

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Klinik der Ludwig-Maximilians-Universität München
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Daniel Edelhoff

Friktion von CAD/CAM gefrästen Teleskopkronen im Vergleich zu gegossenen Teleskopkronen aus Gold

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

vorgelegt von
Elisabeth Etzlinger
aus
Ried im Innkreis/Österreich

2020

Mit Genehmigung der Medizinischen Fakultät
der Universität München

Berichterstatter: Univ.-Prof. Dr. Florian Beuer MME

Mitberichterstatter: PD Dr. Florian Probst

Dekan: Prof. Dr. med. dent. Reinhard Hickel

Tag der mündlichen Prüfung: 05.02.2020

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
1. Einleitung	1
2. Literaturübersicht	2
2.1 Prothetische Versorgungen.....	2
2.2 Einteilung Lückengebiss	3
2.3 Versorgungsmöglichkeiten im Lückengebiss.....	4
2.4 Teilprothesen	5
2.5 Doppelkronen.....	6
2.5.1 Definition	6
2.5.2 Arten von Doppelkronen	7
2.6 Historie.....	8
2.7 Parallelwandiges Teleskop.....	9
2.7.1 Haftmechanismus von Teleskopkronen	10
2.7.2 Definierte Haftkraft.....	11
2.7.3 Verschleißmechanismen.....	13
2.7.4 Flüssigkeiten zwischen Patrize und Matrize.....	14
2.8 Indikationen von Doppelkronen	15
2.9 Vorteile von Doppelkronen	15
2.10 Nachteile von Doppelkronen	16
2.11 Kombinationsvielfalt von Doppelkronen.....	16
2.12 CAD/CAM-Verfahren.....	17
2.12.1 Definition	17
2.12.2 CAD/CAM-Produktionskonzepte in der Zahnmedizin	17
2.12.3 Komponenten	19
2.12.4 Fräsen von Sekundärkronen in Edelmetalllegierungen	25
2.13 Bewertung von CAD/CAM-Verfahren	28
2.14 Haftkraft- und Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen	29
2.15 Messverfahren zur Haftkraftermittlung.....	32
3. Material und Methode	34
3.1 Herstellung der Stümpfe	37
3.2 Probenhalter	37
3.2.1 Probenhalteroberenteil	38
3.2.2 Probenhaltermittelteil	39
3.2.3 Probenhalterunterteil	39

3.3	Vorbereitungen für den Einbau der Proben in den Probenhalter	40
3.3.1	Herstellung der Universalmatrize	40
3.3.2	Vermessung Probenhalterunterteil und Stumpf.....	41
3.3.3	Herstellung der Stumpfsöckel	45
3.4	Herstellung der Primärkronen	47
3.4.1	Politur	47
3.4.2	Herstellung eines Gipssockels mit einem Universalstumpf	47
3.4.3	Vorpolitur	48
3.4.4	Hochglanzpolitur	52
3.5	Herstellung der Sekundärkronen.....	53
3.5.1	Taktile Messtechnik	53
3.5.2	Lichtoptische Verfahren	56
3.5.3	Konventionelle Gusstechnik.....	58
3.6	Einbau der Proben in die Probenhalter.....	59
3.7	Durchführung der Messversuche	60
3.7.1	Universalprüfmaschine	60
3.7.2	Kausimulator.....	62
3.8	Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop.....	63
4.	Ergebnisse.....	65
4.1	Statistische Datenauswertung.....	65
4.2	Deskriptive Statistik.....	66
4.2.1	Retentionskräfte initial	68
4.2.2	Retentionskräfte nach 5.000 Zyklen.....	71
4.2.3	Retentionskräfte nach 10.000 Zyklen.....	74
4.2.4	Probengruppe 1 (taktil) nach allen drei Zyklen	77
4.2.5	Probengruppe 2 (Spray) nach allen drei Zyklen	79
4.2.6	Probengruppe 3 (Stift) nach allen drei Zyklen	81
4.2.7	Probengruppe 4 (gegossen) nach allen drei Zyklen	83
4.3	Rasterelektronenmikroskop.....	85
4.3.1	Primärkrone gefräst und poliert.....	88
4.3.2	Primär- und Sekundärkrone gefräst und aufgepasst.....	88
4.3.3	Primär- und Sekundärkrone gefräst nach 5.000 Verschleißzyklen	90
4.3.4	Primär- und Sekundärkrone gefräst nach 10.000 Verschleißzyklen	93
4.3.5	Primärkrone gefräst, Sekundärkrone gegossen, poliert und aufgepasst	96
4.3.6	Primärkrone gefräst, Sekundärkrone gegossen nach 5.000 Verschleißzyklen .	99

4.3.7 Primärkrone gefräst, Sekundärteil gegossen nach 10.000 Verschleißzyklen .	102
5. Diskussion	105
5.1 CAD/CAM-Doppelkronen	105
5.2 Methodenkritik.....	105
5.2.1 Herstellung der Probenkörper	105
5.2.2 Verschleißversuche	108
5.2.3 Messaufbau	109
5.3 Oberflächenanalyse	110
5.4 Wertung der Ergebnisse	110
5.5 Schlussfolgerung	114
6. Zusammenfassung.....	115
7. Literaturverzeichnis	116
8. Abbildungsverzeichnis	125
9. Tabellenverzeichnis	128
10. Anhang.....	129
11. Danksagung.....	133
Eidesstattliche Versicherung.....	134
12. Lebenslauf	135

1. Einleitung

Eine prothetische Therapie hat grundsätzlich die Erhaltung oder Wiederherstellung der Kaufunktion beziehungsweise ausreichender Stützzonen zum Ziel [2, 3]. Je nach Ausmaß des Zahnverlustes liegen verschiedenen mögliche Situationen vor. Daher müssen für jeden Patienten individuelle Therapiemöglichkeiten in Betracht gezogen werden. Fehlt nur eine geringe Anzahl an Zähnen, so können diese meist festsitzend ersetzt werden. Ist jedoch die Schwere des Zahnverlustes größer oder liegt eine Freundsituation vor, kann der Patient entweder mit Implantaten oder herausnehmbarem Zahnersatz versorgt werden. Es muss nicht zwingend die gesamte Zahnreihe vervollständigt werden, denn mit dem Konzept der verkürzten Zahnreihe (shortened dental arch, SDA) können alternative Ziele formuliert werden. Dazu zählen beispielsweise eine geschlossene, stabile Zahnreihe und eine physiologisch akzeptable Kieferrelation bei einer Prämolarenokklusion, wenn keine prothetisch-rekonstruktive Therapie gewünscht wird. Wichtig ist eine frühe und richtige Diagnose von Störungen innerhalb des kranio-mandibulären Systems zu stellen, um Folgeschäden zu vermeiden [3, 4].

Aus den verschiedenen Arten von Verankerungselementen, wie festsitzende, kombiniert festsitzend-herausnehmbare und herausnehmbare Lösungen, haben sich Doppelkronensysteme in der Literatur klinisch gut bewährt [4-15] und werden schon seit mehr als drei Jahrzehnten in Verbindung mit herausnehmbaren Teilprothesen eingesetzt [16-21]. Seit einiger Zeit gilt es, Doppelkronen auch computergestützt im Sinne der CAD/CAM-Technologie (Computer Aided Design/ Computer Aided Manufacturing) zu fertigen.

Aus diesem Grund beschäftigt sich die vorliegende Arbeit mit der Frage, ob Unterschiede zwischen CAD/CAM gefertigten Teleskopkronen und konventionell hergestellten Gussteleskopen aus einer hochgoldhaltigen Legierung in Bezug auf Friktion- und Verschleißverhalten bestehen. Darüber hinaus behandelt die Untersuchung die Frage, ob Abweichungen in den unterschiedlichen Scantechnologien bezüglich ihrer Haftkräfte bestehen. Es wurde zwischen den taktil gescannten und den lichtoptisch mithilfe unterschiedlicher Opaker digitalisierten Doppelkronen unterschieden. Um vergleichbare Ergebnisse zu bekommen, wurde für die Herstellung aller Primär- und Sekundärkronen die gleiche Edelmetalldentallegierung ORPLID H (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim) verwendet. Mit den dafür vorgesehenen Geräten konnten alle Proben hinsichtlich ihrer Haftkraft und Oberflächenbeschaffenheit vor und nach künstlicher Alterung untersucht werden.

2. Literaturübersicht

2.1 Prothetische Versorgungen

Hauptursachen für den Verlust von Zähnen sind neben Karies und Erkrankungen des umliegenden Parodonts auch traumatisch bedingte Zahnverluste sowie maligne Veränderungen, die eine operative Resektion mitsamt den Zähnen darin hervorrufen [22]. Für viele Patienten ist deshalb nicht nur die ästhetische, sondern auch eine funktionelle Wiederherstellung in Hinblick auf Kaufunktion, Phonetik und Mastikation von großer Bedeutung [4].

Eine Studie aus dem Jahr 2007 besagt, dass in Europa die Hälfte der Menschen eine prothetische Arbeit im Mund trägt [23]. Dabei variiert die Häufigkeit an herausnehmbaren Prothesen bei Erwachsenen zwischen 13 % und 29 %, wobei 3-13 % Totalprothesenträger sind [23]. In Schweden und in der Schweiz ist die Häufigkeit an festsitzenden Restaurationen (45 % und 34 %) am höchsten [23]. In den letzten Jahrzehnten war sowohl ein leichter Rückgang an herausnehmbaren Prothesen als auch an vollständiger Zahnlosigkeit erkennbar [23]. *Weinbach* gibt an, dass im Jahr 2000 in Deutschland mehr als die Hälfte aller Teilprothesen über Doppelkronensystem verankert waren [24].

Aufgrund großer Fortschritte in der Hygiene, Medizin, Ernährung und des Wohlstandes ist schon länger bekannt, dass es zu gravierenden Verschiebungen in der Altersstruktur kommen wird. Die Verteilungen von prothetischen Arbeiten werden unter anderem durch die Altersverteilung in der Gesamtbevölkerung eines Landes beeinflusst. Das statistische Bundesamt Wiesbaden errechnete 2015, dass bis 2060 der Anteil an 65-Jährigen und Älteren von 21 % auf 33 % steigen wird und sich die Anzahl der 70-Jährigen im Gegensatz zur Geburtenrate verdoppeln wird [25]. Somit stellen der stetig wachsende Anteil alter Patienten, neben der steigenden Zahl von Zuwanderern und der Risikogruppe der sozial Schwächeren, eine zunehmende Immitation an Gesundheitsmaßnahmen dar. Aufgrund konsequenter Präventionsorientierungen in der zahnmedizinischen Versorgung ist eine äußerst positive Bilanz in der oralen Morbiditätskompression zu verzeichnen. Dies zeigt auch die aktuelle Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) aus dem Jahr 2016 [26]. Aus ihr geht hervor, dass sich die Krankheitslasten in das höhere Lebensalter verschieben, denn die älteren Senioren (75- bis 100-Jährige) hatten im Jahr 2014 einen Mundgesundheitszustand wie die jüngeren Senioren (65- bis 74-Jährige) damals im Jahr 2005 [26]. Dies bedeutet gleichzeitig, dass dem Erkrankungsbeginn mehr mundgesunde Lebensjahre vorausgehen. Jüngere Senioren (65- bis 74-Jährige) hatten im Jahr 2014 eine bessere Mundgesundheit als ihre Altersgruppe im Jahr 2005 [26].

Bei Auswertungen von epidemiologischen Studien zur oralen Gesundheit in einem Prognosezeitraum von zirka zwanzig Jahren, kamen auch *Biffar et al.* zu dem Schluss, dass trotz umfangreicher Anstrengungen und Erfolge in der Prävention der Volkskrankheiten Karies und Parodontitis, keine Veränderungen im Grundmuster des Zahnverlustes erkennbar waren und lediglich von einer Verschiebung in der Anwendung von prothetischem Zahnersatz in ein höheres Lebensalter auszugehen ist. Es handelt sich somit nicht um eine generelle Abnahme [27]. Auch ist laut *Biffar et al.* eine Tendenz zu feststehendem Zahnersatz prognostizierbar [27].

Es bleibt aber nicht aus, sich auch in Zukunft mit dem Thema der herausnehmbaren Restaurationen zu beschäftigen, da immerhin ein Fünftel der Gesamtbevölkerung, die Gruppe der Bürger und Bürgerinnen mit niedrigem Bildungsniveau, das größte Risiko für Zahnverluste darstellen [28, 29]. Aufgrund wirtschaftlicher Einschränkungen kommt hier bevorzugt herausnehmbarer Zahnersatz anstatt Implantaten infrage.

2.2 Einteilung Lückengebiss

In der Literatur finden sich verschiedene schematische Einteilungsformen des Lückengebisses, wobei zwei davon von Bedeutung sind [4]. In Einzelfällen müssen noch folgende Kriterien herangezogen werden [22, 30, 31]:

- Die Zahl der Zähne
- Die Topografie der Zähne
- Der Zustand der Zähne (Zahnhartsubstanz, Pulpa, Zahnhalteapparat)
- Die Form und Beschaffenheit des zahnlosen Prothesenlagers

Kennedy publizierte im Jahr 1928 eine topografische Einteilung, die international noch immer (vor allem im angloamerikanischen Raum) benutzt wird [22]. Er teilte die Zähne eines Kiefers in vier Klassen. In der Literatur [4, 22, 30-32] findet man eine Einteilung, welche in römischen Zahlen angegeben wird:

- Klasse I: Beidseitig verkürzte Zahnreihe (mit/ ohne Lücken)
- Klasse II: Einseitig verkürzte Zahnreihe (mit/ ohne Lücken)
- Klasse III: Einseitig, beidseitig oder mehrfach unterbrochene Zahnreihe
- Klasse IV: über die Mittellinie reichende frontale beziehungsweise frontolaterale Schatlücke

Eichner hat als Einziger 1955 auch die Stützzonen miteinbezogen. Die nachstehende Tabelle gibt einen Überblick über seine Einteilung [4, 31, 32]:

Gruppe A	Untergruppen
Zahnbestand mit antagonistischen Kontakten in allen 4 Stützzonen	<ol style="list-style-type: none"> 1) Beide Kiefer sind voll bezahnt 2) Ein Kiefer ist voll bezahnt, der antagonistische Kiefer hat zahnbegrenzte Lücken 3) Beide Kiefer weisen zahnbegrenzte Lücken auf
Gruppe B	Untergruppen
Zahnbestand mit antagonistischen Kontakten in weniger als vier Stützzonen	<ol style="list-style-type: none"> 1) Antagonistische Zahnkontakte in drei Stützzonen 2) Antagonistische Zahnkontakte in zwei Stützzonen 3) Antagonistische Zahnkontakte in einer Stützzone
Gruppe C	Untergruppen
Kein antagonistischer Kontakt mehr	<ol style="list-style-type: none"> 1) Restzähne in beiden Kiefern 2) Restzähne in einem Kiefer 3) Beide Kiefer unbezahnt

Tab. 1 Einteilung des Lückengebisses nach Eichner [4, 31, 32]

Lehmann et al. geben an, dass beim Verlust mehrerer Zähne bevorzugt festsitzender Zahnersatz (Abstützung auf natürlichen Zähnen oder Implantaten) zum Einsatz kommt. Beim Fehlen zahlreicher Zähne ist eine herausnehmbare Prothese angezeigt [31]. Aufgrund dieser verschiedenen Einteilungsformen lässt sich erahnen, dass es viele Konstellationen in Bezug auf Restzähne im Kiefer gibt und keine Situation der anderen gleicht. *Körber* errechnete, dass es theoretisch 268 Millionen verschiedene Situationen für reduzierten Restzahnbestand gibt. Außerdem haben die richtige Wahl für die Halte- und Stützelemente sowie die Mundhygiene des Patienten einen entscheidenden Einfluss auf den Therapieerfolg [10].

2.3 Versorgungsmöglichkeiten im Lückengebiss

Bei der Auswahl des Zahnersatzes stehen je nach Gebissituation festsitzende, kombiniert festsitzend-herausnehmbare oder herausnehmbare Lösungen zur Verfü-

gung. Die verschiedenen Verankerungselemente können in der zahnärztlichen Prothetik noch weiter unterteilt werden in sogenannte kraft- und formschlüssige Verbindungen. Zu den Kraftschlüssigen zählen Geschiebe, Zylinder- und Konuskronen, also jene Verbindungen, die eine Normalkraft voraussetzen [33, 34]. Hier sorgt stets die Haftkraft für die Arretierung, im Gegensatz zu den formschlüssigen Verbindungen wie Riegeln, Scharnieren, Druckknopf-Ankern, Klammern und dergleichen, bei denen Konstruktionsteile ineinander greifen [34].

Bei Patienten mit Kennedy-Klassen I und II kommen hauptsächlich herausnehmbare Teilprothesen (Freiendprothesen) in Frage [4, 35], wobei bei verkürzten Zahnreihen mit noch mindestens 4 okklusalen Einheiten (bestenfalls in symmetrischer Position) die Möglichkeit für reduziert festsitzenden Zahnersatz besteht [36].

Bei Unterbrechungen der Zahnreihe (Kennedy-Klasse III) sind herausnehmbare Teilprothesen (Schaltprothese) aufgrund statisch günstiger Voraussetzungen unter anderem stark indiziert, wenn alle zu ersetzenden Zähne innerhalb des Unterstützungspolygons liegen [4, 37]. Gewissermaßen kann auch hier eine starre Verbindung zum Restgebiss erreicht werden, die wiederum die okklusale Einheit im Hinblick auf die Vermeidung von okklusio-artikulärer beziehungsweise cranio-mandibulärer Dysfunktion aufrechterhält [37]. Allerdings konkurrieren sie stark mit festsitzenden Brücken. Diese Restaurationsform bietet im Gegensatz zu Teilprothesen eine bessere Prognose für Pfeiler- beziehungsweise Ankerzähne. Wenn Zähne zusätzlich kariesfrei sind, können beispielsweise auch Adhäsivbrücken als Versorgungsform herangezogen werden [35].

2.4 Teilprothesen

Zur Gestaltung einer herausnehmbaren Teilprothese können vier wichtige Bestandteile gezählt werden [4, 38]:

1. Zahntragende Sattelteile
2. Großer Verbinder
3. Kleiner Verbinder
4. Verankerungselemente:
 - Direkt: gebogene oder gegossene Klammern (Einstückgussprothese)
 - Indirekt: Geschiebe, Doppelkronen (bei kombiniert festsitzend-herausnehmbarem Zahnersatz)

Zur besseren Übersicht werden in der nachstehenden Abbildung (Abb. 1) die oben beschriebenen Anteile einer Teilprothese mit der gleichen Nummerierung dargestellt.

Im abgebildeten Fall wurden gegossene Klammern als Verankerungselement gewählt.

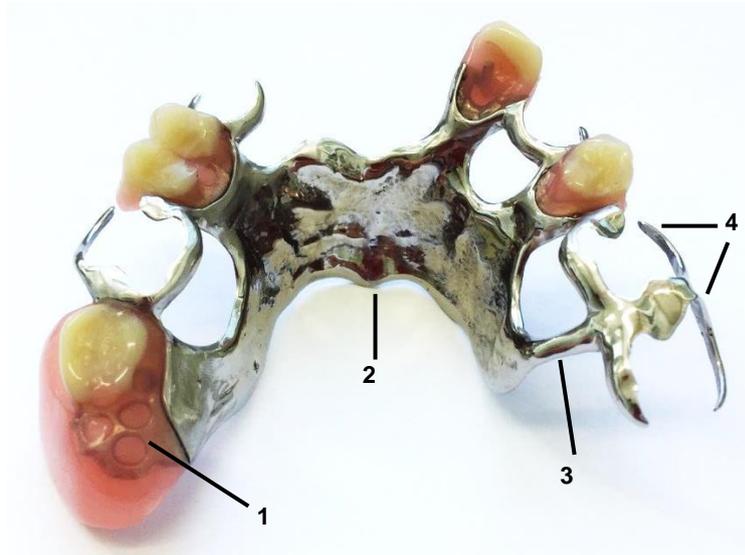


Abb. 1 Klammermodellgussprothese

Wichtig bei der Planung einer Teilprothese ist auf die Pfeilerzähne (bevorzugt Eckzähne und Molaren) und deren Pfeilerwertigkeit zu achten. Im Falle von Sensibilitätsstörungen oder gar dem Fehlen der Zähne kommt es bei funktionstüchtigen Abstützungs- und Verankerungsverhältnissen zu erheblichen Einschränkungen. Beim Verlust strategischer Pfeilerzähne bietet sich die Möglichkeit, diese entweder durch Implantate zu ersetzen sowie eine Einstückguss-, Teleskop- oder Cover-Denture-Prothese einzugliedern [3]. Die Verankerungselemente besitzen laut Literatur mehrere Funktionen. Dies sind die Halte- oder Retentionsfunktion, die Abstützungs- und Kraftverteilungsfunktion sowie die Verblockungs-, Führungs- und Kippmeiderfunktion [4]. Da Doppelkronen all diese Aufgaben erfüllen, soll der Fokus auf sie gelegt werden [4, 11, 39].

2.5 Doppelkronen

2.5.1 Definition

Unter dem Begriff „Doppelkrone“ versteht man im Allgemeinen zwei geteilte Kronen. Sie bestehen aus einer inneren Krone (Synonyme: Patrizie, Primärteil, Primärkrone, Innenanker, Innenteil), die auf dem Pfeilerzahn festzementiert ist und aus einer äußeren Krone (Synonyme: Matrizie, Sekundärteil, Sekundärkrone, Außenanker, Außenenteil), die in die Prothese eingearbeitet ist. Somit entsteht ein stabiler Verbund zwischen den Restzähnen und der Restauration [4, 31].

2.5.2 Arten von Doppelkronen

Es gibt verschiedene Arten von Doppelkronen. Das parallelwandige Teleskop, die Konuskronen und das Resilienzteleskop unterscheiden sich in den verschiedenen Kriterien, wie dem Haftmechanismus, der Art des Prothesenhalts, der Abstützung durch Doppelkronen, der Art der Prothesenlagerung und der Indikation. Im Rahmen dieser Arbeit soll ein Überblick (Abb. 2, Tab. 2) über die drei wichtigsten Vertreter gegeben werden, wobei im Anschluss die Teleskopkrone und ihr Haftungsmechanismus näher untersucht werden, da diese Hauptaugenmerk dieser Forschungsarbeit war. Die nachfolgende Abbildung (Abb. 2) ist an die Literatur [31] und die Tabelle (Tab. 2) an die Literatur [31, 40] angelehnt und wurde von der Autorin noch überarbeitet.

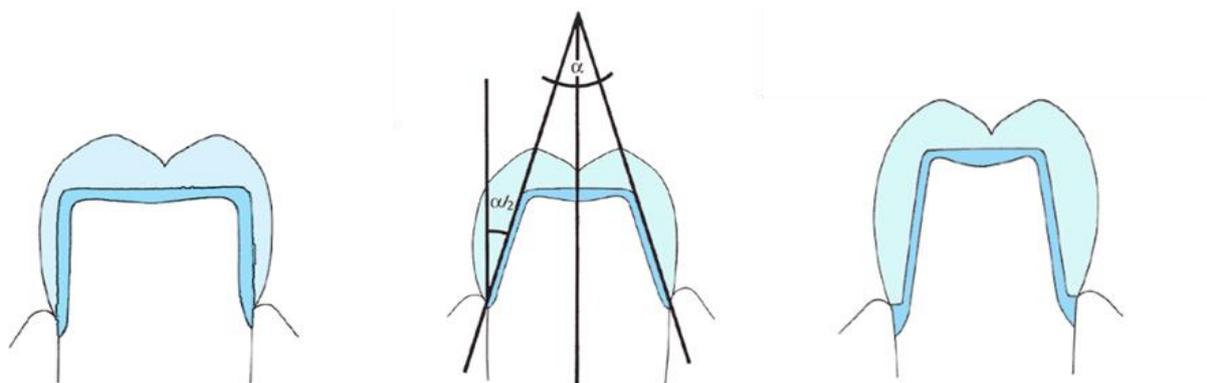


Abb. 2 Darstellungen über die verschiedenen Doppelkronensysteme [31]

- a) Parallelwandiges Teleskop (Dunkelblau= Primärteil, hellblau= Sekundärteil)
- b) Konuskronen (Dunkelblau= Primärteil, hellblau= Sekundärteil)
- c) Resilienzteleskop (Dunkelblau= Primärteil, hellblau= Sekundärteil, dazwischen Resilienzspalt)

Doppelkronensystem	Parallelwandiges Teleskop	Konuskrone	Resilienzkrone
Art des Haftmechanismus	Friktion, Gleitreibung	Verkeilung	Führungsfunktion
Art des Prothesenhaltes	Durch Doppelkrone	Durch Doppelkrone	Durch Randgestaltung der Prothese
Abstützung der Doppelkrone	Durch Passgenauigkeit der Patrize	Durch Passgenauigkeit der Patrize	Besteht nicht, denn Abstand zwischen Doppelkronen entspricht Schleimhautresilienz
Art der Prothesenlagerung	starr	starr	beweglich
Indikation	Dental und dental-gingival	Dental und dental-gingival	Gingival

Tab. 2 Überblick über die verschiedenen Arten von Doppelkronen [31, 40]

Die Tabelle wurde von der Autorin noch modifiziert.

2.6 Historie

In einer Veröffentlichung von *Starr* wurde 1886 erstmals der Gebrauch von Teleskopen beschrieben [41]. Er berichtete über herausnehmbare Brücken mit Primärkronen aus zylindrischen Hülsenkronen, die über Doppelkronen abgestützt waren, wobei die Innenkronen auf den Pfeilerzähnen mit erwärmter Guttapercha zementiert wurden [41]. Ein positiver Aspekt an dieser Art der herausnehmbaren Gestaltung war die gute Reparaturmöglichkeit [4, 41, 42]. *Häupl* beschrieb 1929 ein „Verankerungssystem ineinandergreifender Doppelkronen“ und erkannte früh die Vorteile einer sekundären Verblockung [43]. Dank ihm und seinen Kollegen *Reichborn-Kjennerud* (1929) und *Böttger* (1961) wurde das Anwendungsgebiet für Verankerungselemente in der Teilprothetik bedeutend weiterentwickelt [4, 43-45]. Die Erkenntnis zur Verbesserung der Retention von Doppelkronen ist durch die Anwendung von Retentionselementen, die in Mulden an der Innenkrone einschnappen, schon früh beschrieben worden. Diese Methode wurde für Resilienzteleskope mit Spielpassung von *Hofmann* und *Körper*

1961 und für Zylinderteleskope von *Lehmann* 1971 verfasst [4, 43, 46]. *Hofmann* war es auch, der 1966 als erster die sogenannte Cover-Denture-Prothese mit Resilienzteleskopen im stark reduzierten Lückengebiss (1-3 Restzähne) einbrachte [47, 48]. Im Jahr 1968 entwickelte *Körber* außerdem ein konisches Doppelkronensystem, da vielfältige praktische und technische Probleme von parallelwandigen Zylinderteleskopen auftraten [49]. In den 1990er Jahren wurde die sogenannte Galvano-Doppelkrone bekannt [50]. Seit Einführung der CAD/CAM-Technologie in die Zahnmedizin vor über 40 Jahren bedurfte es intensiver Forschungs- und Weiterentwicklungsarbeit. *Dr. Francois Duret* gehört zu den wichtigsten Pionieren im CAD/CAM-Bereich, da er 1971 erste zahnmedizinische Forschungsarbeiten durchführte und 1985 die erste Krone fräste [51, 52]. 1980 setzten *Mörmann* und *Brandestini* (Universität Zürich) mit ihrer Idee, optische Systeme für Zahnschans zu entwickeln, einen Meilenstein in der Entwicklung der dentalen CAD/CAM-Technologie [51, 53]. *Rekow* forschte in den 1980er Jahren an der Entwicklung eines CAD/CAM-Systems, welches durch einzelne Bilder eines hochauflösenden Scanners und einer Fünf-Achs-Fräsmaschine Zahnersatz herstellen konnte [52]. *Andersson* gelang es 1983 als Erster CAD/CAM-Restaurationen aus Komposit zu fertigen [52]. Da vor allem bis Anfang der 1990er Jahre die Ansprüche an die Messtechnik und Computer inklusive Softwares für den damaligen Stand der Technik noch zu hoch waren und qualitativ hochwertige Restaurationen mit allen prothetisch wichtigen Faktoren nur bedingt zufriedenstellend hergestellt werden konnten, ging das Interesse an der CAD/CAM-Innovation vorerst verloren [51, 54-56]. Zudem mussten drei Hauptprobleme gelöst werden [52]. Zum einen sollte ein natürlich erscheinendes Design geschaffen werden, zum anderen eine ausreichende Festigkeit und Stabilität auch für Molaren garantiert werden und zuletzt sollten Restaurationen insgesamt einfacher, schneller und effizienter hergestellt werden können [52]. Die Ergebnisse jahrelanger Entwicklungen und Verbesserungen in der Chiptechnologie und den Fertigungsverfahren lassen heutzutage die CAD/CAM-Technologien nicht mehr wegdenken [52, 57]. Mittlerweile führen mehr als 30.000 Zahnärzte weltweit CAD/CAM-Systeme, wovon sich alleine 10.000 in den USA und Kanada befinden [52].

2.7 Parallelwandiges Teleskop

Den Begriff „Teleskop“ brachte *Körber* in die Zahnmedizin [11]. Dabei handelt es sich um eine innere Primärkrone, deren Außenwand sowie die Innenwand der äußeren Krone (Sekundärkrone) mithilfe eines exakten Parallelfärsverfahrens parallelisiert werden [30, 58]. Aufgrund der Parallelität entsteht der Effekt eines sogenannten Zylinderkolbens, bei dem zwei ineinander geschobene Röhren wandschlüssigen Kontakt haben [16, 20, 50, 59]. *Issacson* postulierte 1969, dass diese Kronen von herausragenden retentiven Eigenschaften sind, zumal sie über eine gute friktionelle Passung verfügen [59]. Allerdings liegen die Probleme genau in diesem Punkt.

Kleinste Ungenauigkeiten in der zahntechnischen Herstellung zwischen Spiel-, Press- oder Übergangspassung führen zu starken Retentionsänderungen [4, 11, 60]. Das Wort „Passung“ beschreibt die Beziehung zwischen zwei gepaarten Teilen (Innen- und Außenteleskop), wobei die Lage und Größe der Toleranzfelder sich unterscheiden können. *Böttger* gibt an, dass die Übergangspassung Grundvoraussetzung für die Friktion zylindrischer Teleskope ist und nach dem Fügen der Doppelkronen sowohl eine Presspassung (Übermaß) als auch eine Spielpassung möglich ist [13]. Beides ist aber unbrauchbar [13].

2.7.1 Haftmechanismus von Teleskopkronen

Der Haftmechanismus einer Teleskopprothese beruht auf dem Phänomen der Friktion [30, 58]. Friktion kommt aus dem lateinischen *frictio* und bedeutet Reibung. Diese entsteht beim Fügen von Innen- und Außenteleskop, also wenn die Oberflächen der beiden parallelen Kronen relativ zueinander bewegt werden [58, 61]. Allerdings entsteht kein wirklich flächiger Kontakt. Es handelt sich vielmehr um eine unebene, von sogenannten Nasen (durch herausragende Anteile der Metalloberfläche) übersäte Oberfläche [13, 50, 62-64]. Materialien mit einer hohen Oberflächengüte zeigen im Gegensatz zu Materialien mit rauer Oberflächenstruktur größere Berührungsflächen untereinander, da sie weniger Rauheitsspitzen aufzeigen. *Lenz* kritisierte den Begriff „Friktion“ in der Zahnmedizin. Auf dem physikalischen Hintergrund basierend sei diese Bezeichnung zu ungenau [34]. Und auch *Pospiech* sagt, dass Friktion in der Teleskoptechnik vielmehr eine Übergangspassung beschreibe [62].

Beim Berühren der Außenfläche der Innenkrone mit der Innenfläche der Außenkrone kommt es zu einer hohen Flächenpressung, in weiterer Folge zuerst zu einer elastischen, später zu einer plastischen Verformung und Verschweißung und zuletzt zu einem Abscheren der Materialoberflächen [58, 65]. Es kommt also zu einer Oberflächenbearbeitung [64, 66]. *Becker* und *Kragelski* verwenden dafür den Begriff „Kaltverschweißung“ [64, 66, 67]. Gemeint ist damit eine reversible Verbindung zwischen sehr glatten, homogenen (vorwiegend metallischen) Oberflächen gleichen Materials, die dem normalen Verschweißen sehr nahekommt [67]. Die Kaltverschweißungen verursachen ein Aufrauen und Zerrütten an den Oberflächen, was anhand charakteristischer Schleifspuren zu erkennen ist (Abb. 54, Abb. 66). *Böttger* zeigte bereits 1978, dass dies zu einem Friktionsverlust in der initialen Phase führt [63], wohingegen andere Autoren sogar von einer Haftkraftsteigerung sprechen [68, 69]. Dies kann folgendermaßen erklärt werden: Durch Druck zwischen den Metallatomen der Primär- und Sekundärteleskope treten kurzzeitige Wechselwirkungen auf und ein atomares Gitter bildet sich aus [24]. Dies resultiert in einer stärkeren Haftkraft [24]. Durch minimale Bewegungen der Prothese werden diese aber immer wieder aufgelöst und neu gebildet [24]. Auch Adhäsion spielt bei parallelen Teleskopen zwischen

den Kontaktflächen der Innen- und Außenkrone eine Rolle [66, 68]. Allerdings ist sie bei gusstechnisch hergestellten Sekundärkronen nur in geringem Maße an der Haftung beteiligt [70]. Letztlich scheint eine exakt eingestellte Friktion, welche ein gleichmäßiges Gleiten beim Einsetzen und Herausnehmen aufweist, eine gute Haftung in der Endlage hat und sich beim Herausnehmen gut lösen lässt, technisch nicht einfach herstellbar zu sein. Aufgrund dieser Tatsache ist bei dieser Teleskopart die Einstellung der Haftkraft zwischen den beiden Kronen sehr wesentlich vom handwerklichen Geschick und der Erfahrung des Zahntechnikers abhängig [4, 12]. Im Gegensatz zu *Körber* lehnt *Böttger* genaue Zahlenwerte in Bezug auf die richtige Friktionseinstellung ab und formuliert eine Alternative: Die Friktion sei gut eingestellt, wenn eine mit Klebewachs befestigte Abzugsvorrichtung beim Trennen der beiden Teleskope nicht bricht [71]. Dennoch, so *Böttger*, ist für jeden Patientenfall die Friktion individuell einzustellen [13, 63].

Den verschiedenen Legierungen und Materialien kommt in Hinblick auf die Haftkraft ebenso eine bedeutende Rolle zu. So haben beispielsweise Teleskope aus hochgoldhaltigen Legierungen ein niedrigeres Elastizitätsmodul als Nichtedelmetalllegierungen (NEM-Legierungen), was sich auch in einer anderen Form der Oberflächenbeschaffenheit zeigt [72]. *Stüttgen* belegt, dass edelmetallfreie Legierungen ein anderes Abriebverhalten zeigen als hochedelmetallhaltige Gusslegierungen [72]. *Hagner, Hültenschmidt et al.* kommen bezüglich der Produktion parallelwandiger Teleskope zu dem Schluss, dass die Oberflächenbeschaffenheit und Parallelität die Friktion und das Verschleißverhalten weitaus mehr noch beeinflussen als die verwendete Legierung [14]. Aber nicht nur Werkstoff- und Materialeigenschaften spielen eine wichtige Rolle für die Haftkraft, sondern auch klinische Aspekte, wie beispielsweise die Anzahl und Länge der Pfeiler, die Pfeilerwertigkeit und die manuelle Geschicklichkeit der Patienten [13, 73, 74].

2.7.2 Definierte Haftkraft

Den Begriff „Haftkraft“ ordnet *Körber* jener Kraft zu, die überwunden werden muss, um eine Prothese von ihren Verankerungselementen zu lösen [11]. Laut *Körber* soll diese Haftkraft optimaler Weise bei 5-10 N liegen, denn dann würden das umliegende Parodontium sowie die Pfeilerzähne selbst nicht geschädigt werden, wenn diese Kräfte kurz auftreten [11]. Kommen kleinere Kräfte vor, könnten die Prothesen beim Verzehr klebriger Speisen abhebeln [75]. Bei Verwendung mehrerer Teleskope in einer Prothese erachten *Hagner, Hültenschmidt et al.* ein Einstellen der Abzugskraft pro Doppelkrone von 1 N bis 3 N als sinnvoll [14]. In der Literatur wird ein Haftkraftsollwert definiert [49, 76], der mit maximal 5 N angegeben ist [11, 77]. Jene Kräfte, welche eine Prothese an ihrem Platz fixieren, beruhen auf dem komplexen Wissen-

schaftszweig der Tribologie [58]. Auf die technisch-physikalischen Hintergründe der Friktion und Haftung von Teleskopkronen soll nun näher eingegangen werden.

2.7.2.1 Die Tribologie

Die Tribologie beschäftigt sich im Allgemeinen mit der Reibungslehre und der Prozesse der zum Verschleiß führenden Materialveränderungen, die bis 1492 auf *Leonardo da Vinci* zurückgreifen [78]. Er erkannte, dass sich der Reibungswiderstand fester Körper entsprechend der Oberflächenbeschaffenheit verändert. Jedoch ist sie unabhängig von der Größe der sich berührenden Flächen und nimmt proportional zur Last zu [78]. 1785 führte *Coulomb* ein Reibungsexperiment durch. Er postulierte, dass zur Bewegung eines festen Körpers die Überwindung einer Reibungskraft F_R notwendig ist, wobei F_R proportional zur Belastungs-Normalkraft F_N ist [78]. Dabei sind die Haftreibung und die Gleitreibung in Bezug auf den Bewegungszustand eines Körpers voneinander zu unterscheiden [79]. Am Beispiel von Teleskopprothesen stellt die Haftreibungskraft jene Kraft dar, die das Gleiten der Kronen verhindert [58]. Sie ist umso größer, je größer die Normalkraft ist und je rauer die Berührungsflächen sind. Idealerweise ist sie am größten, wenn sich die Sekundärkrone auf der Primärkrone in der Endposition befindet und somit den nötigen Halt für die Funktion der Prothese garantiert. Die Gleitreibungskraft ist jene Kraft, die an der Sekundärkrone beim Herausnehmen der Prothese als Widerstandskraft ansetzt und somit die Haftreibung überwindet [34]. Sie wirkt bis zur gänzlichen Trennung der beiden Teleskope. Dabei entsteht Wärme [34]. Sie ist weitestgehend unabhängig von der Größe der Berührungsflächen [34]. Die Größe der Reibungskraft ist aber von mehreren Faktoren abhängig und wurde in einem Proportionalitätsfaktor zusammengefasst, der nach DIN 1304 Reibungszahl μ heißt. Die Reibungszahl beinhaltet:

- die Werkstoffpaarung [58, 79]
- die Oberflächenbeschaffenheit [58, 79]
- den Schmierungsgrad (z.B. Speichel) [34]

Daraus ergibt sich folgende Formel:

$$F_R = \mu * F_N$$

Weiter heißt es, dass die Physik ein Problem mit dem Kraftgesetz hat [78], obwohl die Reibung eine außerordentlich große Rolle in allen technischen Geräten mit bewegten Bauteilen und auch im täglichen Leben spielt (Schuhsohle haftet auf Fußboden, Autoreifen haftet auf Asphaltstraße etc). In einem Zitat aus einem Physik-Lehrbuch von 2010 [78] heißt es:

„Da die Wirkung der Reibung auf die Bewegung von Körpern nur schlecht zu kontrollieren ist und damit auch schlecht zu reproduzieren ist, betrachten wir die Reibung zunächst als lästige Störung und versuchen sie zu vermeiden.“

Diese Betrachtungsweise musste um die Erkenntnis erweitert werden, dass Reibung und Verschleiß nichtlineare, dynamisch-stochastische Vorgänge in zeitlich und örtlich verteilten Mikrokontakten innerhalb einer makroskopischen Kontaktfläche sind [78]. Die Erweiterung führte in den vergangenen Jahren schließlich bis in die Nano-Dimension [78]. Also ist die tribologische Beanspruchung dort aufzufinden, wo Oberflächen unter Kräften und in Relativbewegung aufeinander wirken und die Verschleißpartner mit dem Umgebungsmedium in Wechselwirkung treten [80]. Somit wird deutlich, dass Reibung und Verschleiß keine Materialeigenschaften sind, sondern sich aus der Gesamtheit von der Werkstoffpaarung, dem Schmierstoff, den Kräften- und Geschwindigkeiten und den Umgebungseinflüssen und ihren Wechselwirkungen zusammensetzen [80]. Sie können auch nicht durch Werkstoffdaten wie Härte oder Elastizitätsmodul gekennzeichnet werden [78]. Für diese Gesamtheit hat sich der Begriff „tribologisches System“ etabliert [80]. Am Beispiel der Teleskope spricht man auch von einem tribologischen System [81].

2.7.3 Verschleißmechanismen

Verschleiß wird aufgrund fortschreitenden Materialverlusts aus den Oberflächen fester Körper bei der Kraftübertragung der Sekundär- auf die Primärkrone durch verschiedene Mechanismen hervorgerufen. Verschleißmechanismen können einzeln oder kombiniert auftreten [81, 82].

Die folgende Tabelle soll einen Überblick über die vier wichtigsten Verschleißmechanismen eines Verankerungselementes geben [81]:

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

Tab. 3 Übersicht über die verschiedenen Haftungsmechanismen [81]

2.7.4 Flüssigkeiten zwischen Patrize und Matrize

Laut *Bartsch* führt die Anwesenheit von menschlichem Speichel bei einer spaltfreien Passung zwischen Primär- und Sekundärkrone zu einer Verdopplung der Haftkraft [83]. *Becker* zeigte 1982 in einer Studie, dass Wasser und Speichel in Doppelkrone-Systemen immer vorhanden sind [66]. Das bekannte Beispiel von zwei mit Wasser benetzten Glasplatten beschreibt das Phänomen der Adhäsion. Diese Glasplatten lassen sich nur schwer trennen, jedoch leicht gegeneinander verschieben. *Becker* übertrug diesen Vorgang auf die okklusalen Doppelkronenflächen, in denen Wasser und künstlicher Speichel durch Adhäsion stets zu einer Haftkraftsteigerung führten [66]. Im Beisein von geringen Mengen an Ölen oder Fetten im Fugespalt kam es zu einer Verminderung der Haftkraft [66]. Dass Öle die Reibung herabsetzen, ist aus der Physik bekannt. Jedoch kam es in *Beckers* Versuch wiederum zu einer Haftkraftsteigerung, sobald die gesamte zervikale Stufe vor dem Fügen zur Gänze mit Öl umspült war [66]. In seiner Interpretation für diesen Vorgang nimmt er das Hydraulikprinzip, bei dem eine Viskositätsabhängigkeit angenommen wird, zur Hand [66]. Gemeint ist damit ein Sog, der durch das Auftreten von Strömungswiderständen beim Abziehen der Sekundärteile entsteht [66]. *Faber* und *Huber* postulierten 2001, dass der Dampfdruck der jeweiligen Flüssigkeit die Haftkraft begrenzt [84]. Darunter ver-

steht man einen Unterdruck, welcher beim Abziehen der Sekundärkronen entsteht. Dieser kann zur Ausbildung von gasförmigen Siedebblasen führen, weil diese dehnbar sind und die Flüssigkeit zum Sieden bringen können [84]. Beim schnellen Abziehen wird ein maximaler Unterdruck aufgrund des trägen Nachfließens der Flüssigkeiten erreicht [84]. Durch langsames Trennen kann Flüssigkeit nachlaufen und der Unterdruck kann sein Maximum nicht mehr erreichen [84]. Infolge dessen besteht eine direkte Proportionalität zwischen Haftkraft und Abzugsgeschwindigkeit [84].

2.8 Indikationen von Doppelkronen

Ihre Hauptanwendung haben Doppelkronen im stark reduzierten Lückengebiss und sind laut *Pospiech* universell einsetzbar [62]. Sie können laut *Mack* entweder bei rein dental oder dental-gingival gelagerten Teilprothesen verwendet werden [85]. Je nach Beschaffenheit des marginalen Parodonts, dem Verhältnis der klinischen Zahnkrone zur Wurzel, von der Gegenkieferbeziehung, der Vitalität und der topographischen Verteilung des Pfeilerzahnes stellte *Frank* die Indikation [86]. Dieser Ansicht widersprachen *Heners* und *Walther*, denn es gäbe keinen Zahn, der von seiner Lage her nicht für die Versorgung mittels Konuskronen geeignet wäre [87]. Gilt es Kauvermögen und Ernährungszustand zu verbessern, so ist laut *Wöstmann et al.* eine starr verankerte Doppelkrone indiziert [35]. Auch in der Hybridprothetik sind Doppelkronen zur Versorgung pfeilervermehrter Lückengebisse einzusetzen [88, 89].

