig vor eine Vielzahl veränderter Anforderungen und Aufgaben. So erwartet man in Deutschland im Jahr 2030, dass jeder Dritte das Lebensalter von 60 Jahren überschritten haben wird [33]. Auch in der Zahnmedizin werden die Folgen nicht spurlos vorübergehen. Der Präsident der Bundeszahnärztekammer, Jürgen Weitkamp, forderte 2006 deshalb eine Akzentuierung der Alterszahnmedizin [107].

Im November 2000 beauftragte die Deutsche Gesellschaft für zahnärztliche Prothetik e. V. (DGZPW) die I+G Gesundheitsforschung (München), ein Gutachten zu erstellen. Es sollte Aufschluss über die Bedarfsentwicklung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020 geben.

Die Studie kam zu drei wesentlichen Ergebnissen:

1. Der Bedarf an prothetischen Versorgungen wird keinen Rücklauf verzeichnen, da sich die Zahnverlustrate bis 2020 nicht wesentlich ändern wird, selbst wenn Prophylaxemaßnahmen Wirkung zeigen.
2. Im Durchschnitt werden im Jahr 2020 den 65 Jahre alten Patienten 12 bis 15 und den 75-Jährigen 17 bis 20 Parodontien fehlen. Als Grund der Tendenz wird die demographische Entwicklung angeführt. Zudem kann ein Trend hin zu implantatgetragenen Versorgungen und damit zu vermehrt feststehendem Zahnersatz ausgemacht werden.
3. Weiter wird konstatiert, dass gesellschaftliche und sozialpolitische Beschlüsse darüber befinden, in welchem Umfang dem Einzelnen lebensqualitätssteigernder Zahnersatz gewährt wird [76].

Laut der letzten Mundgesundheitsstudie, die vom Institut der Deutschen Zahnärzte (IDZ) im Auftrag der Bundeszahnärztekammer und der Kassenzahnärztlichen Bundesvereinigung 2005 durchgeführt wurde, zeichnete sich im Vergleich zu der 1997 durchgeführten Untersuchung ein Kariesrückgang ab. Dieser Positivtrend hat auch eine Kehrseite der Medaille. So wird einerseits auf Grund der Kariesprävention und andererseits aufgrund sinkender Zahnverluste den Parodontalerkrankungen der Weg geebnet. Es besteht demzufolge eine Korrelation zwischen dem Zuwachs der Parodontopathien und der reduzierten Zahnverlustrate. Bei den Senioren wurde ein

Zuwachs parodontaler Erkrankungen von 23,7% im genannten Zeitraum verzeichnet. Dafür konnte die Zahl der durchschnittlich fehlenden Zähne um 3,4 Zähne auf 14,2 Zähne nach unten korrigiert werden. Die totale Zahnlosigkeit ist ebenfalls gesunken. Sie fiel in der gleichen Zeitspanne von 24,8% auf 22,6%. Auch die Mundgesundheitsstudie registrierte einen Trend zu hochwertigen tendenziell, festsitzenden Versorgung. Jedoch dominieren bei Senioren anteilmäßig weiterhin die herausnehmbaren Konstruktionen, da laut *Grunert* nur 3% dieser Altersgruppe (65-74 Jahre) mit Implantaten versorgt ist [33].

Betrachtet man beide Studien, so kommt man wie *Grunert* zu dem Schluss, dass es herausnehmbaren Zahnersatz in Form von Teilprothesen geben muss und diese Form weiterhin einen großen Anteil in der zahnmedizinischen Therapie einnehmen wird. Aufgrund der sinkenden Zahnlosigkeit folgert auch *Kerschbaum*, dass Teilprothesen, beziehungsweise kombinierte festsitzend-herausnehmbare Restaurationen, den Hauptanteil bei der Versorgung der Seniorengruppe stellen werden [44].

2.2 Verankerungselemente herausnehmbarer Prothetik

Das Feld der Teilprothetik bietet eine Vielzahl an alternativen Therapiestrategien zur Versorgung des Lückengebisses. So stehen bei der Auswahl des Zahnersatzes je nach Gebissituation festsitzende, kombiniert festsitzend-herausnehmbare und herausnehmbare Lösungen zur Verfügung. Beispielhaft für diese Lösungen sollen hier die wichtigsten Verankerungselemente genannt werden.

1. Gussklammern
2. Steggeschiebe und Steggelenke
3. Doppelkronen

Im Rahmen dieser Arbeit werden die aufgezählten Möglichkeiten beschrieben, wobei das Hauptaugenmerk den Doppelkronen gewidmet ist.

Die Erhaltung des Restzahnbestandes ist einer Totalprothese vorzuziehen, da sie mehrere Vorteile birgt. Zu nennen wären hier die psychische Situation des Patienten, die Verbesserung der späteren Verankerung des Zahnersatzes und das Prolongieren

der vertikalen Alveolarkammatrophy auf Grund fehlender Reizsetzung [39, 62]. Es ist bekannt, dass es bei Vollprothesenträgern vermehrt zu pathologischen Befunden der Kieferkämme und zu einer verstärkten zahnverlustbedingten resorptiven Atrophie der Alveolarfortsätze kommt. Zudem bieten die Rezeptoren des Restzahnbestandes eine, wenn auch abgeschwächte, Beeinflussung des neuromuskulären Regelkreises. Dies wirkt sich auf die Steuerung der Kaumuskelfunktion aus [71].

Daraus lässt sich schlussfolgern, noch bestehende Parodontien möglichst in den Zahnersatz zu integrieren, um eine optimale Abstützung zu erlangen und einer vertikalen Kammatrophy durch Vermeidung von horizontal auftretenden Schubkräften gezielt entgegenzuwirken. Als wohl beste Lösung, wenn auch nicht immer möglich, ist der rein parodontal gelagerte Zahnersatz mit axialer Pfeilerbelastung anzusehen, da hier die Druckkräfte durch den parodontalen Faserapparat in physiologische, funktionell reizende Zugkräfte auf den Knochen transformiert werden [72]. Aus oben genannten Gründen ist es besonders wichtig, das individuell am besten geeignete Verankerungssystem auszuwählen. Die Grundlage der Entscheidung bildet die individuelle zahnärztliche Diagnostik und die richtige Einschätzung der Situation des Patienten [42]. Die richtige Wahl des Verankerungselements [46, 48] stellt neben der Vorbehandlung, den sich anschließenden, regelmäßigen zahnärztlichen Kontrollterminen und der Oralhygiene des Prothesenträgers, ein entscheidendes Kriterium für eine langfristig erfolgreiche Therapie dar. Nur so kann sichergestellt sein, dass nicht nur zerstörtes Gewebe ersetzt, sondern auch langfristig vor weiterer Destruktion geschützt wird. Welch wichtigen Stellenwert die stetige Nachkontrolle einnimmt, konnte *Wöstmann* mit seiner Studie am Beispiel von Einstückgussprothesen demonstrieren [116]. Zu berücksichtigen sind Gefährdungen durch Plaqueanlagerungen und Schäden wie verstärktes Auftreten von Kariesbefall und massive Beeinträchtigungen am Zahnhalteapparat.

Klinische Faktoren, die in die Wahl des richtigen Verankerungselements einfließen, sind Anzahl, Mobilität, Verteilung und Höhe der Pfeilerzähne [54, 101, 109, 110].

Zahnersatz muss das Alter des jeweiligen Patienten und die mit ihm vergesellschafteten Probleme, wie Alveolarkammabbau und dadurch bedingte Hebelarmverschiebungen, berücksichtigen.

Das jeweilige Verankerungselement muss zu den Fähigkeiten des Patienten wie Motorik beziehungsweise manuelle Geschicklichkeit [33], Intellekt und Compliance in

Bezug stehen. Das Verständnis des Patienten von der Funktion und Wichtigkeit der persönlichen Mundhygiene sind außerdem für den Erfolg ausschlaggebend.

2.2.1 Anforderungen an Verankerungselemente

Zahnersatz soll die langfristige Stabilisierung des stomatognathen Systems gewährleisten. Dabei soll einem Einbruch der Okklusion, ein Kippen der lückenbegrenzenden Zähne und dadurch eintretende Elongation von Antagonisten vorgebeugt werden. Eigendynamik, Kippmomente und Drehmomente, die schließlich zur Zahnlockerung sowie zum knöchernen Abbau von zahnlosen Kieferabschnitten führen können [29], sind zu vermeiden. Dazu müssen Kaukräfte durch die Zahnersatzkonstruktion möglichst gleichmäßig auf die Gewebestrukturen verteilt werden. Zusätzlich bezieht die Rekonstruktionstherapie kaufunktionelle, ästhetische und phonetische Gesichtspunkte mit ein. Daher sind Halte-, Stütz-, Kraftverteilungs-, Führungs-, Schubverteilungs- und Kippmeiderfunktion unabdingbare Eigenschaften für Verankerungselemente [96].

Folgende Anforderungen an Verankerungselemente sind zu nennen:

- Zirkuläre, körperliche Fassung des Ankerzahns mit resultierender axialer Beanspruchung
- Okklusale Abstützung
- Schubverteilungs- und Verblockungsfunktion
- Retentions- oder Haltefunktion (Friktion, Konushaftung), ausgenommen sind Resilienzteleskope
- Exakte Passung
- Primär- und Sekundärteil von Doppelkronen sollen zudem exakt formschlüssig sein, konstante Abzugskräfte aufweisen und möglichst verschleiß- und spannungsfrei sein [20]
- Gleichbleibend ausreichende Haftung zur sicheren Fixierung am Anker ohne Lösen der Verbindung während des Kauvorgangs
- Geringe Pfeilerbelastung
- Biokompatibilität – insbesondere Korrosionsfestigkeit (Allergie)
- Geringe Plaqueadhäsion

- Gute Ästhetik
- Geringe Kosten
- Einfache Handhabung beim Ein- und Ausgliedern
- Gute Hygieneigenschaften, da abnehmbarer Zahnersatz gerade für ältere Patienten mit Altersbehinderungen tauglich sein sollte

2.2.2 Gussklammern

Zu den ältesten Verankerungselementen zählen die Klammern [56]. Die enorme Variationsbreite von klammerverankerten Prothesen macht diese Versorgungsform beinahe universell einsetzbar. Modellgussprothesen stehen als einfachste Form zur Versorgung eines Lückengebisses mit herausnehmbaren Prothesen zur Verfügung [91]. Mit einer ausreichenden Anzahl an Pfeilerzähnen, einer stabilen Okklusion und einer geeigneten Ankerzahnverteilung stellt die Einstückgussprothese ein zuverlässiges Therapiemittel dar [46]. Damit sind Gussklammern als durchaus geeignetes Konstruktionselement zur Verankerung an ein Lückengebiss zu sehen. Sie stellen gleichzeitig die preisgünstigste Möglichkeit der Verankerungs- und Stützelemente dar [75]. Im Allgemeinen bestehen Klammern aus einem federnden Metallband, welches den Zahn umfasst und im unterschneidenden Gebiet des Ankerzahnes endet [56].

Geschichte der werkstoffkundlichen Entwicklung

Bis zum Ende des Ersten Weltkrieges waren außer Kautschuk nur Goldlegierungen als im Mundmilieu einsetzbare Werkstoffe erhältlich. *F. Hauptmair* schlug der Firma Krupp 1919 die Verwendung von nicht rostendem V2A-Stahl (18/8) vor. Die neuen Chrom-Nickel-Bleche unter der Bezeichnung „Wipla“, machten durch Stanzverfahren und Prägung die Produktion von Metallbasisplatten für Zahnersatz möglich. Die Basisplatten mussten mittels Fügeverfahren wie Lötten oder Schweißen mit den nötigen Verankerungselementen verbunden werden.

Mit der Einführung der Legierung „Vitallium“ gewann die Gusstechnik an Bedeutung. Nichtelegmetalllegierungen mit vorzüglichen Werkstoffeigenschaften wie Härte, Gewebeverträglichkeit, Korrosionsbeständigkeit und hoher Elastizität konnten jetzt in

Form von graziere Prothesenelemente problemlos ausgegossen werden. Die passivierbaren Kobalt-Chrom-Molybdän-Legierungen stellen aus werkstoffkundlicher Sicht die Basis aller Modellgusslegierungen dar [89].

Technische Entwicklung

Die Klammerversmessung, welche unter anderem die Ney-Company (Bloomfield, Connecticut, USA) in den 50er Jahren des letzten Jahrhunderts vorstellte, sollte es möglich machen, Klammern mit annähernd gleichen Haftkräften an allen Parodontien herzustellen. Das Ney'sche Klammersystem basiert auf drei verschiedenen Unterschnittstellern, welche eine Einteilung in drei mögliche Federwege (klein, mittel, groß) erlauben [41]. Die Tellergrößen wurden auf ein Elastizitätsmodul von etwa 100.000 N/mm² und damit auf Edelmetall-Legierungen abgestimmt [72]. Die individuelle Haltekraft wird durch die Unterschnitttiefen besagter Teller bestimmt [96]. Weiter besteht es aus fünf aufeinander aufbauenden, vermessenen Gussklammerformen [56, 89], deren Form und Verlauf parodontalhygienisch als kritisch zu bewerten sind. Am Dentalmarkt konnte sich das Klammersystem nach Ney bis auf eine Ausnahme (Klammer Nr. 1 nach Ney) nicht durchsetzen [89].

Zur Produktion kraftvermessener Gussklammern stellt das Bios- beziehungsweise Rapid-Flex-Klammersystem (Degussa, Frankfurt) eine gute Alternative dar. Auch hier müssen zunächst die teilbezahnten Kieferabschnitte vermessen werden. Im Gegensatz zum Neyklammersystem kann hier bei der Gestaltung der Klammern auf parodontale Aspekte Rücksicht genommen werden, da keine Bindung an Klammerformen besteht [72]. Diese Art der Klammerherstellung basiert auf dem Hookeschen Gesetz [89].

Vor- und Nachteile von Klammerprothesen

Modell-Einstückgussprothesen stellen eine einfache Option zur Versorgung eines zahnreduzierten Gebisses dar [59]. Gegossene Klammern übernehmen die Retentionsfunktion und dienen auch der Abstützung der Teilprothese [96].

Vorteile des relativ kostengünstigen Verankerungselements sind für den Patienten in der guten Erweiterungsmöglichkeit, der relativ einfachen Reparaturfähigkeit, der einfachen Handhabung und der durch Ausgliederung ermöglichten Hygienefähigkeit des Ersatzes zu sehen. Im Vergleich zu anderen Verankerungsmöglichkeiten bietet eine Klammerprothese in der Regel eine weniger invasive Lösung. Oft sind lediglich Klammerrahmen zu präparieren [59].

Offenbar besteht die Gefahr der Parodontalgewebsschädigung an Klammerankern. Bei der In- beziehungsweise Exkorporation des Ersatzes kann es zu einer Beanspruchung über die physiologischen Grenzen hinaus kommen. Diese Fehlbelastungen führen zur Traumatisierung alveolärer Parodontalgewebe, die umso schädlicher sind, je weiter der parodontale Faserabbau bereits fortgeschritten ist [46]. *Eichner* konnte zeigen, dass Klammerverankerungen eine durchschnittliche Retentionskraft von 17 N bis 30 N aufweisen. Belastungen von bis zu 5 N haben laut *Mühlemann* keinen schädigenden Einfluss auf den Zahnhalteapparat [66]. *Körper* geht davon aus, dass kurzzeitig wirkende Abzugskräfte von 10 N, beispielsweise zu täglichen oralhygienischen Maßnahmen, als unbedenklich einzustufen sind [46, 51]. Das Ein- und Ausgliedern von Einstückgussprothesen ist unter physiologischen Gesichtspunkten jedoch als problematisch anzusehen.

Die im Vergleich zu Doppelkronen spärlich starre, körperliche Fassung des Pfeilerzahnes ist negativ zu bewerten [41]. Der Patient hat, durch den Klammerverlauf bedingt, oft ästhetische Nachteile in Kauf zu nehmen [56, 59]. Gleichzeitig erhöhen Klammerelemente die Kariesgefahr an den Ankerzähnen [56, 59] durch Plaqueakkumulation [23]. Im Laufe der Nutzzeit der Prothese besteht die Gefahr eines Retentionsverlustes. Klammerbrüche können die Folge von Legierungsüberlastung sein.

Haftmechanismus von Klammerprothesen

Klammern nehmen die auftretenden Kaukräfte des partiellen Zahnersatzes auf, um sie an die Ankerzähne weiterzuleiten. Um die Prothese herauszunehmen, muss eine Lösekraft aufgewendet werden. Beim Eingliedern werden elastische Segmente kurzzeitig verformt und gedehnt, um dann über den prothetischen Äquator in das unterschmittige Gebiet zu gelangen und wieder die Ruheform einzunehmen. Beeinflusst wird die Haftkraft beziehungsweise die Retentionskraft einer Klammer von vier Faktoren nämlich das Elastizitätsmodul der verwendeten Legierung, der Klammerquerschnitt, die Unterschmitttiefe und die Klammerarmlänge.

Tabelle 1 Variablen zur Berechnung der Abzugskraft von Klammern aus Formel 1

Kürzel	Bezeichnung	Einheit
E	Elastizitätsmodul	[N/mm ²]
D	Klammerquerschnitt	[mm ²]
U	Unterschmitttiefe	[mm]
L	Klammerarmlänge	[mm]
F	Abzugskraft	[N]

Den Zusammenhang dieser Einflussfaktoren beschreibt folgende Formel:

$$F = \frac{E \cdot D \cdot U}{L}$$

[1]

Mit der Klammerversmessung soll eine Haftkraft von 5 N bis 10 N pro Klammer erreicht werden. Damit wird eine über die physiologischen Grenzen hinaus entstehende Zahnauslenkung während des Ein- und Ausgliederns der Prothese vermieden [72].

Den oben genannten Nachteilen kann zumindest teilweise mit anderen Verankerungselementen begegnet werden. Stege bieten sich bei reduziertem Zahnbestand an [61] und stellen eine Bereicherung in der prothetischen Rehabilitationstherapie dar [84].

2.2.3 Stegversorgungen

Mit sinkender Pfeilerzahl verliert die Klammer als Verankerungselement an positiven Aspekten und die möglichen negativen Folgen rücken in den Vordergrund. So begünstigen und beschleunigen klammerverankerte Teilprothesen den weiteren Verfall eines reduzierten Lückengebisses durch ungünstige Hebel, die aufgrund altersbedingter Rückbildung des Zahnhalteapparates entstehen. Fehlende stabilisierende Nachbarzähne tragen zudem zur Schädigung des Restzahnbestandes bei. Minimale Schub- und Kippbewegungen führen zur weiteren Lockerung und damit langfristig zum Verlust von Ankerzähnen. Meist resultieren aus progredienter Auflockerung der Zahnreihen okklusale Störungen. Die Folge ist ein Gleichgewichtsverlust des gesamten Kausystems [31]. Eine regelmäßige Überprüfung der Indikationsstellung und die gegebenenfalls rechtzeitige Abkehr von Gussklammern als Halteelement dient dem Erhalt des Restzahnbestandes und macht ihn weiterhin funktionell für Alternativen nutzbar.

Stege spannen sich als Metallstab zwischen zwei oder mehreren Pfeilerzähnen. Grundsätzlich unterteilt man Stegkonstruktionen funktionell in Steggeschiebe und Steggelenke. Die Anzahl der Pfeilerzähne und deren Verteilung entscheidet darüber, ob ein Steggelenk oder ein Steggeschiebe konstruiert werden kann [42]. Weitere Einteilungen sind nachfolgend aufgelistet:

Einteilung nach Herstellungsform:

- konfektionierte Profile
- individuell gefräste Profile

Einteilung nach Querschnittsform:

- ovoider Querschnitt
- runder Querschnitt
- quaderförmiger Querschnitt
- quaderförmiger Querschnitt mit abgerundeten Kanten

Einteilung nach Anordnung ihrer Konstruktionselemente:

- linear
- quadrangulär

- triangulär
- bilateral

Indikation für Stegversorgungen

Stege werden zur Versorgung bei geringem Restzahnbestand eingesetzt [67, 96] und dienen der primären Verblockung zweier oder mehrerer Pfeilerzähne eines Kiefers [96]. Die Verblockung bleibt auch dann noch bestehen, wenn sich der Zahnersatz außerhalb des Mundes befindet. Die Versteifung bietet sich insbesondere bei parodontal bereits vorgeschädigten, schaltlückenbegrenzenden Pfeilerzähnen an [31]. Mittels Stegkonstruktionen ist es möglich, Kieferkammdefekte [23] oder Patienten mit Lippen-Kiefer-Gaumenspalten prothetisch zu versorgen [23, 27]. Bewährt hat sich auch die Versorgung zahnloser Kiefer mit über einen Steg verbundenen Implantaten [1, 96].

Funktionsprinzip von Stegversorgungen

Welche Aufgaben eine Stegkonstruktion erfüllt, hängt damit zusammen, welche Querschnittsform gewählt wurde und welches Konstruktionsprinzip Anwendung fand. Bei den Konstruktionsmöglichkeiten wird zwischen linearer, bilateraler, triangulärer oder quadrangulärer Form unterschieden [77, 84]. Zudem unterscheidet man zwischen Steggeschiebe und Steggelenk.

Steggeschiebe

Ein parallelwandiger Steg und aufschiebbarer Steghülse sind Bestandteile eines Steggeschiebes. Bei dieser Art von Stegen können friktive, friktiv-klemmende und friktiv-retentive Formen unterschieden werden. Um eine Klemmwirkung zu erzeugen, bieten sich etwa in Hülsen eingebaute Stiftchen an. Der Halt kann zudem durch die Verwendung aktiver retentiver Elemente deutlich verbessert werden [31]. Ab vier Pfeilern und deren polygonaler Verteilung besteht die Möglichkeit, einen parallel

gefrästen Steg herzustellen, der über Friktion den Zahnersatz verankert. Durch ihren festen, verlässlichen Prothesensitz verringern Steggeschiebe den Knochenabbau [42].

Steggelenk

Bei einer linearen Stegkonstruktion mit ovidem Stegquerschnitt handelt es sich um ein Steggelenk, da die Prothese um die Stegachse rotieren kann [42]. Die sogenannten gelenkigen Verankerungen dienen der Befestigung von Hybridprothesen [31]. Wenige wurzelbehandelte Zähne stellen hier den Restzahnbestand dar und werden durch entsprechende Vorbehandlung zur Fixierung des Zahnersatzes herangezogen. Die Prothese wird in diesem Fall sowohl parodontal als auch gingival abgestützt. Damit werden die stegfernen Anteile des Prothesenlagers einer Druckbelastung ausgesetzt, was den Prozess eines möglichen Knochenabbaus beschleunigen kann. Werden Stegextensionen, beispielsweise in Form von Stummelsteganteilen, eingesetzt, wird die Rotation um die Stegachse aufgehoben [42].

Bei unilateralen und bilateralen Verlängerungsprothesen kommen ebenfalls Gelenke zum Einsatz. Es besteht keine starre Verbindung zwischen Ankerelement und Prothesenkörper. In der Regel können verschiedene Freiheitsgrade bestehen. Rotationen um eine transversale Achse oder Translation in vertikaler Richtung sind möglich [31]. In diesen Fällen gewinnt die Stegkonstruktion eher den Charakter eines Steggeschiebes. Die Beweglichkeit soll der Resilienz der Mundschleimhaut Rechnung tragen [31]. Die Haltefunktion wird durch Klemmwirkung erreicht.

Vor- und Nachteile von Stegkonstruktionen

Vorteile von Stegkonstruktionen

- Durch eine starre Versteifung einzelner Zähne entsteht eine ausgesprochen gute Widerstandsfähigkeit gegen horizontale Schubbelastung [84]
- Der Zahnersatz kann parodontal abgestützt werden [77, 84]
- Die Versorgung von größeren Defekten bei gleichzeitig guter Ästhetik ist mittels Stegkonstruktionen möglich [84]

- Je nach Konstruktion (trianguläre Form) bieten Stege sowohl Stütz- als auch Haltefunktion im Sinne einer starren Verankerung [77]
- Der Schienungseffekt erzielt im Vergleich zu anderen Verankerungen die längste Lebensdauer der Pfeilerzähne [61, 67]

Nachteile von Stegkonstruktionen

- Stege erschweren die Parodontalhygiene [9]
- aufwendige Herstellung im zahntechnischen Labor durch Fügetechnik [1]
- Umbaumaßnahmen zur Anpassung nach Pfeilverlust gestalten sich vergleichsweise schwierig [113]

Die Verankerungselemente eines jeden Zahnersatzes sollen auftretende Kräfte möglichst gleichmäßig auf die Kieferabschnitte übertragen, um Überlastung und infolgedessen Schädigungen zu vermeiden. Hier bestehen Schwachstellen bei stegverblockten Implantaten. Bei mit Konuskronen versorgten Implantaten besteht eine günstigere Kraftverteilung auf die einzelnen Implantatpfeiler. Die prothetische Rehabilitation mittels stegversorgter Implantate erwies sich als ungünstiger [9].

2.2.4 Doppelkronensysteme

Doppelkronen sind bewährte Halte- und Stützelemente [2, 11, 35, 46, 48, 64, 86, 96]. Generell ist deren Indikation im Vergleich zu anderen Verankerungselementen als universeller einzustufen [39]. Im Allgemeinen bestehen sie aus geteilten Kronen. Die Innenkrone ist fest auf den präparierten Zahnstumpf zementiert, die dazugehörige Außenkrone sitzt dem zementierten Innenteil visuell spaltlos auf. Doppelkronen werden in der zahnmedizinischen Therapie zur Verankerung von herausnehmbaren, partiellen Zahnersatz seit über 100 Jahren eingesetzt [11, 55, 108]. Sie können zur beweglichen als auch zur starren Lagerung herangezogen werden. Tabelle 2 zeigt eine mögliche Klassifizierung verschiedener Doppelkronen. Die Doppelkronensysteme werden im weiteren Verlauf besprochen. Jüngst belegte *Wöstmann*, dass teleskopverankerter Zahnersatz im Vergleich zu nicht verankerten Kunststoffprothesen oder gar unversorgten Gebissen die Lebensqualität in Bezug auf die Mundgesundheit verbessern kann [117].

Tabelle 2 Mögliche Klassifikation der Doppelkronen in Anlehnung an Lehmann und Gente (1988)

Doppelkronen-system	Konuskrone	Teleskopkrone	Resilienz- teleskopkrone	Galvano- doppelkrone
Haft- mechanismus	Verkeilung	Friktion	nur Führungs- funktion	Adhäsion, Strömungs- widerstand
Prothesenhalt über	Doppelkrone	Doppelkrone	Randgestal- tung der Prothese	Doppelkrone
Abstützung der Doppelkrone	durch Pass- genauigkeit der Hülsen	durch Pass- genauigkeit der Hülsen	besteht nicht	durch Pass- genauigkeit der Hülsen
Prothesen- lagerung	starr	starr	beweglich	starr

Historie der Doppelkronensysteme

Der amerikanische Zahnarzt *R. W. Starr* beschrieb schon 1886 als wohl erster eine herausnehmbare, mittels Doppelkronen gefertigte Brücke. Als Primärteile fungierten eine Art zylindrischer Ringbandkappen [36, 55, 86, 88, 94, 96]. Diese Sekundärkonstruktion befestigte *Starr* mit erwärmter Guttapercha auf die mit Oxyphosphatzement zementierten Primärkappen. In seinem Artikel hob er die positiven Aspekte einer herausnehmbaren Brückenkonstruktion wie etwa die gute Reparaturmöglichkeit durch die Abnehmbarkeit hervor [94].

Sowohl *Peeso* als auch später *Goslee* beschrieben das 1929 von *Häupl* [12, 79, 81] und *Reichborn-Kjennerud* gezeigte Verfahren eines Hülsengeschiebes [12]. Dabei weist die (Teleskop-)Kappe möglichst parallele Seitenflächen nach Art eines Zylinders auf [47]. *Peeso* bezeichnete die Hülsenkrone als eine klinisch wertvolle Retentionsmöglichkeit [11]. *Häupl*, *Rehm* und *Böttger* waren maßgeblich an der Weiterentwicklung der parallelwandigen Zylinderteleskope beteiligt und forcierten deren vermehrten Einsatz als Verankerung bei abnehmbaren Teilprothesen in 50er Jahren des letzten Jahrhunderts [108].

Mit *Böttger* wurde das Teleskopsystem in die Routine zahnärztlicher Behandlungsmaßnahmen und zahntechnischer Arbeitsabläufe eingebaut. In Zusammenarbeit mit *Gründler* entstand ein wichtiges Standardwerk der Teleskoptechnik: „Die Praxis des Teleskopsystems“ [79, 81].

In der zahnärztlichen Prothetik etablierte sich in Anlehnung an den technischen Terminus die Bezeichnung Teleskop schon vor Jahrzehnten [47]. Teleskopkronen dienen als Verbindungselemente für herausnehmbaren Zahnersatz in Form von Brücken und Prothesen. Diese Konstruktion ermöglicht es, verschiedenartigen Zahnersatz fest mit Pfeilerzähnen zu verbinden und bei Bedarf die Konstruktion abzunehmen [47].

Jedoch weist das Teleskopsystem Nachteile und Schwächen auf, was *Körber* zur Entwicklung der Konuskronen bewegte. Als Beispiele seien schneller Friktionsverlust, undefinierte Kraftentwicklung, unkomfortable Handhabung für die Patienten mit erhöhter Gefahr der Verkantung [48] und eine mögliche Geruchsentwicklung, bedingt durch einen schlecht belüfteten, kapillaren Spalt, genannt [72]. 1968 führte *Körber* die Konuskronen in die Zahnmedizin ein [115]. Er empfahl die Abkehr von der parallelwandigen Gestaltung der Anker hin zur konisch gestalteten teleskopierenden Krone, weil die zahntechnische Umsetzung absolut paralleler Teleskopwände in seinen Augen nicht möglich war. Auch *Schunke* stellt die zahntechnische Umsetzung parallelwandiger Primärteile in Frage und verwies auf mögliche Fehlerquellen wie nicht exakte Übereinstimmung von Modell- und Mundsituation oder die bereits durch den Hersteller eingebaute Konizität in vermeintlichen 0° Fräseinsätzen [79]. *Stüttgen* zeigte in seiner Pilotstudie 1983, dass angestrebte Parallelfraesungen nur äußerst mangelhaft umgesetzt werden konnten. Den Kraftschluss bei zum Teil unterschrittigen Formen führte er auf ein vorübergehendes elastisches Aufweiten des Sekundärteils zurück [100]. Mit der Konusdoppelkrone jedoch ist die Einstellung einer definierten, vorbestimmbaren Haftkraft von herausnehmbaren Teilprothesen und Brücken möglich [48, 49]. So besteht die Möglichkeit eine Haftkraftdosierung vorzunehmen und schädlichen, unerwünscht hohen Abzugskräften auf Pfeilerzähnen entgegenzuwirken.

Indikationen für Doppelkronen

Ihre Indikation finden Doppelkronensysteme bevorzugt in stark zahnreduzierten Gebissen. *Pospiech* sieht die Doppelkronenprothese gar als Universaltherapeutikum, da sie in jeder Lückengebissituation angezeigt ist [72]. Gerade bei einem stark reduzierten Zahnbestand und einer statisch ungünstigen Verteilung sind teleskopierende Kronen oder Konuskronen indiziert. Bei einer unsicheren Prognose der Zähne in einem parodontal geschädigten Gebiss bieten derartige Kronensysteme wesentliche Vorteile. Sie zeichnen sich durch gute parodontalhygienische Eigenschaften bei gleichzeitiger sekundärer Verblockung der Pfeilerzähne und guter Erweiterbarkeit des Zahnersatzes aus. Sie sind nahezu universell bei parodontal als auch bei parodontal gingival gelagerten Prothesen als Halte- und Stützelement einsetzbar. Im Rahmen implantatgetragener Suprakonstruktionen ist beispielsweise eine weitere Indikation zu sehen [45]. Doppelkronen bieten sich außerdem zur Versorgung pfeilervermehrter Lückengebisse in der Hybridprothetik an [33, 88].

Vor- und Nachteile von Doppelkronen

Mit den unter 2.2.1 genannten Anforderungen sind sowohl Vorteile als auch Nachteile von Doppelkronensystemen verbunden. Nachfolgend sind einige Beispiele dazu aufgeführt. Die Aufzählung erhebt keinen Anspruch auf Vollständigkeit, sondern verschafft lediglich einen Überblick.

Vorteile von Doppelkronen:

- streng körperliche Fassung bewirkt die Weiterleitung vertikal angreifender Kräfte entlang der Pfeilerachse [8, 11, 43, 47, 63, 103, 106, 111, 118] und verhindert so eine Dislokation der herausnehmbaren Teilprothese
- Pfeilerzähne werden weitgehend physiologisch beansprucht [103, 106], dies wirkt knochenabbauenden Prozessen in der Umgebung des Pfeilerzahnes entgegen [47, 48].
- Kippmeiderfunktion [71]
- vereinfachte Planung und Umsetzung des doppelkronenverankerten Zahnersatzes, da keine Hilfselemente zur Funktionsübernahme notwendig

sind, Gussklammern hingegen benötigen aufwendige Planung und richtige Ausführung

- eine mögliche Verblockung der Pfeilerzähne [105]
- eine mögliche Festigung von Parodontien mit Lockerungsgraden [118]
- gute Hygienefähigkeit von Doppelkronen durch die Abnehmbarkeit, optimale Hygienefähigkeit der einzelnen Pfeiler nach Exkorporation des Zahnersatzes, denn der Pfeiler ist der Reinigung nun zirkulär zugänglich [55]
- gute Erweiterbarkeit des Zahnersatzes verlängert die Gebrauchsperiode nach Verlust von Pfeilerzähnen und ist somit als ein positiver wirtschaftlicher Aspekt hervorzuheben [55, 96], denn eine Umarbeitung durch das Auffüllen der Doppelkrone mit Autopolymerisat direkt in der zahnärztlichen Praxis ist bei klammer- oder stegverankertem Zahnersatz meist bedeutend zeitintensiver und aufwändiger
- kein störendes Fremdkörpergefühl doppelkronenverankerter Prothesen bei kurzer Eingewöhnungszeit für den Patienten [29]
- einfache Handhabung erlaubt auch die Indikation bei manuell weniger geschickten, bei älteren und durch Unfall oder Krankheit beeinträchtigten Patienten [6]
- gegenüber Einstückgussprothesen bieten Doppelkronen ästhetische Vorteile, da keine sichtbaren Befestigungs- und Halteelemente existieren
- durch die Überkronung entsteht ein kariesprotektives Moment der restlichen Zahnhartsubstanz [68]

Nachteile von Doppelkronen

Als nachteilig ist den Doppelkronen, neben dem demaskierenden Effekt [72, 96, 103], welcher aufgrund der notwendigen Überkronung zustande kommt, der hohe Abtrag von Zahnhartsubstanz anzurechnen, um ein ästhetisch ansprechendes Ergebnis zu erhalten [101]. Doppelkronenverankerte Teilprothesen erfordern gegenüber klammerverankerten Modellgussprothesen einen erheblichen Mehraufwand in der klinischen Nachbehandlung als auch in der zahntechnischen Realisierung [29, 106] und sind kostenintensiver. Die Anfertigung von Doppelkronen setzt spezielle Kenntnisse und ein hohes Maß an technischer Erfahrung voraus [55, 106], um eine adäquate Haftkraft einzustellen und eine langlebige friktionsverlustfreie prothetische Versorgung zu erzielen [11, 63, 103, 110]. Verloren gegangene Haftkraft wieder

herzustellen gestaltet sich schwierig und ist somit als ungünstig zu bewerten [63]. Nach einer klinischen Nutzphase entwickeln insbesondere zylindrische Doppelkronen oft eine unvorhergesehene Erhöhung oder Erniedrigung ihrer Haftkraft [103, 104]. Der Grund hierfür ist im Verschleißmechanismus zu suchen.

Mit ästhetischen Beeinträchtigungen und Kompromisslösungen in Form von unnatürlich wirkenden, dicken Verblendungen oder durch konstruktionsbedingte Tertiärstrukturen bei galvanoplastisch produzierten Matrizen ist zu rechnen. Weiter kann es im Laufe der Nutzung zu gingivalen Saumirritationen kommen [103]. Vor dem Hintergrund der Biokompatibilität ist eine eventuelle Spaltkorrosion bei konventionell metallischen, teleskopierenden Einheiten nachteilig zu bewerten. Schon geringe Potentialdifferenzen, selbst bei gleichen Legierungen für Patrize und Matrize, können zu Korrosionserscheinungen im Fügspalt führen.

2.3 Konuskronen

„Mit der Konuskrone ist unweigerlich der Name Prof. Dr. *Karl Heinz Körber* verbunden, dessen Buch „Konuskronen“ jedem empfohlen ist, der sich vertiefend mit der Thematik auseinandersetzen möchte“ [81]. Konuskronen finden ihren Einsatz als probate Stütz- und Halteelemente besonders im reichlich zahnreduzierten Gebiss [46, 65]. Die Einführung der Konuskrone 1968 durch *Körber* [7, 63, 96, 115] ist als Entwicklung aus dem beschriebenen Zylinderteleskop zu verstehen.

Die Konuskrone kann als Doppelkrone, deren Wandungen konisch aufeinander zulaufen und okklusal in einem flachen Deckel münden, beschrieben werden. Der Halt kommt ausschließlich über Haftung zustande [81]. Die Haftung der Konuskronen beruht auf der Verkeilung zweier konischer Hülsen, welche in der Regel schon herstellungsbedingt durch einen okklusalen Spalt (ca. 20 bis 40 μm) zustande kommt [115]. Diese weisen aufgrund ihres Konuswinkels eine definierte Haftkraft auf. Daneben sind als weitere Vorteile die geringe Abnutzung der haftenden Flächen und eine leichte Handhabung für den Patienten aufzuführen [48]. Die Haftkraft ist abhängig vom Konuswinkel, der Fügekraft, der Elastizität der Außenkrone und dem legierungsabhängigen, dimensionslosen Legierungskoeffizienten [72, 96, 108, 115]. Unbestritten ist ebenso der Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit der Mantelflächen [95, 102]. *Stenzl, Güngör* und *Ohkawa* kommen zu dem Schluss, dass die Haftkraft

maßgeblich durch den Konuswinkel beeinflusst wird [34, 69, 95]. Alle anderen Parameter spielen eine untergeordnete Rolle [46]. Parodontal vorgeschädigte Zähne können durch entsprechende Wahl des Konuswinkels als Haftkonus, Stützkonus oder Haltekonus herangezogen werden. Somit kann die individuelle Einstellung der Lösekraft auf den klinischen Zustand des jeweilig zu versorgenden Pfeilerzahnes angepasst werden. Weiter sind die Konustoleranz, welche eine geringfügige Stellungsänderung des Pfeilerzahnes in Grenzen toleriert und damit die Eingliederbarkeit des Zahnersatzes in eben diesen Grenzen ermöglicht, sowie die konstruktionsbedingte Selbstzentrierung zu nennen [72, 79]. Die Haftkraft beträgt in der klinischen Anwendung etwa ein Drittel der vorher aufgewendeten Fügekraft [96, 115]. Bei Verlust von Haftkraft kann mittels okklusalem Abtrags eine Aktivierung erzielt werden.

Haftmechanismus von Konuskronen

Einer der wichtigsten Punkte des Konuskronensystems ist die vorbestimmbare Haftkraft als Ergebnis der diametralen Konometrie mit ihrer Konuswinkelvorgabe [47-49]. Wie bereits erwähnt, besteht ein Zusammenhang zwischen dem Winkel des Konus und seiner Haftkraft [6, 48]. *Körber* beschreibt das Konuskronen-Teleskop als ein total starres System. *Lenz* hingegen nimmt in seinem mathematischen Modell den Innenstumpf als starr und den äußeren Hohlkegel als eine Art räumlich ausgedehnte elastische Schale an [57].

An dieser Stelle soll auf den Haftmechanismus der Konuskrone nach *Körber* eingegangen werden.

Der Kegelstumpf stellt mit seiner größeren Basis im Vergleich zur kleineren Okklusallfläche die Grundlage eines Konus dar [50, 79]. Werden die zwei Teile gefügt, ergibt sich aus der Konizität dieser eine Fügepassung. Die Konizität wird nach *Körber* (1968) mit dem Konuswinkel ($\alpha/2$) beschrieben. Der Konuswinkel wiederum entspricht dem halben Kegelwinkel (α). Die innere Fläche des Außenkonus und die äußere Fläche des Innenkonus gehen nach axialer Krafteinwirkung einen Kraftschluss ein [54, 109]. Die aufgewendete Fügekraft ist mit der Haftkraft gleichzusetzen (Abbildung 1).

