

# **In-vitro-Verschleißuntersuchung von Galvano- und Polyetherketonketonsekundärteleskopen auf sechs Implantaten**

Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades (Dr. med. dent.)

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

**Annika Karoline Holtz**

aus Dortmund

2026

Angefertigt mit der Genehmigung  
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachterin: PD Dr. Dr. Istabrak Dörsam, MSc, B.D.S.
2. Gutachter: Prof. Dr. Dr. Søren Jepsen

Tag der mündlichen Prüfung: 28.01.2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik  
und Werkstoffwissenschaften

## Inhaltsverzeichnis

<b>Abkürzungsverzeichnis</b>	<b>4</b>
<b>1. Deutsche Zusammenfassung</b>	<b>5</b>
1.1 Einleitung	5
1.2 Material und Methoden	7
1.3 Ergebnisse	11
1.4 Diskussion	13
1.5 Zusammenfassung	18
1.6 Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung	20
<b>2. Veröffentlichung</b>	<b>25</b>
<b>3. Erklärung zum Eigenanteil</b>	<b>26</b>
<b>4. Danksagung</b>	<b>28</b>

## Abkürzungsverzeichnis

CAD/CAM	Computer-Aided Design/Computer-Aided Manufacturing
CoCr	Kobaltchrom
DMS V/ DMS VI	fünfte/ sechste Deutsche Mundgesundheitsstudie
MD I/MD II	detektierbares Metall 1/2
NEM	Nichtedelmetall
PEKK	Polyetherketonketon
$V_{\max}$	Bahngeschwindigkeit (maximal)

# 1. Deutsche Zusammenfassung

## 1.1 Einleitung

Nach Angaben des statistischen Bundesamtes ist seit den 1970er Jahren eine Alterung der Bevölkerung zu beobachten. Etwa ein Fünftel der Bevölkerung (22 %) war im Jahr 2021 über 65 Jahre alt. Laut Bevölkerungsvorausberechnung soll sich der Anteil noch weiter erhöhen: 2070 wird der Anteil der Bevölkerung über 65 Jahren auf ca. 25% geschätzt. Besonders die Generation der Babyboomer um 1964 erreicht bald die 65-Jahres-Marke (Statistisches Bundesamt, 2023).

Dieser demographische Wandel stellt auch für die zahnärztliche Versorgung eine Herausforderung dar.

Auch wenn sich in der sechsten Deutschen Mundgesundheitsstudie ein rückläufiger Anteil an Totalprothesen erkennen lässt, liegt der Anteil bei den 65- bis 74-Jährigen mit einem zahnlosen Oberkiefer bei 10,8 % in der deutschen Bevölkerung. Das entspricht aktuell knapp über 2 Millionen Patienten über 65 Jahre in Deutschland.

Zwar wird in der genannten Altersgruppe vornehmend noch mit abnehmbarem Zahnersatz gearbeitet und der Ersatz fehlender Zähne durch Implantate ist sehr gering, jedoch ist der Wert von der DMS V zur DMS VI für Implantate von 0,22 auf 0,7 angestiegen (Wöstmann et al. 2025).

Implantate geben dem Behandler einen weitreichenden prothetischen Spielraum und überzeugen besonders bei Freundsituationen oder zahnlosen Kiefern. Durch sie kann der Prothesenhalt deutlich gesteigert und damit auch das Kauvermögen verbessert werden. Der Zahnersatz wird nicht mukosal, wie bei einer Totalprothese, getragen, sondern durch Pfeiler, wie bei einer dentalen Abstützung.

Bei der vorliegenden In-vitro-Studie wird ein vollständig zahnloses Oberkiefermodell untersucht, das mit 6 Implantaten nach dem sogenannten „All-on-six-Konzept“ versorgt wurde. Nach diesem Konzept wird mit 6 verteilten Pfeilern eine festsitzende oder herausnehmbare Brücke gestaltet, ohne dass ein Transversalbügel über dem Gaumen benötigt wird. Die Implantate verbessern das Wohlbefinden der Patienten, insbesondere werden durch die palatinale Freiheit der Geschmack, die Phonetik und die Spülfunktion über die Mundschleimhaut verbessert. Daneben ist auch der verbesserte Halt ein entscheidender Vorteil gegenüber einer Totalprothese.

Die Teleskopprothese, als eine mögliche Variante des „All-on-six-Konzept“, erfreut sich besonders in Deutschland großer Beliebtheit, da eine einfache Reinigung der Primärteile - entweder auf präparierten Zähnen oder Implantaten - durch den Patienten erfolgen kann (Hultén et al. 1993). Ein weiterer Vorteil der Teleskopprothesen liegt in ihrer Erweiterbarkeit bei Pfeilverlust (Körber 1968). Des Weiteren wird die Verteilung der Kaukräfte durch axiale Belastung gewährleistet (Langer 1981). Die Überlebensrate von Teleskopprothesen wurde in verschiedenen Studien untersucht, dabei wurde insbesondere die Retentionskraft als wichtigster Parameter gemessen (Arnold et al., 2020; Kamel et al., 2021; Wöstmann et al., 2007; Zierden et. al, 2018).

In der Vergangenheit wurden die Primär- und Sekundärteile aus einer Hochgoldlegierung hergestellt, um durch einen weichen Werkstoff das Verkanten der Pfeiler zum Gerüst zu verringern. Besonders bei Implantaten, die durch die Osseointegration starr im Knochen sitzen, ist eine Zwischenschicht zwischen Primärteleskop und Tertiärstruktur unvermeidbar. Da der Goldpreis zuletzt stark gestiegen ist und die labortechnischen Arbeitsschritte eines Galvanoverfahrens sehr aufwändig sind, wird eine kostengünstigere Alternative immer attraktiver. Der größte Durchbruch hierfür besteht in dem CAD-/ CAM-Verfahren. Durch die immer präziseren Herstellungsmöglichkeiten werden bereits die meisten Teleskope aus NEM heutzutage mit diesem Verfahren hergestellt. Es können aber, wie in dieser Studie, auch andere Werkstoffe eingesetzt werden wie beispielsweise Polyetherketonketon als Sekundärteleskopkrone.

Das Polyetherketonketon ist ein thermoplastischer Hochleistungskunststoff, der methacrylatfrei ist und daher über eine sehr gute Biokompatibilität verfügt. Durch seinen aromatischen Ring, eine Ether- und zwei Ketongruppen, ist dieser Werkstoff abrasionsstabil und bruchstabil. Der Werkstoff zeigt wenig bakterielle Besiedelung auf seiner Oberfläche (Alqurashi et al., 2020).

Einer der Hauptgründe eines späten Implantatverlustes ist die Periimplantitis, da der Knochen durch biologische Ursachen zurückgeht (Solderer et al. 2019). Dieses Phänomen kann somit durch geringere Plaqueretention bei PEKK verbessert werden.

Untersuchungen mit dem Werkstoff PEKK sind im Bereich der Teleskopprothesen aktuell sehr begrenzt (Kotthaus et al., 2019; Micovic Soldatovic et al., 2023). Die Studien beziehen sich dabei auf einen Anker. Es ist daher schwierig eine klinische Aussage über Halt und Verschleiß zu treffen. Lediglich ein Fallbericht widmet sich der

Frage, was mit den Retentionskräften passiert, wenn mehrere Anker aus PEKK vorhanden sind (Park C et al., 2017). Dabei ist die größte Schwachstelle von Teleskopprothesen gerade der Retentionsverlust über einen längeren Zeitraum.

