

**Aus der Klinik und Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde
der Universität Würzburg**

Direktor: Prof. Dr. Marc Schmitter

**in-vitro Untersuchungen zum Haftkraftverhalten herkömmlicher
und moderner Doppelkronensysteme**

**Inauguraldissertation
zur Erlangung der Doktorwürde der
Medizinischen Fakultät
der
Julius-Maximilians-Universität Würzburg**

**vorgelegt von
Viktor Luft
aus Fulda**

Würzburg, Mai 2020

Referent: Prof. Dr. Marc Schmitter
Korreferent: Prof. Dr. Gabriel Krastl
Dekan: Prof. Dr. Matthias Frosch

Tag der mündlichen Prüfung: 9. November 2020

Der Promovend ist Zahnarzt

An meine Eltern

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|--|-----------|
| 1 | Einleitung | 1 |
| 1.1 | <i>Bedarf prothetischer Versorgungen in der Zukunft.....</i> | <i>1</i> |
| 1.2 | <i>Ziel der experimentellen Untersuchungen</i> | <i>2</i> |
| 1.3 | <i>Historische Entwicklungen der Doppelkrone.....</i> | <i>3</i> |
| 1.4 | <i>Doppelkronen und Doppelkronensysteme.....</i> | <i>3</i> |
| 1.4.1 | <i>Vor- und Nachteile von Doppelkronen</i> | <i>4</i> |
| 1.4.2 | <i>Formen der Doppelkronen.....</i> | <i>5</i> |
| | <i>Friktions- und Zylinderteleskop.....</i> | <i>5</i> |
| | <i>Resilienzteleskop</i> | <i>8</i> |
| | <i>Konuskronen</i> | <i>9</i> |
| | <i>Galvano-Doppelkronen.....</i> | <i>14</i> |
| 1.4.3 | <i>Verschleißmechanismen und Tribologisches System Teleskopkrone.....</i> | <i>16</i> |
| 1.5 | <i>Dentalwerkstoffe</i> | <i>18</i> |
| 1.5.1 | <i>Metalle und Legierungen</i> | <i>18</i> |
| | <i>Edelmetall-Legierungen: Gold-Basis-Legierung (Au-Legierung)</i> | <i>20</i> |
| | <i>Edelmetallfreie Legierung: Cobalt-Basis-Legierung</i> | <i>21</i> |
| 1.5.2 | <i>Keramik: Zirkoniumdioxidkeramik (ZrO₂).....</i> | <i>22</i> |
| 1.5.3 | <i>Kunststoff: Polyetheretherketon (PEEK).....</i> | <i>23</i> |
| 1.6 | <i>Biokompatibilität und Korrosion in der Mundhöhle</i> | <i>25</i> |
| 1.7 | <i>CAD/CAM-Verfahren und konventionelle Produktion</i> | <i>28</i> |
| 2 | Material und Methodik | 31 |
| 2.1 | <i>Herstellung der Stümpfe.....</i> | <i>32</i> |
| 2.2 | <i>Erstellung des Primärkronendesigns</i> | <i>35</i> |
| 2.3 | <i>Gusstechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer hochgoldhaltigen Edelmetalllegierung.....</i> | <i>38</i> |
| 2.3.1 | <i>Primärkronenherstellung.....</i> | <i>38</i> |
| 2.3.2 | <i>Sekundärkronenherstellung.....</i> | <i>39</i> |
| 2.4 | <i>Gusstechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer Nichtedelmetalllegierung</i> | <i>41</i> |
| 2.4.1 | <i>Primärkronenherstellung.....</i> | <i>41</i> |
| 2.4.2 | <i>Sekundärkronenherstellung.....</i> | <i>41</i> |

| | | |
|----------|--|-----------|
| 2.5 | <i>Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und Galvanoforming ...</i> | 42 |
| 2.5.1 | Primärkronenherstellung..... | 42 |
| 2.5.2 | Intermediärkronenherstellung..... | 43 |
| 2.5.3 | Tertiärgerüst | 44 |
| 2.6 | <i>Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer Nichtedelmetalllegierung</i> | 46 |
| 2.6.1 | Primärkronenherstellung..... | 46 |
| 2.6.2 | Sekundärkronenherstellung..... | 46 |
| 2.7 | <i>Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und einer Nichtedelmetalllegierung</i> | 49 |
| 2.7.1 | Primärkronenherstellung..... | 49 |
| 2.7.2 | Sekundärkronenherstellung..... | 49 |
| 2.8 | <i>Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und Polyetheretherketon.....</i> | 50 |
| 2.8.1 | Primärkronenherstellung..... | 50 |
| 2.8.2 | Sekundärkronenherstellung..... | 50 |
| 2.9 | <i>Versuchsaufbau und Oberflächenuntersuchungen</i> | 51 |
| 2.9.1 | Universalprüfmaschine | 51 |
| 2.9.2 | Versuchsparameter | 52 |
| 2.9.3 | Versuchsaufbau..... | 53 |
| | Halterung für Stümpfe | 53 |
| | Aufnahme der Sekundärkrone | 53 |
| | Versuchsvorbereitung..... | 54 |
| 2.9.4 | Datenaufbereitung und statistische Auswertung..... | 55 |
| 2.9.5 | Oberflächenanalyse..... | 58 |
| | Lichtmikroskopische Untersuchungen..... | 58 |
| | Konfokalmikroskopische Untersuchungen..... | 60 |
| 3 | Ergebnisse | 64 |
| 3.1 | <i>Haftkraftverhalten</i> | 64 |
| 3.1.1 | Einzelgruppen..... | 64 |
| | Haftkraftverhalten: Orplid TK / Orplid TK | 64 |
| | Haftkraftverhalten: Starbond CoS / Starbond CoS | 67 |
| | Haftkraftverhalten: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H..... | 69 |
| | Haftkraftverhalten: CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft | 72 |
| | Haftkraftverhalten: CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft..... | 75 |
| | Haftkraftverhalten: CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP | 77 |

| | | |
|----------|--|------------|
| 3.1.2 | Gruppenvergleich | 81 |
| | Belastungszyklus: Ausgangszustand | 81 |
| | Belastungszyklus: 50 Zyklen | 83 |
| | Belastungszyklus: 5.000 Zyklen | 85 |
| | Belastungszyklus: 10.000 Zyklen | 87 |
| 3.2 | <i>Oberflächenanalyse</i> | 90 |
| 3.2.1 | Lichtmikroskopische Untersuchung..... | 90 |
| | Orplid TK / Orplid TK..... | 90 |
| | Starbond CoS / Starbond CoS..... | 92 |
| | Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H | 95 |
| | CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft..... | 97 |
| | CAD/CAM - Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft..... | 100 |
| | CAD/CAM - Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP..... | 103 |
| | Passungsgenauigkeiten..... | 105 |
| 3.2.2 | Konfokalmikroskopische Untersuchungen..... | 108 |
| | Orplid TK/ Orplid TK..... | 108 |
| | Starbond CoS/ Starbond CoS..... | 109 |
| | Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H | 110 |
| | CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft..... | 111 |
| | CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft..... | 112 |
| | CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP..... | 113 |
| 4 | Diskussion | 115 |
| 4.1 | <i>Methodenkritik</i> | <i>115</i> |
| 4.1.1 | Probekörperherstellung..... | 115 |
| 4.1.2 | Versuchsdurchführung | 117 |
| 4.1.3 | Ergebnisse des Haftkraftverhaltens..... | 120 |
| 4.1.4 | Oberflächenuntersuchung und Korrelation der Ergebnisse..... | 124 |
| | Lichtmikroskopische Untersuchung..... | 124 |
| | Passungsgenauigkeiten..... | 126 |
| | Konfokalmikroskopische Untersuchung..... | 127 |
| 4.2 | <i>Relevanz für die Praxis</i> | <i>130</i> |
| 4.3 | <i>Ausblick auf weitere Versuche</i> | <i>133</i> |
| 5 | Zusammenfassung..... | 135 |

Inhaltsverzeichnis

| | | |
|----------|-----------------------------------|------------|
| 6 | Literaturverzeichnis | 138 |
| | Abbildungsverzeichnis..... | 154 |
| | Tabellenverzeichnis..... | 157 |
| | Anhang..... | 158 |
| | Danksagung..... | |
| | Lebenslauf..... | |

Abkürzungsverzeichnis

| | | |
|------------------|---|---|
| CAD/CAM | = | Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing |
| CC NN | = | Prüfgruppe (CAD/CAM): Edelmetallfreie Legierung |
| CC ZN | = | Prüfgruppe(CAD/CAM): Zirkoniumdioxidkeramik/Edelmetallfreie Legierung |
| CC ZP | = | Prüfgruppe (CAD/CAM): Zirkoniumdioxidkeramik/Polyetheretherketon |
| GG | = | Prüfgruppe (Guss): hochgoldhaltige Legierung |
| HV | = | Härte nach Vickers |
| M | = | Mittelwert |
| Max | = | Maximum |
| Min | = | Minimum |
| MPa | = | Megapascal |
| N | = | Newton |
| NEM | = | Edelmetallfreie Legierung |
| NN | = | Prüfgruppe (Guss): Edelmetallfreie Legierung |
| p | = | Irrtumswahrscheinlichkeit |
| PEEK | = | Polyetheretherketon |
| PRM | = | Parameter |
| R | = | Spannweite |
| SD | = | Standardabweichung |
| U | = | Einheit |
| ZG | = | Prüfgruppe: Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano |
| ZrO ₂ | = | Zirkoniumdioxidkeramik |

1 Einleitung

1.1 Bedarf prothetischer Versorgungen in der Zukunft

Der demographische Wandel macht auch vor der Zahnmedizin nicht Halt [148]. So lässt sich prognostizieren, dass bis 2060 die Altersgruppe der über 65-jährigen bei einer durchschnittlichen Lebenserwartung von 88,8 Jahren für Frauen und 84,8 Jahren für Männer einen Anteil von rund 33 % an der deutschen Gesamtbevölkerung einnehmen wird [176]. Dabei soll bis zum Jahr 2030 trotz moderner Prophylaxe-Maßnahmen die Anzahl der fehlenden Zähne im Vergleich zum Jahr 2005 in dieser Altersgruppe lediglich um 3,1 % sinken [27]. In der Altersgruppe der gegenwärtig jüngeren Senioren ist zwar ein Trend zu einer höheren Restbezahnung zu verzeichnen, jedoch besitzen jüngere Senioren laut der Fünften Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS V) im Schnitt nur 16,9 Zähne [79]. Vergleicht man hierzu die Altersgruppe der heute 75- bis 100-Jährigen kann festgestellt werden, dass diese Patienten im Schnitt 17,8 fehlende Zähne aufweisen. Gänzlich zahnlos ist in dieser Gruppe bloß ein Drittel der Patienten. Noch höher fällt die Anzahl der fehlenden Zähne mit durchschnittlich 22,4 fehlenden Zähnen bei der Gruppe der älteren Menschen mit Pflegebedarf aus. Das Risiko für Zahnverlust scheint hinsichtlich des steigenden Bedarfs an Parodontalbehandlungen bis zum Jahr 2030 entgegen einem geringeren Kariesrisiko weiterhin zu bestehen [79]. Neben rein funktionellen Einschränkungen zählen morphologische Veränderungen sowie ästhetische, psychosoziale Gesichtspunkte zu den Gründen, die bei Zahnverlust eine prothetische Versorgung notwendig machen [149, 169, 214]. Zwar lässt sich ein Trend zum festsitzenden Zahnersatz verzeichnen [79], dennoch bleibt für Kerschbaum, Stancic und Jelenkovic der herausnehmbare oder auch festsitzend-kombinierte Zahnersatz die Restauration der Wahl für die Altersgruppe der Senioren [84, 171]. Bei weniger als vier Restzähnen gilt die sogenannte Cover-Denture-Prothese aus Sicht der gesetzlichen Krankenkassen als Regelversorgung [44]. Eine Implantat-getragene prothetische Versorgung wäre in vielen Fällen ebenso denkbar, jedoch scheidet diese Lösung oft aus finanziellen, gesundheitlichen, parodontalen oder morphologischen Gründen als Therapiekonzept aus [91]. Der 10-Jahres Trend zwischen den Jahren 2006 und 2016 zeigt einen Anstieg der Doppelkronenversorgungen in der relativen Häufigkeit (je 100 Fälle) um 18,2 % [78]. Betrug die relative Häufigkeit der Doppelkronenversorgungsvariante 2006 noch 6,6 % stieg sie bis zum Jahr 2016 auf 7,8 % an. Im Vergleich dazu ist für Totalprothesen, Modellgussprothesen

und Wiederherstellungen ein Rückgang zu verzeichnen. Die Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung begründet den Trend zu Doppelkronenprothesen mit dem längeren Erhalt der eigenen Zähne und der damit einhergehenden Möglichkeit zu festsitzenden oder festsitzend-kombinierten Versorgungen [78]. Seit ihrer Erstbeschreibung befand sich die Doppelkronentechnologie stetig im Wandel [55, 63, 69, 99, 175]. Im Folgenden wird die Doppelkrone im Allgemeinen und deren Funktionsweise genauer erläutert. Hinsichtlich des Auftretens von Materialunverträglichkeiten werden anschließend die in der Studie verwendeten Dentalwerkstoffe vorgestellt sowie die Risiken bei dem Einsatz dentaler Metalllegierungen dargestellt [65, 124, 127]. Die Beschreibung von analoger und digitaler Prozesskette soll abschließend die Vor- und Nachteile beider Vorgehensweisen in Bezug auf die CAD/CAM-Technologie näher beleuchten.

1.2 Ziel der experimentellen Untersuchungen

Das Ziel dieser in-vitro Untersuchungen lag im Vergleich des Abzugskraftverhaltens gegossener und gefräster Parallelteleskope unter Simulation physiologischer Mundhöhlenverhältnisse, während sowie nach einer Belastungsphase von 10.000 Zyklen. Zudem untersuchte die Studie mittels Licht- und Konfokal-Mikroskopie das Verschleißverhalten und die Passgenauigkeiten der Herstellungsmethoden (gegossen versus galvanisiert versus gefräst). In Bezug auf eine zunehmende Digitalisierung der Zahnmedizin und dem Trend zur Verwendung metallfreier, biokompatibler Dentalmaterialien sollte diese Arbeit unter Verwendung moderner Materialien eine Übersicht über den aktuellen Stand der Herstellungsmethoden als Alternative zum „Goldstandard“ (gusstechnisch gefertigte Doppelkronen aus einer hochgoldhaltigen Legierung) geben. Die gewonnenen Erkenntnisse sollen der Zahnärztin beziehungsweise dem Zahnarzt im klinischen Alltag als eine Entscheidungshilfe bei der Wahl eines geeigneten Zahnersatzmaterials und der Herstellungsmethode dienen. Im Mittelpunkt der Studie stand die Untersuchung der Einflussnahme von Dauerbelastung, Herstellungsmethode und Materialkombination auf das Haftkraftverhalten. Die Nullhypothesen lauteten daher, dass die Dauerbelastungsphase innerhalb der einzelnen Prüfgruppen (erste Null-Hypothese) und das Herstellungsverfahren sowie die Materialkombination zwischen den einzelnen Prüfgruppen (zweite Null-Hypothese) zu den verschiedenen Messzeitpunkten der künstlichen Alterungsversuche keinen signifikanten Einfluss auf die Abzugskräfte nimmt.

1.3 Historische Entwicklungen der Doppelkrone

Das erstmals beschriebene Doppelkronensystem wurde 1886 von Starr in Amerika entwickelt. Hierbei handelte es sich um eine über Doppelkronen verankerte herausnehmbare Brücke [175]. Goslee nutzte in der Folgezeit das erfolgreich von Starr entwickelte Prinzip [55]. Es dauerte bis zum Jahre 1929 bis Häupl das Prinzip der Teleskopkrone in Europa beschrieb [63]. Häupl und Böttger trieben in der Mitte des letzten Jahrhunderts die Entwicklungen in der Parallelwandtechnik der Teleskopkronen voran [22, 24, 64]. 1968 veröffentlichte Körber seine Ergebnisse über die von ihm entwickelte Konuskrone [99]. Den Nachteil der undefinierten Haftkraft bei Parallelwandteleskopen versuchte Körber durch Einführung eines Konuswinkels zu umgehen. Körber konnte zeigen, dass durch die Wahl eines bestimmten Neigungswinkels (5-8°) und durch ein hohes Maß an Präzision beim Herstellungsprozess des Zahnersatzes eine definierte Haftkraft der verankerten Prothese erzielt werden kann. Das 1965 von Hofmann entwickelte Prinzip der beweglichen Lagerung durch Spielpassung des Resilienzteleskops griff Lehmann fünf Jahre später wieder auf [69, 106]. Beide sahen vor allem die Indikation zur Therapie des stark reduzierten Lückengebisses in Form von einer parodontal-gingival getragenen Teilprothese [69, 70, 106]. Heute ist die Doppelkrone als Verankerungselement insbesondere in Deutschland und Japan verbreitet [139].

1.4 Doppelkronen und Doppelkronensysteme

Doppelkronen bestehen aus einer Primärkrone (Innenkrone) und einer Sekundärkrone (Außenkrone). Während die Primärkrone als Patrizie fungiert und fest auf dem Pfeilerzahn zementiert ist, wird die Sekundärkrone in den abnehmbaren Teil des Zahnersatzes eingearbeitet. Das Prinzip beruht auf der Passgenauigkeit der beiden ineinandergreifenden Kronen. Die Haftung erlangen die Doppelkronen hierbei über Friktion oder Konuspassung. Als zusätzliche Retentionselemente sind Friktionsstifte oder federnd gelagerte Kugeln wie beispielsweise bei der Marburger Doppelkrone aufzuführen.

1.4.1 Vor- und Nachteile von Doppelkronen

Doppelkronen vereinen im Vergleich zu gebogenen Klammern oder Gussklammern in einem einzigen Präzisionsverankerungselement folgende Vorteile [186]:

Stützfunktion

Abstützung des Zahnersatzes auf den Pfeilerzähnen

Haltefunktion

Sicherung der Prothese gegen abziehende Kräfte

Führungsfunktion

Bei der Ein- und Ausgliederung des Zahnersatzes

Kippmeiderfunktion

Vermeidung des Abkippen eines Freiendsattels

Schubverteilungsfunktion

Gleichmäßige Verteilung der Kaukräfte auf die Pfeilerzähne

Verblockungsfunktion (sekundär)

Verbindung der Restzähne durch Retentionselemente kann Mobilität parodontal geschädigter Zähne vermindern [135]

Hygienemöglichkeit

Optimale Hygienemöglichkeit des abnehmbaren Teil des Zahnersatzes und zirkuläre Zugangsmöglichkeiten der Innenkronen durch fehlende Verblockung der Interdentalräume auch bei älteren, behinderten Patienten [174]

Wirtschaftlichkeit

Erweiterbarkeit der Teleskopprothese bis hin zu Vollprothese bei Verlust einzelner Pfeilerzähne

Zu den Nachteilen der Doppelkronen gehören:

Demaskierungseffekt

Psychische Belastung für den Patienten durch die im Mund verbleibenden Primärkronen nach Entfernung des herausnehmbaren Anteils

Überkonturierung der Pfeilerzähne [51]

Der Ausgleich von Achsdivergenzen bei der Präparation und fehlender Pfeilerparallelität führt hinsichtlich des Kompromisses zwischen gefordertem zirkulären Substanzabtrag [83] und Vermeidung einer massiven Schwächung des Pfeilerzahnes zwangsläufig zu einer Überdimensionierung der Pfeilerzähne. Um bei fehlender Parallelität der Stümpfe den Infrawinkel auszugleichen, wird der Zahntechniker zur Überkonturierung der Innenkronen gezwungen. Diese Maßnahme mindert durch Schaffung schwierig zu reinigender Schmutznischen sowohl die Hygienefähigkeit als auch die Ästhetik [147, 186].

1.4.2 Formen der Doppelkronen

Körper untergliedert die Doppelkronensysteme in Zylinderteleskope, Konuskronen, Resilienzteleskope, Ovoidform und undefinierte Form [96]. Hierbei wird je nach Kronenanteil zwischen Voll- und Teildeleskop unterschieden.

Friktions- und Zylinderteleskop

Der allgemein gültigen technischen Definition nach lässt sich ein Teleskopsystem als zwei ineinandergleitende Rohre beschreiben, welche in jeder Position zueinander aufgrund ihrer parallelen, zylindrischen Wandung beim Fügen und Lösen wandschlüssigen Kontakt haben [113]. Eine ebenso gültige Definition beschreibt das „Kolben-Zylinder-Prinzip“ [161]. Laut Körper beträgt der Toleranzbereich, in dem Abweichungen die Funktionalität des Parallelteleskops nicht beeinflussen, lediglich 0,009 µm [96]. Im Laboralltag lässt sich hingegen eine mangelnde Umsetzbarkeit feststellen. In Abhängigkeit von Pfeileranzahl und Pfeilerlänge weist die Sekundärkonstruktion beim Eingliedern auf die Primärkronen meist erst im unteren Kronendrittel spürbare Friktion auf [160]. Minimale Ungenauigkeiten im zahntechnischen Herstellungsprozess erschweren die Friktionseinstellung und lassen die Friktion deutlich

zwischen Spiel-, Press- oder Übergangspassung variieren [96]. Eine Erhöhung der in die Teleskoparbeit einbezogenen Pfeilerzähne führt zu vermehrtem Auftreten von Verkantungsphänomenen und bedarf daher einer höheren Geschicklichkeit des Patienten.

Als Friktion bezeichnet man in der Teleskoptechnik den Reibungswiderstand, der zwischen Außenfläche der Primärkrone und Innenfläche der Sekundärkrone eines Teleskopsystems wirkt und einen Abzug in eine entgegengesetzte Richtung erschwert [93]. In diesem Zusammenhang wird zwischen Haft- und Gleitreibung unterschieden. Befindet sich das Teleskop in finaler Sollposition, erreicht die Haftreibung ihr Maximum. Beim Trennungsvorgang von Primär- und Sekundärkrone tritt mit einer geringeren Größe Gleitreibung bis zur vollständigen Trennung der Teile auf [110, 150]. Die Qualität der Oberfläche, also die Ungleichmäßigkeit der Oberflächenhöhe, beschreibt man als Rauheit [162, 196]. Fertigungsbedingt zeigt sich in Form von charakteristischen Schleifspuren, dass kein gleichmäßiger Wandkontakt zwischen Primär- und Sekundärteil vorliegt. Stattdessen herrscht durch die Oberflächenrauigkeiten hervorgerufen zwischen der hochglanzpolierten Außenfläche der Primärkrone und der Innenfläche der Sekundärkrone ein Vielpunktkontakt [23, 93, 147]. Sind das Kleinstspiel, also das Kleinstmaß der Außenkrone und das Größtmaß der Innenkrone, die Welligkeit und die Rautiefe der korrespondierenden Doppelkronenflächen annähernd gleich groß, liegt eine Presspassung zwischen den Berührungspunkten vor, welche bei wiederholter Separation und Fügung durch Verschleiß der Welligkeiten abnimmt [96]. Diese Verschleißerscheinungen äußern sich vor allem in der initialen Phase (oder Einspielphase) in Form von einer Friktionsverminderung nach Eingliederung des Zahnersatzes [121]. Die weitere Friktionseinstellung ist abhängig von der Anzahl der Teleskope, den manuellen Fähigkeiten des Patienten, der Pfeilerbeweglichkeit sowie der Erfahrung des Behandlers und Zahntechnikers und sollte aufgrund der Einspielphase über mehrere Sitzungen erfolgen [25, 147]. Die Friktionstärke wird durch die Passung und Anpresskraft bestimmt, mit welcher die Außenkrone auf die Primärkrone gesetzt wird. Bei einer Erhöhung der Anpresskraft erhöht sich die reale Kontaktfläche A_r ohne eine Zunahme der Kontaktfläche der einzelnen Berührungspunkte [34]. Die Adhäsionskräfte, die zusätzlich durch den Speichel hervorgerufen werden, nehmen durch die Unebenheiten der gusstechnisch hergestellten Friktionsteleskope nur einen minimalen Einfluss auf die Haftung [13].

Man erhält die Zylinderoberfläche durch Addition der Mantelfläche und der Deckfläche des Zylinders [145]:

$$A_O = D + M$$
$$A_O = \pi r^2 + 2\pi r h$$

A_O = Oberfläche des Zylinders

D = Deckfläche

M = Mantelfläche

r = Radius des Zylinders

h = Höhe des Zylinders

Berücksichtigt man den Vielpunktkontakt, muss man die einzelnen Kontaktpunkte zu einer Summe addieren, um die korrekte Kontaktfläche zwischen Innen- und Außenteleskop zu erhalten. Die nachfolgende Formel berücksichtigt die beschriebene Problematik:

$$O^{real} = \sum_1^n o_i$$

o_i = Fläche eines Kontaktbereiches

O^{real} = reale Kontaktfläche der Gleitreibungspartner

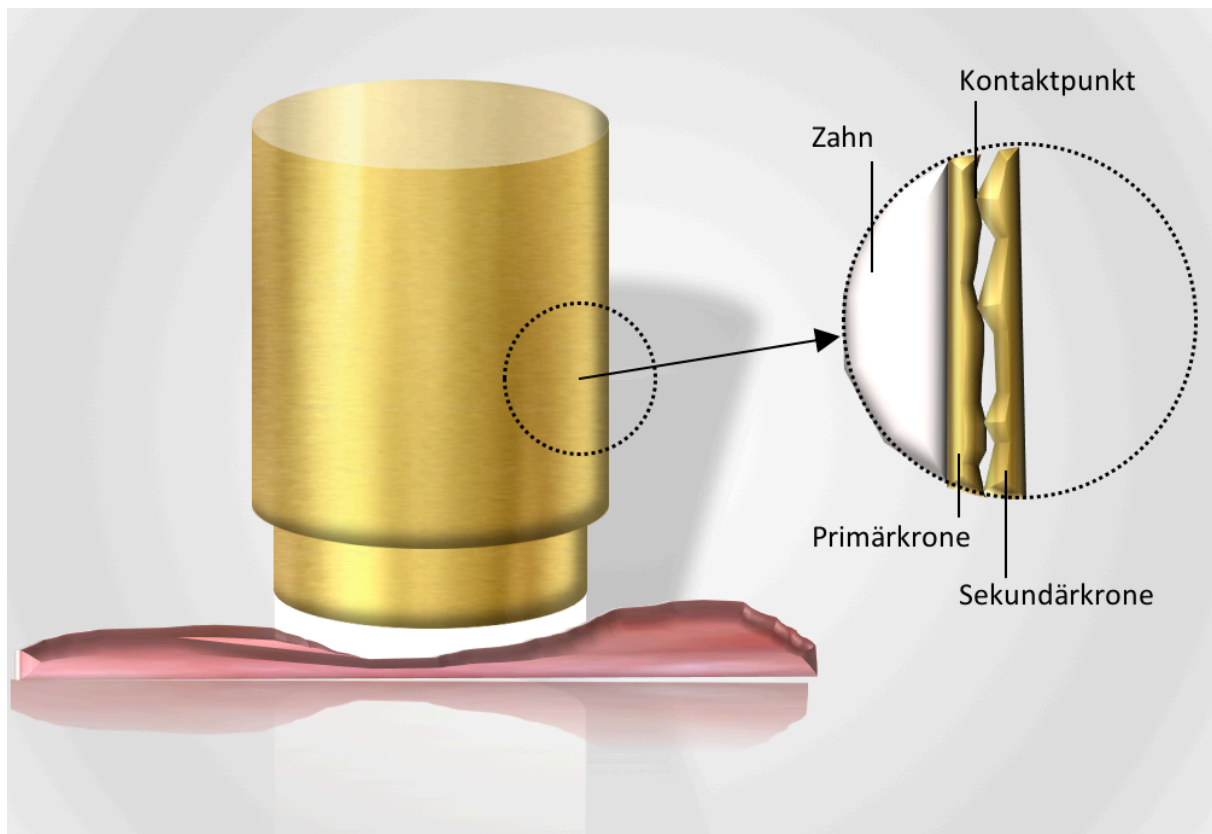


Abb. 1 Funktionsprinzip des Friktionsteleskops (eigene Darstellung nach Stüttgen) [93]

Resilienzteleskop

Das Resilienzteleskop gilt als Modifikation des Friktions- bzw. Zylinderteleskops. Es besitzt eine Spielpassung mit einem okklusalen Spalt ohne okklusalen Stopp von 0,3 - 0,5 mm zwischen Primär- und Sekundärkrone [54, 107]. Anwendung findet diese friktionsfreie Art des Teleskops vor allem im stark reduzierten Lückengebiss mit meist parodontal geschädigten Pfeilerzähnen [69]. Ein stark reduziertes Lückengebiss liegt dann vor, wenn der Patient in einem Kiefer über drei oder weniger Zähne verfügt [66, 163]. Die Schonung des parodontal geschädigten Zahns erfolgt über zwei Mechanismen: Zum einen wird über die Spielpassung eine Protheseneinlagerung in das Tegument ermöglicht [96] und so eine Kraftreduzierung auf die Pfeilerzähne erzielt. Dadurch erfolgt die maximale Kraftableitung über das Tegument und nicht über die Restbezahnung. Zum anderen wirken durch die fehlende Friktion keine extrudierenden Kräfte auf den Zahn [189]. Im Vergleich zu den Friktionsteleskopen verfügen Resilienzteleskope ausschließlich über eine Führungsfunktion, die die Eingliederung über die festgelegte Einschubrichtung gewährleistet und die Prothese gegen horizontale Krafteinwirkungen stabilisiert. Gleichzeitig dient das Resilienzteleskop als Kippmeider beim Kauen klebriger Nahrung [138]. Im Vergleich zur rein gingival getragenen Prothese wird durch

die tegumental-dentale Lagerung eine geringere Resttaktivität über den parodontalen Faserapparat ermöglicht [18]. Gleichzeitig sprechen psychologische Aspekte in Hinblick auf die Heranführung des Patienten an die Totalprothese für das Resilienzteleskop [147]. Kontrovers wird hingegen die mangelnde Retention und der Verlust des okklusalen Spalts bei maximaler Protheseneinlagerung diskutiert [186]. Der fragliche Einsatz von Friktionsteleskopen im stark reduzierten Restgebiss konnte in der Vergangenheit widerlegt werden [168].

Konuskronen

Als Konus bezeichnet man einen Kegelstumpf, dessen Seitenwände schräg aufeinander zulaufen. Hierbei besitzt der Kegelstumpf gemäß DIN 254 einen kleineren Durchmesser d im okklusalen Bereich als im zervikalen Bereich D . Der dimensionslose Verjüngungsgrad lässt sich durch folgende Formel wiedergeben [89]:

$$C = \frac{D - d}{L} = 2 \tan \alpha$$

| | | |
|-----|---|------------------------|
| C | = | Kegelverjüngung |
| L | = | Höhe des Kegels |
| D | = | Durchmesser (zervikal) |
| d | = | Durchmesser (okklusal) |

Der Konuswinkel ($\frac{\alpha}{2}$) ergibt sich aus dem halben Kegelwinkel (α). Bei der Konuskronen stehen die korrespondierenden Flächen von Primär- und Sekundärteil im Konuswinkel parallel zueinander. Beim Eingliedern der Sekundärkrone erfolgt im Vergleich zum Zylinderteleskop erst in Endposition ein Aufspannen der Passflächen und die sogenannte Konushaftung (Haftreibung der Ruhe) entsteht [96]. Kennzeichnend ist in dieser Position das Vorhandensein eines okklusalen Freiraums zwischen 10 – 80 μm , der gleichzeitig der vertikalen Unterdimensionierung zwischen Primär- und Sekundärkrone entspricht [160]. Zur Entfernung der Sekundärkrone muss die Kraft F^L (Lösekraft) aufgewendet werden. Je höher die zuvor verwendete Anpresskraft (F^A) zur Eingliederung der Prothese war und je länger die Tragedauer, desto mehr Kraft benötigt der Patient zur Überwindung der Lösekraft [147]. Als Vorteile der Konuskronen wird ein therapeutischer Nutzen durch eine definierte Haftkraft, eine

erleichterte Eingliederung durch Konustoleranz und fehlender Gleitreibungsphänomene, eine leichtere Herstellung bei Pfeilerachsdivergenzen, minimalere Abnutzungserscheinungen und eine einfache Wiederherstellung der Haftkraft durch okklusale Reduktion des Primärteils beschrieben [110, 147, 160]. Als nachteilig hingegen wird die Gefahr von überstehenden Sekundärkronenrändern und eine damit einhergehende Reizung von der Gingiva beim Nachsetzen der Sekundärkrone eingeschätzt. Zur Theorie der Konushaftung entstanden verschiedene Modelle, die im Folgenden beleuchtet werden sollen.

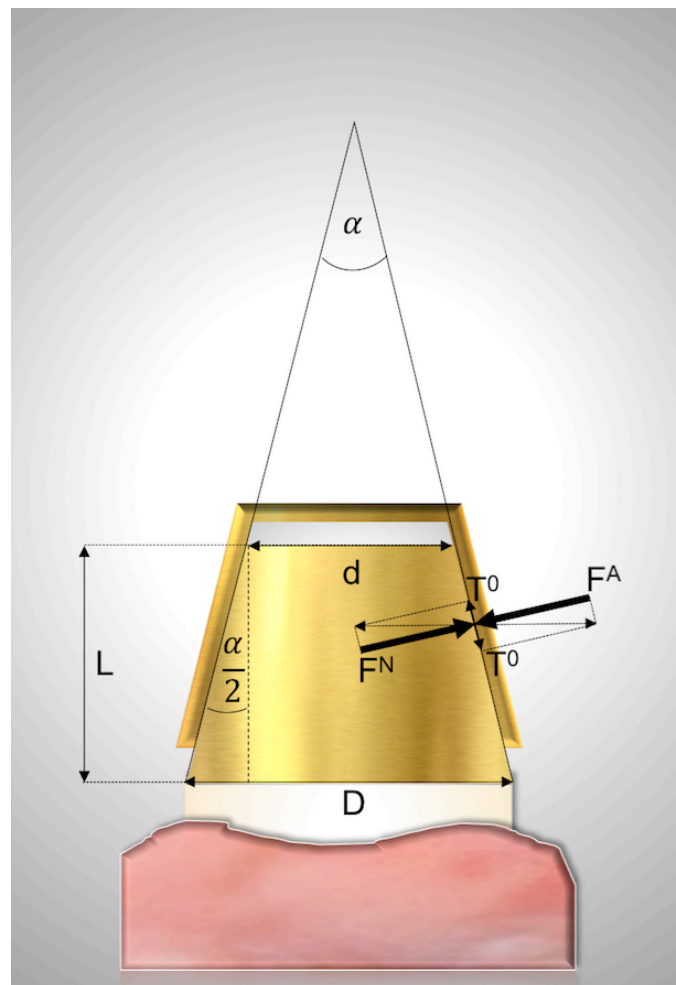


Abb. 2 Prinzip der Konushaftung (eigene Darstellung nach Pospiech) [147]

F^N = Normalkraft; F^A = Anpresskraft; T^0 = Haftreibung in Ruhe

Die Erfindung der Konuskrone geht auf Prof. Dr. Karl Heinz Körber im Jahr 1968 zurück. Körber analogisierte den Haftmechanismus der Konuskrone mit dem Prinzip des Eindringvermögens eines Keils in eine hölzerne Unterlage [96]. Ab einer Unterschreitung eines spezifischen Grenzwinkels ρ verbleibt der spitze Keil im Vergleich zum stumpfen Keil ohne weitere

Fremdeinwirkung in der Unterlage. Diesen sogenannten „Selbsthemmungsbereich“ erfährt ebenso ein Körper auf „schiefer Ebene“, der ab einer Unterschreitung des Grenzneigungswinkels ρ nicht mehr in Bewegung gerät ($\alpha \leq \rho$). Daraus folgert Körper nachfolgende Gesetzmäßigkeit für den Zusammenhang zwischen der Lösekraft F^L , der Haftreibungszahl μ^0 , der Anpresskraft F^A und dem Konuswinkel $\frac{\alpha}{2}$:

$$F^L = \frac{\mu^0 \cdot F^A}{\sin\left(\frac{\alpha}{2}\right)}$$

Die Haftreibungszahl μ^0 als dimensionslose Materialkonstante wird durch die Oberflächenrauigkeit und das Zwischenmedium (Speichel) bedingt. Die Anpresskraft F^A ist proportional zur Lösekraft F^L . F^A wird dabei von der individuellen Kraft des Patienten beim Einsetzen, dem Kaudruck, von der Eingliederungsdauer der Prothese bestimmt und stellt somit eine variable Größe dar [147]. Nach Einsetzen reeller Werte erhält Körper aus der Formel die „Kennlinie der Haftkraft-Konuswinkelfunktion“ [96].

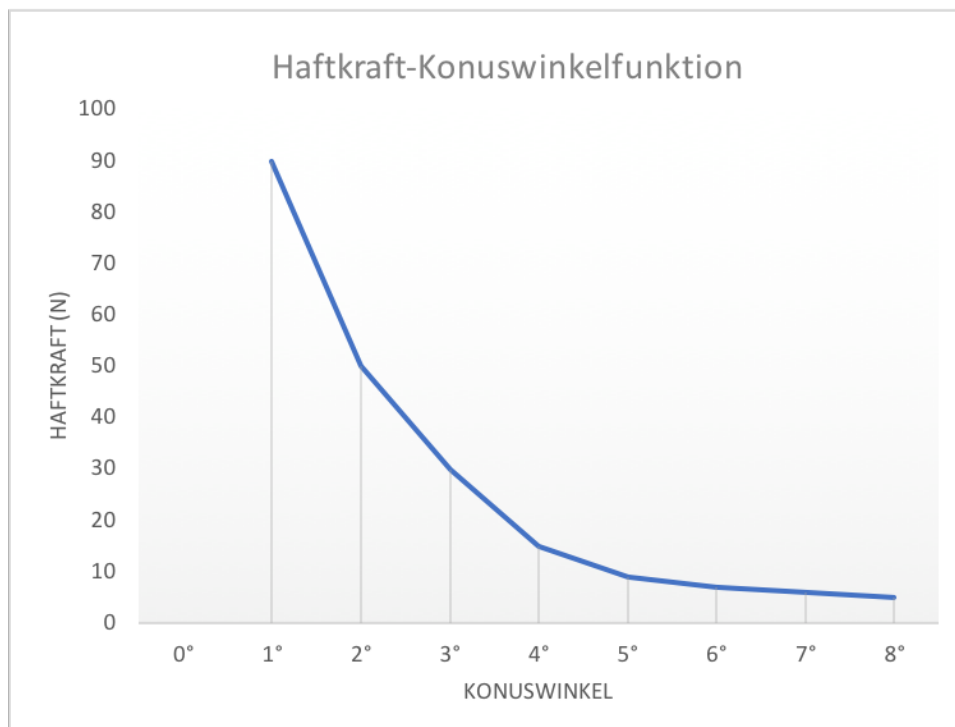


Abb. 3 Haftkraft-Konuswinkelfunktion nach Körper (eigene Darstellung) [95]

Demnach sind die Haftreibungskräfte nach Körber maßgeblich abhängig von dem Konuswinkel [96]. Hieraus ergibt sich der bereits erwähnte Vorteil einer definierten Haftkraft, die parodontalschonend und je nach Wurzellänge, Zahnbeweglichkeit und parodontalen Zustand durch die Einarbeitung okklusaler Stopps patientenspezifisch programmiert werden kann [110, 208]. Körber unterscheidet je nach Kegelwinkel zwischen drei verschiedenen Konusformen, welche je nach patientenspezifischer Pfeilerwertigkeit gewählt werden können [96, 98]. Nach Körber liegt der optimale Konuswinkel zwischen 5°-7°:

| | |
|----------------------------|-------------------------------------|
| Haftkonus (Haftanker): | Konuswinkel 5,5° (Summenwinkel 11°) |
| Normalkonus (Normalanker): | Konuswinkel 6,0° (Summenwinkel 12°) |
| Stützkonus (Stützkonus): | Konuswinkel 6,5° (Summenwinkel 13°) |

Bei Divergenzen zwischen der Zahnachse der Pfeilerzähne und der Konusachse kann gemäß der Konustoleranz ein Unterschied der gegenüberliegenden Konuswinkel im Bereich des gewünschten Summenwinkels (X°) noch akzeptiert werden. Alleinig die Paarung $0^\circ/X^\circ$ entspräche den Gegebenheiten eines Friktionsteleskops und entspräche per definitionem nicht mehr dem Konusprinzip [96, 147, 160].

Körber formulierte ein Modell eines quasi „starrten Außenkonus auf einem starren Innenkonus“ [96]. Stenzel et al. hingegen entwickelte in den Folgejahren ein Modell mit „elastischem Ring auf starrem Kegelstumpf“ zur Angleichung an reelle Begebenheiten und stellte dabei folgende Haftungsbedingung für die Abzugskraft (F_A) und Fügekraft (F_F) auf [180]:

$$F_A = F_F \cdot \frac{\tan \frac{\alpha}{2} - \mu_0}{\tan \frac{\alpha}{2} + \mu_0}$$

Lenz kritisierte 1982 eine nicht sachgemäße Definition des Konvergenzwinkels als Neigungswinkels der „schiefen Ebene“ in Körbers Erstbeschreibung und modifizierte das von Körber postulierte Modell durch Annahme des Außenkonus als elastische Schale [108]. Nach Korrektur von Fehlern kommt er jedoch auf ein vereinfachtes Modell zurück, das dem Grundgedanken Körbers aufgrund der Starrheit von Außen- und Innenkonus ähnelt [109]. Lenz veranschaulicht mit seinem Modell, dass das Verhältnis von Füge- und Lösekraft lediglich

von dem Konvergenzwinkel und der Haftreibungszahl, die durch die Materialwahl und Oberflächenrauigkeit, Schmierungsgrad festgeschrieben ist, beeinflusst wird [109, 110]. Während die Lösekraft bei Konuskronen in jedem Fall geringer ist als die aufgewendete Anpresskraft, entsprechen bei Teleskopversorgungen nach Lenz beide Kräfte einander [110]. Lenz ermahnt, dass sich die Haftung von Parallelteleskopen als auch Konuskronen auf Haft- und Gleitreibungsphänomene zurückführen lässt [110]. Lenz legt folgende Haftungsbedingung für einen starren Außenkonus auf starrem Stumpf zugrunde:

$$H < \mu_H \cdot N$$

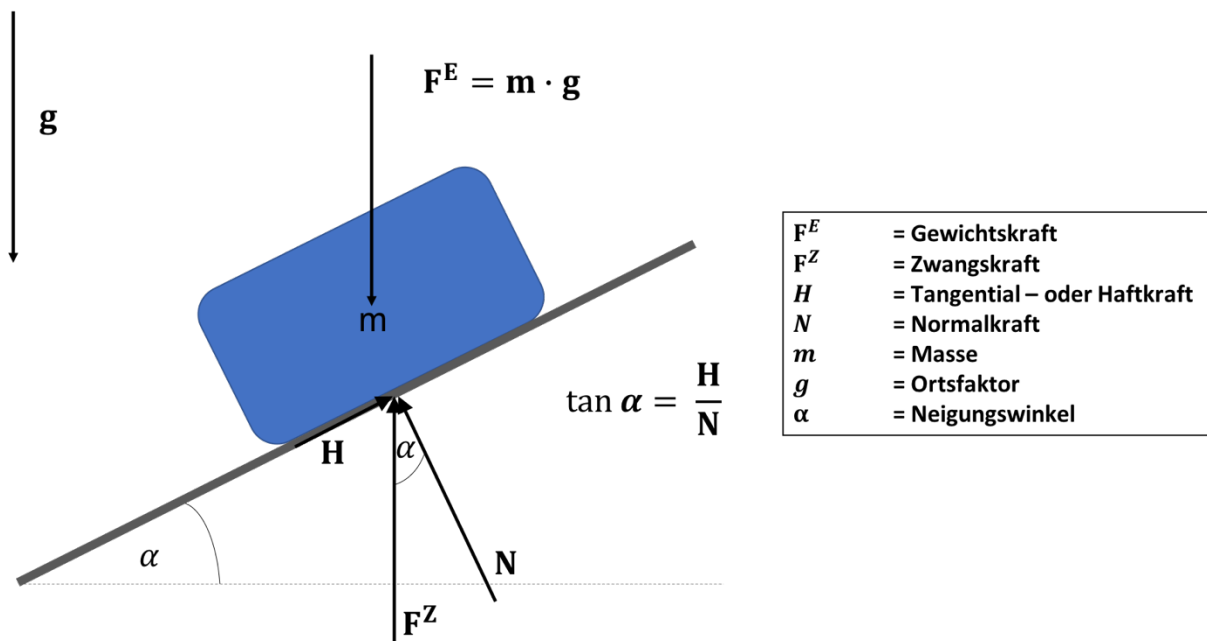


Abb. 4 Kräfteverteilung: Klotz auf schiefer Ebene nach Lenz (eigene Darstellung) [110]

Mit der Finite-Elemente-Methode stellten Fingerhut et al. in jüngster Vergangenheit folgenden Zusammenhang zwischen Anpresskraft und Lösekraft auf [50]:

$$\frac{F^L}{F^A} = \frac{\mu_0 - \tan(\alpha)}{\mu_0 + \tan(\alpha)}$$

Gemeinsam kommen die Autoren mit den mathematischen Berechnungen der Modelle zu dem Schluss, dass die Haftkraft unabhängig von patientenspezifischen Größen wie der Doppelkronenhöhe, Durchmesser und Wandstärke ist und alleinig auf der Wahl des Konvergenzwinkels (= Konuswinkel) und der Haftziffer beruht.

Galvano-Doppelkronen

Die Galvanotechnik ist ein Teilbereich der Elektrochemie, die die chemischen und elektrochemischen Prozesse der Metallabscheidung umfasst. Die Abscheidung des Metalls kann durch Gleichstrom elektrolytisch oder chemisch durch Verwendung von Reduktionsmitteln erfolgen. Das Prinzip beruht auf den Entdeckungen von Luigi Galvani, welches erst durch Werner von Siemens industriellen Durchbruch erfuhr. Die anfangs noch toxischen Kaliumcyanid-haltigen Bäder wurden Mitte der 1980er Jahre von Kleingalvanisierungsgeräten für Dentallabore abgelöst (GAMMAT 12 - Gramm Technik GmbH, Ditzingen; 1989; AGC - Auro Galva Crown, Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, 1986). Grundlage hierfür bildete das von Wissmann entwickelte Platamic-Verfahren [37]. Die Galvanotechnik lässt sich in eine direkte und indirekte Technik unterteilen [67]. Bei der direkten Methode wird die Sekundärkrone direkt auf eine mit Leitsilberlack konditionierte Primärkrone galvanisiert. Der indirekte Weg führt über die Herstellung eines dublierten Modellgipsstumpfes der Primärkrone, auf die der Leitsilberlack aufgetragen wird [151]. Durch die Zwischenschritte der Modellherstellung und des Dublierens birgt die indirekte Methode höhere Passungengenauigkeiten im Vergleich zu der direkten Methode. Das aufgalvanisierte Feingoldkappchen muss aus Stabilisierungsgründen in ein Tertiärgerüst eingeklebt werden. Daher wird das Kappchen auch als Intermediärkrone bezeichnet. Der Vorteil der Galvanotechnik gegenüber der konventionellen Gussmethode liegt in der höheren Passgenauigkeit und führt somit zu einer Vermeidung von Spannungen zwischen den Primär- und Sekundärkronen [37]. Dieser spannungsfreie Sitz wird in der Implantatprothetik auch als „passive fit“ bezeichnet [77]. Durch eine feinere, poren- und lunkerfreie Oberflächenstruktur und das fehlende Auftreten von Kaltverschweißungen durch die heterogene Materialkombination aus Keramik und einer Goldlegierung treten im Vergleich zu der konventionellen Gussmethode geringere Verschleißmechanismen auf. Weigl et al. konnten darüber hinaus zeigen, dass selbst bei einer hohen Anzahl an Füge- und Trennzyklen keine signifikante Abnahme der Haltekräfte stattfindet [204]. Mit dem nach Weigl benannten „Weigl-Protokoll“ wurde dem Zahnarzt und Zahntechniker bereits Mitte der 1990er eine Anleitung zur Umsetzung der damals neuen Technologie im klinischen Alltag gegeben [203]. Zusätzlich gelten Galvanokronen aufgrund des hohen Feingoldanteils als biokompatibel [167]. Als Nachteil lässt sich der zusätzlich erhöhte Platzbedarf aufführen, welcher dem mindestens 0,2mm starken Feingoldkappchen geschuldet ist [186].

Die Haftkraft der Galvano-Doppelkronen beruht nach Rößler et al. vornehmlich auf dem Hydraulikeffekt [154]. Vernachlässigbar sind nach Rößler Adhäsions- (ca. 1 %) und Friktionskräfte (0,1 – 0,5 %). Bei dem Trennen der Primär- und Sekundärteile entsteht ein Strömungswiderstand, ein Unterdruck, welcher überwunden werden muss. Der äußere Luftdruck drückt die Sekundärkrone auf die Primärkrone und wirkt abziehenden Kräften entgegen. Ausgehend von der Grundgleichung der Gleitlagerströmung nach Böswirth [21] erhält man für den Hydraulischen Effekt folgenden Zusammenhang [153]:

$$\Delta\rho \approx \frac{\eta \cdot v_1 \cdot K}{d_s^3}$$

$\Delta\rho$ = Druckveränderung

η = Viskosität

v_1 = Abzugsgeschwindigkeit

K = Kronenformfaktor (abhängig von Kronendurchmesser, Kronenkonizität)

d_s = Fügespaltweite

Je geringer der Spaltraum zwischen den teleskopierenden Verbindungen, desto mehr Kraft wird zum Lösen der Doppelkronen in Abhängigkeit von der Viskosität und der Abzugsgeschwindigkeit benötigt. Daraus leiten Rößler et al. die Empfehlung für die Verwendung von Haftölen für Patienten bei mangelnder Retention der Galvano-Doppelkronen ab [154]. Je steiler hierbei die Oberfläche, desto geringer ist der Kraftaufwand, der benötigt wird, um die Adhäsionskräfte zu überwinden - je flacher, desto höher ist die notwendige Kraft [31].

1.4.3 Verschleißmechanismen und Tribologisches System Teleskopkrone

Die Tribologie beschreibt die Lehre von der Reibung, dem Verschleiß und der Schmierung in Kontakt zueinanderstehender mechanischer Systeme sowie deren Optimierung [33, 146]. Das Tribologische System umfasst einen Grundkörper, einen Gegenkörper, einen Zwischenstoff und ein Umgebungsmedium [32]. In Hinblick auf die Teleskoptechnik bedeutet dies: Primärkrone (Grundkörper), Sekundärkrone (Gegenkörper), Zwischenstoff (Speichelfilm zwischen Doppelkronen) und umgebendes Medium (Mundspeichel). Grundkörper und Gegenkörper sind in Abhängigkeit des umgebenden Mediums Kräften und Bewegungen ausgesetzt, die über Reibung zu Verschleiß führen können [33, 146]. In der Teleskoptechnik findet man überwiegend Haft- und Gleitreibung [110, 150]. Die Gleitreibung untergliedert sich weiter in Flüssigkeitsreibung, Festkörper/Grenz-Reibung und Mischreibung [104]. Da im System Teleskopkrone nicht von einem durchgehend benetzenden Flüssigkeitsfilm auszugehen ist, kommt es zum Auftreten aller drei Gleitreibungszustände, die bei andauernder Belastung zum Verschleiß und so zum Funktions- beziehungsweise Friktionsverlust führen. Czichos und Habig unterscheiden vier grundlegende Verschleißmechanismen zwischen Grund- und Gegenkörper [32, 39]:

Oberflächenzerrüttung

Bildung von Rissen, Grübchen und Entstehung von Dauerschwing-Rastlinien durch Materialermüdung in Abhängigkeit von Anzahl der Belastungen und Belastungsschwingungsweite

Abrasion

Ritzen- und riefenartiger Materialabtrag durch Oberflächenunebenheiten

Adhäsion

Binden und Lösen von Atombindungen führt zu „Kaltverschweissungen“, Materialübertrag und Schuppen

Triboreaktion

Entstehung chemischer Reaktionsprodukte (Partikel) hervorgerufen durch Reibungsenergie

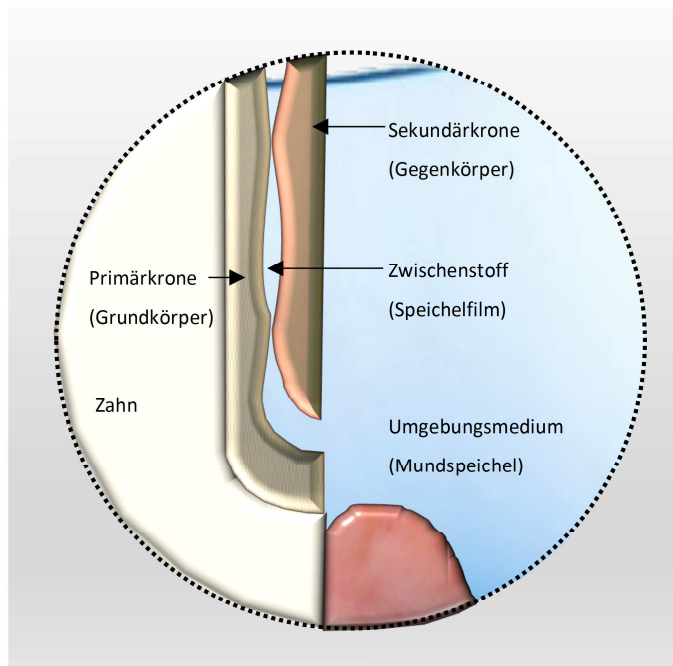


Abb. 5 Tribologisches System: Teleskopkrone (eigene Darstellung)

1.5 Dentalwerkstoffe



Abb. 6 Doppelkronen in den getesteten Materialkombinationen (Gold- und Cobalt-Basis-Legierung, Zirkoniumdioxidkeramik, PEEK) und Herstellungsmethoden (eigene Darstellung)

1.5.1 Metalle und Legierungen

Durch Grabfunde in der Toskana wurde herausgefunden, dass Menschen bereits im 17. Jahrhundert versucht haben durch natürliche, wie auch künstliche Werkstoffe fehlende Zähne zu ersetzen. Die geschah durch die Verwendung von Goldbändern, die mit menschlichen sowie tierischen Zähnen versehen waren [123]. Damals wie heute werden in der Zahnheilkunde bei der Verwendung von Metallen aufgrund von bestimmten Materialanforderungen nur selten Reinelemente verwendet. Vor allem stehen Anforderungen wie Festigkeit, Korrosionsbeständigkeit, Biokompatibilität, gute Verarbeitbarkeit, Metall-Keramik Haftverbund und eine zufriedenstellende Ästhetik im Vordergrund [48]. Die Vermischung von verschiedenen Metallen durch Zusammenschmelzen mit Nichtmetallen zur Erzielung gewünschter Werkstoffeigenschaften, die nicht durch die Verwendung von Reinelementen zu realisieren wäre, bezeichnet man als Legierung (lat. legare = vereinigen) [183]. Bei vollständiger Mischung der Legierungskomponenten entsteht eine einphasige Legierung, bei unvollständiger Mischbarkeit entsteht eine zweiphasige oder mehrphasige Legierung [185]. Die Benennung der Dentallegierungen erfolgt nach ihrem Anteil in

Masseprozent (m%) der am meisten vorkommenden Metalle in absteigender Reihenfolge, wobei bis zu zehn verschiedene Legierungspartner beteiligt sein können [48, 116, 151]. Die ISO Norm 22674 definiert die Anforderungen, die an die mechanischen, chemischen und biologischen Eigenschaften der metallischen Dentallegierungen gestellt werden und unterteilt die Dentalwerkstoffe gemäß ihrer mechanischen Eigenschaften in sechs Typen (Tab. 1) [42]. Heute stehen zur Herstellung von metallischem Zahnersatz neben dem klassischen „Lost-Wax“-Verfahren als additive Fertigungsmethode das „Selective Laser Melting“ (SLM), die subtraktive CAD/CAM-Bearbeitung mit Fräsmaschinen sowie die Kombination im CAD/Cast-Hybrid-Verfahren zur Verfügung [182]. Im Folgenden soll speziell auf die in den Versuchen verwendeten Legierungstypen eingegangen werden. Als Vertreter der Edelmetalllegierungen erfährt daher die Gold-Basis-Legierung und als Repräsentant der edelmetallfreien Legierungen die Cobalt-Basis-Legierung eine genauere Erläuterung.

Tab. 1 Typeinteilung nach Indikation gemäß DIN EN ISO 22 674 [42]

| Typeinteilung | Indikation |
|---------------|---|
| Typ 0 | Für festsitzenden Einzelzahnersatz mit geringer Belastung, zum Beispiel kleine verblendete einflächige Inlays; verblendete Kronen (Galvano, Sintern) |
| Typ 1 | Für festsitzenden Einzelzahnersatz mit geringer Belastung, zum Beispiel verblendete oder nicht verblendete einflächige Inlays, verblendete Kronen |
| Typ 2 | Für festsitzenden Einzelzahnersatz, zum Beispiel Kronen oder Inlays, bei denen die Anzahl der Flächen nicht eingeschränkt wird |
| Typ 3 | Für festsitzenden mehrgliedrigen Zahnersatz, zum Beispiel Brücken |
| Typ 4 | Für Vorrichtungen mit dünnen Querschnitten, die sehr hohen Belastungen ausgesetzt sind, zum Beispiel herausnehmbare Teilprothesen, Klammern, dünne verblendete Einzelkronen, festsitzende Vollbogenprothesen oder Brücken mit kleinen Querschnitten, Stege, Befestigungen, implantatgestützte Suprakonstruktionen |
| Typ 5 | Für Vorrichtungen, bei denen Teile der Vorrichtung eine Kombination aus hoher Festigkeit und Dehngrenze erfordern, zum Beispiel dünne herausnehmbare Teilprothesen, Teile mit dünnen Querschnitten, Klammern |

Edelmetall-Legierungen: Gold-Basis-Legierung (Au-Legierung)

Zu der Gruppe der klassischen Edelmetalle zählen Gold (Au), Silber (Ag), Quecksilber (Hg) sowie die Platinoide wie Ruthenium (Ru), Rhodium (Rh), Palladium (Pd), Osmium (Os), Iridium (Ir) und Platin (Pt) [151]. Bei den Gold-Basis-Legierungen wird sowohl in hochgoldhaltige Legierungen (≥ 75 m% Au) als auch in die aus Kostengründen eingeführten, goldreduzierten (50 m% bis 75 m% Au) und goldarmen (≥ 40 m%) Legierungsvarianten unterschieden [116]. Zusätzlich findet eine weitere Unterteilung in aufbrennfähige und nicht-aufbrennfähige Legierungen statt [185]. Zu den wesentlichen Bestandteilen von Gold-Basis-Legierungen gehören neben Gold und den bereits oben genannten Edelmetallen noch Kupfer (Cu) und Zink (Zn) [151]. Der Goldanteil bestimmt die Korrosionsanfälligkeit und Mundbeständigkeit sowie die goldgelbe Farbe. Durch zusätzliche Beimischung von Ag, Pd, Cu und Zn kann die Festigkeit und Härte der Gold-Basis-Legierung deutlich erhöht werden. In seiner reinen Form wäre Ag hingegen nicht mundbeständig. Eine Zulegierung von Pt und Ir trägt zur Kornfeinung bei. Zudem ist Pt für eine Verschiebung des Schmelzintervalls zu höheren Temperaturen verantwortlich (Vgl. Zusammensetzung Orplid TK: Au 70,0 % / Ag 13,6 % / Cu 9,9 % / Pt 5,5 % / Zn 0,9 % / Ir 0,1 %). Nicht-aufbrennfähige Legierungen finden aufgrund ihres geringen Schmelzintervalls Anwendung bei Vollgusszahnersatz und als Gerüst für Kunststoffverblendungen [185]. Zu den Vertretern der nicht-aufbrennfähigen hochgoldhaltigen Legierungen zählen beispielsweise Degulor M (Dentsply Sirona, Hanau, Deutschland) und Orplid TK (C. HAFNER GmbH & Co. KG, Wimsheim, Deutschland).

Durch die Entwicklung von aufbrennfähigen Gold-Basis-Legierungen konnte über eine keramische Verblendung bessere ästhetische Ergebnisse erzielt werden [183]. Ausschlaggebend für die Aufbrennfähigkeit sind eine hinreichende Festigkeit, ein hohes Schmelzintervall (mindestens 150 °C über der Brenntemperatur der Verblendkeramik [151]), ein Wärmeausdehnungskoeffizient (WAK) im Bereich von $14\text{-}15 \cdot 10^{-6}/\text{K}$, eine gute Haftoxidbildung und eine $0,2\%$ -Dehngrenze, die den Wert von 250 N/mm^2 nicht unterschreiten darf [183, 185]. Als sogenannte Haftoxidbilder gelten Gallium (Ga), Indium (In), Zinn (Sn) und Zn, die über Ausbildung einer Oxidschicht, eine chemische Bindung der Verblendkeramikmassen ermöglichen [151, 185]. Als bekannte Hauptvertreter sind Degudent U (Dentsply Sirona, Hanau, Deutschland) und Orplid C (C. HAFNER GmbH & Co. KG, Wimsheim, Deutschland) zu nennen. Goldlegierungen werden bei der Herstellung von In- und Onlays, Kronen- und Brückenversorgungen, herausnehmbaren Zahnersatz sowie in der Implantologie

genutzt [92, 137]. Als Vorteile werden von den Autoren neben einer langen klinischen Erfahrung und hohen Überlebensrate, eine einfache Verarbeitung, eine hervorragende Passung, eine hohe Biokompatibilität sowie eine geringe Korrosionsneigung aufgeführt [92, 137]. Als nachteilig werden die hohen Materialkosten und der Tragekomfort aufgrund der hohen Wärmeleitfähigkeit im Vergleich zu den Nichtelegierungen beschrieben [151]. Während Feingold ausschließlich im Galvanoforming Anwendung findet, werden Goldlegierungen sowohl im Gussverfahren als auch in der CAD/CAM-Technologie (cehaGold, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) verarbeitet [92].

Edelmetallfreie Legierung: Cobalt-Basis-Legierung

Die ursprünglich in der Modellgusstechnik verwendeten edelmetallfreien Legierungen stellen seit den 80er Jahren hinsichtlich des steigenden Edelmetallpreises und der damals erstmaligen Möglichkeit der keramischen Verblendung eine interessante Alternative zu den Edelmetall-Legierungen dar [181]. Neben Nickel-Basis-Legierungen sind die Cobalt-Basis-Legierungen hauptsächlich dieser Gruppe zugehörig [151]. Wie der Name offenbart, bestehen Cobalt-Chrom-Legierungen neben den Elementen Chrom (Cr), Molybdän (Mo) und Wolfram (W) hauptsächlich aus Cobalt (Co) [185]. Zur Gewährleistung einer hinreichenden Korrosionsresistenz muss dabei der Anteil von Co, Cr und Mo mindestens 85 % betragen. Die Ausbildung der antikorrosiven Passivierungsschicht gelingt durch Einhalten von Mindestgrenzwerten in Höhe von 20 m% für Cr und 3 m% für Mo (Vgl. Zusammensetzung Starbond CoS: Co 59,0 % / Cr 25,0 % / W 9,5 % / Mo 3,5 % / Si 1,0 % / C,Fe,Mn,N < 1,0 %) [151]. Das Zulegieren von Wolfram bei den herkömmlichen Modellguss-Legierungen ermöglichte über ein Absenken des Wärmeausdehnungskoeffizienten die keramische Verblendbarkeit [181]. Neben der geringen Korrosionsneigung sprechen vor allem das breite Indikationsspektrum durch die hohe Festigkeit, die geringeren Materialkosten und der höhere Tragekomfort durch die geringere Dichte (Orplid TK: 15,4 g/cm³; Starbond CoS: 8,8 g/cm³) und Wärmeleitfähigkeit für den Einsatz von diesem Legierungstyp [92, 151]. Begrenzt sind Cobalt-Chrom-Legierungen hinsichtlich der Ästhetik und der schwierigeren Verarbeitbarkeit [92]. Zurzeit ist neben der herkömmlichen Gusstechnik eine additive oder subtraktive Fertigung von Zahnersatz möglich [182]. Li et al. schreiben den modernen Verarbeitungsmethoden eine bessere Keramikhaftung im Vergleich zur konventionellen Produktion zu [111].

1.5.2 Keramik: Zirkoniumdioxidkeramik (ZrO_2)

Zirkoniumdioxidkeramik gehört neben Aluminiumoxid zur Gruppe der Oxidkeramiken [185]. Beide gelten als einphasige und einkomponentige Metalloxide mit polykristallinem Gefüge und einem Volumenanteil von über 90 % [82]. Durch zusätzliche Beimengung bestimmter Zusätze können die mechanischen Eigenschaften optimiert werden. Hierbei wird in Yttrium stabilisiertes tetragonales polykristallines (Y-TZP = Yttrium-stabilized-tetragonal-zirconia-polycrystal), teilstabilisiertes (PSZ = partially stabilized zirconia), vollstabilisiertes (FSZ = fully stabilized zirconia) und Aluminium-verstärktes (ATZ = alumina toughened zirconia) Zirkoniumdioxid unterschieden [28, 213].

