

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

Vergleich von Vorspannung, Gewindereibung und Reibwert zwischen Gold- und
Titanschrauben bei der Verschraubung von Zirkoniumdioxid-Implantaten und PEKK-
Abutments mit unterschiedlichem Anziehdrehmoment

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

Vorgelegt von

Leonie Sophie Grander
aus München

Mainz, 2026

Wissenschaftlicher Vorstand: Univ.-Prof. Dr. med. Philipp Drees

1. Gutachter:

2. Gutachter:

Tag der Promotion: 02.02.2026

Nachnutzungslizenz: CC-BY-ND-4.0

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis.....	I
Abbildungsverzeichnis.....	II
Tabellenverzeichnis.....	III
1 Einleitung / Ziel der Dissertation.....	1
2 Literaturdiskussion.....	3
2.1 Implantatgetragener Zahnersatz und Schraubverbindungen.....	3
2.1.1 Übersicht über implantatgetragenen Zahnersatz.....	3
2.1.2 Komponenten und Werkstoffe mehrteiliger Implantatsysteme.....	5
2.1.3 Übersicht über häufige Komplikationen bei implantatgetragenen Zahnersatz.....	8
2.2 Zirkoniumdioxid.....	10
2.3 Polyaryletherketone.....	11
2.4 Funktionsweise einer Verschraubung.....	12
2.4.1 Grundlagen der Schraubenmechanik.....	12
2.4.2 Vorspannung.....	13
2.4.3 Reibwert und Gewindereibung.....	14
2.5 Schraubenvorspannung im Implantat-Abutment-Komplex.....	15
2.5.1 Einfluss der Vorspannung auf die Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes.....	15
2.5.2 Vorspannung und Reibung im Implantat-Abutment-Komplex.....	16
2.5.1 Weitere Faktoren, die Einfluss auf die Schraubenvorspannung nehmen.....	18
3 Material und Methoden.....	20
3.1 Studiendesign.....	20
3.1.1 Aufbau der Studie.....	20
3.1.2 Hypothesen.....	20
3.2 Materialien.....	21
3.3 Versuchsaufbau.....	23
3.4 Methoden.....	25
3.4.1 Versuchsdurchführung.....	25
3.4.2 Datenerhebung.....	25
3.4.3 Berechnung des Reibwertes.....	26
3.4.4 Auswertung der Daten.....	27
4 Ergebnisse.....	28
4.1 Vorspannung, Gewindereibung und Reibwert in Abhängigkeit von der Anzugwiederholung innerhalb einer Gruppe.....	28
4.1.1 Gruppe 1 (G15).....	29
4.1.2 Gruppe 2 (T15).....	34
4.1.3 Gruppe 3 (T25).....	38
4.2 Vorspannung im Gruppenvergleich.....	42
4.3 Aufnahme.....	44
5 Diskussion.....	45

5.1 Darlegung der Ausgangshypothesen	45
5.2 Zusammenfassung der Ergebnisse	45
5.3 Ergebnisse im Kontext der Hypothesen: Bestätigung oder Widerlegung	46
5.4 Ergebnisse im Kontext der Literatur	47
5.5 Implikationen der Untersuchungsergebnisse.....	50
5.6 Limitationen der Untersuchung und Bewertung der angewendeten Methodik	50
5.7 Zukünftige Forschungsperspektiven.....	51
6 Zusammenfassung	53
7 Literaturverzeichnis	54
7 Danksagung	59
8 Tabellarischer Lebenslauf	60

Abkürzungsverzeichnis

PEKK	Polyetherketonketon
Ncm	Newtonzentimeter
CAD/CAM	Computer aided design/Computer aided manufacturing
FEA	Finite Elemente Analyse
MPa	Megapascal
N	Newton
PAEK	Polyaryletherketone
PEEK	Polyetheretherketon
mm ²	Quadratmillimeter
s	Sekunde
Vol%	Volumenprozent
GPa	Gigapascal
Abb.	Abbildung

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Foto des verwendeten Zirkoniumdioxid-Implantats.....	22
Abbildung 2: Foto des verwendeten PEKK-Abutments.....	22
Abbildung 3: Foto der verwendeten Gold- und Titanschraube.....	22
Abbildung 4: Schematische Darstellung der Messapparatur	24
Abbildung 5: Schematische Darstellung der Aufnahme	24
Abbildung 6: Umgestellte Formel zur Berechnung des Reibwertes, aus VDI 2230	26
Abbildung 7: Kraft-/Zeitdiagramm eines Messvorgangs über 60 Sekunden (X-Achse) hier beim zehnten Anziehdrehversuch einer Goldschraube mit 15 Ncm Anziehdrehmoment.....	28
Abbildung 8: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	30
Abbildung 9: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	32
Abbildung 10: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	35
Abbildung 11: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	36
Abbildung 12: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	39
Abbildung 13: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.....	40
Abbildung 14: Gemessene Vorspannung in Newton des ersten Anzugs aufgeteilt nach Gruppe	42
Abbildung 15: Foto der Auflagefläche des Schraubenkopfes auf dem Abutment nach 10-fachem Anziehen einer Titanschraube mit 25 Ncm Anziehdrehmoment	44