Die Tribologie beschäftigt sich mit dem Zusammenwirken von Verschleiß, Reibung und Schmierung: Trifft ein fester Körper mit einer Relativbewegung auf einen anderen Körper, entstehen dadurch Verschleiß und Reibung. Das Medium zwischen zwei Stoffen beeinflusst dabei die Reibung (Macherauch und Zoch, 2011).

Ursachen des Verschleißes sind die Verschleißmechanismen Adhäsion (Aufrauung und Schuppenbildung), Abrasion (Riefenbildung und Mikrospanbildung), Oberflächenzerrüttung (Risse und Grübchen) sowie die tribochemische Reaktion. Diese führen zu Materialverlust aus der Oberfläche und lassen sich optisch mit einem Mikroskop nachweisen.

Verschleiß an den Innen- und Außenteleskopen führt langfristig zu einem schlechteren Prothesenhalt und somit auch zu Patientenunzufriedenheit. Ein Austausch der Sekundärteile wird obligat.

In dieser Studie soll untersucht werden, ob Sekundärteile aus PEKK in einer Teleskopprothese ein ähnliches Verschleißverhalten im Vergleich zu Gold aufweisen und sich die Kosten durch ihre Langlebigkeit gegenüber dem Goldstandard amortisieren.

## 1.2 Material und Methoden

Die Studiendurchführung wird in insgesamt vier Teile gegliedert (s. „Figure 2“ der englischen Originalpublikation): Zunächst wird eine Verschleißsimulation durchgeführt, in der Füge- und Abzugskräfte gemessen werden, danach erfolgt ein Durchlauf der Proben in einem Thermocyclinggerät. Nach dieser künstlichen Alterung besteht der dritte Schritt in einer erneuten Verschleißsimulation. Abschließend folgt eine mikroskopische Untersuchung der Oberfläche der Primärteile auf optische Verschleißspuren.

Als Basis für den Versuchsaufbau wird eine harte Schaumplatte mit knochenähnlicher Struktur gewählt und sechs Implantate (3,7 x 13 mm, TwinFit, Dentaaurum Implants GmbH, Ispringen, Germany) in hufeneisenförmiger Verteilung mit Kunststoff darin

eingebettet. Diese Positionen sollen im Oberkiefer die Zahnpositionen 17, 15, 13, 23, 25 und 27 simulieren. Diese Anordnung gewährleistet eine gute Pfeilerverteilung, wie sie aus dem „All-on-six-Konzept“ bekannt ist. Vier der sechs Implantate werden dabei mit einem Winkel von 20° in oro-vestibuläre Richtung gesetzt, um eine realistische Knochensituation im Oberkiefer zu berücksichtigen. Die beiden verbleibenden Implantate sind axial gesetzt.

Es werden verschraubbare Primärteile mit dem CAD-/CAM-Verfahren aus NEM mit einer Höhe von 6 mm hergestellt. Sechzig Primärteile werden mit und sechzig weitere Primärteile ohne „Platform-Switching“ angefertigt. Diese Gruppenbildung erfolgt ausschließlich für den Folgeversuch einer Bruchlastuntersuchung. Dabei weisen alle Primärteile einen Konus von 1° auf. Die Implantatneigungen werden im Primärteil ausgeglichen, sodass alle sechs Positionen dieselbe Einschubrichtung haben. Scharfe Fräskanten werden händisch geglättet und die Oberfläche in mehreren Polierstufen optimiert. Dabei werden handelsübliche Poliermittel (Brownie, Greenie und Dialux® blanc) wie in einem zahntechnischen Labor verwendet.

Für die Sekundärteile werden zwei verschiedene Materialien mit je eigenem Herstellungsverfahren benötigt (s. „Figure 1“ der englischen Originalpublikation). Die erste Variante ist der Goldstandard. Dabei werden dreißig Primärteile mit „Platform-Switching“ und dreißig Primärteile ohne „Platform-Switching“ auf Laboranaloge geschraubt, der Schraubkanal mit Kunststoff versiegelt und die Laboranaloge in einem Silikonmantel mit einem elektrischen Leiter verbunden. Die Oberflächen werden mit Hilfe eines Airbrush mit einem Leitsilberlack versehen, der restliche Bereich, der später kein Sekundärkäppchen trägt, wird mit einem Kunststofflack überzogen. Die vorbereiteten Primärteile werden in einem Galvanogerät an die Kathode gehängt und eine 24-karätige Goldlösung als Elektrolyt hinzugefügt. Durch die elektrochemische Abscheidung werden die Primärteile mit dem Hochgold benetzt. Anschließend werden die Primärteile von den Laboranalogen und goldenen Sekundärteilen separiert und die Sekundärteile mit einer Säure behandelt, um die Silberanteile abzulösen. Das Gold wird von der Säure nicht angegriffen und dadurch von Resten gereinigt. Die Schichtdicke der Goldsekundärteile beträgt 0,3 mm.

Bei der zweiten Herstellungsmethode werden wieder dreißig Primärteile mit und dreißig Primärteile ohne „Platform-Switching“ verwendet. Anders als bei dem Goldstandard wird für die PEKK-Sekundärteile die CAD-/CAM-Methode genutzt. Auf



der Basisplatte mit den sechs integrierten Implantaten werden sechs Primärteile verschraubt. Die Schraubkanäle werden hierbei mit Wachs verschlossen und die Scanoberfläche mit einem feinen Scanpulver benetzt. Es folgt ein dreidimensionaler Scan der Primärteile. Anschließend können digital die Sekundärteile mit Randschluss, Schichtdicke, Spaltabstand und Ausblocken von Unterschnitten geplant werden. Das Design wird in einer Fräsmaschine an einem PEKK-Rohling (Pekkton® ivory, Cendres+ Métaux SA, Biel/ Bienne, Schweiz) umgesetzt. Anschließend müssen nur noch die Verbindungselemente zum Rohling an der Außenfläche der Sekundärteile abgetrennt und geglättet werden.

Auch das Gerüst, welches alle sechs Primärteile hufeisenförmig miteinander verbindet, wird mit der CAD-/CAM-Technik - sowohl für Galvano- als auch für PEKK-Proben - aus NEM (CoCr remanium star MD I/ MD II, Dentaurem GmbH, Ispringen, Germany) in einem Fräszentrum hergestellt. Zusätzlich wird ein horizontaler Verbinder zwischen Position 15 und 25 eingefügt, um das Gerüst bzw. die Tertiärstruktur inklusive der darin verklebten Sekundärteile axial von den Primärteilen in Einschubrichtung zu trennen.

Für den ersten Teil der Studie wird die Implantatbasisplatte mit sechs Primärteilen verschraubt und auf den unbeweglichen Probenhalter des Verschleißsimulators polymerisiert. Die Sekundärteile aus Gold oder PEKK sind zunächst nur locker auf die Primärteile aufgesteckt und entfettet. Die Tertiärstruktur wird mit ihrem Verbinder mithilfe von Schrauben an einer magnetisch leitfähigen und verchromten Scheibe fixiert, die im Verschleißsimulator an einen Elektromagneten gekoppelt ist. Nach Überprüfung des störungsfreien Zusammenfügens beider Teile werden die Tertiärstruktur und die sechs Sekundärteile miteinander verklebt (AGC® Cem Automix System C. Hafner, Wimsheim, Germany) und härten spannungsfrei aus.