Somit ist die Haftkraft ein Resultat aus Konuswinkel und axialer einwirkender (Kau-) Kraft [48, 54, 104, 110]. Der direkte Zusammenhang zwischen Konuswinkel und maximaler Haftkraft lässt sich physikalisch laut *Körber* folgendermaßen beschreiben:

Die maximale Haftreibung (= Haftkraft) T^0 ist direkt proportional zur Normalkraft F_N ($F_N = F_A$, Anpresskraft). Der dimensionslose Reibungskoeffizient μ_0 ist eine Rechengröße und muss für jede Anordnung (Legierung der Haftpartner) empirisch festgelegt werden. Der Reibungskoeffizient beschreibt das Verhältnis der Halte- zur Gewichtskraft. Die Lösekraft F_L ist die Kraft, die aufgewendet werden muss, um die Außenkrone zu entfernen. Nach *Lenz et al.* sind die Rauigkeit und das zwischen den Flächen befindliche Medium (Speichel) weitere Einflussfaktoren [72].

Zur Verdeutlichung:

„ $\mu = 0,30$ “ bedeutet, dass bei einer Gewichtskraft von 1.000 N (Masse 100 kg) eine (maximale) Reibungskraft von 300 N wirkt.

Für den Haftreibungskoeffizienten von Gold nimmt *Körber* [48] den Wert 0,10.

Tabelle 3 Variablen zur Berechnung der Lösekraft aus Formel 2

Kürzel	Bezeichnung	Einheit
F_L	Lösekraft	[N]
F_A	Anpresskraft	[N]
T_0	Haftreibung in Ruhe	[N]
μ_0	Reibungskoeffizient	--
$\alpha/2$	Konuswinkel	rad

Um die Lösekraft zu berechnen, findet folgende Formel Anwendung. Der Zusammenhang zwischen Lösekraft F_L , dem Reibungskoeffizient μ_0 , der Anpresskraft F_A und dem Konuswinkel $\alpha/2$ wird deutlich (Abbildung 1).

$$F_L = \mu_0 \cdot \frac{F_A}{\sin(\alpha/2)}$$

[2]

Setzt man nun für die Anpresskraft $F_A = 100 \text{ N}$, $\mu_0 = 0,1$ und wählt für die Winkel $\alpha/2$ schrittweise 1° bis 10° , so erhält man „die Kennlinie der Haftkraft-Konuswinkelfunktion“ nach *Körber* [48].

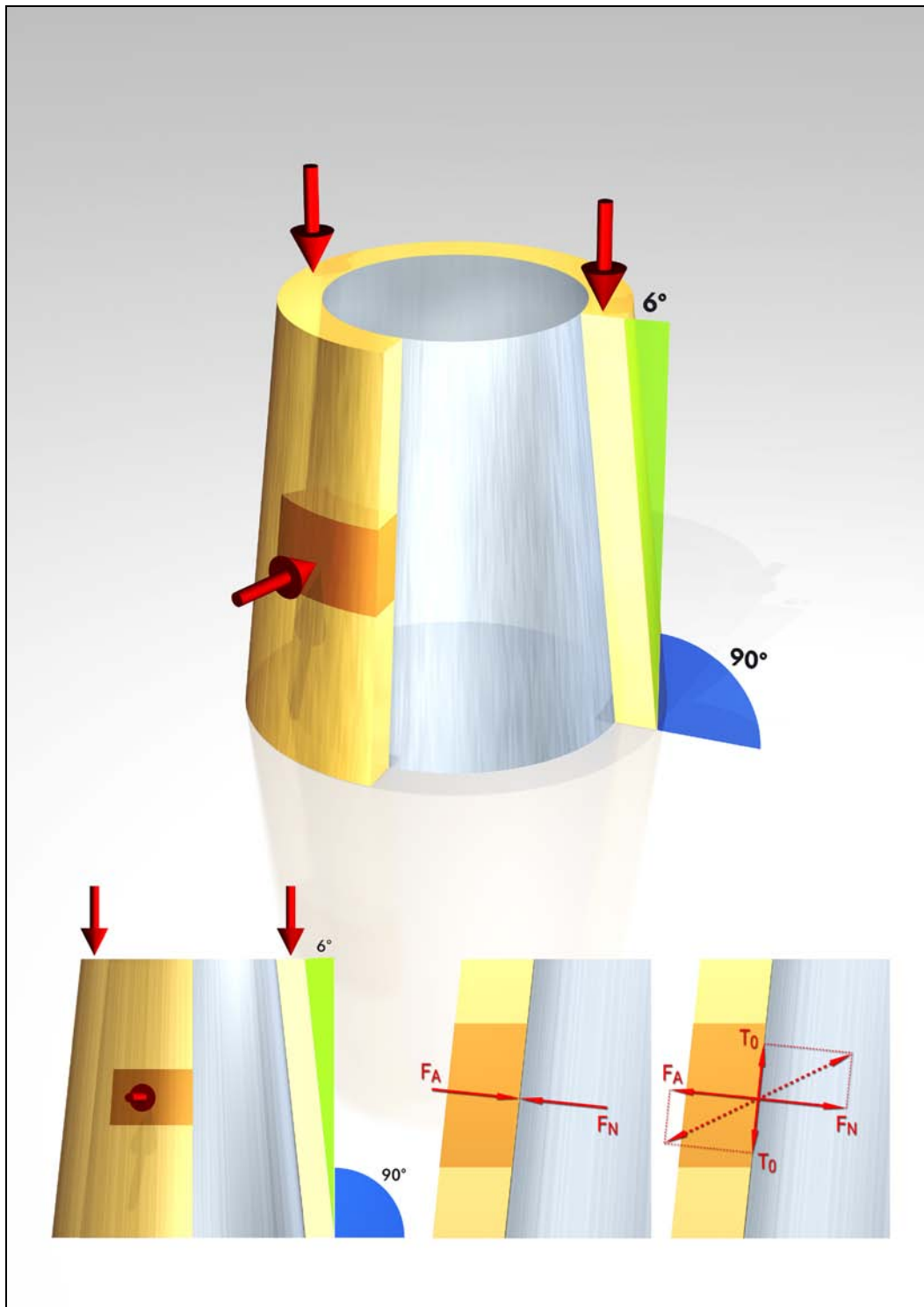


Abbildung 1 Funktionsprinzip der Konushaftung (nach Körber 1969). Mit dicken roten Pfeilen sind die axial einwirkende (Kau-) Kraft und senkrecht dazu die Anpresskraft F_A eingezeichnet.

Haftkraftsollwert

Die Haftkraft eines partiellen Zahnersatzes hängt von verschiedenen Einflussfaktoren ab. Der Zustand der Parodontalgewebe einzelner Ankerzähne, deren anatomisch unterschiedlich dimensionierte Oberflächengröße und natürlich die Anzahl der zu integrierenden Pfeiler beeinflussen die Haftkraft. Nicht zuletzt spielt das Empfinden des Patienten eine Rolle.

Außerhalb dieser Faktoren sind im Mund beispielsweise durch Speisen verursachte abziehende Kräfte und eventuelle gewebliche Widerstandskräfte der Ankerparodontien nicht zu vernachlässigen. Laut *Mühlemann* sind kurzzeitig einwirkende Kräfte um 5 N unschädlich für den Zahnhalteapparat [66]. Zudem ist durch *Uhlig* und *Kraft* bekannt, dass Speisen maximal eine Klebekraft von ebenfalls 5 N aufweisen. Aus diesen Gründen kommt *Körber* zu dem Schluss, dass der Sollwert der Haftkraft der Konuskrone die maximal anzunehmende Abzugskraft durch klebrige Nahrung übersteigen muss. Gleichzeitig ist eine mögliche Schädigung des Parodonts aufgrund zu hoher Kraftaufwendung zu verhindern. *Körber* hält eine Haftwerteinstellung zwischen 5 N und 10 N bei parodontaler Gesundheit für richtig [48, 115]. Den Mittelwert des Sollwertes legte er mit 7 N fest [48].

Haftkonus und Stützkonus

Wie zuvor angedeutet, ist es möglich, parodontal geschwächte Pfeilerzähne mit in den Verbund zu integrieren. So können diese zur Lagesicherung und Kraftverteilung beitragen [118]. Haftanker liegen im Winkelbereich ($\alpha/2$) von 5° bis 6° [48, 79]. Stützanker hingegen haben Konuswinkel von 7° bis 8° , bei diesen ist praktisch keine Haftwirkung mehr vorhanden. Natürlich spielen im Einzelfall die erwähnten Einflussfaktoren wie Legierung, Elastizität der Außenkrone, sprich Wandungsstärke, aber auch die Art des Gusses der Sekundärteile eine Rolle. Zusammenfassend kann man sagen, dass eine herstellungsbedingte Streuung der Haftkraft im Rahmen von 2 N anzusiedeln ist [79].

Winkelvariationen

Da sich der Kegelwinkel aus den jeweils gegenüberliegenden Konuswinkeln zusammensetzt, besteht die Möglichkeit, auch bei stark gekippten Pfeilerzähnen die gewünschte auf den Parodontalzustand abgestimmte Haftkraft einzustellen. So kann der Zahnarzt durch die Winkelvorgabe dem Zahntechniker mitteilen, ob der Zahn als Haftanker oder als Stützanker in die Suprakonstruktion einbezogen werden soll. Damit wird der individuellen Hartgewebssituation der Pfeilerzähne Rechnung getragen [48, 79].

Wie alle herausnehmbaren starr abgestützten Prothesenkonstruktionen müssen auch Konstruktionen mit zylindrischen Doppelkronen zwei Grundeigenschaften besitzen, die sich letztendlich widersprechen. Auf der einen Seite soll der Patient sie leicht einsetzen und abnehmen können, auf der anderen soll eine möglichst feste Verbindung mit dem Restgebiss bestehen. Hierzu merkt *Körber* an, dass zylindrische Teleskope nach dem Funktionsprinzip als zwei unter Reibung ineinander gleitende Hülsen zu betrachten sind. Aufgrund dieser Tatsache können Teleskope nicht gleichzeitig gut gleiten und haften. Die von *Körber* aufgestellte Forderung eines maximalen Toleranzbereichs von 9 µm ist zahntechnisch aus unterschiedlichsten Gründen kaum umzusetzen [48]. Aber auch das Konuskronensystem besitzt Nachteile. Laut *Strub, Türp et al.* gibt es Langzeiterfahrungen nur mit hochgoldhaltigen Legierungen. Die ästhetischen Gestaltungsmöglichkeiten von Kronenform und Abschlussrand sind oft schwierig [96].

2.4 Teleskopkronen

Die Ansichten *Körbers* teilte *Böttger* nicht. Er war der Meinung, dass bei korrekter zahntechnischer Ausführung Friktionsverlust oder gar Überbelastung der Pfeilerzähne beim Ausgliedern des Zahnersatzes nicht auftreten. Viel mehr wird die Hauptmasse des Wurzelfaserbündels kurzfristig belastet. Eine Schädigung des Zahnstützgewebes tritt durch funktionelle Mehrbelastung und die Unfähigkeit desselben, sich anzupassen, auf. Ursächlich sind schlechte Prothesenpassform, Fehler in der Konstruktion des Ersatzes oder Dysfunktion in Okklusion beziehungsweise

Artikulation. Des Weiteren sind konische Primäranker in ihrer Friktion nicht ausreichend. Eine dauerhafte Friktion ist lediglich mit parallelwandigen Doppelkronen zu erreichen und sicher einzustellen. *Böttger* sieht in der Konuskrone eine konstruktionsbedingte Schädigung des marginalen Parodonts. Der divergierende Verlauf, insbesondere bei parallel präparierten Zähnen, bedingt einen dickeren Rand im Vergleich zu parallelwandigen Doppelkronen. Eine Umsetzung der mathematisch berechneten Konuskonstruktion sieht *Böttger* als nicht möglich. Im Frontzahnbereich sind Konuskronen ästhetisch schwierig und häufig unbefriedigend zu gestalten [11].

Für das Teleskopsystem findet sich in der Literatur folgende Definition:

Zwei ineinander gleitende Röhren haben ohne Rücksicht auf ihre Position zueinander wandschlüssigen Kontakt. Vereinfacht kann man auch von einem Kolben-Zylinderprinzip sprechen [11, 79, 81].

Der Definition nach muss man für das Teleskopsystem mit Beginn des Aufsetzens für jedes Innenteil auf sein Außenteil, von der Anfangs- bis zur Endposition einen gleichmäßigen Wandkontakt annehmen. Nimmt man in der Praxis eine gefertigte Teleskoparbeit vom Modell, wird klar, dass diese Forderung nicht erfüllt wird. Setzt man die Außenhüllen auf die Primärteile, so gleiten diese häufig bis ins untere Drittel der Innenteile, bevor sich Friktion zwischen den Geschiebehülsen feststellen lässt [81].

Haftmechanismus von Teleskopkronen

Der Halt parallelwandiger Doppelkronen beruht auf Friktion [109]. Das Wort „Friktion“ leitet sich aus dem Lateinischen vom Substantiv „frictio“ ab. Es bedeutet im Deutschen „Reibung“. Der Begriff „Friktion“ bezeichnet in der Teleskoptechnik eine Übergangspassung [11, 72]. Aufgrund der Reibung eines Körpers mit seiner unmittelbaren Umgebung wirkt auf ihn in Bewegung eine der Bewegungsrichtung entgegengesetzte, also hemmende, Reibungskraft [85]. Zu unterscheiden sind dabei Haftreibung und Gleitreibung. Die Haftreibung erreicht ihren Maximalwert in der Sollposition, welche der Endposition des Sekundärteils entspricht. Das bedeutet also, dass es nach dem Überwinden dieser Position beim Lösen von Primär- und Sekundärteleskop zur Gleitreibung kommt, die bis zur gänzlichen Trennung wirkt [60].

Man unterscheidet zudem die innere und die äußere Reibung. Die innere Reibung ist jedoch bei festen Körpern vernachlässigbar. Teleskopierende Verankerungen weisen Reibung an den beim Fügen von Innen- und Außenteleskop sich berührenden Flächen auf. Ein wirklich flächiger Kontakt kommt nicht zustande. Vielmehr handelt es sich um unebene, herausragende Anteile der Metalloberfläche, sogenannte „Nasen“ [3, 4, 10, 11, 72, 103, 104]. Diese Unebenheiten entsprechen den Stellen mit der höchsten Erhebung und werden durch das Einsetzen und Herausnehmen der Prothese zunehmend abgeflacht (Abbildung 2). Es findet also eine Oberflächenbearbeitung statt [3-5]. *Weigl* und *Becker* sprechen in diesem Zusammenhang auch von Kaltschweißbrücken beziehungsweise Kaltverschweißungen [3, 5, 103, 105], die ein Aufrauen und Zerrüttung an den Oberflächen verursachen. Man erkennt dies an charakteristischen Schleifspuren (Abbildung 3). Diese Oberflächenveränderungen bedeuten zunächst einen Friktionsverlust in der initialen Phase (innerhalb des ersten Jahres) nach Protheseninkorporation durch Einspielvorgänge [11]. Die Gesamtabzugskraft neu gefertigter Prothesen sollte deshalb etwas höher angesetzt werden [10]. Andere Autoren berichten nicht nur von Friktionsverlust, sondern sogar von einer Steigerung der Haftkraft [4, 93].

Die endgültige Friktionseinstellung ist individuell für jeden Patienten vom Behandler vorzunehmen [6, 11] und kann mehrere Sitzungen in Anspruch nehmen. *Bücking* empfiehlt dazu den Einsatz von Chloropercha zur Markierung von Primärkontakten im Außenteleskop [14], nur diese dürfen bearbeitet werden.

Die Friktion ist ebenso wie die Konussollhaftung von unterschiedlichen Einflussfaktoren abhängig, die sich in Teilen ähneln. Neben der zahntechnischen Ausführung können zwei weitere Hauptaspekte, nämlich die klinische Situation im Patientenmund und der materialspezifische Aspekt, ausgemacht werden. Zur klinischen Situation zählen die Anzahl der versorgten Pfeiler, Ausmaße in Länge und Umfang der Innenteleskope, sowie die manuelle Geschicklichkeit der Patienten [11, 16]. *Pospiech* zählt noch weitere sich auf die Friktion auswirkende Faktoren, wie Pfeilerwertigkeit und Art der verwendeten Legierung (Elastizitätsmodul), auf [72]. So sind die Elastizitätsmoduli von nichtedelmetallhaltigen Legierungen (NEM-Legierungen) und goldreduzierten Legierungen etwa doppelt so hoch wie die der hochgoldhaltigen Legierungen. Die elastische Verformung der Außenteile spielt damit bei den NEM-Doppelkronen im Friktionsverhalten eine eher untergeordnete Rolle [98].

Diese Tatsache macht eine Projektion der in der Edelmetallverarbeitung angewendeten Techniken auf die Verarbeitung goldarmer Legierungen nicht möglich [97]. Weiter belegt *Stüttgen*, dass edelmetallfreie Legierungen ein anderes Abriebverhalten als hochedelmetallhaltige Gusslegierungen aufweisen [100], was bei der zahntechnischen Umsetzung beachtet werden sollte.

Neben der Friktion spielt auch die Adhäsion im Haftmechanismus von zylindrischen Teleskopen eine Rolle. Sie resultiert aus den Adhäsionskräften zwischen den Kontaktflächen der Außen- und Innenkrone [4, 5]. Die Adhäsion ist bei gusstechnisch hergestellten Sekundärkronen jedoch nur im geringen Maße an der Haftung beteiligt.

Im Gegensatz zu *Körber*, der definitive Aussagen zur Sollhaftung von Konusankern macht, legt sich *Böttger*, was das richtige Maß an Friktion angeht, nicht durch greifbare Zahlenwerte fest, sondern lehnt dies sogar ab [6]. Die richtige Friktionseinstellung eines einzelnen Ankers ist laut *Böttger* dann gegeben, wenn eine aus Klebewachs am Außenteleskop befestigte Abzugshilfe beim Trennen von Außen- und Innenteil nicht bricht. Dies kann allerdings nicht auf mehrere Anker nebeneinander übertragen werden [6]. Hier kommt es zur sogenannten „progressiven Friktion“.

Grundsätzlich sollte jedes Außenteleskop nach dem Guss beim Lösen vom Innenteil initial einen Widerstand aufweisen, den es zu überwinden gilt. Voraussetzung für diese Eigenschaft ist laut *Böttger* eine „Reibungs- beziehungsweise Übergangspassung“ [11]. Eine gute Einstellung der Friktion auf der Basis des Gipsmodells ist auch bei langjähriger Routine des Technikers schwierig [11] und obliegt den Erfahrungswerten des Zahntechnikers [6, 103, 104]. Die Friktion ist, wie bereits erwähnt, nach Auffassung *Böttgers* individuell für jeden Patientenfall einzustellen [10, 11]. Nach *Becker* ist eine Einstellung des Zahnersatzes auf einen bestimmten Abzugswert nur mit erheblichen Aufwand zu bewerkstelligen [6].

Laut Untersuchungen von *Hagner, Hültenschmidt et al.* ist bei der Produktion zylindrischer Teleskope besonderes Augenmerk auf Oberflächenbeschaffenheit und Parallelität zu legen. Diese Faktoren beeinflussen sowohl das Friktions- als auch das Verschleißverhalten weitaus mehr als die verwendete Legierung. *Hagner et al.* erachteten bei der Verwendung mehrerer Teleskope in einer Prothese ein Einstellen der Abzugskraft pro Doppelkrone von 1 N bis 3 N als sinnvoll [35].

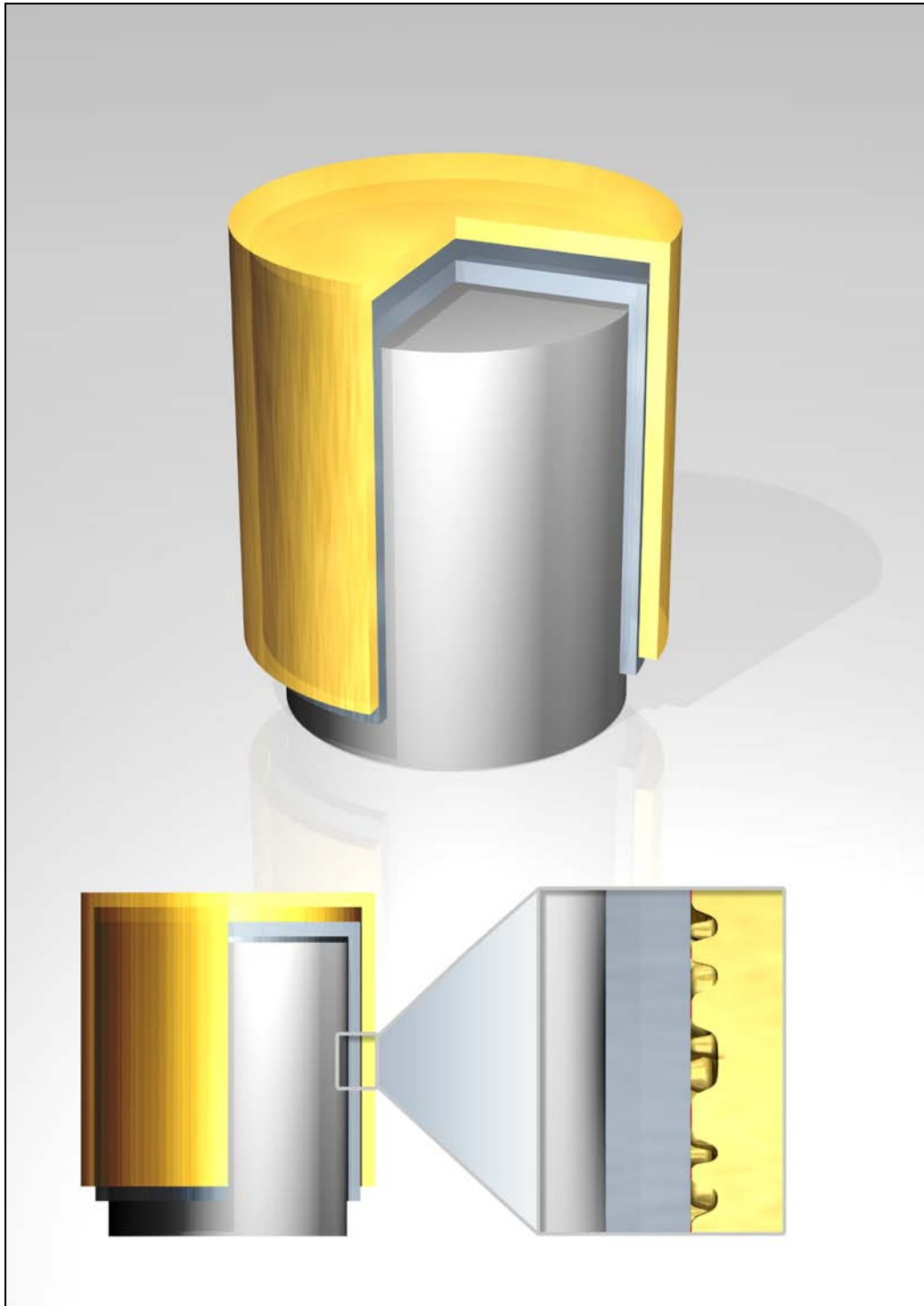


Abbildung 2 Prinzip der Friktion von parallelwandigen Doppelkronen in Anlehnung an Stüttgen; Schleifspuren entstehen auf der Oberfläche der Primärteile durch „Nasen“ (hier rot dargestellt)



Abbildung 3 Zylindrisches Primärteil mit gut sichtbaren oberflächlichen Riefen nach erfolgten Abzugsversuchen

Passung und plastische Verformbarkeit der Legierung

Wie oben bereits erwähnt ist für *Böttger* die Übergangspassung Grundvoraussetzung für die Friktion parallelwandiger Doppelkronen. Unter dem Begriff „Passung“ ist laut ISO Norm (International Organization for Standardization) die Beziehung zwischen Innenteleskop und Außenteleskop zu verstehen, die sich aus den unterschiedlichen Abmessungen der Teile ergibt. Nach dem Fügen ist sowohl ein Übermaß von Innen zum Außenteil und damit eine Presspassung als auch eine Spielpassung möglich. Laut *Böttger* ist jedoch beides unbrauchbar [11].

2.4 Resilienzteleskope

Eine weitere Variation der teleskopierenden Doppelkrone ist das von *Hofmann* und *Graber* 1966 vorgestellte Resilienzteleskop [108]. Diese Art der Doppelkrone berücksichtigt den Resilienzunterschied zwischen den Stütz- beziehungsweise Haltezähnen und dem Tegument. Damit fehlt gleichzeitig der definierte okklusale Anschlag. Hierbei handelt es sich um ein System von Außen- und Innenteil, welches ganz bewusst mit einer Spielpassung hergestellt wird und damit keine Friktion aufweist [103, 109]. Unter Spielpassung versteht man, dass nach dem Fügen der Teile ein minimaler Freiheitsgrad vorhanden ist [11]. Ein okklusaler Spalt resultiert aus dem fehlenden okklusalen Stopp. Die Spalthöhe wird durch die Schleimhautresilienz limitiert. Bei okklusaler Belastung findet ein Hineingleiten der Primärkrone in die Außenkrone um den Betrag statt, um welchen die Schleimhaut komprimiert wurde. Der Spalt zwischen Matrize und Patrize spiegelt demnach den Resilienzweg wieder. Angewendet wird diese Technik bei Cover-Denture-Prothesen im stark reduzierten Lückengebiss [118] mit maximal vier Pfeilerzähnen [40]. Laut *Jung* handelt es sich um ein stark reduziertes Lückengebiss, wenn in einem Kiefer des Patienten nicht mehr als drei bis vier parodontal geschwächte Zähne vorhanden sind [71]. Des Weiteren erweitert *Hofmann* den Indikationsbereich auf Patienten, die psychische Schwierigkeiten mit totalem Zahnersatz haben oder auch Patienten, bei denen aufgrund anatomischer Gegebenheiten die Totalprothese insuffizienten Halt aufweisen würde [40].

Pospiech sieht Zähne mit einem Lockerungsgrad II, die mindestens ein Drittel ihrer Wurzel mit Knochen bedecken, als geeignete Resilienzteleskoppfeiler [72]. *Hofmann* erkennt das Einbeziehen von parodontal stark vorgeschädigten Restzahnbeständen in eine prothetische Versorgung als einen klaren Vorteil dieser Versorgungen [40]. *Miller* sieht im Erhalt bereits geschädigter Zähne eine Art biologischen Stabilisator für Prothesen und damit eine Möglichkeit, sie als Verankerung zu nutzen [62]. Die Cover-Denture-Prothese erlaubt eine geringe Belastung der Ankerzähne bei gleichzeitiger Integration dieser in den Zahnersatz. Die mit Resilienzspielraum gestalteten Doppelkronen sind dem schleimhautgetragenen Zahnersatz zuzurechnen [56]. Somit erfüllt eine solche Prothese den Charakter einer Totalprothese. Aus den genannten Eigenschaften ergibt sich, dass Resilienzteleskope lediglich eine Führungsfunktion haben, mit welcher eine definierte Einschubrichtung ermöglicht wird [40]. Die

prothetische Versorgung erfährt somit eine Lagestabilität gegen horizontal auftretende Kräfte [72, 103].

Im Wesentlichen kommt *Hofmann* zu folgenden Schlüssen:

1. Die auf den Zahnersatz wirkenden Kräfte werden in erster Linie vom gingivalen Tegument absorbiert.
2. Die Doppelkronen übernehmen eine Führungs- und Kippmeiderfunktion.
3. Erst nach dem Aufbrauchen des Resilienzspielraumes erfolgt die Kräfteübertragung auf den Restzahnbestand [7, 40, 71]. Eine abstützende Funktion kann den Doppelkronen mit Resilienz nicht zugesprochen werden [56].

2.5 Hybridteleskopkronen

Schunke stellt in seinem Buch „Doppelkronen: Systeme, Gestaltung, Planung, Fallbeispiele“ fest, dass das Teleskop als solches in verschiedensten zahntechnischen Case-Reports nicht zur Anwendung kommt. Vielmehr wird eine technisch abgewandelte Teleskopform hergestellt [79]. Das Hybridteleskop stellt eine Kombination verschiedener Verankerungselemente dar. Die Vorzüge der zwei Doppelkronensysteme und der gefrästen Geschiebe werden dabei ausgenutzt.

Die Abwandlung ist in verschiedenen Faktoren begründet. So spielen Stumpflänge, Ausdehnung sich berührender Flächen (Berührungspunkte zwischen Sekundär- und Primärteil) als auch die verwendete Legierung eine Rolle. Schließlich beeinflusst auch die Ästhetik die Abwandlung vom eigentlichen Teleskop [27, 80]. *Schunke* stellt in seiner Schlussfolgerung ein zirkuläres 3 mm breites, paralleles Friktionsband am Doppelkronenprimärteil als ausreichend haftkrafterzeugend dar. Jedoch ist jeder Patientenfall individuell zu betrachten [79].

2.6 Galvano-Doppelkronen

Die Galvanotechnik hat in den letzten Jahren des vergangenen Jahrhunderts das Versuchsstadium verlassen und sich als probate Behandlungsmöglichkeit in der

Zahnmedizin bewährt [45, 112-114]. Die Anwendung galvanischer Verfahren ermöglicht die Herstellung von präzisen, biokompatiblen und ästhetischem Zahnersatz [22]. Die Möglichkeit, lunkerfreie Werkstücke mit ebenso gleichmäßig dicken Schichtstärken bei hoher Passgenauigkeit durch direktes Abscheiden auf das Primärteil zu fertigen, machen diese Anwendung für die Doppelkronentechnik interessant [21]. *„Biokompatibilität, bisher unerreichte Passgenauigkeit, spannungsfreie Verbundtechnik, Zementierbarkeit und nicht zuletzt Kosteneinsparungen haben der Doppelkronentechnik aus Galvanokronen in der modernen Prothetik, insbesondere in der Implantat- und Hybridprothetik, zu einem bevorzugten Platz im Therapieangebot verholfen. Die klinische Erprobung ist bestanden, und die Anwendung zählt bereits zum Standard“* [113]. Ebenso sieht *Diedrichs* den Einsatz der Galvanotechnik bei der Herstellung insbesondere bei kombiniert festsitzendem, starr gelagertem herausnehmbarem Zahnersatz als sinnvoll [18].

Historie und Entwicklung der Galvanoformung

Unter dem Begriff „Galvanoformung“ versteht man das elektrochemische Aufbringen von galvanischen Schichten auf einen leitenden Untergrund. Für die elektrochemische Abscheidung werden Elektrolytbäder benötigt [58, 60].

Die Grundlagen der Galvanik stammen von *Luigi Galvani* (1737 – 1798). Als Mediziner beschäftigte er sich mit der Muskelphysiologie und entdeckte zufällig die Kontraktion von Muskelgewebe bei gleichzeitiger Berührung eines Froschschenkels mit Kupfer und Eisen. Er deckte den Zusammenhang zwischen einem Elektrolyten und zwei unterschiedlichen Metallen und damit die Umwandlung von chemischer in elektrischer Energie auf. Damit zeigte er, dass aus elektrochemischen Elementen Gleichstrom zu gewinnen war [18]. Auf dieser Tatsache beruht auch die Funktion einer galvanischen Zelle. Die Umkehrung dieses Prinzips beschreibt die Elektrolyse, welche durch den Verbrauch von elektrischem Strom eine chemische Reaktion forciert [13]. Als Begründer der galvanischen Technik gilt jedoch *Moritz Hermann von Jacobi* (1801-1874), ein deutscher Physiker. Sowohl die industrielle, als auch wirtschaftliche Erschließung des Verfahrens gelang erst nachdem *Werner von Siemens* 1866 die Dynamomaschine erfunden hatte [18].

Die Galvanoformung fand schon in den 80er Jahren des vorletzten Jahrhunderts Anwendung in der Zahntechnik, wenn auch nur zur galvanischen Beschichtung von Gipsmodellen [37]. Die Australier *Roger* und *Armstrong* belegten, dass Galvanoformung seit 1840 in der Zahnmedizin zur Herstellung von mit Kupfer oder Silber galvanisch beschichteter Abformungen eingesetzt wurde [73]. Der Beginn der Herstellung von Teilen für Zahnersatz mit Hilfe von galvanischen Verfahren reicht in die 1960er Jahre. 1961 stellten *Rogers* und *Armstrong* Goldmatrizen für Inlays und Onlays auf galvanischem Wege her [18, 73, 87, 114]. Die Goldunterlagen wurden damals mit einem Goldguss anatomisch komplettiert. Die galvanisch hergestellten Einlagen zeigten äußerst präzise Passung.

Der Verbreitung dieses Herstellungsverfahrens standen lange die hohe Toxizität der Galvanisationsbäder und die unvorhersagbare Brauchbarkeit des Ergebnisses im Wege. Erst die Verwendung ungefährlicherer Gold-Sulfit-Komplexe, so zum Beispiel $(\text{NH}_4)_3[\text{Au}(\text{SO}_3)_2]$ anstelle des bis dahin verwendeten Kaliumdicyanoaurat, schaffte die notwendige Ungiftigkeit. Mit den Gold-Sulfit-Komplexen war es möglich, gleichmäßigere Niederschlagsschichten zu erzielen. Die Qualität der galvanisch produzierten Teile nahm damit zu. Erkauft wurden diese Vorteile mit der geringeren Stabilität und der sich aufwändig gestaltenden Herstellung der Bäder [13]. 1983 patentierte *Wissman* ein cyanidfreies Galvanisationsbad mit dem Platamic®-Verfahren [18, 114]. Das System setzte sich allerdings am Markt nicht durch und verschwand. Erst der Firma Wieland (Pforzheim) gelang es 1989 mit Einführung des Auro Galva Crown® (AGC®) Systems, eine einfache praxisnahe Anwendung der Galvanoformung zu etablieren [53]. Derzeit sind auch zahlreiche andere Hersteller wie Degudent, Gramm, Hafner, Heraeus und Schütz mit eigenen Galvanogeräten auf dem Markt vertreten. Erste Veröffentlichungen zu technologischen Gesichtspunkten zum Thema „Galvanoformung“ erschienen in der zweiten Hälfte der 1980er Jahre [18].

Funktionsprinzip der Galvanoformung

In der Zahntechnik kommen zur Herstellung galvanischer Einheiten Galvanisationsbäder, also Edelmetalle in Form wässriger Lösungen (Ammonium-Gold-Sulfit-Komplexe) und eigens produzierte Leitsalze als Elektrolyte zur Anwendung. Das Elektrolytbad dient als stromleitendes Medium, in welchem die Ionen

von der Anode zur Kathode wandern. Die Anode besteht beispielsweise bei dem hier angewendeten Gerät (AGC® Micro Plus, Fa. Wieland, Pforzheim) aus einem platinbedampften Metallstück (Abbildungen 4, 11). Die Kathode besteht aus der galvanisch zu beschichtenden Form. Der Goldkomplex zerfällt durch Aufnahme eines Elektrons. Das Goldion verliert seine elektrische Ladung und kann nun als Metall abgeschieden werden. Das metallische Gold schlägt sich als dünne Schicht an der Kathode nieder [15].

Da sich ein Verbrauch von Goldionen auf die chemische Zusammensetzung der Galvanisierbäder auswirkt, müssen weitere Zusätze wie pH-Puffer, Stabilisator-, Glanzbildner- und Glanzzusätze eingebracht werden. Letzterer sorgt zudem für eine homogene Galvanoschicht und wird der abgemessenen Badmenge separat vor Inbetriebnahme zugesetzt [13]. Die galvanisch hergestellten Käppchen sind aus Feingold und aufgrund des Herstellungsverfahrens sowohl absolut poren- und lunkerfrei als auch homogen. Feingold ist kalt schweißbar, hervorragend korrosionsbeständig und zudem resistent gegen Säuren, Basen und Salze [18]. Diese Eigenschaften machen es zu einem besonders gewebeverträglichen Material. Die Schichtdicken galvanisch abgeschiedener Werkstücke betragen je nach gewählter Stromstärke und Güte des verwendeten Bades 0,2 – 0,4 mm [60, 112]. Je nach Verfahrensart werden ungefähr 20 µm pro Stunde abgeschieden [60].

Tabelle 4 Beschreibung der Variablen zur Berechnung einer galvanisch abzuscheidenden Masse (m) zu Formel 3

Kürzel	Bezeichnung	Einheit
m	Masse	kg
c	elektrochemisches Äquivalent	g/Ah
I	Stromstärke	A
t	Zeit	h
η	Wirkungsgrad*	--

* Wirkungsgrad (früher Stromausbeute), tatsächlich abgeschiedene Goldmenge zur theoretisch abgeschiedenen Goldmenge

Die abgeschiedene Menge (m) an Feingold lässt sich physikalisch an folgender Formel festmachen:

$$m = c \cdot I \cdot t \cdot \eta$$

[3]

Die Formel leitet sich vom Faradayschen Gesetz ab. Man erkennt die direkte Proportionalität der abgeschiedenen Menge zur Zeit (t) und zur Stromstärke (I) [19].

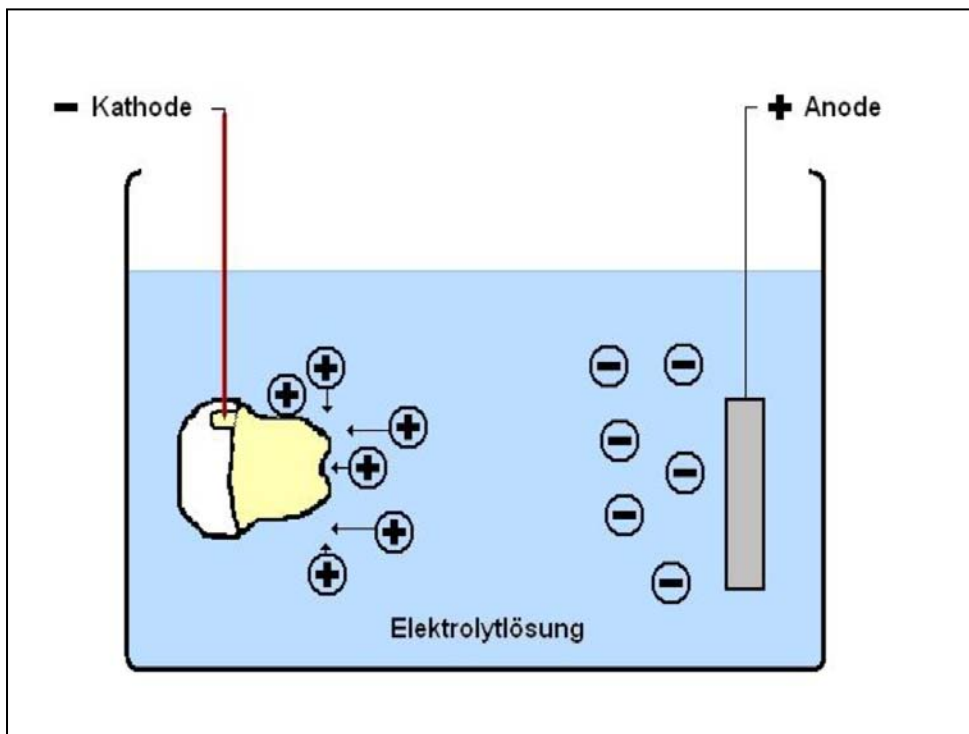


Abbildung 4 Prinzip der Galvanoformung, positiv geladene Metallionen lagern sich an die zu beschichtende Form

Durch den Abscheidvorgang ist ein äußerst feines, amorphes Gefüge entstanden, was auch die im Vergleich zu konventionell gegossenen Feingoldkappchen höhere Härte nach Vickers (HV) von ca. 130 HV verdeutlicht. Die erzielte Vickershärte ist im Herstellungsprozess von galvanisch hergestellten Werkstücken begründet. So entsteht durch die Abscheidgeschwindigkeit der Metallatome (ca. 30 Billionen Goldatome pro cm^2) ein äußerst gestörtes Kristallgitter. Dieses bietet im Vergleich zu einem Feingoldgusskristallgitter einen höheren Widerstand gegen plastische

Verformung [15]. Bei Weiterverarbeitung beispielsweise zu einer keramisch verblendeten Krone wird das amorphe in ein kristallines Gefüge umgewandelt, was ein Absinken auf ca. 40 HV bewirkt. Die Gefügeumwandlung geschieht durch die Wärmebehandlung bei den nötigen Bränden [60]. Der Elastizitätsmodul (E-Modul) der Feingoldkämpchen ist bei weniger als 60 000 N/mm² anzusiedeln. Vergleichsweise besitzen NEM– Legierungen ein E-Modul von 220 000 N/mm² [19].

