

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik und Werkstoffkunde  
der Universitätsmedizin der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorspannung, Reibungskoeffizient und Gewindereibung einer Implantat-Abutment-  
Schraube in einem Keramikimplantat und deren Veränderung bei wiederholtem  
Anziehen

Inauguraldissertation  
zur Erlangung des Doktorgrades der  
Zahnmedizin  
der Universitätsmedizin  
der Johannes Gutenberg-Universität Mainz

Vorgelegt von

Melanie Weibrich  
aus Mainz

Mainz, 2024

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. Hansjörg Schild

1. Gutachter: PD Dr. Stefan Wentaschek, M. Sc.

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 24. September 2024

Für meine Familie

# **Inhaltsverzeichnis**

<b>Abkürzungsverzeichnis</b> .....	<b>I</b>
<b>Abbildungsverzeichnis</b> .....	<b>II</b>
<b>Tabellenverzeichnis</b> .....	<b>III</b>
<b>1. Einleitung und Fragestellung</b> .....	<b>1</b>
<b>2. Grundlagen und Einführung in die wissenschaftliche Literatur</b> .....	<b>4</b>
<b>2.1 Einführung in die Funktion von Schrauben-Implantaten</b> .....	<b>4</b>
<b>2.2 Der Begriff der Osseointegration</b> .....	<b>6</b>
<b>2.3 Die Entwicklung der dentalen Implantate</b> .....	<b>8</b>
<b>2.4 Kategorisierungen der Implantate</b> .....	<b>10</b>
2.4.1 Einteilung nach Implantataufnahmegewebe.....	10
2.4.2 Einteilung nach verwendetem Werkstoff.....	11
2.4.3 Einteilung nach Implantationszeitpunkt.....	11
2.4.4 Einteilung nach Art der Einheilung.....	12
2.4.5 Einteilung nach Implantatdesign.....	13
<b>2.5 Der Aufbau der Implantat-Abutment-Kronen-Konstruktion</b> .....	<b>13</b>
2.5.1 Das Implantat.....	13
2.5.2 Das Prothetik-Abutment.....	15
2.5.3 Die Implantat-Abutment-Schraube.....	18
2.5.4 Die Suprakonstruktion.....	19
<b>2.6 Keramikimplantate</b> .....	<b>19</b>
<b>2.7 Komplikationen des Implantat-Abutment-Komplexes</b> .....	<b>25</b>
<b>2.8 Lockerung von Schrauben</b> .....	<b>26</b>
<b>2.9 Überlebensrate von Implantaten</b> .....	<b>28</b>
<b>2.10 Schraubendesign und -nutzungsarten</b> .....	<b>29</b>
2.10.1 Schraubenverbindungen.....	30
2.10.2 Vorspannung.....	32
2.10.3 Reibung.....	33
2.10.4 Abnutzungseffekt der Prothetik-Abutment-Schraube (Settling Effect).....	33
2.10.5 Einflussfaktoren von Reibung und Vorspannung.....	34
<b>3. Material und Methoden</b> .....	<b>40</b>
<b>3.1 Verwendetes Implantatsystem</b> .....	<b>40</b>
<b>3.2 Versuchsaufbau</b> .....	<b>42</b>
<b>3.3 Versuchsdurchführung</b> .....	<b>46</b>
<b>3.4 Methode</b> .....	<b>47</b>
<b>3.5 Statistische Methoden</b> .....	<b>48</b>

3.6 Mathematische Grundlagen .....	48
<b>4. Ergebnisse.....</b>	<b>51</b>
4.1 Geometrische Daten der Abutmentschraube.....	51
4.2 Gemessene Vorspannung beim wiederholten Lösen und Anziehen der Schraube...	51
4.3 Berechnete Werte des Reibungskoeffizienten .....	53
4.4 Messwerte der Gewindereibung .....	55
<b>5. Diskussion.....</b>	<b>58</b>
5.1 Ergebnisauswertung der durchgeführten Versuche .....	58
5.2 Abhängigkeit der Vorspannkraft von verschiedenen Faktoren in der aktuellen Literatur .....	61
5.3 Das Verhalten der Vorspannkraft bei mehrmaligem Anziehen und Lösen der Implantat-Abutment-Schraube .....	66
<b>6. Zusammenfassung .....</b>	<b>70</b>
<b>7. Literaturverzeichnis.....</b>	<b>72</b>
<b>8. Danksagung.....</b>	<b>83</b>
<b>9. Lebenslauf .....</b>	<b>84</b>

## Abkürzungsverzeichnis

Al	Aluminium
BMP	Bone Morphogenetic Protein
d.h.	das heißt
etc.	et cetera (im Sinne von „und so weiter“)
ggf.	gegebenenfalls
MAX	Maximum
MIN	Minimum
mm	Millimeter
N	Newton
Ncm	Newtonzentimeter
PEEK	thermoplastischer Kunststoff, Polyetheretherketon, Molekülstruktur aus 2 Ether + 1 Keton
PEKK	thermoplastischer Kunststoff, Polyetherketonketon, Molekülstruktur aus 1 Ether + 2 Ketonen (Material des Abutments)
SD	Standardabweichung
Sec	Sekunden
Ti	Titan
Y-TZP Zirkoniumdioxid	Yttrium tetragonal stabilisiertes Zirkoniumdioxid (Implantat-Material)
z.B.	zum Beispiel
Z.n.	Zustand nach
°	Grad

## Abbildungsverzeichnis

<i>Abbildung I: Übersicht eines Implantat-Abutment-Komplexes (14): 1 = Klinische Krone, 2 = Abutment, 3 = Implantat-Abutment-Schraube, 4 = Gewinde vom Abutment, 5 = Innengewinde des Implantats, 6 = Implantat.....</i>	<i>2</i>
<i>Abbildung II: Schraubengeometrie .....</i>	<i>31</i>
<i>Abbildung III: Formel zur Berechnung der Steigung <math>P(h)</math>, <math>d(2)</math> entspricht hier <math>d2</math>.....</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung IV: Umgestellte Formel zur Berechnung der Steigung <math>P(h)</math>, <math>d(2)</math> entspricht hier <math>d2</math>.....</i>	<i>32</i>
<i>Abbildung V: Implantat von vorne, schräg oben, oben (Ceralog Implantat) .....</i>	<i>41</i>
<i>Abbildung VI: Abutment von vorne, oben, schräg oben (Ceralog PEKK-Abutment)..</i>	<i>41</i>
<i>Abbildung VII: Implantat-Abutment-Schraube (Titanlegierung, unbeschichtet) (14) ..</i>	<i>42</i>
<i>Abbildung VIII: Versuchsaufbau photographisch (ohne elektrischen Drehmomentschlüssel, über das Lineal und die rote Fläche wird die Höhe des Implantates und der Abstand zwischen Abutment und Implantat kontrolliert).....</i>	<i>44</i>
<i>Abbildung IX: Versuchsaufbau schematisch (Erläuterung der Nummern siehe Tabelle II) .....</i>	<i>45</i>
<i>Abbildung X: Formel zur Berechnung des Anzugdrehmoments (Erläuterung der Variablen siehe Tabelle III) .....</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung XI: Umgestellte Formel zur Berechnung des Reibungskoeffizienten.....</i>	<i>49</i>
<i>Abbildung XII: Vorspannung der 12 Implantat-Schrauben bei ein- bis zehnmalem Anziehen (in N) .....</i>	<i>52</i>
<i>Abbildung XIII: Berechneter Reibungskoeffizient beim ein- bis zehnmalem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube.....</i>	<i>54</i>
<i>Abbildung XIV: Das berechnete, zur Überwindung der Gewindereibung benötigte Drehmoment (in Ncm) beim ein- bis zehnmalem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube .....</i>	<i>56</i>
<i>Abbildung XV: Vergrößerung einer unbenutzten Implantat-Abutment-Schraube (Schraube ist im Original 7,4 mm lang).....</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung XVI: Vergrößerung einer Implantat-Abutment-Schraube nach der Durchführung der Versuche (Schraube ist im Original 7,4 mm lang) .....</i>	<i>60</i>
<i>Abbildung XVII: Aufsicht auf ein halbiertes Abutment neu (links) und nach Benutzung (rechts) .....</i>	<i>61</i>

## **Tabellenverzeichnis**

<i>Tabelle I: Erklärung der Variablen der Schraubengeometrie .....</i>	<i>31</i>
<i>Tabelle II: Benennung einzelner Elemente der Messapparatur.....</i>	<i>45</i>
<i>Tabelle III: Erläuterung der Variablen aus Abbildung X (Berechnung des Anzugdrehmomentes).....</i>	<i>49</i>
<i>Tabelle IV: Ermittelte geometrische Daten der Abutmentschraube .....</i>	<i>51</i>
<i>Tabelle V: Tabellarische Übersicht der Vorspannung (in N) bei ein- bis zehnmaligem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube.....</i>	<i>52</i>
<i>Tabelle VI: Übersicht erste signifikante Abweichung der erzielbaren Schraubenvorspannung des jeweiligen Testes.....</i>	<i>53</i>
<i>Tabelle VII: Tabellarische Übersicht der berechneten Reibungskoeffizienten bei ein- bis zehnmaligem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube.....</i>	<i>55</i>
<i>Tabelle VIII: Das berechnete, zur Überwindung der berechneten Gewindereibung benötigte Drehmoment (in Ncm) beim ein- bis zehnmaligen Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube .....</i>	<i>56</i>

## **1. Einleitung und Fragestellung**

Dentale Implantate werden immer häufiger im klinischen Alltag bei der Behandlung von Patienten eingesetzt. Ob zum Ersatz für einzelne Zähne oder als Therapie für zahnlose Kiefer sind Implantate eine zunehmend mehr genutzte Methode um fehlende Zähne zu ersetzen (1, 2). Mittlerweile gehören Implantat-Versorgungen zum Routinebehandlungsspektrum von einem großen Teil der Zahnärzte.

Neben den üblichen Titanimplantaten finden sich seit vielen Jahren zunehmend häufiger Keramikimplantate auf dem Dental-Markt im Angebot. Während der Entwicklung von Keramikimplantaten bestanden diese üblicherweise aus Aluminiumoxidkeramik, hierbei gab es vor allem Probleme mit der Stabilität. Mit der Etablierung von stabilerem Zirkoniumoxid nimmt die Verbreitung von Keramikimplantaten wieder zu.

Wie bei allen Implantat-Systemen können aber auch bei den heutigen Keramikimplantaten weiterhin Komplikationen auftreten. Beispiele für typische Implantat-Komplikationen wären eine fehlende Osseointegration, progredienter periimplantärer Knochenabbau bei Periimplantitis, Implantatfraktur (besonders bei durchmesserreduzierten Implantaten) sowie die Fraktur oder Teilfraktur der implantatgetragenen prothetischen Aufbauteile bzw. der darüber befindlichen Suprakonstruktion (Krone, Brücke, Prothese) (3, 4).

Eine in der Literatur häufig beschriebene Komplikation ist die Lockerung der Prothetik-Abutment-Schraube (5-9) (Gesamtaufbau des Implantat-Kronenkomplexes siehe Abbildung I, Abutmentschraube Punkt 3).

Eine Lockerung der Abutment-Schraube führt dabei zu einer geringeren Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes und kann durch ungünstige Belastung und Kraftverteilung sogar zu einem Bruch der Schraube führen. Um diese Risiken zu verringern, ist eine korrekt angezogene Schraube mit idealer Kraftübertragung zum Implantat-Knochenverbund sehr wichtig (10). Die Vorspannung der Schraube ist die Zugkraft, die entsteht, wenn sie durch ein Drehmoment gedehnt wird. Sie erzeugt eine Klemmwirkung, welche für den klinischen Erfolg des Gesamtkomplexes eine große Rolle spielt und die durch verschiedenste Faktoren, wie zum Beispiel durch die Materialien beeinflusst wird (11-13).

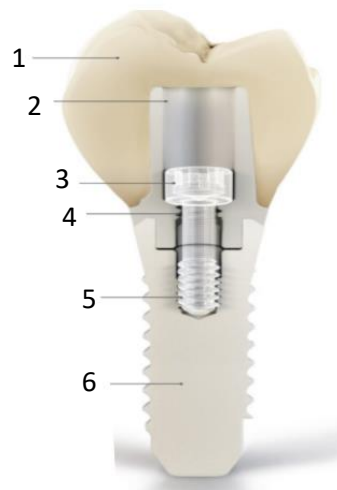


Abbildung 1: Übersicht eines Implantat-Abutment-Komplexes (14): 1 = Klinische Krone, 2 = Abutment, 3 = Implantat-Abutment-Schraube, 4 = Gewinde vom Abutment, 5 = Innengewinde des Implantats, 6 = Implantat.

Üblicherweise wird davon ausgegangen, dass 90% des auf die Schraubverbindung ausgeübten Drehmomentes in die Überwindung der Reibung am Schraubenkopf (50%) und im Gewinde (40%) benötigt wird. Die Reibung hat also einen überproportionalen Einfluss und sie hängt hauptsächlich von den Materialpaarungen und deren Oberflächen ab. Mit Titanimplantaten und deren Schraubenverbindungen mit unbeschichteten und beschichteten Abutmentschrauben wurden die Verbindungen bereits analysiert. Entsprechende Untersuchungen zu Keramikimplantaten, den zugehörigen Abutmentschrauben und hierbei verwendeten Abutments liegen nicht vor.

Diese Arbeit beschäftigt sich daher im Folgenden mit den beim Anziehen des Implantat-Abutment-Komplexes entstehenden Kräften an der Abutment-Schraube für ein heute klinisch eingesetztes Keramikimplantat und einem Abutment aus Polyetherketonketon. Die hierbei untersuchten Parameter sind die entstehende Vorspannung, der dazugehörige Reibungskoeffizient und die Gewindereibung.

Da beim klinischen Einsatz von Implantaten der Implantataufbau für Reinigungs- und Reparaturmaßnahmen während der Überlebenszeit der Implantate in der Regel mehrfach gelöst, abgenommen und später wieder eingegliedert werden muss, wurde im Rahmen der hier gegebenen Möglichkeiten insbesondere untersucht, inwiefern sich diese Parameter beim wiederholten Lösen und Anziehen der Abutmentschraube verändern. Es soll somit erstmals an einem Keramikimplantat ermittelt werden, ob und

ggf. inwiefern ein wiederholtes Lösen und Anziehen der Schraube einen Einfluss auf den resultierenden Halt des Implantat-Abutment-Systems und der auf die Schraube einwirkenden Kräfte an einem Keramikimplantat hat.

An den so erzielten Messwerten soll analysiert werden, wie sich die hier an Keramikimplantaten ermittelten Messwerte im Vergleich zu den in der Literatur verfügbaren korrespondierenden Implantat-Abutment-System-Werten von Titanimplantaten verhalten.

So können Rückschlüsse auf die verschiedenen Implantat-Abutment-Schrauben-Systeme und die für die klinische Anwendung empfohlene Häufigkeit der Schraubenwiederverwendung (bei spontaner Schraubenlockerung oder erforderlicher Reparatur der Suprakonstruktion) gezogen werden.

## **2. Grundlagen und Einführung in die wissenschaftliche Literatur**

### **2.1 Einführung in die Funktion von Schrauben-Implantaten**

Dentale Implantate sind Konstruktionen, die als künstliche Wurzel im Bereich zahnloser Kieferabschnitte eingebracht werden und dort als Befestigung von Zahnersatz dienen (15). Man verwendet sie klinisch als künstliche Pfeiler mit definierten Ankopplungsmechanismen zur Aufnahme von Kronen oder Brücken oder zur Stabilisierung von Prothesen (16). Implantate bestehen vorwiegend aus Titan oder seinen Legierungen. Parallel existieren heute aber auch Implantate aus Vollkeramik (17).

Implantate werden heutzutage in der Regel nicht mehr epiperiostal, sondern rein intraossär eingesetzt und können nach einer gewissen Einheilungsphase, in welcher das Implantat mit seinen Verankerungsretentionen in den Knochen osseointegrieren kann, als neues Verankerungssystem im alveolären Knochengewebe dienen.

Die Implantate werden in der Regel in ein passgenaues Loch, das zuvor präpariert wurde, im Knochengewebe eingebracht. Dabei erfolgt die Verankerung heutzutage in der Regel durch rotationssymmetrische normierte Implantat-Körper. Die primäre Fixierung im Knochen erfolgt durch Presspassung oder durch Schraubengewinde ((18), S. 228)(19). Das Ziel ist eine Einheilung ohne Fremdkörperreaktionen. Die Länge des inserierten Implantates richtet sich bei der Sofortimplantation nach der Länge der natürlichen Zahnwurzel, bei der verzögerten Implantation nach dem vorhandenen vertikalen Knochenangebot, der gewünschten Belastungsfähigkeit des später osseointegrierten Implantates und der Indikation und Möglichkeit zur vertikalen Knochenaugmentation.

Die meisten Implantate sind etwa 3,75 - 4,5 mm dick und zwischen 8 und 15 mm lang ((20), S. 88). Es existieren allerdings auch zweiteilige Implantatsysteme mit anderen Längen und Durchmessern (je nach System z.B. zwischen 5 bis 19 mm Länge, Durchmesser 2,8 bis 6,5 mm) ((21), S. 933).

Das Implantat wird dann beim Einwachsen fest umschlossen und ist ein ossaler Verankerungspunkt ((18), S. 227-228). Während der Einheilphase gilt es, eine zu starke Belastung zu vermeiden, da diese bei geringer Primärstabilität des Implantates

ggf. zu einer fehlenden Einheilung des Implantates führen kann. Im günstigsten Fall bleibt das Implantat noch erhalten, aber die Überlastung führt zu einer Verminderung der Anlagerung des Knochens an das Implantat ((20), S. 92). Wenn die Einheilphase abgeschlossen ist, kann im Unterkiefer nach etwa 2 Monaten und im Oberkiefer nach 3 Monaten von einer ankylotischen Verankerung ausgegangen werden (20). Der genaue Prozess der Einheilung („Osseointegration“) wird im Folgenden noch näher erläutert (siehe 3.2).

Um eine spätere Belastung des Implantates zu ermöglichen, muss nach dieser Einheilphase eine ausreichende mechanische Retention vorhanden sein, welche eine Aufnahme der Kaukräfte ermöglicht ((19), S. 1).

Ein Teil der heute verwendeten Schrauben-Implantate wird so eingebracht, dass diese sofort aus der Schleimhaut hervorstehen. Man spricht von der transgingivalen Implantation. Dies ist bei sogenannten einteiligen Implantaten die Regel. Die restlichen Implantate werden so inseriert, dass die Einheilung (Verbindung mit dem Knochen) unterhalb der Mundschleimhaut erfolgt.

Erst nach Abschluss dieser Phase wird die darüber liegende Schleimhaut in einer zweiten, aber sehr kleinen Operation entfernt oder zur Seite verlagert und das Implantat mit einem Aufbau (Einheilkappe) versehen und somit freigelegt. Es steht dann über die Schleimhaut hinaus und kann somit klinisch weiter versorgt werden.

Das Implantat, welches dann naturgemäß mit der Schulter in der bakteriell besiedelten Mundhöhle steht, sollte zu diesem Zeitpunkt durch eine entsprechende circuläre Anlagerung von fixiertem Weichgewebe umgeben sein. Dies ist für die bakterielle Abdichtung des darunter liegenden Knochens wichtig, um dessen Langzeitstabilität zu gewährleisten (22). Die biologische Breite bezeichnet dabei die Dimension der etwa 2 mm dicken Mukosa, welche den Knochen circulär um das Implantat bedeckt (23).

Zahnwurzel-Implantate werden für unterschiedliche Zwecke klinisch eingesetzt. So werden Einzelzahnimplantate für den Zahnreihenschluss benutzt ((18), S. 229).

Implantate werden auch als Brückenpfeiler genutzt, so können größere seitliche Schalllücken oder eine einseitig verkürzte Zahnreihe behandelt werden, um so einen vollständigen Zahnbogenverlauf wieder herzustellen ((18), S. 230).

Des Weiteren werden Implantate in der Teilprothetik eingesetzt, etwa um ein stark reduziertes Lückengebiss zu ergänzen, wenn festsitzender Brückenersatz nicht möglich ist ((18), S. 230).

Schlussendlich werden Implantate auch im zahnlosen Kiefer eingesetzt. Die Implantate dienen im Unterkiefer und im Oberkiefer zur Verankerung einer implantatgestützten Prothese oder eines festsitzenden Zahnersatzes ((18), S. 231). Nach der aktuellen Leitlinie sind im zahnlosen Oberkiefer sowohl für festsitzenden als auch für herausnehmbaren Zahnersatz mindestens vier Implantate nötig. Im Unterkiefer kann regelmäßig schon mit zwei Implantaten eine Prothese verankert werden, wobei bei zwei Implantaten eine anteriore Rotationsachse entsteht. Auch im Unterkiefer profitieren die Patienten von vier Implantaten, die ein möglichst breites Unterstützungspolygon aufspannen. Wenige Studien untersuchen im Unterkiefer sogar die Verwendung von nur einem Implantat zur Stabilisierung einer Prothese (24, 25).

## **2.2 Der Begriff der Osseointegration**

Unter Osseointegration versteht man eine direkte, weichgewebefreie, biologisch hochwertige und funktionelle Verbindung zwischen Implantat und regulär strukturiertem Knochengewebe (26). Damit eine stabile Osseointegration möglich ist, wird eine Implantatoberfläche oft mit einer mikrostrukturierten Oberfläche verwendet (27). Eine zusätzliche Stabilität zur Verankerung im periimplantären Knochenlager geben Makroretentionen des Implantates (z.B. Gewinde oder Rillen). Dadurch kann die Kaukraft leichter über das Kollagengerüst in der Knochenstruktur aufgenommen werden (19). Über die Jahre wurden verschiedene Oberflächenmodifikationen wie ablativ Säureätztechnik, additive Plasma Flame Spray Beschichtung und später sogar Oberflächenbeschichtung mit Proteinen oder Wachstumsfaktoren entwickelt. Dabei zeigen neuartige Oberflächenmodifikationen große Fortschritte (28, 29) im Vergleich zu den früher verwendeten maschinieren (d.h. glatt polierten) Implantatoberflächen.

Die Osseointegration läuft in verschiedenen Phasen ab. Diese Abfolge von zellulären und molekularen Vorgängen hat zum Ziel eine Schicht von neugebildetem Knochen direkt auf der Titanoberfläche zu entwickeln (29). Zuerst trifft die Implantatoberfläche auf Blut aus der Implantat-Kavität, mit Adsorption von Calcium- und Phosphationen kommt es zu einer Hydratation des Titandioxidfilms. Auf dieser Schicht können sich knochenbildende, nichtkollagene Proteine wie Knochensialoprotein und Osteopontin ablagern. Das so entstehende Fibrinnetzwerk nutzen Osteoblasten zur Knochenneubildung am Implantat. Wenn die initiale Osteoidbildung abgeschlossen ist, erfolgt eine Einlagerung mineralischer Substanzen, dabei wird in den folgenden Wochen (je nach Belastung) der Knochen der mechanischen Beanspruchung angepasst und dementsprechend umgebaut (19).

Man unterscheidet 2 Arten der Knochenbildung bei der Implantat-Einheilung, die Kontaktosteogenese und die Distanzosteogenese. Bei der Kontaktosteogenese erfolgt die Implantat-Einheilung durch initialen Osteoblastenkontakt auf der Implantatoberfläche. So können sich Osteoblasten aus der präparierten Implantatkavität auf der Oberfläche im Fibrinnetzwerk ablagern, sich ausdifferenzieren und als flache Zellen proliferieren. Sie bedecken die Implantatoberfläche so nahezu komplett und die Knochenneubildung läuft vom Implantat in Richtung vorhandenem Knochen, der Knochen-Implantat-Verbund ist in den Bereichen der Kontaktosteogenese histologisch ausgeprägt (19).

Dagegen läuft bei der Distanzosteogenese die Knochenneubildung vom Knochen in Richtung Implantat. Hier fehlen Retentionsmöglichkeiten für das Fibringerüst, sodass letztendlich zwischen Knochen und Implantat Gefäße und Markräume entstehen, dadurch ist der entstehende Knochen-Implantat-Kontakt deutlich reduziert (19). Unabhängig davon, welche Art der Osseointegration überwiegt, am Ende ist das Implantat mit dem Knochen biologisch verbunden.

Bei einer langsam und lang einwirkenden Belastung (wie beispielsweise bei kieferorthopädisch genutzten Kräften) sind osseointegrierte Implantate deutlich geringer nachgiebig als natürliche Zähne, die Verankerungssteifigkeit bei kaufunktionaler Belastung ist jedoch nahezu identisch zu Zähnen (20).

Für eine erfolgreiche Osseointegration bei der Sofortbelastung der Implantate ist das Eindrehmoment hierbei einer der wichtigsten Prognosefaktoren (30).

## 2.3 Die Entwicklung der dentalen Implantate

Im Jahre 1886 fand erstmals eine Aufbereitung einer künstlichen Alveole für die Aufnahme eines Spätimplantats von Younger statt ((31), S. 227). Ein Jahrzehnt später im Jahre 1895 konnte mit der Entdeckung der Röntgenstrahlung nun auch die wissenschaftlich fundierte Implantologie ihren Anfang finden. So wurde 1913 vom Amerikaner H. J. Greenfield erstmalig ein Korbimplantat in der oberen Prämolarenregion radiologisch demonstriert ((32), S. 389-390).

Enossale Implantationsversuche – in der Regel Sofortimplantate - folgten schließlich in der Neuzeit. Dabei wurden direkt nach der Extraktion die alloplastischen Materialien in die Extraktionswunde eingebracht (31).

Ab 1913 kommt es zum Einsatz von enossalen Implantaten aus korb- bzw. wurzelförmigen Hohlimplantaten aus Platin-Iridium-Legierung von Greenfield. Strock verwendete hierfür an der Harvard University eine Schraube aus rostfreiem Stahl. Er war einer der Ersten, der die korrekte Okklusion als Voraussetzung für den Langzeiterfolg eines zahnärztlichen Implantats erkannte (31).

Ende der 30er Jahre wurden nun auch nichtoxidierende Materialien in der wiederherstellenden und orthopädischen Chirurgie eingeführt. Dies hatte zur Folge, dass diese Werkstoffe auch bald in der zahnärztlichen Implantologie auftauchten ((31), S. 227).

1937 begannen der deutsche Zahnarzt Müller und 1941 auch der schwedische Zahnarzt Dahl in ihren Praxen zahnlosen Patienten, die den üblichen Zahnersatz nicht tragen konnten, subperiostale Gerüstimplantate einzusetzen. Einige der Gerüstimplantate blieben 20 Jahre lang funktionstüchtig, allerdings wurden die meisten bald wieder mit narbigen Folgezuständen entfernt ((33), S. 2). In den 50er und 60er Jahren fanden weitere subperiostale Implantationen statt. Diese wurden mit einer aufwendigen Methode bei nicht voraussagbaren Langzeitergebnissen inseriert ((31), S. 227). Um 1940 kamen erstmals korrosionsstabile Stahlimplantate auf ((32), S. 389-390).

Formiggini berichtete 1947 über ein endo-alveoläres Tantalimplantat ((33), S. 2). Der Beginn der heutigen enossalen Implantologie ist eng mit dem Namen Formiggini verbunden und dieser wird vielfach als Vater der modernen Implantologie bezeichnet ((31), S. 227).

Seit 1960 gelten Keramiken und Titan als geeignete Biomaterialien für subperiostale, submuköse und enossale Implantate ((32), S. 390).