Zirkoniumdioxidkeramik durchläuft beim Erhitzen drei Phasen: von Raumtemperatur bis 1137 °C liegt die monokline Phase vor, bis 2370 °C ist die tetragonale Phase stabil und geht mit einer Volumenabnahme von 4 – 5 % einher. Bei höheren Temperaturen befindet sich der Werkstoff bis zum Schmelzpunkt von 2690 °C in der kubischen Phase [185]. Durch Zusatz von 3 mol/% Yttrium wird beim sogenannten Vorgang der Umwandlungsverstärkung die tetragonale Phase bis auf Raumtemperatur stabilisiert [151]. Durch eine Volumenzunahme ist Y-TZP in der Lage, einer Spannungsrissausbreitung entgegenzuwirken. Tritt ein Risswachstum aufgrund von unsachgemäßer Bearbeitung oder intraoralen Belastungsspitzen auf, wird die mit einer Volumenzunahme von 3 - 5 % verbundene martensitische Umwandlung von tetragonaler in die monokline Phase induziert [152, 187]. Diese Volumenausdehnung der Kristalle sorgt über eine Druckvorspannung für eine Unterbindung des fortschreitenden Risswachstums und wird von Pospiech als „Airbag-Effekt“ beschrieben [81]. Allerdings wird die tetragonale Phase in die monokline Phase laut Studienerkenntnissen durch Alterungseinflüsse der feuchten Mundhöhle (Speichel) auch ohne Spannungseinwirkung zurückgeführt und dadurch die mechanischen Eigenschaften negativ beeinflusst [213]. An einzelnen Oberflächenkristallen werden durch die Anwesenheit von Wasser Zirkon-Sauerstoff-Bindungen aufgelöst und dadurch die Diffusion von Hydroxidionen (OH^-) in die entstehenden Sauerstofflücken und somit der Umwandlungsprozess beschleunigt [59, 88, 156, 211]. Dieses Phänomen ist als sogenannte „Low-Temperature-Degradation“ (LTD), die spontane tetragonale-monokline Phasenumwandlung bei niedrigen Temperaturen unter 100 °C ohne Beeinflussung von lokalen Spannungsspitzen, definiert [59]. Dies führt zu einem erhöhten Anteil an monoklinen Kristallen und einem geringeren Vermögen des Werkstoffs, Spannungsrisse zu verhindern. In

künstlichen Alterungsversuchen zeigte sich eine Überlegenheit von ATZ im Vergleich zu Y-TZP [94, 213].

Im Gegensatz zu den Silikat- und Hybridkeramiken besitzen die hochfesten Oxidkeramiken ein breites Einsatzspektrum von Einzelkronen über Brücken im Front- und Seitenzahnggebiet bis hin zur Implantologie als Implantat oder Abutment [82]. Grund für die Indikationsbreite ist in Abhängigkeit von der Generation der Transluzenzgrad, die hohe Biegefestigkeit bis über 1000 MPa sowie die Bruchzähigkeit im Bereich von $5-9 \text{ MPa}\sqrt{m}$ [178, 186]. Durch die hohe Festigkeit kann bei monolithischen Versorgungen eine substanzschonende Präparationsweise angewandt werden [82]. Als nachteilig wird die weißlich bis opake Farbe und die wenig transluzente Lichtleitung von Zirkoniumdioxidkeramik angesehen. Durch voreingefärbte Zirkoniumdioxidkeramikblöcke (einfarbig oder „multilayer“) beziehungsweise durch Bemalen der Keramik im Anschluss an den Sintervorgang können ästhetisch hochwertigere Ergebnisse erzielt werden [72, 82, 178]. Die Bearbeitung von gehipten (HIP = hot-isostatic-pressed) Zirkoniumdioxidkeramik und vorgefertigten Weißkörpern mit anschließendem Sintervorgang ist mittels CAD/CAM-Technologie oder konventionellen Fräsen (früher: Kopierfräsen) möglich. Die Restaurationen sind im Gegensatz zu den Silikatkeramiken nicht mit Flusssäure ätzbar und können beispielsweise nach Korundstrahlen ($50 \mu\text{m}$) bei 1 bar sowohl adhäsiv als auch konventionell zementiert werden [178].

1.5.3 Kunststoff: Polyetheretherketon (PEEK)

Der Hochleistungskunststoff Polyetheretherketon gehört zu der chemischen Gruppe der Polymere und ist ein semikristalliner Thermoplast [57, 212]. Den Vorgang, bei dem sich die Einzelbausteine, die sogenannten Monomere, kettenartig zu einem Polymer verknüpfen, bezeichnet man als Polymerisation [105]. Die typische Polymerisation von PEEK entsteht durch Dialkylierung des Bisphenolatsalzes. Dabei reagiert 4,4'-Difluorbenzophenon mit dem Hydrochinon-Salz [57]. Neben Polyetherketonketon (PEKK) zählt PEEK zur Gruppe der Polyaryletherketone (PAEK), die 1962 erstmals durch Bonner synthetisiert wurden [20, 105]. Der Werkstoff gilt als biokompatibel, verfügt über ein geringes Gewicht, besitzt mit 4 GPa ein Knochen ähnliches Elastizitätsmodul, lässt sich durch seine chemische und Temperaturbeständigkeit (Schmelzpunkt um $340 \text{ }^\circ\text{C}$) sterilisieren und zeigt aufgrund seiner guten Polierbarkeit in Studien eine geringe Plaqueanlagerung [102, 132, 151, 170, 193, 215]. In der Zahnheilkunde erfährt dieser Werkstoff aufgrund seiner besonderen Eigenschaften Anwendung in der Implantologie, als Gerüstmaterial in der Prothetik und ist vor allem auch

für Allergiepazienten geeignet [132, 193, 215]. Die Herstellung von Zahnersatz aus PEEK kann sowohl im Press- als auch im CAD/CAM-Verfahren erfolgen [215]. In vergangenen Jahren wurde der Einsatz in der Doppelkronentechnik untersucht [118, 120, 159, 199, 215]. Merk et al. fanden heraus, dass beim Vergleich verschiedener Fertigungsmethoden die Darreichungsform einen Einfluss auf die Haftkraft nimmt. Doppelkronen aus PEEK Pellets, die im Vergleich zu Blanks und Granulat beim industriellen Vorpressen und Vakuum-Druckguss zwei Erhitzungszyklen durchlaufen, wiesen in der Gruppe der 0°-Teleskopkronen eine signifikant höhere Retentionskraft auf [118]. Zudem werden laut Stawarczyk et al. durch industrielles Vorpressen bei der Herstellung von PEEK-Pellets die mechanischen Eigenschaften verbessert und die Frakturanfälligkeit reduziert [177].

1.6 Biokompatibilität und Korrosion in der Mundhöhle

Biokompatible Medizinprodukte sind in der Lage, die erwünschte Funktion in direktem Kontakt mit dem lebenden Organismus zu erfüllen, ohne jedoch unerwünschte lokale oder systemische Effekte zu verursachen [207]. Die Biokompatibilität von dentalen Werkstoffen wird durch die Löslichkeit der einzelnen Werkstoffkomponenten und deren Korrosionseigenschaften maßgeblich bestimmt [158]. Von Korrosion spricht man gemäß DIN EN ISO 10271 bei einer elektrochemischen Redoxreaktion eines Metalls beziehungsweise einer Dentallegierung mit seinem umgebenden Medium (wässrigen Lösungen, Säuren, Basen), die zur teilweisen oder gänzlichen Zerstörung des Werkstoffes oder zu einer Materialeigenschaftsänderung und damit verbunden zu einer Änderung der Biokompatibilität führt [41]. Korrosion wird je nach Angriffsform in einen gleichmäßigen oder ungleichmäßigen, muldenförmigen Flächenabtrag, eine lokale Lochkorrosion und in inter- oder transkristallin verlaufende Korrosionsrisse unterschieden [4].

Korrosion im Mundraum entsteht auf vielfältige Art und Weise [65, 131]. Das Bestreben eines Metalls, Ionen in den Elektrolyt abzugeben, sobald es in Kontakt mit der Flüssigkeit kommt, bezeichnet man als Lösungsdruck [97, 205]. Der Lösungsdruck erhöht oder verringert sich in Abhängigkeit von Temperatur, Zusammensetzung des Elektrolyten und dem pH-Wert. Der „Testraum der Mundhöhle“ ist charakterisiert durch ein permanent feuchtes Milieu, stetige Schwankungen hinsichtlich der Zusammensetzung von Speichel (Cl^- -Ionenkonzentration, Peptide, Enzyme), Schwankungen im pH-Wert zwischen 1 und 11, raschen Temperaturwechseln zwischen 0 und 75 °C und ständigen Kaukräften zwischen 250 - 500 N, denen die modernen Dentalmaterialien ausgesetzt sind [5, 128]. Entstehen Korrosionsvorgänge zusätzlich aufgrund der Anwesenheit von Mikroorganismen, spricht man von mikrobiell induzierter Korrosion (MIC) [6]. An dentalen Oberflächen mit einem Rauheitsgrad über 0,2 μm zeigte sich nach Bollen et al. eine deutlichere Plaque-Akkumulation als an glatten Oberflächen [19]. Korrosive Vorgänge werden an den mit Plaque angelagerten Stellen beschleunigt [131, 143, 206]. Folglich weisen glatte, polierte Oberflächen geringere Korrosionserscheinungen und somit eine bessere Biokompatibilität auf.

Im Fertigungsprozess werden zu Korrosion auslösenden Faktoren falsche Materialauswahl oder Schweißreparaturen mit der Folge des oralen Galvanismus gezählt [126, 134]. Darüber hinaus bleiben Spaltkorrosionserscheinungen in gussfehlerbedingten Lunkern vom Behandler aufgrund schwierig einsehbarer Lokalisation meist lange unentdeckt [129]. Eine höhere

Löslichkeit unterschiedlicher Legierungsbestandteile und eine veränderte Legierungszusammensetzung an der Restaurationsoberfläche bedingt durch die Materialerhitzung beim Gießvorgang erleichtern beispielsweise das Herauslösen von Kupfer-Ionen aus Edelmetalllegierungen [65, 129]. Oftmals ist der falsche Umgang des Patienten mit dem Zahnersatz ebenfalls von Bedeutung. Sauerstoffkorrosion wird beispielsweise durch übermäßige Exposition des Zahnersatzes mit Prothesenreiniger verursacht [197]. Eine schlechte Mundhygiene mindert ebenfalls die Langlebigkeit des Zahnersatzes. Die an der Oberfläche adhärenen Bakterien produzieren Stoffwechselprodukte wie Schwefelwasserstoff, die sich über Korrosionsvorgänge bei Doppelkronenprothesen auf die Friktion auswirken können [131]. Die Summation dieser Faktoren sorgt langfristig nicht nur für das Versagen des Zahnersatzes, sondern auch für eine erhöhte Exposition des Organismus gegenüber Metallionen.

Tab. 2 Vergleich der Aufnahme von Metallionen durch Nahrung und Korrosion nach Strietzel [183]

| Metall | Nahrung mg/70kg | Korrosion mg/(cm ³ ·d) |
|-----------|--------------------|--------------------------------------|
| Ag | 0,01 - 0,04 | 0 – 0,0001 |
| Co | 0,15 - 0,9 | 0,0001 |
| Cr | 0,08 – 0,125 | 0,00005 – 0,0006 |
| Cu | 0,5 – 5 | 0,00008 – 0,0003 |
| Mo | 0,09 -0,05 | 0,00003 – 0,00007 |
| Ni | 0,16 – 0,9 | 0,0001 – 0,0003 |
| Sn | 0,2 – 0,4 | 0,0005 – 0,001 |
| Zn | 13 – 15 | 0,0002 – 0,05 |

In diesem Zusammenhang soll genauer auf die über Korrosion und Abrieb freigesetzten Metallionen eingegangen werden. Diese können lokal, im Mundraum, oder systemisch, über eine Aufnahme in den Magen-Darm-Trakt und über die Blut- und Lymphbahn, entzündliche Erkrankungen auslösen. Zu den Reaktionen im Mundraum zählen Gingivitis, allergische Reaktionen, Lichen Planus, Stomatitis, Xerostomie, Burning-Mouth-Syndrom und Zungenanomalien [49, 124, 141]. Chronische Metallbelastungen sind ebenso systemisch mit Depressionserscheinungen und dem Fatigue-Syndrom assoziiert [194]. Der

Lymphozytentransfusionstest (LTT) bietet Aufschluss über das Vorhandensein von Metallsensibilisierungen [194]. Aufgrund dieser toxischen und allergischen Reaktionen auf chronische Metallbelastungen werden Präventivmaßnahmen zur Verringerung der negativen Auswirkungen auf den Menschen gefordert [75, 126]. Grundlegend hierfür ist eine zahnmedizinische Versorgung, die biokompatible Anforderungen erfüllt, sowie eine Ausfuhr von bereits inkorporierten freigesetzten Metallionen über Chelatbildner [75]. Diese Ziele können laut Müller et al. durch einen ausschließliche Einsatz von Metall-freiem, CAD/CAM-gefertigten Zahnersatz erreicht werden [126]. Vergleicht man das Korrosionsverhalten von gusstechnisch und CAD/CAM-gefertigten Dentallegierungen, neigen die händisch hergestellten Restaurationen zu einer höheren Ionenfreisetzung [190]. Erklärbar ist dieses Phänomen durch die Vermeidung von Gussfehlern, der besseren Homogenität und Qualität der industriell gefertigten Fräskörper. Zusätzlich entfällt die nicht notwendige Wärmebehandlung beim Gießen, die zu oberflächlichen Veränderungen des Legierungsgefüges führt [129]. Eine andere Möglichkeit stellt der ausschließliche Einsatz von hochbiokompatiblen Edelmetalllegierungen dar [188]. Oft scheidet jener Lösungsansatz aufgrund von finanziellen Gegebenheiten aus. In diesen Fällen bieten metallfreie, biokompatible Materialien wie Zirkoniumdioxidkeramik oder Polyetheretherketon eine Alternative zur Verwendung biokompatibler edelmetallfreier Legierungen für die Herstellung von Zahnersatz [80, 103]. Valentine-Thon et al. wiesen einen signifikanten Rückgang der Lymphozytenaktivität nach Exkorporation der allergenen Metalle verglichen mit einer persistierenden Metallbelastung nach [194].

1.7 CAD/CAM-Verfahren und konventionelle Produktion

Der Begriff CAD/CAM (Computer-Aided-Design/Computer-Aided-Manufacturing) beschreibt in der Zahnmedizin eine computerunterstützte Konstruktion und eine sich daran anschließende computerunterstützte Fertigung von dentalen Werkstücken [185]. Als Pionier der ersten Stunde gilt Francois Duret, der den industriellen rechnerunterstützten Designprozess mit anschließender Fertigung auf die Zahnheilkunde anwendete [46]. Mit der Entwicklung des ersten voll funktionsfähigen CEREC-Systems gelang es Mörmann am 18. September 1985, das weltweit erste am Patientenstuhl gefertigte Inlay einzusetzen [125]. Rechnerleistung, Passungengenauigkeiten und der teure Anschaffungspreis verhinderten den damaligen Durchbruch. Neben prothetischen Restaurationen einzelner oder mehrerer Zähne nach patientenspezifischen Zahnmorphologien [117] lässt sich heute problemlos die Indikation für CAD/CAM-Systeme auf das Feld der Mund-, Kiefer-, Gesichtschirurgie und Kieferorthopädie ausweiten [52, 130]. Das „Lost-Wax“-Verfahren stellt sich im Vergleich zur digitalen Prozesskette durch die vermehrte Anzahl an Einzelschritten als langwieriger und auch fehleranfälliger dar. Die Probleme der Gusstechnik sind hinlänglich beschrieben: Handhabungsfehler bei der Abformung, Gipsexpansion durch uneinheitliches Gips-/Wassermischverhältnis, Kontraktion der Wachsmodellation, Lunkerbildung, feste Schwindung und Versuch der Gegensteuerung durch Expansion der Einbettmasse sorgen in der Prozesskette für Ungenauigkeiten [76, 115]. Ebenfalls spielt die Tagesform des Technikers für das Ergebnis der Arbeit eine bedeutende Rolle.

Die digitale Prozesskette oder auch der „digitale Workflow“ lässt sich in verschiedene Einzelschritte gliedern: das Digitalisierungsverfahren, die CAD-Software, den CAM-Prozess und das Fertigungsverfahren. Das Digitalisierungsverfahren zum Erhalt eines digitalen 3D-Datensatzes erfolgt aus den Zahnoberflächeninformationen taktil oder optisch. Das optische Verfahren kann im Vergleich zur taktilen Vorgehensweise sowohl intra- als auch extraoral durchgeführt werden. Dementsprechend erfahren taktile Scanner nur Verwendung im Labor. Die unterschiedlichen Hersteller verwenden hierbei verschiedene optische Digitalisierungsmethoden: aktive Triangulation (Cerec Omican – Dentsply Sirona), Konfokaltechnik (Trios3 – 3Shape), Stereo-Vision (3M True Definition Scanner – 3M).

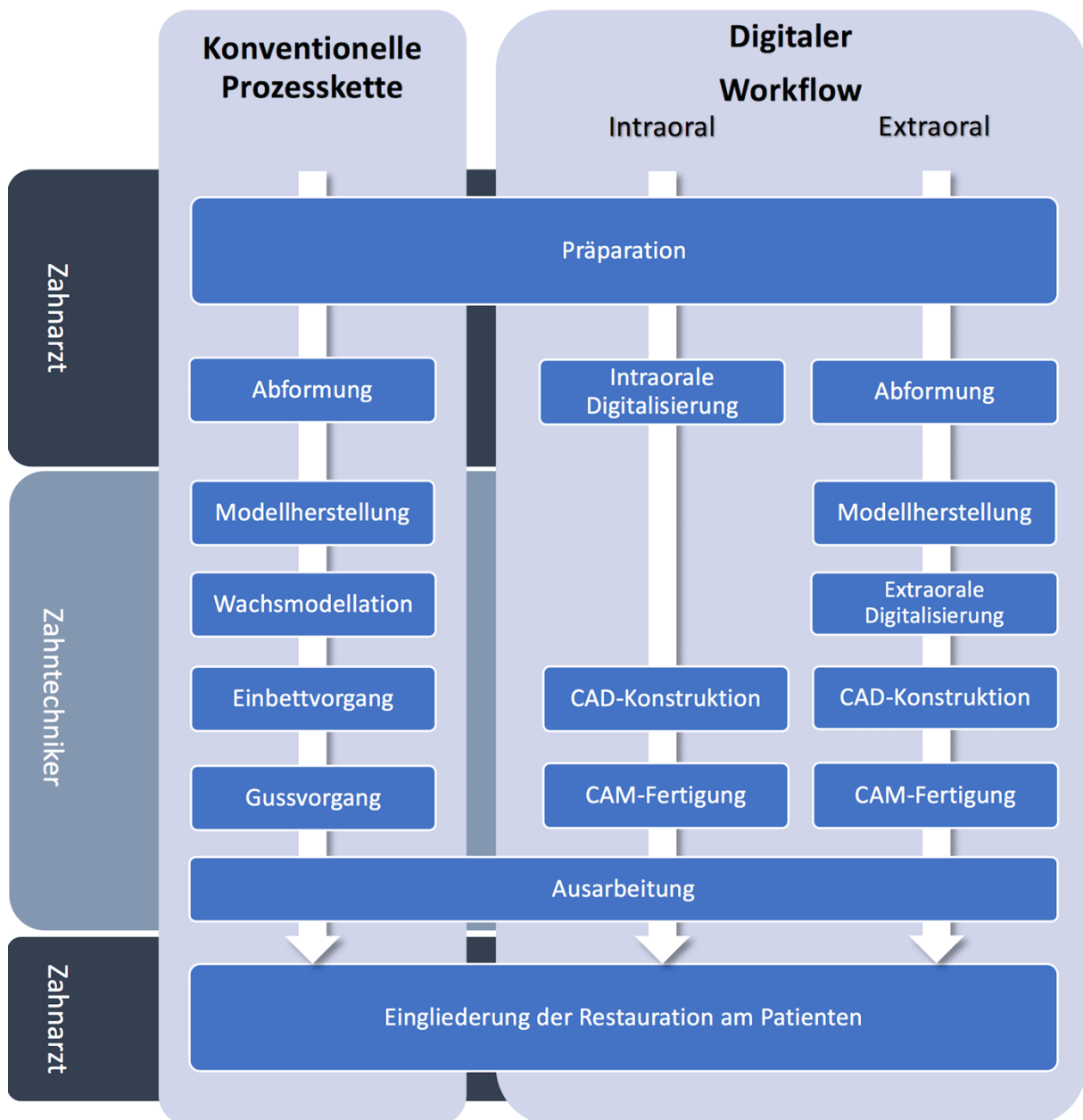


Abb. 7 Vergleich der Abläufe konventioneller und digitaler Prozessketten (eigene Darstellung)

Die 3D-Oberflächeninformationen werden im Anschluss durch die CAD-Software zur digitalen Modell- und Restaurationsherstellung genutzt. Die durch das Berechnungsverfahren der Biogenerik erstellten Designs sind heutzutage der konventionellen Aufwachstechnik ebenbürtig [112]. Die CAM-Software ermöglicht die Konvertierung der Informationen des CAD-Designs in ein CNC-(computer numerical control)-Programm. Dieses Programm dient der Fertigungsmaschine als Grundlage für die Bearbeitung des Rohlings. Es enthält Informationen zur Bearbeitungsstrategie wie Materialinformationen, notwendige Instrumente, Rotationsgeschwindigkeiten und auszuführende Schleifbahnen. Je nach Fertigungsverfahren wird nun entweder additiv oder subtraktiv das gewünschte dentale

Werkstück erstellt. Je nach Art der Restauration hat der Zahnarzt die Möglichkeit, das Werkstück direkt am Patientenstuhl („chairside“), im hauseigenen oder -fremden zahntechnischen Labor („labside“) oder „zentralisiert“, im Fertigungszentrum, herzustellen beziehungsweise herstellen zu lassen. Nach heutigem Stand sind CAD/CAM-gefertigte Restaurationen hinsichtlich der Passgenauigkeit und des Randspalts mit konventionell gefertigten Zahnersatz vergleichbar [87, 142]. Für die digitale CAD/CAM-Fertigung sprechen Reproduzierbarkeit, gleichbleibende Qualität durch industriell vorgefertigte Rohlinge, höhere Effizienz und Wirtschaftlichkeit, höhere Genauigkeit, einfachere Dokumentations- sowie Visualisierungsmöglichkeit zum besseren Patientenverständnis [151, 186]. Als nachteilig werden wirtschaftliche Aspekte wie die hohen Anschaffungskosten und der schnelle technische Fortschritt beschrieben [184]. Zur Ammortisierung vor technischer Überholung der Anlage muss eine Volllauslastung gewährleistet sein. Dies macht den Einsatz für kleinere Labore meist unattraktiv und erklärt den Trend zur Auslagerung der Arbeiten in Großzentren. Hinsichtlich subtraktiver Verfahren lässt sich zudem der hohe Materialverbrauch bezüglich Rohmaterial und Fräser aufzählen. Wie bei der konventionellen Abformung fordern moderne Intraoralscanner eine unbedingte Trockenlegung des Scanobjektes und eine Einhaltung der Scanetikette [85]. Eine Limitation ist der direkten Digitalisierung in subgingivalen Bereichen gegeben [114].

2 Material und Methodik

In dieser Promotion sollte das CAD/CAM-Verfahren in den Vergleich zur konventionellen Guss- und Galvanotechnik zur Herstellung von Doppelkronen gesetzt werden. Unter Berücksichtigung des unterschiedlichen Verschleißverhaltens der verwendeten Materialpaarungen und der unterschiedlichen Herstellungswege sollte dabei zur maximalen Vergleichbarkeit des Haftkraftverhaltens ausgehend von einem standardisierten Zahnstumpf die Herstellung von Doppelkronen in identischen Dimensionen durch einen einmaligen Scan erreicht werden.

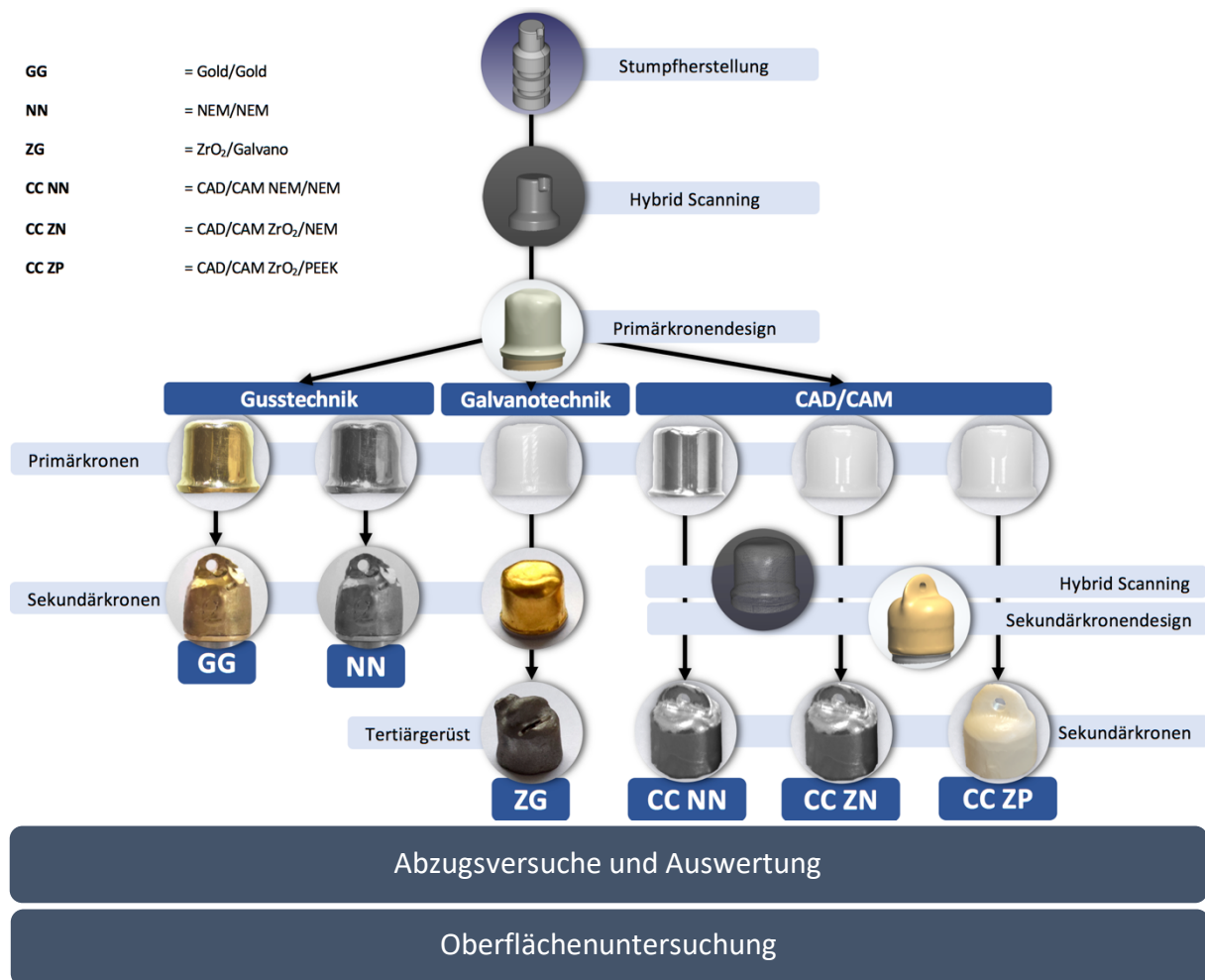


Abb. 8 Schema der Arbeitsschritte (eigene Darstellung)

2.1 Herstellung der Stümpfe

Repräsentativ wurde zur Simulation eines durchschnittlichen Teleskopzahnnes die Größe eines Prämolaren als Grundlage gewählt. Unter Berücksichtigung der Präparationsgrundsätze für Teleskopkronen wurde im Mittel ein okklusaler Substanzabtrag von 2 mm sowie eine zirkuläre Reduktion um 1,2 mm angenommen [96, 147]. Die Werte der Zahngrößen wurden an Nelson angelehnt [133]:

Tab. 3 Zahngrößen nach Nelson [133]

| Zahn | Kronenlänge | Wurzellänge | Gesamtlänge | Kronendurchmesser Mesio-distaler | Kronendurchmesser Bukko-palataler | Kronendurchmesser gemittelter |
|-------------------------------|-------------|-------------|-------------|-------------------------------------|--------------------------------------|----------------------------------|
| Erster oberer Prämolar | 8,5 mm | 14,0 mm | 22,5 mm | 7,0 mm | 9,0 mm | 8,0 mm |
| Zweiter oberer Prämolar | 8,5 mm | 14,0 mm | 22,5 mm | 7,0 mm | 9,0 mm | 8,0 mm |

Ausgehend von diesen Werten und unter Berücksichtigung der Präparationsanforderungen wurde in dem CAD-Programm (FreeCAD, Version 0.17) eine technische Zeichnung eines Prämolaren mit einer Stumpfhöhe von 5 mm und einem zirkulären Durchmesser von 5,6 mm erstellt. Die Höhe des Prämolaren betrug abzüglich des okklusalen Substanzabtrages 20,5 mm. Für den Durchmesser der ideellen Krone des Zahnes wurden 8 mm angenommen. Im apikalen Bereich wurden zwei zirkuläre Nuten der Höhe von 2 mm und 1 mm Tiefe angebracht, die in der Halterung durch das Eindrehen von Madenschrauben für Retention sorgten. Okklusal und zervikal wurde der Stumpf im 45° Winkel abgedreht. Zusätzlich wurde okklusal durch das Einbringen einer Kerbe in Halbzylinderform mit dem Radius von 1 mm und der Höhe von 2 mm ein Rotationsschutz gewährleistet.

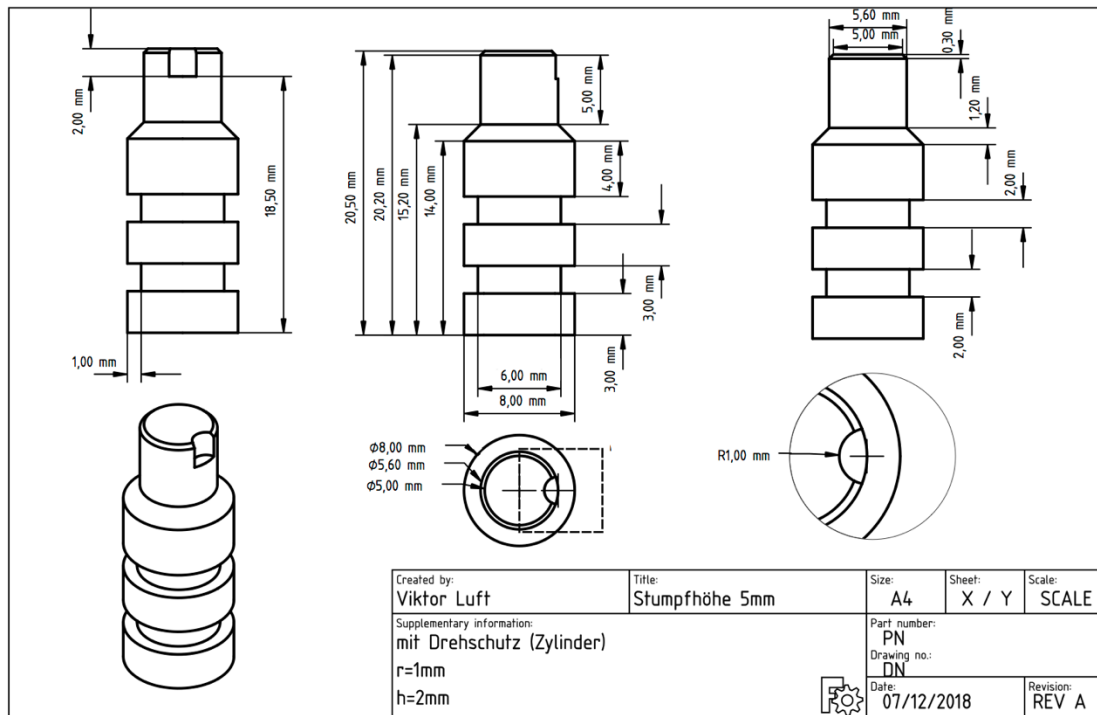


Abb. 9 Technische Zeichnung: Prämolarstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)

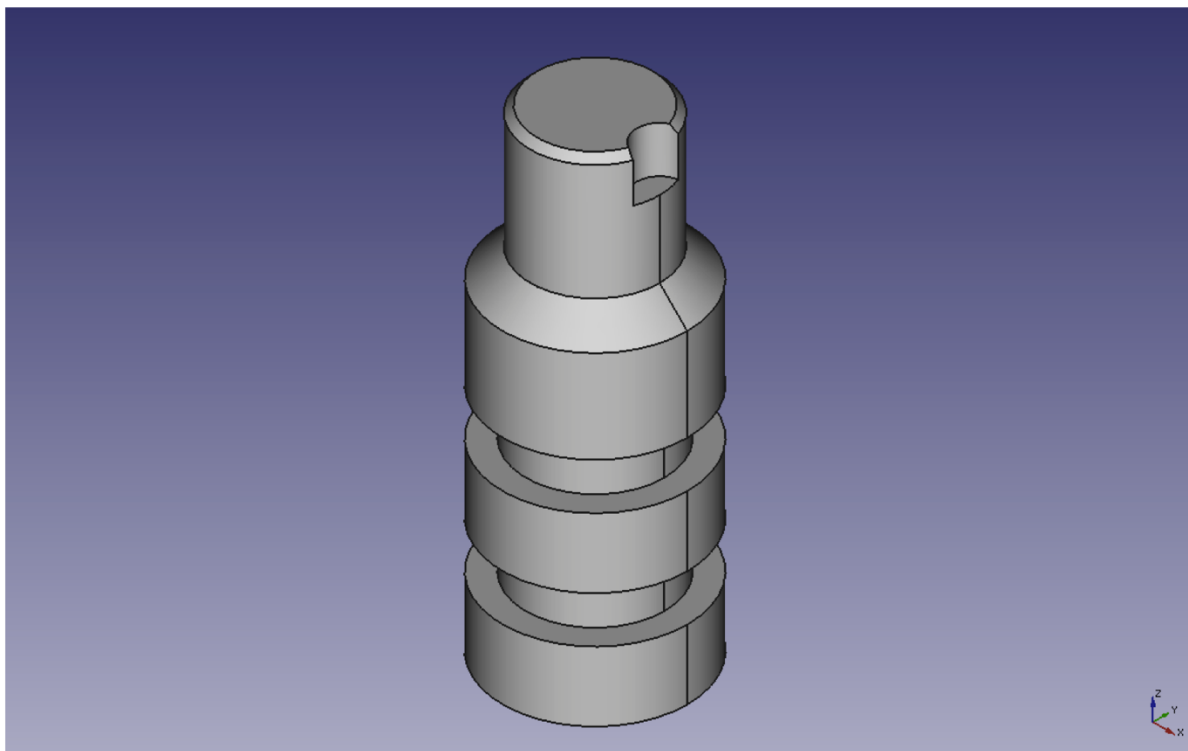


Abb. 10 3D-Ansicht: Prämolarstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)

Auf Grundlage dieser Daten konnte mithilfe der Firma Wagner GmbH & Co (Fulda, Deutschland) eine Vervielfältigung identischer Stümpfe durchgeführt werden. Dabei wurde 1.4404 Stahl der Legierungskennung X2CrNiMi17-12-2 zur Herstellung verwendet. Dieser der Gruppe der Austenite zugehörige Stahl zeichnet sich durch seine hohe Korrosionsbeständigkeit vor allem gegen organische und anorganische Säuren aus und findet daher überwiegend Anwendung in der Medizin- und Zahntechnik. Zum Erreichen größtmöglicher Präzision wurde die Fertigung in der CNC-Universaldrehmaschine (TC 400, SPINNER Werkzeugmaschinenfabrik GmbH, Sauerlach, Deutschland) durchgeführt. Dabei war die Einhaltung der Volumengenauigkeiten des nach ISO 10360-4 zertifizierten taktilen Scanners (DS10, Renishaw GmbH, Pliezhausen, Deutschland) von $\pm 1 - 10 \mu\text{m}$ und der Wiederholungsgenauigkeit von $\pm 1 - 5 \mu\text{m}$ zur Erstellung eines gemeinsamen „Ur-Designs“ das Ziel.



Abb. 11 CNC-gefertigter Prämolarenstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)

2.2 Erstellung des Primärkronendesigns

Die CNC-gefertigten Stümpfe wurden an das Dentallabor (Dentallabor Matthias Gürtler, Schwarzheide, Deutschland) versandt. Zur Herstellung der Doppelkronen erfolgte hier die Erfassung der Oberfläche der ideellen Stümpfe im Hybrid-Scanning-Verfahren mit dem ISO-zertifizierten taktilen Scanner (DS 10, Renishaw GmbH, Pliezhausen, Deutschland) und dem optischen Scanner (Tizian Smart-Scan, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland). Anschließend wurden die Scandaten in ein 3D-Design umgewandelt.

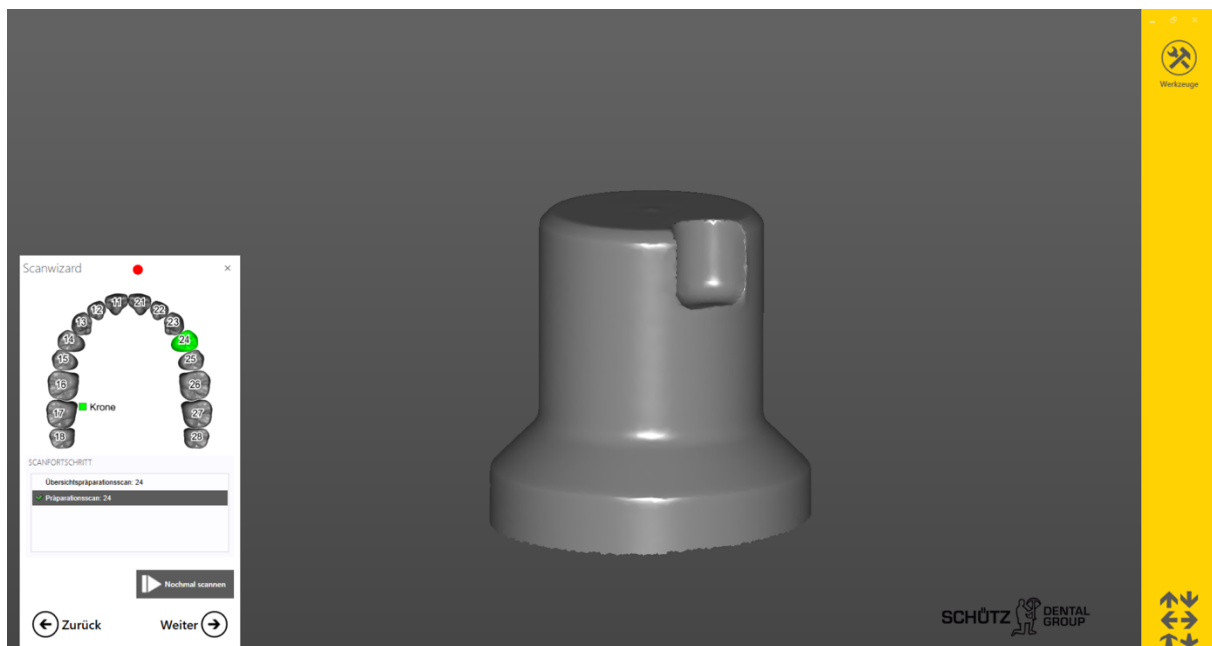


Abb. 12 3D-Oberflächendaten eines eingescannten Stumpfes (eigene Darstellung)

Zur Erfüllung der DIN EN ISO-Norm 10360-4 umfährt eine Tastkugel mit dem Durchmesser 3 mm vier definierte Sollbahnen auf einer 25 mm großen Prüfkugel mit einer Rauheit unter $0,05 \mu\text{m}$ [202]. Die Scanning-Antastabweichung T_{ij} , also die Spanne $R_{max} - R_{min} = T_{ij}$ der radialen Abstände vom Zentrum der Gaußkugel, und die Scanning Prüfdauer τ darf die für die höchstzulässige Scanning-Antastabweichung $MPE_{T_{ij}}$ und Prüfdauer MPE_{τ} nicht überschreiten. Beim sogenannten Hybrid-Scanning-Verfahren vereint man die Geschwindigkeit des optischen Scanverfahrens und die Präzision des taktilen Scanverfahrens. Die Stümpfe wurden über den individuell einstellbaren Tisch des taktilen Scanners in 0° -Position fixiert. Im Anschluss erfolgte die exakte Übertragung der Positionierung in den optischen Scanner. In der CAD-Software (Tizian Creativ RT CAD-Modellationssoftware, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) wurde der Patientenfall angelegt. Zur Erlangung

ausreichender Referenzpunkte für die Zuordnung der Messdaten des späteren taktilen Scans wurde mit dem optischen Scanner ein Übersichtsscan durchgeführt. Durch das Verfahren der optischen Triangulation wurden die Messdaten des Einzelzahnstumpfes nach wenigen Sekunden ermittelt. Zum Start der taktilen Oberflächenerfassung im Spiralabtastverfahren wurde im CAD-Programm die Option „Scan taktil Plus“ ausgewählt. Die Begrenzung des taktilen Messvorgangs erfolgt durch manuelles Ansetzen der Messspitze an dem am weitesten okklusal und zervikal liegenden Punkt der Präparation. Die erfassten Oberflächendaten des optischen und taktilen Scans werden beim Matching zusammengeführt. Im Folgenden wurden nach einem Designvorschlag der CAD-Software (exocad DentalCAD, exocad GmbH, Darmstadt, Deutschland) wie Festlegung der Präparationsgrenze, die Primärkronendicke und die Breite des Zementspaltes individuell angepasst.

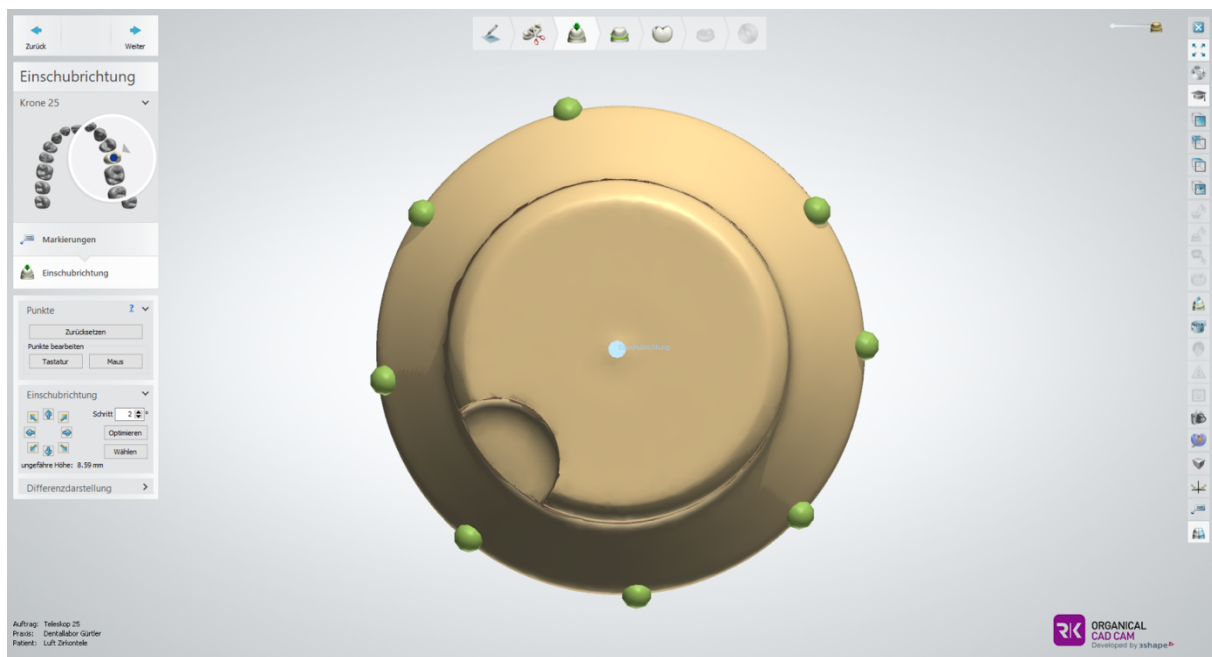


Abb. 13 Individuelle Anpassung von Präparationsgrenze und Einschubrichtung (eigene Darstellung)

Als Winkel wurden 0° , als Primärkronenstärke 0,7 mm, als Schulterradius 1,2 mm und als Randstärke 0,25 mm festgelegt. Die Zementspaltbreite der 0° -Primärteile variierte je nach Primärkronenmaterial. Die CAM-Software (CAM V3, Dental Softworks GmbH, Wahlsburg, Deutschland) wandelte die gewonnenen STL-Daten in eine 5-Achs-fähige Bearbeitungsstrategie um, die an die CAD/CAM-Fräsmaschine (Coritec 650i, imes-icore GmbH, Eiterfeld, Deutschland) weitergeleitet wurde. Für das Erreichen bestmöglicher Präzision konnten Konstruktionsparameter wie Abnutzungsgrad der Fräser individuell programmiert

werden. Um möglichst vergleichbare Ergebnisse durch einheitliche parallele Friktionsflächen zu erhalten, wurde das Primärkronendesign ebenfalls für das Gussverfahren angewendet. Abweichungen in der Wachsmodellation konnten so durch in Wachs (Noritake Katana Wax Disc, Kuraray Noritake Dental Inc., Tokyo, Japan) gefräste Primärkronen vermieden werden. Die Wachskäppchen wurden im Anschluss an das Dentallabor Frank Möser (Fulda, Deutschland) versendet, wo alle gusstechnischen Arbeiten durchgeführt wurden.

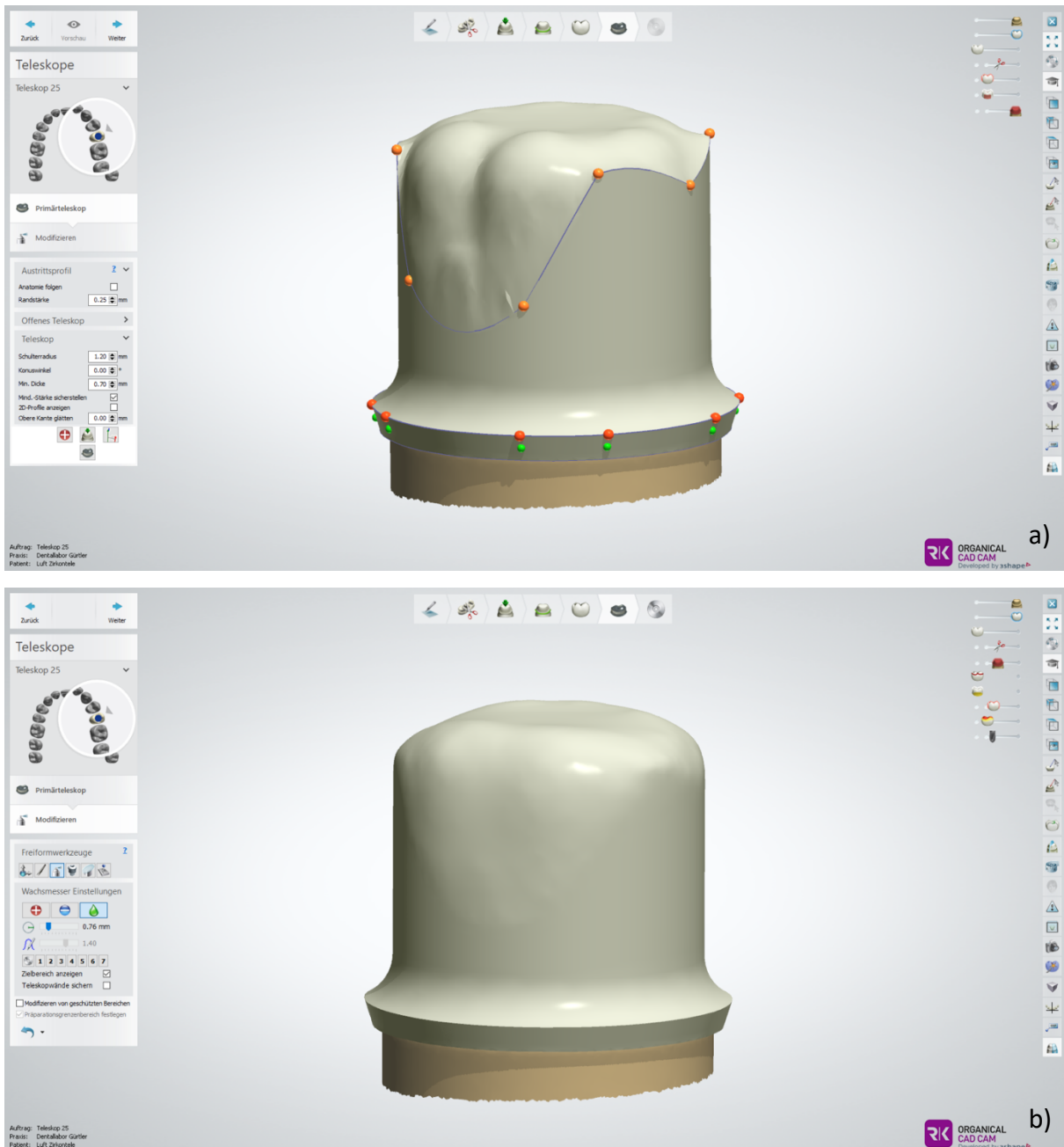


Abb. 14 Primärkronendesign (eigene Darstellung)

- a) Individualisierung des Primärkronendesignvorschlags
- b) Endgültiges Primärkronendesign

2.3 Gusstechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer hochgoldhaltigen Edelmetalllegierung

2.3.1 Primärkronenherstellung

Die Primärkronenherstellung wurde im klassischen Lost-Wax-Verfahren durchgeführt. Dazu wurden die Wachsfräsungen mit einem 3 mm Gusskanal angestiftet. Das anschließende Einbetten erfolgte in Muffeln der Größe 3. Pro Muffel wurden jeweils 5 Primärkronen eingebettet (Heravest Saphir, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Gemäß der Herstellervorgaben wurden die Muffeln über Nacht im Vorwärmeofen bei 850 °C aufgesetzt. Die hochgoldhaltige Legierung (Orplid TK, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) wurde im Druckgussgerät (Heracast iQ, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) durch Anlegen per Induktion bei 2000 Watt vorgeschmolzen und bei einem Druck von 300mbar in die Hohlform eingebracht. Nach Erkalten der Muffel erfolgte das Ausbetten der groben Einbettmassereste mit Ausbettzange und das Entfernen feiner Einbettmassereste und die Oxidschicht in einem Sandstrahlgerät (Renfert Basic Quattro, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) mit Aluminiumoxid (110 µm, 2 bar). Durch ein erneutes Abstrahlen der Primärkronen mit Glanzperlen (50 µm, 2 bar) wurde eine feinere Oberfläche erzielt. Nun wurden die Gusskanäle abgetrennt und die Kanalreste an den Primärteilen mit Hilfe einer kreuzverzahnten Fräse eingeebnet. Unter Zuhilfenahme einer Lupenbrille mit 2,5-facher Vergrößerung (Orasoptic, Madison, USA) wurden die Primärkronen nach Entfernen etwaiger Gussperlen alternierend mit roter Kontaktfarbe (Arti-Spot, Dr. Jean Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland) und Hartmetallfräsern auf den ideellen Zahnstümpfen aufgepasst. In einem Parallelfräsgerät (Schick Master S3, Schick GmbH, Schemmerhofen, Deutschland) wurden die Stümpfe der jeweiligen Primärkronen in einer eigenkonstruierten Halterung auf einem Modelltisch fixiert und in 0°-Position gebracht. Der M19-Block, der in 2.9.3 beschriebenen Halterung, fungierte als Frässockel und gewährleistete eine identische Positionierung der Primärkronen während des Parallelfräsvorgangs und der Versuchsdurchführung. Für die Oberflächenbearbeitung wurden Hartmetallfräsen (NTI HF364KRNP-060/HF364KRF-060, NTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments, Kahla, Deutschland), Fräsöl und mit Schleifmittelsektoren besetzte Schleifmittelträger (Konator-Flex-System 0°, Körnung 240 µm, 600 µm, Degussa Dental GmbH & Co. KG, Hanau, Deutschland) verwendet. Die abschließende Politur wurde mit einem schwarzen und weißen Ziegenhaarbürstchen mit Poliermittel (Sherapol, Shera Werkstoff-Technologie GmbH & Co. KG, Lemförde, Deutschland) durchgeführt. Das Einbringen einer

Markierung auf der Innenkronenseite sollte die genaue Zuordnung der jeweiligen Primärkronen zu den Sekundärkronen erleichtern. Metall- und Politurpastereste wurden im letzten Schritt durch Abdampfen entfernt.



Abb. 15 0°-Parallelfräsen der Primärkronen (Hartmetallfräse und Konator-Flex-System: 240 μm - 600 μm) (eigene Darstellung)

2.3.2 Sekundärkronenherstellung

In Pinseltechnik wurde auf die polierte Primärteil-Oberfläche portionsweise Pi-ku-plast HP 36 (bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) aufgetragen. Um Ungenauigkeiten bei der späteren Passung zu vermeiden, wurde das Abnehmen der Kunststoff-Käppchen erst nach einer Polymerisationszeit von 24 Stunden durchgeführt. Ein Vermessen der Käppchen mit dem Tastzirkel diente dem Einhalten der Wandstärke von 0,5 mm. Etwaige Abweichungen wurden reduziert oder mit Modellierwachs (YETI Dentalprodukte GmbH, Engen, Deutschland) ausgeglichen. Zur späteren Retention wurde okklusal in Aufwachstechnik eine Finne sowie eine laterale Nummerierung zur Zuordnung von Primär- und Sekundärkrone angebracht. Die Wachsobjekte wurden mit der Einbettmaße GC Vest-G (GC Europe, Leuven, Belgien) eingebettet und über Nacht im Vorwärmofen aufgesetzt. Der Gieß- und Ausbettvorgang erfolgte analog der in 2.3.1 beschriebenen Vorgehensweise. Nach Entfernen der Oxidschicht durch Abstrahlen mit Aluminiumoxid (110 μm , 2 bar) und Glanzperlen (50 μm , 2 bar) wurde das Aufpassen auf der Innenseite der Sekundärkronen unter Verwendung einer Lupenbrille mit 2,5-facher Vergrößerung vorgenommen. Durch Auf- und Absetzen der Sekundärkrone von der Primärkrone zeichneten sich nach Aufbringen eines Kontaktlacks (Arti-Spot, Dr. Jean

Bausch GmbH & Co. KG, Köln, Deutschland) Störkontakte auf der Sekundärteilinnenseite ab, die vorsichtig mit einer feinen querhiebverzahnten Hartmetallfräse (141 134, Horico – Hopf, Ringleb & Co GmbH & CIE, Berlin, Deutschland) entfernt und mit Pinselbürstchen (Borsten/weißes Ziegenhaar, Omnident Dental-Handelsgesellschaft mbH, Rodgau, Deutschland) poliert wurden bis eine zufriedenstellende Friktion der Doppelkronen erzielt wurde. Ebenfalls wurden hierbei die Primärkronen erneut auf Hochglanz poliert. Im Anschluss erfolgte die Anbringung einer Bohrung durch die okklusale Finne mit einem Rosenbohrer. Auf eine Überprüfung der definierten Haftkraft wurde im ersten Schritt zugunsten der Simulation des Laboralltags verzichtet. Allein die Erfahrungswerte des Zahntechnikers sollten dem Zahntechniker als Überprüfungswerkzeug einer reproduzierbaren Friktion dienen. Im zweiten Schritt wurden die Doppelkronen einer Friktionsüberprüfung mit Federwaage unterzogen, um parodontal schädigende Abzugskräfte von über 10 N zu vermeiden [29]. Metall- und Politurpastereste wurden im letzten Schritt durch Abdampfen entfernt.



Abb. 16 Gusstechnisch hergestelltes Doppelkronenpaar mit lateraler Nummerierung und okklusaler Öse (eigene Darstellung)

2.4 Gusstechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer Nichtedelmetalllegierung

2.4.1 Primärkronenherstellung

Die zehn CAD/CAM in Wachs gefertigten Primärkronen wurden mit 3 mm Gusskanälen nach zahntechnischen Richtlinien angestiftet und zu je fünf Primärkronen in einer Muffel der Größe 3 eingebettet (Heravest Onyx, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Nach Herstellervorgaben erfolgte das Aufsetzen über Nacht im Vorwärmofen bei 850 °C. Das Schmelzen der Nichtedelmetalllegierung (Starbond CoS, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Deutschland) erfolgte per Induktion. Im Druckgussverfahren wurden die Primärteile gegossen und nach Abkühlen auf Raumtemperatur ausgebettet. Im Sandstrahlgerät wurde der Guss im Anschluss mit 110 µm bei 2 bar von Einbettmasseresten gesäubert. Es schloss sich das Abtrennen der Gusskanäle und das Entfernen einzelner Gussperlen vor dem Aufpassvorgang mit einer querhiebverzahnten Hartmetallfräse auf den Prämolarenstumpf an. Die Fixierung der Stümpfe erfolgte analog in der oben beschriebenen Halterung im Parallelfräsergerät. Unter Zugabe von Fräsöl wurde zunächst mit einer groben und einer feinen 0°-Hartmetallfräse die Oberfläche geglättet. Die Politur wurde mit Schleifmittelsektoren besetzten Schleifmittelträgern des 0°-Konator-Flex-Systems der Körnung 240 µm und 600 µm vorgenommen. Die endgültige Hochglanzpolitur erfolgte mit Sherapol sowie schwarzen und weißen Ziegenhaarbürstchen. Abschließend wurde im inneren okklusalen Bereich eine Kennzeichnung zur besseren Unterscheidbarkeit vorgenommen. Metall- und Politurpastereste wurden im letzten Schritt im Abdampfgerät entfernt.

2.4.2 Sekundärkronenherstellung

Analog dem in 2.3.2 beschriebenen Vorgehen erfolgte die Modellation der Sekundärteile in Schalentchnik mit Pi-ku-plast HP 36. Zum Messen der Kronenstärke mit dem Tastzirkel wurden die Sekundärkrone erst nach der Polymerisationszeit abgenommen. Fehlstellen wurden entweder mit Modellierwachs ausgebessert oder mit einer Hartmetallfräse reduziert. Vor dem Einbetten (rema TT, DENTAURUM GmbH & Co. KG, Ispringen, Deutschland) wurde auf jedem Sekundärteil eine okklusale Finne, laterale Markierung und der Gusskanal mit einem Durchmesser von 3 mm angebracht. Der Gieß- und Ausbettungsvorgang wurde in der in 2.4.1 beschriebenen Weise durchgeführt. Das Aufpassen erfolgte durch abwechselndes Aufsetzen der Sekundärteile und Abstrahlen der Innenkronenseite mit Aluminiumoxid (110

μm / $50 \mu\text{m}$, 2 bar) und abschließend mit Glanzperlen ($50 \mu\text{m}$, 2 bar) bis die Sekundärkronen das untere Drittel der Primärkronenhöhe erreicht hatten. Das Erreichen der Endposition und die Feineinstellung der Friktion erfolgte durch vorsichtiges Polieren der Störstellen in der Sekundärkroneninnenseite mit Polierern und Pinselbürstchen und erneuter Hochglanzpolitur der Primärkronen. Der Aufpassvorgang der Doppelkronen stellte sich bei der edelmetallfreien Legierung aufgrund von Rotation als diffiziler dar. Das Abdampfen reinigte abschließend die Doppelkronen von restlichen Metall- und Politurpasteresten.

2.5 Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und Galvanoforming

2.5.1 Primärkronenherstellung

Ausgehend vom gemeinsamen Primärkronendesign wurden zehn Primärteile in Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalem Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) im CAD/CAM-Verfahren durch das Dentallabor Matthias Gürtler (Schwarzheide, Deutschland) gefräst. Zum Ausgleich der Sinterschrumpfung von rund 25 % wurden die teilgesinterten Weißlinge im selben Maß überdimensioniert gefräst. Durch den Sinterprozess im Keramikbrennofen bei maximal $1600 \text{ }^\circ\text{C}$ schrumpften die Primärteile auf ihre Zielgröße. Zum Erreichen der maximalen Bruchfestigkeit (dichtgesintert) von ca. 1200 MPa Bruchfestigkeit wurde das vom Hersteller angegebene Sinterprogramm streng eingehalten:

| | |
|-------------------|---------------------------------------|
| Start: | Raumtemperatur |
| Aufheizrate: | $8 \text{ }^\circ\text{C}/\text{min}$ |
| Endtemperatur: | $1480 \text{ }^\circ\text{C}$ |
| Haltezeit: | 120 min |
| Abkühlrate: | $8 \text{ }^\circ\text{C}/\text{min}$ |
| Öffnen des Ofens: | bei $300 \text{ }^\circ\text{C}$ |

Nach dem Sintervorgang wurden abschließend die Zirkoniumdioxidkeramikronen mit Diamantpolierpaste (Legabril Diamond, Cendres Métaux SA, Biel, Schweiz) und einem schwarzen Ziegenhaarbürstchen vorpoliert und mit Zirkonpolierpaste (Zi-Polish, bredent GmbH, Senden, Deutschland) und einem weißem Ziegenhaarbürstchen auf Hochglanz poliert.

2.5.2 Intermediärkronenherstellung

Zur Gewährleistung hochwertiger Qualität sowie reproduzierbarer Ergebnisse wurden die Zirkoniumdioxidkeramikprimärteile zum Galvanoforming an die Firma C. Hafner GmbH + Co. KG (Wimsheim, Deutschland) gesendet. Gemäß den Anforderungen wurden die polierten Primärkronen vor Versand durch Abdampfen von Schmutzresten befreit. Zunächst wurden die gereinigten Primärkronen mit der Okklusalfäche in einer Fixiermasse platziert. Nach genauem Abwiegen der Komponenten im Verhältnis 1:1 wurde der Polyurethan-Modellkunststoff (Helioform HF, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) 30 Sekunden durchgespatet und von basal in die Primärteile gefüllt. Die Aushärtezeit von mindestens 30 Minuten wurde nach Herstellervorgaben eingehalten. Eine basale Bohrung mit einem Spiralbohrer (Durchmesser: 0,9 mm) in die mit Modellkunststoff aufgefüllten Primärteile diente der Aufnahme der Kupferelektrode. Vor Auftrag des Silberleitlacks HF (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) im Airbrush-Verfahren wurden die Primärteile mit Ethanol (96 %) gereinigt. Der Lackschichtauftrag erfolgte mit einer Airbrush-Pistole (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) bei einem Arbeitsdruck von 0,7 bar. Für das Erreichen maximaler Haftkraft erzielt das Airbrush-Verfahren im Vergleich zur Pinseltechnik einen gleichmäßigen, deckenden und einen minimalen Fügespalt hervorrufenden Lackauftrag. Anschließend wurden nicht zu galvanisierende Areale mit einem Schutzlack (HF Abdecklack LC, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) in Pinseltechnik überzogen. Der lichthärtende Abdecklack wurde bei einer Aushärtezeit von 20 Sekunden bei 600 mW/cm^2 , 400 – 500 nm Wellenlänge im Lichthärtegerät (C. Hafner metalight mini, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) ausgehärtet. Im direkten Verfahren erfolgte die Abscheidung des Feingoldes in einer nichtcyanidischen Goldsulfidlösung (Helioform H, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) auf die Zirkoniumdioxidkeramikprimärkronen. Als Schichtdicke wurde 0,25 mm gewählt. Das Galvanogerät Helioform HF 700 (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) arbeitete dabei mit dem Replenishing-Verfahren. Hierbei wird während dem Abscheidungsprozess verbrauchtes Galvanogold automatisch nachdosiert und so die Goldkonzentration konstant gehalten. Das gewährleistete eine glatte Oberfläche und eine gleichmäßige Qualität des galvanischen Gefüges. Die Firma C. Hafner GmbH + Co. KG gibt für die hergestellten Galvanokronen eine Härte nach Vickers von 160 – 170 HV an. Zum Ablösen der fertig galvanisierten Käppchen von den Primärkronen wurden die Ränder der Galvano-Käppchen mit Silikonrädern reduziert und durch Klopfen gelöst. Galvano-Käppchen,

die sich nicht durch Klopfen lösen ließen, wurden mit einer zirkulären Abnahmehilfe aus Pi-ku-plast HP 36 versehen. Durch Ansetzen einer Zange an der Abnahmehilfe konnten die jeweiligen Galvanokronen in Abzugsrichtung von den Zirkoniumdioxidkeramikprimärteilen gelöst werden. Restlicher Silberleitlack wurde anschließend im Salpetersäurebad (35 %) entfernt.