2.9 Vorteile von Doppelkronen

Wie oben bereits erwähnt, ist ein sehr wesentlicher Vorteil, dass Doppelkronen über die Stütz-, Halte-, Kippmeider-, Führungs- und Schubverteilungsfunktion verfügen [4, 11, 39]. Durch die sichere körperliche Fassung der Doppelkronen wird eine achsengerechte Pfeilerbelastung beim Ein- und Ausgliedern sowie während der Funktion ermöglicht [74, 90]. Dies wirkt der Alveolarkamatrophie entgegen, da dies der physiologischen Belastungsrichtung des Zahnhalteapparates entspricht [4, 13, 44, 45, 50, 58, 59, 91-94]. Durch die sekundäre Verblockung der Pfeilerzähne [95] kommt es unter Umständen zu einer Stabilisierung von gelockerten Pfeilerzähnen im Parodont [93]. Von den Patienten wird die unbedingte Abnehmbarkeit der Prothese sehr geschätzt, da dies die häusliche Mundhygiene und die Reinigung der Prothese erleichtert [4]. Für den Behandler beziehungsweise den Zahntechniker stellt die relativ einfache Planung und Herstellung von Doppelkronen im Vergleich zu anderen herausnehmbaren Restaurationen einen positiven Effekt dar, da keine zusätzlichen Elemente für die Funktionsübernahme notwendig sind [4]. Außerdem kann bei der Herstellung von Verblenddoppelkronen mittlerweile auf ästhetisch nachteilige Retentionsperlen verzichtet werden, da mechano-chemische Verbundsysteme diese ersetzen [4]. Zusätzlich ist ein leichtes Umarbeiten bei Pfeilerzahnverlusten möglich [4]. Ein weiterer ästhetischer Vorteil gegenüber Einstückgussprothesen ist, dass keine sichtbaren

Halteelemente vorkommen. Aus wirtschaftlicher Sicht sind Reparaturen etwa um mehr als die Hälfte günstiger als bei klammerverankerten Einstückgussprothesen [18].

2.10 Nachteile von Doppelkronen

Ein großer Nachteil von Doppelkronen ist, dass die kaum vermeidbare Überkonturierung der Pfeilerzähne und ihre damit verbundene unbefriedigende ästhetische Wirkung großen Einfluss auf die Therapieentscheidung hat [39]. Allerdings haben neuere Fertigungstechniken zu ästhetischen Verbesserungen geführt, da eine minimale Schichtstärke der Innenkronen und eine Vollverblendung der Außenkronen ohne breite Metallränder genutzt werden können [4]. Als Verblendung wäre Keramik an sich technisch möglich, eignet sich in der Praxis aber nicht, denn Keramik ist durch die Abnehmbarkeit der Prothese einer erhöhten Frakturgefahr ausgesetzt (chipping) [4]. Deshalb eignen sich vor allem hochabrasionsfeste Kunststoffe [4]. Diese weisen im Vergleich zu früheren Polymethylmethacrylat (PMMA)– Verblendkunststoffen zwar niedrigere Abrasionswerte auf, erzielen aber noch nicht die Abrasionsfestigkeit von Zahnschmelz [4, 96]. Ferner kann die unbedingte Abnehmbarkeit des gesamten Zahnersatzes für die Patienten psychische Belastungen darstellen, da der Anblick der Primärkronen für die Angehörigen unangenehme Empfindungen hervorrufen kann [4]. Bei den Cover-Denture-Prothesen mussten oft Nachbehandlungen aufgrund von parodontalen Problemen durchgeführt werden, die letztlich in Extraktionen endeten [42]. *Weigl et al.* beschrieben im Jahr 2000, dass speziell bei älteren Patienten bei der Planung die altersabhängigen Handicaps miteinbezogen werden müssen [50]. Beispielsweise wirken sich die abnehmenden geistigen Fähigkeiten, die manuelle Geschicklichkeit, das eingeschränkte Sehvermögen und die zunehmende Immobilität negativ auf die Mundhygiene und die Nachbehandlungen aus [50].

2.11 Kombinationsvielfalt von Doppelkronen

Weinbach und *Lauer* führen in ihrem Buch die bisher gängigen und klinisch möglichen Doppelkronenkombinationen auf, wobei man zwischen homogenen und heterogenen Reibungspaaren unterscheiden kann [24]. Bei homogenen Reibungspaaren bestehen Primär- und Sekundärkrone aus dem gleichen Material, bei heterogenen sind die Reibungspartner aus zwei verschiedenen Materialien [24]. Die nachfolgende Tabelle (Tab. 4) soll einen Überblick über gängige Kombinationen von Doppelkronen geben.

Primärteil	Sekundärteil
hochgoldhaltige Legierung	hochgoldhaltige Legierung
goldreduzierte Legierung	goldreduzierte Legierung
Nichtedelmetall-Legierung	Nichtedelmetall-Legierung
Zirkoniumdioxid-Keramik	Galvanogoldkappchen
Titan	Galvanogoldkappchen

Tab. 4 Übersicht gängiger Reibungspartner

Neueste Untersuchungen zeigen die Verwendung von Primärteleskopen aus Polyetheretherketon (PEEK) mit darauf konstruierten Sekundärkronen aus Zirkoniumdioxid, Kobalt-Chrom und Galvanogoldkappchen [97, 98]. In einer anderen Studie wurden die Haltekräfte von CAD/CAM gefertigten Sekundärkronen aus PEEK auf Zirkoniumdioxidprimärkronen geprüft [99]. Für diese Doppelkronenkombinationen stehen allerdings noch Langzeitergebnisse und klinische Studien aus.

2.12 CAD/CAM-Verfahren

Im Allgemeinen beschreibt ein CAD/CAM-System ein computergestütztes Fertigungsverfahren von Zahnrestorationen, bei denen der Modellationsprozess CAD (Computer Aided Design) und der Herstellungsprozess CAM (Computer Aided Manufacturing) elektronisch und in digitaler Form durchgeführt werden [100]. Als Voraussetzung für diesen Prozess gelten die präzise dreidimensionale Datenerfassung der Präparation sowie der Nachbarzähne und Antagonisten [100].

2.12.1 Definition

Ein CAD/CAM-Fertigungsprozess baut im Dentalbereich auf drei Schritten auf:

1. Die computergestützte optische oder mechanische 3D-Datenerfassung der Präparation – eine digitale Duplizierung
2. Die Weiterverarbeitung der gewonnenen Daten und computergesteuerte Konstruktion mit Hilfe der CAD-Software (CAD)
3. Umsetzung der aus der CAD-Konstruktion gewonnenen Daten in die Produktion von Restaurationen durch Fräsen oder Schleifen aus vorgefertigten Rohlingen oder Fräsblanks mittels einer CNC-Maschine (Computerized Numerical Control) (CAM) [55, 56, 101, 102]

2.12.2 CAD/CAM-Produktionskonzepte in der Zahnmedizin

In der Zahnmedizin können verschiedene Produktionskonzepte und Herstellungsmethoden differenziert werden. Bei maschinellen Herstellungsmethoden werden im All-

gemeinen computergestützte (CAD/CAM)- Verfahren oder analoge Verfahren unterschieden. Zu den analogen Systemen zählen das Kopierfräsverfahren oder das Erodiervfahren. Bei diesen Systemen wird in der Regel die gewünschte Zahnrestauration erst in einer Vorform (Prorestauration) angefertigt und nicht am Monitor konstruiert. Bei den CAD/CAM-Verfahren laufen alle oben genannten Arbeitsschritte im Idealfall vollautomatisch ab. Zwischen Analogverfahren und CAD/CAM-Verfahren gibt es Systeme mit einer Zwischenstellung. Hierbei wird der vom Zahntechniker zuvor modellierte prothetische Zahnersatz digitalisiert. Diese Daten werden dann an die Fräsmaschine weitergeleitet. Obwohl hier eine Datenbearbeitung (Vergrößerung und Nachbearbeitung) möglich ist, werden diese Geräte reine CAM-Systeme genannt, weil streng genommen kein CAD-Teil durchlaufen wird [55, 102-104].

Entsprechend dem wirtschaftlichen Grundgedanken und der jeweiligen Zielgruppe können drei verschiedene Konzepte in Betracht gezogen werden: ein chairside- und labside- sowie ein modifiziertes labside-Konzept [55, 57, 102].

2.12.2.1 Chairside-Konzept

Bei der chairside-Fertigung können alle Arbeitsschritte direkt in der Praxis und idealerweise während der Patient noch auf dem Stuhl sitzt, vorgenommen werden. Der Behandler führt mit einer intraoralen Kamera einen lichtoptischen Scan der Präparation durch, welcher dann in ein zwei- oder dreidimensionales Modell umgerechnet wird und am Monitor erscheint. Hier kann die Restauration noch, bearbeitet (designed) und individuell angepasst werden. Zusätzlich kann ein Gegenbiss in die Berechnung mit einbezogen werden, um ein späteres Einschleifen im Mund zu vermeiden. Die Daten werden dann an die jeweilige Fräsmaschine gesendet. Aus einem industriell vorgefertigten Keramik-, Kunststoff-, Metall- oder Hybridblock wird die Restauration mit diamantierten Schleifkörpern ausgefräst. Damit entfallen zeitaufwändige Arbeitsschritte wie die konventionelle Abformungen, Modellherstellungen sowie das Anfertigen von Provisorien [55, 102]. Deshalb sind indirekte Versorgungen wie Inlays, Onlays, Kronen etc. in einer Sitzung möglich. Als einer der bekanntesten Vertreter hierfür sei das CEREC System (Sirona Dental Systems GmbH, Bensheim) erwähnt. Die sogenannte CEREC Bluecam (Sirona Dental Systems GmbH) ist puderpflchtig, nutzt als Aufnahmeeinheit kurzwelliges Blaulicht (420 nm) und arbeitet nach dem Prinzip der Streifenlichtprojektion [100]. Das Objekt reflektiert das Licht und wird unter einem definierten Winkel (aktive Triangulation) auf einem Detektor (CCD) abgebildet [100]. Es erfolgt der Scanvorgang in Form von Einzelbildern, welche dann durch „matching“ zusammengefügt werden und so ein virtuelles, monochromes, dimensionsgetreues Modell am Monitor entstehen lässt [100]. Der neueste Intraoralscanner der Sirona Dental Systems GmbH ist die CEREC Omnicam. Dieser Scanner arbeitet puderefrei und lässt durch ein fließendes Aufnahmeverfahren in

Form von Videosequenzen ein 3D-Modell in Echtfarben am Monitor erscheinen [105]. Als Lichtquelle kommt eine weiße, unpolarisierte Leuchtdiode zum Einsatz und scannt ebenfalls nach dem Prinzip der aktiven Triangulation [105].

2.12.2.2 Labside-Konzept

Beim labside-Konzept wird bis auf die konventionelle Abformung oder die per Intraoralkamera ermittelten Daten durch den Zahnarzt die gesamte Prozesskette im dentalen Labor durchlaufen. Der Zahnarzt schickt entweder den zuvor intraoral gewonnenen Datensatz per Internet an das Dentallabor und es wird im Rapid-Prototyping-Verfahren ein zahntechnisches, gesägtes Modell aus Kunststoff gefräst oder stereolithographisch hergestellt. Oder das Labor scannt einen zuvor mit Gips ausgegossenen Abdruck, wobei in Einzelfällen auch direkt der Abdruck gescannt werden kann. Eine CNC-Maschine stellt anschließend die Restauration her. [100, 102, 106].

2.12.2.3 Modifiziertes labside-Konzept

In der modifizierten labside-Fertigung findet eine räumliche Trennung zwischen Vermessung beziehungsweise CAD-Konstruktion und CAM-Fräsung statt [55]. Dies stellt eine ähnliche Prozesskette wie beim labside-Konzept dar, allerdings mit dem Unterschied, dass die im Labor ermittelten Daten an ein Fräszentrum weitergeschickt werden. Nachdem die Restaurationen im Fräszentrum hergestellt wurden, werden diese an das Dentallabor für die weitere Bearbeitung zurückgesendet. Durch diese Aufteilung und Auslagerung von großen Fräsmaschinen kann die Fertigung weitaus ökonomischer und qualitativ besser gestaltet werden, da eine größere Auslastung der Geräte gewährleistet ist und kostspieligere, präzisere Systeme erworben werden können [55, 57, 100, 102].

2.12.3 Komponenten

Die drei wichtigsten Komponenten für einen CAD/CAM-Fertigungsprozess stellen die dreidimensionale Datenerfassung der Präparation durch die Scanner, die Generierung des Datensatzes für die Zahnrestauration durch eine Software sowie das Verarbeiten der Datensätze und Fräsen aus Fräsblanks oder Rohlingen durch eine CNC-Fräsmaschine dar [55, 102]. Auf diese drei bedeutenden Elemente in der Herstellung für CAD/CAM gefertigte Teleskopkronen soll nun näher eingegangen werden.

2.12.3.1 Scanner

2.12.3.1.1 Taktils Scannen [107-110]

Die taktile Messtechnik ist ein Standardmessverfahren durch berührende Taster beziehungsweise Sensoren in dreidimensionaler Raumrichtung. Dabei gleitet eine Tastereinsatzkugel unter kontinuierlichem Kontakt über die Werkstückoberfläche und

ermittelt Form, Lage und Maße von Objekten. Die Formgenauigkeit berechnet Linearität, Ebenheit, Rundheit, Zylindrizität sowie beliebige Linien oder Flächen. Aus der Beziehung von zwei Formen ergibt sich die Lagegenauigkeit wie beispielsweise Parallelität, Rechtwinkligkeit, Neigungswinkel, Symmetrie etc. Die Oberflächenmesstechnik dient zur Welligkeits- und Rauheitsmessung. Gestaltabweichungen werden laut DIN 4760 in sechs unterschiedliche Ordnungen unterteilt:

1. Formabweichung
2. Welligkeit
3. Rauheit (in Form von Rillen)
4. Rauheit (in Form von Riefen, Schuppen, Kuppen)
5. Rauheit (der Gefügestruktur)
6. Rauheit im atomaren Bereich (Gitteraufbau des Werkstoffs)

Maß- und Formabweichung sind Grobgestaltungsabweichungen und zählen zu den Abweichungen erster Ordnung. Ihr Verhältnis von Wellenlänge zur Wellentiefe beträgt über 100:1. Welligkeit und Rauheit sind Feingestaltabweichungen. Sie gehören zu den Abweichungen zweiter bis fünfter Ordnung. Die Welligkeit bezeichnet die Gestaltabweichung zweiter Ordnung in einem Verhältnis von Wellenlänge zur Wellentiefe von 1000:1 bis 100:1. Die Rauheit bezeichnet Gestaltabweichung dritter bis fünfter Ordnung (Verhältnis von Wellenlänge zur Wellentiefe von 100:1 bis 5:1). Die Erkennung von Oberflächendefekten wie zum Beispiel Kratzern, Dellen, Ausbrüchen und offenen Poren ist keine Aufgabe der taktilen Messtechnik. Diese gehören in den Bereich der Sichtprüfung beziehungsweise Oberflächeninspektion [110].

Die Genauigkeit eines taktilen Scanners liegt im Mikrometerbereich und lässt so Rückschlüsse auf die Qualität der Bearbeitungsprozesse der analysierten Werkstücke zu. In der Literatur finden sich zu den Genauigkeiten Größenangaben, welche an ebenen Flächen bis zu 1 µm betragen können. Im Gegensatz dazu können an steilen Kanten oder Flanken Messfehler mit der Größenordnung von 100 µm entstehen [55, 102, 111, 112].

2.12.3.1.1.1 Tastereinsätze

Tastereinsätze im Allgemeinen sind Werkzeuge der Koordinatenmessgeräte, welche die Maschine zur Aufnahme von einzelnen Messpunkten durch Berühren der Oberfläche des Werkstückes nützt. Dabei werden fortlaufende Punkte auf der X, Y und Z Koordinate aufgenommen, die in Größe, Form und Position von einer hochentwickelten Software berechnet werden. Die richtige Auswahl von Tastereinsätzen für die Präzisionsmessungen ist daher sehr essentiell. Schon kleinste Ungenauigkeiten oder schlechte Befestigungen wirken sich negativ auf das Messergebnis aus. Renishaw (Renishaw plc, New Mills, Vereinigtes Königreich, England) gibt in ihrer Broschüre

„Präzisions-Tastereinsätze – Für zuverlässige und hochgenaue Ergebnisse“ [108] einen Überblick über die Kriterien bei der richtigen Auswahl von Tastkugel, Kugelbefestigung, Gewinde und Design.

2.12.3.1.1.1 Anschlussgewinde

Zunächst wird immer das passende Anschlussgewinde an das Gewinde des Taster-einsatzes angepasst. In der Regel kommen M2 (3 mm), M3 (4 mm), M4 (7 mm) oder M5 (10 mm) Tastereinsätze zum Einsatz [108]. (Die Angaben beziehen sich auf den Durchmesser).

2.12.3.1.1.2 Tastereinsatztypen

Es werden hauptsächlich gerade Tastereinsätze verwendet, wobei Renishaw auch abgesetzte und konische Schäfte, welche eine bessere Stabilität bei einfach zugänglichen Werkstücken besitzen, anbietet. Es gilt: Je kürzer die Tastereinsätze, desto niedriger ist die Wahrscheinlichkeit, dass sie sich verbiegen. Dies ist vor allem bei taktil schaltenden Messtastersystemen von besonderer Bedeutung, bei denen in allen Raumrichtungen gescannt wird. Es wird zwischen sternförmigen, schwenkbaren, scheibenförmigen, sphärischen, zylindrischen und halbkugelförmigen Tastereinsätzen je nach Indikation unterschieden [108].

2.12.3.1.1.3 Tastereinsatzkomponenten und Werkstoffe

Schaft: Die Steifheit des Schaftes ist wichtig, um Durchbiegungen beim Messvorgang auf ein Minimum zu reduzieren. Bei der Auswahl des richtigen Werkstoffes müssen die Umgebungsbedingungen, die Länge und Biegefestigkeit sowie die vom Messtaster-Hersteller festgelegte maximal zulässige Masse in Betracht gezogen werden. Es eignen sich Keramik, thermisch stabile Kohlefaser, Stahl und Hartmetall als Schaftwerkstoffe [108].

Kugel: Die Wahl des Kugelmaterials beschränkt sich im Wesentlichen auf Rubin, Siliziumnitrid und Zirkoniumoxid. In diesem Forschungsversuch wurde eine Rubinkugel verwendet. Da Rubine nach Diamanten eine der härtesten Werkstoffe sind, stellen sie für die meisten Standardanwendungen ein ideales Kugelmaterial dar [108].

Renishaw gelang es, einen Scanner mit einem einzigartigen System, welches nach internationalen Normen der Messtechnik zertifiziert ist (ISO 10360-4), auf den Markt zu bringen. Die Oberfläche und Geographie der Teleskope wird durch das patentierte Spiralabtastverfahren des DS10 Scanners mit Hilfe einer Rubinkugel exakt erfasst [110]. Nachstehend soll eine Zeichnung den Aufbau eines Tastereinsatzes schematisch erklären [1].

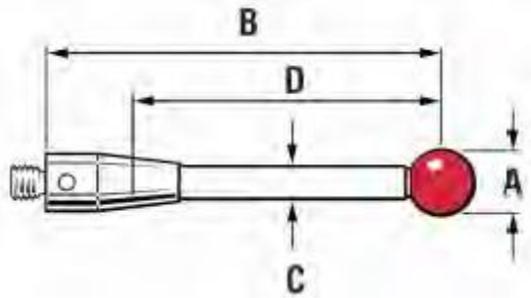


Abb. 3 Terminologie und schematische Zeichnung eines Tastereinsatzes [1]

- A = Durchmesser der Tastkugel
- B = Länge
- C = Schaftdurchmesser
- D = Effektive Arbeitslänge (maximale Eintauchtiefe des Tastereinsatzes)

Die nachfolgende Tabelle zeigt die technischen Daten und Eigenschaften des Kugelmaterials auf [1]:

Tastereinsatztyp	Al ₂ O ₃ Rubinkugel
Material	Künstlicher, monokristalliner Rubin
Güteklasse	5*
Abweichung von der Kugelform (µm)	0,13
Gefüge	Rein
Zusammensetzung (% Anteile)	99 % Al ₂ O ₃
Reinheit (%)	99,90
Dichte (g/cm ³)	3,99
Härte (HV)	2300
Druckfestigkeit (MPa)	2100
Biegefestigkeit (MPa)	400-700
Bruchzähigkeit (MN/m ^{3/2})	1

* Entsprechend DIN-5401, ISO 3290 und AFBMA 3290, Kugelnormen

Tab. 5 Technische Daten der Rubinkugel

2.12.3.1.2 Optisches Scannen

Die optische Messtechnik zeichnet sich im Gegensatz zur taktilen Messtechnik nicht durch eine Messung mittels Abtasten, sondern durch ein berührungsloses, flächenhaftes Messen mithilfe digitaler Bilder aus. Das Licht fungiert als messendes Medium auf Grundlage von Reflexion und Absorption. In Mehrkamarasystemen (mindestens zwei Kameras) erfolgt die Gewinnung von dreidimensionalen Punkten nach demselben Prinzip, wie auch das menschliche Gehirn die 2D Bildinformationen beider Augen zu einem 3D Bild zusammenführt. Die Punkte der verschiedenen Bilder müssen durch einen entsprechenden Algorithmus in Relation zueinander gesetzt werden, damit ein Computer aus den Momentaufnahmen 3D Punkte berechnen kann. Die Bestimmung der Korrespondenz zwischen den Bildern der einzelnen Kameras durch Verfahren der Bildzuordnung stellt eine Hauptschwierigkeit dar, für die es eine effiziente Lösung zu finden gilt [107, 113, 114].

Bei Lichtschnittverfahren werden die Bildaufnahmen von nur einer Kamera gemacht, wobei eine gerichtete Lichtquelle aus einem definierten Winkel die für die Triangulation notwendigen Beobachtungen ergänzt. Voraussetzung hierfür ist, dass Bildpunkte subpixel-genau bestimmt werden können, die einem von der Lichtquelle getroffenen Objektpunkt entsprechen. Das heißt, dass die Lichtintensität der Lichtquelle deutlich über der des Umgebungslichtes sein muss und diese auch Muster projizieren soll, die sich algorithmisch bestimmen lassen. Ein bekanntes Beispiel für ein Lichtschnittverfahren ist die Streifenprojektion, bei der ein Streifengitter fest auf einem Projektor angebracht ist. Durch die Projektion auf das Objekt kann eine in einem definierten Winkel positionierte Kamera abhängig von der Phasendifferenz Höheninformation gewinnen [113].

Der in dieser Studie verwendete Laserscanner D710 (3Shape A/S, Kopenhagen, Dänemark) verfügt über einen roten Laser und zwei Kameras, die in einem verkleinerten Winkel tiefe Impressionen und Unterschnitte aufnehmen können. Ein Drei-Achsen Bewegungssystem kippt und rotiert das Objekt, um einen Scanvorgang aus jedem beliebigen Ausgangspunkt zu ermöglichen. Bei diesem Scanner besteht durch dessen Software 3Shape Dental Designer (3Shape A/S) die Möglichkeit, die Präparationsgrenze vollautomatisch zu ermitteln oder gegebenenfalls noch zu bearbeiten. Die Genauigkeit für den Scan einer Krone oder Brücke liegt laut Hersteller bei 10 µm (ISO 12836) und die Scanzeit beträgt 25-30 Sekunden [115].

2.12.3.1.2.1 Oberflächenabdeckung

Um exakte Scans und kontrastreiche Bilder zu erhalten, müssen Oberflächenreflexionen sowohl bei einigen Intraoralscannern (Beispiel CEREC Bluecam) am präparierten Stumpf als auch extraoral am Gipsmodell unterbunden werden. Des Weiteren

sollen die optischen Eigenschaften des natürlichen Zahnes (Dentin und Schmelz) und des Gipsmodells ausgeglichen werden [116]. Dazu ist am Dentalmarkt eine Vielzahl an verschiedenen Scansprays und Acrylstiften erhältlich. Ziel ist es, eine ausreichend dicke und gleichmäßige Deckschicht aufzutragen, um eine gleichmäßige Streuung des Lichtes zu erreichen, Blendeffekte auszuschließen und eine eindeutige Oberfläche zu definieren.

2.12.3.2 Software

Die durch die Scanner gewonnenen 3D-Daten müssen weiterverarbeitet werden, um die geometrischen Informationen der gescannten Oberfläche an eine CNC-Fräseinheit weiterschicken zu können. Dazu gibt es in EDV-Systemen verschiedene Sprachen, welche dreidimensionale Beschreibungen verwenden. Der Industriestandard ist das STL-Format (Standard Tessellation Language) und als CAD-Output für digitale Doppelkronen wesentlich. Dieses Format beinhaltet die Beschreibung der Oberflächen mithilfe von Dreiecksfacetten (tessellation = Parkettierung). Gekrümmte Oberflächen werden durch die Dreiecke nur angenähert. Es gilt: Je geringer die Anzahl an Dreiecken ist, desto größer sind die Abweichungen und je genauer die Annäherung sein soll, desto mehr Einzeldreiecke sind notwendig. Dies lässt darauf schließen, dass sich bei größerer Detailtreue auch mehr Datenmengen aufsummieren. Handelt es sich um einen Brücken- oder Kronenscan, so wird in der Berechnung des STL-Outputs ein Zementspalt miteinbezogen und die Genauigkeit ist hier sekundär. Bei der Berechnung von glatten Flächen am Beispiel von Teleskopkronen kommt dem STL-Output hier eine sehr wichtige Bedeutung zu. Deshalb können hier NURBS (Non Uniform Rational B-Splines) hinzugezogen werden, welche Freiformen erlauben [57, 100, 110]. Einige Softwares bieten die Möglichkeit, die Präparationsgrenzen automatisch zu ermitteln, wobei auch rein manuelles Bestimmen möglich ist. Dieses Vorgehen ist wohl fehlerhafter, obwohl in einigen Systemen eine halbautomatische Festlegung vorgezogen wird [55, 102, 117]. Beim Modellieren von Restaurationen mit den CAD-Softwares wird meist eine Vollautomatisierung umgangen, da mathematisch schwer fassbare Formen, wie Kauflächen und Außenformen, nur bedingt über einen softwaregestützten Prozess ablaufen können. Da die Restaurationen nach allen Richtlinien der Gnathologie gestaltet sein sollen, greift man daher auf Bibliothekszähne zurück. Eine weitere Möglichkeit wäre die klinische Situation schon vor der Präparation zu digitalisieren, oder konventionell in Wachs hergestellte Restaurationen zu scannen [55, 56, 102, 111].

2.12.3.3 Fertigung

Die durch die Software ermittelten Daten können anschließend an eine CNC-Fräs-/Schleifeinheit übermittelt werden. Hierbei wird zunächst die dreidimensionale Geo-

metrie der digitalisierten Restauration in Fräs- beziehungsweise Schleifbahnen umgerechnet. Der Grund dafür ist, dass gewisse Strukturen mittels mathematischer Interpolationsverfahren umgerechnet werden müssen, da es der Fräsmaschine nicht möglich ist, aufgrund werkzeuggeometrischer und maschineller Umstände, alle Unebenheiten und Kanten zu präzisieren [55, 102, 118]. Im CAM-Prozess werden Bearbeitungsstrategie, Arbeitsbereiche, Werkzeuge, Vorschübe und Zustellungen festgelegt. All diese Informationen werden durch einen NC-Postprozessor in die Werkzeugbahnen umgerechnet und ein Maschinenprogramm für die endgültige Fertigung entsteht. Zu beachten ist die jeweilige Bauart der Fräsmaschine, da sie über verschiedene Freiheitsgrade beziehungsweise Achsen verfügen. Neben den drei Achsenlinien der Raumrichtungen enthalten einige Frässysteme zusätzliche Freiheitsgrade durch welche sich komplexere Geometrien, eine höhere Oberflächengüte und Maßgenauigkeit erreichen lassen. Allerdings muss mit zunehmender Anzahl an Rotationsachsen auch eine höhere Komplexität der entsprechenden NC-Programme in Kauf genommen werden, da die Kollisionsprüfungen zur Verhinderung von Kontur- und Oberflächenverletzungen der Restaurationen komplizierter werden [55, 111]. Somit geht eine Erhöhung der Anzahl an Freiheitsgraden einer Fräsmaschine nicht zwingend mit einer Qualitätssteigerung des gewünschten Zahnersatzes einher. Das Ergebnis einer optimalen Restauration resultiert vielmehr aus einer exakten Digitalisierung, Datenverarbeitung und Fräsung [57].

2.12.4 Fräsen von Sekundärkronen in Edelmetalllegierungen

Die computergestützte Fertigung von Sekundärteleskopen aus Edelmetalllegierungen ist ein komplizierter Prozess und erfordert Spitzengefühl vom Anwender. Das bisher gängige Verarbeitungsverfahren von Legierungen in der Zahntechnik ist das Gießen. Dennoch etabliert sich im Rahmen der rasanten Entwicklung von computer-gesteuerten Methoden auch das Fräsen von Edelmetallrestaurationen aus vorgefertigten Materialblöcken, den sogenannten Rohlingen oder Blanks, immer mehr. Diese Art der Herstellung von Zahnersatz wird als subtraktiver Arbeitsprozess bezeichnet. Großer Vorteil dieser Technologie ist, dass die industriell vorgefertigten Fräsrohlinge unter streng kontrollierten Bedingungen defektfreie und konstante Gefügestrukturen aufweisen müssen, womit eine höchste Qualität garantiert werden kann. Die Herstellungsparameter können gespeichert werden, womit die Vorgaben des Medizinproduktgesetzes, Dokumentation und Rückverfolgung für die Herstellung von Restaurationen leicht einzuhalten sind [119].

Bei der Herstellung der Edelmetalllegierungen und Fräsblanks gelten als Grundvoraussetzung eine homogene Korngröße, Härte und Zusammensetzung der Legierungsbestandteile, denn diese haben Auswirkungen auf die Farbe, die physikalischen Eigenschaften wie Härte oder Zugfestigkeit sowie dem Schmelzintervall und

dem WAK-Wert (Wärmeausdehnungskoeffizienten). Im ersten Schritt bei der Produktion eines Fräsrohlings werden die einzelnen Legierungsbestandteile genauestens eingewogen. Dafür kommen einzig Rohmaterialien mit definierten und kontrollierten Reinheitsgraden infrage. Nach dem Verschmelzen der einzelnen Rohmaterialien zu einer homogenen Legierung wird diese zu einem Block (Blank) in einer Strangguss-Anlage unter definierten Bedingungen weitervergossen. Nachdem das Material unter einer Schutzgas-Atmosphäre induktiv aufgeschmolzen wurde, erstarrt es im dafür vorgesehenen Strangguss-Kühler. In der anschließenden strikten Qualitätsprüfung werden Edelmetallblanks auf ihre physikalisch-mechanischen Eigenschaften, makroskopischen und metallografischen Schliffe kontrolliert sowie chemisch analysiert [120]. Für das Fräsen von Restaurationen aus vorgefertigten Blanks können neben Materialien wie Titan, Kunststoffe, Nichtelegierungen und Keramiken auch Edelmetalllegierungen verwendet werden [100]. Vor allem Gold wurde aufgrund seiner warmen, gelben Farbe und seines Wertes schon immer besonders geschätzt. Aus *Junkers* Veröffentlichung im Jahr 1929 ist ersichtlich, dass erste bedeutende Funde in der zahnärztlichen Prothetik unter Verwendung von Gold bis 2500 Jahre vor Christus zurückreichen. Da reines Gold sehr weich ist und den Anforderungen bei Kaubelastung nicht gerecht werden würde, wird es heutzutage nicht mehr als elementares Metall eingesetzt, sondern in Form von Metalllegierungen. Diese entstehen durch Zusammenschmelzen verschiedener Metalle wie Silber, Kupfer, Zink, Iridium, Platin, Palladium etc. [119, 121]. Dennoch ist nicht allein die Härtesteigerung von großer Bedeutung; Legierungen müssen auch den Ansprüchen der Mundhöhle gerecht werden. Schwankende Temperaturen, pH-Wert-Differenzen, permanente Feuchtigkeit, hohe Kaubelastung und mikrobielle Stoffwechselaktivitäten sind eine große Herausforderung. Zusätzlich spielen Toxizität (lokal und systemisch), Allergenität, Mutagenität, Onkogenität und Biokompatibilität eine bedeutende Rolle. In der internationalen Norm ISO 22674 sind die Mindestanforderungen an die Eigenschaften von Edelmetalllegierungen definiert [119].

Ein bekannter Hersteller und Entwickler für Edelmetalldentallegierungen ist C. Hafner (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim), welcher vor allem für gefräste Teleskope seit einigen Jahren höchste Pionierarbeit leistet. Aktuell bietet C. Hafner sechs Dentallegierungen an, mit denen nahezu alle prothetischen Versorgungen angefertigt werden können [120]. Eine davon und in dieser Studie untersuchte hochgoldhaltige Legierung ist ORPLID H. Die gelbliche Farbe der Legierung resultiert aus dem 70-prozentigen Goldanteil. Sie wurde auf Korrosionsfestigkeit und Biokompatibilität durch C. Hafner geprüft und verfügt über hervorragende Werkstoffeigenschaften, wie sie für die CAM gestützte Fertigung von Primär- und Sekundärteleskopen benötigt werden [122]. Im CAM-Prozess liegt das Hauptaugenmerk bei Sekundärkronen beim Erstellen der parallelen Flächen, wofür bei C. Hafner spezielle Fräswerkzeuge zum

Einsatz kommen [122]. Außerdem wurde für ORPLID H eine spezielle Frässtrategie abgestimmt [122]. In der Fertigung selber können die computergesteuerten Fräserlaufzeiten und Bearbeitungsparameter an den Fräsmaschinen so eingestellt werden, sodass die parallelen Flächen der Teleskopkronen durch Fräserverleiß nicht mehr beeinträchtigt werden [122]. So kann eine gleichbleibende Qualität der Sekundärkronen gesichert werden [55, 102, 110].

In Tab. 6 werden die Prozentanteile der verschiedenen Elemente und in Tab. 7 die Eigenschaften und dazugehörigen Werte von ORPLID H aufgezeigt.

Zusammensetzung	in % am Gesamtanteil
Gold (Au)	70,0
Silber (Ag)	13,0
Kupfer (Cu)	9,5
Platin (Pt)	3,9
Palladium (Pd)	2,0
Zink (Zn)	1,5
Iridium (Ir)	0,1

Tab. 6 Zusammensetzung und Prozentangaben von ORPLID H

Dichte (g/cm ³)	15,4
Schmelzintervall °C	935-895
Härte (HV 5/30) w, a, g/b	170, 260, 250
Vorwärmtemperatur °C	700
Gießtemperatur °C	1070
0,2 % Dehngrenze (MPa) w, a, g/b	345, 660, 565
Bruchdehnung (%) w, a, g/b	35, 15, 21
Flussmittel:	z.B: Pasta Flux
WAK 25-500 (600) °C	-µm/mK
Lotempfehlung:	ORPLID H Lote 825, 790, 760

Tab. 7 Eigenschaften und Werte von ORPLID H

w = weich, a = ausgehärtet, g/b = nach dem Guss/ Brand

2.13 Bewertung von CAD/CAM-Verfahren

Die Verwendung von CAD/CAM-Verfahren für dentale Restaurationen bieten hinsichtlich Schnelligkeit, Qualität und Einfachheit in der Anwendung einige Vorteile gegenüber herkömmlichen Verfahren. *Davidowitz* begründet dies folgendermaßen: Bei digitalen Scans fallen Arbeitsschritte wie Abformung (bei Intraoralaufnahmen) Modellationen, Einbetten, Gießen oder Pressen und Ausarbeitungen weg [52]. Dadurch verkürzen sich die Herstellungszeiten um ein Vielfaches [52]. Je automatisierter Scanprozesse werden, desto weniger Zeit müssen Nutzer vor den Scannern verweilen. Automatisierte Verfahren senken außerdem die Wahrscheinlichkeit haptische Fehler miteinzubauen, was in weiterer Folge eine Zeitersparnis für neue Scanvorgänge darstellt [123]. Intraorale Aufnahmen bieten den Vorteil, dass Patienten noch am selben Tag ihre definitive Restauration eingesetzt bekommen. Ebenso entfällt die Herstellung und Versorgung mittels Provisorium. Eine Dentinwunde wird sofort bakteriendicht verschlossen und im Falle von dünnen Höckerwänden werden diese sofort mithilfe der Restauration adhäsiv stabilisiert [124]. Zudem wird eine Kontamination der Kavität durch provisorischen Zement verhindert und der adhäsive Haftverbund nicht beeinträchtigt [124]. Vorteilhaft ist, dass beim Fräsen industriell vorgefertigte Materialien verwendet werden, welche in ihren Eigenschaften konstant und von hoher Qualität sind [120]. Somit fallen Schrumpfungs- und Expansionsvorgänge wie etwa beim Gießen weg. Da bei extraoralen Systemen im labside-Konzept für die Vermessung von Modellen mehr Zeit zur Verfügung steht und keine Verwackelungen durch den Patienten und keine Störfaktoren wie Blut, Speichel oder Nachbarzähne auftreten, können Messverfahren eingesetzt werden, die im Prinzip eine genauere Oberflächenvermessung ermöglichen [100, 102]. Allerdings geht dieser Vorteil mit dem Nachteil einher, dass durch Gips und Abformmassen weiterhin entsprechende Ungenauigkeiten in die Prozesskette integriert werden [100]. Der finanzielle Aspekt stellt auch eine große Thematik dar. Zwar ist die Anschaffung einer CAD/CAM-Einheit für die Praxis nicht gerade günstig, dennoch geht aus einer Studie aus dem Jahr 2010 hervor, dass unter dem Gesichtspunkt der Kostenminimierung ein System der Sirona Dental Systems GmbH ab acht beziehungsweise neun digitalen Abformungen pro Woche kostengünstiger ist als herkömmliche Abformungen [125]. Unter dem ökonomischen Gesichtspunkt trifft *Mehl* die Aussage, dass Genauigkeiten bis zu 1 µm mit aufwändig industriellen Fertigungsanlagen leicht zu erreichen wären, aber betriebswirtschaftlich nicht tragbar wären. Dabei müssten Fräsmaschinen umso stabiler, verwindungssteifer und damit aufwändiger konstruiert sein, je fester und härter das zu bearbeitende Material und je höher die gewünschte Genauigkeit ist [55, 102]. Ein großer Nachteil scheint derzeit bei CAD/CAM-Verfahren zu sein, dass in vielen Fällen Passungskorrekturen vorgenommen werden müssen. Selbst bei gleichen Baureihen und Modellen unterscheiden sich die Passungen der gefrästen Er-

gebnisse deutlich [126]. Dem widerspricht *Henkel* mit der Begründung, dass in seiner Blindstudie 68 % der Zahnärzte und Zahnärztinnen digital hergestellte Kronen in den Kriterien Randspalt, Retention, Kontaktpunkte, Okklusion und Passung besser beurteilten als konventionell hergestellte Kronen [127]. Dabei wussten sie nicht, ob die 234 gefertigten Kronen im digitalen Workflow oder auf herkömmlichem Weg hergestellt wurden [127]. Vergleicht man die Scanzeiten (laut Herstellerangaben) zwischen den optischen und taktilen Scannern, so zeigen sich deutliche Unterschiede. Dies stellt einen wichtigen Faktor in der gesamten Produktivität dar. Während optische Scanner von 3Shape A/S (Kopenhagen, Dänemark) für einen einzelnen Stumpfskan 15-40 Sekunden benötigen, dauert ein gleicher Scan bei taktilen Scannern mindestens viermal so lang. Dabei verringert sich allerdings die Scanzeit bei taktilen Scannern je kleiner das zu digitalisierende Objekt ist [55, 102, 111, 112]. Derzeit gibt es noch keine Studien zu standardisierten Vergleichen unter Dentalscannern. Empirische Vergleiche aber zeigen, dass die von den Herstellern angegebenen Scanzeiten bei Verwendung von gleichen Grundwerkzeugen zwischen 30 Sekunden und mehreren Minuten variieren können [123].

Unter Verwendung sogenannter „Multi-die Platten“, auf denen mehrere Scanstümpfe gleichzeitig platziert werden können, kann bei optischen Systemen zusätzlich Zeit gespart werden, da ein wiederholtes Ein- und Ausbauen nicht nötig ist [123]. Ein weiterer Vorteil eines optischen Scanvorgangs ist, dass es beim regelmäßigen Gebrauch eines taktilen Scanners an der Tasterkugel zu abrasiven und adhäsiven Verschleißmechanismen und Materialablagerungen, im Extremfall sogar zu Materialabtrag an der Tasterkugel und an der Werkstückoberfläche kommen kann [108]. Somit ist ein berührungsloses Scannen vor allem auf empfindlichen Oberflächen empfehlenswert. Die praktische Erfahrung zeigt, dass oftmals beim Zusammenfügen (matchen) der Oberflächen bei optischen Systemen Lücken vorhanden sind und noch Einzelaufnahmen zusätzlich nötig sind, da diese Scanner nur so viele Bilder wie nötig aufnehmen. Zusätzlich kann derzeit auf keine Mattierung beziehungsweise Opakierung bei extraoralen, optischen Scannern verzichtet werden. Somit kommt es aufgrund der Verwendung von Scansprays und Opakern zu Verfälschungen, die über Friktion oder Nicht-Friktion entscheiden können [128].

2.14 Haftkraft- und Verschleißuntersuchungen von Teleskopkronen

In einer Untersuchung von *Geginat* (1978) zum Thema Haftkraftverlusten von teleskopierenden Hülsenkronen (zwei Teleskopkronen und drei Konuskronen hergestellt aus der Legierung Degulor M (DeguDent GmbH, Hanau-Wolfgang)) betrug die Anzahl der Verschleißzyklen 10.000 und die initiale Haltekraft 15-16 N. Schon nach den ersten 1.000 Zyklen kam es zu einer Reduzierung der Haftkraft von zirka 10 % aufgrund von Metallabrieb und Oberflächenveränderungen. Anschließend kam es bis

zum zehntausendsten Zyklus nur noch zu einem geringen Haftkraftverlust von insgesamt 20 % [129].

In seiner Dissertation von 1982 beschreibt *Röper* den Verschleiß von sechs Teleskopkronen der Legierung Degulor M auf einem Prämolarenstumpf mit und ohne Speichel bei 10.000 Zyklen. Initiale Haftkraftwerte lagen zwischen 1 und 25 N. Die Auswertung führte er mit Kraft-Zeit- und Kraft-Weg-Diagrammen durch. In seiner Studie zeigte sich, dass Speichel zwar den Verschleiß verringert, aber zu keiner Haftkraftsteigerung führt. Somit sind Form und Abzugsrichtung entscheidend für das Aufkommen von Verschleiß [130].

Stark veröffentlichte in seiner Habilitationsschrift (1996) den Verschleiß von Zylinderteleskopen auf Prämolarenstümpfen sowie jene mit FGP-System (bredent GmbH & Co. KG, Senden) und TK-Snap-System (Si-tec GmbH, Herdecke) gefertigten Doppelkronen. Beim sogenannten FGP-System (Frikions-Geschiebe-Passung) handelt es sich um einen speziellen Kunststoff, welcher auf die Innenseite des Außenteleskopes aufgetragen werden kann, um einen vorherigen Frikionsverlust auszugleichen. Eine weitere Möglichkeit zur Verbesserung der Retention besteht in der Verwendung von zusätzlichen Halteelementen. Dabei rasten beispielsweise vorgefertigte, federnd gelagerte Kügelchen an den Außenkronen in entsprechende Retentionskühlen an den Innenkronen an strategisch ausgewählten Pfeilern ein (TK-Snap-System) [4]. Diese Retentionselemente sind jederzeit austauschbar. Aus den Legierungen Wiron 99 (BEGO GmbH & Co. KG, Bremen), Degulor M, Degulor MO (DeguDent GmbH) und Degulor NF IV (DeguDent GmbH) wurden insgesamt 90 Proben hergestellt. Als künstlichen Speichel verwendete er Glandosane (cell pharm Gesellschaft für pharmazeutische und diagnostische Präparate mbH, Bad Vilbel). Auch er setzte eine Verschleißzyklenanzahl von 10.000 fest und untersuchte die Proben mittels Kraftmessungen und Rasterelektronenmikroskopie. Er unterschied zwischen trockenem und nassem Verschleiß der Teleskope. Initial resultierten Haftkräfte von 0,7-5,1 N (trocken) und 2,1-4,6 N (nass). Somit lag die Haltekraft bei fast allen Proben in einem Bereich von 1,2-7 N, welche in der physiologischen Belastungsbandbreite der Zähne liegt [90].

In einer Untersuchung aus dem Jahr 2006 veröffentlichte *Hagner* eine Arbeit, in der aus zehn verschiedenen Legierungen AGC-Special, Bio Portadur (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim); Degudent H, Degudent LTG, Degunorm (DeguDent GmbH); Esteticor Avenir, Neocast III, Pontor MPF (Wegold Edelmetalle GmbH, Wendelstein); Benchmark III, Allround 55 LF (ZL-Microdent GmbH, Breckerfeld) zehn Gussteleskopgruppen hergestellt wurden. Der Verschleiß wurde über 10.000 Zyklen in einer extra dafür entwickelten Apparatur mit parodontienadäquater Halterung untersucht. Außerdem wurden Härteprüfungen, Oberflächenanalysen und

Rasterelektronenmikroskopische Bilder gemacht. Die Legierungen Degunorm, Neocast III, Bio Portadur und Benchmark III zeigten gleichbleibende Werte während der 10.000 Abzugsversuche und erwiesen sich dadurch als besonders geeignet. Die größten Einflussfaktoren bei den Oberflächenanalysen in Bezug auf den Verschleiß waren Adhäsion gefolgt von Oberflächenzerrüttung. Die Härte und Größe der Abzugskraft hatten mehr Einfluss auf das Verschleißergebnis als die Legierungsbestandteile an sich [14].