1962 kamen erstmals erfolgreiche enossale Nadelimplantate aus Tantal (Scialom) und enossale Schrauben aus Titan (Cherchève) auf den Dentalmarkt. Ihnen folgten Sandhaus, Tramonte, Linkow und Heinrich mit Publikationen über eigene Implantate ((33), S. 2). Seit 1969 wurden die Implantate dieser Autoren, für deren Einführung und Weiterentwicklung sich im deutschsprachigen Raum besonders Pruin (Nadelstraße) und Grafelmann (Blattimplantate) eingesetzt haben, in sehr zögerlich wachsender Anzahl, aber mit beachtlichem Erfolg angewendet ((33), S. 2). Zwischen 1970 und 1980 ging die Entwicklung stürmisch weiter, bis die Implantologie sich als wissenschaftlich begründete Therapie durchsetzte (Brånemark, Schroeder, Schulte, Tetsch, Spiekermann) ((23), S. 3).

Hinzu kam, dass parallel dazu in Schweden ein aus der Grundlagenforschung heraus entwickeltes Brånemark-Implantat mit langjährigen Erfolgsstatistiken die Aufmerksamkeit der internationalen Fachwelt erlangte ((33), S. 3).

Von grundsätzlicher, nachhaltiger Bedeutung für künftige Implantate war die Einführung der Titan-Plasma-Flame-Beschichtung von Schroeder 1976 und das mehrzeitige Vorgehen von Brånemark 1969 und Koch 1976 ((33), S. 3).

Brånemark und Schulte erkannten die Wichtigkeit der funktionslosen Einheilung. Das von Brånemark entwickelte Implantat-System ist bis heute geringfügig modifiziert im Einsatz ((31), S. 227). Er entdeckte die hohe Akzeptanz von Titan im menschlichen Knochengewebe und prägte den Terminus der Osseointegration ((31), S. 227).

Die zahnärztliche Implantologie, insbesondere das Einbringen von enossalen Implantaten, ist 1982 durch die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferkrankheiten wissenschaftlich anerkannt worden ((21), S. 925), ((23), S. 3). Die staatliche Legitimation erfolgte 1988 durch die Aufnahme implantologischer Leistungen in die amtliche Gebührenordnung für Zahnärzte (GOZ) ((33), S. 3).

Seit den 1990er Jahren werden auf dem zahnärztlichen Sektor fast nur noch enossale Implantate (aufgrund der größeren Erfolgssicherheit) angeboten ((32), S. 390).

## 2.4 Kategorisierungen der Implantate

Es gibt verschiedene Möglichkeiten die Vielzahl an existierenden Implantaten in Gruppen einzuteilen. Einige der Unterteilungsmöglichkeiten orientieren sich an Aufnahmegewebe, Material oder Form der Implantate. Nicht alle finden heute noch klinischen Einsatz, sollen aber der Vollständigkeit halber hier mit aufgeführt werden.

### 2.4.1 Einteilung nach Implantataufnahmegewebe

Die Einteilung, mit der hier begonnen wird, ist eine Zuordnung nach dem Implantataufnahmegewebe. Es unterscheiden sich:

- a) subperiostale Implantate
- b) endodontische Implantate
- c) enossale Implantate

Subperiostale Implantate bestehen aus gegossenen Gerüsten aus Stahllegierungen oder Titan und sind für zahnlose Kieferanteile oder ganze Kieferabschnitte im Ober- oder Unterkiefer geeignet, dabei liegt das Implantat unter dem Periost auf dem Kieferknochen ((33), S. 5). Diese Art der Implantate wird heute in der Regel nicht mehr angewendet.

Implantate, die aus einem Metall- oder Keramikstift bestehen und durch den Wurzelkanal in den Knochen oberhalb oder unterhalb des Foramen apicale eingebracht werden, nennen sich endodontische Implantate ((33), S. 6). Diese häufig auch mit dem Begriff transdentale Fixation bezeichnete Methode gilt heute als obsolet.

In der klinischen Zahnmedizin hat sich heute das enossale Schraubenimplantat, zuerst entwickelt von Brånemark, weitgehend durchgesetzt. Die Bezeichnung erfolgt aufgrund der Tatsache, dass der Implantatkörper, der den größten Teil des Implantates darstellt, sich im Knochen befindet. Folglich heißt das Implantat enossal ((33), S.7). Das enossale Implantat nutzt eine knöcherne Verwachsung der Implantatoberfläche mit dem umgebenden Knochen. Dazu werden die Implantate in den Kieferknochen eingebracht und mechanisch und biologisch im Knochen verankert ((21), S. 923). Die Osseointegration gilt dabei als optimale Einheilungsform. Dafür

muss mit Hilfe von Bohrern oder Fräsen für passende Hohlräume zur Aufnahme der Implantate gesorgt werden.

Im Folgenden werden nur noch enossale Implantate besprochen, da diese heutzutage nahezu ausschließlich eingesetzt werden.

#### 2.4.2 Einteilung nach verwendetem Werkstoff

Die heute klinisch verfügbaren Implantate sind aus unterschiedlichen Werkstoffen hergestellt. Als Implantatmaterialien finden sich heute hauptsächlich Implantate mit (gezogenem oder gewalztem) Reintitan, Titanlegierungen oder Zirkonoxidkeramiken mit verschiedenen Oberflächenmodifikationen ((21), S. 923)((20), S. 88).

#### 2.4.3 Einteilung nach Implantationszeitpunkt

Je nach Implantat und Behandlungskonzept vergehen bis zu mehreren Monaten von der Zahnentfernung bis zur Implantatinserterion und später bis zur vollen Belastungsfähigkeit.

Es werden im Moment 3 Zeitpunkte zur Implantation kategorisiert, diese sind:

- a) Sofortimplantation
- b) Frühimplantation
- c) Spätimplantation

(34)

Sofortimplantate werden dabei in der Regel unmittelbar nach Zahnextraktion eingesetzt. Die Zahnextraktion und die anschließende Implantation erfolgen normalerweise in einer chirurgischen Sitzung (34). Mit speziellen Bohr- und Fräsinstrumenten wird die leere Alveole präpariert und das Implantat in den präparierten Bereich eingebracht ((20) S. 92). Dabei kann das Implantat gedeckt oder offen einheilen. Die volle prothetische Belastung erfolgt je nach Versorgungskonzept sofort oder traditionell nach 3 Monaten ((33), S. 9).

Eine Abweichung davon ist die Frühimplantation. Hierbei wird die Implantation erst verzögert durchgeführt, damit Entzündungen in akut infizierten Alveolen abheilen

können. Es wird hierbei unterschieden zwischen der Frühimplantation mit vollständiger weichgeweblicher Abheilung mit einer Implantation nach 4-8 Wochen und einer Frühimplantation, bei der eine partielle knöcherne Ausheilung ebenfalls abgewartet wird. In dem Fall findet eine Implantation nach 12-16 Wochen statt (34).

Spätimplantate dagegen werden erst eingesetzt, wenn die weich- und hartgewebliche Abheilung vollständig abgeschlossen ist. Dies ist frühestens nach 4 in den meisten Fällen nach 6 Monaten der Fall. Bei diesem Versorgungskonzept ist eine Augmentation bei der Implantation häufiger notwendig, da es durch den Umbauprozess und die Resorptionsveränderungen während der Abheilung zu einem geringeren Knochenangebot kommen kann (34).

#### 2.4.4 Einteilung nach Art der Einheilung

Weitere Unterscheidungsmöglichkeiten bestehen in der Einheilungsphase, diese verläuft einphasig oder zweiphasig.

Bei einer einphasigen Implantation sind der Implantatkörper und der Pfosten ein unteilbares Ganzes oder Implantat und ein Healing-Abutment werden zeitgleich eingebracht. Die Einheil-Pfosten liegen dann direkt nach der Implantation bereits in der Mundhöhle. Die Einheilung verläuft dann „offen“ oder „transgingival“. Die Pfosten sind dann naturgemäß direkt dem Zungen- und Wangen-Kaudruck ausgesetzt ((16), S. 478).

Dagegen besteht bei der zweiphasigen Implantation der Implantat-Aufbau-Komplex aus mindestens zwei Teilen, dem Implantatkörper und dem Einheil-Pfosten. Bei der Implantation wird nur eine Gewindeschutzschraube (und eben kein Healing-Abutment) auf das Implantat geschraubt und die Wunde mittels Schleimhautlappen komplett wieder verschlossen. Die Schleimhaut wird dabei nach der Implantat-Insertion direkt wieder übers Implantat genäht ((16), S.478-481). Nach drei bis sechs Monaten geschlossener Implantateinheilung ist die Einheilzeit abgeschlossen, der osseointegrierte Implantatkörper wird nach dieser Zeit in einer zweiten Operation zur Freilegung des Implantates durch einen Einheil-Pfosten vervollständigt ((31), S. 251-242).

#### 2.4.5 Einteilung nach Implantatdesign

Es gibt mehrere wesentliche grundsätzliche Implantatformen. Es wird allgemein unterschieden in blatt-, schrauben-, zylinder- und konusförmige Implantate ((20), S. 88). Blattförmige Implantate sind auf die optimale Ausnutzung extrem schmaler Kieferabschnitte spezialisiert, für zylindrische, schraubenförmige und konische Implantate findet die Rotationssymmetrie dagegen mehr Beachtung. Die rotationssymmetrischen Implantate konnten sich aufgrund besserer Langzeitergebnisse klinisch durchsetzen.

### **2.5 Der Aufbau der Implantat-Abutment-Kronen-Konstruktion**

Abbildung I (siehe Kapitel 2. Einleitung) zeigt schematisch den Aufbau eines Implantat-Abutment-Kronen-Komplexes. Dabei ist das eigentliche Implantat (siehe 3.5.1.), welches im Knochen verankert ist, nur über die Implantat-Abutment-Schraube (3.5.3.) und das Abutment mit der Mundhöhle in Verbindung. Das Abutment (3.5.2), das die Verbindung von Implantat und klinischer Krone darstellt, dient als Grundgerüst für die Befestigung der späteren Restauration. Neben dem gezeigten Beispiel existieren auch Abutmentkronen. Hierbei wird die Krone direkt mit einer Schraube mit dem Implantat verbunden. Letztlich ist die Zahnkrone hierbei selbst das Abutment wobei die Verbindungsschraube dieselbe Funktion ausübt.

#### 2.5.1 Das Implantat

Das eigentliche dentale Implantat ist der enossale Anteil des Implantat-Aufbau-Zahnersatz-Systems. Es wird im Knochen verankert und ist so nachträglich kaum noch sichtbar. Es lässt sich nach seiner Funktion unterteilen in einen enossal sitzenden Körper, eine Basis, welche für die Aufnahme und Weiterleitung von senkrechten Kräften eine Rolle spielt und eine Schulter, die eine Abstützung gegen seitlich wirkende Kräfte bildet. Ein Implantatthals kann in die Mundhöhle (33) ragen und dient dann der mechanischen und bakteriellen Abdichtung zur Mundhöhle (siehe sogenannte biologische Breite).

Durch verschiedene Techniken der Oberflächenmodifikation wird der enossale Teil des Systems so verändert, dass eine bestmögliche ankylotische Verankerung am

Knochen möglich ist. Es wird unterschieden zwischen Makro- und Mikroretentionen, wobei diese auch kombiniert auftreten können.

Die klassische Schraubenwindung findet sich bei den meisten heute klinisch eingesetzten Implantaten als Makroretention wieder, da diese eine hohe Primärstabilität fördert. Die Schraubenwindungen treten meistens als gleichbleibendes, progressives oder zum Zahnhals reduziertes Gewinde auf und erzeugen eine mechanische feste Verankerung bei der chirurgischen Insertion ((20), S. 89).

Alle modernen Implantate besitzen eine mikrostrukturierte Oberfläche, da durch eine gezielt raue Struktur im Mikrometerbereich eine Vergrößerung der Oberfläche und eine schnellere Besiedelung mit Osteoblasten gefördert wird ((20) S. 88). Dadurch kommt es zu einer schnelleren Osseointegration und seltener zu später auftretenden Lockerungen des Implantates.

Typische Mikroretentionen entstehen durch eine Plasma-Flame-Spray-Beschichtung oder in der Gruppe der abtragend hergestellten Oberflächenmodifikationen zum Beispiel durch Ätzverfahren.

Neuere Entwicklungen nutzen Implantatoberflächen, die mit bioaktivem Material beschichtet sind. Diese sollen möglichst noch schneller einen keramo-ossären Verbund herstellen. Die Beschichtung, die im Falle von keramischen Oberflächenadditiven aus Hydroxylapatit- Keramiken oder Kalziumphosphat besteht, wird nach der Implantation resorbiert und während des komplikationslosen Einheilungsprozesses vollkommen durch neugebildeten Knochen ersetzt ((33), S. 20).

Alternativ dazu existieren Titanimplantate mit einer biologisch aktiven Beschichtung wie BMP 2 und BMP 6 im experimentellen Stadium, um durch lokale Knochenwachstumsstimulation eine verbesserte, schnellere Einheilung zu erreichen.

Um den endgültigen Zahnersatz mit dem Implantat verbinden zu können, wird oft unter anderem ein transgingivales Übergangsstück, das sogenannte Prothetik-Abutment, benötigt. Dieses wird durch eine Prothetik-Schraube mit dem Implantat verbunden. Für die Aufnahme dieser Schraube besitzt das Implantat im oberen Anteil ein Innengewinde. Verschiedene Konstruktionselemente (sogenannte Rotationssicherungen) verhindern zusätzlich ein ungewolltes Verdrehen von Abutment

und Implantatkörper. Es gibt dabei außenliegende Design-Elemente oder innenliegende Elemente.

Außenliegende Elemente sind zum Beispiel die klassische Sechs- oder Achtkantverbindung, dabei wird eine ausreichende Torsionsfestigkeit für die Implantation und insbesondere die spätere Einzelkronenversorgung gewährleistet ((19), S. 16).

Innenliegende Elemente können als Stoß- oder Konus-Verbindungen (auch ohne Rotationssicherung, also nur für Brücken oder Prothesen-Verankerung auf mehreren Implantatpfeilern geeignet) vorhanden sein, diese besitzen meistens jedoch noch eine Nut-Feder-Verbindung oder einen Sechs- beziehungsweise Acht-Kant als Rotationsschutz. Bei einer Konus-Verbindung wird je nach Konuswinkel die sichere Fixierung der Verschraubung durch eine konische Klemmung hergestellt. Besonders für kleine Implantatdurchmesser ist eine interne Rotationssicherung über Einstecken von Verzahnungen realisierbar ((19), S. 16).

### 2.5.2 Das Prothetik-Abutment

Das Prothetik-Abutment ist der mittlere Teil des Implantat-Abutment-Zahnersatz-Systems. Es verbindet den enossalen Anteil - das Implantat - mit dem prothetischen Aufbau. Dabei wird es mit Hilfe einer Schraube am Implantat befestigt. Dafür hat das Abutment in der Mitte eine Führung, in welche die Schraube passt. Eine Rotation wird durch die in der Regel am Abutment vorhandenen und zum entsprechenden Implantat passenden Konstruktionselemente verhindert. Dieser Rotationsschutz dient der sicheren Positionierung des Abutments im Implantat, er liegt je nach Implantatkonstruktion entweder außer- oder innerhalb des Implantates ((21), S. 935).

Das Material des Abutments variiert je nach System und Anwendungsgebiet des Abutments. Es gibt Abutments aus Titanlegierungen, hochgoldhaltigen Legierungen, Keramiken oder Kunststoffen wie in dem hier untersuchten Fall aus dem Hochleistungspolymer Polyetherketonketon (35, 36).

Es gibt verschiedene Arten von Abutments. Dabei können grundlegend vorgefertigte Abutments von individualisierten oder vollständig individuell hergestellten Abutments unterschieden werden. Je nach Indikation dienen diese als Halteelement für Prothesen

oder verbinden den prothetischen Kronen- oder Brückenaufbau mit dem Implantat. Als Basis für den prothetischen Aufbau gibt es sowohl gerade als auch abgewinkelte Abutments. So können aus prothetischer Sicht ungünstig gesetzte Implantate durch Teilkorrektur der Achsabweichung besser genutzt werden. Ein anderes Beispiel für den Einsatz spezieller Abutments ist die Vergrößerung des Abstützungspolygons bei Prothesenträgern durch Einsatz von schräg nach distal eingesetzten Implantaten mit konsekutiver Angulation von Abutments (37).

Des Weiteren können Abutments nach Art der Befestigung der Suprakonstruktion unterschieden werden. Hierbei existieren sowohl Abutments zum Einzementieren der Krone als auch zum Verschrauben einer solchen. Vorteile der okklusalen / palatinalen Verschraubung sind im klinisch erleichterten Zugang bei Reinigungs- oder Reparaturmaßnahmen zu sehen. Vorteile der zementierten Versorgung zeigen sich bei der resultierenden Ästhetik und Reinigungsfähigkeit durch die Vermeidung der okklusalen / palatinalen Perforation im Zahnersatz (38). Einzelkronen und verblockte Kronen und Brücken kommen häufig ohne Abutments aus. In diesem Fall wird der Zahnersatz direkt mit dem Implantat verschraubt. Da die Zahnkrone und das Abutment eine Einheit darstellen, werden solche Kronen auch Abutmentkronen genannt. Die Schraube zum Befestigen der Konstruktion erfüllt denselben Zweck wie die Abutmentschraube.

PEKK ist ein Hochleistungspolymer aus der Gruppe der Polyaryletherketone (PAEK) (39). Die teilkristallinen Polymere bestehen aus Ether- und Ketongruppen mit 1,4-Phenylen-Einheiten (39). Die Steifigkeit der Polymerketten der Polyaryletherketone und die Schmelztemperatur sind dabei abhängig von der Anzahl der Ketongruppen in der Verbindung (39).

PAEK kommt neben dem Einsatz in der Zahnmedizin ebenfalls im Automobilbau, in der Luft- und Raumfahrt vor (14). Auch in anderen Fachrichtungen der Medizin sind sie zu finden (40, 41). So findet man sie in medizinischen Bereichen zum Beispiel als Knochenrekonstruktionsmaterial wieder (42).

Vor allem Polyetheretherketone (PEEK) und Polyetherketonketone (42) finden in der Zahnmedizin ihre Anwendung (39). Das Material lässt sich beispielsweise als Implantatabutments wie in dem hier untersuchten Implantatsystem finden (43, 44).

PEKK enthält dabei mehr Ketongruppen als das Polyaryletherketon PEEK und hat somit eine höhere Druckfestigkeit. Das Elastizitätsmodul liegt mit 4,5 GPa näher an dem von Knochen (14, 45). Polyetherketonketon (42) besitzt eine hohe Festigkeit, Elastizität und Hydrolysebeständigkeit (14). Die Zugfestigkeit von PEKK beträgt 138 MPa bei einer Biegefestigkeit von 193 MPa und die Druckfestigkeit liegt bei 207 MPa. Die Schmelztemperatur befindet sich bei 360°C, die Dichte beträgt 1,3 g/cm<sup>3</sup> (14), dadurch sind sie sehr leicht und für den Patienten angenehm zu tragen.

Bei der Herstellung wird in der Regel auf 2 Verfahren zurückgegriffen. Erstens gibt es die elektrophile Alkylierung, auch Friedel-Crafts-Alkylierung genannt, bei der Ketongruppen über Ethergruppen verbunden werden. Zweitens kann die Synthese auch durch die nukleophile Verdrängungsreaktion geschehen (46).

In Untersuchungen zeigte sich, dass provisorische Kronen auf PEEK-Abutments ähnliche Bruchfestigkeitswerte haben wie auf provisorischen Abutments aus Titan. Ausnahme hiervon waren die mittleren Schneidezähne, hier zerbrachen die temporären PEEK-Abutments unterhalb der mittleren vorderen Kaubelastungskräfte (44).

Mehrere Studien zeigten eine hohe Biokompatibilität (47, 48), die Biofilmbildung an PAEK ist dabei vergleichbar oder geringer als die an herkömmlichen Abutmentmaterialien (48).

Eine andere Untersuchung beschäftigte sich mit der Stabilität von PEEK und PEKK unter Feuchtigkeit. Die Kunststoffe wurden 9 Monate in 50°C warmem Wasser gelagert. Während bei PEEK eine deutliche Reduktion der Biegefestigkeit erkennbar war, zeigte sich bei PEKK keine signifikante Abnahme (49). Außerdem konnte festgestellt werden, dass PEKK nach künstlicher Alterung zuverlässigere Stabilitäten aufweist (49).

Eine Studie aus 2023 untersuchte PEKK Abutments, welche entweder mit Komposit-Kronen oder mit Zirkonoxid-Kronen zementiert wurden, auf ihre Bruchfestigkeit. Dabei wurde festgestellt, dass beide Materialien auf einem PEKK-Abutment den Belastungen standhielten (50).

2023 wurden die Belastungswerte von Titanabutments mit Belastungswerten von Hydridabutments aus Titan und PEKK verglichen. Es wurde herausgefunden, dass die

Spannungswerte am Implantat bei Hybrid-Abutments höher waren. Titanabutments akkumulierten jedoch höhere Spannungen. Am peripheren Knochen waren die Spannungswerte bei beiden Abutmenttypen ähnlich. Die Spannungswerte an den Abutmentschrauben waren ebenfalls vergleichbar (51).

Eine andere Studie beschäftigte sich mit der Verwendung des Materials PEKK als Sekundärkronen bei Teleskoparbeiten. Die Primärkronen bestanden dabei aus Zirkoniumoxid. Nach 6 Monaten wurde der Verschleiß untersucht. Dabei wurde festgestellt, dass beide Materialien nur einen unbedeutenden Verschleiß und die Haltekräfte sogar noch zugenommen hatten (52).

Ebenfalls wurde PEKK als tribologische Beschichtung untersucht. Hierbei konnte gezeigt werden, dass PEKK auch unter hohen Belastungsbedingungen mit einem Reibungskoeffizienten von 0,08 im Vergleich zu PEEK deutlich niedriger lag. Auch unterlag PEKK nahezu keinem Verschleiß in Vergleich mit PEEK (53).

2012 bekam PEKK die Zulassung für den temporären (54) und seit 2013 auch die Zulassung für den definitiven Zahnersatz (42).

### 2.5.3 Die Implantat-Abutment-Schraube

Die Implantat-Abutment-Schraube ist der elementare Teil zur Verbindung dieses Komplexes. Sie befestigt Implantat und Abutment miteinander. Dabei ist die Schraube immer auf das Implantat abgestimmt. Es gibt Schrauben in unterschiedlichen Größen, Formen und Materialien, abhängig vom jeweiligen Hersteller. Die Schraube und das entsprechende Anziehen bestimmen am Ende die im System vorherrschenden Kräfte und spielen so eine zentrale Rolle bei der Überlebensfähigkeit des Implantat-Abutment-Zahnersatz-Systems. Die Schraubenlockerung ist schon sehr lange - und auch heute noch - eine der häufigsten Komplikationen bei implantatgetragenen Zahnersatz (55-57). Es gibt daher immer wieder Untersuchungen zu diversen Implantatschrauben in der Literatur (56, 58-60).

#### 2.5.4 Die Suprakonstruktion

Teil des Komplexes ist die Suprakonstruktion, welche den Zahnersatz vervollständigt.

Hier können Einzelzahnkronen, verblockte Kronen und Brücken sowie ganze Prothesen als Zahnersatz dienen. Abhängig vom Zustand des Gebisses erfolgt eine individuelle Versorgung der Patienten. Für einzelne Lücken wird eine künstliche Zahnkrone auf das Abutment befestigt. Bei einer größeren Lücke ist eine implantatgetragene Brücke (61) und bei einem zahnlosen Kiefer auch eine komplett herausnehmbare oder festsitzende Versorgung möglich.

Bei den festsitzenden implantatgetragenen Zahnersatzversorgungen werden in der Literatur verschiedene Möglichkeiten, wie das Prinzip des All-on-four oder All-on-six, beschrieben und natürlich auch klinisch eingesetzt.

Die Versorgung mit der Suprakonstruktion kann nach dem Versorgungszeitpunkt unterschieden werden. Bei der Sofortversorgung kann direkt nach Abschluss der Implantation begonnen werden (30). Ob eine Sofortbelastung möglich ist, hängt unter anderem von der Knochenqualität und der Primärstabilität beim Inserieren des Implantates ab (62). Bei zahnlosem Oberkiefer ist hier eine Sofortversorgung mit einer Totalprothese über 6 Implantate möglich (63). Häufig wird bei einer Sofortversorgung zuerst nur ein langzeitprovisorischer Zahnersatz eingegliedert und dann erst im zweiten Schritt nach Abwarten der Einheilung (Osseointegration) der Implantate der definitive Zahnersatz angefertigt.

Bei traditionellen Konzepten wird auf die langzeitprovisorische Versorgung verzichtet und einfach erst nach der Osseointegration der definitive Zahnersatz eingebracht.

#### **2.6 Keramikimplantate**

Seit einigen Jahren gewinnen Implantate mit keramischem Implantatkörper zunehmend mehr an Bedeutung auf dem deutschen Dentalmarkt (64). Hier hat Zirkoniumoxid mittlerweile einen festen Stellenwert als Material erhalten (64). Genauso findet sich der Werkstoff Keramik heutzutage aber auch in implantatgetragenen Aufbauteilen (65).

Als Keramik bezeichnet man hierbei anorganische, nicht metallische Werkstoffe (66). Biokeramik wird durch DIN EN 12212 definiert. Biokeramiken sind somit Hochleistungskeramiken für den medizinischen Bereich (67).

Die Entwicklung keramischer Implantate begann bereits in den 1960er und Anfang der 1970er Jahre (68). Schulte und Heimke entwickelten ein speziell für den Sofortersatz eines Zahnes geeignetes Keramikimplantat, das Tübinger-Sofortimplantat Frialit 1. Dieses besteht aus Aluminiumoxidkeramik ((33), S. 36). 1976 entwickelte Mutschelknaus ein Extensionsimplantat. Es waren ankerförmige, ein- oder zweifostige, einteilige und einzeitige Implantate aus BioloX ((33), S. 23).

Zwar zeigt Aluminiumoxid eine starke Druckfestigkeit, auf Zug- und Biegebelastungen reagiert diese Keramik jedoch sehr empfindlich. Es ergibt sich damit gerade bei funktioneller Belastung eine erhöhte Frakturgefahr ((33), S. 17). Bis auf seltene Ausnahmen werden diese alten Implantat-Designs daher heute klinisch nicht mehr eingesetzt.

Auch weitere Keramikimplantatwerkstoffe wie Trikalziumphosphat-Keramiken, Glaskeramiken und Hydroxylapatit-Keramiken ((33), S. 18) finden klinisch kaum noch Anwendung.

2001 wurde Zirkoniumdioxid als Werkstoff eingeführt und heutzutage als Standardwerkstoff für Keramikimplantate eingesetzt (69). Keramikimplantate existieren als einteilige oder zweiteilige Implantatsysteme ((21), S. 923)(70, 71). Auch als Gerüstmaterial für CAD/CAM gefertigte Arbeiten kann Zirkoniumdioxid eingesetzt werden (72).

Es wird dabei abhängig von der Temperatur der Oxid-Schmelze unterschieden in die kubische, tetragonale und monokline Phase (73). Bei der Umwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase kommt es dabei zu einer Volumenzunahme von 4%, dieses Phänomen wird auch martensitische Umwandlung genannt (73). Durch die Volumenzunahme bei der Umwandlung kann es einerseits zur Bildung von Mikrorissen kommen, auf der anderen Seite führt die Volumenzunahme zu einer Druckerhöhung, was durch das Zusammendrücken der entstandenen Risse einer weiteren Rissbildung entgegenwirkt („fracture toughening“ Mechanismus) (69, 73).