2.5.3 Tertiärgerüst

Zur Simulation der klinischen Situation und um Verformungen der Galvano-Käppchen während des Belastungszyklus zu vermeiden, wurden für die Untersuchungen zehn Tertiärgerüste zur Aufnahme der Intermediärkronen hergestellt. Um einen ausreichenden und gleichmäßigen Klebespalt zu erreichen, wurde zunächst über die Galvanokronen ein Fingerling (Dicke: 0,5 mm) gezogen. Zur Isolierung gegen Wachs wurde Isolit (DeguDent, Hanau, Deutschland) mit dem Pinsel aufgetragen. Die mit dem isolierten Fingerling überzogenen Intermediärkronen wurden durch Eintauchen in ein Wachsbad (Hotty, Renfert GmbH, Hilzingen, Deutschland) mit einem Wachsfilm versehen. Diese Schritte vermieden unnötige Aufpassarbeiten und erzeugten dennoch einen ausreichend passgenauen Klebespalt. Im Anschluss wurden auf die Wachskäppchen mit Modellierwachs eine okklusale Finne und eine laterale Nummerierung aufgetragen. Analog zum gusstechnischen Vorgehen wurden die Käppchen angestiftet, eingebettet (Heravest Onyx, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland) und in der Legierung (Starbond CoS, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Deutschland) gegossen. Nach dem Abkühlen auf Raumtemperatur und Ausbetten wurden die Tertiärgerüste zur Schaffung einer retentiven Oberfläche mit Aluminiumoxid (110 µm, 2 bar) angestrahlt. Das Abtrennen der Gusskanäle und Fräsen von Abflussrillen erfolgte mit einer diamantierten Scheibe. Danach wurden die Galvanokäppchen mit den Tertiärgerüsten mittels Befestigungskomposit AGC Cem „honey“ (Wieland Dental + Technik GmbH & Co. KG, Pforzheim, Deutschland) verklebt. Vor der Befestigung wurden die Tertiärgerüste sowie die Galvanokäppchen mit Aluminiumoxid 50 µm bei 1 bar angestrahlt. Als Haftvermittler zwischen Metall und Befestigungskomposit diente Monobond Plus (Ivoclar Vivadent GmbH, Ellwangen, Jagst, Deutschland), welches mit einem Microbrush aufgetragen wurde und 60 Sekunden lang einwirkte. Vor Auftragen des Befestigungskomposits wurde ein Einfließen des Komposits in den Spaltraum zwischen Primär- und Intermediärkrone durch Auftragen von Vaseline auf die Primärkrone verhindert. Die Polymerisationszeit bei Raumtemperatur von 15 Minuten wurde

nach Herstellervorgaben eingehalten, eventuelle Kleberüberschüsse wurden mit einer Watterolle entfernt.



Abb. 17 Tertiärgerüst, Galvanokäppchen, Primärteleskop aus Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellungen)

a) Halbschräg

b) Okklusal

2.6 Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus einer Nichtedelmetalllegierung

2.6.1 Primärkronenherstellung

Ausgehend vom gemeinsamen Primärkronendesign wurden zehn Primärteile aus einer biokompatiblen Nichtedelmetall-Fräslegierung auf Cobalt-Chrom-Basis (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) im CAD/CAM-Verfahren durch das Dentallabor Matthias Gürtler (Schwarzheide, Deutschland) gefräst. Anhand der mit der CAD-Software berechneten Frässtrategie wurden die in die Fräsmaschine eingespannten Nichtedelmetall-Blanks subtraktiv bearbeitet. Nach dem Fräsvorgang wurden die einzelnen Primärkronen aus dem Blank mit Hartmetallfräsen herausgetrennt und die Supports verschliffen. Nun erfolgte ein Nachfräsen per Hand im Parallelfräsgerat (F1, DeguDent GmbH, Hanau, Deutschland). Auf Grundlage der Primärkronen wurde zuvor ein Fräsmodell erstellt und in dem Parallelfräsgerat fixiert. Dabei wurden die Oberfläche der Patritzen zunächst grob (C.364NEM.123.023.0.25, Frank Dental GmbH, Gmund, Deutschland) und anschließend fein (H364RF 123 023, Komet – Gebr. Brasseler GmbH & Co. KG) mit Hartmetallfräsern nachbearbeitet. Die Hochglanzpolitur wurde mit diversen Gummipolierern, Bisonhaarbürstchen und Polierpaste (Fegupol Zirkopol, Feguramed GmbH, Buchen, Deutschland) erzielt. Das abschließende Abdampfen der Primärteile diente zur Entfernung von Schleif- und Politurpasteresten und zur Vorbereitung für den sich anschließenden Scanvorgang.

2.6.2 Sekundärkronenherstellung

Analog zur Herstellung der Primärkronen mussten zur Sekundärkronenherstellung die Oberflächen der fertig polierten Primärteile erfasst werden. Im Hybrid-Scanning-Verfahren wurde nun jede einzelne Patritze optisch (Tizian Smart-Scan, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) als auch taktil (DS10, Renishaw GmbH, Pliezhausen, Deutschland) vermessen. Abbildung 18 zeigt die je nach Scan-Methode gewonnenen Oberflächeninformationen in der offenen Modellationsoftware (Tizian Creativ RT, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland). Die Daten wurden im Anschluss an die auf exocad basierende Software (ORGANICAL CAD CAM, Organical CAD/CAM GmbH, Berlin, Deutschland) übertragen und gematcht.

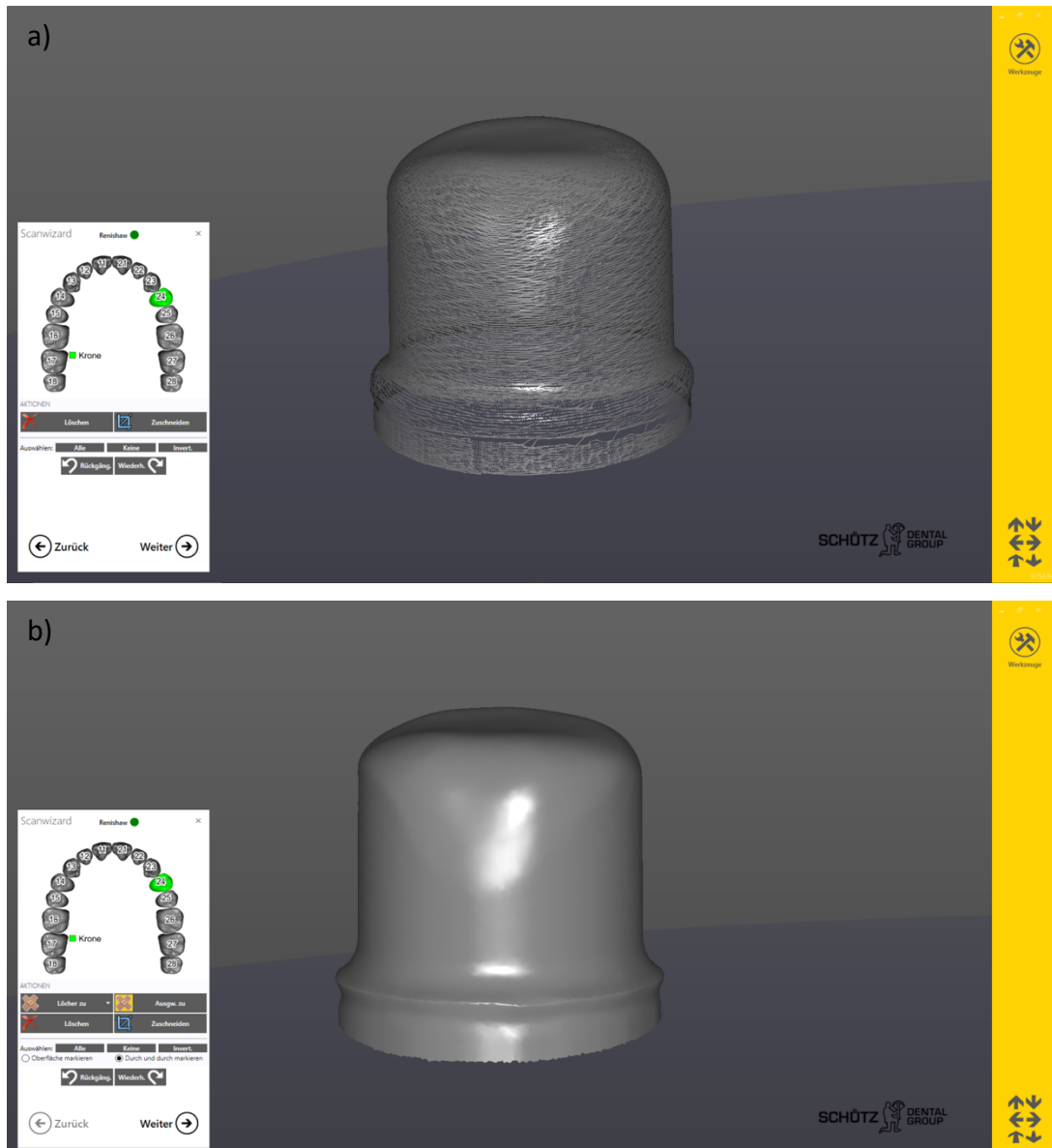


Abb. 18 3D-Oberflächendaten einer eingescannten Primärkrone (eigene Darstellungen)

- a) Taktill erfasste Rohdaten
- b) Optisch erfasste Oberfläche (Übersichtsscan)

In der Modellationssoftware wurde das bereits im gusstechnischen Teil beschriebene Sekundärkronendesign gleichermaßen umgesetzt. Okklusal wurde zentral eine Finne mit Öse modelliert, die der sicheren Positionierung in der Prüfvorrichtung diente. Nach Umwandlung der CAD in CAM-Daten wurde die STL-Datei an die Fräsmaschine zum Zerspanungsprozess übermittelt. Subtraktiv wurden aus dem Nichtedelmetallblank durch 5-Achs-Simultan-Fräsen die Sekundärkronen unter Trockenbearbeitung geschliffen. Nach Abtrennen der Supports nahm der Zahntechniker eine Endkontrolle der Doppelkronen vor. Eventuelle Störstellen konnten durch gezieltes Anfahren in der Fräsmaschine oder durch Politur beseitigt werden.

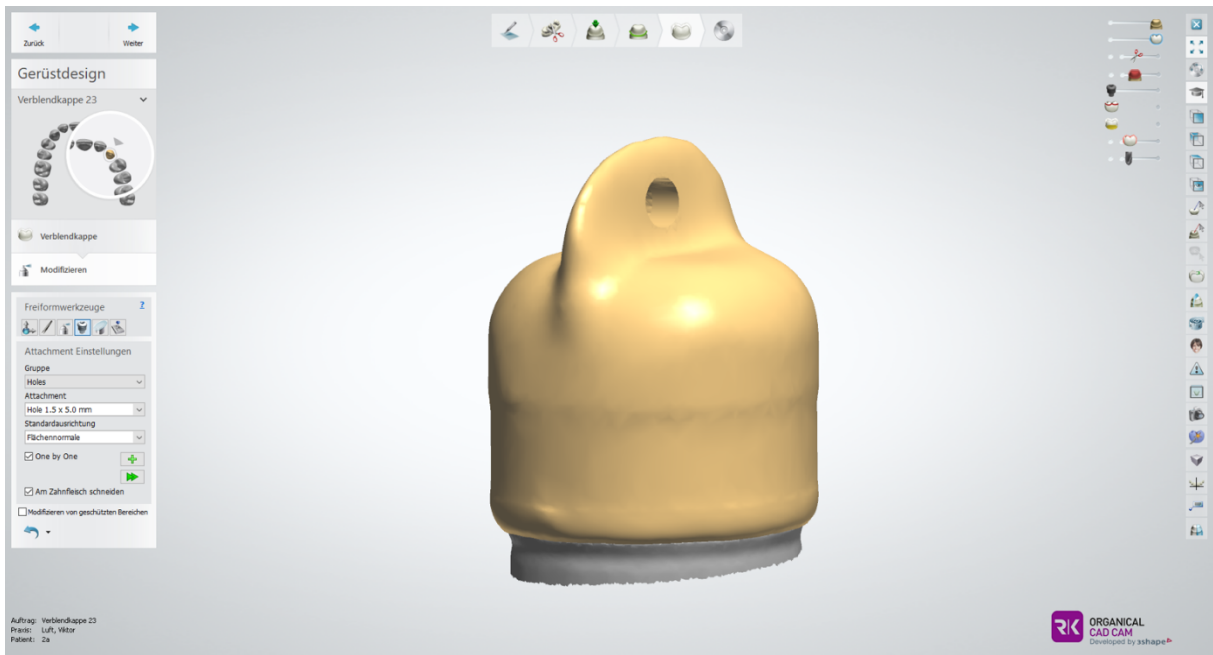


Abb. 19 Virtuell am Computer modelliertes Sekundärkronendesign (eigene Darstellung)

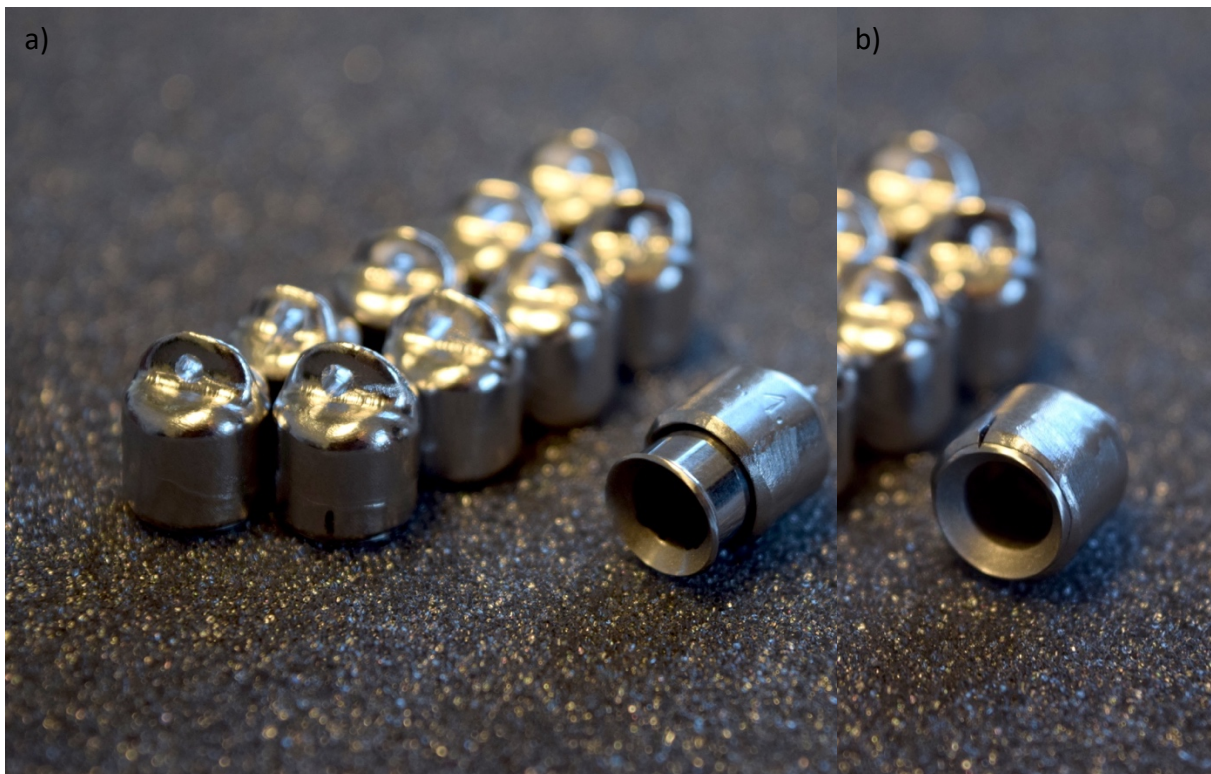


Abb. 20 CAD/CAM-gefertigte NEM/NEM-Doppelkronen (eigene Darstellungen)

- a) Sekundärkrone aufgesetzt
- b) Sekundärkrone in Endposition

2.7 Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und einer Nichtelegierung

2.7.1 Primärkronenherstellung

Ausgehend vom gemeinsamen Primärkronendesign erfolgte die Herstellung der zehn Primärteile aus Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalem Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) im CAD/CAM-Verfahren durch das Dentallabor Matthias Gürtler (Schwarzheide, Deutschland) analog dem in 2.5.1 beschriebenen Vorgehen. Zusätzlich wurden unter Wasserkühlung die im Parallelfräsgerät fixierten Primärkronen mit 0°-Diamantschleifern von grob nach fein (364-023SF-FGXL/356-026UF-FGXL, NTI-Kahla GmbH Rotary Dental Instruments, Kahla, Deutschland) finiert.

2.7.2 Sekundärkronenherstellung

Die Sekundärkronen aus der biokompatiblen Nichtelegierung auf Cobalt-Chrom-Basis (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) wurden gemäß dem in 2.6.2 dargestellten Ablauf gefertigt.



Abb. 21 CAD/CAM-gefertigte Zirkoniumdioxidkeramik/NEM-Doppelkronen (eigene Darstellung)

2.8 Frästechnische Herstellung der Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik und Polyetheretherketon

2.8.1 Primärkronenherstellung

Ausgehend vom gemeinsamen Primärkronendesign erfolgte die Anfertigung der zehn Primärteile aus Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalem Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) im CAD/CAM-Verfahren durch das Dentallabor Matthias Gürtler (Schwarzheide, Deutschland) analog des in 2.5.1 und 2.7.1 dargelegten Vorgehen.

2.8.2 Sekundärkronenherstellung

Entsprechend der in 2.6.2 erläuterten Schritten wurden die Sekundärkronen aus dem biokompatiblen Hochleistungspolymer Polyetheretherketon (BioHPP, bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) nach Scannen der einzelnen Zirkoniumdioxidkeramikpatrizen angefertigt. Nach Heraustrennen der Sekundärteile aus dem Blank wurden die Supports verschliffen. In der Endkontrolle wurden Politur und Passung durch den Zahntechniker überprüft.

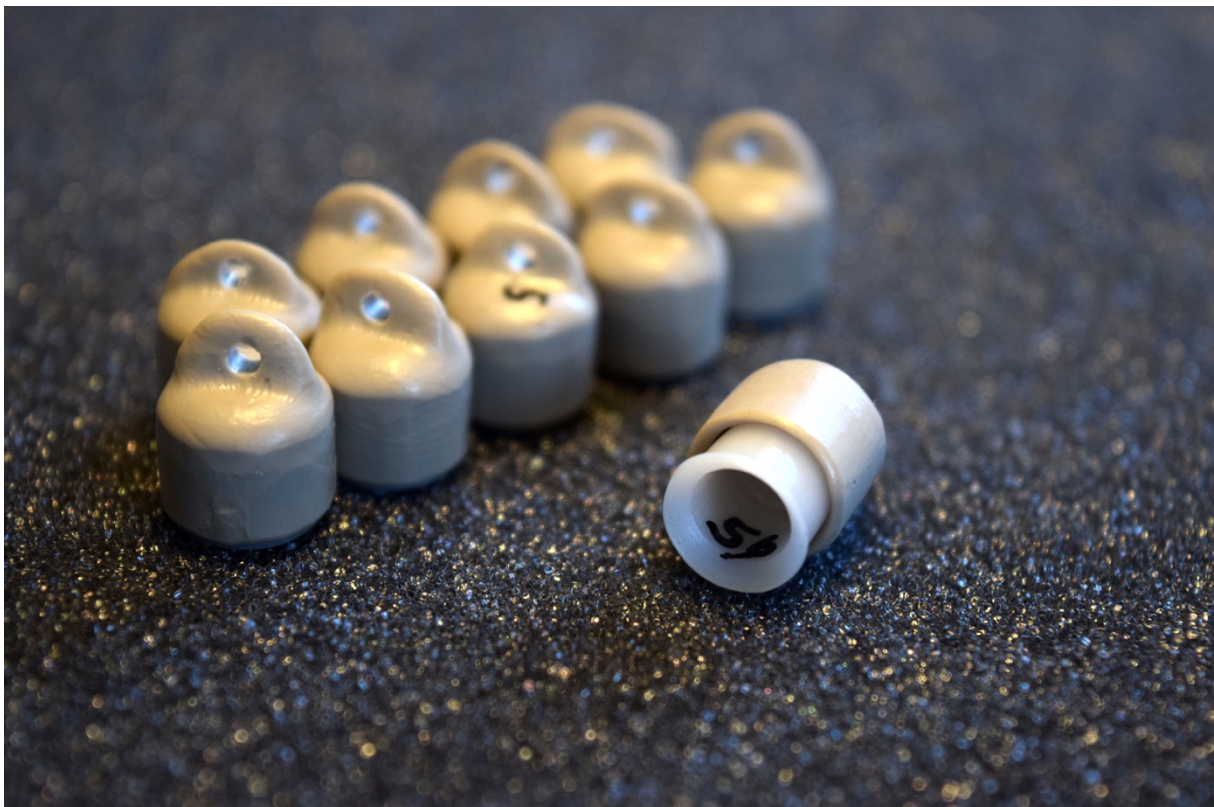


Abb. 22 CAD/CAM-gefertigte Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Doppelkronen (eigene Darstellung)

2.9 Versuchsaufbau und Oberflächenuntersuchungen

2.9.1 Universalprüfmaschine

Die Durchführung der Abzugsversuche erfolgte mit der Universalprüfmaschine „Z2,5“ der Firma Zwick/Roell (Ulm, Deutschland). Dabei simulierte das Auf- und Hinabfahren der Maschinenspindel die Trenn- und Fügezyklen. Die Programmierung der Universalprüfmaschine und die Registrierung der Haftkraft wurde über die zugehörige Software „testXpertII“ (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) mit der Prüfvorschrift „Zugversuche, zyklische Versuche“ auf einem handelsüblichen Computer (Windows 7, Microsoft, Redmond, Washington, Vereinigte Staaten) vorgenommen. Mit Hilfe der über die Kraftmessdose (XForce HP, Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) erfassten Daten konnte das Haftkraftverhalten über die gesamte Versuchsdauer nachvollzogen werden. Die Kalibrierung der Kraftmessdose führte vor Prüfbeginn ein Techniker der Firma Zwick/Roell durch.

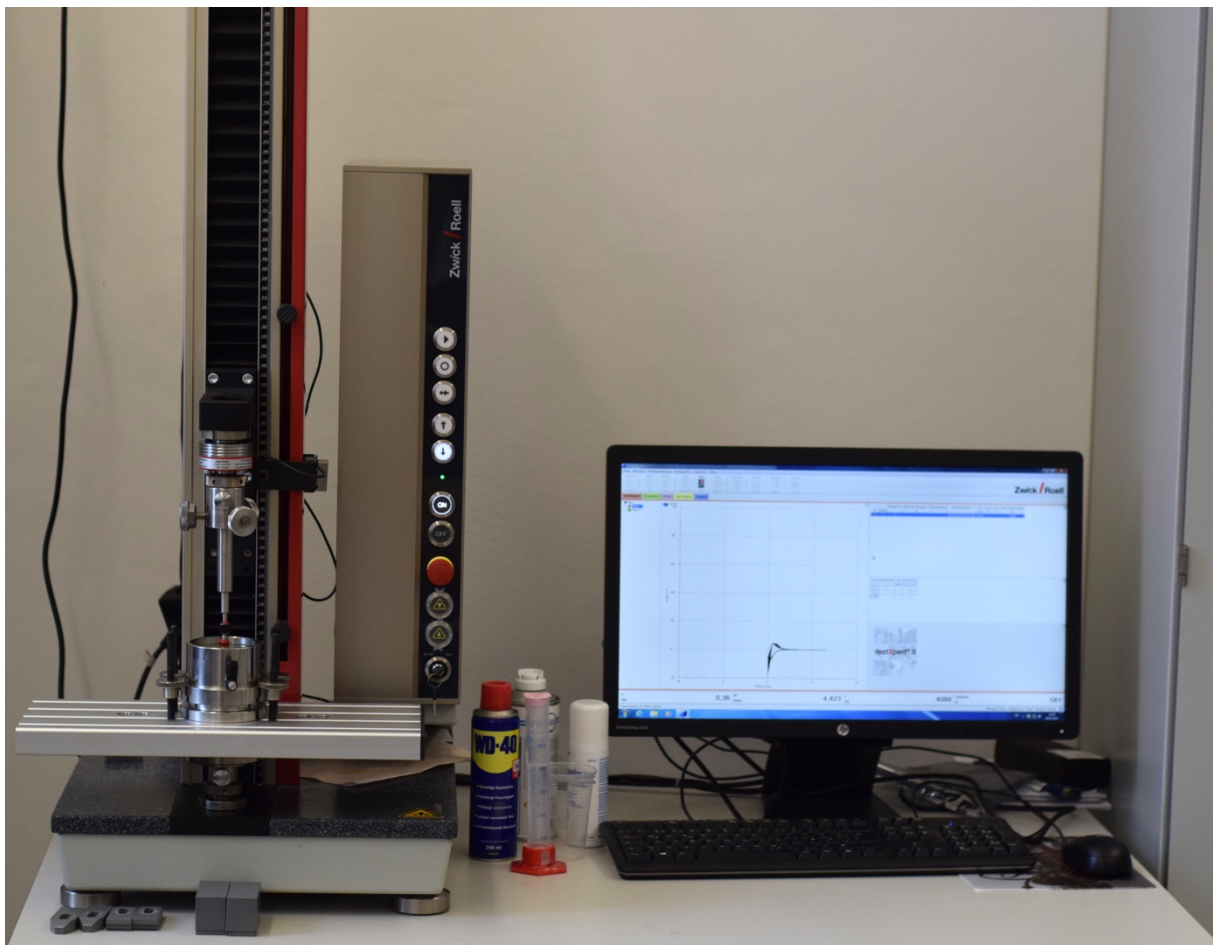


Abb. 23 Universalprüfmaschine „Z2,5“ und Computer mit Prüf-Software „testXpert II“ (eigene Darstellung)

2.9.2 Versuchsparameter

Die Anzahl der Löse- und Fügezyklen wurde auf 10.000 festgesetzt. Bei Annahme einer täglichen zweimaligen Durchführung der Mundhygiene entspricht die Anzahl der Zyklen einer simulierten Tragezeit von 13,7 Jahren. Die Abzugsgeschwindigkeit der Sekundärkronen von den Primärkronen betrug 120 mm/min. Der Traversenweg wurde mit 6,5 mm so eingestellt, dass bei einer parallelen Fräsfläche von 6 mm eine Trennung der Primär- von der Sekundärkrone stattfand ohne unnötige Wegstrecke zurücklegen zu müssen. Für den Fall von Verkanten oder übermäßig großen Abzugskräften wurde der Grenzwert auf 1500 N Druck beziehungsweise 1500 N Zugkraft festgelegt, was einen sofortigen Prüfabbruch und ein Anfahren der zuvor eingestellten Endposition zur Folge hatte. Die Universalprüfmaschine benötigte im Mittel etwa 7,5 Sekunden pro Zyklus, was einer Gesamtlaufzeit von ca. 20,83 Stunden pro 10.000 Trenn- und Fügezyklen entsprach. Während des gesamten Versuchs befanden sich die Doppelkronen unter Flüssigkeitsschmierung. Zur Imitation der Mundhöhlenverhältnisse diente künstlicher Speichel (Glandosane, Cell Pharm GmbH, Hannover, Deutschland), der die Primärkrone vollständig bis zur Okklusalfäche bedeckte. Das Mischungsverhältnis von Glandosane und destilliertem Wasser betrug während der Abzugsversuchen 1:1.

Tab. 4 Inhaltstoffe: Glandosane Mundspray je 100ml Spray zur Anwendung in der Mundhöhle

| Arzneilich wirksame Bestandteile | Menge in Gramm |
|---------------------------------------|----------------|
| Camellose-Natrium | 1,0150 |
| Sorbitol (Ph. Eur.) | 3,0450 |
| Kaliumchlorid | 0,1218 |
| Natriumchlorid | 0,0856 |
| Magnesiumchlorid-Hexahydrat | 0,0052 |
| Calciumchlorid-Dihydrat | 0,0148 |
| Kaliummonohydrogenphosphat (Ph. Eur.) | 0,0348 |

Die Versuche wurden bei annähernd konstanter Raumtemperatur von $22\text{ °C} \pm 2\text{ °C}$ durchgeführt. Zur Betrachtung des initialen Haftkraftverlustes und zur Reduktion der gesamten Datenmenge wurden die ersten 50 Zyklen kontinuierlich und danach nur noch jeder 25. Zyklus dokumentiert. Nach Prüfungsende fuhr die Universalprüfmaschine die eingestellte Endposition an, in der kein Kontakt zwischen Primär- und Sekundärkrone bestand. Die 448 aufgezeichneten Zyklen wurden in das Kalkulationsprogramm Excel 365 (Microsoft, Redmond, Washington, USA) zur Graphen-Darstellung übertragen.

2.9.3 Versuchsaufbau

Halterung für Stümpfe

Gemeinsam mit den Feinmechanikern des Werkzeugbaus der Universität Würzburg wurde eine technische Zeichnung der Stumpfhalterung erstellt. Die exakte und reproduzierbare Position des Stumpfes stellte den zentralen Punkt bei der Konstruktion dar. Hierzu wurde ein Block der Größe M19 mit einer 8 mm Bohrung zur Stumpfinsertion versehen. Die Fixation des Stumpfes erfolgt über zwei Madenschrauben, die seitlich in die Nut des Stumpfes griffen. Die exakte Position der Stumpfhöhe konnte über eine Schraube am Boden der 8 mm Bohrung individuell angepasst werden. Der M19-Block wurde über eine Schraube am Boden exakt im Zentrum eines 65 mm Durchmesser großen Hohlzylinders, der als Behälter für den künstlichen Speichel diente, positioniert. Eine seitlich angebrachte Ablassschraube diente dem Abfluss der Speichelflüssigkeit beim Wechsel der Probekörper. Die zirkulär am Boden des Behälters angebrachte Nut ermöglichte die Fixierung der Halterung auf dem Traversentisch der Universalprüfmaschine. Anhand dieser Vorgaben erfolgte die Umsetzung der Halterung in rostfreiem Edelstahl.

Aufnahme der Sekundärkrone

Die Befestigung der Sekundärkrone erfolgte mit Hilfe einer selbstzentrierenden, planen Pendelauflage (Form G 370058 M3, HEINRICH KIPP WERK KG, Sulz am Neckar, Deutschland), an welche eine handelsübliche Schraube mit 8 mm großem Schraubenkopf gelasert wurde. Der Aufbau der Pendelauflage lässt sich grob in einen Körper und einer einseitig planen Kugel mit Innengewinde gliedern. Der Körper der Pendelauflage wurde aus phosphatiertem Vergütungsstahl gefertigt. Die Kugel besteht aus Wälzlagerstahl 1.2067 und ist durch das Innengewinde gegen Verdrehen gesichert. Die Schraube wurde zuvor mit einem Rosenbohrer

bearbeitet, sodass die Negativform der Form der Finne der Sekundärkronen entsprach. Als Befestigungsmaterial zwischen Sekundärkrone und Schraube wurde Pattern Resin (GC Europe, Leuven, Belgien) gewählt.

Tab. 5 Maße: Pendelaufgabe plan, Form G [86]

| Bezeichnung | Maße |
|-----------------------------------|----------|
| Gewinde M | M3 |
| Außen-D | 12 mm |
| Außen-D ₁ | 7,2 mm |
| Länge L ₁ | 11 mm |
| Kragenlänge L ₂ | 0,0052 g |
| Maximale Belastbarkeit (statisch) | 10 kN |

Versuchsvorbereitung

Zur Imitation einer finierten Präparation und zur Schaffung eines mikromechanischen Retentionsmusters wurde die glatte Oberfläche der ideellen Stümpfe mit Aluminiumoxid der Körnung 50 µm bei 2 bar angestrahlt. Anschließend erfolgte die Zementation mit Zinkphosphatzement (Harvard Cement normal härtend, Harvard Dental International GmbH, Hoppegarten, Deutschland). Die Überschüsse wurden mit einem handelsüblichen Scaler entfernt. Die Versuche wurden erst nach Ablauf der Abbindezeit von 600 Minuten gemäß Herstellerangaben durchgeführt. Daraufhin erfolgte das Einsetzen der Stümpfe mit zementierter Primär-, und in Schlussposition aufgesetzter, Sekundärkrone in die Halterung und zusätzlicher Fixierung des Stumpfes durch Anziehen der Madenschrauben. Manuell wurde im Folgenden der Traversenarm mit der Aufnahme der Sekundärkrone auf die Position gefahren, in der noch kein Druck auf das Doppelkronenpaar einwirkte. In dieser Position wurde die Sekundärkrone an der Aufnahme mit Pattern Resin in Pinseltechnik befestigt. Die durch das Gewicht der Sekundärkrone und des Pattern Resins auf die Kraft-Messdose einwirkenden Kräfte wurden nach Anfahren einer kontaktfreien Position auf „Null“ gestellt. Beim erneuten Anfahren der Doppelkronen-Schlussposition wurde darauf geachtet, dass eine Anpresskraft von 50 N auf das Doppelkronenpaar erzielt wurde [136]. Nach Erreichen der Anpresskraft wurde die Kraftmessdose zur Messfehlervermeidung entlastet. Diese Position galt als Startposition der Abzugsversuche.

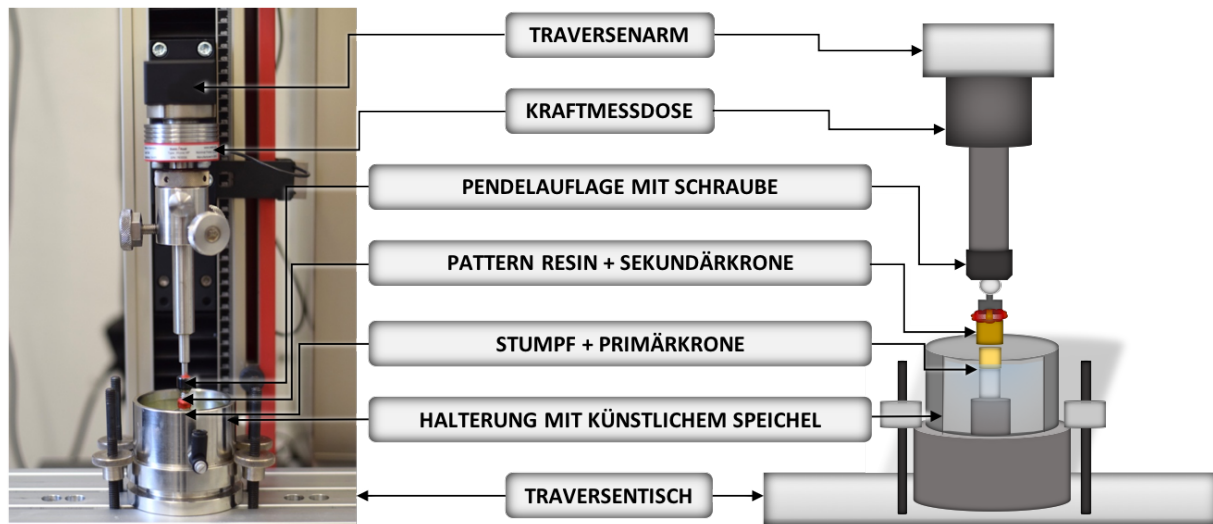


Abb. 24 Versuchsaufbau mit fixierter Primär- und Sekundärkrone (eigene Darstellung)

2.9.4 Datenaufbereitung und statistische Auswertung

Die Kraftaufzeichnungen erfolgten als Funktion der Kraft über die zurückgelegte Traversenwegstrecke und mussten zunächst in ein Kraft-Zyklus-Diagramm umgewandelt werden. Die gusstechnischen Proben wurden auf eine anfängliche Trockenhaftkraft von unter 10 N eingestellt. Bei den computerunterstützt und galvanisch hergestellten Doppelkronen entfiel eine Überprüfung der Trockenhaftkraft. Während ständiger Speichelumspülung durchliefen alle Proben 10.000 Trenn- und Fügezyklen, von denen initial die ersten 50 Belastungszyklen kontinuierlich danach jeder 25. Belastungszyklus registriert wurde.

Das Prüfprogramm „textXpert II“ zeichnete die Messwerte in dem unten dargestellten Kraft-Weg-Diagramm auf. Die Abszisse gibt dabei den zurückgelegten Traversenweg, die Ordinate die dabei aufgewendete Kraft wieder. Bei einem positiven Kraftwert handelt es sich um Abzugs- bei einem negativen Kraftwert um Druckkräfte. Der Graph des Kraft-Weg-Diagramms pendelte sich während den Versuchen nicht auf die Nulllinie ein, sondern pendelte immer um einen bestimmten individuellen Kraftwert. Dieser Kraftwert musste nach Abschluss der Prüferie und Exportierung der Daten in Excel (Microsoft Corporation, Redmon, Washington, Vereinigte Staaten) für jeden einzelnen Zyklus bestimmt und abgezogen werden, dadurch erhielt man die individuelle Kraft-Weg-Nulllinie pro Zyklus. Im Anschluss wurde für jeden Prüfkörper und jeden einzelnen Zyklus das jeweilige Kraftmaximum bestimmt. Aus den gewonnenen Daten konnte das Kraft-Zyklus-Diagramm erstellt und die einzelnen Graphen der Prüfgruppen in einem Diagramm zusammengefasst werden.

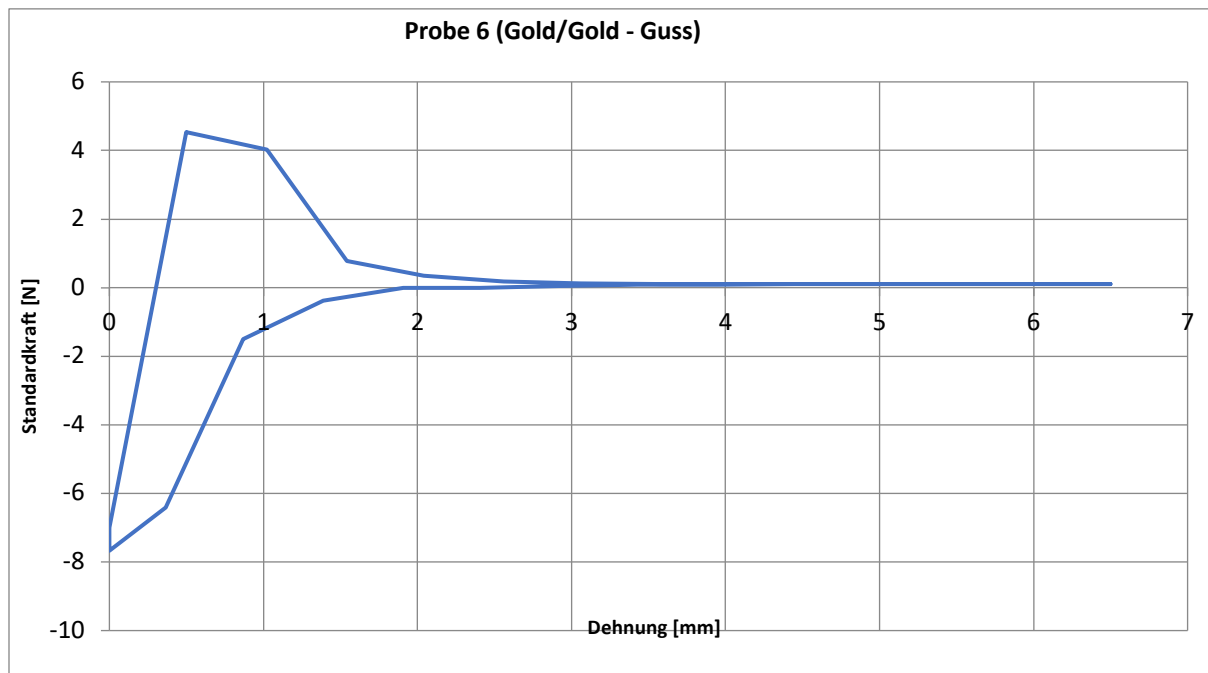
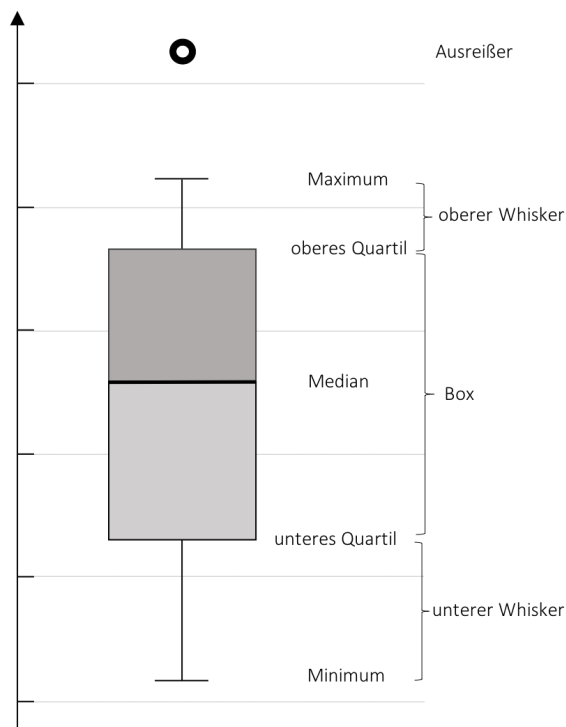


Abb. 25 Kraft-Weg-Diagramm eines Belastungszyklus

Nach der Datenerfassung in Excel wurden die Daten in die Statistik- und Analyse – Software SPSS 25 (IBM Corporation, Armonk, New York, Vereinigte Staaten) importiert. Ziel der statistischen Auswertung war die Überprüfung einer signifikanten Veränderung der Retentionskraft innerhalb und zwischen den einzelnen Prüfgruppen ($n = 10$) durch die künstlichen Alterungsversuchen zu den Zeitpunkten ($t_0 =$ Ausgangszustand, $t_1 = 50$ Zyklen, $t_2 = 5.000$ Zyklen, $t_3 = 10.000$ Zyklen). Bei den Haftkraftuntersuchungen innerhalb der einzelnen Gruppen handelte es sich um materialabhängige Stichproben zu verschiedenen aufeinanderfolgenden Zeitpunkten (Anzahl > 2). Die einzelnen Gruppen stellten bei der Überprüfung auf signifikante Abweichungen zwischen den 6 Gruppierungen (Gruppenanzahl > 2) zu den verschiedenen Messzeitpunkten unabhängige Stichproben dar. Zur Prüfung der Erfüllung der notwendigen Verteilungsvoraussetzung wurden die Messergebnisse innerhalb und zwischen den Materialgruppen zu den unterschiedlichen Zeitpunkten auf Normalverteilung (Kolmogorov-Smirnov-Test) überprüft. Nach Verwerfen der Nullhypothese wurde daraufhin bei der statistischen Auswertung innerhalb der materialabhängigen Versuchsgruppen der nichtparametrische, ordinalskalierte Friedman-Test in Kombination mit dem Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test zu den aufeinanderfolgenden Messzeitpunkten angewandt. Da der Friedman-Test lediglich Auskunft über das Vorhandensein von signifikanten Unterschieden lieferte, wurde bei vorliegenden signifikanten Veränderungen der exakte Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test verwendet, um differenzieren zu können, welche

Messzeitpunkte der nicht hinreichend großen Stichprobe ($n < 20$) signifikant voneinander abweichen. Zum Vergleich der zentralen Tendenzen der 6 Prüfgruppen diene der Kruskal-Wallis-Test (H-Test). Der H-Test verglich unabhängige, ordinalskalierte Variablen, die keiner Normalverteilung unterlagen und gab lediglich Auskunft über die Existenz signifikanter Abweichungen zwischen den Gruppen. Bei Abweichungen der zentralen Tendenzen ($p \leq 0,05$) konnte nach Anwendung des Mann-Whitney-U-Tests bestimmt werden, welche der Prüfgruppen sich zu den Messzeitpunkten t_0 - t_3 signifikant unterschieden. Aufgrund der nicht hinreichend großen Stichprobengröße ($n < 30$) wurde beim Mann-Whitney-U-Test anstelle der asymptotischen die exakte Signifikanz berichtet.



| Kennwert | Beschreibung |
|---------------------------------|--|
| Minimum | Kleinsten gemessener Wert |
| Unteres Quartil (Q_1) | 25% der Messwerte entsprechen oder sind kleiner als dieser Kennwert |
| Median | Unterteilung des gesamten Diagramms in zwei Hälften, in denen 50% der Messwerte liegen |
| Oberes Quartil (Q_3) | 75% der Messwerte entsprechen oder sind größer als dieser Kennwert |
| Maximum | Größten gemessener Wert |
| Ausreißer | Messwerte, die außerhalb des 1,5-fachen IQR liegen |
| Spannweite | Gesamter Wertebereich (inklusive der Ausreißer) |
| Box = Interquartilabstand (IQR) | Differenz aus oberem und unterem Quartil und entspricht dem Bereich, in dem die mittleren 50% der Messwerte liegen |
| Whisker | Dienen der Darstellung der außerhalb der Box liegenden Messwerte und sind auf das 1,5-fache des IQR begrenzt |

Abb. 26 Erläuterung: Aufbau Boxplot-Diagramm

2.9.5 Oberflächenanalyse

Lichtmikroskopische Untersuchungen

Die lichtmikroskopischen Übersichtsaufnahmen wurden mithilfe eines Stereomikroskops EZ4W (Leica EZ4W, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland), der dazugehörigen Software (LAS EZ, Version 3.4, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland) und eines handelsüblichen Computers bei einer 10-fachen Vergrößerung vor und nach Durchführung der Belastungsphase erstellt. Die integrierte 5-Megapixel Kamera lieferte Bilder der Primärkronenoberfläche in der Bildgröße 2592 x 1994 Pixel. Vor der Aufnahme wurden die auf die Stümpfe zementierten Primärkronen in 3-, 6-, 9- und 12-Uhr-Position markiert, sodass die Vorher-Nachher-Aufnahme zum Vergleich in identischer Position sichergestellt war. Insgesamt wurden pro Primärkrone acht Aufnahmen angefertigt, vier vor und vier nach der Belastungsphase, um die durch den Verschleiß hervorgerufenen Oberflächenveränderungen zu dokumentieren. Zusätzlich erfolgten Aufnahmen von der Innenseite der Sekundärkronen vor und nach dem Verschleißvorgang. Falls besondere Verschleißphänomene detektiert wurden, wurden diese bis zu einer maximalen Vergrößerung (35-fach) zur genaueren Anschauung festgehalten.

Zur Gegenüberstellung der Passungsgenauigkeiten wurde je eine Probe der gusstechnisch, der maschinell und galvanisch gefertigten Doppelkronen ausgewählt und eine Schliffprobe im Kronenquerschnitt nach Durchlaufen der Belastungszyklen erstellt. Die Proben wurden in einem Teflonrohr (40 mm Durchmesser) eingebettet (Technovit 4071, Kulzer GmbH, Hanau, Deutschland). Zur Probenvorbereitung erfolgte in der metallurgischen Poliermaschine (Metaserv 3000, Buehler GmbH, Esslingen am Neckar, Deutschland) nach Einhaltung der vorgeschriebenen Polymerisationszeit ein schichtweiser Substanzabtrag bis zum Erhalten einer gleichmäßigen Schichtebene im koronalen Kronenbereich. Die Schleif- und Politurschritte wurden mit SiC-papier mittlerer und feiner Körnung (P220 - P4.000 μm) vorgenommen. Im Anschluss wurden die Schliffproben im Auflichtmikroskop Axio Lab. A1, der Kamera AxioCam und der dazugehörigen Software ZEN 2 Core v2.5 im Vergrößerungsbereich von 50- bis 500-facher Vergrößerung untersucht und ausgewertet (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland). Die Übersichtsaufnahmen bei 50-facher Vergrößerung erfolgten mithilfe der Panoramafunktion im Hellfeld. Die Detailaufnahmen wurden je nach Materialreflektion mit 500-facher Vergrößerung im Hell- oder Dunkelfeld durchgeführt.

Die detaillierte Oberflächenanalyse zum Nachweis der Hauptverschleißmechanismen erfolgte ebenfalls in dem oben erwähnten Auflichtmikroskop Axio Lab. A1. Die nach der Dauerbelastung auf den Primärkronen im Stereomikroskop nachgewiesenen Oberflächenveränderungen wurden zunächst standardisiert bei 50-facher Vergrößerung und anschließend 500-fach zur genaueren Auswertung aufgenommen. Zur besseren Aufnahme der Abzugsspuren wurden die Probekörper um 90° rotiert. Bei beiden Vergrößerungen wurde polarisiertes Licht im 90°-Winkel angewendet. Bei Übersteigen der Tiefenschärfe des Mikroskops wurden zur Abbildung der gesamten Probenhöhenverhältnisse sogenannte EDF-Bilder bei 500-facher Vergrößerungen erzeugt. Dies gelang durch Aufnahmen der Proben in verschiedenen Fokusebenen und anschließender Überlagerung der Aufnahmen durch die Software. Die EDF-Bilder dokumentierten die aufgetretenen Abnutzungserscheinungen und ermöglichten dadurch eine materialspezifische Zuteilung der grundlegenden Verschleißmechanismen.

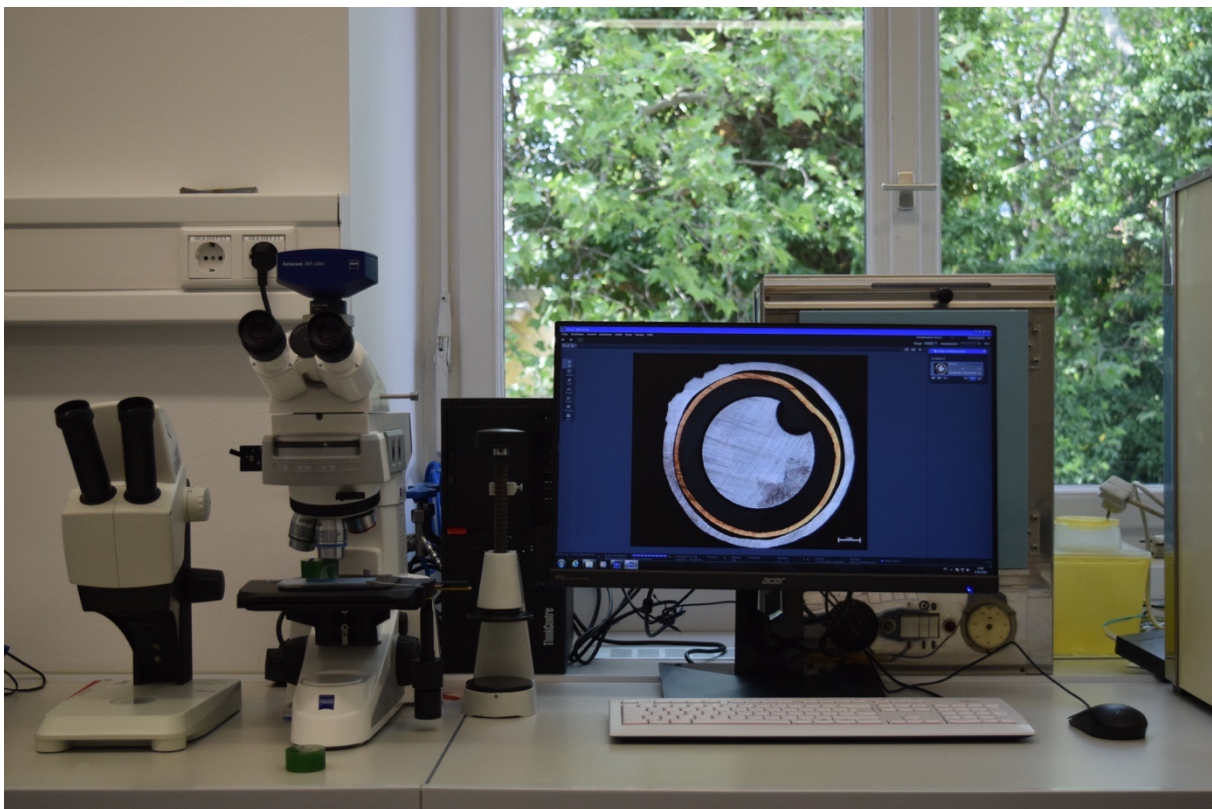


Abb. 27 Arbeitsplatz der lichtmikroskopischen Untersuchungen (eigene Darstellung)

Konfokalmikroskopische Untersuchungen

Zur detaillierten Visualisierung der dreidimensionalen Prüfkörperoberflächenstrukturen wurde randomisiert pro Gruppe je ein Prüfkörper ausgewählt und dessen Primärkronenoberfläche durch die Firma Nanofocus AG (Oberhausen, Deutschland) vor und nach der Belastungsphase analysiert. Mit Hilfe der Konfokalen Mikroskopie war es möglich, berührungslos und ohne Probenvorbereitung dreidimensionale Rauheitsprofile im Mikrometerbereich der Primärkronenoberfläche zu erstellen. Beim Konfokalmikroskop befindet sich der Fokus von Objektiv- und Detektorblende auf dem Objekt in exakt gleicher Position. Diese Anordnung gewährleistet eine Lichtzufuhr von der Oberfläche auf den Detektor, sobald sich die Oberfläche im Fokus befindet. Durch Auf- und Abbewegung wird das Objekt durch den Fokus des Konfokalmikroskops bewegt. Die am Detektor registrierte Signalstärke erzielt ihr Maximum, wenn sich das Objekt im Fokus befindet. Die μ surf-Technologie zeichnet sich durch den optischen Multi-Pinhole-Filter aus, bei dem das Licht sowohl auf dem Hin- und als auch auf dem Rückweg eine der 10.000 Lochblenden passiert und so Reflexionsartefakte vermieden werden. Die horizontale flächenhafte Abtastung wird durch die Drehung des Multi-Pinhole-Filters realisiert. Durch Veränderung der vertikalen Höhe wird die Oberfläche schichtweise registriert. Aus den erhobenen Daten wird durch die Messsoftware eine 3D-Punktewolke rekonstruiert. Mit Hilfe der Software „ μ soft analysis premium Version 7.4.8737“ (NanoFocus, Oberhausen, Deutschland) wird die Rauheitsauswertung der Probenoberfläche vorgenommen. Die messtechnisch ermittelten Daten legen die sogenannte Istoberfläche fest. Die Istoberfläche kann dabei als Approximation der tatsächlichen Oberfläche angesehen werden, da jedes Messsystem lediglich annäherungsweise die reelle Oberfläche registrieren kann. Die gesamte Oberflächenbeschaffenheit setzt sich aus der Rauheit, der Welligkeit und der Form zusammen. Bei der Rauheit werden auf einer definierten Messstrecke die kurzen Intervalle zwischen zwei benachbarten Profiltälern betrachtet, um die Rauheitsparameter (R_a , R_q , R_z , R_p , R_v) bestimmen zu können. Die Welligkeit wird durch den Wellenabstand definiert. Die Form ergibt sich aus mehreren Welligkeitsbereichen inklusive der Rauheit. Die Differenzierung zwischen Welligkeit und Rauheit beruht auf dem Zusammenhang zwischen Länge und Tiefe der Gestaltabweichung. Der genaue Übergang zwischen Welligkeit und Rauheit ist dabei nicht klar abzugrenzen, weshalb zur Unterscheidung die Grenzwellenlänge definiert wurde [196].

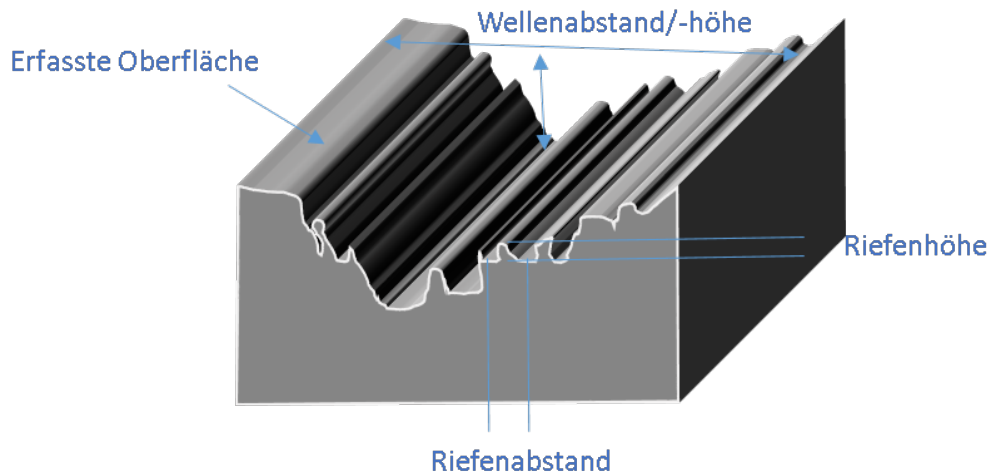


Abb. 28 Form, Welligkeit, Rauheit (eigene Darstellung)

Bei der Bestimmung der Linienrauheit und Oberflächenrauheit wurden Filtersysteme angewandt, um Ausreißer aus den registrierten Rohdaten auszuschließen. Bei der Bestimmung der Linienrauheit wurde zunächst die Nennform durch Subtraktion des Formbestandteils beseitigt (F-Operator). Hierbei erfolgte eine Annäherung eines Polynoms n-ten Grades an die Oberflächenform und anschließender Subtraktion von dem gemessenen Datensatz. Zur Ermittlung des Primärprofils sollte das Polynom der Mittellinie des ertasteten Profils entsprechen.

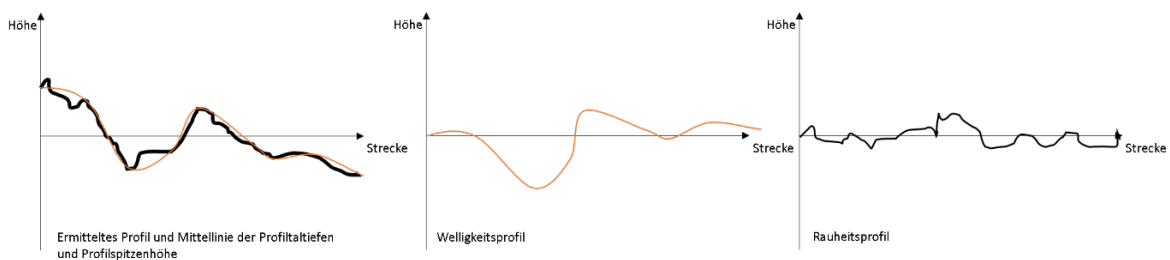


Abb. 29 Profilübersicht (eigene Darstellung)

Zur Eliminierung kurzweiliger Anteile, die sich in Form von Rauscheffekten äußerten, wurde ein Tiefpassfilter (λ s-Filter) eingesetzt. Beim hier verwendeten Gauß-Filter entsprach die Grenzwellenlänge λ_s der Sinuswelle und wurde noch zu 50 % in das Rauheitsprofil übertragen. λ_s diente in diesem Fall als Markierung des unteren Bereichs des Rauheitsprofils. Das erhaltene Primärprofil setzte sich aus dem Rauheitsprofil und dem Welligkeitsprofil zusammen. Durch das Ausschließen (Cut-off) von bestimmten Wellenlängen ließen sich

Rauheits- und Welligkeitsprofil unterteilen. Über einen Hochpassfilter erhielt man das Rauheitsprofil durch Elimination langer Wellenlängen oberhalb der Grenzwellenlänge λ_c . Durch den Ausschluss von kurzen Wellenlängen über einen Tiefpassfilter vom Primärprofil ergab sich das Welligkeitsprofil. Das Welligkeitsprofil wurde im Bereich zwischen λ_c und λ_f definiert. Aus den ermittelten Rauheits- und Welligkeitsprofilen konnten die jeweiligen Rauheits- und Welligkeitsparameter berechnet werden.

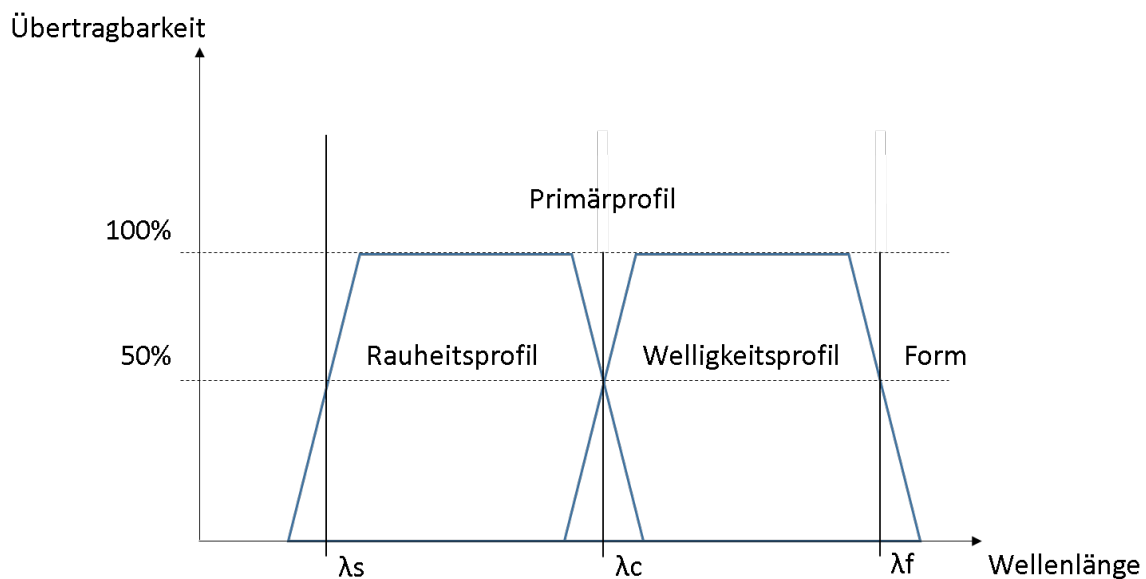


Abb. 30 Wellenlängenbereiche und Cut-off-Werte (eigene Darstellung)

Zur Bestimmung der Oberflächenparameter wurde zunächst ein S-(Short)-Tiefpassfilter zum Ausblenden kurzwelliger Bereiche auf die optisch ermittelte Oberfläche angewandt und so die Primäroberfläche gewonnen. Durch Anwenden weiterer Oberflächenfilter wurden skalenbegrenzte Oberflächen erzeugt, zu denen die S-F- und S-L-Oberfläche gehören. Die Erzeugung der S-F-Oberfläche erfolgte durch Anwendung eines F-Operators zur Formentfernung auf die Primäroberfläche. Als weitere Begrenzung diente durch Ausschluss der langwelligen Anteile der L-(Long)-Hochpassfilter. Die 2D- und 3D-Parameter durchliefen bei den Messungen exakt die gleiche Filterung. Die Formentfernung wurde vor jeglicher Rauheitsauswertung durchgeführt und entsprach sowohl für die 2D- als auch die 3D-Auswertung einem Polynom fünfter Ordnung. Anschließend wurde die Oberfläche in horizontaler Richtung in eine Profilsérie zerlegt und der Mikrorauheitsfilter (λ_s -Filter = 2,5 μm) verwendet. Daraufhin wurden die übrig gebliebenen Profile mit dem Gauß-Filter (800 μm) von der Welligkeit getrennt. Bei der 3D-Oberfläche wurde die formentfernte Oberfläche mit dem

Mikrorauheitsfilter (λ_s -Filter = 2,5 μm) vorgefiltert. Im Anschluss wurde ebenfalls die Welligkeit entfernt (Gauß-Filter, 800 μm). Die dabei zu berücksichtigenden Rauheits- und Oberflächenparameter sind in Tabelle 6 und 7 aufgelistet:

Tab. 6 2D-Amplitudenparameter nach ISO 4287 [40]

| Amplitudenparameter nach ISO 4287 | | Definition |
|-----------------------------------|---------------|--------------------------------------|
| 2D-Rauheitsparameter | | |
| Ra | μm | Arithmetische mittlere Rauheit |
| Rq | μm | Quadratischer mittlerer Rauheitswert |
| Rz | μm | Maximale Höhe des Rauheitsprofils |
| Rp | μm | Höhe der größten Profilspitze |
| Rv | μm | Tiefe des größten Profiltals |

Tab. 7 3D-Flächenparameter nach ISO 25178 [43]

| Höhenparameter nach ISO 25178 | | Definition |
|-------------------------------|--|---|
| 3D-Flächenparameter | | |
| Sa | μm | Mittlere arithmetische Höhe |
| Sq | μm | Quadratischer der Standardabweichung entsprechender Mittelwert der Höhe |
| Sk | μm | Kernhöhe |
| Spk | μm | Durchschnittshöhe der reduzierten Spitzen |
| Svk | μm | Durchschnittstiefe der reduzierten Täler |
| S-F-Oberfläche | Oberfläche, nachdem ein F-Operator auf eine primäre Oberfläche angewandt wurde. Eine primäre Oberfläche entsteht nach Entfernung feiner Störwerte mit einem Tiefpassfilter. Der F-Operator dient der Neigungskorrektur und eliminiert eine Form der primären Oberfläche. | |
| S-L-Oberfläche | Oberfläche, nach Anwendung eines Hochpassfilters auf eine S-F-Oberfläche, der die größten Störwerte eliminiert. | |

3 Ergebnisse

3.1 Haftkraftverhalten

3.1.1 Einzelgruppen

Pro Prüfgruppe wurden zehn Probekörper einer künstlichen Alterungsphase von 10.000 Füge- und Trennzyklen unterzogen. Es sollte untersucht werden, ob die Belastungsphase signifikante Auswirkungen auf das Haftkraftverhalten in Form von Kraftminderung/-steigerung zeigte. Die Messdaten wurden in den ersten 50 Zyklen kontinuierlich, danach nur noch jeder 25. Zyklus erfasst. Als markante Messpunkte galten dabei der Ausgangszustand (t_0), der Zustand nach einer initialen Tragephase ($t_1= 50$ Zyklen), der Zustand nach der Hälfte der Versuchsphase ($t_2= 5.000$ Zyklen) und nach Ende der Belastungszyklen ($t_3= 10.000$ Zyklen). Die Messwerte der Gruppen GG, NN, ZG und CC ZN unterlagen keiner Normalverteilung. Daher wurde die statistische Analyse aller Prüfgruppen nach dem in 2.9.4 beschriebenen Schema durchgeführt. Die Liniendiagramme stellen den Haftkraftverlauf der einzelnen Doppelkronen über die gesamte Versuchsphase dar. Auf der X-Achse ist die Zykluszahl dargestellt, die Y-Achse zeigt den dazugehörigen Haftkraftwert in Newton an. Die Legende gibt Auskunft über die farbliche Darstellung der jeweiligen Probe. Die Boxplot-Diagramme veranschaulichen die Verteilung der Haftkraftwerte in Newton (Y-Achse) innerhalb der Prüfgruppe zu den bestimmten Zeitpunkten t_0 - t_3 (X-Achse). Die gemessenen Werte wurden auf die zweite Nachkommastelle gerundet.