Haftmechanismus von Galvanodoppelkronen

Begriffserklärung „Tribologie“

Die „Tribologie“ (griechisch: *Reibungslehre*) befasst sich mit Oberflächen und deren Wechselwirkung während deren Relativbewegung zueinander und damit mit Reibung und Verschleiß. Die Lehre von der Tribologie überschneidet verschiedene Wissenschaften wie Maschinenbau, Physik, Chemie und Werkstoffwissenschaften.

Das Zusammenspiel von Primärteil, Speichel und Sekundärteil kann als ein Tribosystem zusammengefasst werden. Das Verhalten der Feingoldmatrize beim Fügen und Lösen ist ein anderes als jenes konventionell hergestellter teleskopierender Doppelkronen [104]. Aufgrund der hervorragenden Passung galvanisierter Feingoldaußenteile kommt es beim Aufschieben und Lösen der Teilprothese zu einem sanften Gleiten [108]. Durch die feine Oberflächenbeschaffenheit ist die Gefahr der Verklemmung minimiert [104]. Der durch den Leitsilberlack entstandene Kapillarspalt wird mit Speichel aufgefüllt (Abbildung 5). So entsteht eine Haftkraft, die sich mit zwei physikalischen Mechanismen erklären lässt:

1. Zum einen entsteht beim Trennen der Teile ein Unterdruck. Dieser muss durch den erwähnten dünnen Spalt ausgeglichen werden. So entsteht ein Strömungswiderstand, den es beim Trennen der Teile zu überwinden gilt [103, 104]. Die Spaltbreite ist nach dem Gesetz von *Hagen-Poiseulle* für die Größe des Widerstandes entscheidend. Konkret bedeutet dies, dass je kleiner der Spaltraum ist, umso mehr Kraft zum Lösen der Teile aufgewendet werden muss.
2. Zum anderen verursacht der Speichelfilm eine Adhäsion an den durch ihn getrennten glatten Flächen. Vergleichend kann hier das bekannte Beispiel der mit Wasser benetzten Glasplatten angeführt werden. Eine Trennung der Platten ist durch Verschieben dieser bei parallel angreifenden Kräften in entgegengesetzter Richtung sehr gut möglich, sehr viel schwieriger jedoch bei senkrecht zur jeweiligen Platte ansetzenden Kräften [105]. Je planer die

Oberflächen, desto mehr Kraftaufwand ist nötig , um die Adhäsion zu überwinden.

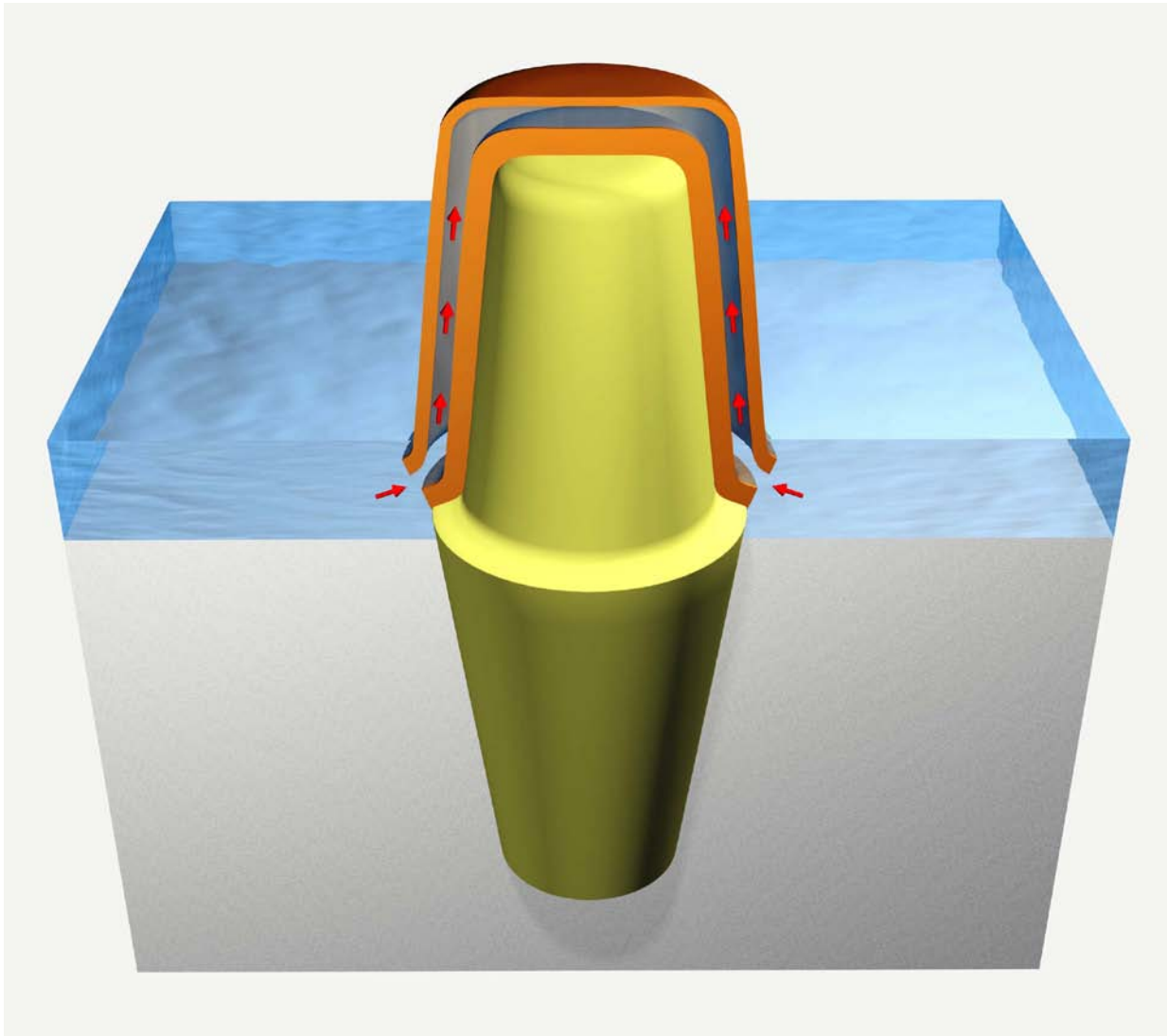


Abbildung 5 Schematische Darstellung des Prinzips der laminaren Strömung (rote Pfeile) beim Abzug des flüssigkeitsumspülten Galvanoaußenteils

Zudem ist zu bemerken, dass auch die Geschwindigkeit, mit der das jeweilige Außenteil vom Innenteil gelöst wird, einen wesentlichen Einfluss auf die aufzuwendende Lösekraft nimmt [25]. Die aufgebrachte Fügekraft beeinflusst die Haftkraft kaum [104].

Vor- und Nachteile von Galvanoteleskopkronen

Die galvanotechnische Herstellung von Sekundärteilen bietet im Vergleich zur konventionellen Gusstechnik reproduzierbare und präzise Passungen [45, 103, 104]. Die klinisch wünschenswerte Haftkraft ergibt sich aus dem mit Speichel gefüllten Kapillarspalt zwischen Außen- und Innenteil. Die resultierende Haftkraft der Prothese ist weitestgehend von mastikatorischen Kräften unabhängig. Des Weiteren ist aufgrund des Haftmechanismus kaum mit Verlust der retentiven Kräfte zu rechnen, was sich sowohl im Tragekomfort des Patienten als auch im Nachbearbeitungsbedarf des Zahnersatzes niederschlägt. Die Einsatzmöglichkeiten der Galvanoformung erstrecken sich auch auf Suprakonstruktionen von implantatgetragenen Prothesen. Hier ist eine absolute Spannungsfreiheit nötig, die mit dem „Passiv fit“ (spannungsfreier Sitz) verwirklicht werden kann.

Vorteile galvanisch hergestellter Sekundärteile:

- Passiv fit [105] ist realisierbar
- höchste Präzisionspassung [18, 72, 105], Fügespalt im Mittel 5 µm [104]
- reproduzierbare Fertigungsqualität [104]
- geringere Anforderung an den Zahntechniker [17]
- hervorragende Biokompatibilität, da reinstes Gold, keine Lunker oder Poren [45, 105, 106, 114]
- geringe Geruchsbelästigung [105]
- keine Korrosion [106]
- kostengünstig [106, 114]
- konstante Haftkraft [106]
- einfache Handhabung für den Patienten [106]

Nachteile:

Tertiärkonstruktionen sind zur sicheren Fassung der dünnen Galvanomatrizen nötig. Daraus könnten ästhetische Kompromisslösungen resultieren. Eine zusätzliche Schwachstelle könnte in der Klebefuge zwischen der Mesostruktur (galvanische Feingoldmatrize) des Teleskopprimärteils und der Tertiärkonstruktion bestehen. Zudem ist die Herstellung durch die nötige Armierung der abgeschiedenen Galvanozwischenenteile mit einem gewissen Mehraufwand (Herstellung der

stabilisierenden Tertiärkonstruktion etc.) verbunden. Um die Vorteile des „Passiv fit“ ausnutzen zu können, ist eine intraorale Verklebung im Mund des Patienten vorzunehmen (Abbildungen 43, 44). Auch dies birgt mögliche Fehlerquellen, die bei konventionell, gusstechnisch hergestellten Außenteilen herstellungsbedingt nicht auftreten.

2.8 Methoden der Abzugskraftmessung

Zur Erfassung von Abzugskräften von Doppelkronen kommen in der Literatur verschiedenste Methoden zur Anwendung. Abzugskraftmessungen fanden zumeist im Rahmen von Verschleißuntersuchungen an Doppelkronen oder an Doppelkronen vor ihrer klinischen Anwendung statt. Folgend aufgeführte Möglichkeiten der Abzugskrafterfassung repräsentieren lediglich einen Ausschnitt der Methodenvielfalt.

Die Untersuchungen von Abzugskräften an teleskopierenden Kronen von *Becker* wurden mit einer aus Industrieteilen zusammengesetzten Balkenwaage bewerkstelligt [3, 5, 6]. Das Verhältnis von Last- zu Kraftarm war 1:1. Beide Armlängen wurden mit ca. 40 cm angegeben. Der Reibungswiderstand des verwendeten Kugellagers war laut Autor vernachlässigbar. Ein Kraftmesser diente der Erfassung der Abzugskräfte [6].

Andere Autoren untersuchten Haftkräfte von Teleskopen an Prothesen vor ihrer Eingliederung. Zur Haftkrafterfassung wurde ein Dynamometer der Firma Bredent verwendet [90]. Das Dynamometer ermöglichte Messungen von Gesamtabzugskräften doppelkronenverankerter Prothesen, unabhängig von der Anzahl der eingearbeiteten Doppelkroneneinheiten. Zur Fixierung der Primärteile am Abzugsteller wurde ein Autopolymerisat eingesetzt. Der manuelle Abzug erfolgte in vertikaler Richtung unter visueller Kontrolle. Mögliche fehlerhafte Messungen könnten durch Verkanten der Primärkronen aufgetreten sein. Die einzelnen Messwerte waren abzulesen [90].

Bayer et al. untersuchten Haftkräfte mit einer Dehnungs-Mess-Streifen-Apparatur [2]. Dazu wurden die Doppelkronen von Hand durch Zug in vertikaler Richtung separiert. Beim Trennvorgang wurde der Griffel mit dem Messstreifen so ausgerichtet, dass die

verwendete Drahtretention (Verbindung zum Teleskopinnenteil) und der Griffel rechtwinkelig zueinander ausgerichtet waren. Die Ausrichtung zwischen Draht und Teleskopeinschubachse und der Abzugsvorgang wurden manuell bewerkstelligt. Abzugsversuche fanden mit und ohne Speichellersatz statt. Mehrfachmessungen dienten der Fehlerminimierung.

In einer experimentellen Studie zum Verschleißverhalten bei Teleskopen von *Hagner et al.* wurde eine eigens hergestellte Verschleißprüfmaschine, die eine parodontiengerechte Befestigung der Probenkörper ermöglichte, verwendet [32, 35]. Durch den Einsatz eines Zwei-Federsystems konnten Kräfte, die beim Einsetzen und Herausnehmen von Teleskopkronen entstehen, federnd aufgenommen werden. Mögliche Freiheitsgrade der Pfeilerparodontien wurden so simuliert [32]. Die Primärkrone wurde mit Palavit G auf den Trägerstumpf befestigt. Die Sekundärkrone konnte durch Anguss einer V2A-Schraube mit dem Probenhalter verbunden. Sowohl die Regulierung der Geschwindigkeit, als auch die Messung der aufgewendeten Kräfte wurde mit einem Computerprogramm gesteuert. Die Aufzeichnung relevanter Daten (Kraft, Weg, Zeit) konnte ebenfalls mittels Computersoftware gelöst werden.

Ohkawa et al. führten in ihrer Untersuchung Abzugsversuche mit einer Universalprüfmaschine der Firma Instron durch [69]. Es sollten darin der Verschleiß und der Einfluss von Kronenhöhe und Konizität auf die Retention von Doppelkronen untersucht werden. Außen- und Innenkrone wurden in eine sich der Einschubrichtung entsprechend selbst justierenden Zwischenapparatur gespannt. Die Befestigung der Primärkronen erfolgte adhäsiv. Die Sekundärkronen wurden mittels Klammern fixiert. Die Geschwindigkeit konnte mit einem Computer gesteuert werden. In einer anderen Studie von *Güngör et al.* wurden Parameter untersucht, die sich auf die Haftkraft von Konuskronen auswirkten. Zur Abzugskrafterfassung diente eine computergesteuerte Universaltestmaschine (Instron 1114) der Firma Instron [34].

3 Material und Methode

Ein nachfolgend abgebildetes Flussdiagramm soll einen groben Überblick der Arbeitsschrittfolge ermöglichen (Abbildung 6). Darin sind die Hauptstationen von der Produktion der Grundlagen bis zur Datenauswertung chronologisch aufgeführt.

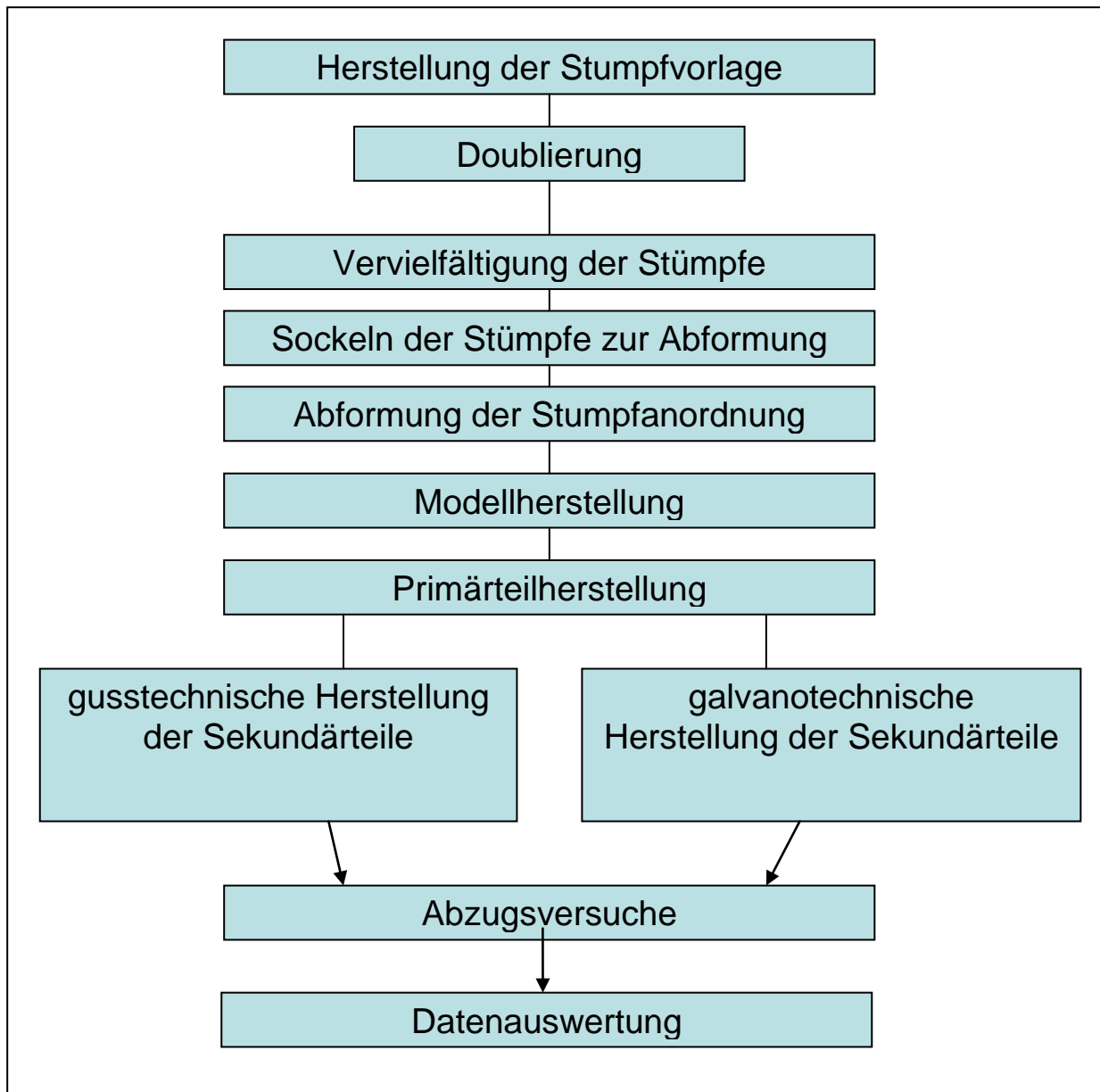


Abbildung 6 Schematische Darstellung einzelner Arbeitsschritte

Zur Durchführung der Versuchsreihen wurden 120 Doppelkroneneinheiten produziert. Die Herstellung sämtlicher Innenkronen erfolgte auf herkömmlichem, gusstechnischem Wege. Die Versuchsdurchführung sollte möglichst realistisch gestaltet werden, deshalb wurde bewusst auf CNC-gefräste (Computerized Numerical Control), vollkommen symmetrische Teile verzichtet und realitätsnahe Stumpfformen generiert (Unterkieferprämolarenstümpfe in drei Längen). Zur Patrizienherstellung diente eine hochgoldhaltige Legierung (BioPortadur®, Fa. Wieland, Pforzheim). Aus der Gesamtanzahl der Einheiten wurden drei Hauptgruppen, unterteilt nach Stumpflänge (5 mm, 7 mm und 9 mm), gebildet, die nochmals in jeweils zwei Untergruppen (Konuswinkel 0°, 2°) gesplittet wurden (Tabelle 5). Nun wurden 60 Sekundärteile mittels galvanoplastischer Herstellung und weitere 60 im konventionellen Gussverfahren gefertigt. Für den Guss wurde die gleiche hochgoldhaltige Legierung, die zur Primärteilherstellung diente, benutzt. Die Abzugskräfte wurden unter Verwendung von künstlicher Speichellösung (Ptyalin, Fa. TMP Tüshaus, Velen-Ramsdorf) *in vitro* anhand eines standardisierten Versuchsaufbaus in einer Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell, Ulm) gemessen. Durch einen vernetzten Personalcomputer mit entsprechender Prüfsoftware (testXpert 7.11/d, Fa. Zwick/Roell) wurde der Versuch gesteuert. Auch die Datenerfassung erfolgte mit dieser Software. Die graphische Darstellung konnte für jeden Abzug mit einem Kraft-Weg-Diagramm im Messprotokoll dokumentiert werden (Abbildung 31). Für jede Doppelkroneneinheit wurden 10 Separationszyklen gefahren, nachdem sie zuvor mit 50 N gefügt wurden. Vor dem Abziehen jeder Außenkrone wurde somit sichergestellt, dass die jeweilige Endposition eingenommen worden war.

Tabelle 5 Einteilung der Prüfeinheiten in Haupt- und Untergruppen

		Hauptgruppen durch ° in Untergruppen gegliedert					
Stumpfhöhe [mm]		5		7		9	
Konuswinkel [°]		0°	2°	0°	2°	0°	2°
Galvano – Probenanzahl N	60	10	10	10	10	10	10
Guss – Probenanzahl N	60	10	10	10	10	10	10
Gesamtprobenanzahl pro Stumpflänge N		40		40		40	
Gesamtprobenanzahl N		120					

3.1 Herstellung der Prüfkörper

3.1.1 Rapid Prototyping - Urstumpfherstellung

Die Abmessungen der Urstümpfe wurden auf der Basis gemittelter Werte realer Stumpfgeometrien aus gängiger Literatur [30, 38, 78] extrahiert. Mit diesen Daten wurden die Grundgeometrien (Abbildung 7) entwickelt. Das Stumpfdesign konnte unter Verwendung eines CAD-Programms (AutoCAD, Autodesk, München) erstellt werden. Die Ur- oder Ausgangsstümpfe wurden mittels Rapid Prototyping, welches die Firma EOS (Eosint 270, Fa. Electro Optical Systems, Kreiling bei München) ausführte, hergestellt. Diese generative Fertigungsmethode erlaubt den additiven, schichtweisen Aufbau von dreidimensionalen Formteilen mittels Laser-Technik aus verschiedensten Materialklassen. Um Geometrien zu produzieren, wird der 3D-Datensatz in einzelne Schichten zerlegt, er wird „gesliced“. Anschließend folgt die Überführung in STL-Datensätze (StandardTriangulationLanguage). Im Fertigungsprozess werden diese einzelnen Schichten mit Hilfe eines Laser-Strahls gefertigt, in dem die Pulverkörnchen punktuell angeschmolzen werden. In der Regel wird das Pulverreservoir auf eine

Betriebstemperatur gebracht, welche knapp unter der Schmelztemperatur des verwendeten Materials liegt. Die mittels Laser zugeführte Energie beträgt also nur noch einen Bruchteil der Aufschmelztemperatur des Werkstoffs [26, 82, 83].

Die produzierten Formen wurden aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Metallpulver direkt versintert. Es wurden Stümpfe in drei verschiedenen Abmessungen produziert (Abbildungen 8, 9).

Urstumpdesign, siehe dazu Abbildung 7:

Stumpflänge: 5 mm, 7 mm, 9 mm

Konizität: 2° (am 5 mm-Stumpf rot eingefärbt)

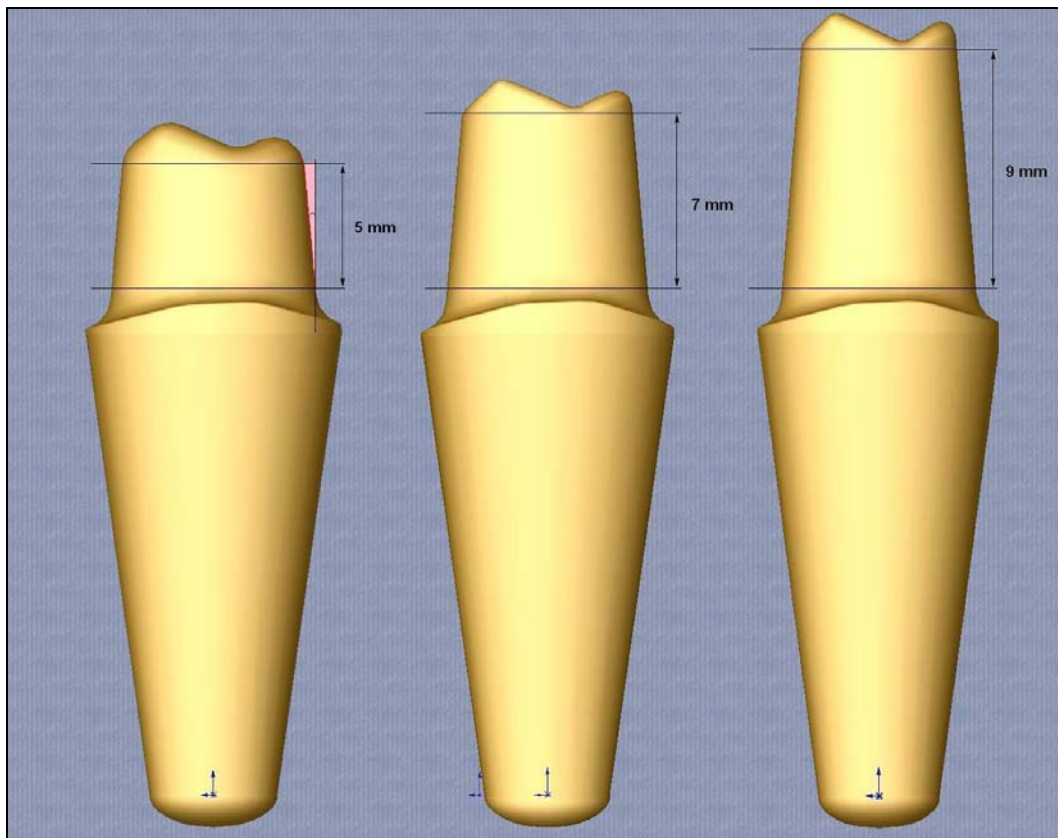


Abbildung 7 Computergeneriertes Stumpfdesign der drei Stumpflängen

Vervielfältigung der Urstümpfe

Diese Urstümpfe wurden nun mittels Doubliermasse (Kontursil, Fa. Siladent, Goslar) vervielfältigt, anschließend in rückstandslos verbrennendes Wachs (Crow Wax Dur, Fa. Renfert, Hilzingen) überführt. Der Gebrauch von verlorenen Köpfen bot sich angesichts der massiven Objekte an. Die Teile wurden in Fünfergruppen eingebettet (Jet 2000, Fa. Siladent, Goslar) und nach Herstellerangaben entsprechend verarbeitet. Die Nichtedelmetalllegierung (Remanium GM 800+, Fa. Dentaurum, Ispringen) wurde in einem Keramiktiegel aufgeschmolzen und im Schleudergussverfahren verarbeitet. Die Gussobjekte wurden mit einer Gipszange ausgebettet. Einbettmassereste am Gussobjekt wurden befeuchtet und mittels Sandstrahlgerät unter Verwendung von zweckmäßigem Strahlgut (Aluminiumoxid der Körnung 125-250 µm) entfernt. Die so reproduzierten Stümpfe (40 Stück pro Stumpflänge) konnten nun als Abbilder präparierter Zahnstümpfe angesehen werden. Die Stümpfe wurden mit SAM-Sockelplatten in Superhartgips (Fujirock, Fa. GC, Leuven, Belgien) gesockelt.

Das weitere Vorgehen entsprach dem des Vorgehens an einem fiktiven Patienten. Es folgte eine Abformung dieser Stumpfanordnung mittels Polyätherabformmasse (Impregum®, Fa. 3M Espe®, Seefeld), wobei ein zuvor angefertigter individueller Löffel aus lichthärtendem Kunststoff (Pekatray, Heraeus Kulzer, Hanau) hergestellt worden war, um die ideale Schichtstärke der Präzisionsabformmasse und damit die Rückstellung einzuhalten. Die Abformungen dienten der Herstellung der Meistermodelle zur Fertigung der Primärteile. Pro Abformung wurden maximal zwei Superhartgipsmodelle erstellt.

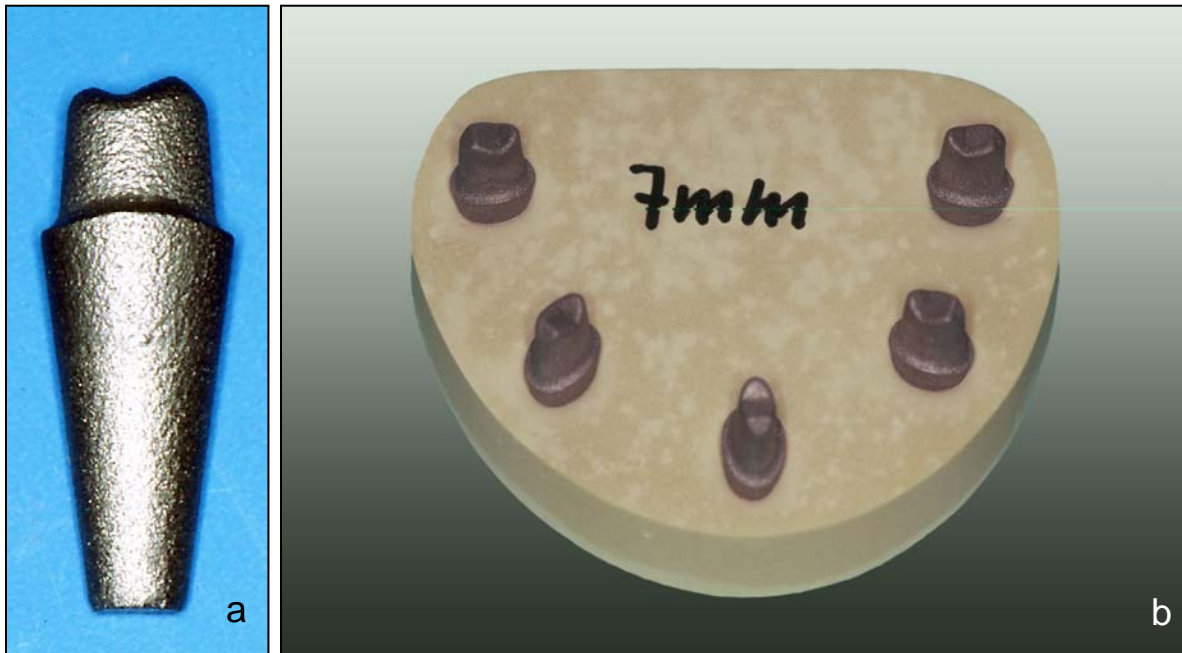


Abbildung 8 a: Detailaufnahme eines Prüfstumpfes mit 5 mm Länge; b: gesockelte Stumpfanordnung, Stumpflänge 7 mm



Abbildung 9 a, b: Nahaufnahme der in Gips gefassten Stumpfduplikate

3.1.2 Primärteilherstellung

Nun folgte die Herstellung der Primärteile mit Konuswinkeln von 0° und 2° . Die Primärteleskope wurden im üblichen Lost-Wax-Verfahren gefertigt. Nachdem der Verlauf der Präparationsgrenzen mit einem graphitfreien Minenstift angezeichnet wurde, konnten die einzelnen Stümpfe nacheinander mit einem Gipshärter (Die Hardener, Fa. YETI, Engen) und anschließend mit Versiegler (Liquicol Versiegelung, Fa. Renfert) dünn bestrichen werden. Nach dem Trocknen folgte das Aufbringen eines Distanzlackes (In-Ceram®, Fa. Vita Zahnfabrik, Bad Säckingen), dem eine aufgespritzte Isolierschicht (YETI Lube, Fa. YETI) folgte. Nach dem Isoliermittelüberschüsse verblasen wurden, folgte der Wachsüberzug der Stümpfe mit einer ersten Schicht im Tauchbad (Tauchwachs twp, Fa. Bredent, Senden). Die Modellation der Primärteile gelang mit einem fräsbaren Wachs (Crow Wax Dur, Fa. Renfert). Zur Fräsung im Parallel-Fräsgewerk (Fräsgewerk F1, Fa. DeguDent, Hanau) wurden Wachspiralbohrer und Fräsen mit 0° und 2° Konizität und abgerundeten Kanten eingespannt (H 364 103.015, RAH 356 RA 103.029, Fa. Komet®, Lemgo). Der Fräsvorgang erfolgte unter geringem Anpressdruck. Auf das Anlegen einer zirkulär präzise verlaufenden Hohlkehle wurde geachtet. Das Wachs wurde auf eine Stärke von ca. 0,50 mm reduziert. Dies konnte mit einem Tasterzirkel (Dial Caliper, Fa. Kori Seiki, Japan) beziehungsweise visuell am Durchschimmern der ersten Tauchbadwachsschicht kontrolliert werden. Die Primärteile wurden in Gruppen zu fünf angestiftet und in Metall überführt.

Für den Guss der hochgoldhaltigen Primärteile wurde BioPortadur® (Fa. Wieland) benutzt. Laut einer In-vitro-Studie von *Hagner, Hültenschmidt et al.*, in der das Verschleißverhalten verschiedener Legierungen untersucht wurde, erwies sich diese Legierung als besonders geeignet [35]. Die Einbettmasse (StarVest® - OPTIMA-2, Fa. Weber Dental, Stuttgart) wurde wie vom Hersteller angegeben verarbeitet. Es handelte sich um eine phosphatgebundene, graphitfreie Einbettmasse. Die Muffeln mit 6,00 cm Durchmesser wurden wie vom Hersteller empfohlen auf Gießtemperatur gebracht. Nach dem Guss wurden die Objekte aus der erkalteten Muffel mit einer Ausbettzange freigelegt. Einbettmassereste konnten mit einem Sandstrahlgerät abgetragen werden (Glanzstrahlgut 50,00 μm , 2,00 Bar). Die Gussobjekte wurden mit einem wasserfesten Filzstift (Fa. Faber-Castell, Stein) unter dem Mikroskop aufgepasst. Um Ungenauigkeiten auffindig zu machen, wurde der Stumpf mit dem

Stift eingefärbt und nun die korrespondierende Primärkrone drucklos auf den Stumpf geschoben. Imperfektionen wurden innenwandig eingefärbt und dann mit einem rotringmarkierten Diamantschleifer (Komet®) beseitigt.

Im Anschluss folgte die Fräsung der Primärteile auf den hergestellten Fräsmodellen mit Hartmetallfräsen (H 356 RGE 103.023, H 364 RGE 103.023 Komet®) und Fräsöl. Für die weitere Oberflächenbehandlung wurde Sandpapier mit einer Körnung von 1000 µm eingesetzt. Die Politur erfolgte mit Gummi- und Silikon-Walzen (9440 C/M/F Komet®) (Abbildung 10). Die Poliereinsätze wurden bei Bedarf jeweils auf 0° beziehungsweise 2° abgezogen.



Abbildung 10 Glanzpolierte zylindrische Primärteile aus hochgoldhaltiger Edelmetalllegierung in den drei Stumpflängen (von rechts 5 mm, 7 mm und 9 mm)

3.1.3 Herstellung der Sekundärteile (Außenteile / Matrize)

Galvanische Herstellung der Sekundärteile

Die galvanische Herstellung der Feingoldmatrizen wurde mit einem Galvanisationsgerät der Firma Wieland (AGC® Micro Plus) realisiert. Der schematische Aufbau des Gerätes soll in Abbildung 11 vermittelt werden.

Vorbereitung zur Galvanoformung

Die Primärteile wurden mit selbstpolymerisierenden Kunststoff (Pattern Resin, Fa. GC) aufgefüllt und gleichzeitig mit einem Sockel versehen, welcher später den Anschluss der Elektrode ermöglicht. Beim Auffüllen mit Kunststoff wurden gleichzeitig Schrauben eingebracht. Diese dienten der besseren Handhabung und erwiesen sich nach dem Galvanisieren zum Lösen der Sekundärteile als hilfreich. Der Kunststoffsockel wurde so angefertigt, dass unterschrittige Bereiche vom Galvanisationsprozess ausgeschlossen waren. Somit reichte der Kunststoff bis an die Stufe des Primärteils. Der Kunststoffsockel war so groß wie nötig und so klein wie möglich zu gestalten, um Strömungsstörungen im Bad, die sich negativ auf das Ergebnis der Galvanisation auswirken konnten, vorzubeugen.

Bohrlöcher von ca. 3,00 mm Tiefe zur Aufnahme der 0,90 mm starken Kontaktkupferdrähte in die Kunststoffsockel waren nötig und befanden sich ca. 1,00 bis 2,00 mm unterhalb des Kronenrandes. Die Bohrungen wurden mit geeigneten Rosenfräsern ausgeführt. Die mit einem Schrumpfschlauch ummantelten Kupferelektroden wurden mit ihren blanken Enden mittels Sekundenkleber in die Autopolymerisat-Sockel geklebt. Überschüsse des Cyan-Klebers wurden vermieden und nach dem Trocknen gegebenenfalls mittels Skalpell entfernt. Durch Überschüsse wären Badverunreinigungen riskiert worden. Die zu galvanisierenden Flächen wurden mit dem vor Gebrauch gut aufgeschüttelten Leitsilberlack mit einem Pinsel gleichmäßig dünn beschichtet. Zuvor wurden sie mittels Alkohol (AGC® Entfetter, Fa. Wieland) entfettet und gereinigt. Das Auftragen des Lackes erforderte ein wenig Übung und handwerkliches Geschick, um ein optimales Ergebnis sicherzustellen. Der Lack fungierte als Platzhalter für den späteren Speicherspalt (Abbildungen 12, 13). Ein aufgepinselter Leitsilbersteg ermöglichte die stromleitende Verbindung von der galvanisch zu beschichtenden Form zur Kupferelektrode. Die Leitschicht wurde deckend aufgetragen, sodass eine gleichmäßige Goldabscheidung sichergestellt

werden konnte. Die Schichtstärke des Lackes beeinflusst die spätere Passgenauigkeit der Sekundärteile und erforderte aufgrund dessen eine saubere Durchführung. Die Lackschichtdicke bewegt sich zwischen ca. 8,00 bis 12,00 μm [20]. Mittels eines Verdünners konnte die Viskosität des Lackes beeinflusst werden. Dieser diente auch als Reinigungslösung für den Pinsel. Der Lack benötigte ca. 15 Minuten zur Trocknung. Auf absolute Trocknung wurde stets geachtet, um einer Badverschmutzung vorzubeugen.