Es sind mittlerweile 3 Generationen von Zirkonoxiden bekannt. Die erste Generation hat sich durch die mangelnde Festigkeit nicht durchgesetzt (73). In der 2. Generation

wurde die Anzahl der Aluminiumoxid-Körner reduziert und es fand eine Umplatzierung innerhalb des Oxidgefüges statt. So konnte eine hohe Festigkeit mit einer guten Langzeitstabilität bei einer höheren Transmission erreicht werden (74). In der 3. Generation auch vollstabilisiertes Zirkoniumoxid genannt, konnte der Anteil der kubischen Phase auf bis zu 53% gesteigert werden und Zirkoniumoxid zeigt sich zudem noch in der tetragonalen Phase metastabil (73). Dies wurde durch eine Erhöhung der Zugabe von Yttriumoxid erreicht (73). Y-TZP oder auch yttriumstabilisiertes tetragonales polykristallines Zirkoniumdioxid ist heute die am häufigsten zu findende Zirkoniumdioxid-Variante (75).

Ihre mechanischen Festigkeitswerte liegen bei einer Biegefestigkeit von 900-1200 MPa oder eine Risszähigkeit von 6-9 MPa (76). Zirkoniumoxid-Keramiken haben doppelt so hohe Biegefestigkeitswerte wie Aluminiumoxid bei gleichwertiger Biokompatibilität ((33), S. 18). Der Wärmeausdehnungskoeffizient von Zirkoniumdioxid beträgt  $10,5 \cdot 10^{-6}/K$  (77).

Die Vorteile von Zirkonoxidkeramiken sind sowohl die zuverlässige Einheilung als auch die guten Gingivaeigenschaften. Sie rufen keinerlei Fremdkörperreaktionen hervor und bei einer besseren Ästhetik kommt es zu gleichwertiger Osseointegration wie bei klassischen Implantatsystemen (78-80). Vorteilhaft ist auch die Tatsache, dass nach längerer Funktionsdauer in manchen Fällen ein appositioneller osteoider Saum in Umgebung der Implantate sichtbar ist (Kortikalisierung). Dies lässt den Schluss zu, dass das Implantatlagergewebe sich an die neue Implantatsituation anpasst ((33), S. 18).

Auch in den Aufbauteilen von Implantaten wird der Werkstoff der Keramik aufgrund der vielfältigen ästhetischen und biologischen Vorteile keramischer Prothetik-Abutments heutzutage vermehrt in ästhetisch wichtigen Regionen eingesetzt. Sie erlauben nahezu perfekte Restaurationen ohne eine Beeinträchtigung der Gingiva in Kauf zu nehmen ((20), S. 95). Eine andere Studie bestätigt den Einsatz von Zirkoniumdioxid als prothetisches Material zum Zahnersatz (81).

Nachteil der Keramikimplantate ist der geringe Röntgenkontrast, so dass sie im Röntgenbild nur schlecht vom Knochen unterschieden werden können, außerdem erfordern sie eine exakte Präparation des Implantatlagers ((33), S. 18).

Wegen der derzeit nur dünnen Literatur-Datenlage sind die keramischen Zahnimplantate in den aktuellen Leitlinien der deutschen Gesellschaft für

Implantologie auch nur wenig favorisiert beurteilt. Zirkonoxidkeramiken haben vergleichbare kurzfristige Erfolge wie Titanimplantate, (64, 82). Es existieren mittlerweile auch Studiendaten für einen Zeitraum bis 5 Jahre. Langzeitstudien sind jedoch kaum vorhanden (64, 69, 82). Betrachtet wurden hierbei die Leitlinien zu Keramikimplantaten, Implantaten bei Immundefizienz, bei Diabetes mellitus, bei Knochenantiresorptiva Medikation und die Leitlinie zur implantatprothetischen Versorgung des zahnlosen Oberkiefers (69, 83-86).

In einer Studie aus 2008 wurden die Bruchfestigkeitswerte von Zirkoniumdioxid-Implantaten untersucht. Dabei wurde herausgefunden, dass alle Bruchfestigkeitswerte innerhalb der Grenzen der klinischen Akzeptanz lagen, eine Implantatpräparation führte allerdings zu einem signifikanten Einfluss auf die Stabilität des Implantats gegen Implantatfrakturen (87).

Es konnte 2023 in einer Meta-Analyse gezeigt werden, dass sich das Implantatüberleben bei Titan- und Zirkoniumimplantaten nach 1 Jahr nicht signifikant unterscheidet (88). Auch die Veränderung des marginalen Knochenniveaus verhält sich bei beiden Implantattypen vergleichbar (89).

Bei einem Vergleich zwischen Zirkoniumdioxid- und Titanimplantaten über 80 Monate konnte gezeigt werden, dass es keine Unterschiede zwischen den beiden Implantatsystemen in Bezug auf den Plaqueindex, BOP und Knochenverlust gab (71). Eine andere Studie beschäftigte sich ebenfalls mit dem Implantatüberleben und den Komplikationsraten bei Zirkoniumdioxidimplantaten, sie konnte ebenfalls zeigen, dass Zirkoniumdioxidimplantate nach 5 Jahren zuverlässige Überlebensraten aufwiesen (90).

Auch Pjetursson et al. fanden heraus, dass es zwischen Titanium und Zirkoniumdioxidimplantaten keinen signifikanten Unterschied in Bezug auf Implantatüberleben, Marginalen Knochenverlust oder Periimplantitis-Risiko gibt (91)

Auch zeigt ein Meta-Review, dass durch eine Erhöhung der Rauigkeit der Keramikoberfläche eine Verbesserung der Osseointegration kam und dass Titanimplantate und Zirkoniumimplantate ähnliche Hart- und Weichgeweberegenerationskapazität besitzen (92). Auch andere Studien zeigen ähnliche Osseointegrationen zwischen Zirkonium- und Titanimplantaten (93-95).

Auch in Knochen mit geringerer Dichte sind Zirkondioxidimplantate in Bezug auf die Primärstabilität eine Behandlungsalternative zu klassischen Implantatmaterialien (96).

Auch die Plaqueakkumulation war in einer in-vitro Studie bei Zirkoniumimplantaten geringer als bei herkömmlichen Titanimplantatoberflächen (97). 2021 konnte dieses Ergebnis durch eine weitere Studie bestärkt werden. Hier war am Zirkoniumimplantat ebenfalls weniger Plaque zu erkennen (98). Jedoch zeigt die aktuell gültige Leitlinie für Keramikimplantate auf, dass aufgrund der derzeit dünnen Studienlage im Hinblick auf die Plaqueakkumulation noch keine evidenzbasierte Aussage gegeben werden kann (69).

Laut Aussage der aktuell gültigen S3-Keramikleitlinie gibt es für zweiteilige Keramikimplantatsysteme jedoch nur eine ungenügende Datenlage, sodass diese nur als alternative Therapieoption nach ausführlicher Aufklärung mit dem Patienten empfohlen werden kann (69). Auch ein Review aus 2022 unterstützt diese Aussage, dass Keramikimplantate als alternative Option mit Vorsicht gesehen werden kann bei einer absoluten Kontraindikation gegen Titandioxid (99).

Eine Dissertation beschäftigte sich 2020 mit dem Thema von Reibungskoeffizienten von CAD/CAM basierten Dentalkeramiken. Sie berechnete unter anderem den Reibungskoeffizient zwischen Zirkondioxid und CAD/CAM basierten Dentalkeramiken, wobei 2 verschiedene direkte Komposite mituntersucht wurden. Der Reibungskoeffizient betrug dabei zwischen 0,165 und 0,490, wobei die Reibungskoeffizienten von den 2 Nanohybridkompositen im unteren Drittel (0,17-0,34) lagen (100).

In einem weiteren Artikel wird ebenfalls über den Reibungskoeffizienten von Titandioxid berichtet. Hierbei war der Reibungskoeffizient im Vergleich zum Hybridharz deutlich kleiner und veränderte sich auch nicht mit der Anzahl der Benutzung (0,1-0,15). Es wird aber weiterhin erwähnt, dass der Reibungskoeffizient von einer polierten Oberfläche abhängig ist (101).

Bei dem Vergleich der Reibungskoeffizienten zwischen Aluminium und Stahl und Zirkondioxid und Stahl unter Wasser wurde festgestellt, dass der Reibungskoeffizient

bei Zirkondioxid deutlich geringer war (0,37-0,39) im Vergleich zu Aluminium gegen Stahl (0,54-0,57) (102).

In einer anderen Studie wurden ebenfalls Stahl und Zirkoniumdioxid untersucht, hierbei lag der Reibungskoeffizient zwischen 0,12 und 0,55 (103).

Ein ähnlicher Reibungskoeffizient von 0,396 zwischen yttriumstabilisiertem Zirkondioxid und Stahl wurde auch bei Wang et al. festgestellt. Außerdem untersuchten sie den Reibungskoeffizienten zwischen yttriumstabilisiertem Zirkondioxid und Keramik, dieser lag etwas höher bei 0,401 (104).

Kitagawa et al. untersuchten die Reibungskoeffizienten von Titanium, Titanlegierungen und yttriumstabilisiertem Zirkondioxid. Der Reibungskoeffizient zwischen yttriumstabilisiertem Zirkondioxid und Titan lag bei 0,4417, zwischen Zirkondioxid und Titanlegierung bei 0,3455 und bei Titan und Titanlegierung bei 0,3952 (105).

Reibungskoeffizienten von Titan- und Zirkondioxidsuprastrukturen wurden von Hayashi et al. unter trockenen und feuchten Bedingungen verglichen. Titan hatte einen Reibungskoeffizient von 0,42 (trocken) und 0,34 (feucht). Zirkoniumdioxid wies einen niedrigeren Reibungskoeffizient auf von 0,3 (trocken) bis 0,26 (feucht) (106).

## 2.7 Komplikationen des Implantat-Abutment-Komplexes

Seit der wissenschaftlichen Dokumentation von Implantatversorgungen werden auch Komplikationen festgestellt. Diverse Studien zeigen auf, dass es immer wieder zu Implantat-Komplikationen kommen kann, sowohl an dentalen Implantatsystemen als auch an in anderen Gebieten der Medizin eingesetzten Implantatvarianten (38, 107, 108).

Es existieren sowohl operative Komplikationen, wie etwa Nachblutung, Wundinfektion oder -dehiszenz, als auch postoperative Komplikationen (1).

Postoperative Komplikationen können sowohl biologischen als auch mechanischen Ursprungs sein.

Eine Folge biologischer Komplikationen kann der vollständige oder teilweise Verlust der Integration zwischen Implantat und knöchernem Lagergewebe sein. Es existieren aber auch biologische Komplikationen ohne Verlust des knöchernen Lagers. Es können Hart- und/oder Weichgewebeentzündungen oder hyperplastische Gingivaveränderungen auftreten. Auch die Periimplantitis ist eine biologische Komplikation. Periimplantäre Knochendefekte in geringem Umfang können heute therapeutisch augmentativ versorgt werden. Je nach Indikation muss bei stärkerem periimplantären Knochen-Verlust über eine Entfernung nachgedacht werden, da sonst eine erhöhte Gefahr des Implantatbruchs durch die resultierende Veränderung im Kronen/Implantatverhältnis (reduzierter intraossärer Anteil) besteht oder es zu einer zu starken Schädigung des Kieferknochens kommt.

Die Häufigkeit von biologischen Komplikationen konnte durch die Einführung der aufgerauten Implantatoberflächen (als Nachfolger der maschinieren Implantatoberfläche) deutlich reduziert werden, konnte aber danach in den letzten Jahren nicht weiter relevant gesenkt werden. Eine minimale Beeinflussung der biologischen Komplikationen kann durch eine weitere Veränderung der Implantatoberfläche, der Implantate selber oder deren Komponenten erwartet werden (109).

Früher ging man davon aus, dass eine gesundheitliche Beeinträchtigung des Patienten für die Wahrscheinlichkeit einer biologischen Komplikation keine Rolle spielte (110). Heutzutage sieht man das anders. Es werden aber dennoch auch gesundheitlich kompromittierte Patienten einer Implantattherapie zugeführt, beispielsweise bei Z.n.

Radiatio, bei Z.n. Gabe von Bisphosphonaten oder auch bei immunsupprimierten Patienten. Hierbei finden sich dann klinisch reduzierte kurz- und mittelfristige Implantatergebnisse. So gibt es diverse Studien, welche eine durch Bisphosphonat hervorgerufene Kiefernekrose als Folge der Implantation beschreiben (111-113).

Die Auswirkung von Chemotherapeutika auf die erfolgreiche Osseointegration bei Menschen ist in der Literatur nur wenig untersucht. Allerdings zeigen Untersuchungen an Tieren einen negativen Effekt auf die Knochenremodellierung und auf die Frakturheilung (114, 115).

Mechanische Komplikationen beschäftigen sich dagegen mit den Folgen eines technischen Versagens. Mögliche Ursachen sind hier ein erhöhter Biegemoment, eine falsche okklusale Belastung oder Parafunktionen. Auch Frakturen oder Dezementierung des prothetischen Aufbaus oder eine Fraktur des Implantates selbst sind möglich.

Die Häufigkeiten und die Art mechanischer Komplikationen sind dabei von der Suprakonstruktion abhängig (116).

Parafunktionen des Kauapparates gelten dabei als Risikofaktoren für mechanische Komplikationen (110).

Eine 5 Jahres-Studie beschrieb die technischen Komplikationen bei mit Schrauben fixierten keramischen Suprakonstruktionen bei einzelnen Implantaten mit 15% (117).

In einer retrospektiven Studie über einen Zeitraum von 15 Jahren wurden technische Komplikationen mit einer Häufigkeit von 32% angegeben (118).

Eine andere Studie aus 2022 beschrieb ebenfalls technische Komplikationen in einer randomisiert kontrollierten Studie in einem Zeitraum von 3 Jahren. Dabei betrug die Inzidenz technischer Komplikationen 5% (119).

## **2.8 Lockerung von Schrauben**

Eine der häufigeren technischen Komplikationen ist die Schraubenlockerung oder sogar der Abbruch von Schraubenverbindungen oder deren Aufbauteile (6, 55, 120).

Dabei kann die Schraubenlockerung verschiedene Ursachen haben.

Beispielsweise kann die Lockerung der Halteschraube mit einer zu hohen mechanischen Belastung oder einer mangelhaften Fixierung der Verbindung einhergehen ((19), S. 131). Hierbei kann eine inadäquate Vorspannung des

Aufbauteils zu einer Instabilität und damit zur Lockerung führen. Mit drehmomentgesteuerten Instrumenten soll eine möglichst gleichmäßige und kraftnormierte Befestigung der Schraube gewährleistet werden (121).

Auch können Mikrobewegungen, die durch extraaxiale Belastungen entstehen, zu einem Verlust der Vorspannung führen.

Bei einer nicht erkannten Lockerung kann es durch Fehlbelastungen schließlich zum Bruch des Aufbaus (in der Regel bricht die Schraube durch) führen, es kommt zu einem sogenannten Ermüdungsbruch. Eine weitere mögliche Folge der Lockerung, der Mikrobewegungen oder des Verlustes der Vorspannung ist das Entstehen von Spalten und Räumen, in die Bakterien oder deren Endotoxine eindringen können.

Die Häufigkeiten der Schraubenlockerungen variieren dabei stark zwischen den unterschiedlichen Systemen sowie dem prothetischen Indikationsbereich (6).

Schon im Jahre 2003 findet sich in der Literatur eine 10 Jahres-Studie über einzeln implantatgetragene Prämolaren- oder Molarenkronen. In dieser Studie lag die Häufigkeit der Schraubenlockerung bei 7% (122).

2008 beschrieben Jung et al. ebenfalls das Problem der Schraubenlockerung oder Schraubenfraktur. Dabei wurde die Häufigkeit der Komplikationen nach 5 Jahren beurteilt. Diese lag bei 12,75% für das Lösen von der Abutmentschraube und bei 0,35% für Schrauben- oder Abutmentfraktur (123).

2012 betrug bei einer anderen Studie die Komplikationshäufigkeit der Schraubenlockerung 5,3% innerhalb von 5 Jahren (124).

2014 wurde eine retrospektive Studie von Wittneben et al. über das Thema Schraubenlockerung veröffentlicht. Hier wurde die Häufigkeit der Schraubenlockerung mit 2,57% bei einer Laufzeit von 10 Jahren beschrieben (125).

2018 wurde eine weitere retrospektive Studie zum Thema Schraubenlockerung oder Schraubenfraktur durchgeführt. Dabei wurden 916 Implantate mit in die Studie einbezogen. Hier wurden gerade Abutments von abgewinkelten Abutments unterschieden. Die Komplikationsrate bei geraden Abutments lag bei 8,9% und bei angulierten Abutments bei 7,7% (126).

Katsavochristou fand 2019 bei einem erneuten Review zum Thema Schraubenlockerung eine Inzidenz zwischen 7 und 11%. Die Inzidenz der Fraktur der Abutmentschraube lag bei 0,6% (56).

2022 beschrieb eine retrospektive Analyse ebenfalls das Thema der Schraubenlockerung. Die Schraubenlockerung trat hierbei sogar nur in 1,2% der Fälle auf. Die Schraubenfraktur wurde mit einer Häufigkeit von 1,2% beschrieben (127). Insgesamt kann man sagen, dass die Lockerung von Implantat-Prothetikschauben ein klinisch nicht seltenes und daher relevantes Problem bei der Behandlung von Implantatpatienten darstellt.

## **2.9 Überlebensrate von Implantaten**

Auch die Überlebensrate von Implantaten ist gut untersucht. Insgesamt werden Implantate als sicherer Zahnersatz eingestuft, da sie eine hohe Überlebensrate haben. Diese lange Überlebensrate wird auch in zahlreichen Studien nachgewiesen.

So wurde 2010 in einer Studie die 10-Jahres-Überlebensrate von Implantaten untersucht. Hierbei waren nach 10 Jahren noch 89,23% der Implantate in situ und nach 16 Jahren sogar noch 82,94% in Benutzung (128).

2012 erschien ein Review über die Überlebensrate von Implantaten mit einer Einzelzahnversorgung. Dabei betrug die Überlebensrate nach 5 Jahren 97,2% und nach 10 Jahren 95,2% (120).

In einem Review aus 2014 wurden osseointegrierte Implantate mit einer 10-Jahres-Überlebensrate von 96,5%, einer 12-Jahres-Überlebensrate von 95,4% und einer 20-Jahres-Überlebensrate von 88,8% beschrieben (129).

Papaspyridakos et al. beschäftigten sich mit dem Vergleich der Überlebensrate von kurzen (kleiner als 6 mm) und normallangen (größer als 6 mm) Implantaten. Die Implantate waren zwischen ein und fünf Jahren in Funktion. Die Überlebensrate von kurzen Implantaten lag dabei bei 96%, während die Überlebensrate von Implantaten, welche länger als 6mm lang sind, 98% betrug (130).

In einer Meta-Analyse aus 2019, welche 18 Studien einschloss, wurde eine 10-Jahres-Überlebensrate von 96,4% evaluiert (131).

Eine retrospektive Studie von Bäumer et al untersuchte die Überlebensrate nach 10 Jahren  $\pm$  6 Monate. Die Überlebensrate belief sich auf 94% (132).

Einteilige Keramikimplantatsysteme konnten in 3-7 Jahresstudien zeigen, dass sie sowohl als Einzelzahnkronen als auch als brückengestützter Zahnersatz eine ähnliche

Überlebensrate wie Titanimplantate aufweisen (95, 133-135). So wird auch in der aktuell gültigen Keramikimplantat-Leitlinie aufgeführt, dass einteilige Keramikimplantatsysteme aus Zirkoniumdioxid als alternative Therapieoption empfohlen werden können.

Eine Meta-Analyse aus 2022 beschrieb die Überlebensrate an Keramikimplantaten nach 5 Jahren mit 94% (136).

In einer Meta-Analyse aus 2023 wurden eine 10-Jahres-Überlebensrate von Zirkoniumimplantaten mit 95,1% beschrieben (137).

Implantate können daher belegt durch solide Daten in der Literatur zumindest für Titanschraubenimplantate als langjährige gute Alternative zu konventionellem Zahnersatz eingesetzt werden.

## **2.10 Schraubendesign und -nutzungsarten**

Schrauben gehören zu den am meisten verwendeten Elementen zur Verbindung von Bauteilen (138). Sie finden sich sowohl im medizinischen Bereich als auch im privaten Bereich. Sie werden in verschiedensten Formen hergestellt (139). Der Aufbau einer Schraube ähnelt einem Zylinder mit Außengewinde. Dabei kann sich sowohl der Schraubenkörper in Größe, Steigung und Gangzahl des Gewindes als auch der Schraubenkopf unterscheiden. Hier existieren Schrauben mit Außen- oder mit Innenangriff und unterschiedlichen Ansätzen wie Sechskant, Schlitz- oder Kreuzansätze. Schrauben übernehmen die vielfältigsten Aufgaben wie zum Beispiel das Befestigen, Einstellen, Messen oder auch Spannen (138). Literaturarbeiten zeigen, dass bereits 1990 erste Versuche zu Schraubenverbindungen dokumentiert wurden (140).

Schrauben können unterteilt werden nach ihrer Nutzungsart:

Es gibt

- a) Schrauben ohne nennenswerte Betriebsbelastung
- b) Befestigungsschrauben
- c) Bewegungsschrauben

(141)

A).

Beispiele für Schrauben ohne nennenswerte Betriebsbelastung sind Messschrauben oder Ölablassschrauben. Dabei wird die Geometrie der Schraube ausgenutzt und die mechanische Belastung ist ohne Bedeutung (141, 142).

B).

Bei Befestigungsschrauben führt die Drehbewegung zu einer Verspannung, die die Schraube dann gegen ein Losdrehen sichert (139). Nach der Montage werden Befestigungsschrauben nicht mehr bewegt (141). Außerhalb medizinischer Anwendungen bestehen sie in der Regel aus zähem Stahl, jedoch lassen sich Schrauben mit den unterschiedlichsten Festigkeits- und Dehnungseigenschaften finden (138). Montageschrauben zum Verbinden und Lösen, Schraubzwingen sowie Implantatschrauben gehören dabei zu den Befestigungsschrauben (141, 143).

C).

Schrauben, welche nach der Montage weiterhin unter Last bewegt werden, nennt man Bewegungsschrauben. Ihre Hin- und Herbewegung wird in Form eines Getriebes genutzt. Schraubenmechanismen zum Öffnen und Schließen von Ventilen und Schiebern sind nur ein Beispiel für Bewegungsschrauben. Dabei ist die exakte Differenzierung zwischen Bewegungs- und Befestigungsschrauben häufig nicht exakt möglich (142).

Das Besondere an Bewegungsschrauben ist ihre Umwandlung von Bewegungen in Drehrichtung und in Längsrichtung. Dadurch ist es möglich ein Hubgetriebe zu bauen, um große Lasten mit kleinen Kräften heben zu können (144).

### 2.10.1 Schraubenverbindungen

Eine sichere Verbindung beliebig oft herzustellen und wieder zu lösen, ist mit Schraubenverbindungen unkompliziert möglich (144). Dabei besteht die Schraubenverbindung aus zwei Gewinden, welche miteinander gepaart sind. Die Schraube besitzt dabei das Außengewinde und der Körper, in den sie gedreht wird,

das passende Innengewinde (139). In dem Fall der prothetischen Abutmentschraube übernimmt die Aufgabe des Innengewindes das Implantat.

Durch das Anziehen der Schraube kommt es zu einem Zusammenklemmen der Bauteile mit einer bestimmten Kraft und dem Erhalt ausreichender Klemmkraft (siehe 2.10.2 Vorspannung). Dazu entsteht im Gewinde und an der Kopfauflagefläche eine Reibung, die wiederum die Selbsthemmung ausmacht (siehe 2.10.3 Reibung) (138). Beim Aufzeichnen der Schraubbewegung erkennt man eine Überlagerung von Dreh- und Translationsbewegungen (144).

Schrauben selber bestehen aus einem Kern, um den sich die Gewindegänge winden. Pro Umdrehung wird dabei das Gegenstück (beispielsweise die Mutter) axial um den Abstand zwischen zwei Windungen (flank lead) verschoben. In Abbildung II ist dieser Sachverhalt graphisch dargestellt. Anders formuliert entspricht die Steigung der Axialverschiebung einer vollen Schrauben-Umdrehung.

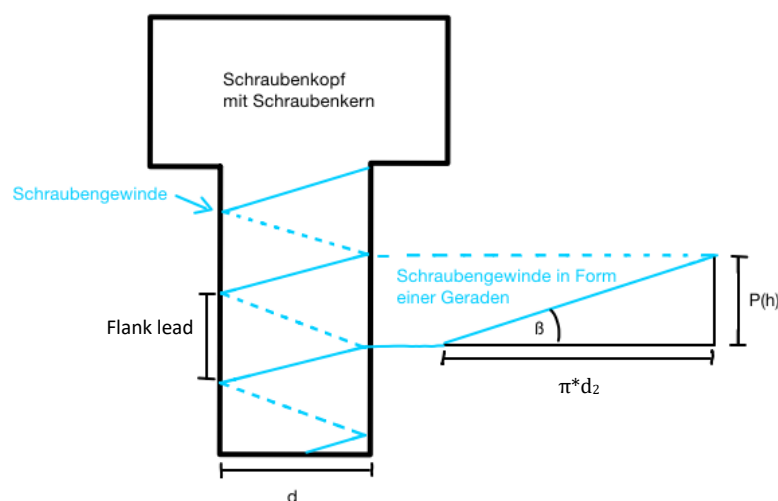


Abbildung II: Schraubengeometrie

Tabelle I: Erklärung der Variablen der Schraubengeometrie

<b>d</b>	Durchmesser des Kerns der Schraube
<b>d<sub>3</sub></b>	Durchmesser der äußersten Punkte des Gewindes
<b>d<sub>2</sub>=d+d<sub>3</sub>/2</b>	Flankendurchmesser der Schraube
<b>P(h)</b>	Axialverschiebung der Schraube
<b>π*d</b>	Zurückgelegte Länge bei einer Schraubenumdrehung (Umfang eines Kreises)
<b>β</b>	Steigungswinkel

Die Formel, mit der die Steigung und damit die Axialverschiebung der Schraube  $P(h)$  berechnet werden kann, ist in Abbildung III zu erkennen.

$$\tan(\beta) = \frac{P(h)}{d(2) * \pi}$$

*Abbildung III: Formel zur Berechnung der Steigung  $P(h)$ ,  $d(2)$  entspricht hier  $d_2$*

Nach Umstellen lässt sich die Steigung noch einfacher berechnen (siehe Abbildung IV).

$$P(h) = \tan(\beta) * d(2) * \pi$$

*Abbildung IV: Umgestellte Formel zur Berechnung der Steigung  $P(h)$ ,  $d(2)$  entspricht hier  $d_2$*

### 2.10.2 Vorspannung

Beim Anziehen der Schraube kommt es zu Deformitäten innerhalb der Schraube. Sobald der Schraubenkopf die zu verbindenden Teile berührt und die Schraube weiter angezogen wird, verhält sie sich wie eine sehr steife Zugfeder. Die Schraube wird dabei in axialer Richtung der Schraube gedehnt, während die zu verbindenden Teile zusammengedrückt werden (141, 142).