Engels führte Verschleißuntersuchungen an 240 Doppelkronen mit zwei unterschiedlichen Konizitäten (0° und 2°) und drei verschiedenen Stumpfhöhen (5, 7 und 9 mm) durch. 180 Doppelkronen teilten sich in drei Gruppen auf. Dabei wurden je 60 Primärkronen in unterschiedlichen Materialien hergestellt: aus der NEM-Legierung remanium 2000+ (DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen); aus dem Zirkoniumdioxid Vita YZ-Cubes der Größe 40/15 (Vita Zahnfabrik, H. Rauter GmbH & Co. KG, Bad Säckingen) und aus der Edelmetalllegierung Bio Portadur. Deren 180 Sekundärteile wurden alle galvanotechnisch gefertigt. Als Kontrollgruppe dienten 60 Primärteile mit 60 Sekundärkronen (gusstechnisch hergestellte Kronen) aus der hochgoldhaltigen Edelmetalllegierung Bio Portadur. Er führte Haftkraftmessungen initial vor künstlicher Alterung, nach 5.000 und 10.000 Verschleißzyklen durch. Als Speichelerersatz verwendete er Glandosane. Ebenso analysierte er die Oberflächen der Doppelkronen und fertigte rasterelektronenmikroskopische Bilder an. Er zeigte, dass im Vergleich zu den Galvano-Doppelkronen die höchsten Haftkraftwerte in der Gruppe der gegossenen Kronen zu finden waren. Die Haftkraft war bei allen Gruppen von Material, künstlicher Alterung und dem Konuswinkel abhängig. Jedoch zeigte sich innerhalb der Vergleichsgruppe der gegossenen Kronen keine Korrelation zwischen Haftkraft und Stumpfhöhe [65].

Stock et al. untersuchten die Retentionskräfte von 90 CAD/CAM gefrästen PEEK Primärkronen (breCAM BioHPP, LOT 394172, bredent GmbH & Co. KG) mit 90 Sekundärkronen aus je 30 CAD/CAM gefertigten Kobalt-Chrom-Kronen (Ceramill Sintron 71 Blank 16 Millimeter, LOT 1303045, Amann Girrbach AG, Koblach, Österreich), 30 CAD/CAM gefertigten Zirkoniumdioxidkronen (Ceramill ZI 71, LOT 1303002, Amann Girrbach) und 30 Galvanokronen in drei verschiedenen Konizitäten (0° , 1° , 2°). Alle 90 Primärkronen wurden auf den Stümpfen mit RelyX Unicem (3M Deutschland GmbH, Neuss) zementiert, im Parallelometer auf ihre Parallelität überprüft und nach einander in der Universalprüfmaschine Typ 1445 (Zwick GmbH & Co. KG, Ulm) eingebaut. Um realistischere Ergebnisse zu erzielen, wurde auch hier künstlicher Speichel (Glandosane) verwendet. Die Sekundärkronen wurden auf die Primärkronen aufgesetzt und für 20 Sekunden mit 50 N beschwert. Die Abzugsgeschwindigkeit betrug 50 mm/min und wurde für jedes Doppelkronenpaar 20 Mal durchgeführt. Mit

der anschließenden statistischen Datenauswertung konnten folgende Schlüsse gezogen werden: insgesamt resultierten Haftkraftwerte zwischen 9,6 und 38,2 N. Zwischen den Kobalt-Chrom- und Zirkoniumdioxidkronen konnten in allen Konizitäten (0°, 1° und 2°) keine statistisch signifikanten Unterschiede ($p > 0,141$) gefunden werden. Im Vergleich aller Materialien konnten unter den parallelen Doppelkronen (0° Konizität) ebenso keine statistisch signifikanten Unterschiede bezüglich der Retentionskräfte beobachtet werden ($p = 0,075$). Jedoch zeigten sich in den konischen Galvanokronen (1° und 2° Konizität) die niedrigsten Retentionskräfte ($p < 0,009$). Somit konnte gezeigt werden, dass Material und Konizität die Retentionskräfte signifikant beeinflussen. In dieser Studie blieben Verschleißvorgänge und künstliche Alterung aus [98].

2.15 Messverfahren zur Haftkraftermittlung

Exakte Messverfahren zur Haftkraftermittlung stellen das Fundament bei Untersuchungen zum Haftverhalten von Verankerungselementen dar. Diese müssen Ergebnisse liefern, die verlässlich, reproduzierbar und quantitativ hochwertig sind. In der Literatur finden sich viele verschiedene Messanordnungen zur Ermittlung von Haftkräften von Doppelkronen. Es lässt sich als Resümee kein Goldstandard erkennen, denn jede Forschungseinrichtung hat ihre eigene Meinung vom besten Versuchsaufbau.

Die hier verwendete Messanordnung gleicht der von *Ohkawa* [131]. Er verwendete eine Prüfmaschine der Marke Instron (Instron GmbH, Darmstadt) und untersuchte den Verschleiß und den Einfluss von Kronenhöhe und Konizität auf die Retention von Doppelkronen [131]. Die Abzugsversuche und Verschleißzyklen wurden in ein und derselben Maschine durchgeführt [131]. Über eine sich der Einschubrichtung selbstjustierenden Zwischenapparatur wurden beide Kronen eingespannt [131]. Das Primärteil wurde adhäsiv befestigt, das Sekundärteil mittels Klammern fixiert [131]. Die Abzugsgeschwindigkeit betrug 1000 mm/min [131]. Es handelte sich um konische Kronen, welche mit einer Kraft von 50 N gefügt wurden [131].

Jauernig wählte 2010 die Universalprüfmaschine Typ 1445 und untersuchte guss- und galvanotechnisch hergestellte Doppelkronen in unterschiedlichen Stumpflängen und Konizitäten hinsichtlich ihrer Haftkraft [70]. Um etwaigen Verkantungen beim Abziehen entgegen zu wirken, verwendete er eine 1,0 m lange Abzugsverbindung zwischen Sekundärteil und Kraftaufnehmer [70]. Die Trenngeschwindigkeit betrug ebenso 1000 mm/min und die Fügekraft 50 N [70].

Bei diesen Untersuchungen besteht eine Gemeinsamkeit: Es wird eine elektronische Datenerfassung und Auswertung ermöglicht. Dies bringt den Vorteil, dass gemessene Kräfte genau angegeben und nicht abgeändert werden können. Es gibt aber auch

Untersuchungen, welche auf maschinelle Messmethoden verzichten [12, 132]. Vorteilhaft ist, dass beispielsweise Gesamtkräfte von Prothesen gemessen werden können, wohingegen die Ergebnisse nie exakt reproduzierbar sind und die menschliche Ungenauigkeit eine Rolle spielt.

3. Material und Methode

Ziel dieser Studie war es, die Veränderungen der Haftkräfte von CAD/CAM gefertigten, parallelen Doppelkronen im Vergleich zu herkömmlich gegossenen, parallelen Doppelkronen nach künstlicher Alterung zu untersuchen. Insgesamt gab es vier verschiedene Doppelkronen-Gruppen. Abb. 4 zeigt die Aufteilung der einzelnen Probengruppen in dieser Studie:

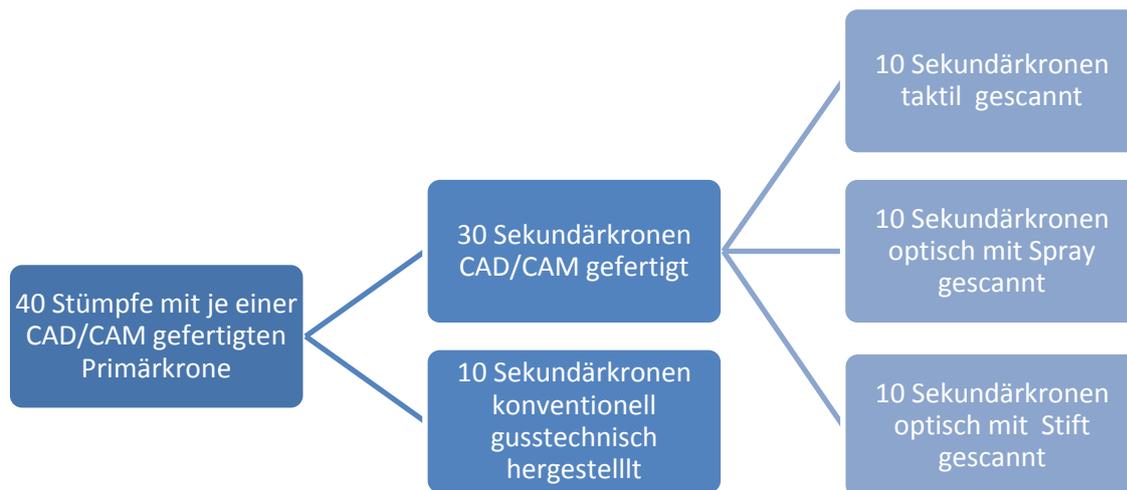


Abb. 4 Organigramm zu den einzelnen Probengruppen

Insgesamt wurden 40 Doppelkronen auf je einem Stumpf untersucht. Davon waren alle Primärteile aus der hochgoldhaltigen Legierung ORPLID H gefräst und auf den Stümpfen festzementiert. Auf 30 Primärkronen wurden je zehn Sekundärkronen mittels CAD/CAM-Verfahren gefertigt. Davon wurden zehn Sekundärkronen in einem taktilen Messverfahren, zehn Sekundärkronen optisch mittels eines Sprays und zehn Sekundärkronen optisch mithilfe eines Stifts opakiert, gescannt und produziert. Als Kontrollgruppe dienten zehn Sekundärkronen auf konventionell gusstechnisch hergestelltem Weg. Auch für die Sekundärteile wurde ORPLID H gewählt. Die künstliche Alterung wurde in dem institutseigenen Kausimulator Chewing Simulator CS-4 (SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham) durchgeführt, in dem die Proben mit 37 °C warmem Wasser umspült wurden. Darüber hinaus bedurfte es der Verwendung spezieller Probenhalterungen, die im Rahmen der Dissertation [133] von Jörg Engels entworfen und konstruiert wurden. Die Abzugskräfte wurden unter Verwendung von künstlichem Speichel *in vitro* mit der Universalprüfmaschine Typ 1445 durchgeführt und gemessen. Der Versuchsaufbau war standardisiert und wurde über einen Com-

puter mit der Prüfsoftware testXpert II (Zwick GmbH & Co.KG) gesteuert. Die Datenerfassung erfolgte mit derselben Software. Die Haftkräfte der Proben wurden initial, nach 5.000 und nach 10.000 Trenn- und Fügezyklen gemessen. Die Matrizen wurden vor Beginn der Messungen auf die Patrizen platziert und mit 40 N belastet. Anschließend erfolgte die Messung.

Ein nachfolgend abgebildetes Flussdiagramm soll einen groben Überblick der Arbeitsschrittfolge ermöglichen (Abb. 5). Darin sind die Hauptstationen von der Produktion der Grundlagen bis zur Datenauswertung der Messergebnisse chronologisch aufgelistet.

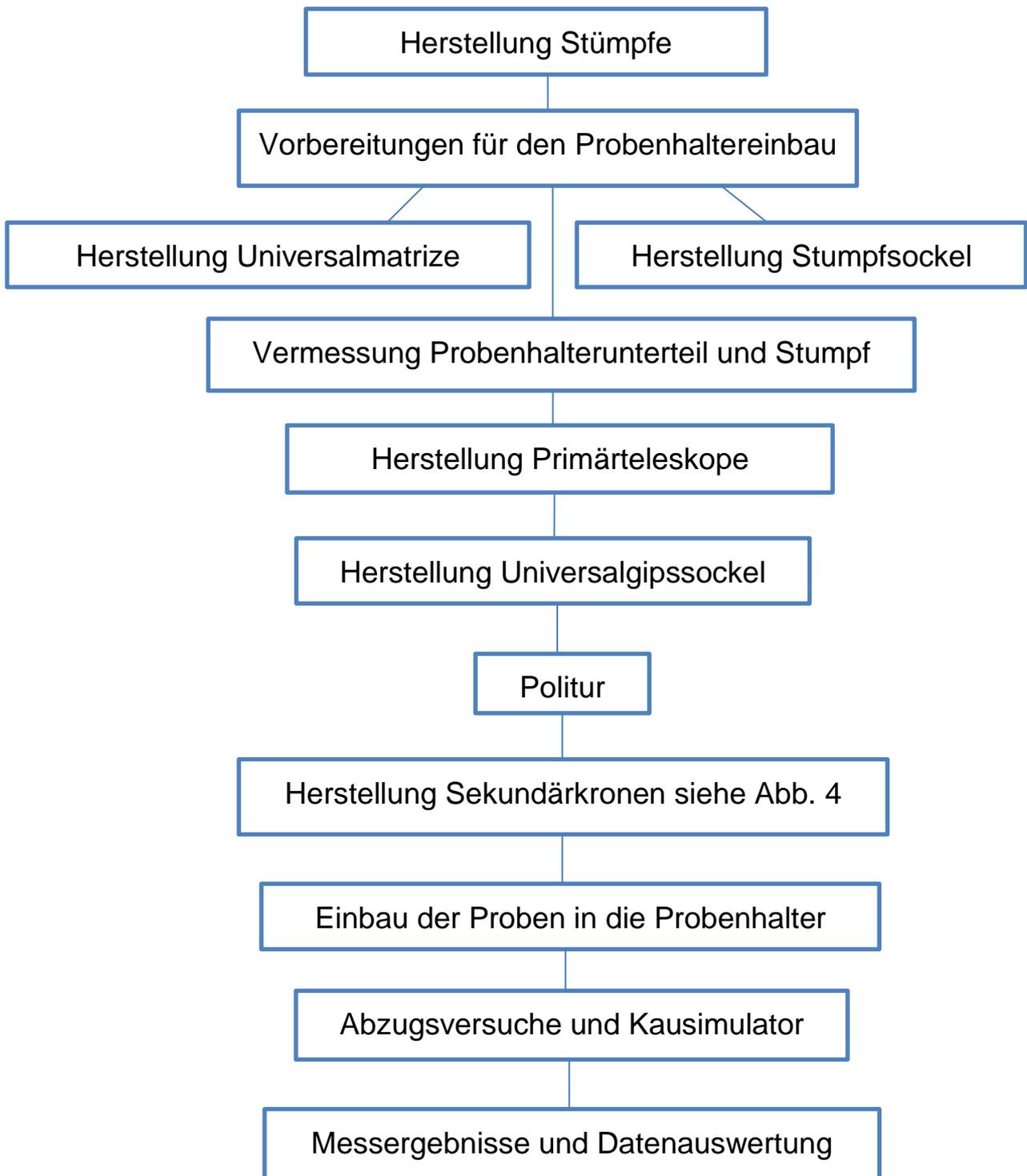


Abb. 5 Schematische Darstellung einzelner Arbeitsschritte

3.1 Herstellung der Stümpfe

Mit Hilfe des CAD-Systems SolidWorks (Dassault Systèmes SolidWorks Corporation, Massachusetts, USA) wurden Stumpfgeometrien entwickelt. Im Speziellen handelte es sich dabei um einen Prämolaren mit einer retentiven Stumpfhöhe von 7 mm und einfacher anatomischer Geometrie. Die Stümpfe wurden von EOS (EOS GmbH, Krailling/München) mittels Rapid-Prototyping gefertigt. Alle Stümpfe wurden aus Kobalt-Chrom-Molybdän-Metallpulver gesintert. Die so hergestellten Stümpfe dienen als Meistermodell zur Herstellung der Primärteile (Abb. 6).



Abb. 6 Prämolarenstumpf zur Herstellung der Primärkronen

3.2 Probenhalter

Die in dieser Studie verwendeten Probenhalter wurden im Rahmen der Dissertation [133] von *Jörg Engels* entworfen und konstruiert und konnten für diese Untersuchungen ebenso verwendet werden. Der Vorteil dieser Probenhalter war, dass sie später sowohl im Kausimulator, als auch in der Prüfmaschine eingebaut und die Stümpfe mit den Doppelkronen auf ihre Haftkräfte untersucht werden konnten. Bei der Konstruktion dieser Probenhalter musste darauf geachtet werden, dass die Sekundärteile nur in exakt einer Richtung von den Primärteilen abgezogen werden konnten, denn jegliche Spielpassung hätte zu unkontrollierbaren Zerstörungen und Deformationen der Doppelkronen beziehungsweise zu Ungenauigkeiten und damit zu nicht aussagekräftigen Ergebnissen führen können. Die nachfolgende Skizze mit den Zeichen-erklärungen wurde aus *Engels'* Dissertation [133] entnommen und bearbeitet (Abb. 7).

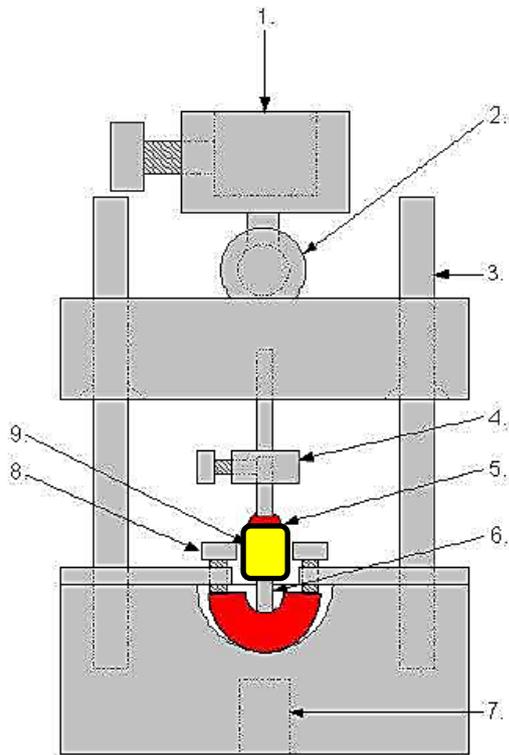


Abb. 7 Schematische Zeichnung des Probenhalters [65, 133]

1. Vorrichtung zur Aufnahme des Stempels des Kausimulators
2. Kugelkopfgelenk
3. Führungsstäbe
4. Vorrichtung zum schnellen Ein- und Ausbauen der Proben
5. Pattern Resin LS (GC EUROPE N.V., Leuven, Belgien) zur Befestigung der Probe an der Schnellspannvorrichtung
6. NEM-Probestümpfe in Pattern Resin LS
7. Gewinde zur Befestigung im Kausimulator und in der Universalprüfmaschine Typ 1445
8. Schraube zur Ausrichtung im Probenkörper
9. Probenkörper

3.2.1 Probenhalteroberteil

Das Probenhalteroberteil verfügte über eine Vorrichtung, welche eine Aufnahme des Stempels des Kausimulators ermöglichte. Der Stempel konnte mit einer Schraube an dieser Vorrichtung festgeschraubt werden konnte. Bewegte sich der Stempel auf und ab, glitt das Probenhalteroberteil auf vier parallel ausgerichteten Führungsstäben, welche am Probenhalterunterteil befestigt waren, ebenfalls auf und ab. Um ein reibungsloses Gleiten auf den Führungsstäben zu gewährleisten, wurden diese nach jedem 5000er Zyklus erneut mit handelsüblichem Schmieröl geölt. Das Oberteil verfügte außerdem über eine Schnellspannvorrichtung mit einem Gewinde, die das schnelle Ein- und Ausbauen der Sekundärteile ermöglichte und einen Stahlstift auf-

nehmen konnte. Die Sekundärteile wurden mit Hilfe von Pattern Resin LS an den Stahlstiften befestigt. Ferner verfügte das Probenhalteroberenteil zwischen der Stempelaufnahme und dem Probenhalteroberenteil über ein Kugelkopfgelenk, um etwaige auftretende Spannungen und Verkeilungen zwischen den Führungsstiften und die dafür vorgesehenen Löcher zu vermeiden (Abb. 8a).

3.2.2 Probenhaltermittelteil

Der dünne Mittelteil des Probenhalters wurde durch vier Schrauben am Unterteil festgeschraubt. Er verfügte über eine Ausfräsung in der Mitte mit einem Durchmesser von 1 cm, durch welche die Stümpfe ragten. Durch drei weitere Schrauben mit Feingewinde konnten die Proben an den halbkugelförmigen Stumpfsokkeln exakt mit dem Parallelometer individuell fein justiert und festgeschraubt werden (Abb. 8b).

3.2.3 Probenhalterunterteil

Am Probenhalterunterteil wurden nicht nur die Führungsstäbe befestigt. Es gab auch eine halbkugelförmige Aussparung in der Mitte des Unterteils, in der die Stumpfsokkel eingebracht werden konnten. Außerdem befand sich an der Unterseite ein Gewinde, mit dem die Probenhalter sowohl im Kausimulator, als auch an der Traverse der Universalprüfmaschine Typ 1445 befestigt werden konnten. Die Einzelteile des Probenhalters erkennt man in Abb. 8c.

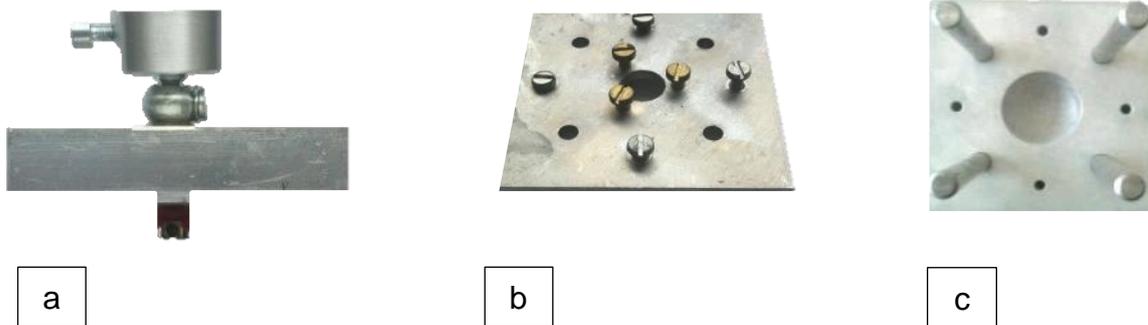


Abb. 8 Probenhalter:

- a) Probenhalteroberenteil
- b) Probenhaltermittelteil
- c) Probenhalterunterteil

3.3 Vorbereitungen für den Einbau der Proben in den Probenhalter

Um für jeden Stumpf eine gleiche, reproduzierbare Ausgangssituation zu gewährleisten, musste zunächst eine im Lot parallel ausgerichtete Universalmatrize hergestellt werden. Diese sollte für die spätere Herstellung der Stumpfsockel die exakte parallele Ausrichtung der Stümpfe und den Einbau der 40 Proben in die Probenhalter garantieren.

3.3.1 Herstellung der Universalmatrize

Für die Herstellung einer Universalmatrize wurde als erstes ein Stumpf an dessen Unterseite mit Klebewachs am beweglichen Parallelometeroberteil senkrecht zur Tischebene festgewachst. Im nächsten Schritt wurde Polyether Impregum Penta (3M Deutschland GmbH) im Anmischgerät vorbereitet, in eine Schale gefüllt und unter den festgewachsenen Stumpf gestellt (Abb. 9). Das Parallelometeroberteil wurde so weit nach unten gefahren, sodass die gesamte Stumpfhöhe bis zirka 2 mm unterhalb der Präparationsgrenze von Abformmaterial gefasst wurde. Das Parallelometeroberteil wurde so lange fixiert, bis das Material abgeunden hatte. Die Abbindezeit betrug sechs Minuten ab Mischbeginn.

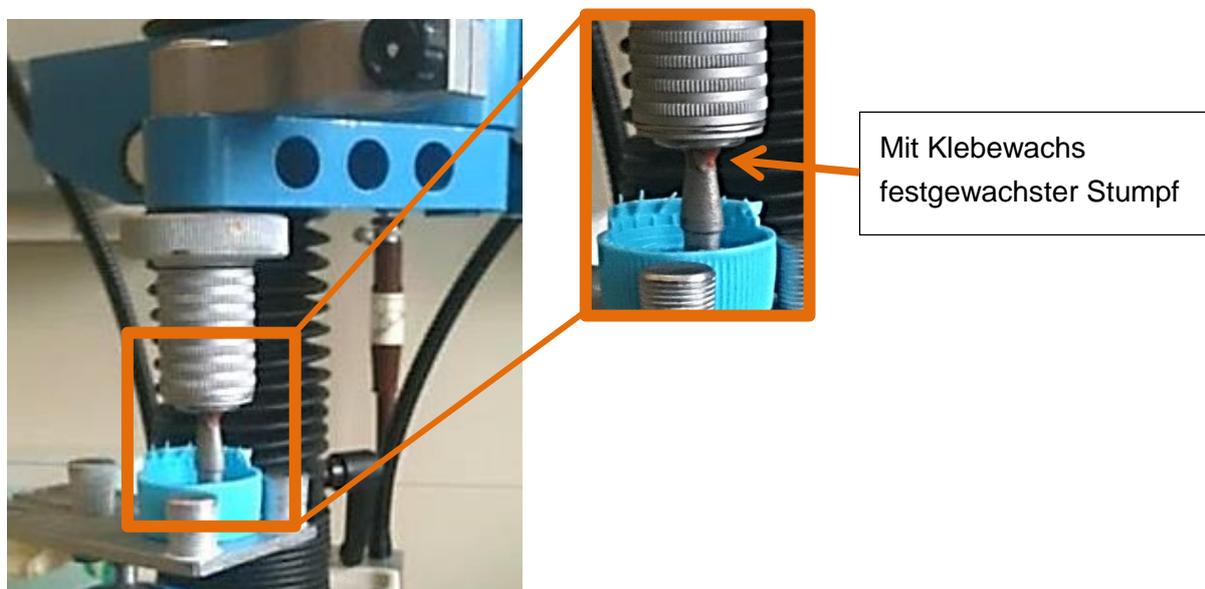


Abb. 9: Parallelometer mit Probekörper

Übersichts- und Detailaufnahme des Parallelometers mit festgewachstem Stumpf und der darunter platzierten Schale

3.3.2 Vermessung Probenhalterunterteil und Stumpf

Um die Stümpfe in die Probenhalter genau mittig einbauen zu können, wurde jeder Probenhalter an allen vier Seiten mittels Schieblehre vermessen (Abb. 10).

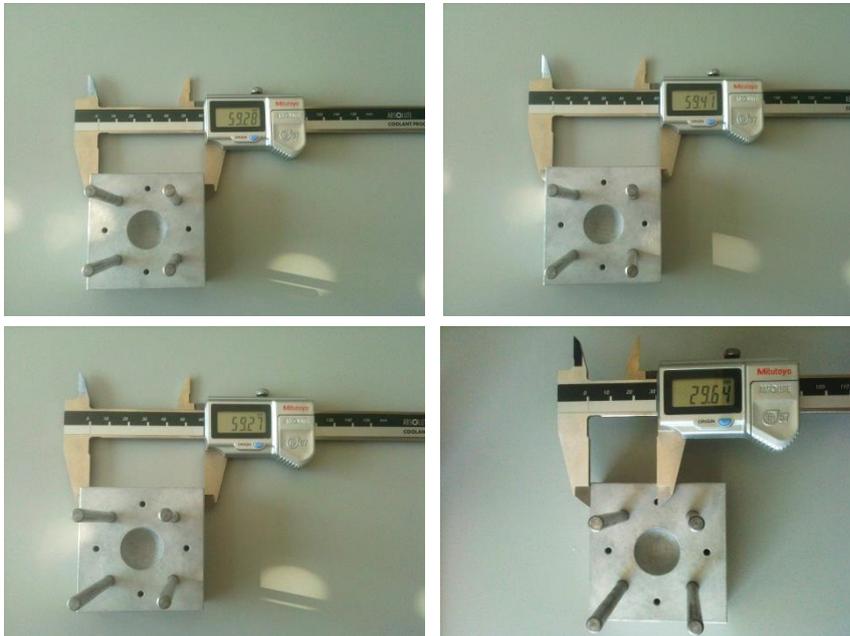


Abb. 10: Vermessung Probenhalterunterteil

Eine Schieblehre mit digitaler Anzeige diente zum Vermessen der Probenhalterunterteile.

Durch Längenhalbierung der Probenhalterunterteilseiten errechnete sich der Mittelpunkt und wurde mit Bleistift gekennzeichnet (Abb. 11a). Ein Stahlstift wurde im Probenhalteroberenteil festgeschraubt. Dieser sollte zum Nachweis des zuvor gekennzeichneten Mittelpunktes im Probenhalterunterteil dienen, wenn die Spitze des Stahlstiftes genau in das Kreuz des errechneten Mittelpunktes traf (Abb. 11b).

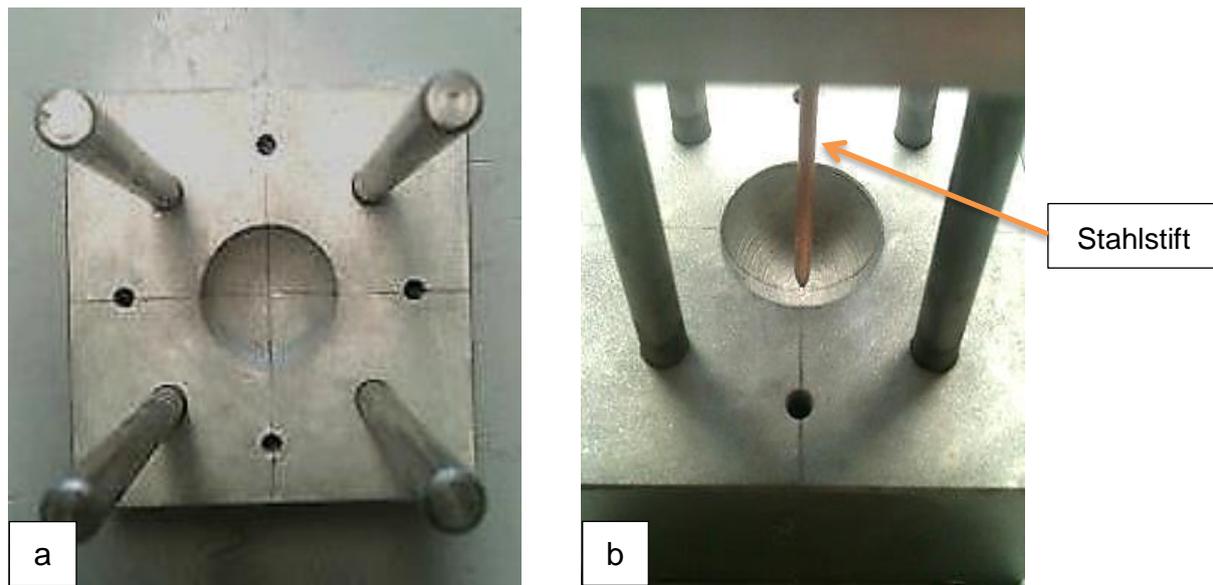


Abb. 11: Resultierender Mittelpunkt und Kontrolle durch einen Stahlstift

- a) Das Probenhalterunterteil und gekennzeichnete Mittelpunkt
- b) Am Probenhalteroberenteil festgeschraubter Stahlstift, der auf den Mittelpunkt im Probenhalterunterteil zeigt

Ein sogenannter Universalstumpf (entsprechend in Form und Größe exakt den anderen Stümpfen) wurde ebenfalls vermessen und diente als Vorlage für die anderen 40 einzubettenden Stümpfe. Beim senkrechten Anlegen eines dünnen Minenbleistiftes wurde die höchste Wölbung des Stumpfes an vier Seiten abgezeichnet (Abb. 12a). Dieser Stumpf wurde dann exakt im Kreuz des Probenhalterunterteils mit schwarzer Knetmasse fixiert (Abb. 12b, c).

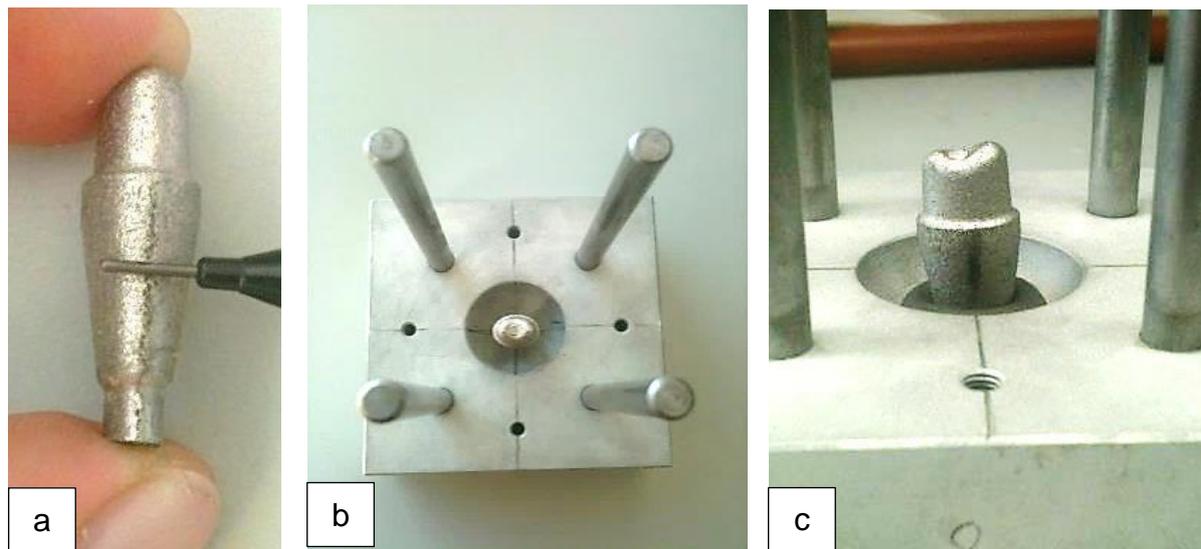


Abb. 12: Kennzeichnung am Universalstumpf und Fixierung im Probenhalterunterteil

- a) Ein dünner Minenbleistift kennzeichnete die höchste Wölbung am Universalstumpf.
- b) Genau im Kreuz ausgerichteter Universalstumpf
- c) Mit Knetmasse fixierter Universalstumpf

Im nächsten Schritt wurde die zuvor mittels Impregum Penta hergestellte Universalmatrize auf den mit Knetmasse fixierten Universalstumpf platziert und der Stahlstift wurde mitsamt dem Probenhalteroberenteil nach unten gefahren. Dieser drückte sich in die Universalmatrize (Abb. 13a). Um die Matrize vor Rotationen zu sichern, wurden drei horizontale Verlängerungen aus Pattern Resin LS oberhalb der Schnellspannvorrichtung angebracht (Abb. 13b, c).

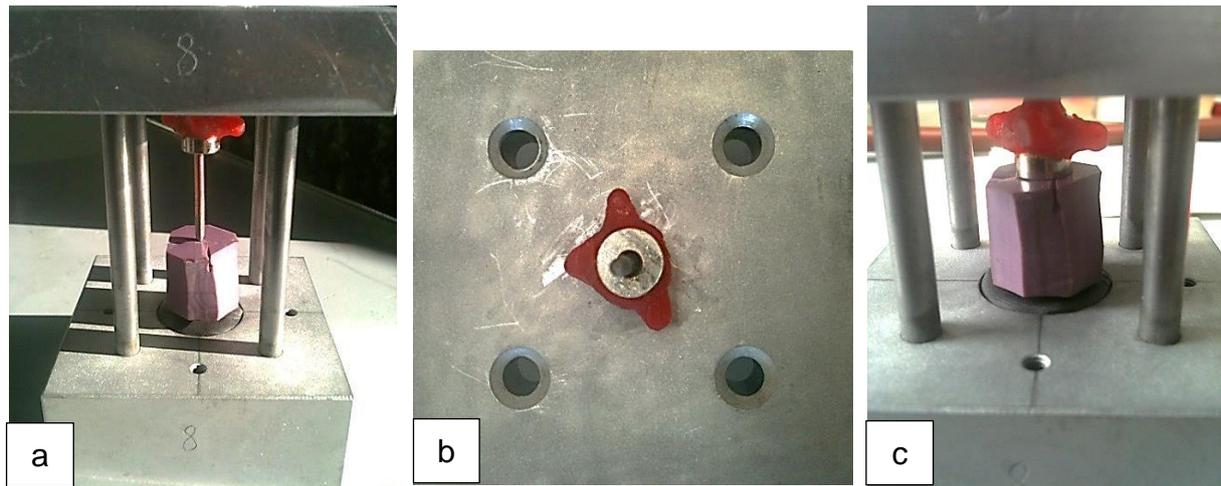


Abb. 13 **Universalmatrixe und Universalstumpf**

- a) Der festgeschraubte Stahlstift wurde über der Matrize platziert.
- b) Mit Pattern Resin LS angebrachte Rotationssicherungen
- c) In die Matrize gebohrter Stahlstift

Der Rotationsschutz und die Universalmatrixe wurden erneut mit dem Abformmaterial Impregum Penta umspritzt und nach der Abbindezeit (sechs Minuten ab Mischbeginn) zurechtgeschnitten (Abb. 14). Somit wurde eine achsengerechte, parallele, genau durch den Mittelpunkt der Probenhalter verlaufende Negativform für alle 40 einzubettenden Stümpfe geschaffen.

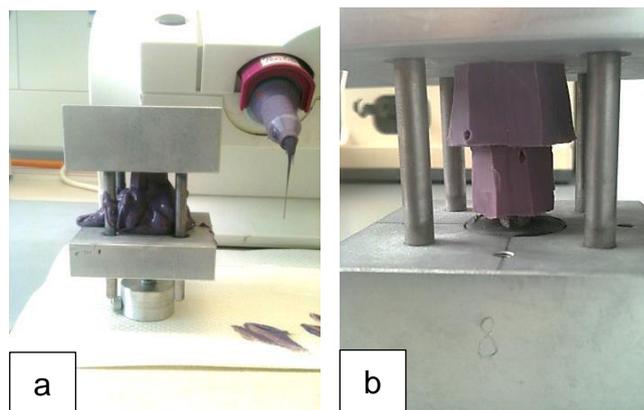


Abb. 14 **Umspritzte Universalmatrixe**

- a) Die Matrize wurde erneut mit dem Abformmaterial Impregum Penta umspritzt.
- b) Zurechtgeschnittene Universalmatrixe

Damit jeder Stumpf gleich hoch eingebettet werden konnte, wurde auf einem der vier Führungsstäbe eine gelbe Klemme angebracht, die das Probenhalteroberenteil in einer definierten Höhe fixierte (Abb. 15).

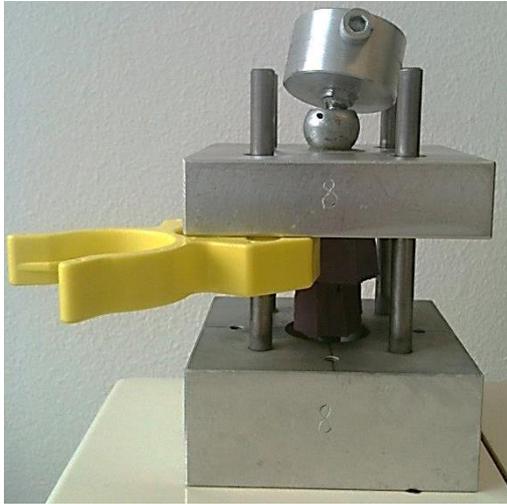


Abb. 15 **Angebrachte Klemme**

3.3.3 Herstellung der Stumpfsockel

Um alle 40 Proben später in den Probenhalter einbauen zu können, wurden diese in einen Pattern Resin LS Sockel eingebettet. Dazu musste für jeden Stumpfsockel ein gleiches Mengenverhältnis an Monomer und Polymer vorliegen, sodass der Sockelrand 2 mm unterhalb der Unterkante des Probenhaltermittelteils und die Präparationsgrenze exakt auf Höhe der Oberkante des Probenhaltermittelteils endete. Für jeden Stumpf wurde daher 1 g Polymer mit Hilfe einer Mikrogrammwage und 0,8 ml Monomer des Pattern Resins LS durch einen Spritzenkörper abgemessen. Die halbkugelförmige Fräsung am Probenhalterunterteil wurde mit Vaseline ausgeschmiert, um die auspolymerisierten Stumpfsockel später leichter entfernen zu können. Das Monomer wurde mit einer Spritze in die halbkugelförmige Fräsung appliziert, das Polymer dazugegeben und mit einem Spatel verrührt, bis sich eine Homogenität zeigte. Gleichzeitig wurde jeder Stumpf nacheinander in der Universalmatrize platziert und mitsamt dem Probenhalteroberenteil bis zum Anschlag der gelben Klemme nach unten gefahren (Abb. 16). Nach der Auspolymerisation konnten die Stumpfsockel mit den eingebetteten Stümpfen gut entnommen und anschließend mit einem Papiertuch von den überschüssigen Vaselineresten befreit werden. Dieser Vorgang wurde für jeden Stumpf insgesamt vierzigmal wiederholt.

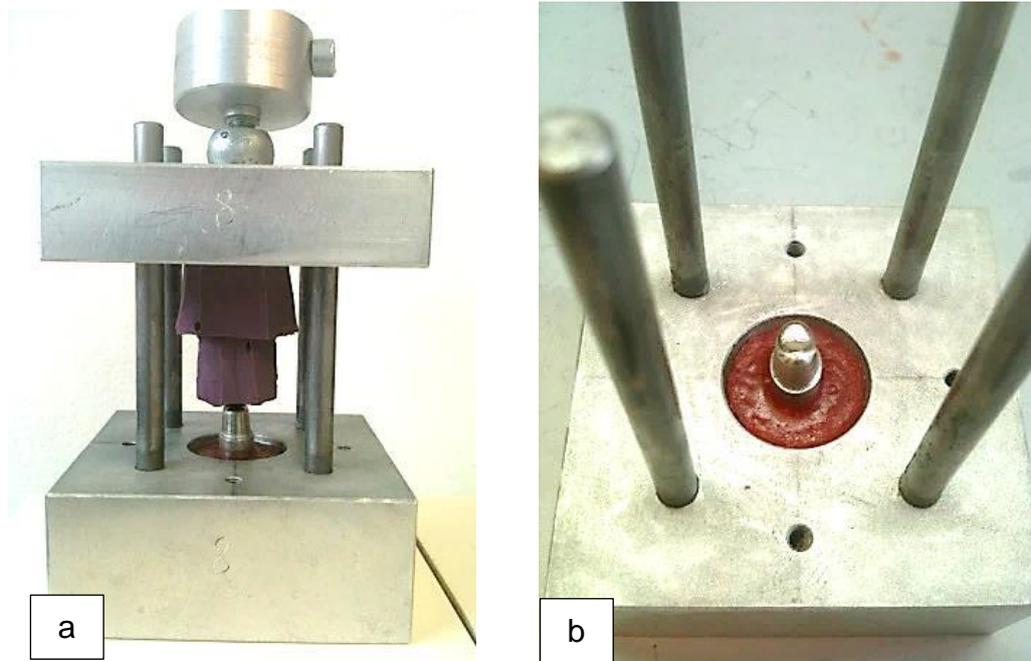


Abb. 16 **Eingebetteter Stumpf**

- a) Eingebetteter Stumpf, wobei das Probenhalteroberenteil schon nach oben gefahren wurde.
- b) Auspolymerisierter Stumpfsockel, unter anderem an der matten Oberfläche erkennbar

Im nächsten Schritt wurden die Fräsrückstände auf den NEM-Stümpfen mit einer blauen Linse (Komet Dental, DENTAL Brasseler GmbH, Lemgo) am Handstück gleichmäßig entfernt (Abb. 17).



Abb. 17 **Bearbeiteter Stumpf**

Die überschüssigen Fräsrückstände wurden mit einer blauen Linse am Handstück entfernt.

3.4 Herstellung der Primärkronen

Die Primärkronen für die 40 Stümpfe wurden im Fräszentrum von C. Hafner nach dem gleichen Vorgang wie auch die mit Scanspray besprühten und lichtoptisch erfassten Sekundärkronen gefertigt (siehe Kapitel 3.5.2 Lichtoptische Verfahren). Für die spätere Friktionsherstellung war es sehr wichtig, möglichst eine standardisierte Primärkronenform zu wählen. Dies bedeutete, für jede Primärkrone dieselben Parameter zu verwenden. Dabei war es unerheblich, wie diese aussahen. Vielmehr zählte die Gleichmäßigkeit, die erst den Versuch einer Friktionsreproduzierbarkeit ermöglichte [134]. Als Material wurde die nach DIN EN ISO 22674 zertifizierte hochgoldhaltige Legierung ORPLID H ausgewählt.

3.4.1 Politur

Um die Primärkronen polieren zu können, musste zuerst ein Universalstumpf senkrecht im Lot in Gips eingebettet werden. Darauf konnte jedes Primärteil aufgebracht werden. Mit dem Parallelfräsgesät konnten somit alle Fräsrückstände an den Primärteilen gleichmäßig parallel abgetragen und auf Hochglanz poliert werden. (Abb. 19b).

3.4.2 Herstellung eines Gipssockels mit einem Universalstumpf

Für die Herstellung eines Gipssockels mit einem Universalstumpf wurde auf einer Frässockelplatte hochvisköser Moldastone CN Superhartgips (Kulzer GmbH, Hanau) aufgehäuft und der Universalstumpf wurde mit einem aufgesetzten Primärteil parallel mit Hilfe eines Suchers am Parallelometer positioniert (Abb. 18).



Abb. 18 Universalstumpf eingebettet in hochviskösem Gips

Während der Abbindezeit des Gipses wurde die Parallelität des Primärteils dauerhaft mit Hilfe eines Suchers am Parallelometer kontrolliert.

Nach Abbinden des Gipses wurde um die Frässockelplatte eine durchsichtige Schutzfolie geklebt und der Rest mit niedrigviskösem Moldastone CN Superhartgips auf dem Rüttler bis zirka 2 mm unterhalb der Präparationsgrenze aufgefüllt (Abb. 19a). Nach 30 Minuten Abbindezeit wurde die Parallelität des Universalstumpfes erneut geprüft. Eine endgültige Parallelität wurde nach 24 Stunden nochmals kontrolliert, da dann die Abbindeexpansion nur noch 0,1 % betrug [135].