Zur realistischen Versuchsdurchführung eines Verschleißvorgangs in der Mundhöhle wird ein Schmiermittel verwendet, welches dem menschlichen Speichel ähnelt. Hierfür wird ein Speichelersatzmittel (Glandosane® neutral, Cell Pharm GmbH, Bad Vilbel, Germany) mit destilliertem Wasser im Verhältnis 2:1 verdünnt. Das Speichelgemisch befindet sich in einem Sammelbecken mit sechs Pumpen, die das Gemisch durch separate Schläuche zu sechs Kanülen transportieren. Die Kanülen sind jeweils auf die Primärteile ausgerichtet. Die Primärteile werden automatisch nach jedem zwanzigsten Trennzyklus mit der Speichelmischung neu benetzt. Der Speichel wird unter dem Aufbau aufgefangen. Die Primärteile sind dauerhaft befeuchtet.

Der Verschleißsimulator kann mit einem Präzisionslinearschlitten mit Kugelgewindebetrieb Bewegungen in Einschubrichtung ausführen und somit das Fügen der Primär- und Sekundärteile simulieren. Die Fügebewegung wird bei Erreichen der vorgegeben Maximalkraft gestoppt. In dieser Studie wurde die Fügekraft auf 20 N definiert. Durch Drehrichtungsumkehr des Antriebs erfolgt der Trennvorgang.

Die Verschleißmaschine wird über einen Rechner bedient. Das Programm DASYLab12 Software (National Instruments, Austin, Texas, USA) steuert die Bewegungsrichtung und die Geschwindigkeit des Linearschlittens mit  $V_{\max} = 2,27$  mm/s über einen Weg von 2 bis 3 mm. Die Kraft- und Wegmessung wird kontinuierlich mit der Zyklusnummer abgespeichert. Jeder aufgezeichnete Zyklus verfügt über hunderte Datensätze. Für die Abzugskraft ist allerdings nur der Datensatz mit dem höchsten Wert relevant und muss selektiert werden. Für die Auswertung wird genau der maximale Kraftwert der Abzugskraft für den Zyklus definiert.

Insgesamt durchlaufen 20 Proben (10 Gold und 10 PEKK mit jeweils 5 mit und 5 ohne „Platform-Switching“) die vierteilige Studie (s. „Table 1“ der englischen Originalpublikation). Sie bestehen aus der arretierten Basisplatte mit 6 Primärteilen auf Implantaten und der Tertiärstruktur mit 6 darin verklebten Sekundärteilen, die sich auf dem Schlitten in Einschubrichtung hin- und zurückbewegen. Ein Zyklus besteht aus einem einmaligen Ineinanderfügen und Trennen von Primärteilen und Tertiärstruktur. Insgesamt werden 10.000 Zyklen durchgeführt, um eine Tragedauer von ca. 10 Jahren zu simulieren. Dies geschieht unter der Annahme, dass der Zahnersatz durch den Patienten dreimal täglich zum Säubern herausgenommen wird.

Im zweiten Teil der Studie werden die Proben in ein Thermocyclinggerät gegeben. Die Proben verweilen zunächst sechzig Sekunden in einem Wasserbad aus destilliertem Wasser mit einer Temperatur von 55°C. Danach tropfen sie fünfzehn Sekunden bei Raumtemperatur ab und werden weitere sechzig Sekunden in ein Bad mit 5 °C kaltem destilliertem Wasser getaucht. Daraufhin tropfen die Proben wiederum fünfzehn Sekunden bei Raumtemperatur ab und der Prozess beginnt aufs Neue. Insgesamt werden dabei 10.000 Zyklen in kalt und warm durchlaufen, um eine künstliche Alterung zu simulieren.

Nach dem Thermocycling folgt ein erneuter Durchlauf mit 10.000 Zyklen im Verschleißsimulator, um den Verschleiß über weitere zehn Jahre zu messen. Dabei

muss auf eine spannungsfreie Wiedereingliederung der Probe in den Simulator geachtet werden.

Der vierte und damit letzte Punkt der Untersuchung beschäftigt sich mit der mikroskopischen Analyse der Oberfläche der Primärteile von den Gold- und PEKK-Proben. Mit einem Rasterelektronenmikroskop (Philips XL 30 ESEM, Philips, The Netherlands) werden die Oberflächen auf Quantität und Qualität der Verschleißspuren untersucht. Als Referenz dient eine unbeschädigte Primärteiloberfläche, die vor den Versuchsdurchläufen zur Seite gelegt wurde. Die optische Analyse erfolgte mit 15-, 100-, 500-, 1.000- und 1.500-facher Vergrößerung der verschiedenen Proben.

Eine statistische Auswertung der Versuche erfolgte aufgrund der Probenanzahl von 20 Prothesen nicht, wurde für jeden Einzelfall analysiert und in ihrer Kleingruppe, Galvano oder PEKK, verglichen. Die beiden Werkstoffe wurden graphisch gegenübergestellt (s. „Figure 3“ der englischen Originalpublikation).

### 1.3 Ergebnisse

In beiden Versuchsgruppen durchliefen alle 20 Proben den Verschleißsimulator problemlos, ohne Dezementierung oder Schraubenlockerung. Nach den Durchläufen der künstlichen Alterung im Thermocyclinggerät konnten die Proben in den Verschleißsimulator zurückgesetzt werden. Es wurden während der insgesamt 20.000 Zyklen die maximalen Abzugskräfte gemessen und die Entwicklung der Abzugskräfte zwischen den beiden Materialien konnte verglichen werden.

Beide Materialien zeigen innerhalb ihrer jeweiligen Gruppe einen ähnlichen Verlauf der Abzugskräfte. Auch ein Unterschied zwischen Primärteilen mit und ohne „Platform-Switching“ ist nicht zu erkennen. Sie verhalten sich gleich.

Der Kraftverlauf der PEKK-Sekundärteile ist gleichmäßig. Er steigt zu Beginn der Messung, während der ersten 1.000 Zyklen, von 14 auf 22 N an und verbleibt dann bis zur Vollendung der 10.000 Zyklen gleichmäßig auf dem Wert von 21 N. Nach dem Thermocycling lässt sich kurzfristig ein erneuter Anstieg von 20 auf 22 N beobachten bis der Wert sich wieder auf 21 N, wie vor dem Thermocycling, einpendelt. Es lässt sich bei den PEKK-Proben kein nennenswerter Kraftverlust und somit kein Retentionsverlust nachweisen.

Der Goldstandard verhält sich während der Messung unterschiedlich zu den PEKK-Proben. Der Verlauf der Messwerte ist sehr instabil. Die Werte schwanken über die gesamten 10.000 Zyklen zwischen 15 und 19 N, ohne einen Trendverlauf abzuzeichnen. Nach dem Zurücksetzen der Goldprobe in den Verschleißsimulator für die zweiten 10.000 Zyklen ist anfangs eine Steigerung der Abzugskraft von 18 auf 20 N innerhalb der ersten 1.000 Zyklen zu erkennen. Während der nächsten 5.000 Zyklen schwankt der Wert zwischen 19 und 23 N, bis er schließlich über die letzten 4.000 Zyklen auf einen Wert von 15 N absinkt. Damit lässt sich ein Verlust von 4 bis 8 N bei der Abzugskraft der Goldproben als Retentionsverlust feststellen.

Das Thermocycling zeigte weder bei Gold noch bei PEKK einen Einfluss auf die Abzugskräfte. Beide Materialien zeigen sich sehr resistent gegenüber künstlicher Alterung.