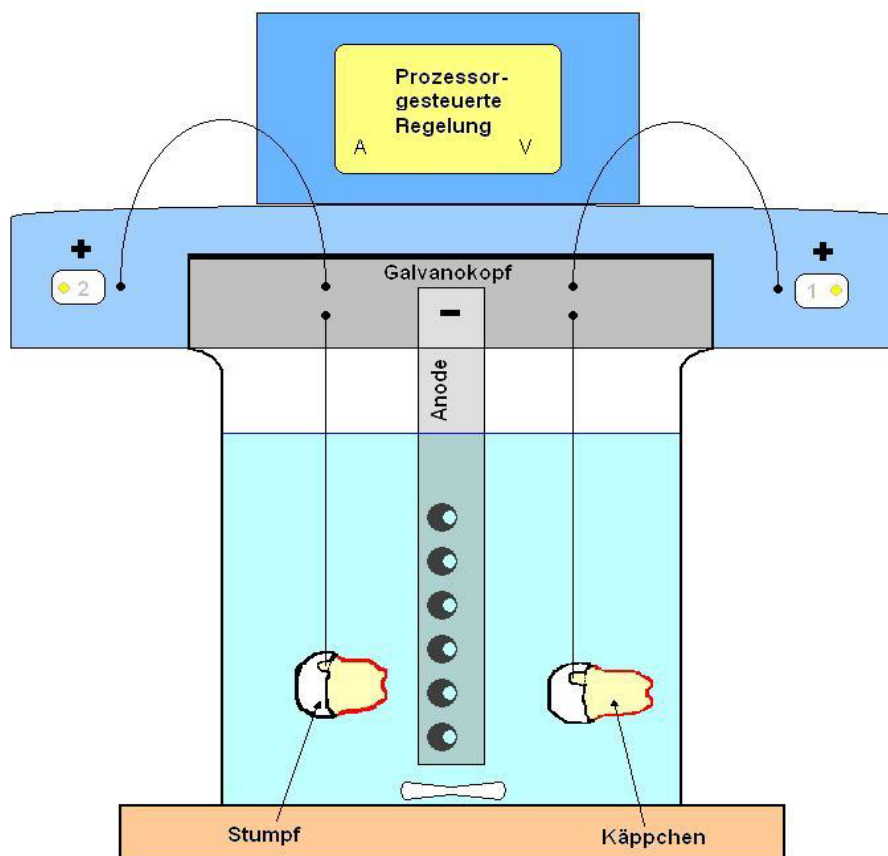


Abbildung 11 Schematischer Aufbau des Galvanisationsgerätes AGC® Micro Plus



Abbildung 12 Leitsilberlackierte Innenteleskope, befestigt an kunststoffummantelten Kupferdrahtkathoden

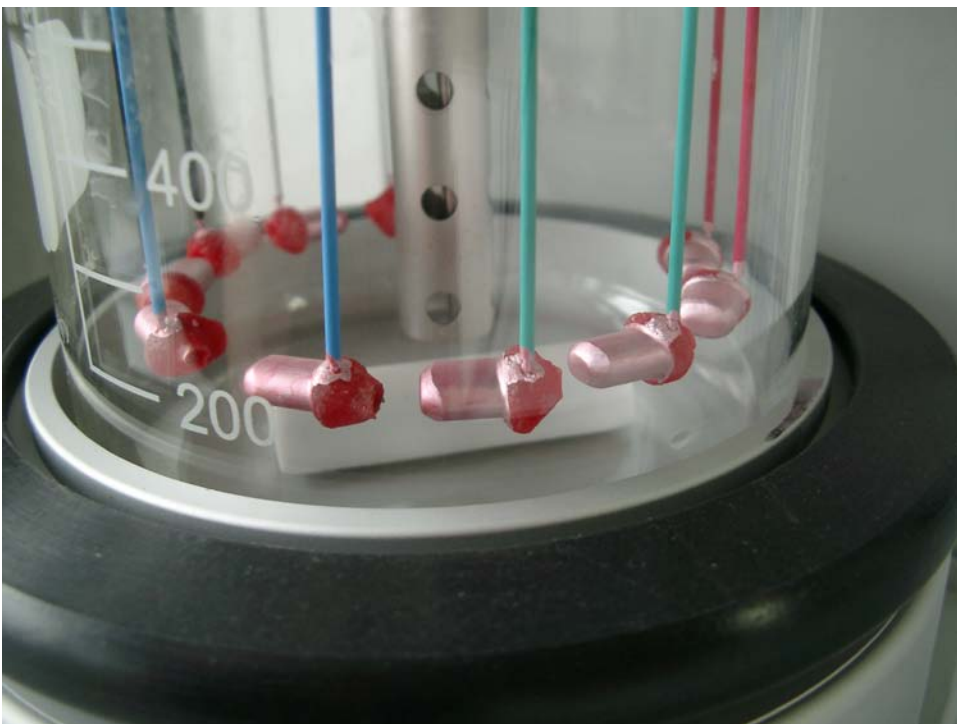


Abbildung 13 Zu beschichtende Teile sind kreisförmig im Becherglas angeordnet, Strömungen und Verwirbelungen können so reduziert werden

Die Menge der benötigten Goldbadflüssigkeit wurde anhand einer dem AGC System beigefügten 3D-Vergleichsschablone bestimmt. Die Vergleichstabelle erlaubte die Wahl zwischen sieben verschiedenen Stromstufen und zwei möglichen Schichtstärken (0,20 mm und 0,30 mm) der zu produzierenden Feingoldmatrizen. Das entsprechende Glasgefäß wurde durch die kalkulierte Badmenge bestimmt und vor dem Befüllen sorgfältig mit destilliertem Wasser gereinigt. In das Becherglas ist der beigelegte Magnetrührer einzubringen. Der Badmenge wurde pro zu galvanisierenden Teil 4,00 ml AGC® Glanzzusatz hinzudosiert.

Start des Abscheideprozesses

Das Gerät „AGC® Micro“ (Fa. Wieland) wurde mit den zu beschichtenden Teilen bestückt und nach Anleitung an die Stromquelle angeschlossen (Abbildungen 12 - 14). Vor dem Starten des Galvanisationsvorgangs musste das Gerät programmiert werden. Die Abbildung 11 skizziert den Aufbau des AGC® Micro Plus Gerätes der Firma Wieland.

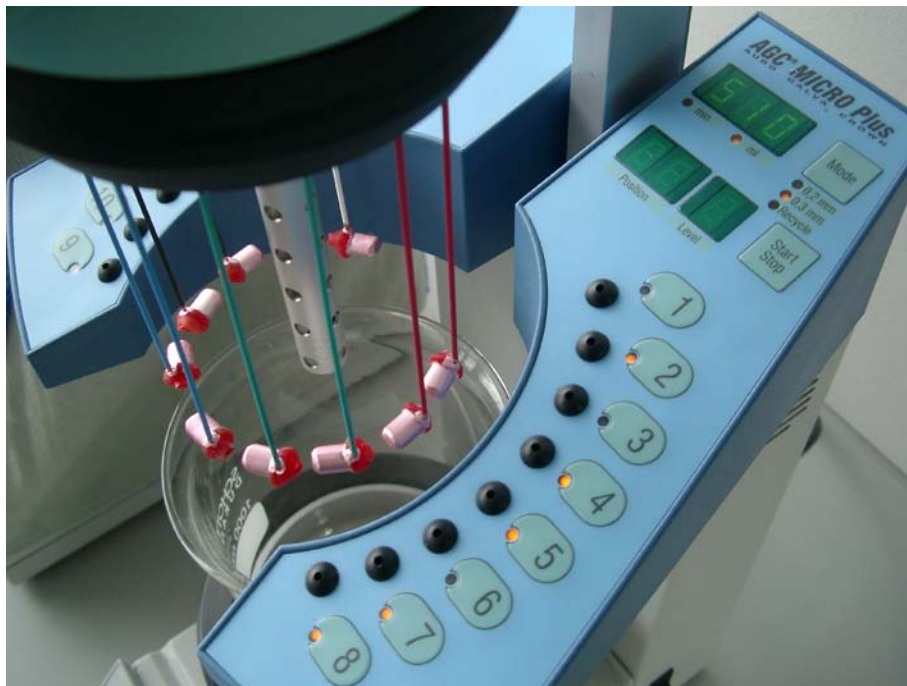


Abbildung 14 Das Gerät AGC® Micro Plus bestückt mit den zu beschichtenden Primärteilen

Ausarbeitung der Sekundärteile

Die folgenden Arbeitsschritte waren im Vergleich zur gusstechnischen Herstellung weniger zeitaufwändig. Die Sekundärteile wurden mit einem Seitenschneider von der Kupferelektrode getrennt. Mittels einer Flachzange konnten die Drähte aus den Pattern-Resin-Sockeln (Pattern Resin, Fa. GC) durch Drehen der Drähte und Ziehen am galvanisierten Stumpf entfernt werden. Zuvor wurden die Kontaktfahnen durchtrennt.

Die entfernten Schrauben werden zum Lösen der Sekundärteile in die Sockel gedreht. Sie dienten nun als Angriffsfläche für den Niethammeraufsatz des Technikhandstücks. Er verursachte durch den Schlageffekt das Lösen der passgenauen Teile. Die Leitsilberschicht musste mittels 30%iger Salpetersäure herausgelöst werden. Abstrahlen ist zu vermeiden, da es zum Abtrag an der inneren Oberfläche und damit zum Aufrauen und somit zum Verlust des Gleiteffektes kommen würde. Zudem kann eine dadurch bedingte Deformation der Feingoldmatrize nicht ausgeschlossen werden. Das Absäuern erfolgte in einem Kunststoffbehälter. Dieser wurde für ca. 10 bis 15 Minuten in ein beheiztes Ultraschallgerät gegeben. Zum Ausarbeiten wurden hauptsächlich Silikonräder oder Gummipolierer verwendet. Die Abbildungen 15 und 16 zeigen galvanisch gefertigte Sekundärteile.



Abbildung 15 Galvanotechnisch hergestellte Außenteile auf ihren dazugehörigen parallelwandigen Primärteilen mit den Stumpflängen 9 mm, 7 mm und 5 mm



Abbildung 16 Galvanogeformtes Sekundärteil mit dazugehörigem 0° Innenteleskop, Primärteilerfläche ist absolut glatt

Gusstechnische Herstellung der Sekundärteile

Nach der Herstellung der Primärteile folgte bei der konventionellen Methode die Herstellung der Sekundärteile mittels Autopolymerisat (Pattern Resin, Fa. GC). Nach der Säuberung der fertiggestellten, hochglanzpolierten Primärteile von Poliermittelrückständen mit Hilfe alkoholgetränkter Papiertücher wurde Modellierkunststoff (Pattern Resin, Fa. GC) in Inseln auf die Innenteile aufgetragen. Diese Vorgehensweise reduziert polymerisationsbedingte Ungenauigkeiten. Nach dem Aushärten wurde mit einer kreuzverzahnten Fräse auf eine gleichmäßige Schichtstärke (ca. 0,40 mm) zurückgeschliffen. Unnötige Hitzeentwicklung beim Fräsen wurde durch geringen Anpressdruck vermieden. Der Modellierkunststoff war möglichst trocken aufzutragen, da ein geringerer Monomeranteil eine bessere Passung verspricht. Dabei wurde besonderes Augenmerk auf die Randbereiche gelegt. Das Pattern Resin (Fa. GC) wurde über die Stufengrenze hinaus aufgetragen, um dann unter dem Mikroskop randkongruent zurückgeschliffen zu werden. Es wurde mindestens vier Stunden mit dem Abheben der Autopolymerisatkäppchen gewartet um eine einwandfreie Passung mit richtig dimensionierter Länge im Randbereich zu

produzieren. Eine Standzeit vor dem Einbetten über Nacht ermöglichte das Verdunsten des Restmonomergehaltes aus den Autopolymerisatköppchen. Im Anschluss wurde eine hauchdünne Wachsschicht über die Pattern-Resin-Sekundärteile gezogen, um mögliche Spannungen durch Quellen des Kunststoffes während der Ausbrennphase beziehungsweise des Depolymerisierens in der Muffel vorzubeugen. Vor dem Anstiften wurden alle Sekundärteile mit einem an der Okklusalfäche befestigten Wachsring (\varnothing 1,00 mm), welcher bei den Abzugsversuchen als Verankerung diente, versehen. Das Anstiften folgte nach der bewährten Balkenmethode, um einen ausreichenden schnellen Zufluss von Schmelze zu gewährleisten. Der Verteilerring hatte eine Stärke von 5,00 mm, die Zubringer einen Durchmesser von 3,00 mm. Die Objekte wurden in Muffeln der Größe sechs jeweils zu zehnt eingebettet (Abbildung 17 a, b).

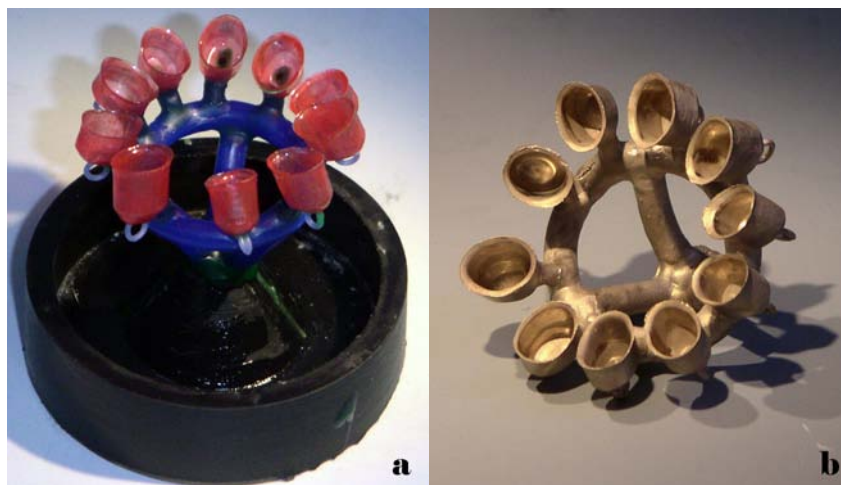


Abbildung 17 a: Angestiftete Sekundärteile zur Herstellung im Lost-Wax-Verfahren mit Abzugshilfen in Wachs; b: gereinigtes Gussobjekt

Um reproduzierbare Ergebnisse zu generieren, wurde das Mischungsverhältnis von Konzentrat und Wasser der Tabelle für Anmischwerte der benutzten Einbettmasse (StarVest® - OPTIMA-2, Fa. Weber Dental, Stuttgart) entnommen (11,00 ml Konzentrat, 22,00 ml Wasser). Das Einbetten erfolgte drucklos. Die Muffeln wurden entsprechend der Herstellerangaben vorgewärmt. Zum Gießen diente die gleiche hochgoldhaltige Legierung (BioPortadur®, Fa. Wieland), die auch bei den Primärteilen vergossen wurde. Die Verarbeitung erfolgte nach Herstellerangaben. Nach dem Vakuum-Druck-Guss wurden die Objekte aus der erkalteten Muffel ausgebettet. Nach grober Säuberung mit der Ausbettzange konnten die Sekundärteile mittels

Glanzperlen (50,00 μm , 2,00 bar) von Einbettmasseresten befreit werden. Es folgte ein 10-minütiges Abbeizen der Metalloxidschicht im Neacidbad (Neacid-Beizgerät, Degussa GmbH, Düsseldorf). Vom Gusskanal abgetrennte Teile wurden kontrolliert. Vor dem Aufpassen erfolgte die Entfernung eventueller Gussungenauigkeiten wie Gussperlen unter dem Stereomikroskop. Die Innenwände der einzelnen Sekundärteile wurden kaum manipuliert, um Verfälschungen bei den späteren Abzugsmessungen zu vermeiden. Die Sekundärteile wurden lediglich auspoliert. Übergänge vom Primär- zum Sekundärteil wurden verschliffen und poliert. Die Abbildungen 18 und 19 zeigen gegossenen Doppelkroneneinheiten. Abbildung 20 zeigt jeweils eine galvanisch und eine gusstechnisch hergestellte Doppelkrone nebeneinander.



Abbildung 18 Gusstechnisch hergestellte Außenteile gefügt auf ihre parallelwandigen Primärteile



Abbildung 19 Gusstechnisch hergestelltes Primärteil mit 0°-Fräsung und korrespondierendem Außenteleskop



Abbildung 20 Galvanoteleskop und Gussteleskop gleiten auf ihre Primärteile

3.2 Messapparatur

Die Messung der Abzugskräfte erfolgte in der Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell, Ulm) (Abbildung 21). Die Prüfmaschine konnte mit verschiedenen Kraftmessern bestückt werden. Ein Kraftaufnehmer für maximal 500 N kam für diese Untersuchung zum Einsatz. Über eine eigene PC-Software (testXpert, 7.11/d, Fa. Zwick/Roell) ließen sich Parameter wie Geschwindigkeit oder Abstand der Basisplatte zur Traverse steuern. Sowohl die Geschwindigkeit als auch der Abstand wurden während der Versuchsdurchführung konstant gehalten. Die Datenverarbeitung erfolgte ebenfalls mit dem PC. Jeder Abzugsversuch wurde mit einem Messprotokoll und einem Diagramm dokumentiert (Abbildung 31).

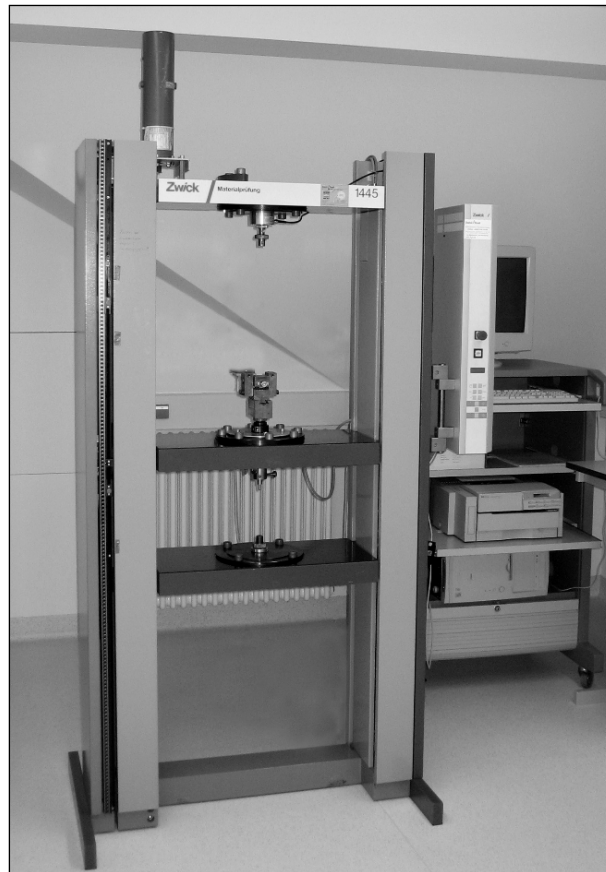


Abbildung 21 Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell)

3.3 Versuchsanordnung zur Durchführung der Abzüge

Die Abbildung 22 skizziert die Versuchsanordnung. Die Metallstümpfe wurden im Gips (Fujirock, Fa. GC) gesockelt und zu Quadern (1,50 x 2,00 cm) getrimmt. Alle Innenteile wurden im Anschluss auf die dazugehörigen Prüfkörper zementiert (Ketac Cem®, Fa. 3 M ESPE). Die Abzugsversuche wurden frühestens nach 24 Stunden durchgeführt, um sicher zu sein, dass der Zement vollkommen ausgehärtet war.

Um die Abzugsversuche unter möglichst realistischen Bedingungen durchzuführen, wurde mit einer künstlichen Speichellösung (Ptyalin neutral, Fa. TMP Tüshaus) das wässrige Mundmilieu imitiert. Eine Begrenzung aus Plattenwachs (Prem® Eco Line, Fa. Merz Dental, Lütjienburg) am Gipssockel gewährleistete, dass Innen- und Außenteil während der Versuchsdurchführung permanent von Flüssigkeit umspült waren. Der Gipssockel konnte mit einer Schraubvorrichtung auf der Grundplatte der Abzugsvorrichtung sicher befestigt werden.

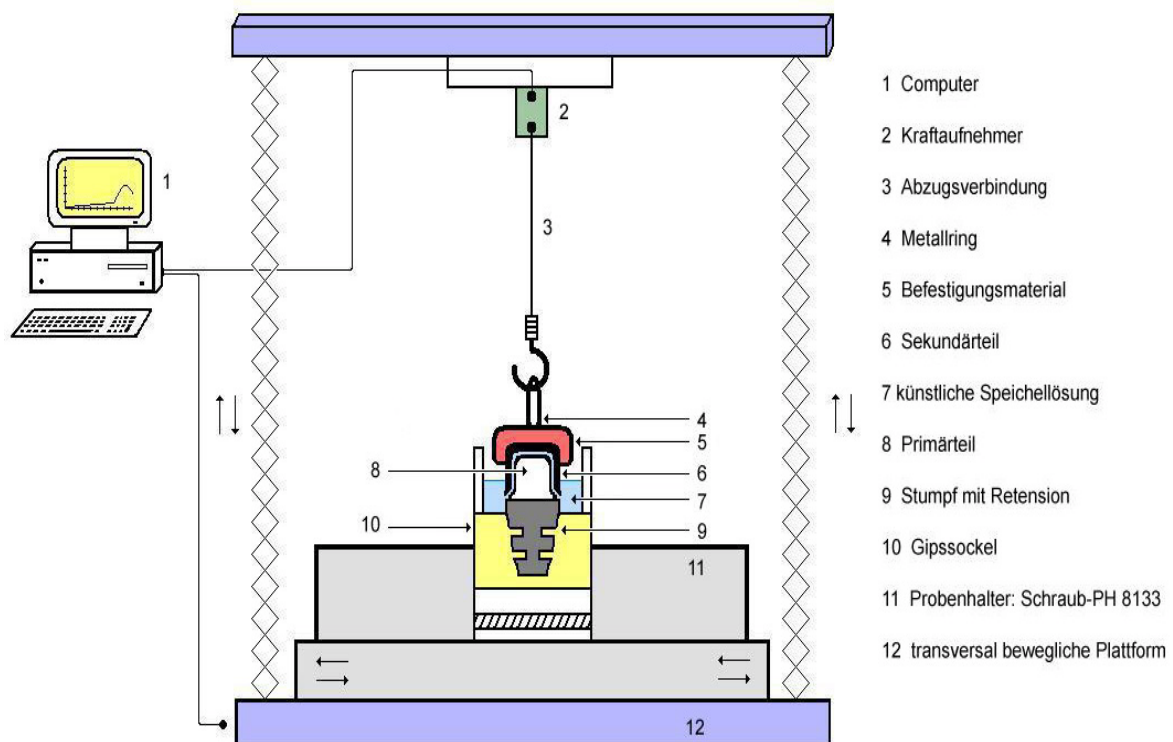


Abbildung 22 Skizzierter Versuchsaufbau zur Messung der Abzugskräfte

Vor der endgültigen Arretierung wurde das Innenteleskop mittels eines Parallelometers in der Horizontalen so ausgerichtet, dass sich alle Seiten im gleichen Winkel zum Lot befanden. Dies stellte sicher, dass die Symmetrieachse der Prüfkörpereinheit und die Abzugsachse während der Versuche identisch waren. Erst dann wurde der Sockel endgültig arretiert.

Die Verbindung zwischen Messdorn und dem Außenteil wurde über eine 1,00 m lange Abzugsverbindung (\varnothing 0,50 mm, Quantum Sea Line, Fa. Quantum Fishing, Tulsa, USA) aufgenommen, an deren Ende ein aus federhartem Draht (\varnothing 1,00 mm remanium®, Fa. Dentaurum, Ispringen) gefertigter Metallhaken befestigt war. Durch die Länge der Abzugsverbindung war es möglich, die Versuche mit konstanter Geschwindigkeit durchzuführen. Das heißt, erst nach Erreichen der gewählten Geschwindigkeit der Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell) fand die Trennung der Doppelkroneneinheit und die Kraftmessung statt. Die Länge der Abzugsverbindung erlaubte es, Horizontalspannungen auf die Teleskopeinheit zu vermeiden und die Selbstausrichtung entlang der Abzugsachse sicherzustellen. Die Abzugsverbindung (\varnothing 0,50 mm, Quantum Sea Line, Fa. Quantum Fishing) übte keinerlei Spannung auf die Prüfeinheit aus. Über eine Metallöse (federharter Draht, \varnothing 1,00 mm, remanium®, Fa. Dentaurum) war der Zusammenschluss zwischen Prüfmaschine und Doppelkrone möglich. Die Metallöse wurde mittels Autopolymerisat (Pattern Resin, Fa. GC) unter dem Einsatz von Metalprimer (Fa. GC) am Außenteleskop befestigt (Abbildungen 23, 24). Dabei wurde darauf geachtet, dass das Autopolymerisat (Pattern Resin, Fa. GC) möglichst die gesamte Feingoldmatrize bis 1,00 mm vor dem Abschlussrand bedeckte, um für maximale Stabilität während der Versuche zu sorgen. Bei den gegossenen Außenteilen wurde die Öse bereits in Wachs berücksichtigt (Abbildung 17) und mitgegossen.

3.4 Durchführung der Abzugsversuche

Die Abzugsversuche wurden für jede Doppelkroneneinheit 10 Mal durchgeführt. Vor dem Separieren der Doppelkroneneinheiten wurden diese jeweils mit 50 N gefügt. Alle Sekundärteile befanden sich somit in Endposition, sodass eine Messung der Abzugskraft über die gesamte Haftfläche sichergestellt werden konnte. Diese konnte mittels Sprühstoßdosierung zum einen in das Doppelkronenaußenteil und zum

anderen in das wachsumrandete Sockelreservoir appliziert werden (Abbildung 23). Erst nach Anwendung des Speichelersatzes wurden die Teile gefügt. So wurden 1200 Separationszyklen durchgeführt. Die eingestellte Geschwindigkeit, mit der die Trennung folgte, betrug 1000 mm/min. Pro Prüfeinheit (Teleskopaußenteil mit dazugehörigem Innenteil) wurden aus den 10 Messungen Durchschnittswerte errechnet.

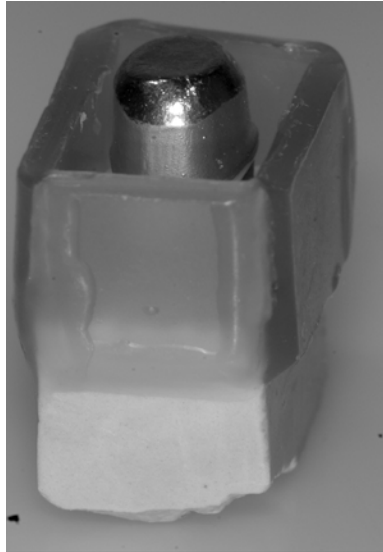


Abbildung 23 Gesockelter Stumpf mit einer Doppelkroneneinheit, Waxwände gewährleisten das Poolen der künstlichen Speichellösung



Abbildung 24 AGC® – Sekundärteil vor einem Abzugsversuch, zu erkennen sind die mit Pattern Resin (Fa. GC) fixierte Metallöse und das wachsbegrenzte Reservoir der künstlichen Speichellösung (Ptyalin neutral, Fa. TMP Tüshaus)

Abzugsgeschwindigkeit

Da die Abzugsgeschwindigkeit die Abzugskraft beeinflusst [25], musste eine geeignete Geschwindigkeit gewählt werden. In Anlehnung an die Mundöffnungsgeschwindigkeit wurde dazu zunächst Recherche betrieben. Die in der Literatur zu findenden Mundöffnungsgeschwindigkeiten differierten. Sie lagen jedoch über der maximal wählbaren Geschwindigkeit der angewendeten Prüfmaschine. Da die Mundöffnungsgeschwindigkeit speziell beim Kauen relevant erschien, wurden eigene Versuche zur Bestimmung dieser durchgeführt. Die Geschwindigkeit war deshalb interessant, da durch klebrige Speisen Zahnersatz mit eben dieser Geschwindigkeit abgezogen werden könnte.

Für die Untersuchung wurden kaugummikauende Probanden gefilmt (Abbildung 25). Anhand einer eingeblendeten Millimeterskala wurde die Wegstrecke (s) zwischen geschlossenen Zahnreihen und der aktiven Mundöffnung ermittelt. Der Überbiss wurde dabei berücksichtigt und direkt am Probanden gemessen. Anhand der Framerate der verwendeten Videokamera mit 25 Bildern pro Sekunde und der Anzahl der Frames zwischen den geschlossenen Zahnreihen bis zur Mundöffnung konnte über einen Dreisatz die Zeit (t) berechnet werden. Mit der aus der Physik bekannten Formel [4] konnte so die Kaugeschwindigkeit (v) berechnet werden. Die entsprechenden Resultate sind unter Abschnitt 4, „Ergebnisse“, zusammengefasst. Die in dieser Studie gewählte Abzugsgeschwindigkeit von 1000 mm/min (1,7 cm/s), entsprach der Maximalgeschwindigkeit der Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell).

Tabelle 6 Variablen zu Formel 4, Berechnung der Kaugeschwindigkeit

Kürzel	Bezeichnung	Einheit
v	Kaugeschwindigkeit	[mm/sec]
s	Wegstrecke	[mm]
t	Zeit	[sec]

$$v = \frac{s}{t}$$

[4]



Abbildung 25 Kaugummikauender Proband zur Bestimmung der Kaugeschwindigkeit mit eingeblendeter Millimeterskala; a: Ausgangssituation mit geschlossener Kiefern; b: maximale Mundöffnung

Die Abbildung 25a zeigt die Ausgangs- (Zahnreihen geschlossen) und Abbildung 25b die Endposition (Zahnreihen aktiv geöffnet). Zwischen den Bildern lagen 3 Frames. Daraus errechnete sich für $t = 3/25$ sec. Die Wegstrecke betrug nach Abzug des Überbisses 10,00 mm. In Formel [4] eingesetzt ergab sich für die Öffnungsgeschwindigkeit $v = 83,33$ mm/sec (8,33 cm/sec).

3.5 Statistische Datenauswertung

Die ermittelten Zahlenwerte wurden in ein Statistikprogramm importiert (SPSS 15.0, SPSS Inc., München) und ausgewertet, nachdem sie zuvor mit dem Programm Microsoft Exel tabellarisch gesammelt wurden (siehe Anhang).

Als Erstes wurde durch einen Korrelationstest der Faktor „Verschleiß“ als Einflussgröße ausgeschlossen. Mit den 12 Untergruppen, die sich aus den einzelnen Parametern wie Herstellungsart beziehungsweise Material des Außenteils, Konizität und Stumpflänge zusammensetzten (Tabelle 5), wurde eine explorative Datenanalyse

durchgeführt. Im Anschluss folgte die induktive statistische Auswertung. Nach Überprüfung von Varianzhomogenität folgte eine multivariate Varianzanalyse (THREE-WAY ANOVA). Zur Ermittlung von statistisch signifikanten Einflüssen kamen TWO-WAY ANOVA Analysen zum Einsatz. Das Signifikanzniveau wurde mit $p \leq 5\%$ als signifikant festgelegt.

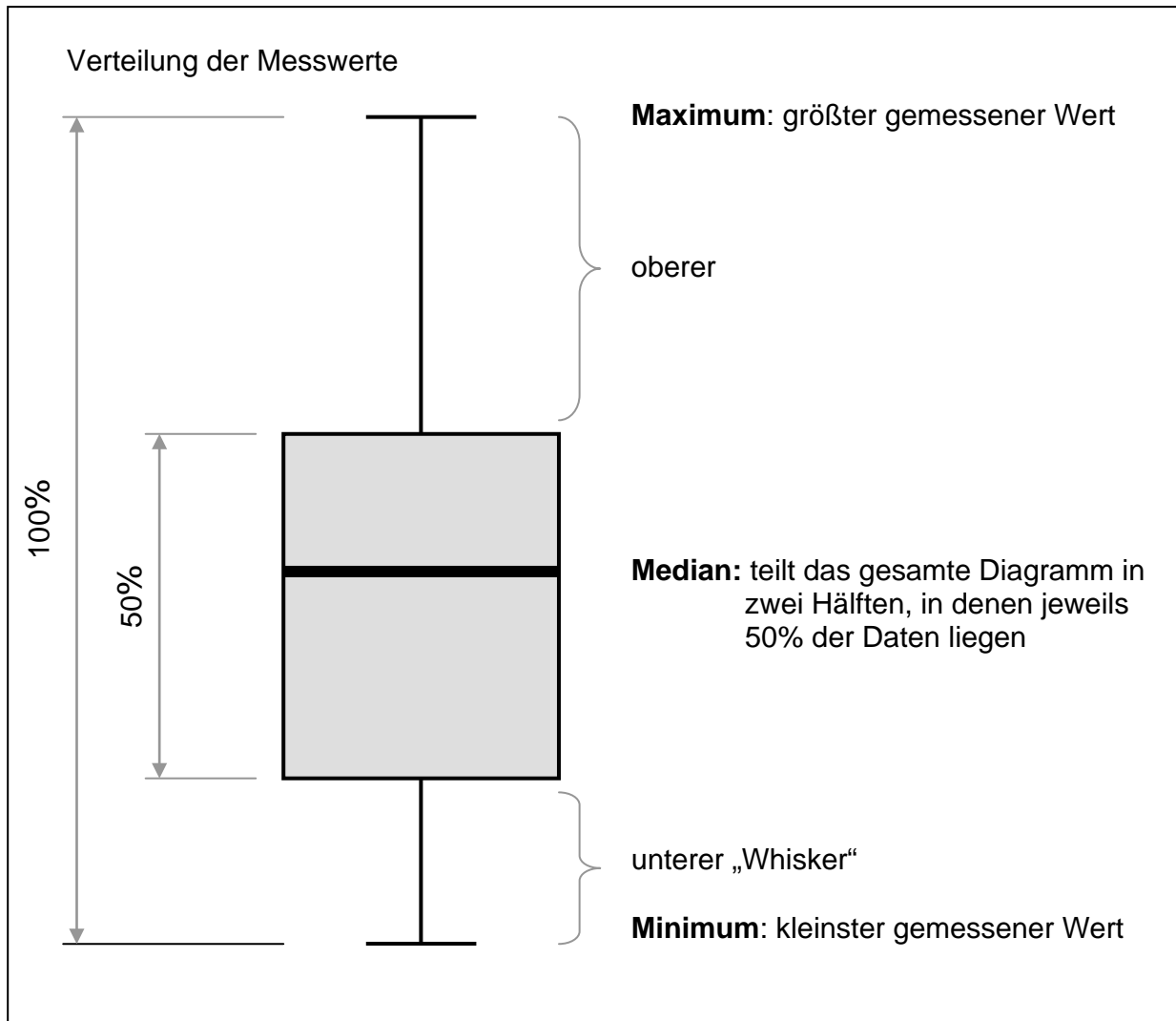


Abbildung 26 Erläuterung zum Aufbau der Boxplotdarstellung

4 Ergebnisse

Abzugsgeschwindigkeit

Nachfolgend sind die Ergebnisse der orientierenden Tests zur Kaugeschwindigkeit aufgeführt (Tabelle 7). Die Berechnung erfolgte wie unter Abschnitt 3, „Material und Methode“, beschrieben.

Tabelle 7 Ergebnisse zu den Untersuchungen der Kaugeschwindigkeit

Proband	1	2	3	4
Frames	4	6	3	6
t [sec]	4/25	6/25	3/25	6/25
s [cm]	1,0	1,5	1,0	0,8
v [cm/sec]	6,25	6,25	8,33	3,33

Die Doppelkroneneinheiten wurden jeweils 10 Separationszyklen unterzogen. So konnten 1200 Abzugskräfte gemessen werden.

Aus statistischer Sicht waren fünf Einflussgrößen zu beleuchten, davon vier feststehende Faktoren und eine abhängige Variable, die Haft- oder Abzugskraft. Zu den vier feststehenden Faktoren zählten das Herstellungsverfahren der Matrize das Material, die Konizität sowie die Stumpflänge, welche maßgeblich durch den „präparierten“ Pfeiler vorgegeben wurde. Der Verschleiß als vierter Faktor spielte in dieser Studie aufgrund der limitierten Anzahl von 10 Abzügen pro Doppelkroneneinheit eine untergeordnete Rolle.

Durchgeführte Korrelationstests nach *Pearson* zeigten vernachlässigbare verschleißbedingte Veränderungen der resultierenden Abzugskraft innerhalb von 10 Separationszyklen pro Doppelkroneneinheit (Tabelle 8). Die Korrelation nach *Pearson* zwischen der Anzahl der Abzüge pro Doppelkroneneinheit (Abzugsnummer) und der Abzugskraft ergab für $r = 0,016$ ($n = 1200$). Mit $p = 0,575$ (α -Level = 0,05) konnte kein signifikanter Unterschied festgestellt werden. Da der Korrelationskoeffizient (r) einen Wert sehr nahe bei 0 lieferte, konnte ein linearer ursächlicher Zusammenhang

zwischen diesen statistischen Größen als vernachlässigbar angenommen werden. Im weiteren Verlauf wurde deshalb der Verschleiß als Einflussgröße vernachlässigt. Die Abbildung 27 veranschaulicht nochmals die Unabhängigkeit.

Tabelle 8 Ergebnisse der Korrelation nach Pearson

		Abzugsnummer	Abzugskraft in N
Abzugsnummer	Korrelation nach <i>Pearson</i>	1	0,016
	Signifikanz (2-seitig)		0,575
	N	1200	1200
Abzugskraft in N	Korrelation nach <i>Pearson</i>	0,016	1
	Signifikanz (2-seitig)	0,575	
	N	1200	1200

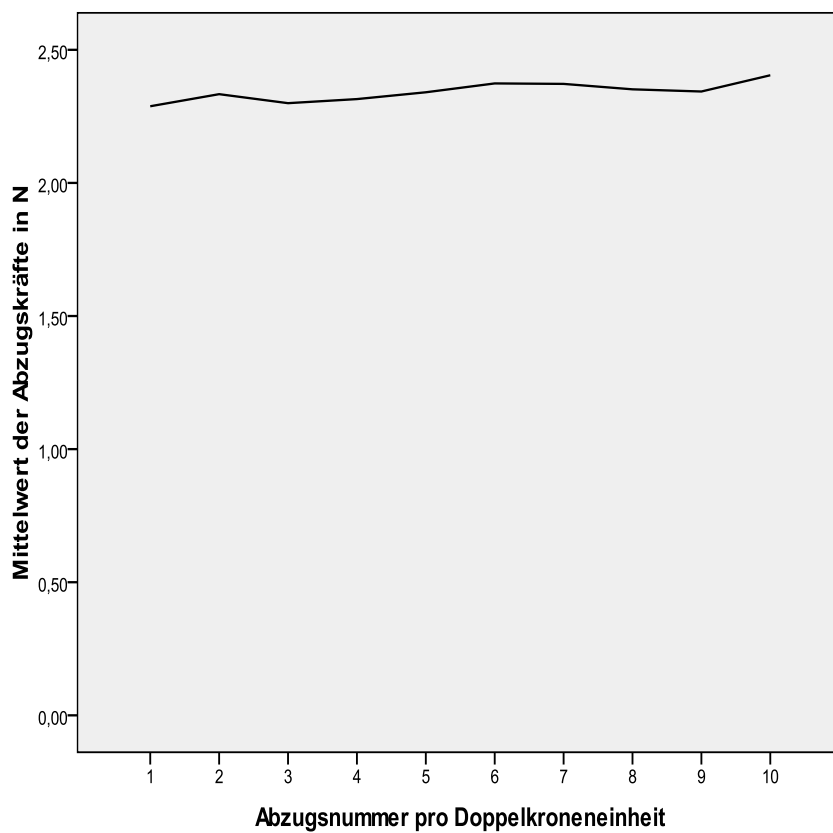


Abbildung 27 Graphische Darstellung zur Veranschaulichung der Korrelation nach Pearson, Mittelwert der Abzugskräfte versus Abzugsnummer

Obwohl keine signifikanten Unterschiede nach Durchführung eines Korrelationstests für alle genannten Faktoren zusammen bestanden, wurde jeder der genannten Faktoren einzeln auf Korrelation geprüft, um etwaige Aufhebungseffekte auszuschließen. Die Korrelationstests konnten jedoch keine signifikanten Unterschiede zwischen den Abzügen aufdecken (Abbildungen 28, 29).