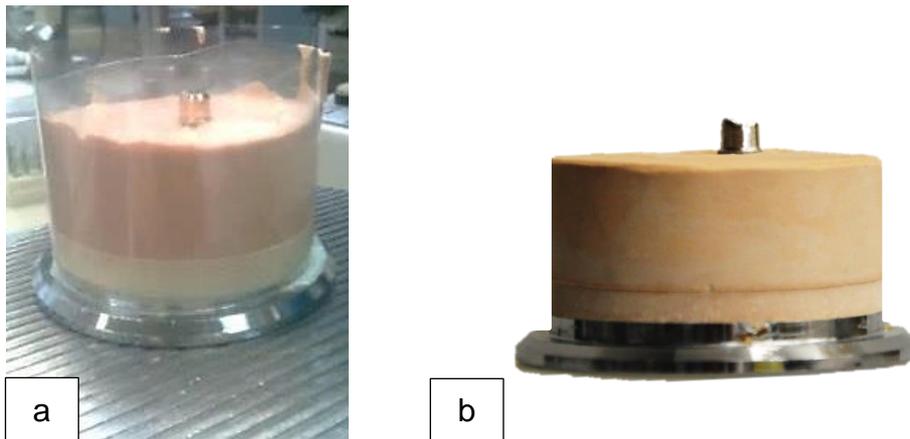


Abb. 19 **Eingebetteter Stumpf**

- a) Durchsichtige Kunststoffolie um die Frässockelplatte
- b) Fertig eingebetteter Universalstumpf

3.4.3 Vorpolitur

Vor der Vorpolitur wurde jede Primärkrone an vier Stellen mit einem Tastzirkel vermessen, um den Spanabtrag der Kronen kontrollieren zu können und um nach der Vorpolitur eine gleichmäßige Dicke vorzufinden.

Für die Vorpolitur wurde wieder das Parallelfräsgerat zu Hilfe genommen, in welches die jeweiligen Polieraufsätze eingespannt wurden. Alle Polieraufsätze für die Vor- und Hochglanzpolitur wurden von Komet Dental (Dental Brasseler GmbH) zur Verfügung gestellt.



Abb. 20 **Materialien für die Vor- und Hochglanzpolitur**

Tastzirkel, eingegipster Universalstumpf auf Frässockelplatte, eine kreuzverzahnte Gelbring-Hartmetallfräse, ein dreistufiges Poliersystem: zwei Brownies (grobe und feine Körnung) ein Greenie, ein Eve-Gummipolierer, ein weiches Filzrad, eine Tiger brillant Polierpaste (DENTAURUM GmbH & Co. KG), ein Schwabbel, Pinsel

Im ersten Schritt wurde eine kreuzverzahnte, Gelbring-Hartmetallfräse bei 6000 Umdrehungen/Minute verwendet, um die groben Fräsrückstände zu entfernen (Abb. 21).

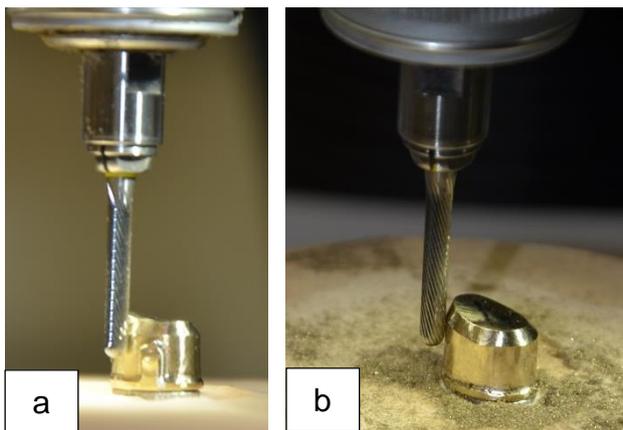


Abb. 21 **Gelbring-Hartmetallfräse**

- a) Vor der Vorpolitur
- b) Nach der Vorpolitur

Danach wurde ein dreistufiges Poliersystem für die Vor- und Hochglanzpolitur benutzt. Ein grober Brownie diente bei 7000 Umdrehungen/Minute zum Glätten von Gold und erzielte dabei den höchsten Materialabtrag (Abb. 22a). Um allen Primärteilen eine gleichmäßige Parallelität zu gewährleisten, wurde mit Hilfe eines Suchers im Parallelometer ein Zurichtstein parallel eingestellt (Abb. 22b). Alle drei Polierer wurden vor jeder neuen Primärkrone wieder parallelisiert und mithilfe einer Lupenbrille auf ihre Parallelität überprüft.

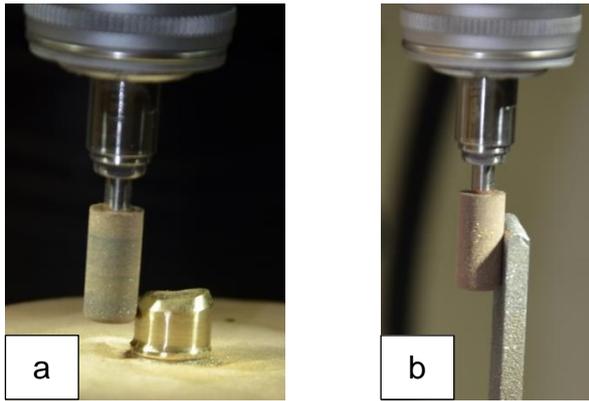


Abb. 22 Grober Brownie

- a) Grober Brownie beim Polieren einer Primärkrone
- b) Grober Brownie am Zurichtstein parallelisiert

Ein feiner Brownie bei gleicher Umdrehungszahl und ein superfeiner Greenie bei 10000 Umdrehungen/Minute entfernten alle sichtbaren Unebenheiten gleichermaßen gut (Abb. 23a, Abb. 24a). Zwischendurch wurden diese ebenso in ihrer Parallelität durch den Zurichtstein wieder angepasst (Abb. 23b, Abb. 24b).

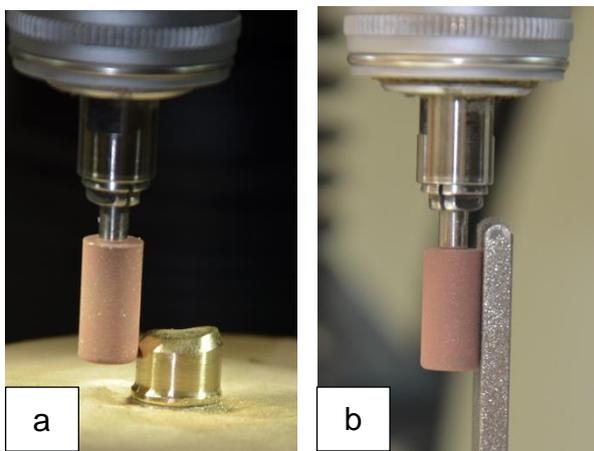


Abb. 23 Feiner Brownie

- a) Feiner Brownie beim Polieren einer Primärkrone
- b) Feiner Brownie am Zurichtstein parallelisiert

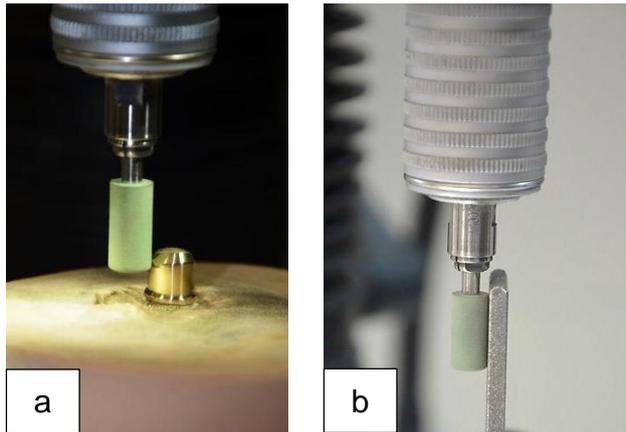


Abb. 24 Superfeiner Greenie

- a) Superfeiner Greenie beim Polieren einer Primärkrone
- b) Superfeiner Greenie am Zurichtstein parallelisiert

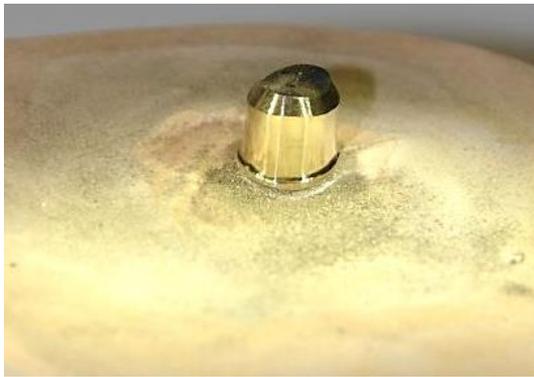


Abb. 25 Fertige Primärkrone nach der Vorpolitur

Zum Abrunden der Kanten am Übergang zur Okklusionsfläche diente ein Eve-Gummipolierer, welcher am Handstück auf 2000 Umdrehungen/Minute benutzt wurde (Abb. 26).



Abb. 26 Eve-Gummipolierer am Handstück

3.4.4 Hochglanzpolitur

Für die Hochglanzpolitur wurde anschließend ein weiches Filzrad mit Tiger brillant Polierpaste bei 18000 Umdrehungen/Minute auf den Laufflächen der Kronen und bei 27000 Umdrehungen/Minute mit Druck an den Rundungen der Primärkronen verwendet. Dabei wurden zwei separate Filzräder benutzt um etwaige Impressionen des an den Rundungen verwendeten Filzrades nicht in die glatt polierten Laufflächen einzuarbeiten.

Für die endgültige Hochglanzpolitur diente ein Schwabbel am Handstück bei ebenfalls 27000 Umdrehungen/Minute.



Abb. 27 Fertig polierte Primärkronen

3.5 Herstellung der Sekundärkronen

Auf allen 40 hochglanzpolierten Primärkronen wurden im Fräszentrum von C. Hafner die Sekundärkronen hergestellt. Davon wurden zehn Sekundärkronen mithilfe der taktilen Messtechnik vermessen, weitere zehn mit der lichtoptischen Scantechnologie unter Verwendung eines Sprays und zehn Sekundärkronen mit einem Acrylstift als Opakierung erfasst. Als Kontrollgruppe wurden zehn Sekundärkronen mit der konventionellen Gusstechnik bei C. Hafner hergestellt. Davor mussten alle Primärkronen mithilfe eines Dampfstrahlers von Verunreinigungen, Poliermittelrückständen und Vaselineresten befreit werden, anschließend im Ultraschallbad gereinigt und mit Papiertüchern getrocknet werden.

3.5.1 Taktile Messtechnik

Zur Herstellung der ersten Zehner-Gruppe wurde die taktile Scan-Technologie des Scanners DS10 von Renishaw und die CAD-Software (exocad GmbH, Darmstadt) verwendet. Durch ein sogenanntes Spiralabtastverfahren konnten die Oberfläche und die Geographie der Teleskope genau erfasst werden [110]. Die Primärkronen wurden mit Vaseline ausgestrichen, um diesen beim Abtasten mit der taktilen Tasterkugel des Scanners einen provisorischen Halt zu garantieren. Das Material der Tasterkugel bestand aus Rubin (Abb. 28).



Abb. 28 **Taktile Nadel**

Zum Abtasten der Primärkronen kam der Renishaw Scanner DS10 zum Einsatz. Die Tasterkugel bestand aus Rubin.

Nachdem im Computerprogramm ScanWizard (Microtek International Inc., Hsinchu, Republik China) der Patientennamen und der betreffende „Zahn“ (hier: 14) ausgewählt wurden, konnten die Parameter „Offset-Käppchen“, „Teleskop“, „Mindestdicke“ der

Legierung (hier: 0,4 mm), „Abstand zu Antagonisten“ und „Zementspaltstärke“ (hier: 0,05 mm) gewählt werden (Abb. 29).

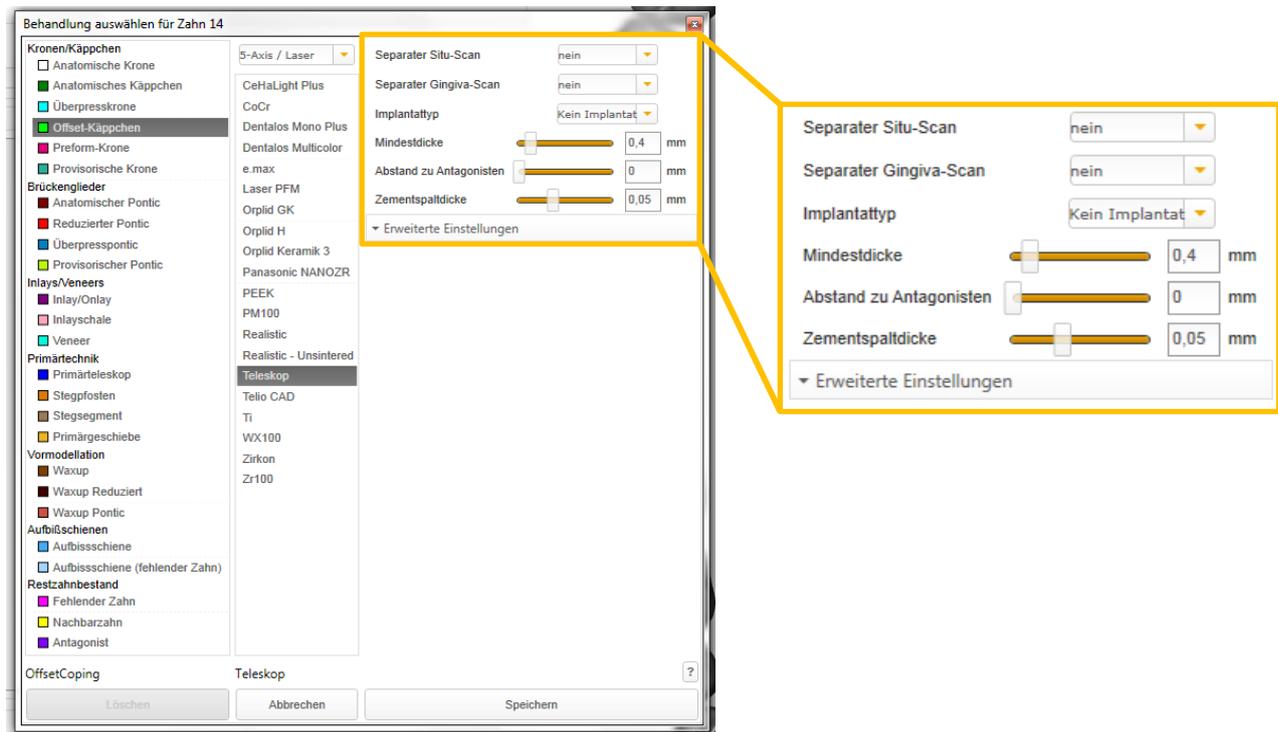


Abb. 29 Screenshot und Detailbild von den Voreinstellungen

Nacheinander wurden zehn Primärkronen in die dafür vorgesehene Halterung eingebaut. Nach jeder Messung wurden zwei Referenzpunkte mit den Tastereinsätzen gewählt - einmal an den Vestibulärflächen beziehungsweise Unterschnitten und einmal an den Okklusalfächen. Dabei wurde die Tastnadel an den Primärkronen angelegt und kalibriert. Die exakten Abmessungen der kalibrierten Kugel wurden schon vorher in die Messsoftware eingegeben [108]. Anschließend erfolgte der Scan. Dabei tastete sich die Nadel spiralförmig von den Unterschnitten nach okklusal. Im Anschluss folgte die Rekonstruktion. Per Mausklick wurde ein Punkt auf der Präparationsgrenze gesetzt, wodurch die Software selbstständig eine Linie zirkulär auf der Präparationsgrenze definierte. Anschließend wurde die Einschubrichtung bestimmt. Dabei war zu beachten, dass sich die Unterschnittmarkierung im blauen Bereich befand. Im Punkt „X/Y“ wurde die gewünschte Friktion eingestellt. Generell werden für eine gewünschte lockere Passung Werte um 45 μm und für eine etwas strammere Passung 10 μm angestrebt. Unterschnitte durften nicht ausgeblockt werden, da hier eine glatte und parallele Oberfläche das Ziel war. Wichtig bei den Einstellungen in ScanWizard war die Dicke eng zu halten und den Zementspalt in die Friktionsfläche mit einzubeziehen. Der Menüpunkt „Unterschnitte entfernen“ durfte nicht aktiviert werden. Der Fräser wurde dann auf 1,5 mm eingestellt und anschließend konnte mit dem CAD-Programm weiter konstruiert und abgespeichert werden [110, 128].

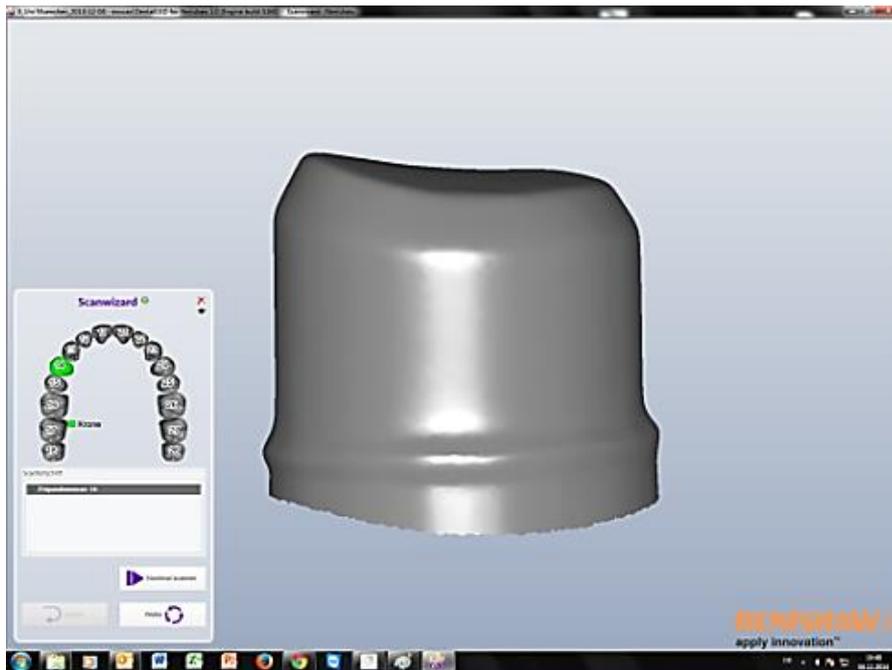


Abb. 30 Screenshot einer fertigen Primärteleskopkrone

3.5.1.1 Fertigstellung

Für die Fertigstellung wurden mit der speziellen CAM-Software hyperDent (FOLLOW-ME! Technology GmbH, München) die Kronen im Fräsrohling letztendlich positioniert und über Konnektoren stabilisiert. Vorteil dieser Frässtrategie war, dass sie für ORPLID H und für die Teleskoptechnik angepasst war [110]. Auf Sechs-Achs-Simultanfräsmaschinen erfolgte dann das Fräsen im Fräszentrum von C. Hafner (Abb. 31).

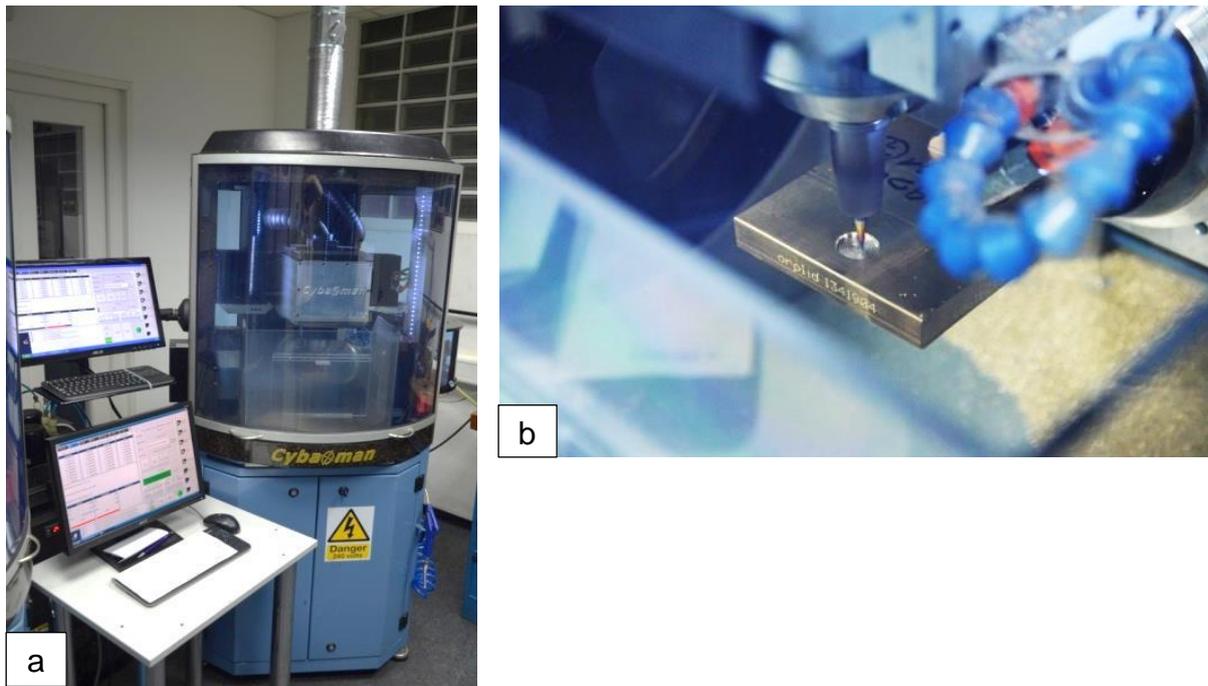


Abb. 31 Fräszentrum Firma C. Hafner

b) Über speziell gesteuert Fräswege (Algorithmen) wurden die Objekte hochpräzise aus den Fräsblanks herausgearbeitet.

3.5.2 Lichtoptische Verfahren

Beim lichtoptischen Verfahren wurden 20 Primärkronen gescannt, wobei zehn mit dem Scanspray Finohit (Fino GmbH, Bad Bocklet) besprüht und weitere zehn Primärkronen mit dem Molotow Acrylstift (MOLOTOW Feuerstein GmbH, Lahr/Schwarzwald) bemalt wurden. Damit mussten die Lichtreflexionen unterbunden werden, um ein ebenso gutes Ergebnis wie beim taktilen Scan zu erzielen [128].

Zehn Kronen wurden nacheinander auf einer Platte mit Plastilin befestigt und mit dem Scanspray in einem Abstand von zirka 20 cm gleichmäßig solange besprüht, bis keine augenscheinlichen Lichtreflexionen des Goldes mehr sichtbar waren (Abb. 32a). Die anderen zehn Kronen wurden zuerst mit 70-prozentigem Ethanol entfettet. Die Acrylfarbe wurde aus dem Stift entnommen und mit einem extra Pinsel aufgetragen (Abb. 32b, c). Dies ermöglichte ein schnelleres und großflächigeres Anstreichen, bis keine Lichtreflexionen mehr zu sehen waren. Alle Kronen wurden dann nacheinander in den Laserscanner D710 eingebaut und ein sogenannter ungenauer Umgebungsscan durchgeführt. Beim Festlegen der Präparationsgrenze war die Einschubrichtung so zu wählen, dass die rot markierten Hinterschnitte auf den parallelen Flächen des Primärteleskops annähernd gleichmäßig zirkulär verliefen [128].

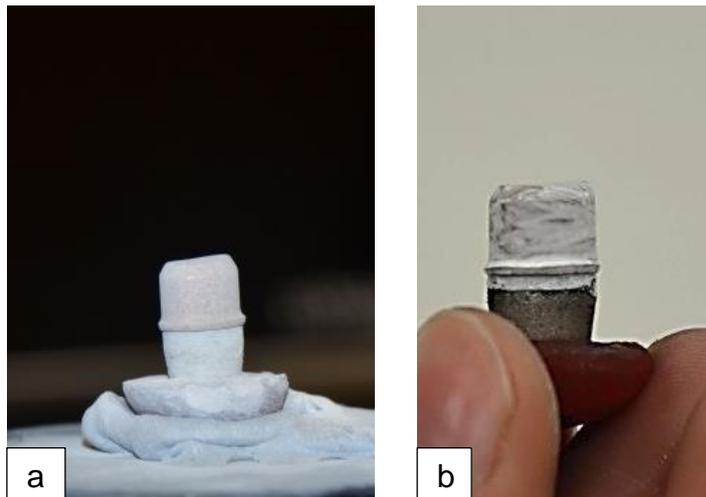


Abb. 32 Primärteleskopkronen

- a) Besprühte Krone mit Finohit, auf Plastilin platziert
- b) Mit Acrylfarbe bemalte Krone

Für den genaueren Stumpfskan wurden folgende Werte im Bereich „Stumpfpassung“ noch verändert:

- „Passungsparameter“: 0,150 mm,
- „zusätzlicher Zementspalt“: 0,015 mm,
- „Passungsparameter Höhe“: 5 mm,
- „Fräserradius“: 0,700 mm,
- „Abstand Fräserradiuskorrektur“: 0,750 mm
- „Fräserkorrektur“: ausgeschaltet.

Anschließend wurde mit dem CAD-Programm konstruiert und das Design abgespeichert. Hier wurde besonders auf das „finishing inside copings“, dem Erstellen der parallelen Flächen, Acht gegeben, bei dem unter anderem ein spezielles Fräswerkzeug zum Einsatz kam. Nach der CAM-Berechnung erfolgte das Postprozessieren des Datensatzes auf die CNC-Maschine und die Herstellung der Sekundärteleskope begann (Abb. 33) [128].

chen vor dem Einbetten über Nacht stehen gelassen um das Verdunsten des Restmonomergehaltes aus den Pattern Resin LS Käppchen zu ermöglichen. Um mögliche Spannungen durch Quellen des Kunststoffes während der Ausbrennphase beziehungsweise des Depolymerisierens in der Muffel vorzubeugen, wurde eine hauchdünne Wachsschicht über die Kunststoffkäppchen gezogen. Zum Einbetten kam die nach Herstellerangaben empfohlene phosphatgebundene Einbettmasse Cehacast-Speed (C. Hafner GmbH + Co. KG) mit den vorgeschriebenen Mischungsverhältnissen von Liquid und Wasser zum Einsatz. Das Anstiften erfolgte nach dem bewährten Balkenguss und zum Gießen wurde ORPLID H verwendet. Das Einbetten, Vorwärmen der Muffeln, Gießen und Verarbeiten erfolgte entsprechend der Herstellerangaben (Tab. 7). Mithilfe der Ausbettzange konnte die Einbettmasse grob entfernt werden und mittels reinem Aluminiumoxid (50 μm , 2 bar) von den restlichen Einbettmasseresten abgestrahlt werden. Unter dem Stereomikroskop wurden die Innenflächen der Sekundärkronen auf eventuell vorhandene Gussperlen untersucht und gegebenenfalls sorgfältig entfernt. Die Innenwände der einzelnen Sekundärteile wurden kaum manipuliert – lediglich in einer einheitlichen Schleifrichtung mit geringem Anpressdruck auspoliert, um Verfälschungen bei den späteren Abzugsmessungen zu vermeiden. Übergänge im Randbereich zwischen Primär- und Sekundärkrone wurden verschliffen, gummiert und poliert. Am Schluss wurden die restlichen Polierrückstände der gegossenen Sekundärkronen mittels Ultraschallbad gereinigt.

3.6 Einbau der Proben in die Probenhalter

Vor dem Einbau in die Probenhalter wurden die Primärkronen mit dem selbstadhäsiven Befestigungszement RelyX Unicem auf ihren zugehörigen Stümpfen zementiert. Im Anschluss wurden 40 Stahlstifte auf eine Länge von je 1,5 cm mit einer Hartmetalltrennscheibe abgeschnitten und in die Schnellspannvorrichtung im Probenhalteroberteil eingebaut (Abb. 34a). Um einen ausreichend starken Verbund zwischen Legierungsoberfläche der Sekundärteile und den befestigten Stahlstiften zu gewährleisten, wurden als erstes seitlich an den Sekundärteilen und an den Stahlstiften kleine Retentionen mit einem umgekehrten Kegelfräser eingefräst. Zusätzlich wurden die Sekundärteleskope okklusal und zirkulär mit Aluminiumoxid (105 μm , 1 bar) angestrahlt. Die Fräsrückstände der CNC-Maschine konnten als zusätzliche Makroretentionen genutzt werden. Als Haftvermittler wurde ein Metalprimer II (GC EUROPE N.V.) verwendet, welcher aus einem Fläschchen entnommen und mit einem Pinsel auf die gestrahlten Kronen aufgetragen wurde. Danach wurden die Proben in das Probenhalterunterteil gegeben und das Probenhaltermittelteil wurde mit drei Schrauben am Unterteil festgeschraubt. Mithilfe eines Suchers im Parallelometer konnten die Primärkronen exakt parallel positioniert und über die drei Feingewindeschrauben festgeschraubt werden. Dann wurde das Oberteil runtergefahren, bis die Stahlstifte auf den Okklusalfächen der Sekundärkronen aufsaßen. Mit Hilfe eines Pinsels wurde

Pattern Resin LS großzügig am Übergang von den Stahlstiften zu den Sekundärkronen aufgetragen. Dies sollte einen ausreichend stabilen Halt für die Abzugsversuche und die 10.000 Zyklen im Kausimulator garantieren (Abb. 34b).

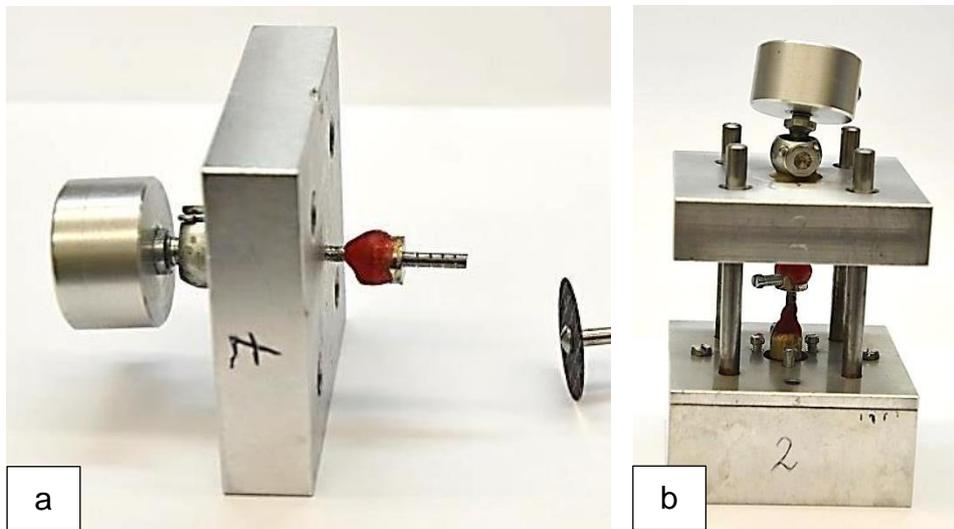


Abb. 34 Einbau in die Probenhalter

- a) Festgeschraubter 1,5 cm langer Stahlstift, Hartmetalltrennscheibe am Handstück
- b) Fertig eingebauter Stumpf mit Primär- und Sekundärkrone

3.7 Durchführung der Messversuche

Der Versuchsaufbau und die Einstellungen an der Universalprüfmaschine Typ 1445 und am Kausimulator ähneln bis auf weiteres denen aus anderen Untersuchungen [70, 133].

3.7.1 Universalprüfmaschine

An der Universalprüfmaschine Typ 1445 wurden die Doppelkronensysteme auf ihre retentiven Kräfte im Rahmen eines standardisierten Versuchsaufbaus gemessen. Es wurde eine Vorkraft von 0,01 N und eine Prüfgeschwindigkeit von 1000 mm/min gewählt. Am Oberteil der Maschine war der Kraftmesser (Maximalkraft 500 N) befestigt, an dem die 0,5 m lange Abzugsverbindung Damlon Universal Fishing Line (Svendsen Sport A/S – DAM, Georgensgmünd) locker befestigt war. An deren Ende war die gleiche Schnellspannvorrichtung angebracht, wie am Probenhalteroberenteil. Mit dem oben erwähnten Stahlstift konnten die Primärkronen hier rasch ein- und ausgebaut werden. An einer beweglichen Traverse, die mittels der geeigneten PC Software testXpert II in Geschwindigkeit und Position eingestellt wurde, konnten die Probenhalterunterteile nacheinander über das gleiche Gewinde wie im Kausimulator festgeschraubt werden (Abb. 35b).

Um realistischere Bedingungen zu schaffen, wurden sowohl die Aussparungen im Probenhalterunterteil als auch die Matrizen vor jedem Abzugsversuch mit künstlichem Speichel aufgefüllt. Die Kraft wurde im Messprogramm mit der an der Schnellspannvorrichtung befestigten Krone kalibriert. Anschließend wurden alle Sekundärkrone auf die Primärkrone aufgesetzt und mit einer definierten Kraft von 40 N für zehn Sekunden beschwert (Abb. 35a). Damit konnte sichergestellt werden, dass sich alle Sekundärteile in Endposition befanden und eine Messung der Abzugskraft über die gesamte Haftfläche durchgeführt werden konnte. Jede Sekundärteleskopkrone wurde zu drei verschiedenen Zeitpunkten, nämlich vor dem Einbau in den Kausimulator sowie nach 5.000 und 10.000 Verschleißzyklen je zehn Mal in der Prüfmaschine auf ihre Friktion gemessen.

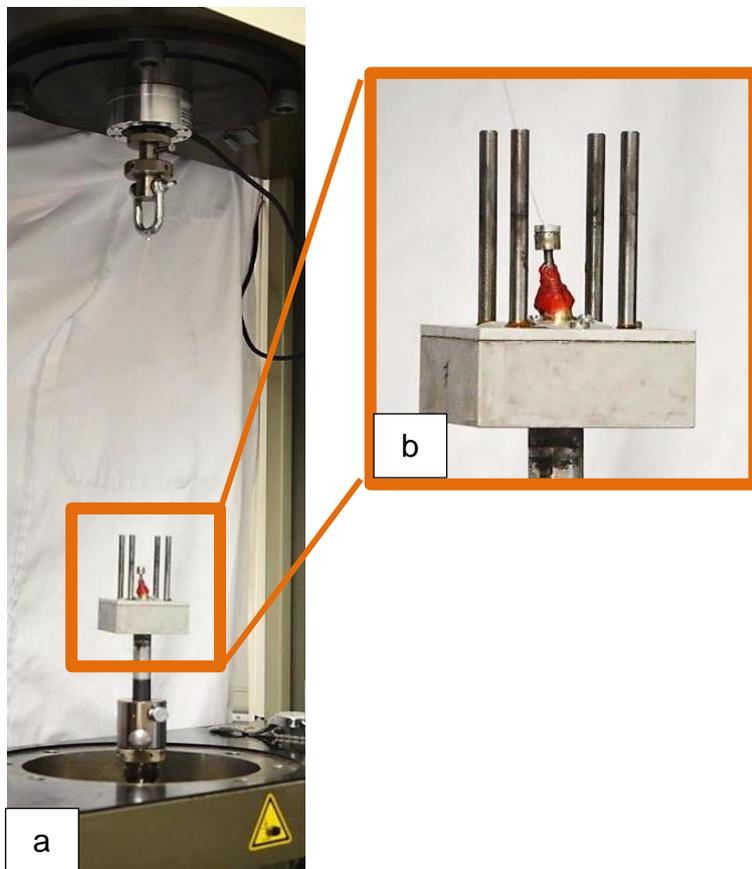


Abb. 35 **Universalprüfmaschine**

- a) Eingebautes Prüfkörperunterteil, Kraftmessdose und Abzugsvorrichtung. Auch die Abzugsverbindung von der Schnellspannvorrichtung zu dem an der Kraftmessdose angebrachten Haken ist dargestellt.
- b) Die Detailaufnahme zeigt die in die Schnellspannvorrichtung eingespannte und auf die Primärkrone aufgesetzte Sekundärkrone.

3.7.2 Kausimulator

Alle Doppelkronen wurden analog früherer Studien 10.000 Separationszyklen im Kausimulator unterzogen [14, 92, 129-131, 133, 136, 137]. Acht Kammern dienten jeweils dazu, die Probenhalter am Probenhalterunterteil über ein Gewinde und am Probenhalteroberteil über einen beweglichen Stempel des Kausimulators einzuspannen. Der bewegliche Stempel hatte ein Eigengewicht von 10 N und zusätzlich wurden je Kammer noch 30 N in Form von Gewichtsscheiben dazugelegt. Um den Kausimulator vor Korrosionsvorgängen zu bewahren, wurden die Kronen hier anstatt mit Kunstspeichel mit destilliertem Wasser umspült. Im Schnitt betrug die Temperatur 37 °C. Der vertikale Aufwärtshub betrug 5,0 mm, der Abwärtshub 6,0 mm. Für die Aufwärtsgeschwindigkeit wurde ein Wert von 60,0 mm/sec und für die Abwärtsbewegung eine Geschwindigkeit von 10,0 mm/sec gewählt, um nach den jeweils 5.000 Separationszyklen die Proben nicht zu beschädigen (Abb. 36c). Nach den ersten 5.000 Trenn- und Fügezyklen wurden die Proben ausgebaut und in der Universalprüfmaschine Typ 1445 wieder gemessen. Nach insgesamt 10.000 Zyklen wurden die letzten Messungen durchgeführt. Bei 40 Proben und acht Kammern im Kausimulator mussten zehn Reihen gefahren werden (Abb. 36a, b).

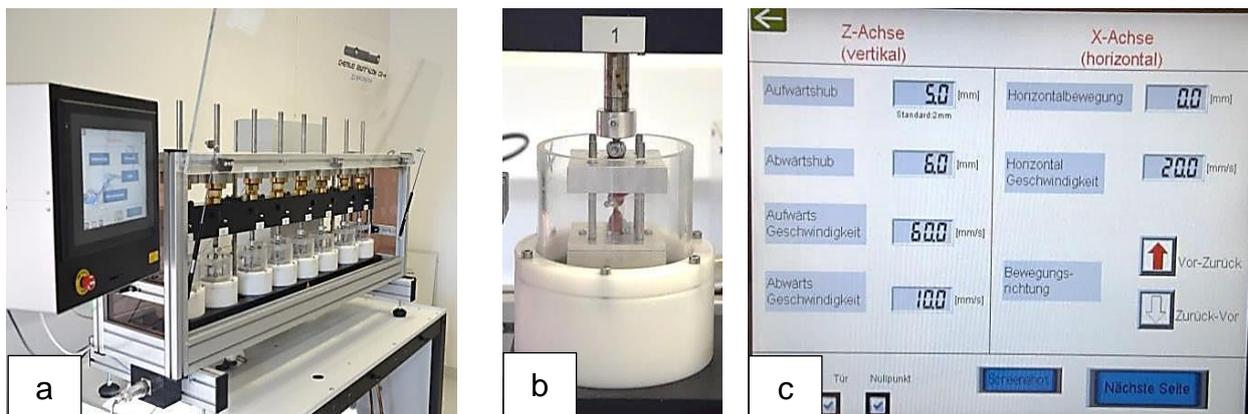


Abb. 36 Kausimulator

- Der 8-kämmrige Kausimulator mit den eingebauten Proben
- Eine Kammer in der Nahaufnahme. Der Stempel ist hier nach unten gefahren.
- Ein Screenshot aus den Parametereinstellungen am Kausimulator

3.8 Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop

Aus jeder Probengruppe wurde ein Doppelkronensystem ausgewählt und zu verschiedenen Zeitpunkten unter dem Rasterelektronenmikroskop (REM) Zeiss SUPRA 55VP (Carl Zeiss AG, Oberkochen) untersucht. Dazu wurden die Proben 24 Stunden vorher im Ultraschallbad gereinigt und getrocknet. Ab diesem Zeitpunkt wurden die Proben nur noch mit Handschuhen angefasst und vor der Einschleusung ins Mikroskop auf den Proben Tellern mit selbstklebenden Graphitplättchen und Plastilin fixiert. Insgesamt wurden 28 Aufnahmen angefertigt, wobei zuerst eine Übersichtsaufnahme und anschließend eine Detailaufnahme gemacht wurden. Tab. 8 gibt eine Übersicht über die verschiedenen Rasterelektronenmikroskopaufnahmen.

Krone	Art	Zyklus	Vergrößerung
Primärkrone	gefräst, aufgepasst	0	15x, 500x
Primärkrone	gefräst, poliert	0	17x, 500x
Primärkrone	gefräst	nach 5.000	15x, 500x
Primärkrone	gefräst	nach 10.000	16x, 500x
Primärkrone	gegossen, aufgepasst, poliert	0	15x, 500x
Primärkrone	gegossen	nach 5.000	13x, 500x
Primärkrone	gegossen	nach 10.000	15x, 500x
Sekundärkrone	gefräst, aufgepasst	0	15x, 500x
Sekundärkrone	gefräst, poliert	0	17x, 500x
Sekundärkrone	gefräst	nach 5.000	15x, 500x
Sekundärkrone	gefräst	nach 10.000	16x, 500x
Sekundärkrone	gegossen, aufgepasst, poliert	0	15x, 500x
Sekundärkrone	gegossen	nach 5.000	13x, 500x
Sekundärkrone	gegossen	nach 10.000	15x, 500x

Tab. 8 Übersicht über die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen

4. Ergebnisse

Insgesamt wurden vier verschiedene Gruppen (taktil gescannt, optisch gescannt mit Spray, optisch gescannt mit Stift, gegossen) mit à zehn Proben pro Gruppe getestet. Daraus resultierten 40 zu untersuchende Proben. Jede Probe wurde initial, nach 5.000 und nach 10.000 Zyklen in der dafür vorgesehenen Prüfmaschine zehnmal gemessen, um das Messergebnis zu verdeutlichen. Dies entsprach einer Anzahl von 1200 Einzelmessungen.

4.1 Statistische Datenauswertung

Die Ergebnisse wurden am PC mit der Software testXpert II ausgewertet und abgebildet. Abb. 37 zeigt exemplarisch ein Kraft-Dehnungsdiagramm aus einem Prüfprotokoll mit den Prüfergebnissen auf, wobei die Ordinate die Kraft in Newton (N) und die Abszisse den Standardweg in Millimeter (mm) darstellt.

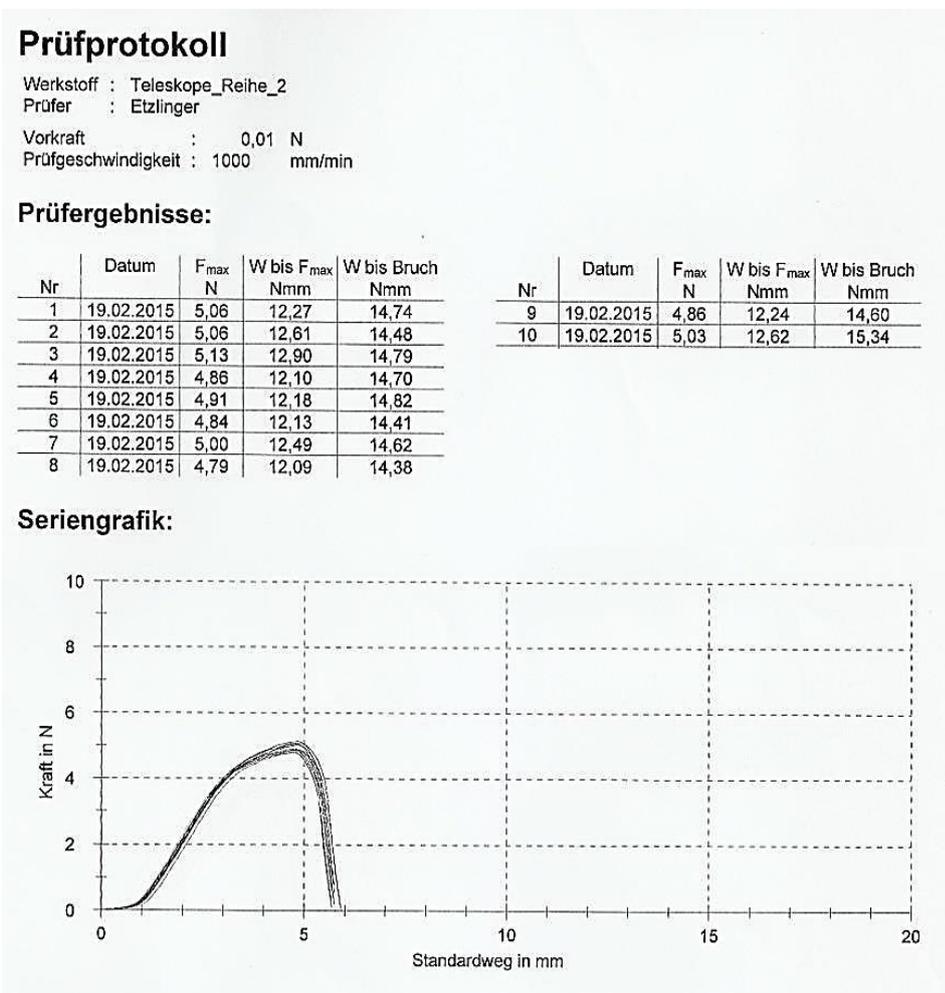


Abb. 37 Auszug aus einem Prüfprotokoll mit einem Kraft-Dehnungsdiagramm

Im nächsten Schritt wurden alle Messwerte in das Statistikprogramm SPSS 23.0 (SPSS Inc., Chicago, USA) importiert.

Die Frage in dieser Arbeit war, ob Doppelkronen während der künstlichen Alterung an Haftkraft verlieren und ob sich Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen zeigen.