Die Deformitäten sind abhängig von den Abmessungen (Länge, Querschnitt) und den Elastizitätsmodulen der Werkstoffe. Die Längenänderungen sind dabei proportional zur auftretenden Längskraft (144).

Diese Zugkraft der Schraube wird auch als Vorspannkraft bezeichnet. Sie entspricht der Klemmkraft der Bauteile und hält diese zusammen. Unterschreitet die Klemmkraft einen bestimmten Wert, kann es zum Lösen der Schraubenverbindung kommen. Befestigungsschrauben werden immer vorgespannt (142).

Bis zu einer gewissen Grenze ist die Dehnung reversibel, überschreitet man diese Streckgrenze allerdings, kommt es zu irreversiblen Veränderungen an der Schraube. Bei zu starkem Anziehen wächst die Längskraft der Schraube bis zum Zerreißen (145).

Es gibt dabei viele verschiedene Faktoren, welche die Vorspannung beeinflussen. Das Anzugsdrehmoment ist nur ein wichtiger Faktor. Näheres ist im Abschnitt 2.10.5 Einflussfaktoren von Reibung und Vorspannung beschrieben.

### 2.10.3 Reibung

Reibung tritt überall dort auf, wo zwei Bauteile in Kontakt treten und so auch beim Eindrehen einer Schraube in ein Gewinde. Die Reibung kann dabei unterschieden werden in eine Gewinde- und in eine Kopfreibung (142). Die Kopfreibung entsteht dabei durch eine Flächenpressung, bei der der Schraubenkopf am Ende des Anziehvorgangs auf die Unterlage gepresst wird (142).

Die Reibkraft, die im Gewinde einer realen Schraube auftritt, kann durch die Reibzahl  $\mu$  als Quotient aus Reibkraft  $F_R$  zur Normalkraft  $F_N$  ausgedrückt werden (141).

Die Reibwerte sind dabei vom Schmierungszustand, der Oberflächenbeschaffenheit, der Rauigkeit oder der Flächenpressung abhängig (138, 144). Ebenfalls zur Veränderung der Reibwerte führt bekanntermaßen ein mehrmaliges Anziehen und Lösen der Schraubenverbindung (138).

### 2.10.4 Abnutzungseffekt der Prothetik-Abutment-Schraube (Settling Effect)

Während der Produktion der Schrauben kommt es zu Rauigkeiten an der Oberfläche. Selbst bei präzisen Herstellungsverfahren sind diese Rauigkeiten in elektronenmikroskopischen Bildern nachweisbar. Neue Schrauben, die angezogen werden, stehen zu Beginn nur mit den herausstehenden Punkten in Kontakt, diese flachen jedoch mit der Zeit und mit starkem Druck ab. Dadurch entsteht die Möglichkeit von Mikrobewegung, die sich der Dehnung der Schraube entgegensetzt. Es folgt eine Reduktion der Vorspannkraft (146). Der in der englischsprachigen Literatur sogenannte „settling effect“ (Setzeffekt) beschreibt den Verlust der initialen Vorspannkraft, welche durch die mit der Zeit zunehmende Abflachung der vorhandenen Rauigkeiten sowohl an der Innenseite des Implantates als auch am Gewinde der Schraube entsteht.

Beim erneuten experimentellen Anziehen der Schraube wurde die Vorspannung durch die so entstandene Reduzierung des Reibungskoeffizienten wieder erhöht, sodass die negative Auswirkung des „settling effect“ dadurch reduziert werden konnte (146). Später wurde untersucht, inwiefern es empfehlenswert ist, die Prothetik-Abutment-Schrauben regelmäßig zu tauschen. Die Autoren kamen zu dem Schluss, dass ein Nachziehen der Schraube und eine klinische Kontrolle der Schraubenfestigkeit eine ausreichende Kompensation des settling effect ermöglicht. Die von den Autoren in diese Untersuchung einbezogenen 44 Schrauben, die sich gelockert hatten, blieben nach dem erneuten Anziehen fest. Ein routinemäßiger Austausch wird daher von den Autoren nicht empfohlen (147).

#### 2.10.5 Einflussfaktoren von Reibung und Vorspannung

Üblicherweise geht man davon aus, dass vom gesamten Drehmoment 80-90% in die Reibung investiert werden, sodass nur etwa 10% in die Vorspannkraft übertragen werden. Hier existieren allerdings sehr große Varianzen (143). Die Reibung verteilt sich zu 40% in die Gewindereibung und zu 50% in die Kopfreibung.

Zusätzlich zu der Reibung gibt es eine Vielzahl von Faktoren, welche die Vorspannung oder die Reibung selbst beeinflussen. Das Material, die Drehmomentmethode oder auch Anzugsverfahren genannt, die Art der Abutmentverbindung sowie die Schmierung der einzelnen Komponenten oder die Art der Schraubenverbindung sind nur einige der Einflussfaktoren auf die aus einer Drehmomentapplikation resultierenden Vorspannung (55). Hier soll ein Überblick über einige der unterschiedlichen Einflussfaktoren und die Bedingungen für eine höhere und langfristig stabilere Vorspannung gegeben werden:

- a) Reibung
- b) Schraubenmaterial und Beschichtung der Schraube
- c) Schmiermittel
- d) Anzugsgeschwindigkeit
- e) Abutmentform
- f) Wiederholtes Anziehen
- g) Weitere Faktoren

## A). Reibung

Bei gleichem Anziehdrehmoment ändert sich bei verändertem Reibungskoeffizient die Vorspannung in gleichem Maße. Durch eine geringere Reibung kann also bei gleichem Drehmoment eine höhere Vorspannkraft erreicht werden (148).

Auch in einer Finite-Element-Analyse wurde geschlussfolgert, dass der Reibungskoeffizient gesenkt werden muss, um eine höhere Vorspannung erreichen zu können, das Drehmoment könnte dann unverändert bleiben (149).

Um eine Senkung des Reibungskoeffizienten im Implantat-Abutment-Komplex und somit eine höhere Vorspannung zu erreichen, gibt es verschiedene Ansatzpunkte (z.B.: Schmierung, Beschichtung der Schraube, Wahl eines entsprechenden Schraubenmaterials etc.).

## B). Schraubenmaterial und Beschichtung der Schraube

In einer Studie wurden vier verschiedene Schraubenmaterialien miteinander verglichen. Dabei wurde herausgefunden, dass bei Gold- und Titanschrauben mit modifizierter Oberfläche ein geringerer Reibungskoeffizient festgestellt werden konnte als bei den Titanschrauben ohne Bearbeitung (150).

In einer anderen Studie wurden 3 verschiedene Schraubentypen mit gleicher Geometrie miteinander verglichen. Es wurden a) Abutmentschrauben aus Titanlegierung, b) Abutmentschrauben aus Goldlegierung und c) eine Abutmentschraube aus einer Goldlegierung mit einer Goldbeschichtung verglichen. Die Schrauben wurden erst mit 10 Ncm fixiert, anschließend mit 20 Ncm und mit 35 Ncm angezogen. Unabhängig der Anzugdrehmomente hatte die Abutmentschraube aus Goldlegierung mit der Goldbeschichtung (c) die höchsten Vorspannwerte. Anschließend kam die Schraube aus Titanlegierung (a) und zum Schluss die Abutmentschraube aus Gold ohne Goldbeschichtung (b) (151). Somit zeigt sich hier, dass auch das Material Einfluss auf die Vorspannwerte ausübt.

In einer dritten Studie wurden beschichtete mit unbeschichteten Schrauben verglichen. Beide Schrauben waren aus einer Titanlegierung, davon wurde eine Schraube noch mit Kohlenstoff beschichtet. Es wurden jeweils Abutmentschrauben von drei Implantatsystemen fünfmal mit jeweils 30 Ncm angezogen. Das Ergebnis zeigt, dass

beschichtete Schrauben signifikant höhere Vorspannwerte hatten als die mit ihnen verglichenen unbeschichteten Schrauben (152).

Doolabh et al. untersuchten unterschiedliche Vorspannkräfte mit verschiedenen Abutmentschrauben. Sie verwendeten Schrauben aus Gold und aus Titan. Die Anzugdrehmomente lagen bei 20 Ncm, 32 Ncm und 40 Ncm. Gold hatte dabei konsequent höhere Vorspannkräfte als Titan (153).

Auch andere Autoren konnten zeigen, dass beschichtete Schrauben höhere Vorspannkräfte als unbeschichtete Abutmentschrauben erreichen (154, 155).

### C) Schmiermittel

Guda et al. haben herausgefunden, dass durch eine gute Schmierung deutlich mehr (54%) Verbindungen eine gute Vorspannung erreichen konnten - im Gegensatz zu den trocken angezogenen Schrauben, wo nur 0,02% eine ausreichende Vorspannung besaßen (155).

Eine andere Studie zeigt, dass der zusätzliche Einsatz von Chlorhexidin-Gel die Vorspannung negativ beeinflusst und das Risiko einer Schraubenlockerung somit erhöht (156).

Es gibt aber auch gegenteilige Aussagen in der Literatur zu dieser Thematik. Eine Studie verglich beispielsweise vier verschiedene Flüssigkeiten (Blut, Speichel, CHX-Gel und spezielles Dichtungssilikon) bezüglich ihrer Auswirkung als Schmiermittel miteinander. Dabei konnte keines der verschiedenen Schmiermittel in dem gewählten Versuchsansatz einen Einfluss auf die Vorspannung nachweisen (13).

Auch der Einfluss von Flüssigkeitskontamination auf die Vorspannung spielt eine Rolle. So untersuchten Sun et al. die Vorspannung und den Reibungskoeffizienten in einer Finite Element Analyse. Dabei wurde herausgefunden, dass Flüssigkeit zu einer Erhöhung der Vorspannung führt (157).

Eine andere Studie untersuchte ebenfalls die Vorspannung unter Flüssigkeitskontamination. In der Studie wurde jedoch ein Rückgang der Vorspannung unter Vorhandensein von CHX oder Mundspüllösungen festgestellt (158).

#### D). Anzugsgeschwindigkeit

Ein weiterer Punkt, der auf die Vorspannung Einfluss nimmt, ist die Anzugsgeschwindigkeit. Hier konnte gezeigt werden, dass eine Erhöhung der Anzugsgeschwindigkeit bis zu einem gewissen Maße mit einer Reduzierung des Reibungskoeffizienten gleichzusetzen ist und dass beides zu einer Erhöhung der Vorspannung führt (159).

#### E). Abutmentform

Auch die Form des Abutments spielt eine Rolle für die Häufigkeit der Schraubenlockerungen. So zeigte ein Review aus 2020 auf, dass eine Innenverbindung höhere Vorspannungswerte aufwies im Vergleich mit einer Außensechskant-Verbindung (160).

In einer anderen Studie aus 2022 wurde sich mit dem Verbindungs-Design zwischen Implantat und Abutment beschäftigt. Es wurden 180 Klockner-Implantate untersucht, diese wurden in 4 Gruppen unterteilt, nämlich 2 Gruppen mit externer Sechskant-Verbindung und unterschiedlichem Anzugdrehmoment und 2 Gruppen mit interner Verbindung. Dabei hat das Design die Vorspannungsergebnisse jedoch nicht beeinflusst (161).

Anniwaer et al. fanden heraus, dass multi-unit-Abutments mehr Vorspannungsverlust zeigten als die verglichenen konventionellen Abutments (162).

#### F). Wiederholtes Anziehen

In der Literatur finden sich mehrere Arbeiten, die einen Effekt von mehrfachem Lockern und Wiederanziehen von Prothetik-Schrauben auf den dadurch veränderten Reibwert und die resultierende Höhe der Vorspannung für die Anwendung in Titanimplantaten beschreiben (58, 153).

So untersuchten Wentaschek et al. die Vorspannung bei zehnmalem Anziehen und Lösen der Implantat-Abutment-Schraube an 25 BlueSky-Implantaten. Die Vorspannung belief sich im ersten Durchgang auf 209,8 N und zeigte eine deutliche Reduzierung der Vorspannung bis zum zehnten Durchgang auf 129,5 N. Der

gemessene und errechnete Reibungskoeffizient lag hier bei 0,61 und stieg bis zum zehnten Durchgang auf 1,01 (58).

Sagheb et al. untersuchten ebenfalls die Effekte bei mehrfachem Anziehen und Lösen. Sie untersuchten Implantate der Firma NobleBiocare mit beschichteten Titanabutmentschrauben. Die Vorspannung belief sich von 329,9 N (1. Durchgang) auf 253,7 N (10. Durchgang). Auch hier ist eine kontinuierliche Abnahme der Vorspannung erkennbar. Der Reibungskoeffizient stieg parallel dazu von 0,33 auf 0,44 (163).

Es konnte gezeigt werden, dass durch die mehrfache Nutzung der gleichen Prothetischschraube die Vorspannkraft der Schraube reduziert wird. Dies erhöht das Risiko für eine Schraubenlockerung für Patienten mit implantatgetragenen Zahnersatz auf Titanimplantaten.

Literatur zu der analogen Fragestellung betreffend der Verwendung von keramischen Implantaten findet sich bisher kaum, weshalb diese Situation in der vorliegenden Arbeit analysiert werden soll.

Der Einfluss des wiederholten Anziehens einer Abutmentschraube und deren Einfluss auf die Vorspannung in einem klinisch eingesetzten Keramikimplantat werden daher im Folgenden in dieser Arbeit erforscht und mit vergleichbaren Ergebnissen der Literatur – soweit vorhanden - diskutiert.

#### G.) weitere Faktoren

Eine in-vitro Studie aus dem Jahr 2022 beschäftigte sich mit der Vorspannung von provisorischen Versorgungen nach der Implantation. Da auch hier das Lösen von Abutmentschrauben eine Komplikation ist, die es zu vermeiden gilt, versuchten sie die Vorspannung durch Anodisieren des Implantat-Abutment-Komplexes zu erhöhen. Sie fanden heraus, dass eine Vorspannkraft von 390 N bei einem Anziehdrehmoment von 35 Ncm bei nicht anodisierten Schrauben und mit einem Anziehdrehmoment von 20-30 Ncm bei anodisierten Schrauben und Abutments erreicht wurde (164).

Eine andere Studie untersuchte die Auswirkungen verschiedener Gerüsterstellungsmöglichkeiten auf die Vorspannung von Abutmentschrauben. Es wurden konventionelle Gussgerüste, mit gefrästen und gedruckten Gerüsten verglichen. Dabei fiel auf, dass die Vorspannungen der Abutmentschrauben bei

gefrästen und gedruckten Gerüsten kleiner waren als beim passiv passenden Gerüst, welches als Referenzwert diente (165).

2023 wurde weiterhin untersucht, inwiefern sich die Spannung der Abutmentschraube bei Schraubenbefestigung, Zementbefestigung und kombinierter Schrauben- Zement-Befestigung unterscheidet. Dabei wurden die Anziehdrehmomente vor und nach simulierter Benutzung gemessen. Die Anziehdrehmomente nach simulierter Benutzung waren in allen Gruppen signifikant schlechter, jedoch gab es unter den verschiedenen Befestigungsmöglichkeiten keine signifikanten Änderungen (166).

Auch der Einfluss der Vorspannung über die Ermüdungsbeständigkeit von Implantaten wurde in einer Finite-Element Analyse untersucht. Dabei wurde herausgefunden, dass ein gewisser Verlust der Vorspannung keinen Einfluss auf die Ermüdungsbeständigkeit des Implantates hat (167).

### **3. Material und Methoden**

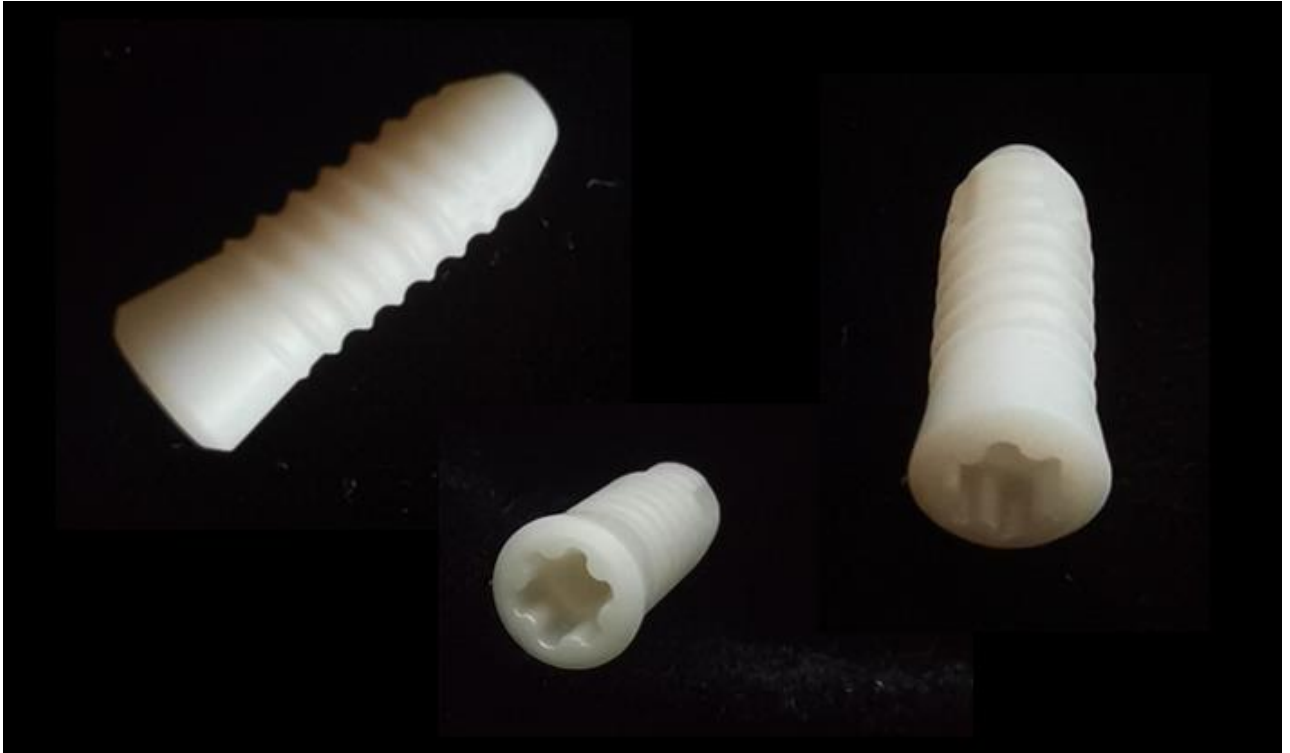
#### **3.1 Verwendetes Implantatsystem**

Die im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Versuche dienen der Aufzeichnung der Entwicklung der Vorspannung und der Gewindereibung einer Implantatabutmentschraube bei wiederholtem Anziehen der Schraube in einem aktuell verwendeten Keramikimplantat.

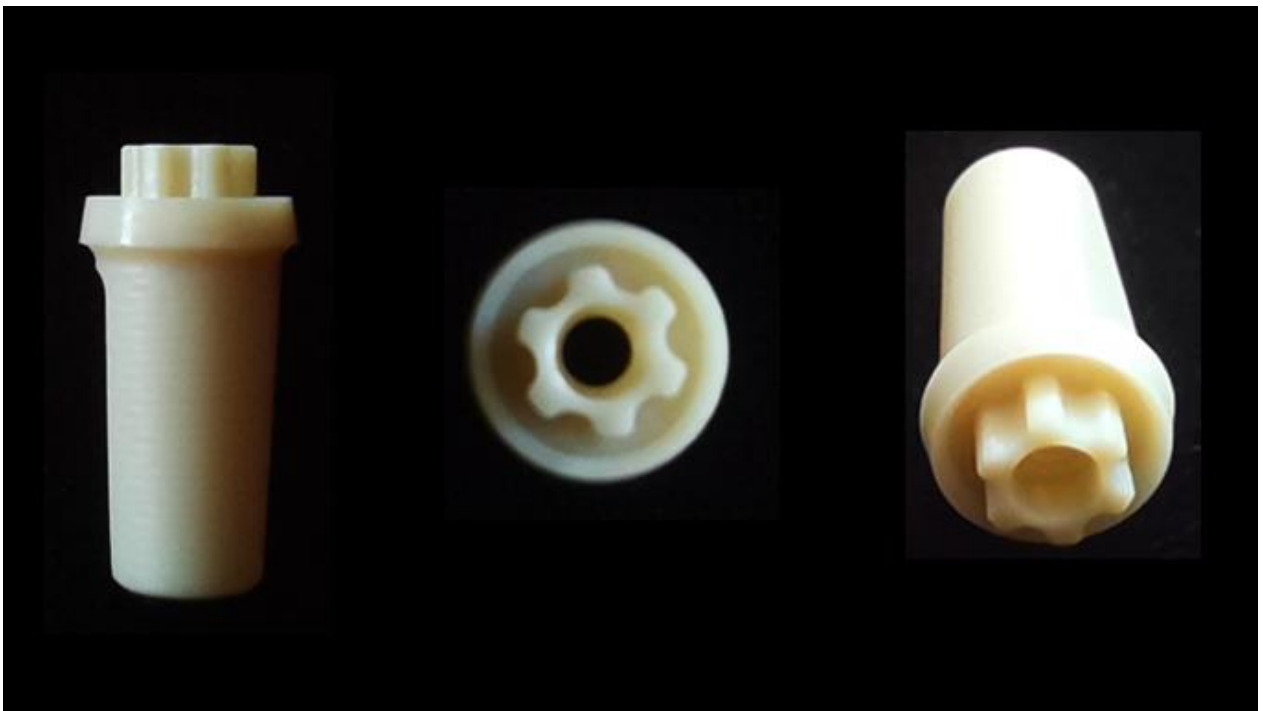
Die untersuchten Implantate waren CERALOG Hexalobe Implantate M10 (Art.-Nr. H1020.4010) von der Firma Camlog (CAMLOG Vertriebs GmbH, Wimsheim, Deutschland) (168) (siehe Abbildung V). Die Implantatlänge betrug 10 mm bei einem Implantatdurchmesser von 4 mm. Die hier untersuchten Implantate bestehen aus Zirkoniumdioxid, welches durch Yttrium tetragonal stabilisiert wurde (Y-TZP Zirkoniumdioxid) (168).

Die Implantate wurden mit entsprechenden systemkonformen PEKK-Abutments (CERALOG PEKK ABUTMENT, gerade, Art.-Nr. H2231.4580) (siehe Abbildung VI) verschraubt. Die Größe belief sich auf eine Höhe von 8,4 mm und einen Durchmesser von 4,8 mm. Gefertigt wurden die Abutments aus dem Hochleistungspolymer Polyetherketonketon (42, 168). Dazu wurden die vom Hersteller empfohlenen Titanabutmentschrauben (Art.-Nr. H4001.1600) (siehe Abbildung VII) der Firma Camlog verwendet (168).

Die klinisch dazu gehörenden Verschlusskappen und Abformkappen sind aus einem Hochleistungspolymer (PEEK) hergestellt, diese werden für die Versuche jedoch nicht gebraucht und sollen nur der Vollständigkeit halber hier erwähnt werden (168).



*Abbildung V: Implantat von vorne, schräg oben, oben (Ceralog Implantat)*



*Abbildung VI: Abutment von vorne, oben, schräg oben (Ceralog PEKK-Abutment)*



*Abbildung VII: Implantat-Abutment-Schraube (Titanlegierung, unbeschichtet) (14)*

### **3.2 Versuchsaufbau**

Die Versuche wurden mit einer bereits etablierten (58, 163) Messapparatur durchgeführt (siehe Abbildung VIII und Abbildung IX und Tabelle II). Im Gegensatz zu dem dort beschriebenen Versuchsaufbau wurde lediglich die Art der Drehmomenteinleitung geändert. Während im vorherigen Aufbau ein entsprechender Schlüssel über eine Scheibe und eine Rolle mit einem in Wasser sinkendes Gewicht angetrieben wurde, stand nun ein digitaler elektrisch angetriebener Drehmomentschlüssel zur Verfügung. Die Basisplatte (1), auf welcher die Messapparatur steht, ist das einzige Bauteil aus Aluminium. Diese Platte ist 2 cm dick. Die restlichen individuell hergestellten und zusammengebauten Teile der Messapparatur bestehen aus Stahl (DIN EN 10027-1 E295).

Zentral befindet sich ein unbeweglicher Rahmen (6). Dieser ist mit der Basisplatte fixiert (3). Innerhalb dieses Rahmens sind sich zwei weitere, jedoch bewegliche Rahmen, ein oberer (9) und ein unterer (7).

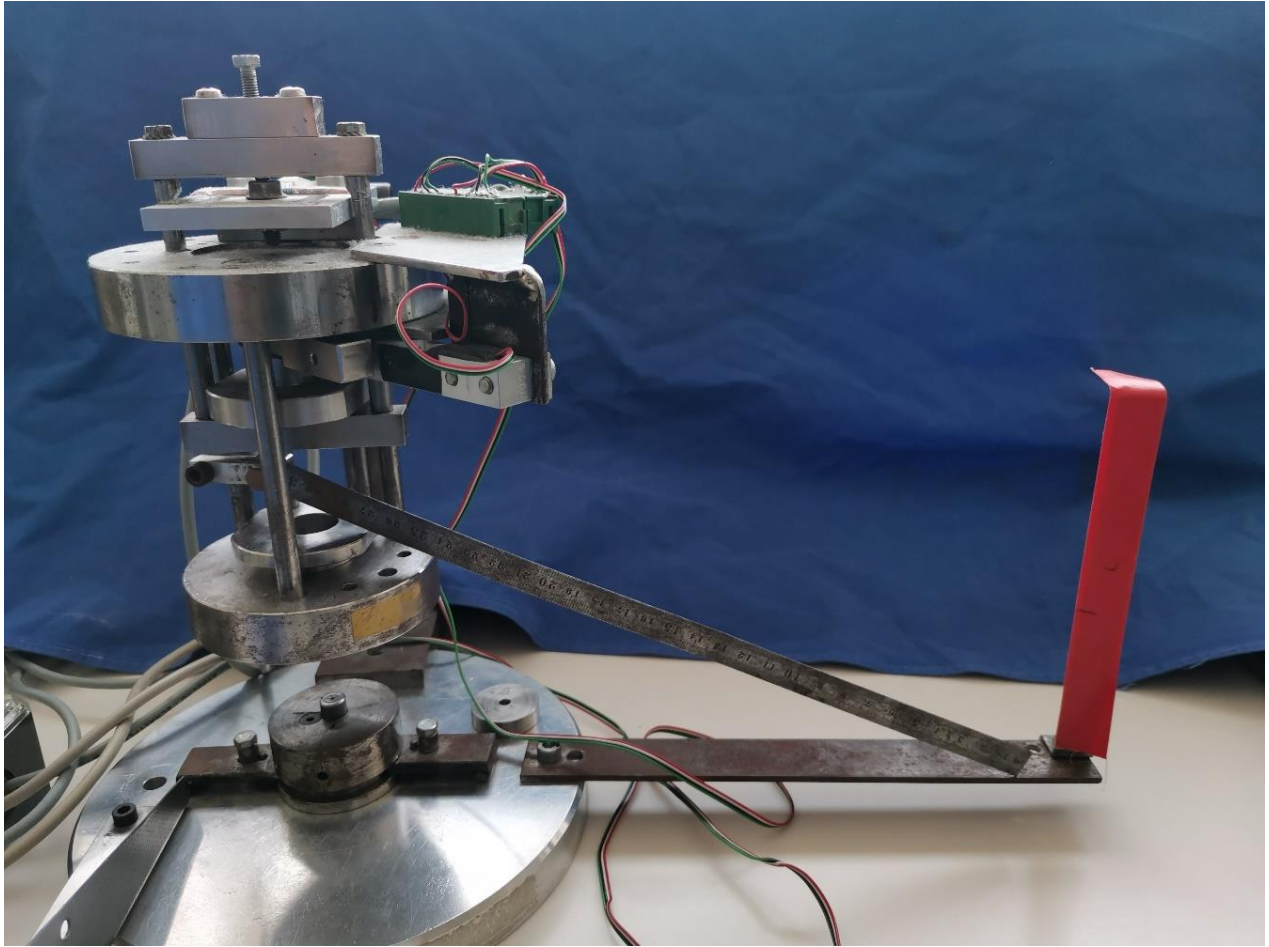
Der obere Rahmen (9) liegt kugelgelagert auf einer mit dem fixierten Rahmen (6) verbundenen ersten Wägezelle (10). Durch die Metallkugel kann die Kraft gezielt auf die Wägezelle (10) übertragen werden. Der untere Rahmen (7) enthält an seinem unteren Ende die Aufnahme für das Implantat (5 + 8). Der untere rotierende und der obere in der Höhe bewegliche hängende Rahmen sind ebenfalls kugelgelagert verbunden. Das Abutment ist unter dem äußeren unbeweglichen Außenrahmen gelagert. Bei einem Zug auf das Implantat wird die Kraft somit vom Implantat auf den unteren rotierenden Rahmen übertragen, dieser gibt sie wiederum auf den oberen Rahmen weiter, wo dort dann die Wägezelle belastet wird. Der untere frei rotierende Rahmen ist also ebenfalls mit der ersten Wägezelle (10) verbunden.