Haftkraftverhalten: Orplid TK / Orplid TK

Die Primär- und Sekundärteile in der Gruppe der gusstechnisch gefertigten Doppelkronen bestanden aus der homogenen Materialkombination einer hochgoldhaltigen Legierung (Orplid TK, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) und repräsentierten den Goldstandard in dieser Studie. Über die gesamte Versuchsdauer zeigten die Prüfkörper im Mittel eine minimal abfallende Tendenz von 1,58 %. Die initialen Haftkraftwerte schwankten im Bereich zwischen 2,83 und 4,57 N. Die minimalen und maximalen Endwerte der Retentionsversuche betragen 2,05 und 5,25 N. Die größten Haftkraftverluste wurden bei Probe 7 mit 36,19 % registriert. Von einem anfänglichen Retentionswert von 3,21 N fiel die Haftkraft im Versuchsverlauf auf 2,05 N. Ebenfalls wiesen die Doppelkronenpaare 2, 4, 5 und 10 reduzierte Finalwerte auf. Den stärksten Kraftzuwachs mit 19,03 % verzeichnete Probe 9, deren Abzugskraftwerte von 4,14 auf 4,93 N anstiegen. Ferner erhöhten sich nach künstlicher

Ergebnisse

Alterung die Retentionswerte von den Proben 1, 3, 6 und 8 in geringerem Maße. Aufgrund von einer fehlerhaften Prüfvorschrift fehlen die Daten der Proben 3 und 4 im Bereich zwischen Zyklus 3075 und Zyklus 4100. Den Graphen beider Proben ist vor und nach dem fehlenden Bereich ein homogener Verlauf mit nur geringen Haftkraftschwankungen zu entnehmen. Lediglich Probe 6 überstieg während den Abzugsversuchen den geforderten Maximalwert von 10 N um 5,27 N.

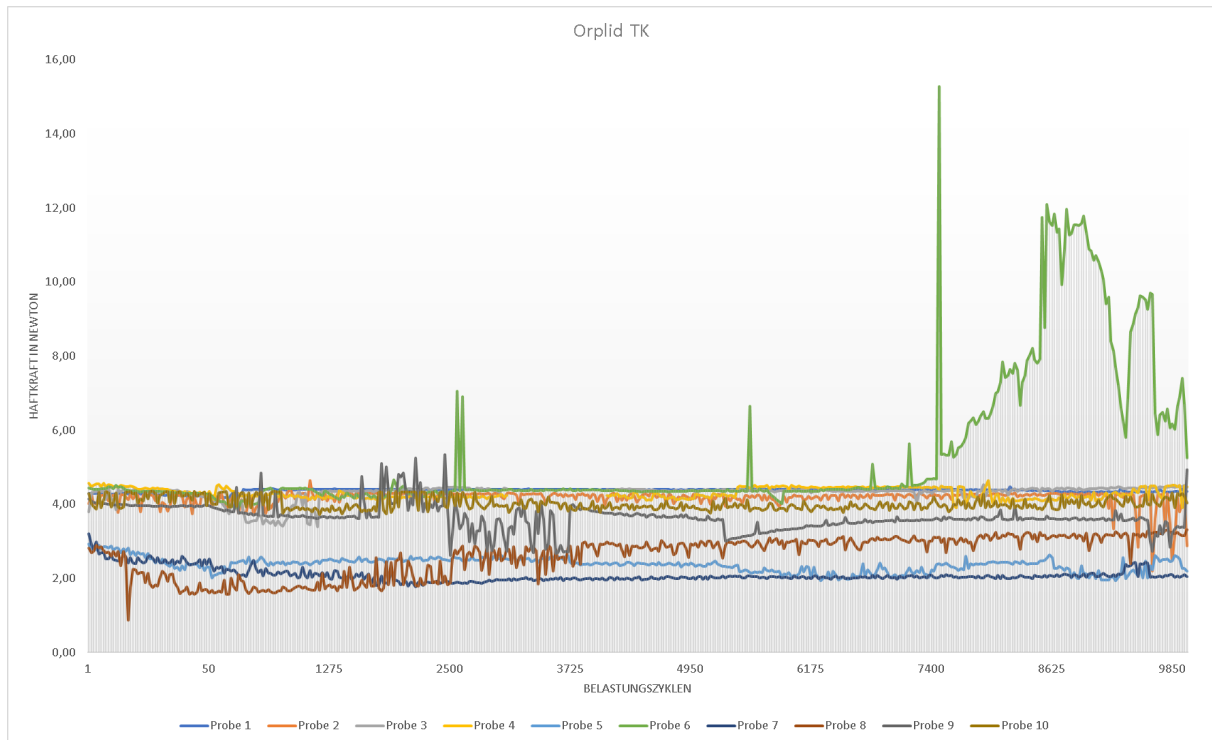


Abb. 31 Haftkraftverhalten der Proben 1 - 10 der Gruppe Orplid TK / Orplid TK

Die gemittelten Ergebnisse sowie der Median sind in der folgenden Tabelle dargestellt und wurden statistisch ausgewertet:

Tab. 8 Deskriptive Statistik: Orplid TK / Orplid TK (Haftkraft in N)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 3,85 | 0,64 | 4,08 | 1,18 | 2,83 | 4,57 |
| 50 Zyklen | 3,60 | 1,03 | 4,19 | 1,81 | 1,61 | 4,36 |
| 5.000 Zyklen | 3,63 | 0,90 | 4,02 | 1,54 | 1,98 | 4,39 |
| 10.000 Zyklen | 3,79 | 1,12 | 4,19 | 1,89 | 2,05 | 5,25 |

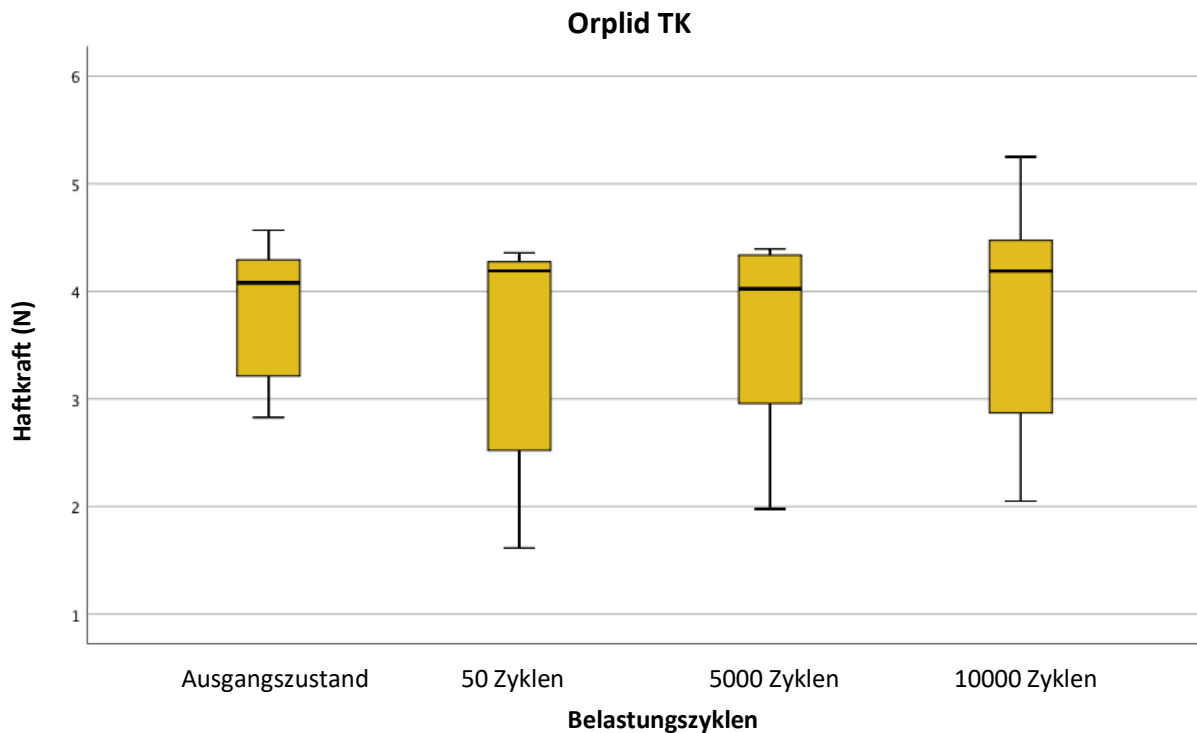


Abb. 32 Box-Plot: Orplid TK / Orplid TK

Die Messergebnisse unterscheiden sich zu keinem der Messzeitpunkte t_0 - t_3 signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 3,00; $p = 0,392$, $n = 10$). Anhand der Ränge lässt sich kein interpretierbares Muster erkennen, der mittlere Rang fällt bis zum Ende der Initialphase nach 50 Zyklen ab, steigt aber zu Versuchsende wieder an. Die künstliche Alterung hatte demzufolge keinen signifikanten Einfluss auf das Haftkraftverhalten der gusstechnisch hergestellten hochgoldhaltigen Doppelkronen.

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|-------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 2,90 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 2,10 | Chi-Quadrat | 3,000 |
| 5.000 Belastungszyklen | 2,20 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 2,80 | Asymptotische Signifikanz | ,392 |

Abb. 33 Friedman-Test: Orplid TK / Orplid TK

Haftkraftverhalten: Starbond CoS / Starbond CoS

Die Primär- und Sekundärkronen in der Gruppe der gusstechnisch gefertigten Doppelkronen bestanden aus der homogenen Materialkombination einer Nichtelegierung (Starbond CoS, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Deutschland). Beim Vergleich der Initial- und Finalwerte wiesen die mittleren Haftkraftwerte eine deutlich abfallende Entwicklung von 36,17 % auf. Die initialen Haftkraftwerte schwankten im Bereich zwischen 1,66 und 11,96 N. Gegenüber den großen Schwankungen zu Beginn der Abzugsversuche fiel die Schwankungsbreite mit 4,99 N im Endbereich zwischen 0,93 und 5,92 N erheblich geringer aus. Die größten Haftkraftverluste wurden bei Probe 17 mit 72,79 % registriert. Ausgehend von initialen Retentionswert von 11,96 N verminderte sich die Haftkraft im Versuchsverlauf auf 3,25 N. Analog zeigten die Doppelkronenpaare 11, 12, 14, 16, 18 und 19 reduzierte Finalwerte. Die deutlichste Kraftsteigerung mit 14,29 % verzeichnete Probe 15, deren Abzugskraftwerte von 3,36 auf 3,84 N anstiegen. Daneben nahmen die Retentionswerte von den Proben 13 und 20 im geringeren Maß zu. Die fehlerhafte Prüfvorschrift erklärt die fehlenden Messdaten der Probe 14 im Bereich zwischen Zyklus 3075 und Zyklus 4100. Vor und nach dem nicht registrierten Bereich sind dem Graph nur leichte Kraftschwankungen zu entnehmen. Initial überschritten die Proben 14 und 17 die Grenze parodontaler Schäden von 10 N.

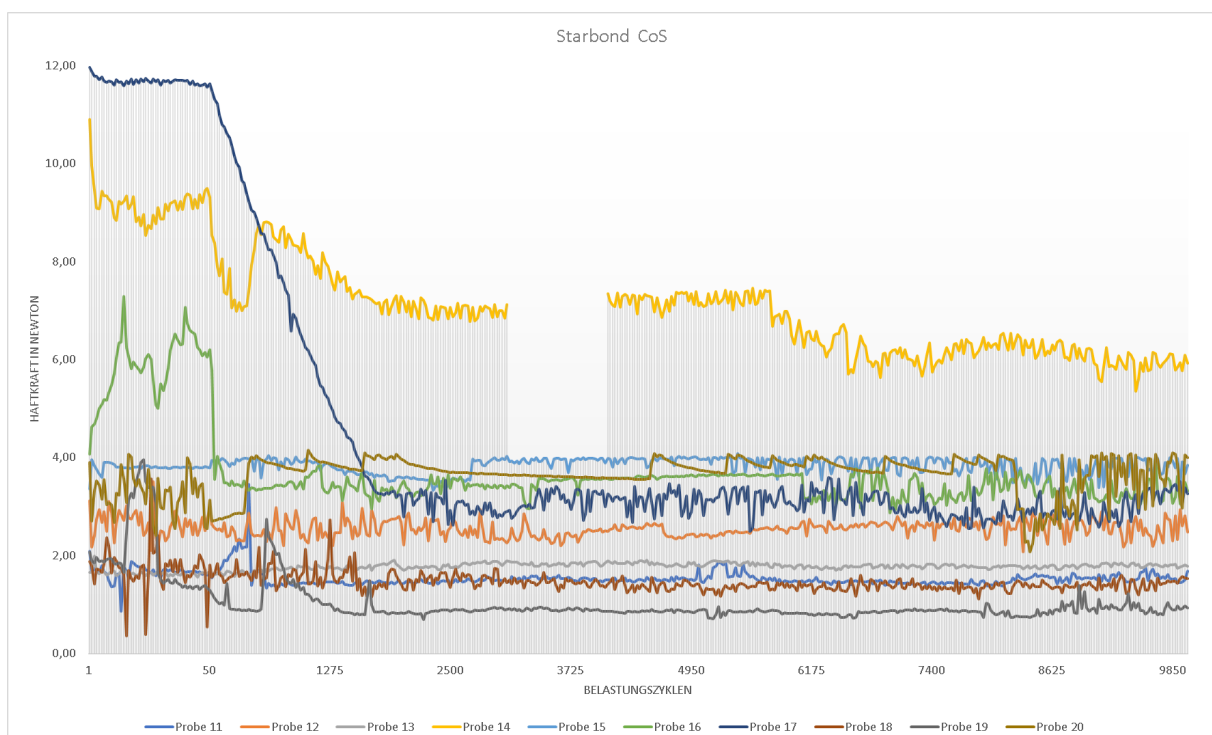


Abb. 34 Haftkraftverhalten der Proben 11 - 20 aus der Gruppe Starbond CoS / Starbond CoS

Ergebnisse

Die Mittel- und Medianwerte der Messdaten wurden in der nachfolgenden Tabelle zur statistischen Auswertung aufgelistet:

Tab. 9 Deskriptive Statistik: Starbond CoS / Starbond CoS (Haftkraft in Newton)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 4,50 | 3,76 | 3,24 | 3,75 | 1,66 | 11,96 |
| 50 Zyklen | 4,34 | 3,57 | 3,04 | 5,31 | 1,29 | 11,62 |
| 5.000 Zyklen | 2,98 | 1,90 | 2,71 | 2,33 | 0,87 | 7,39 |
| 10.000 Zyklen | 2,87 | 1,50 | 2,87 | 2,23 | 0,93 | 5,92 |

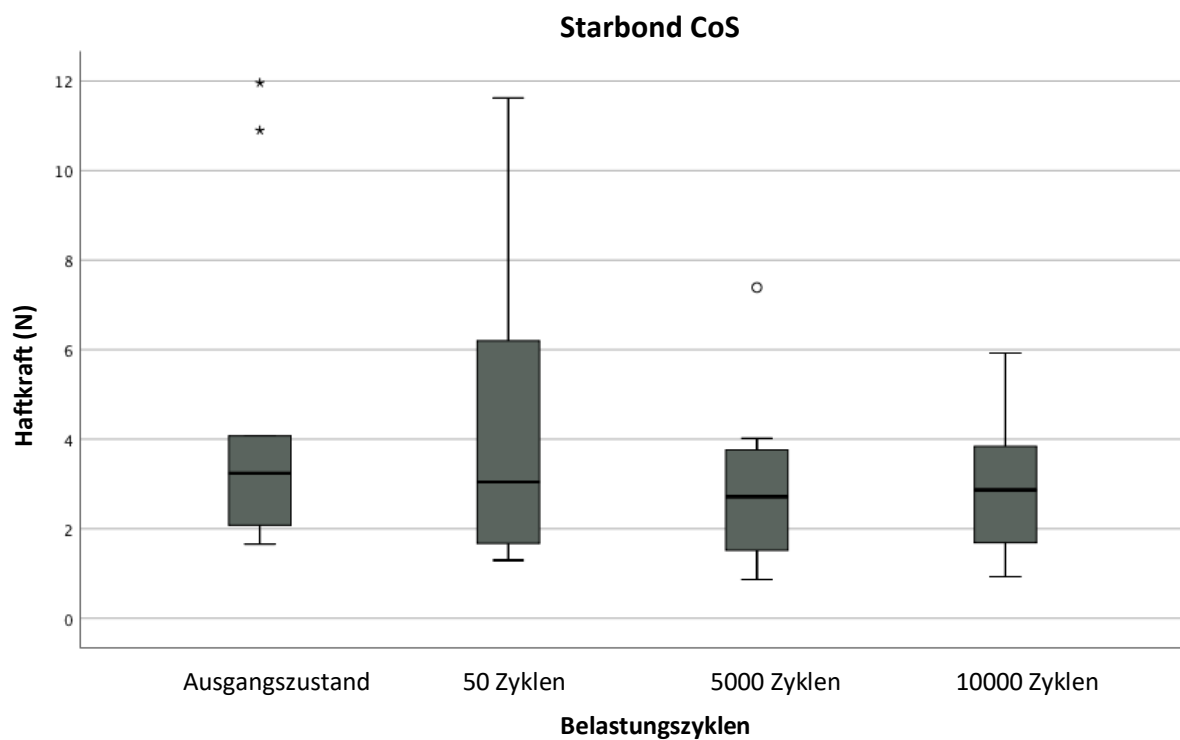


Abb. 35 Box-Plot: Starbond CoS / Starbond CoS

Die Prüfergebnisse unterscheiden sich zu keinem der Messzeitpunkte t_0 - t_3 signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 5,40; $p = 0,145$, $n = 10$). Den Rängen ist kein interpretierbares Muster zu entnehmen, der mittlere Rang fällt bis zur Mitte der Prüfungsphase ab, erhöht sich aber zu Versuchsende wieder leicht. Die Belastungszyklen

hatten folgend keinen Einfluss auf das Haftkraftverhalten der gusstechnisch hergestellten edelmetallfreien Doppelkronen.

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|-------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 3,20 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 2,60 | Chi-Quadrat | 5,400 |
| 5.000 Belastungszyklen | 1,90 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 2,30 | Asymptotische Signifikanz | ,145 |

Abb. 36 Friedman-Test: Starbond CoS / Starbond CoS

Haftkraftverhalten: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

Die Probekörper der Galvanoforming-Gruppe bestanden aus einem Primärteil aus Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland), einem galvanisiertem Intermediärkappchen (Helioform H, C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) und einer Tertiärstruktur (Starbond CoS, S&S Scheftner GmbH, Mainz, Deutschland). Insgesamt verringerten sich die mittleren Haftkraftwerte nach der künstlichen Alterungsphase um 25,24 %. Die Ausgangshaftwerte lagen im Bereich zwischen 1,58 und 9,68 N. Die Schwankungsbreite verminderte sich im Versuchsverlauf minimal im Bereich zwischen 0,91 und 8,16 N auf 7,25 N. Eine Ausnahme bildete Probe 29, dessen initiale Haftkraft 27,02 N betrug. Nach einer Plateauphase bis Zyklus 50 bei über 25 N fiel die Retentionskraft bei Zyklus 2575 erstmals unter 17 N und pendelte sich im Verlauf um den Finalwert von 16,66 N ein. Die deutlichste Retentionsminderung erfuhr Probe 25 mit 51,57 %, deren Initialwert sich durch die Belastung von 4,92 auf 2,38 N reduzierte. Weitere Abzugskraftsenkungen wurden bei den Doppelkronen 21, 22, 23, 24, 26, 27 und 29 aufgezeichnet. Dahingegen ließ sich für die Proben 28 und 30 ein Kraftzugewinn konstatieren. Die Trennkraft von Probe 30 wuchs von Zyklus 1 bis Zyklus 10.000 von 5,86 N um 5,54 % auf 6,18 N an. Der Schwellenwert von 10 N wurde von Probe 24 einmalig und von Probe 29 während der gesamten Versuchsphase übertroffen.

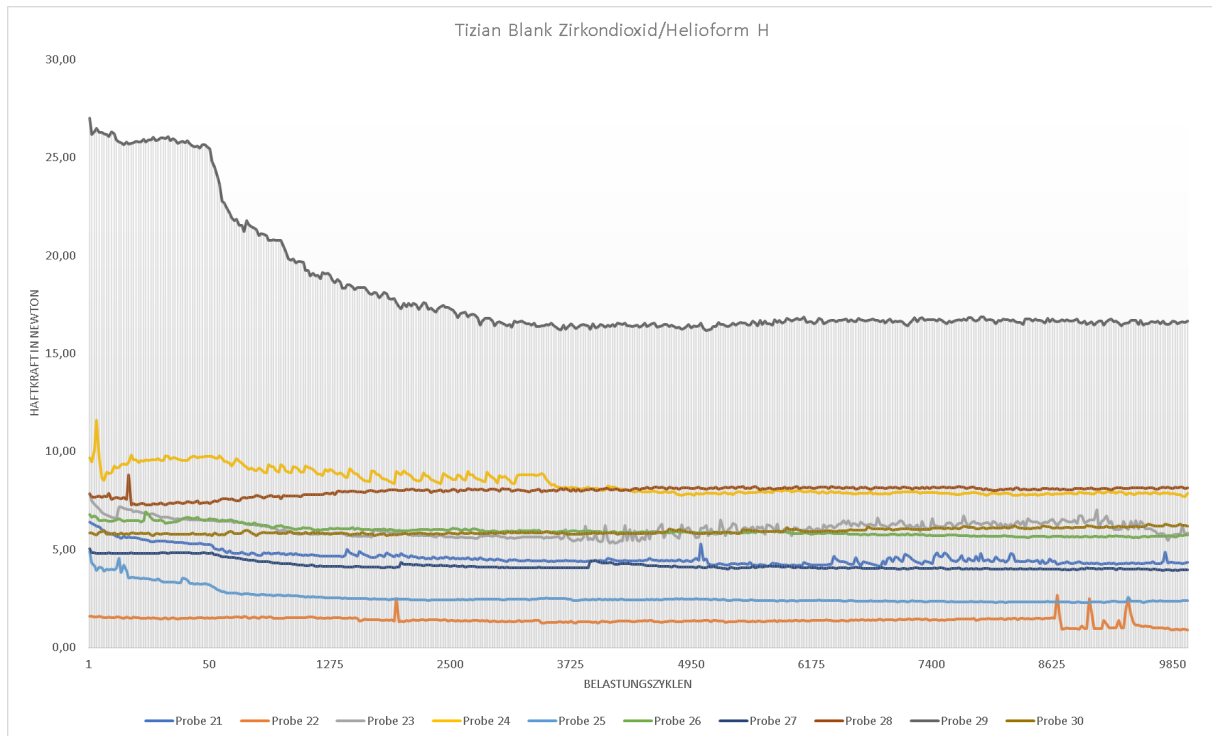


Abb. 37 Haftkraftverhalten der Proben 21 - 30 in der Gruppe Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

Die Median- und Mittelwerte der Versuchsergebnisse sind in der folgenden Tabelle zur statistischen Auswertung aufgeführt:

Tab. 10 Deskriptive Statistik: Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano (Haftkraft in Newton)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 8,30 | 6,93 | 6,60 | 3,30 | 1,58 | 27,02 |
| 50 Zyklen | 7,62 | 6,65 | 6,12 | 3,55 | 1,49 | 25,44 |
| 5.000 Zyklen | 6,21 | 4,15 | 5,71 | 4,25 | 1,33 | 16,36 |
| 10.000 Zyklen | 6,20 | 4,31 | 5,79 | 4,36 | 0,91 | 16,66 |

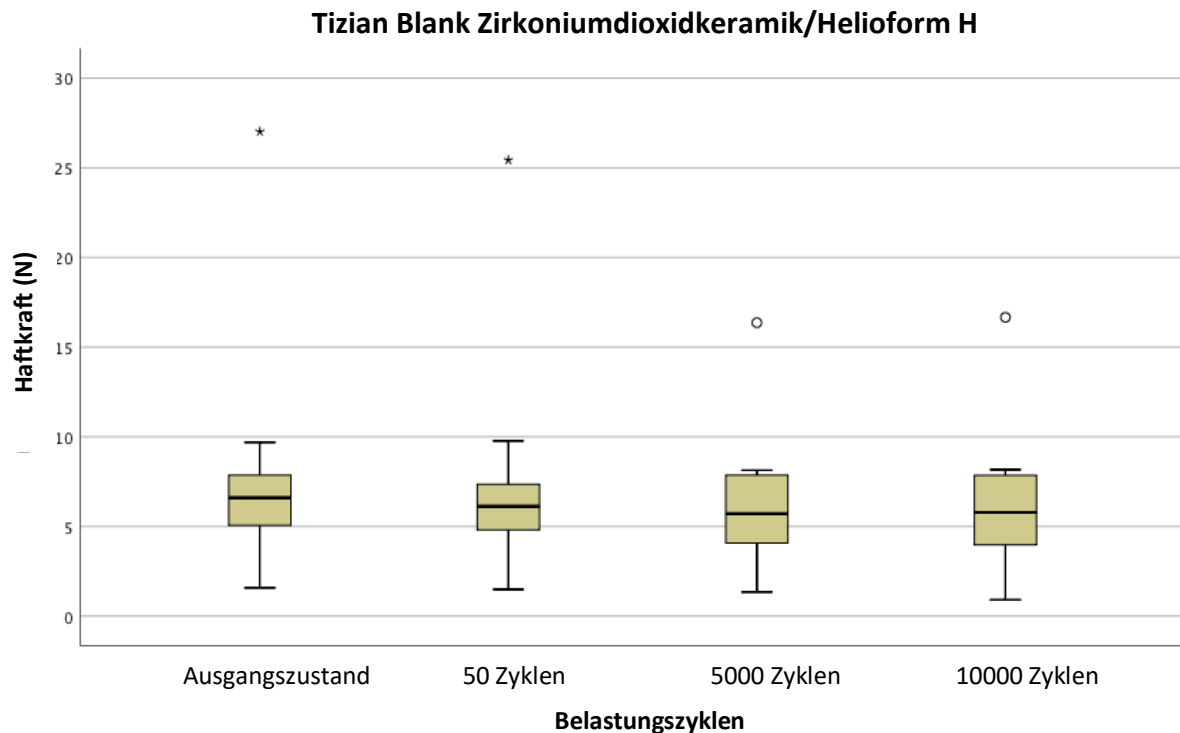


Abb. 38 Box-Plot: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

Die Testergebnisse unterscheiden sich zwischen den Messzeitpunkten signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 12,6; $p = 0,006$, $n = 10$). Den mittleren Rängen kann eine kontinuierliche Abnahme entnommen werden. Die Haftkraftwerte waren nach Durchführung der Belastungszyklen signifikant niedriger als die Ausgangswerte (Median bei $t_0 = 6,60$ N; $t_3 = 5,79$ N; exakter Wilcoxon-Test: $z = -2,497$, $p = 0,01$, $n = 10$). Die Effektstärke nach Cohen betrug $r = 0,79$ und entsprach einem starken Effekt. Bereits nach 50 Zyklen lag der Median signifikant niedriger ($z = -2,701$, $p = 0,004$, $n = 10$; $r = 0,85$). Der weitere Rückgang der Haftkraft zwischen t_1 und t_2 war ebenfalls signifikant ($z = -1,988$, $p = 0,049$, $n = 10$; $r = 0,63$). Hingegen entsprach die Retentionsveränderung in den letzten 5.000 Zyklen keinem signifikanten Haftkraftverlust ($z = -0,153$, $p = 0,922$, $n = 10$; $r = 0,04$).

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|--------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 3,60 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 2,70 | Chi-Quadrat | 12,600 |
| 5.000 Belastungszyklen | 1,90 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 1,80 | Asymptotische Signifikanz | ,006 |

Abb. 39 Friedman-Test: Tizian Blanc Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

| | Statistik für Test | | | | | | | | | | | |
|--------------------------------------|--------------------|---------------------|-----------------|---------------------|-----------------|---------------------|-----------|---------------------|-----------|---------------------|--------------|--------------------|
| | Ausgangszustand | 50 Zyklen | Ausgangszustand | 5.000 Zyklen | Ausgangszustand | 10.000 Zyklen | 50 Zyklen | 5.000 Zyklen | 50 Zyklen | 10.000 Zyklen | 5.000 Zyklen | 10.000 Zyklen |
| Z | | -2,701 ^b | | -2,497 ^b | | -2,497 ^b | | -1,988 ^b | | -2,293 ^b | | -,153 ^b |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | | ,007 | | ,013 | | ,013 | | ,047 | | ,022 | | ,878 |
| Exakte Signifikanz (2-seitig) | | ,004 | | ,010 | | ,010 | | ,049 | | ,020 | | ,922 |
| Exakte Signifikanz (1-seitig) | | ,002 | | ,005 | | ,005 | | ,024 | | ,010 | | ,461 |

Abb. 40 Exakter Wilcoxon-Test: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Heliiform H

Haftkraftverhalten: CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft

Die Primär- und Sekundärteile in der Gruppe der rein frästechnisch gefertigten Doppelkronen bestanden aus der homogenen Materialkombination einer Nichtelegierung (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland). Pauschal zeichnete sich eine Reduktion der mittleren Haftkraftwerte um 10,82 % ab. Die mittlere Retentionskraft nahm von 5,36 auf 4,78 N ab. Zu Beginn der Untersuchungen differierten die initialen Haftkräfte im Bereich zwischen 1,78 und 7,88 N. Abfallende Tendenzen zeigten Probekörper 31, 32, 36, 37, 38 und 40, wohingegen die Doppelkronenpaare 33, 34, 35, 39 eine zunehmende Haftkraftentwicklung verzeichneten. Die größte Trennkraftminderung erfuhr Probe 31 von 7,36 N auf 4,36 N. Dies entspricht einem finalen Retentionswert von 59,23 % verglichen mit dem Ausgangswert. Den erheblichsten Trennkraftzuwachs wies Probe 34 mit 146,01 % auf. Bei Betrachtung des Haftkraftverlaufes kann bei dem Terminalwert von einem durch Verkanten verursachten Messwert ausgegangen werden, da sich im letzten Zyklus die Trennkraft sprunghaft von 1,96 N auf 4,37 N verdoppelt. Weitere markante Auslenkungen über 10 N wurden während der Versuchsdurchführung bei den Probekörpern 31, 32, 33, 38 und 40 dokumentiert. Im Verhältnis zu den sonstigen kontinuierlichen Kurvenverläufen der Prüfkörper sind diese punktuellen Ausschläge als Messfehler durch Verkanten zu werten. Dies resultierte in einem verhältnismäßig disparaten Graphen der Abzugskraft.

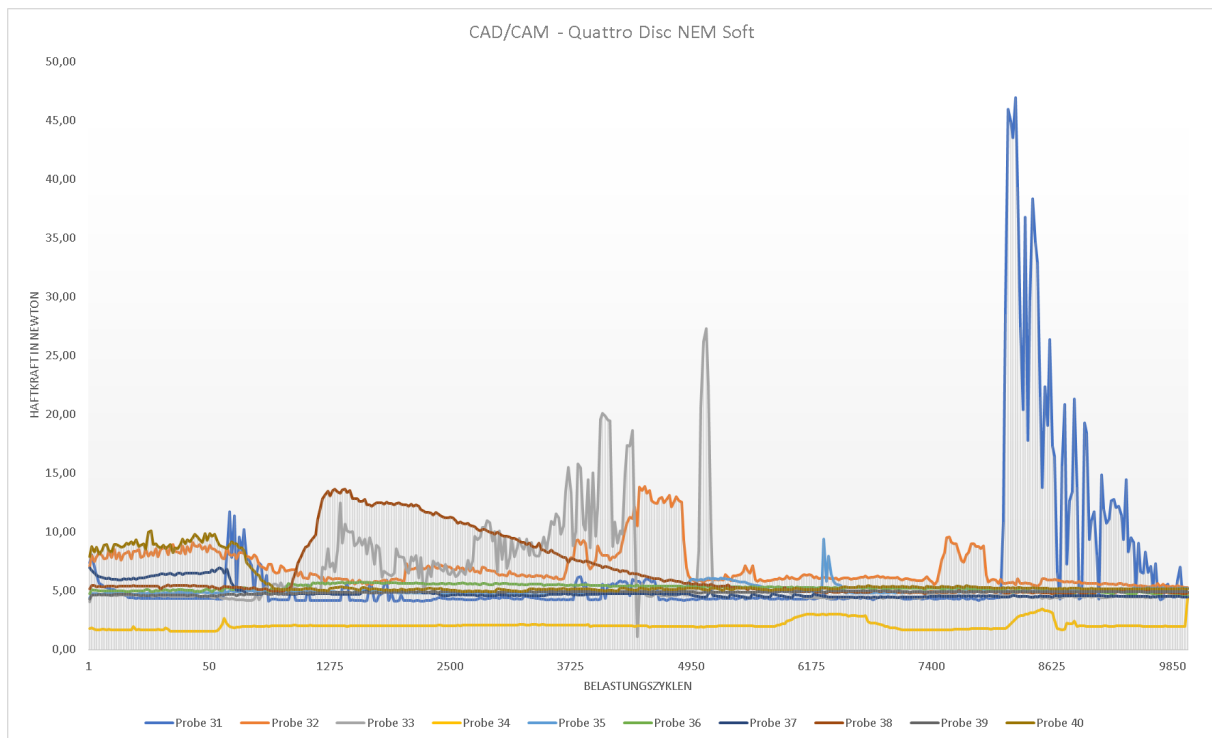


Abb. 41 Haftkraftverhalten der Proben 31 - 40 aus der Gruppe CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft

Nachfolgend wurden die registrierten Messdaten zur statistischen Auswertung in einer Tabelle zusammengefasst:

Tab. 11 Deskriptive Statistik: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft (Haftkraft in Newton)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 5,36 | 1,91 | 4,93 | 2,91 | 1,78 | 7,88 |
| 50 Zyklen | 5,54 | 2,38 | 4,93 | 2,66 | 1,57 | 9,89 |
| 5.000 Zyklen | 4,80 | 1,15 | 5,01 | 1,21 | 1,93 | 5,91 |
| 10.000 Zyklen | 4,78 | 0,35 | 4,72 | 0,74 | 4,36 | 5,29 |

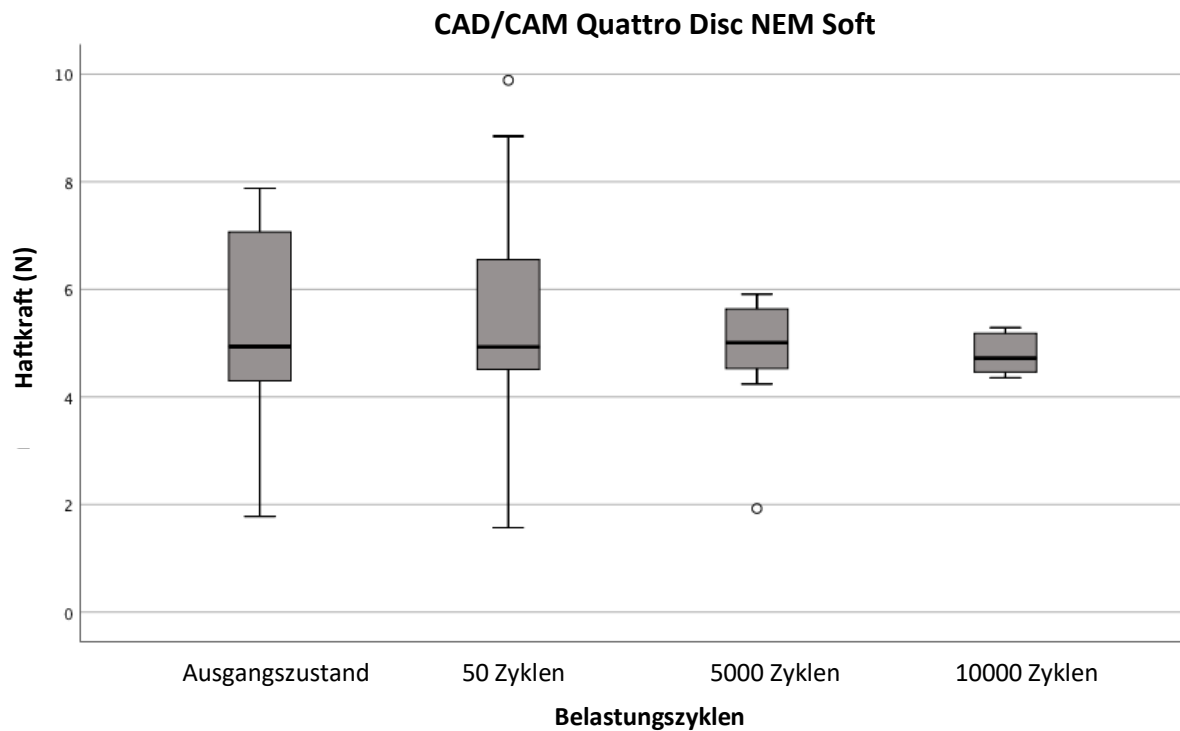


Abb. 42 Box-Plot: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft

Die Messergebnisse weichen zu keinem der Messzeitpunkte t_0 - t_3 signifikant voneinander ab (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 3,00; $p = 0,615$, $n = 10$). Anhand der Ränge lässt sich kein interpretierbares Muster detektieren. Der mittlere Rang wächst bis zur Hälfte der Versuchsdauer an, fällt aber zu Versuchsende wieder unter den Ausgangsrang. Abschließend konnten keine Abweichungen in den Retentionswerten nach der künstlichen Alterungsphase nachgewiesen werden.

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|-------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 2,30 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 2,60 | Chi-Quadrat | 1,800 |
| 5.000 Belastungszyklen | 2,90 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 2,20 | Asymptotische Signifikanz | ,615 |

Abb. 43 Friedman-Test: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft

Haftkraftverhalten: CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft

Die Innen- und Außenkronen in der Gruppe der rein frästechnisch gefertigten Doppelkronen bestanden aus der heterogenen Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) und einer Nichtedelmetalllegierung (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland). Insgesamt wurde eine Reduktion der durchschnittlichen Haftkraftwerte um 6,33 % beobachtet. Die mittlere Retentionskraft verminderte sich von 3,12 auf 2,92 N. Zu Beginn der Untersuchungen divergierten die anfänglichen Haftkräfte im Bereich zwischen 0,93 und 4,56 N. Nach dem künstlichen Alterungsprozess bewegten sich die Messwerte zwischen 1,11 und 4,38 N. Während die Doppelkronenpaare 41, 44, 46, 47 und 50 eine positive Entwicklung der Haftkräfte zeigten, lagen bei den übrigen Probekörpern negative Tendenzen vor. Die Probe 45 verzeichnete mit 28,59 % den größten Rückgang der Lösekraft von 4,25 N auf 3,04 N. Der stärkste Anstieg der Trennkraft wurde bei Doppelkrone 50 registriert. Der Friktionswert des Prüfkörpers steigerte sich in den 10.000 Belastungszyklen von 1,27 auf 1,74 N um eine Prozentzahl von 37,54 %. Alle Retentionswerte der getesteten Versuchskörper lagen unterhalb der 10 N-Grenze.

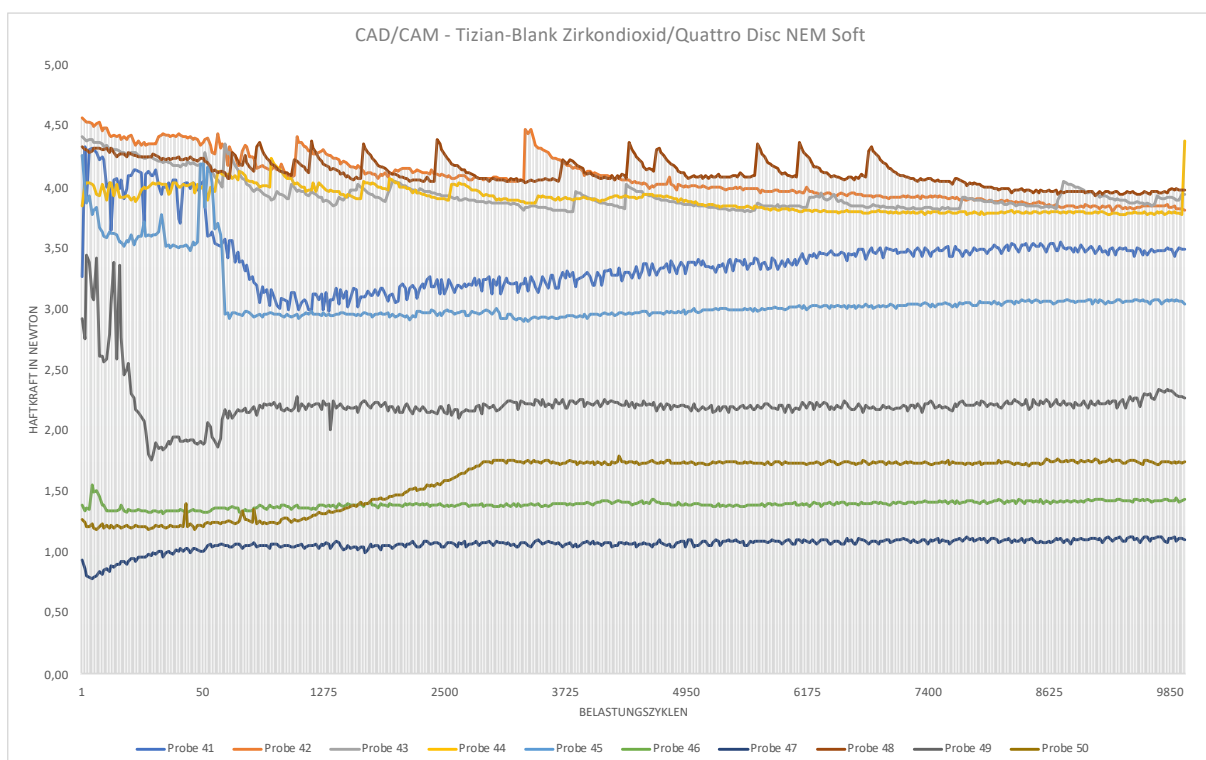


Abb. 44 *Haftkraftverhalten von Probe 41-50 aus der Gruppe CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft*

Ergebnisse

Die folgende Tabelle fasst die ermittelten Messdaten für die statistische Auswertung zusammen:

Tab. 12 Deskriptive Statistik: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft (Haftkraft in Newton)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 3,12 | 1,43 | 3,55 | 2,99 | 0,93 | 4,56 |
| 50 Zyklen | 3,05 | 1,47 | 4,03 | 2,90 | 1,01 | 4,36 |
| 5.000 Zyklen | 2,86 | 1,16 | 3,18 | 2,26 | 1,10 | 4,08 |
| 10.000 Zyklen | 2,92 | 1,19 | 3,27 | 2,29 | 1,11 | 4,38 |

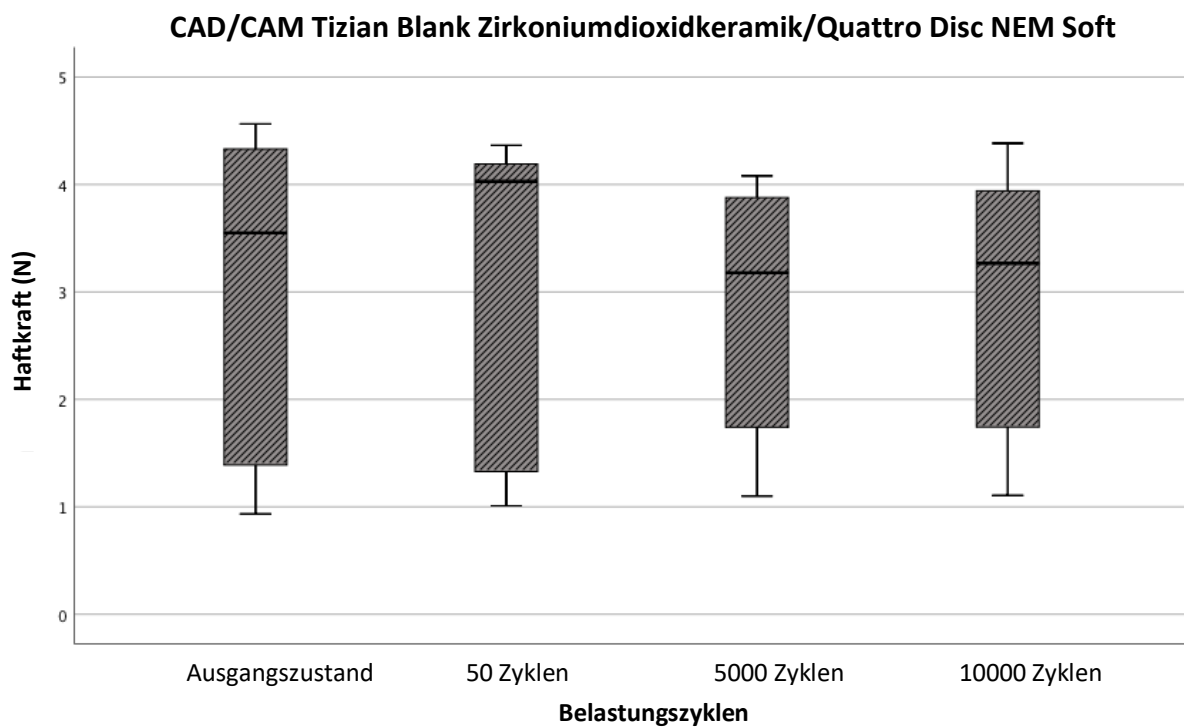


Abb. 45 Box-Plot: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft

Die Messergebnisse differieren zu keinem der Messzeitpunkte signifikant voneinander (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 1,80; $p = 0,615$, $n = 10$). Auf der Grundlage der mittleren Ränge kann kein interpretierbares Muster erkannt werden. Der Mittelwert vermindert sich bis zur Hälfte der Testdauer, nimmt aber am Ende der Prüfung wieder über den Anfangswert zu.

Zusammenfassend lässt sich erkennen, dass nach der künstlichen Alterung keine Abweichungen der Retentionswerte vorlagen.

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|-------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 2,70 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 2,40 | Chi-Quadrat | 1,800 |
| 5.000 Belastungszyklen | 2,10 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 2,80 | Asymptotische Signifikanz | ,615 |

Abb. 46 Friedman-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft

Haftkraftverhalten: CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

Die Parallelteleskope in der Gruppe der rein frästechnisch gefertigten Doppelkronen bestanden aus der heterogenen Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) und dem Hochleistungspolymer (BioHPP, bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland). Bei Betrachtung der gesamten Versuchsphase wurde eine Abnahme der durchschnittlichen Haftfestigkeitswerte um 7,54 % festgestellt. Die mittlere Haltekraft sank von 1,36 auf 1,25 N. Zu Beginn der Untersuchungen variierten die anfänglichen Haftkräfte im Bereich zwischen 0,53 und 2,12 N, während die registrierten Werte nach dem künstlichen Alterungsprozess zwischen 0,43 und 2,14 N schwankten. Im Kontrast zu den positiven Tendenzen der Haftkräfte der Doppelkronenpaare 57 und 58 stehen die Retentionsverluste der restlichen Prüfkörper. Probe 53 verzeichnete den größten Rückgang der Lösekraft von 1,00 auf 0,79 N mit 21,26 %. Der stärkste Trennkraftanstieg wurde bei der Doppelkrone 58 aufgezeichnet. Während den Belastungszyklen stieg die Kraft um einen Prozentsatz von 8,54 % von 1,40 auf 1,52 N. Alle Haftkraftwerte unterschritten deutlich die parodontale Schädigungsgrenze von 10 N.

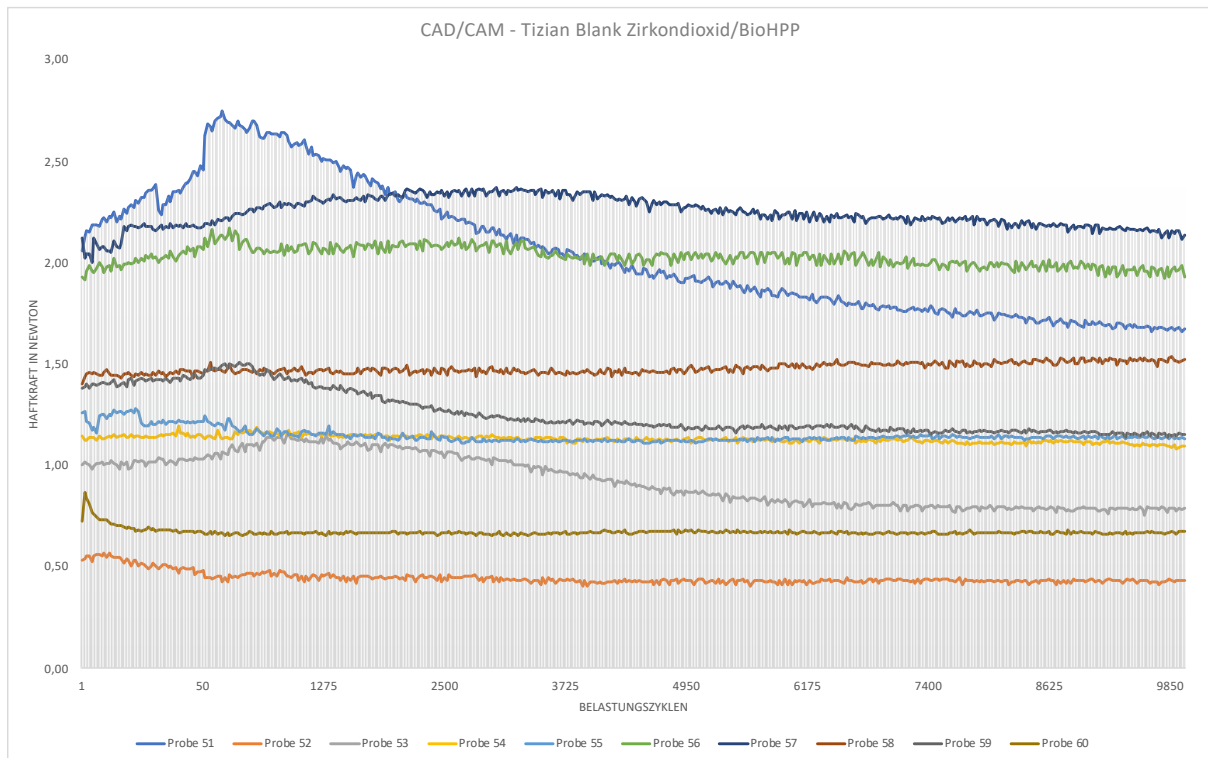


Abb. 47 Haftkraftverhalten von Probe 51-60 aus der Gruppe CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

Die statistische Auswertung wurde anhand der in der nachfolgenden Tabelle aufgeführten Messdaten vorgenommen:

Tab. 13 Deskriptive Statistik: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP (Haftkraft in Newton)

| Zeitpunkt | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|---------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Baseline | 1,36 | 0,55 | 1,32 | 1,03 | 0,53 | 2,12 |
| 50 Zyklen | 1,41 | 0,65 | 1,33 | 1,15 | 0,48 | 2,46 |
| 5.000 Zyklen | 1,31 | 0,61 | 1,15 | 1,13 | 0,43 | 2,28 |
| 10.000 Zyklen | 1,25 | 0,55 | 1,14 | 0,98 | 0,43 | 2,14 |

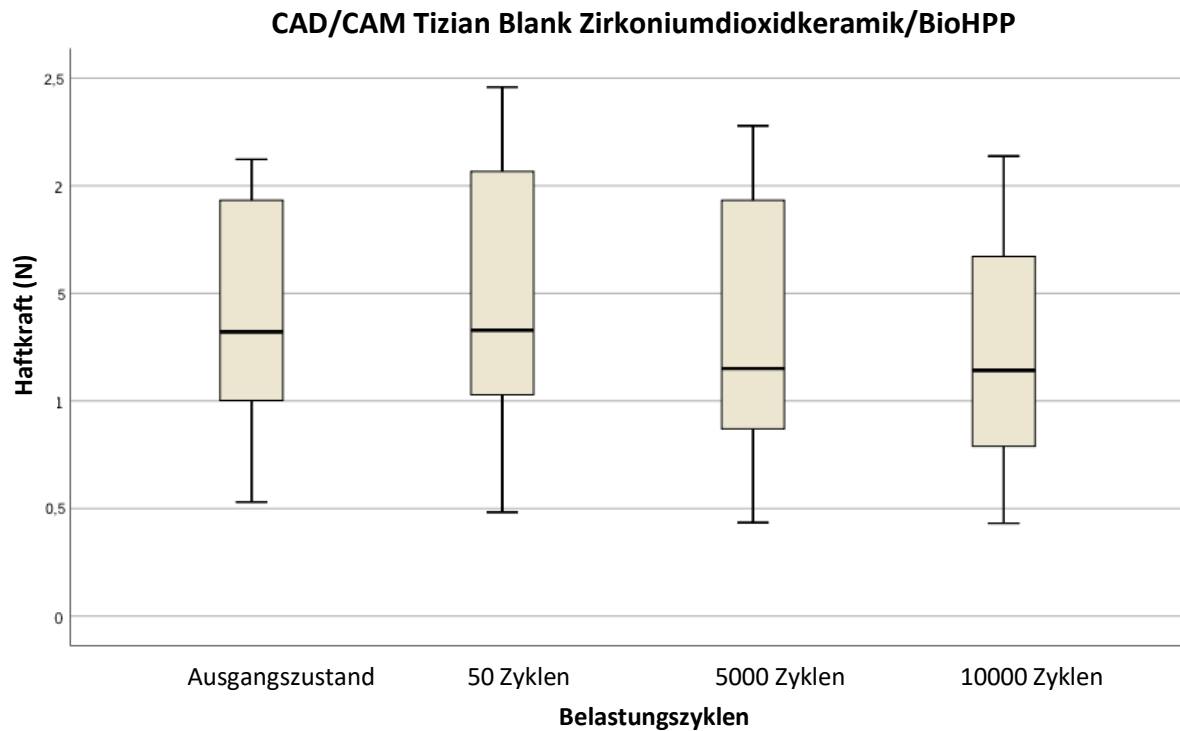


Abb. 48 Box-Plot: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

Die Testergebnisse variieren zwischen den ausgewählten Messzeitpunkten signifikant (Friedman-Test: Chi-Quadrat (3) = 8,04; $p = 0,045$, $n = 10$). Den mittleren Rängen kann nach einem Anstieg nach 50 Zyklen ein kontinuierlicher Rückgang bis Versuchsende entnommen werden. Die Haftkraftwerte lagen am Ende der Belastungsphase signifikant niedriger (Median bei $t_3 = 1,14$ N) als die Ausgangswerte (Median bei $t_0 = 1,32$ N; exakter Wilcoxon-Test: $z = -1,988$, $p = 0,049$, $n = 10$). Die Effektstärke entspricht nach Cohen mit $r = 0,63$ einem starken Effekt. Ein ebenfalls signifikanter Haftkraftverlust ist innerhalb der letzten 5.000 Zyklen festzustellen ($z = -1,988$, $p = 0,049$, $n = 10$; $r = 0,63$).

| Ränge | | Statistik für Test | |
|-------------------------|----------------|---------------------------|-------|
| | Mittlerer Rang | | |
| Ausgangszustand | 2,90 | N | 10 |
| 50 Belastungszyklen | 3,10 | Chi-Quadrat | 8,040 |
| 5.000 Belastungszyklen | 2,40 | df | 3 |
| 10.000 Belastungszyklen | 1,60 | Asymptotische Signifikanz | ,045 |

Abb. 49 Friedman-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

| | Statistik für Test | | | | | |
|--|------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|------------------------------|---------------------------------|----------------------------------|
| | Ausgangszustand 50 Zyklen | Ausgangszustand 5.000 Zyklen | Ausgangszustand 10.000 Zyklen | Ausgangszustand 50 Zyklen | Ausgangszustand 5.000 Zyklen | Ausgangszustand 10.000 Zyklen |
| Z | -1,376 ^b | -1,172 ^c | -1,988 ^c | -1,682 ^c | -2,191 ^c | -1,988 ^c |
| Asymptotische Signifikanz (2- seitig) | ,169 | ,241 | ,047 | ,093 | ,028 | ,047 |
| Exakte Signifikanz (2-seitig) | ,193 | ,275 | ,049 | ,105 | ,027 | ,049 |
| Exakte Signifikanz (1-seitig) | ,097 | ,138 | ,024 | ,053 | ,014 | ,024 |

Abb. 50 Wilcoxon-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

3.1.2 Gruppenvergleich

Die Messwerte der Gruppen zum Ausgangszustand (t_0), nach einer initialen Tragephase ($t_1= 50$ Zyklen) und nach der Hälfte der Versuchsphase ($t_2= 5.000$ Zyklen) waren nicht normalverteilt. Lediglich zum Ende der Belastungszyklen ($t_3= 10.000$ Zyklen) unterlagen die Messergebnisse einer Normalverteilung. Folglich wurde die statistische Auswertung aller Prüfgruppen zu den Zeitpunkten t_0 - t_3 nach dem in 2.9.4 beschriebenen Schema vorgenommen. Die Nullhypothese des Kruskal-Wallis-Test, dass sich die zentralen Tendenzen der verschiedenen unabhängigen Prüfgruppen zu den jeweiligen Messzeitpunkten nicht unterscheiden, musste verworfen werden ($p < 0,001$).

Belastungszyklus: Ausgangszustand

Die folgende Tabelle und das Boxplotdiagramm fassen die registrierten Messdaten beim Ausgangszustand für die statistische Auswertung zusammen:

Tab. 14 Deskriptive Statistik: Ausgangszustand (Haftkraft in Newton)

| Prüfgruppe | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|-----------------------------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Gold/Gold | 3,85 | 0,64 | 4,08 | 1,18 | 2,83 | 4,57 |
| NEM/NEM | 4,50 | 3,76 | 3,24 | 3,75 | 1,66 | 11,96 |
| ZrO ₂ /Galvano | 8,30 | 6,93 | 6,60 | 3,30 | 1,58 | 27,02 |
| CAD/CAM NEM | 5,36 | 1,91 | 4,93 | 2,91 | 1,78 | 7,88 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /NEM | 3,12 | 1,43 | 3,55 | 2,99 | 0,93 | 4,56 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /PEEK | 1,36 | 0,55 | 1,32 | 1,03 | 0,53 | 2,12 |

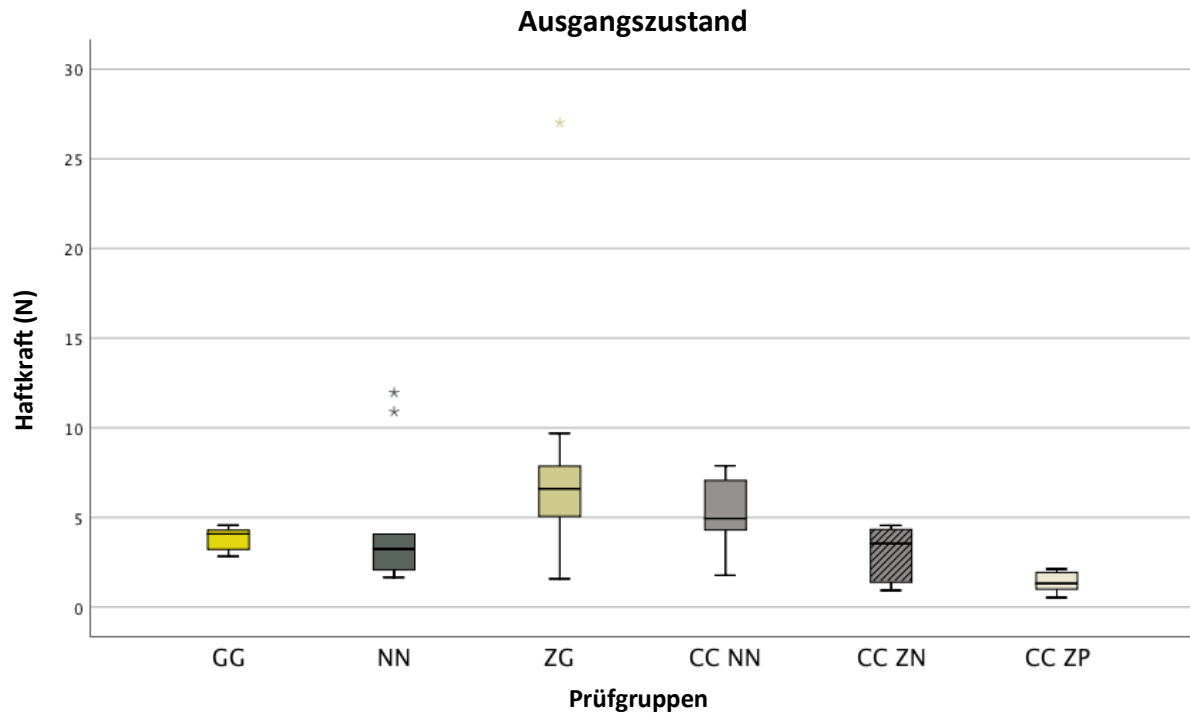


Abb. 51 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen beim Ausgangszustand

Im Ausgangszustand zeigten die Galvano-Doppelkronen (ZG) sowie die Gruppe der frästechnisch hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskope (CC NN) die höchsten Retentionswerte. Die Haftwerte beider Gruppen divergierten nicht signifikant. Die frästechnisch hergestellten Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK (CC ZP) wiesen im Vergleich zu allen anderen Prüfgruppen die signifikant geringsten Haftkraftwerte auf (CC ZP – CC ZN: $p = 0,011$; CC ZP- NN: $p = 0,001$; CC ZP - GG: $p = 0,000$; CC ZP – CC NN: $p = 0,000$; CC ZP - ZG: $p = 0,000$). Zentral übereinstimmende Tendenzen lagen bei den gusstechnisch gefertigten hochgoldhaltigen (GG), den nichtedelmetallhaltigen Gruppen (NN) und den frästechnisch hergestellten Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall (CC ZN) vor. Während zwischen der edelmetallfreien gusstechnischen Variante (NN) und den galvanischen Doppelkronen (ZG) und den im CAD/CAM-Verfahren hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskopen (CC NN) keine signifikanten Abweichungen registriert wurden, differierten die galvanischen (ZG) und frästechnisch gefertigten edelmetallfreien Teleskope (CC NN) signifikant von der hochgoldhaltigen (GG) und keramischen, edelmetallfreien Prüfgruppe (CC ZN) (ZG - GG: $p = 0,002$; ZG - CC ZN: $p = 0,000$; CC NN - GG: $p = 0,019$; CC NN – CC ZN: $p = 0,009$).