Um diese Frage beantworten zu können, wurden die einzelnen Gruppen auf Normalverteilung mithilfe des Kolmogoroff-Smirnov-Tests geprüft. Der Test zeigte, dass die einzelnen Gruppen keiner Normalverteilung unterlagen, weshalb im Anschluss nicht parametrische Untersuchungsmethoden verwendet wurden (Kruskal-Wallis-Test, Mann-Whitney-Test). Mit dem Kruskal-Wallis-Test konnten die einzelnen Gruppen darauf untersucht werden, ob diese sich statistisch signifikant voneinander unterscheiden. Das Signifikanzniveau wurde mit $p \leq 5\%$ als signifikant festgelegt. Mit dem nicht parametrischen Mann-Whitney-Test wurde untersucht, ob sich zwei Stichproben signifikant unterscheiden. Die Daten wurden in Box-Whisker-Diagrammen dargestellt, um Unterschiede der verschiedenen Probengruppen nach 0, 5.000 und 10.000 Verschleißzyklen darzustellen.

4.2 Deskriptive Statistik

In den folgenden Box-Whisker-Diagrammen wird jede Stichprobe durch eine rechteckige Box repräsentiert, die unten und oben durch die sogenannten oberen und unteren Quartile begrenzt werden. Der Abstand dazwischen wird als Interquartilbereich bezeichnet. Die von der Box ausgehenden Striche (whiskers) zeigen die Lage des Minimums und des Maximums der jeweiligen Stichprobe an. Der Median wird innerhalb der Box gekennzeichnet. Aus diesen Diagrammen können Hinweise zu Lagemaßen (Median, Quartile) und Streuungsmaßen (Spannweite, Quartilsabstand) entnommen werden. Der Median teilt im Allgemeinen Stichprobenwerte in zwei Hälften, wobei die eine Hälfte der Daten höchstens so groß wie der Median und die andere Hälfte mindestens so groß ist. Ein großer Vorteil des Medians liegt darin, dass er gegenüber Ausreißern robust ist. Quartile teilen die Stichproben in Viertel. Das untere Quartil besagt, dass 25 % der Stichprobenwerte kleiner oder gleich und 75 % dementsprechend größer oder gleich dem unteren Quartil liegen. Analog gilt für das obere Quartil, dass 75 % der Werte maximal so groß und die Werte des restlichen Viertels mindestens so groß wie das obere Quartil sind. Ein mittleres Quartil entspricht dem Median. Es ergibt sich ein Differenzbereich zwischen dem oberen und dem unteren Quartil, das die mittleren 50 % der Stichprobenwerte enthält. Die Spannweite ist nur dann gleich 0, wenn alle Stichprobenwerte identisch sind und ansonsten positiv. Sie berücksichtigt nur die beiden extremsten Werte und ist daher stark von Ausreißern beeinflusst.

Ein großer Vorteil dieser Box-Whisker-Plots ist, dass viele verschiedene statistische Kennwerte gleichzeitig dargestellt werden können und gleichzeitig eine gute Übersichtlichkeit bleibt.

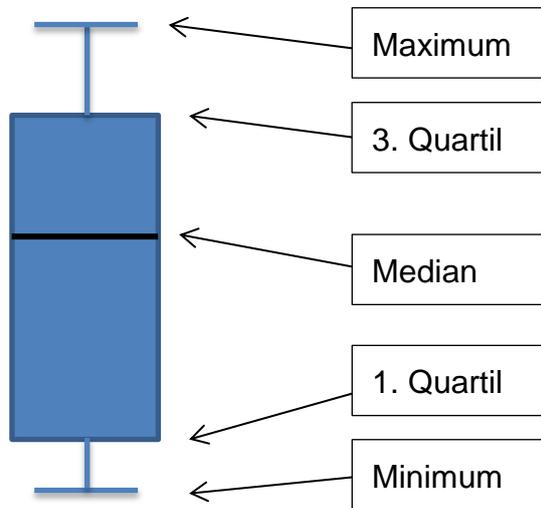


Abb. 38 Schematische Darstellung eines Box-Whisker-Plots

4.2.1 Retentionskräfte initial

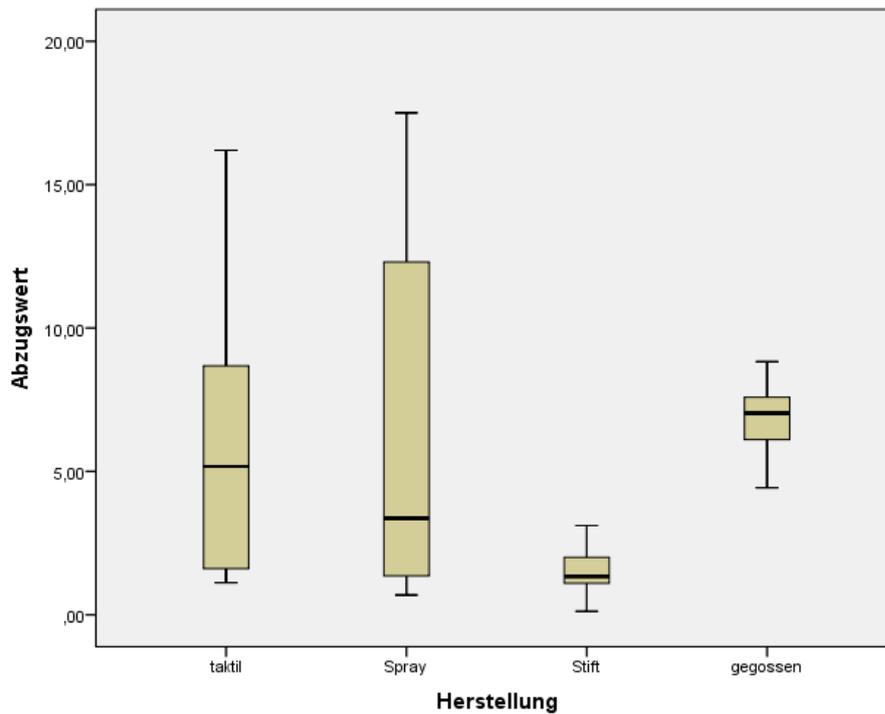


Abb. 39 Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen initial

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartil- bereich in N
taktil	initial	5,2	15,1	8,4
Spray	initial	3,4	16,8	11,3
Stift	initial	1,3	3,0	1,5
gegossen	initial	7,0	4,4	2,5

Tab. 9 Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen initial

Wie aus Tab. 9 ersichtlich, lagen vor Beginn der Trenn- und Fügezyklen im Kausimulator deutliche Unterschiede bezüglich der Haftkräfte und Streuungen im Vergleich der einzelnen Prüfgruppen untereinander vor. Während der Median bezogen auf die Haftkraft bei den gegossenen Teleskopen den größtem Wert zeigte (7,0 N), war der Median in der Stiftgruppe am kleinsten mit 1,3 N. Die taktile Gruppe sowie die Spraygruppe lagen mit einem Median von 5,2 N beziehungsweise 3,4 N im mittleren Haftkraftbereich.

Aufgrund einiger Ausreißer in der Studie wurden diese exkludiert und Spannweiten der Haftkraftbereiche in den vier verschiedenen Gruppen von mindestens 3,0 N bis maximal 16,8 N ermittelt. Dabei war die Spannweite der Stiftgruppe mit 3,0 N am geringsten, wohingegen die Spannweite der Spraygruppe mit 16,8 N am größten war. Die taktile Gruppe mit einer Spannweite von 15,1 N und die Gruppe mit den gegossenen Proben mit einer Spannweite von 4,4 N waren dazwischen einzuordnen.

Der Interquartilbereich wies mit 1,5 N in der Stiftgruppe den kleinsten Wert und die Prüfkörpergruppe des Sprays den größten Wert auf. Dieser betrug 11,3 N. Die Gruppe der gegossenen Prüfkörper zeigte einen Interquartilbereich von 2,5 N und die der taktil gescannten Prüfkörper einen Wert von 8,4 N.

Die erste und zweite Gruppe stellten im Unterschied zur dritten und vierten Gruppe deutlich größere Boxen und längere Whiskers dar. Grund dafür war eine größere Streuung der Werte, welche somit nicht konsistent waren. In der taktilen Gruppe war der Median annähernd in der Mitte, was bedeutete, dass die mittleren 50 % der erreichten Haftkraftwerte einer fast symmetrischen Verteilungsfunktion unterlagen.

In der Spray- sowie in der Stiftgruppe lagen die Mediane näher am unteren Quartil. Dies bedeutete, dass die Streuungen der Haftkraftwerte der unteren Quartile kleiner waren als die der oberen und somit die einzelnen Werte der unteren Quartile näher beieinander lagen. In der Gruppe der gegossenen Teleskope war es gegenteilig. Der Median konnte näher an der oberen Quartil gefunden werden, die Streuung der Haftkraftwerte war in diesem Bereich somit kleiner.

Durch die Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests wurde festgestellt, dass innerhalb der Testgruppen eine statistisch signifikante Gruppenpaarung vorhanden sein musste. Der darauffolgende Mann-Whitney-Test zeigte, dass bei unabhängigen Stichproben innerhalb einer Gruppe ein Signifikanzunterschied bestand ($p = 0,031$).

Aus Tab. 10 ist ersichtlich, dass 5 aus 6 Gruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede zeigten. Dies waren taktil – Spray ($p = 0,853$), taktil – Stift ($p = 0,075$), taktil – gegossen ($p = 0,218$), Spray – Stift ($p = 0,165$) und Spray – gegossen ($p =$

0,280). Innerhalb der Stift – gegossen – Gruppe konnten statistisch signifikante Unterschiede gefunden werden ($p = 0,002$).

Herstellung	Zyklus	Abzugswert p =	Test
Taktil - Spray	initial	0,853	Mann-Whitney-Test
Taktil - Stift	initial	0,075	Mann-Whitney-Test
Taktil - gegossen	initial	0,218	Mann-Whitney-Test
Spray - Stift	initial	0,165	Mann-Whitney-Test
Spray - gegossen	initial	0,280	Mann-Whitney-Test
Stift - gegossen	initial	0,002	Mann-Whitney-Test

Tab. 10 Abzugswerte im Mann-Whitney-Test initial

4.2.2 Retentionskräfte nach 5.000 Zyklen

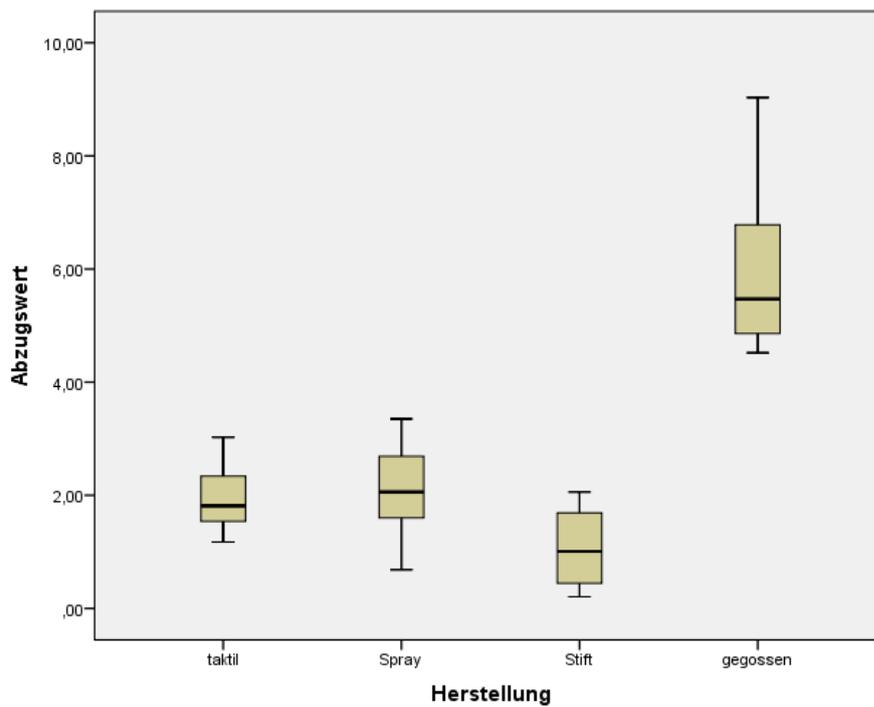


Abb. 40 Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen nach 5.000 Verschleißzyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
taktil	5.000	1,8	1,9	0,8
Spray	5.000	2,1	4,8	1,7
Stift	5.000	1,0	1,9	1,3
gegossen	5.000	5,5	4,5	2,0

Tab. 11 Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen nach 5.000 Zyklen

Analysiert man Abb. 40, so erkennt man, dass nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen im Kausimulator deutliche Haftkraftverluste in allen Kategorien (Median, Spannweite, Interquartilbereich) stattfanden. Der Median in der Gruppe der gegossenen Teleskope war mit 5,5 N immer noch der größte Wert, hatte aber bereits um 1,5 N an Haftkraft verloren. Der zweitgrößte Medianwert befand sich also nicht mehr in der taktilen Gruppe, sondern in jener Teleskopgruppe, welche mit Spray gescannt wurde (2,1 N). Der Wert der Reduktion ließ einen ähnlich großen Wert wie in der Gruppe der Gegossenen erkennen (1,3 N). Den kleinsten Median bildete auch hier die Stiftgruppe mit 1,0 N. Der Median der taktilen Gruppe war dazwischen mit 1,8 N einzuordnen. Der Haftkraftverlust mit 3,4 N war in dieser Gruppe der größte.

Betrachtet man die Spannweiten der ersten drei Gruppen in Tab. 11, fällt auf, dass sich diese im Vergleich zu den Initialwerten deutlich reduziert hatten. Durchschnittlich betrug diese Reduktion 65,2 %. Nur in der vierten Gruppe (gegossene Teleskope) war eine Spannweitzunahme von 2,3 % zu verzeichnen. Den größten Wert bildete aber nach wie vor die Spray-Gruppe mit 4,8 N und die kleinsten Werte kamen aus den Gruppen der Taktilen und der Stifte mit jeweils 1,9 N. Die Spannweite der Gegossenen betrug 4,5 N und war dazwischen einzugliedern.

Im Vergleich zu den Interquartilbereichen der Initialwerte hatten sich die Größenverhältnisse umgekehrt. Der größte Wert kam aus der Gruppe der gegossenen Teleskope mit 2,0 N und der kleinste mit 0,8 N aus der Gruppe der taktil hergestellten Teleskope. Die Spray- und Stiftgruppe waren dazwischen einzuordnen (1,7 N und 1,3 N). Bemerkenswert war der Abfall von 85 % des Interquartilbereichs in der Spray-Gruppe im Vergleich zum Initialwert.

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass innerhalb der Testgruppen eine statistisch signifikante Gruppenpaarung vorhanden sein musste. Im Mann-Whitney-Test offenbarte sich bei unabhängigen Stichproben innerhalb einer Gruppe ein Signifikanzunterschied von $p \leq 0,001$.

Nach 5.000 Zyklen konnten mit dem Mann-Whitney-Test (Tab. 12) ebenfalls statistisch signifikante Unterschiede verzeichnet werden. In der Gruppenpaarung der taktil – gegossenen Kronen ergab der signifikante Unterschied $p \leq 0,001$ und bei der Spray – Stiftgruppe $p = 0,035$. In den Gruppen der lichtoptisch gescannten Teleskope betrug der signifikante Unterschied $p = 0,007$ beziehungsweise $p = 0,001$ im Vergleich zur Kontrollgruppe. Bei der mechanisch digitalisierten Gruppe (taktil) zur lichtoptisch gescannten Gruppe (Spray und Stift) konnten keine signifikanten Unterschiede festgestellt werden ($p = 0,353$ und $p = 0,063$).

Herstellung	Zyklus	Abzugswert p	Test
Taktil - Spray	nach 5.000	= 0,353	Mann-Whitney-Test
Taktil - Stift	nach 5.000	= 0,063	Mann-Whitney-Test
Taktil - gegossen	nach 5.000	≤ 0,001	Mann-Whitney-Test
Spray - Stift	nach 5.000	= 0,035	Mann-Whitney-Test
Spray - gegossen	nach 5.000	= 0,007	Mann-Whitney-Test
Stift - gegossen	nach 5.000	= 0,001	Mann-Whitney-Test

Tab. 12 **Abzugswerte im Mann-Whitney-Test nach 5.000 Zyklen**

4.2.3 Retentionskräfte nach 10.000 Zyklen

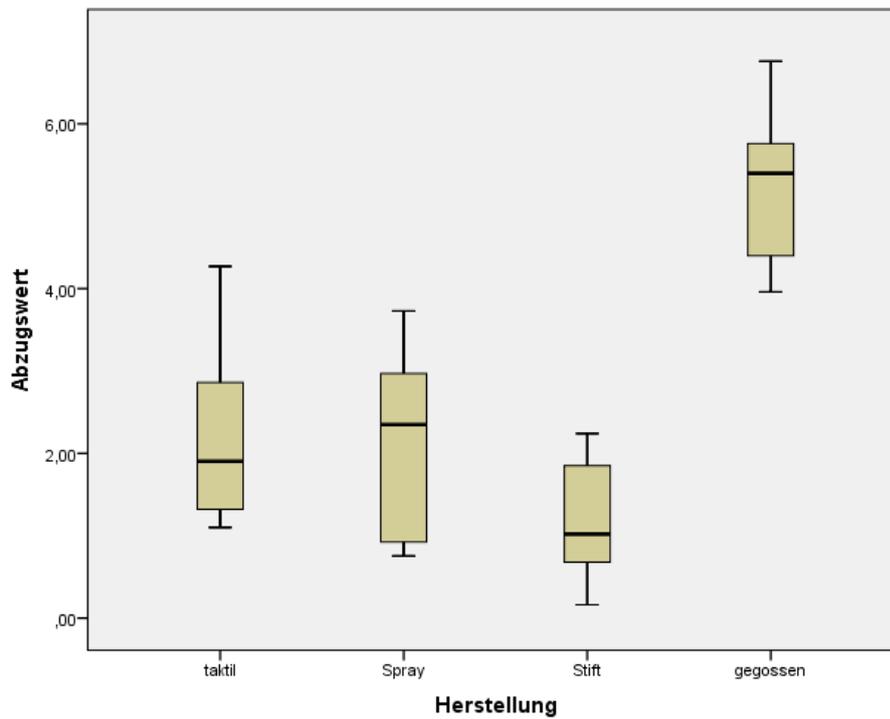


Abb. 41 Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen nach 10.000 Verschleißzyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
taktil	10.000	1,9	3,2	1,6
Spray	10.000	2,4	5,9	2,5
Stift	10.000	1,0	2,1	1,4
gegossen	10.000	5,4	2,8	1,5

Tab. 13 Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen nach 10.000 Zyklen

Nach 10.000 Trenn- und Fügezyklen konnte Folgendes festgestellt werden: Die Reihenfolge der Medianwerte konnte im Vergleich zu den Werten nach 5.000 Zyklen beibehalten werden. Den größten Wert bildete die Gruppe der gegossenen Teleskope mit 5,4 N, der Zweitgrößte kam aus der Gruppe der mittels Spray gescannten Teleskope mit 2,4 N. Als nächstes folgte die taktile Gruppe mit 1,9 N und der kleinste Wert trat auch hier in der Stift-Gruppe mit 1,0 N auf (Tab. 13).

Die Reihenfolge der Spannweiten hatte sich vergleichsweise zum vorherigen Zyklus verändert. Der größte Wert kam nun aus der Spray-Gruppe mit 5,9 N und der Kleinste konnte in der Stift-Gruppe verzeichnet werden (2,1 N). Die Spannweiten der Taktilen und der Gegossenen waren dazwischen einzuordnen mit 3,2 N (taktil), gefolgt von 2,8 N (gegossen).

Die Werte der Interquartilbereiche rückten näher zusammen. Der größte Wert kam aus der Gruppe der mit Spray gescannten Teleskope (2,5 N) und der Kleinste aus der mit Hilfe des Stiftes gescannten Doppelkronen (1,4 N). Die beiden Werte von 1,6 N und 1,5 N kamen aus der taktilen- beziehungsweise gegossenen-Gruppe und waren dazwischen einzugliedern.

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte, dass bei unabhängigen Stichproben innerhalb einer Gruppe wieder ein Signifikanzunterschied bestand ($p \leq 0,001$).

Aus Tab. 14 sind die Abzugswerte im Mann-Whitney-Test der vier Herstellungsgruppen nach 10.000 Zyklen zu erkennen. Daraus geht hervor, dass gleiche signifikante Unterschiede in den Gruppen der taktil gescannten und lichtoptisch mit Stift digitalisierten im Vergleich zu den gegossenen Teleskopen vorlagen (beide $p \leq 0,001$). Ebenso wies die Spray – gegossen – Gruppe einen signifikanten Unterschied von $p = 0,019$. Die restlichen Gruppen (taktil – Spray mit $p = 0,853$, taktil – Stift mit $p = 0,123$ und Spray – Stift mit $p = 0,075$) zeigten keine statistisch signifikanten Unterschiede.

Herstellung	Zyklus	Abzugswert p	Test
Taktil - Spray	nach 10.000	= 0,853	Mann-Whitney-Test
Taktil - Stift	nach 10.000	= 0,123	Mann-Whitney-Test
Taktil - gegossen	nach 10.000	≤ 0,001	Mann-Whitney-Test
Spray - Stift	nach 10.000	= 0,075	Mann-Whitney-Test
Spray - gegossen	nach 10.000	= 0,019	Mann-Whitney-Test
Stift - gegossen	nach 10.000	≤ 0,001	Mann-Whitney-Test

Tab. 14 Abzugswerte im Mann-Whitney-Test nach 10.000 Zyklen

4.2.4 Probengruppe 1 (taktil) nach allen drei Zyklen

In den folgenden Box-Whisker-Diagrammen sind die Änderungen der Haftkräfte innerhalb einer Gruppe (je taktil, Spray, Stift und gegossen) jeweils zu drei verschiedenen Zeitpunkten (0, nach 5.000 und nach 10.000 Verschleißzyklen) dargestellt. Dies bietet den Vorteil einen Gesamtüberblick über die Haftkraftänderungen im Verlauf zu den drei Zeitpunkten bezogen auf eine Gruppe einzeln darstellen und interpretieren zu können.

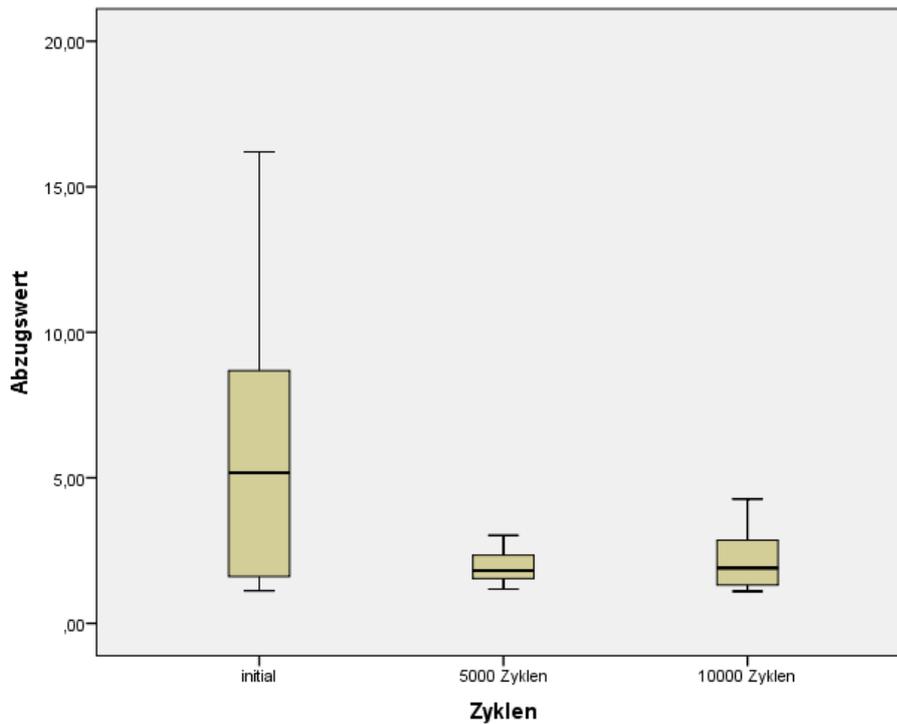


Abb. 42 Box-Whisker-Diagramm der 1. Probengruppe (taktil) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
taktil	Initial	5,2	15,1	8,4
	5.000	1,8	1,9	0,8
	10.000	1,9	3,2	1,6

Tab. 15 Explorative Datenanalyse der 1. Probengruppe (taktil) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Führt man sich die Mediane zu den drei unterschiedlichen Zeitpunkten vor Augen, fällt auf, dass nach den ersten 5.000 Zyklen der Median um 65,4 % abfiel und nach den zweiten 5.000 Zyklen um 5,6 % bezogen auf den Tiefstwert leicht anstieg. Ein ähnliches Geschehen war bei den Spannweiten und den Interquartilbereichen zu verzeichnen. Der Spannweitenabfall nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen betrug 87,4 %, der Abfall im Interquartilbereich 90,5 %. Nach den zweiten 5.000 Zyklen stiegen der Spannweitenwert wieder um 68,4 % und der Wert des Interquartilbereichs um 100 % bezogen auf den Tiefstwert an.

Durch die Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests wurde festgestellt, dass innerhalb der Testgruppen keine statistisch signifikanten Unterschiede vorhanden waren und damit der darauffolgende Mann-Whitney-Test nicht durchgeführt werden musste ($p = 0,150$).

4.2.5 Probengruppe 2 (Spray) nach allen drei Zyklen

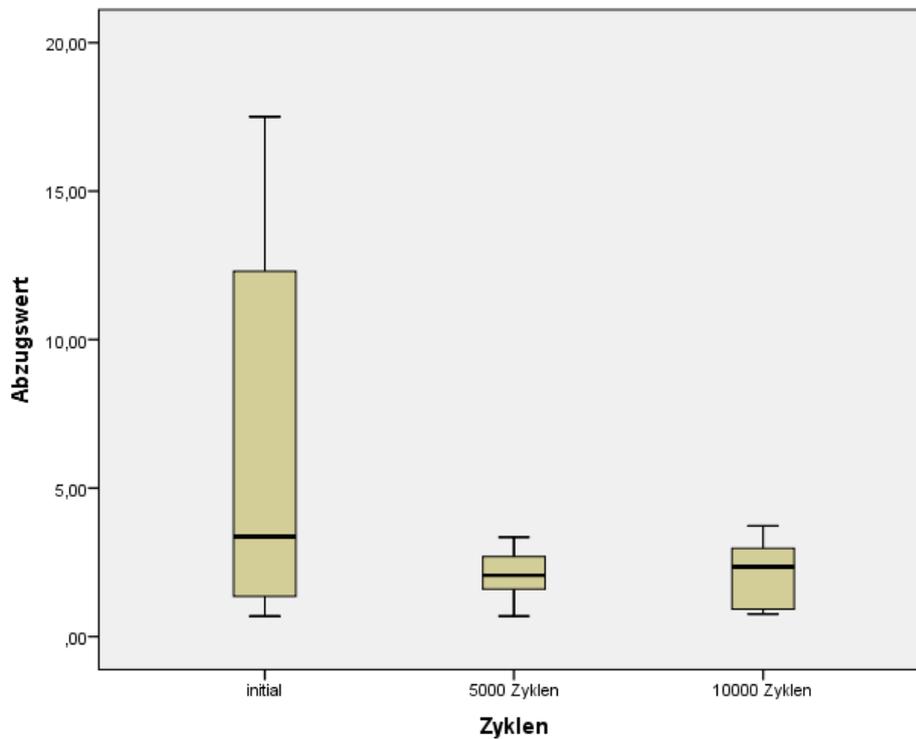


Abb. 43 Box-Whisker-Diagramm der 2. Probengruppe (Spray) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
Spray	Initial	3,4	16,8	11,3
	5.000	2,1	4,8	1,7
	10.000	2,4	5,9	2,5

Tab. 16 Explorative Datenanalyse der 2. Probengruppe (Spray) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Aus Tab. 16 ist zu erkennen, dass es sowohl bei den Medianen als auch bei den Spannweiten und Interquartilbereichen zu initialen Haftkraftverlusten und in weiterer Folge dann zu Haftkraftsteigerungen kam. In der Kategorie der Mediane betrug der Haftkraftverlust nach den ersten 5.000 Trenn- und Fügezyklen 38,2 % und stieg nach weiteren 5.000 Zyklen, ausgehend von diesem Wert, um 14,3 % wieder an. Innerhalb der Spannweiten war Folgendes festzustellen: Von den anfänglich 16,8 N wurden nach 5.000 Verschleißzyklen lediglich 4,8 N verzeichnet. Dies bedeutete ein Abfall um 71,4 %. Nach den zweiten 5.000 Zyklen stieg die Spannweite wieder um 22,9 % bezogen auf den Tiefstwert an. Von einem anfänglichen Abfall in der Kategorie des Interquartilbereichs um 85 % konnte in Bezug auf den Tiefstwert anschließend nach den zweiten 5.000 Zyklen wieder eine Zunahme von 47,1 % festgestellt werden.

Der Kruskal-Wallis-Test zeigte in dieser Gruppe, dass keine statistisch signifikanten Unterschiede vorhanden waren und damit der darauffolgende Mann-Whitney-Test nicht durchgeführt werden musste ($p = 0,418$).

4.2.6 Probengruppe 3 (Stift) nach allen drei Zyklen

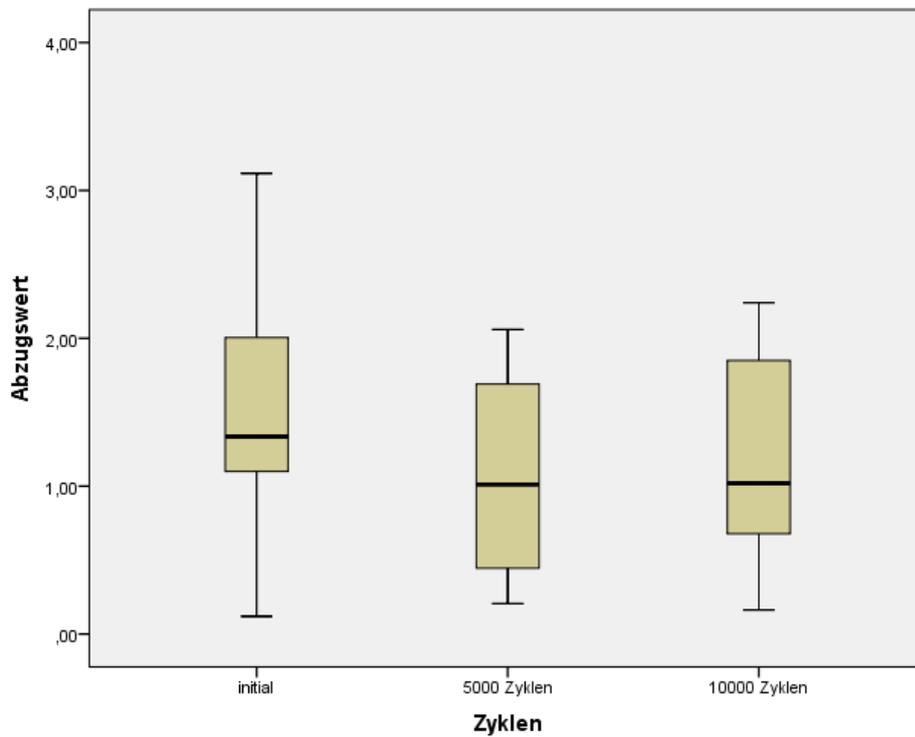


Abb. 44 Box-Whisker-Diagramm der 3. Probengruppe (Stift) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
Stift	Initial	1,3	3,0	1,5
	5.000	1,0	1,9	1,3
	10.000	1,0	2,1	1,4

Tab. 17 Explorative Datenanalyse der 3. Probengruppe (Stift) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

In der lichtoptisch digitalisierten Stift-Gruppe waren in allen drei Kategorien (Median, Spannweite und Interquartilbereich) ähnliche Haftkraftänderungen wie in den Probengruppen 1 und 2 zu verzeichnen. Von einem anfänglichen Haftkraftabfall von 23,1 % bei den Medianen nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen, konnte nach den zweiten 5.000 Zyklen keine Haftkraftsteigerung mehr beobachtet werden. Bei den Spannweiten waren zu Beginn 3,0 N und nach den ersten 5.000 Zyklen noch 1,9 N vorhanden, also um 36,7 % weniger als am Anfang. Die anschließende Zunahme nach den zweiten 5.000 Zyklen betrug 10,5 % bezogen auf den Tiefstwert. Die Interquartilbereiche änderten sich in Bezug auf den Anfangs- und Endwert nur gering. Nach den initialen 5.000 Trenn- und Fügezyklen konnte ein Abfall von 13,3 % und eine Zunahme nach weiteren 5.000 Zyklen um 7,7 % festgestellt werden.

Da keine statistisch signifikanten Unterschiede im Kruskal-Wallis-Test festgestellt wurden, entfiel die Durchführung des Mann-Whitney-Tests ($p = 0,447$).

4.2.7 Probengruppe 4 (gegossen) nach allen drei Zyklen

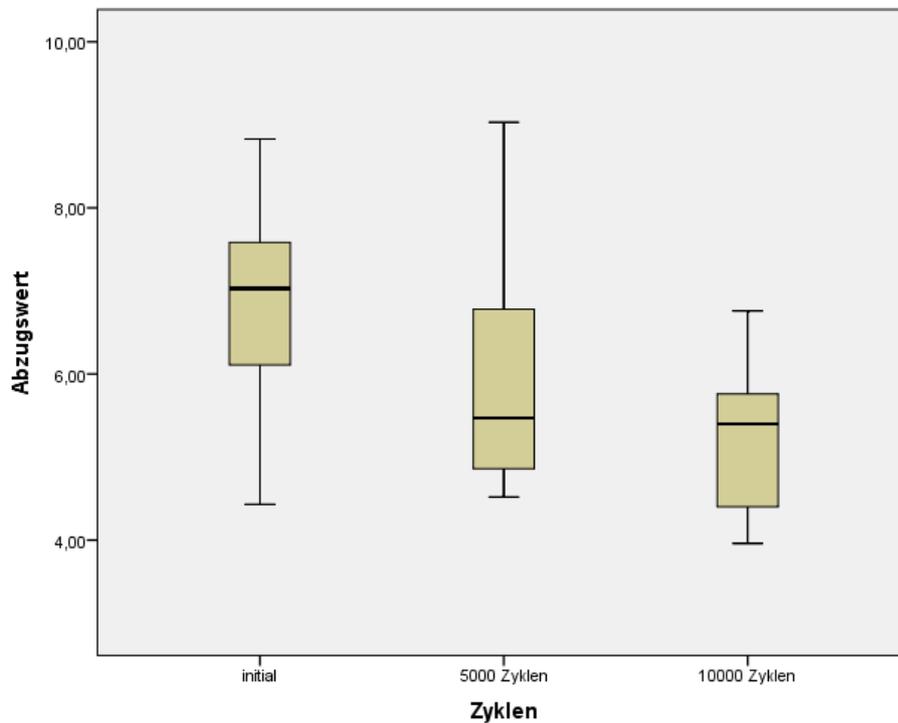


Abb. 45 Box-Whisker-Diagramm der 4. Probengruppe (gegossen) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Herstellung	Zyklus	Median in N	Spannweite in N	Interquartilbereich in N
gegossen	Initial	7,0	4,4	2,5
	5.000	5,5	4,5	2,0
	10.000	5,4	2,8	1,5

Tab. 18 Explorative Datenanalyse der 4. Probengruppe (gegossen) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen

Im Gegensatz zu den mechanisch beziehungsweise lichtoptisch hergestellten Probengruppen im CAD/CAM-Verfahren (taktile, Spray, Stift) kristallisierte sich ein grundlegender Unterschied zu den gegossenen Proben heraus. Anders als in den ersten drei Probengruppen, in denen es nach anfänglichen Haftkraftverlusten zu anschließenden Zunahmen der Haftkräfte in allen drei Kategorien (Median, Spannweite, Interquartilbereich) kam, konnte dies in der 4. Probengruppe nicht mehr nachgewiesen werden. Auf einen initialen Haftkraftverlust folgte eine weitere Minderung der Haftkraft, wie in Abb. 45 und Tab. 18 dargestellt.

Ein 21,4-prozentiger Abfall der Haftkräfte in der Kategorie der Mediane war das Ergebnis nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen auf welchen eine minimale Haftkraftabnahme um weitere 1,8 % bezogen auf den Median nach den ersten 5.000 Zyklen folgte. Eine Ausnahme bildete die Spannweite: Nach den ersten 5.000 Zyklen gab es eine kleine Zunahme von 2,3 %. Der anschließende Abfall nach den zweiten 5.000 Trenn- und Fügezyklen betrug 37,8 %. In der Kategorie der Interquartilbereiche war ein annähernd gleichmäßiger Haftkraftverlust zu verzeichnen. Von einer anfänglichen Minderung um 20 % kam es nach insgesamt 10.000 Zyklen zu einem weiteren Verlust um 25 % (bezogen auf den Wert nach den ersten 5.000 Zyklen).

Durch die Verwendung des Kruskal-Wallis-Tests konnte bewiesen werden, dass innerhalb der Testgruppen eine statistisch signifikante Gruppenpaarung vorhanden sein musste. Im darauffolgenden Mann-Whitney-Test wurde festgestellt, dass bei unabhängigen Stichproben innerhalb einer Gruppe ein signifikanter Unterschied bestand ($p = 0,028$).

Dabei zeigten sich in den Gruppenpaarungen initial-5.000 und 5.000-10.000 mit $p = 0,315$ und $p = 0,123$ keine signifikanten Unterschiede. Der Abzugswerteunterschied der Gruppe initial-10.000 betrug $p = 0,007$ und war somit statistisch signifikant (Tab. 19).

Zyklus	Abzugswert $p =$	Test
Initial-5.000	0,315	Mann-Whitney-Test
Initial-10.000	0,007	Mann-Whitney-Test
5.000-10.000	0,123	Mann-Whitney-Test

Tab. 19 Abzugswerte im Mann-Whitney-Test der Probengruppe 4 nach allen 3 Zyklen

4.3 Rasterelektronenmikroskop

Aus der CAD/CAM-Probengruppe wurde je eine Primär- und Sekundärkrone entnommen und zu vier verschiedenen Zeitpunkten untersucht (gefräst und poliert, gefräst und aufgepasst, nach 5.000, nach 10.000 Zyklen). Aus der Gruppe der gegossenen Teleskope wurde ebenfalls eine Primär- und Sekundärkrone entnommen, aber zu drei unterschiedlichen Zeiten ausgewertet (gegossen poliert aufgepasst, nach 5.000 und nach 10.000 Zyklen). Von jeder untersuchten Probe wurden Übersichtsaufnahmen sowie Detailaufnahmen in 500facher Vergrößerung durch das Rasterelektronenmikroskop aufgenommen. Es wurde von den CAD/CAM gefertigten und den gegossenen Probengruppen nur jeweils eine Doppelkrone untersucht, weshalb sich für die gezeigten Bilder keine Aussagen zur Allgemeingültigkeit für die anderen Proben der Gruppen treffen lassen. Da bei allen Doppelkronen die Sekundärteile aus dem gleichen Material wie die Primärteile gefräst beziehungsweise gegossen wurden, wurden bei allen Gruppen Verschleißspuren, die zu gleichen Teilen auf den Primär- und auf den Sekundärteilen lagen, erwartet. Außerdem war davon auszugehen, dass aufgrund der Parallelität aller Kronen lange Abrasionsspuren vorzufinden waren, da die Flächen aneinander vorbei glitten.

Im Anschluss sollen exemplarisch die wichtigsten Bilder dargestellt werden. Die nachstehende Tabelle gibt vorerst einen Überblick über die folgenden Rasterelektronenmikroskopbilder (Tab. 20).

Abb.	Krone	Beschreibung	Zyklus	Vergrößerung
Abb. 46	Primärkrone Außenfläche	gefräst und poliert	initial	500x
Abb. 47	Primärkrone Außenfläche	gefräst und aufgepasst	initial	500x
Abb. 49	Primärkrone Außenfläche	gefräst	nach 5.000	15x
Abb. 50	Primärkrone Außenfläche	gefräst	nach 5.000	500x
Abb. 53	Primärkrone Außenfläche	gefräst	nach 10.000	16x
Abb. 54	Primärkrone Außenfläche	gefräst	nach 10.000	500x
Abb. 57	Primärkrone Außenfläche	gegossen, poliert und aufgepasst	initial	15x
Abb. 58	Primärkrone Außenfläche	gegossen, poliert und aufgepasst	initial	500x
Abb. 61	Primärkrone Außenfläche	gegossen	nach 5.000	13x
Abb. 64	Primärkrone Außenfläche	gegossen	nach 5.000	500x
Abb. 65	Primärkrone Außenfläche	gegossen	nach 10.000	15x
Abb. 66	Primärkrone Außenfläche	gegossen	nach 10.000	500x
Abb. 48	Sekundärkrone Innenfläche	gefräst und aufgepasst	initial	500x

Abb. 51	Sekundärkrone Innenfläche	gefräst	nach 5.000	15x
Abb. 52	Sekundärkrone Innenfläche	gefräst	nach 5.000	500x
Abb. 55	Sekundärkrone Innenfläche	gefräst	nach 10.000	15x
Abb. 56	Sekundärkrone Innenfläche	gefräst	nach 10.000	500x
Abb. 59	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen, poliert und aufgepasst	initial	15x
Abb. 60	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen, poliert und aufgepasst	initial	500x
Abb. 63	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen	nach 5.000	13x
Abb. 62	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen	nach 5.000	500x
Abb. 67	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen	nach 10.000	15x
Abb. 68	Sekundärkrone Innenfläche	gegossen	nach 10.000	500x

Tab. 20 **Übersicht über die nachfolgenden REM-Bilder**

4.3.1 Primärkrone gefräst und poliert

Bei den gefrästen und auf Hochglanz polierten Primärteilen waren homogene, glatte Materialoberflächen zu erwarten. Die Primärkronen waren zu diesem Zeitpunkt noch keinen Verschleißuntersuchungen ausgesetzt gewesen, dennoch zeigten sich Abrasionen und Herstellungsspuren bei 500facher Vergrößerung über die gesamte Oberfläche verteilt (Abb. 46).

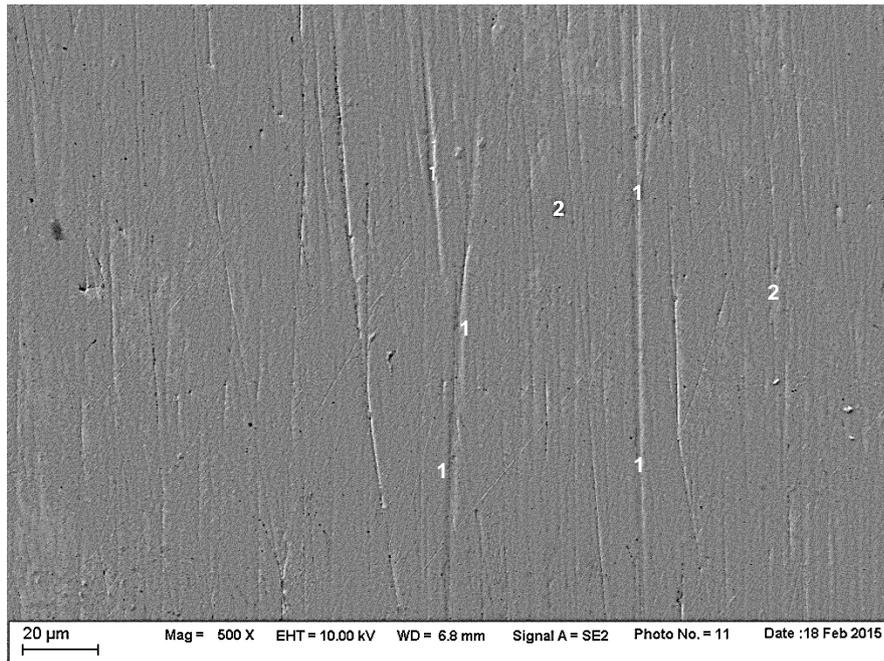


Abb. 46 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Primärteils nach Politur bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Herstellungsspuren

4.3.2 Primär- und Sekundärkrone gefräst und aufgepasst

Durch das Aufpassen der Sekundärkronen auf die Primärkronen wurden bereits vor den eigentlichen Verschleißuntersuchungen im Kausimulator etwa 10-20 manuelle Trenn- und Fügezyklen durchgeführt. Die Doppelkronen zeigten zu diesem Zeitpunkt daher schon deutliche Spuren von Verschleiß. In den Detailaufnahmen ist gut erkennbar, dass an den Innenflächen der Sekundärteile mehr Spuren an Verschleiß zu finden waren, als an den Außenflächen der Primärteile (Abb. 47 und Abb. 48). Wie in Abb. 48 dargestellt, mussten aufgrund gleichmäßig verlaufender Rillen unter anderem fräsbedingte Herstellungsspuren in Betracht gezogen werden.