Während der optischen Analyse mit Hilfe des Rasterelektronenmikroskops konnten im Vergleich zur Referenz insbesondere Verschleißspuren in Form von Riefen in Einschubs- und Abzugsrichtung festgestellt werden. Zwischen den beiden Materialien lassen sich quantitative und qualitative Unterschiede feststellen (s. „Figure 4“ der englischen Originalpublikation): So weisen die Primärteile der Goldgruppe mehr und tiefere Riefen als die Primärteleskope der PEKK-Gruppe auf. Qualitativ betrachtet können bei den Gold-Proben besonders Abrasion, Oberflächenzerrüttung und Adhäsion festgestellt werden. Bei den PEKK-Proben sind Abrasion, Adhäsion und tribochemische Reaktion sichtbar. Allein die Referenzgruppe zeigt keinerlei Verschleißspuren auf. Besonders intensiv lassen sich optische Verschleißspuren an den äußersten Punkten der Pfeiler, also besonders vestibulär der Pfeiler 17 und 27 finden. Daneben können, individuell abhängig von der spezifischen Einschubrichtung jeder Probe, auch andere Pfeiler betroffen sein.

Die Materialkosten für die 60 Galvanosekundärteleskope belaufen sich auf 5.600 € für 54 Gramm Gold. Bei den PEKK-Käppchen liegen die Kosten für 3 Rohlinge bei 920 €, um daraus 60 Sekundärkronen zu fräsen.

## 1.4 Diskussion

Die Fragestellung dieser In-vitro-Studie beschäftigt sich mit dem Verschleißverhalten des Hochleistungskunststoffs PEKK im Vergleich zum Goldstandard. Ist PEKK eine Alternative für die Sekundärteleskopkronen implantatgetragener Prothesen und amortisieren sich dessen Kosten über einen längeren Zeitraum?

In der weiterhin alternden Bevölkerung Deutschlands gibt es immer noch Patienten mit einem geringen Zahnrestbestand oder kompletter Zahnlosigkeit, welche einen hochwertigen und gutschitzenden Zahnersatz anstreben. Historisch betrachtet wurde die Teleskopprothese sowohl vonseiten der Patienten als auch vonseiten der Zahntechnik in Deutschland besonders präferiert und daher auch perfektioniert. Der Prothesenhalt muss über einen langen Zeitraum ausreichend fest sein, um Patientenzufriedenheit zu erlangen (Beuer et al., 2010). Gleichzeitig dürfen die wirkenden Kräfte nicht zu groß werden, da ansonst die Gefahr droht, dass einerseits Patienten mit dem Prothesenhandling nicht zurechtkommen, andererseits die Primär- oder Sekundärteile beschädigt werden oder die darunterliegenden Strukturen Schaden nehmen. Zu hohe Belastung übersteigt den Umbauprozess des Knochens in eine höhere Knochendichte und durch Ermüdung entstehen Mikroschäden, die zur Knochenresorption führen können (Isidor 2006). Die Retentionskraft stellt einen entscheidenden Faktor für die Überlebensrate dieser Prothesen dar und ist somit auch deren größte Schwachstelle.

Die Verschleißmechanismen Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion können starken Einfluss auf den Verlust der Retentionskraft nehmen (Bayer et al., 2011a). Im Rahmen des Entfernens des Zahnersatzes zur Reinigung wirken sich tribologische Beanspruchungen auf die Berührungsflächen der Primär- und Sekundärteile aus. Im Verlauf der Tragedauer kommt es zum Verschleiß der Teleskopanker (Stüttgen, 1983). In der Untersuchung bleibt derjenige Verschleiß unberücksichtigt, welcher durch Reinigung von Zahnbürste und Zahnpasta auf die Primärteile ausgeübt wird und nicht unterschätzt werden sollte (Becker, 1983).

Da Implantate durch die Osseointegration unbeweglich im Knochen stehen, ist es obligat, bei einem herausnehmbaren Zahnersatz einen passiven Sitz der Tertiärstruktur durch verklebte Sekundärteile zu erzielen. Trotzdem ergeben sich klinisch bei neueingegliederten Prothesen mit mehreren Ankern Schwierigkeiten für die Patienten, diesen wieder zu lösen. Darüber hinaus bedarf es einer gewissen Eingewöhnungszeit. Während der ersten 2.000 Zyklen, die einer zweijährigen

Tragedauer entsprechen (Wichmann und Kuntze, 1999), zeigt die Messung bei beiden Materialien (Gold und PEKK) schwankende Werte. Auch nach dem Zurücksetzen der Proben in den Verschleißsimulator (3. Teil der Studie) lassen sich zunächst schwankende Werte verzeichnen. Bei den PEKK-Proben kann in den ersten 1.000 Zyklen von Teil 1 und Teil 3 der Studie sogar ein Anstieg der Retentionskräfte gemessen werden; dies wurde so bereits in Stenzels (1977) Untersuchungen mit anderen Werkstoffen festgestellt. Stark (1996) hat im Rahmen seiner Dauerverschleißversuche ebenfalls die größte Änderung der Abzugskraft während der ersten 2.000 Trennzyklen beobachtet. In der vorliegenden Studie finden extraaxiale Kräfte, wie zum Beispiel Kaubewegungen, keine Berücksichtigung. Der Patient kann sehr viel größere Kaukräfte als 20 N aufwenden, welche vorliegend als Fügekraft definiert sind. Auch der Abzug der Prothese durch einen Patienten wird in der Praxis nicht axial erfolgen, sondern eher durch Kippbewegungen herbeigeführt, selbst wenn eine Handhabung mit dem Patienten eingeübt wird. Diesbezüglich bildet die In-vitro-Studie daher einen idealisierten Zustand ab. Allerdings sind auch nach jedem Eingliedern in den Verschleißsimulator kleine Abweichungen bei der Abzugsrichtung anzunehmen. Obwohl es durch den passiven Sitz keine Veränderung der Einschubrichtung geben dürfte, scheinen sich Proben minimal zu verkanten.

Allgemein lassen sich durch Studien dennoch grundlegende Faktoren bei der Beeinflussung von Retentionskräften belegen, deren Ergebnisse auf die Praxis übertragbar sind. Die wichtigsten werden nachfolgend dargestellt:

Laut Kamel (2021) liegen die durchschnittlichen Abzugskräfte zwischen 2,5 und 10 N. Untersuchungen von Pigozzo (2014) mit 5,7 N, Stančić und Jelenković (2008) mit 5 bis 9 N, Weigl (2000) mit 5,53 N und Bayer (2011 a) mit 5,5 N liegen somit innerhalb dieser Spanne. Die meisten Studien liegen allerdings oberhalb davon. In der Untersuchung von Stock (2016) wurden Werte von 9,6 und 38,2 N gemessen. Ein limitierender Faktor ist allerdings, dass in den meisten Studien nur Einzelstümpfe zur Messung herangezogen wurden und damit nur eine begrenzte Aussage über die klinische Relevanz getroffen werden kann (Arnold et al., 2020). Die meisten Teleskoparbeiten stützen sich tatsächlich jedoch auf zwei oder mehr Pfeiler (Heners und Walther, 1988). Klinische Langzeituntersuchungen zeigen eine höhere Lebenserwartung von Teleskopkronen bei mindestens vier Teleskoppfeilern (Mock, 2005). Elkabbany et al. (2020) verwenden in ihrer Studie 4 Pfeiler und kommen auf Abzugskräfte zwischen 10 und 33,3 N. Für die Retentionskraft, die mit steigender

Anzahl der Pfeiler zunimmt (Schalk, 2011), ist daneben auch die Verteilung der Pfeiler ein wichtiger Faktor. Es gibt zu den verschiedenen Studien keine ISO-Normen (Bayer et al., 2011 b). In Anbetracht der hier verwendeten 6 Pfeiler, stellen Messwerte von 21 N für PEKK und 19 N für Gold jedoch eine akzeptable Retentionskraft dar.