Ergebnisse

Tab. 15 Mann-Whitney-U-Test: Ausgangszustand

| | GG - CC ZP | NN - CC ZP | ZG - CC ZP | CC NN - CC ZP | CC ZN - CC ZP | NN - CC ZN | GG - CC ZN | CC NN - CC ZN | ZG - CC ZN | GG - NN | NN - CC NN | NN - ZG | GG - CC NN | GG - ZG | ZG - CC NN |
|--|------------|------------|------------|---------------|---------------|------------|------------|---------------|------------|---------|------------|---------|------------|---------|------------|
| Mann-Whitney-U | ,000 | 8,000 | 3,000 | 3,000 | 17,000 | 47,000 | 39,000 | 16,000 | 7,000 | 34,000 | 28,000 | 26,000 | 19,000 | 10,000 | 34,000 |
| Wilcoxon-W | 55,000 | 63,000 | 58,000 | 58,000 | 72,000 | 102,000 | 94,000 | 71,000 | 62,000 | 89,000 | 83,000 | 81,000 | 74,000 | 65,000 | 89,000 |
| Z | -3,780 | -3,175 | -3,553 | -3,553 | -2,495 | -,227 | -,832 | -2,570 | -3,250 | -1,209 | -1,663 | -1,814 | -2,343 | -3,024 | -1,209 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 | ,001 | ,000 | ,000 | ,013 | ,821 | ,406 | ,010 | ,001 | ,226 | ,096 | ,070 | ,019 | ,002 | ,226 |
| Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)] | ,000 | ,001 | ,000 | ,000 | ,011 | ,853 | ,436 | ,009 | ,000 | ,247 | ,105 | ,075 | ,019 | ,002 | ,247 |

Belastungszyklus: 50 Zyklen

Für die statistische Auswertung sind die Versuchsergebnisse nach 50 Belastungszyklen in der nachfolgenden Tabelle und dem Boxplotdiagramm zusammengefasst:

Tab. 16 Deskriptive Statistik: nach 50 Zyklen (Haftkraft in Newton)

| Prüfgruppe | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|-----------------------------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Gold/Gold | 3,60 | 1,03 | 4,19 | 1,81 | 1,61 | 4,36 |
| NEM/NEM | 4,34 | 3,57 | 3,04 | 5,31 | 1,29 | 11,62 |
| ZrO ₂ /Galvano | 7,62 | 6,65 | 6,12 | 3,55 | 1,49 | 25,44 |
| CAD/CAM NEM | 5,54 | 2,38 | 4,93 | 2,66 | 1,57 | 9,89 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /NEM | 3,05 | 1,47 | 4,03 | 2,90 | 1,01 | 4,34 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /PEEK | 1,41 | 0,65 | 1,33 | 1,15 | 0,48 | 2,46 |

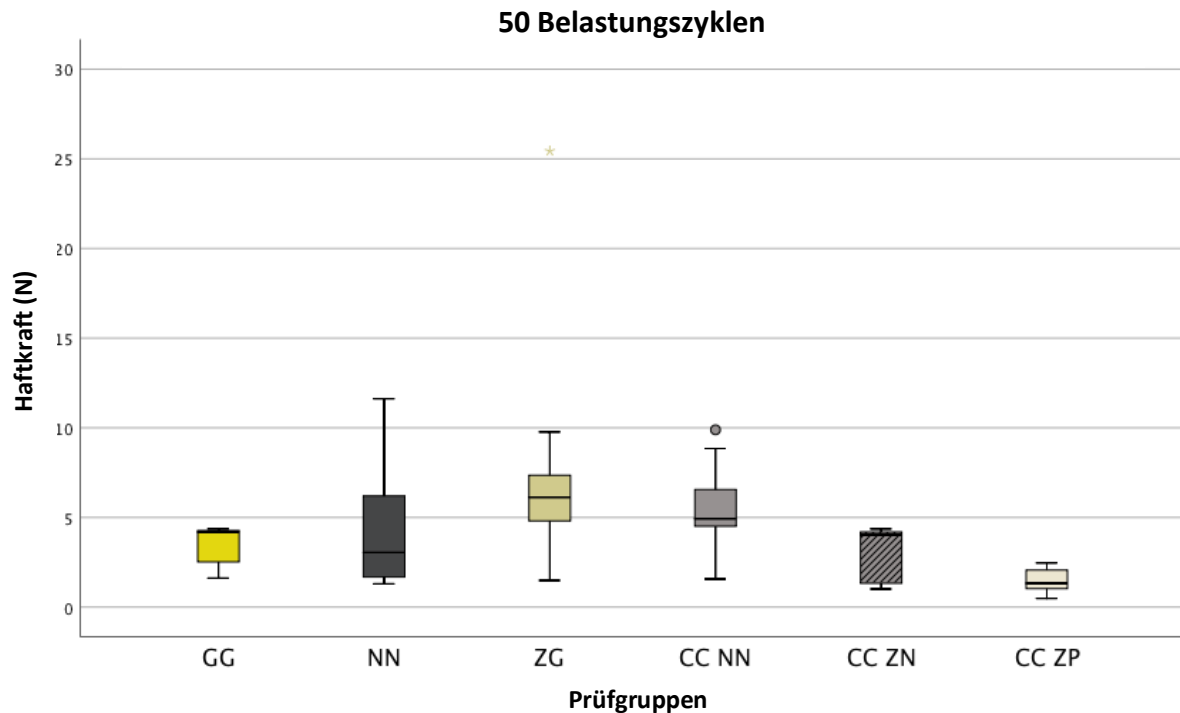


Abb. 52 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 50 Belastungszyklen

Am Ende der Initialphase nach 50 Belastungszyklen wurden bei den Galvano-Doppelkronen sowie die Gruppe der frästechnisch hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskope die höchsten Retentionswerte festgestellt. Zwischen beiden Gruppen wurde keine signifikante Divergenz registriert. Für die frästechnisch hergestellten Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK wurden im Vergleich zu allen anderen Prüfgruppen die signifikant geringsten Haftkraftwerte dokumentiert (CC ZP - CC ZN: $p = 0,035$; CC ZP - NN: $p = 0,005$; CC ZP - GG: $p = 0,000$; CC ZP - CCNN: $p = 0,000$; CC ZP - ZG: $p = 0,000$). Die gusstechnisch gefertigten hochgoldhaltigen, die nichtedelmetallhaltigen Gruppen sowie die frästechnisch hergestellten Doppelkronen aus der Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall demonstrierten übereinstimmende Tendenzen. Bei der edelmetallfreien gusstechnischen Variante wurden keine signifikanten Abweichungen zu den galvanischen Doppelkronen und den im CAD/CAM-Verfahren hergestellten Parallelteleskopen aufgezeichnet. Hingegen wichen die Tendenzen der galvanischen und frästechnisch gefertigten Teleskope signifikant von der hochgoldhaltigen und der keramischen, edelmetallfreien frästechnischen Prüfgruppe ab (ZG - GG: $p = 0,011$; ZG - CC ZN: $p = 0,004$; CC NN - GG: $p = 0,002$; CC NN - CC ZN: $p = 0,001$).

Ergebnisse

Tab. 17 Mann-Whitney-U-Test: nach 50 Belastungszyklen

| | GG - CC ZP | NN - CC ZP | ZG - CC ZP | CC NN - CC ZP | CC ZN - CC ZP | NN - CC ZN | GG - CC ZN | CC NN - CC ZN | ZG - CC ZN | GG - NN | NN - CC NN | NN - ZG | GG - CC NN | GG - ZG | ZG - CC NN |
|--|------------|------------|------------|---------------|---------------|------------|------------|---------------|------------|---------|------------|---------|------------|---------|------------|
| Mann-Whitney-U | 4,000 | 14,000 | 3,000 | 3,000 | 22,000 | 47,000 | 35,000 | 8,000 | 13,000 | 42,000 | 32,000 | 29,000 | 11,000 | 17,000 | 40,000 |
| Wilcoxon-W | 59,000 | 69,000 | 58,000 | 58,000 | 77,000 | 102,000 | 90,000 | 63,000 | 68,000 | 97,000 | 87,000 | 84,000 | 66,000 | 72,000 | 95,000 |
| Z | -3,477 | -2,721 | -3,553 | -3,553 | -2,117 | -,227 | -1,134 | -3,175 | -2,797 | -,605 | -1,361 | -1,587 | -2,948 | -2,495 | -,756 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,001 | ,007 | ,000 | ,000 | ,034 | ,821 | ,257 | ,001 | ,005 | ,545 | ,174 | ,112 | ,003 | ,013 | ,450 |
| Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)] | ,000 | ,005 | ,000 | ,000 | ,035 | ,853 | ,280 | ,001 | ,004 | ,579 | ,190 | ,123 | ,002 | ,011 | ,481 |

Belastungszyklus: 5.000 Zyklen

Zur statistischen Auswertung wurden die Prüfergebnisse nach 5.000 Belastungszyklen in der folgenden Tabelle und im Box-Whisker-Plot dargestellt:

Tab. 18 Deskriptive Statistik: nach 5.000 Zyklen (Haftkraft in Newton)

| Prüfgruppe | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|-----------------------------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Gold/Gold | 3,63 | 0,90 | 4,02 | 1,54 | 1,98 | 4,39 |
| NEM/NEM | 2,98 | 1,90 | 2,71 | 2,33 | 0,87 | 7,39 |
| ZrO ₂ /Galvano | 6,21 | 4,15 | 5,71 | 4,25 | 1,33 | 16,36 |
| CAD/CAM NEM | 4,80 | 1,15 | 5,01 | 1,21 | 1,93 | 5,91 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /NEM | 2,86 | 1,16 | 3,18 | 2,26 | 1,10 | 4,08 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /PEEK | 1,31 | 0,61 | 1,15 | 1,13 | 0,43 | 2,28 |

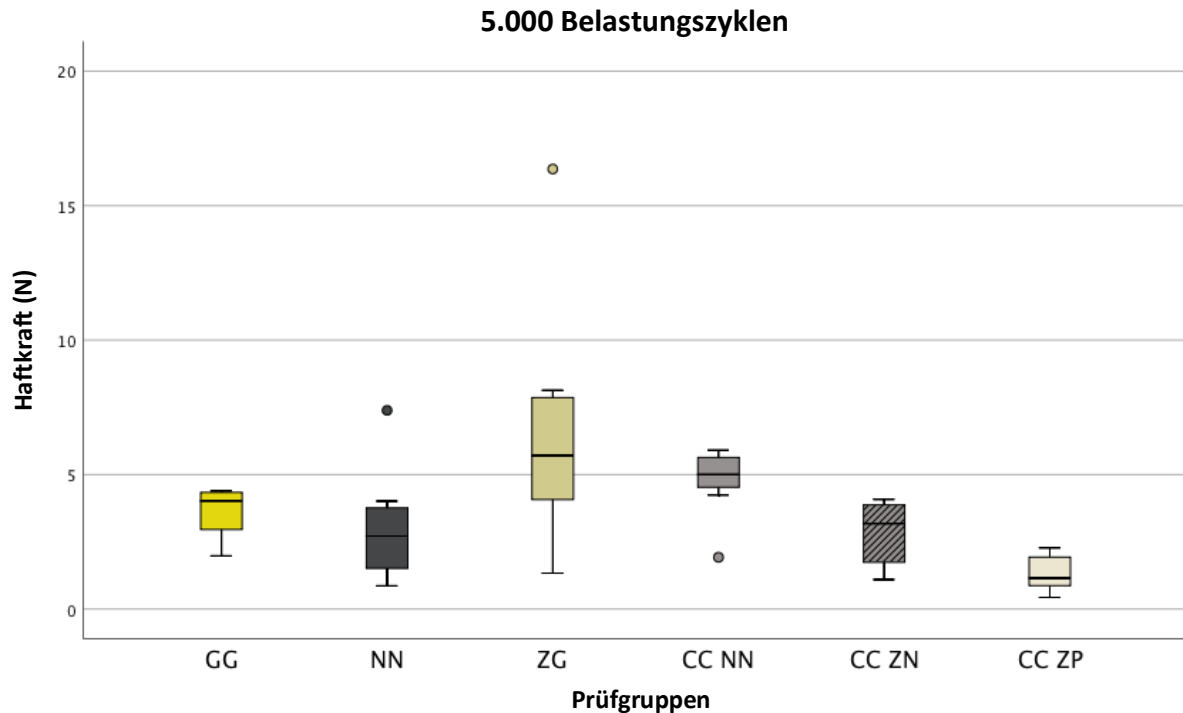


Abb. 53 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 5.000 Belastungszyklen

Die höchsten Retentionswerte zeigten nach der Hälfte der Belastungsphase die Galvanodoppelkronen und die Gruppe der edelmetallfreien Parallelteleskope, die im Fräsverfahren hergestellt wurden. Die Haftwerte beider Gruppen wichen nicht signifikant voneinander ab. Die CAD/CAM gefertigten Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Doppelkronen zeigten im Vergleich zu allen anderen Prüfgruppen die deutlich niedrigsten Haftkraftwerte auf (CC ZP – CC ZN: $p = 0,007$; CC ZP - NN: $p = 0,015$; CC ZP - GG: $p = 0,000$; CC ZP - CCNN: $p = 0,000$; CC ZP - ZG: $p = 0,000$). Bei der Gussgruppe der hochgoldhaltigen und edelmetallfreien Legierung sowie bei den frästechnisch hergestellten Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall-Doppelkronen existierte eine zentrale Konvergenz der Tendenzen. Zu diesem Messzeitpunkt unterschieden sich zusätzlich die Nichtedelmetallgussvariante von den galvanischen Doppelkronen und von den im CAD/CAM-Verfahren hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskopen signifikant (NN – CC NN: $p = 0,007$; NN - ZG: $p = 0,019$). Die Haftkraftwerte der Galvano- und der edelmetallfreien Frästeleskope divergierten ebenfalls nach 5.000 Füge- und Trennzyklen signifikant von den Goldgussteleskopen und der Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall-Prüfgruppe (ZG - GG: $p = 0,043$; ZG – CC ZN: $p = 0,009$; CC NN - GG: $p = 0,005$; CC NN – CC ZN: $p = 0,000$).

Ergebnisse

Tab. 19 Mann-Whitney-U-Test: nach 5.000 Belastungszyklen

| | GG - CC ZP | NN - CC ZP | ZG - CC ZP | CC NN - CC ZP | CC ZN - CC ZP | NN - CC ZN | GG - CC ZN | CC NN - CC ZN | ZG - CC ZN | GG - NN | NN - CC NN | NN - ZG | GG - CC NN | GG - ZG | ZG - CC NN |
|--|------------|------------|------------|---------------|---------------|------------|------------|---------------|------------|---------|------------|---------|------------|---------|------------|
| Mann-Whitney-U | 2,000 | 18,000 | 4,000 | 3,000 | 15,000 | 47,000 | 25,000 | 7,000 | 16,000 | 27,000 | 15,000 | 19,000 | 14,000 | 23,000 | 40,000 |
| Wilcoxon-W | 57,000 | 73,000 | 59,000 | 58,000 | 70,000 | 102,000 | 80,000 | 62,000 | 71,000 | 82,000 | 70,000 | 74,000 | 69,000 | 78,000 | 95,000 |
| Z | -3,628 | -2,419 | -3,477 | -3,553 | -2,646 | -,227 | -1,890 | -3,250 | -2,570 | -1,739 | -2,646 | -2,343 | -2,721 | -2,041 | -,756 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 | ,016 | ,001 | ,000 | ,008 | ,821 | ,059 | ,001 | ,010 | ,082 | ,008 | ,019 | ,007 | ,041 | ,450 |
| Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)] | ,000 | ,015 | ,000 | ,000 | ,007 | ,853 | ,063 | ,000 | ,009 | ,089 | ,007 | ,019 | ,005 | ,043 | ,481 |

Belastungszyklus: 10.000 Zyklen

Das Kastendiagramm und die Tabelle geben die Messergebnisse nach 10.000 Lastzyklen zur statistischen Auswertung wieder:

Tab. 20 Deskriptive Statistik: nach 10.000 Zyklen (Haftkraft in Newton)

| Prüfgruppe | Mittelwert | Standardabweichung | Median | Interquartilbereich | Minimum | Maximum |
|-----------------------------------|------------|--------------------|--------|---------------------|---------|---------|
| Gold/Gold | 3,79 | 1,12 | 4,19 | 1,89 | 2,05 | 5,25 |
| NEM/NEM | 2,87 | 1,50 | 2,87 | 2,23 | 0,93 | 5,92 |
| ZrO ₂ /Galvano | 6,20 | 4,31 | 5,79 | 4,36 | 0,91 | 16,66 |
| CAD/CAM NEM | 4,78 | 0,35 | 4,72 | 0,74 | 4,36 | 5,29 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /NEM | 2,92 | 1,19 | 3,27 | 2,29 | 1,11 | 4,38 |
| CAD/CAM ZrO ₂ /PEEK | 1,25 | 0,55 | 1,14 | 0,98 | 0,43 | 2,14 |

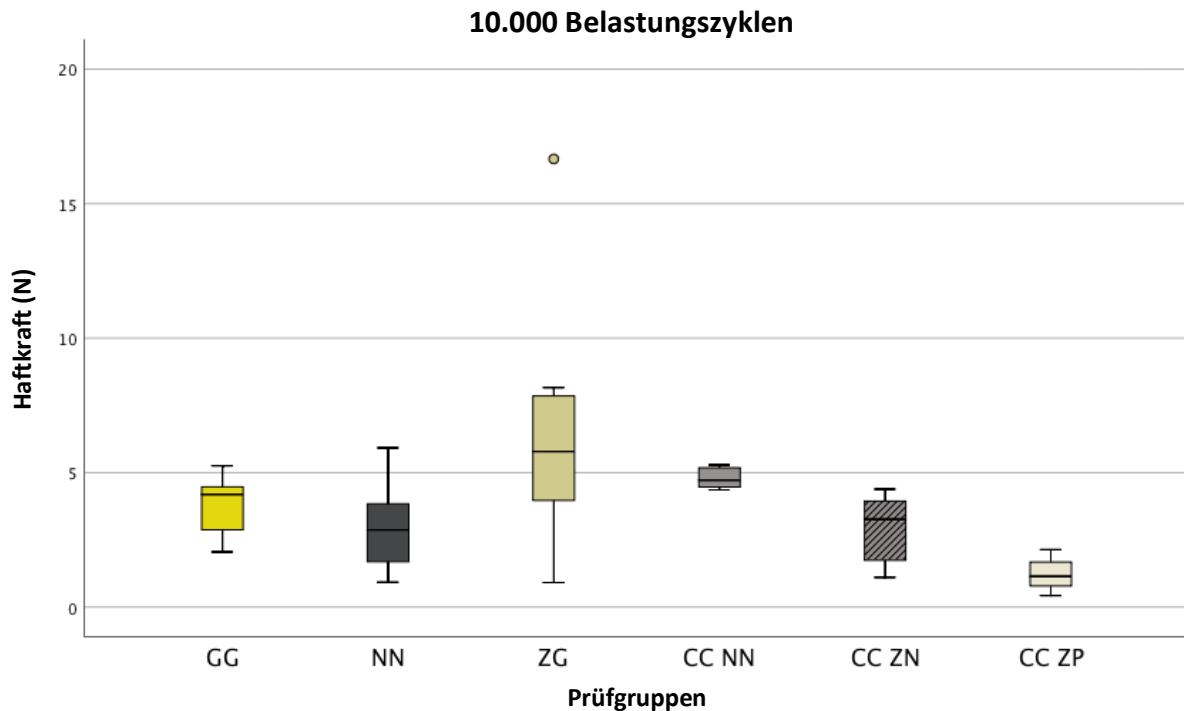


Abb. 54 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 10.000 Belastungszyklen

Am Ende der Belastungsphase nach 10.000 Zyklen wurden die höchsten Retentionswerte für die Galvanodoppelkronen und die Gruppe der im Fräsverfahren hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskope ermittelt. Zwischen beiden Gruppen herrschten keine signifikanten Abweichungen. Zeitgleich wurden für die gefrästen Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Doppelkronen im Vergleich zu allen anderen Prüfgruppen die signifikant niedrigsten Haftkraftwerte erfasst (CC ZP- CC ZN: $p = 0,003$; CC ZP - NN: $p = 0,005$; CC ZP - GG: $p = 0,000$; CC ZP - CC NN: $p = 0,000$; CC ZP - ZG: $p = 0,000$). Zentral übereinstimmende Tendenzen zeigten die hochgoldhaltigen Gussteile, die edelmetallfreie Gussgruppe und die frästechnisch hergestellten Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall-Doppelkronen. Zwischen der Nichtedelmetall-Gussvariante bestanden nach 10.000 Belastungszyklen signifikante Unterschiede zu den galvanischen Doppelkronen und den im CAD/CAM-Verfahren hergestellten edelmetallfreien Parallelteleskopen (NN - CC NN: $p = 0,002$; NN - ZG: $p = 0,029$). Die gefräste Gruppe der Materialkombination aus Zirkoniumdioxidkeramik und Nichtedelmetall unterschied sich signifikant von den Galvano- und edelmetallfreien Doppelkronen (CC NN - CC ZN: $p = 0,000$; ZG - CC ZN: $p = 0,019$). Während die Haftkraftwerte zwischen der hochgoldhaltigen und der edelmetallfreien

Ergebnisse

Fräsgruppe signifikant differierten, wick die galvanische Prüfgruppe am Versuchsende nicht signifikant von der hochgoldhaltigen Gussgruppe ab (CC NN - GG: $p = 0,029$).

Tab. 21 Mann-Whitney-U-Test: nach 10.000 Belastungszyklen

| | GG - CC ZP | NN - CC ZP | ZG - CC ZP | CC NN - CC ZP | CC ZN - CC ZP | NN - CC ZN | GG - CC ZN | CC NN - CC ZN | ZG - CC ZN | GG - NN | NN - CC NN | NN - ZG | GG - CC NN | GG - ZG | ZG - CC NN |
|--|------------|------------|------------|---------------|---------------|------------|------------|---------------|------------|---------|------------|---------|------------|---------|------------|
| Mann-Whitney-U | 1,000 | 14,000 | 7,000 | ,000 | 12,000 | 47,000 | 27,000 | 2,000 | 19,000 | 27,000 | 10,000 | 21,000 | 21,000 | 28,000 | 40,000 |
| Wilcoxon-W | 56,000 | 69,000 | 62,000 | 55,000 | 67,000 | 102,000 | 82,000 | 57,000 | 74,000 | 82,000 | 65,000 | 76,000 | 76,000 | 83,000 | 95,000 |
| Z | -3,704 | -2,721 | -3,250 | -3,780 | -2,873 | -,227 | -1,739 | -3,628 | -2,343 | -1,739 | -3,024 | -2,192 | -2,192 | -1,663 | -,756 |
| Asymptotische Signifikanz (2-seitig) | ,000 | ,007 | ,001 | ,000 | ,004 | ,821 | ,082 | ,000 | ,019 | ,082 | ,002 | ,028 | ,028 | ,096 | ,450 |
| Exakte Signifikanz [2*(1-seitige Sig.)] | ,000 | ,005 | ,000 | ,000 | ,003 | ,853 | ,089 | ,000 | ,019 | ,089 | ,002 | ,029 | ,029 | ,105 | ,481 |

3.2 Oberflächenanalyse

3.2.1 Lichtmikroskopische Untersuchung

Orplid TK / Orplid TK

Die Primärkronen aus der hochgoldhaltigen Legierung wurden vor und nach der Belastungsphase von 10.000 Trenn- und Fügezyklen lichtmikroskopisch untersucht. Bereits makroskopisch zeigten sich während der Aufpassarbeiten Oberflächenveränderungen an den zuvor auf Hochglanz polierten Doppelkronen. Abbildung 55 zeigt die Primärkronenoberfläche von Probe 2 nach der Feineinstellung der Friktion. Neben horizontalen Vertiefungen lassen sich vertikale Riefen erkennen. Die horizontalen Rautiefen rühren von der zirkulären Bearbeitung im Parallelfräsgerät mit Hartmetallfräsern und dem Konator-Flex-System. Die abschließende Hochglanzpolitur vermochte nicht gänzlich das Bild des Schliffmusters zu verfeinern. Die vertikalen Riefen entstanden beim Aufpassen durch die hervorstehenden Anteile der Sekundärkroneninnenseite, die plastisch auf die hochglanzpolierte Primärkronenaußenseite einwirkten. Bei Betrachtung aller Primärkronenaußenseiten imponieren komplett zirkulär verteilte flächige Areale, die sich aus einzelnen vertikalen Abrasionsspuren zusammensetzen und auf die obersten beiden Drittel begrenzt sind. Bei allen Proben zeigte sich eine Zunahme der vor der Belastungsphase vorhandenen Oberflächenphänomene entweder in Form einer Intensivierung der bereits vorhandenen Riefen oder der Apparenz von neuen Schleifspuren. In Abbildung 55 wird der Vergleich der Kronenoberfläche vor und nach der Belastungsphase von Probe 2 veranschaulicht:

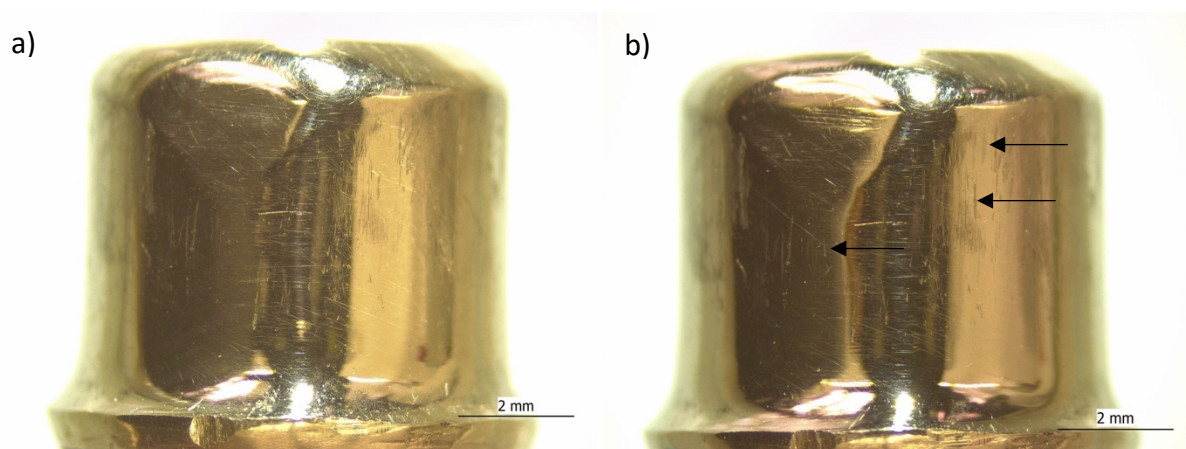


Abb. 55 Lichtmikroskopische Aufnahmen Probe 2 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung)

a) vor der Belastungsphase

b) nach der Belastungsphase: neu aufgetretene Oberflächenveränderung

Bei Betrachtung der Innenseiten der Außenkronen von Probekörper 2 imponiert das Bild einer auf Hochglanz polierten Oberfläche gekennzeichnet durch horizontal verlaufende Riefen. Über die Oberfläche verteilt, lassen sich einzelne Lunken detektieren. Abbildung 56 zeigt die Sekundärkroneninnenseite nach der Belastungsphase. Neben feinen zirkulär verteilten geradlinigen Abrasionsspuren traten vereinzelt tiefe Furchungen auf.

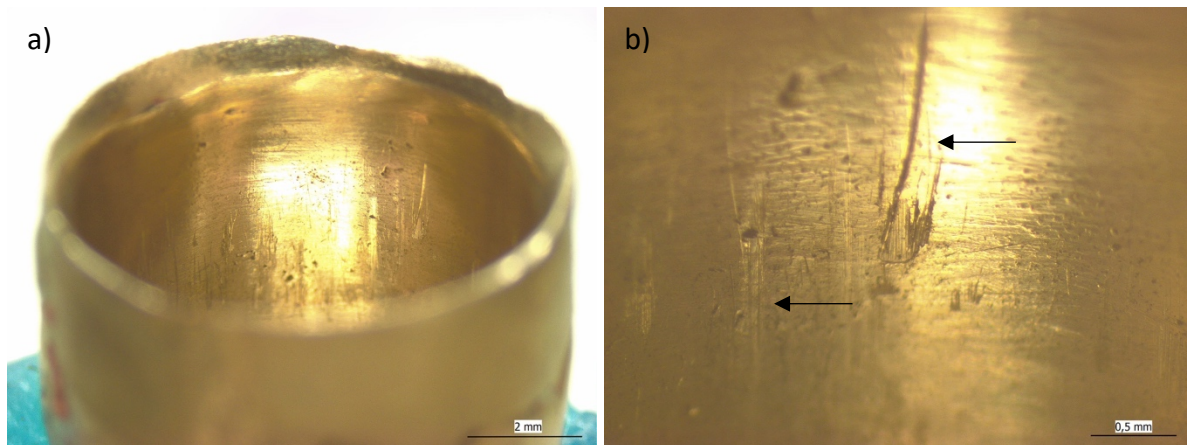


Abb. 56 Innenseite der Außenkrone von Probekörper 2 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)

- a) Übersichtsaufnahme bei 10-facher Vergrößerung: Oberflächenveränderungen und Lunken
- b) Ausschnitt bei 30-facher Vergrößerung: multiple geradlinig verlaufende Rautiefen und zentrale ausgeprägte Abrasionsspur

Die Aufnahmen im Auflichtmikroskop zur Detektion von Verschleißphänomenen lieferten Bilder bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der Gold-Primärkronenoberflächen. Die Abbildung 57 vergleicht die Primärkronenoberfläche in beanspruchten und nicht verschlissenen Arealen. In den unbeschädigten Bereichen a) und c) imponiert eine glatte Oberflächenstruktur, die von quer verlaufenden feinen Riefen gekennzeichnet ist. Diese in alle Richtungen verlaufenden Riefen lassen sich auf die feinen Schleifkörper in der Politurpaste zurückführen. Die breitflächigen Verschleißfelder sind durch in Abzugsrichtung verlaufende vertikale Abrasionsspuren geprägt. Neben den furchenförmigen Abrasionsspuren lassen sich Materialüberträge, einzelne Partikel und Mikrogrübchen detektieren.

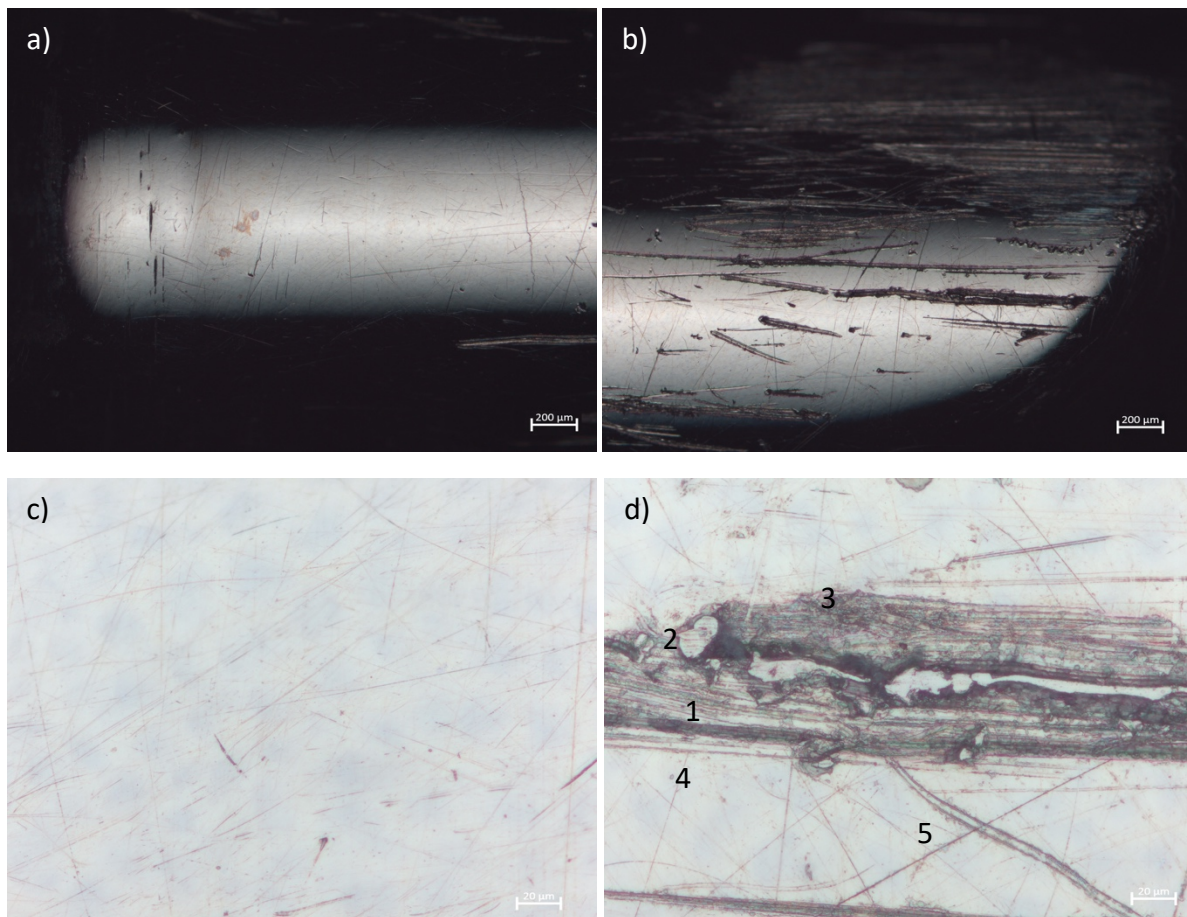


Abb. 57 Primärkronenoberfläche Orplid (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: glatte Oberfläche im zervikalen Bereich
- b) Bei 50-facher Vergrößerung: Verschleißfeld im okklusalen Bereich der Krone
- c) Bei 500-facher Vergrößerung: Bearbeitungsspuren durch Oberflächenpolitur
- d) Bei 500-facher Vergrößerung: 1 = Abrasion / 2 = Adhäsion / 3 = Oberflächenzerrüttung / 4 = Tribochemische Reaktion / 5 = Bearbeitungsspuren

Starbond CoS / Starbond CoS

Auf den glatt polierten Materialoberflächen wiesen alle Doppelkronen dieser Gruppe bereits vor den lichtmikroskopischen Untersuchungen makroskopisch ersichtliche Verschleißerscheinungen auf. Diese Oberflächenveränderungen wurden durch die Friktionseinstellung provoziert. Bei stereomikroskopischer Betrachtung dominieren im Kontrast zu den lichtmikroskopischen Aufnahmen der Gruppe der hochgoldhaltigen Legierung lediglich vereinzelte und deutlich ausgeprägte Kontaktbereiche die Primärkronenaußenseite. Gleichsam zeigen sich die durch die Politur und Einstellungs Vorgänge hervorgerufenen horizontalen und vertikalen Rautiefen. Zur Veranschaulichung wurde Probe 13 gewählt, die zur detaillierten Begutachtung vor und nach der Belastungsphase zusätzlich

konfokalmikroskopisch untersucht wurde. Am Übergang von Okklusalfäche zur parallelen Fräsfläche des Probekörpers befinden sich für das Gussverfahren typische Gussfehler in Form von Lunkern und lassen die Oberfläche porig wirken. Im Vergleich zu den hochgoldhaltigen Doppelkronen traten bei den Nichtedelmetall-Parallelteleskopen nur wenige einzelne Gleitreibungsf lächen in Kontakt. Die Außenseite des Primärteils von Probe 16 exponierte vor der Belastungsphase bereits deutliche Verschleißphänomene im koronalen Anteil (siehe Abb. 58). Das Bild nach der Dauerbeanspruchung zeigt ein Tiefenwachstum und eine Ausweitung der Abrasionsspuren in vertikaler Richtung. Das Auftreten neuer Kontaktareale erscheint geringfügiger ausgeprägt als bei der hochgoldhaltigen Gusslegierung.

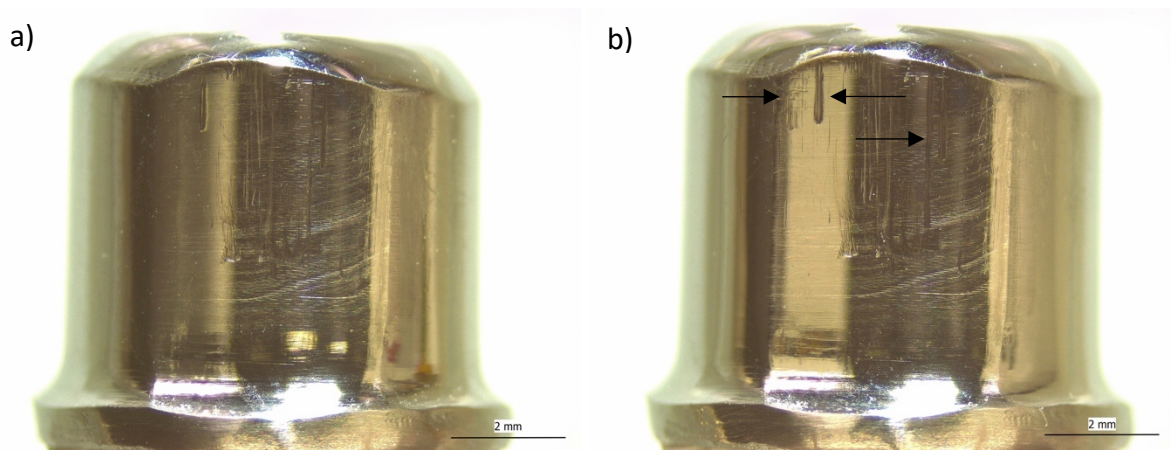


Abb. 58 Lichtmikroskopische Aufnahmen Probe 16 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung)

- a) vor Belastung: vertikale Abrasionsspuren durch Aufpassvorgang
- b) nach Belastung: Zunahme der Abrasionsspuren und Neuauftreten flächenhafter Kontaktareale

In der Übersichtsaufnahme von Probe 20 stellte sich die Oberfläche der edelmetallfreien Sekundärkroneninnenseite als leicht porig und hochglänzend dar. Kennzeichnend für die Politur zeichneten sich ebenfalls horizontale Rautiefen ab. Im Vergleich zu den Abrasionsstellen der hochgoldhaltigen Doppelkronen lassen sich nach der Dauerbelastung auf der Innenkronenseite nur vereinzelte dafür tiefer ausgeprägte linienhafte Furchungen erkennen.

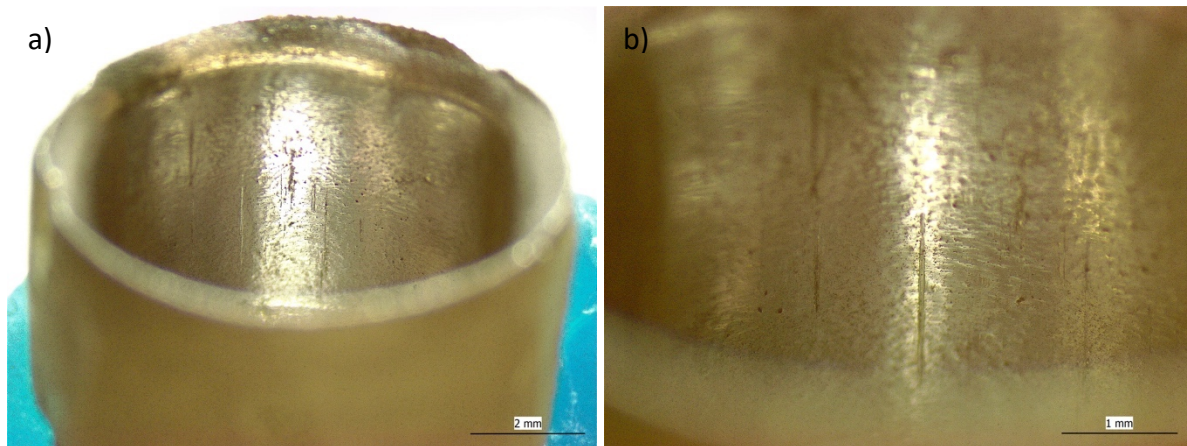
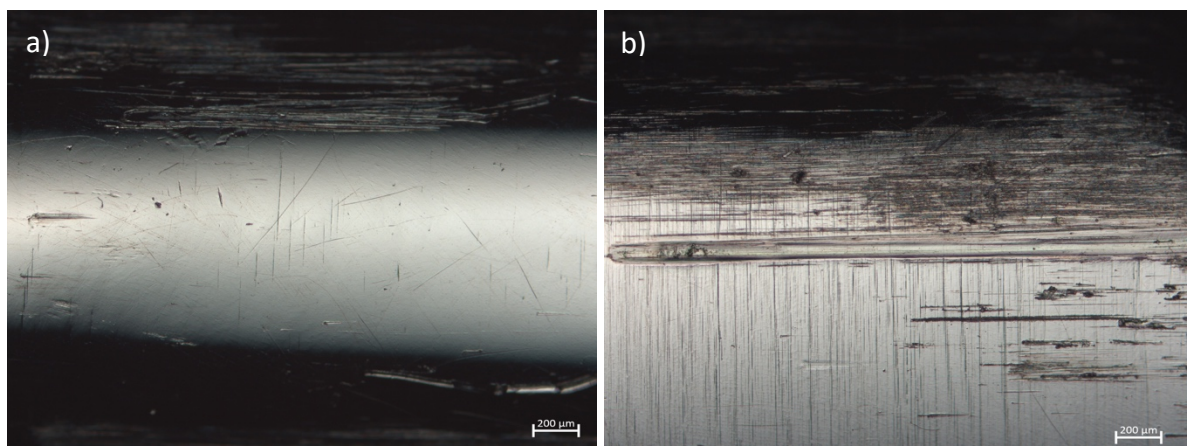


Abb. 59 Probekörper 20 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)

- a) Übersichtsaufnahme bei 10-facher Vergrößerung
- b) Ausschnitt bei 30-facher Vergrößerung: einzelne tiefe geradlinige Vertiefungen

Zur Detektion von Verschleißphänomenen wurden Aufnahmen bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der Nichtedelmetall-Primärkronenoberflächen erstellt. Die nachfolgenden Aufnahmen (Abb. 60) vergleichen die Primärkronenoberfläche in unbeanspruchten und verschlissenen Arealen. In den unbeschädigten Bereichen a) und c) imponiert eine glatte Oberflächenstruktur, die von horizontal zirkulär verlaufenden feinen Riefen gekennzeichnet ist. Diese horizontal verlaufenden Riefen lassen sich auf die Oberflächenpolitur mittels Konator-Flex-System zurückführen. Die kleinflächigen Verschleißfelder sind durch in Abzugsrichtung verlaufende vertikale Abrasionsspuren geprägt. Neben den tiefen furchenartigen Abrasionsspuren sind Materialaufschübe, einzelne Partikel und Mikrorisse/-grübchen auffindbar.



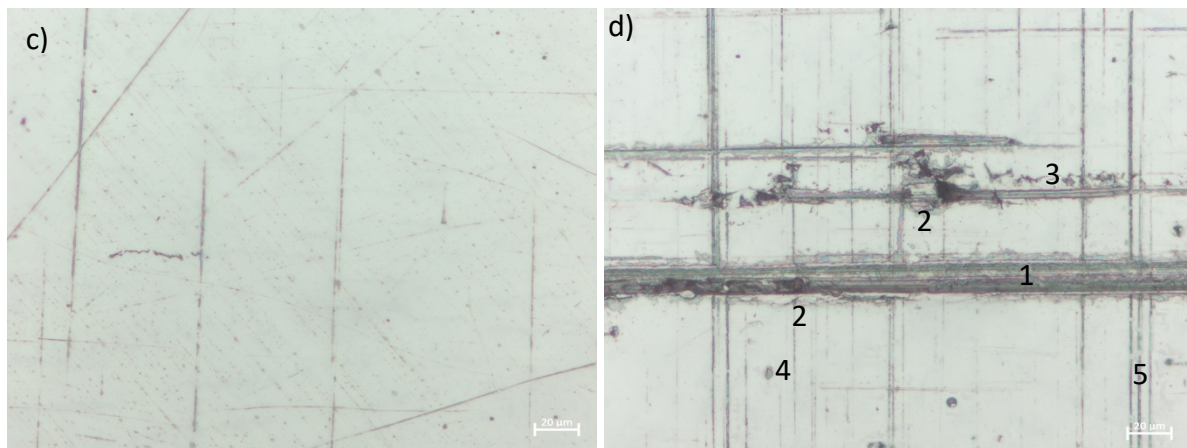


Abb. 60 Primärkronenoberfläche Starbond CoS (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: glatte Oberfläche neben Verschleißfeld
- b) Bei 50-facher Vergrößerung: Verschleißfeld im okklusalen Bereich der Krone
- c) Bei 500-facher Vergrößerung: Bearbeitungsspuren durch Oberflächenpolitur
- d) Bei 500-facher Vergrößerung: 1 = Abrasion / 2 = Adhäsion / 3 = Oberflächenzerrüttung / 4 = Tribochemische Reaktion / 5 = Bearbeitungsspuren

Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

Zur Ermittlung von Verschleißphänomenen an den Galvano-Doppelkronen wurden zusätzlich zu den Übersichtsaufnahmen der Zirkoniumdioxidkeramikprimärkronen (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) standardisiert Aufnahmen der Galvanokroneninnenseite in 10-facher Vergrößerung vor und nach der Belastung angefertigt, um Verschleißphänomene im galvanischen Teil zu ermitteln. Makroskopisch erschienen die Primärkronenoberfläche zunächst eben und glänzend. Bei mikroskopischer Inspektion in 10-facher Vergrößerung zeichnete sich das Schliffmuster der zirkulären Bearbeitung mit dem diamantierten Parallelfräser ab. Die abschließende Hochglanzpolitur mit Ziegenhaarbürstchen konnte die einzelnen Oberflächenunebenheiten nicht vollständig glätten. Das Oberflächenbild erschien leicht porig. Der Vergleich der oberflächlichen Primärkronenstrukturen vor und nach durchlaufener Belastungsphase offenbarte ein identisches Bild. Wie Abbildung 61 verdeutlicht, ließ die Außenseite der keramischen Primärkronen bei 10-facher Vergrößerung bei den Proben weder Abrasionsspuren noch Schliffacetten erkennen. Vereinzelt waren Substanzverluste der galvanischen Intermediärkrone durch Abrieb an der harten Keramikoberfläche in Form von dunklen Metallpartikeln detektierbar.

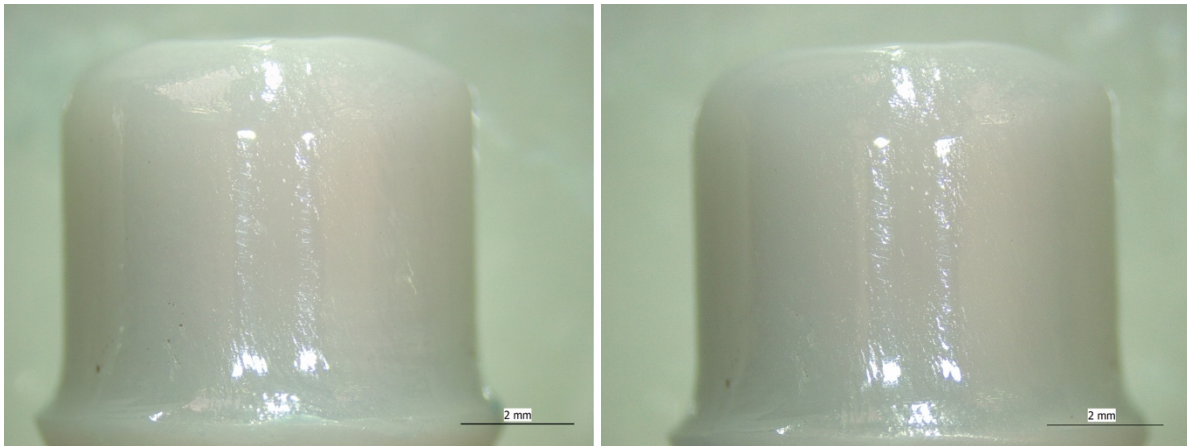


Abb. 61 Probe 28 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

Bei lichtmikroskopischer Untersuchung der galvanischen Intermediärkroneninnenseite waren bereits vor Versuchsdurchführung Störkontakte in Form von vereinzelter, glänzender Areale sichtbar. Nach dem Dauerverschleißversuch weiteten sich die Areale zu flächigen Abrasionszonen aus. Die Abrasionszonen setzten sich aus einer großen Anzahl an oberflächlichen in Abzugsrichtung verlaufenden Abriebspuren zusammen. Vereinzelt waren in zervikaler Richtung Materialauflagerung erkennbar.

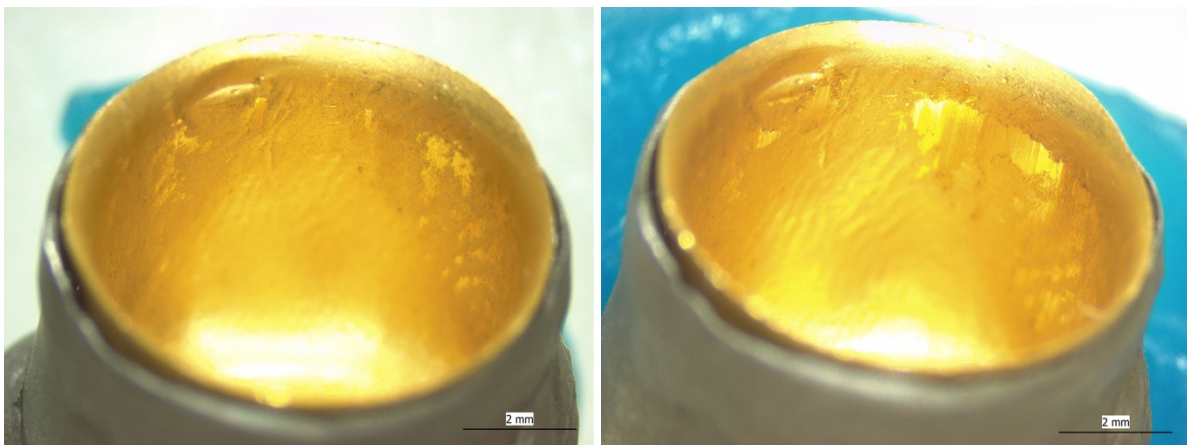


Abb. 62 Innenkronenseite Prüfkörper 29 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

Zur Detektion der Verschleißphänomene wurden Aufnahmen bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der Zirkoniumdioxidkeramik-Primärkronenoberflächen erstellt. Die Ansichten (Abb. 63) vergleichen die Primärkronenoberfläche in unbeanspruchten und verschlissenen Arealen. In den unbeschädigten Bereichen a) und c) imponiert eine glatte Oberflächenstruktur, die von einzelnen Poren unterbrochen wird. Diese Poren lassen sich auf

die Oberflächenbearbeitung vor dem Sinterprozess mit dem Feinkornfräser und anschließender Sinterung zurückführen. Die Primärkronenoberfläche wird nach der Belastungsphase von einzelnen feinen Abrasionsspuren durchzogen. Darüber hinaus sind neben Bearbeitungsspuren Mikrogrübchen auffindbar.

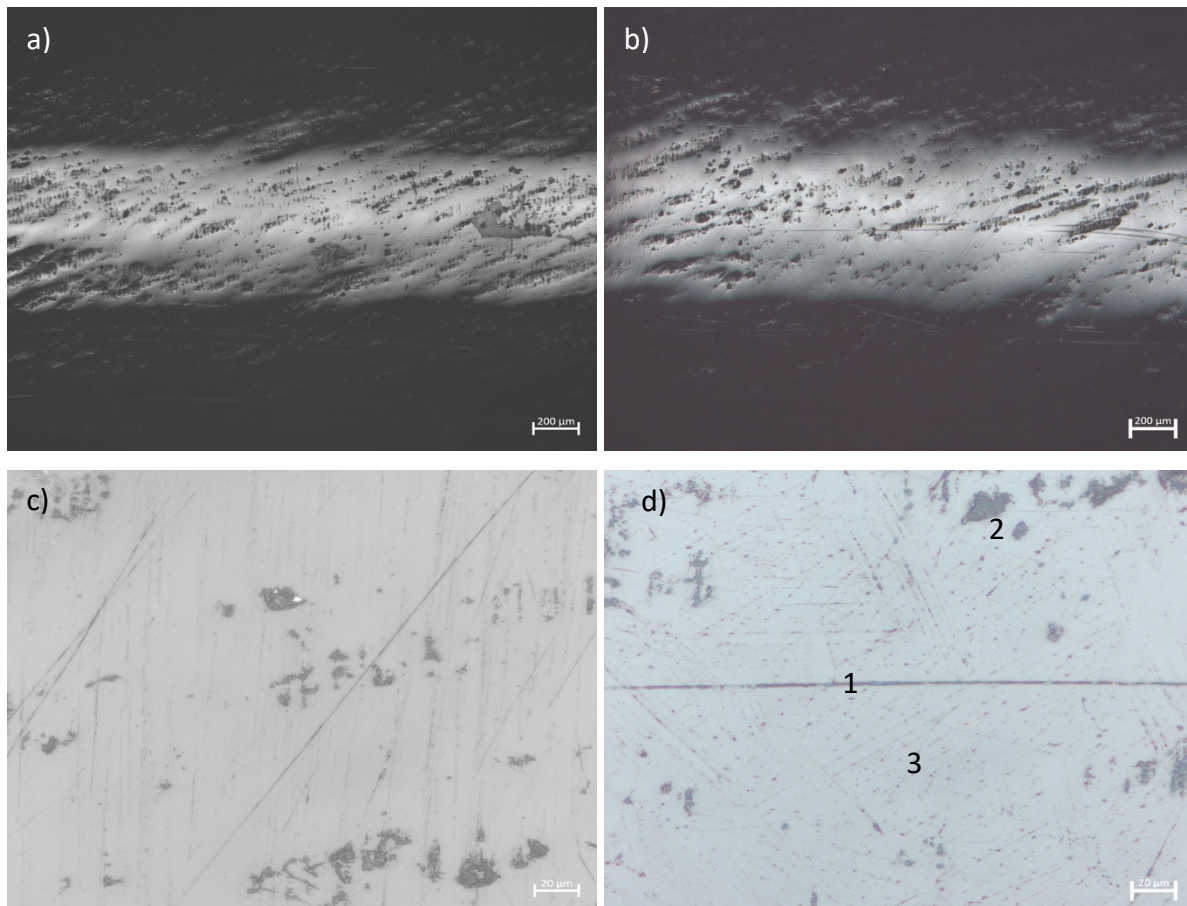


Abb. 63 Primärkronenoberfläche Zirkoniumdioxidkeramik Tizian Blank / Helioform H (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: glatte, leicht porige Oberfläche
- b) Bei 50-facher Vergrößerung: einzelne feine Abrasionsspuren auf glatter Oberfläche
- c) Bei 500-facher Vergrößerung: Bearbeitungsspuren durch Oberflächenpolitur und einzelne Poren
- d) Bei 500-facher Vergrößerung: 1 = Abrasion / 2 = Oberflächenzerrüttung / 3 = Bearbeitungsspuren

CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft

Die Primär- und Sekundärteile der zehn Probekörper wurden im subtraktiven Fräsvorgang aus einem Blank auf Cobalt-Chrom-Basis (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) maschinell gefertigt. Bei lichtmikroskopischer Betrachtung der Primärkronenoberfläche von Probe 38 lassen sich horizontale, vertikale sowie quer verlaufende Vertiefungen erkennen (siehe Abb. 64). Entsprechend der gegossenen

Probekörper sind die horizontalen Rillen durch die Hochglanzpolitur und die vertikalen Riefen durch Friktionsüberprüfungen entstanden. Die quer verlaufenden Rillen spiegeln die subtraktiven Bearbeitungsbahnen des Fräsers im Sinne der Frässtrategie wider. Verglichen mit der Primärkronenoberfläche der Nichtedelmetall-Gussgruppe treten die vertikalen Riefen feiner und gleichmäßiger über die gesamte Oberfläche und Primärkronenhöhe verteilt auf. Die anfänglichen, rein oberflächlichen Vertiefungen weiten sich in Folge der Abzugs- und Fügezyklen zu großen, fast die gesamte Primärkronenhöhe umfassenden, Arealen aus. Auffällig ist dabei das feine Schliffbild, welches sich makroskopisch als polierte Fläche darstellte. Bei hoher Vergrößerung werden multiple feine oberflächliche Einkerbungen sichtbar, aus denen sich die Abrasionszonen zusammensetzen.

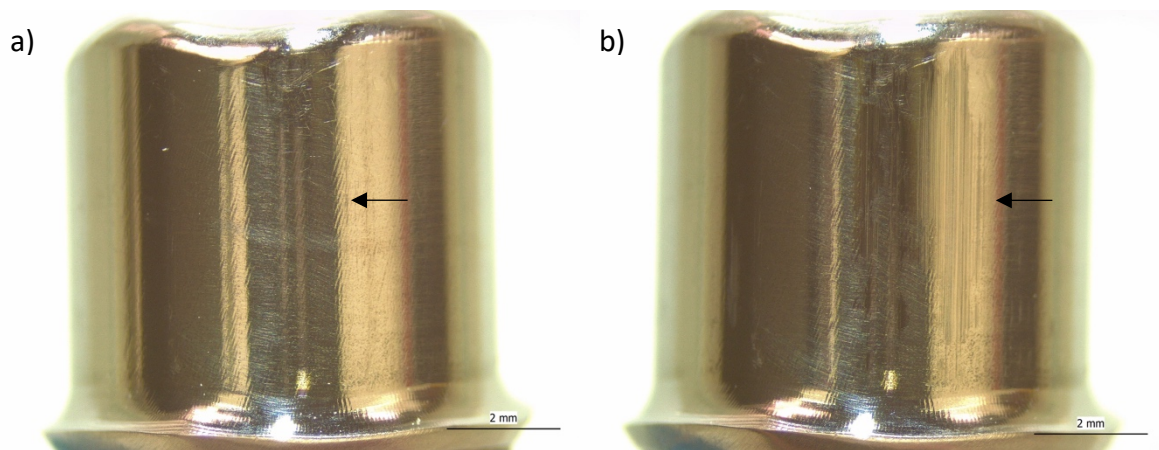


Abb. 64 Probekörper 38 (eigene Darstellung)

- a) Bei 10-facher Vergrößerung vor der Belastungsphase: vereinzelte linienartige Abrasionsspuren
- b) Bei 10-facher Vergrößerung nach der Belastungsphase: flächenhafte Verschleißerscheinungen

Das Oberflächenbild der Sekundärkroneninnenseite war ebenfalls geprägt durch die zirkulären Fräsbahnen, die lichtmikroskopisch matt glänzend erschienen. Die dargestellte Übersichtsaufnahme von Probe 32 gibt die Güte der Oberflächenstrukturen stellvertretend wieder. Auf den Innenseiten der Außenkronen waren nach Durchlaufen der Belastungszyklen begrenzte Felder von Abrasionsfurchen wahrnehmbar. Die Verschleißzonen von Probekörper 32 zeigten sich auf der Innenfläche ausgeprägt und ebenfalls über die gesamte Innenkronenseite verteilt.

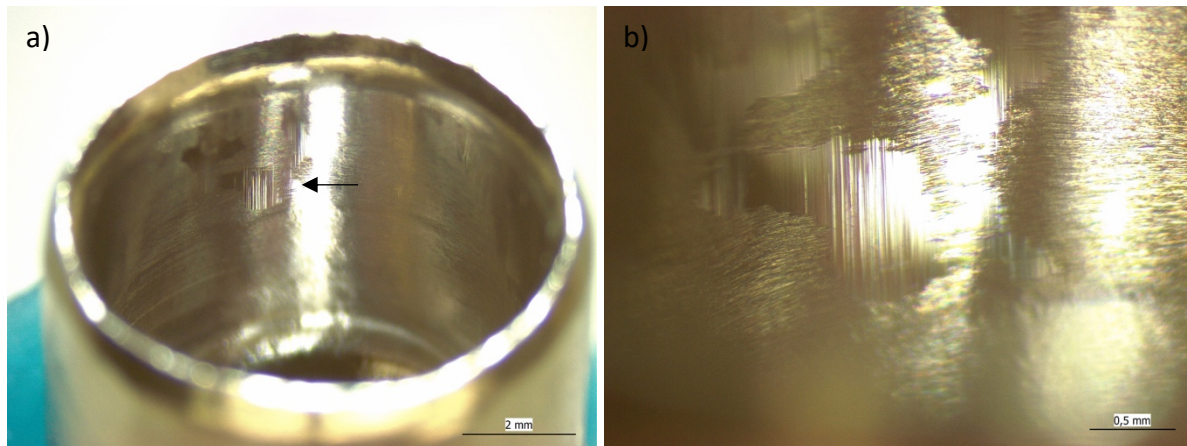
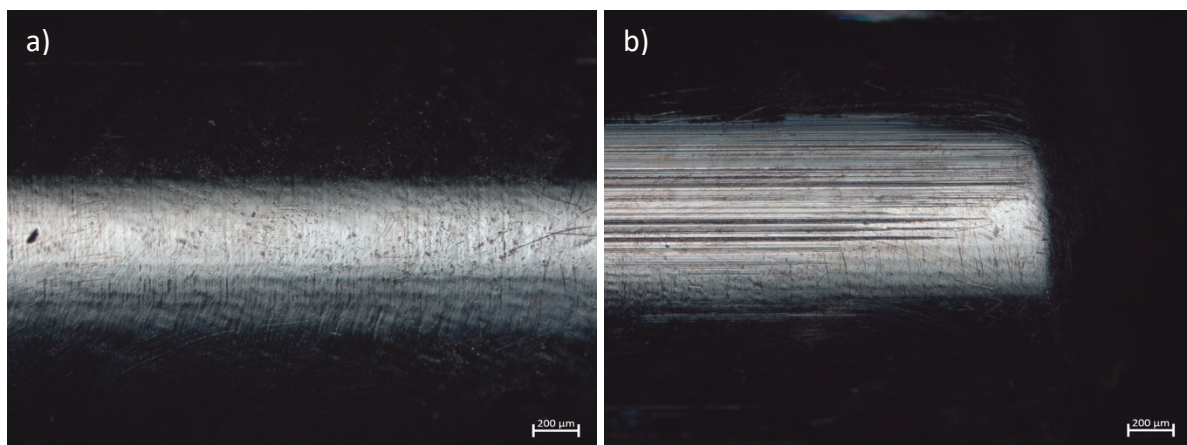


Abb. 65 Innenkronenseite von Probekörper 32 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)

- a) Übersichtsaufnahme bei 10-facher Vergrößerung
- b) Ausschnitt bei 30-facher Vergrößerung: deutliche Oberflächenveränderung im Kontaktbereich

Zur Detektion von Verschleißphänomenen an den Nichtedelmetall-Primärkronenoberflächen wurden Aufnahmen bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der erstellt. Die Ansicht (Abb. 66) stellt die unbeanspruchten und verschlissenen Areale der Primärkronenoberflächen gegenüber. In den nicht verschlissenen Bereichen a) und c) imponiert eine glatte Oberflächenstruktur, die von schräg verlaufenden feinen Riefen gekennzeichnet ist. Diese Riefen lassen sich auf die Fräsbahnen zurückführen, die durch Oberflächenpolitur eingeebnet worden sind. Vereinzelt lassen sich Mikrogrübchen zwischen den glatten Oberflächenarealen detektieren. Die großflächigen Kontaktfelder sind durch multiple, in Abzugsrichtung verlaufende, vertikale Abrasionsspuren geprägt. Die oberflächlichen furchenförmigen Abrasionsspuren treten gepaart mit Materialauflagerung im Randbereich, einzelnen Partikeln und Mikrogrübchen auf.



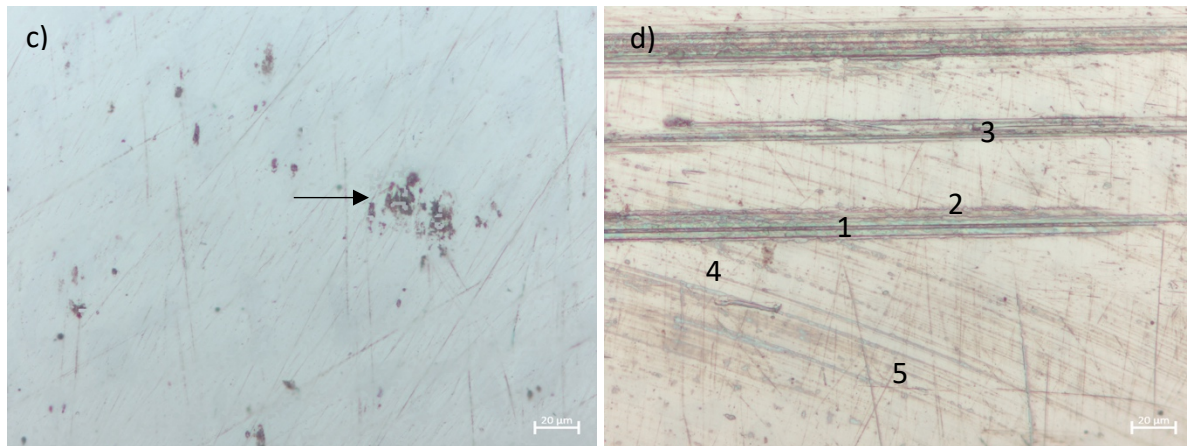


Abb. 66 Primärkronenoberfläche Quattro Disc NEM Soft (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: glatte Oberfläche
- b) Bei 50-facher Vergrößerung: Verschleißfeld im okklusalen Bereich der Krone
- c) Bei 500-facher Vergrößerung: Bearbeitungsspuren durch Oberflächenpolitur und Oberflächenzerrüttung (Pfeil)
- d) Bei 500-facher Vergrößerung: 1 = Abrasion / 2 = Adhäsion / 3 = Oberflächenzerrüttung / 4 = Tribochemische Reaktion / 5 = Bearbeitungsspuren

CAD/CAM - Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft

Analog zum Vorgehen der Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano-Gruppe erfolgte die frästechnische Herstellung der keramischen Patrizie (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) mit anschließender Sinterung. Im Anschluss wurde das jeweilig passende Sekundärteil auf Cobalt-Crom-Basis (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) gefräst. Bei makroskopischer Betrachtung erschienen die Keramik-Primärteile glatt und auf Hochglanz poliert. Die lichtmikroskopische Untersuchung offenbarte ein durch das Schliffmuster des Feinkorndiamanten geprägtes Bild. Die zirkulären Frässpuren der Nachbearbeitung durchziehen die ansonsten glänzende Keramikoberfläche. Auf den Patrizen lassen sich vertikale in Abzugsrichtung verlaufende, linienförmige Verschleißspuren erkennen. Zusätzlich finden sich vorwiegend im koronalen Innenkronenbereich, exemplarisch an der Primärkronenoberfläche von Probe 46 gezeigt, dunkle metallische Materialablagerungen in Nähe der Abrasionsstellen.

Die initialen Verschleißbereiche intensivierten sich bei andauernder mechanischer Belastung zu tiefen Kerben. Die Kontaktareale schienen sich im Kontrast zur CAD/CAM-gefertigten Nichtedelmetallgruppe wie bei der edelmetallfreien Gussgruppe auf vereinzelte Bereiche zu beschränken. Abbildung 67 veranschaulicht die andauernde Krafteinwirkung auf die Keramikoberfläche von Probe 41. Leichte oberflächliche Kratzer im koronalen Bereich

vertieften sich zunehmend. Zusätzlich war Verschleiß durch das Neuauftreten feiner geradliniger Riefen gekennzeichnet. Am Übergang vom okklusalen zum parallelwandigen Teil der Primärkrone stellen sich die Verschleißerscheinungen in Form von Substanzverlust am deutlichsten dar.