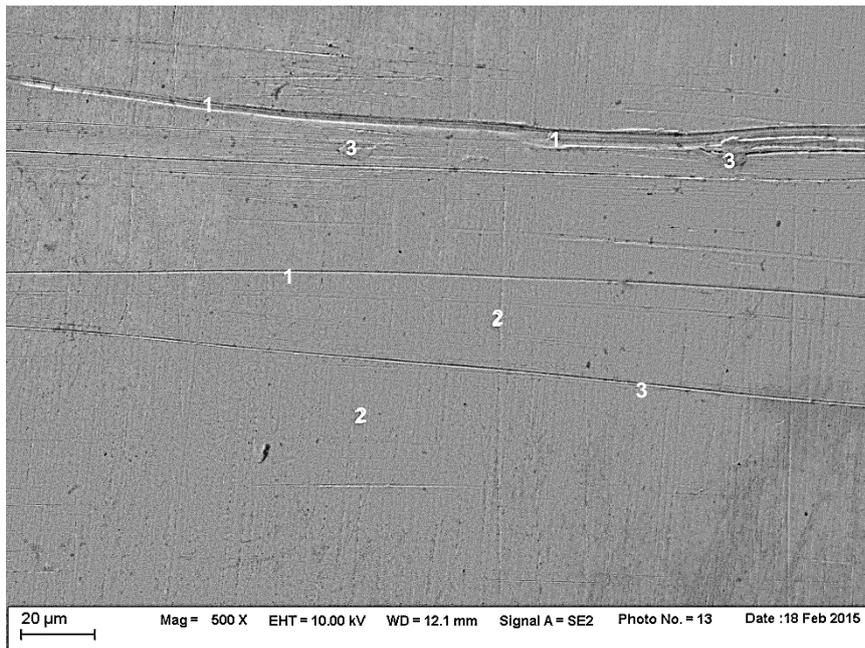


Abb. 47 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Primärteils nach dem Aufpassen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Herstellungsspuren
3. Adhäsion

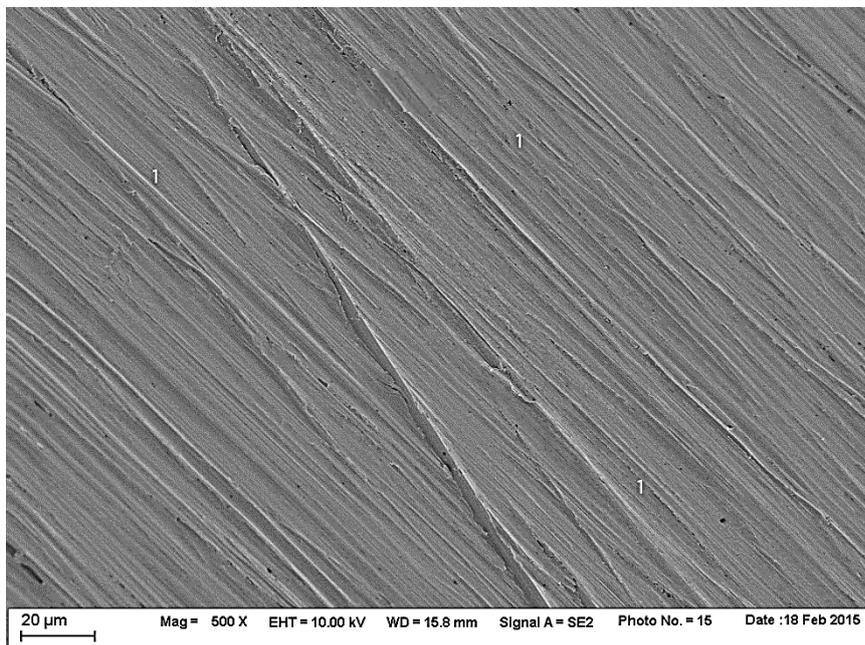


Abb. 48 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen und aufgepassten Sekundärteils bei 500facher Vergrößerung. Die Gleichmäßigkeit der Rillen deutete unter anderem auf fräsbedingte Herstellungsspuren hin.

1. Charakteristische Herstellungsspuren durch die Fräser bedingt

4.3.3 Primär- und Sekundärkrone gefräst nach 5.000 Verschleißzyklen

Nach 5.000 Separationszyklen im Kausimulator waren makroskopisch bei 15facher Vergrößerung an den Primärteleskopen Abrasionen und Oberflächenzerrüttungen erkennbar (Abb. 49). An den Sekundärkronen konnten die Verschleißspuren erst in der Detailaufnahme gesichtet werden (Abb. 52). Zu beachten sind die wenigen, breiten Abrasionen an den Primärkronen im Gegensatz zu den vielen feinen Abrasionen an den Sekundärkronen bei gleicher Vergrößerung (Abb. 50 und Abb. 52).

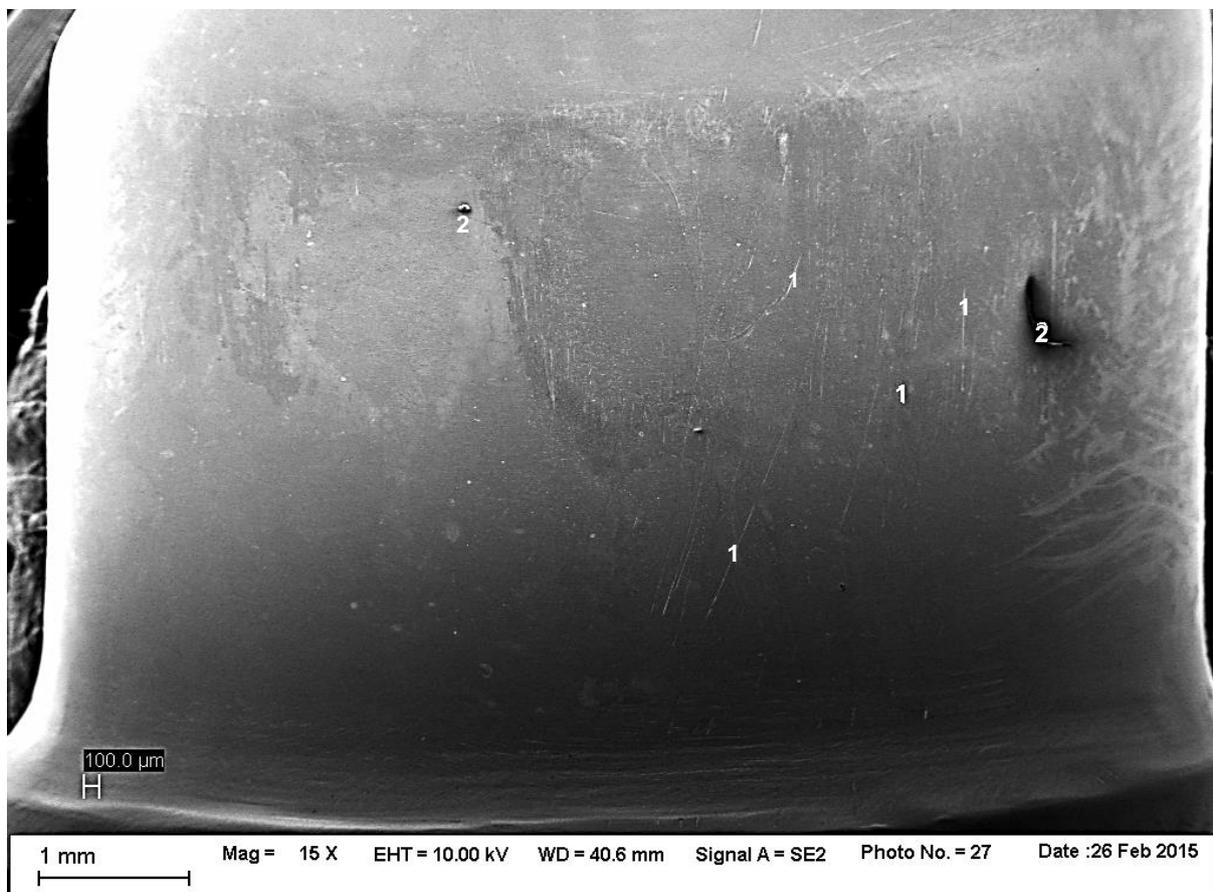


Abb. 49 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung
1. Abrasion
2. Oberflächenzerrüttung

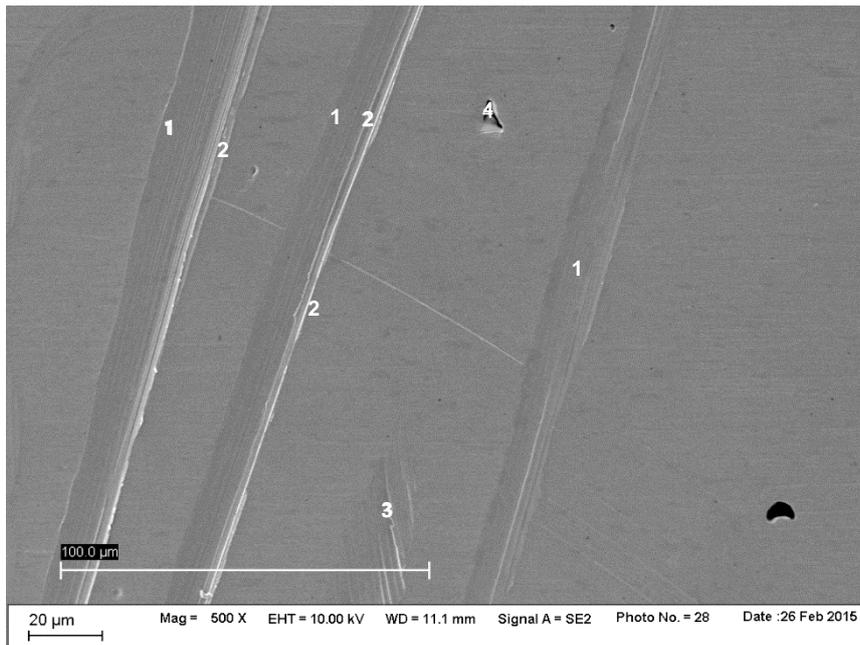


Abb. 50 REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion
3. Abrasion, aber nicht durch Verschleißzyklen entstanden
4. Oberflächenzerrüttung

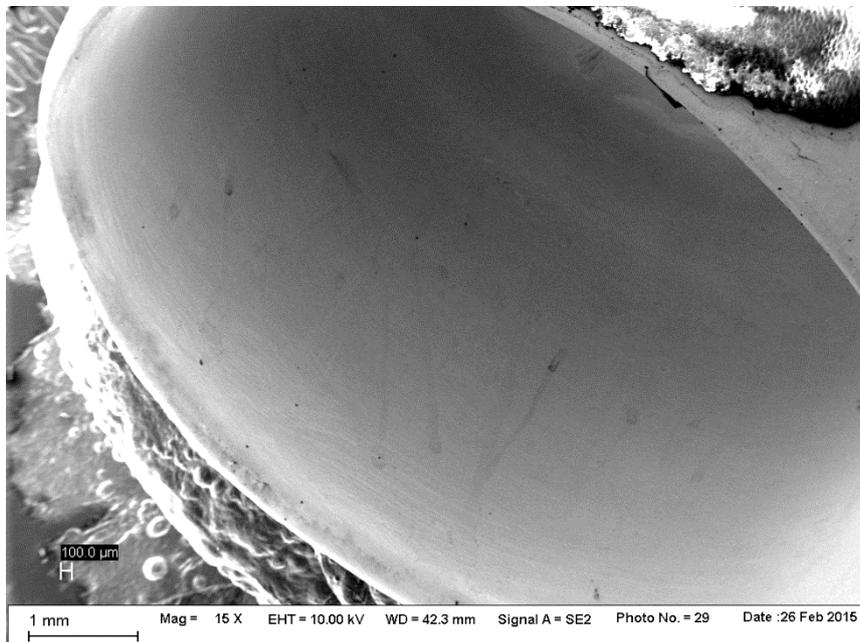


Abb. 51 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung. Dies soll verdeutlichen, dass im Gegensatz zu den Primärteilen bei gleicher Vergrößerung noch keine Verschleißspuren beobachtet werden konnten.

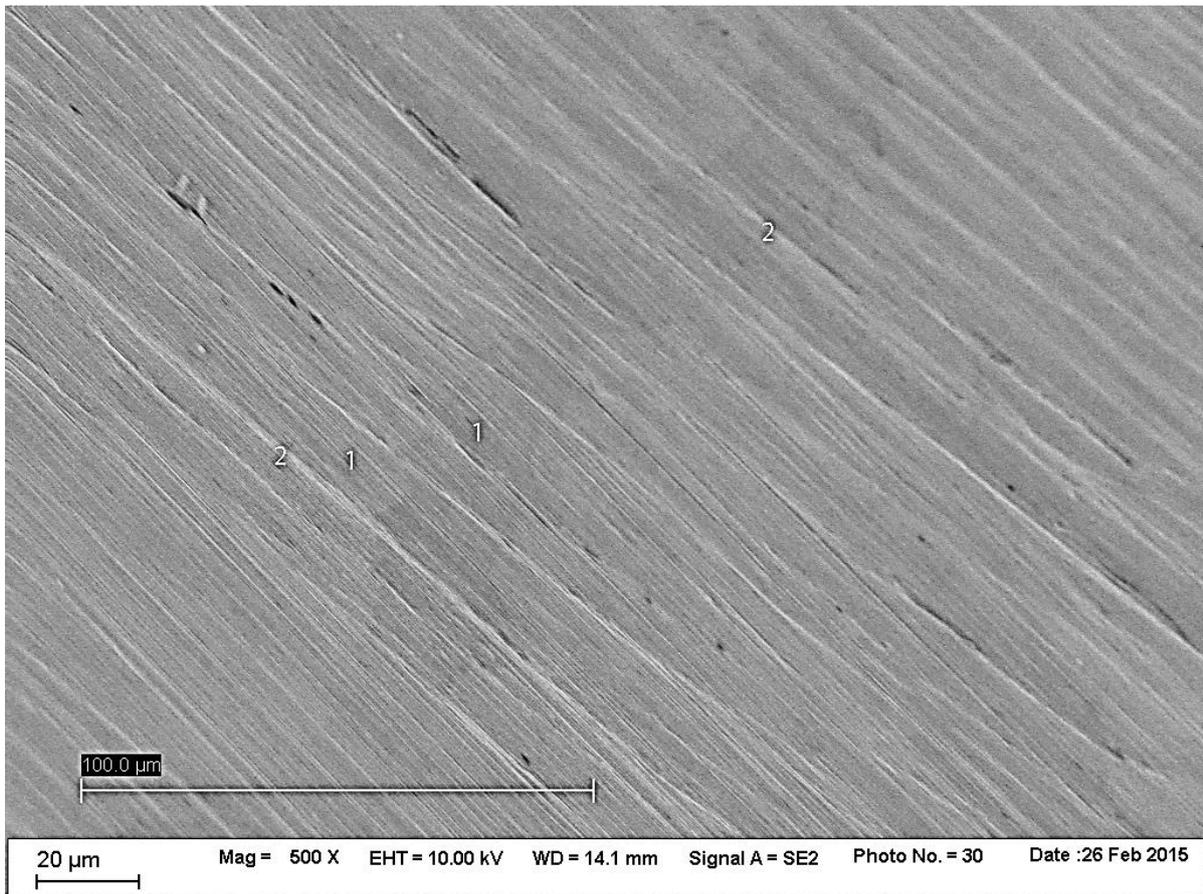


Abb. 52 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung. Zu beachten sind die vielen feinen Oberflächenveränderungen.

1. Abrasion
2. Adhäsion

4.3.4 Primär- und Sekundärkrone gefräst nach 10.000 Verschleißzyklen

Nach insgesamt 10.000 Trenn- und Fügezyklen waren makroskopisch lange Abrasionsspuren an den Doppelkronen erkennbar (Abb. 53 und Abb. 55). Diese zogen sich am Primärteil von etwa 1 mm oberhalb der Präparationsgrenze bis zirka 2 mm unterhalb der Kante zur Okklusalfäche und waren über die gesamte Probenoberfläche verteilt (Abb. 53). Das makroskopische Bild der Sekundärteile sah sehr ähnlich aus (Abb. 55). In den Detailaufnahmen der beiden Kronen waren massive Oberflächenzerrüttungen deutlich erkennbar (Abb. 54 und Abb. 56). Abrasion und Adhäsion traten ebenfalls auf.

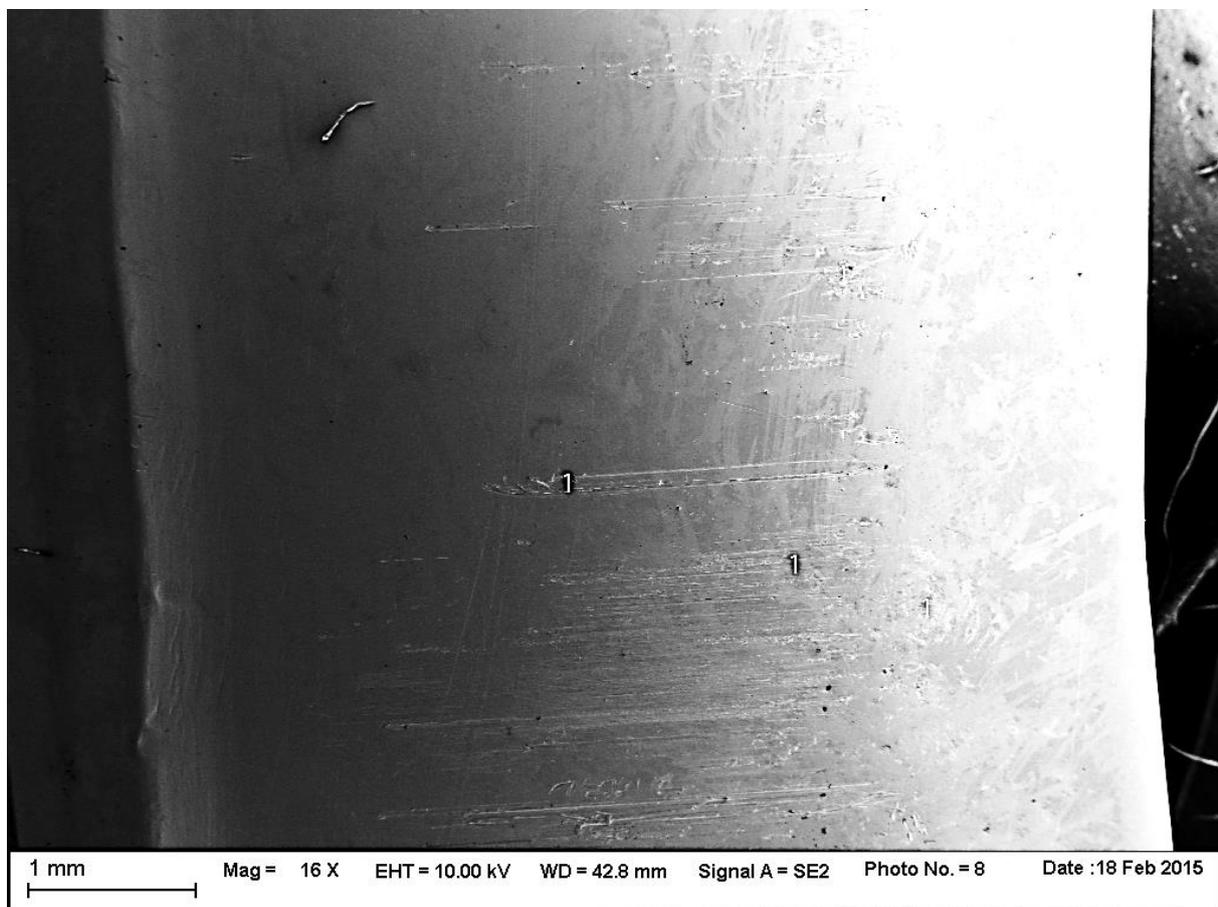


Abb. 53 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 16facher Vergrößerung. Die Oberfläche des Primärteils ist mit vielen (hier) weißen, feinen Linien (Abrasionen) übersät.

1. Abrasion

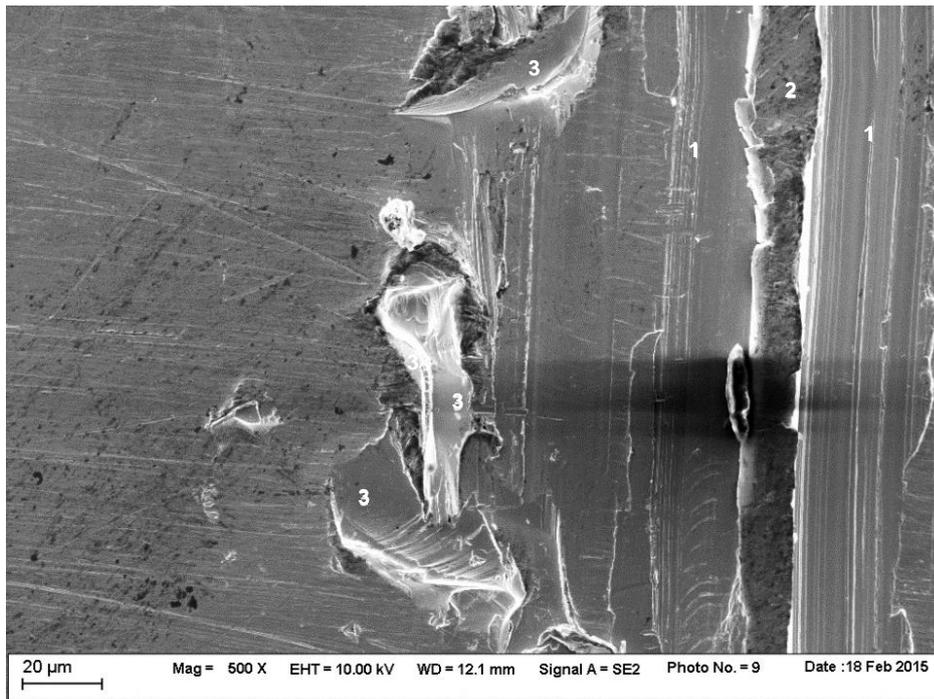


Abb. 54 REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion
3. Oberflächenzerrüttung

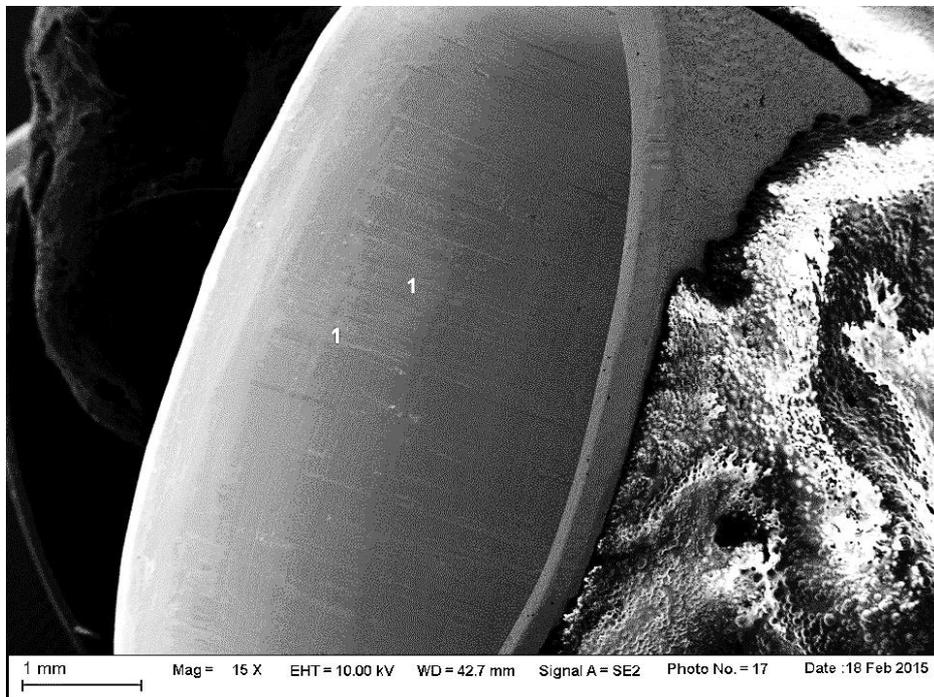


Abb. 55 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung. Die Innenfläche des Sekundärteils ist mit vielen (hier) weißen, feinen Linien (Abrasionen) übersät.

1. Abrasion

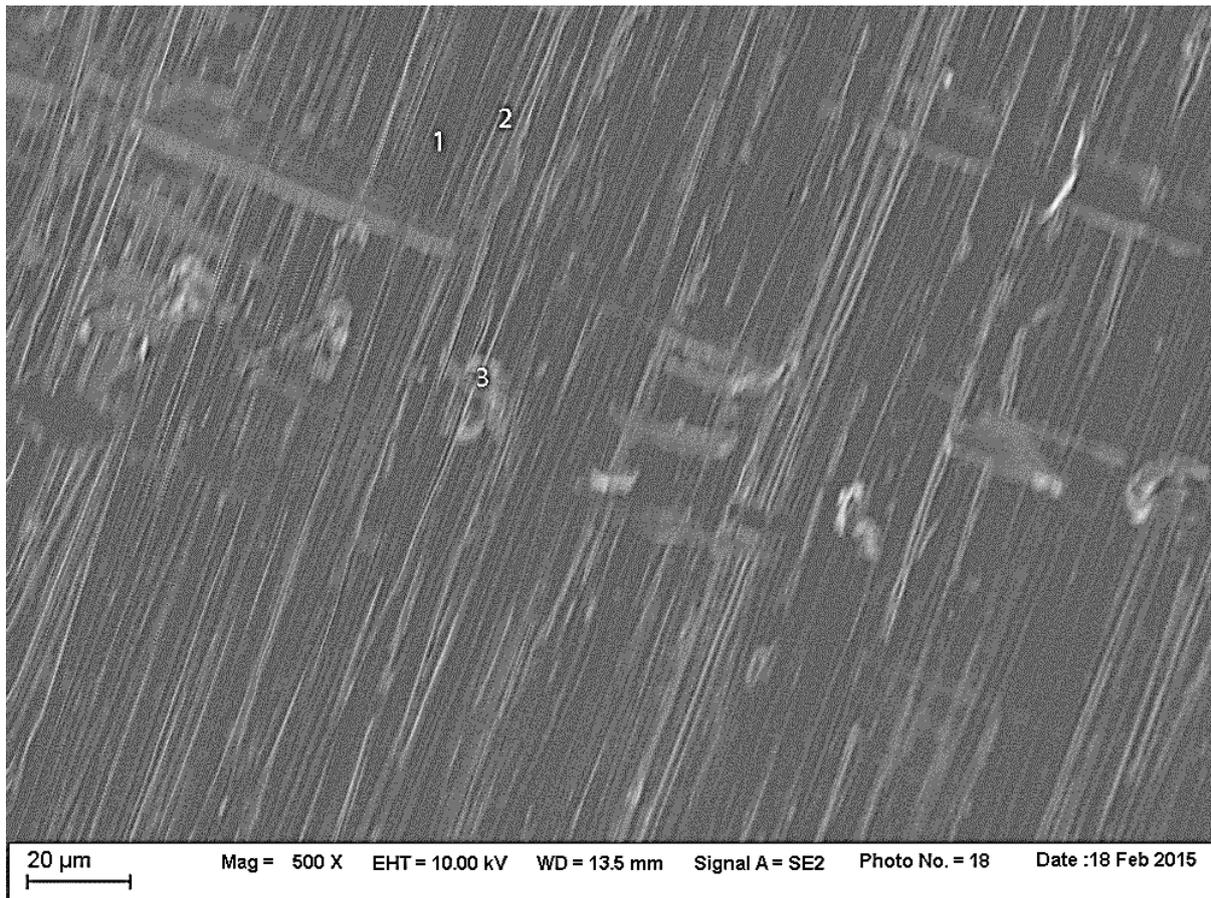


Abb. 56 **REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung**

1. **Abrasion**
2. **Adhäsion**
3. **Oberflächenzerrüttung**

4.3.5 Primärkrone gefräst, Sekundärkrone gegossen, poliert und aufgepasst

In den nachfolgenden Bildern handelte es sich um Doppelkronenpaarungen, bei denen die Primärteile gefräst und die Sekundärteile gegossen wurden. Innerhalb dieser Gruppierung fanden sich Doppelkronen mit den höchsten Haftkraftwerten. Eine Erklärung hierfür könnte unter anderem in den REM-Aufnahmen gefunden werden. Auf der Innenseite der Sekundärkronen befanden sich kleine Erhebungen, vergleichbar mit den sogenannten Nasen (siehe Kapitel 2.7.1 Haftmechanismus von Teleskopkronen) (Abb. 59). Auf den Patrizen waren diese Erhebungen bei gleicher Vergrößerung nicht zu finden. Weiters waren an allen Kronen Abrasion, Adhäsion und vereinzelt Oberflächenzerrüttung sowie herstellungsbedingt kleine Metallirregularitäten erkennbar (Abb. 57, Abb. 58, Abb. 59, Abb. 60). Obwohl die größeren Haftkräfte durch die Nasen begründet werden konnten, traten dennoch Abrasionen schon vor den Zyklen aufgrund des manuellen Aufpassens auf. Gussperlen waren bereits bei 15facher Vergrößerung zu sehen (Abb. 59).

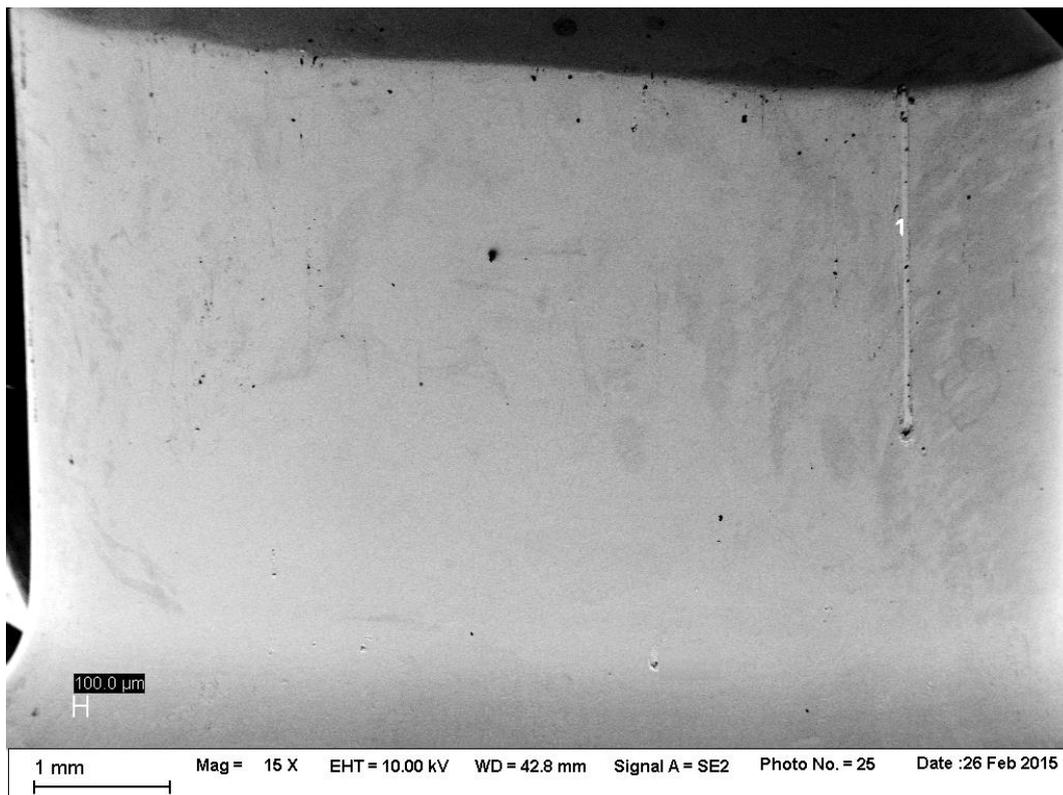


Abb. 57 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen, polierten Primärteils nach Aufpassen der Sekundärkrone bei 15facher Vergrößerung
1. Abrasion

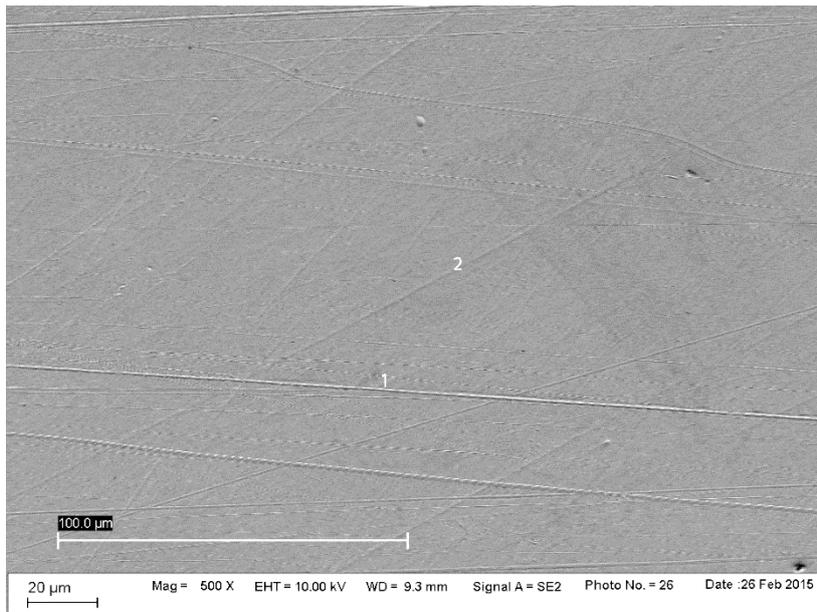


Abb. 58 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen, polierten Primärteils nach Aufpassen des Sekundärteils bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Herstellungsspuren

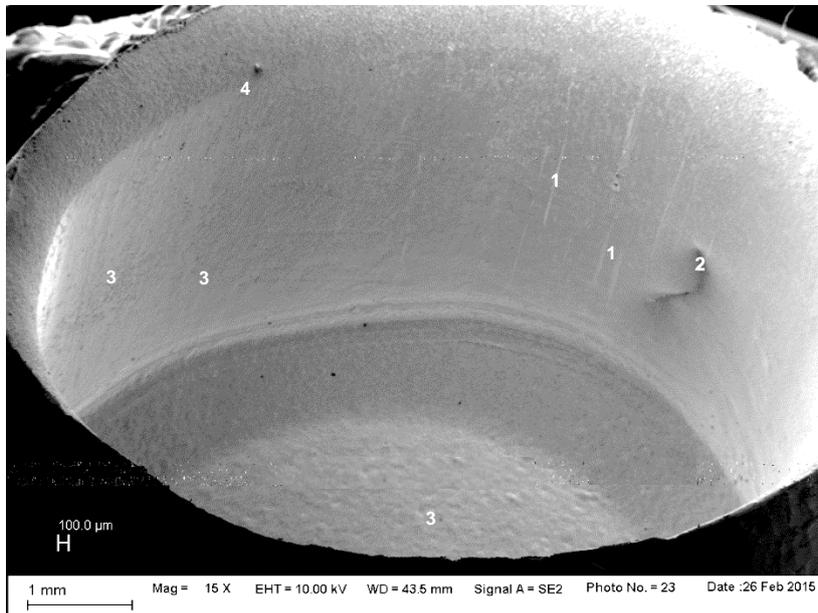


Abb. 59 REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen, polierten und aufgepassten Sekundärteils bei 15facher Vergrößerung

1. Abrasion durch Aufpassen
2. Oberflächenzerrüttung
3. Nasen (eventuell durch Entmischung der Einbettmasse entstanden)
4. Gussperle

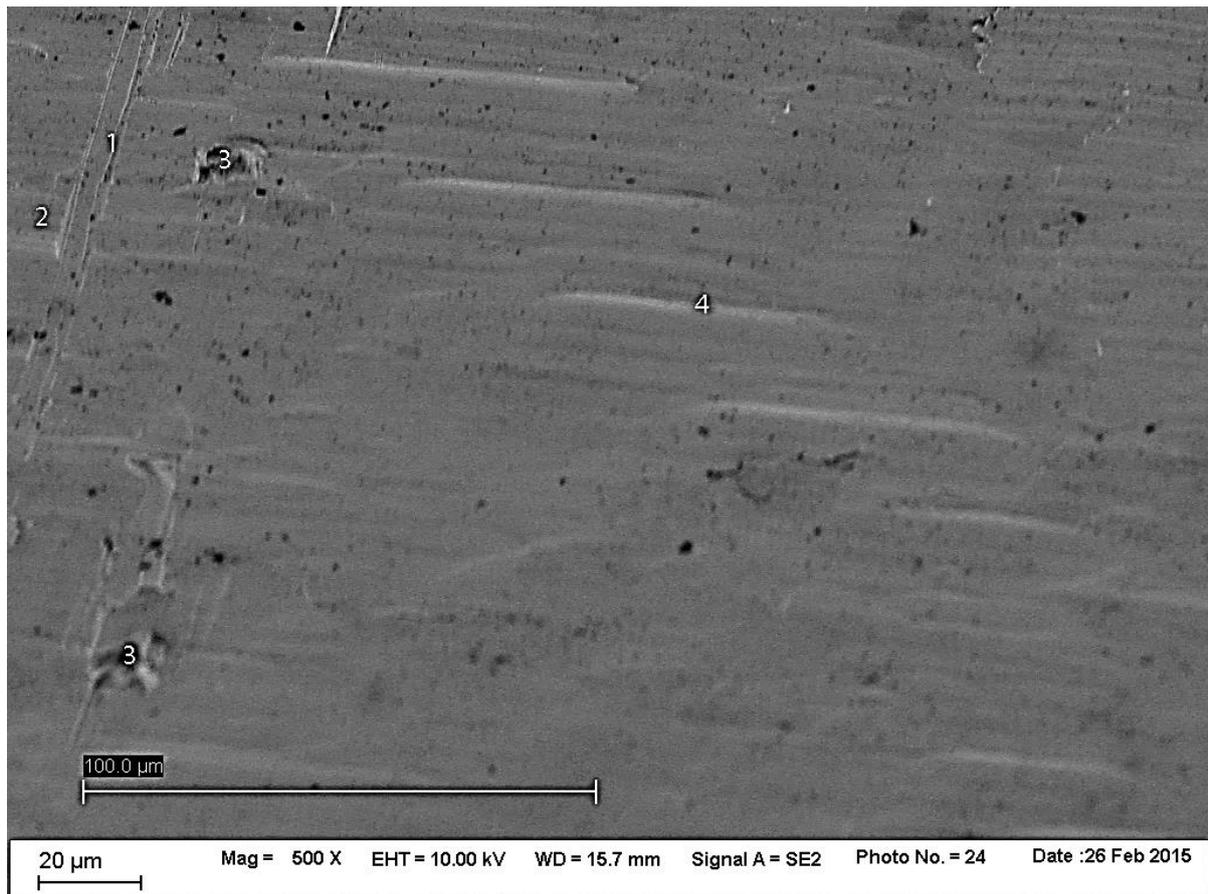


Abb. 60 REM-Detaillaufnahme eines gegossenen, polierten und aufgepass-ten Sekundärteils nach 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion
3. Oberflächenzerrüttung
4. Herstellungsbedingte Spuren

4.3.6 Primärkrone gefräst, Sekundärkrone gegossen nach 5.000 Verschleißzyklen

Nach 5.000 Separationszyklen erwartete man eine höhere Anzahl und ausgeprägtere Abrasionen zu gleichen Teilen an Primär- und Sekundärkronen. Dies konnte mit den REM-Aufnahmen bestätigt werden (Abb. 61, Abb. 62, Abb. 63, Abb. 64). Adhäsion war ebenfalls zu finden. Im Vergleich zu den gefrästen Doppelkronen sahen die Oberflächen der Primärkronen zu diesem Zeitpunkt ähnlich aus, obwohl ihr Reibungspartner eine gegossene Sekundärkrone war (Abb. 62, Abb. 50). Bei einem der Sekundärteile konnten herstellungsbedingte Imperfektionen gefunden werden (Abb. 64). Oberflächenzerrüttungen waren selten. Tribochemische Reaktionen konnten nicht gefunden werden.

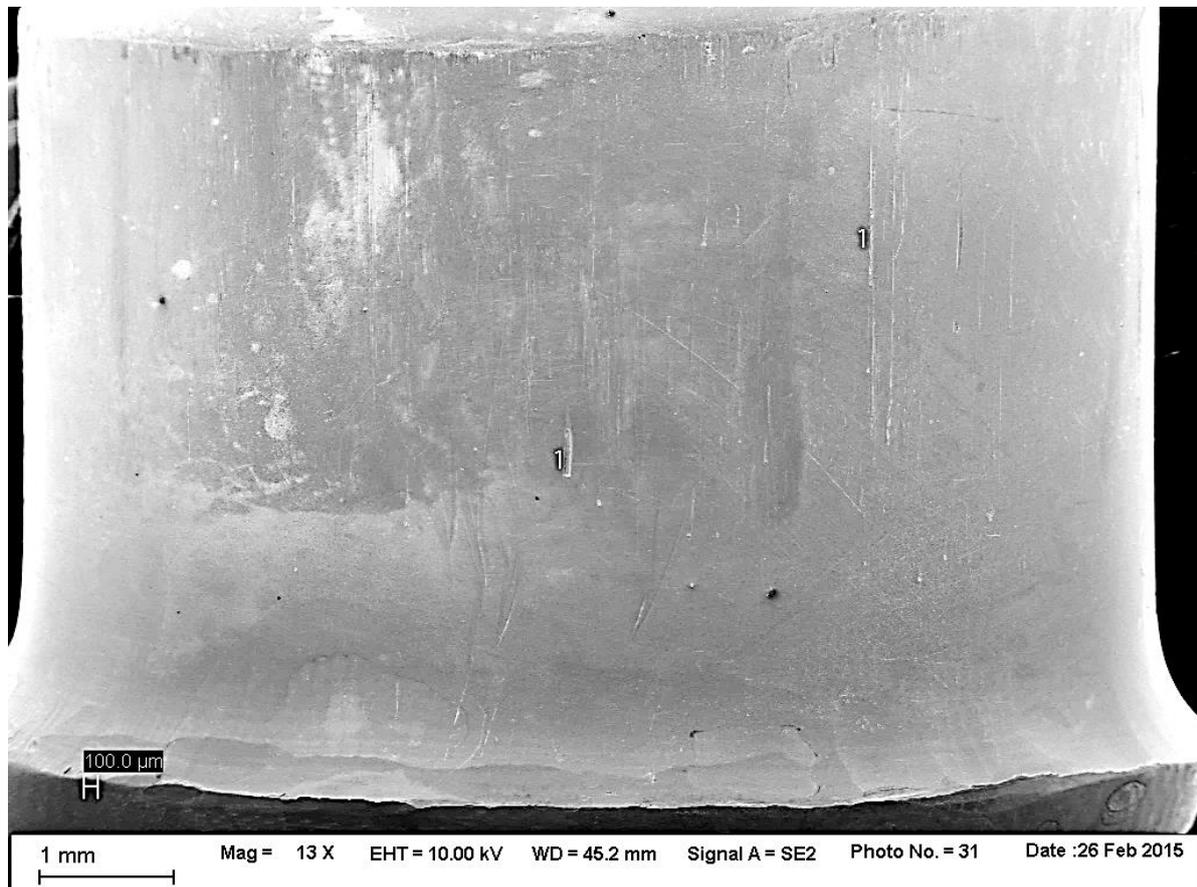


Abb. 61 REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 13facher Vergrößerung

1. Abrasion

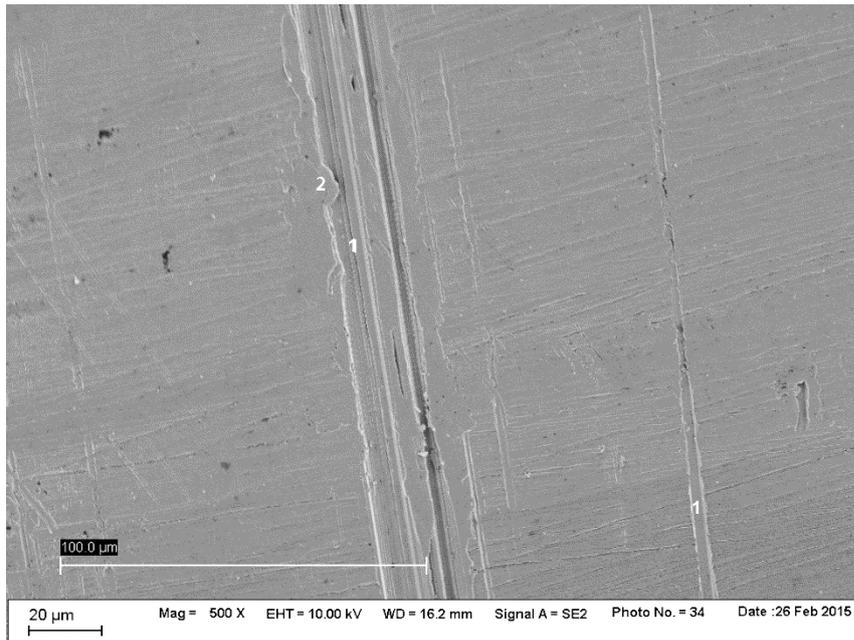


Abb. 62 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion

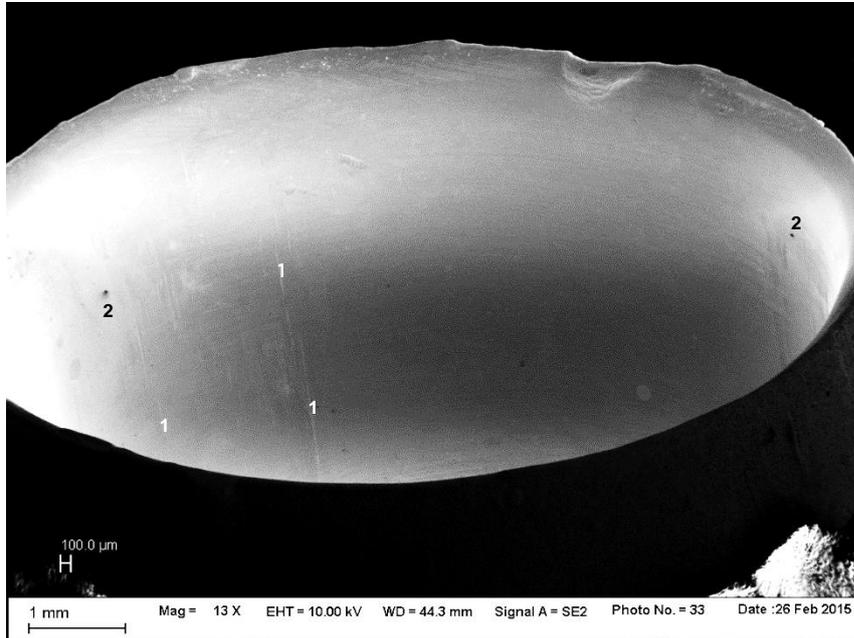


Abb. 63 REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 13facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Gussperle

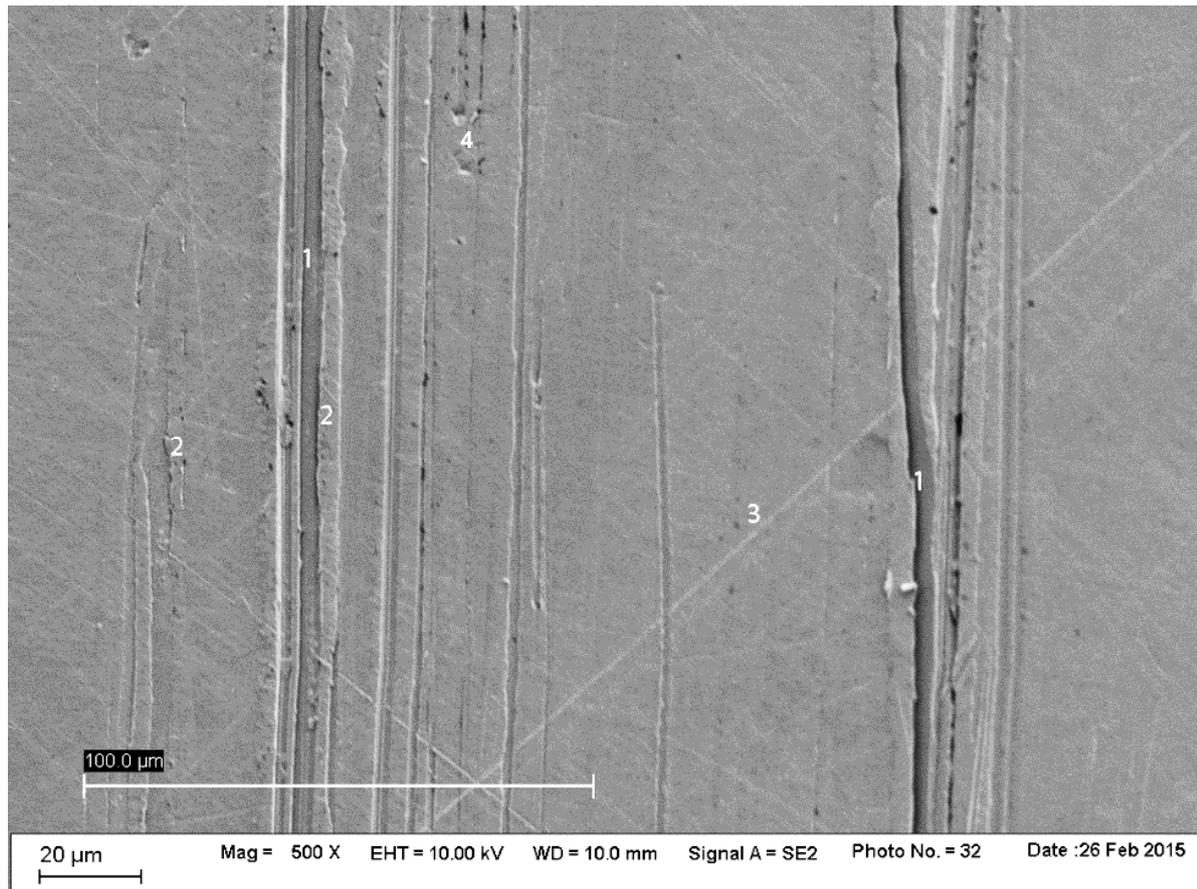


Abb. 64 REM-Detaillaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion
3. Herstellungsspuren
4. Oberflächenzerrüttung

4.3.7 Primärkrone gefräst, Sekundärteil gegossen nach 10.000 Verschleißzyklen

Im Gegensatz zu den gefrästen Doppelkronen (Abb. 49, Abb. 53) zeigten sich nach 10.000 Verschleißzyklen bei den Primärteleskopen der gegossenen Sekundärteile bei 15facher Vergrößerung (Abb. 65) nicht wesentlich mehr Abrasionsspuren als nach den ersten 5.000 Zyklen (Abb. 61). Gleiches gilt beim Vergleich der Übersichtsaufnahmen der beiden Sekundärkronen (Abb. 51, Abb. 55, Abb. 63, Abb. 67). Erst im Vergleich der Detailaufnahmen der gefrästen zu den gegossenen Sekundärkronen waren deutliche Zunahmen von tribologischen Verschleißvorgängen in beiden Gruppen erkennbar (Abb. 52, Abb. 56, Abb. 64, Abb. 68). In Abb. 65 verlaufen die Abrasionen von etwa der Mitte der Primärkrone bis an die Kante der Okklusalfäche. An den Sekundärkronen sind in der Übersichtsaufnahme Gusslunker und Oberflächenzerrüttung erkennbar (Abb. 67).