Mit oder ohne „Platform-Switching“ ergeben sich, wie erwartet, keine Unterschiede in Bezug auf die Retentionskraft. Diese Gruppenbildung ist lediglich für die nächste eigenständige Versuchsreihe der Bruchlast relevant und wurde aus Kostengründen bereits in dieser Untersuchung mitaufgenommen, damit die Proben weiterverwendet werden können. Jedoch darf die Platform-Konfiguration auf mikrobiologischer Ebene nicht unterschätzt werden, da Resorptionen am Knochen oft abhängig vom Platform-Design sind (Herekar et al. 2014). Dies lässt sich durch die mögliche bakterielle Besiedlung oder die Kraftweiterleitung begründen (Solderer et al. 2019).

Retentionskräfte werden noch von weiteren Faktoren bestimmt. So kann beispielsweise die Höhe des Abutments Einfluss nehmen (Shimakura et al., 2008). Die Primärteilhöhe dieses Experiments liegt bei 6 mm und entspricht somit dem Durchschnitt der meisten Untersuchungen. Entscheidender für die Retentionskraft ist der Konuswinkel (Ohkawa et al., 1990). Steigt der Winkel, reduziert sich die Retentionskraft (Kamel et al., 2021). In dieser Studie wurde ein Winkel von  $1^\circ$  verwendet, um einen suffizienten Halt zu erzielen. Dies kann unter anderem ein Grund für die hohen Retentionskräfte sein, da sich bei einem Winkel von  $1^\circ$  mehr Retentionskraft ergibt, als bei einem Primärteil mit parallelen Wänden (Wagner et al., 2018).

Das Material der Innen- und Außenteleskope kann ebenfalls die Retentionskraft beeinflussen. PEKK als Außenteleskop zeichnet sich durch hohe Füllkörper aus und steigert dadurch die Friktion, es kommt außerdem kaum zu plastischen Verformungen (Engels et al., 2013). Durch seine geringe spezifische Dichte fungiert PEKK als Schockabsorber (Igarashi et al., 2023). Es kann mit einer Genauigkeit von  $51\ \mu\text{m}$  hergestellt werden (Park JY et al. 2017). Die Druckfestigkeit ähnelt dem von Dentin, ist abrasionsresistent und besitzt mehr Retentionskraft und Stabilität als Edelmetalle (Pedroso et al., 2022). Gold hat eine geringe Härte, lässt sich leicht verformen und verkantet somit schneller. Neben der guten Biokompatibilität, die mit der von Gold zu vergleichen ist, zeigt PEKK eine optimale Oberflächenmorphologie. Bis zu einer bestimmten Grenze der plastischen Verformung entscheidet die Oberfläche über die

Adaptation der beiden gegenüberliegenden Werkstoffe. Wenn unter guten Testbedingungen ein geeignetes Schmiermittel vorliegt, entstehen hydraulische Kräfte nach dem Hagen-Poiseuille-Gesetz und es kommt zum favorisierten Effekt der Tribologie, der Adhäsion der Körper (Engels et al., 2013). Dadurch entsteht anstelle von Friktion eine höhere und langfristige Retentionskraft sowie weniger Verschleiß (Beuer et al., 2010). Stenzel (1977) beschrieb damals, dass Verschleiß als Adhäsion den größten Einfluss auf die Abzugsarbeit und Trennkraft hat. Für diesen Effekt sollten, wie im vorliegenden Versuch umgesetzt, die Oberflächen der Primärteleskope hochglanzpoliert und die Sekundärkronen möglichst unbehandelt sein (Hagner 2006).

Die Retentionskraft ist auch von der Herstellungsmethode abhängig. Bei der Herstellung ist ein möglichst geringer Spalt zwischen dem Primär- und Sekundärteil anzustreben, um die genannte Adhäsion zu erreichen (Schimmel et al., 2021). Dabei wurde bei der Herstellung der Goldsekundärteile das Galvanoverfahren angewandt. Das Goldkämpchen überzieht das Primärteil wie eine zweite Haut und schafft einen geringen Spaltabstand von unter 5  $\mu\text{m}$  (Weigl, 2010). Dieses Verfahren ist allerdings sehr arbeitsintensiv und hochpreisig. Die PEKK-Sekundärteile können durch das CAD-/CAM-Verfahren designt und gefräst werden. Es ist ein sehr genaues Verfahren und mit dem des Goldstandards zu vergleichen (Luft et al., 2021). Dieses Verfahren hat eine hohe Sensitivität und seine Genauigkeit liegt bei 20 bis 80  $\mu\text{m}$  (Buduru et al., 2019). Das Design kann je nach Anforderung beeinflusst werden, Fehlerquellen werden minimiert und der Arbeitsaufwand ist geringer (Kamel et al., 2021). Die CAD-/CAM-Methode hat den entscheidenden Vorteil, dass die Datensätze der Sekundärteile gespeichert werden können, bei Bedarf neue Außenteleskope gefräst und neu in die Prothese eingesetzt werden können, wenn die ursprünglichen Sekundärteile verschlissen sind (Schimmel et al., 2021). Dabei kann der Spalt neu definiert und die Friktion angepasst werden (Igarashi et al., 2023). Beide Herstellungsverfahren sind sehr präzise und äußern sich langfristig in guten Retentionskräften. Durch einen größeren Spalt zwischen Innen- und Außenteleskop kann die Friktion durch die Fräseinstellung auch geweitet und die Friktion dadurch minimiert werden. Somit könnte man übermäßige Kräfte auf das Fundament reduzieren (Kamel et al. 2021). Man könnte die Kräfte von 19 bzw. 21 N in diesem Experiment so weit senken, dass sie denen in der Literatur entsprächen. Allerdings fiel so die gewünschte Adhäsion weg und eine starke Friktion mit schnellerem



Verschleiß würde stattfinden. Es sollte bei übermäßigen Kräften ein anderer Parameter verändert werden.

Neben der Möglichkeit, verschlissene Sekundärteleskope aus PEKK neu zu fräsen, liegt der Materialpreis bei nur 16,4% des Goldpreises für die gleiche Anzahl an Sekundärkronen.

In der mikroskopischen Analyse mit einem Rasterelektronenmikroskop konnten alle vier Verschleißformen des tribochemischen Systems nachgewiesen werden. Diese können einzeln, nacheinander oder überlagernd auftreten. Die zeitliche Abfolge lässt sich abschließend nicht mehr zurückverfolgen. Qualitativ lassen sich in allen Proben Abrasion und Adhäsion feststellen. In den Goldproben sind darüber hinaus verstärkt Oberflächenzerrüttungen zu erkennen, die entscheidend für das mögliche Verkanten und den unruhigen Verlauf der Kräfte sind. Es ist nicht garantiert, dass kleine gelöste Partikel zwischen dem Primär- und Sekundärteil durch die Speichelbenetzung direkt weggespült werden. Vielmehr ist anzunehmen, dass Partikel im Medium zwischen beiden Körpern schwimmen. Auch ein Retentionsverlust ist mit der Zeit (Gold-Zyklen 16.000-20.000) möglich. Insgesamt sind, bei geringer Vergrößerung, quantitativ mehr Riefenbildungen bei den Goldproben zu finden. Trotz der verschiedenen sichtbaren Verschleißspuren kann bei beiden Materialien kein großer Retentionsverlust festgestellt werden. PEKK ist über die gesamten 20.000 Zyklen stabil und Gold zeigt trotz Schwankungen in den ersten 16.000 Zyklen keinen großen Abfall der gemessenen Kräfte. Dies entspricht einem Zeitraum von 20 bzw. 16 Jahren.