Die erste Wägezelle ist dabei für bis zu 750 N ausgelegt und bietet eine Messstrecke von 0,35 mm unterhalb der Nennlast. Diese Wägezelle registriert die entstehende Vorspannung, sobald das Abutment im Implantat angezogen wird.

Über den rotierenden Rahmen wird bei Drehung des Implantates die zweite Wägezelle (11), welche etwas unterhalb der ersten am fixierten Rahmen befestigt ist, entsprechend der Reibung im Implantatgewinde belastet, die Gewindereibung ist mit der Kraft vom rotierenden Rahmen proportional. Die untere Wägezelle misst eine Kraft bis zu 150 N und hat eine Messstrecke von 0,4 mm unter der Nennlast.

Unterhalb des fixierten Rahmens wird das Abutment (12) von unten mit einer Abutmentaufnahme mithilfe der Schraube in das Implantat gedreht.

Der untere Teil enthält den in diesem Versuch verwendeten elektrischen Drehmomentschlüssel. Daher wird der elektrische Implantat-Drehmomentschlüssel von der Basis aus gesehen in Richtung Implantat in die Schraube gesetzt und dort wird die Schraube festgezogen. Durch die festgezogene Schraube sind Abutment und Implantat fest miteinander verbunden. Dabei wird ein Drehmoment von 25 Ncm verwendet. Das verwendete Anziehdrehmoment von 25 Ncm entspricht sowohl dem Anziehdrehmoment, welches mit dem entsprechenden Messgerät in bereits durchgeführten Versuchen verwendet worden ist, als auch dem Drehmoment, das der Hersteller der hier verwendeten Materialien im klinischen Einsatz bei der verwendeten Schraube empfiehlt.



*Abbildung VIII: Versuchsaufbau fotografisch (ohne elektrischen Drehmomentschlüssel, über das Lineal und die rote Fläche wird die Höhe des Implantates und der Abstand zwischen Abutment und Implantat kontrolliert)*

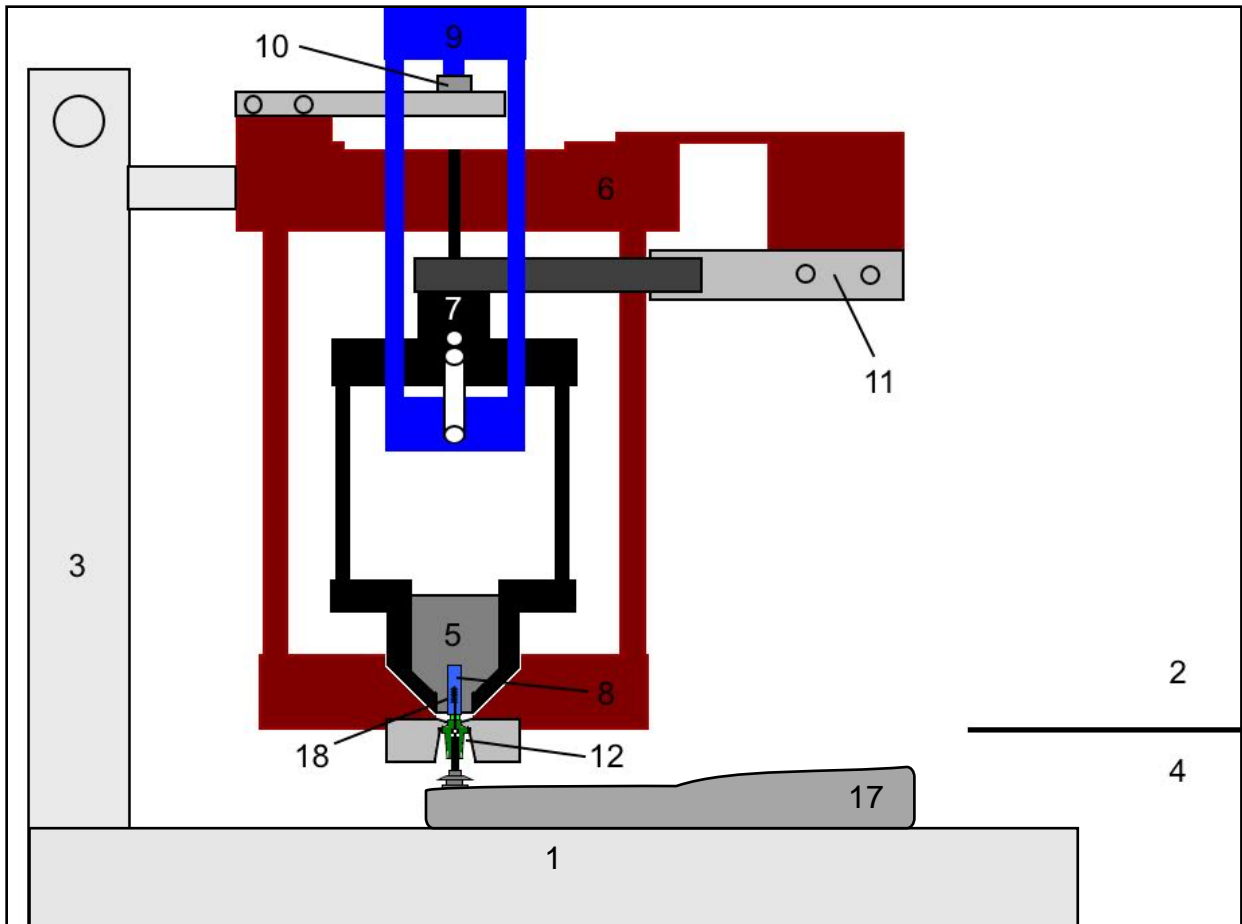


Abbildung IX: Versuchsaufbau schematisch (Erläuterung der Nummern siehe Tabelle II)

Tabelle II: Benennung einzelner Elemente der Messapparatur

Nummer	Bezeichnung
1	Basisplatte
2	Oberer Teil des Versuchsaufbaus
3	Oberer Teil der Befestigung der Apparatur
4	Unterer Teil des Versuchsaufbaus über den das Drehmoment eingeleitet wird
5	Implantataufnahme
6	Fixiertes Rahmengestell
7	Unterer drehbarer Rahmen
8	Implantat
9	Oberer hängender Rahmen
10	Obere Wägezelle („PB-75-kg-C3“ (Flintec, Meckesheim, Deutschland))
11	Untere Wägezelle („Single-Point Load Cell 1002-K-Z“ (Soemer, Lennestadt, Deutschland))
12	Abutment
17	Drehmomentschlüssel, elektrisch
18	Abutment-Schraube

### 3.3 Versuchsdurchführung

Vor der Versuchsdurchführung muss das Implantat in der entsprechenden Implantataufnahme standardisiert befestigt werden, damit eine dauerhaft gleiche Höhe des Implantates garantiert werden kann. Zuerst wurde dafür die Aufnahmevorrichtung mit geschmolzenem Zinn gefüllt, anschließend wurde mithilfe einer Bohrmaschine ein der Implantatbreite entsprechendes Loch in die mit Zinn gefüllte Aufnahme gebohrt. Zuletzt wurde das Implantat mit einem lichthärtenden Komposit in die Aufnahme geklebt.

Nun kann mit den Vorbereitungen des Versuches begonnen werden und die präparierte Implantataufnahme (inklusive Implantat) in die Messeinrichtung gesetzt werden. Das Implantat steht dabei mit der Implantatschulter senkrecht nach unten.

Es beginnt die Zusammensetzung der Messapparatur. Das Ziel ist, dass auch am Ende des Schraubenanziehens Implantat und Abutment nicht aufliegen sondern, dass ein Spalt zwischen ihnen ist. Nur so ist garantiert, dass die Vorspannung der Schraube entsprechend die obere Wägezelle belastet. Dafür werden erstens Implantat und Abutment mit der passenden Abutmentschraube ineinander gedreht, sodass sich Implantat und Abutment einmalig berühren. Dabei wurde darauf geachtet, keine Vorspannkraft auf die Schraube auszuüben. Diese Position wurde auf einer entsprechenden Vorrichtung über das in Abbildung VIII erkennbare Lineal markiert.

So kann später überprüft werden, ob das Ziel, dass Abutment und Implantat sich nicht berühren, erreicht werden konnte. Nur so kann von einer korrekten Messung der Wägezelle ausgegangen werden. Wenn in den Versuchen das Lineal die zuvor in Kontakt erstellte Markierung nicht erreicht hat, haben sich Abutment und Implantat nicht berührt und es kann garantiert werden, dass eine kontaktlose Anziehung stattgefunden hat.

Anschließend wurde die Schraube wieder 2 Umdrehungen gelockert und der obere Teil der Messapparatur entsprechend nach oben gezogen.

Nach einer manuellen Überprüfung der Funktionstüchtigkeit der Wägezellen und der Software wurden an beiden Computern die Messaufnahmen aktiviert.

Die Messung kann nun beginnen. Das Implantat und das Abutment finden sich noch in ihrer jeweiligen Aufnahme in der Messapparatur. Von unten wurde nun ein elektronischer Implantatdrehmomentschlüssel (NSK iSD900) in die

Abutmentschraube eingesetzt und die Schraube mit 25 Ncm angezogen. Sobald die Wägezellen eine bestimmte Kraftüberschreitung registrierten, begannen sie mit der Aufnahme und dokumentierten alle 0,022 sec die aktuellen Messwerte. Am Ende des Durchlaufes wurden die Ergebnisse graphisch und tabellarisch angezeigt.

Nach Abschluss der Aufzeichnung wurde die Schraube wieder 2 Umdrehungen aus dem Implantat herausgedreht, sodass mit der Ausgangsposition der Schraube ein neuer Durchlauf gestartet werden konnte.

Nach 10 Durchläufen wurde der Implantat-Abutment-Schrauben-Komplex gegen einen neuen gewechselt und wie oben beschrieben wieder in die Messapparatur eingebaut. Insgesamt wurden 12 Implantat-Abutment-Komplexe verwendet.

### **3.4 Methode**

Mithilfe einer Analysesoftware (DOP 2.06, Fa. HauchBach, aus Dänemark) wurden die Messwerte aufgezeichnet. Dabei wurden die Werte über Messverstärker (LDU 68.1, der gleichen Firma) und eine Vollduplex-Schnittstelle an zwei Computern der Firma Dell Technologies Inc. (Betriebssystem Microsoft Windows XP) weitergeleitet. Vor der Versuchsaufzeichnung fand eine Kalibrierung statt. Die Messwerte der Versuche zur Ermittlung der Vorspannung und der Gewindereibung wurden in Echtzeit an die Computer weitergegeben und dort dargestellt.

Dabei belief sich das Intervall zwischen den einzelnen Ergebniswerten auf 0,022 Sekunden. Der letzte Wert wurde 60 sec nach Beginn der Aufzeichnung aufgenommen. Diese 60 Sekunden dauernde Messphase genügte, um den vollständigen Schraubvorgang mit einer Hubhöhe von 2 Umdrehungen zu erfassen. Erst nach Abschluss der Messung wurde das Anziehdrehmoment wieder gelöst.

Insgesamt wurden 12 Komplexe für jeweils 10 Messzyklen verwendet, die jeweils nach dem zehnten Durchlauf verworfen wurden.

### 3.5 Statistische Methoden

Die ausgegebenen Daten wurden mithilfe von Excel (2013, Microsoft) und SPSS Statistik (27.0, IBM) analysiert und ausgewertet.

Die Messwerte wurden deskriptiv beschrieben, und es wurden Mittelwert und Standardabweichung von der Vorspannung, der Gewindereibung und des Friktionskoeffizienten ermittelt. Die Werte wurden in Boxplots graphisch dargestellt. Dabei lässt sich der Friktionskoeffizient aus der gemessenen Vorspannung und den geometrischen Schraubenwerten berechnen (siehe 4.6 mathematische Grundlagen).

Es wurde ein Vergleich zwischen den Vorspannungswerten und den Werten, welche proportional zur Gewindereibung sind, durchgeführt. In einem linear gemischten Modell wurde dabei die Wiederholung als fester Effekt und die Schraube als zufälliger Effekt eingeführt. Es wurden pro Objekt jeweils wiederholte Messungen miteinbezogen. Das Signifikanzniveau belief sich jeweils auf  $\alpha = 0,05$ .

Mithilfe eines Tukey-Kramer-Tests wurden die einzelnen Wiederholungen anschließend auf signifikante Änderungen untersucht. Dabei wurden die Vorspannung und die Gewindereibung jeweils mit der nächsten Wiederholung, welche einen signifikanten Unterschied aufzeichnete, dargestellt.

Die Nullhypothesen lauten, dass die Wiederholung keinen Einfluss auf die Vorspannwerte und die Gewindereibung hat und dass es keinen signifikanten Unterschied zwischen den aufeinanderfolgenden Messwerten gibt.

### 3.6 Mathematische Grundlagen

Mathematisch existiert ein Zusammenhang zwischen Vorspannkraft ( $F_{VM}$ ) und ausgeübtem Drehmoment ( $M_A$ ). Dabei spielen zusätzlich noch die geometrischen Daten der Schraube und der Reibungskoeffizient eine Rolle. Die Formel, welche die genannten Faktoren in einen mathematischen Zusammenhang bringt, findet sich in der Richtlinie VDI 2230 Teil 1 (Verein Deutscher Ingenieure, Systematische Berechnung hochbeanspruchter Schraubenverbindungen – Zylindrische Einschraubenverbindungen). Abbildung X beschreibt die Formel zur Berechnung des Anzugdrehmoments. Die einzelnen Variablen dazu sind in Tabelle III erklärt.

$$M_A = 0.5 \cdot F_{VM} \cdot d_2 \cdot \left[ \mu_{ges} \cdot \left( \frac{1}{\cos(\beta/2)} + \frac{d_w + d_h}{2 \cdot d_2} \right) + \tan \varphi \right]$$

Abbildung X: Formel zur Berechnung des Anzugdrehmoments (Erläuterung der Variablen siehe Tabelle III)

Tabelle III: Erläuterung der Variablen aus Abbildung X (Berechnung des Anzugdrehmomentes)

Variable	Beschreibung
$M_A$	Ausgeübtes Drehmoment
$F_{VM}$	Vorspannkraft
$d_2$	Flankendurchmesser Schraube
$d_w$	Durchmesser äußerer Schraubenkopf
$d_h$	Durchmesser innerer Schraubenkopf
$\beta$	Gewindewinkel
$\varphi$	Steigungswinkel Gewinde $\tan \varphi = \frac{\text{Gewindesteigung}}{d_2 \cdot \pi}$
$\mu_{ges}$	Reibungskoeffizient (gesamt)

Für die Formel müssen zur Berechnung die geometrischen Daten der verwendeten Schraube sowie das Anzugdrehmoment bekannt sein.

Da die gemessene Vorspannkraft aus den Versuchsergebnissen bekannt ist, kann nach Umstellen der Formel auch der Reibungskoeffizient berechnet werden. Die nun entstandene umgestellte Formel ist unter Abbildung XI dargestellt.

$$\mu_{ges} = \frac{M_A}{0.5 \cdot F_{VM} \cdot d_2} \cdot \frac{1}{\left( \frac{1}{\cos(\beta/2)} + \frac{d_w + d_h}{2 \cdot d_2} \right)} - \frac{\tan \varphi}{\left( \frac{1}{\cos(\beta/2)} + \frac{d_w + d_h}{2 \cdot d_2} \right)}$$

Abbildung XI: Umgestellte Formel zur Berechnung des Reibungskoeffizienten

Die geometrischen Daten können nun eingesetzt und der Reibungskoeffizient daraus errechnet werden. Die diesbezüglichen Ergebnisse sind unter 5.3 (Messung des Reibungskoeffizienten) aufgeführt.

An der unteren Wägezelle wurde eine Kraft gemessen, mit der die Reibung im Implantatgewinde den rotierenden Rahmen gegen sie drückte. Mit der Länge des entsprechenden Hebels wurde diese Kraft in ein Drehmoment umgerechnet.

## **4. Ergebnisse**

### **4.1 Geometrische Daten der Abutmentschraube**

Die in der Formel genannten geometrischen Daten der Abutmentschraube sind mithilfe einer 50-fachen Vergrößerung eines Rasterelektronenmikroskops ermittelt worden. In Tabelle III sind die Variablenerklärungen und in Tabelle IV die ermittelten geometrischen Daten der Abutmentschraube erkennbar.

*Tabelle IV: Ermittelte geometrische Daten der Abutmentschraube*

<b>Variable</b>	<b>Camlog Schraube</b>
<b>M<sub>A</sub></b>	25 Ncm
<b>d<sub>2</sub></b>	1,318 mm
<b>d<sub>w</sub></b>	2,35 mm
<b>d<sub>h</sub></b>	1,16 mm
<b>β</b>	60°
<b>φ</b>	5,18°

### **4.2 Gemessene Vorspannung beim wiederholten Lösen und Anziehen der Schraube**

In der nachfolgenden Abbildung (Abbildung XII) sind die Versuchsergebnisse graphisch in Form eines Boxplots dargestellt. Hierbei befinden sich auf der x-Achse die einzelnen Anzugsequenzen 1-10 und dazu korrelierend auf der y-Achse die jeweils gemessene Vorspannung in N. Die mittlere Vorspannung der 12 Implantat-Abutment-Komplexe betrug beim ersten Anziehen der Schraube mit 25 Ncm 401,7 N ± 86,4 N (Min. 269,7 N; Max. 513,5 N). Beim zehnten Anziehen der Schraube mit 25 Ncm betrug die mittlere Vorspannung 267,4 N ± 70 N (Min. 178,9 N; Max. 391,1 N). Die deskriptive Analyse der Versuchsergebnisse ist in Tabelle V dargestellt.

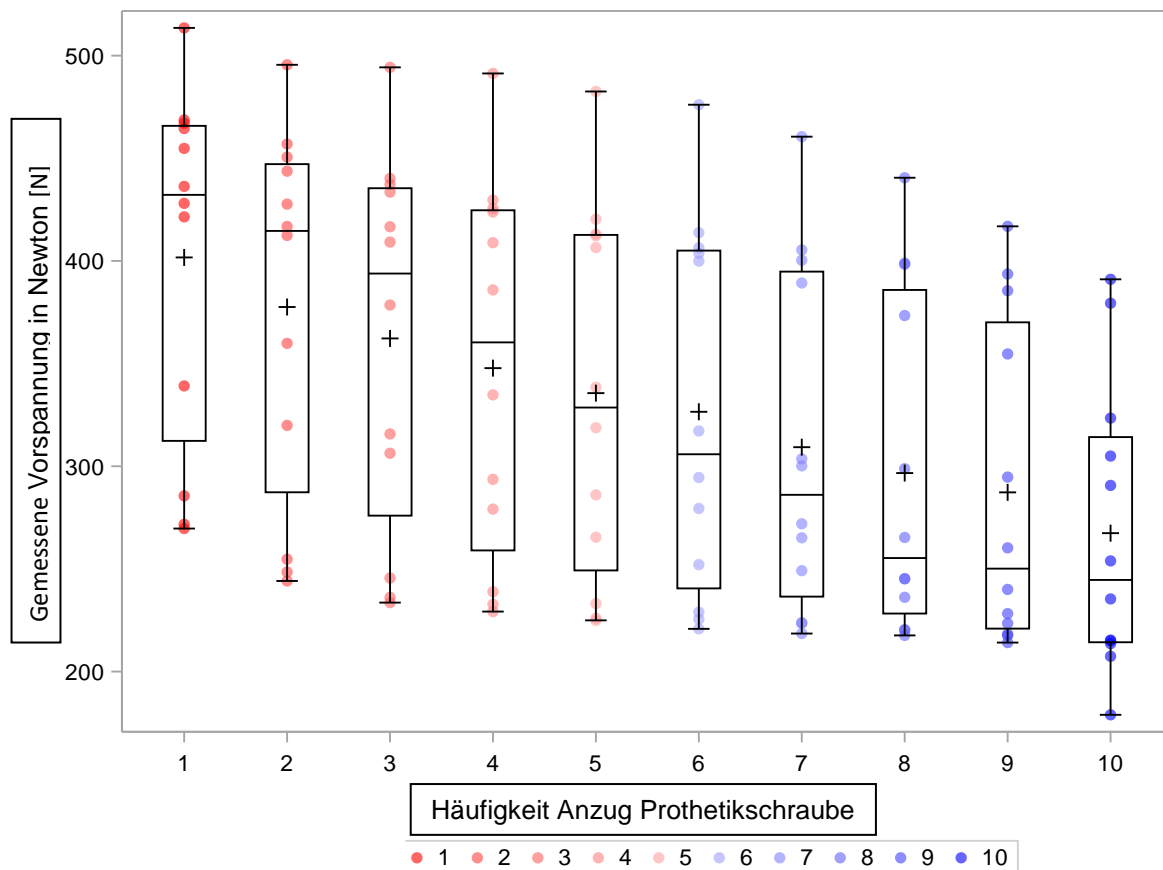


Abbildung XII: Vorspannung der 12 Implantat-Schrauben bei ein- bis zehnmalem Anziehen (in N)

Tabelle V: Tabellarische Übersicht der Vorspannung (in N) bei ein- bis zehnmalem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube

Anzughäufigkeit	n	Mittelwert (in N)	Min (in N)	Max (in N)	SD (in N)
1	12	401,7	269,7	513,5	86,4
2	12	377,6	244,1	495,5	89,6
3	12	362,3	233,6	494,3	91,0
4	12	347,8	229,2	491,3	91,1
5	12	335,6	225,0	482,6	89,5
6	12	326,5	220,8	476,1	89,2
7	12	309,3	218,5	460,5	83,5
8	12	296,7	217,6	440,5	82,7
9	12	287,3	214,1	416,9	78,5
10	12	267,4	178,9	391,1	70,0

Insgesamt ist zu erkennen, dass die Vorspannung mit den Wiederholungen des Anziehens abnimmt ( $p < 0,0001$ ).

Die Tukey-Kramer-Analyse zeigte bei sinkender Tendenz allerdings, dass es keine signifikante Abweichung zwischen 2 hintereinander durchgeführten Wiederholungen gibt. So ist die erste signifikante Abweichung vom Durchgang 1 erst im Durchgang 4 zu sehen. Die erste signifikante Abweichung von Durchgang 2 ist erst im Durchgang 6 erkennbar. Eine genaue Auflistung der jeweils ersten signifikanten Abweichungen ist in Tabelle VI aufgeführt.

*Tabelle VI: Übersicht erste signifikante Abweichung der erzielbaren Schraubenvorspannung des jeweiligen Testes*

Anzugsequenz (des gleichen Implantats)	Test mit 1. signifikanter Änderung	Unterschied (N)	CI 95% (N)		p-Wert
			Unterer	Oberer	
1	4	53,9	9,2	98,7	0,0064
2	6	51,0	6,3	95,8	0,0128
3	7	53,0	8,2	97,7	0,0081
4	8	51,1	6,4	95,8	0,0126
5	9	48,3	3,6	93,1	0,0235
6	10	59,1	14,4	103,8	0,0017

### 4.3 Berechnete Werte des Reibungskoeffizienten

Der Reibungskoeffizient lässt sich mit oben stehender Formel (Abbildung XI) aus der Vorspannung und den geometrischen Daten der Schraube errechnen. Abbildung XIII zeigt die Ergebnisse der berechneten Reibungskoeffizienten in Form eines Boxplots. Auf der x-Achse befinden sich die einzelnen Anzugsequenzen und auf der y-Achse die dazu passenden umgerechneten Werte des Reibungskoeffizienten.

Mittelwerte, Minimum, Maximum und Standardabweichung sind in Tabelle VII gezeigt.

Vorspannkraft und Reibungskoeffizient sind umgekehrt proportional. Dementsprechend ist der abnehmende Trend der zuvor beschriebenen Vorspannkraft hier umgekehrt als Anstieg zu erkennen. Der entsprechende mathematische Zusammenhang wird oben beschrieben (siehe Abbildung XI).

Der Reibungskoeffizient fängt beim 1. Durchgang mit Werten von  $0,36 \pm 0,1$  (Min. 0,26; Max. 0,53) an. Der Reibungskoeffizient ist bis zum 10. Durchgang angestiegen auf  $0,57 \pm 0,15$  (Min. 0,35; Max. 0,82).

Eine weitere statistische Auswertung wurde hier nicht durchgeführt aufgrund des Zusammenhangs zwischen Vorspannung und Reibungskoeffizient.