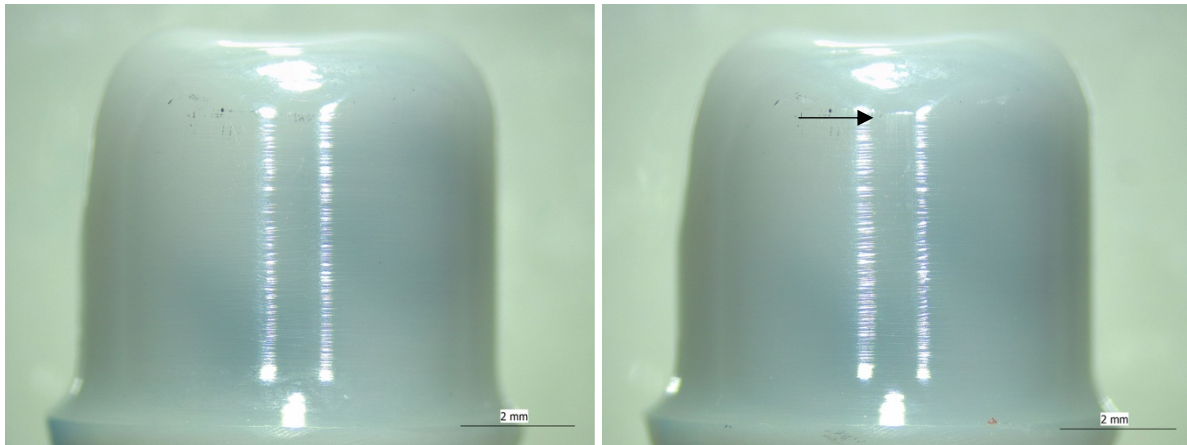


Abb. 67 Probe 41 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

(Pfeil: Abrasionszone im koronalen Primärkronenteil)

In der Übersichtsaufnahme von Probe 43 stellt sich die Oberfläche der edelmetallfreien Sekundärkroneninnenseite als matt glänzend dar. Kennzeichnend für die Innenkronenoberfläche waren auch hier die quer verlaufenden Fräsbahnen. Nach der Dauerbelastung lassen sich auf der Innenkronenseite vereinzelt Kontaktbereiche mit linienhafter Furchung erkennen.

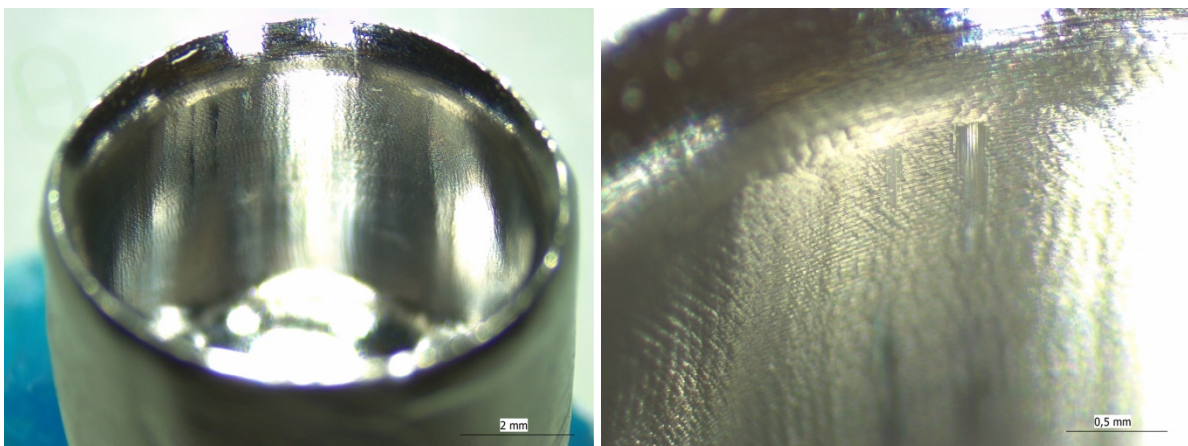


Abb. 68 Innenkronenseite von Probekörper 43 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)

- a) Übersichtsaufnahme bei 10-facher Vergrößerung
- b) Ausschnitt bei 35-facher Vergrößerung: linienförmige Oberflächenveränderung im Kontaktbereich

Die Aufnahmen bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der Zirkoniumdioxidkeramik-Primärkronenoberflächen dienten der Detektion von Verschleißphänomenen. Die Bilder (Abb. 69) vergleichen die Primärkronenoberfläche in unbeanspruchten und verschlissenen Arealen. In den unbeschädigten Bereichen a) und c) imponiert eine glatte Oberflächenstruktur, die von horizontalen und zirkulär verlaufenden Abrasionsspuren gekennzeichnet ist. Die horizontal verlaufenden Riefen lassen sich auf die Oberflächenbearbeitung mit dem Feinkorndiamanten unter Wasserkühlung zurückführen. Die Kontaktbereiche sind durch einzelne in Abzugsrichtung verlaufende vertikale Abrasionsspuren gekennzeichnet. Neben den furchenartigen Abrasionsspuren sind nur einzelne Materialpartikel erkennbar. Materialauflagerung oder Mikrorisse/-grübchen lassen sich in diesen Arealen nicht detektieren.

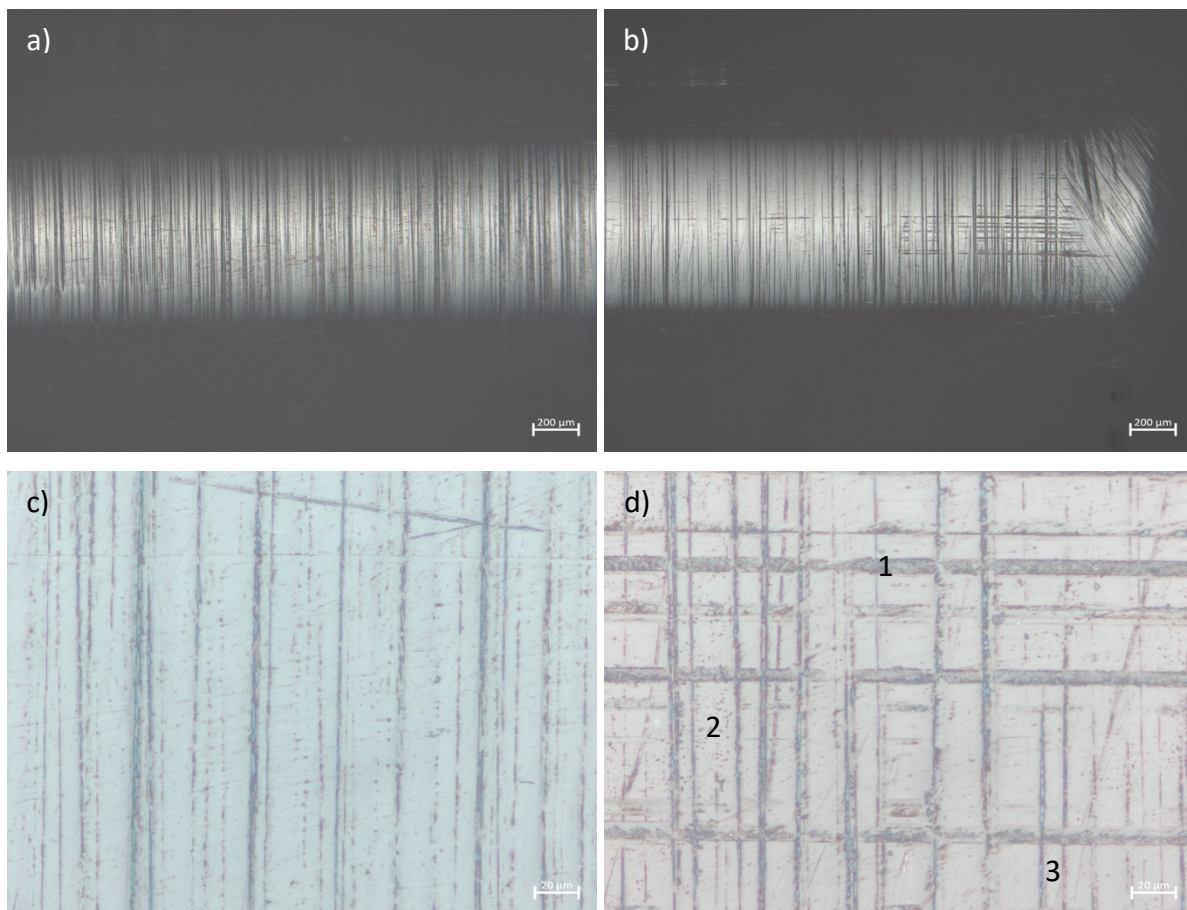


Abb. 69 Primärkronenoberfläche Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: homogene Oberfläche geprägt durch zirkuläre Rautiefen
- b) Bei 50-facher Vergrößerung: einzelne Verschleißspuren im okklusalen Bereich der Krone
- c) Bei 500-facher Vergrößerung: Schliffbild des Feinkorndiamanten (Bearbeitungsspuren durch Politur)
- d) Bei 500-facher Vergrößerung: 1 = Abrasion / 2 = Tribochemische Reaktion / 3 = Bearbeitungsspuren

CAD/CAM - Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

Ausgehend vom gemeinsamen Primärkronendesign erfolgte die Produktion der zehn Primärkronen aus Yttriumoxid-stabilisierten tetragonalem Zirkoniumdioxidkeramik (Tizian-Blank Zirkoniumdioxidkeramik, Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) und der Sekundärteile aus dem Hochleistungspolymer (BioHPP, bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) im CAD/CAM-Verfahren. Bei lichtmikroskopischer Beurteilung der keramischen Primärkronen waren die zirkulären Schliffacetten des parallelen Feinkorndiamanten zwischen hochglanzpolierter Oberfläche ersichtlich. Im Vergleich zur Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall-Gruppierung waren vor sowie nach der Versuchsdurchführung keine Verschleißerscheinungen auf der gleichmäßigen Oberflächenstruktur auffindbar. Bei Außerachtlassung der Abnutzungserscheinungen entsprachen die Oberflächenstrukturen beider Gruppen einander.

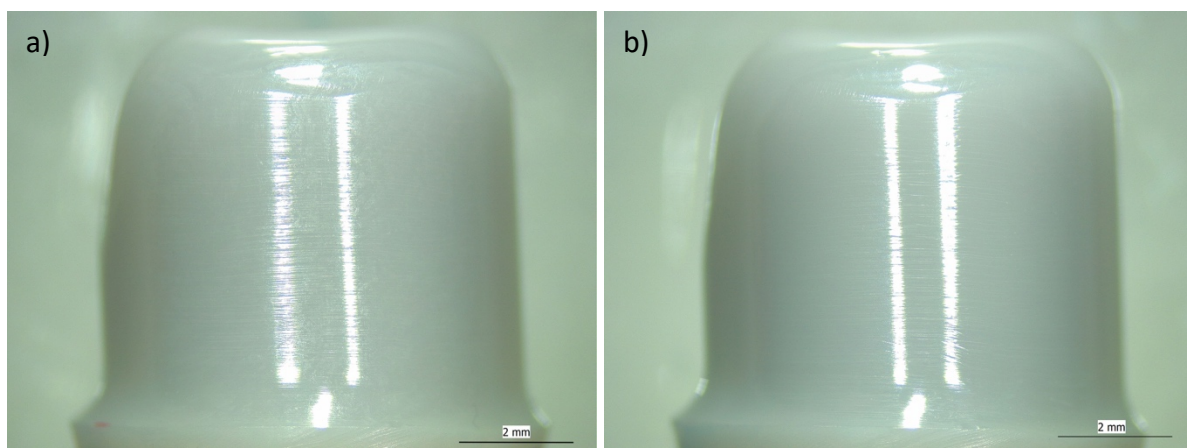


Abb. 70 Probekörper 60 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung): kein Auftreten von Verschleißerscheinungen

a) vor der Belastungsphase

b) nach der Belastungsphase

Die Inspektion der PEEK-Sekundärkroneninnenseite zeigte ein gleichmäßiges von der Schneidgeometrie des Fräasers geprägtes Relief. Das Oberflächenbild von Probe 55 entsprach einer ebenen, matten Oberfläche. Die Detektion von Materialabnutzung war auf einzelne Stellen begrenzt, die durch Substanzdefekte und teils noch anheftende Materialabträge imponierten.

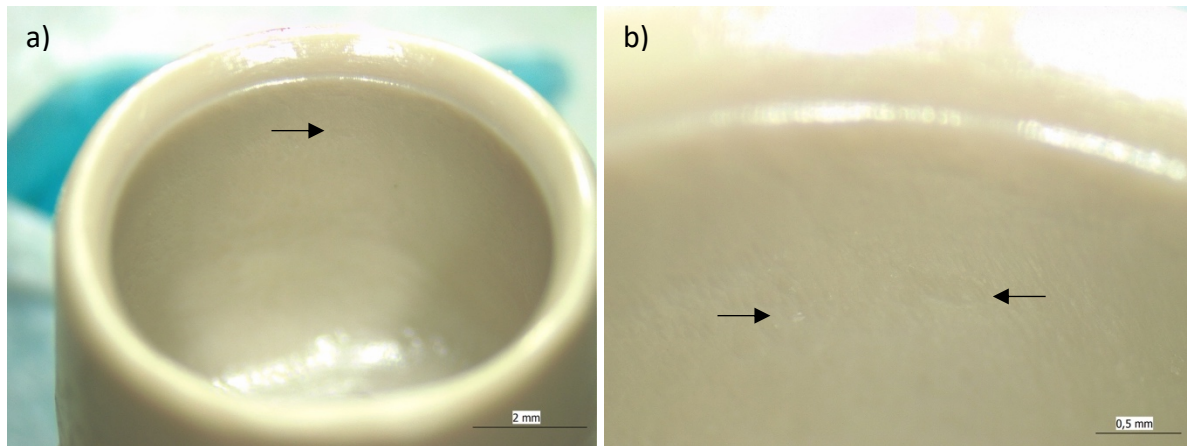


Abb. 71 Innenkronenseite von Probekörper 55 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)

- a) Übersichtsaufnahme bei 10-facher Vergrößerung
- b) Ausschnitt bei 30-facher Vergrößerung: Abnutzungserscheinungen und Materialabtrag (links)

Zur Detektion von Verschleißphänomenen wurden Aufnahmen bei 50-facher und 500-facher Vergrößerung der Zirkoniumdioxidkeramik-Primärkronenoberflächen erstellt (Abb. 72). Wie bereits in den Übersichtsaufnahmen bei 10-facher Vergrößerung ersichtlich, weisen die Primärkronenoberflächen lediglich Bearbeitungsspuren und keine Verschleißfelder auf. Die Oberfläche ist geprägt durch horizontal verlaufende Abrasionsspuren hervorgerufen durch die zirkuläre Nachbearbeitung mit Feinkorndiamant im Anschluss an den Sintervorgang. Das Schliffbild kennzeichnet unterschiedlich tief ausgeprägte Riefen. Vereinzelt lassen sich Reaktionsprodukte in Form von Materialpartikeln erkennen.

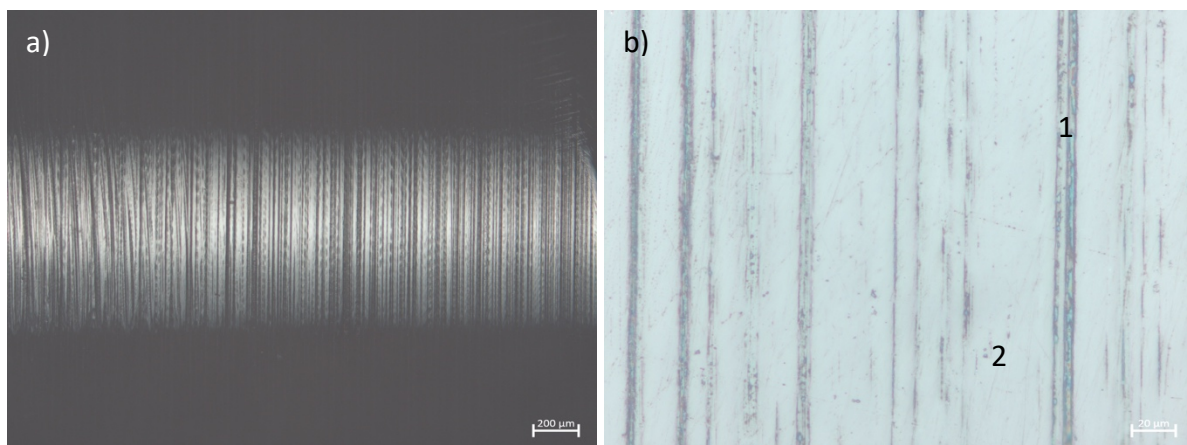


Abb. 72 Primärkronenoberfläche Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellung)

- a) Bei 50-facher Vergrößerung: homogene Oberfläche geprägt durch zirkuläre Rautiefen
- b) Bei 500-facher Vergrößerung: Schliffbild des Feinkorndiamanten
Bearbeitungsspuren: 1 = Abrasion / 2 = Tribochemische Reaktion

Passungsgenauigkeiten

Die horizontalen Querschnitts-Panoramaaufnahmen wurden mit dem Auflichtmikroskop Axio Lab. A1 bei 50-facher Vergrößerung, die Detailaufnahmen für die Vermessung der Fügspaltbreite bei 500-facher Vergrößerung erstellt (Abb. 73). Je nach Materialreflexion wurden die Proben im Hellfeld oder Dunkelfeld belichtet. Pro Gruppe wurde ein Vertreter randomisiert gewählt und im Kunststoffeinbettsystem zur Schliffprobenherstellung fixiert. Von innen nach außen lässt sich bei Betrachtung der Panoramaaufnahmen die Gliederung in Stumpf mit teilweise noch anhaftenden Zementresten, Innen- und Außenkrone differenzieren. Zusätzlich erkennt man bei Probe 30 das die galvanische Intermediärkrone stabilisierende Tertiärgerüst. Je nach Goldanteil erscheinen die Proben 4 und 30 mit unterschiedlicher Intensität goldgelb. Die Nichteledmetalle sowie die Stümpfe schimmern silber. Die Differenzierung zwischen Zirkoniumdioxidkeramik und Polyetheretherketon erfolgt durch den dunkleren Grauton des Polyetheretherketons. Die Spaltbreiten zwischen Stumpf und den frästechnisch hergestellten keramischen Primärkronen von Probe 42 und 59 erscheinen verglichen mit Probe 30 minimaler. Dazwischen ordnet sich die hochgoldhaltige Probe 4 ein, die über weite Anteile äußerst geringe Spaltbreiten aufweist. Die größten Spaltbreiten zwischen Stumpf und Innenkrone lässt als Vertreter der Gussgruppe die edelmetallfreie Probe 16 erkennen. Die nichtedelmetallhaltige frästechnisch hergestellte Primärkrone von Doppelkrone 40 weist im Vergleich minimalere und gleichmäßige Spaltbreiten auf.

Der Vergleich der Fügspaltbreiten ist Tabelle 22 zu entnehmen. Hier sind für jede Probe die geringsten und deutlichsten Spaltbereiche zwischen Primär- und Sekundärteleskop sowie oberflächlich zerrüttete Areale abgebildet. Die größten Spaltbereiche wurden bei Probe 59 gemessen. Hier betrug der maximale Abstand zwischen Primär- und Sekundärkrone 128,485 μm . Über große Kontaktbereiche hinaus zeigte das Galvanoforming-Verfahren die geringsten Spaltbreiten. Neben direkt auf den keramischen Patrizen aufgelagerten Goldarealen betrug die maximal detektierbare Spaltbreite weniger als 70 μm . Die minimalsten Schwankungen verzeichnete in der frästechnisch hergestellten Gruppe Probe 40 im Bereich von 12,762 μm - 30,934 μm . Beim Vergleich beider gegossenen Doppelkronen bewegten sich die Spaltwerte zwischen direktem Kontakt und 29,415 μm bei der hochgoldhaltigen Legierung und 3,272 μm - 96,406 μm bei der edelmetallfreien Materialkombination.

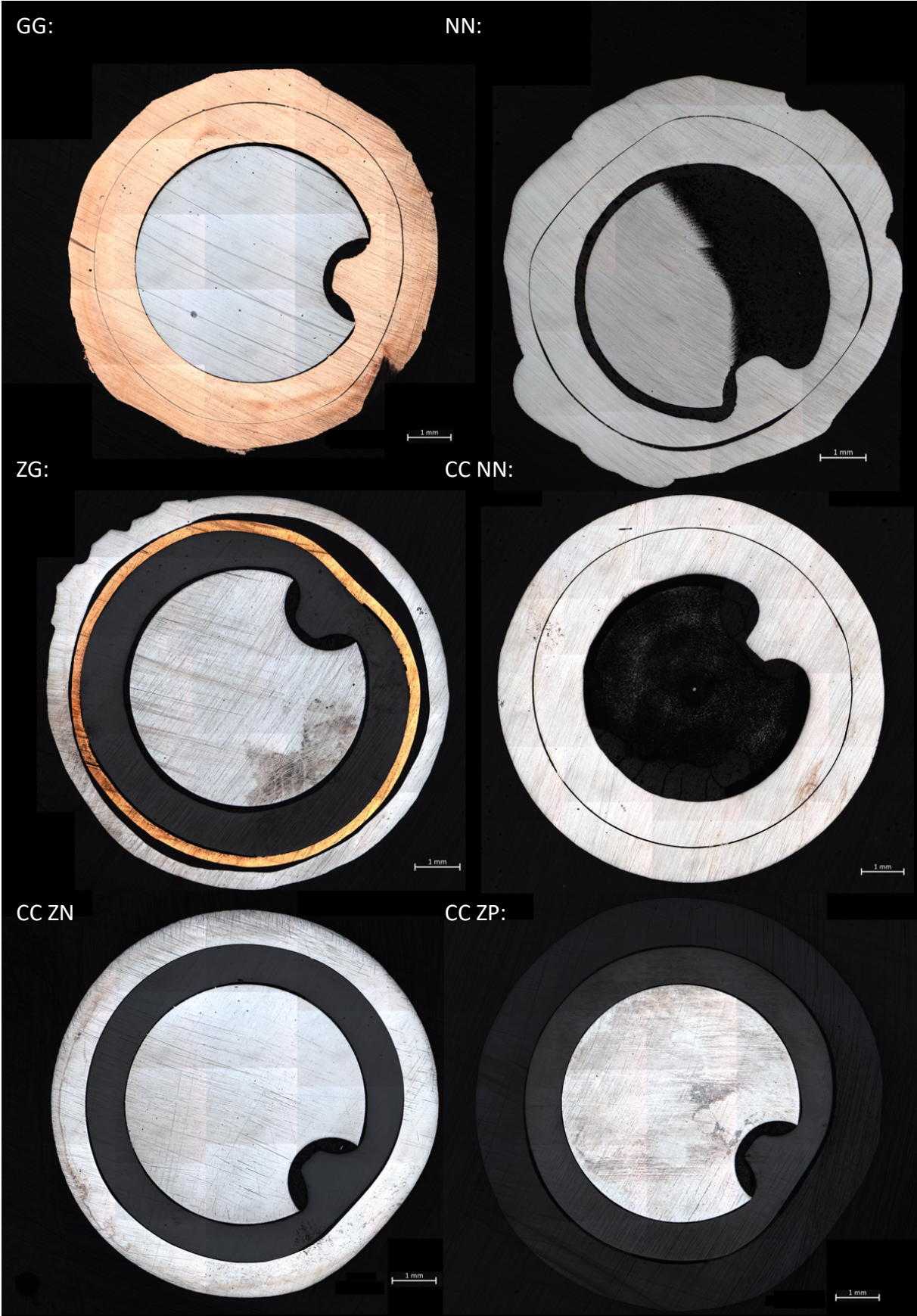


Abb. 73 Gesamtübersicht der horizontalen Schliffbilder: 50-fache Vergrößerung, Hellfeld, 90° (eigene Darstellung)

Ergebnisse

Tab. 22 Übersicht: minimale/maximale Fügespaltbreite (eigene Darstellungen)

| Gruppe: | Spaltbereich breit | Spaltbereich klein | Maximal (μm) | Minimal (μm) |
|---|--------------------|--------------------|---------------------------|---------------------------|
| GG Probe 4 (Hellfeld, 90°) | | | 29,415 | Direkter Kontakt (Pfeil) |
| NN Probe 16 (Dunkelfeld, 90°) | | | 96,406 | 3,272 |
| ZG Probe 30 (Hellfeld, 90°) | | | 68,785 | Direkter Kontakt |
| CC NN Probe 40 (Dunkelfeld, 90°) | | | 30,934 | 12,762 |
| CC ZN Probe 42 (Dunkelfeld, 90°) | | | 87,853 | 1,775 |
| CC ZP Probe 59 (Dunkelfeld, 90°) | | | 128,485 | 11,707 |

3.2.2 Konfokalmikroskopische Untersuchungen

Die konfokalmikroskopischen Aufnahmen zur 2- und 3-dimensionalen Oberflächenanalyse wurden durch die Firma NanoFocus AG (Oberhausen, Deutschland) erstellt. Die Primärkronen der Proben 1, 13, 28, 36, 41, 54 wurden in das Messsystem „μsurf expert“ eingespannt und anschließend optisch vermessen. Anhand der erhobenen Daten konnten mittels der Software „μsoft analysis premium 7.4.8737“ die Rauheitsparameter nach ISO 25178 und ISO 4287 angelehnt erfasst und 2D-/3D-Oberflächenbilder erstellt werden. Die detaillierten Messergebnisse können dem Anhang entnommen werden.

Orplid TK/ Orplid TK

Wie bereits bei den lichtmikroskopischen Untersuchungen ersichtlich liegt bei den 3-dimensionalen Oberflächenbildern vor der Belastungsphase eine ebene, glatte durch zirkuläre Politurspuren gekennzeichnete Primärkronenoberfläche vor. Nach Durchlaufen der 10.000 Trenn- und Fügezyklen treten Verschleißfelder mit einer Vielzahl an feinen in Abzugsrichtung verlaufenden Abrasionsspuren auf. Der arithmetische Mittenrauwert erhöht sich dabei von 0,128 μm auf 0,306 μm. Die mittlere arithmetische Höhe steigt von 0,129 μm auf 0,336 μm. Während die Kernhöhe von 1,31 μm auf 1,087 μm abnimmt, steigen die Spk- und Svk-Werte an.

Tab. 23 Ergebnisse der Oberflächenmessung: Orplid TK / Orplid TK (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|----|---------------|----------------|----------------|---------------|----------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | μm | 0,128 / 0,306 | 0,0282 / 0,169 | 0,0886 / 0,136 | 0,180 / 0,830 | 0,0914 / 0,693 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | μm | 0,129 / 0,336 | | | | |
| Sk | μm | 1,31 / 1,087 | | | | |
| Spk | μm | 0,649 / 0,815 | | | | |
| Svk | μm | 0,451 / 1,136 | | | | |

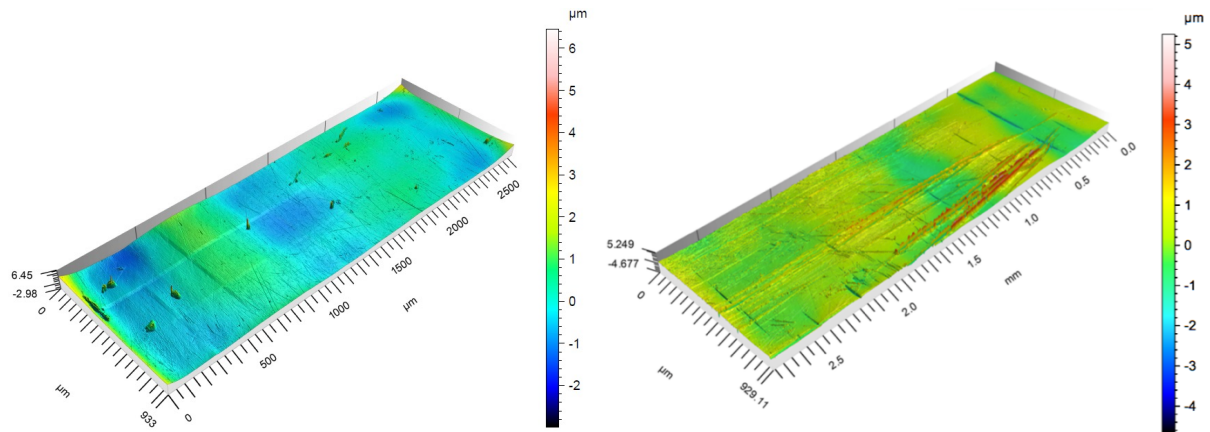


Abb. 74 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Orplid TK / Orplid TK vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

Starbond CoS/ Starbond CoS

Die 3D-Darstellungen der S-F-Oberfläche korrelieren mit den Erkenntnissen aus den lichtmikroskopischen Aufnahmen. Nach der Belastungsphase treten vereinzelt tiefe, vertikal verlaufende Kratzspuren auf. In Tab. 24 sind die Erhöhungen aller Rauheitsparameter nach Durchlaufen der Abzugsversuche zu erkennen.

Tab. 24 Ergebnisse der Oberflächenmessung: Starbond CoS / Starbond CoS (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|---------------|---------------|----------------|----------------|---------------|----------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | μm | 0,115 / 0,236 | 0,0194 / 0,051 | 0,0789 / 0,160 | 0,160 / 0,332 | 0,0816 / 0,162 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | μm | 0,175 / 0,558 | | | | |
| Sk | μm | 0,578 / 1,279 | | | | |
| Spk | μm | 0,312 / 0,897 | | | | |
| Svk | μm | 0,344 / 1,074 | | | | |

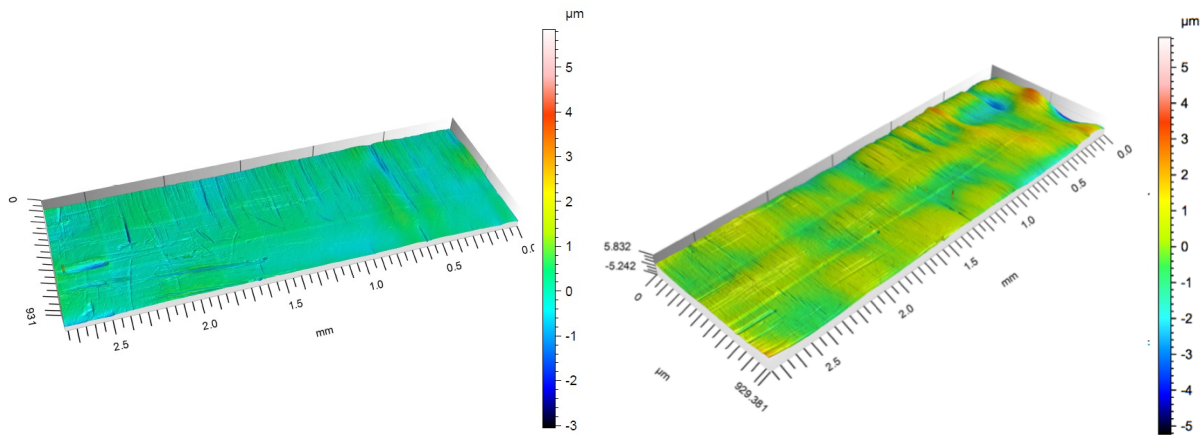


Abb. 75 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Starbond CoS / Starbond CoS vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H

Die 3D-Darstellungen der S-F-Oberflächen offenbaren die unterschiedliche Oberflächenstruktur verschiedener Bereiche der keramischen Primärkronenoberfläche. Bei beiden Darstellungen sind die porigen Areale zwischen glatt polierten Oberflächen deutlich erkennbar. Nach Trenn- und Fügezyklen treten vereinzelt oberflächliche, kurze und vertikal verlaufende Abrasionsspuren auf. Während sich der Sa-Wert gegenüber dem Ausgangsbereich erhöht darstellt, sind alle anderen Parameter vermindert.

Tab. 25 Ergebnisse der Oberflächenmessung: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | μm | 0,454 / 0,309 | 0,108 / 0,087 | 0,269 / 0,188 | 0,693 / 0,619 | 0,425 / 0,423 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | μm | 0,544 / 0,612 | | | | |
| Sk | μm | 2,34 / 1,862 | | | | |
| Spk | μm | 1,30 / 0,780 | | | | |
| Svk | μm | 1,61 / 0,928 | | | | |

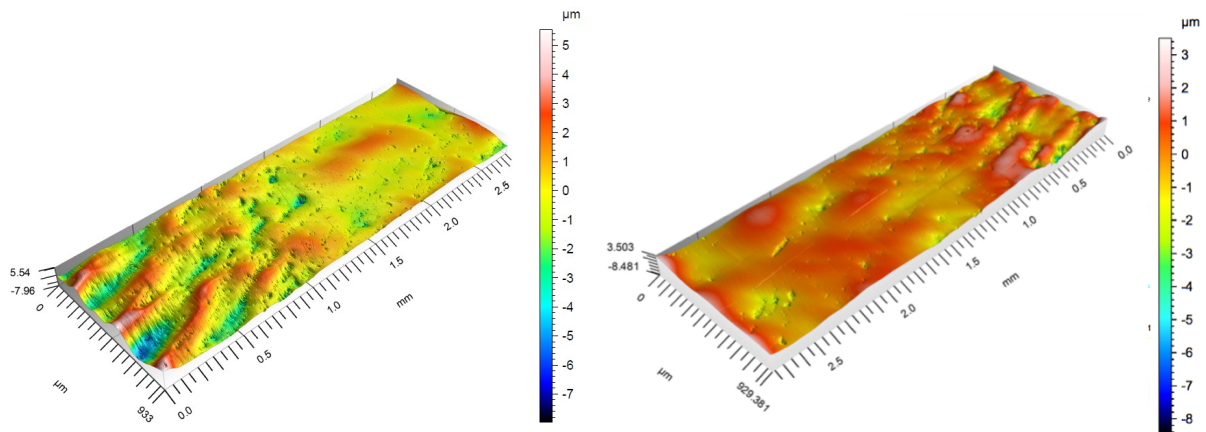


Abb. 76 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Helioform H vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft

Die 3D-Darstellungen der S-F-Oberflächen stimmen mit den Ergebnissen der lichtmikroskopischen Beurteilungen überein. Bei beiden Darstellungen zeichnen sich die Schleifbahnen des Fräsprozesses auf der Primärkronenoberfläche ab. Nach der Belastungsphase sind neben unbeschädigten Arealen Oberflächenveränderungen in Form von multiplen, feinen, oberflächlichen in Abzugsrichtung verlaufenden Riefen ersichtlich. Alle Werte des Verschleißspuren aufweisenden Messbereiches zeigen höhere Rauheitsparameter.

Tab. 26 Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|---------|----------------|----------------|----------------|---------------|----------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | μm | 0,0869 / 0,125 | 0,0208 / 0,027 | 0,0495 / 0,077 | 0,131 / 0,186 | 0,0814 / 0,109 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | μm | 0,109 / 0,180 | | | | |
| Sk | μm | 0,628 / 0,696 | | | | |
| Spk | μm | 0,210 / 0,225 | | | | |
| Svk | μm | 0,235 / 0,325 | | | | |

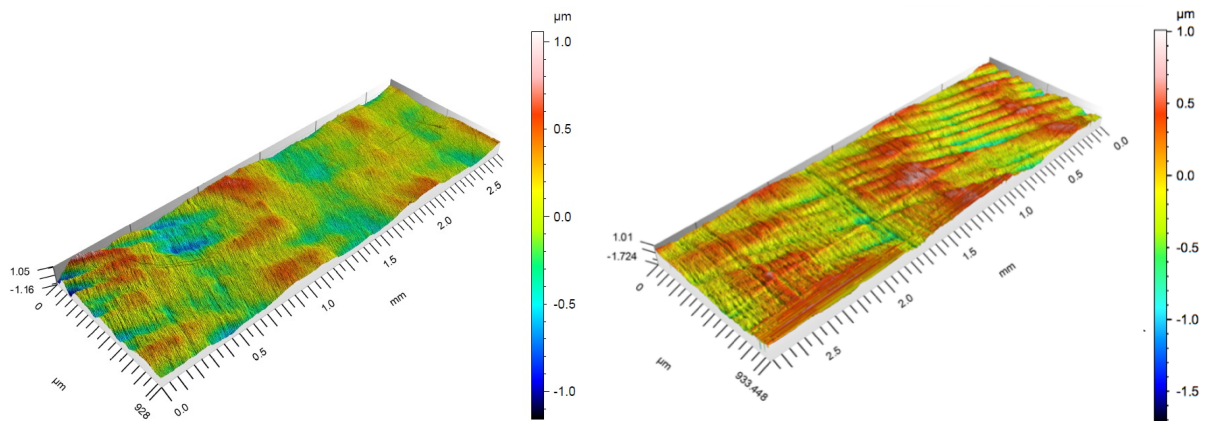


Abb. 77 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft

Das lichtmikroskopisch gewonnene Oberflächenbild der keramischen Primärkronenoberflächen geht ebenfalls mit den 3D-Darstellungen einher. Bei beiden 3-dimensionalen Darstellungen sind die zirkulären Bearbeitungsspuren des diamantierten Fräskörpers auf der Primärkronenoberfläche auffindbar. Im okklusalen Bereich treten nach der Beanspruchungsphase feine, senkrecht zu den Bearbeitungsspuren verlaufende, oberflächliche Abnutzungsspuren auf. Die Rauheitsparameter weisen nach Belastung in dem ausgewählten Messbereich erhöhte Werte auf.

Tab. 27 Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|----|---------------|----------------|---------------|---------------|----------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | µm | 0,280 / 0,344 | 0,0134 / 0,024 | 0,247 / 0,314 | 0,322 / 0,390 | 0,0745 / 0,076 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | µm | 0,298 / 0,481 | | | | |
| Sk | µm | 0,899 / 1,289 | | | | |
| Spk | µm | 0,326 / 0,553 | | | | |
| Svk | µm | 0,538 / 0,784 | | | | |

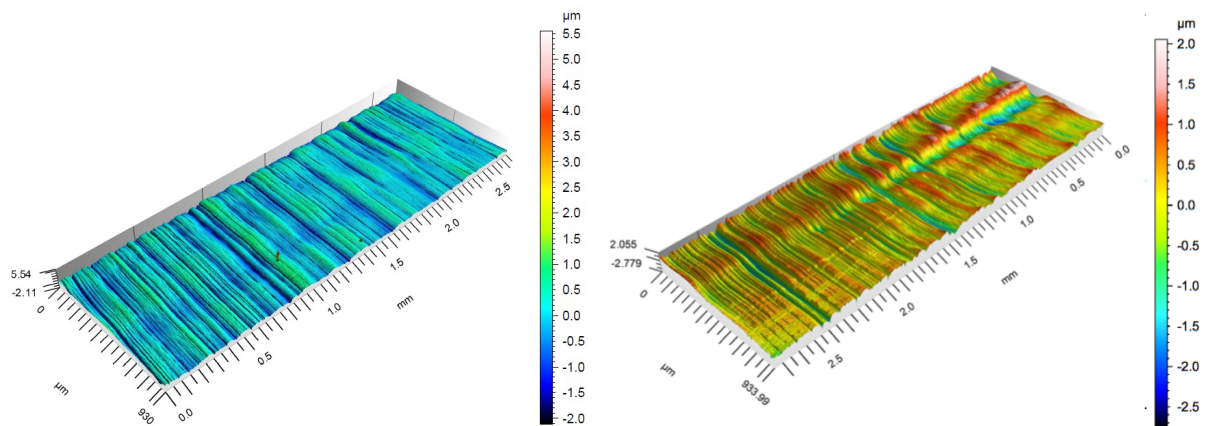


Abb. 78 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP

Die 3D-Darstellungen der S-F-Oberfläche der keramischen Primärkronen korreliert zum einen mit den lichtmikroskopischen Ergebnissen als auch mit der 3-dimensionalen Darstellung der frästechnisch hergestellten Zirkoniumdioxidkeramik/NEM-Gruppe. Gleichsam weist die Primärkronenoberfläche bei den 3-dimensionalen Darstellungen das Schlibbild des diamantierten Fräskörpers auf. Weder vor noch nach der Belastungsphase waren auf der untersuchten Primärkrone Abnutzungserscheinungen detektierbar. Die Werte beider Oberflächenmessungen weisen nur geringfügige Schwankungen auf.

Tab. 28 Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP (vorher/nachher)

| ISO 4287 - Linienrauheit | | | | | | |
|--------------------------------|----|---------------|---------------|---------------|---------------|----------------|
| PRM | U | M | SD | Min | Max | R |
| Ra | µm | 0,443 / 0,462 | 0,029 / 0,030 | 0,394 / 0,398 | 0,481 / 0,500 | 0,0871 / 0,103 |
| ISO 25178 - Oberflächenrauheit | | | | | | |
| PRM | U | M | | | | |
| Sa | µm | 0,414 / 0,442 | | | | |
| Sk | µm | 1,31 / 1,557 | | | | |
| Spk | µm | 0,430 / 0,500 | | | | |
| Svk | µm | 0,759 / 0,724 | | | | |

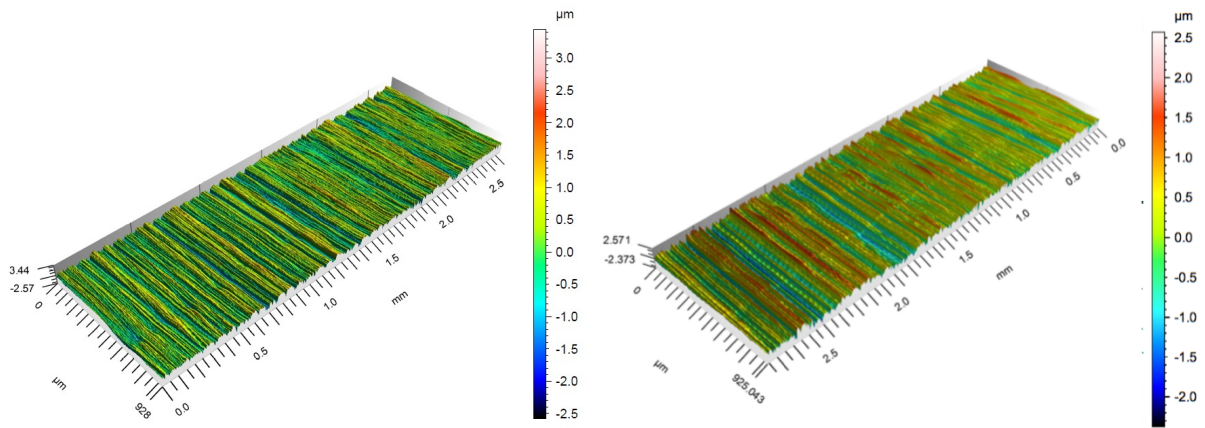


Abb. 79 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)

4 Diskussion

4.1 Methodenkritik

4.1.1 Probekörperherstellung

Ziel der Probekörperherstellung war es, anhand eines standardisierten Stumpfes, die Herstellung der Primär- und Sekundärkronen vorzunehmen. In der Vergangenheit wurden bei Haftkraftuntersuchungen die Größenverhältnisse eines Prämolaren oder Molaren als repräsentative Pfeilerzähne gewählt [17, 38, 61, 67, 150, 172, 210]. Die Größenwerte des digital erstellten Stumpfdesigns richteten sich nach den Größenangaben von Nelson [133] für den ersten und zweiten Prämolaren im Oberkiefer abzüglich des nach Präparationsrichtlinien benötigten Substanzabtrags. Dies resultierte in einer Reststumpfhöhe von 5 mm. Beuer et al. belegten, dass eine Zunahme der Stumpfhöhe in einer gesteigerten Retentionskraft resultiert [17]. In der Studie wurden Doppelkronen auf lasergesinterten Zahnäquivalentstümpfen der Höhen 5, 7 und 9 mm hergestellt und deren Abzugskräfte verglichen. Die gesteigerte Haftkraft kann auf die größere, in Friktion tretende, Primärkronenoberfläche zurückgeführt werden. Zusätzlich erhöht sich die friktive Führungsfläche. Die Ergebnisse von Engels et al. und Güngör et al. bestätigen die These von der Studiengruppe um Beuer [47, 58]. Demzufolge ist davon auszugehen, dass bei Verwendung eines Zahnes mit größerer Stumpfhöhe als Versuchsparameter höhere Retentionswerte erzielt worden wären [171].

Die Abweichungen bei der Herstellung der CNC-gefertigten Stümpfe lagen unterhalb der Messgenauigkeit des verwendeten taktilen und optischen Scanners. Die hergestellten Stümpfe wurden vor Herstellung der Probekörper auf Ihre Tauglichkeit überprüft. Eine stichprobenartige Auswahl von 10 der 60 Stümpfe wurde eingescannt und im Anschluss ein Primärkronendesign erstellt. Alle Primärteile wiesen eine zufriedenstellende Passung auf. So konnte ein Primärkronendesign erstellt und für alle Probenstümpfe angewandt werden. Dementsprechend ergab sich eine maximale Vergleichbarkeit zwischen allen Probekörpern hinsichtlich der Primärkronenmorphologie in Bezug auf Oberflächengröße und Primärkronenhöhe [17, 47, 58].

In der Vergangenheit wurden analog zu der aktuellen Studie ausschließlich Parallelteleskope gefertigt und untersucht [13, 150]. Andere Studien hingegen verglichen entweder Friktionsteleskope mit Konuskronen [12, 17, 38, 47, 118, 119, 136, 192] oder Konuskronen mit unterschiedlichem Konuswinkel [11, 31, 60, 159, 165, 204, 210]. Mit sinkendem Konuswinkel

vergrößert sich die Haftkraft der Doppelkrone [17, 47, 58, 136]. Im Vergleich zu Konuskronen zeigten Parallelteleskope mit vergleichbaren Stumpfhöhen größere Haftkräfte [47, 192].

In den letzten zehn Jahren wurden zahlreiche Versuche an CAD/CAM gefertigten Primärkronen durchgeführt [17, 47]. Diverse Forschungsgruppen weiteten das Feld in jüngster Vergangenheit auf den Vergleich der Haftkräfte von rein computerunterstützt gefrästen Doppelkronen aus [118, 159, 165, 210]. Im Vergleich zur konventionellen Gusstechnik überzeugte das CAD/CAM-Verfahren durch vergleichbare und reproduzierbare Werte und zeigte sich als etablierte Methode für den klinischen Alltag. In dieser Studie wurden gusstechnisch hergestellte und im CAD/CAM-Verfahren hergestellte Doppelkronen manuell nachbearbeitet und auf Hochglanz poliert. Individuelle Abweichungen durch die nachträgliche Manipulation zwischen den hergestellten Probekörpern können trotz eines gemeinsamen Primärkronendesigns nicht ausgeschlossen werden. Generell unterscheiden sich beide Verfahren in der Herstellung und dem Aufpassvorgang der Sekundärkronen. Beim gusstechnischen Vorgehen wurden die Doppelkronen nach dem Guss durch Auf- und Absetzen der Sekundärkrone auf die Primärkrone aufgepasst wurde und so die Oberfläche beider Kontaktpartner punktuell bis in Endposition und bis zur optimalen subjektiven Friktion subtraktiv eingestellt. Demgegenüber wurde beim CAD/CAM-Verfahren eine individuell auf die Primärkrone passende Sekundärkrone durch Erfassen der jeweiligen Primärkronenoberfläche erstellt. Etwaige Ungenauigkeiten konnten durch gezieltes Ausfräsen der Sekundärteile im noch eingespannten Blank durch die Fräsmaschine beseitigt werden. Aufpassarbeiten waren daher lediglich im Sinne einer Endpolitur mit Ziegenhaarbürstchen notwendig. Danach glitten die Doppelkronen selbständig in die gewünschte Endposition. Festzuhalten gilt dabei, dass solche voraussagbaren Fräsergebnisse erst nach vielen Fehlversuchen, Erfahrungswerten und Feinadjustierungen der Fräsparemeter zu erzielen sind. Diese Art der Reproduzierbarkeit ist beim Gussverfahren hingegen nicht gewährleistet. Die Feineinstellung der Friktion bei gegossenen Doppelkronen stellt sich als diffizil dar und den Zahntechniker in jedem Patientenfall bei der Herstellung von unikalenen Doppelkronen erneut vor große Herausforderungen [122, 204]. Stetig schwankende Parameter, wie Mischungsverhältnisse der Einbettmasse zwischen den einzelnen Chargen, erschweren die Einstellung zusätzlich. Der Bedarf eines verhältnismäßig geringeren manuellen Geschicks des Zahntechnikers beim Fertigungsprozess des Galvanoformings im Vergleich zur Gusstechnik

[204] lässt sich in gleicher Weise auf die frästechnische Herstellung von Doppelkronen übertragen.

Die gusstechnischen Arbeiten wurden in Zusammenarbeit mit einem jahrelang erfahrenen Zahntechniker und Zahntechnikermeister, Dentallabor Frank Möser, durchgeführt. Dies gewährleistete auf der einen Seite höchstmögliche Qualität bei der Herstellung und auf der anderen Seite eine maximale Reproduzierbarkeit der Ergebnisse, da alle Arbeitsschritte von den gleichen Personen durchgeführt wurden. Die Herstellung der Galvano-Käppchen und der CAD/CAM-gefertigten Doppelkronen erfolgte durch die Firma C. Hafner GmbH + Co. KG und das Dentallabor Matthias Gürtler, die beide auf langjährige Erfahrungswerte auf dem Gebiet der Doppelkrontechnik zurückgreifen können. Als limitierender Faktor lässt sich bei der Herstellung der Probekörper die Nutzung eines einzelnen Galvanogeräts beziehungsweise in einer einzelnen CAD/CAM-Fräsmaschine betrachten. Unterschiedliche Ergebnisse lassen sich beim Gebrauch anderer Geräte nicht ausschließen.

4.1.2 Versuchsdurchführung

Die Durchführung von Abzugsversuchen an Doppelkronen unterliegt keiner Festlegung einheitlicher Parameter. In der Literatur lassen sich unterschiedliche Ansätze zur Versuchsdurchführung finden. Die hier gewählten Parameter spiegelten unter Berücksichtigung der Mundhöhlenverhältnisse nach Einschätzung des Autors die bestmögliche Vergleichbarkeit zu anderen Studien wider.

Insgesamt wurden 60 Doppelkronenpaare hergestellt. Dies entsprach bei sechs verschiedenen Prüfgruppen einem Probenumfang von zehn Proben pro Gruppe. Zahlreiche Studien wurden ebenfalls mit der Probenanzahl ($n=10$) durchgeführt [12, 38, 47, 60, 100, 118, 159, 199]. Eine Universalprüfmaschine simulierte die Herausnahme und Wiedereingliederung des Zahnersatzes. In anderen Studien fand ebenso die Universalprüfmaschine der Firma Zwick/Roell (Ulm, Deutschland) Anwendung [3, 17, 38, 47, 67, 159, 165, 199].

Die Rekonstruktion reeller anatomischer Verhältnisse gestaltete sich als diffizil. Die Integration von Pfeilerbeweglichkeit hervorgerufen durch den Sharpey'schen Faserapparat des Parodonts in den Versuchsaufbau wurde bereits durch einige Apparaturen versucht. Grüner et al. postulierten, dass die in-vivo Komplexität des Parodontiums durch keinen in-vitro Versuchsaufbau nachzuahmen sei [56]. Laterale Beweglichkeit, extraaxiale Belastungen und Kaudruck-Lastwechselphasen wie vergleichsweise im Kausimulator konnten in der

Versuchsanordnung mit der Universalprüfmaschine nicht wiedergegeben werden [60, 159, 165]. Der Vorteil der Zwick/Roell „Z2,5“ lag in der kontinuierlichen Aufzeichnung der herrschenden Kräfte ohne das Ungenauigkeiten durch das Umspannen der Proben nach einer bestimmten Zyklenanzahl in eine separate Kraft-Mess-Maschine entstanden. Fehlerhafte Messwerte können durch die Kalibrierung der Kraftmessdose durch einen Firmentechniker vor Versuchsbeginn ausgeschlossen werden.

Laut Becker führt eine unbewegliche Arretierung der Proben vermehrt zu Verkantungsphänomenen zwischen der Primär- und Sekundärkrone und den damit verbundenen Fehlwerten in der Messaufzeichnung [15]. Eine Selbstzentrierung der Sekundär- auf die Primärteile wurde in der Vergangenheit durch den Einsatz von Stahlseilen [3, 17] oder reiner Haken-Ösen-Aufhängung realisiert [118, 119, 210]. Die in dieser Studie verwendete Pendelaufgabe ist ein Abstützelement und gleicht im Vorrichtungsbau Oberflächenunebenheiten durch den Neigungswinkel der Kugel aus [144]. Dieses Stützelement erwies sich in der Studie als eine Alternative zu den bekannten Befestigungsmöglichkeiten für Sekundärkronen, konnte es durch die Schwenkbarkeit der Kugel doch weitgehend das Auftreten großer Spannungen zwischen den Doppelkronen verhindern.

In der Literatur lassen sich für die Anzahl der Belastungszyklen uneinheitliche Festlegungen finden. Die Spannweite reicht von einer reinen Messung der initialen Kraftwerte [17, 118, 119, 199] zur Bestimmung der Reproduzierbarkeit der Ergebnisse über eine Belastungsphase von 5.000 bis hin zu den gewählten 10.000 Zyklen [11, 38, 47, 61, 100, 122, 136, 192]. Die Anzahl von 10.000 Zyklen wurde in den Verschleißversuchen als hinreichend lange Ermüdungsphase zur Imitation von 13-14 Jahren Tragezeit beschrieben.

Die Versuchsdauer pro Probe betrug bei einer Abzugsgeschwindigkeit von 120 mm/min im Mittel 20,5 Stunden. Diese Geschwindigkeit repräsentierte bereits in mehreren Untersuchungen klinische Bedingungen [11, 12, 38, 61, 172, 179]. Eine durch Reibung erzeugte Hitzeentwicklung und damit verbundene Verdunstung konnte durch die niedrige Geschwindigkeit und das große Probenspeichelreservoir vermieden werden. In vergleichbaren Studien wurden diverse Geschwindigkeiten in Höhe von 1 mm [165], 20 mm [31, 192, 204], 40 mm [210], 50 mm [3, 118, 119, 199] oder 1.000 mm pro Minute [17, 47, 136, 159] während der Kraftmessungen angenommen. Wichtiger als die Geschwindigkeit beim Abnehmen sei die Lagesicherung des Zahnersatzes bei extrudierenden Kräften

hervorgerufen durch klebrige Nahrungszufuhr [74, 153]. Jauernig, Okhawa et al. und Rößler fanden bei klinischen Untersuchungen heraus, dass die dabei abziehenden Geschwindigkeiten weit über 1.000 mm/min liegen [74, 136, 153]. Zur Feststellung der auftretenden Geschwindigkeiten nutzten Okhawa et al. ein magnetisches Gerät zur Messung von Zungenbewegungen. Jauernig untersuchte die Mundöffnungsgeschwindigkeit bei Kaugummi, Rößler bei Keks kauenden Patienten. Rößler detektierte eine Konstanz der Abzugskräfte ab 30 mm/min. Eine Erhöhung führe erst ab 200 mm/min zu einer Haftkraftabnahme. Jedoch begrenzen die Maximalgeschwindigkeiten der Prüfmaschinen jegliche Möglichkeit zur Imitation physiologischer Extremfälle wie beim Kauen klebriger Speisen. Die gewählte Abzugsgeschwindigkeit repräsentierte demnach eine ausreichende Annäherung an klinische Maximalgeschwindigkeiten für Abzugsversuche über 30 mm/min ausgehend von einem normalen Kauverhalten.

Analog zu anderen Untersuchungen wurden die Doppelkronen vor Versuchsbeginn mit einer Kraft von 50 N belastet [17, 31, 58, 118, 119, 136, 192, 210]. Okhawa et al. führte aus, dass eine Anpresskrafteerhöhung über 50 N mit keiner Steigerung der Abzugskräfte vergesellschaftet sei.

Als repräsentativer Bestandteil des tribologischen Systems wurden zur weiteren Nachahmung physiologischer Bedingungen die Versuche unter Speichelschmierung durchgeführt [35, 39]. Die Verwendung von künstlichem Speichel als Zwischenstoff bei Abzugsversuchen wird von Bayer et al. als unverzichtbarer Faktor angesehen [10]. Hoffmann wies für Abzugsversuche mit künstlichem Speichel höhere Retentionswerte als in trockener Umgebung nach [67]. Dies bestätigt die von Stark und Becker durchgeführten Untersuchungen [13, 172]. Erklärbar ist dieses Phänomen durch das Auftreten von Adhäsion und hydraulischen Effekten [13, 153, 204]. Zahlreiche Studien griffen bei der Versuchsdurchführung ebenfalls auf das in dieser Studie verwendete Speichelersatzmaterial (Glandosane, Cell Pharm GmbH, Hannover, Deutschland) zurück [3, 12, 47, 118, 119, 159, 172, 199]. Hagner stellte den Gebrauch von Glandosane für Abzugsversuche gegenüber der Verwendung von Natriumchlorid 0,9 % und Tylose-Sorbitol-Lösung als überlegen dar [61]. Rößler zeigte auf, dass sich mit Haftölen noch höhere Retentionswerte erzielen lassen und empfiehlt die Verwendung bei Zahnersatz mit Retentionsverlust [153]. Als Studienlimitation lässt sich demnach der Einsatz eines einzelnen Speichelpräparats ansehen. Außerdem wurden pH-Wert-Schwankungen des Speichels durch Nahrungszufuhr oder Temperaturveränderungen durch Gebrauch eines Thermocyclers außer

Acht gelassen [159]. Die kurze Versuchszeitspanne repräsentierte unweigerlich nicht in vollem Umfang die Belastungen, die eine Doppelkrone bei einer Tragezeit von 13,4 Jahren erfährt. Der Patient wird unter klinischen Bedingungen weder eine konstante Entnahmegeschwindigkeit einhalten können noch exakt die vorgegebene Einschubrichtung treffen. Ein- und Ausgliederungsvorgänge von Doppelkronenprothesen sind klinisch durch das Auftreten von Verkantungen gekennzeichnet. Korrosionsvorgänge sind in der zeitlich begrenzten Versuchsdauer ebenfalls nicht anzunehmen [200]. Darüber hinaus fanden Hygienemaßnahmen wie die tägliche Mundhygiene, die zu einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit führt, keinerlei Berücksichtigung [16, 201]. Becker belegte eine Minderung der Abzugskräfte, die er auf den Substanzverlust hervorgerufen durch die Mikroabrasionskörper in der Zahnpasta zurückführte. Im klinischen Alltag sind Doppelkronenprothesen meist über mehrere Pfeilerzähne abgestützt. Die Versuchsdurchführungen werden hingegen meist am Ein-Pfeiler-Modell vorgenommen [11, 12, 17, 31, 38, 58, 60, 61, 67, 74, 118, 119, 136, 153, 165, 172, 192, 199, 210]. Arnold gelang ein Ansatz zur Nachahmung einer über die Eckzähne des Unterkiefers abgestützten klinischen Situation mit resilienter Schleimhaut-Lagerung mit Hilfe eines Phantommodells [3].

4.1.3 Ergebnisse des Haftkraftverhaltens

Repräsentativ für die konventionellen Fertigungsweisen stand das Lost-Wax-Verfahren mit einer hochgoldhaltigen Edelmetalllegierung und einer nichtedelmetallhaltigen Dentallegierung sowie die Galvanotechnik. Den direkten Vergleich zur Guss-Gruppe repräsentierte die maschinell gefertigte Nichtedelmetall/Nichtedelmetall-Gruppe. Die Materialkombinationen Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall und Zirkoniumdioxidkeramik/Polyetheretherketon stellten im Vergleich zur galvanischen Gruppe kostengünstigere, ästhetische vollständig CAD/CAM-gefertigte Alternativgruppen dar.

In der Literatur herrscht Uneinigkeit über die Anforderungen an die Haftkraftwerte von über Doppelkronen verankerte Prothesen. Körber fordert als Anfangshaftkraftwert bei Konuskronen eine Konuswinkelwahl zwischen $5,5 - 6^\circ$ zur Erlangung einer Haltekraft von 5 - 10 N [96]. Pro Einzelteleskop sollte die Retentionskraft nach Pospiech ebenfalls zwischen 5 - 10 N betragen, sodass der Zahnarzt die Prothese bei erstmaliger Eingliederung ohne instrumentelle Unterstützung wieder abnehmen könne [147]. Stancic und Jelenkovic schreiben eine Reduktion der Abzugskraft pro Doppelkrone bei Erhöhung der

Pfeilerzahnanzahl vor [171]. Laut beiden Autoren sollte sich die Haftkraft einer kombiniert-festsitzenden Prothese nach Addition der Einzelhaftwerte der Doppelkronen im Bereich von 10 N bewegen. Bei Vorliegen eines Einzelzahnteleskops fordern die Autoren eine Haltekraft zwischen 5 - 9 N, bei einer linearen Abstützung über zwei Teleskopzähne soll die Haftkraft der einzelnen Teleskope 5 N betragen. Bei einer über 3 Pfeilerzähne verankerten Teleskopprothese empfiehlt Stancic eine maximale Retentionskraft der einzelnen Teleskope von bis zu 3 - 4 N. Stark sah einen Haftkraftbereich der Teleskope zwischen 1 und 3 N als suffizient an [172]. Eine Untersuchung von Becker aus dem Jahr 1982 zeigte, dass bei Patienten eine Zufriedenheit bei Haftkraftwerten zwischen 2,5 und 3 N vorlag [14]. Das Maximum nach Beckers Erkenntnissen sollte pro Pfeilerzahn 6,5 N betragen. Nach Bayer et al. verliert die Prothese ihre Funktionsfähigkeit, sobald die Haftkraftwerte insgesamt unter 2,5 N fallen [9]. Die Studiengruppe um Bayer zeigte auch, dass die in-vitro gemessenen Retentionswerte einer Restauration die in-vivo vorliegenden Werte der gleichen Doppelkronen-Versorgung übersteigen [10]. Caesar und Lehmann zufolge sollten extrudierende Kräfte der Halteelemente von herausnehmbaren Zahnersatz über 10 N vermieden werden, um parodontalen Schäden vorzubeugen [29]. Aus den gesichteten Daten ergab sich ein Haftkraftbereich zwischen 1 - 10 N pro Einzelteleskop, der eine akzeptable Tragfähigkeit von Doppelkronenprothesen gewährleistete. Dieser Wertbereich wurde weder vor noch nach der Versuchsphase von einem Mittelwert der untersuchten Prüfgruppen unterschritten.

Im Ausgangszustand unterschieden sich lediglich die gusstechnisch hergestellten edelmetallfreien Doppelkronen und die frästechnisch hergestellten Doppelkronen aus Zirkoniumdioxidkeramik/NEM nicht signifikant von den gegossenen Gold-Teleskopen. Die diffizile Friktionseinstellung der edelmetallfreien gegossenen Doppelkronen schlug sich in der höheren Standardabweichung (SD_{NN} 3,76 N) im Vergleich zum Goldstandard (SD_{GG} 0,64 N) nieder. Während die Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Gruppe mit 1,36 N die niedrigsten Initialhaftkraftwerte und Standardabweichung ($SD_{CC ZP}$ 0,55 N) aufwies, zeigte die Galvano-Gruppe mit 8,30 N die höchsten Retentionswerte und Standardabweichung (SD_{ZG} 6,93 N).

Im Versuchsverlauf war bei allen Prüfgruppen war ein Haftkraftverlust nachweisbar. Die niedrigsten mittleren Haftkraftverluste wiesen die gegossenen Goldteleskope auf ($GG = -1,58$ %). Die höchsten Einbußen wurden bei der gegossenen edelmetallfreien Variante registriert ($NN = -36,17$ %). Einen signifikanten Rückgang der Retentionswerte verzeichneten dabei die

galvanische ($t_0=8,30$ N; $t_3=6,20$ N; $p= 0,010$) und die Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Prüfgruppe ($t_0=1,36$ N; $t_3=1,25$ N, $p= 0,049$). Für beide Gruppen musste die Nullhypothese verworfen werden. Bei Betrachtung der Einzelprobenhaftkraftverläufe zeigten sich überwiegend die deutlichsten Schwankungen der Retentionskräfte innerhalb der ersten 2000 Zyklen. Ebenfalls konnte das Phänomen des Einlaufverschleißes in der Vergangenheit bei Untersuchungen anderer Autoren beobachtet werden [7, 10, 38, 61, 136, 179]. Bei fünf der sechs Versuchsgruppen zeigten sich Einspielvorgänge durch die Belastungsphase in einer Verringerung der mittleren Haftkraft sowie der Standardabweichung zu Versuchsende. Lediglich bei den im Gussverfahren hergestellten Goldteleskopen stieg die Standardabweichung von 0,64 auf 1,12 N an.

Nach Durchlaufen der 10.000 Abzugs- und Fügezyklen wichen die Retentionswerte der gusstechnischen Nichtedelmetalldoppelkronen, der galvanischen Kronen und der Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall-Gruppe nicht signifikant von den Werten der Gold-Teleskope ab. Die Mittelwerte aller Prüfgruppen lagen zu Versuchsende im Bereich zwischen 1,25 und 6,20 N. Wie zu Versuchsbeginn wurden bei der Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Gruppe die geringsten, bei den galvanischen Doppelkronen die höchsten mittleren Retentionswerte registriert.