Es ist zu beachten, dass aufgrund der besseren technischen Darstellung nur die Außenseiten der Primärteleskopkronen und nicht die Innenseite der Sekundärteleskopkronen mit dem Mikroskop untersucht worden sind. Es ist möglich, dass Teilbereiche, die bestimmte Verschleißmechanismen zeigen, nicht einbezogen wurden.

### 1.5 Zusammenfassung

In dieser In-vitro-Studie wurde die Retentionskraft von 10 implantatgetragenen PEKK-Teleskopprothesen mit dem Goldstandard (10 Galvano-Teleskopprothesen) verglichen. Die Proben waren auf sechs Pfeiler gestützt und fungieren gemäß dem „All-on-six-Konzept“ als hochwertiger und gaumenfreier Zahnersatz für den Oberkiefer eines zahnlosen Patienten. Da die größte Schwachstelle im Haltverlust über eine längere Tragezeit der Prothesen liegt, wurde in der Studie untersucht, ob PEKK mit dem Goldstandard konkurrieren kann und sich seine Kosten gegebenenfalls sogar amortisieren. Die Goldprobe wurde hierbei händisch mit dem Galvanoverfahren hergestellt und die PEKK-Probe mittels CAD-/CADM-Verfahren digital designt und im Fräsaufbau gefertigt.

Der Retentionsverlust wurde durch die maximale Abzugskraft im Verschleißsimulator kontinuierlich erfasst und über insgesamt 20.000 Zyklen gemessen. Währenddessen wurden die Proben mit einem Speichelgemisch dauerhaft neu befeuchtet. Nach der Hälfte der simulierten Tragezeit wurden die Sekundärkronen aus Gold und PEKK mit der verklebten Tertiärstruktur für 10.000 Zyklen in einem Thermocyclinggerät in zwei Wasserbädern von 5 bzw. 55 °C über je 60 Sekunden gebadet, um eine künstlichere Alterung zu simulieren. Abschließend wurde die Oberfläche der Primärteleskope mit einem Rasterelektronenmikroskop optisch analysiert.

Bei den Abzugskräften für die PEKK-Sekundärteleskopkronen ließ sich zunächst ein Anstieg von 14 auf 22 N über die ersten 1.000 Zyklen beobachten, die dann einen gleichmäßigen Verlauf mit 21 N über die restlichen Zyklen aufwiesen. Nach dem Thermocycling stieg die Abzugskraft erneut von 20 auf 22 N und pendelte sich dann wieder auf durchschnittlich 21 N ein.

Die Goldproben zeigen einen durchgehend unruhigen Verlauf mit schwankenden Werten zwischen 15 und 19 N. Nach dem Thermocycling steigt die Kraft zunächst von 18 auf 20 N an, steigt weiter auf 23 N an und fällt während der letzten 4.000 Zyklen stark um 4 bis 8 N ab.

Insgesamt sind in dieser Studie die Abzugskräfte mit 21 N für PEKK und 18 N für Gold deutlich höher als in der Literatur gefordert. Sie sollten nicht über 10 N hinausgehen, um Strukturen wie Zahn oder Implantat nicht zu schädigen. Allerdings ist zu beachten, dass in den anderen Studien meist nur einzelne Pfeiler verwendet wurden. Bei

steigender Pfeileranzahl steigt automatisch auch die Retentionskraft. Durch einen geringen Spaltabstand zwischen Primär- und Sekundärteleskop, einen gewählten Konuswinkel von  $1^\circ$  des Sekundärteleskops und gut verteilte Pfeiler wird der Prothesenhalt, besonders durch Adhäsion, gesteigert.

Im Verschleißverhalten der beiden Proben können jedoch Unterschiede zwischen den Materialien Gold und PEKK festgestellt werden. PEKK scheint sehr stabil und abrasionsresistent zu sein und verhält sich in seiner Retentionskraft sehr gleichmäßig. Gold ist sehr weich und verkantet schnell durch plastische Verformung. Die Werte sind sehr schwankend und zum Ende der Untersuchung ist, im Gegensatz zu PEKK, ein geringer Retentionsverlust bei den Goldproben zu erkennen. Optisch lassen sich bei beiden Materialien alle Verschleißmechanismen (Abrasion, Adhäsion, Oberflächenzerrüttung und tribochemische Reaktion) feststellen. Bei den Goldproben sind häufigere und tiefere Abzugsrillen zu finden.

Abschließend ließ sich in dieser Laborstudie feststellen, dass die Verschleißigenschaften zwischen PEKK und Gold keine großen Unterschiede zeigten. PEKK verfügt über eine gleichwertige Biokompatibilität wie Gold.

Die Herstellung der PEKK-Käppchen kann durch die digitalen Prozesse und ein Sechstel des Materialpreises, wie in der Kosten-Nutzen-Abwägung zu sehen ist, preiswerter hergestellt werden. Verschlissene PEKK-Sekundärteile können erneut gefräst und in die Prothese eingesetzt werden.

Die Retentionskräfte für die PEKK-Proben scheinen über einen längeren Zeitraum stabiler als die Goldproben zu sein. Dies ist allerdings noch mit einer Einschränkung für die klinische Situation zu sehen und muss dahingehend weiteruntersucht werden.

## 1.6 Literaturverzeichnis der deutschen Zusammenfassung

Alqurashi H, Khurshid Z, Syed AUY, Rashid Habib S, Rokaya D, Zafar MS. Polyetherketoneketone (PEKK): An emerging biomaterial for oral implants and dental prostheses. J Adv Res. 2020;28:87-95. doi: 10.1016/j.jare.2020.09.004

Arnold C, Schweyen R, Boeckler A, Hey J. Retention Force of Removable Partial Dentures with CAD-CAM-Fabricated Telescopic Crowns. Materials (Basel). 2020;13(14):3228. doi: 10.3390/ma13143228

Bayer S, Keilig L, Kraus D, Grüner M, Stark H, Mues S, et. al. Influence of the lubricant and the alloy on the wear behaviour of attachments. Gerodontology. 2011 a;28(3):221-226. doi: 10.1111/j.1741-2358.2009.00352.x

Bayer S, Zuziak W, Kraus D, Keilig L, Stark H, Enkling N. Conical crowns with electroplated gold copings: retention force changes caused by wear and combined off-axial load. Clin Oral Implants Res. 2011 b;22(3):323-329. doi: 10.1111/j.1600-0501.2010.02003.x

Becker H. Der Einfluss von Zahnpasta auf das Haftverhalten parallelwandiger Teleskopkronen. Zahnärztl Prax 1983; 8:332-334

Beuer F, Edelhoff D, Gernet W, Naumann M. Parameters affecting retentive force of electroformed double-crown systems. Clin Oral Investig. 2010;14(2):129-135. doi: 10.1007/s00784-009-0271-7

Buduru S, Culic B, Talmaceanu D, Pal A. A comparative study of the accuracy of five CAD-CAM systems. Med Pharm Rep. 2019;92(2):185-191. doi: 10.15386/cjmed-1131

Elkabbany A, Kern M, Elkhadem AH, Wille S, A Amer A, Chaar MS. Retention of metallic and non-metallic double-crown-retained mandibular overdentures on implants: An in-vitro study. J Prosthodont Res. 2020;64(4):384-390. doi: 10.1016/j.jpor.2019.11.001

Engels J, Schubert O, Güth JF, Hoffmann M, Jauernig C, Erdelt K, et. al. Wear behavior of different double-crown systems. Clin Oral Investig. 2013;17(2):503-510. doi: 10.1007/s00784-012-0746-9

Hagner MW. Werkstoffwissenschaftliche Untersuchungen zum Verschleiß von Teleskopkronen, Dissertationsschrift aus der Universität Bonn (2006)

Heners M, Walther W. Pfeilerverteilung und starre Verblockung - eine klinische Langzeitstudie. Dtsch Zahnartzl Z 1988;43:1122-1126

Herekar M, Sethi M, Mulani S, Fernandes A, Kulkarni H. Influence of platform switching on periimplant bone loss: a systematic review and meta-analysis. Implant Dent. 2014 Aug;23(4):439-50. doi: 10.1097/ID.0000000000000080. PMID: 24819807.