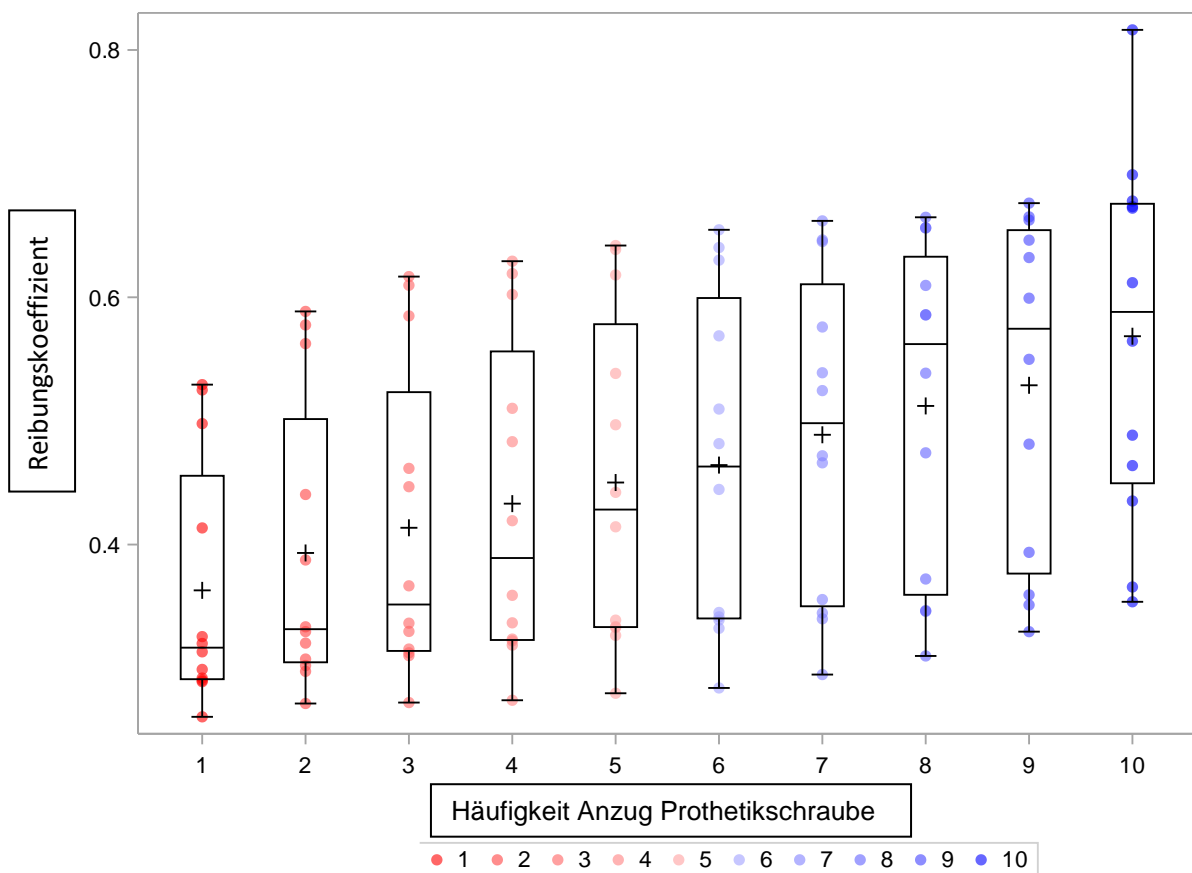


Abbildung XIII: Berechneter Reibungskoeffizient beim ein- bis zehnmaligen Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube

*Tabelle VII: Tabellarische Übersicht der berechneten Reibungskoeffizienten bei ein- bis zehnmalem Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube*

Anzugsequenz	n	Mittelwert	Min	Max	Standardabweichung
1	12	0,36	0,26	0,53	0,10
2	12	0,39	0,27	0,59	0,12
3	12	0,41	0,27	0,62	0,13
4	12	0,43	0,27	0,63	0,13
5	12	0,45	0,28	0,64	0,13
6	12	0,46	0,28	0,65	0,14
7	12	0,49	0,29	0,66	0,13
8	12	0,51	0,31	0,66	0,14
9	12	0,53	0,33	0,68	0,14
10	12	0,57	0,35	0,82	0,15

#### 4.4 Messwerte der Gewindereibung

Abbildung XIV stellt den Zusammenhang zwischen dem (aus den gemessenen Werten in ein Drehmoment umgerechneten) Anteil des Anzugdrehmoments, der notwendig ist, um die entsprechende Gewindereibung zu überwinden, und dem ein- bis zehnmalem Anziehen der Implantat-Abutment-Schraube dar. Wie auch bei den vorherigen zu untersuchenden Kräften spiegelt der Boxplot die x-fache Anzugsequenz jeweils aller 12 Implantat-Abutment-Komplexe wieder. Auf der x-Achse ist somit die jeweilige Anzugsequenz dargestellt und auf der y-Achse das proportional zum Anteil der Gewindereibung über die Wägezelle gemessene und umgerechnete Drehmoment (in Ncm).

Die dazu gehörende deskriptive Statistik der Gewindereibung ist in Tabelle VIII erkennbar.

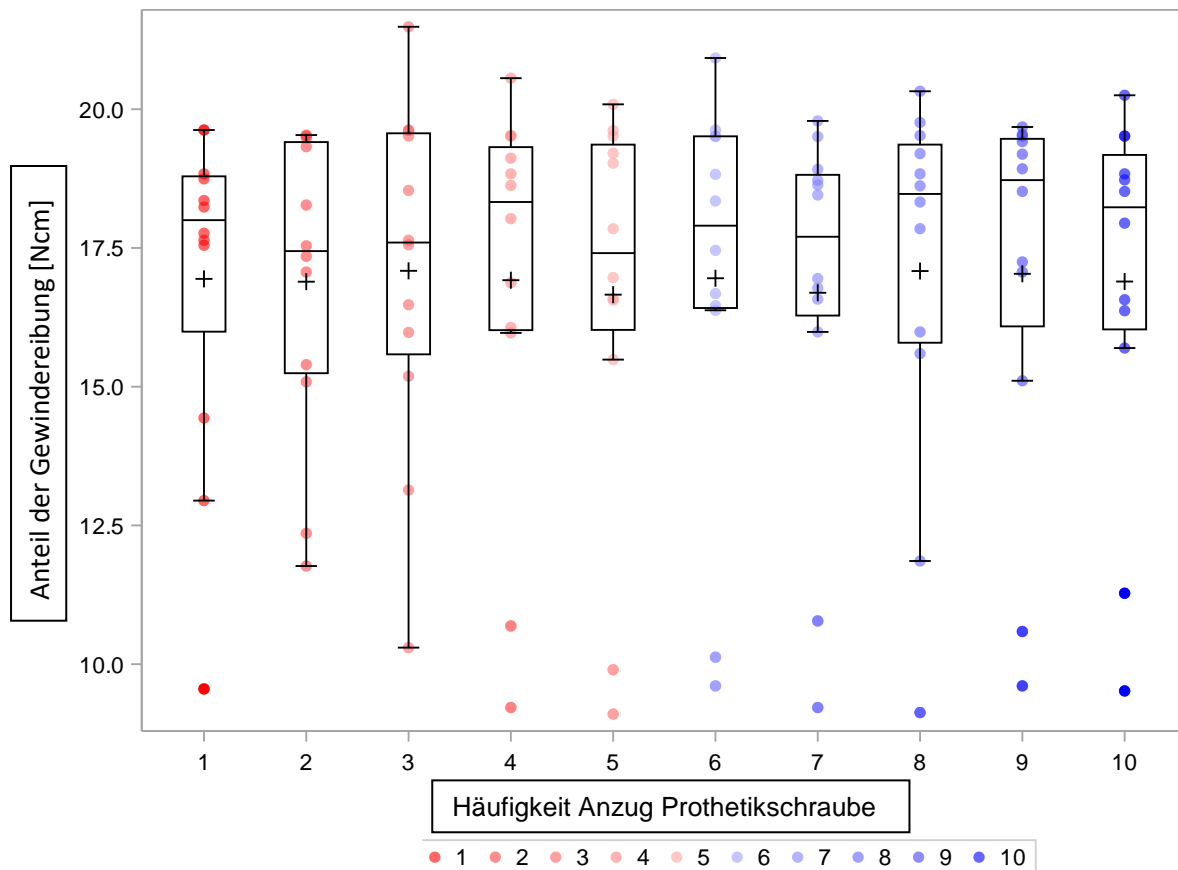


Abbildung XIV: Das berechnete, zur Überwindung der Gewindereibung benötigte Drehmoment (in Ncm) beim ein- bis zehnmaligen Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube

Tabelle VIII: Das berechnete, zur Überwindung der berechneten Gewindereibung benötigte Drehmoment (in Ncm) beim ein- bis zehnmaligen Anziehen einer Implantat-Abutment-Schraube

Anzugssequenz	n	Mittelwert (Ncm)	Min (Ncm)	Max (Ncm)	Standardabweichung (Ncm)
1	12	16,9	9,6	19,6	3,1
2	12	16,9	11,8	19,5	2,7
3	12	17,1	10,3	21,5	3,1
4	12	16,9	9,2	20,6	3,6
5	12	16,7	9,1	20,1	3,7
6	12	17,0	9,6	20,9	3,6
7	12	16,7	9,2	19,8	3,4
8	12	17,1	9,1	20,3	3,4
9	12	17,0	9,6	19,7	3,5
10	12	16,9	9,5	20,3	3,4

Im Gegensatz zu den Werten der Vorspannung sind hier keine signifikanten Änderungen in Abhängigkeit der Wiederholungen erkennbar. Die Werte verändern sich nicht mit steigender Anzugsequenz ( $p=0,9933$ , F-Test).

## **5. Diskussion**

### **5.1 Ergebnisauswertung der durchgeführten Versuche**

Bei der Auswertung der Versuchsergebnisse fiel auf, dass die mittlere Vorspannkraft mit jedem erneuten Lösen-Anziehen-Durchgang kontinuierlich abnahm, obwohl das Anziehdrehmoment dabei unverändert blieb. Die durchschnittlichen Vorspannkraft-Werte im ersten Versuchsdurchgang lagen bei 401,7 N. Mit jedem Durchgang reduzierte sich die Vorspannkraft. Im zehnten und letzten Durchgang lag die Vorspannkraft nur noch bei durchschnittlich 267,4 N.

Die zur Messung verwendete Methode ist bereits in der Literatur etabliert (58, 163), die Messstrecke der Wägezelle von 0,35 mm wurde in den durchgeführten Untersuchungen eingehalten. Auch die gemessenen Kraftwerte liegen alle im Bereich der Messapparatur (< 750 N).

Der erste signifikante Unterschied zur jeweiligen Messung ist zwar nie die direkt darauffolgende Wiederholung, aber trotzdem nehmen die Vorspannwerte kontinuierlich mit den Messungen ab. Die erste signifikante Abweichung des ersten Versuches ist im vierten Durchgang erkennbar.

Wie bereits beschrieben, verhält sich der Reibungskoeffizient umgekehrt proportional zur Vorspannung. Somit entspricht einer Abnahme der Vorspannkraft eine Steigerung des Reibungskoeffizienten.

Es ist ein konstanter Anstieg mit jedem Versuchsdurchgang erkennbar.

Dieser liegt im ersten Durchgang durchschnittlich bei 0,36. Bis zum zehnten Durchgang steigt dieser kontinuierlich an und liegt im zehnten Durchgang bei 0,57.

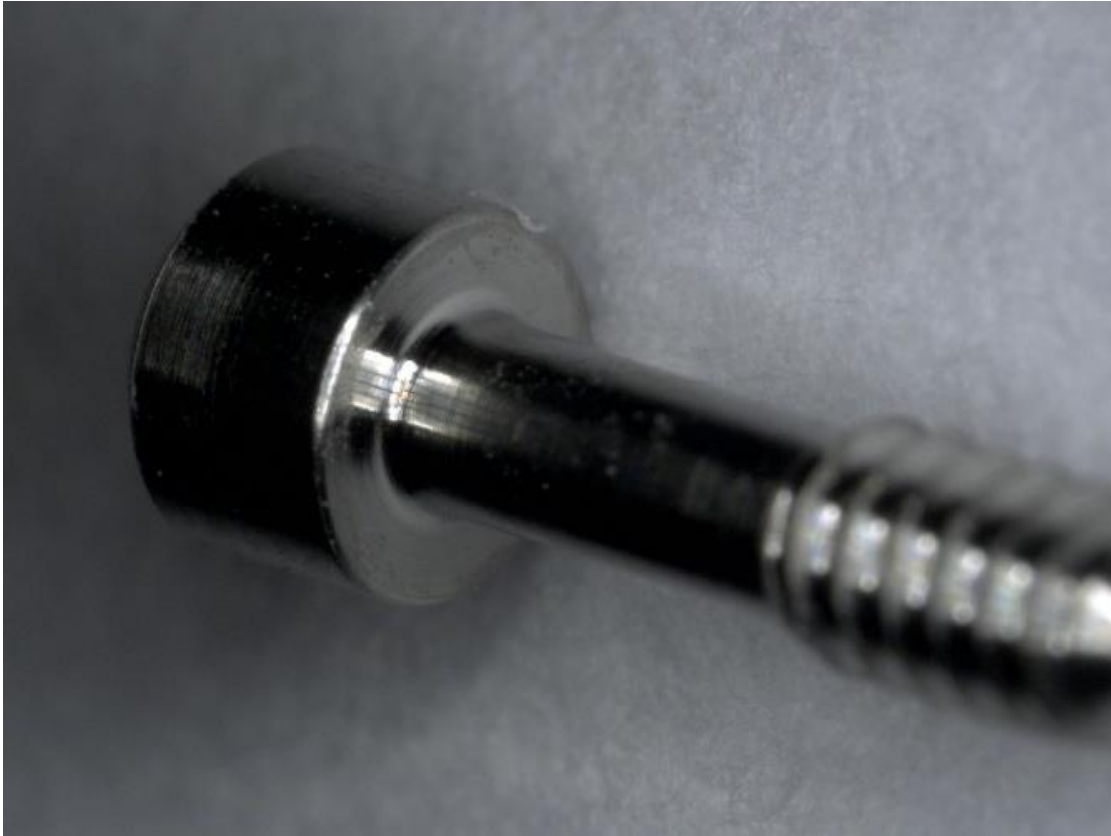
Entsprechend der Vorspannung sind die Reibwerte der aufeinander folgenden Versuchsdurchgänge nicht signifikant voneinander unterschiedlich.

Der zweite gemessene Parameter beschäftigt sich mit der Gewindereibung. Es zeigte sich fast keine Abweichung der Mittelwerte bei den einzelnen Durchgängen Anziehen-Lösen der Abutmentschraube. Diese liegen in allen Versuchsdurchgängen zwischen 16,7 N und 17,1 N. Der Ursprung der Reduzierung der Vorspannkraft mit den einzelnen Anzugsequenzen liegt also nicht in der Gewindereibung. Diese hat hier somit keinen Einfluss auf die Reduktion der Vorspannkraft.

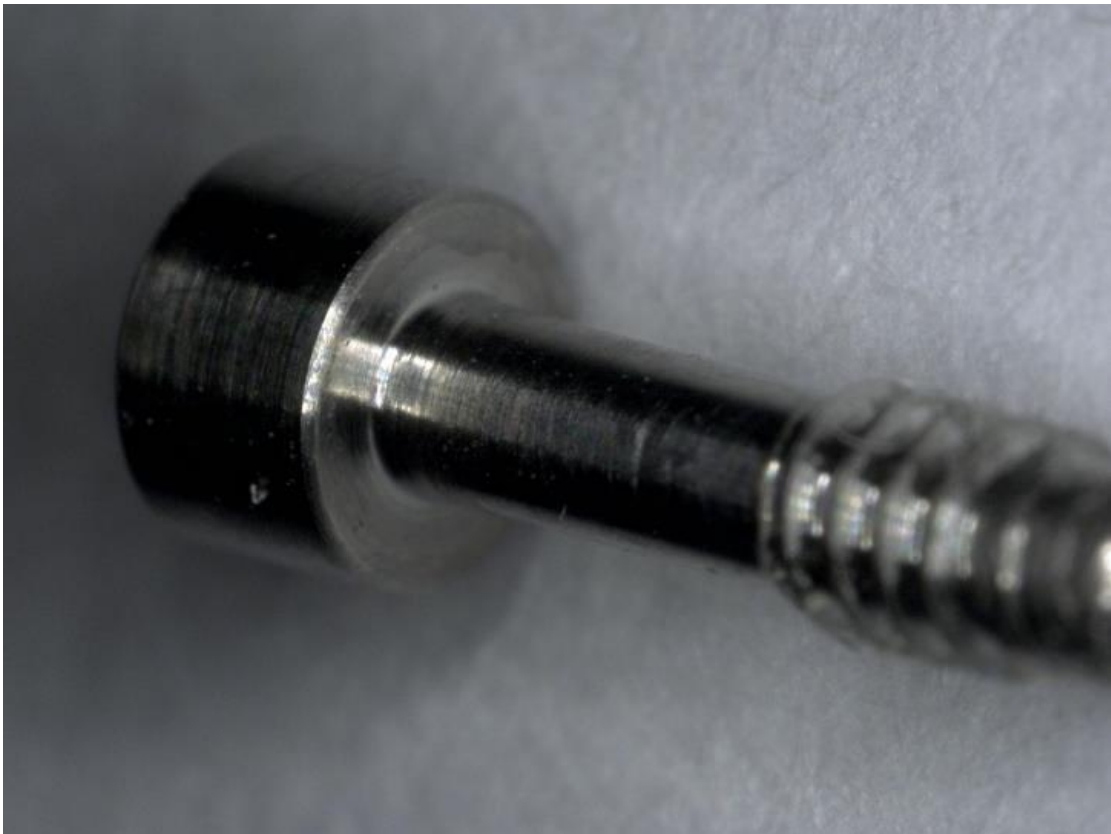
Die zur Messung der Gewindereibung verwendete Methode ist ebenfalls bereits in der Literatur etabliert (58, 163), die Messstrecke der Wägezelle von 0,4 mm wurde in den durchgeführten Untersuchungen eingehalten. Auch die gemessenen Kraftwerte liegen alle im Bereich der Messapparatur (<150 N).

Zu der hier beschriebenen Reibung am Gewinde kommt noch eine Reibung am Schraubenkopf für den gesamten Reibungskoeffizient, welcher auf eine Schraube wirkt. Aus einer Steigerung des gesamten Reibungskoeffizienten und einer gleichbleibenden Gewindereibung lässt sich schließen, dass die Reibung am Schraubenkopf mit dem wiederholten Anziehen und Lösen der Abutmentschraube zugenommen hat.

In zuvor durchgeführten Versuchen entstand die Zunahme der Reibung am Schraubenkopf durch eine Abreibung am Schraubenkopf (58, 163). In der hier durchgeführten Untersuchung lässt sich diese allerdings auch unter Vergrößerung nicht erkennen (siehe Abbildung XV und Abbildung XVI). Dies impliziert, dass man am aus PEKK-Kunststoff gefertigten Abutment eine entsprechende Abnutzung erwarten würde. Der exemplarische optische Vergleich eines unbenutzten mit einem benutzten Abutment unter Vergrößerung ist in Abbildung XVII erkennbar.



*Abbildung XV: Vergrößerung einer unbenutzten Implantat-Abutment-Schraube (Schraube ist im Original 7,4 mm lang)*



*Abbildung XVI: Vergrößerung einer Implantat-Abutment-Schraube nach der Durchführung der Versuche (Schraube ist im Original 7,4 mm lang)*

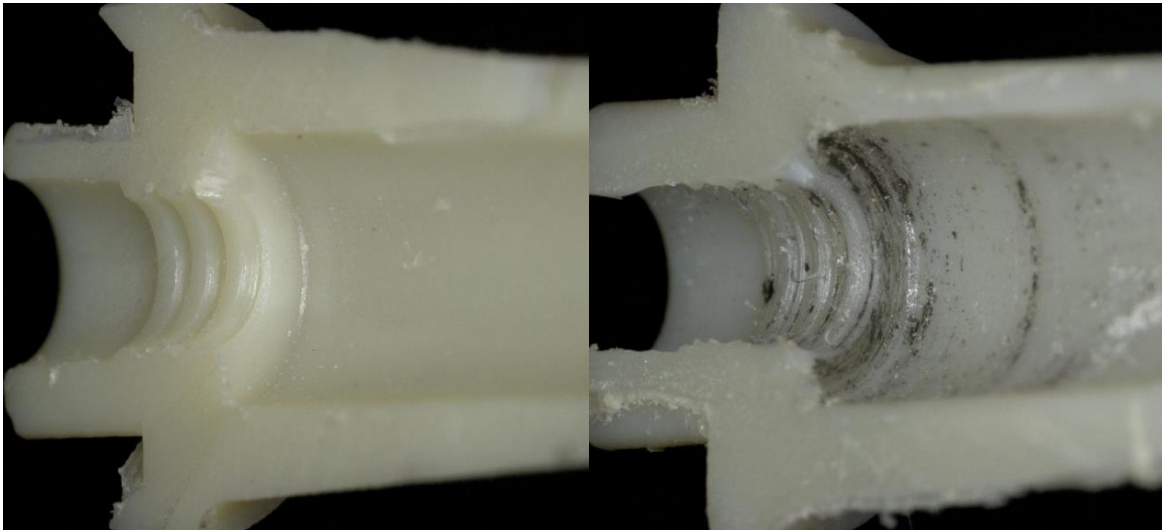


Abbildung XVII: Aufsicht auf ein halbiertes Abutment neu (links) und nach Benutzung (rechts)

Die Messung des Abriebs der verwendeten Ceralog PEKK-Abutments war nicht Teil der hier durchgeführten Untersuchung.

## 5.2 Abhängigkeit der Vorspannkraft von verschiedenen Faktoren in der aktuellen Literatur

In anderen Versuchen und Studien, die sich ebenfalls mit der Vorspannkraft im Implantat-Abutment-Komplex beschäftigen, finden sich zum Teil ähnliche, zum Teil aber auch unterschiedliche Ergebnisse.

Mittels einer computergesteuerten Simulation wurden Maximalwerte für Vorspannkraft im Implantat-Abutment-Komplex von Jorn et al. 2014 untersucht. Hierbei wurden OsseoSpeed Implantate und ein TiDesign Abutment verwendet. Für die Simulation wurden verschiedene Reibungskoeffizienten zwischen 0,2 und 0,5 auf Grundlage von anderen Studien verwendet. Das Anzugdrehmoment belief sich auf 25 Ncm. Festgestellt wurde, dass sich mit einer Erhöhung des Reibungskoeffizienten die Vorspannkraft reduzierte. Die Werte der Vorspannkraft bewegten sich dabei zwischen 219 N und 506 N (148). Die in der hier vorgelegten Arbeit gemessenen Vorspannkraft-Werte (401,7 bis 267,4 N) lagen in einem ähnlichen Rahmen, wobei das Minimum und das Maximum nicht erreicht wurden. Dabei wurde in der hier vorgelegten Arbeit der Reibungskoeffizient jedoch berechnet und lag mit Werten von 0,36 bis 0,57 etwas

höher als bei Jorn et al.. Dies ist durch Unterschiede im Schraubendesign und den verwendeten Materialien ausreichend zu erklären.

In einer weiteren Studie wurden ebenfalls in Abhängigkeit verschiedener Reibungskoeffizienten Maximalwerte für die Vorspannkraft ermittelt. Bulaqi et al. verwendeten digitale Modelle von Straumann Implantaten mit SLA Oberfläche, einer Implantat-Abutment-Schraube namens „SynOcta basal screw“ und einem Abutment aus Gold mit direkt verbundener Krone. Für diese Versuchsreihe wurde ein Anzugdrehmoment von 35 Ncm gewählt, welches deutlich höher war als das in dieser Untersuchung gewählte (25 Ncm) (146). Die resultierenden Vorspannkraften lagen zwischen 504,1 N (Reibungskoeffizient 0,12) und 319,9 N (Reibungskoeffizient von 0,2) (146). Die für das digitale Modell hier verwendeten Reibwerte entsprechen eher Stahlschrauben in Stahlgewinden und sind nicht mit den für Titanlegierungen erwartbaren Reibwerten vergleichbar.

Bulaqi et al. untersuchten zeitgleich mit dem gleichen Aufbau in einer weiteren Studie die Korrelation zwischen Anzuggeschwindigkeit und Vorspannkraft. Sie fanden heraus, dass (ähnlich wie eine Reduzierung des Reibungskoeffizienten auch) eine schnelle Anzuggeschwindigkeit die Vorspannung positiv beeinflusst (12). Die Anzuggeschwindigkeit der Schrauben wurde in der hier vorgelegten Untersuchung nicht erfasst, war aber durch Verwendung eines elektrischen Eindrehinstrumentes standardisiert.

Die Maximalwerte der hier vorgelegten Arbeit (401,7 N) zeigen eine niedrigere Vorspannkraft als die in der von Bulaqi et al. durchgeführten Studie (Maximalwert 504,1 N). Dies lässt sich darauf zurückführen, dass Bulaqi et al. einerseits ein höheres Anzugdrehmoment von 35 Ncm gewählt haben. Andererseits unterscheiden sich die hier tatsächlich ermittelten Reibungskoeffizienten (0,36 bis 0,57) deutlich von den von Bulaqi et al. überraschend niedrig geschätzten Werten (0,12 bis 0,2). Beide Faktoren spielen eine Rolle bei der gemessenen Vorspannkraft (12, 146). Niedrigere Reibungskoeffizienten resultieren in höhere Vorspannkraft-Werte.

Eine weitere Studie zur Bestimmung der Vorspannkraft in einem Implantat-Abutment-Komplex wurde von Guda et al. durchgeführt. Als Implantate wurden Mark III Implantate, Unigrip Abutmentschrauben und ein CeraOne Abutment der Firma NobleBiocare verwendet. Zusätzlich zur Betrachtung der Vorspannkraft und des Reibungskoeffizienten wurde besonders Wert auf die Beanspruchung der

Abutmentschraube gelegt. Im gut geschmierten Abutmentsystem lagen die Vorspannkraften bei 616 N (Reibungskoeffizient 0,13) und im trockenen System bei einem Reibungskoeffizienten von 0,30 bei 347 N. Dabei stellten Guda et al. fest, dass der Reibungskoeffizient gemeinsam mit dem Anzugdrehmoment die entscheidende Rolle für die resultierende Vorspannkraft spielt (155). Die Werte des trockenen Systems lagen im vergleichbaren, wenn auch etwas niedrigerem Bereich zu den Ergebnissen dieser Arbeit.

Auch Lang et al. untersuchten die Vorspannkraft in einem Implantat-Abutment-Komplex mittels eines Computerprogramms. Dabei verwendeten Lang et al. zwei Implantat-Systeme von Noble Biocare. Das erste Implantat-System war das gleiche wie Guda et al. es verwendeten (Mark III). Das zweite Implantat-System war ein Replace Select Implantat mit einer innenliegenden Verbindung, einem „Straight Esthetic“ Abutment und einer „TorqTite“ Abutmentschraube. Auch hier wurden trockenes und gut geschmiertes Abutmentsystem miteinander verglichen. Die Reibungskoeffizienten wurden dabei aus der Literatur entnommen und festgelegt. Das Anzugdrehmoment lag bei 32 Ncm und der Reibungskoeffizient trocken und geschmiert bei 0,26 und 0,12. Die Vorspannwerte beliefen sich im trockenen System auf 381,7 N und auf 677,6 N im geschmierten Implantat-System.

Das zweite Implantat-System erreichte eine maximale Vorspannkraft von 492,6 N bei einem Reibungskoeffizienten von 0,2 im trockenen Zustand und eine Vorspannkraft von 722,9 N bei einem Reibungskoeffizienten von 0,12 im gut geschmierten Zustand (149).

Auch hier wurden also deutlich höhere Vorspannkraften gemessen als in dieser Arbeit. Das zweite Implantat-System hat eine maximale Vorspannkraft von 722,9 N, die weit von der hier maximal erreichten Vorspannkraft abweicht. Außerdem wurden höhere Anzugdrehmomente appliziert. Ähnlich wie Bulaqi et al. verwendeten Lang et al. ebenfalls Reibungskoeffizienten aus der Literatur, wobei beide ähnliche Zahlenwerte nutzten. Diese waren deutlich niedriger als in dieser Arbeit, ebenso wurde von beiden Autoren das Anzugdrehmoment höher als in dieser Arbeit gewählt.

Die Verwendung aus der Literatur entnommener sehr niedriger Reibungskoeffizienten für die Untersuchung von Bulaqi et al. und Lang et al. muss insgesamt als ungenaueres Verfahren beurteilt werden, als die in der hier vorgelegten Arbeit durchgeführte Berechnung des Reibungskoeffizienten für die hier individuell

zum Einsatz gekommenen Abutmentschrauben. Dies wäre ein möglicher systematischer Grund für die insgesamt etwas höher liegenden resultierenden Vorspannkraft-Werte der beiden Autoren.