Dillschneider et al. stellte ebenfalls Untersuchungen an im Gussverfahren hergestellten Doppelkronen aus einer hochgoldhaltigen und einer edelmetallfreien Legierung an [38]. Die dabei registrierten Haftkraftwerte und Haftkraftverluste beider Prüfgruppen sind mit den Ergebnissen dieser Studie vergleichbar. In der damaligen Studie verminderte sich der Retentionswert der hochgoldhaltigen Gruppe um ca. 10 % von 5,43 N auf 4,92 N (Vgl. GG = - 1,58 %; $t_0 = 3,85$ N; $t_3 = 3,79$ N). Die edelmetallfreie Variante verzeichnete einen Verlust von ca. 40 % von 5,82 N auf 3,59 N (Vgl. NN = - 36,17 %; $t_0 = 4,50$ N; $t_3 = 2,87$ N). Diese Ergebnisse bestätigen weitere Untersuchungen, in denen hochgoldhaltige und edelmetallfreie gegossener Parallelteleskope einer Belastungsphase unterzogen wurden [2, 47, 136].

Nicht nur bei Betrachtung des Frakturverhaltens kann die frästechnische Herstellung als Alternative zum klassischen Gussverfahren beim Umgang mit nichtedelmetallhaltigen Liegerungen angesehen werden [101, 198]. Die frästechnisch hergestellten, edelmetallfreien Teleskope demonstrierten im Vergleich zur konventionellen Gusstechnik höhere Retentionswerte bei gleichzeitig minimaleren, ebenfalls nicht signifikanten Haftverlusten (CC NN = - 10,82 %, NN = - 36,17 %). Die deutlich niedrigere Standardabweichung der initialen

($SD_{CC\ NN} = 1,91\text{ N}$; $SD_{NN} = 3,76\text{ N}$) und terminalen Retentionswerte ($SD_{CC\ NN} = 0,35\text{ N}$; $SD_{NN} = 1,50\text{ N}$) lässt auf vorhersagbarere Ergebnisse schließen.

Vergangene Untersuchungen präsentierten bereits konträre Ergebnisse bezüglich des Haftkraftverhaltens von keramisch-galvanischen Doppelkronen. Während Dillschneider et al. homogene Messwerte und Turp et al. eine Steigerung der Haftkraftwerte von Parallelteleskopen registrierten, reduzierten sich die Retentionswerte nach der Belastungsphase bei Engels et al. [38, 47, 192]. In der vorliegenden Studie verzeichneten die Galvano-Doppelkronen neben den höchsten mittleren Retentionswerten in Höhe von 8,30 N eine signifikante Abnahme der Retentionswerte. Aufgrund der hohen Standardabweichung der initialen und finalen Messergebnisse kann die größere Vorhersagbarkeit der Haftkraftwerte analog der Ergebnisse von Arnold et al. [3] für die Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano vergangener Studien nicht bestätigt werden [31, 38, 47, 159, 204]. Vor der Versuchsphase erfolgte keine Haftkrafteinstellung über eine Politur der keramischen Innenkrone. Eine Begründung für die Variation des Haftkraftverhaltens kann in der Anwendung der Galvanotechnik gefunden werden. Durch unterschiedliche Auftragstechniken (Pinsel- oder Sprühtechnik) und Leitlack-Schichtdicken wird bei der Intermediärkronenherstellung das Haftkraftverhalten von Doppelkronenrestorationen bedeutend beeinflusst [17, 37].

Nach dem Goldstandard wurden für die frästechnisch hergestellten Doppelkronen der Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall der zweitniedrigste Haftkraftverlust in den vorliegenden Untersuchungen registriert. In Hinblick auf das Haftkraftverhalten während der gesamten Versuchsphase konnten keine signifikanten Unterschiede im Vergleich zu den Parallelteleskopen beider Gussgruppen nachgewiesen werden. In vergangenen Versuchen zeigten Turp et al. ebenfalls nur geringe Haftkraftverluste für diese Materialkombination, jedoch wurden die edelmetallfreien Sekundärkronen in dem damaligen Versuchsaufbau konventionell gegossen [192].

In jüngsten Untersuchungen wurde bereits die Eignung von PEEK als Sekundärkronenmaterial bewiesen [118, 120, 159]. Merk und Schubert stellten dabei für die Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK insbesondere für die CAD/CAM-Verarbeitung vorhersagbare Ergebnisse in den Vordergrund. Diese Erkenntnis korreliert mit der geringen und gleichbleibenden Standardabweichung ($SD_{CC\ ZP} = 0,55\text{ N}$) vor und nach den Dauerverschleißversuchen dieser Studie. Nichtsdestotrotz zeichneten sich die Doppelkronen

dieser Prüfgruppe im Mittel durch einen signifikanten Haftkraftverlust aus. Zudem wichen die Haftkraftwerte der Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK zu allen Messzeitpunkten signifikant von allen anderen Prüfgruppen ab. Die Haftwerte der Probekörper 52, 53 und 60 fielen nach der Belastungsphase dabei unter den geforderten Mindestwert von 1 N.

4.1.4 Oberflächenuntersuchung und Korrelation der Ergebnisse

Lichtmikroskopische Untersuchung

In der vorliegenden Studie wurden Doppelkronensysteme einem Belastungszyklus unterzogen und dabei das Haftkraftverhalten zur Ermittlung des Haftkraftverlusts aufgezeichnet. Der Haftkraftverlust von Doppelkronen geht mit Verschleiß einher. Mit Hilfe der Mikroskopie lassen sich die verschiedenen Verschleißphänomene an der Materialoberfläche detektieren. In der Vergangenheit wurde bei zahlreichen Studien zum Haftkraftverhalten das Prinzip des Licht- und Rasterelektronenmikroskops (REM) verwendet [8, 31, 38, 47, 100, 192]. Die lichtmikroskopischen Untersuchungen an den Patrizen mit dem Stereomikroskop (Leica EZ4W, Leica Microsystems GmbH, Wetzlar, Deutschland) dienten der Übersichtsaufnahme und lieferten Hinweise über Verschleißerscheinungen vor und nach andauernder Belastung. Die Detailuntersuchungen zur Differenzierung zwischen den verschiedenen Verschleißformen wurden mit dem Auflichtmikroskop AXIO (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) bei 50- bis 500-facher Vergrößerung durchgeführt.

Bei allen Prüfgruppen waren nach Durchlaufen der Abzugsversuche die von Czichos et al. beschriebenen Verschleißerscheinungen auf den Primärkronen zu beobachten [32]. Eine Aussage über ein zeitgleiches Auftreten oder eine chronologische Abfolge verschiedener Verschleißmechanismen konnte aufgrund der Auswertung vor und nach Versuchsdurchführung nicht getroffen werden.

Lediglich die keramischen Primärteile der Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Gruppe zeigten vor und nach Durchlaufen der Belastungszyklen keinerlei Oberflächenveränderung. Während die Primärkronen der Galvanogruppe vor Versuchsbeginn eine porige Oberfläche aufwiesen, war die Außenfläche der keramischen Primärkronen der Fräsgruppen von dem Schliffmuster der zirkulären Schleifbahnen des Feinkorn-Diamanten geprägt. Dieses Oberflächenbild lässt sich auf die unterschiedlichen Bearbeitungsmethoden der jeweiligen Zahntechniker zurückführen. Zu Versuchsbeginn exponierten die Primärteile der Zirkoniumdioxidkeramik/Nichtedelmetall- und Zirkon/Galvano-Gruppierung metallische Abriebstellen, die sich im Versuchsverlauf verstärkten und sich zu Abrasionsspuren ausweiteten. Bei den keramischen Gruppen

zeichneten sich auf der Sekundärkroneninnenseite aus dem Hochleistungskunststoff Polyetheretherketon und der edelmetallfreien Legierung im Vergleich zu den galvanischen Intermediärkronen nur vereinzelt Abnutzungserscheinungen nach der Beanspruchungsphase ab. Durch Verwendung der Airbrush-Methode konnte ein gleichmäßiger Silberleitlackauftrag erfolgen, der einen minimalen Fügspalt zwischen keramischer Patrize und galvanischer Matrize provozierte. Die überlegene Passung der Galvanokronen erklärt das Auftreten großer, flächenhafter Abrasionsareale auf der Innenseite der galvanischen Sekundärkronen am Versuchsende. Während die Zirkoniumdioxidkeramikronen (Schütz Dental GmbH, Rosbach, Deutschland) im dichtgesinterten Zustand mit ca. 1200 HV Abrieb an allen Sekundärkronen provozierten, scheint für das Abzeichnen von Verschleiß auf den Keramikronen die hohe Vickers-Härte der biokompatiblen Cobalt-Chrom-Fräslegierung (Quattro Disc NEM Soft, Goldquadrat GmbH, Hannover, Deutschland) in Höhe von 350 HV und 160-170 HV für Helioform H (C. Hafner GmbH + Co. KG, Wimsheim, Deutschland) verglichen mit 30 HV von BioHPP (bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) ursächlich. Die Ergebnisse korrelieren größtenteils mit den Ergebnissen anderer Studiengruppen. Konträre Ergebnisse bestehen allerdings hinsichtlich der Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano-Gruppe. Weigl et al. und Güven et al. konnten weder auf den keramischen Primärkronen der Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano-Gruppe noch auf den Sekundärkronen Verschleißphänomene nachweisen [31, 204]. Dillschneider et al. und Turp et al. registrierten ebenfalls keinerlei Abnutzungserscheinung auf den keramischen Patritzen, jedoch zeichneten sich im Versuchsverlauf vereinzelt Schliffacetten in den galvanischen Matrizen ab [38, 192]. Abweichende Ergebnisse sind durch die Verwendung unterschiedlicher Galvanogoldbäder nicht auszuschließen. Die Angabe für die durchschnittliche Vickershärte von Galvanogold liegt mit 100 HV deutlich niedriger als die Vickershärte des hier verwendeten Goldbades [92].

In den metallischen Gruppen waren bereits vor Versuchsbeginn makroskopische Oberflächenveränderungen auf den zuvor glatt und auf Hochglanz polierten Primärkronen präsent. Der Aufpassvorgang in den Gussgruppen bestand aus gezieltem alternierendem Abtragen von Oberflächenvorsprüngen und Aufsetzen bis sich die Sekundärkrone in Endposition bringen ließ. Hier ließ sich deutlich erkennen, dass fertigungsbedingt keine gleichmäßige Kongruenz zwischen den Durchmessern der Primärkronenaußen- und der Sekundärkroneninnenseite bestand. Die verbliebenen, hervorstehenden Bereiche beider Gleitreibungspartner wirkten plastisch aufeinander ein, sodass dies bereits vor

Versuchsbeginn im Bild der in Abzugsrichtung verlaufenden Furchen auf der Primärkronenaußenseite und der Sekundärkroneninnenseite resultierte. Diese Beobachtung stützt die These, dass die Friktion bei Parallelteleskopen von einem Vielpunktkontakt der Unebenheiten zwischen Primär- und Sekundärteleskop herrührt. Die bereits beschriebenen Schwierigkeiten beim Herstellungsprozess der gusstechnischen Doppelkronen aus der nichtedelmetallhaltigen Legierung äußerten sich in der geringeren Passgenauigkeit verglichen mit der hochgoldhaltigen Legierung und der CAD/CAM NEM/NEM-Gruppe. Während sich die Retentionsbereiche der edelmetallfreien, gusstechnischen Doppelkronen auf vereinzelte Areale mit tiefen Abrasionsspuren konzentrieren, traten in den anderen beiden Gruppen flächenhafte Abnutzungsfelder mit oberflächlichen Rautiefen auf. Die zunehmende Begradigung der Oberflächen während der Belastungsphase ging mit einem Haftkraftverlust einher. Die Ausprägung zeigte sich bei den Nichteedelmetall-Gruppen deutlicher als bei den hochgoldhaltigen und CAD/CAM-NEM-Proben. Bei einer geringen Anzahl an friktiven Kontaktpunkten führt eine Einebnung über einen Kontaktverlust folglich zu erhöhten Haftkrafteinbußen. Aufgrund der Duktilität von Gold ist von einer Anpassung der Oberflächen durch die plastische Verformung im Kontrast zur Legierung auf Cobalt-Chrom-Basis auszugehen. Diese Adaption führt womöglich bei der edelmetallhaltigen Gruppe zur Entstehung neuer in Friktion tretender Areale und wirkt sich positiv auf das Haftkraftverhalten im Sinne eines vergleichsweise geringeren Retentionskraftverlustes aus. Abschließend lässt sich demnach die These des Vielpunktkontaktes bei Parallelteleskopen als Ursache für das Auftreten von Friktion ebenfalls für die computerunterstützte Fertigungsweise anwenden.

Passungsgenauigkeiten

Die Querschnittsaufnahmen der Schlibfbilder wurden mit dem Auflichtmikroskop AXIO Lab. A1 (Carl Zeiss AG, Oberkochen, Deutschland) bei 50- bis 500-facher Vergrößerung durchgeführt. Nach eingehender Recherche wurden bisher keine axialen Querschnittsaufnahmen von Teleskopkronen in der Literatur beschrieben. Signifikante Haftkraftverluste konnten sowohl bei den Doppelkronenpaaren mit guter Passung (ZG) und schlechter Passung (CC ZP) aufgefunden werden. Die galvanische Gruppe zeigt im Vergleich zur PEEK-Gruppe über große Bereiche direkten Kontakt zwischen Primär- und Sekundärkrone, was sich in insgesamt höheren Retentionswerten widerspiegelte. Die Fügspaltbreiten zwischen den Primär- und Sekundärkronen der hochgoldhaltigen Legierungsgruppe lagen im Bereich der frästechnisch

hergestellten Doppelkronen aus Nichtedelmetalllegierung. Verglichen mit der edelmetallfreien Gussvariante zeigten die Teleskope der CAD/CAM NEM/NEM-Gruppe und Gold/Gold-Gruppe geringere und gleichmäßigere Abstände. Diese Erkenntnisse gehen mit den aufgenommenen Oberflächenveränderungen der Primärkronen einher und stützen die These der Korrelation zwischen Haftkraftverlust und Passungsungenauigkeit. Allerdings kann zuletzt keine genaue Aussage über die allgemeine Überlegenheit der Passgenauigkeit einer Fertigungsmethode getroffen werden, da hierfür eine höhere Probenanzahl in verschiedenen Schichthöhen untersucht werden muss.

Konfokalmikroskopische Untersuchung

Die Oberflächenrauigkeit von Doppelkronen wurde in der Vergangenheit mit unterschiedlichen Messmethoden bestimmt [7, 45, 61]. Drummer verwendete ein Perthometer, bei dem ein Messprofil über eine mit konstanter Geschwindigkeit über eine Oberfläche fahrende diamantierte Spitze erfasst wird. Bei dem konfokalmikroskopischen Messvorgehen besteht eine Analogie zur taktilen Messung. Für eine nach ISO 4287 und 25178 normgerechte Rauheitsauswertung würde eine Messstrecke in Höhe von der 6-fachen λ_c - Strecke benötigt. Bei einem Filter mit 800 μm entspräche dies 4800 μm Messstrecke. Während jeweils 400 μm vor und nach dem Profil die Anlauf-/Bremsstrecke beschreiben, werden 4000 μm zur Rauheitsauswertung verwendet. Hierbei werden also 5 Bereiche à 800 μm erzeugt. Für die Bildung der Parameter wird letztendlich ein Mittelwert aus den 5 Bereichen verwendet. Bei den vorliegenden Messungen beträgt die Messstrecke weniger als 2,8 mm, aus denen anstelle von 5 nur 3 Einzelmessstrecken à 800 μm gebildet werden konnten. Durch die Verwendung der Profilerie wurde die Primärkronenoberfläche in mehrere hundert Profile zerlegt und zusätzlich laterale Bereiche vermessen. So konnte eine statische Rauheit über alle Profile gebildet werden. Hieraus ergab sich ein repräsentativerer Oberflächenwert als es mit der ausschließlichen Messung eines Einzelprofils der Soll-Messstrecke möglich gewesen wäre. Eine andere Messmethode zur Bestimmung der Oberflächenrauigkeit war in der Vergangenheit die 3D-Mikro-Streifenprojektion. Hagner stellte im Jahr 2006 [61] im Vergleich zu den Untersuchungsergebnissen von Bayer [7] an Hybridankern die Streifenprojektion aufgrund der aufgetretenen Reflexionsartefakte als nachteilig heraus. In dem vorliegenden Versuchsaufbau konnten Messwertabweichungen durch reflektierendes Streulicht mittels der Verwendung eines Multi-Pinhole-Filters vermieden werden.

Die feinste Linienrauheit wies die frästechnisch hergestellte Nichtedelmetall-Gruppe mit $0,0869\ \mu\text{m}$ auf. Die gusstechnisch hergestellten Metall-Gruppen zeigten mit $0,128\ \mu\text{m}$ für die hochgoldhaltige und $0,115\ \mu\text{m}$ für die edelmetallfreie Legierung lediglich geringfügig gröbere Oberflächen auf. Im Kontrast dazu wurde zu Versuchsbeginn mit $0,454\ \mu\text{m}$ die höchste Linienrauheit bei der keramischen Primärkrone der Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano-Gruppe registriert. Obwohl die Zirkoniumdioxidkeramik/NEM-Gruppe innerhalb der Gruppe der keramischen Patrizen die feinste Primärkronenoberfläche mit $0,280\ \mu\text{m}$ aufwies, konnte gezeigt werden, dass eine Bearbeitung mit einem Feinkorndiamanten (CC ZP: $0,443\ \mu\text{m}$) in etwa die gleiche Linienrauheit erzielt als eine bloße Politur der Primärkronenoberfläche mit dem Ziegenhaarbürstchen nach dem Sinterprozess (ZG: $0,454\ \mu\text{m}$). Der Wert für die mittlere arithmetische Höhe S_a ist bei allen beanspruchten Oberflächenarealen im Vergleich zum glatten Ausgangszustand erhöht. Ferner traten nach Durchlaufen der Trenn- und Fügezyklen vermehrt Materialaufwürfe und Vertiefungen auf, was sich in einer Erhöhung der Spk- (Spitzenanteil) und Svk-Werte (Muldenanteil) widerspiegelt. Die Gruppe Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano weist alleinig geringere Werte für die Sk-Parameter im verschlissenen Messbereich auf, da die Messwerte der rein oberflächlichen Kratzer durch die porige Oberflächenstruktur überlagert wurden. Bis auf die keramischen Primärkronen unterschreiten die gemessenen Oberflächenrauigkeiten die nach Dabrowa et al. beschriebenen, spezifischen Oberflächenrauigkeiten dentaler Materialien (ZrO_2 : $0,02\ \mu\text{m}$, NEM $0,35\ \mu\text{m}$, Gold: $0,44\ \mu\text{m}$ / $0,51\ \mu\text{m}$) [35]. Dennoch bewegen sich die vorliegenden Messwerte für Zirkoniumdioxidkeramik-Oberflächen im Bereich der Ergebnisse von Untersuchungen zur Oberflächenrauheit nach Anwendung diverser Poliersysteme [30]. In einer Untersuchung von Sakai et al. zu dem Einfluss von Konuswinkel und Oberflächenrauheit auf das Haftkraftverhalten von Doppelkronen verzeichnete die Studiengruppe zunächst einen Abfall der Haftkraftwerte aller Doppelkronenpaare nach 100 Zyklen, wobei die Retentionsverluste bei den Paaren mit rauer Oberfläche aufgrund von schnellerer Einebnung herausragender Anteile höher ausfielen. Sakai et al. dokumentierte für frästechnisch hergestellte Doppelkronen aus einer Titan-Legierung mit gleichen Rauigkeiten der Primär- und Sekundärkronen unveränderte Haftkraftwerte nach 1.000 Belastungszyklen, während unterschiedliche Rauigkeitswerte eine Zunahme der Haftkraft zur Folge hatten [155]. Gleichsam liegen bei den beiden Prüfgruppen mit den signifikanten Abzugskraftverlusten die höchsten Rauheitswerten zu Versuchsbeginn vor (ZG: $0,454\ \mu\text{m}$; CC ZP: $0,443\ \mu\text{m}$). Eine

Untersuchung der Oberflächenrauheit der Sekundärkronen wäre demnach in Folgestudien von Interesse.

Zusammenfassend bewährte sich die Konfokale Mikroskopie als Methode zur Bestimmung der Oberflächenrauigkeit und zur 3-dimensionalen Visualisierung von Verschleißphänomenen an Teleskopkronen. Nichtsdestotrotz konnte keine qualitative Aussage über das Ausmaß der Rauheitserhöhung durch das Auftreten von Verschleiß getroffen werden, da bei den Messungen keine identischen Oberflächenabschnitte vor und nach der Belastungsphase untersucht wurden. Vor der Versuchsdurchführung ließ sich nicht prognostizieren, in welchen unbeschädigten Primärkronenbereichen Abnutzungserscheinungen durch die Belastung zu erwarten waren. Die Selektion der zu untersuchenden Bereiche erfolgte subjektiv nach optischer Sichtkontrolle durch den Autor, wodurch die Bewertung von dem Prüfer und dessen individuellen Beurteilung abhing. Zudem fand lediglich die Beurteilung einer Probe pro Prüfgruppe statt.

4.2 Relevanz für die Praxis

Die gesetzliche Krankenversicherung sieht die Modellgussprothese als suffiziente und wirtschaftliche Regelversorgung für viele Lückensituationen an [44]. Hingegen gilt bei einem Restzahngebiss von bis zu 3 Zähnen die Doppelkronen verankerte Cover-Denture-Prothese als Therapiemittel der Wahl. Zwar wiegt der initiale Kostenaufwand bei Modellgussprothesen deutlich geringer auf als bei Teleskop- oder Konuskronenprothesen, jedoch fallen die Folgekosten für Reparaturen deutlich höher aus. Hofmann et al. begründet dies mit dem häufigen Auftreten von Klammerarmbrüchen bei Modellgussprothesen, die in der Notwendigkeit einer kompletten Neuanfertigung der Arbeit resultieren [68]. Der Langzeiterfolg beider Versorgungsmöglichkeiten scheint vergleichbar [73]. In der Gruppe der Doppelkronen prävalieren die Teleskopkronen mit einer durchschnittlichen Erfolgsrate von 90 % nach 7 Jahren im Vergleich zur einer Überlebensrate von 78,5 % für Konuskronen- und Resilienzteleskopprothesen. Die häufigsten Komplikationen waren Dezementierungen, gefolgt von Prothesenbruch, Unterfütterung und Abplatzungen an der Verblendung [164]. Die Ergebnisse korrelieren mit den Langzeituntersuchungen von Wöstmann et al., in denen nach 5,3 Jahren noch 95,1 % aller Teleskopprothesen in Funktion waren [209].

Neben der Restaurationswahl sieht sich der Behandler im klinischen Alltag häufig mit der Frage der Materialauswahl und der Fertigungsmethode konfrontiert. Die Entscheidung zwischen Teleskop- oder Konuskronen richtet sich zusätzlich nach der restlichen Pfeileranzahl, der Stumpfhöhe, dem manuellem Geschick in Abstimmung mit dem Vorhandensein von Allergien, dem finanziellen Spielraum und den ästhetischen Bedürfnissen des Patienten [17, 47]. Vor dem Hintergrund einer steigenden Importzahl für Zahnersatz aus dem Ausland rückt der finanzielle Aspekt zunehmend in den Fokus [90]. In der vorliegenden Studie dominierte der Goldstandard und schien insbesondere bei der Wahl einer herkömmlichen Herstellungsmethode empfehlenswert. Die anderen beiden konventionellen Prüfgruppen wiesen deutlichere dennoch klinisch akzeptable Haftkraftverluste nach der Dauerbelastungsphase auf. Zunächst führt die Verwendung einer hochgoldhaltigen Legierung zu höheren Materialkosten. Langfristig kann jedoch wegen der niedrigeren Haftreduktion im Vergleich zu den anderen konventionellen Prüfgruppen eine höhere Patientenzufriedenheit aufgrund von geringeren Instandsetzungskosten und weniger Nachsorgeterminen erwartet werden. In der Gruppe der Cobalt-Chrom-Legierungen zeigte sich eine deutliche Überlegenheit bei den gefrästen Teleskopen. Zirkoniumdioxidkeramik erwies sich in

zahlreichen in-vitro- [3, 11, 17, 38, 47, 159, 204] als auch in aktuellen in-vivo-Untersuchungen [26, 166] als Alternative zu den dentalen Metalllegierungen in der Doppelkronentechnik. Die klare Überlegenheit liegt in den zahnfarbenen Primärkronen [210]. Bei ästhetischen Anforderungen können gefräste Doppelkronen aus ZrO_2/NEM wegen der großen Ähnlichkeit im Haftkraftverhalten mit dem Goldstandard als Alternative zur Galvanotechnik in Betracht gezogen werden. Vor dem Hintergrund einer Gesellschaft mit steigendem Allergierisiko und Wunsch nach metallfreien Behandlungsmöglichkeiten rückt ebenfalls der Werkstoff PEEK in den Vordergrund. Die unter Laborbedingungen festgestellten Erkenntnisse [118, 159, 199] weisen auf eine vielversprechende klinische Anwendung dieses Werkstoffes in der Zukunft hin [62, 71]. Allerdings kann die Indikation für die Verwendung von PEEK mit den in der Studie genutzten Fräsparametern nur für Situationen mit einer hohen Anzahl an Restpfeilern aufgrund der geringen Haftkraft der Einzelteleskope gestellt werden.

Der Friktionsverlust und die Friktionseinstellung stellen typische Probleme in der Doppelkronentechnik dar. Der Vorteil der frästechnischen Gruppen im Allgemeinen liegt in der digitalen Speicher- und Modifikationsmöglichkeit der Daten über die Sekundärkronenparameter [118]. Zum einen kann bei Haftkraftverlust die gesamte Sekundärkrone beliebig oft nachgefräst und im Zahnersatz ausgetauscht werden, zum anderen kann durch Minimierung der Spaltbreite bei initial zu geringen Retentionswerten die Haftkraft gesteigert werden [159]. Konventionell besteht bei mangelnder Retention nur die Möglichkeit, einen Friktionsgewinn durch Friktionslack oder durch Nachgalvanisation zu erzielen [140]. Vielfach erwähnt stellt sich der Friktionseinstellungsprozess durch den Zahntechniker bei der konventionellen Gusstechnik als anspruchsvoll dar. Bei Verwendung der CAD/CAM-Technik können sogar weniger erfahrene Zahntechniker durch einen standardisierten und zuverlässigen Produktionsweg analog zum Galvanoforming gleichbleibende und vorhersagbare Ergebnisse in der Doppelkronenherstellung erzielen [53, 119, 120, 192, 204].

Vorhersagbare Retentionswerte kommen auch dem Zahnarzt zu Gute. Eine definierte, schwankungsarme Friktionseinstellung gemäß den individuellen Bedürfnissen des Patienten führt zu einer erheblichen Minderung des Nachsorgeaufwands hinsichtlich der Friktionsfeineinstellung am Patienten und trägt zur besseren Akzeptanz des neuen Zahnersatzes durch den Patienten bei. Pospiech empfiehlt für die Friktionseinstellung von konventionell gefertigten Teleskopprothesen mindestens zwei Behandlungstermine und

mahnt Patient und Zahnarzt zur Geduld während des Prozesses [147]. Der Patient sollte darüber hinaus in ein enges Recallprogramm eingeführt werden, um technische und biologische Komplikationen frühzeitig erkennen und vermeiden zu können [54, 147]. Hierbei sollte ein Hauptaugenmerk auf der Motivation und der Schulung des Patienten zur adäquaten Mundhygiene und Reinigung des Zahnersatzes liegen. Der Schutz oraler Strukturen bezüglich der Entwicklung von Prothesenstomatitis, der Vermeidung von Karies und Parodontitis dient dem Erhalt der Pfeilerzähne und somit der Funktion des Zahnersatzes. Druckstellenentwicklung und funktionelle Fehlbelastung können sich im Verlauf durch Adaption an ein neues durch den Zahnersatz hervorgerufenes Kaubewegungsmuster entwickeln. Das Nachsorgeintervall sollte patientenspezifisch, Risiko angepasst gewählt werden und dem Patient die Notwendigkeit zur kontinuierlichen Teilnahme vergegenwärtigt werden [173].

Die zunehmende Digitalisierung [195] der Zahnarztpraxen wird in Zukunft neue wettbewerbsfördernde Möglichkeiten bieten. Die Reduktion von Kosten durch Zeit und Arbeitskraft spricht für die Herstellung von digital gefrästem Zahnersatz verglichen mit der herkömmlich analogen Laborfertigung [36]. Für Praxen ohne eigenes Praxislabor bietet sich die Auslagerung der Doppelkronenherstellung zur Kostensenkung an. Nach intra- oder extraoraler Digitalisierung der Mundhöhlenverhältnisse werden die Daten modelllos zur Doppelkronenherstellung an ein Fräszentrum oder an ein Zentrum für Lohngalvanik übermittelt. Großpraxen, Labore und Medizinische Versorgungszentren können von der Anschaffung eines CAD/CAM-Gerätes profitieren und durch die maschinelle Fertigung einen gesteigerten Bedarf an Zahnersatz versorgen. Jedoch muss festgehalten werden, dass der Schritt zur Digitalisierung mit finanziellen Hürden verbunden ist. Die Initialkosten der Umrüstung übersteigen die Anschaffungskosten für Gerätschaften konventioneller Herstellungsmethoden. Zudem ist der subtraktive Fräsvorgang mit Materialverlust und Fräserverbrauch verbunden. Ebenfalls entscheiden sich viele Behandler aufgrund von technischen Defiziten im Umgang mit den digitalen Medien bewusst gegen die Digitalisierung und vertrauen auf die langjährig erprobten konventionellen Methoden. So wird wohl auch zukünftig ein Großteil der Doppelkronen durch das klassische Wachsausschmelzverfahren gefertigt.

4.3 Ausblick auf weitere Versuche

Hinsichtlich der gewonnenen Erkenntnisse durch die Studie wären eingehendere Auseinandersetzungen mit der Thematik erstrebenswert.

Das Ein-Pfeiler-Modell stellt zwar eine gängige Praxis zur Überprüfung des Haftkraftverhaltens von Doppelkronen dar [11, 12, 17, 31, 38, 58, 60, 61, 67, 74, 118, 119, 136, 153, 165, 172, 192, 199, 210], doch spiegelt es in den wenigsten Fällen die klinische Situation wider. Generell ließe sich der Versuchsaufbau durch den Vergleich von Ein- und Mehrpfeilersituationen in einer Studie erweitern, um eventuelle Rückschlüsse auf Verhältnismäßigkeiten der Haftkraftsteigerung mit Erhöhung der Pfeilerzahnanzahl ziehen zu können. Schalk postulierte, dass die Gesamthaftkraft einer Prothese durch die Summe der Retentionswerte der einzelnen Halteelemente zu berechnen ist [157]. Hingegen konnten Bayer et al. nachweisen, dass keine klare Aussage über das Gesamthaftkraftverhalten von Prothesen mit unterschiedlicher Pfeileranzahl getroffen werden kann [10]. Eine Verifikation wäre in diesem Fall für eine definitive Aussage über das Haftkraftverhalten von Prothesen im klinischen Alltag sinnvoll. Auch wäre ein Vergleich punktueller, linearer, triangulärer und quadrangulärer Abstützung denkbar. Zur weiteren Annäherung an die klinische Situation wäre dabei die Berücksichtigung unterschiedlicher Pfeilerzahngrößen wie die Einbeziehung von Front- und Seitenzähnen sinnvoll. Im Jahr 2008 analysierten Stancic und Jelenkovic die Retention von 50 Primär- und Sekundärkronen und 20 Doppelkronen verankerten Prothesen mit dem Dynamometer (bredent medical GmbH & Co. KG, Senden, Deutschland) [171]. Beide fanden mit 6,5 N bei Eckzähnen höhere Haftkraftwerte als bei Molaren mit 3 N.

Zur Überprüfung der Verschleißerscheinungen bei Doppelkronen wurden die Primärkronenoberflächen vor und nach der Belastung einer konfokalmikroskopischen und lichtmikroskopischen Begutachtung unterzogen. Hierdurch konnten Rückschlüsse auf das Auftreten verschiedener Verschleißphänomene bei den unterschiedlichen Materialkombinationen gezogen werden. Eine Erweiterung der Verschleißmessung könnte eine Analyse der freigesetzten Ionenkonzentration im Probenspeichel darstellen. Ebenfalls könnte die von Gurbulak et al. verwendete Methode der Messung des Doppelkronengewichts vor und nach der Dauerbelastung in die Verschleißmessungen mit einbezogen werden [60].

Zur Erweiterung der Ermüdungsversuche sollten zusätzliche Belastungen zu den Abzugsversuchen durchgeführt werden, um die klinische Situation genauer wiederzugeben.

Dazu sollten die Proben im Kausimulator neben axialer auch extraaxialer Kraftbelastung auch im Thermocycler thermischen Schwankungen ausgesetzt werden [159].

Das computerunterstützte Herstellungsverfahren erwies sich in dieser Studie als moderne Alternative zu dem herkömmlichen Lost-Wax-Verfahren. Neben der mittlerweile erprobten subtraktiven Frästechnik [191] etablieren sich zunehmend additive materialschonendere Fertigungsweisen des Rapid Prototypings wie der wachsende Markt rund um den 3D-Druck [1]. Arnold et al. wiesen der Frästechnik bessere Passgenauigkeiten verglichen mit dem konventionellen Wachsausschmelzverfahren und dem Rapid Prototyping für die Fertigung herkömmlicher Teilprothesen nach [2]. Vor dem Hintergrund der zunehmenden Digitalisierung und hinsichtlich der Erkenntnisse von Arnold et al. wäre eine Studie von großem Interesse, die weitere innovative Fertigungsmethoden mit unterschiedlichen Materialkombinationen im Dauerverschleißtest bewertet.

5 Zusammenfassung

Ziel der Studie

Das Ziel dieser in-vitro-Studie war die Untersuchung des Einflusses einer künstlichen Alterungsphase von 10.000 Füge- und Trennzyklen unter Speichelschmierung auf das Haftkraft- und Verschleißverhaltens von konventionell gusstechnisch, galvanisch und im CAD/CAM-Verfahren hergestellten Parallelteleskopen.

Material und Methode:

Sechs verschiedene Prüfgruppen unterschiedlicher Materialkombinationen und Fertigungsweisen wurden ausgehend von einem gemeinsamen Primär- und Sekundärkronendesign zu je zehn Parallelteleskopen (n = 10) angefertigt:

- Gruppe 1 (GG): Hochgoldhaltige Legierung (Gussverfahren)
- Gruppe 2 (NN): Edelmetallfreie Legierung (Gussverfahren)
- Gruppe 3 (ZG): Zirkoniumdioxidkeramik/Galvanogold (Galvanotechnik)
- Gruppe 4 (CC NN): Edelmetallfreie Legierung (CAD/CAM)
- Gruppe 5 (CC ZN): Zirkoniumdioxidkeramik/Edelmetallfreie Legierung (CAD/CAM)
- Gruppe 6 (CC ZP): Zirkoniumdioxidkeramik/Polyetheretherketon (CAD/CAM)

Unter Verwendung einer Vorlast von 50 N wurden die Haftkraftwerte in der Universalprüfmaschine (Zwick/Roell, Ulm, Deutschland) kontinuierlich aufgezeichnet und zu den Zeitpunkten t_0 (= Ausgangszustand), t_1 (= 50 Zyklen), t_2 (= 5.000 Zyklen) und t_3 (= 10.000 Zyklen) miteinander verglichen. Die Daten wurden unter Anwendung eines Kolmogorov-Smirnov-, Friedman-, Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-, Kruskal-Wallis- und Mann-Whitney-U-Test bei einem Signifikanzniveau von $p \leq 0,05$ ausgewertet (SPSS, V25). Zusätzlich wurden lichtmikroskopische Aufnahmen der Primärkronenoberflächen und Sekundärkroneninnenseiten zum Nachweis von Verschleißphänomenen durchgeführt. Zur Bestimmung der Linien- und Oberflächenrauheit dienten konfokalmikroskopische Aufnahmen der Patrizen.

Ergebnisse

Bei allen Prüfgruppen wurde eine Abnahme der mittleren Haftkraftwerte registriert. Die geringsten Haftkraftverluste wiesen die gegossenen hochgoldhaltigen Teleskopkronen mit 1,58 % (GG), die größten Haftkraftverluste mit 36,17 % die gegossen edelmetallfreien Doppelkronen (NN) auf. Signifikante Haftkraftverluste präsentierten nach Durchlaufen der Belastungsphase ausschließlich die galvanischen und gefrästen $ZrO_2/PEEK$ Probekörper, die zugleich die höchsten und niedrigsten mittleren Haftkräfte demonstrierten (ZG: $t_0= 8,30N$, $t_3= 6,20N$; CC ZP: $t_0= 1,36N$, $t_3= 1,25N$; Wilcoxon-Vorzeichen-Rang-Test; $p_{ZG}= 0,010$, $p_{CC ZP}= 0,049$). Die Retentionskräfte der gegossenen hochgoldhaltigen und edelmetallfreien Gruppen sowie der gefrästen Prüfgruppe der Materialkombination ZrO_2/NEM (GG, NN, CC ZN) unterschieden sich zu keinem der Zeitpunkte t_0-t_3 signifikant und zeigten ebenfalls über die gesamte Versuchsdauer keinen signifikanten Haftkraftrückgang. Hingegen wichen zu allen Zeitpunkten t_0-t_3 die Retentionskräfte der metallfreien Doppelkronen (CC ZP) signifikant von allen anderen Materialkombinationen ab. Bei nahezu allen Probekörpern waren im Bereich der Kontaktflächen zwischen Primär- und Sekundärkronen Verschleißerscheinungen erkennbar. Lediglich die keramischen Primärkronen der Materialkombination $ZrO_2/PEEK$ unterlagen keinen Oberflächenveränderungen. Die geringste Linienrauheit und Oberflächenrauheit zeigten die Primärkronenoberfläche der frästechnisch hergestellten edelmetallfreien Doppelkronen (CC NN; $Ra_{t0}= 0,0869 \mu m$, $Ra_{t3}= 0,125 \mu m$, $Sa_{t0}= 0,109 \mu m$, $Sa_{t3}= 0,180 \mu m$). Die höchsten Rauheitswerte wurden für die keramischen Primärkronen der Gruppen ZG und CC ZP dokumentiert (ZG: $Ra_{t0}= 0.454 \mu m$, $Sa_{t0}= 0.544 \mu m$, $Sa_{t3}= 0.612 \mu m$; CC ZP: $Ra_{t3}= 0.462 \mu m$).

Schlussfolgerung

Unter den gewählten Versuchsbedingungen erreichten alle getesteten Herstellungsmethoden und Materialkombinationen klinisch suffiziente Haftkraftwerte, obwohl sich zwischen den einzelnen Prüfgruppen ausgeprägte Unterschiede hinsichtlich des Haftkraftverhaltens offenbarten. Während in diesen Untersuchungen die hochgoldhaltigen Legierungen im Bereich Teleskoptechnik den Grund für ihre langjährige Bewährung belegten, zeigte sich bei der ausschließlichen Verwendung edelmetallfreier Legierungen die frästechnische Herstellung der Gusstechnik aufgrund homogenerer und höherer Retentionswerte überlegen. Die Materialkombination aus Zirkoniumdioxidkeramik und Nichtedelmetall stellt eine ästhetische Alternative zur Galvanotechnik dar. In weiteren Untersuchungen sollte die

Passung und die Haftkraft der Materialkombination Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK durch Variation der Fertigungsparameter optimiert werden. Insgesamt vermochte die CAD/CAM-Technologie dennoch ähnlich voraussagbare Ergebnisse wie der sich behauptende Goldstandard zu erzielen. Verschleiß ist elementarer Bestandteil des tribologischen Systems der Doppelkrone und wurde bei allen Prüfgruppen nachgewiesen. Im Allgemeinen erwies sich die Konfokalen Mikroskopie als geeignete Methode zur Bestimmung von Rauheits- und Flächenparametern bei Doppelkronenoberflächen. Ausgehend von den vergleichbaren Untersuchungsergebnissen stellt die CAD/CAM-Technologie für die tägliche Praxis unter Berücksichtigung der leichteren Friktionseinstellung im Herstellungsprozess, einer uneingeschränkten Reproduktion der Doppelkronen aufgrund der digitalen Speichermöglichkeit und der Reduktion von Kosten durch Zeit und Arbeitskraft eine ernstzunehmende Alternative zur konventionellen Guss- und Galvanotechnik dar. Die Eignung von CAD/CAM-gefertigten Doppelkronen sollte jedoch zusätzlich in klinischen Langzeituntersuchungen nachgewiesen werden.

6 Literaturverzeichnis

1. Alharbi, N., D. Wismeijer, and R.B. Osman, *Additive Manufacturing Techniques in Prosthodontics: Where Do We Currently Stand? A Critical Review*. Int J Prosthodont, 2017. **30**(5): p. 474-484.
2. Arnold, C., et al., *Accuracy of CAD-CAM-fabricated removable partial dentures*. The Journal of Prosthetic Dentistry, 2018. **119**(4): p. 586-592.
3. Arnold, C., et al., *Retention force of removable partial dentures with different double crowns*. Clin Oral Investig, 2018. **22**(4): p. 1641-1649.
4. Bargel, H.J., et al., *Werkstoffkunde*. 7 ed. 2013, Berlin: Springer-Verlag. p. 57ff.
5. Bates, J.F., G.D. Stafford, and A. Harrison, *Masticatory function-a review of the literature: (II) Speed of movement of the mandible, rate of chewing and forces developed in chewing*. J Oral Rehabil, 1975. **2**(4): p. 349-61.
6. Bauer, M., et al., *Handbuch Oberflächennahe Geothermie*. 2018, Berlin: Springer Spektrum. p. 285.
7. Bayer, S., *Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von hybridprothetischen Verankerungselementen*. 2004, Universität Bonn: Dissertation.
8. Bayer, S., et al., *In-vitro-Verschleiß von Aktivierungselementen für Teleskopkronen*. ZWR, 2008. **117**(09): p. 412-418.
9. Bayer, S., et al., *Hybridprothetische Verankerungselemente – In-vitro-Studie zur Trennkraftänderung und Resilienz*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2008. **63**(10): p. 681-688.
10. Bayer, S., et al., *Retention force measurement of telescopic crowns*. Clin Oral Investig, 2010. **14**(5): p. 607-11.
11. Bayer, S., et al., *Changes in retention force with electroplated copings on conical crowns: a comparison of gold and zirconia primary crowns*. Int J Oral Maxillofac Implants, 2012. **27**(3): p. 577-85.
12. Bayer, S., et al., *Wear of double crown systems: electroplated vs. casted female part*. J Appl Oral Sci, 2012. **20**(3): p. 384-91.
13. Becker, H., *Influence of surrounding environment on the retention of telescopic crowns*. ZWR, 1982. **91**(9): p. 57-60.

14. Becker, H., *Untersuchung der Abzugskräfte abnehmbarer Teleskopprothesen*. Zahnärztl Prax, 1983. **33**(4): p. 153-156.
15. Becker, H., *Abzugskräfte an teleskopierenden Kronen aus verschiedenen Legierungen im Dauertest*. Zahnärztl Prax, 1983. **34**(10): p. 427-432.
16. Becker, H., *[Influence of toothpaste on retention of parallel-wall telescopic crowns]*. Zahnärztl Prax, 1983. **34**(8): p. 332-4.
17. Beuer, F., et al., *Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems*. Clin Oral Investig, 2010. **14**(2): p. 129-35.
18. Bhagat, T.V. and A.N. Walke, *Telescopic Partial Dentures-Concealed Technology*. J Int Oral Health, 2015. **7**(9): p. 143-7.
19. Bollen, C.M., P. Lambrechts, and M. Quirynen, *Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: a review of the literature*. Dent Mater, 1997. **13**(4): p. 258-69.
20. Bonner, W., *Aromatic polyketones and preparation thereof*. 1962, 3 065 205: United States.
21. Böswirth, L., *Technische Strömungslehre. Lehr- und Übungsbuch*. 8 ed. 2010, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 134 ff.
22. Böttger, H., *Das Teleskopsystem in der zahnärztlichen Prothetik*. 1960, Leipzig: J. A. Barth.
23. Böttger, H., *Zur Frage der Friktion teleskopierender Anker*. Zahnärztl Praxis, 1978. **29**: p. 347-348.
24. Böttger, H., Gründler, Horst, *Das zahnärztliche und zahntechnische Vorgehen beim Teleskopsystem in der Prothetik*. 1970, München: Neuer Merkur.
25. Böttger, H., Rosenbauer, K.A., *Photoelectron microscopic and roentgen microanalytical studies of the flat top of telescopic anchors*. Österr Z Stom, 1978. **75**(2): p. 42-47.
26. Brandt, S., et al., *Conical zirconia telescoping into electroformed gold: A retrospective study of prostheses supported by teeth and/or implants*. 2019. **21**(2): p. 317-323.
27. Brecht, J.G., V.P. Meyer, and W. Micheelis, *Prognose der Zahnärztezahl und des Bedarfs an zahnärztlichen Leistungen bis zum Jahr 2030*. 2009, IDZ: Köln.
28. Briehl, H., *Chemie der Werkstoffe*. 2014, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 242.

29. Caesar, H.H. and K.M. Lehmann, *Die Teilprothese: Grundlagen, Konstruktion und zahntechnische Ausführung*. Grundwissen für Zahntechniker. 2007, München: Verlag Neuer Merkur. p. 174.
30. Caglar, I., S.M. Ates, and Z. Yesil Duymus, *The effect of various polishing systems on surface roughness and phase transformation of monolithic zirconia*. J Adv Prosthodont, 2018. **10**(2): p. 132-137.
31. Celik Guven, M., et al., *Comparison of retention forces with various fabrication methods and materials in double crowns*. J Adv Prosthodont, 2017. **9**(4): p. 308-314.
32. Czichos, H., et al., *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*. 2010, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 10, 14, 113-162.
33. Czichos, H., *Mechatronik: Grundlagen und Anwendungen technischer Systeme*. 2015, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 193 ff.
34. Czichos, H., et al., *Tribologie-Handbuch: Tribometrie, Tribomaterialien, Tribotechnik*. 2015, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 52.
35. 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.
36. Dickens, N., et al., *Longitudinal Analysis of CAD/CAM Restoration Incorporation Rates into Navy Dentistry*. Mil Med, 2019. **184**(5-6): p. e365-e372.
37. Diedrichs, G. and P. Rosenhain, *Galvanoforming - Bio-Ästhetik in der restaurativen Zahnheilkunde*. 1995, München: Verlag Neuer Merkur. p. 22, 72.
38. Dillschneider, T., et al., *In vitro-investigations on the wear behavior of different double crown systems*. Dent Mater, 2009. **25**(5): p. e20.
39. DIN 50320, *Verschleiß; Begriffe, Systemanalyse von Verschleißvorgängen, Gliederung des Verschleißgebietes*. 1979, Berlin: Beuth.
40. DIN EN ISO 4287:2010-07, *Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Oberflächenbeschaffenheit: Tastschnittverfahren - Benennungen, Definitionen und Kenngrößen der Oberflächenbeschaffenheit (ISO 4287:1997 + Cor 1:1998 + Cor 2:2005 + Amd 1:2009); Deutsche Fassung EN ISO 4287:1998 + AC:2008 + A1:2009*. 2010, Berlin: Beuth-Verlag.
41. DIN EN ISO 10271:2011-10, *Zahnheilkunde - Korrosionsprüfverfahren für metallische Werkstoffe (ISO 10271:2011)*. 2011, Berlin: Beuth-Verlag.

42. DIN EN ISO 22674:2007-02, *Metallische Werkstoffe für feststehenden und herausnehmbaren Zahnersatz und Vorrichtungen*. 2007, Berlin: Beuth Verlag.
43. DIN EN ISO 25178-1:2016-12, *Geometrische Produktspezifikation (GPS) - Oberflächenbeschaffenheit: Flächenhaft - Teil 1: Angabe von Oberflächenbeschaffenheit (ISO 25178-1:2016); Deutsche Fassung 2016*, Berlin: Beuth-Verlag.
44. Döhler, N.-C., Lewrenz, F., *Antragstellung und Abrechnung in der vertragszahnärztlichen Zahnarztpraxis*. 11 ed. 2013, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag. p. 200 ff.
45. Drummer, R., *Pertometrische und elektronenmikroskopische Untersuchungen von Teleskop- und Konuskronen in Bezug auf ihre Friktion*. 1977, Universität Düsseldorf: Dissertation.
46. Duret, F., J.L. Blouin, and L. Nahmani, [*Functional principles and technical applications of optical impressions in office practice*]. *Cah Prothese*, 1985. **13**(50): p. 73-110.
47. Engels, J., et al., *Wear behavior of different double-crown systems*. *Clin Oral Investig*, 2013. **17**(2): p. 503-10.
48. Epple, M., *Biomaterialien und Biomineralisation: Eine Einführung für Naturwissenschaftler, Mediziner und Ingenieure*. 2013, Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag. p. 42 ff.
49. Evrard, L., [*Oral allergies*]. *Rev Med Brux*, 2018. **39**(4): p. 317-321.
50. Fingerhut, C., et al., *Finite element analysis of the principles and loosening force of the conical telescopic crown: a computer-based study*. *Int J Comput Dent*, 2014. **17**(3): p. 199-218.
51. Freesmeyer, W.B., *Konstruktionselemente in der zahnärztlichen Prothetik. Planung und Einsatz unter funktionellen Gesichtspunkten*. 1987, München, Wien: Carl Hanser Verlag.
52. Friedrich, R.E., et al., *Repair of Occipital Bone Defects in Neurofibromatosis Type 1 by Means of CAD/CAM Prefabricated Titanium Plates*. *Craniomaxillofac Trauma Reconstr*, 2018. **11**(4): p. 324-330.
53. Gartner, A., *Digitaler Workflow für Doppelkronen*. *Quintessenz Zahntech*, 2018. **44**(4): p. 526-532.
54. Gernet, W., et al., *Zahnärztliche Prothetik*. 5 ed. 2017, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 152, 242 ff.

55. Goslee, H.J., *Principles and practice of crown and bridge work*. 1903, New York: The Consolidated Dental MFG. Co. p. 284 ff.
56. Gruner, M., et al., [*Development of a periodontium-approximated specimen holder for attrition studies of telescopic crowns*]. *Biomed Tech (Berl)*, 2003. **48**(1-2): p. 15-9.
57. Gunatillake, P.A. and R. Adhikari, *2 - Nondegradable synthetic polymers for medical devices and implants*, in *Biosynthetic Polymers for Medical Applications*, L. Poole-Warren, P. Martens, and R. Green, Editors. 2016, Woodhead Publishing. p. 53 ff.
58. Gungor, M.A., C. Artunc, and M. Sonugelen, *Parameters affecting retentive force of conus crowns*. *J Oral Rehabil*, 2004. **31**(3): p. 271-7.
59. Guo, X., *Property Degradation of Tetragonal Zirconia Induced by Low-Temperature Defect Reaction with Water Molecules*. *Chemistry of Materials*, 2004. **16**(21): p. 3988-3994.
60. Gurbulak, A.G., et al., *Evaluation of the retention force of double conical crowns used in combination with a galvanofforming and casting fabrication technique*. *J Prosthodont*, 2013. **22**(1): p. 63-8.
61. Hagner, M.W., *Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen*. 2006, Universität Bonn: Dissertation.
62. Hahnel, S., C. Scherl, and M. Rosentritt, *Interim rehabilitation of occlusal vertical dimension using a double-crown-retained removable dental prosthesis with polyetheretherketone framework*. *J Prosthet Dent*, 2018. **119**(3): p. 315-318.
63. Häupl, K., Reichborn-Kjennerud J, *Moderne Zahnärztliche Kronen- und Brückenarbeit*. 1929, Berlin: Hermann Meusser Verlag.
64. Häupl, K., Reichborn-Kjennerud J, *Lehrbuch der Zahnheilkunde*. 2 ed. 1950, Wien: Urban & Schwarzenberg. p. 80 ff.
65. Hein, L., et al., *Atlas der Pharmakologie und Toxikologie für Zahnmediziner*. 2014, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 324-326.
66. Helms, J., *Implantate - Transplantate*. Deutsche Akademie der Naturforscher Leopoldina. 2001, Heidelberg: Barth. p.63.
67. Hoffmann, B., *Abzugsverhalten von Galvanoteleskopkronen mit unterschiedlicher Parallelfärsung*. 2010, Universität zu Köln: Dissertation.

68. 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.
69. Hofmann, M., *[Management of dentitions with single remaining teeth by so-called cover-denture prostheses]*. J Fr Otorhinolaryngol Chir Maxillofac, 1965. **14**(8): p. 478-82.
70. Hofmann, M., *[The telescopic total prosthesis (cover denture)]*. Dent Labor (Munch), 1968. **16**(11): p. 589-93.
71. Ichikawa, T., et al., *Use of a Polyetheretherketone Clasp Retainer for Removable Partial Denture: A Case Report*. Dent J (Basel), 2019. **7**(1): p. 4.
72. Ilie, N. and B. Stawarczyk, *Quantification of the amount of light passing through zirconia: the effect of material shade, thickness, and curing conditions*. J Dent, 2014. **42**(6): p. 684-90.
73. Ishida, K., et al., *Prognosis of double crown-retained removable dental prostheses compared with clasp-retained removable dental prostheses: A retrospective study*. J Prosthodont Res, 2017. **61**(3): p. 268-275.
74. Jauernig, C., *In-vitro-Untersuchung zu Abzugskräften von Doppelkronensystemen*. 2010, Ludwig-Maximilians-Universität München: Dissertation.
75. Jennrich, P., *Einfluss von potenziell toxischen Metallen und Zahnmetallen auf den Menschen*. ZWR, 2013. **122**(12).
76. Kappert, H.F., *[Problems in casting technics from the materials science viewpoint]*. Zahnartzl Mitt, 1986. **76**(20): p. 2305-6, 2309-14.
77. Karl, M., R. Carretta, and K.W. Higuchi, *Passivity of Fit of a Novel Prefabricated Implant-Supported Mandibular Full-Arch Reconstruction: A Comparative In Vitro Study*. Int J Prosthodont, 2018. **31**(5): p. 440-442.
78. Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung, *KZBV Jahrbuch 2017 - statistische Basisdaten zur vertragszahnärztlichen Versorgung*. 2017: Köln. p. 92 ff.
79. Kassenzahnärztliche Bundesvereinigung (KZBV)/Bundeszahnärztekammer (BZÄK), *Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) - Kurzfassung*. 2016: Köln/Berlin.
80. Katzer, A., et al., *Polyetheretherketone--cytotoxicity and mutagenicity in vitro*. Biomaterials, 2002. **23**(8): p. 1749-59.

81. Kern, M. and P. Pospiech, *Vollkeramik-Brücken auf dem Prüfstand*. DZ (Dental Zeitung), 2003. **28**(3): p. 28-32.
82. Kern, M., et al., *Vollkeramik auf einen Blick*. 6 ed. 2015, Ettlingen: Arbeitsgemeinschaft für Keramik in der Zahnheilkunde e.V. p. 7 ff, 54 ff, 126 ff.
83. Kern, M., Woerner, W., *Versorgung des Lückengebisses mit Doppelkronen. Modifizierte vollverblendete Konuskronen*. Parodontologie, 1991. **2**: p. 61-73.
84. Kerschbaum, T., *Zur Zukunft prothetischer Therapieformen*. zm - Zahnärztliche Mitteilungen, 2008. **23**.
85. Keul, C. and J.-F. Güth, *Influence of the Scanning Strategy on the Accuracy of Digital Full-arch Impressions*. ZWR, 2018. **127**(01/02): p. 14-23.
86. KG, H.K.W. *Datenblatt K0282 Pendelauflagen*. [cited 2019 13th August]; Available from:
https://www.kippwerk.de/xs_db/DOKUMENT_DB/www/KIPP_DE_CH_PL/BEDIENTEILE/DataSheet/de/K02/K0282_Datasheet_1121_Pendelauflagen--de.pdf.
87. Kim, E.H., et al., *A microcomputed tomography evaluation of the marginal fit of cobalt-chromium alloy copings fabricated by new manufacturing techniques and alloy systems*. J Prosthet Dent, 2017. **117**(3): p. 393-399.
88. Kim, Y.S., C.H. Jung, and J.Y. Park, *Low temperature degradation of yttria-stabilized tetragonal zirconia polycrystals under aqueous solutions*. Journal of Nuclear Materials, 1994. **209**(3): p. 326-331.
89. Klein, M., *Einführung in die DIN-Normen*. 13 ed. 2001, Berlin: Beuth Verlag, B.G. Teubner Verlag. p. 94 ff.
90. Klingenberg, D., *Dentalismus und Auslandszahnersatz: empirische Zahlungsbereitschaftsanalysen auf der Grundlage repräsentativer Stichproben im Jahre 2008*. 2009, Köln: IDZ, Institut der Deutschen Zahnärzte.
91. Kloss, F., Grunert, I, *Implantologie im Alter*. Zahnmedizin up2date, 2013. **7**(06): p. 533-549.
92. Knosp, H., R.J. Holliday, and C.W.J.G.B. Corti, *Gold in dentistry: Alloys, uses and performance*. 2003. **36**(3): p. 93-102.
93. Koeck, B. and S. Borelli, *Praxis der Zahnheilkunde - Band 6: Teilprothesen*. 1996, München: Urban & Schwarzenberg. p.167-191.

94. Kohorst, P., et al., *Low-temperature degradation of different zirconia ceramics for dental applications*. Acta Biomaterialia, 2012. **8**(3): p. 1213-1220.
95. Körber, K., *Konuskronen - Teleskope. Einführung in Klinik und Technik*. 1973, Heidelberg: Hüthig-Verlag. p. 83-87.
96. Körber, K., *Konuskronen. Das rationelle Telekopsystem. Einführung in Klinik und Technik*. 5 ed. 1983, Heidelberg: Hüthig-Verlag. p. 65, 69-72, 79-86, 172, 238ff.
97. Körber, K. and K. Ludwig, *Zahnärztliche Werkstoffkunde und Technologie*. 1993, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 42 ff.
98. Körber, K., Blum, M., *Konometrie: Rationelle Fertigung von Konuskronen*. ZWL, 2006. **04**: p. 35-38.
99. Körber, K.H., [*Cone crowns--a physically defined telescopic system*]. Dtsch Zahnärztl Z, 1968. **23**(6): p. 619-30.
100. Kotthaus, M., et al., *Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton(R) ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study*. Biomed Tech (Berl), 2019. **64**(5): p. 555-562.
101. Krug, K.P., A.W. Knauber, and F.P. Nothdurft, *Fracture behavior of metal-ceramic fixed dental prostheses with frameworks from cast or a newly developed sintered cobalt-chromium alloy*. Clin Oral Investig, 2015. **19**(2): p. 401-11.
102. Kumar, A., et al., *Effects of Sterilization Cycles on PEEK for Medical Device Application*. Bioengineering, 2018. **5**(1): p. 18.
103. Kumar, M., S. Razdan, and A. Sharma, *An Overview of Zirconia and its Application in Dentistry*. Dental Journal of Advance Studies, 2016. **04**(01): p. 001-007.
104. Künne, B., *Einführung in die Maschinenelemente: Gestaltung — Berechnung — Konstruktion*. 2 ed. 2001, Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag. p.128 f.
105. Kurtz, S.M., *PEEK Biomaterials Handbook*. 2 ed. Plastics Design Library. 2012, Oxford: William Andrew (Elsevier). p. 1-22.
106. Lehmann, K., *Die Anwendung des „Resilienzteleskops“ bei der parodontal-gingival getragenen Teilprothese*. Zahnärztl Welt, 1971. **80**: p. 565-569.
107. Lehmann, K.M., E. Hellwig, and H.-J. Wenz, *Zahnärztliche Propädeutik*. 12 ed. 2012, Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag. p. 329.

108. Lenz, J., *Ein mathematisches Modell zur Berechnung des Haft- und Festigkeitsverhaltens von konischen Teleskopkronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1982. **37**(1): p. 7-15.
109. Lenz, J., *Zum Haftungsmechanismus von konischen Teleskopkronen*. Quintessenz Zahntech, 1989. **5**: p. 569-583.
110. Lenz, J., *Die Friktion - eine Fiktion?* Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2009. **66** (2): p. 70-73.
111. Li, J., et al., *Bond strengths of porcelain to cobalt-chromium alloys made by casting, milling, and selective laser melting*. J Prosthet Dent, 2017. **118**(1): p. 69-75.
112. Litzenburger, A.P., et al., *Fully automatic CAD design of the occlusal morphology of partial crowns compared to dental technicians' design*. Clin Oral Investig, 2013. **17**(2): p. 491-6.
113. Mack, H., *Die teleskopierende Verankerung in der Teilprothetik*. 1983, Berlin: Quintessenz. p. 151-180.
114. Mandelli, F., et al., *Improvement of a Digital Impression with Conventional Materials: Overcoming Intraoral Scanner Limitations*. Int J Prosthodont, 2017. **30**(4): p. 373-376.
115. Marxkors, R., *[Impression errors and their avoidance]*. ZWR, 1985. **94**(6): p. 466, 469-73.
116. Marxkors, R., J. Geis-Gerstorfer, and H. Meiners, *Taschenbuch der zahnärztlichen Werkstoffkunde: vom Defekt zur Restauration*. 6 ed. 2008: Deutscher Zahnärzte Verlag. p. 48 f.
117. Mehl, A. and V. Blanz, *New procedure for fully automatic occlusal surface reconstruction by means of a biogeneric tooth model*. Int J Comput Dent, 2005. **8**(1): p. 13-25.
118. Merk, S., et al., *Suitability of Secondary PEEK Telescopic Crowns on Zirconia Primary Crowns: The Influence of Fabrication Method and Taper*. Materials (Basel), 2016. **9**(11): p. 908.
119. Merk, S., et al., *Retention Load Values of Telescopic Crowns Made of Y-TZP and CoCr with Y-TZP Secondary Crowns: Impact of Different Taper Angles*. Materials (Basel), 2016. **9**(5): p. 354.
120. Merk, S., *Retentionsversuche von Doppelkronen: Einfluss von Werkstoff, Konuswinkel und Herstellungstechnik*. 2017, Ludwig-Maximilian-Universität München: Dissertation.

121. Meyer, E., *Die Bewährung von Stegverbindungen, Teleskopkronen und Kugelnknopfankern im stark reduzierten Gebiss*. Dtsch Zahnarztl Z, 1983. **38**: p. 1011-1015.
122. Minagi, S., et al., *New telescopic crown design for removable partial dentures*. J Prosthet Dent, 1999. **81**(6): p. 684-8.
123. Minozzi, S., et al., *A Dental Prosthesis from the Early Modern Age in Tuscany (Italy)*. Clin Implant Dent Relat Res, 2017. **19**(2): p. 365-371.
124. Mittermuller, P., et al., *Five hundred patients reporting on adverse effects from dental materials: Frequencies, complaints, symptoms, allergies*. Dent Mater, 2018. **34**(12): p. 1756-1768.
125. Mormann, W.H., *The evolution of the CEREC system*. J Am Dent Assoc, 2006. **137** Suppl: p. 7s-13s.
126. Müller, D.W., M. Grundig, and T.T. Huynh, *Korrosion zahnärztlicher Konstruktionen; Ein unterschätztes Phänomen!* ZWR, 2013. **122**(12): p. 626-633.
127. Müller, K.E., *Immunologische Reaktionen bei chronischer Metallexposition*. ZWR, 2013. **122**(12): p. 642-648.
128. Müller, W., *Elektrochemische Charakterisierung metallischer Biomaterialien mit Hilfe des Mini Cell Systems*. 2009, Charité - Universitätsmedizin Berlin: Habilitationsschrift.
129. Müller, W., *Zum Stellenwert der Korrosion bei metallhaltigem Zahnersatz*. umwelt medizin gesellschaft, 2013. **26**(4): p. 252-256.
130. Muller-Hartwich, R., T.M. Prager, and P.G. Jost-Brinkmann, *SureSmile--CAD/CAM system for orthodontic treatment planning, simulation and fabrication of customized archwires*. Int J Comput Dent, 2007. **10**(1): p. 53-62.
131. Mystkowska, J., et al., *The Role of Oral Cavity Biofilm on Metallic Biomaterial Surface Destruction-Corrosion and Friction Aspects*. Int J Mol Sci, 2018. **19**(3).
132. Najeeb, S., et al., *Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics*. J Prosthodont Res, 2016. **60**(1): p. 12-9.
133. Nelson, S.J. and M.M. Ash, *Wheeler's Dental Anatomy, Physiology and Occlusion*. 9 ed. 2010, St. Louis: Saunders (Elsevier). p. 13.
134. Niedermeier, W., *Oraler Galvanismus - Ursachen und Folgen*. ZWR, 2015. **124**(12): p. 578-584.