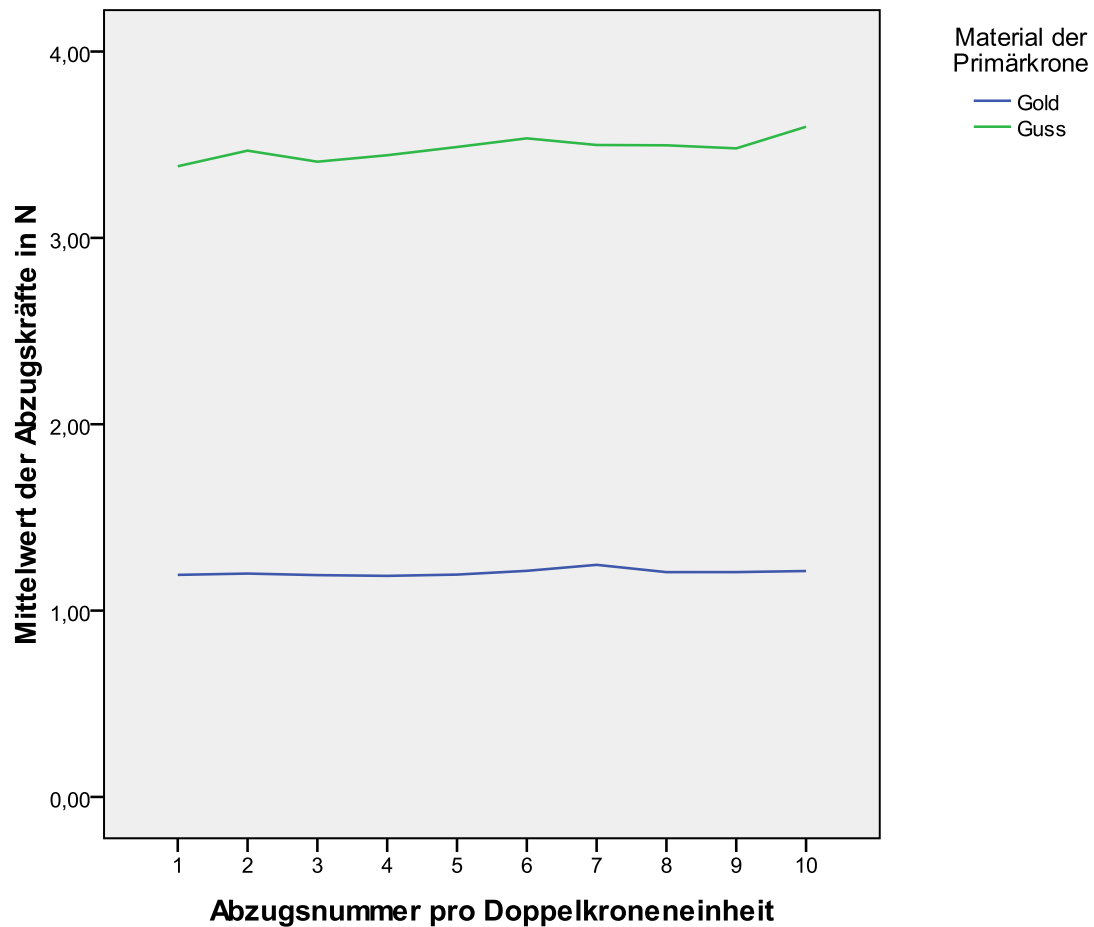


Abbildung 28 Graphische Darstellung der Korrelation nach Pearson bezogen auf das Herstellungsverfahren beziehungsweise das Material der Sekundärkrone; „Guss“ steht für die Gussgruppe, „Gold“ steht für die Gruppe mit den galvanisch hergestellten Sekundärteilen

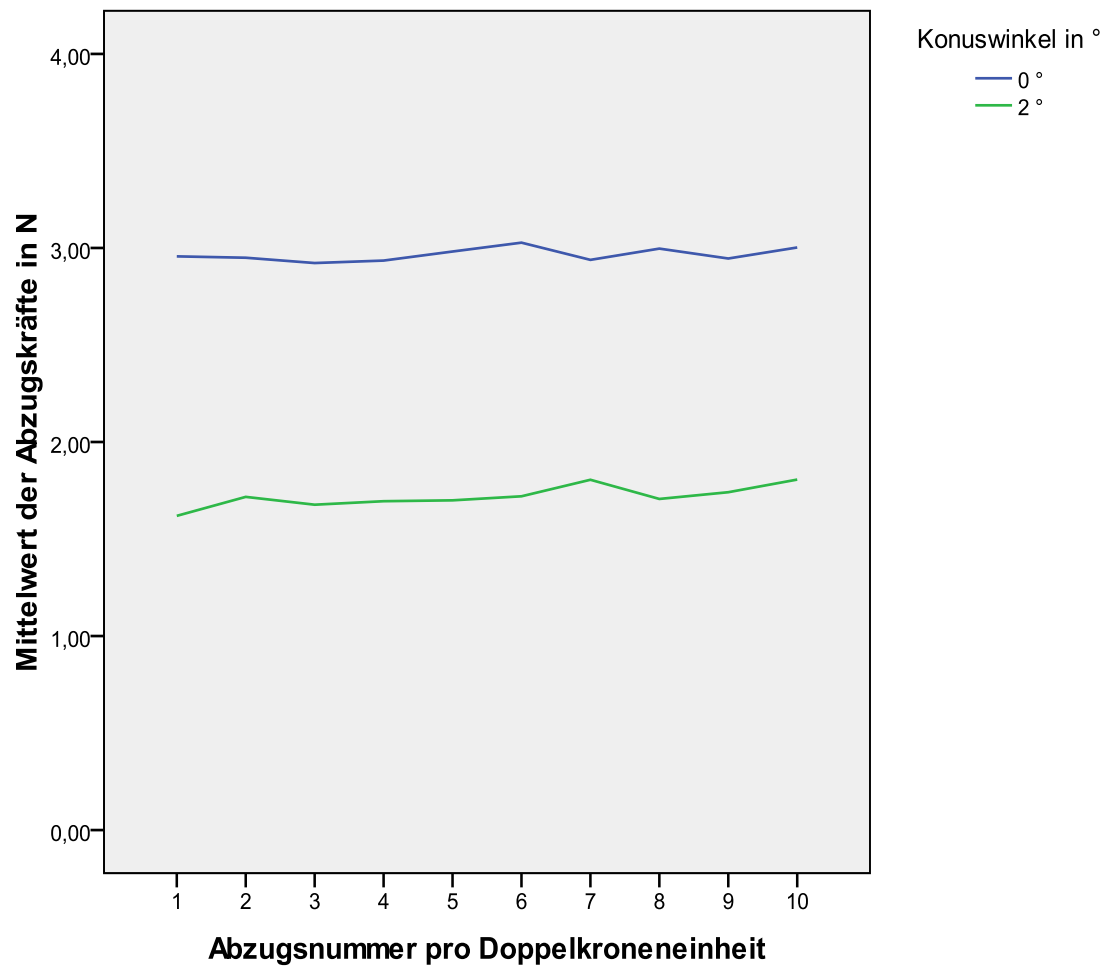


Abbildung 29 Graphik zur Korrelation nach Pearson zu den möglichen Konuswinkeln der Prüfeinheit von 2° und 0°

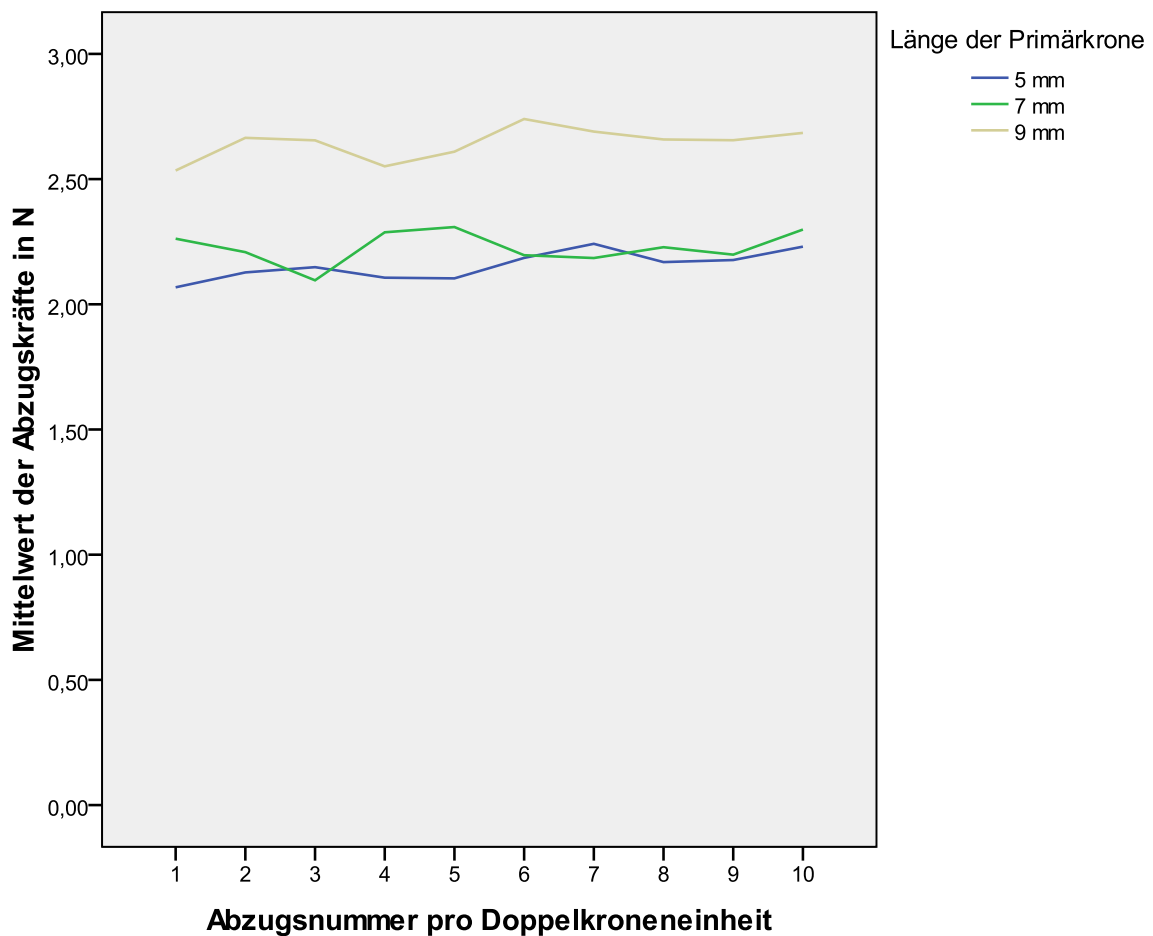


Abbildung 30 Grafische Darstellungen zur Korrelation nach Pearson. Überprüft wurde ob die statistische Größen „Herstellungsverfahren“, „Konuswinkel“ und „Stumpflänge“ kausal mit dem Verschleiß innerhalb von 10 Separationszyklen zusammenhängen

Die Ergebnisse der Korrelation in Bezug auf Verschleiß erlaubten, zu weiteren statistischen Untersuchungen, arithmetische Mittelwerte der Abzugskräfte (aus den jeweils 10 durchgeführten Abzugsversuchen jeder Doppelkroneneinheit) zu verwenden. Die Zahlenwerte wurden somit von 1200 Einzelabzugsmessungen auf 120 Einzelwerte reduziert. Die Messdaten zu den einzelnen Abzügen sind den jeweiligen Tabellen im Anhang zu entnehmen. Es folgt die Beschreibung und statistische Auswertung anhand dieser Daten.

4.1 Deskriptive Statistik

Die dargestellten Kraft-Dehnungs-Diagramme (Abbildung 31) enthalten exemplarisch zwei vom PC graphisch ausgewertete einzelne Abzugsversuche. Die gemessene Kraft in N wurde auf der y-Achse und die Dehnung in mm auf die x-Achse abgetragen.



Abbildung 31 Exemplarische Kraft-Dehnungs-Diagramme aus verschiedenen Messprotokollen der Galvanogruppe bei einem Konus von 2°; blau: 7 mm, grün: 5 mm

Durch die unterschiedliche Gestaltung der Sekundärteile wurde eine Einteilung der Doppelkroneneinheiten vorgenommen. Mit zwei möglichen Materialien, zwei verschiedenen Konizitäten und drei variierenden Stumpflängen ergaben sich 12 Untergruppen. Jede Untergruppe besteht aus 10 Doppelkroneneinheiten. Die Ergebnisse der deskriptiven Statistik wurden in Tabelle 8 zusammengefasst.

Tabelle 8 Statistische Auswertung der einzelnen Testgruppen im Überblick

Testgruppe			Haftkräfte [N]			
Material	Konus	Stumpflänge [mm]	95% KI des Mittelwertes*		Mittelwert	Standardabweichung
			Untergrenze	Obergrenze		
Galvanogruppe	0°	5	0,54	0,81	0,67	0,19
		7	1,19	1,62	1,40	0,31
		9	2,34	2,97	2,65	0,46
	2°	5	0,57	1,39	0,98	0,58
		7	0,42	0,65	0,54	0,17
		9	0,45	1,52	0,98	0,74
Gussgruppe	0°	5	3,65	5,91	4,78	1,57
		7	3,48	5,15	4,32	1,22
		9	2,84	5,10	3,97	1,53
	2°	5	1,55	2,83	2,19	0,89
		7	1,81	3,49	2,65	1,19
		9	2,16	3,78	2,97	1,17

* Konfidenzintervall des Mittelwerts

Aus den Zahlenwerten der 10 Separationszyklen pro Doppelkroneneinheit wurde ein arithmetisches Mittel errechnet. Somit wurden aus 1200 Abzugsmesswerten 120 Einzelwerte gebildet (Abschnitt 11.1.3). Die in Tabelle 8 angegebenen Werte sind errechnete arithmetische Mittelwerte aus den zuvor ermittelten Einzelwerten der 10 Abzugsversuche der entsprechenden Stümpfe. Zur Ergänzung wurde eine Abbildung in Form eines Box- und Whisker-Plots abgedruckt (Abbildung 32).

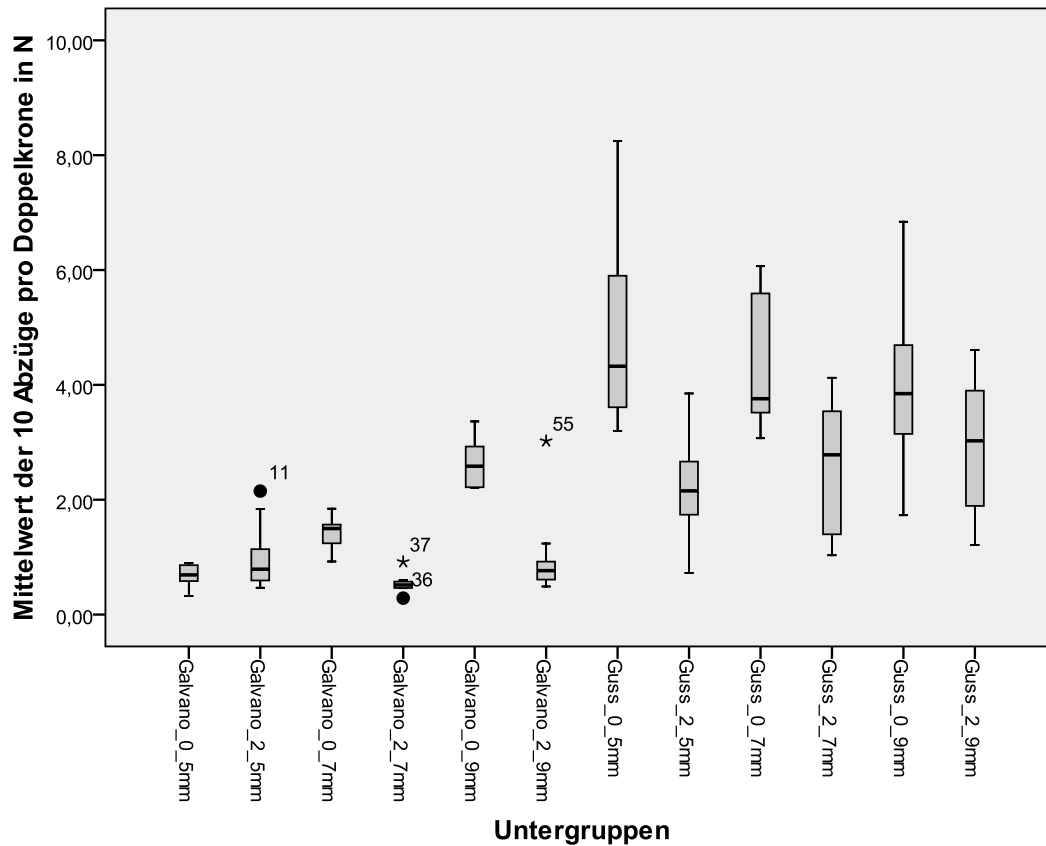


Abbildung 32 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der mittleren Abzugskraft in N. 12 Untergruppen der Doppelkroneneinheiten getrennt nach Herstellungsverfahren, Konizität und Stumpflänge wurden gebildet; „Guss“ steht für die Gussgruppe, „Galvano“ steht für die Galvanogruppe der Doppelkroneneinheiten

Der Box- und Whisker-Plot-Darstellung war zu entnehmen, dass gusstechnisch hergestellte Sekundärkronen bei einem Konuswinkel der Primärteile von 2° oder 0° in ihren Haftkräften größeren Schwankungen unterlagen als dies bei galvanisch hergestellten Doppelkronen der Fall war. Bei galvanisierten Außenteilen konnte keine derart große Streuung beobachtet werden. Generell erzielten gegossene Außenteleskope höhere Haftkraftwerte. Die galvanisierten Sekundärkronen zeigten in den Abzugsversuchen der einzelnen Testgruppen mit 5 mm, 7 mm und 9 mm Stumpflänge weniger Streuung. Die Länge der Primärkrone schien einen stärkeren Einfluss auf die Abzugskräfte der Galvanogruppe als auf die der Gussgruppe zu haben. Im weiteren Verlauf wurden deskriptive Untersuchungen getrennt nach den einzelnen Faktoren „Material“ beziehungsweise „Herstellungsverfahren“, „Konizität“ und „Stumpflänge“ durchgeführt.

Zur Auswertung wurden Mittelwerte aus der Galvanogruppe (n = 60) und der Gussgruppe (n = 60) herangezogen. Die Messwerte sind der Tabelle im Abschnitt 11.1.3 zu entnehmen.

4.1.1 Deskriptive Analyse zum Faktor „Material“

Tabelle 9 Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Material (Herstellungsverfahren)“

Material (Herstellungsverfahren)	Haftkraft [N]				n**
	Untergrenze	Obergrenze	Mittelwert	Standardabweichung	
Galvanogruppe	0,99	1,42	1,20	0,83	60
Gussgruppe	3,08	3,88	3,48	1,54	60

* Konfidenzintervall des Mittelwerts **Anzahl der Doppelkroneneinheiten

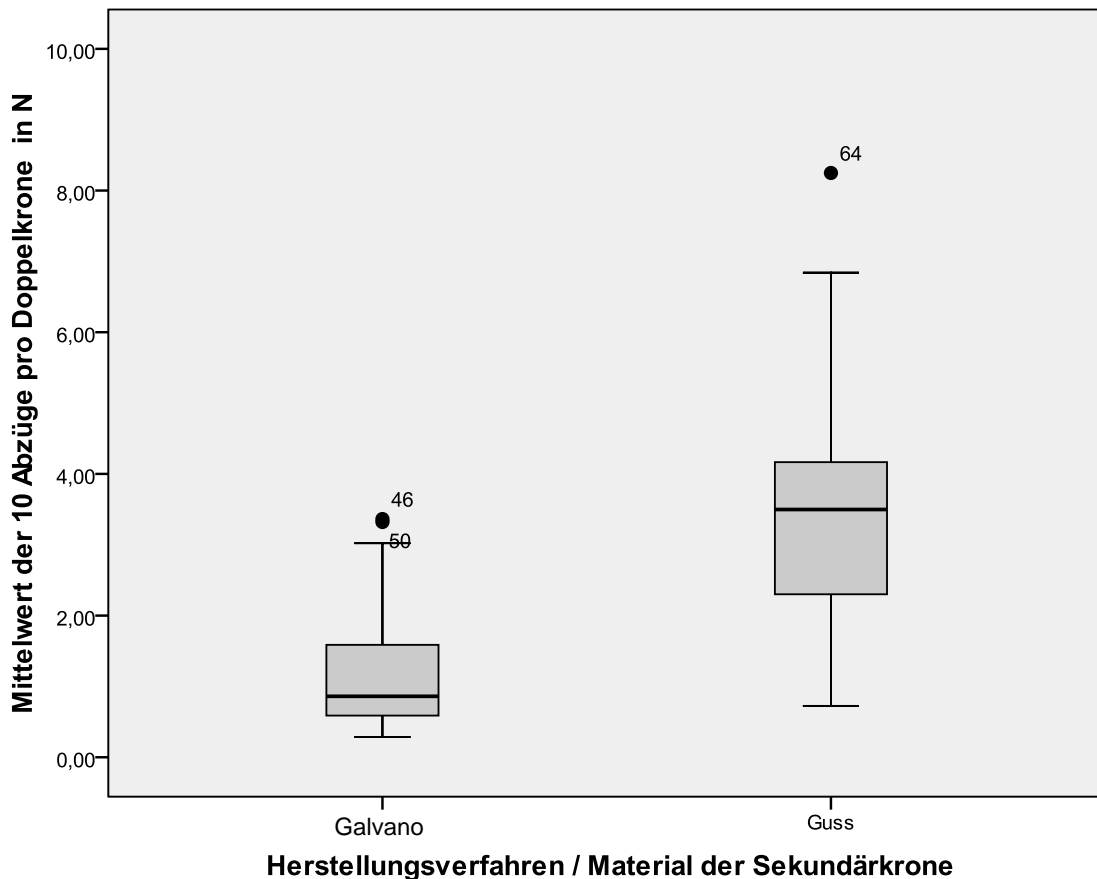


Abbildung 33 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen mit galvano- und gusstechnisch hergestellten Sekundärteilen bei verschiedenen Längen und Konizitäten

Auffällig sind hier die im Vergleich zu Galvanoaußenteilen höheren Haftkräfte. Zudem sind die Werte breiter gestreut. Ausreißer mit deutlich höheren Abzugskräften sind in beiden Gruppen zu finden. Auf Basis der graphischen Darstellung scheint ein Zusammenhang zwischen der gewählten Herstellungsart und den Haftkräften gegeben.

4.1.2 Deskriptive Analyse zum Faktor „Konizität“

Tabelle 10 Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Konizität“

Konizität	Haftkraft [N]				n**
	95% KI des Mittelwerts *				
	Untergrenze	Obergrenze	Mittelwert	Standardabweichung	
0°	2,49	3,44	2,97	1,84	60
2°	1,40	2,04	1,72	1,24	60

* Konfidenzintervall des Mittelwerts ** Anzahl der Doppelkroneneinheiten

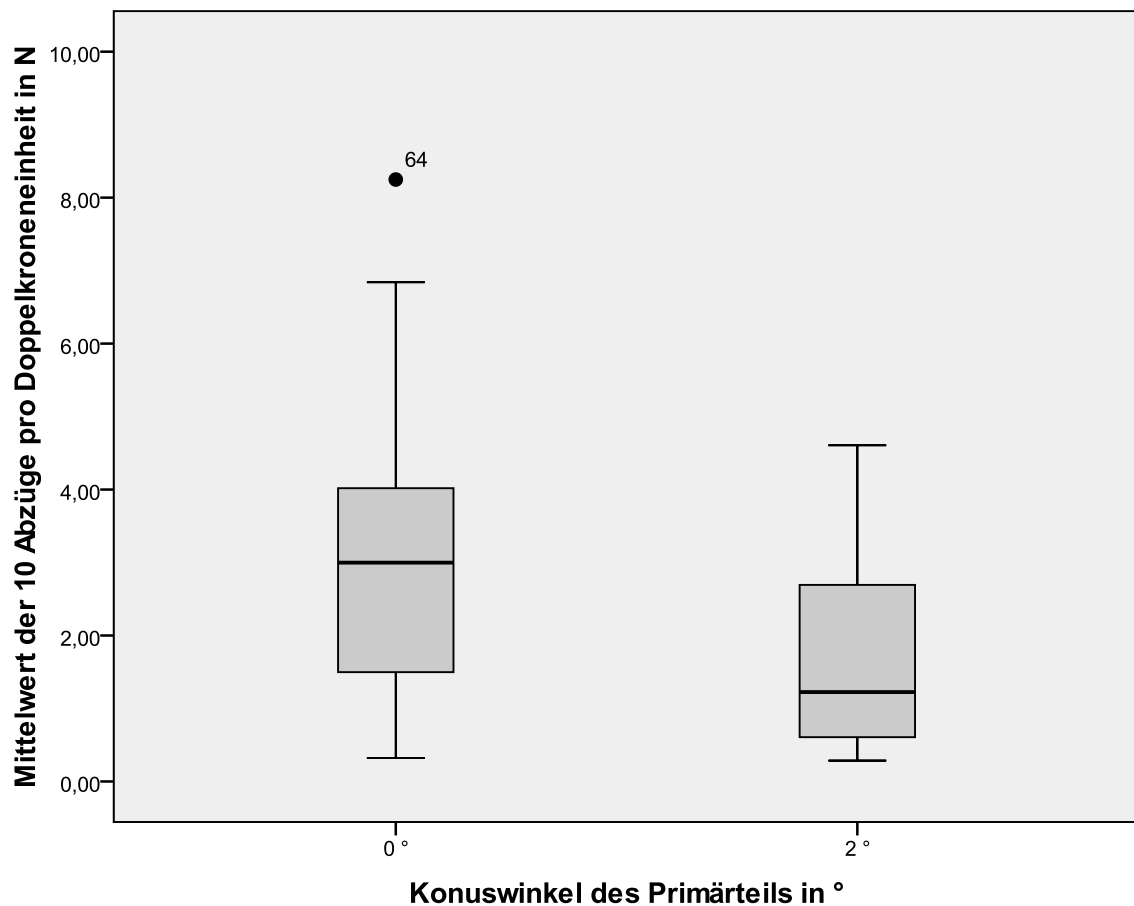


Abbildung 34 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen der Doppelkroneneinheiten in Abhängigkeit der gewählten Konizität

Die gewählte Konizität hatte einen Einfluss auf die Abzugskraft. Auf 0° gefräste Innenteile erzielten augenscheinlich unabhängig vom Herstellungsverfahren und der Stumpflänge größere Haftwerte. Inwiefern jedoch diese Faktoren die Abzugskraft tatsächlich beeinflussten, musste gesondert untersucht werden.

4.1.3 Deskriptive Analyse zum Faktor „Länge der Primärkrone“

Tabelle 11 Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Stumpflänge“

Stumpflänge [mm]	Haftkraft [N]				n**
	95% KI des Mittelwerts *		Mittelwert	Standardabweichung	
	Untergrenze	Obergrenze			
5	1,55	2,76	2,16	1,88	40
7	1,70	2,46	2,23	1,65	40
9	2,17	3,12	2,64	1,49	40

* Konfidenzintervall des Mittelwerts ** Anzahl der Doppelkroneneinheiten

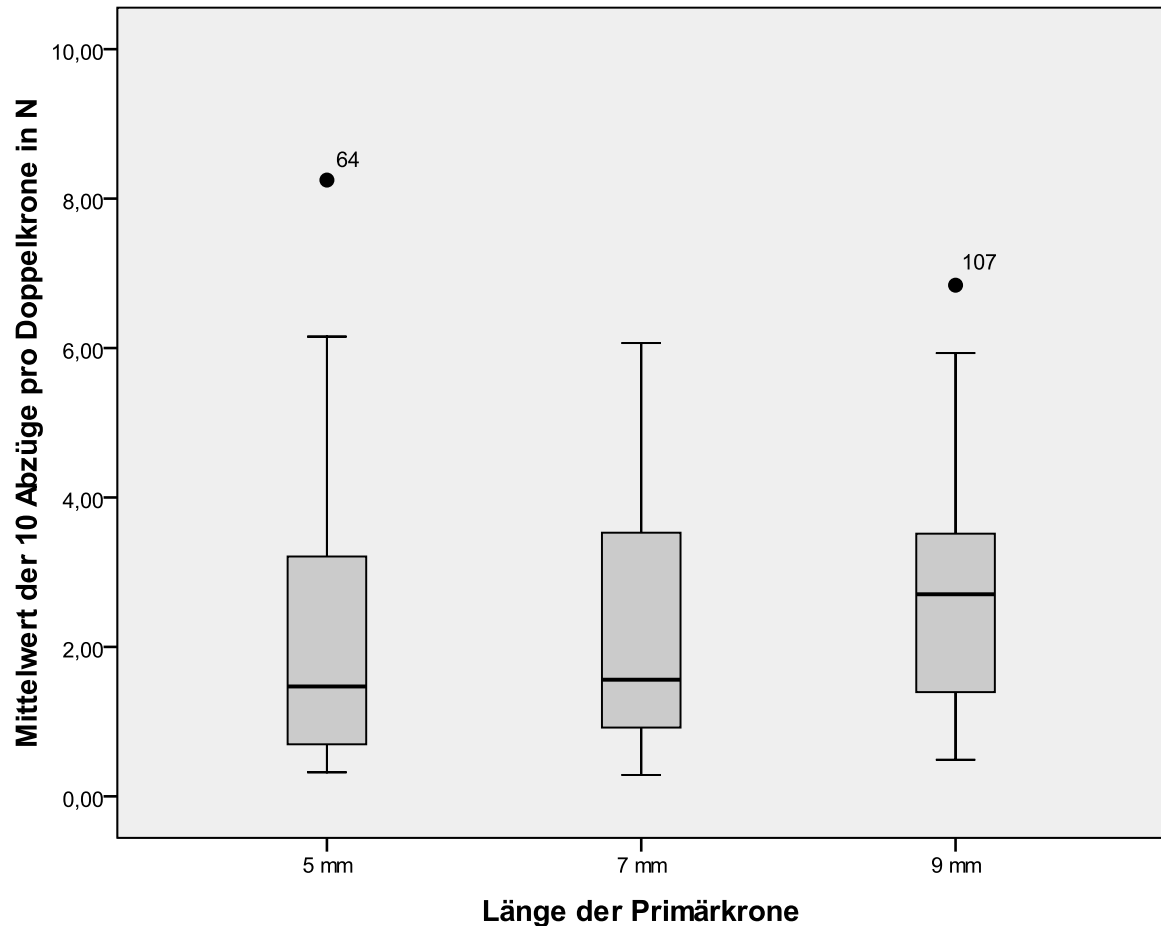


Abbildung 35 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen der Doppelkroneneinheiten in Abhängigkeit von der Stumpflänge

Die Graphik (Abbildung 35) zur Untersuchung des Einflusses der Stumpflänge wies für die drei möglichen Längen eine breite Streuung der Abzugskräfte auf. Ausreißer wurden für 5 mm und 9 mm Stumpflänge ermittelt. 75% der Messwerte aller Stumpflängen waren unterhalb einer gedachten 4 N-Grenze angesiedelt. Führt man sich allerdings die erste Graphik nochmals vor Augen (Abbildung 32) so schien es sinnvoll, die Länge zusätzlich für jedes der beiden Herstellungsverfahren (Material) separat zu untersuchen.

4.2 Induktive Statistik

Nachdem der Verschleiß als Einflussgröße wie oben gezeigt (Korrelation nach *Pearson*), vernachlässigt werden konnte, blieben nunmehr drei Faktoren zurück, die es galt statistisch zu untersuchen. Hierzu wurde zunächst eine multivariate Varianzanalyse (THREE-WAY ANOVA) durchgeführt. Diese setzte sich aus sieben Signifikanztests zusammen: je ein Test für jede der drei Einflussgrößen (ONE-WAY ANOVA), je ein Test zur Interaktion von zwei Faktoren (TWO-WAY ANOVA) und ein Test zur Interaktion von allen drei Faktoren zusammen. Wie man in Abbildung 32 erkennen kann, präsentierten sich die erfassten Daten sehr unterschiedlich.

Zu sehen war, dass die Streuung der Haftkräfte von galvanogeformten Außenteilen geringer ausfiel als jene der Gussgruppe. Die Sensitivität der THREE-WAY ANOVA war aufgrund der hohen Unterschiedlichkeit zwischen Guss- und Galvanogruppe als eher gering einzustufen.

Deshalb erschien es sinnvoll, mehrere TWO-WAY ANOVA-Tests der THREE-WAY ANOVA anzuschließen. Dazu wurden die Doppelkroneneinheiten nach dem Herstellungsverfahren in zwei Gruppen unterteilt und getrennt statistisch untersucht. Bei dieser Prozedur könnte es zu einer ungewollten Zunahme von falsch-positiven Ergebnissen gekommen sein. Im Rahmen dieser Studie sollten allerdings möglichst viele Effekte durch die angesprochenen Einflussgrößen auf die resultierende Abzugskraft untersucht werden. Aus diesem Grund wurde eine mögliche Erhöhung von falsch-positiven Resultaten, was einen Anstieg von Fehlern 1. Art entspräche, einer abgeschwächten Sensitivität, wie sie bei der THREE-WAY ANOVA besteht, vorgezogen.

4.2.1 Multivariate Varianzanalyse - THREE-WAY ANOVA

Die Ergebnisse der THREE-WAY ANOVA wurden in Tabelle 12 dargestellt. Für das Herstellungsverfahren beziehungsweise das Material der Außenkrone und der gewählten Konizität konnten statistisch signifikante Unterschiede für die Abzugskraft ermittelt werden ($p < 0,001$). Sowohl die Interaktionen von Stumpflänge (Länge) und Material ($p = 0,044$) als auch von Länge, Material und Konus ($p < 0,001$) zeigten signifikante Einflüsse auf die Haftkraft. Für die Interaktion von Konus und Länge

konnte kein signifikanter Einfluss ermittelt werden. Der Einfluss der Stumpflänge war nicht signifikant ($p = 0,053$). Die Ergebnisse in Bezug auf Stumpflänge und der Interaktion von Stumpflänge und Material wurden unter 4.2.2 genauer untersucht, da die Statistik Zahlenwerte lieferte, die nahe am Signifikanzniveau (α -Level = 0,5) lagen (Tabelle 12).

Tabelle 12 Ergebnisse der THREE-WAY ANOVA, Zahlenwerte lagen teilweise nahe am Signifikanzniveau ($n = 120$, α -Level = 0,5)

Quelle	F	Sig.
Material	168,808	0,000
Konus	50,691	0,000
Länge	3,028	0,053
Material * Konus	8,241	0,005
Material * Länge	3,225	0,044
Konus * Länge	0,103	0,902
Material * Konus * Länge	8,708	0,000

4.2.2 TWO-WAY ANOVA

Die Messwerte wurden nun dem Herstellungsverfahren (Material) der Außenkronen entsprechend getrennt und statistisch untersucht. Zur Ermittlung des Faktoreinflusses auf die Haftkraft von Doppelkronen wurden mehrere TWO-WAY ANOVA-Analysen durchgeführt. Diese Tests setzten sich aus zwei univariaten Varianzanalysen (ONE-WAY ANOVA) und der Untersuchung der Interaktion zwischen den Einflussfaktoren zusammen. Somit ergaben sich drei Tests.

4.2.2.1 Untersuchung des Einflusses von Stumpflänge und Konizität

Zunächst sollte der Einfluss der Faktoren „Stumpflänge“ und „Konizität“ auf die Haftkraft von Doppelkronen der Guss- und Galvanogruppe untersucht werden (Tabellen 13, 14). Die angewendete TWO-WAY ANOVA ergab für die Gussgruppe im Vergleich zur Galvanogruppe ($p < 0,001$) für die Stumpflänge keinen signifikanten Einfluss auf die Haftkraft ($p = 0,999$). Zudem war keine signifikante Interaktion von Stumpflänge und Konizität zu festzustellen ($p = 0,153$). Bei den galvanisch hergestellten Außenteilen hingegen bestand eine deutliche Interaktion zwischen Konizität und Stumpflänge in dem Sinne, dass verschiedene Längen der Pfeiler unterschiedliche Auswirkungen hatten, je nach dem welcher Konuswinkel gewählt wurde ($p < 0,001$). Mit zunehmender Stumpflänge resultierte bei den 0° gefrästen galvanischen Primärteilen eine steigende Abzugskraft (Abbildung 36). Bei den 2° konischen Primärkronen konnte gleiches nicht beobachtet werden. Hier kam es zu eher schwierig interpretierbaren Ergebnissen, denn die 5 mm langen Stümpfe erreichten teilweise höhere Haftwerte als die Vergleichsstumpflängen von 7 mm und 9 mm. Die Konizität zeigte in beiden Vergleichsgruppen (Guss- und Galvanogruppe) signifikante Unterschiede ($p < 0,001$).

Tabelle 13 Ergebnisse der TWO-WAY ANOVA für Konizität, Länge und deren Wechselbeziehung in der Galvanogruppe der 60 Sekundärteile

Quelle	F	Sig.
Konus	40,516	0,000
Länge	28,055	0,000
Konus * Länge	24,025	0,000

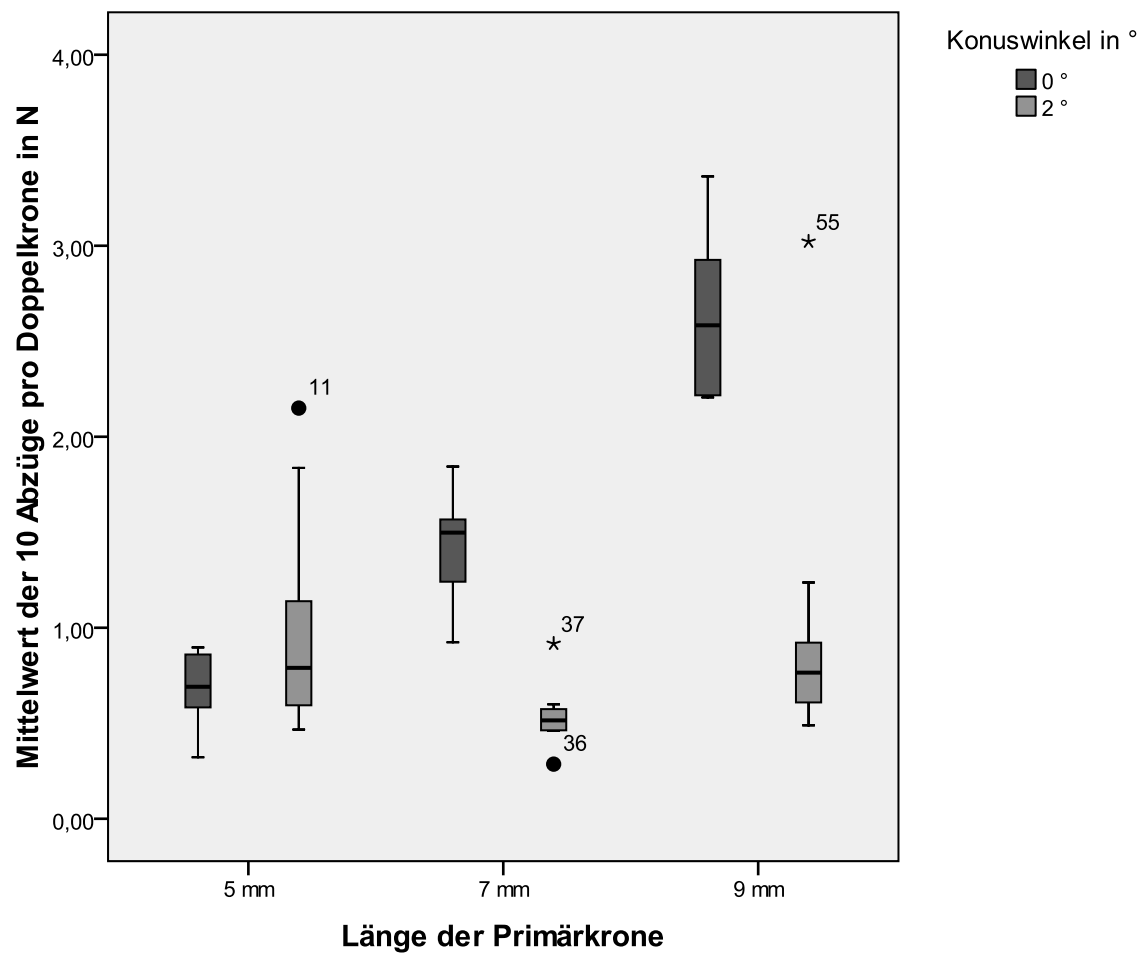


Abbildung 36 Graphische Darstellung der Messergebnisse zur Haftkraft von Doppelkronen bei verschiedenartigen Konizitäten und Stumpflängen in der Galvanogruppe

Tabelle 14 Ergebnisse der TWO-WAY ANOVA für Konizität, Länge und deren Interaktion in der Gussgruppe der 60 Sekundärteile

Quelle	F	Sig.
Konus	28,081	0,000
Länge	0,001	0,999
Konus * Länge	1,946	0,153

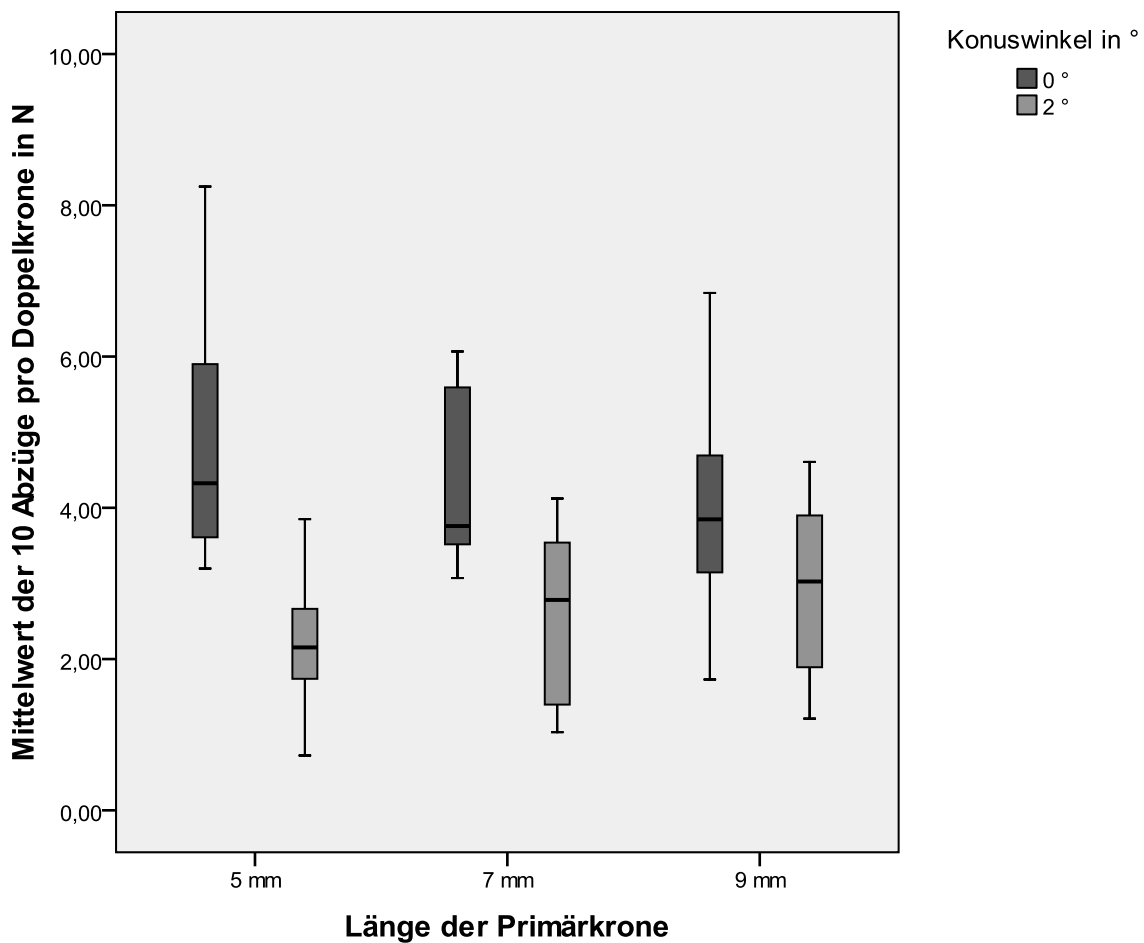


Abbildung 37 Graphische Darstellung der Messergebnisse zur Haftkraft von Doppelkronen bei verschiedenartigen Konizitäten und Längen in der Gussgruppe

4.2.2.2 Untersuchung des Einflusses von Stumpflänge und Material

Die Einflüsse von Stumpflänge und Material (Herstellungsverfahren) und deren wechselseitiges Aufeinandereinfließen bei unterschiedlichen Konuswinkeln von 0° und 2° wurden untersucht (Tabelle 15, 16 und Abbildungen 38, 39). Sowohl in der Gruppe der auf 0° als auch in der Gruppe der auf 2° gefrästen Doppelkronen wurden signifikante Einflüsse des Herstellungsverfahrens, sprich des Materials, beobachtet (Konus 0°, $p < 0,001$ und Konus 2°, $p < 0,001$). Ein bedeutender Einfluss der Stumpflänge konnte in beiden Gruppen nicht festgestellt werden (Konus 0°, $p = 0,193$ und Konus 2°, $p = 0,264$). Für die Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und

Stumpflänge hingegen konnte bei einer Konizität von 0° ein statistisch signifikanter Einfluss der Abzugskraft ermittelt werden (Konus 0° , $p < 0,001$ und Konus 2° , $p = 0,204$).