Das in der hier vorgelegten Arbeit gewählte Anzugdrehmoment entspricht dem vom Hersteller empfohlenen Drehmoment für die verwendete Schraube und so sind die Ergebnisse der hier für ein Keramikimplantat durchgeführten Untersuchung auch gut vergleichbar mit zwei in der Literatur verfügbaren korrespondierenden Arbeiten an Titanimplantaten.

Die einzige Studie, welche höhere Reibungskoeffizienten gewählt hat und unter nahezu identischem Setting durchgeführt wurde, ist die Arbeit von Jorn et al. (148). Zusätzlich haben sie noch das gleiche Anzugdrehmoment von 25 Ncm wie in dieser Arbeit gewählt. Die Vorspannkraft von 271 N wurde bei einem Reibungskoeffizienten von 0,4 erreicht. Dies würde die Vermutung eines systematischen Fehlers in den Arbeiten von Bulaqi et al. und Lang et al. stützen.

In der hier vorgelegten Untersuchung lag die Vorspannkraft von 347,8 N bei einem Reibungskoeffizienten von 0,43 zwar etwas darüber, die Abhängigkeit der Vorspannkraft von dem Reibungskoeffizienten verhält sich jedoch in beiden Untersuchungen gleich.

Insgesamt ist zu sagen, dass aufgrund der doch unterschiedlich gewählten Reibungskoeffizienten in den in der Literatur verfügbaren Arbeiten ein Vergleich mit dieser Untersuchung schwierig ist. Sowohl die Reibungskoeffizienten als auch die verschiedenen Anzugdrehmomente unterscheiden sich dafür zu stark von dieser Arbeit. Auch die Versuchsaufbauten und die Art der Untersuchung zeigen deutliche Unterschiede, sodass auch hier eine Vielzahl von Gründen in Betracht kommen kann, warum sich die jeweils ermittelten Werte unterscheiden. Zusätzlich ist zu sagen, dass in den genannten Untersuchungen, welche zum großen Teil nur computersimuliert abliefen, die Reibungskoeffizienten festgelegt beziehungsweise aus der Literatur genommen wurden, während der Reibungskoeffizient in dieser Arbeit aus den tatsächlich gemessenen Werten berechnet wurde. Falsche Reibungskoeffizienten verändern somit die ganze Berechnung und die Simulation wäre mit der Realität nicht identisch.

Des Weiteren können Oberflächenbeschichtungen und ggf. die Wahl der Abutmentschraube sowie das Implantat- und Abutmentmaterial für eine höhere resultierende Vorspannkraft sorgen (150-152, 169) (siehe auch 2.10.5. Einflussfaktoren von Reibung und Vorspannung).

Als weiterer Punkt, der den Vergleich der Literaturarbeiten mit der hier durchgeführten Untersuchung erschwert, ist zu nennen, dass diese oft als Computersimulation durchgeführten Versuche methodisch allerdings relativ wenig mit der hier vorliegenden Methodik einer mechanisch praktisch durchgeführten Verschraubung und praktischen Messung der Ergebnisse gemeinsam haben. Das Ziel vieler dieser in der Literatur vorliegenden Versuche scheint eine möglichst geringe Gewindereibung zu erreichen, um so die Vorspannung zu erhöhen. Dies geschieht in den Computersimulationen durch eine Verringerung des Anteils des Anzugdrehmomentes der zur Überwindung der Reibung notwendig wird.

Hayashi et al. untersuchten den Reibungskoeffizienten von Titanium- und Zirkondioxidsuprastrukturen unter trockenen und feuchten Bedingungen. Für Titan stellten sie einen Reibungskoeffizienten von 0,42 im trockenen und 0,34 im feuchten Zustand fest. Für Zirkoniumdioxid lag der Reibungskoeffizient niedriger bei 0,3 im trockenen und bei 0,26 im feuchten Zustand (106). Der hier berechnete Reibungskoeffizient von 0,36 liegt zwar etwas höher, aber die Werte sind dennoch in einem ähnlichen Rahmen. Der Vergleich von Zirkoniumdioxid und Titanium zeigt, dass Zirkonium einen geringeren Reibungskoeffizienten hat, was wiederum zu einer höheren Vorspannung von Zirkondioxid im Vergleich zu Titan führt.

Der Reibungskoeffizient bei Kitagawa et al lag zwischen yttriumstabilisiertem Zirkondioxid und Titanlegierung bei 0,3455 und bei Titan und Titanlegierung bei 0,3952 (105). Der Reibungskoeffizient weicht nur wenig von dem hier gemessenen Reibungskoeffizienten von 0,36 ab. Auch ist erkennbar, dass Titan im Vergleich einen höheren Reibungskoeffizienten hat, was wiederum zu einer niedrigeren Vorspannung führt.

Diese Vermutung wird im Laufe der Diskussion noch im Vergleich der hier untersuchten Ergebnissen mit anderen Ergebnissen bestätigt.

### **5.3 Das Verhalten der Vorspannkraft bei mehrmaligem Anziehen und Lösen der Implantat-Abutment-Schraube**

Im Vergleich mit der existierenden Literatur fällt auf, dass sich insgesamt nur wenige Untersuchungen mit der hier untersuchten Fragestellung der Vorspannkraft befassen, obwohl die Problematik der Schraubenlockerung bei der klinischen Versorgung von Patienten mit Implantat-Prothetik schon viele Jahre bekannt ist.

Es existieren Studien, welche untersuchten, wie hoch das zum Lösen einer Implantat-Abutment-Verbindung aufzubringende Drehmoment ist. Dabei legten einige wenige Autoren zusätzlich Wert auf die Veränderung des Drehmomentes beim mehrmaligen Lösen und Anziehen der Schraube.

So untersuchte eine Studie aus 2011 genau diesen Ansatzpunkt. Alle Testzyklen ließen sich trotz deutlicher Varianzen mit weniger als den 25 Ncm Anzugdrehmoment lösen. Im Laufe des Versuches sanken die notwendigen Drehmomente um die Schraube zu lösen durchgehend weiter. Guzaitis et al. empfahlen deswegen nach 10 Anzugzyklen die Abutmentschraube auszutauschen (171).

2018 wurde eine zweite Studie mit dem Thema Drehmomentmessung beim mehrfachen Lösen und Anziehen durchgeführt. Eine signifikante Reduzierung des zum Lösen der Prothetikschrabe benötigten Drehmomentes konnte vor allem zwischen dem 5. und dem 15. Zyklus beobachtet werden. Sie fanden aber auch heraus, dass die Verwendung einer neuen Schraube nicht zwangsläufig das Drehmoment, welches für das Lösen der Schraube notwendig ist, erhöht. Sie empfahlen daher aber eine Begrenzung der Anzughäufigkeit statt regelhaft immer gleich einem Einsatz einer neuen Schraube beim definitiven Eingliedern (172).

Eine dritte Studie zum benötigten Drehmoment zum Lösen der Schraube fand am Anfang statistisch auffällige Veränderungen, aber ab der 5. Nutzung der Schraube gab es keine statistischen Signifikanzen mehr zur letzten dokumentierten 11. Schraubennutzung, obwohl die absoluten Messwerte auch weiterhin rückläufig waren (173).

In den genannten Studien kann in allen ein Verlust des Drehmomentes, welches zum Lösen der Schraube notwendig ist, festgestellt werden. Es existieren allerdings auch Studien, in denen das Gegenteil aufgetreten ist.

So zeigten Butkevica et al. bei manchen Implantat-Abutment-Komplexen eine Zunahme der Vorspannkraft bei mehrmaligem Anziehen. Die Ergebnisse waren jedoch nicht einheitlich und die meisten wiesen auch hier einen Abfall der Vorspannkraft auf (174).

Insgesamt ist bei fast allen genannten Studien ein allgemeiner Trend auf eine Reduzierung der Vorspannkraft zu erkennen, ein genauer Vergleich der Studien ist allerdings nicht möglich. Sowohl der Versuchsaufbau, der sich deutlich unterscheidet, als auch die nicht genormten Versuchsdurchführungen sowie die verschiedenen Anzugdrehmomente machen einen genauen Vergleich der Versuche schwierig.

Wie oben bereits für Studien zu den Reibungskoeffizienten und Vorspannkraftwerten bei einmaliger Nutzung der Prothetikschauben (siehe Kapitel 5.2) erwähnt, ist auch bei Studien zum Verlauf dieser Parameter bei Mehrfachnutzung der Prothetikschauben als Kritikpunkt zu nennen, dass in den genannten Studien der Reibungskoeffizient aus der Literatur entnommen und nicht bestimmt wurde. Die aus der Literatur gewählten Reibungskoeffizienten waren häufig niedriger als der in dieser Arbeit anhand der tatsächlich gemessenen Vorspannwerte berechnete Reibungskoeffizient.

Die Arbeiten, die am besten mit der hier vorgelegten Untersuchung vergleichbar sind, stammen von Sagheb et al. (163) und Wentaschek et al. (58). Beide Arbeiten wurden mit dem gleichen Versuchsaufbau wie in der hier vorgelegten Untersuchung durchgeführt und benutzten zusätzlich das identische Anzugdrehmoment.

Sagheb et al. untersuchten 25 Implantate der Firma Noble Biocare. Dies waren Replace Select Implantate mit einer Stoßverbindung. Als Abutments wurden nicht rotationsgesicherte NobleBiocare Temporary Abutments aus Titan verwendet. Die dazu passenden Abutmentschrauben aus einer Titanlegierung waren mit einer zusätzlichen Kohlenstoffbeschichtung versehen. Genau wie in der hier vorgelegten Arbeit untersuchten auch Sagheb et al. die Vorspannkraft, die Gewindereibung und den Reibungskoeffizienten beim zehnmaligen Anziehen und Lösen der Abutmentschraube.

Sie fanden heraus, dass die Vorspannkraft mit jedem Durchgang abnahm und der Reibungskoeffizient als Kehrwert der Vorspannung dementsprechend zunahm. Die Vorspannkraft im ersten Anzugszyklus lag hierbei bei  $329,9 \text{ N} \pm 33,3 \text{ N}$ . Bis zum

zehnten Anzugzyklus fiel diese auf eine Vorspannkraft von  $253,7 \text{ N} \pm 36,8 \text{ N}$  ab. Der Reibungskoeffizient lag im ersten Durchgang bei 0,33 und stieg bis auf 0,44. Die Gewindereibung veränderte sich hier nicht während der Durchgänge und lag zwischen 8,09 und 8,88.

Des Weiteren ist zu erwähnen, dass sich die Gewindereibung in beiden Arbeiten mit den einzelnen Durchgängen nicht signifikant änderte. Abweichungen sind jedoch beim Vergleich zwischen den einzelnen Werten der beiden Arbeiten zu finden. So lag die Vorspannung im ersten Durchgang in dieser Arbeit etwas höher und zwar bei  $401,7 \text{ N}$  (Sagheb et al.  $329,9 \text{ N}$ ). Auch im letzten Durchgang war die Vorspannung in dieser Arbeit mit  $267,4 \text{ N}$  etwas höher als bei Sagheb et al. mit  $253,7 \text{ N}$ . Auch der Reibungskoeffizient war in dieser Arbeit mit 0,36 bis 0,57 höher als bei Sagheb et al. mit 0,33 bis 0,44 (163). Diese Differenzen wären beispielsweise durch vorliegende Unterschiede bei Implantatmaterialien und –geometrien erklärbar.

Wentaschek et al. untersuchten ebenfalls die Veränderung der Vorspannung, des Reibungskoeffizienten und der Gewindereibung, allerdings an 25 BlueSKY-Implantaten der Firma Bredent. Dazu verwendeten sie Titan-Abutments und unbeschichtete Titanschrauben. Auch Wentaschek et al. stellten eine Reduzierung der Vorspannkraft mit Zunahme der Versuchssequenzen fest. Dies deckt sich mit den Ergebnissen von Sagheb et al. und den Resultaten dieser Arbeit. Im Durchschnitt lag die Vorspannung bei Wentaschek et al. im ersten Durchgang hier bei  $209,8 \text{ N} \pm 36,9 \text{ N}$  und fiel bis auf  $129,5 \text{ N} \pm 23,2 \text{ N}$  im zehnten Durchgang ab. Die Werte waren deutlich niedriger als die Vorspannwerte, die in der hier vorgelegten Arbeit gemessen wurden. Dazu passend lag der Reibungskoeffizient bei Wentaschek et al., welcher bei 0,61 begann und bis auf 1,01 stieg, deutlich höher als die Werte von 0,36 bis 0,57 in dieser Arbeit. Auch die Ergebnisse bezüglich der Gewindereibung von Wentaschek et al. und dieser hier durchgeführten Arbeit sind vergleichbar. In beiden Arbeiten wurde festgestellt, dass die Gewindereibung unabhängig der mehrmaligen Anzug- und Lösungsversuche stabil bleibt. In der hier vorgelegten Arbeit wurde eine Gewindereibung von  $14,6 \text{ N}$  und  $15,7 \text{ N}$  ermittelt. Diese liegt etwas unter der bei Wentaschek et al. festgestellten Gewindereibung von  $16,7$  und  $17,1 \text{ N}$  (58) und ließe sich beispielsweise durch Materialunterschiede und eine unterschiedliche Schraubengeometrie erklären.

Wenn man zusammenfassend die vorliegende Arbeit mit den beiden zuletzt beschriebenen Untersuchungen von Wentaschek et al. und Sagheb et al. vergleicht, die mit demselben Versuchsaufbau durchgeführt wurden wie in dieser Untersuchung, dann fallen Gemeinsamkeiten aber auch ein interessanter Unterschied auf. In der vorliegenden Arbeit wurden Keramikimplantate, eine Titanschraube und ein PEKK-Abutment verwendet, Sagheb et al. benutzten Titanimplantate, eine beschichtete Titanschraube und ein Titanabutment, Wentaschek et al. untersuchten ein Titanimplantat, eine unbeschichtete Titanschraube und ein Titanabutment. In der vorliegenden Untersuchung wurden die höchsten Vorspannwerte ermittelt, gefolgt von den Vorspannwerten bei den beschichteten Schrauben von Sagheb et al. und die niedrigsten Vorspannwerte erreichte Wentaschek et al.. Da in allen drei Untersuchungen ein Anziehdrehmoment von 25 Ncm verwendet wurde, kann also festgestellt werden, dass die Keramikimplantate mit den PEKK-Abutments die niedrigste Reibung produzieren. Dies ist soweit erwartbar, da Titan bekanntermaßen einen hohen Reibwert hat und für Verschraubungen aus dieser Sicht eher schlecht geeignet ist. Erwartbar ist auch, dass die carbonbeschichteten Schrauben bei Sagheb et al. eine höhere Vorspannung also niedrigere Reibung als die Schrauben bei Wentaschek et al. erzielen. In allen drei Untersuchungen reduzierte sich die Vorspannung mit den Wiederholungen und in allen drei Untersuchungen veränderte sich die Gewindereibung nicht. Es wurde also in allen drei Untersuchungen eine Veränderung an der Kopfreibung als Auslöser der mit der wiederholten Benutzung sinkenden Vorspannung identifiziert. Der entscheidende Unterschied ist jedoch, dass in den Untersuchungen von Sagheb et al. und Wentaschek et al. Abrieb oder Verschleiß an der Auflagefläche am Schraubenkopf selbst festgestellt wurden, während in der vorliegenden Untersuchung an der Schraube keine Abnutzung erkannt werden könnte. In der vorliegenden Untersuchung war die Auflage im PEKK-Abutment verschlissen. Die Auswirkungen auf die Vorspannung waren dieselben.

## **6. Zusammenfassung**

Das Problem der Lockerung oder sogar des Bruches der Abutmentschraube ist ein allgemein bekanntes Problem in der Implantat-Prothetik. Dementsprechend ist das Ziel der klinischen Forschung, dieses Risiko zu minimieren. Die Klemmkraft, welche die Schraube im Implantat hält und so vor einer Lockerung der Schraube schützt, entspricht der Vorspannkraft der Abutmentschraube. Das Ziel dieser Arbeit ist es herauszufinden, wie hoch die Vorspannkraft in einem Keramikimplantat ist und wie sie sich verhält, wenn die Schraube häufiger angezogen und wieder gelöst wird. Des Weiteren untersucht diese Arbeit die damit zusammengehörigen Kräfte der Gewindereibung und die Veränderung des Reibungskoeffizienten. All diese Kräfte spielen eine wichtige Rolle für die Verbindungsstabilität und die Überlebensdauer des Implantat-Abutment-Schrauben-Komplexes. Hierfür wurden 12 Ceralog Implantate und 12 Ceralog PEKK-Abutments und die vom Hersteller empfohlenen Titanschrauben jeweils der Firma Camlog verwendet. Diese wurden in einer speziell dafür gefertigten Messapparatur befestigt. Die Implantat-Schrauben wurden dann zehnmal hintereinander mit jeweils 25 Ncm angezogen und dabei wurden die Vorspannung und ein der Gewindereibung äquivalenter Wert gemessen. Anschließend wurden die Schrauben gelöst und der Versuch von vorne begonnen.

Es war deutlich erkennbar, dass die mittlere Vorspannung mit jedem erneuten Anzugversuch niedriger wurde. Die Wiederholung führte zu einer signifikanten Reduktion der Vorspannung bei gleichem Anziehdrehmoment. Die in den einzelnen Sequenzen gemessenen Werte waren nicht direkt bei der nächsten Wiederholung statistisch signifikant voneinander unterschiedlich. Der Reibungskoeffizient hat sich mit der Wiederholung der Anzugsequenzen erhöht. Die Gewindereibung als dritter gemessener Wert blieb allerdings während der einzelnen Sequenzen unverändert.

Neben der Gewindereibung an der Schraube existiert noch die Kopfreibung, welche gemeinsam den Gesamtreibungskoeffizienten ergeben. Da die Gewindereibung während der einzelnen Sequenzen gleich blieb, muss die Kopfreibung zugenommen haben. An der Schraube sind keine Abnutzungen erkennbar, sodass daraus gefolgert werden muss, dass die Reibungszunahme über eine Veränderung der Abutmentaufnahme der Schraube kommt. Dies konnte an den Abutments klinisch erkannt werden.

Die hier gewonnenen Ergebnisse passen weitestgehend zu den Ergebnissen methodisch vergleichbarer Arbeiten an anderen Implantatmaterialien und -geometrien,

wobei zum Teil auch gegenläufige Ergebnisse bei methodisch unterschiedlichen Versuchsansätzen in der Literatur zu finden sind.

Aus der Arbeit kann abgeleitet werden, dass es einerseits sinnvoll ist die Anzahl der Schraubeneingliederungen und Schraubenausgliederungen zu begrenzen, als auch andererseits die Auflage des Schraubenkopfes am Abutment stabiler zu gestalten, dass die Kopfreibung an dieser Stelle weniger stark zunimmt. Das würde eine höhere Vorspannung und somit einen stabileren Implantat-Abutment-Komplex auch bei wiederholtem Lösen und Wiederbefestigen gewährleisten. Es kann weiter aus dieser Arbeit abgeleitet werden, dass Verschraubungen in Keramikimplantaten eine niedrigere Reibung als in Titanimplantaten aufweisen und so bei gleichem Anziehdrehmoment höhere Vorspannkräfte erzielen.

Insgesamt ist die Datenlage zu diesem Themenbereich jedoch noch nicht ausreichend untersucht und bedarf weiterer Forschung. Dabei wären eine genormte Messapparatur sowie eine gleiche oder zumindest sehr ähnliche Versuchsdurchführung von besonderer Wichtigkeit, um eine Vergleichbarkeit der Ergebnisse verschiedener Untersuchungen erleichtern zu können.

Da Implantat-Prothetik in der heutigen Zahnmedizin immer mehr an Bedeutung zunimmt und somit auch bereits in vielen Praxen vorhanden ist, kann aus den Ergebnissen dieser Untersuchung abgeleitet werden, dass eine genaue Kenntnis der Schraubenmechanik und der relevanten Einflussfaktoren auf die Stabilität dieses Komplexes von enormer Wichtigkeit für die klinische Anwendung durch die heutigen und zukünftigen Zahnmediziner ist.

## **7. Literaturverzeichnis**

1. Chackartchi T, Romanos GE, Sculean A. Soft tissue-related complications and management around dental implants. *Periodontology* 2000. 2019;81(1):124-38.
2. Wentaschek S, Seiß, S. , Igiel, C. , Behneke N. Surface Area of the Prosthesis Support Polygon with Different Implant Configurations in Edentulous Maxillae. *Journal of Dentistry and Oral Care*. 2017:1-4.
3. Liaw K, Delfini RH, Abrahams JJ. Dental Implant Complications. *Seminars in ultrasound, CT, and MR*. 2015;36(5):427-33.
4. Goodacre CJ, Bernal G, Rungcharassaeng K, Kan JY. Clinical complications with implants and implant prostheses. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(2):121-32.
5. Huang Y, Wang J. Mechanism of and factors associated with the loosening of the implant abutment screw: A review. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al]*. 2019;31(4):338-45.
6. Gracis S, Michalakis K, Vigolo P, Vult von Steyern P, Zwahlen M, Sailer I. Internal vs. external connections for abutments/reconstructions: a systematic review. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:202-16.
7. Theoharidou A, Petridis HP, Tzannas K, Garefis P. Abutment screw loosening in single-implant restorations: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2008;23(4):681-90.
8. Chen J, Wang L, Yang L, Zhang X, Huang B, Li J. The prosthetic screw loosening of two-implant supported screw-retained fixed dental prostheses in the posterior region: A retrospective evaluation and finite element analysis. *Journal of biomechanics*. 2021;122:110423.
9. Félix LF, Medina M, Gómez-Polo C, Agustín-Panadero R, Ortega R, Gómez-Polo M. A Novel Technique Using Polytetrafluoroethylene Tape to Solve Screw Loosening Complication in Implant-Supported Single Crowns. *International journal of environmental research and public health*. 2020;18(1).
10. Tzenakis GK, Nagy WW, Fournelle RA, Dhuru VB. The effect of repeated torque and salivary contamination on the preload of slotted gold implant prosthetic screws. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2002;88(2):183-91.
11. Wu T, Fan H, Ma R, Chen H, Li Z, Yu H. Effect of lubricant on the reliability of dental implant abutment screw joint: An in vitro laboratory and three-dimension finite element analysis. *Materials science & engineering C, Materials for biological applications*. 2017;75:297-304.
12. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Geramipannah F, Safari H, Paknejad M. Effect of the coefficient of friction and tightening speed on the preload induced at the dental implant complex with the finite element method. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(5):405-11.
13. Rathe F, Ratka C, Kaesmacher C, Winter A, Brandt S, Zipprich H. Influence of different agents on the preload force of implant abutment screws. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2021;126(4):581-5.
14. Camlog. *Ceralog Produktkatalog*. 2020.
15. Spiekermann H RK, Wolf H. *Farbatlant der Zahnmedizin 10 - Implantologie*: Thieme; 1994.
16. Schmelzeisen RGN-CGR. *Zahnärztliche Chirurgie und Implantologie, Für Studium, Examen und Beruf*. Köln: Deutscher Zahnärzte Verlag; 2019.

17. Jin HW, Noubissi S, Wiedemann TG. Comparison of Zirconia Implant Surface Modifications for Optimal Osseointegration. *Journal of functional biomaterials*. 2024;15(4).
18. Körber K. Zahnärztliche Prothetik. Stuttgart: Thieme; 1995.
19. Cacaci C. NJ, Schlegel A., Seidel F. Orale Implantologie. Checklisten der Zahnmedizin. Stuttgart 2006.
20. Gernet W. BR, Schwenger N., Ehrenfeld M. Zahnärztliche Prothetik. Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Stuttgart: Thieme; 2011.
21. Strub J. R. KM, Türp J. C., Witkowski S., Heydecke G., Wolfart S. Prothetik Band III. Curriculum. Berlin: Quintessenz Verlag; 2011.
22. Heidemann D. Parodontologie. München: Elsevier; 2005.
23. Koeck B. WW. Implantologie. München: Elsevier; 2004.
24. Liddel G, Wilshaw V, Henry P. A Prospective Study of Immediately Loaded Single Implant-Retained Mandibular Overdentures: Long-Term Results with 15-Year Follow-up. *Int J Prosthodont*. 2024;37(2):145-52.
25. Schenk N, Bukvic H, Schimmel M, Abou-Ayash S, Enkling N. One-Piece Mini Dental Implant-Retained Mandibular Overdentures: 10-Year Clinical and Radiological Outcomes of a Non-Comparative Longitudinal Observational Study. *Journal of functional biomaterials*. 2024;15(4).
26. Mavrogenis AF, Dimitriou R, Parvizi J, Babis GC. Biology of implant osseointegration. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*. 2009;9(2):61-71.
27. Buser D, Sennerby L, De Bruyn H. Modern implant dentistry based on osseointegration: 50 years of progress, current trends and open questions. *Periodontology 2000*. 2017;73(1):7-21.
28. Smeets R, Stadlinger B, Schwarz F, Beck-Broichsitter B, Jung O, Precht C, et al. Impact of Dental Implant Surface Modifications on Osseointegration. *BioMed research international*. 2016;2016:6285620.
29. Pellegrini G, Francetti L, Barbaro B, Del Fabbro M. Novel surfaces and osseointegration in implant dentistry. *Journal of investigative and clinical dentistry*. 2018;9(4):e12349.
30. Wentaschek S, Scheller H, Schmidtmann I, Hartmann S, Weyhrauch M, Weibrich G, et al. Sensitivity and Specificity of Stability Criteria for Immediately Loaded Splinted Maxillary Implants. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2015;17 Suppl 2:e542-9.
31. Schwenger N. EM. Zahnärztliche Chirurgie. Stuttgart: Thieme; 2009.
32. Reichart P. A. HJ-E, Becker J., Neukam F. W., Schliephake H., Schmelzeisen R. Chirurgie Band I. Curriculum Zahnärztliche Chirurgie. Berlin: Quintessenz Verlag; 2002.
33. Brandt H. Einführung in die Implantologie. Deutschland: Urban und Schwarzenberg; 1996.
34. Deutsche Gesellschaft für Implantologie DGfZ-, Mund- und Kieferheilkunde. S2k-Leitlinie (Langfassung) Implantationszeitpunkte. 2022.
35. Dede D, Armaganci A, Ceylan G, Cankaya S, Celik E. Influence of abutment material and luting cements color on the final color of all ceramics. *Acta odontologica Scandinavica*. 2013;71(6):1570-8.
36. Sala L, Bascones-Martínez A, Carrillo-de-Albornoz A. Impact of abutment material on peri-implant soft tissue color. An in vitro study. *Clinical oral investigations*. 2017;21(7):2221-33.