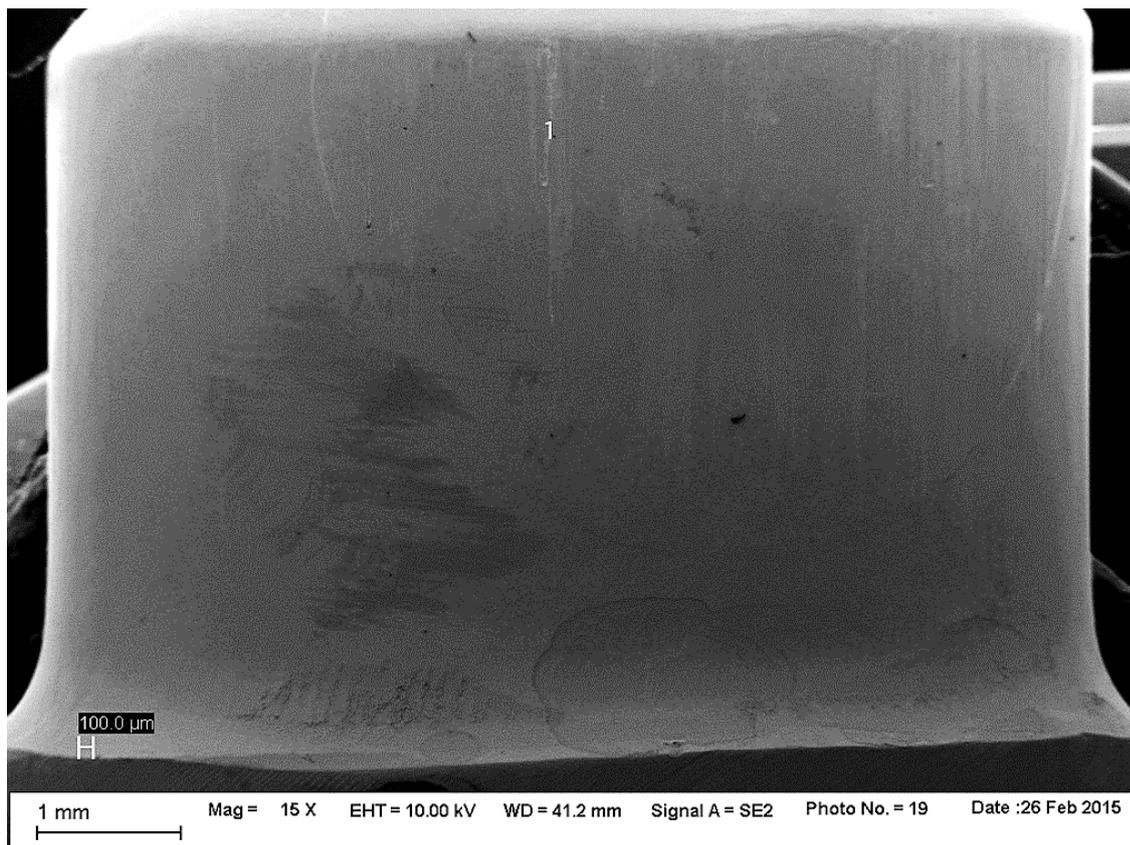


Abb. 65 **REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung**

1. Abrasion



Abb. 66 REM-Detaillaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion
3. Oberflächenzerrüttung
4. Herstellungsspuren

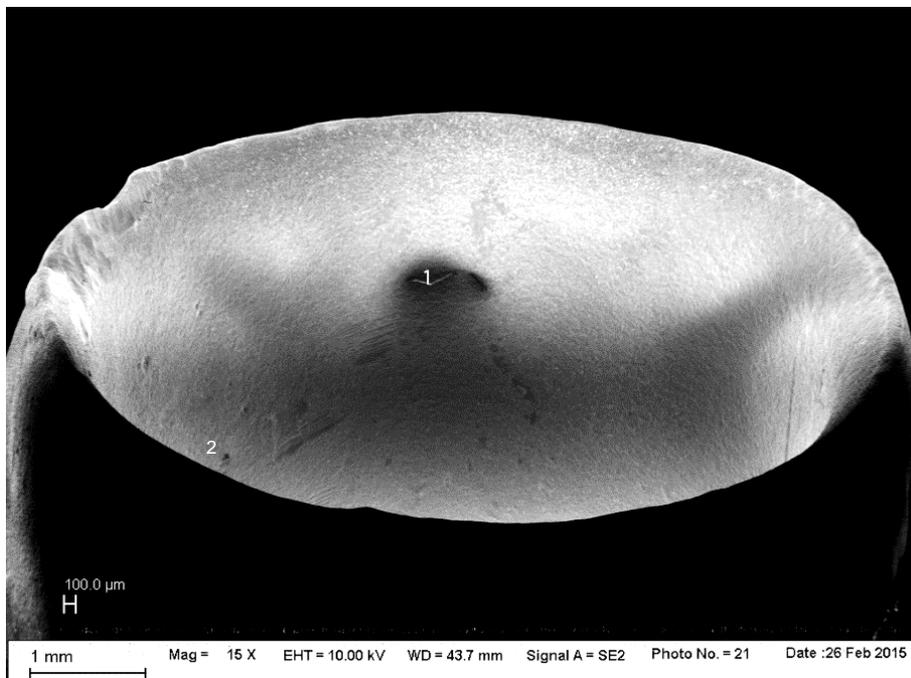


Abb. 67 REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung

1. Oberflächenzerrüttung
2. Gusslunker

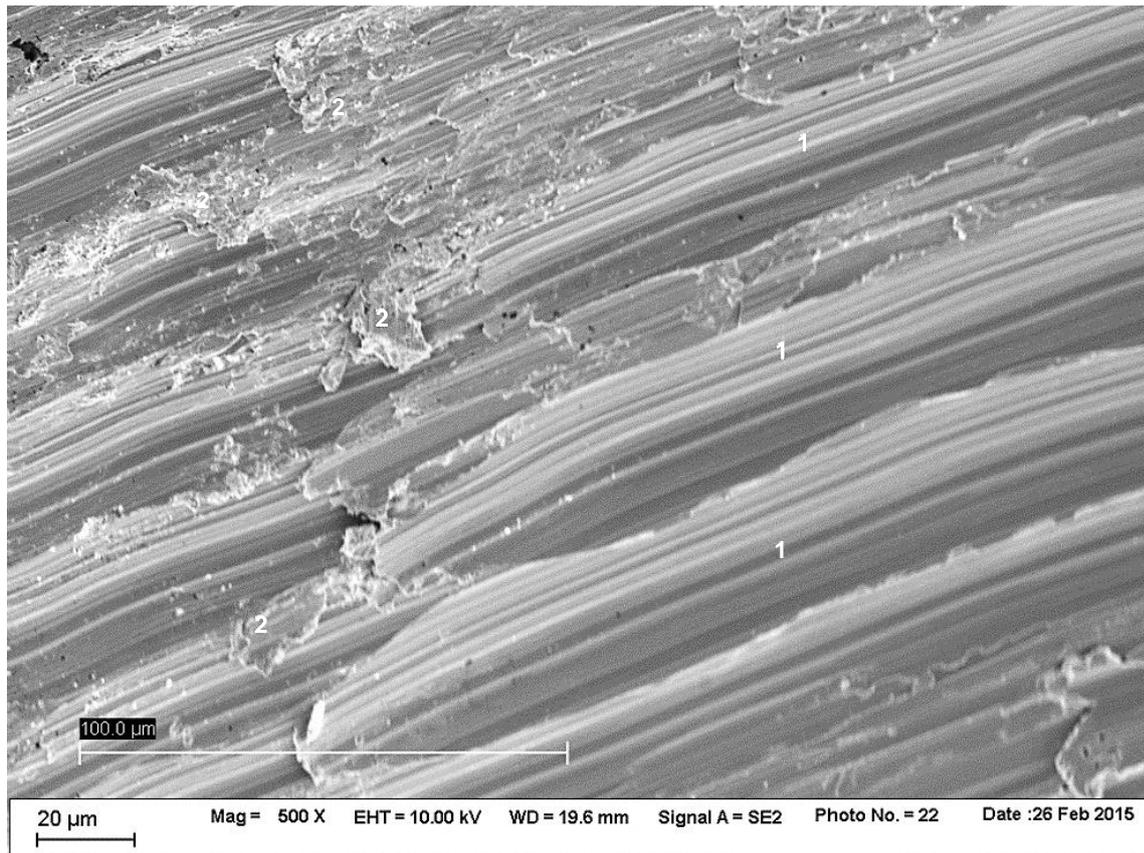


Abb. 68 REM-Detaillaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung

1. Abrasion
2. Adhäsion

5. Diskussion

In dieser Studie wurde getestet, ob sich CAD/CAM gefertigte Doppelkronen im Gegensatz zu herkömmlich gegossenen Doppelkronen unter künstlicher Alterung bezüglich ihrer Haftkraft nach insgesamt 10.000 Trenn- und Fügezyklen unterscheiden. Die Literatur zeigt, dass Parallelteleskope schon in vielen anderen Studien untersucht wurden [14, 50, 64, 66, 68, 71, 90, 92, 129-131, 138, 139]. Zusammenfassend lässt sich festhalten, dass es in fast allen Untersuchungen zu Verschleiß und folglich auch zu Haftkraftverlusten kam.

5.1 CAD/CAM-Doppelkronen

Pospiech gibt an, dass Doppelkronen im Allgemeinen einen fast unbegrenzten Anwendungsbereich im Lückengebiss aufweisen [62]. Mit ihren Eigenschaften decken sie ein sehr breites Spektrum an gestellten Anforderungen für Halteelemente ab. Grundsätzlich stellen sie durch ihre Vereinigung von Stütz-, Halte-, Führungs-, Schubverteilungs- und Kippmeiderfunktion [4, 11, 39, 73], axiale Belastung der Pfeilerzähne [74, 137], leichte Erweiterbarkeit in der Praxis nach Zahnverlust [74, 140], erleichterte Reinigung des Parodontiums für die Patienten nach Ausgliedern der Prothese [141] und die Stabilisierung wegen der sekundären Verblockung bei gelockerten Zähnen [95] einen großen Vorteil dar. In der Herstellungskette für CAD/CAM gefertigte Doppelkronen sieht *Strietzel* große Vorteile in der Umgehung des Gießprozesses [142]. Durch maschinelle Bearbeitung eines Werkstoffs mittels Fräsen oder Schleifen bewirke man keinerlei Veränderung in der Gefügestruktur des Materials [142]. Weiters spielt der Faktor Zeit eine wesentliche Rolle in der Anfertigung dentaler Restaurationen. Die maschinelle Übernahme arbeitsintensiver Routinearbeiten sowie die Einsparung bestimmter, bei der konventionellen Methode unverzichtbarer labortechnischer Einzelschritte führen zu einer vorteilhaften Zeitersparnis. Jedoch ist die größte Schwierigkeit nach wie vor die exakte Übertragung der Präparation in digitale Daten [142]. Der erhöhte Substanzabtrag bei der Präparation im Vergleich zu anderen Verankerungselementen stellt einen weiteren Nachteil dar [4, 39].

5.2 Methodenkritik

Im nachfolgenden Teil werden die Versuchsdurchführung und die Ergebnisse diskutiert.

5.2.1 Herstellung der Probenkörper

Im 3. Kapitel wird die Herstellung der Proben ausführlich erklärt. Dennoch kann Kritik geübt werden. Bei der Herstellung aller 40 Primärkronen musste vor allem auf ein oberflächenfehlerfreies Fräsen geachtet werden. Nur dadurch konnten die Oberflächen optimal poliert werden und die darauf später konstruierten Sekundärteleskope

eine möglichst ideal eingestellte Haftkraft und einen gleichmäßigen Lauf beim Trennen und Fügen erreichen. In der Literatur findet sich eine große Breite an gemessenen Abzugskräften die von 0,2 N [64, 92, 130] bis 25 N [64, 137] reichen. *Becker* und *Stark* sind sich einig, dass die Haftkräfte vor Eingliederung der Doppelkronenprothese eingestellt werden müssen, um Schäden am Parodontium zu vermeiden [64, 137]. In der Phase der Herstellung der Doppelkronen spielen zwei Faktoren eine bedeutende Rolle, die über Friktion und Nicht-Friktion entscheiden: Das Polieren der Primärkronen und das Aufpassen der Sekundärkronen auf die Primärkronen.

Die beim Polieren der Primärkronen verwendeten Zurichtsteine könnten eine mögliche Fehlerquelle darstellen. Zwar wurden die Polierer unter Sichtkontrolle mit einer Lupenbrille nach jeder polierten Primärkrone überprüft, aber feinste Abweichungen in der Parallelität an den Brownies und Greenies reichen aus, um mikroskopisch kleine Dellen in die Oberflächen miteinzuarbeiten. Gleiches gilt für die spätere Hochglanzpolitur am Handstück, bei der eine exakt parallele Führung der Polierer per Hand nicht möglich war. Deshalb muss die Frage gestellt werden, ob auf eine derartige Hochglanzpolitur wie in dieser Untersuchung mit Brownies, Greenies, Filzrädern, Pasten und Schwabbeln hingearbeitet werden muss, oder mithilfe von kreuzverzahnten Fräsen im Parallelometer mit kleinen Abstufungen von grob bis superfein inklusive Fräsöl ein ähnlich gutes Ergebnis erzielt werden kann. Damit könnte auf eine derartige hochglänzende Oberfläche verzichtet werden und Fehlerquellen wie Zurichtsteine und manuelle Irregularitäten würden entfallen.

Sowohl die konventionell hergestellten Teleskope als auch die mittels CAD/CAM-Verfahren digitalisierten Kronen erfordern nach dem Fräsen beziehungsweise nach dem Guss besonders hohes Geschick und Feingefühl des Technikers beim Aufpassen der Sekundärkronen auf die Primärkronen [4, 12, 50, 63, 71, 92]. Unter Anleitung eines erfahrenen Zahntechnikers wurden alle 40 Sekundärkronen auf die Primärkronen aufgepasst. Bis dato kann dieser technische Vorgang nur manuell und nicht standardisiert durchgeführt werden. Auch *Stock et al.* kamen in ihrer Studie zu dem Schluss, dass die Feinadjustierung per Hand bei CAD/CAM-Kronen nach dem Fräsen einen entscheidenden Einfluss auf die Vorhersagbarkeit von Haftkräften im Gegensatz zu direkten Verfahren (Galvanokronen, Gussteleskope), bei denen eine optimale Passung und keine Nachbearbeitung mehr notwendig ist, hatte [98]. Außerdem haben Fräsgeschwindigkeit, Abnutzungsgrad der Fräsen, Politur, Gusstechnik und Art der Einstellung der Haltekraft großen Einfluss auf die Streuung der Haltekraft [12].

Betrachtet man die großen Schwankungen in Abb. 39 in der Kategorie der Spannweiten für die erste Gruppe initial, so könnten dafür Messungenauigkeiten des taktilen Scanners verantwortlich gemacht werden. Renishaw führte ein umfangreiches

Forschungsprogramm durch, um Wechselwirkungen zwischen Kugelmateriale und Werkstückoberflächen zu beobachten. Festgestellt wurden dabei Verschleißerscheinungen und Verunreinigungen am Kugelmateriale der Tastereinsätze der Scanner, aufgrund von anhaltenden Gleitkontakten zwischen der Tastereinsatzkugel und der Werkstückoberfläche [108]. Um diesen Ablagerungen vorzubeugen, sollte die Rubin-kugel zwischen den Messungen mit einem trockenen, faserfreien Tuch gereinigt werden [108]. Dieser Vorgang wurde beim Scannen der zehn Primärteleskope nicht beachtet.

5.2.1.1 CAD/CAM-Prozess

Aus einem Artikel aus dem Jahr 2012 [123] geht hervor, dass es keine allgemein gültige Norm gibt, die die Genauigkeit von dentalen Scannern beschreibt und es einige Gründe gibt, warum die Scanergebnisse oft sehr variieren. Viele Scanner-Hersteller behaupten zwar eine Genauigkeit von etwa 10-20 μm zu erreichen, aber veröffentlichen nicht, wie sie ihre Präzision gemessen haben [123]. In einem Versuch speziell hergestellte Referenzobjekte mit unterschiedlichen Scannern zu digitalisieren, zeigten sich Abweichungen von mehr als 60 μm [123]. Beim Scannen von eigentlich scharfen Kanten wurden diese als Rundungen verarbeitet [123]. Dies kann zum einen mit dem Scanprozess selbst und zum anderen mit dem Durchmesser der Fräs-werkzeuge zusammenhängen [143].

Aus den Gesetzen der Physik ist bekannt, dass alle Materialien – auch Scanner Hardware – einer Expansion beziehungsweise Kontraktion bei Temperaturänderungen unterzogen sind. Die Scansoftware ist ebenso vor den Temperatureffekten nicht geschützt, denn die Hardware ist mit der Software verschraubt, verklebt, weist Schweißnähte auf und überträgt so die Temperaturschwankungen auf die sensible Software. Auch ein unachtsames Handling, beispielsweise beim Transport von Scannern, kann die Scanergebnisse negativ beeinflussen. Weiters spielt die Genauigkeit in der Fertigung der Scanner selbst eine bedeutende Rolle. Meistens verfügen große 3D-Scanner-Hersteller über bessere Produktionsmaschinen und Werkzeuge und können so die einzelnen Schritte des Zusammenbaus automatisieren – eingeschlossen einer ausführlichen Qualitätsuntersuchung [123].

Beim Vergleich einer digital generierten mit einer konventionellen Elastomer-Abformung zeigte *Arnetzl*, dass bei einem Rückstellvermögen von 98,5 % nach konventioneller Abformung dies einer Passungenauigkeit von 35-75 μm für eine Inlaykavität entspricht [144]. Bei Gussobjekten würden sich noch Toleranzen von 46,5 μm addieren, sodass bei im indirekten Verfahren hergestellte Kronen literaturbelegte Abweichungen von 114 μm auftreten können [144]. Auch bei digital beziehungsweise optoelektronisch erzeugten Messaufnahmen kommen bei unterschiedlichen Behand-

lern Messungenauigkeiten von 11 μm vor [144]. Potenzielle Fehlerquellen sind hierbei die Scannerjustierung, magnetische Störfelder bei der Bildverarbeitung, Bildrauschen und die Software selbst [144]. Laut *Arnetz* weisen digital gewonnene Daten bei korrekter Handhabung von Scannern weniger Fehler und eine größere Präzision auf als die konventionelle Abformtechnik mit Elastomeren [144].

5.2.2 Verschleißversuche

In der vorliegenden Untersuchung handelt es sich um eine *in vitro* Studie. Nach Eingliederung von Zahnersatz sind *in vivo* Untersuchungen zur Haftkraftermittlung bei teilprothetischen Verankerungselementen schwer durchzuführen [133]. Aufgrund einiger technischer und baulicher Eigenschaften konnten keine exakt den physiologisch entsprechenden Kennzeichen nachgebauten Simulationen durchgeführt werden. Die künstliche Alterung wurde in relativ kurzer Zeit für 10.000 Verschleißzyklen nachgestellt, was nur zu einem beschränkten Teil auf die Situation im Mund übertragen werden kann. Bei zweimaligem Ein- und Ausgliedern der Doppelkronenprothese pro Tag würde dies einer Tragezeit von 13-14 Jahren entsprechen. Dabei konnten Parameter wie die tägliche Reinigung der Doppelkronen durch die Patienten sowie die individuellen mangelnden Geschicklichkeiten der Patienten nicht berücksichtigt werden. Extraaxiale Belastungen, welche zu einseitigen Abnutzungserscheinungen hätten führen können [145], wurden in dieser Versuchsreihe ebenso nicht berücksichtigt, da die Proben mithilfe eines Parallelometers exakt parallel zu den Führungsstäben des Probenhalters eingebaut und dreimal überprüft wurden. Durch die beschränkte Dauer des Versuches wurde automatisch die Zeit reduziert, in der die Kronen einer korrosiven Umgebung ausgesetzt gewesen wären. Somit konnte der Einfluss dieses Prozesses praktisch ausgeschlossen werden [146]. Weiters wurde eine Ein-Pfeiler-Situation simuliert. Dies entspricht aber oft nicht der klinischen Situation. Meistens sind Teleskopprothesen auf zwei oder mehreren Pfeilern abgestützt [147]. Bei Doppelkronenprothesen ohne Resilienzspalt werden oft mehrere Pfeiler mit einbezogen [133]. Weiters könnte in zukünftigen Studien eine parodontienadäquate Abzugsvorrichtung berücksichtigt werden, welche die Pfeilerbeweglichkeit aufgrund elastischer, desmodontaler Fasern und realer Zahnmobilität *in vitro* integriert. Diese wünschenswerte individuelle Konstruktion stellt die Forscher vor besondere Herausforderungen, wobei das nach *Erdelt* und *Schweiger* entwickelte Zahnbeweglichkeitsmodell gutes Potential dafür aufweist [148]. Außerdem wurden die Stümpfe nicht durch die konventionelle Elastomerabformung und dem anschließenden Ausgießen mit Gips gewonnen, sondern direkt im Rapid-Prototyping-Verfahren aus Kobalt-Chrom-Molybdän gesintert. Somit schieden auch Ungenauigkeiten aufgrund von Schrumpfungen, Dimensionsverzügen und Gipsexpansionen aus. Aufgrund baulicher Maßnahmen des Kausimulators konnte während der 10.000 Trenn- und Fügezyklen kein künstlicher Speichel sondern destilliertes Wasser verwendet werden. Folglich war

kein trockener Verschleiß, welcher zu höheren Reibungswiderständen geführt hätte [58], sondern durch Schmierstoffe eine Verschleißminderung zu verzeichnen [149]. Eine Annäherung an die Situation *in vivo* wurde damit erreicht [150]. Um zu einem bestimmten Maß den Anforderungen im Mund außerdem gerecht zu werden, wurden als Auflast bei jedem Zyklus und bei den Abzugsversuchen 40 N gewählt.

5.2.3 Messaufbau

Wie bereits oben erwähnt, gleicht die Messanordnung der von *Engels* [133]. Aufgrund der präzisen Passgenauigkeit von Patrize und Matrize kommt dem Messaufbau eine große Bedeutung zu. Minimale Verkantungen während des Abziehens hätten zu größeren fehlerbehafteten Messungen führen können [70]. Deshalb wurden die einzelnen Proben mithilfe eines Parallelometers in die Probenhalter eingebaut. Außerdem galt es extraaxiale Kräfte bei den Verschleißzyklen während der künstlichen Alterung zu vermeiden. Diese hätten ohne Zweifel zur Zerstörung der Kronen geführt. An der Unterseite der Prüfkörperunterteile befand sich ein Gewinde, welches den Einbau in den Kausimulator und in die Prüfmaschine ermöglichte. Das Gewinde verlief parallel zu den Führungsstäben und lotrecht zum Abzugsschlitten und somit waren die Proben automatisch nach dem Einbau in die Prüfmaschine ausgerichtet. Damit horizontalen Spannungen gegengesteuert werden konnte, wurde eine 0,50 m lange Abzugsverbindung zwischen Kraftmessdose und Matrize angebracht. Um Fehlermessungen zu minimieren, wurde jede Probe zehnmal gemessen und bei offensichtlichen Messfehlern wurden diese wiederholt. Die Vielzahl der Abzüge manuell zu bewältigen erschien als wenig praktikabel, ungenau und nicht reproduzierbar. Deshalb erfolgte die Datenerfassung der Messwerte durch eine computergesteuerte Universalprüfmaschine mit der dazugehörigen Software testXpert II. Diese Vorgehensweise bewährte sich bereits in anderen Untersuchungen [16, 50, 92, 131]. Als Abzugsgeschwindigkeit wurden 1000 mm/min gewählt, welche jenen Geschwindigkeiten entsprach, die auch *Engels* und *Ohkawa* in ihren Studien wählten [65, 131]. Zwischen den Kraftmessungen wurde der Fügespalt vor jeder Messung mit dem Mucinbasierten Kunstspeichel Glandosane ausgefüllt. *Bayer* empfiehlt den eben genannten Kunstspeichel zur Beeinflussung von Schmierstoffen auf das Verschleißverhalten zu verwenden [151]. Wie eingangs in der Literaturübersicht beschrieben, haben sowohl wässrige Flüssigkeiten als auch Speichel einen positiven Effekt auf die Steigerung der Haftkraft und damit auf den Halt der Prothese [64, 66, 83]. *Stüttgens* Untersuchungen ergaben, dass ungeschmierte Verschleißuntersuchungen nur sehr bedingt auf Situationen im Patientenmund übertragen werden können [72].

5.3 Oberflächenanalyse

Rasterelektronenmikroskopische Aufnahmen eignen sich aufgrund der großen Tiefenschärfe gut, um die Morphologie technischer Oberflächen und deren Veränderungen analysieren zu können. Ziel war es, die tribologischen Reaktionen zur Verdeutlichung der unterschiedlich auftretenden Verschleißspuren abzubilden. Die Auswertungen der Bilder erfolgten anhand von Sichtprüfungen und somit nicht standardisiert. Reibung und Verschleiß zeigen sich nach Eingliederung der Prothese in der Einspielphase meist in Form von Riefen an der Außenfläche der Primärteleskope [24]. Dies ist jedoch wünschenswert, da sich durch die Abnutzung die Passung der Doppelkronen optimiert [24]. Die Verschleißmechanismen Abrasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttung traten in fast jeder Untersuchung sowohl einzeln als auch gleichzeitig ineinander überlagert auf, was der Feststellung von *Czichos* und *Habig* entspricht [149]. Im Nachhinein kann nicht mehr festgestellt werden, ob die verschiedenen Verschleißvorgänge zur gleichen Zeit oder nacheinander geschehen waren.

5.4 Wertung der Ergebnisse

In Abb. 39, Abb. 40 und Abb. 41 sind zunächst alle 4 Herstellungsgruppen zu den drei unterschiedlichen Messzeitpunkten dargestellt. Initial fällt auf, dass in den ersten beiden Gruppen (taktil und Spray) die Spannweiten und Interquartilbereiche deutlich größer waren als in der dritten und vierten Gruppe. Dies deutete auf größere Streuungen der Messwerte hin. Der größte Median war zu diesem Zeitpunkt in der Gruppe der konventionell hergestellten Teleskope zu finden (7,0 N). Nach den ersten 5.000 Zyklen nahmen die Streuungen der CAD/CAM gefertigten Kronen deutlich ab und die Mediane befanden sich alle nur noch zwischen 1,0 und 2,1 N, während der Median der gegossenen Gruppe deutlich höher lag (5,5 N). Nach insgesamt 10.000 Trenn- und Fügezyklen ließen sich zwei verschiedene Tendenzen erkennen:

1. Die Werte in den Kategorien der Mediane und Interquartilbereiche der konventionell hergestellten Gussteleskope fielen sowohl nach den ersten 5.000 als auch nach den zweiten 5.000 Verschleißzyklen weiter ab. Die Spannweiten verhielten sich ähnlich - mit einer Ausnahme nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen, in denen eine minimale Zunahme zu verzeichnen war (2,3 %) (Abb. 45, Tab. 18).
2. Alle Werte (Median, Spannweite, Interquartilbereich) in den CAD/CAM gefertigten Gruppen (taktil, Spray, Stift) fielen nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen deutlich ab und stiegen nach den zweiten 5.000 Zyklen wieder leicht an (Abb. 42, Abb. 43, Abb. 44, Tab. 15, Tab. 16, Tab. 17).

Die unter Punkt 1 genannten Ergebnisse können sowohl aus der Literatur als auch aus den REM-Aufnahmen folgendermaßen bestätigt werden: Neu hergestellte teleskopierende Kronen weisen laut *Becker* zu Beginn zunächst größere Haftkräfte aufgrund der wenigen anfänglichen Berührungspunkte an Stellen höchster Erhebungen zwischen Patrizie und Matrize auf [68]. In anderen Literaturstellen wird auch von den sogenannten Nasen an den Innenseiten der Matrizen von Gussteleskopen gesprochen [50, 62, 64, 68, 95]. Diese kleinen Irregularitäten im Material konnten auch in den REM-Aufnahmen (Abb. 59) gefunden werden. Weiters sind im Vergleich der ersten 5.000 und der zweiten 5.000 Verschleißzyklen in den REM-Detailaufnahmen sowohl der Primärkronen als auch der Sekundärkronen eine steigende Anzahl an Ab- rasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttung erkennbar (Abb. 62, Abb. 64, Abb. 66, Abb. 68). Die anhaltende Haftkraftabnahme resultierte aus dem zunehmenden An- stieg an Verschleiß nach allen durchgeführten Zyklen. Interessant zu wissen wäre, nach wie vielen Separationszyklen das Glätten vorstehender Metallanteile abge- schlossen gewesen wäre und eine annähernd gleichbleibende Haftkraft aufgetreten wäre. Verschiedene Autoren gaben dazu unterschiedliche Angaben. *Böttger* zeigte 1978, dass während der ersten 1.000 Trenn- und Fügezyklen ein Retentionsverlust von 9 % zu verzeichnen war, dann aber weitestgehend stagnierte [63]. *Hagner, Hül- tenschmidt et al.* stellten 2006 in einer Studie fest, dass nach den ersten 2.000 Sepa- rations- und Fügezyklen sowohl eine Abnahme als auch eine Zunahme der Haftwerte zu konstatieren waren [14]. Entgegen den Übereinstimmungen in den Studien von *Becker, Hagner, Stark* und *Stüttgen*, die zeigen konnten, dass bei gegossenen Tele- skopkronen mit zum Teil großen Schwankungen der Haftkräfte zu rechnen ist, konnte dies in dieser Studie im Vergleich zu den CAD/CAM gefertigten Kronen nur zum Teil bestätigt werden [14, 64, 68, 72, 137]. Um den Ergebnissen anderer Verschleißun- tersuchungen gerecht zu werden, sollten zukünftig auch Messzyklen nach 200, 1.000 und 2.000 Trenn- und Fügezyklen grafisch und gepaart mit REM-Untersuchungen durchgeführt werden [129, 130, 152, 153].

Für das in Punkt 2 erwähnte Ereignis könnte folgende Erklärung weiterhelfen: Durch die CNC-Fräsmaschine bedingt, entstand auf der Innenseite der Sekundärteleskope ein charakteristisches Fräsmuster, welches auch in den Detailaufnahmen (Abb. 48) der Rasterelektronenmikroskopbildern zu sehen ist. Es ist davon auszugehen, dass dieses Fräsmuster eine niedrigere Oberflächengüte als bei den gegossenen Sekun- därteleskopen aufwies. Aufgrund des starken Haftkraftabfalls im Bereich der Media- ne, Spannweiten und Interquartilbereiche nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen kann hier ebenso von einer Oberflächenbearbeitung im Sinne der Längenglättung gesprochen werden, die sich nach dieser Zeit auf ihren Idealwert eingestellt hatte. Das könnte dadurch begründet werden, da die Haftkraftwerte nach insgesamt 10.000 Zyklen wieder leicht stiegen und sich durch den mechanischen Abtrag der Rau-

heitsspitzen des Fräsmusters die frikativ wirksame Oberfläche vergrößerte [24]. Gleichzeitig nahm der Unterdruck okklusal im Fügespalt zu und der sogenannte Hydraulik-Effekt sowie die Adhäsionskräfte traten verstärkt auf [66]. In den REM-Bildern sieht man die Zunahme an Verschleiß zwischen den Zyklen deutlich (Abb. 51, Abb. 53, Abb. 55), was eigentlich eine Haftkraftabnahme bestätigt. Infolgedessen kann die leichte Zunahme der Haftkräfte nach 10.000 Trenn- und Fügezyklen maßgeblich über eine Zunahme der Adhäsionskräfte begründet werden. In zukünftigen Studien, die sich mit der Haftkraft von CAD/CAM gefertigten Doppelkronen beschäftigen, wären REM-Aufnahmen von längs durchgeschnittenen Doppelkronen vor und nach den Verschleißzyklen wünschenswert. Damit könnte gezeigt werden um wie viele Mikrometer sich auch der Fügespalt verändert. Allerdings sind duktile Materialien aus technischen Gründen davon auszuschließen.

Sowohl in der digitalen Fertigung als auch im konventionellen Herstellungsprozess besteht die Möglichkeit Einfluss auf die initialen Haftkraftgrößen ohne manuelles Aufpassen zu nehmen. Zum einen muss dem Einbettprozess in der Herstellung der konventionellen Gussteleskope Aufmerksamkeit geschenkt werden. Es konkurrieren nämlich Schwindungen und Expansionen miteinander. Die zu kompensierende, feste Schwindung für Edelmetalllegierungen beträgt dabei etwa 1,3 % [154]. Die Expansion setzt sich aus der thermischen Expansion und der Abbindeexpansion zusammen [154]. Werden Druckeinbettungen durchgeführt, hemmt dies die Abbindeexpansion und die Passung der Sekundärteile würde dadurch zu eng ausfallen. Zum anderen spielen die Lagerungs- und Verarbeitungstemperatur sowie die Dosier- oder Konzentrationsmengen eine bedeutende Rolle [155]. Mit der Konzentration der Anmischflüssigkeit lässt sich die Expansion gut steuern. Je höher die Konzentration desto größer die Expansion [155]. Zusammenfassend bedeutet dies: Mehr Expansion entspricht einem größeren Durchmesser der Sekundärkrone, weniger Konzentrat und damit weniger Expansion führt zu einem kleineren Durchmesser. Ein kleinerer Durchmesser der Matrizen entspricht größeren Haftkraftwerten.

Am Beispiel der CAD/CAM gefertigten Doppelkronen in Abb. 39, Abb. 40 und Abb. 41 fällt auf, dass die Haftkraftwerte der Mediane insgesamt immer deutlich unter den Werten der gegossenen Gruppe liegen. Als Hauptfehlerquelle könnte der zur Entspiegelung verwendete Spray beziehungsweise Stift infrage kommen. Da in dieser Arbeit die Opaker manuell aufgetragen wurden und die Oberflächen visuell beurteilt wurden, handelte es sich dabei um empirische Beobachtungen, welche subjektiv und nicht reproduzierbar waren. In einem Artikel aus dem Jahr 2015 konnte gezeigt werden, wie schnell Schichtstärken von bis zu 90 µm durch herkömmliches Sprayen entstehen [143]. Aufgrund des enthaltenen Treibgases seien die Puderpartikel kaum zu kontrollieren [143]. Infolge entscheiden diese Puderpartikel später über Friktion oder

Nicht-Friktion [110]. Ein gleichmäßiges Auftragen mittels einer Airbrush-Technik und optimierter Korngröße des Sprays wäre zukünftig wünschenswert. Anhand dieser Methode soll laut neueren Untersuchungen eine Entspiegelung mit einer sehr gleichmäßigen Schichtstärke von rund 10 μm beziehungsweise mittlerweile nach erneuter Optimierung der Mischung sogar von unter 5 μm möglich sein [143]. Um eine derartig formschlüssige Oberfläche wie bei den gegossenen Teleskopen zu erreichen, könnte man zudem in den Passungsparametern gegensteuern [126]. Weiters scheint eine Hochglanzpolitur mit einer anschließenden Mattierung ein Paradoxon zu sein. Zukünftig sollte die Frage geklärt werden, ob Primärkronen weiterhin auf Hochglanz poliert werden müssen oder der Einsatz von Scansprays und Opakern vermieden werden kann, damit 1:1 formschlüssige Sekundärkronen gefräst werden können. Außerdem wäre die Genauigkeit von Hybrid-Scannern für die Herstellung von Teleskopkronen interessant. Dabei sollte eine Scanner-Kombination aus einem optischen System für die Digitalisierung der Modellsituation und die Erfassung der Primärteile mit einem präzisen taktilen System untersucht werden [110].

Anhand dieser Beispiele soll klar werden, dass zwar bereits initial die Haftkraftwerte der CAD/CAM-Kronen im Vergleich zur Kontrollgruppe deutlich auseinander lagen, aber in Abstimmung verschiedener Parameter weiter angenähert werden könnten. In weiterer Folge würden sich dementsprechend auch die Diagramme verändern.

Durch die hier vorliegenden Ergebnisse kann der Bezug zur Praxis hergestellt werden. Mit den Medianen aus Abb. 39 lässt sich folgender Schluss ziehen: Die taktil hergestellten Teleskope wiesen einen initialen Wert von 5,2 N und die Gegossenen einen Wert von 7,0 N auf. Laut *Körber* sind zum Halt einer Teleskopprothese Friktionskräfte von 5-10 N erforderlich [49]. Bei Einsatz mehrerer Teleskope pro Kiefer sollten die Haftkräfte einzelner Teleskopkronen zwischen 1 N und 3 N liegen [14]. Somit wären in einer klinischen Situation mit den hier angegebenen Haftkraftwerten bei den taktilen Kronen maximal zwei, bei den Gegossenen maximal eine und bei den optisch gescannten Kronen drei bis vier Kronen pro Kiefer initial möglich. Nach 10.000 Zyklen (Abb. 41, Tab. 13) befanden sich die CAD/CAM gefrästen Goldteleskope zwischen 1,0 N und 2,4 N, also ideale Haftkraftwerte für eine Mehr-Pfeiler-Situation im Mund [14]. *Becker* fand heraus, dass Patienten mit herausnehmbarem Zahnersatz und einer Abzugskraft von 2,5-3,0 N zufrieden waren [66]. Wie *Mock* in seiner klinischen Langzeituntersuchung beweisen konnte, ergab sich eine höhere Lebenserwartung der Teleskopkronen bei Einsatz von mindestens vier Teleskop Pfeilern [15]. Durch den parallelen Einbau der Proben in die Probenhalter konnten einseitige Fehlbelastungen ausgeschlossen werden. Bei den Ein- und Ausgliederungsvorgängen im Patientenmund ist es wahrscheinlich, dass es zu extraaxialen Belastun-

gen kommt. Es ist daher anzunehmen, dass der Verschleiß und damit die Haftkraftminderung *in vivo* noch höher ausfällt.

5.5 Schlussfolgerung

Folgende Schlüsse lassen sich zusammenfassend festhalten:

- Keine der untersuchten Gruppen verlor während der 10.000 Zyklen so stark an Friktion, sodass ein ausreichender Halt gefährdet gewesen wäre. Die höchsten Haftkräfte erreichten initial fast 18 N, was zu Pfeilerzahnüberbelastungen geführt hätte.
- Der größte signifikante Haftkraftverlust nach 10.000 Zyklen konnte in der Kontrollgruppe (konventionell gusstechnisch hergestellt) mit $p = 0,007$ beobachtet werden.
- Die im CAD/CAM-Verfahren hergestellten Doppelkronen zeigten untereinander keine statistisch signifikanten Unterschiede in den Abzugskräften nach 10.000 Zyklen.
- Die mit Spray opakierten Teleskope wiesen zu allen Zeitpunkten die größten Streuungen unter den Haftkräften auf.
- Die mit Stift bemalten Kronen zeigten zu allen Zeitpunkten die niedrigsten Haftkraftwerte.
- In allen Gruppen kam es zu Abrasion, Adhäsion und Oberflächenzerrüttungen und damit zu Haftkraftverlusten.
- Jedes Herstellungsverfahren kann zur Fertigung von Teleskopkronen aus Edelmetall angewendet werden.

6. Zusammenfassung

Diese *in vitro* Untersuchung hatte zum Ziel, die Haftkraftänderungen von mechanisch und lichtoptisch digitalisierten Teleskopkronen im Vergleich zu herkömmlichen Gussteleskopen bei künstlicher Alterung zu untersuchen.

Dazu wurden insgesamt 40 Doppelkronen hergestellt, die in vier Gruppen mit je zehn Teleskopkronen unterteilt wurden. Auf 30 Primärteleskope wurden im CAD/CAM-Verfahren zehn Sekundärteleskope mittels mechanisch-taktile Messtechnik und 20 Sekundärkronen mithilfe eines lichtoptischen Scanners hergestellt. Dabei dienten für je zehn Kronen ein Scanspray und ein Acrylstift als Opakierung. Als Kontrollgruppe wurden zehn konventionell gusstechnisch hergestellte Doppelkronen verwendet. Alle Kronen wurden aus der gleichen hochgoldhaltigen Legierung ORPLID H gefräst beziehungsweise gegossen. Jede Doppelkrone wurde im Kausimulator 10.000 Separationszyklen bei 37 °C warmem Wasser unterzogen, wobei die Haftkräfte initial, nach 5.000 und nach 10.000 Zyklen unter Verwendung von künstlichem Speichel durch eine Universalprüfmaschine gemessen wurden. Die so erhaltenen Werte wurden in ein Statistikprogramm importiert und mit dem Kolmogoroff-Smirnov- beziehungsweise dem Kruskal-Wallis- und dem Mann-Whitney-Test ausgewertet. Das Signifikanzniveau betrug $p = 5 \%$.