Tabelle 15 Ergebnisse zur Interaktion von Material (Herstellungsverfahren) und Länge der Stümpfe bei einem Konus von 0° ($n = 60$)

Quelle	F	Sig.
Material	104,365	0,000
Länge	1,696	0,193
Material * Länge	8,820	0,000

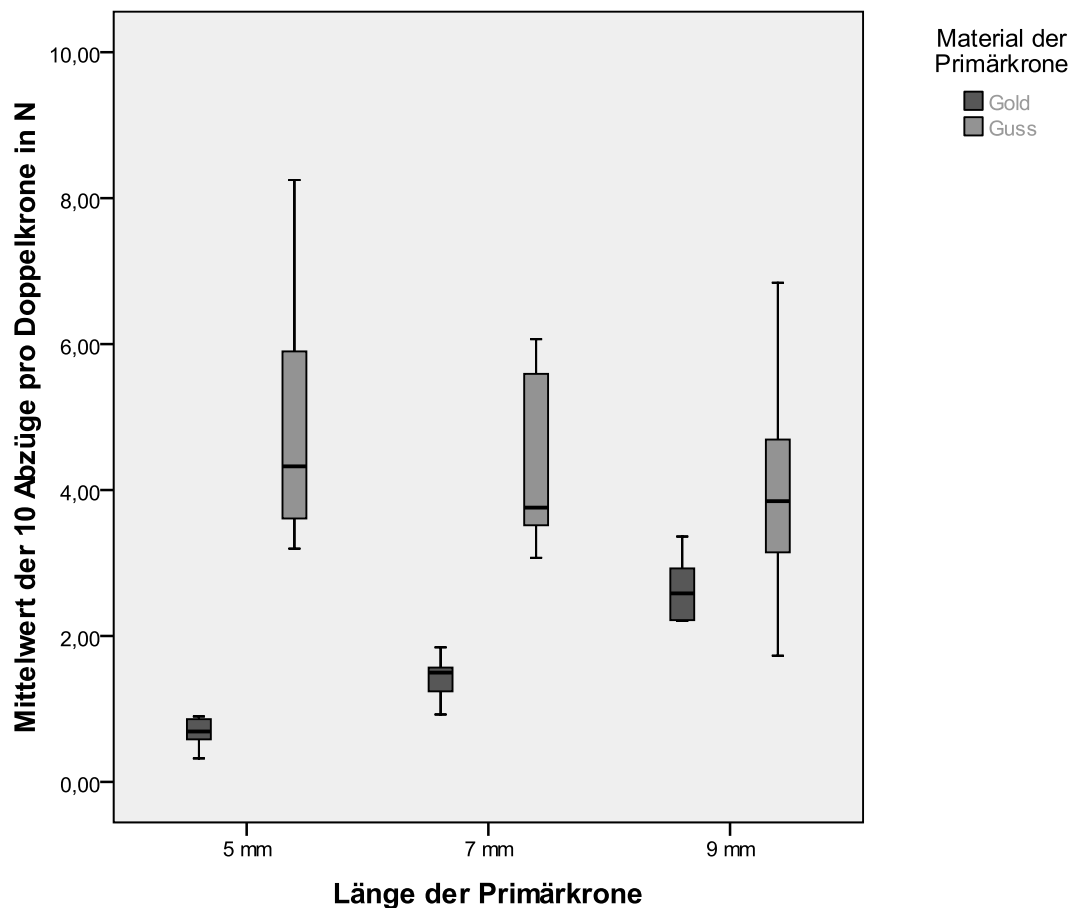


Abbildung 38 Box Plot Darstellung zur Tabelle 16 bei 0° Konizität der Primärteile, gegossene Doppelkronen weisen höhere Haftkräfte auf („Gold“ steht für Galvanogruppe, „Guss“ für Gussgruppe)

Die gusstechnische Herstellungstechnik der Sekundärteile erzielt in dieser Kombination (0°, entsprechende Stumpflänge) die höheren Abzugskräfte. Zudem unterlagen die gegossenen Sekundärteile einer breiteren Streuung der Haftkräfte. Die Stumpflänge schien einen stärkeren Einfluss auf die Abzugskräfte der Galvanogruppe als auf die der Gussgruppe zu haben (vgl. 4.3.1 und 4.3.2).

Tabelle 16 Ergebnisse zur Interaktion von Material (Herstellungsverfahren) und Länge der Stümpfe bei einem Konus von 2° (n = 60)

Quelle	F	Sig.
Material	64,484	0,000
Länge	1,367	0,264
Material * Länge	1,636	0,204

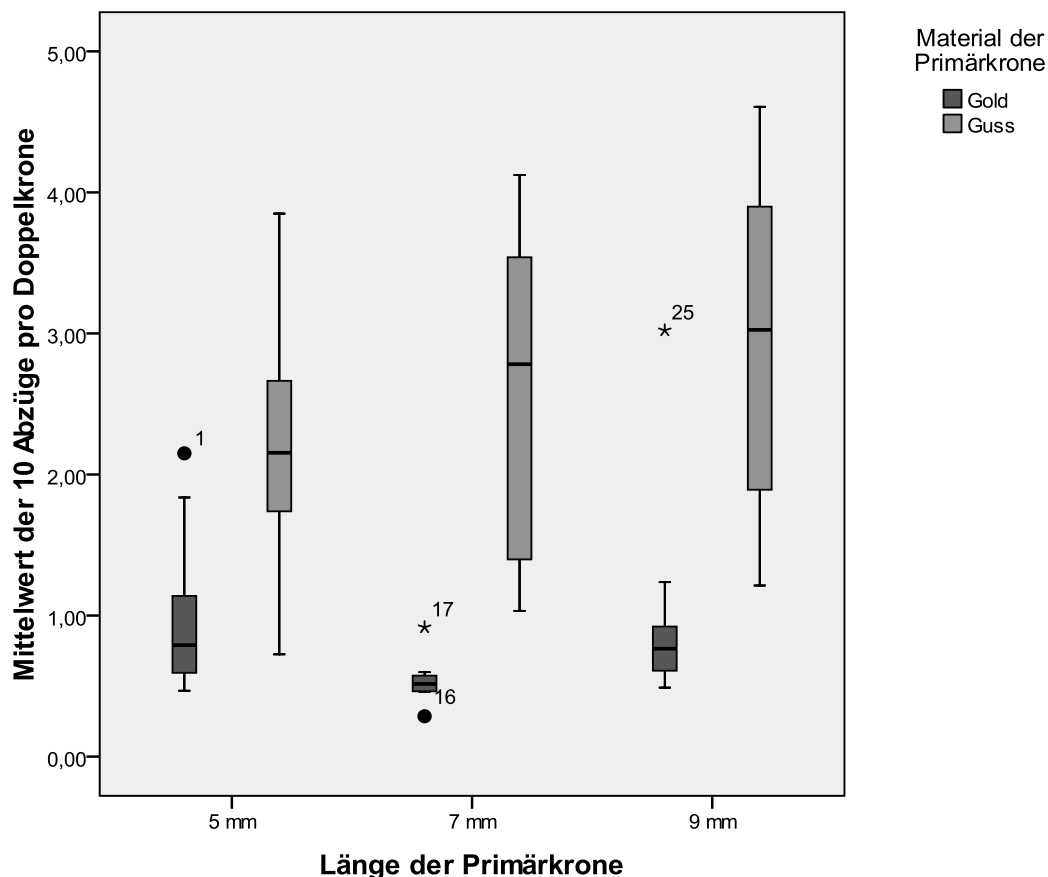


Abbildung 39 Box- und Whisker-Plot, Gussdoppelkronen lieferten höhere Haftkraftwerte, die Stumpflänge hatte keinen signifikanten Einfluss („Gold“ steht für Galvanogruppe, „Guss“ für Gussgruppe)

Die galvanischen Feingoldmatrizen (Gold) unterlagen auch bei einer Konizität von 2° einer weniger starken Haftkraftstreuung. Gegossene Außenkronen (Guss) lieferten die höheren Haftwerte. Ausreißer bestehen lediglich für die Galvanogruppe, die wiederum in den Haftkraftwerten geringer streut.

4.2.2.3 Untersuchung des Einflusses von Material und Konizität

Abschließend wurden die Einflussfaktoren „Material“ (Herstellungsverfahren) und „Konuswinkel“ in Bezug auf die Haftkraft von Doppelkronen untersucht. Dabei wurde jeweils die Stumpflänge berücksichtigt (Tabellen 17 - 19). Eine Wechselwirkung von Herstellungsverfahren und Konizität der Doppelkrone konnte nur für die 5 mm langen Stümpfe als statistisch signifikante Beeinflussung der Abzugskraft ($p < 0,001$) beobachtet werden. Für die Probenlänge von 7 mm ($p = 0,144$) und 9 mm ($p = 0,325$) wurde kein statistisch signifikanter Einfluss dieser Interaktion erkannt. Untersuchte man die Faktoren „Konus“ und „Herstellungsverfahren“ (Material) zudem getrennt, so zeichnete sich bei jeder getesteten Stumpflänge ebenso ein signifikanter Einfluss der genannten Faktoren ab. (5 mm, $p = 0,001$; 7 mm und 9 mm $p < 0,001$). Die folgenden Tabellen und graphischen Darstellungen (Abbildungen 40 - 42) visualisieren diese Zusammenhänge.

Tabelle 17 Ergebnisse der 5 mm (n = 40) langen Stümpfe zur Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität

Quelle	F	Sig.
Konus	14,234	0,001
Material	77,145	0,000
Konus * Material	22,808	0,000

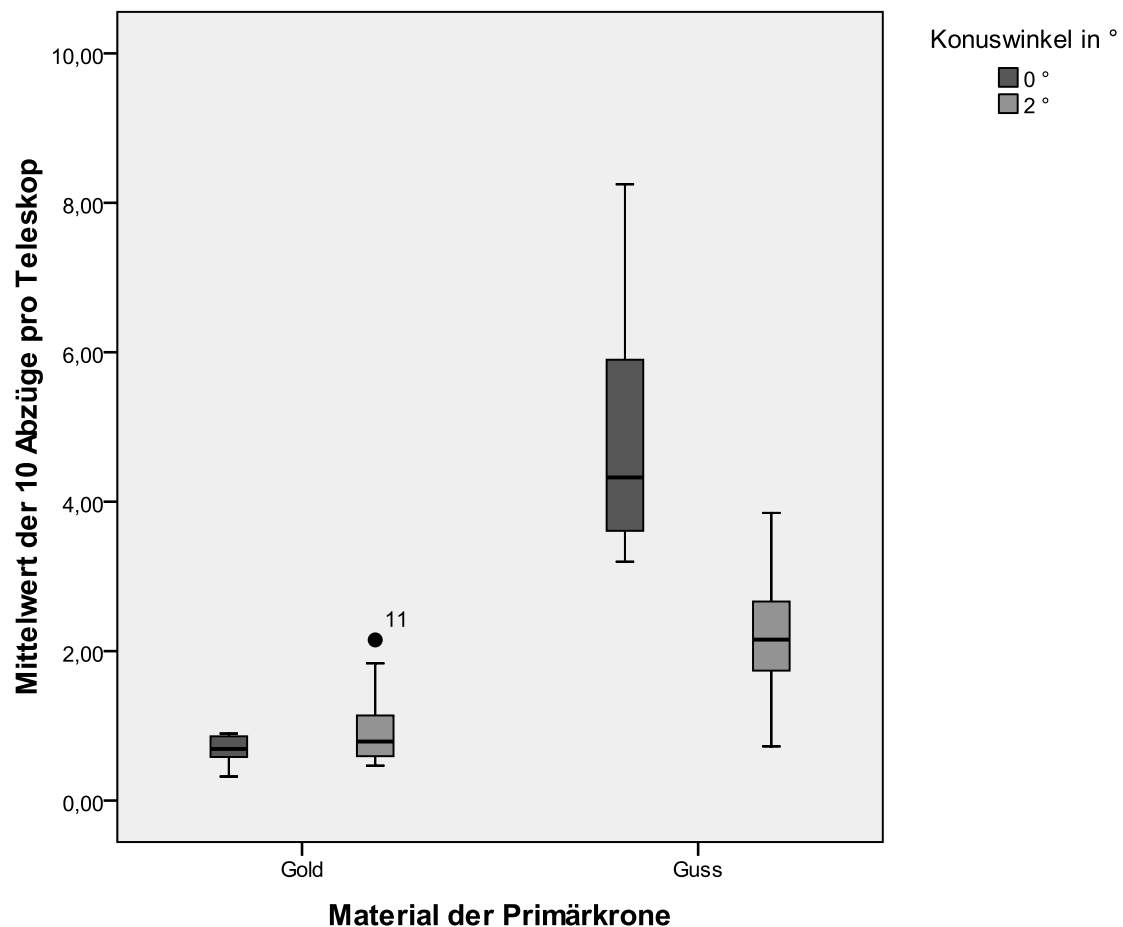


Abbildung 40 Graphische Darstellung zu Tabelle 18, Vergleich der Haftwerte für 5 mm lange Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und Herstellungsverfahren (Materialien)

Tabelle 18 Ergebnisse der 7 mm ($n = 40$) langen Stümpfe zum Einfluss der Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität auf die Haftkraft

Quelle	F	Sig.
Konus	22,433	0,000
Material	88,864	0,000
Konus * Material	2,228	0,144

Bei einer Stumpflänge von 7 mm erzielten die auf 0° gefrästen Primärteile in beiden Vergleichsgruppen, der Galvano- und der Gussgruppe, höhere Haftwerte, wobei jene der Gussgruppe die höchsten Abzugskräfte lieferten. Die Haftkraftwerte waren wie

oben bereits angesprochen, signifikant vom Herstellungsverfahren (Material) und dem Konus abhängig ($p < 0,001$).

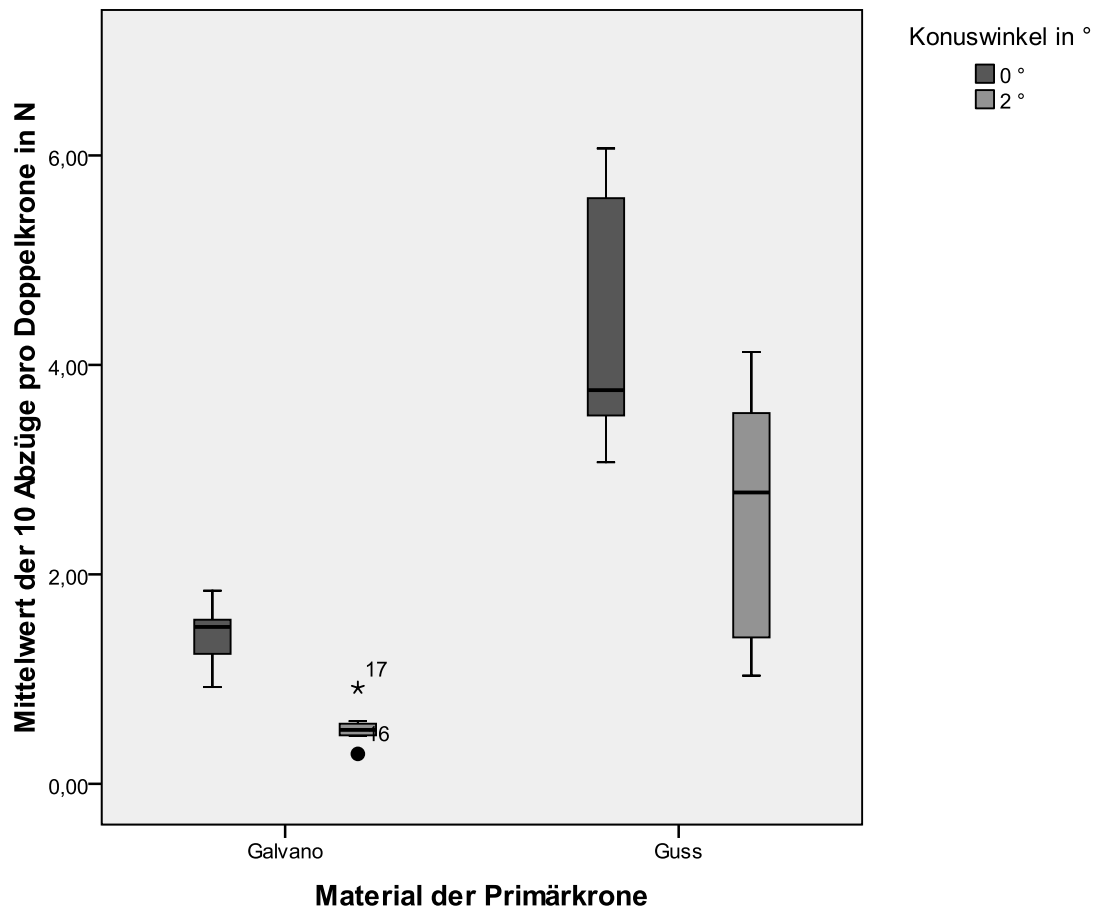


Abbildung 41 Box- und Whisker-Plot, Vergleich der Haftwerte für 7 mm lange Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und Herstellungsverfahren (Materialien)

Tabelle 19 Ergebnisse der 9 mm ($n = 40$) langen Stümpfe zum Einfluss der Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität auf die Haftkraft

Quelle	F	Sig.
Konus	15,737	0,000
Material	24,106	0,000
Konus * Material	0,995	0,325

Die Ergebnisse der 9 mm langen Stümpfe sind ähnlich der Ergebnisse mit 7 mm Stumpflänge. Höhere retentive Kräfte waren bei den gegossenen Doppelkronen zu

messen. Das verwendete Material (Herstellungsverfahren) hatte signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte ($p < 0,001$). Zylindrisch gefräste Doppelkronen übertrafen die Haftkräfte der konischen Doppelkronen. Die Konizität war bei Galvanodoppelkronen im Hinblick auf die resultierenden Haftkräfte ($p < 0,001$) signifikant. Tendenziell erzielten konische Doppelkronen bei allen Stumpflängen niedrigere Retentionskräfte. Eine untergeordnete Rolle spielte die Konizität hingegen bei den 9 mm langen, gegossenen Sekundärteilen (Abbildung 42).

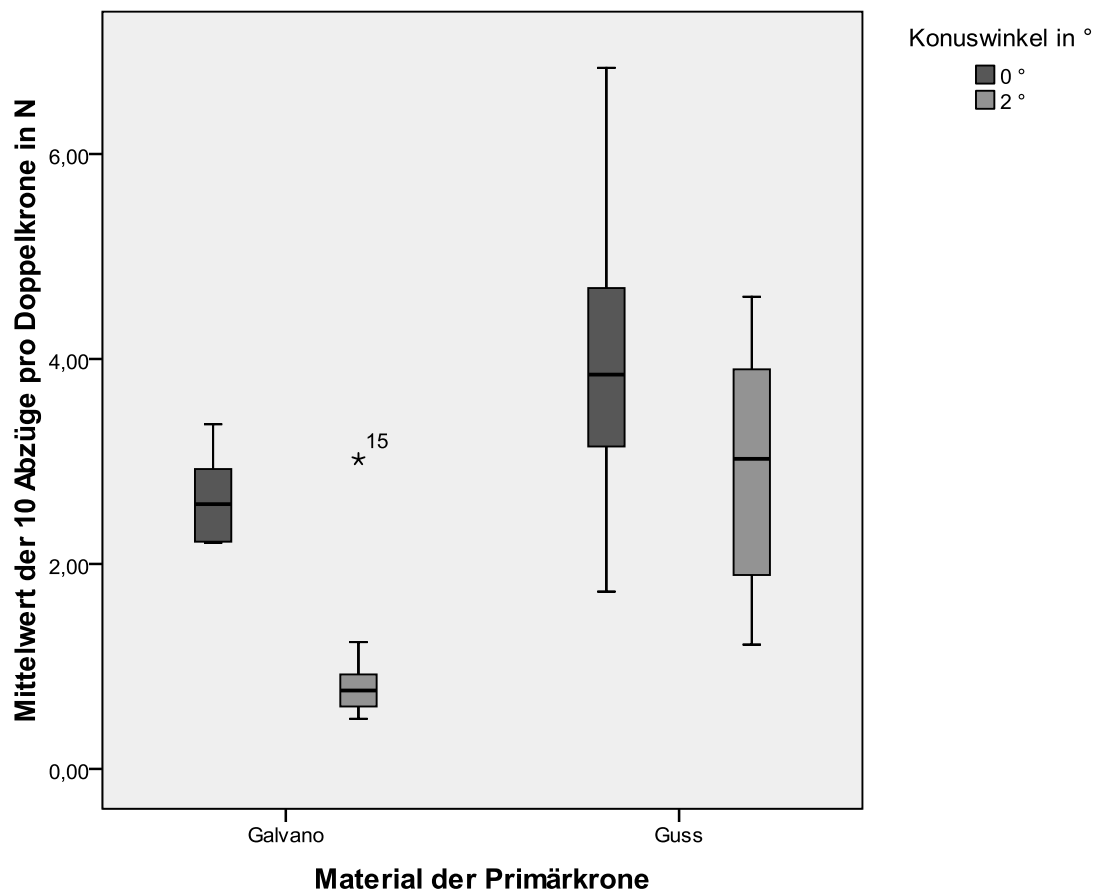


Abbildung 42 Box- und Whisker-Plot, Vergleich der Haftwerte für 9 mm lange Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und Herstellungsverfahren (Materialien)

5 Diskussion

In der vorgelegten Studie wurden zwei verschiedene Systeme von Doppelkronen und deren Haftkraftmechanismen beleuchtet und verglichen. In der Annahme, dass sich die resultierenden Retentionskräfte der gegossenen Doppelkronen von jenen der galvanisch hergestellten Einheiten nicht unterscheiden, sollte zusätzlich der Einfluss der Pfeilergeometrie (Konizität, Stumpflänge) untersucht werden.

5.1 Doppelkronensysteme

Zur Verankerung von teilprothetischem Zahnersatz stehen vielfältige Verankerungselemente zur Verfügung. Um die individuell optimale Lösung für einen Patienten zu finden, müssen zahlreiche Faktoren Berücksichtigung finden. So spielen klinische Gegebenheiten, wie etwa die Anzahl der Pfeiler, deren Lokalisation auf den Kieferkämme, deren Höhe und Mobilität eine Rolle [54, 101, 110]. Aber auch die Verfassung des zu versorgenden Patienten ist ein entscheidendes Auswahlkriterium [33]. Doppelkronen sind laut *Pospiech* beinahe universell in Lückengebisse einsetzbar [72]. Sie decken mit ihren Eigenschaften ein außergewöhnlich breites Spektrum an gestellten Anforderungen für Halteelemente ab.

Die besprochenen Doppelkronensysteme sind durch ihre verschiedenartigen Haftmechanismen voneinander zu unterscheiden (Tabelle 2) [55, 109]. Durch sie wird der Halt von herausnehmbaren Teilprothesen wesentlich mitbestimmt. Der Halt von Zahnersatz ist ein höchst wichtiges Kriterium, mit dem unweigerlich ein Stück Lebensqualität des Patienten verbunden ist [117].

Mit dieser In-vitro-Untersuchung wurde gezeigt, dass die Retention der Doppelkronensysteme und damit die aufzuwendende Trennkraft durchaus von den Faktoren „Stumpflänge“, „Konuswinkel“ und „Herstellungsverfahren“ sowie deren Wechselbeziehungen abhängig ist.

5.2 Methodenkritik

Der in dieser Studie beschriebene Versuchsaufbau erlaubte es, den Einfluss der Faktoren „Herstellungsverfahren“, „Konizität“ und „Stumpflänge“ der Sekundärkrone auf die resultierende Haftkraft von Doppelkronen unter standardisierten und reproduzierbaren Bedingungen zu untersuchen.

Dazu erfolgte die Herstellung von 120 Doppelkroneneinheiten deren Herstellung im Abschnitt 3 „Material und Methode“ beschrieben wurde. Die produzierten Versuchseinheiten erlaubten die Untersuchung der aufzubringenden Haftkraft, die zum Trennen von Außen- und Innenteil aufzuwenden war. Für jede Doppelkroneneinheit wurden 10 Separationszyklen durchgeführt.

Messaufbau

Aufgrund der präzisen Passgenauigkeit von Patrize und Matrize kommt der Anordnung des Versuchsaufbaus große Bedeutung zu. Durch ein Verkanten während der Abzugsphase können größere Fehlermessungen auftreten. Die Ausrichtung der Abzugsachse erfolgte deshalb unter Zuhilfenahme eines Parallelometers. Es erlaubte die achsgerechte Einstellung und Justierung in den Probenhalter der Abzugsmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell). Somit gewährleistete das Übertragungsverfahren ein verkantungsfreies Lösen der Doppelkroneneinheiten. Horizontale Spannungen konnten mit einer 1,00 m langen Abzugsverbindung vermieden werden, da so eine Selbstausrichtung entlang der Abzugsachse ermöglicht wurde. Nicht einschubgerechte Belastungen wurden demnach weitestgehend ausgeschlossen. Mehrfachmessungen minimierten zusätzlich die eventuelle Beeinflussung der Messungen. Offensichtlich durch Verkanten verfälschte Abzüge wurden generell wiederholt.

Die Separationszyklen erfolgten jeweils in axialer Pfeilerrichtung, also in der vorgegebenen Einschubrichtung. Oft werden jedoch doppelkronenverankerte Prothesen vom Patienten mit wippenden Bewegungsmustern exkorporiert, was zu extraaxialen Belastungen der Pfeiler führt. Gleichzeitig kann es dadurch bedingt zu einer Erhöhung der Abzugskraft kommen. Die Versuchsanordnung war deshalb in diesem Punkt idealisiert und entsprach damit nicht der Wirklichkeit. Eine Annäherung an die Realität

wäre hier wünschenswert gewesen. Eine Umsetzung derartiger Bewegungsmuster gestaltet sich jedoch zweifelsohne äußerst schwierig.

In der vorgestellten Studie wurde die Modellsituation eines Einpfeilerrestgebisses simuliert. Die klinische Situation sieht jedoch meist anders aus. So wird doppelkronengestützter Zahnersatz häufig an zwei oder mehreren Pfeilern verankert. Somit lassen sich direkte Ergebnisse der Studie mit Einschränkung lediglich auf eine vergleichbare Gebissituation mit einem bestehenden Parodont übertragen. Einzelne Abzugskräfte, je nach Anzahl aufzusummieren, ist realitätsfern. Ein Verbund von mehreren Doppelkronen über die Prothesenbasis führt laut *Böttger* zur progressiven Friktion [11]. Die Simulation von Trennzyklen eines Zahnersatzes, der an mehreren Pfeilern verankert ist, gestaltet sich äußerst schwierig und ist kaum, das heißt mit nur sehr hohem Aufwand, umzusetzen. Die Schwierigkeit besteht darin, eine ausreichende Anzahl von Messungen mit entsprechender Reproduzierbarkeit durchzuführen. Die Haftkrafteinstellung von teleskopverankerten Prothesen geschieht individuell für jeden Patienten durch Behandler und Techniker [11]. Verschiedenen Autoren berichteten über die Schwierigkeit, Zahnersatz mit mehreren Doppelkronen auf eine bestimmte Haftkraft einzustellen [6, 10, 48]. *Stancic* und *Jelenkovic* kamen nach eigenen Untersuchungen zum Schluss, dass die Messung der Gesamthaltekraft von Doppelkronen in ihrem prothetischen Verbund zur Vermeidung von Schäden am Zahnhalteapparat notwendig ist. Gegebenfalls muss eine Korrektur der Haftkraft stattfinden [90].

Erfassung der Abzugskräfte

Die Erfassung der Abzugskräfte sollte möglichst objektiv erfolgen. Jeder Abzugsversuch sollte zudem unter gleichen Rahmenbedingungen durchgeführt werden. Ablesefehler hätten die Versuchsergebnisse verfälscht. Die Vielzahl der Abzüge manuell zu bewältigen erschien als äußerst unpraktikabel und ungenau. Eine Reproduzierbarkeit der Rahmenbedingungen konnte somit am besten mittels einer computergesteuerten Universalprüfmaschine gewährleistet werden. Dass sich der Einsatz von PC-gesteuerten Testmaschinen bewährte, belegen verschiedenen Studien [34, 63, 69, 104].

Parodontienadäquate Abzugsvorrichtung

Die in der Literatur beschriebenen Experimente zur Messung der Abzugskraft bei Doppelkronen berücksichtigen die Dynamik des Zahnhalteapparates, also die Pfeilerbeweglichkeit, in der Regel nicht. Die Tatsache, dass der Zahn elastisch über den desmodontalen Faserapparat in seiner Alveole aufgehängt ist, findet in aller Regel keine Berücksichtigung. Lediglich die Gruppe um *Hagner et al.* benutzte für ihre Untersuchung eine eigens konstruierte Verschleißmaschine, welche die parodontale Aufhängung der Prüfkörper simulierte sollte. Eine Beschreibung dieser Maschine wurde von *Grüner et al. 2003* publiziert [32]. In den meisten Publikationen zum Thema „Verschleiß“ oder „Abzugskräfte von Doppelkronen“ sind jedoch die Prüfkörper starr mit der Messapparatur verankert. Eine lebensnahe Zahnmobilität wurde nicht simuliert. Auch diese Untersuchung vernachlässigt die physiologische Zahnbeweglichkeit.

Die Vielschichtigkeit biomechanischer Vorgänge, die sich im Zahnhalteapparat bei Belastung abspielen, in vitro nachzubilden und zu imitieren, erscheint äußerst schwierig. Dennoch wäre für zukünftige experimentelle Untersuchungen auf diesem Gebiet ein geeignetes Modell, das der realen desmodontalen Beweglichkeit der Zähne näher kommt, wünschenswert. Sicherlich stellt eine stufenlos mögliche Regulierung der individuellen Zahnmobilität die Konstrukteure vor eine weitere besondere Herausforderung. Ein Ansatz mit Potential scheint das Zahnbeweglichkeitsmodell nach *Erdelt* und *Schweiger* darzustellen [24].

Abzugsgeschwindigkeit

Studien an galvanisch gefertigten Doppelkronen konnten zeigen, dass die Abzugskräfte nicht nur durch die Fügspaltbreite zwischen Primär- und Sekundärkrone und die Speichelveskosität beeinflusst werden, sondern ebenso von der Abzugsgeschwindigkeit, mit der eine Prothese von den Pfeilern gezogen wird [25]. Die gewählte Abzugsgeschwindigkeit, in dieser Studie sollte sich zunächst im Groben an der Mundöffnungsgeschwindigkeit orientieren. Die Gruppe um *Yoshida et al.* ermittelte für die Kieferöffnungsgeschwindigkeit mit 13,90 cm/s ähnliche Werte wie *Piancino et al.* mit 12,80 cm/s [70, 119]. Beide Geschwindigkeiten lagen um einen ca.

7- bis 8-fachen Wert über der maximal wählbaren Geschwindigkeit der Universalprüfmaschine (1000,00 mm/min = 1,67 cm/s).

Dass das Abnehmen einer doppelkronenverankerten Prothese von seinen Pfeilern mit einer solchen Geschwindigkeit beim Patienten stattfindet, erschien unrealistisch. In der Annahme, dass die Mundöffnungsgeschwindigkeit zu hoch sei, wurden deshalb Tests zur Ermittlung der Kaugeschwindigkeit an kaugummikauenden Probanden durchgeführt. Die erzielten Geschwindigkeiten fielen je nach Testperson unterschiedlich aus und rangierten zwischen 3,33 cm/sec und 8,33 cm/sec.

Letztendlich wurde eine Abzugsgeschwindigkeit von 1000 mm/min gewählt. Die Gruppen um *Ohkawa et al.* und *Güngör et al.* führten Abzugsversuche mit der selben Geschwindigkeit von 1000 mm/min durch [34, 69].

Da in dieser Studie der Einfluss der Abzugsgeschwindigkeit nicht untersucht werden sollte, wurde auf ein Variieren dieser Einflussgröße verzichtet.

Verschleiß

Der Verschleiß fand in dieser Arbeit keine Berücksichtigung, nachdem statistisch gezeigt werden konnte, dass die geringe Anzahl an Trennzyklen keinen nennenswerten Einfluss auf die gemessenen Haftkräfte hatten. Dass das Abrieb-beziehungsweise Verschleißverhalten zu Veränderungen der Haft- und Fügekräfte doppelkronenverankerter Prothesen führen kann, konnte in verschiedenen Studien nachgewiesen werden, in denen zumeist bis zu 10.000 Füge- und Separationszyklen durchgeführt wurden [34, 35, 69, 92, 99].

Die in dieser Studie verwendete hochgoldhaltige Legierung (BioPortadur®, Fa. Wieland) stellte sich in Verschleißuntersuchungen an Teleskopkronen der Gruppe um *Hagner et al.* als besonders geeignet heraus. Diese Legierung wies in deren Untersuchungen ein konstantes Verhalten bei Abzugsarbeit und Trennkraft auf [35].

Herstellung der Probekörper

Gusstechnisch hergestellte Doppelkronen

Die Herstellung von Zahnersatz erfordert von allen Beteiligten spezielle handwerkliche Fähigkeiten. Zahnarzt und Zahntechniker sind hier als Team gefragt, um den Patienten mit einem für ihn in Funktion und Ästhetik optimal gestalteten Zahnersatz zu versorgen [6]. Gerade die Fertigung von Doppelkronen gilt unter Zahntechnikern als besondere Herausforderung, denn sie verlangt ein hohes Maß an technischer Geschicklichkeit [6, 11, 63, 103, 104].

In einer Untersuchung zu Abzugskräften an gegossenen teleskopierenden Kronen stellte *Becker* Schwankungen bei den Haftwerten fest. Als Ursache nannte er handwerkliche Fehler des versierten Zahntechnikers [3]. In anderen Untersuchungen stellten die Autoren fest, dass bei Doppelkronen mit den in der Zahntechnik üblichen Methoden wohl keine absolut glatten, noch dazu sich gänzlich berührenden, Oberflächen der Innen- und Außenteile herzustellen sind [10, 32, 92]. Um gute Haftwerte bei parallelwandigen Doppelkronen zu erzielen beschrieb, *Körber* (1988) ein Toleranzbereich der Passung von 9 µm. Dieser Toleranzspielraum sei, laut *Körber*, zahntechnisch kaum einzuhalten [48]. Untersuchungen von *Hagner, Hültenschmidt et al.* kommen ebenfalls zu dem Ergebnis, dass bei der Produktion zylindrischer Teleskope besonderes Augenmerk auf Oberflächenbeschaffenheit und Parallelität zu legen ist. Denn diese Faktoren beeinflussen sowohl das Friktions- als auch das Verschleißverhalten weitaus mehr, als dies beispielsweise die verwendete Legierung vermag [35].

Abschließend bleibt so zu bemerken, dass herstellungsbedingte Passungsungenauigkeiten und Toleranzen nie auszuschließen sind. Diese Unzulänglichkeiten können jedoch durch die Erfahrung und das handwerkliche Geschick eines Zahntechnikers auf ein akzeptables Minimum reduziert werden.

Galvanotechnisch hergestellte Doppelkronen

Die Produktion galvanogeformter Matrizen stellt an den Zahntechniker weitaus weniger hohe Anforderungen als die gusstechnisch hergestellte Sekundärkrone [17-19]. Wichtig ist bei der galvanischen Methode die besonders genaue Beachtung der vom Hersteller geforderten Rahmenbedingungen. Dazu gehören beispielsweise ein sauberes galvanisches Bad, die präzise Dosierung der Zusätze und die Sicherstellung der Stromzufuhr.

Die Silberleitschicht wurde hier mit einem Pinsel auf die mit Gold zu überziehenden Primärteile aufgebracht. Diese Technik erscheint ungenau. Es bedarf einiger Übung, um eine saubere, makellose Leitsilberlackschicht zu produzieren. Die Schicht sollte deckend sein. Mehrere Schichten sind jedoch zu vermeiden. Die spätere Passung korreliert mit dem sorgfältigen Auftragen der Leitlackschicht [18, 52]. Inwieweit ein Aufbringen der Leitschicht mittels eines Airbrushsystems vorteilhafter wäre, ist schwer zu sagen und bedarf einer gesonderten Untersuchung. In jedem Fall wurde bei der Beschichtung der Teile mit dem Lack besonders sorgfältig gearbeitet.

Die Herstellung der Doppelkronen für diese Studie wurde von einem ausgebildeten, erfahrenen Zahntechniker unter realen Laborbedingungen sorgfältig durchgeführt. Handwerkliche oder herstellungsbedingte Fehler konnten so vermieden werden. Die Verarbeitung aller verwendeten Materialien erfolgte stets entsprechend den Herstellerangaben. Zusammenfassend muss gesagt werden, dass in dieser Studie lediglich ein System der Galvanoformung benutzt wurde. Ob die Ergebnisse bei der Verwendung galvanischer Systeme anderer Hersteller differieren, wäre zu untersuchen.

Schichtstärke der Sekundärkronen

Die galvanisierten Goldmatrizen wurden mit größtmöglichen Schichtdicken produziert. Der automatisierte Galvanisationsprozess stellte eine durchgängig konstante Dicke der Außenkronen sicher. Diese gleichmäßige Stärke konnte im Gussverfahren nicht erzielt werden. Inwieweit eine variable Schichtstärke Einfluss auf die Höhe der Haftkräfte haben könnte, bleibt somit weiteren Untersuchungen vorbehalten.