Hultén J, Tillström B, Nilner K. Long term clinical evaluation of conical crown retained dentures. Swed Dent J. 1993;17(6):225-34. PMID: 8134891.

Igarashi K, Katagiri H, Abou-Ayash S, Schimmel M, Afrashtehfar KI. Double-Crown Prosthesis Retention Using Polyetherketoneketone (PEKK): An In Vitro Study. J Prosthodont. 2023;32(2):154-161. doi: 10.1111/jopr.13512

Isidor F. Influence of forces on peri-implant bone. Clin Oral Implants Res. 2006 Oct;17 Suppl 2:8-18. doi: 10.1111/j.1600-0501.2006.01360.x. PMID: 16968378.

Kamel A, Badr A, Fekry G, Tsoi J. Parameters Affecting the Retention Force of CAD/CAM Telescopic Crowns: A Focused Review of In Vitro Studies. J Clin Med. 2021;10(19):4429. doi: 10.3390/jcm10194429

Körber KH. Konuskronen--ein physikalisch definiertes Teleskopsystem [Cone crowns--a physically defined telescopic system]. Dtsch Zahnartzl Z. 1968 Jun;23(6):619-30. German. PMID: 4871441.

Kotthaus M, Hasan I, Keilig L, Grüner M, Bourauel C, Stark H. Investigation of the retention forces of secondary telescopic crowns made from Pekkton® ivory in combination with primary crowns made from four different dental alloys: an in vitro study. Biomed Tech (Berl). 2019;64(5):555-562. doi: 10.1515/bmt-2018-0167

Langer A. Telescope retainers for removable partial dentures. J Prosthet Dent. 1981 Jan;45(1):37-43. doi: 10.1016/0022-3913(81)90009-3. PMID: 7007624.

Luft V, Pospiech P, Schurig A, Schmitter M. In vitro investigations on retention force behavior of conventional and modern double crown systems. Dent Mater. 2021;37(1):191-200. doi: 10.1016/j.dental.2020.10.028

Macherauch E, Zoch HW. Reibung und Verschleiß. In: Vieweg, Teubner, Hrsg., Praktikum in Werkstoffkunde. Wiesbaden: Vieweg Teubner Verlag, 2011: 566-571

Micovic Soldatovic D, Bitter M, Meinen J, Huth KC, Liebermann A, Stawarczyk B. Impact of material combinations and removal and insertion cycles on the retention force of telescopic systems. Clin Oral Investig. 2023;27(7):4007-4016. doi: 10.1007/s00784-023-05027-w

Mock FR. Bewährung von teleskopverankerter Prothesen - eine klinische Langzeitstudie, Dissertationsschrift aus der Universität Bonn (2005)

Ohkawa S, Okane H, Nagasawa T, Tsuru H. Changes in retention of various telescope crown assemblies over long-term use. J Prosthet Dent. 1990;64(2):153-158. doi: 10.1016/0022-3913(90)90170-h

Park C, Jun DJ, Park SW, Lim HP. Use of polyaryletherketone (PAEK) based polymer for implant-supported telescopic overdenture: A case report. J Adv Prosthodont. 2017;9(1):74-76. doi: 10.4047/jap.2017.9.1.74

Park JY, Bae SY, Lee JJ, Kim JH, Kim HY, Kim WC. Evaluation of the marginal and internal gaps of three different dental prostheses: comparison of the silicone replica technique and three-dimensional superimposition analysis. J Adv Prosthodont. 2017;9(3):159-169. doi: 10.4047/jap.2017.9.3.159

Pedroso JM, Enger M, Bandeira P, Magalhães FD. Comparative Study of Friction and Wear Performance of PEK, PEEK and PEKK Binders in Tribological Coatings. Polymers (Basel). 2022;14(19):4008. doi: 10.3390/polym14194008

Pigozzo MN, Laganá DC, Sesma N, Souza GF, Ichi AL. Photoelastic stress analysis in mandibular bone surrounding bar-clip overdenture implants. Braz Oral Res. 2014;28:S1806-83242013005000034. doi: 10.1590/s1806-83242013005000034

Schalk S. Zahnärztliche Propädeutik: Eine objektive und subjektive Beurteilung der Retentionskräfte verschiedener Verbindungselemente an herausnehmbaren Teilprothesen, Dissertationsschrift aus der Universität Halle-Wittenberg (2011)

Schimmel M, Walther M, Al-Haj Husain N, Igarashi K, Wittneben J, Abou-Ayash S. Retention forces between primary and secondary CAD/CAM manufactured telescopic crowns: an in vitro comparison of common material combinations. Clin Oral Investig. 2021;25(11):6297-6307. doi: 10.1007/s00784-021-03928-2

Shimakura M, Nagata T, Takeuchi M, Nemoto T. Retentive force of pure titanium konus telescope crowns fabricated using CAD/CAM system. Dent Mater J. 2008;27(2):211-215. doi: 10.4012/dmj.27.211

Solderer A, Al-Jazrawi A, Sahrman P, Jung R, Attin T, Schmidlin PR. Removal of failed dental implants revisited: Questions and answers. Clin Exp Dent Res. 2019 Aug 21;5(6):712-724. doi: 10.1002/cre2.234. PMID: 31890309; PMCID: PMC6934347.

Stančić I, Jelenković A. Retention of telescopic denture in elderly patients with maximum partially edentulous arch. Gerodontology. 2008;25(3):162-167. doi: 10.1111/j.1741-2358.2007.00204.x

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

Statistisches Bundesamt, 2023: Demografischer Wandel: Anteil der Bevölkerung ab 65 Jahren von 1950 bis 2021 von 10 % auf 22 % gestiegen. [https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/2023/06/PD22\\_N033\\_12.html](https://www.destatis.de/DE/Presse/Pressemitteilungen/2023/06/PD22_N033_12.html) (Zugriffsdatum: 24.03.2024)

Stenzel K. Ein Beitrag zur Theorie der Konuskronen und praktische Untersuchungen über ihr Verhalten im Dauerverschleißversuch, Dissertationsschrift aus der Universität Freiburg (1977)

Stock V, Schmidlin PR, Merk S, Wagner C, Roos M, Eichberger M, et. al. PEEK Primary Crowns with Cobalt-Chromium, Zirconia and Galvanic Secondary Crowns with Different Tapers-A Comparison of Retention Forces. Materials (Basel). 2016;9(3):187. doi: 10.3390/ma9030187

Stüttgen U. Experimentelle Untersuchungen zum Verschleißverhalten der dentalen Gusslegierungen Degulor M, Mikro-Bond-NP, Wiron 77 unter spezieller Berücksichtigung des Teleskopsystems. Dtsch Zahnärztl Z 1983; 38:1024-1025