Die Ergebnisse zeigten, dass künstliche Alterung in allen Gruppen zu Verschleiß und damit zu Haftkraftverlusten nach den ersten 5.000 Verschleißzyklen führte. Die Kontrollgruppe zeigte im Vergleich zu den CAD/CAM gefrästen Kronen initial die höchsten Haftkraftwerte, verlor aber nach den zweiten 5.000 Zyklen weiter an Haftkraft, während bei den digital gefertigten Kronen ein leichter Anstieg zu verzeichnen war.

Grundsätzlich kann jedes in dieser Studie getestete Herstellungsverfahren im klinischen Alltag angewendet werden, wobei der Einsatz von taktilen Scannern aktuell als eine sehr zuverlässige Messtechnik erscheint, da der Verzicht auf zusätzliche Hilfsmittel (Spray, Stift) beim Digitalisieren eine Gefahrenquelle weniger birgt. CAD/CAM gefertigte Restaurationen lassen sich nicht mehr weg denken und ihr Anteil wird in Zukunft in der Zahnmedizin weiter wachsen [100]. Viele Herausforderungen, die aktuell taktile Messtechniken bewältigen, können auch von lichtoptischen Scannern gelöst werden. Ein hohes Zukunfts- und Wachstumspotenzial zeichnet sich dennoch in der optischen Messtechnik ab. Unternehmen, die diese Technologien einsetzen und so in ihre eigene Innovationskraft investieren, werden auch zukünftig zu den Vorreitern in ihrer Branche gehören [107].

7. Literaturverzeichnis

1. Renishaw plc, *Technische Daten: Tastereinsätze und Zubehör*. p. 1-78.
2. Jüde, H.D., W. Kühl, and A. Rossbach, *Einführung in die zahnärztliche Prothetik*. 1996: Deutscher Ärzte-Verlag.
3. Gernet, W., *Zahnärztliche Prothetik*. Vol. 5. 2007: Georg Thieme Verlag.
4. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band III: Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Nachsorge, Lebensqualität*. 2011, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, Sao Paulo, Seoul, Tokio und Warschau.
5. Eisenburger, M., G. Gray, and H. Tschernitschek, *Long-term results of telescopic crown retained dentures--a retrospective study*. Vol. 8. 2000: The European journal of prosthodontics and restorative dentistry. 87-91.
6. Igarashi, Y. and T. Goto, *Ten-year follow-up study of conical crown-retained dentures*. International Journal of Prosthodontics, 1997. **10**(2).
7. Langer, A., *Telescope retainers for removable partial dentures*. The Journal of prosthetic dentistry, 1981. **45**(1): p. 37-43.
8. Wagner, B. and M. Kern, *Clinical evaluation of removable partial dentures 10 years after insertion: success rates, hygienic problems, and technical failures*. Clinical oral investigations, 2000. **4**(2): p. 74-80.
9. Wenz, H.J., K. Hertrampf, and K.M. Lehmann, *Clinical longevity of removable partial dentures retained by telescopic crowns: outcome of the double crown with clearance fit*. International journal of prosthodontics, 2001. **14**(3).
10. Körber, K., *Experimentelle Untersuchung zur Kombination verschiedener Halte- und Stützelemente*. Quintessenz 55, 2004.
11. Körber, K., *Konuskronen: Das rationelle Teleskopsystem; Einführung in Klinik und Technik*. 6. Auflage ed. Heidelberg. 1988, Dr. Alfred Hüthig Verlag Heidelberg.
12. Bayer, S., et al., *Untersuchung zur Haltekraft von Teleskopkronen vor der klinischen Anwendung*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2008. **63**: p. 536-543.
13. Böttger, H. and H. Gründler, *Die Praxis des Teleskopsystems*. München: Neuer Merkur, 1982.
14. Hagner, M., Hültenschmidt, R., Grüner, M., Bayer, S., et al., *Eine In-vitro-Studie zum Verschleiß von Teleskopkronen*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift 11, 2006.
15. Mock, F., H. Schrenker, and H. Stark, *Eine klinische Langzeitstudie zur Bewährung von Teleskopprothesen*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2005. **60**(3): p. 148-153.
16. Güngör, M.A., C. Artunc, and M. Sonugelen, *Parameters affecting retentive force of conus crowns*. J Oral Rehabil, 2004. **31**(3): p. 271-7.
17. Behr, M., et al., *Technical failure rates of double crown-retained removable partial dentures*. Clinical oral investigations, 2000. **4**(2): p. 87-90.
18. Hofmann, E., M. Behr, and G. Handel, *Frequency and costs of technical failures of clasp- and double crown-retained removable partial dentures*. Clin Oral Investig, 2002. **6**(2): p. 104-8.

19. Owall, G., K.W. Bieniek, and H. Spiekermann, *Removable partial denture production in western Germany*. Quintessence Int, 1995. **26**(9): p. 621-7.
20. Beuer, F., et al., *Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems*. Clin Oral Investig, 2010. **14**(2): p. 129-35.
21. Perel, M.L., *Telescope dentures*. J Prosthet Dent, 1973. **29**(21): p. 151-6.
22. Caesar, H.H. and K.M. Lehmann, *Grundwissen für Zahntechniker - Die Teilprothese*. 2. überarbeitete Auflage ed. 2002, 809616 München: Verlag Neuer Merkur GmbH.
23. Zitzmann, N.U., E. Hagmann, and R. Weiger, *What is the prevalence of various types of prosthetic dental restorations in Europe?* Clin Oral Implants Res, 2007. **18 Suppl 3**: p. 20-33.
24. Weinbach, C. and H.-C. Lauer, *Doppelkronenversorgungen–noch up2date?* Zahnmedizin up2date, 2012. **6**(04): p. 323-342.
25. Pöttsch, O. and F. Rößger, *Bevölkerung Deutschlands bis 2060 - 13. koordinierte Bevölkerungsvorausberechnung*. 2015: Wiesbaden.
26. Jordan, R., et al., *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) - Kurzfassung*. 2016, Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, Körperschaft des öffentlichen Rechts, Bundeszahnärztekammer – Arbeitsgemeinschaft der Deutschen Zahnärztekammern e.V. (BZÄK): Berlin/Köln.
27. Biffar, R. and T. Mundt, *Zukünftige Bedeutung von Zahnersatz*. Quintessenz, 2004. **10**: p. 1085-1094.
28. Mack, F., et al., *Study of Health in Pomerania (SHIP): Relationship among socioeconomic and general health factors and dental status among elderly adults in Pomerania*. Quintessence Int, 2003. **34**(10): p. 772-8.
29. Mack, F., et al., *Prosthodontic status among old adults in Pomerania, related to income, education level, and general health (results of the Study of Health in Pomerania, SHIP)*. Int J Prosthodont, 2003. **16**(3): p. 313-8.
30. Lehmann, K., E. Hellwig, and H.-J. Wenz, *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde*. 11. überarbeitete und erweiterte Auflage ed. 2008, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag.
31. Lehmann, K.M., E. Hellwig, and H.-J. Wenz, *Zahnärztliche Propädeutik: Einführung in die Zahnheilkunde; mit 32 Tabellen*. 2012: Deutscher Ärzteverlag.
32. Weber, T., *Kennedy-Klassen*, in *Memorix Zahnmedizin*. 2010, Georg Thieme Verlag: Stuttgart.
33. Lenz, J., H. Schindler, and H. Pelka, *Die keramikverblendete NEM-Konuskronen*. Quintessenz Verlags-GmbH, Berlin, 1992.
34. Lenz, J., *Die Friktion - eine Fiktion?!* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2009. **64** (2): p. 70-73.
35. Wöstmann, B. and P. Rehmann, *Definitive Versorgung des Lückengebisses mit herausnehmbarem Zahnersatz–Differentialindikationen*, DGZMK, Editor. 2011: Düsseldorf.
36. De Sa e Frias, V., R. Toothaker, and R.F. Wright, *Shortened Dental Arch: A Review of Current Treatment Concepts*. Journal of Prosthodontics, 2004. **13**(2): p. 104-110.
37. Marxkors, R., *Stellenwert der klammerverankerten Modellgussprothese*. Dtsch Zahnärztl, 1998(53): p. 3-4.

38. Brunner, T. and M. Kundert, *Gerüstprothetik*. 2. Auflage ed. 1988, Basel-München: Karger.
39. Freesmeyer, W., *Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik: Planung und Einsatz unter funktionellen Gesichtspunkten* München. Wien: Hanser, 1987.
40. Körber, E., K. Lehmann, and C. Pangidis, *Kontrolluntersuchungen an parodontal und parodontal-gingival gelagerten Teilprothesen*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1975. **30**: p. 77-84.
41. Starr, R., *Removable bridge-work-porcelain cap crowns*. *Dent Cosmos* 28, 17 (1886). *Zit. Nach Hoffmann-axthelm, W.: Geschichte der Zahnheilkunde*. Quintessenz, Berlin, 1973: p. 266-268.
42. Wenz, H.-J. and M. Kern, *Langzeitbewährung von Doppelkronen*. *Quintessenz Zahntech* 2007. **33(12)**: p. 1482-1494.
43. Häupl, K. and I. Reichborn-Kjennerud, *Moderne zahnärztliche Kronen-und Brückenarbeiten*. 1929: Meusser.
44. Häupl, K., *Das Teleskop im Dienste der Behandlung der Zahnlockerung*. *Österr Zeitschr Stomatol*, 1959. **56(3)**: p. 73-79.
45. Böttger, H., *Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik*. 1961: Barth.
46. Hofmann, M. and K. Körber, *Die Halteelemente der abnehmbaren Brücke*. *Dtsch Zahnärztebl* 1961. **15:9-12**.
47. Hofmann, M., *Die Versorgung von Gebissen mit einzelnstehenden Restzähnen mittels sog. Cover-Denture-Prothesen*. *Dtsch Zahnarztl Z* 21, 1966. **478-482**.
48. Hofmann, M. and P. Ludwig, *Die teleskopierende Totalprothese im stark reduzierten Lückengebiss*. *Dtsch Zahnarztl Z* 28, 1973.
49. Körber, K., *Konuskronen-ein physikalisch definiertes Teleskopsystem*. *Dtsch Zahnarztl Z*, 1968. **23**: p. 619-630.
50. Weigl, P., L. Hahn, and H.C. Lauer, *Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures: ceramics vs. electroplated gold copings: part II: clinical Effects*. *Journal of Biomedical Materials Research*, 2000. **53**: p. 320-336.
51. Mehl, A., *Von den Anfängen bis heute*. *ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis*, 2001. **4**: p. 10-11.
52. Davidowitz, G. and P.G. Kotick, *The use of CAD/CAM in dentistry*. *Dent Clin North Am*, 2011. **55(3)**: p. 559-70, ix.
53. Eßer, A.C., *Einfluss der Bearbeitung keramischer Verblendmaterialien für Zirkoniumdioxidkonstruktionen auf die biaxiale Festigkeit*. 2015, Universität Tübingen.
54. Gojowy, T., *Wie arbeitet ein CAD/CAM-Fräszentrum*. *Quintessenz Zahntech*, 2002. **28**: p. 648-653.
55. Fischer, T., *Vergleich der marginalen und internen Passung von drei verschiedenen Zirkondioxid-Systemen anhand dreigliedriger Brückengerüste*. 2006, Imu.
56. Müller-Stahl, C., *Vergleich der marginalen und internen Passung von im Kopierfräsverfahren gefertigten Einzelkronen und 14-gliedrigen Brückengerüsten*. 2015, Imu.

57. Beuer, F., J. Schweiger, and D. Edelhoff, *Digital dentistry: an overview of recent developments for CAD/CAM generated restorations*. British dental journal, 2008. **204**(9): p. 505.
58. Dabrowa, T., A. Dobrowolska, and W. Wieleba, *The role of friction in the mechanism of retaining the partial removable dentures with double crown system*. Acta Bioeng Biomech, 2013. **15**(4): p. 43-8.
59. Isaacson, G.O., *Telescope crown retainers for removable partial dentures*. The Journal of prosthetic dentistry, 1969. **22**(4): p. 436-448.
60. Wenz, H.-J., et al., *Langzeitverweildauer von Doppelkronen mit Spielpassung*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1999. **54**(10): p. 655-657.
61. Groesser, J., et al., *Retention forces of 14-unit zirconia telescopic prostheses with six double crowns made from zirconia--an in vitro study*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(4): p. 1173-9.
62. Pospiech, P., *Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen*. 2001, New York: Georg Thieme Verlag.
63. Böttger, H., *Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker*. Zahnärztl Prax, 1978. **29**: p. 347-352.
64. Becker, H., *Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest*. Zahnärztl Prax, 1983. **34**: p. 427-432.
65. Engels, J., et al., *Wear behavior of different double-crown systems*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(2): p. 503-10.
66. Becker, H., *Einflüsse des umgebenden Mediums auf das Haftverhalten teleskopierender Kronen*. ZWR, 1982. **91**(9): p. 54-60.
67. Kragelski, I.W., *Reibung und Verschleiß*. 1971, München: Hanser.
68. Becker, H., *Das Haftverhalten teleskopierender Kronen*. Zahnärztl Welt, 1982. **91**: p. 48.
69. Stark, H. and H. Schrenker, *Bewährung Teleskopverankerter Prothesen: eine klinische Langzeitstudie*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 1998. **53**(3): p. 183-186.
70. Jauernig, C., *In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen*. 2010, LMU München: München. p. 146.
71. Becker, H., *Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskop-Prothesen*. Zahnärztl Prax, 1982. **33**(4): p. 153-156.
72. Stüttgen, U., *Experimentelle Untersuchung zur Parallelität gefräster teleskopierender Primäranker*. Dtsch Zahnärztl Z 38, 1983. **538**.
73. Pöggeler, R., *Klinische Nachuntersuchung von totalprothetischen Versorgungungen mit Doppelkronen (Cover-Dentures), in Marburg (Lahn), Germany: University of Marburg/Lahn*. 1995.
74. Diedrichs, G., *Ist das Teleskopsystem noch zeitgemäß?* ZWR 99, 1990: p. 78-82.
75. Rößler, J., R. Göbel, and D. Welker, *Der Haftmechanismus von Galvano-Doppelkronen*. Vol. 10. 2005: ZWR 114.
76. Lenz, J., *Zum Haftmechanismus von konischen Teleskopen*. . 1983: Quintessenz Zahntech 9.
77. Ludwig, K. and M. Blum, *Untersuchungen zur Haftkraft und Bruchfestigkeit von keramisch verblendeten Konuskronen*. Quintessenz Zahntech, 1992. **18**(6): p. 789-804.

78. Czichos, H. and K.-H. Habig, *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*. 2010: Springer-Verlag.
79. Herr, H., *Technische Mechanik, Lehr- und Aufgabenbuch*. 4. völlig überarbeitete Auflage ed. 1996, Haan-Gruiten: Verlag Europa-Lehrmittel
80. Weißbach, W. and M. Dahms, *Werkstoffkunde - Strukturen, Eigenschaften, Prüfung*. 16. überarbeitete Auflage ed. 2007, Wiesbaden: Friedr. Vieweg & Sohn Verlag / GWV Fachverlage GmbH.
81. Hagner, M.W., *Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen*. Med. Diss., Bonn, 2006.
82. *Dubbel-Taschenbuch für den Maschinenbau 2*. 2002, Berlin, Heidelberg, New York: Springer.
83. Bartsch, F., *Grundlagen der modernen Teleskoptechnik*. Dent Labor 46, 1998. **Teil 1-6**(919-927,1087-1093,1229-1239,1561-1569,1753-1763,1965-1976).
84. Faber, F. and C. Huber, *Ursache der Begrenzung der Haftkraft bei Galvano-Teleskopkronen*. Poster, 50te Jahrestagung der DGZPW, Bad Homburg, 2001.
85. Mack, H., *Die teleskopierende Verankerung in der Teilprothetik*. Quintessence Berlin, 1983.
86. Frank, H., *Ein Beitrag zur Vermeidung von Misserfolgen mit Teleskopprothesen im stark reduzierten Restgebiß*. Dtsch Zahnärztl, 1968(23): p. 361-365.
87. Heners, M. and W. Walther, *Klinische Bewährung der Konuskronen als perioprothetisches Konstruktionselement–Eine Langzeitstudie*. Dtsch Zahnärztl, 1988(43): p. 525-529.
88. Grunert, I., *Herausnehmbare Prothetik–Stellenwert heute*. Deutscher Zahnärztekalendar, 2009.
89. Sonnenschein, A., H. Wenz, and K. Lehmann, *Doppelkronenverankerter Zahnersatz nach Pfeilervermehrung durch Implantate*. Quintessenz, 2007. **58**(1): p. 33-43.
90. Stark, H., *Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleißverhalten von Teleskopkronen*. 1996, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen.
91. Beschmidt, S., S. Chitmongkolsuk, and R. Prull, *Telescopic crown-retained removable partial dentures: review and case report*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2001. **22**(11): p. 927-8, 929-32, 934 passim; quiz 942.
92. Minagi, S., et al., *New telescopic crown design for removable partial dentures*. The Journal of prosthetic dentistry, 1999. **81**(6): p. 684-688.
93. Yalisove, I.L., *Crown and sleeve-coping retainers for removable partial prostheses*. The Journal of prosthetic dentistry, 1966. **16**(6): p. 1069-1085.
94. Zahn, T., et al., *Long-term behavior of double crown retained dentures with metal and metal-free secondary crowns and frameworks made of Vectris on all-ceramic primary crowns: a prospective, randomized clinical trial up to 14 years*. Clin Oral Investig, 2015.
95. Weigl, P. and D. Kleutges, *Ein innovatives und einfaches Therapiekonzept für herausnehmbare Suprastrukturen mit neuem Halteelement–konische Keramikpatrize vs. Feingoldmatrize*. Implantatprothetische Therapiekonzepte. Die Versorgung des Oberkiefers. Berlin: Quintessenz, 1999: p. 117-158.

96. Kern, M. and W. Woerner, *Versorgung des Lückengebisses mit Doppelkronen: Modifizierte vollverblendete Konuskronen*. Parodontol, 1991. **2**: p. 61-73.
97. Wagner, C., et al., *Retention Load of Telescopic Crowns with Different Taper Angles between Cobalt-Chromium and Polyetheretherketone Made with Three Different Manufacturing Processes Examined by Pull-Off Test*. Journal of Prosthodontics, 2018. **27**(2): p. 162-168.
98. Stock, V., et al., *PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers—A Comparison of Retention Forces*. Materials, 2016. **9**(3): p. 187.
99. Schubert, O., et al., *Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time*. Clin Oral Investig, 2018.
100. Arnetzl, G. and G.V. Arnetzl, *CAD/CAM- Systeme*. stomatologie, 2013. **110**: **10-18**.
101. Kappert, H. and K. Eichner, *Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Band 2 Werkstoffe unter klinischen Aspekten-6. vollständig überarbeitete und erweiterte Auflage*. 2008, Stuttgart: Georg Thieme Verlag.
102. Mehl, A., *Technologische Grundlagen und Klassifizierungen*. ZWP Zahnarzt Wirtschaft Praxis, 2001. **4**: p. 6-9.
103. Sohmura, T. and J. Takahashi, *Use of CAD/CAM system to fabricate dental prostheses. Part 1: CAD for a clinical crown restoration*. International Journal of Prosthodontics, 1995. **8**(3).
104. Witkowski, S., *Computer Integrated Manufacturing (CIM) als Konzept für das zahntechnische Labor*. Quintessenz Zahntechnik, 2002. **28**(4): p. 374-389.
105. Zimmermann, M., *Die digitale Abformung mit dem Intraoralscanner: mehr als nur eine Abformung*. ZMK, 2016. **32**(3): p. 90-97.
106. Kurbad, A., *CEREC inLab-State of the Art*. Quintessenz Zahntech, 2001. **27**(9): p. 1056-1074.
107. Zeiss, C., Optotechnik GmbH. *Taktile Messtechnik*. 2016]; Available from: <http://optotechnik.zeiss.com/taktile-messtechnik>.
108. Renishaw plc *Präzisions- Tastereinsätze - Für zuverlässige und hochgenaue Ergebnisse*. 1-58.
109. Uhlmann, E., *Fertigungsgenauigkeit*. Technische Universität Berlin - Institut für Werkzeugmaschinen und Fabrikbetrieb: Berlin. p. 1-36.
110. das dental labor. *Goldene Zeiten für CAD/CAM- Doppelkronen*. 2014 2015]; Available from: http://www.fraesen-in-edelmetall.de/fileadmin/Microsite/Edelmetallfraesen/Fachartikel/dentallabor_6_2014_CAD_CAM_Teleskope.pdf.
111. Luthardt, R., et al., *Aktuelle CAD/CAM-Systeme zur Herstellung von keramischen Zahnersatz*. ZWR-Das Deutsche Zahnärzteblatt, 2001. **110**: p. 747-754, 797-802.
112. Suttor, D., *Zur wirtschaftlichen Fertigung vollkeramischer Zirkonoxidrestaurationen: Ob grün, gesintert oder gehippt-ein Vergleich lohnt sich*. DZW-Die Zahnarzt Woche, 2002. **4**.
113. Azad, P., *Entwurf, Aufbau und Kalibrierung eines 3D-Laser-Scanners für medizinische Anwendungen*. Institut für Rechnerentwurf und Fehlertoleranz (IRF), Universität Karlsruhe, 2003.

114. Gühring, J. *Dense 3D surface acquisition by structured light using off-the-shelf components*. in *Photonics West 2001-Electronic Imaging*. 2000. International Society for Optics and Photonics.
115. 3Shape Dental. Available from: <http://www.3shapedental.com/restoration/dental-lab/lab-scanners/d710/>.
116. International, H.S.E. *CAD/CAM Scan Spray*. Available from: <http://www.henryscheinbrand.com/product.php?switchlang=de&leader=&product=9002655>.
117. Strietzel, R., *FutureDent-Preisgünstiger Zahnersatz mit Hilfe eines CAD/CAM-Systems*. Quintessenz Zahntechnik, 2001. **27**(9): p. 970-979.
118. Becker, J., *CAC-ein Weg zur computerunterstützten Herstellung keramischer Restaurationen*. Dtsch Zahnärztl, 1996(51): p. 511.
119. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band II: Artikulatoren, Ästhetik, Werkstoffkunde, festsitzende Prothetik*. 2011, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, Sao Paulo, Seoul, Tokio und Warschau.
120. Gabler, N. *Edelmetallhaltige Dentallegierungen und Fräsblanks: Darauf kommt es an*. 2017 [cited 2018; Available from: <https://blog.c-hafner.de/edelmetallhaltige-dentallegierungen-und-fraesblanks-darauf-kommt-es-an/>].
121. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band I: Geschichte, Grundlagen, Behandlungskonzept, Vorbehandlung* 2011, Quintessenz Verlags-GmbH: Berlin, Barcelona, Beijing, Chicago, Istanbul, Kopenhagen, London, Mailand, Moskau, Neu-Delhi, Paris, Prag, Sao Paulo, Seoul, Tokio und Warschau.
122. Gabler, N., *CAD/CAM-gefertigte Teleskope aus Edelmetall*. Das internationale Zahntechnik Magazin, 2015. **19**: p. 222-226.
123. Hollenbeck, K., et al., *Dental Lab 3D Scanners - How they work and what works best*. 3Shape Technology Research, Copenhagen, 2012: p. 1-5.
124. Zimmermann, M. and M. Kern, *Intraoralscanner - ein aktueller Überblick*, Z.-D.d. Zahnärzteblatt, Editor. 2016: Stuttgart, New York.
125. Weidhüner, W. and Partner, *Bericht über die Untersuchung zur Wirtschaftlichkeit digitaler Abformsysteme*. 2010: Lahr/Bensheim. p. 1-12.
126. Anger, M., *Teleskoparbeiten: CAD/CAM - gestützt hergestellt*. Das internationale Zahntechnik Magazin, 2016.
127. Henkel, G.L., *A comparison of fixed prostheses generated from conventional vs digitally scanned dental impressions*. Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ: 1995), 2007. **28**(8): p. 422-4, 426-8, 430-1.
128. Gabler, N. *CAD/CAM-gefertigte Teleskope aus Edelmetall*. 2015 23.02.2016]; Available from: http://www.ztm-aktuell.de/uploads/tx_spipdfarchive/ZTM_3_gesamt.pdf.
129. Geginat, K., *Untersuchungen der Abzugskräfte an Teleskopierenden Ankern: Friktionsmessungen bei Teleskopkronen, Konuskronen und Geschieben*. 1978: Inaugural-Dissertation, Düsseldorf.
130. Röper, M., *Untersuchung der Haft-und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleißversuch*. 1982: Düsseldorf.

131. Ohkawa, S., et al., *Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use*. The Journal of prosthetic dentistry, 1990. **64**(2): p. 153-158.
132. Stančić, I. and A. Jelenković, *Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch*. Gerodontology, 2008. **25**(3): p. 162-167.
133. Engels, J., *In-vitro-Untersuchung zum Verschleiß von Doppelkronensystemen*. 2012: München.
134. Jobst, T., F. Möller, and C. Ellerbrock, *Die digitale Fertigung von Sekundärteleskopen*. Das internationale Zahntechnik Magazin, 2015. **3**: p. 184-191.
135. Kulzer, H. *Moldastone CN Superhartgips, champagner*. Available from: <http://www.dt-shop.com/index.php?id=22&L=0&artnr=10290&pg=3&aw=203>.
136. Pietruski, J.K., et al., *Retention force assessment in conical crowns in different material combinations*. Acta Bioeng Biomech, 2013. **15**(1): p. 35-42.
137. Stark, H., *Verschleißverhalten von Teleskopkronen und hybridprothetischen Verankerungselementen*. ZWR-Das Deutsche Zahnarzteblatt, 1996. **105**(4): p. 176-183.
138. Becker, H., *Der Einfluss von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen*. Zahnärztl Prax, 1983. **34**(8): p. 332-334.
139. Becker, H., *Das Haftverhalten eines Zylinderteleskops mit „gezogenen“ Reibflächen*. Zahnärztl Welt, 1984. **93**(6): p. 474-480.
140. Graber, G., *Partielle Prothetik. Farbatlant der Zahnmedizin. Band 3*. . 1992, Berlin, Stuttgart: Quintessenz.
141. Krämer, A. and H. Weber, *Präzisionselemente in der Teilprothetik-Teleskopierende Systeme*. Zahnärztl Mitt, 1990. **80**: p. 2328.
142. Strietzel, R. and C. Lahl, *CAD/CAM- Systeme in Labor und Praxis*. 2007: Verlag Neuer Merkur GmbH.
143. Weynandt, M. and C. Schmidt, *Flemming Soft Teleskop: Digitale Fertigung von Sekundärkonstruktionen*. International Journal digital_dental. news 2015: p. 1-6.
144. Arnetzl, G., *Digitalisierung standardisiert die Prozesskette*. Swiss Dental Community, 2011: p. 32-36.
145. Koeck, B., M. Grüner, and B. Werner, *Vergleichende Untersuchung einiger vorgefertigter Verbindungselemente bei paraxialer Belastung*. Dtsch Zahnärztl, 1993(48): p. 10.
146. Wataha, J.C., *Biocompatibility of dental casting alloys: a review*. The Journal of prosthetic dentistry, 2000. **83**(2): p. 223-234.
147. Heners, M. and W. Walther, *Pfeilerverteilung und starre Verblockung—eine klinische Langzeitstudie*. Dtsch Zahnärztl, 1988(43): p. 1122-1126.
148. Erdelt, K.-J. and J. Schweiger, *Apparatus and method for simulating the mobility of a tooth*. ORGANIZATION WIP, WO 2009015905 20090205. A61C 9/00 (2006.1), A61C 13/00 (2006.1), A61C 13/12 (2006.1) ed. Germany, 2008: p. 22.
149. Czichos, H. and K.-H. Habig, *Grundvorgänge des Verschleißes metallischer Werkstoffe-Neuere Ergebnisse der Forschung*. 1973: Düsseldorf.

150. Stüttgen, U., *Zum Einfluss der Speichelschmierung auf experimentelle Verschleissuntersuchungen an EM- und NEM-Gusslegierungen*. Zahntechnik 43, 1985: p. 466.
151. Bayer, S., et al., *Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments*. Gerodontology, 2011. **28**(3): p. 221-226.
152. Bayer, S., *Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen*. 2004: Bonn.
153. Stenzel, K., *Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch*. 1977: Freiburg.
154. Lindigkeit, J., T. Schneiderbanger, and O. P., *Einbettmassen für festsitzenden Zahnersatz: schnell, gut und günstig*. Das internationale Zahntechnik Magazin, 2010.
155. Schunke, S., *Basiswissen zur dentalen Goldgusstechnik*. 1997: Verlag Neuer Merkur GmbH.

8. Abbildungsverzeichnis

Abb. 1	Klammermodellgussprothese	6
Abb. 2	Darstellungen über die verschiedenen Doppelkronensysteme [31]	7
Abb. 3	Terminologie und schematische Zeichnung eines Tastereinsatzes [1]	22
Abb. 4	Organigramm zu den einzelnen Probengruppen	34
Abb. 5	Schematische Darstellung einzelner Arbeitsschritte	36
Abb. 6	Prämolarstumpf zur Herstellung der Primärkronen	37
Abb. 7	Schematische Zeichnung des Probenhalters [65, 133].....	38
Abb. 8	Probenhalter:.....	39
Abb. 9:	Parallelometer mit Probekörper	40
Abb. 10:	Vermessung Probenhalterunterteil	41
Abb. 11:	Resultierender Mittelpunkt und Kontrolle durch einen Stahlstift	42
Abb. 12:	Kennzeichnung am Universalstumpf und Fixierung im Probenhalterunterteil	43
Abb. 13	Universalmatrize und Universalstumpf	44
Abb. 14	Umspritzte Universalmatrize.....	44
Abb. 15	Angebrachte Klemme.....	45
Abb. 16	Eingebetteter Stumpf.....	46
Abb. 17	Bearbeiteter Stumpf	46
Abb. 18	Universalstumpf eingebettet in hochviskösem Gips.....	47
Abb. 19	Eingebetteter Stumpf.....	48
Abb. 20	Materialien für die Vor- und Hochglanzpolitur.....	49
Abb. 21	Gelbring-Hartmetallfräse	49
Abb. 22	Grober Brownie	50
Abb. 23	Feiner Brownie	50
Abb. 24	Superfeiner Greenie	51
Abb. 25	Fertige Primärkrone nach der Vorpolitur.....	51
Abb. 26	Eve-Gummipolierer am Handstück.....	52
Abb. 27	Fertig polierte Primärkronen	52
Abb. 28	Taktile Nadel	53
Abb. 29	Screenshot und Detailbild von den Voreinstellungen.....	54
Abb. 30	Screenshot einer fertigen Primärteleskopkrone	55
Abb. 31	Fräszentrum Firma C. Hafner.....	56
Abb. 32	Primärteleskopkronen	57
Abb. 33	Sekundärteleskopkrone.....	58
Abb. 34	Einbau in die Probenhalter	60
Abb. 35	Universalprüfmaschine.....	61
Abb. 36	Kausimulator	62

Abb. 37	Auszug aus einem Prüfprotokoll mit einem Kraft-Dehnungsdiagramm	65
Abb. 38	Schematische Darstellung eines Box-Whisker-Plots	67
Abb. 39	Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen initial	68
Abb. 40	Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen nach 5.000 Verschleißzyklen	71
Abb. 41	Box-Whisker-Diagramm der vier Herstellungsgruppen nach 10.000 Verschleißzyklen	74
Abb. 42	Box-Whisker-Diagramm der 1. Probengruppe (taktil) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	77
Abb. 43	Box-Whisker-Diagramm der 2. Probengruppe (Spray) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	79
Abb. 44	Box-Whisker-Diagramm der 3. Probengruppe (Stift) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen	81
Abb. 45	Box-Whisker-Diagramm der 4. Probengruppe (gegossen) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	83
Abb. 46	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach Politur bei 500facher Vergrößerung	88
Abb. 47	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach dem Aufpassen bei 500facher Vergrößerung	89
Abb. 48	REM-Detailaufnahme eines gefrästen und aufgepassten Sekundärteils bei 500facher Vergrößerung. Die Gleichmäßigkeit der Rillen deutete unter anderem auf fräsbedingte Herstellungspuren hin.	89
Abb. 49	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung.....	90
Abb. 50	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	91
Abb. 51	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung. Dies soll verdeutlichen, dass im Gegensatz zu den Primärteilen bei gleicher Vergrößerung noch keine Verschleißspuren beobachtet werden konnten.....	91
Abb. 52	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung. Zu beachten sind die vielen feinen Oberflächenveränderungen.....	92
Abb. 53	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 16facher Vergrößerung. Die Oberfläche des Primärteils ist mit vielen (hier) weißen, feinen Linien (Abrasionen) übersät.	93

Abb. 54	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	94
Abb. 55	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung. Die Innenfläche des Sekundärteils ist mit vielen (hier) weißen, feinen Linien (Abrasionen) übersät.	94
Abb. 56	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung	95
Abb. 57	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen, polierten Primärteils nach Aufpassen der Sekundärkrone bei 15facher Vergrößerung.....	96
Abb. 58	REM-Detailaufnahme eines gefrästen, polierten Primärteils nach Aufpassen des Sekundärteils bei 500facher Vergrößerung	97
Abb. 59	REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen, polierten und aufgepassten Sekundärteils bei 15facher Vergrößerung	97
Abb. 60	REM-Detailaufnahme eines gegossenen, polierten und aufgepassten Sekundärteils nach 500facher Vergrößerung	98
Abb. 61	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 13facher Vergrößerung.....	99
Abb. 62	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	100
Abb. 63	REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 13facher Vergrößerung.....	100
Abb. 64	REM-Detailaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 5.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	101
Abb. 65	REM-Übersichtsaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung.....	102
Abb. 66	REM-Detailaufnahme eines gefrästen Primärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	103
Abb. 67	REM-Übersichtsaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 15facher Vergrößerung.....	103
Abb. 68	REM-Detailaufnahme eines gegossenen Sekundärteils nach 10.000 Verschleißzyklen bei 500facher Vergrößerung.....	104

9. Tabellenverzeichnis

Tab. 1	Einteilung des Lückengebisses nach Eichner [4, 31, 32].....	4
Tab. 2	Überblick über die verschiedenen Arten von Doppelkronen [31, 40].....	8
Tab. 3	Übersicht über die verschiedenen Haftungsmechanismen [81]	14
Tab. 4	Übersicht gängiger Reibungspartner	17
Tab. 5	Technische Daten der Rubinkugel.....	22
Tab. 6	Zusammensetzung und Prozentangaben von ORPLID H.....	27
Tab. 7	Eigenschaften und Werte von ORPLID H.....	27
Tab. 8	Übersicht über die Rasterelektronenmikroskopaufnahmen.....	64
Tab. 9	Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen initial	68
Tab. 10	Abzugswerte im Mann-Whitney-Test initial.....	70
Tab. 11	Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen nach 5.000 Zyklen.....	71
Tab. 12	Abzugswerte im Mann-Whitney-Test nach 5.000 Zyklen	73
Tab. 13	Explorative Datenanalyse der vier Herstellungsgruppen nach 10.000 Zyklen.....	74
Tab. 14	Abzugswerte im Mann-Whitney-Test nach 10.000 Zyklen	76
Tab. 15	Explorative Datenanalyse der 1. Probengruppe (taktil) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	78
Tab. 16	Explorative Datenanalyse der 2. Probengruppe (Spray) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	79
Tab. 17	Explorative Datenanalyse der 3. Probengruppe (Stift) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	81
Tab. 18	Explorative Datenanalyse der 4. Probengruppe (gegossen) initial, nach 5.000 und 10.000 Trenn- und Fügezyklen.....	83
Tab. 19	Abzugswerte im Mann-Whitney-Test der Probengruppe 4 nach allen 3 Zyklen	84
Tab. 20	Übersicht über die nachfolgenden REM-Bilder	87
Tab. 21	Explorative Datenanalyse der taktilen Gruppe.....	129
Tab. 22	Explorative Datenanalyse der Spray-Gruppe	130
Tab. 23	Explorative Datenanalyse der Stift-Gruppe.....	131
Tab. 24	Explorative Datenanalyse der gegossenen Gruppe.....	132

10. Anhang

Tab. 21 Explorative Datenanalyse der taktilen Gruppe

Zyklen			Statistik	Standardfehler	
Abzugswert	initial	Mittelwert	6,2755	1,67996	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,4752	
			Obergrenze	10,0758	
		5 % getrimmtes Mittel	6,0106		
		Median	5,1750		
		Varianz	28,223		
		Standardabweichung	5,31251		
		Minimum	1,12		
		Maximum	16,20		
		Spannweite	15,08		
		Interquartilbereich	8,42		
		Schiefe	,966	,687	
		Kurtosis	-,171	1,334	
5000 Zyklen		Mittelwert	1,9450	,17311	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,5534	
			Obergrenze	2,3366	
		5 % getrimmtes Mittel	1,9278		
		Median	1,8150		
		Varianz	,300		
		Standardabweichung	,54743		
		Minimum	1,18		
		Maximum	3,03		
		Spannweite	1,85		
		Interquartilbereich	,84		
		Schiefe	,718	,687	
		Kurtosis	,241	1,334	
10000 Zyklen		Mittelwert	2,2185	,31735	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,5006	
			Obergrenze	2,9364	
		5 % getrimmtes Mittel	2,1667		
		Median	1,9050		
		Varianz	1,007		
		Standardabweichung	1,00354		
		Minimum	1,10		
		Maximum	4,27		
		Spannweite	3,17		
		Interquartilbereich	1,62		
		Schiefe	,912	,687	
		Kurtosis	,327	1,334	

Tab. 22 Explorative Datenanalyse der Spray-Gruppe

Zyklen			Statistik	Standardfehler	
Abzugswert	initial	Mittelwert	6,3720	1,91606	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	2,0376	
			Obergrenze	10,7064	
		5 % getrimmtes Mittel	6,0694		
		Median	3,3675		
		Varianz	36,713		
		Standardabweichung	6,05913		
		Minimum	,69		
		Maximum	17,50		
		Spannweite	16,81		
		Interquartilbereich	11,33		
		Schiefe	,891	,687	
		Kurtosis	-,743	1,334	
5000 Zyklen		Mittelwert	2,4066	,47417	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,3131	
			Obergrenze	3,5000	
		5 % getrimmtes Mittel	2,3293		
		Median	2,0600		
		Varianz	2,023		
		Standardabweichung	1,42250		
		Minimum	,68		
		Maximum	5,52		
		Spannweite	4,84		
		Interquartilbereich	1,65		
		Schiefe	1,301	,717	
		Kurtosis	2,400	1,400	
10000 Zyklen		Mittelwert	2,4781	,62471	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	1,0375	
			Obergrenze	3,9187	
		5 % getrimmtes Mittel	2,3416		
		Median	2,3500		
		Varianz	3,512		
		Standardabweichung	1,87412		
		Minimum	,75		
		Maximum	6,66		
		Spannweite	5,91		
		Interquartilbereich	2,49		
		Schiefe	1,492	,717	
		Kurtosis	2,625	1,400	

Tab. 23 Explorative Datenanalyse der Stift-Gruppe

Zyklen			Statistik	Standardfehler	
Abzugswert	initial	Mittelwert	1,6025	,31846	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,8681	
			Obergrenze	2,3369	
		5 % getrimmtes Mittel	1,6008		
		Median	1,3350		
		Varianz	,913		
		Standardabweichung	,95539		
		Minimum	,12		
		Maximum	3,12		
		Spannweite	3,00		
		Interquartilbereich	1,47		
		Schiefe	,168	,717	
		Kurtosis	-,551	1,400	
5000 Zyklen		Mittelwert	1,0382	,22535	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,5186	
			Obergrenze	1,5579	
		5 % getrimmtes Mittel	1,0277		
		Median	1,0100		
		Varianz	,457		
		Standardabweichung	,67604		
		Minimum	,21		
		Maximum	2,06		
		Spannweite	1,85		
		Interquartilbereich	1,27		
		Schiefe	,265	,717	
		Kurtosis	-1,633	1,400	
10000 Zyklen		Mittelwert	1,1741	,25776	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	,5797	
			Obergrenze	1,7684	
		5 % getrimmtes Mittel	1,1710		
		Median	1,0200		
		Varianz	,598		
		Standardabweichung	,77327		
		Minimum	,16		
		Maximum	2,24		
		Spannweite	2,08		
		Interquartilbereich	1,42		
		Schiefe	,041	,717	
		Kurtosis	-1,771	1,400	

Tab. 24 Explorative Datenanalyse der gegossenen Gruppe

Zyklen			Statistik	Standardfehler	
Abzugswert	initial	Mittelwert	6,7533	,49639	
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	5,6087	
			Obergrenze	7,8980	
		5 % getrimmtes Mittel	6,7670		
		Median	7,0300		
		Varianz	2,218		
		Standardabweichung	1,48917		
		Minimum	4,43		
		Maximum	8,83		
		Spannweite	4,40		
		Interquartilbereich	2,46		
		Schiefe	-,604	,717	
		Kurtosis	-,458	1,400	
		5000 Zyklen		Mittelwert	5,9311
95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze			4,8115	
	Obergrenze			7,0507	
5 % getrimmtes Mittel	5,8373				
Median	5,4700				
Varianz	2,121				
Standardabweichung	1,45652				
Minimum	4,52				
Maximum	9,03				
Spannweite	4,51				
Interquartilbereich	2,00				
Schiefe	1,263			,717	
Kurtosis	1,481			1,400	
10000 Zyklen				Mittelwert	5,2100
		95 % Konfidenzintervall des Mittelwerts	Untergrenze	4,5387	
			Obergrenze	5,8813	
		5 % getrimmtes Mittel	5,1933		
		Median	5,4000		
		Varianz	,881		
		Standardabweichung	,93839		
		Minimum	3,96		
		Maximum	6,76		
		Spannweite	2,80		
		Interquartilbereich	1,54		
		Schiefe	,121	,687	
		Kurtosis	-1,117	1,334	

11. Danksagung

Die vorliegende Arbeit ist an der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik des Klinikums Innenstadt der Ludwig-Maximilians-Universität München entstanden.

Dem Direktor Herrn Professor Dr. med. dent. Daniel Edelhoff möchte ich für die Möglichkeit hier zu promovieren herzlich danken.

Ein besonderer Dank gilt Herrn Universitäts-Professor Dr. Florian Beuer, MME für die Überlassung des Themas und die umfassende Betreuung. Ebenfalls möchte ich Dr. Kurt-Jürgen Erdelt danken, der mir bei allen Schwierigkeiten mit prüfetechnischen Geräten weiterhalf. Er stand mir bei allen Problemen mit Rat und Tat zur Seite. Josef Schweiger und seinem Laborteam gebührt ebenfalls Dank. Sie unterstützten mich bei allen zahntechnischen Fragen.

Der Firma C. Hafner und besonders Herrn Heiko Grusche, Nico Gabler und Uwe Rau möchte ich für das Vertrauen zur Bearbeitung dieses Themas, für die Bereitstellung der Materialien und Scanner und für die gute Zusammenarbeit ganz herzlich danken.

Großer Dank gebührt auch Dr. Norbert Mannl, seinem Team und Dirk Tompel, ohne die ich nicht an dieses Thema herangekommen wäre und bei Josef Reitmeier für die hilfreichen zahntechnischen Tipps.

Bei meinen Freunden Lydia, Edel, Georg, Teresa, Kerstin, Julia, Elisa, Thomas, Anni, Andrea meinen Cousinen Anita und Anna möchte ich mich für die moralische Unterstützung während des Studiums und der Promotionszeit herzlich bedanken. Danke auch an Günther für die stilistischen und grammatikalischen Verbesserungsvorschläge in dieser Arbeit.

Meinem Freund Nikolaus möchte ich für die vielen ermutigenden Worte und kreativen Ideen zum Lösen mancher Fragen in Formatierungs- und Bildbearbeitungskorrekturen ganz herzlich danken.

Mein tiefster Dank gilt nicht zuletzt meinen Eltern, die mir dieses Studium erst ermöglicht, mich während der ganzen Zeit immer motiviert und unterstützt haben.

Danke euch allen für Eure Rücksichtnahme und Euer Verständnis für so manche Laune, zu der ich mich während der Fertigstellung dieser Arbeit vielleicht hinreißen ließ.

Eidesstattliche Versicherung

Etzlinger, Elisabeth

Name, Vorname

Ich erkläre hiermit an Eides statt, dass ich die vorliegende Dissertation mit dem Titel

Friktion von CAD/CAM gefrästen Teleskopkronen im Vergleich zu gegossenen Teleskopkronen aus Gold

selbständig verfasst, mich außer der angegebenen keiner weiteren Hilfsmittel bedient und alle Erkenntnisse, die aus dem Schrifttum ganz oder annähernd übernommen sind, als solche kenntlich gemacht und nach ihrer Herkunft unter Bezeichnung der Fundstelle einzeln nachgewiesen habe.

Ich erkläre des Weiteren, dass die hier vorgelegte Dissertation nicht in gleicher oder in ähnlicher Form bei einer anderen Stelle zur Erlangung eines akademischen Grades eingereicht wurde.

Ried i. I., 25.03.2020

Ort, Datum

Elisabeth Etzlinger

Unterschrift

12. Lebenslauf