Armierende Tertiärkonstruktion

Bei den galvanisch hergestellten Feingoldmatrizen handelt es sich um ca. 0,30 mm starke Sekundärteile. Herstellungsbedingt erreichen galvanisch abgeschiedene Feingoldmatrizen zwar höhere Festigkeitswerte (ca. 130 HV) als gegossene Feingoldsekundärteile erreichen würden, dennoch ist eine Armierung durch eine Tertiärkonstruktion (Abbildung 44), beispielsweise aus Titan oder einer Kobaltbasislegierung, im Prothesenverbund notwendig [19, 74, 112, 113]. Die höhere Festigkeit der Galvanoteile, die gleichzeitig zu einer Abnahme der plastischen Verformbarkeit führt, resultiert aus Störungen im Aufbau des Metallgitters. Die Baufehler im Gitter sind wiederum auf gestörte Kristallisation zurückzuführen [15, 19]. Die Suprakonstruktion schützt die dünnen Galvanosekundärkronen vor Deformation und ermöglicht gleichzeitig die Herstellung spannungsfreier Konstruktionen auf Implantatpfosten oder mehrerer natürlicher Pfeiler. In der Literatur wird dies oft als „Passiv fit“ bezeichnet [15, 74, 104]. In der Regel wird diese Spannungsfreiheit durch eine intraorale Verklebung des Tertiärgerüsts mit den Sekundärteilen erreicht (Abbildungen 43, 44). Allerdings muss angemerkt werden, dass es dabei im Falle von absolut parallelen Doppelkronen aufgrund der geringen Toleranzen in Bezug auf die Einschubrichtung zu Schwierigkeiten kommen kann. Deshalb sollte hier eine Konizität der Primärteile von 2° favorisiert werden, die kleinere Ungenauigkeiten, bedingt durch Gussverfahren (Tertiärkonstruktion) oder Abformmaterial, toleriert.

Die Verstärkung der galvanogeformten Sekundärteile erfolgte in dieser Studie durch ein Autopolymerisat ausreichender Dicke (Pattern Resin, Fa. GC), das ca. 1,00 mm vor dem Rand des Sekundärteils endete. Da es sich um die Simulation eines Restgebisses mit lediglich einem Parodont handelte und die Einstellung der Abzugsrichtung wie beschrieben durchgeführt wurde, kann ein Verzicht auf eine metallene Supra- oder Tertiärkonstruktion vertreten werden. Dennoch bleibt zu bemängeln, dass eine mögliche Deformation der Feingoldmatrizen nicht absolut auszuschließen war.

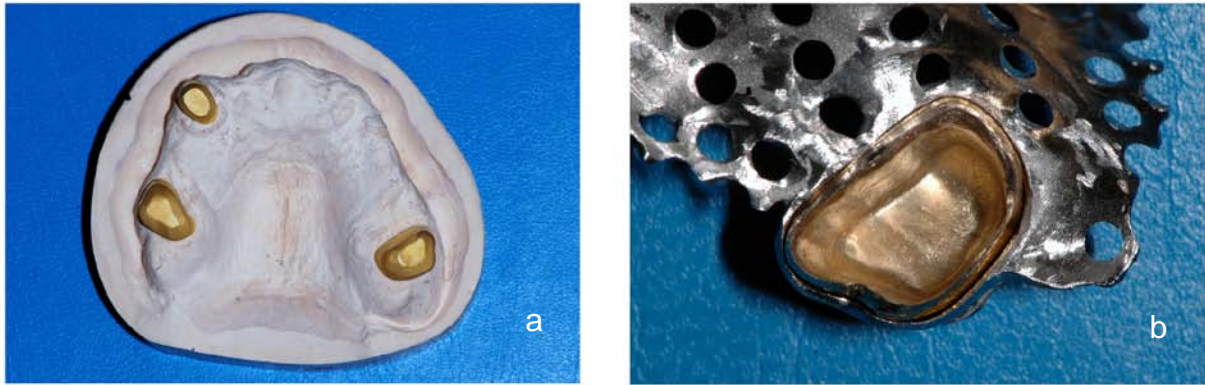


Abbildung 43 a: Galvanomatrizen vor dem Verkleben mit einem Tertiärgerüst; b: Primärteleskop mit Galvanosekundärteil im Tertiärgerüst

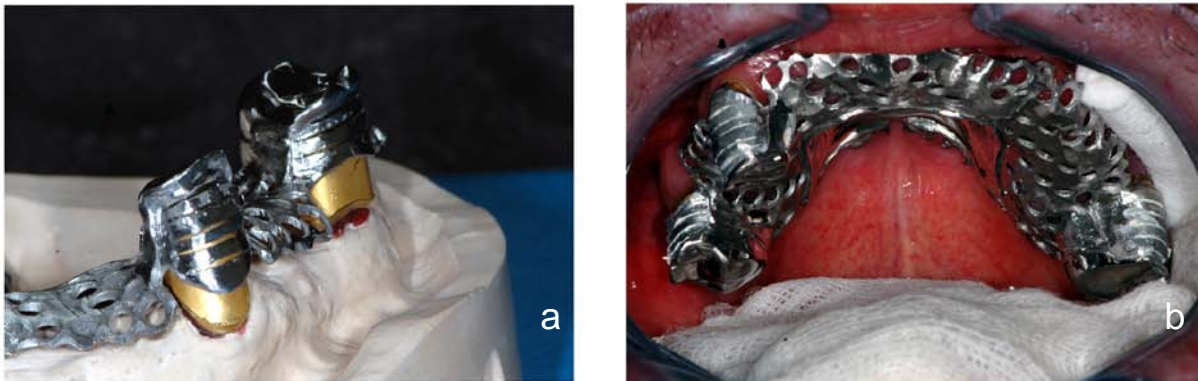


Abbildung 44 a: Tertiärgerüst, Kontrolle des passiven Sitzes; b: intraorale Verklebung der Feingoldmatrizen mit dem Tertiärgerüst

Künstlicher Speichel

Anders als die Haftmechanismen konventionell gusstechnisch hergestellter Doppelkronen basiert der Haftmechanismus bei galvanogeformten Doppelkronen auf Adhäsion und Unterdruck [15, 105]. Das Vorhandensein von genügend Speichel in der Mundhöhle ist deshalb Grundvoraussetzung, um den Prothesenhalt zu gewährleisten. In dieser Untersuchung wurde lediglich ein Produkt einer künstlichen Speichellösung angewendet. Dabei wurde der Zusammensetzung des Präparates keine Aufmerksamkeit geschenkt. Bekannt ist jedoch, dass Menge und Viskosität des Speichels in direktem Zusammenhang mit dem Halt der Prothese stehen. *Becker*

konnte in mehreren In-vitro-Studien an traditionell hergestellten Teleskopkronen zeigen, dass sowohl wässrige Flüssigkeiten als auch Speichel eine Haftkraftsteigerung bewirkten [3, 5]. Dabei spielten sowohl Viskosität des flüssigen Mediums als auch die Spaltraumgröße zwischen Außen- und Innenteil eine Rolle. Außerdem konnte gezeigt werden, dass zervikal umspülte Teleskope ebenso eine Haftkraftsteigerung erfuhren. Eine andere Studie, ebenfalls an Teleskopkronen durchgeführt, konnte keine Veränderung der Haftkraft bei der Verwendung von Speichelersatz feststellen [2]. Das ungeschmierte Verschleißuntersuchungen nur sehr bedingt auf reale Verhältnisse im Mund übertragen werden können, ergab auch *Stüttgens* Untersuchung [99].

Somit lässt sich folgern, dass der Halt doppelkronenverankerter Prothesen durch verschiedenartige Speichellösungen zu beeinflussen ist. Welches Produkt künstlichen Speichels die besten Haftwerte erzielt, müsste gesondert untersucht werden.

In der vorgestellten Arbeit wurde bei jedem Trennvorgang auf einen genügend hohen Flüssigkeitsspiegel geachtet, um eine stetige Umspülung zu gewährleisten. Zusätzlich wurde das Innenteil mit mehreren Sprühstößen der künstlichen Speichellösung befeuchtet, um etwaige Verluste des Mediums während des Abzugversuches auszugleichen.

Festzuhalten bleibt, dass eine klinische Evaluation der Speichelmenge und der Speichelviskosität des Patienten in jedem Fall sinnvoll erscheint und bei der Auswahl der Versorgung zu berücksichtigen ist. Bei galvanotechnischer Herstellung der Matrizen ist genügend Speichel Grundvoraussetzung für einen optimalen Halt. Speichelmenge und Speichelviskosität vermögen die Haftkräfte einer Prothese zu beeinflussen [15].

Verschleiß der verschiedenen Doppelkronensysteme

Einige Autoren kamen durch eigene Untersuchungen zu dem Schluss, dass neu hergestellte teleskopierende Kronen initial zunächst größere Haftkräfte aufweisen [4]. Dies erklärte *Becker* mit den wenigen anfänglichen Berührungspunkten an Stellen höchster Erhebung zwischen Außen- und Innenteleskop [4]. Andere Autoren sprechen in diesem Zusammenhang auch von „Nasen“ [3, 4, 11, 72, 103, 104]. An dieser Stelle muss allerdings darauf hingewiesen werden, dass es sich um konventionell im Lost-

Wax-Verfahren produzierte Einheiten handelte. Autoren, die Galvano-Doppelkronen untersuchten, konnten keine derartige Beobachtung machen. Die Haftkräfte änderten sich nach Verschleißuntersuchungen nicht signifikant [25, 105]. Die Ursache dafür könnte im andersartigen Haftmechanismus galvanisch hergestellter Doppelkronen begründet liegen. Ein direkter Kontakt zwischen Primär- und Sekundärkrone besteht nicht.

Dieser Hintergrund warf die Frage auf, ob es sinnvoller gewesen wäre, die gusstechnisch hergestellten Doppelkronen einer künstlichen Alterung zu unterziehen. Ein solches Vorgehen hätte die „Einlaufphase“, also das Glätten vorstehender Metallanteile in den Innenflächen gegossener Außenteile, der Doppelkronen möglicherweise bei der anschließenden statistischen Analyse mit berücksichtigt. Die Frage, die es hier zunächst zu klären gilt, lautet jedoch nach welcher Anzahl von Separationszyklen diese „Phase des Einlaufens“ abgeschlossen wäre. Hierzu gibt es in der Literatur keinerlei Richtwerte. Verschiedene Autoren machten dazu unterschiedliche Angaben. So berichtete *Böttger* 1978 von ca. 9 % Verlust an Friktion bei Doppelkronen während des ersten Jahres, wenn man pro Tag von zweimaligem Herausnehmen und Eingliedern des Zahnersatzes ausgeht. Das entspricht in etwa einem 1000-fachen Löse- und Fügevorgang. Danach sank die Haftkraft kaum mehr beziehungsweise blieb weitgehend konstant [10]. *Hagner, Hültenschmidt et al.* stellten hingegen in einer Verschleißstudie aus dem Jahr 2006 fest, dass sich die Haftwerte innerhalb der ersten 2000 Separations- und Fügezyklen veränderten [35]. Neben einem Abfall der Abzugskräfte stellte man jedoch auch eine Zunahme der Haftwerte fest [4, 35].

Es bleibt festzuhalten, dass es sich bei den untersuchten Doppelkronensystemen um jeweils verschiedene Haftmechanismen handelte. Der Verschleiß fand in der vorgelegten Arbeit keine Berücksichtigung. Es scheint beinahe unmöglich, die Gesamtheit und Komplexität aller Einflussfaktoren in einer Studie zu berücksichtigen. Deshalb bleibt es anstehenden Untersuchungen vorbehalten, anderweitige Kombinationen von Einflussfaktoren und deren Auswirkung zu testen.

5.3 Diskussion der Ergebnisse

Abbildung 33 führt vor Augen, dass die gegossenen Sekundärteile bei allen untersuchten Stumpflängen und Konizitäten generell größere Abzugskräfte aufzeigten. Allerdings sind auch größere Schwankungen der Kräfte zu verzeichnen. In Übereinstimmung mit anderen Autoren konnte auch in dieser Studie gezeigt werden, dass bei herkömmlicher Herstellung teleskopierender Doppelkronen mit zum Teil großen Schwankungen der Haftkräfte einzelner Teleskope zu rechnen ist [3, 4, 35, 92, 100]. Bei galvanisch hergestellten Doppelkronen konnte ebenfalls eine Streuung der Haftkräfte beobachtet werden. Diese Schwankungen waren deutlich kleiner. Die gemessenen Abzugskräfte bewegten sich zwischen 0,22 und 9,06 N. Sie lagen unter denen anderer Studien, in welchen die Gusstechnik zur Herstellung von Innen- und Außenteil Anwendung fand [6, 34].

Der Vergleich lässt den Schluss zu, dass die Galvanoformung unter gegebenen Bedingungen reproduzierbarere Ergebnisse lieferte als die altbewährte Gusstechnik.

Die erschwerte Reproduzierbarkeit mittels Guss mag in der aufwändigen Produktion und den vielen möglichen Fehlerquellen von der Modellation, über den Einsatz verschiedenster Materialien wie Einbettmassen und Autopolymerisate, bis hin zum Sandstrahlen des Gussobjekts begründet liegen. Diese vielschichtigen, die Passung betreffenden Arbeitsabläufe können mit der Galvanoformung bequem umgangen werden. Die Techniksensibilität beschränkt sich hier auf den eigentlichen elektronisch gesteuerten Arbeitsschritt, der nicht von der Erfahrung und dem Können des Zahntechnikers abhängig ist, dem Galvanisationsprozess. Passungsungenauigkeiten auf Seiten der Produktion der Sekundärkrone werden größtenteils vermieden.

Auffällig war, dass in der Gussgruppe der 5 mm langen Stümpfe (Konus 0°) die Haftkräfte (arithmetische Mittelwerte, Tabelle 8) erstaunlich hoch ausfielen. Sie rangierten zwischen 3,65 N und 5,91 N. Im Vergleich dazu fielen Abzugskräfte bei den 9 mm langen Stümpfen mit 2,84 N bis 5,10 N relativ gering aus. Eine Interpretation fällt hier schwer. Möglicherweise kam es in dieser Gruppe der Prüfeinheiten zu solchen eben angesprochenen Fehlersummationen in der Produktion. Betrachtete man die Gussgruppe an sich, so vermochte jedoch die Stumpflänge insgesamt die Haftkraft weniger zu beeinflussen. Dies widerspricht den Ergebnissen einer Studie aus dem Jahr 2004 in der die Haftkräfte von gegossenen Konuskronen untersucht wurden. Mit zunehmender Stumpfhöhe konnte ein Anstieg der Haftkraft gemessen werden. Die

Haftkraftwerte rangierten zwischen 10 N und 14 N [34]. Bei der angesprochenen Untersuchung wurde allerdings auf einen Speichellersatz verzichtet.

In der vorgelegten Arbeit stieg bei galvanisierten Außenteilen die Haftkraft mit zunehmender Stumpflänge an. Übertragen auf eine klinische Situation mit kurzer Pfeilerlänge wären demnach mit gussgefertigten Doppelkronen höhere Haftwerte zu erzielen. So könnte bereits im Rahmen der Präparation von Pfeilerstümpfen Einfluss auf die spätere Haftkraft genommen werden. Galvanogeformte Doppelkronen stellen bei langen Pfeilerzähnen somit eine gute Alternative zu herkömmlich gefertigten Außenteilen dar. Bei wenigen und kurzen Pfeilerzähnen erscheint die Anwendung von gegossenen Doppelkronen in Bezug auf eine genügend hohe Haftkraft sinnvoller.

Die Konizität des Primärteils nahm Einfluss auf die Haftkraft. Durch parallel gestalte Doppelkronen erreichte man eher Haftkraftmaxima. Diese Tendenz zeichnete sich sowohl für die herkömmliche Gusstechnik als auch für die Galvanoformung ab. Mit steigendem Konuswinkel sank die Haftkraft. Daraus kann man schließen, dass gerade bei kurzen Ankerpfeilern steile Konuswinkel beziehungsweise zylindrische Primärteile Anwendung finden sollten.

Anhand der Ergebnisse kann man schlussfolgern, dass bei vorgegebener Stumpflänge und Konizität das verwendete System und damit sein Haftmechanismus die resultierende Haftkraft beeinflusst. Mit der herkömmlichen Gusstechnik ließen sich bei gleichen geometrischen Abmessungen höhere Haftwerte erzielen als mit der Galvanoformung. Bei indikationsgerechter Anwendung stellen galvanogeformte Doppelkronen dennoch eine willkommene alternative Therapiemöglichkeit dar.

Da immer auch die Gesamthaftkraft eines Zahnersatzes betrachtet werden muss, ist auch die Pfeilerzahl zu berücksichtigen. Vor dem Hintergrund der gewonnenen Ergebnisse sollte bei einer klinischen Situation mit wenigen Pfeilern der gusstechnischen Herstellung der Vorzug gewährt werden. Es muss jedoch ausdrücklich betont werden, dass eine einfache Aufsummierung der Haftwerte einzelner Doppelkronen nicht zwingend die Gesamthaltekraft einer Prothese widerspiegelt. Somit ist eine Übertragung der Modellsituation nur partiell möglich. Beim Einsatz mehrerer Doppelkronen sollten sich die einzelnen Abzugskräfte zwischen 1 N und 3 N einpendeln [35].

Die Beobachtung, dass das Material beziehungsweise das Herstellungsverfahren im Hinblick auf die Haftkraft bei Doppelkronen Auswirkungen zeigte, macht weitere Untersuchungen notwendig. Sicherlich bietet sich der Vergleich zwischen verschiedenen Materialien der Primärteile (Zirkoniumdioxid, Titan, Keramik, etc.) in Kombination mit galvanisierten Außenteilen an.

In dieser Studie wurde der Einfluss von Stumpflänge und Konizität untersucht. Der Stumpfumfang fand keine Berücksichtigung. Als Basisstumpfgeometrie diente die Grundform eines Unterkieferprämolaren. Inwiefern der Stumpfumfang und damit die Zahnform die Haftkraft beeinflusst, gilt es ebenfalls in weiteren Untersuchungen herauszufinden. *Bayer et al.* konnten in einer Studie an 22 Prothesen (66 Teleskope) klinisch keine Unterschiede bezüglich der Haftkraft verschiedener Zahntypen feststellen. Die Versuchsdurchführung erfolgte allerdings von Hand [2].

Weiter stellt sich die Frage, wie viel Haltekraft eine Prothese benötigt, um den Patienten mit einem funktionalen und für ihn ausreichend stabilen Zahnersatz auszustatten. *Becker* berichtete, dass Patienten mit herausnehmbaren Zahnersatz und einer aufzubringenden Abzugskraft zwischen 2,5 und 3 N zufrieden waren [6].

Die Haftung galvanischer Doppelkronen erfolgt über Adhäsion und Strömungswiderstand durch den im Kapillarspalt befindlichen Speichel. Somit spielt der Speichel eine zentrale Rolle im Haftmechanismus solcher prothetischer Versorgung. Diese Tatsache sollte bei der Diskussion der Verankerungssysteme unbedingt Beachtung finden.

6 Zusammenfassung

Vor dem Hintergrund der demographischen Entwicklung ist trotz erfolgreicher präventiver Maßnahmen zum Zahnerhalt mit einem Anstieg an teilprothetischen Versorgungen zu rechnen. Zur Therapie von Lückengebissen stellt die Doppelkrontechnik eine Möglichkeit dar, die nicht alle, aber dennoch einen sehr großen Anteil von Anforderungen an Verankerungselementen vereint. So sind eine gute körperliche Fassung des Ankerzahnes, dadurch bedingt die günstige Belastung des Pfeilers in axialer Richtung, eine stabilisierende, sekundäre Verblockung und eine gute Hygienefähigkeit als beispielhaft zu nennen. Die Integration klinisch fraglicher Pfeiler kann unter dem Gesichtspunkt des Zahnerhalts und der besseren Verankerung des Zahnersatzes durchaus in Erwägung gezogen werden. Die Doppelkrone hat sich als Verankerungselement etabliert und stellt seit Jahren eine probate Möglichkeit zur Versorgung von Lückengebissen dar [2, 64, 86, 96]. Nachteilig schlagen allerdings der relativ große Zahnhartsubstanzverlust beim Beschleifen [101] und der verhältnismäßig hohe Aufwand in der Herstellung und der damit einhergehende Kostenfaktor zu Buche.

Zielsetzung der vorgelegten Arbeit war, die Untersuchung der Haftkräfte von Doppelkronen. Dabei wurde die traditionelle Herstellung von Teleskop- und Konuskronen mittels Gusstechnik der Herstellung mittels der Galvanoformung gegenübergestellt. Die Einflüsse von retentiver Stumpflänge (5 mm, 7 mm, 9 mm), Herstellungsverfahren der Matrize und Konuswinkel (0° , 2°) sollten in Bezug auf die Abzugsarbeit untersucht werden.

Am Computer wurden Prüfkörper eines Zahntyps virtuell erzeugt und mittels Rapid Prototyping (Eosint 270, Fa. Electro Optical Systems) generiert. Es folgte eine Vervielfältigung der Urstümpfe. Anschließend konnte die eigentliche Anfertigung der Prüfkörper, die Produktion von 120 teleskopierenden Einheiten, beginnen. Die Primärteile wurden, wie im zahntechnischem Labor üblich, im Lost-Wax- und Gussverfahren mit einer hochgoldhaltigen Legierung (BioPortadur®, Fa. Wieland) hergestellt. 60 Sekundärteile wurden durch Galvanoformung und 60 weitere auf konventionellem Wege im Vakuumdruckgussverfahren ebenfalls aus hochgoldhaltiger Legierung produziert.

Die Abzugstests wurden mit einem standardisierten Versuchsaufbau an einer Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell) bewältigt. Die Abzüge wurden stets mit gleicher Abzugsgeschwindigkeit (1000 mm/min) unter Verwendung einer künstlichen Speichellösung (Ptyalin, Fa. TMP Tüshaus) durchgeführt. Jede Doppelkroneneinheit wurde 10 Separationszyklen unterzogen. Die zum Trennen von Matrize und Patrize benötigte Kraft wurde erfasst und als Messprotokoll archiviert. Die Ergebnisse wurden statistisch ausgewertet. Die Haftkräfte bewegten sich zwischen 0,22 und 9,06 N.

Die zunächst durchgeführte THREE-WAY ANOVA stellte mit $p < 0,001$ signifikante Einflüsse auf die gemessenen Haftkräfte für das Herstellungsverfahren (Material), die Konizität und deren gemeinsame Interaktion fest. Weiter konnte eine TWO-WAY ANOVA zeigen, dass die Stumpflänge ($p < 0,001$) in der Gruppe der galvanisch gefertigten Sekundärkronen statistisch signifikanten Einfluss bezogen auf die Haftkraft nahm. Bei gegossenen Außenteilen konnte gleiches nicht beobachtet werden ($p = 0,999$). Die Konizität ($p < 0,001$) besaß in beiden Vergleichsgruppen (Galvano-, Gussgruppe) statistisch signifikanten Einfluss. Nur bei galvanogeformten Außenkronen verzeichnete die statistische Analyse einen signifikanten Einfluss der Interaktion von Konus und Stumpflänge ($p < 0,001$). In der Gussgruppe wurde dies nicht festgestellt ($p = 0,153$). Entgegen der Annahme hatte das Herstellungsverfahren (Material) bei parallel und konisch gestalteten Doppelkronen statistisch signifikanten Einfluss auf resultierende Abzugskräfte ($p < 0,001$). Bei zylindrischer Gestaltung der Primärteile interagierten Material und Stumpflänge ($p < 0,001$) mit signifikantem Einfluss auf die Abzugskräfte. Eine derartige Beobachtung wurde bei konisch gefrästen Innenkronen nicht gemacht ($p = 0,204$). Die Wechselwirkung zwischen der Konizität und dem Herstellungsverfahren (Material) hatte lediglich bei den 5 mm langen Stümpfen signifikanten Einfluss auf die Haftkräfte ($p < 0,001$). Der Einfluss der Interaktion von Konus und Material bei 7 mm ($p = 0,144$) und 9 mm ($p = 0,325$) langen Proben stellte sich als nicht signifikant heraus. Jedoch beeinflussten die Faktoren „Material“ und „Konizität“, sowohl bei 5 mm ($p = 0,001$) als auch bei 7 mm ($p < 0,001$) und 9 mm ($p < 0,001$) langen Stümpfen, signifikant die Abzugskräfte.

Unter den beschriebenen Voraussetzungen lassen sich den Versuchsergebnissen entsprechend folgende Schlüsse ziehen:

1. Gusstechnisch hergestellte Doppelkronen erzielten höhere Haftkräfte.
2. Eine Abnahme der Konizität war mit einem Anstieg der Haftkräfte verbunden.
3. Teleskopkronen mit galvanisierten Sekundärkronen verzeichneten mit steigenden Stumpflängen höhere Abzugskräfte.
4. Die Haftkraft galvanotechnisch hergestellter Feingoldmatrizen wies eine höhere Reproduzierbarkeit auf.

7 Literatur

1. Bayer S, Enkling N, Mues S. Ein spannungsfreies Stegsystem für die direkte intraorale Versorgung von Implantaten. *Quintessenz* 59 (8): 843-851, 2008.
2. Bayer S, Güner M, Keilig L, Enkling N, Schneider D, Utz K-H, Stark H, Mues S. Untersuchung zur Haltekraft von Teleskopkronen vor der klinischen Anwendung. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 63: 7, 2008.
3. Becker H. Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest. *Zahnärztliche Praxis* 10: 427-352, 1983.
4. Becker H. Das Haftverhalten teleskopierender Kronen. *ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt* 91 (8): 48-51, 1982.
5. Becker H. Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopierender Kronen. *ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt* 91 (9): 54-60, 1982.
6. Becker H. Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen. *zahnärztliche Praxis* 4: 153-156, 1982.
7. Behr M, Hofmann E, Rosentritt M, Lang R, Handel G. Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures. *Clinical Oral Investigations* 4 (2): 87-90, 2000.
8. Beschnidt SM, Chitmongkolsuk S, Prull R. Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report. *Compendium of Continuing Education Dentistry* 22 (11): 927-8, 929-32, 934 passim; quiz 942, 2001.
9. Besimo CE, Graber G. Neues Konzept abnehmbarer Suprastrukturen auf osseointegrierten Implantaten. *Internationales Journal für Parodontologie & Restaurative Zahnheilkunde* 14 (6): 469-476, 1994.
10. Böttger H. Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker. *zahnärztliche Praxis* 29: 347-352, 1978.
11. Böttger H, Gründler H. *Die Praxis des Teleskopsystems*. 2. Auflage ed. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, p. 240, 1978.

12. Böttger H, Häupl K, Kirsten H. Zahnärztliche Prothetik. Band 1. 2. Auflage ed. Leipzig: Johann Ambrosius Barth Verlag p. 580, 1961.
13. Brommer R, Gadau C, KG WDTGC. AGC Galvanotechnik. Pforzheim: Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG p. 50.
14. Bücking W. Über den Halt von Teleskopkronen. Quintessenz 55 (8): 863-869, 2004.
15. Diedrichs G. Galvanotechnik. In: Kappert HF, Eichner K, eds. Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung Vol. 6., vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, pp. 313-322, 2008.
16. Diedrichs G. Ist das Teleskopsystem noch zeitgemäß? ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt 99 (2): 78-82, 1999.
17. Diedrichs G, Rosenhain P. Galvano-Außenteleskope in der direkten Technik. Quintessenz 42 (49): 49-56, 1991.
18. Diedrichs G, Rosenhain P. Galvano-outer telescope by direct technique. Quintessence 42 (1): 49-56, 1991.
19. Diedrichs G, Rosenhain P. Galvanoforming: Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde. München: Verlag Neuer Merkur GmbH, p. 120, 1995.
20. Diedrichs G, Setz J. Galvanotechnik zur Herstellung von Zahnersatz. Vol. 1. Halle, Düsseldorf: DGZMK, pp. 1-4, 2002.
21. Dietzschold K. Titan- und Galvano-Doppelkronen. Quintessenz Zahntechnik 27 (2): 143-154, 2001.
22. Dietzschold K, Fezer M. Anspruchsvolle Patienten und herausnehmbarer Zahnersatz. Quintessenz Zahntechnik 32 (4): 400-408, 2006.
23. Dolder E, Wirz J. Die Steg-Gelenk-Prothese. Berlin, Chicago, Rio de Janeiro, Tokio: Quintessenz Verlags-GmbH, p. 275, 1982.

24. Erdelt K-J, Schweiger J. Apparatus and method for simulating the mobility of a tooth. In: ORGANIZATION WIP, WO 2009015905 20090205. A61C 9/00 (2006.1), A61C 13/00 (2006.1), A61C 13/12 (2006.1) ed. Germany, pp. 22, 2008.
25. Faber F-J, Huber C. Electroformed telescope crown - a hydraulic system. J Dent Res 80: 551, 2001.
26. Gebhardt A. Rapid Prototyping. München, Wien: Carl Hanser Verlag, p. 322, 1996.
27. Geiger G. Geschiebetechnik München: Verlag Neuer Merkur, p. 248, 1982.
28. Gernet W. Geleitwort. In: Pospiech P, ed. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, pp. 209, 2002.
29. Gernet W, Adam P, Reither W. Nachuntersuchungen von Teilprothesen mit Konuskronen nach K. H. Körber. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38: 998-1001, 1983.
30. Gnan C. Morphologie der Zähne. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, p. 140, 2006.
31. Graber G. Partielle Prothetik. Vol. Band 3 2., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag, p. 243, 1992.
32. Grüner M, Bourauel C, Keilig L, Utz K-H, Stark H. Entwicklung eines parodontienadäquaten Probenhalters für Verschleißuntersuchungen von Teleskopronen Biomed Technik 48 (1-2): 15-19, 2003.
33. Grunert I. Herausnehmbare Prothetik - Stellenwert heute. In: Heidemann D, ed. Deutscher Zahnärzte Kalender 2009. Vol. 69. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag Köln, pp. 229-243, 2008.
34. Gungor MA, Artunc C, Sonugelen M. Parameters affecting retentive force of conus crowns. Journal of Oral Rehabilitation 31 (3): 271-7, 2004.

35. Hagner MW, Hültenschmidt R, Grüner M, Bayer S, Keilig L, Reimann S, Bourauel C, Utz K-H, Stark H. Eine In-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 61 (11): 594-603, 2006.
36. Hahn PP. Kritische Betrachtung des Metallgerüsts der starr abgestützten Einstückgussprothese. Zahntechnik (Berl) 8 (6): 60-255, 1967.
37. Hartlmaier KM. Vom Rinderzahn zur Teleskopkrone - Kurze Geschichte Der Zahntechnik. Köln: Verlag Neuer Merkur, 1965.
38. Hellwig E, Klimek J, Attin T. Einführung in die Zahnerhaltung. 3., neu bearbeitete Auflage ed. München, Jena: Urban & Fischer, p. 508, 2003.
39. Hofmann M. Die prothetische Versorgung des wenig bezahnten und des zahnlosen Patienten - eine Standortbestimmung. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 45 (9): 525-537, 1990.
40. Hofmann M. Die Versorgung von Gebissen mit einzelstehenden Restzähnen mittels Cover-Denture-Prothese. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 21 (3): 478-482, 1966.
41. Hohmann A, Hielscher W. Zahntechnik in Frage und Antwort. 2. ed. München: Verlag Neuer Merkur GmbH p. 517, 1995.
42. Hopp M, Biffar R. Prothetische Planung bei kombiniert festsitzendem, herausnehmbarem Zahnersatz auf natürlichen Zähnen, Implantaten und deren Kombination (Teil 2). Quintessenz Zahntechnik 34 (2): 172-188, 2008.
43. Isaacson GO. Telescope crown retainers for removable partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry 22: 436-448, 1969.
44. Kerschbaum T. Zur Zukunft prothetischer Therapieformen. 01.12.2008 ed: zm-online - Zahnmedizin, pp. 1-7, 2008.
45. Kielhorn J, Haessler D. Kombination von Zirkonoxidkeramik und Galvanoforming. Quintessenz 54 (7): 735-742, 2003.
46. Körber K. Experimentielle Untersuchung zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente. Quintessenz 55: 261-268, 2004.

47. Körber K. Konuskronen-Teleskope: Einführung in Klinik und Technik. 1. Auflage ed. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg: Einführung in Klinik und Technik, p. 352, 1969.
48. Körber K. Konuskronen: Das rationelle Teleskopsystem; Einführung in Klinik und Technik. 6. Auflage ed. Heidelberg: Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg, p. 330, 1988.
49. Körber K, Blum M. Experimentielle Untersuchungen zum Einfluss der Haftflächengröße auf die reproduzierbare Haftkraft von Konuskronen. Quintessenz Zahntechnik 32 (2): 158-170, 2006.
50. Körber K, Blum M. Über den Einfluss der Winkelgenauigkeit auf die Reproduzierbarkeit der Haftkraft von Konuskronen. Quintessenz Zahntechnik 30 (1): 56-66, 2004.
51. Körber KH. Dynamischer Mechanismus von Parodontium und Gewebestrukturen unter herausnehmbarem Zahnersatz. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38: 975-982, 1983.
52. Kraus H-D, Kraus J. Implantatgetragene Stegversorgungen mittels Galvanoforming. Quintessenz Zahntechnik 31 (5): 530-541, 2005.
53. Krieg G. Erste Langzeitergebnisse galvanokeramischer Kronen nach dem AGC-Verfahren - eine 9-Jahres-Studie. Quintessenz 46 (6): 783-788, 1995.
54. Langer A. Tooth-supported telescope restorations. The Journal of Prosthetic Dentistry 45: 515-520, 1981.
55. Lehmann KM, Gente M. Doppelkronen als Verankerung für herausnehmbaren Zahnersatz. In: Ketterl W, ed. Deutscher Zahnärzte Kalender 1988. Vol. 47. München, Wien: Carl Hanser Verlag pp. 106-121, 1988.
56. Lehmann KM, Hellwig E. Einführung in die zahnärztliche Propädeutik Vol. 9. Aufl. München, Jena: Urban & Fischer Verlag p. 314, 2002.
57. Lenz J. Ein mathematisches Modell zur Berechnung des Haft- und Festigkeitsverhaltens von konischen Teleskopkronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 37 (1): 7-15, 1982.

58. Ludwig K, Biffar R, Fischer H. Lexikon der Zahnmedizinischen Werkstoffkunde. 1. Auflage ed. Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, p. 316, 2004.
59. Mack F. Modell-Einstückgussprothese - Theoretische Grundlagen und praktische Hinweise. Quintessenz 57 (3): 253-263, 2006.
60. Marxkors R, Meiners H, Geis-Gerstorfer J. Taschenbuch der Zahnärztlichen Werkstoffkunde. 6., überarbeitete Auflage ed. Köln: Deutscher Zahnärzteverlag Köln, p. 350, 2000.
61. Meyer E. Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelknopfankern im stark reduzierten Gebiß. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38: 1011-1015, 1983.
62. Miller PA. Complete dentures supported by natural teeth. The Journal of Prosthetic Dentistry 8 (6): 924-928, 1958.
63. Minagi S, Natsuaki N, Nishigawa G, Sato T. New telescopic crown design for removable partial dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry 81 (6): 684-8, 1999.
64. Mock FR, Schrenker H, Stark H. Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 50 (3): 148-153, 2005.
65. Molin M, Bergman B, Ericson A. A clinical evaluation of conical crown retained dentures. The Journal of Prosthetic Dentistry 70 (3): 251-256, 1993.
66. Mühlemann HR. Tooth mobility I. The measuring method, initial and secondary tooth mobility. Journal of Periodontology 25: 22-23, 1954.
67. Nickenig A, Friedrich R, Kerschbaum T. Steg-Gelenk- vs. Teleskop-Prothese im reduzierten Restgebiß. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 48 (9): 566-569, 1993.
68. Nickenig A, Kerschbaum T. Langzeitbewährung von Teleskop-Prothesen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 50 (10): 753-755, 1995.

69. Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 64 (2): 153-8, 1990.
70. Piancino MG, Bracco P, Vallelonga T, Merlo A, Farina D. Effect of bolus hardness on the chewing pattern and activation of masticatory muscles in subjects with normal dental occlusion. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 18 (6): 931-937, 2008.
71. Pöggeler R. Klinische Nachuntersuchung von totalprothetischen Versorgungen mit Doppelkronen (Cover-Dentures). Marburg: medizinische Dissertation, p. 62, 1995.
72. Pospiech P. Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen 1. ed. Stuttgart; New York Thieme, p. 209, 2001.
73. Roger OW, Amstrong BW. Electroforming a gold matrix for indirect inlays. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 11: 959-966, 1961.
74. Rösch R, Mericske-Stern R. Zirkoniumdioxid in der abnehmbaren Prothetik. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* 118 (10): 959-974, 2008.
75. Sandu L, Faur N, Bortun C. Spannungsanalyse der Klammern von Modellgussprothesen durch die Methode der finiten Elemente. *Quintessenz Zahntechnik* 32 (4): 372-381, 2006.
76. Schroeder E. Bedarfsermittlung für prothetische Leistungen in der Zahnheilkunde bis zum Jahr 2020. München, pp. 1-103, 2001.
77. Schulz HH. Die partielle Prothese. München: Verlag Neuer Merkur p. 304, 1982.
78. Schumacher GH. Odontographie. Anatomie der Zähne und des Gebisses. 4., überarbeitete Auflage ed. Heidelberg: Hüthig Verlag p. 154, 1983.
79. Schunke S. Doppelkronen: Systeme, Gestaltung, Planung, Fallbeispiele Berlin, Chicago, Tokio, Barcelona, Istanbul, London, Mailand, Moskau, Mumbai, Paris, Peking, Prag, Sao Paulo, Seoul, Warschau: Quintessenz Verlags-GmbH, p. 202, 2006.

80. Schunke S. Doppelkronen: Systeme, Gestaltung, Planung, Fallbeispiele Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH, 2006.
81. Schunke S. Prinzipelle Funktionsweisen der Doppelkronensysteme. Quintessenz Zahntechnik 33 (12): 1496-1507, 2007.
82. Schweiger J. Rapid Prototyping-Neue Fertigungswege in Zahntechnik und Zahnmedizin. DIGITAL_DENTAL NEWS 2 (3): 36-41, 2008.
83. Schweiger J, Erdelt K-J, Beuer F. Rapid Prototyping - Technik der Zukunft? Dental-Labor L II (7): 1109-1118, 2004.
84. Schwindling R. Kritische Betrachtungen über Stegprothesen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 21 (3): 471-478, 1966.
85. Seibt W. Physik für Mediziner. Vol. 4. unveränderte Auflage. Stuttgart: Georg Thieme Verlag Stuttgart, p. 440, 2001.
86. Setz J. Expertenfokus Doppelkronen. Quintessenz Zahntechnik 33 (12): 1478-1479, 2007.
87. Shiratsuchi H, Komine F, Kakehashi Y. Influence of finish line design on marginal adaption of electroformed metal-ceramic crowns. The Journal of Prosthetic Dentistry 95 (3): 237-242, 2006.
88. Sonnenschein A, Wenz H-J, Lehmann KM. Doppelkronenverankerter Zahnersatz nach Pfeilervermehrung durch Implantate. Quintessenz 58 (1): 33-43, 2007.
89. Spiekermann H, Gründler H. Die Modellguß-Prothese. Berlin: Quinessenz Verlags-GmbH, p. 551, 1977.
90. Stancic I, Jelenkovic A. Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. Gerodontology 25: 162-167, 2008.
91. Stark H. Ist die Modellgussprothese adäquater Zahnersatz für den älteren Menschen? Quintessenz 56 (4): 367-373, 2005.

92. Stark H. Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen. ZWR - Das deutsche Zahnärzteblatt 105 (4): 176-183, 1996.
93. Stark H, Schrenker H. Bewährung teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 53: 183-186, 1998
94. Starr RW. Removable bridge-work - Porcelain cap-crowns. Dental Cosmos 28: 17-19, 1886.
95. Stenzel K, Gilde H, Lenz P. Untersuchungen der Einflußgrößen zur Haftkraft von Konuskronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 35 (10): 920-922, 1980.
96. Strub JR, Türp JC, Witkowski S, Hürzeler MB, Krenn M. Curriculum Prothetik, Band III. 2., überarbeitete Auflage ed. Berlin, Chicago, London, Barcelona, Sao Paulo, Tokio: Quintessenz Verlags-GmbH, p. 1270, 1999.
97. Stüttgen U. Doppelkronen aus NEM-Legierungen. zahnärztliche Praxis 1: 10-13, 1990.
98. Stüttgen U. Doppelkronen zur Verankerung von Teilprothesen unter spezieller Berücksichtigung des Frontzahnbereiches. In: DGZMK APuWid, ed. Rehabilitation des Lückengebisses mit herausnehmbarem Zahnersatz. München, Wien: Carl Hanser Verlag, pp. 83-89, 1994.
99. Stüttgen U. Experimentielle Untersuchung zum Verschleißverhalten der dentalen Gußlegierungen Degulor M, Micro-Bond-NP2 und Wiron 77 unter spezieller Berücksichtigung des Teleskopsystems. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38: 1024-1025, 1983.
100. Stüttgen U. Experimentielle Untersuchung zur Parallelität gefräster teleskopierender Primäranker. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 38: 538-540, 1983.
101. Weaver JD. Telescopic copings in restorative dentistry. The Journal of Prosthetic Dentistry 61 (4): 429-33, 1989.