Wagner C, Stock V, Merk S, Schmidlin PR, Roos M, Eichberger M, 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. J Prosthodont. 2018;27(2):162-168. doi: 10.1111/jopr.12482

Weigl P, 2010: Galvano-Konusprothesen - Haftkraft, Behandlungsprotokoll, Biomechanik, Indikation. <https://malkodent.de/wp-content/uploads/2016/10/Weigl-Galvanoprothesen.pdf> (Zugriffsdatum: 03.01.2025)

Weigl P, Hahn L, Lauer HC. Advanced biomaterials used for a new telescopic retainer for removable dentures. J Biomed Mater Res. 2000;53(4):320-336. doi: 10.1002/1097-4636(2000)53:4<320::aid-jbm6>3.0.co;2-w

Wichmann MG, Kuntze W. Wear behavior of precision attachments. Int J Prosthodont. 1999;12(5):409-414. PMID: 10709521

Wöstmann B, Balkenhol M, Weber A, Ferger P, Rehmann P. Long-term analysis of tele-scopic crown retained removable partial dentures: survival and need for maintenance. J Dent. 2007;35(12):939-945. doi: 10.1016/j.jdent.2007.09.010

Wöstmann B, Samietz S, Jordan AR, Kuhr K, Nitschke I, Stark H. Tooth loss and denture status: results of the 6th German Oral Health Study (DMS • 6). Quintessence Int. 2025 Mar 17;56(11):S60-S68. doi: 10.3290/j.qi.b5986257. PMID: 40091723.

Zierden K, Kurzrock L, Wöstmann B, Rehmann P. Nonprecious Alloy vs Precious Alloy Telescopic Crown-Retained Removable Partial Dentures: Survival and Maintenance Needs. Int J Prosthodont. 2018;31(5):459-464. doi: 10.11607/ijp.5820



## 2. Veröffentlichung

Dieser Publikationsdissertation liegt die folgende, unabhängig begutachtete Veröffentlichung zugrunde:

Holtz A, Grüner M, Keilig L, Bourauel C, Stark H, Dörsam I. Wear investigation of implant-supported upper removable prosthesis with electroplated gold or PEKK secondary crowns. Biomed Tech (Berl). 2025 Jan 23;70(2):115-123.

<https://doi.org/10.1515/bmt-2024-0038>

### 3. Erklärung zum Eigenanteil

Diese In-Vitro-Studie über das Verschleißverhalten einer implantatgetragenen Teleskopprothese auf sechs Pfeilern mit entweder Galvano- oder Polyetherketonketonsekundärteleskopen wurde mir, Annika Karoline Holtz, im Mai 2019 von PD Dr. Dr. Istabrak Dörsam zugeteilt.

Die Planung des Versuchsdesigns erfolgte gemeinsam mit PD Dr. Dr. Dörsam und wurde von mir eigenständig umgesetzt. Zu der praktischen Umsetzung gehörte die Einbettung der Implantate in die Basisplatte, die Ausrichtung der Platte im Verschleißsimulator, die händische Ausarbeitung der 120 Abutments, die Herstellung der 60 Galvanokäppchen im elektrochemischen Verfahren inklusive Vor- und Nachbereitung der Abutments, das Scannen der Abutments, Design und Ausarbeitung der 60 CAD/CAM-gefertigten PEKK-Sekundärkronen und die Entwicklung der Tertiärstruktur. Ich erhielt eine kurze Einweisung für das Galvano- und CAD/CAM-Verfahren im Zahntechniklabor „Kiel“ und konnte die Arbeiten selbstständig im Labor ausführen. Die Abutments und die Tertiärstruktur wurden aus Kostengründen ins Fräszentrum von „Indudent Duisburg“ ausgelagert, aber vorab in gemeinsamer Arbeit von mir und dem Zahntechniker für digitales Arbeiten bei „Labor Kiel“ geplant und designt.

Nach Fertigstellung der Proben erhielt ich von Herrn Manfred Grüner eine Einweisung in den Verschleißsimulator und dessen zugehörige Programme zur Datenerhebung und Auswertung. Ein neues Speichelbefeuchtungssystem musste für die 6 Pfeiler noch entwickelt werden. Dafür übernahm ich die Umsetzung und Herr Grüner die Programmierung der Pumpe zur regelmäßigen Befeuchtung.

Die Verklebung der Tertiärstruktur im Simulator und die Versuchsdurchführung im Verschleißsimulator sowie im Thermocyclinggerät erfolgte vollständig durch mich. Nach Einweisung in das Rasterelektronenmikroskop, führte ich die Probenvorbereitung, Untersuchung und bildgebende Dokumentation alleinverantwortlich aus.

Während der Verschleißsimulation wurden die maximalen Werte der Füge- und Abzugskraft sowie der Weg des Linearschlittens zwischen Basisplatte und

Tertiärstruktur mit der entsprechenden Zyklusnummer im DASyLab- Programm erfasst und durch ein von Herrn Grüner entwickeltes Programm in Tabellenform übertragen.

Ich sortierte die Ergebnisse zunächst in einer gemeinsamen Exceldatei für die jeweilige Gruppenbildung von Gold und PEKK und konstruierte zugehörige Graphen für die Auswertung.

Diese Auswertung wurde mit PD Dr. Dr. Dörsam und Herrn Grüner zusammen besprochen und diskutiert. Schlussendlich entwickelten PD Dr. Dr. Dörsam und ich zwei Graphen, die die Abzugskraft der verschiedenen Proben von Galvano- und PEEK-Sekundärkronen im Mittelwert vor und nach dem Thermocycling zur besseren Verständlichkeit zeigen.

Mithilfe der Tabellen der maximalen Abzugskraft und der zugehörigen Graphen ließ sich das Verhalten der verschiedenen Materialien vergleichen. Frau PD Dr. Dr. Dörsam und ich kamen zu dem Schluss, dass die PEKK-Sekundärkronen genauso verschleißresistent waren wie der Goldstandard und sich weniger Schwankungen während des Versuchsdurchlaufs zeigten. Wir nehmen an, dass PEKK eine gleichwertige und kostengünstigere Alternative für das Galvano-Sekundärteleskop sein könnte.

Die Ausformulierung der englischen Veröffentlichung und der deutschen Zusammenfassung erfolgte in regelmäßiger Rücksprache mit Frau PD Dr. Dr. Dörsam durch mich.

Ich versichere, die Dissertationsschrift selbständig verfasst zu haben und keine weiteren als die von mir angegebenen Quellen und Hilfsmittel verwendet zu haben.

## 4. Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt PD Dr. med. dent. Dr. rer. nat. Istabrak Dörsam und der Arbeitsgemeinschaft Werkstoffkunde der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften an der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn. Für die Themenzuteilung bin ich sehr dankbar.

Ein besonderer Dank gebührt auch Dipl.-Phys. Manfred Grüner, für seine stets verfügbare Unterstützung mit der Prüfmaschine zu den Verschleißuntersuchungen und Chemielaborantin Anna Weber für jegliche Unterstützung bezüglich des Thermocyclings und des Rasterelektronenmikroskops.

Ebenso möchte ich auch Christoph Strauch von InduDENT AG für die Umsetzung der Tertiärstrukturen und Andreas Hoch von der Dentaltechnik Kiel für die Bereitstellung der zahntechnischen Geräte und Software, um alle Proben zu fertigen, danken.

Zuletzt, aber nicht weniger wichtig, möchte ich auch meiner Familie meinen tiefsten Dank aussprechen. Ohne die unermüdliche, geduldige und liebevolle Unterstützung während meines gesamten Studiums, wäre diese Doktorarbeit nicht realisierbar gewesen.