135. O'Leary, T.J., K.D. Rudd, and C.L. Nabers, *Factors affecting horizontal tooth mobility*. Periodontics, 1966. **4**(6): p. 308-15.
136. Ohkawa, S., et al., *Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use*. Journal of Prosthetic Dentistry, 1990. **64**(2): p. 153-158.
137. Oleszek-Listopad, J., et al., *The use of gold and gold alloys in prosthetic dentistry - a literature review*. Curr. Issues Pharm. Med. Sci., 2015/09/01. **28**(3): p. 192-195.
138. Ott, R.W., H.-P. Vollmer, and W.E. Krug, *Klinik- und Praxisführer Zahnmedizin*. 2003, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 462.
139. Öwall, G., K.W. Bieniek, and H. Spiekermann, *Removable partial denture production in western Germany*. Quintessence Int, 1995. **26**(9): p. 621-7.
140. Ozyemisci-Cebeci, N. and H. Yavuzylmaz, *Comparison of the effects of friction varnish and electroforming on the retention of telescopic crowns*. J Prosthet Dent, 2013. **109**(6): p. 392-6.
141. Pang, B.K. and S. Freeman, *Oral lichenoid lesions caused by allergy to mercury in amalgam fillings*. Contact Dermatitis, 1995. **33**(6): p. 423-7.
142. Papadiochou, S. and A.L. Pissiotis, *Marginal adaptation and CAD-CAM technology: A systematic review of restorative material and fabrication techniques*. J Prosthet Dent, 2018. **119**(4): p. 545-551.
143. Papadopoulou, K. and T. Eliades, *Microbiologically-influenced corrosion of orthodontic alloys: a review of proposed mechanisms and effects*. Aust Orthod J, 2009. **25**(1): p. 63-75.
144. Perovic, B., *Vorrichtungen im Werkzeugmaschinenbau: Grundlagen, Berechnung und Konstruktion*. 2013, Berlin: Springer Vieweg. p. 15.
145. Plaßmann, W. and D. Schulz, *Handbuch Elektrotechnik: Grundlagen und Anwendungen für Elektrotechniker*. 2009, Wiesbaden: Vieweg+Teubner. p. 69.
146. Popov, V.L., *Kontaktmechanik und Reibung: Von der Nanotribologie bis zur Erdbebedynamik*. 3 ed. 2015, Berlin, Heidelberg: Springer Verlag. p. 3, 303 ff.
147. Pospiech, P., *Die prophylaktisch orientierte Versorgung mit Teilprothesen*. 2002, Stuttgart, New York: Georg Thieme Verlag. p. 19 ff., 76, 79 ff., 167, 192-199.
148. Reichelt, J., et al., *Neuartige Herstellung von Totalprothesen im digitalen Workflow*. Swiss Dent J, 2017. **127**(11): p. 967-975.

149. Reitemeier, B., N. Schwenzer, and M. Ehrenfeld, *Einführung in die Zahnmedizin*. 2006, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 117 ff.
150. Röper, M., *Untersuchung der Haft- und Gleitreibungskräfte an teleskopierenden Prothesenankern im Dauerverschleissversuch*. 1982, Heinrich-Heine Universität Düsseldorf: Dissertation.
151. Rosentritt, M., N. Ilie, and U. Lohbauer, *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin*. 2018, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 312 ,317 ff., 338, 343, 373-380, 425-444.
152. Rösler, J., H. Harders, and M. Bäker, *Mechanisches Verhalten der Werkstoffe*. 20012, Wiesbaden: Springer Vieweg. p. 252 ff.
153. Rößler, J., *Der Haftmechanismus von Galvano-Doppelkronen-Systemen und seine Beeinflussbarkeit durch Zwischenflüssigkeiten*. 2005, Friedrich-Schiller-Universität Jena: Dissertation.
154. Rößler, J., R. Göbel, and D. Welker, *The Retentive Mechanism of the Electroplated Double Crowns*. ZWR, 2005. **114**(10): p. 437-442.
155. Sakai, Y., et al., *Effects of surface roughness and tapered angle of cone crown telescopic system on retentive force*. Dent Mater J, 2011. **30**(5): p. 635-41.
156. SATO, T. and M. SHIMADA, *Transformation of Yttria-Doped Tetragonal ZrO2 Polycrystals by Annealing in Water*. 1985. **68**(6): p. 356-356.
157. Schalk, S., *Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen*. 2011, Martin-Luther-Universität Halle-Wittenberg: Dissertation.
158. Schmalz, G. and K.M. Galler, *Biocompatibility of biomaterials - Lessons learned and considerations for the design of novel materials*. Dent Mater, 2017. **33**(4): p. 382-393.
159. Schubert, O., et al., *Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time*. Clin Oral Investig, 2019. **23**(5): p. 2331-2338.
160. Schunke, S., *Doppelkronen: Systeme, Gestaltung, Planung, Fallbeispiele*. Kompendium der dentalen Frästechnik, Band 2. 2006, Berlin: Quintessenz. p. 2-20.
161. Schunke, S., *Prinzipielle Funktionsweisen der Doppelkronensysteme*. Quintessenz Zahntech, 2007. **33**(12): p. 1496-1507.
162. Schuth, M. and W. Buerakov, *Handbuch Optische Messtechnik: Praktische Anwendungen für Entwicklung, Versuch, Fertigung und Qualitätssicherung*. 2017, München: Carl Hanser Verlag GmbH & Co. KG. p. 338.

163. Schwenzer, N., *Prothetik und Werkstoffkunde*. 2 ed. 1994, Stuttgart: Georg Thieme Verlag. p. 250.
164. Schwindling, F.S., B. Dittmann, and P. Rammelsberg, *Double-crown-retained removable dental prostheses: a retrospective study of survival and complications*. J Prosthet Dent, 2014. **112**(3): p. 488-93.
165. Schwindling, F.S., et al., *Retention behavior of double-crown attachments with zirconia primary and secondary crowns*. Dent Mater, 2016. **32**(5): p. 695-702.
166. Schwindling, F.S., et al., *Electroplated telescopic retainers with zirconia primary crowns: 3-year results from a randomized clinical trial*. Clin Oral Investig, 2017. **21**(9): p. 2653-2660.
167. Setz, J., Diedrichs, G., *Galvanotechnik zur Herstellung von Zahnersatz - Stellungnahme der DGZMK*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2002. **57** (9): p. 514.
168. Setz, J.M., Szentpétery, V., Lautenschläger, C., *Mobilität von Friktionsteleskopfeilern im stark reduzierten Restgebiss - 3-Jahresergebnisse einer klinischen Studie*. Dtsch Zahnärztl Z, 2010. **65**(11): p. 654-664.
169. Shruthi, C.S., et al., *Telescopic Overdenture: A Case Report*. Int J Biomed Sci, 2017. **13**(1): p. 43-47.
170. Siewert, B., *Die klinisch relevanten Vorteile von PEEK (Poly-Ether-Ether-Keton) in der zahnärztlichen Prothetik*. umwelt.medizin.gesellschaft, 2014. **27**(4): p. 266-270.
171. Stancic, I. and A. Jelenkovic, *Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch*. Gerodontology, 2008. **25**(3): p. 162-7.
172. Stark, H., *Klinische und werkstoffkundliche Untersuchungen zur Bewährung von Teleskopprothesen und zum Verschleissverhalten von Teleskopkronen. Habilitationsschrift/Deutsche Hochschulschriften 1097*. 1996, Frankfurt: Hänsel-Hohenhausen.
173. Stark, H., A. Wolowski, and B. Ehmke, *Nachsorgestrategien für Zahnersatz*. zm - Zahnärztliche Mitteilungen, 2011. **101**(6): p. 60-4.
174. Stark, H., Kern M., *Die prothetische Versorgung des alten Menschen*. Quintessenz, 2002. **53**(4): p. 359-371.
175. Starr, W.R., *Removable Bridge-Work. - Porcelain Cap-Crowns*. Dental Cosmos, 1886. **28**(1): p. 17-19.
176. Statistisches Bundesamt, *Bevölkerung Deutschlands bis 2060*. April 2015: Wiesbaden.

177. Stawarczyk, B., et al., *Three-unit reinforced polyetheretherketone composite FDPs: influence of fabrication method on load-bearing capacity and failure types*. Dent Mater J, 2015. **34**(1): p. 7-12.
178. Stawarczyk, B., et al., *Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch*. Die Quintessenz der Zahntechnik, 2016. **42**(6): p. 740-765.
179. Stenzel, K., *Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerschleißversuch*. 1977, Albert-Ludwigs-Universität Freiburg: Dissertation.
180. Stenzel, K., H. Gilde, and P. Lenz, *Untersuchungen der Einflußgrößen zur Haftkraft von Konuskronen*. Dtsch Zahnärztl Z, 1980. **35**(10): p. 920-922.
181. Strietzel, R., *Die EMF-Legierung Wirobond von Bego feiert 30-jähriges Jubiläum - Eine Erfolgsgeschichte*. dental dialogue, 08/2013: p. 40-50.
182. Strietzel, R., *Ausflug in die Werkstoffkunde... - High Speed Cutting und Selective Laser Melting*. das dental labor, 10/2014. **LXII**: p. 122-127.
183. Strietzel, R., *Die Werkstoffkunde der Metall-Keramik-Systeme*. 2005, München: Verlag Neuer Merkur GmbH. p. 11 ff., 45, 47 f.
184. Strietzel, R., *Werkstoffkunde der zahntechnischen Materialien, Band 1*. 2017, München: Verlag Neuer Merkur GmbH. p. 394-431.
185. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band II*. 4 ed. 2011, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. S. 464-470, 472 ff., 476-483, 490 ff.
186. Strub, J., et al., *Curriculum Prothetik, Band III*. 4 ed. 2011, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. p. 783-798, 806, 984 f.
187. Subbarao, E.C., *Zirconia - An Overview.*, in *Science and Technology of Zirconia (Advances in Ceramics)*, A.H. Heuer and L.W. Hobbs, Editors. 1981, The American Ceramic Society: Westerville. p. 1-24.
188. Sun, D., et al., *Potentiodynamic polarization study of the in vitro corrosion behavior of 3 high-palladium alloys and a gold-palladium alloy in 5 media*. J Prosthet Dent, 2002. **87**(1): p. 86-93.
189. Szentpétery, V. and J. Setz, *Das stark reduzierte Restgebiss. Versorgung mit Teleskopprothetik*. 2016, Berlin: Quintessenz Verlags-GmbH. p. 9 f.

190. Tuna, S.H., N. Ozcicek Pekmez, and I. Kurkcuoglu, *Corrosion resistance assessment of Co-Cr alloy frameworks fabricated by CAD/CAM milling, laser sintering, and casting methods*. J Prosthet Dent, 2015. **114**(5): p. 725-34.
191. Turkyilmaz, I. and N.H. Hariri, *Four-year outcomes of full-arch fixed dental prostheses using CAD/CAM frameworks: A retrospective review of 15 cases*. J Clin Exp Dent, 2018. **10**(10): p. e1045-e1048.
192. Turp, I., et al., *Retention and surface changes of zirconia primary crowns with secondary crowns of different materials*. Clin Oral Investig, 2014. **18**(8): p. 2023-35.
193. Vaezi, M., et al., *Characterization of New PEEK/HA Composites with 3D HA Network Fabricated by Extrusion Freeforming*. Molecules, 2016. **21**(6): p. 687.
194. Valentine-Thon, E., et al., *LTT-MELISA is clinically relevant for detecting and monitoring metal sensitivity*. Neuro Endocrinol Lett, 2006. **27 Suppl 1**: p. 17-24.
195. van Noort, R., *The future of dental devices is digital*. Dent Mater, 2012. **28**(1): p. 3-12.
196. Volk, R., *Rauheitsmessung: Theorie und Praxis*. 3 ed. 20018, Berlin: Beuth Verlag GmbH. p. 11 ff.
197. von Fraunhofer, J.A., *Corrosion of orthodontic devices*. Semin Orthod, 1997. **3**(3): p. 198-205.
198. Wagner, C., et al., *Comparison of retention forces of different fabrication methods of co-cr crowns: pre-sintered and milled, cast and electroforming secondary crowns with different taper angles*. International Journal of Dentistry and Oral Science (IJDOS), 2015. **S2**(003): p. 15-20.
199. 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**: p. 162-168.
200. Wataha, J.C., *Principles of biocompatibility for dental practitioners*. J Prosthet Dent, 2001. **86**(2): p. 203-9.
201. Wataha, J.C., et al., *Brushing-induced surface roughness of nickel-, palladium-, and gold-based dental casting alloys*. J Prosthet Dent, 2008. **99**(6): p. 455-60.
202. Weckenmann, A., *Koordinatenmesstechnik: Flexible Meßstrategien für Maß, Form und Lage*. 2012, München: Carl Hanser Verlag GmbH & Company KG. p. 104 ff.

203. Weigl, P., J. Hauptmann, and H. Lauer, *Vorteile und Wirkungsweise eines biokompatiblen neuen Halteelements: vollkeramische Primärkrone, kombiniert mit metallischer Sekundärkrone*. Quintessenz Zahntech, 1996. **22**(5): p. 507-525.
204. Weigl, P., L. Hahn, and H.C. Lauer, *Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures*. J Biomed Mater Res, 2000. **53**(4): p. 320-36.
205. Weißbach, W., *Werkstoffkunde: Strukturen, Eigenschaften, Prüfung*. 18 ed. 2012, Wiesbaden: Vieweg+Teubner Verlag. p. 325 ff.
206. Wichelhaus, A., T. Culum, and F.-G.J.R.O.D.F. Sander, *Composition de surface des alliages orthodontiques : investigations particulières sur le taux de nickel*. 1997. **31**(1): p. 99-118.
207. Williams, D.F., *On the mechanisms of biocompatibility*. Biomaterials, 2008. **29**(20): p. 2941-53.
208. Wolfart, S. and M. Kern, *Optimale Einstellung der Konushaftung durch Einbringen eines okklusalen Stopps. Ein einfaches klinisches Verfahren bei zu stark haftenden Teilprothesen*. Quintessenz, 2000. **51**(2): p. 127-136.
209. Wostmann, B., et al., *Long-term analysis of telescopic crown retained removable partial dentures: survival and need for maintenance*. J Dent, 2007. **35**(12): p. 939-45.
210. Yoshikawa, Y., K. Torii, and M. Tanaka, *Influence of the number of insertions and removals of telescopic zirconia/alumina crowns on retentive force and settling*. Dent Mater J, 2019. **38**(4): p. 671-677.
211. Yoshimura, M., et al., *Role of H₂O on the degradation process of Y-TZP, in Hydrothermal Reactions for Materials Science and Engineering: An Overview of Research in Japan*, S. Sōmiya, Editor. 1989, Springer Netherlands: Dordrecht. p. 396-398.
212. Zeeck, A., S. Grond, and S.C. Zeeck, *Chemie für Mediziner*. 9 ed. 2017, München: Elsevier. p. 424 ff.
213. Zhao, Y., et al., *Low temperature degradation of alumina-toughened zirconia in artificial saliva*. 2013. **28**(4): p. 844-848.
214. Zitzmann, N.U., *Die Folgen der Zahnlosigkeit für das Individuum*. Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift, 2004. **59**(11): p. 617-625.
215. Zoidis, P., I. Papathanasiou, and G. Polyzois, *The Use of a Modified Poly-Ether-Ether-Ketone (PEEK) as an Alternative Framework Material for Removable Dental Prostheses. A Clinical Report*. J Prosthodont, 2016. **25**(7): p. 580-584.

Abbildungsverzeichnis

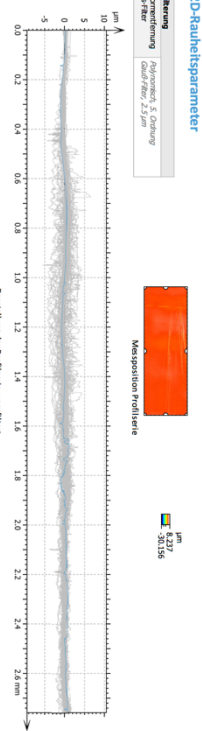
| | | |
|---------|--|----|
| Abb. 1 | Funktionsprinzip des Friktionsteleskops (eigene Darstellung nach Stüttgen) [92]..... | 8 |
| Abb. 2 | Prinzip der Konushaftung (eigene Darstellung nach Pospiech) [146]..... | 10 |
| Abb. 3 | Haftkraft-Konuswinkelfunktion nach Körber (eigene Darstellung) [94]..... | 11 |
| Abb. 4 | Kräfteverteilung: Klotz auf schiefer Ebene nach Lenz (eigene Darstellung) [109]..... | 13 |
| Abb. 5 | Tribologisches System: Teleskopkrone (eigene Darstellung)..... | 17 |
| Abb. 6 | Doppelkronen in den getesteten Materialkombinationen (Gold- und Cobalt-Basis-Legierung, Zirkoniumdioxidkeramik, PEEK) und Herstellungsmethoden (eigene Darstellung)..... | 18 |
| Abb. 7 | Vergleich der Abläufe konventioneller und digitaler Prozessketten (eigene Darstellung)..... | 29 |
| Abb. 8 | Schema der Arbeitsschritte (eigene Darstellung)..... | 31 |
| Abb. 9 | Technische Zeichnung: Prämolarenstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)..... | 33 |
| Abb. 10 | 3D-Ansicht: Prämolarenstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)..... | 33 |
| Abb. 11 | CNC-gefertigter Prämolarenstumpf mit Rotationsschutz (eigene Darstellung)..... | 34 |
| Abb. 12 | 3D-Oberflächendaten eines eingescannten Stumpfes (eigene Darstellung)..... | 35 |
| Abb. 13 | Individuelle Anpassung von Präparationsgrenze und Einschubrichtung (eigene Darstellung)..... | 36 |
| Abb. 14 | Primärkronendesign (eigene Darstellung)..... | 37 |
| Abb. 15 | 0°-Parallelfräsen der Primärkronen (Hartmetallfräse und Konator-Flex-System: 240 µm - 600 µm) (eigene Darstellung)..... | 39 |
| Abb. 16 | Gusstechnisch hergestelltes Doppelkronenpaar mit lateraler Nummerierung und okklusaler Öse (eigene Darstellung)..... | 40 |
| Abb. 17 | Tertiärgerüst, Galvanokäppchen, Primärteleskop aus Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellungen)..... | 45 |
| Abb. 18 | 3D-Oberflächendaten einer eingescannten Primärkrone (eigene Darstellungen)..... | 47 |
| Abb. 19 | Virtuell am Computer modelliertes Sekundärkronendesign (eigene Darstellung)..... | 48 |
| Abb. 20 | CAD/CAM gefertigte NEM/NEM-Doppelkronen (eigene Darstellungen)..... | 48 |
| Abb. 21 | CAD/CAM gefertigte Zirkoniumdioxidkeramik/NEM-Doppelkronen (eigene Darstellung)..... | 49 |
| Abb. 22 | CAD/CAM gefertigte Zirkoniumdioxidkeramik/PEEK-Doppelkronen (eigene Darstellung)..... | 50 |
| Abb. 23 | Universalprüfmaschine „Z2,5“ und Computer mit Prüf-Software „testXpert II“ (eigene Darstellung).... | 51 |
| Abb. 24 | Versuchsaufbau mit fixierter Primär- und Sekundärkrone (eigene Darstellung)..... | 55 |
| Abb. 25 | Kraft-Weg-Diagramm eines Belastungszyklus..... | 56 |
| Abb. 26 | Erläuterung: Aufbau Boxplot-Diagramm..... | 57 |
| Abb. 27 | Arbeitsplatz der lichtmikroskopischen Untersuchungen (eigene Darstellung)..... | 59 |
| Abb. 28 | Form, Welligkeit, Rauheit (eigene Darstellung)..... | 61 |
| Abb. 29 | Profilübersicht (eigene Darstellung)..... | 61 |
| Abb. 30 | Wellenlängenbereiche und Cut-off-Werte (eigene Darstellung)..... | 62 |
| Abb. 31 | Haftkraftverhalten der Proben 1 - 10 der Gruppe Orplid TK / Orplid TK..... | 65 |
| Abb. 32 | Box-Plot: Orplid TK / Orplid TK..... | 66 |
| Abb. 33 | Friedman-Test: Orplid TK / Orplid TK..... | 66 |

| | |
|---|-----|
| Abb. 34 Haftkraftverhalten der Proben 11 - 20 aus der Gruppe Starbond CoS / Starbond CoS..... | 67 |
| Abb. 35 Box-Plot: Starbond CoS / Starbond CoS..... | 68 |
| Abb. 36 Friedman-Test: Starbond CoS / Starbond CoS..... | 69 |
| Abb. 37 Haftkraftverhalten der Proben 21 - 30 in der Gruppe Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H | 70 |
| Abb. 38 Box-Plot: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H..... | 71 |
| Abb. 39 Friedman-Test: Tizian Blanc Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H..... | 71 |
| Abb. 40 Exakter Wilcoxon-Test: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H..... | 72 |
| Abb. 41 Haftkraftverhalten der Proben 31 - 40 aus der Gruppe CAD/CAM - Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft | 73 |
| Abb. 42 Box-Plot: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft..... | 74 |
| Abb. 43 Friedman-Test: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft..... | 74 |
| Abb. 44 Haftkraftverhalten von Probe 41-50 aus der Gruppe CAD/CAM – Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Quattro Disc NEM Soft..... | 75 |
| Abb. 45 Box-Plot: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft..... | 76 |
| Abb. 46 Friedman-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft | 77 |
| Abb. 47 Haftkraftverhalten von Probe 51-60 aus der Gruppe CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP | 78 |
| Abb. 48 Box-Plot: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP | 79 |
| Abb. 49 Friedman-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP..... | 79 |
| Abb. 50 Wilcoxon-Test: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP | 80 |
| Abb. 51 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen beim Ausgangszustand..... | 82 |
| Abb. 52 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 50 Belastungszyklen..... | 84 |
| Abb. 53 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 5.000 Belastungszyklen | 86 |
| Abb. 54 Boxplot: Haftkraftverhalten der einzelnen Prüfgruppen nach 10.000 Belastungszyklen | 88 |
| Abb. 55 Lichtmikroskopische Aufnahmen Probe 2 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung) | 90 |
| Abb. 56 Innenkronenseite der Außenkrone von Probekörper 2 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung)..... | 91 |
| Abb. 57 Primärkronenoberfläche Orplid (eigene Darstellung) | 92 |
| Abb. 58 Lichtmikroskopische Aufnahmen Probe 16 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung) | 93 |
| Abb. 59 Probekörper 20 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung) | 94 |
| Abb. 60 Primärkronenoberfläche Starbond CoS (eigene Darstellung) | 95 |
| Abb. 61 Probe 28 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung) | 96 |
| Abb. 62 Innenkronenseite Prüfkörper 29 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)..... | 96 |
| Abb. 63 Primärkronenoberfläche Zirkoniumdioxidkeramik Tizian Blank / Helioform H (eigene Darstellung)..... | 97 |
| Abb. 64 Probekörper 38 (eigene Darstellung) | 98 |
| Abb. 65 Innenkronenseite von Probekörper 32 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung) | 99 |
| Abb. 66 Primärkronenoberfläche Quattro Disc NEM Soft (eigene Darstellung)..... | 100 |

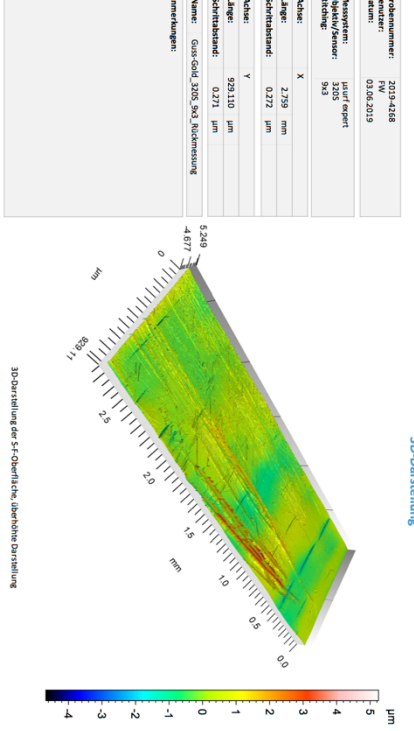
| | |
|--|-----|
| Abb. 67 Probe 41 bei 10-facher Vergrößerung vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung) ... | 101 |
| Abb. 68 Innenkronenseite von Probekörper 43 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung) | 101 |
| Abb. 69 Primärkronenoberfläche Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellung) | 102 |
| Abb. 70 Probekörper 60 bei 10-facher Vergrößerung (eigene Darstellung): kein Auftreten von Verschleißerscheinungen..... | 103 |
| Abb. 71 Innenkronenseite von Probekörper 55 nach der Belastungsphase (eigene Darstellung) | 104 |
| Abb. 72 Primärkronenoberfläche Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik (eigene Darstellung) | 104 |
| Abb. 73 Gesamtübersicht der horizontalen Schliffbilder: 50-fache Vergrößerung, Hellfeld, 90° (eigene Darstellung)..... | 106 |
| Abb. 74 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Orplid TK / Orplid TK vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)..... | 109 |
| Abb. 75 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Starbond CoS / Starbond CoS vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)..... | 110 |
| Abb. 76 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Helioform H vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung) | 111 |
| Abb. 77 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)..... | 112 |
| Abb. 78 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/ Quattro Disc NEM Soft vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung)..... | 113 |
| Abb. 79 3D-Darstellung der S-F-Oberfläche: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP vor (links) und nach (rechts) Belastung (eigene Darstellung) | 114 |
| Abb. 80 Oberflächenuntersuchung: GG vor der Belastungsphase..... | 158 |
| Abb. 81 Oberflächenuntersuchung: GG nach der Belastungsphase | 159 |
| Abb. 82 Oberflächenuntersuchung: NN vor der Belastungsphase..... | 160 |
| Abb. 83 Oberflächenuntersuchung: NN nach der Belastungsphase | 161 |
| Abb. 84 Oberflächenuntersuchung: ZG vor der Belastungsphase | 162 |
| Abb. 85 Oberflächenuntersuchung: ZG nach der Belastungsphase..... | 163 |
| Abb. 86 Oberflächenuntersuchung: CC NN vor der Belastungsphase..... | 164 |
| Abb. 87 Oberflächenuntersuchung: CC NN nach der Belastungsphase | 165 |
| Abb. 88 Oberflächenuntersuchung: CC ZN vor der Belastungsphase..... | 166 |
| Abb. 89 Oberflächenuntersuchung: CC ZN nach der Belastungsphase | 167 |
| Abb. 90 Oberflächenuntersuchung: CC ZP vor der Belastungsphase | 168 |
| Abb. 91 Oberflächenuntersuchung: CC ZP nach der Belastungsphase..... | 169 |

Tabellenverzeichnis

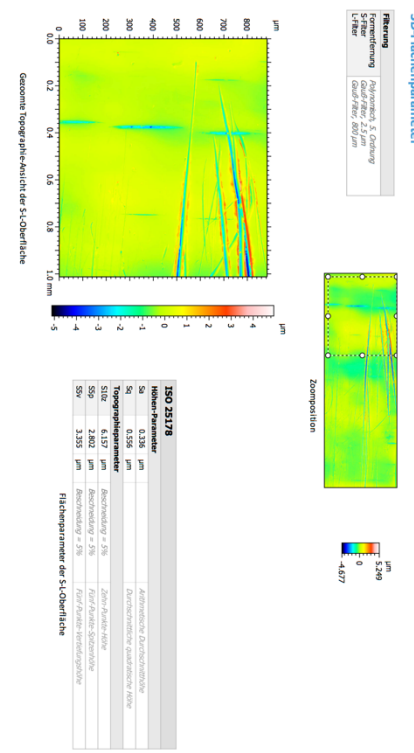
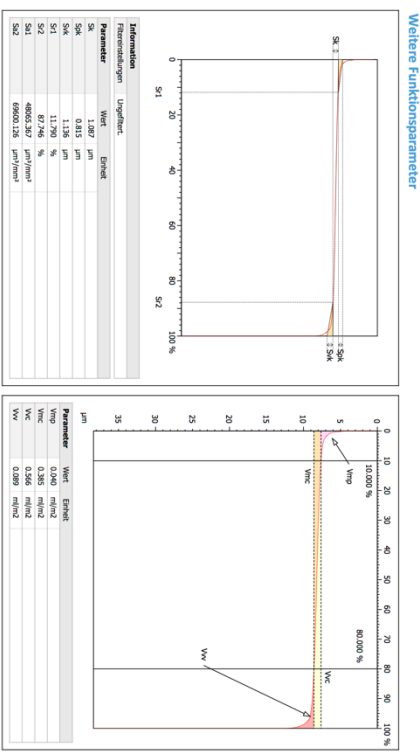
| | | |
|---------|--|-----|
| Tab. 1 | Typeinteilung nach Indikation gemäß DIN EN ISO 22 674 [42]..... | 19 |
| Tab. 2 | Vergleich der Aufnahme von Metallionen durch Nahrung und Korrosion nach Strietzel [182] | 26 |
| Tab. 3 | Zahngrößen nach Nelson [132]..... | 32 |
| Tab. 4 | Inhaltstoffe: Glandosane Mundspray je 100ml Spray zur Anwendung in der Mundhöhle | 52 |
| Tab. 5 | Maße: Pendelauflage plan, Form G [85] | 54 |
| Tab. 6 | 2D-Amplitudenparameter nach ISO 4287 [40] | 63 |
| Tab. 7 | 3D-Flächenparameter nach ISO 25178 [43] | 63 |
| Tab. 8 | Deskriptive Statistik: Orplid TK / Orplid TK (Haftkraft in N)..... | 65 |
| Tab. 9 | Deskriptive Statistik: Starbond CoS / Starbond CoS (Haftkraft in Newton) | 68 |
| Tab. 10 | Deskriptive Statistik: Zirkoniumdioxidkeramik/Galvano (Haftkraft in Newton) | 70 |
| Tab. 11 | Deskriptive Statistik: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft (Haftkraft in Newton)..... | 73 |
| Tab. 12 | Deskriptive Statistik: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft (Haftkraft in Newton)..... | 76 |
| Tab. 13 | Deskriptive Statistik: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP (Haftkraft in Newton).78 | |
| Tab. 14 | Deskriptive Statistik: Ausgangszustand (Haftkraft in Newton)..... | 81 |
| Tab. 15 | Mann-Whitney-U-Test: Ausgangszustand..... | 83 |
| Tab. 16 | Deskriptive Statistik: nach 50 Zyklen (Haftkraft in Newton)..... | 83 |
| Tab. 17 | Mann-Whitney-U-Test: nach 50 Belastungszyklen | 85 |
| Tab. 18 | Deskriptive Statistik: nach 5.000 Zyklen (Haftkraft in Newton)..... | 85 |
| Tab. 19 | Mann-Whitney-U-Test: nach 5.000 Belastungszyklen..... | 87 |
| Tab. 20 | Deskriptive Statistik: nach 10.000 Zyklen (Haftkraft in Newton) | 87 |
| Tab. 21 | Mann-Whitney-U-Test: nach 10.000 Belastungszyklen..... | 89 |
| Tab. 22 | Übersicht: minimale/maximale Fügespaltbreite (eigene Darstellungen)..... | 107 |
| Tab. 23 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: Orplid TK / Orplid TK (vorher/nachher)..... | 108 |
| Tab. 24 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: Starbond CoS / Starbond CoS (vorher/nachher)..... | 109 |
| Tab. 25 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / Helioform H (vorher/nachher)..... | 110 |
| Tab. 26 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Quattro Disc NEM Soft / Quattro Disc NEM Soft (vorher/nachher)..... | 111 |
| Tab. 27 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik/Quattro Disc NEM Soft (vorher/nachher) | 112 |
| Tab. 28 | Ergebnisse der Oberflächenmessung: CAD/CAM Tizian Blank Zirkoniumdioxidkeramik / BioHPP (vorher/nachher)..... | 113 |



| ISO 4287 | | ISO 13065-2 | |
|--|-------|--|-------|
| Parameter | Wert | Parameter | Wert |
| Arithmetischer Durchschnittswert der Rauheitsprofile | 0,306 | Kein Parameter | |
| Quadratwurzel des arithmetischen Durchschnittswertes der Rauheitsprofile | 0,422 | Quadratwurzel des arithmetischen Durchschnittswertes der Rauheitsprofile | 0,688 |
| Maximale Höhe der Rauheitsprofile | 2,996 | Maximale Höhe der Rauheitsprofile | 0,681 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 | Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 | Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 | Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 | Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 | Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 | Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 | Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 0,423 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 | Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,423 |



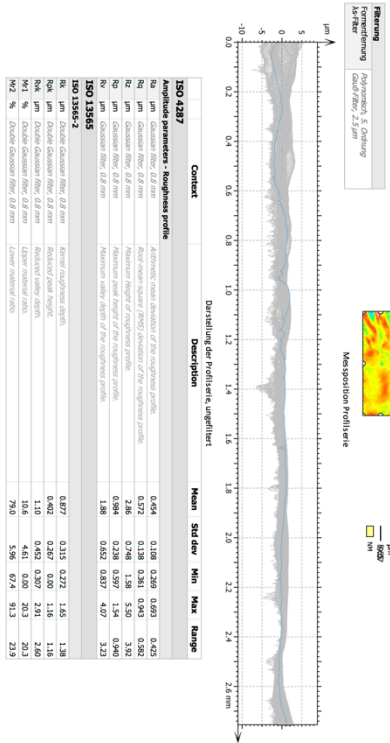
| Parameter | Wert |
|--|-------|
| Arithmetischer Durchschnittswert der Rauheitsprofile | 0,306 |
| Quadratwurzel des arithmetischen Durchschnittswertes der Rauheitsprofile | 0,422 |
| Maximale Höhe der Rauheitsprofile | 2,996 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |



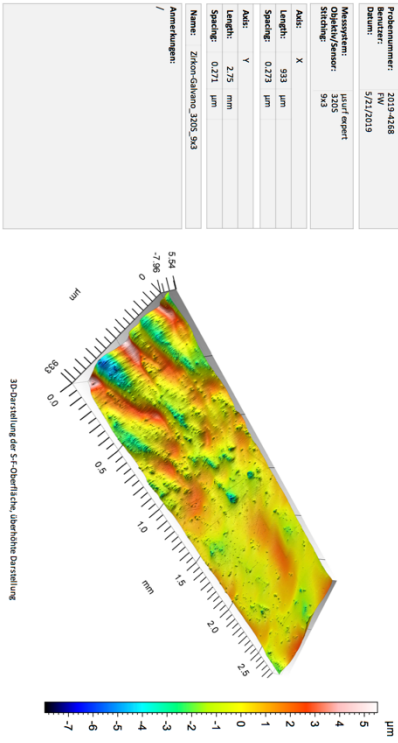
| Parameter | Wert |
|--|-------|
| Arithmetischer Durchschnittswert der Rauheitsprofile | 0,306 |
| Quadratwurzel des arithmetischen Durchschnittswertes der Rauheitsprofile | 0,422 |
| Maximale Höhe der Rauheitsprofile | 2,996 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |
| Maximale Schwärze der Rauheitsprofile | 1,288 |
| Maximale Vertiefung der Rauheitsprofile | 0,699 |

Abb. 81 Oberflächenuntersuchung: GG nach der Belastungsphase

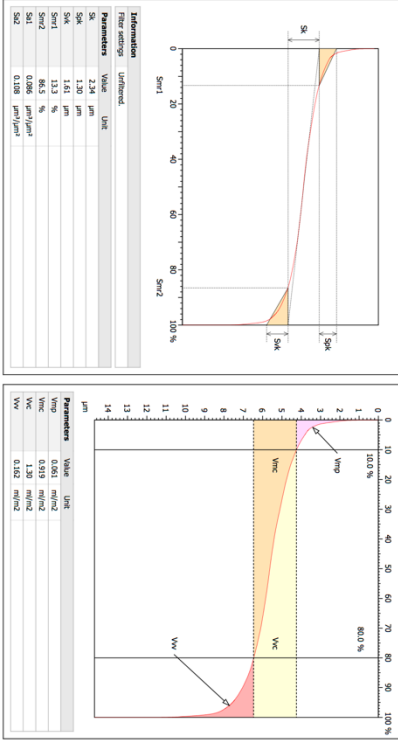
2D-Rauhheitsparameter



3D-Darstellung



Weitere Funktionsparameter



3D-Fächchenparameter

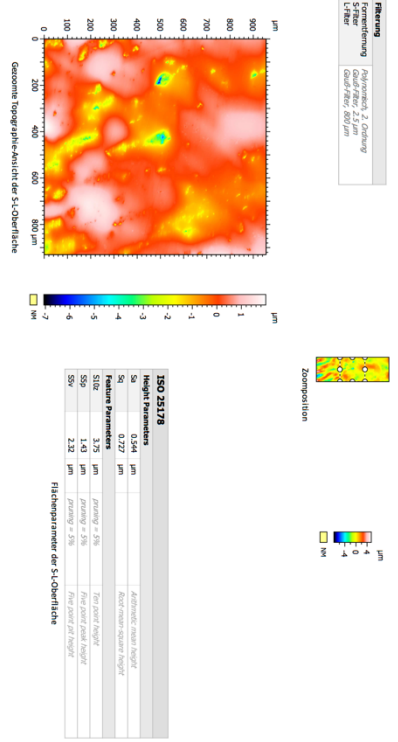
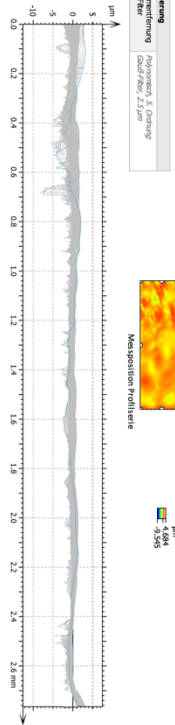


Abb. 84 Oberflächenuntersuchung: ZG vor der Belastungsphase

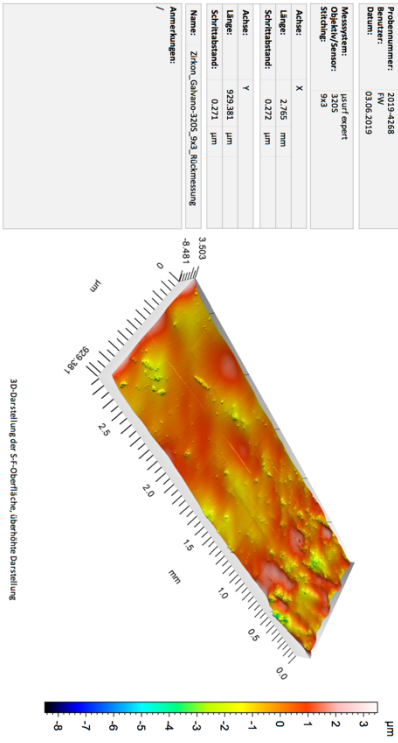
2D-Rauhheitsparameter



| ISO 4287 | Kontakt | Beschreibung | Mittelwert | Std.-Abw. | Min | Max | Bereich |
|---|---------|--|------------|-----------|--------|--------|---------|
| Amplitudenparameter - Rauheitsprofil | | | | | | | |
| Ra | µm | Quadratmittel der Amplitudenparameter | 0,209 | 0,087 | 0,188 | 0,019 | 0,032 |
| Rq | µm | Quadratmittel der Amplitudenparameter | 0,244 | 0,128 | 0,230 | 0,056 | 0,277 |
| Rz | µm | Maximale Schiefe der Amplitudenparameter | 0,630 | 0,154 | 0,350 | 1,050 | 0,676 |
| Rv | µm | Quadratmittel der Amplitudenparameter | 1,234 | 0,634 | 0,591 | 4,473 | 3,882 |
| ISO 13565-2 | | | | | | | |
| Rk | µm | Depressionen | 0,201 | 0,199 | 0,249 | 1,223 | 0,974 |
| Rpk | µm | Depressionen | 0,390 | 0,203 | 0,028 | 1,039 | 1,010 |
| Rvk | µm | Depressionen | 11,065 | 7,447 | 0,000 | 32,361 | 32,361 |
| Rk2 | % | Depressionen | 82,674 | 8,138 | 62,388 | 99,539 | 37,171 |

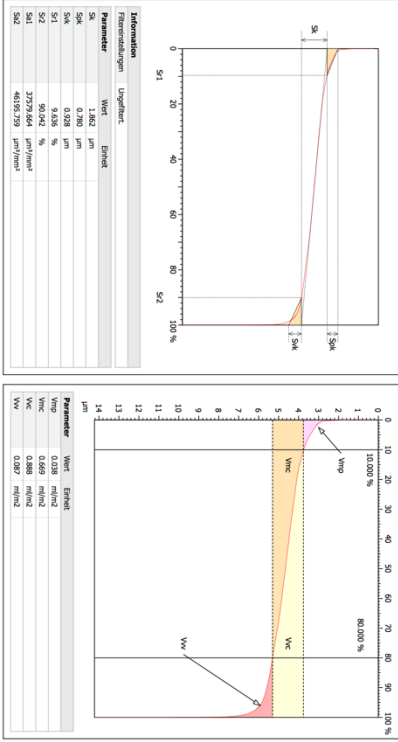
ISO analysis premium 7.4.8076
Karl-Friedrich-Ring 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

3D-Darstellung



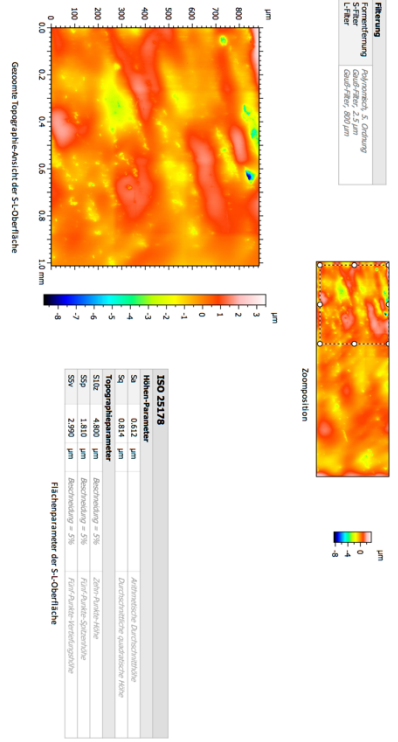
ISO analysis premium 7.4.8076
Karl-Friedrich-Ring 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

Weitere Funktionsparameter



ISO analysis premium 7.4.8076
Karl-Friedrich-Ring 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

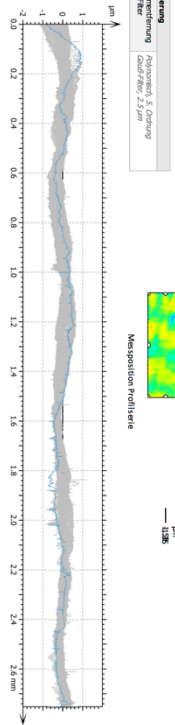
3D-Flächenparameter



ISO analysis premium 7.4.8076
Karl-Friedrich-Ring 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

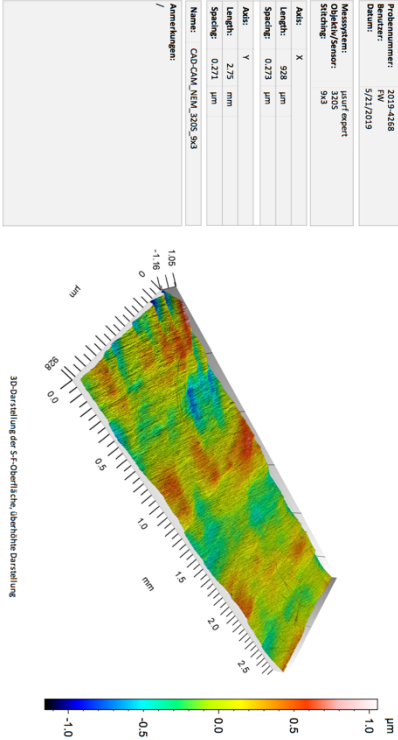
Abb. 85 Oberflächenuntersuchung: ZG nach der Belastungsphase

2D-Rauhheitsparameter



| ISO 4287 | Comment | Description | Mean | Std dev | Min | Max | Range |
|---|---------------------------|---|--------|---------|-------|-------|-------|
| Amplitude parameters - Roughness profile | | | | | | | |
| Ra | Daunen-Rauheit (0,8 mm) | Arithmetic mean deviation of the roughness profile | 0,080 | 0,0208 | 0,045 | 0,111 | 0,064 |
| Rq | Daunen-Rauheit (0,8 mm) | Root-mean-square (RMS) deviation of the roughness profile | 0,106 | 0,0263 | 0,066 | 0,140 | 0,074 |
| Rz | Daunen-Rauheit (0,8 mm) | Maximum height deviation of the roughness profile | 0,242 | 0,0688 | 0,164 | 0,426 | 0,426 |
| Ry | Daunen-Rauheit (0,8 mm) | Maximum valley depth of the roughness profile | 0,205 | 0,0515 | 0,172 | 0,403 | 0,431 |
| ISO 13565-2 | | | | | | | |
| Rk | Daunen-Gauntheit (0,8 mm) | Kernel roughness depth | 0,234 | 0,0333 | 0,154 | 0,426 | 0,272 |
| Rpk | Daunen-Gauntheit (0,8 mm) | Reduced peak height | 0,0949 | 0,0427 | 0,032 | 0,294 | 0,171 |
| Rvk | Daunen-Gauntheit (0,8 mm) | Reduced valley depth | 0,133 | 0,0272 | 0,128 | 0,284 | 0,265 |
| Rk1 | Daunen-Gauntheit (0,8 mm) | Lower threshold (Rk) | 0,44 | 0,08 | 0,68 | 0,66 | 0,28 |
| Rk2 | Daunen-Gauntheit (0,8 mm) | Lower threshold (Rk) | | | | | |

3D-Darstellung



ISO 4287

ISO 13565-2

ISO 25178

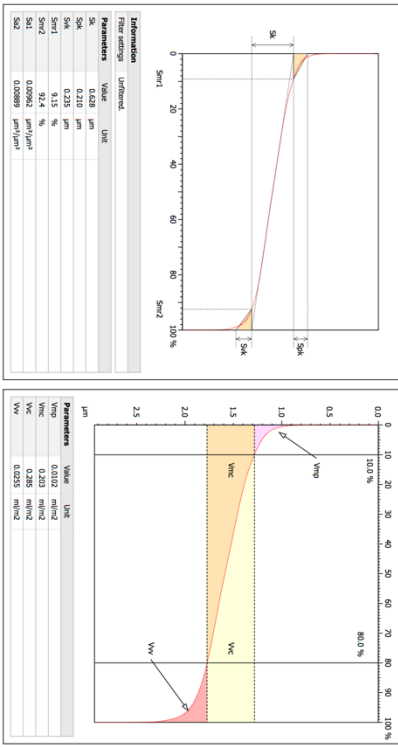
ISO 25178

ISO 25178

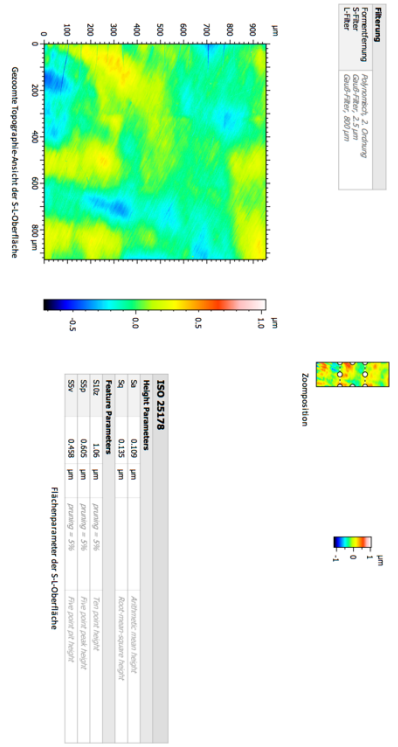
ISO 25178

ISO 25178

Weitere Funktionsparameter



3D-Flächenparameter



ISO 25178

ISO 25178

ISO 25178

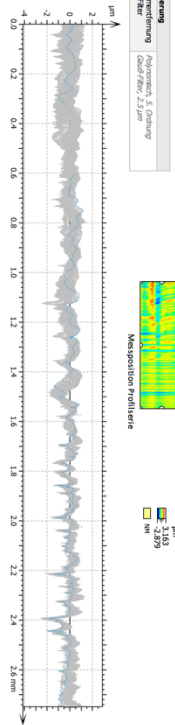
ISO 25178

ISO 25178

ISO 25178

Abb. 86 Oberflächenuntersuchung: CC NN vor der Belastungsphase

2D-Rauhheitsparameter



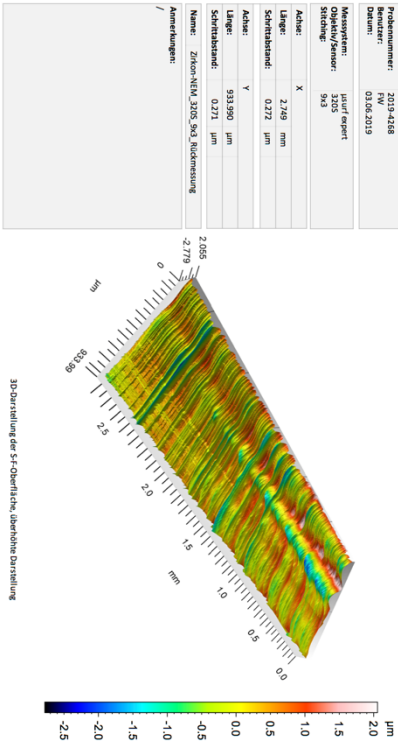
| ISO 4287 | Kontext | Beschreibung | Mittelwert | Std.-Abw. | Min | Max | Bereich |
|--|---------------|--|------------|-----------|--------|--------|---------|
| Arithmetischer Parameter - Rauheitsprofil | | | | | | | |
| Ra µm | Quadratmittel | Arithmetischer Durchschnittswert des Rauheitsprofils | 0,341 | 0,024 | 0,114 | 0,290 | 0,176 |
| Rq µm | Quadratmittel | Quadratmittler Durchschnittswert des Rauheitsprofils | 0,439 | 0,039 | 0,281 | 0,544 | 0,263 |
| Rz µm | Quadratmittel | Maximale Differenz zwischen dem höchsten und dem niedrigsten Punkt des Rauheitsprofils | 0,862 | 0,090 | 0,412 | 1,071 | 0,660 |
| Ry µm | Quadratmittel | Maximale Abweichung des Rauheitsprofils | 1,454 | 0,294 | 1,001 | 1,975 | 0,975 |
| ISO 13565 | | | | | | | |
| ISO 13565-2 | | | | | | | |
| Rk µm | Depression | Quadratmittel d.h. aller Vertiefungen | 0,240 | 0,020 | 0,109 | 1,159 | 0,320 |
| Rpk µm | Depression | Quadratmittel d.h. aller Vertiefungen | 0,272 | 0,151 | 0,229 | 0,796 | 0,608 |
| Rsk µm | Depression | Quadratmittel d.h. aller Vertiefungen | 6,984 | 1,659 | 3,679 | 11,344 | 7,564 |
| Rk2 % | Depression | Quadratmittel d.h. aller Vertiefungen | 81,070 | 3,198 | 75,490 | 87,238 | 12,048 |

unif analysis premium 7.4.8076
Marktack-Straße 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000 0 | Fax +49 208 60000 99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

Nanofocus AG
see more

-2/4-

3D-Darstellung

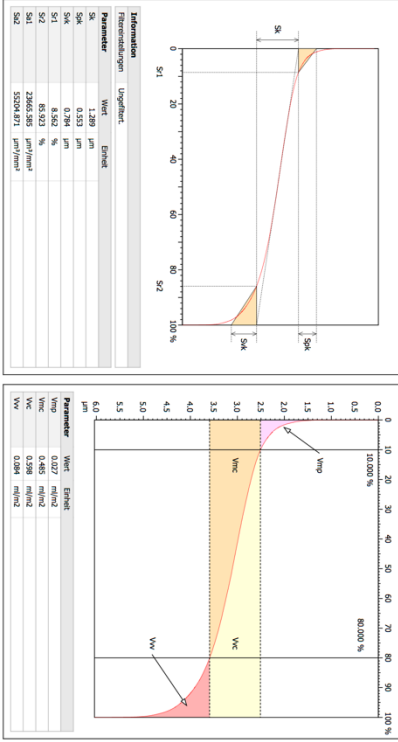


unif analysis premium 7.4.8076
Marktack-Straße 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000 0 | Fax +49 208 60000 99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

Nanofocus AG
see more

-1/4-

Weitere Funktionsparameter



| Informationen | Typ | Einheit |
|---------------------|---------------------|---------|
| Formulierung | | |
| Formulierung | Polymers 5, Oxidung | |
| Lebensdauer | Quadratmittel | µm |
| ISO 13565-2 | | |
| Sk µm | 1,189 | µm |
| Ssk µm | 0,253 | µm |
| Srk µm | 0,284 | µm |
| Sr1 µm | 8,826 | µm |
| Sr2 µm | 2,865 | µm |
| Sr3 µm | 2,865 | µm |
| Sr4 µm | 5,504 | µm |
| Sr5 µm | 5,504 | µm |

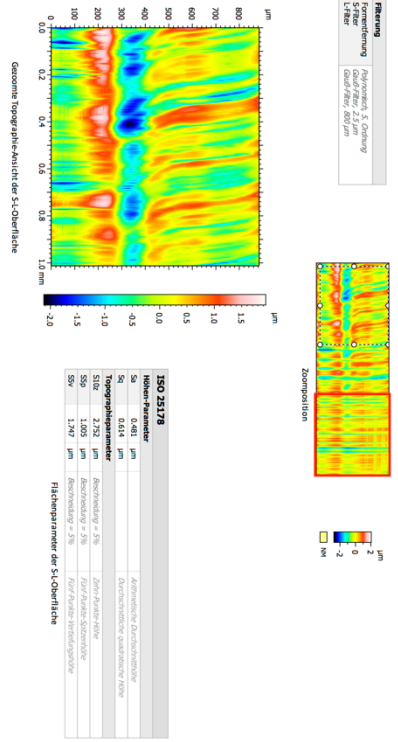
| Parameter | Wert | Einheit |
|-----------|-------|---------|
| Wp | 0,027 | mm/2 |
| Wm | 0,058 | mm/2 |
| Wv | 0,084 | mm/2 |

unif analysis premium 7.4.8076
Marktack-Straße 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000 0 | Fax +49 208 60000 99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

Nanofocus AG
see more

-4/4-

3D-Fächchenparameter



| Informationen | Typ | Einheit |
|---------------------|---------------------|---------|
| Formulierung | | |
| Formulierung | Polymers 5, Oxidung | |
| Lebensdauer | Quadratmittel | µm |
| ISO 25178 | | |
| Sa | 0,461 | µm |
| Sa1 | 0,461 | µm |
| Sa2 | 2,752 | µm |
| Sa3 | 1,002 | µm |
| Sa4 | 1,247 | µm |

| Mohr-Parameter | Wert | Einheit | Abgrenzung |
|----------------|-------|---------|--|
| Sa | 0,461 | µm | Arithmetischer Durchschnittswert |
| Sa1 | 0,461 | µm | Arithmetischer Durchschnittswert |
| Sa2 | 2,752 | µm | Quadratmittler Durchschnittswert |
| Sa3 | 1,002 | µm | Maximale Differenz zwischen dem höchsten und dem niedrigsten Punkt des Rauheitsprofils |
| Sa4 | 1,247 | µm | Maximale Abweichung des Rauheitsprofils |

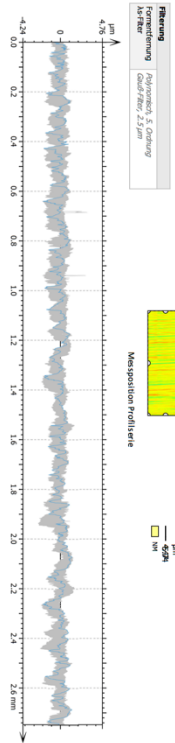
unif analysis premium 7.4.8076
Marktack-Straße 48 | D-96090 Oberhausen | Phone +49 208 60000 0 | Fax +49 208 60000 99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

Nanofocus AG
see more

-3/4-

Abb. 89 Oberflächenuntersuchung: CC ZN nach der Belastungsphase

2D-Rauhheitsparameter



| ISO 4287 | Context | Description | Mean | Std dev | Min | Max | Range |
|---|---------|--|-------|---------|-------|-------|--------|
| Amplitude parameters - Roughness profile | | | | | | | |
| Ar | µm | Arithmetic mean deviation of the roughness profile | 0.443 | 0.203 | 0.294 | 0.481 | 0.0871 |
| Rq | µm | Quadratic mean deviation of the roughness profile | 0.551 | 0.238 | 0.497 | 0.937 | 0.0992 |
| Rz | µm | Maximum height (Rz) deviation of the roughness profile | 1.14 | 0.515 | 0.937 | 2.16 | 1.22 |
| Sm | µm | Maximum width of the roughness profile | 1.89 | 0.113 | 1.48 | 2.16 | 0.681 |
| ISO 13565 | | | | | | | |
| Rk | µm | Reduced Gaussian filter (0.8 mm) | 1.34 | 0.119 | 1.12 | 1.41 | 0.483 |
| Rpk | µm | Reduced Gaussian filter (0.25 mm) | 0.797 | 0.068 | 0.591 | 0.932 | 0.262 |
| Rvk | µm | Reduced Gaussian filter (0.8 mm) | 0.297 | 0.068 | 0.591 | 0.932 | 0.262 |
| Rk1 | % | Reduced Gaussian filter (0.8 mm) | 5.95 | 0.967 | 3.43 | 8.47 | 5.04 |
| Rk2 | % | Reduced Gaussian filter (0.8 mm) | 1.72 | 0.15 | 0.889 | 2.33 | 0.889 |

Probennummer: 3205_4268
Benutzer: FW
Datum: 5/21/2019
Messwert: laut report
Objekt/Messr: 3x3
Sichtlinie: 3x3

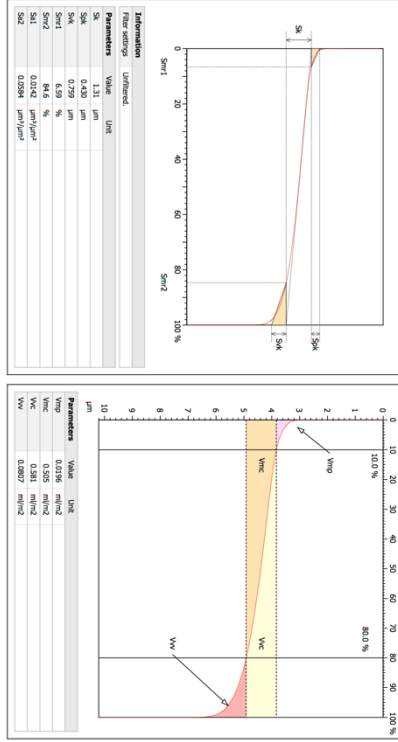
Achse: X
Length: 598 µm
Spachtel: 0.273 µm

Achse: Y
Length: 2.75 mm
Spachtel: 0.271 µm

Name: Zirkon-PEEK_3205_9x3
Anmerkungen:

ISO-Darstellung der S-F-Oberfläche, überhöhte Darstellung

Weitere Funktionsparameter



ISO 25178
Height Parameters
S0: 0.242 µm
S1: 0.430 µm
S2: 0.299 µm
S3: 1.26 µm
S4: 1.26 µm
S5: 1.26 µm
S6: 1.07 µm

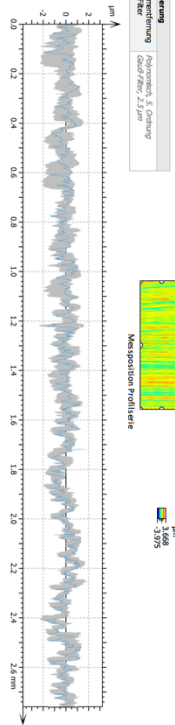
Feature Parameters
S10: 2.83 µm
S11: 1.26 µm
S12: 1.07 µm

Filterparameter der S-Oberfläche
S10: 2.83 µm
S11: 1.26 µm
S12: 1.07 µm

ISO-Darstellung der S-F-Oberfläche, überhöhte Darstellung

Abb. 90 Oberflächenuntersuchung: CC ZP vor der Belastungsphase

2D-Rauhheitsparameter



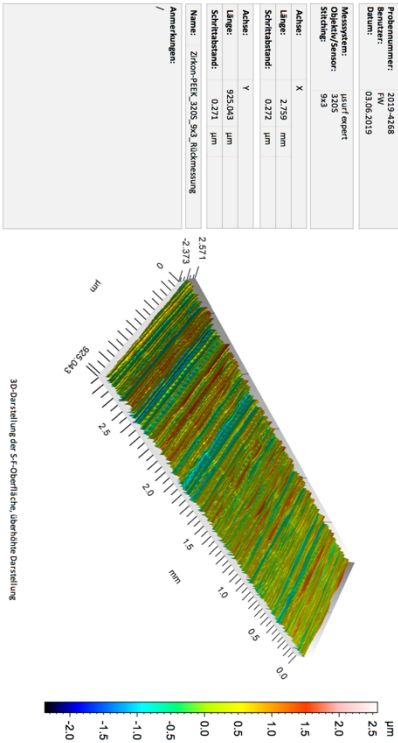
| ISO 4287 | Kontakt | Beschreibung | Mittelwert | Std.-Abw. | Min | Max | Bereich |
|--|---------|-------------------|------------|-----------|--------|--------|---------|
| Amplitudenparameter - Rauhheitsprofil | | | | | | | |
| Ra | µm | Quadratmittel | 0.462 | 0.030 | 0.298 | 0.200 | 0.103 |
| Rq | µm | Quadratmittel | 0.524 | 0.032 | 0.499 | 0.413 | 0.114 |
| Rz | µm | Größte Vertiefung | 1.220 | 0.128 | 1.099 | 1.353 | 0.544 |
| Ry | µm | Größte Vertiefung | 1.708 | 0.099 | 1.466 | 1.909 | 0.462 |
| ISO 13565-2 | | | | | | | |
| Rk | µm | Depression | 1.380 | 0.139 | 1.192 | 1.627 | 0.637 |
| Rpk | µm | Depression | 0.336 | 0.044 | 0.465 | 0.211 | 0.211 |
| Rvk | µm | Depression | 8.300 | 2.050 | 4.157 | 13.290 | 9.242 |
| Wq1 | % | Depression | 87.453 | 1.483 | 83.371 | 91.328 | 7.957 |
| Wq2 | % | Depression | | | | | |

last analysis premium 7.4.8075

NanoFocus AG
Mara-Friedrich-Straße 48 | D-46099 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

-2/4-

3D-Darstellung

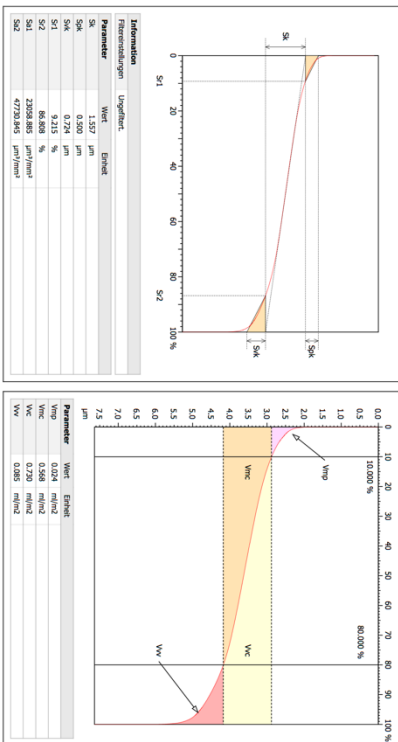


last analysis premium 7.4.8075

NanoFocus AG
Mara-Friedrich-Straße 48 | D-46099 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

-1/4-

Weitere Funktionsparameter

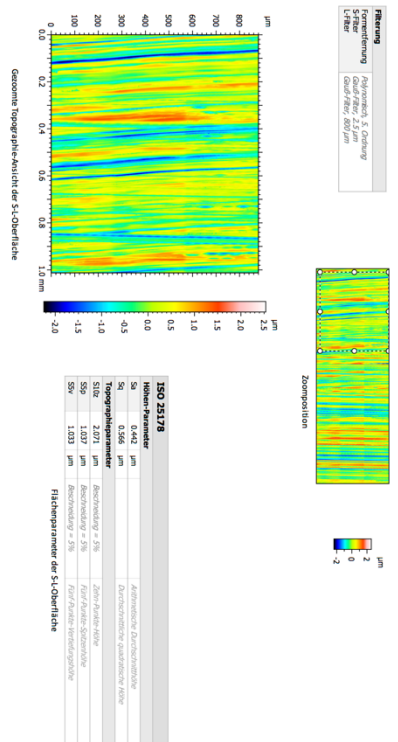


last analysis premium 7.4.8075

NanoFocus AG
Mara-Friedrich-Straße 48 | D-46099 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

-4/4-

3D-Flächenparameter



last analysis premium 7.4.8075

NanoFocus AG
Mara-Friedrich-Straße 48 | D-46099 Oberhausen | Phone +49 208 60000-0 | Fax +49 208 60000-99 | sales@nanofocus.de | www.nanofocus.de

-3/4-

Abb. 91 Oberflächenuntersuchung: CC ZP nach der Belastungsphase

Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Peter Pospiech für die Überlassung des Themas und Herrn Prof. Dr. Marc Schmitter für das entgegengebrachte Vertrauen sowie die außerordentliche Unterstützung bei der Weiterführung der Promotion.

Meinen Eltern bin ich zu besonderem Dank verpflichtet, da sie mir das Studium der Zahnheilkunde ermöglichten und mich stets durch Ihre Unterstützung motivierten. Ausdrücklich möchte ich mich bei meinem Vater bedanken, der mir durch seine Tätigkeit als Zahntechniker immer wieder bei der Planung und Probekörperherstellung zur Seite stand.

Weiterer Dank gilt den Dentallaboren und Inhabern Matthias Gürtler und Frank Möser, die durch ihre hervorragende Arbeit die Versuchsdurchführung erst möglich gemacht haben. Die Unterstützung sowie die kritischen Fragestellungen von Herrn Axel Schurig (M.Sc.) während den Untersuchungen habe ich nie als selbstverständlich angesehen und auch hierfür möchte ich meinen tiefen Dank ausdrücken.

Ebenfalls spreche ich meinen Dank für die großartige Kooperation mit den Vertretern der Dentalfirmen bredent group GmbH & Co. Kg (Herrn Viktor Petlewski), C. Hafner GmbH & Co. KG (Herrn Heiko Grusche) und Schütz Dental GmbH (Herrn Holger Schönke) aus.