102. Wegmann U, Maas P. Der Einfluß von Herstellungsverfahren und Oberflächenbehandlung auf die Retentionskraft von Konuskronen. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 43: 507-510, 1988.
103. Weigl P. Vollkeramische Primärkronen im Teleskopsystem. In: Heidemann D, ed. Deutscher Zahnärztekalender 1999. München, Wien: Hanser Verlag, pp. 51-76, 1998.
104. Weigl P, Hahn L, Lauer H-C. Advanced Biomaterials used for an New Telescopic Retainer for Removable Dentures: Ceramics vs. Electroplated Gold Copings: Part I. Vitro Tribology Effects. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 53: 320-336, 2000.
105. Weigl P, Kleutges D. Ein innovatives und einfaches Therapiekonzept für herausnehmbare Suprastrukturen mit neuem Halteelement - konische Keramikmatritze vs. Feingoldmatritze. In: Weber H-P, Mönkmeyer UR, eds. Implantatprothetische Therapiekonzepte. Berlin: Quintessenz, pp. 117-158, 1999.
106. Weigl P, Lauer H-C. Advanced Biomaterials used for an New Telescopic Retainer for Removable Dentures: Ceramics vs. Electroplated Gold Copings: Part II. Clinical Effects. Journal of Biomedical Materials Research Part B: Applied Biomaterials 53: 337-347, 2000.
107. Weitkamp J. Mundgesundheit in Deutschland immer besser - dennoch gesundheitspolitischer Behandlungsbedarf. Vorstellung der Vierten Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS IV) des Instituts der Deutschen Zahnärzte. Haus der Bundespressekonferenz, 2006.
108. Wenz H-J, Kern M. Langzeitbewährung von Doppelkronen. Quintessenz Zahntechnik 33 (12): 1482-1494, 2007.
109. Wenz HJ, Hertrampf K, Lehmann KM. Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit. International Journal of Prosthodontics 14 (3): 207-13, 2001.

110. Wenz HJ, Lehmann KM. A telescopic crown concept for the restoration of the partially edentulous arch: the Marburg double crown system. *International Journal of Prosthodontics* 11 (6): 541-50, 1998.
111. Widbom T, Lofquist L, Widbom C, Soderfeldt B, Kronstrom M. Tooth-supported telescopic crown-retained dentures: an up to 9-year retrospective clinical follow-up study. *Int J Prosthodont* 17 (1): 29-34, 2004.
112. Wirz J. Galvanotechnologie - ein bewährter Weg zum biologischen Zahnersatz. *Quintessenz* 50 (2): 153-160, 1999.
113. Wirz J, Jäger K. Galvanoteleskope - präzise, einfach und klinisch bewährt. *Quintessence* 49 (3): 283-292, 1998.
114. Wirz J, Jäger K, Schmidli F. Moderne Galvanotechnologie. *Schweizer Monatsschrift für Zahnmedizin* 106 (7): 643-651, 1996.
115. Wolfart S, Kern M. Optimale Einstellung der Konushaftung durch Einbringen eines okklusalen Stopps. *Quintessenz* 51 (2): 127-136, 2000.
116. Wöstmann B. Tragedauer von klammerverankerten Einstückgußprothesen im überwachten Gebrauch. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift* 52: 100-104, 1997.
117. Wöstmann B, Balkenhol M, Kothe A, Ferger P. Dental impact on daily living of telescopic crown-retained partial dentures. *International Journal of Prosthodontics* 21 (5): 419-21, 2008.
118. Yalisove IL. Crown and sleeve-coping retainers for removable partial prostheses. *The Journal of Prosthetic Dentistry* 16: 1069-1085, 1969.
119. Yoshida E, Fueki K, Igarashi Y. Association between food mixing ability and mandibular movements during chewing of a wax cube. *Journal of Oral Rehabilitation* 34: 791-799, 2007.

8 Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1	Funktionsprinzip der Konushaftung (nach Körber 1969). Mit dicken roten Pfeilen sind die axial einwirkende (Kau-) Kraft und senkrecht dazu die Anpresskraft F_A eingezeichnet.	22
Abbildung 2	Prinzip der Friktion von parallelwandigen Doppelkronen in Anlehnung an Stüttgen; Schleifspuren entstehen auf der Oberfläche der Primärteile durch „Nasen“ (hier rot dargestellt)	28
Abbildung 3	Zylindrisches Primärteil mit gut sichtbaren oberflächlichen Riefen nach erfolgten Abzugsversuchen	29
Abbildung 4	Prinzip der Galvanoformung, positiv geladene Metallionen lagern sich an die zu beschichtende Form	35
Abbildung 5	Schematische Darstellung des Prinzips der laminaren Strömung (rote Pfeile) beim Abzug des flüssigkeitsumspülten Galvanoaußenteils	28
Abbildung 6	Schematische Darstellung einzelner Arbeitsschritte	42
Abbildung 7	Computergeneriertes Stumpfdesign der drei Stumpflängen	45
Abbildung 8	a: Detailaufnahme eines Prüfstumpfes mit 5 mm Länge; b: gesockelte Stumpfanordnung, Stumpflänge 7 mm	47
Abbildung 9	a, b: Nahaufnahme der in Gips gefassten Stumpfduplikate	47
Abbildung 10	Glanzpolierte zylindrische Primärteile aus hochgoldhaltiger Edelmetalllegierung in den drei Stumpflängen (von rechts 5 mm, 7 mm und 9 mm)	49
Abbildung 11	Schematischer Aufbau des Galvanisationsgerätes AGC® Micro Plus	51
Abbildung 12	Leitsilberlackierte Innenteleskope, befestigt an kunststoffummantelten Kupferdrahtkathoden	52

Abbildung 13	Zu beschichtende Teile sind kreisförmig im Becherglas angeordnet, Strömungen und Verwirbelungen können so reduziert werden	52
Abbildung 14	Das Gerät AGC® Micro Plus bestückt mit den zu beschichtenden Primärteilen	53
Abbildung 15	Galvanotechnisch hergestellte Außenteile auf ihren dazugehörigen parallelwandigen Primärteilen mit den Stumpflängen 9 mm, 7 mm und 5 mm	54
Abbildung 16	Galvanogeformtes Sekundärteil mit dazugehörigem 0° Innenteleskop, Primärteilerfläche ist absolut glatt	55
Abbildung 17	a: Angestiftete Sekundärteile zur Herstellung im Lost-Wax-Verfahren mit Abzugshilfen in Wachs; b: gereinigtes Gussobjekt	56
Abbildung 18	Gusstechnisch hergestellte Außenteile gefügt auf ihre parallelwandigen Primärteile	57
Abbildung 19	Gusstechnisch hergestelltes Primärteil mit 0°-Fräsung und korrespondierendem Außenteleskop	58
Abbildung 20	Galvanoteleskop und Gussteleskop gleiten auf ihre Primärteile	59
Abbildung 21	Universalprüfmaschine (Typ 1445, Fa. Zwick/Roell)	59
Abbildung 22	Skizzierter Versuchsaufbau zur Messung der Abzugskräfte	60
Abbildung 23	Gesockelter Stumpf mit einer Doppelkroneneinheit, Wachswände gewährleisten das Poolen der künstlichen Speichellösung	62
Abbildung 24	AGC® – Sekundärteil vor einem Abzugsversuch, zu erkennen sind die mit Pattern Resin (Fa. GC) fixierte Metallöse und das wachsbegrenzte Reservoir der künstlichen Speichellösung (Ptyalin neutral, Fa. TMP Tüshaus)	62
Abbildung 25	Kaugummikauender Proband zur Bestimmung der Kaugeschwindigkeit mit eingblendeter Millimeterskala; a: Ausgangssituation mit geschlossener Kiefern; b: maximale Mundöffnung	64
Abbildung 26	Erläuterung zum Aufbau der Boxplotdarstellung	65

- Abbildung 27 Graphische Darstellung zur Veranschaulichung der Korrelation nach Pearson, Mittelwert der Abzugskräfte versus Abzugsnummer 67
- Abbildung 28 Graphische Darstellung der Korrelation nach Pearson bezogen auf das Herstellungsverfahren beziehungsweise das Material der Sekundärkrone; „Guss“ steht für die Gussgruppe, „Gold“ steht für die Gruppe mit den galvanisch hergestellten Sekundärteilen 68
- Abbildung 29 Graphik zur Korrelation nach Pearson zu den möglichen Konuswinkeln der Prüfeinheit von 2° und 0° 69
- Abbildung 30 Grafische Darstellungen zur Korrelation nach Pearson. Überprüft wurde ob die statistische Größen „Herstellungsverfahren“, „Konuswinkel“ und „Stumpflänge“ kausal mit dem Verschleiß innerhalb von 10 Separationszyklen zusammenhängen 70
- Abbildung 31 Exemplarische Kraft-Dehnungs-Diagramme aus verschiedenen Messprotokollen der Galvanogruppe bei einem Konus von 2° ; blau: 7 mm, grün: 5 mm 71
- Abbildung 32 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der mittleren Abzugskraft in N. 12 Untergruppen der Doppelkroneneinheiten getrennt nach Herstellungsverfahren, Konizität und Stumpflänge wurden gebildet; „Guss“ steht für die Gussgruppe, „Gold“ steht für die 73
- Abbildung 33 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen mit galvano- und gusstechnisch hergestellten Sekundärteilen bei verschiedenen Längen und Konizitäten 75
- Abbildung 34 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen der Doppelkroneneinheiten in Abhängigkeit der gewählten Konizität 77
- Abbildung 35 Box- und Whisker-Plot zur Darstellung der Mittelwerte von Haftkräften in N nach Abzugsversuchen der Doppelkroneneinheiten in Abhängigkeit von der Stumpflänge 79

-
- Abbildung 36 Graphische Darstellung der Messergebnisse zur Haftkraft von 82
Doppelkronen bei verschiedenartigen Konizitäten und
Stumpflängen in der Galvanogruppe
- Abbildung 37 Graphische Darstellung der Messergebnisse zur Haftkraft von 83
Doppelkronen bei verschiedenartigen Konizitäten und Längen in
der Gussgruppe
- Abbildung 38 Box Plot Darstellung zur Tabelle 16 bei 0° Konizität der Primärteile, 84
gegossene Doppelkronen weisen höhere Haftkräfte auf
- Abbildung 39 Box- und Whisker-Plot, Gussdoppelkronen lieferten höhere 85
Haftkraftwerte, die Stumpflänge hatte keinen signifikanten Einfluss
- Abbildung 40 Graphische Darstellung zu Tabelle 18, Vergleich der Haftwerte für 87
5 mm lange Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und
Herstellungsverfahren (Materialien)
- Abbildung 41 Box- und Whisker-Plot, Vergleich der Haftwerte für 7 mm lange 88
Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und Herstellungsverfahren
(Materialien)
- Abbildung 42 Box- und Whisker-Plot, Vergleich der Haftwerte für 9 mm lange 89
Stümpfe bei verschiedenen Konizitäten und Herstellungsverfahren
(Materialien)
- Abbildung 43 a: Galvanomatrizen vor dem Verkleben mit einem Tertiärgerüst; b: 98
Primärteleskop mit Galvanosekundärteil im Tertiärgerüst
- Abbildung 44 a: Tertiärgerüst, Kontrolle des passiven Sitzes; b: intraorale 98
Verklebung der Feingoldmatrizen mit dem Tertiärgerüst

9 Tabellenverzeichnis

Tabelle 1	Variablen zur Berechnung der Abzugskraft von Klammern aus Formel 1	9
Tabelle 2	Mögliche Klassifikation der Doppelkronen in Anlehnung an Lehmann und Gente (1988)	14
Tabelle 3	Variablen zur Berechnung der Lösekraft aus Formel 2	20
Tabelle 4	Beschreibung der Variablen zur Berechnung einer galvanisch abzuscheidenden Masse (m) zu Formel 3	34
Tabelle 5	Einteilung der Prüfeinheiten in Haupt- und Untergruppen	44
Tabelle 6	Variablen zu Formel 4, Berechnung der Kaugeschwindigkeit	63
Tabelle 7	Ergebnisse zu den Untersuchungen der Kaugeschwindigkeit	66
Tabelle 8	Ergebnisse der Korrelation nach Pearson	67
Tabelle 9	Statistische Auswertung der einzelnen Testgruppen im Überblick	72
Tabelle 10	Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Material (Herstellungsverfahren)“	74
Tabelle 11	Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Konizität“	76
Tabelle 12	Ermittelte Zahlenwerte der deskriptiven Statistik zum Faktor „Stumpflänge“	77
Tabelle 13	Ergebnisse der THREE-WAY ANOVA, Zahlenwerte lagen teilweise nahe am Signifikanzniveau (α -Level = 0,5)	80
Tabelle 14	Ergebnisse der TWO-WAY ANOVA für Konizität, Länge und deren Wechselbeziehung in der Galvanogruppe der 60 Sekundärteile	81
Tabelle 15	Ergebnisse der TWO-WAY ANOVA für Konizität, Länge und deren Interaktion in der Gussgruppe der 60 Sekundärteile	82
Tabelle 16	Ergebnisse zur Interaktion von Material (Herstellungsverfahren) und Länge der Stümpfe bei einem Konus von 0° (n = 60)	84
Tabelle 17	Ergebnisse zur Interaktion von Material (Herstellungsverfahren) und Länge der Stümpfe bei einem Konus von 2° (n = 60)	85

Tabelle 18	Ergebnisse der 5 mm (n = 40) langen Stümpfe zur Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität	86
Tabelle 19	Ergebnisse der 7 mm (n = 40) langen Stümpfe zum Einfluss der Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität auf die Haftkraft	87
Tabelle 20	Ergebnisse der 9 mm (n=40) langen Stümpfe zum Einfluss der Interaktion von Herstellungsverfahren (Material) und Konizität auf die Haftkraft	88

10 Formelverzeichnis

Formel 1	Berechnung der Abzugskraft F von Klammern	9
Formel 2	Berechnung der Lösekraft F_L von Konuskronen	21
Formel 3	Berechnung einer galvanisch abzuscheidenden Masse	35
Formel 4	Berechnung der Kaugeschwindigkeit	63

11 Anhang

11.1 Tabellarische Übersicht der ermittelten Messwerte der Abzugskräfte

Die nachfolgenden Tabellen geben die für jeden durchgeführten Abzugversuch ermittelten Haftkraftwerte in N an. Die Spalten sind mit den einzelnen Stumpfdaten wie „Länge“ und „Konizität“ beschriftet. Es wird nach dem Herstellungsverfahren unterschieden. Begonnen wurde die Auflistung mit den gusstechnisch hergestellten Prüfeinheiten. Die Zeilen bezeichnen die Nummer des Abzugversuches. Die letzte Zeile gibt den gerundeten Wert des arithmetischen Mittels aus den 10 Abzugsmessungen des jeweiligen Stumpfes beziehungsweise der Doppelkroneneinheit an.

11.1.1 Gusstechnisch hergestellte Außenteile

Stumpflänge 5 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		3,83	3,53	4,76	8,36	3,62
2. Messung		4,43	3,80	4,48	8,20	3,74
3. Messung		4,60	4,54	3,99	7,79	3,56
4. Messung		4,77	3,53	3,89	8,43	3,83
5. Messung		4,26	3,62	3,93	7,39	3,33
6. Messung		4,21	4,89	3,72	8,75	3,79
7. Messung		4,81	4,44	4,42	7,84	3,54
8. Messung		4,21	3,66	4,53	8,44	3,40
9. Messung		4,85	4,71	4,14	8,22	3,74
10. Messung		4,39	3,38	4,23	9,06	3,55
arithmetisches Mittel		4,44	4,01	4,21	8,25	3,61
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		3,23	4,48	4,75	3,32	5,73
2. Messung		3,27	4,63	5,07	3,17	6,81
3. Messung		3,07	5,14	5,33	3,20	5,52
4. Messung		3,22	4,89	5,45	3,38	5,60
5. Messung		3,33	4,99	5,66	3,40	5,52
6. Messung		3,11	4,68	6,99	3,30	6,77
7. Messung		3,37	4,47	6,74	3,14	5,76
8. Messung		3,25	5,22	6,01	3,06	6,34
9. Messung		2,65	4,87	5,84	3,11	7,02
10. Messung		3,47	4,61	7,16	3,15	6,46
arithmetisches Mittel		3,20	4,80	5,90	3,22	6,15

Stumpflänge 7 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		3,73	3,09	4,80	6,41	3,37
2. Messung		3,52	3,07	5,15	4,12	2,65
3. Messung		3,65	3,10	4,98	5,13	3,15
4. Messung		3,58	3,06	4,73	5,62	4,06
5. Messung		3,38	3,21	5,08	5,80	4,62
6. Messung		3,63	3,21	4,61	5,94	3,66
7. Messung		3,31	3,15	4,39	5,65	3,39
8. Messung		3,59	3,43	4,39	5,79	3,81
9. Messung		3,67	3,12	4,70	5,20	3,85
10. Messung		3,90	3,10	4,85	6,26	3,05
arithmetisches Mittel		3,60	3,15	4,77	5,59	3,56
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		7,15	5,89	3,06	4,04	3,42
2. Messung		7,19	5,62	2,98	4,10	3,38
3. Messung		5,46	5,90	2,92	3,62	3,57
4. Messung		6,67	6,82	3,07	3,96	3,33
5. Messung		6,82	6,79	3,07	3,52	3,44
6. Messung		4,12	6,45	3,19	3,96	3,60
7. Messung		3,93	5,31	3,04	3,67	3,60
8. Messung		6,60	5,97	3,17	3,92	3,52
9. Messung		5,08	5,32	3,04	4,22	3,65
10. Messung		6,12	6,60	3,17	4,21	3,66
arithmetisches Mittel		5,91	6,07	3,07	3,92	3,52

Stumpflänge 9 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		4,30	1,67	2,06	3,20	3,19
2. Messung		4,32	1,64	2,17	3,27	3,32
3. Messung		4,23	1,78	2,03	3,35	3,27
4. Messung		3,64	1,78	2,16	3,13	3,32
5. Messung		3,89	1,69	2,13	3,31	3,26
6. Messung		3,95	1,77	2,08	2,77	3,33
7. Messung		3,88	1,73	2,07	3,06	3,25
8. Messung		4,49	1,77	2,14	3,20	3,38
9. Messung		3,68	1,73	2,13	3,17	3,43
10. Messung		3,89	1,74	2,14	3,00	3,43
arithmetisches Mittel		4,03	1,73	2,11	3,15	3,32
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		5,85	6,43	3,68	4,38	4,74
2. Messung		5,52	7,49	3,63	3,71	4,60
3. Messung		5,70	6,73	3,72	4,43	4,75
4. Messung		5,71	6,35	3,30	4,24	4,07
5. Messung		6,23	6,60	3,54	4,43	4,54
6. Messung		6,42	8,32	3,57	4,57	5,45
7. Messung		5,85	6,94	4,00	4,36	5,07
8. Messung		5,77	6,43	4,31	4,25	4,60
9. Messung		5,70	6,39	3,54	4,17	4,69
10. Messung		6,58	6,73	3,39	3,78	4,41
arithmetisches Mittel		5,93	6,84	3,67	4,23	4,69

Stumpflänge 5 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		1,35	2,24	1,84	1,59	2,91
2. Messung		1,34	2,40	1,67	1,53	2,80
3. Messung		1,25	2,76	2,03	1,92	3,01
4. Messung		0,79	2,65	1,83	1,79	2,47
5. Messung		1,17	2,60	1,30	2,42	3,48
6. Messung		1,24	2,73	1,51	1,99	2,59
7. Messung		1,11	2,83	1,88	1,70	3,71
8. Messung		1,15	2,96	1,83	1,98	3,14
9. Messung		1,41	2,58	1,67	1,62	2,59
10. Messung		1,21	2,89	1,83	2,12	3,03
arithmetisches Mittel		1,20	2,66	1,74	1,87	2,97
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		3,65	0,55	2,22	1,79	2,44
2. Messung		3,65	0,71	2,30	1,80	2,60
3. Messung		3,87	0,60	2,41	1,82	2,60
4. Messung		3,78	0,60	2,30	1,83	2,47
5. Messung		4,20	0,62	2,22	1,84	2,78
6. Messung		2,83	0,92	2,18	2,22	2,62
7. Messung		3,96	1,30	2,48	2,11	2,58
8. Messung		3,59	0,46	2,46	2,04	2,35
9. Messung		4,41	0,80	2,24	2,16	2,97
10. Messung		4,56	0,69	2,31	2,35	2,43
arithmetisches Mittel		3,85	0,73	2,31	2,00	2,58

Stumpflänge 7 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		4,03	3,92	1,24	2,10	4,43
2. Messung		4,83	3,89	1,28	2,25	4,44
3. Messung		3,00	2,36	1,18	2,04	3,04
4. Messung		4,66	3,56	1,16	1,95	4,50
5. Messung		4,91	2,44	1,22	1,84	4,60
6. Messung		2,98	3,04	1,34	2,01	4,02
7. Messung		3,58	4,18	2,07	2,33	4,62
8. Messung		3,98	3,74	1,24	2,01	3,65
9. Messung		3,37	4,42	1,34	1,91	3,38
10. Messung		5,06	3,23	1,34	1,76	4,55
arithmetisches Mittel		4,04	3,48	1,34	2,02	4,12
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		3,27	3,10	1,34	1,99	0,80
2. Messung		3,30	3,33	1,36	2,24	0,85
3. Messung		3,60	3,33	1,51	2,25	0,97
4. Messung		3,57	3,54	1,54	2,07	0,92
5. Messung		3,10	3,90	1,53	2,40	1,00
6. Messung		4,02	3,14	1,60	2,51	1,00
7. Messung		3,31	3,53	1,44	2,31	1,03
8. Messung		3,41	2,46	1,14	2,35	1,24
9. Messung		4,03	3,14	1,19	2,31	1,19
10. Messung		3,79	3,27	1,33	2,43	1,33
arithmetisches Mittel		3,54	3,27	1,40	2,29	1,03

Stumpflänge 9 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		3,90	2,25	1,30	1,30	3,13
2. Messung		5,17	2,47	1,20	1,42	3,20
3. Messung		4,65	2,83	1,59	1,46	3,06
4. Messung		4,27	2,95	1,78	1,01	3,25
5. Messung		2,41	2,97	1,46	1,04	3,34
6. Messung		3,57	3,16	1,56	1,21	2,99
7. Messung		3,54	2,91	1,39	1,03	3,34
8. Messung		3,93	2,85	1,84	1,41	3,06
9. Messung		4,32	3,31	1,70	1,20	3,23
10. Messung		3,98	3,00	1,71	1,05	3,21
arithmetisches Mittel		3,97	2,87	1,55	1,21	3,18
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		3,41	2,13	2,96	1,81	4,00
2. Messung		3,46	3,38	3,26	2,05	4,86
3. Messung		3,82	2,87	3,15	2,10	5,24
4. Messung		3,14	2,09	3,58	1,81	5,16
5. Messung		4,35	2,05	4,00	1,83	5,47
6. Messung		4,68	2,15	4,25	1,99	5,19
7. Messung		4,38	2,90	4,22	1,86	4,10
8. Messung		3,78	2,61	4,95	1,77	3,78
9. Messung		3,88	3,72	3,50	1,85	3,75
10. Messung		4,09	3,33	4,07	1,85	4,52
arithmetisches Mittel		3,90	2,72	3,79	1,89	4,61

11.1.2 Galvanotechnisch hergestellte Außenteile

Stumpflänge 5 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		0,86	0,58	0,55	0,58	0,87
2. Messung		0,93	0,56	0,56	0,68	0,86
3. Messung		0,88	0,56	0,64	0,60	0,87
4. Messung		0,89	0,42	0,70	0,93	0,88
5. Messung		0,89	0,45	0,83	0,80	0,88
6. Messung		0,88	0,57	0,56	0,48	0,88
7. Messung		0,89	0,48	0,50	0,65	0,88
8. Messung		0,89	0,45	0,50	0,66	0,88
9. Messung		0,97	0,38	0,50	0,65	0,89
10. Messung		0,89	0,38	0,49	0,91	0,93
arithmetisches Mittel		0,90	0,48	0,58	0,69	0,88
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		0,68	0,67	0,39	0,69	0,79
2. Messung		0,80	0,72	0,32	0,69	0,85
3. Messung		0,66	0,81	0,30	0,73	0,78
4. Messung		0,58	0,75	0,33	0,71	0,78
5. Messung		0,73	0,64	0,38	0,69	0,85
6. Messung		0,55	0,67	0,32	0,63	0,87
7. Messung		0,60	0,76	0,30	0,76	0,89
8. Messung		0,58	0,85	0,29	0,70	0,92
9. Messung		0,57	0,49	0,30	0,69	0,92
10. Messung		0,61	0,52	0,29	0,70	0,95
arithmetisches Mittel		0,64	0,69	0,32	0,70	0,86

Stumpflänge 7 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		1,90	1,44	1,81	1,14	1,59
2. Messung		1,84	1,53	1,40	1,58	1,51
3. Messung		1,75	1,60	1,53	1,58	1,61
4. Messung		1,95	1,61	1,49	1,25	1,46
5. Messung		1,86	1,65	1,55	1,21	1,47
6. Messung		1,94	1,58	1,66	1,22	1,53
7. Messung		1,82	1,61	1,73	1,32	1,32
8. Messung		1,76	1,66	1,58	1,10	1,42
9. Messung		1,87	1,74	1,49	1,02	1,55
10. Messung		1,75	1,65	1,31	0,99	1,60
arithmetisches Mittel		1,84	1,61	1,56	1,24	1,51
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		0,89	1,43	1,72	1,22	0,95
2. Messung		0,89	1,39	1,47	1,18	0,95
3. Messung		0,91	1,50	1,58	1,17	0,91
4. Messung		0,90	1,45	1,53	1,28	0,93
5. Messung		0,91	1,87	1,47	1,69	0,91
6. Messung		0,92	1,17	1,64	1,49	0,92
7. Messung		0,93	1,12	1,60	1,62	0,94
8. Messung		0,98	1,21	1,59	1,84	0,91
9. Messung		0,95	1,26	1,57	1,65	0,91
10. Messung		0,96	1,17	1,50	1,76	0,91
arithmetisches Mittel		0,92	1,36	1,57	1,49	0,92

Stumpflänge 9 mm mit einer Konizität von 0°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		2,68	2,57	2,03	2,18	2,17
2. Messung		2,63	2,90	2,04	2,73	1,75
3. Messung		2,50	2,79	2,04	2,04	1,80
4. Messung		2,43	2,69	2,43	2,45	1,75
5. Messung		2,34	2,65	2,26	2,01	2,48
6. Messung		2,50	2,52	2,20	2,04	2,61
7. Messung		2,50	3,05	2,44	2,29	2,01
8. Messung		2,67	2,85	2,18	1,99	2,68
9. Messung		2,39	2,77	2,15	2,30	2,48
10. Messung		2,17	2,71	2,29	2,14	2,35
arithmetisches Mittel		2,48	2,75	2,21	2,22	2,21
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		3,48	2,72	2,96	2,32	3,47
2. Messung		3,75	2,42	2,79	2,89	3,32
3. Messung		3,65	2,75	2,72	2,58	3,29
4. Messung		3,02	2,32	2,97	2,27	3,36
5. Messung		3,14	2,72	3,21	2,34	3,24
6. Messung		3,14	3,03	2,71	2,22	3,38
7. Messung		3,44	2,95	3,16	2,30	3,28
8. Messung		3,34	2,48	2,75	2,11	3,33
9. Messung		3,20	2,79	3,01	2,45	3,20
10. Messung		3,47	2,68	2,98	2,28	3,34
arithmetisches Mittel		3,36	2,69	2,93	2,38	3,32

Stumpflänge 5 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		2,65	1,57	1,44	0,55	0,52
2. Messung		2,22	1,11	1,99	0,48	0,53
3. Messung		2,63	1,14	1,82	0,46	0,49
4. Messung		2,28	1,11	1,93	0,67	0,58
5. Messung		1,21	0,86	1,97	0,84	0,54
6. Messung		2,49	1,00	1,65	0,91	0,47
7. Messung		2,35	1,15	1,93	0,79	0,93
8. Messung		1,96	1,45	1,64	0,90	0,48
9. Messung		1,74	1,10	1,96	0,82	0,43
10. Messung		1,99	0,90	2,04	0,88	0,60
arithmetisches Mittel		2,15	1,14	1,84	0,73	0,56
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		0,33	0,49	0,85	0,84	0,62
2. Messung		0,45	0,56	0,88	0,89	0,61
3. Messung		0,45	0,64	0,88	0,90	0,68
4. Messung		0,45	0,54	0,84	0,79	0,59
5. Messung		0,51	0,59	0,90	0,84	0,68
6. Messung		0,50	0,55	0,96	0,91	0,52
7. Messung		0,55	0,62	0,85	0,89	0,70
8. Messung		0,44	0,70	0,80	0,99	0,58
9. Messung		0,54	0,60	0,72	0,70	0,50
10. Messung		0,45	0,65	0,82	0,76	0,57
arithmetisches Mittel		0,47	0,59	0,85	0,85	0,61

Stumpflänge 7 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		0,41	0,46	0,70	0,42	0,44
2. Messung		0,40	0,43	0,49	0,42	0,45
3. Messung		0,40	0,43	0,50	0,46	0,45
4. Messung		0,43	0,45	0,50	0,46	0,45
5. Messung		0,41	0,47	0,49	0,42	0,43
6. Messung		0,83	0,44	0,50	0,47	0,44
7. Messung		0,42	0,43	0,65	0,49	0,45
8. Messung		0,50	0,46	0,64	0,50	0,45
9. Messung		0,43	0,45	0,68	0,81	0,50
10. Messung		0,58	0,58	0,35	0,50	0,57
arithmetisches Mittel		0,48	0,46	0,55	0,50	0,46
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		0,22	0,99	0,60	0,42	0,55
2. Messung		0,28	0,94	0,58	0,57	0,48
3. Messung		0,23	0,83	0,60	0,51	0,52
4. Messung		0,32	0,96	0,53	0,59	0,59
5. Messung		0,23	0,91	0,60	0,55	0,57
6. Messung		0,26	0,91	0,54	0,59	0,76
7. Messung		0,26	0,96	0,73	0,58	0,57
8. Messung		0,48	0,86	0,52	0,59	0,66
9. Messung		0,33	0,89	0,51	0,51	0,68
10. Messung		0,25	0,92	0,53	0,44	0,61
arithmetisches Mittel		0,29	0,92	0,57	0,54	0,60

Stumpflänge 9 mm mit einer Konizität von 2°

		[N]				
Abzug		Stumpf 1	Stumpf 2	Stumpf 3	Stumpf 4	Stumpf 5
1. Messung		0,50	1,11	0,61	0,55	2,63
2. Messung		0,53	1,24	0,57	0,61	2,69
3. Messung		0,50	0,96	0,59	0,86	2,38
4. Messung		0,49	0,93	0,57	0,69	3,07
5. Messung		0,45	1,07	0,58	0,57	2,60
6. Messung		0,52	1,33	0,59	0,69	3,06
7. Messung		0,50	1,40	0,60	0,55	3,30
8. Messung		0,51	1,13	0,57	0,52	3,29
9. Messung		0,45	1,41	0,73	0,58	3,70
10. Messung		0,44	1,79	0,68	1,05	3,50
arithmetisches Mittel		0,49	1,24	0,61	0,67	3,02
Abzug		Stumpf 6	Stumpf 7	Stumpf 8	Stumpf 9	Stumpf 10
1. Messung		0,78	0,39	1,06	0,78	0,69
2. Messung		0,95	0,39	0,83	0,76	0,66
3. Messung		0,97	0,50	0,89	0,93	0,69
4. Messung		0,87	0,53	0,92	0,77	0,77
5. Messung		0,94	0,67	0,94	0,96	0,67
6. Messung		0,87	0,62	0,89	0,81	0,89
7. Messung		0,91	0,59	0,98	0,83	0,63
8. Messung		0,73	0,46	0,89	0,84	0,69
9. Messung		0,79	0,40	0,84	0,84	0,64
10. Messung		0,80	0,38	0,98	0,75	0,70
arithmetisches Mittel		0,86	0,49	0,92	0,83	0,70

11.1.3 Tabelle der 120 arithmetischen Mittelwerte der Abzugsversuche

Testgruppe			Stumpfnummer									
Material	Konizität	Stumpf- länge [mm]	Haftkräfte [N]									
			1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
Guss- gruppe	0°	5	4,44	4,01	4,21	8,25	3,61	3,20	4,80	5,90	3,22	6,15
		7	3,60	3,15	4,77	5,59	3,56	5,91	6,07	3,07	3,92	3,52
		9	4,03	1,73	2,11	3,15	3,32	5,93	6,84	3,67	4,23	4,69
	2°	5	1,20	2,66	1,74	1,87	2,97	3,85	0,73	2,31	2,00	2,58
		7	4,04	3,48	1,34	2,02	4,12	3,54	3,27	1,40	2,29	1,03
		9	3,97	2,87	1,55	1,21	3,18	3,90	2,72	3,79	1,89	4,61
Galvano- gruppe	0°	5	0,90	0,48	0,58	0,69	0,88	0,64	0,69	0,32	0,70	0,86
		7	1,84	1,61	1,56	1,24	1,51	0,92	1,36	1,57	1,49	0,92
		9	2,48	2,75	2,21	2,22	2,21	3,36	2,69	2,93	2,38	3,32
	2°	5	2,15	1,14	1,84	0,73	0,56	0,47	0,59	0,85	0,85	0,61
		7	0,48	0,46	0,55	0,50	0,46	0,29	0,92	0,57	0,54	0,60
		9	0,49	1,24	0,61	0,67	3,02	0,86	0,49	0,92	0,83	0,70

11.2 Verwendete Materialien

Produkt	Firma	Standort
AGC® Entfetter	Wieland	Pforzheim
AGC® Glanzzusatz	Wieland	Pforzheim
AGC® Goldbadflüssigkeit	Wieland	Pforzheim
AGC® Leitsilberlack	Wieland	Pforzheim
AGC® Micro Plus	Wieland	Pforzheim
Aluminiumoxid (Körnung 125-250 µm) Hafra Strahlmittel	Hasenfratz	Aßling
AutoCAD	Autodesk	München
BioPortadur®	Wieland	Pforzheim
Crow Wax Dur, Wachs	Renfert	Hilzingen
Dial Caliper Tasterzirkel	Kori Seiki	Japan
Die Hardener	YETI, Engen	Engen
Draht, remanium® Laborrollen, federhart, rund, Ø 1,00 mm	Dentaurum	Ispringen
Filzstift, wasserfest	Faber-Castell	Stein
Fräsen, H 364 103.015, RAH 356, RA 103.029	Komet®	Lemgo
Fräsgerät F1	DeguDent	Hanau
Fujirock, Superhartgips	GC	Leuven, Belgien
Glanzstrahlgut (50 µm) Hafra Strahlmittel	Hasenfratz	Aßling
Gummi- und Silikon-Walzen 9440 C/M/F	Komet®	Lemgo
Hartmetallfräsen H 356 RGE 103.023, H 364 RGE 103.023	Komet®	Lemgo
Impregum®	3M Espe	Seefeld
In-Ceram® - Distanzlack	Vita Zahnfabrik	Bad Säckingen
Jet 2000 Einbettmasse	Siladent	Goslar
Ketac Cem®	3 M ESPE	Seefeld
Kontursil Doubliermasse	Siladent	Goslar
Liquicol Versiegelung	Renfert	Hilzingen
Metalprimer	GC	Leuven, Belgien
Neacid-Beizgerät	Degussa GmbH	Düsseldorf
Pattern Resin	GC	Leuven, Belgien
Pekatray	Heraeus Kulzer	Hanau
Prem® Eco Line Aufstellwachs nach K.-H. Körholz	Merz Dental	Lütjienburg
Quantum Sea Line, Ø 0,50 mm, Tragkraft 18,00 kg	Quantum Fishing	Tulsa, USA
Rapid Prototyping, Eosint 270	EOS Electro Optical Systems	Kreiling bei München
Remanium GM 800+	Dentaurum	Ispringen
Software testXpert 7.11/d	Zwick/Roell	Ulm
Speichellösung (Ptyalin neutral)	TMP Tüshaus	Velen-Ramsdorf
SPSS 15.0	SPSS Inc.	München

StarVest® - OPTIMA-2	Weber Dental	Stuttgart
Suppen – Sockler® G Sockelgips	Picodent®	Wipperführt
Tauchwachs twp	Bredent	Senden
Universalprüfmaschine (Typ 1445)	Zwick/Roell	Ulm
YETI Lube	YETI	Engen

12 Danksagung

Die vorgelegte Arbeit ist an der Poliklinik für Prothetik der Ludwig-Maximilians-Universität München entstanden (Direktor: Prof. Dr. Dr. h.c. Wolfgang Gernet). Für die freundliche Überlassung des Promotionsthemas möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr. Dr. h.c. Gernet bedanken.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Priv. Doz. Dr. Florian Beuer, der mich durch seine umfassende Betreuung in der Ausführung stets unterstützte. Herrn Dipl. Ing. Dr. Kurt Erdelt gebührt ebenso mein Dank. Er stand mir im werkstoffkundlichen Labor zu Fragestellungen den Versuchsaufbau betreffend hilfreich mit Rat zur Seite. Dem gesamten Zahntechnikerteam des hauseigenen Labors der prothetischen Abteilung, insbesondere Herrn Schweiger, möchte ich ebenfalls an dieser Stelle meinen herzlichen Dank aussprechen. Die aufwendige Produktion der Doppelkroneneinheiten gelang nicht zuletzt durch die zur Verfügung gestellten Gerätschaften. Herrn Matthias Hoffman möchte ich ebenfalls für den anregenden und unterhaltsamen wissenschaftlichen Austausch danken.

Für die Unterstützung bei der statistischen Auswertung bin ich Herrn Prof. Dr. Gilberto Weismüller überaus zu Dank verpflichtet. Er stand mir mit fachlicher Beratung und unermüdlicher Geduld zur Seite.

Für die Bereitstellung der Materialien und des Galvanisationsgerätes bedanke ich mich bei Herrn Heil und der Firma Wieland (Pforzheim).

Meinen Freunden möchte ich an dieser Stelle herzlich Danken. Namentlich seien hier Edmund Emig, Stefan Lutsch, Dr. Stefan Zippel, Florian Kipfelsberger und Ernst Engel genannt. Sie unterstützten mich nicht nur zur Promotionszeit sondern ermutigten und motivierten mich schon während meines Studiums. Nicht zuletzt gilt mein herzlichster und tiefster Dank meinen Großeltern und Eltern, die mir dieses Studium überhaupt erst ermöglichten.

13 Lebenslauf

Name: Christian Jauernig

Geburtsdatum: 01. August 1979

Geburtsort: Frankfurt an der Oder

Konfession: evangelisch

Vater: Helmut Richard Jauernig
geb. am 31.03.1952
Maschinenbaumeister

Mutter: Gabriela Jauernig
geb. am 20.07.1960
Angestellte

Schulbildung: 1986 – 1988 Polytechnische Oberschule Frankfurt Oder
1988 – 1990 Grundschule Neßlbach
1990 – 1992 Volksschule Winzer
1992 – 1996 Staatliche Realschule Schöllnach
1996 – 1998 Fachoberschule Deggendorf
2002 – 2003 Berufsoberschule Technik München

Ausbildung: 1998 – 2002 Ausbildung zum Zahntechniker

Zivildienst: 2002 an der Poliklinik für zahnärztliche Prothetik der LMU

Studium: 2003 – 2009 Studium der Zahnheilkunde an der LMU
29.09.2006 – 13.10.2006 Praktikant an der
Universitätsklinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
in Salzburg/Österreich

Studienabschluss: 20.01.2009 Staatsexamen
Approbation am 03.02.2009

Berufliche Tätigkeit: seit 01.04.2009 wissenschaftlicher Mitarbeiter an der LMU in München, Abteilung für Zahnerhaltung und Parodontologie Direktor: Prof. Dr. med. dent. R. Hickel