37. Wentaschek S, Lehmann KM, Scheller H, Weibrich G, Behneke N. Polygonal Area of Prosthesis Support with Straight and Tilted Dental Implants in Edentulous Maxillae. *Int J Prosthodont.* 2016;29(3):245-52.
38. Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *Journal of esthetic and restorative dentistry : official publication of the American Academy of Esthetic Dentistry [et al].* 2017;29(4):233-46.
39. Silla M, Eichberger M, Stawarczyk B. Polyetherketonketon (PEKK) als Restaurationswerkstoff in der modernen Zahnmedizin: eine Literaturübersicht.
40. Liu H, Liu T, Yin Z, Liu X, Tan Y, Zhao Y, et al. Bio-functional hydroxyapatite-coated 3D porous polyetherketoneketone scaffold for enhanced osteogenesis and osteointegration in orthopedic applications. *Regenerative biomaterials.* 2024;11:rbae023.
41. Serino G, Distefano F, Zanetti EM, Pascoletti G, Epasto G. Multiscale Mechanical Characterization of Polyether-2-ketone (PEKK) for Biomedical Application. *Bioengineering (Basel, Switzerland).* 2024;11(3).
42. Pekkton® PV. A new high-performance polymer. *Dental Technologies.* 2014;US Edition 2014:28-32.
43. Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dental materials : official publication of the Academy of Dental Materials.* 2010;26(6):553-9.
44. Santing HJ, Meijer HJ, Raghoobar GM, Özcan M. Fracture strength and failure mode of maxillary implant-supported provisional single crowns: a comparison of composite resin crowns fabricated directly over PEEK abutments and solid titanium abutments. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2012;14(6):882-9.
45. Lee KS, Shin JH, Kim JE, Kim JH, Lee WC, Shin SW, et al. Biomechanical Evaluation of a Tooth Restored with High Performance Polymer PEKK Post-Core System: A 3D Finite Element Analysis. *BioMed research international.* 2017;2017:1373127.
46. Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials.* 2007;28(32):4845-69.
47. Toth JM, Wang M, Estes BT, Scifert JL, Seim HB, 3rd, Turner AS. Polyetheretherketone as a biomaterial for spinal applications. *Biomaterials.* 2006;27(3):324-34.
48. Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res.* 2015;26(11):1297-301.
49. Copponex T. DA. Reevaluating Thermoplastics. *European Medical Device Manufacturer.* 2009;March/April:26-7.
50. El-Mahdy M, Aboelfadl A, Ahmed F, El-Banna A, Wahsh M. Strain gauge analysis and fracture resistance of implant-supported PEKK hybrid abutments restored with two crown materials: An in vitro study. *Dental and medical problems.* 2023;60(3):497-503.
51. Diken Turksayar AA, Donmez MB. Stress behavior of an anterior single implant restored with high-performance polymer abutments under immediate and delayed loading: A 3D FEA study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists.* 2023;32(2):132-8.
52. Emera RMK, Askar O. Surface Wear and Retention Force of Zirconia and PEKK Implant-retained Crowns. *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry.* 2024;32(1):20-7.

53. 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*. 2022;14(19).
54. Keilig L. KA, Weber A., Stark H., Bourauel C. Biomechanische Untersuchung eines Hochleistungspolymeres für den Ersatz in der dentalen Prothetik. Jahrestagung der Deutschen Gesellschaft für Biomechanik (DGfB). 2013.
55. Nithyapriya S, Ramesh AS, Kirubakaran A, Mani J, Raghunathan J. Systematic analysis of factors that cause loss of preload in dental implants. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2018;18(3):189-95.
56. Katsavochristou A, Koumoulis D. Incidence of abutment screw failure of single or splinted implant prostheses: A review and update on current clinical status. *Journal of oral rehabilitation*. 2019;46(8):776-86.
57. Lemos CAA, Verri FR, de Luna Gomes JM, Santiago Junior JF, Miyashita E, Mendonça G, et al. Survival and prosthetic complications of monolithic ceramic implant-supported single crowns and fixed partial dentures: A systematic review with meta-analysis. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2022.
58. Wentaschek S, Tomalla S, Schmidtman I, Lehmann KM. Preload, Coefficient of Friction, and Thread Friction in an Implant-Abutment-Screw Complex. *Int J Prosthodont*. 2017;30(6):542-4.
59. Lee KY, Shin KS, Jung JH, Cho HW, Kwon KH, Kim YL. Clinical study on screw loosening in dental implant prostheses: a 6-year retrospective study. *Journal of the Korean Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2020;46(2):133-42.
60. Londhe SM, Gowda EM, Mandlik VB, Shashidhar MP. Factors associated with abutment screw loosening in single implant supported crowns: A cross-sectional study. *Medical journal, Armed Forces India*. 2020;76(1):37-40.
61. Wentaschek S, Schaffner, H. , Behneke N., Scheller H., Weibrich G. Sofortbelastung von enossalen Schrauben-Implantaten im zahnlosen Kiefer mit verschraubten Brückenprovisorien - Methodendarstellung und Ergebnisse - *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2007:241-50.
62. Wentaschek S, Behneke, N. , Scheller, H. , Weibrich, G. Sofortversorgung enossaler Schrauben-Implantate im teilbezahnten Kiefer mit Chairside-Provisorien. *Deutsche Zahnärztliche Zeitschrift*. 2008:258-64.
63. Wentaschek S, Hartmann S, Walter C, Wagner W. Six-implant-supported immediate fixed rehabilitation of atrophic edentulous maxillae with tilted distal implants. *International journal of implant dentistry*. 2017;3(1):35.
64. Prakash M, Audi K, Vaderhobli RM. Long-Term Success of All-Ceramic Dental Implants Compared with Titanium Implants. *Journal of long-term effects of medical implants*. 2021;31(1):73-89.
65. Weyhrauch M, Igiel C, Wentaschek S, Pabst AM, Scheller H, Weibrich G, et al. Retentive strength of monolithic all-ceramic crowns on implant abutments. *Int J Comput Dent*. 2014;17(2):135-44.
66. Ilie NR, Martin; Lohbauer Ulrich; Behr, Michael. *Werkstoffkunde in der Zahnmedizin: moderne Materialien und Technologien*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2018.
67. Hitzegrad FO. Präparation von poröser calciumphosphat-basierter Biokeramik für die Implantologie und das tissue engineering. Berlin, Techn Univ, Diss. 2009.
68. Sandhaus S. [Technic and instrumentation of the implant C.B.S. (Cristalline Bone Screw)]. *Informatore Odonto-Stomatologico*. 1968;4(3):19-24.
69. Deutsche Gesellschaft für Implantologie DGfZ-, Mund- und Kieferheilkunde. S3-Leitlinie (Langfassung) Keramikimplantate. *Leitlinien Zahnmedizin*. 2022.

70. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: Six-year results of a prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32(6):695-701.
71. Koller M, Steyer E, Theisen K, Stagnell S, Jakse N, Payer M. Two-piece zirconia versus titanium implants after 80 months: Clinical outcomes from a prospective randomized pilot trial. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(4):388-96.
72. M. K. Vollkeramik auf einen Blick. *Quintessence Zahntechnik.* 2006;32:514-20.
73. Deutschland QP. Werkstoffkunde-Update: Zirkonoxid und seine Generationen - von verblendet bis monolithisch. *Quintessence Zahntechnik.* 2016.
74. Stawarczyk B, Frevert K, Ender A, Roos M, Sener B, Wimmer T. Comparison of four monolithic zirconia materials with conventional ones: Contrast ratio, grain size, four-point flexural strength and two-body wear. *Journal of the mechanical behavior of biomedical materials.* 2016;59:128-38.
75. Zhang Y, Lawn BR. Novel Zirconia Materials in Dentistry. *Journal of dental research.* 2018;97(2):140-7.
76. Piconi C, Maccauro G. Zirconia as a ceramic biomaterial. *Biomaterials.* 1999;20(1):1-25.
77. F. KH. Zahnärztliche Werkstoffe und ihre Verarbeitung. Stuttgart: Thieme; 2008.
78. Sivaraman K, Chopra A, Narayan AI, Balakrishnan D. Is zirconia a viable alternative to titanium for oral implant? A critical review. *Journal of prosthodontic research.* 2018;62(2):121-33.
79. Nishihara H, Haro Adanez M, Att W. Current status of zirconia implants in dentistry: preclinical tests. *Journal of prosthodontic research.* 2019;63(1):1-14.
80. Kohal RJ, Weng D, Bächle M, Strub JR. Loaded custom-made zirconia and titanium implants show similar osseointegration: an animal experiment. *Journal of periodontology.* 2004;75(9):1262-8.
81. Kollar A, Huber S, Mericske E, Mericske-Stern R. Zirconia for teeth and implants: a case series. *The International journal of periodontics & restorative dentistry.* 2008;28(5):479-87.
82. Tartsch J, Blatz MB. Ceramic Dental Implants: An Overview of Materials, Characteristics, and Application Concepts. *Compendium of continuing education in dentistry (Jamesburg, NJ : 1995).* 2022;43(8):482-8; quiz 9.
83. Deutsche Gesellschaft für Zahn- M-uKeVD. S3-Leitlinie Dentale Implantate bei Patienten mit Immundefizienz.
84. Deutsche Gesellschaft für Zahn- M-uKeVD. S3- Leitlinie: Implantate bei Diabetes Mellitus.
85. Deutsche Gesellschaft für Zahn- M-uKeVD. S3-Leitlinie Implantate bei Therapie mit Knochen-Antiresorptiva (inkl Bisphosphonate).
86. Deutsche Gesellschaft für Zahn- M-uKeVD. S3-Leitlinie Implantatprothetische Versorgung des zahnlosen Oberkiefers.
87. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2009;11(2):158-66.
88. Padhye NM, Calciolari E, Zuercher AN, Tagliaferri S, Donos N. Survival and success of zirconia compared with titanium implants: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral investigations.* 2023;27(11):6279-90.
89. de Beus JHW, Cune MS, Slot JWA, Jensen-Louwerse C, la Bastide-van Gemert S, Meijer HJA, et al. A randomized clinical trial on zirconia versus titanium implants in maxillary single tooth replacement. *Clin Oral Implants Res.* 2024.

90. Roehling S, Gahlert M, Bacevic M, Woelfler H, Laleman I. Clinical and radiographic outcomes of zirconia dental implants-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2023;34 Suppl 26:112-24.
91. Pjetursson BE, Sailer I, Latyshev A, Rabel K, Kohal RJ, Karasan D. A systematic review and meta-analysis evaluating the survival, the failure, and the complication rates of veneered and monolithic all-ceramic implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2021;32 Suppl 21(Suppl 21):254-88.
92. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Zirconia compared to titanium dental implants in preclinical studies-A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2019;30(5):365-95.
93. Afrashtehfar KI, Del Fabbro M. Clinical performance of zirconia implants: A meta-review. *The Journal of prosthetic dentistry.* 2020;123(3):419-26.
94. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:135-53.
95. Balmer M, Spies BC, Kohal RJ, Hämmerle CH, Vach K, Jung RE. Zirconia implants restored with single crowns or fixed dental prostheses: 5-year results of a prospective cohort investigation. *Clin Oral Implants Res.* 2020;31(5):452-62.
96. Heitzer M, Kniha K, Katz MS, Winnand P, Peters F, Möhlhenrich SC, et al. The primary stability of two dental implant systems in low-density bone. *International journal of oral and maxillofacial surgery.* 2022;51(8):1093-100.
97. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *Journal of periodontology.* 2017;88(3):298-307.
98. Bienz SP, Hilbe M, Hüsler J, Thoma DS, Hämmerle CHF, Jung RE. Clinical and histological comparison of the soft tissue morphology between zirconia and titanium dental implants under healthy and experimental mucositis conditions-A randomized controlled clinical trial. *Journal of clinical periodontology.* 2021;48(5):721-33.
99. Vaghela H, Eaton K. Is Zirconia a Viable Alternative to Titanium for Dental Implantology? *The European journal of prosthodontics and restorative dentistry.* 2022;30(1):1-13.
100. A. H. Reibungskoeffizienten CAD/CAM basierter Dentalmaterialien. *Zahnklinik 1 - Zahnerhaltung und Parodontologie der medizinischen Fakultät der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg zur Erlangung des Doktorgrades Dr med dent.* 2020.
101. Ban S. Classification and Properties of Dental Zirconia as Implant Fixtures and Superstructures. *Materials (Basel, Switzerland).* 2021;14(17).
102. Davim JP, Santos E, Pereira C, Ferreira J. Comparative study of friction behaviour of alumina and zirconia ceramics against steel under water lubricated conditions. *Industrial Lubrication and Tribology.* 2008;60:178-82.
103. Sikra J. C. KJE, Eklund P. R., Ruh R. Friction and wear characteristics of selected ceramics. *Am Ceram Soc Bull.* 1974;53:581-2.
104. Wang YS, Leach CA. Friction and wear characteristics of binary and ternary zirconia ceramics. *Journal of Materials Science.* 1992;27(20):5441-4.
105. Kitagawa T, Tanimoto Y, Iida T, Murakami H. Effects of material and coefficient of friction on taper joint dental implants. *Journal of prosthodontic research.* 2020;64(4):359-67.
106. Hayashi M, Kataoka Y, Sato Y, Osawa T, Yamashita K, Furuya J. Exploring prosthetic screw rupture in titanium and zirconia superstructures under various conditions. *Dental materials journal.* 2024.

107. Koeck B WW. Praxis der Zahnheilkunde - Implantologie: Elsevier; 2004.
108. Kunst JS. Rate der Schraubenlockerung bei Hybridinstrumentierung mit dynamisch-rigiden Schrauben Stab-System an der lumbalen Wirbelsäule. 2017.
109. Pjetursson BE, Asgeirsson AG, Zwahlen M, Sailer I. Improvements in implant dentistry over the last decade: comparison of survival and complication rates in older and newer publications. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2014;29 Suppl:308-24.
110. Brägger U, Aeschlimann S, Bürgin W, Hämmerle CH, Lang NP. Biological and technical complications and failures with fixed partial dentures (FPD) on implants and teeth after four to five years of function. *Clin Oral Implants Res*. 2001;12(1):26-34.
111. Holzinger D, Seemann R, Matoni N, Ewers R, Millesi W, Wutzl A. Effect of dental implants on bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws. *Journal of oral and maxillofacial surgery : official journal of the American Association of Oral and Maxillofacial Surgeons*. 2014;72(10):1937.e1-8.
112. Kwon TG, Lee CO, Park JW, Choi SY, Rijal G, Shin HI. Osteonecrosis associated with dental implants in patients undergoing bisphosphonate treatment. *Clin Oral Implants Res*. 2014;25(5):632-40.
113. López-Cedrún JL, Sanromán JF, García A, Peñarrocha M, Feijoo JF, Limeres J, et al. Oral bisphosphonate-related osteonecrosis of the jaws in dental implant patients: a case series. *The British journal of oral & maxillofacial surgery*. 2013;51(8):874-9.
114. Friedlaender GE, Tross RB, Doganis AC, Kirkwood JM, Baron R. Effects of chemotherapeutic agents on bone. I. Short-term methotrexate and doxorubicin (adriamycin) treatment in a rat model. *The Journal of bone and joint surgery American volume*. 1984;66(4):602-7.
115. Young DR, Virolainen P, Inoue N, Frassica FJ, Chao EY. The short-term effects of cisplatin chemotherapy on bone turnover. *Journal of bone and mineral research : the official journal of the American Society for Bone and Mineral Research*. 1997;12(11):1874-82.
116. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N. Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res*. 2005;16(3):326-34.
117. Lamperti ST, Wolleb K, Hämmerle CHF, Jung RE, Hüsler J, Thoma DS. Cemented versus screw-retained zirconia-based single-implant restorations: 5-year results of a randomized controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(4):353-61.
118. Adler L, Buhlin K, Jansson L. Survival and complications: A 9- to 15-year retrospective follow-up of dental implant therapy. *Journal of oral rehabilitation*. 2020;47(1):67-77.
119. Toia M, Stocchero M, Galli S, Papia E, Wennerberg A, Becktor JP. The use of implant-level connection in screw-retained fixed partial dentures: A 3-year randomised clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2022;33(1):78-93.
120. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23 Suppl 6:2-21.
121. Krishnan V, Tony Thomas C, Sabu I. Management of abutment screw loosening: review of literature and report of a case. *Journal of Indian Prosthodontic Society*. 2014;14(3):208-14.
122. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: a ten-year retrospective clinical report. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(6):517-21.

123. Jung RE, Pjetursson BE, Glauser R, Zembic A, Zwahlen M, Lang NP. A systematic review of the 5-year survival and complication rates of implant-supported single crowns. *Clin Oral Implants Res.* 2008;19(2):119-30.
124. Pjetursson BE, Thoma D, Jung R, Zwahlen M, Zembic A. A systematic review of the survival and complication rates of implant-supported fixed dental prostheses (FDPs) after a mean observation period of at least 5 years. *Clin Oral Implants Res.* 2012;23 Suppl 6:22-38.
125. Wittneben JG, Buser D, Salvi GE, Bürgin W, Hicklin S, Brägger U. Complication and failure rates with implant-supported fixed dental prostheses and single crowns: a 10-year retrospective study. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2014;16(3):356-64.
126. Araújo PM, Filho GS, Ferreira CF, Magalhães Benfatti CA, Cagna DR, Bianchini MA. Mechanical Complications Related to the Retention Screws of Prefabricated Metal Abutments With Different Angulations: A Retrospective Study With 916 Implants. *Implant dentistry.* 2018;27(2):209-12.
127. Di Francesco F, De Marco G, Cristache CM, Vernal R, Cafferata EA, Lanza A. Survival and Mechanical Complications of Posterior Single Implant-Supported Restorations Using Prefabricated Titanium Abutments: A Medium- and Long-Term Retrospective Analysis with up to 10 Years Follow-up. *Int J Prosthodont.* 2022;35(3):278-86.
128. Simonis P, Dufour T, Tenenbaum H. Long-term implant survival and success: a 10-16-year follow-up of non-submerged dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2010;21(7):772-7.
129. Moraschini V, Poubel LA, Ferreira VF, Barboza Edos S. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *International journal of oral and maxillofacial surgery.* 2015;44(3):377-88.
130. Papaspyridakos P, De Souza A, Vazouras K, Gholami H, Pagni S, Weber HP. Survival rates of short dental implants ( $\leq 6$  mm) compared with implants longer than 6 mm in posterior jaw areas: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29 Suppl 16:8-20.
131. Howe MS, Keys W, Richards D. Long-term (10-year) dental implant survival: A systematic review and sensitivity meta-analysis. *Journal of dentistry.* 2019;84:9-21.
132. Bäumer A, Toekan S, Saure D, Körner G. Survival and success of implants in a private periodontal practice: a 10 year retrospective study. *BMC oral health.* 2020;20(1):92.
133. Balmer M, Spies BC, Vach K, Kohal RJ, Hämmerle CHF, Jung RE. Three-year analysis of zirconia implants used for single-tooth replacement and three-unit fixed dental prostheses: A prospective multicenter study. *Clin Oral Implants Res.* 2018;29(3):290-9.
134. Kohal RJ, Spies BC, Vach K, Balmer M, Pieralli S. A Prospective Clinical Cohort Investigation on Zirconia Implants: 5-Year Results. *Journal of clinical medicine.* 2020;9(8).
135. Gul A, Papia E, Naimi-Akbar A, Ruud A, Vult von Steyern P. Zirconia dental implants; the relationship between design and clinical outcome: A systematic review. *Journal of dentistry.* 2024;143:104903.
136. Spitznagel FA, Balmer M, Wiedemeier DB, Jung RE, Gierthmuehlen PC. Clinical outcomes of all-ceramic single crowns and fixed dental prostheses supported by ceramic implants: A systematic review and meta-analyses. *Clin Oral Implants Res.* 2022;33(1):1-20.

137. Mohseni P, Soufi A, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis. *Clinical oral investigations*. 2023;28(1):15.
138. K-H. Decker KK. *Maschinenelemente Funktion, Gestaltung und Berechnung*. München: Carl Hanser Verlag; 2014.
139. H. Wittel DM, D. Jannasch, J. Voßiek. *Roloff/Matek Maschinenelemente - Normung, Berechnung, Gestaltung: Springer Vieweg*; 2017.
140. M. Knobloch HS. *Statistische Tragfähigkeitsdaten industriell gefertigter Schrauben unter vorwiegend ruhender Zug- und Abscherbeanspruchung im Gewinde*. *Forschungsberichte aus dem Fachbereich Bauwesen*
141. Hinzen H. *Basiswissen Maschinenelemente: Oldenbourg Wissenschaftsverlag*; 2010.
142. Hinzen H. *Maschinenelemente 1*. Berlin: Hochschule Trier; 2017.
143. Barz D-IE. *Untersuchung von Schraubendrehern und Schraubenverbindungen*. *Forschungsberichte des Landes Nordrhein-Westfalen*. 1961;1004.
144. Haberhauser H. *Maschinenelemente - Gestaltung, Berechnung, Anwendung: Springer Vieweg*; 2018.
145. Böge A. *BW. Technische Mechanik: Statik - Reibung - Dynamik - Festigkeitslehre - Fluidmechanik: Springer Vieweg*; 2017 22.10.2022. 471 p.
146. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipannah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2015;113(5):412-9.
147. Xiao H, Yang Y, Liu Z, Taylor TD. Opinions Regarding Reuse or Replacement of Implant Prosthesis Retaining Screws: A Systematic Review. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2017;32(5):985-91.
148. Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Rücker M, Stiesch M, Borchers L. Influence of lubricant on screw preload and stresses in a finite element model for a dental implant. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2014;112(2):340-8.
149. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2003;90(6):539-46.
150. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2001;86(1):24-32.
151. Byrne D, Jacobs S, O'Connell B, Houston F, Claffey N. Preloads generated with repeated tightening in three types of screws used in dental implant assemblies. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2006;15(3):164-71.
152. Park JK, Choi JU, Jeon YC, Choi KS, Jeong CM. Effects of abutment screw coating on implant preload. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2010;19(6):458-64.
153. Doolabh R, Dullabh HD, Sykes LM. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *SADJ : journal of the South African Dental Association = tydskrif van die Suid-Afrikaanse Tandheelkundige Vereniging*. 2014;69(7):316-20.
154. Stüker RA, Teixeira ER, Beck JC, da Costa NP. Preload and torque removal evaluation of three different abutment screws for single standing implant restorations. *Journal of applied oral science : revista FOB*. 2008;16(1):55-8.
155. Guda T, Ross TA, Lang LA, Millwater HR. Probabilistic analysis of preload in the abutment screw of a dental implant complex. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2008;100(3):183-93.

156. Asli HN, Saberi BV, Fatemi AS. In vitro effect of chlorhexidine gel on torque and detorque values of implant abutment screw. *Indian journal of dental research : official publication of Indian Society for Dental Research*. 2017;28(3):314-9.
157. Sun F, Cheng W, Zhao BH, Song GQ, Lin Z. Evaluation the loosening of abutment screws in fluid contamination: an in vitro study. *Scientific reports*. 2022;12(1):10797.
158. Shemtov-Yona K, Arieli A, Barhum M, Pilo R, Levartovsky S. The effect of contaminating media on the static and dynamic mechanical resilience of dental implant abutments' screws: In vitro study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2024;26(2):289-98.
159. Goheen KL, Vermilyea SG, Vossoughi J, Agar JR. Torque generated by handheld screwdrivers and mechanical torquing devices for osseointegrated implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1994;9(2):149-55.
160. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, López-Jarana P, Ríos-Santos JV, Herrero-Climent M. Review of the Mechanical Behavior of Different Implant-Abutment Connections. *International journal of environmental research and public health*. 2020;17(22).
161. Vinhas AS, Aroso C, Salazar F, Relvas M, Braga AC, Ríos-Carrasco B, et al. In Vitro Study of Preload Loss in Different Implant Abutment Connection Designs. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2022;15(4).
162. Anniwaer A, Yin Z, Zhu J, Huang C. Effect of abutment type and creep behavior on the mechanical properties of implant restorations in the anterior region: A finite element analysis. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2023.
163. Sagheb K, Görgen CI, Döll S, Schmidtman I, Wentaschek S. Preload and friction in an implant-abutment-screw complex including a carbon-coated titanium alloy abutment screw: an in vitro study. *International journal of implant dentistry*. 2023;9(1):8.
164. Rathe F, Weigl P, Wasiak J, Ratka C, Zipprich H. Influence of Anodizing Stages on the Preload Force of Implant-Abutment Screws and Their Benefits Regarding the Concept of Immediate Implant Placement-An In Vitro Study. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2022;15(3).
165. Alshehri H, Alotaibi H, Alshareef N, Alsenani N, Aljuma'ah L, Alshhrani W, et al. Effect of Framework's Manufacturing Technique on Screw's Preload of Implant Supported Prosthesis. *Nigerian journal of clinical practice*. 2022;25(2):185-91.
166. Jongsiri S, Arksornnukit M, Homsiang W, Kamonkhantikul K. Effect of Restoration Design on the Removal Torque Loss of Implant-supported Crowns after Cyclic Loading. *The journal of contemporary dental practice*. 2023;24(12):951-6.
167. Satpathy M, Jose RM, Duan Y, Griggs JA. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. *JADA foundational science*. 2022;1.
168. Camlog. Produktkatalog CERALOG Implantatsystem. 2019.
169. Ortorp A, Jemt T, Wennerberg A, Berggren C, Brycke M. Screw preloads and measurements of surface roughness in screw joints: an in vitro study on implant frameworks. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(3):141-9.
170. Coelho L, Mendes JM, Mendes J, Aroso C, Silva AS, Manzanares-Céspedes MC. Preload and Removal Torque of Two Different Prosthetic Screw Coatings-A Laboratory Study. *Materials (Basel, Switzerland)*. 2024;17(6).
171. Guzaitis KL, Knoernschild KL, Viana MA. Effect of repeated screw joint closing and opening cycles on implant prosthetic screw reverse torque and implant and screw thread morphology. *The Journal of prosthetic dentistry*. 2011;106(3):159-69.

172. Arshad M, Mahgoli H, Payaminia L. Effect of Repeated Screw Joint Closing and Opening Cycles and Cyclic Loading on Abutment Screw Removal Torque and Screw Thread Morphology: Scanning Electron Microscopy Evaluation. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(1):31–40.
173. Cardoso M, Torres MF, Lourenço EJ, de Moraes Telles D, Rodrigues RC, Ribeiro RF. Torque removal evaluation of prosthetic screws after tightening and loosening cycles: an in vitro study. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(4):475-80.
174. Butkevica A, Nathanson D, Pober R, Strating H. Measurements of Repeated Tightening and Loosening Torque of Seven Different Implant/Abutment Connection Designs and Their Modifications: An In Vitro Study. *Journal of prosthodontics : official journal of the American College of Prosthodontists*. 2018;27(2):153-61.

## **8. Danksagung**

Zu aller erst möchte ich mich herzlich bei meinem Doktorvater Herrn PD Dr. Stefan Wentaschek bedanken für die Vergabe des Themas und für die vielen Stunden, die er mir bei der Durchführung der Versuche und der Bearbeitung des Themas geholfen und für Fragen zur Seite gestanden hat.

Außerdem gilt mein Dank meinem Zweitgutachter für die Begutachtung meiner Arbeit.

Darüber hinaus möchte ich mich bei der Statistikerin dafür bedanken, dass sie mich bei der statistischen Auswertung so unterstützt hat.

Auch meiner Familie und meinen Freunden möchte ich für ihre Hilfe danken. Sie haben mich immer wieder tatkräftig unterstützt und motiviert.

Vielen Dank an T. A., der mich im technischen Bereich meiner Arbeit beraten hat und für Fragen zur Verfügung stand.

## **9. Lebenslauf**

### **Persönliche Daten:**

Name: Melanie Selina Weibrich  
Geburtsort: Mainz

### **Hochschulausbildung:**

2023 Staatsexamen und Approbation als Zahnärztin  
2018 - 2023 Studium der Zahnmedizin  
Johannes Gutenberg-Universität Mainz

### **Schulbildung:**

2018 Abitur am Frauenlob-Gymnasium, Mainz  
2009 - 2018 Frauenlob-Gymnasium, Mainz  
2005 - 2009 Theodor-Heuss-Grundschule, Mainz-Hechtsheim