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die vom Hersteller zur Verfügung gestellten Materialien	21
Tabelle 2: Geometriedaten der verwendeten Gold- und Titanschrauben	26
Tabelle 3: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe G15	29
Tabelle 4: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.	30
Tabelle 5: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe G15	31
Tabelle 6: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.	33
Tabelle 7: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe T15.....	34
Tabelle 8: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.	35
Tabelle 9: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe T15.....	36
Tabelle 10: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.	37
Tabelle 11: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe T25.....	38
Tabelle 12: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.	39
Tabelle 13: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe T25.....	40
Tabelle 14: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.	41
Tabelle 15: Ergebnis der ANOVA mit Bonferroni Korrektur zum Vergleich der signifikanten Unterschiede in der ersten Anzugsequenz zwischen den Gruppen	42
Tabelle 16: Signifikante Unterschiede in der Höhe der erzielten Vorspannung zwischen den drei getesteten Gruppen bei Betrachtung aller Anzugwiederholungen.....	43
Tabelle 17: Signifikante Unterschiede in der Höhe der erzielten Vorspannung zwischen Gruppe T15 und 60% der Vorspannung von Gruppe T25	43

1 Einleitung / Ziel der Dissertation

Ein implantatgetragener Zahnersatz besteht üblicherweise aus mehreren Komponenten: Dem im Knochen osseointegrierten Implantat und einem darauf befestigten Zahnersatz. Bei festsitzenden Versorgungsgängen gibt es mehrere Möglichkeiten, Implantat und Zahnersatz miteinander zu verbinden. Der Zahnersatz kann entweder direkt mit dem Implantat verschraubt werden, oder auf ein mit dem Implantat verschraubtes Abutment (Sekundärteil) verschraubt oder zementiert werden. Auch bei herausnehmbarem Zahnersatz wird üblicherweise ein Sekundärteil mit den Implantaten verschraubt. In aller Regel besteht also mindestens eine Schraubverbindung. Die Verschraubung sollte idealerweise für die gesamte Lebensspanne des implantatgetragenen Zahnersatzes eine sichere Verbindung gewährleisten. Um bei Verschraubungen eine zuverlässige Verbindung zu erzielen, gibt es in den Ingenieurwissenschaften verschiedene Normen, die die Schraubengeometrie, Materialien und Oberflächenbeschaffenheiten regeln.

Wenn zwei Teile durch eine Verschraubung verspannt werden, wird üblicherweise die elastische Schraube gedehnt. Man geht hierbei davon aus, dass der größte Teil des hierzu aufgewendeten Anziehdrehmoments jedoch nicht für die Dehnung aufgewendet wird, sondern zur Überwindung der Reibung der verschiedenen Komponenten benötigt wird. Neben den geometrischen Eigenschaften der Schraube spielt hierbei vor allen Dingen die Reibung zwischen den Materialien der Komponenten eine entscheidende Rolle. Im Maschinenbau werden für solche Verschraubungen üblicherweise Stahllegierungen mit bekannten Reibeigenschaften verwendet. Wegen der notwendigen Biokompatibilität kommen bei zahnärztlichen Implantaten Stahllegierungen jedoch nicht in Frage. Die in den letzten Jahrzehnten am häufigsten eingesetzten zahnärztlichen Implantate bestehen aus Titan oder Titanlegierungen. Die verschraubten Abutments können aus verschiedenen Materialien gefertigt sein (Titanlegierung, Goldlegierung, Keramik). Die entsprechenden Schrauben sind heute üblicherweise ebenfalls aus Titanlegierungen. Da Titan und Titanlegierungen bekanntermaßen einen hohen Reibwert haben und daher eher schlecht geeignete Schraubenmaterialien sind, werden die Titanschrauben bei einigen Herstellern mit einer Carbonbeschichtung versehen mit dem Ziel, die Reibung zu reduzieren.

Die Reibwerte und die mit einem angemessenen Anziehdrehmoment erreichbaren Vorspannwerte für verschiedene Titanimplantate/Titanabutments und für beschichtete und unbeschichtete Schrauben wurden bereits ermittelt (1, 2). Auch für ein Zirkoniumdioxid-Implantat, ein Polyetherketonketon (PEKK) Abutment und eine Schraube aus einer Titanlegierung wurde die Vorspannung und der Reibwert für ein bestimmtes Anziehdrehmoment bereits ermittelt (3). Hierbei stellte sich heraus, dass in der Kombination Zirkoniumdioxid-Implantat, PEKK-Abutment und Schraube aus einer Titanlegierung eine im

Verhältnis zu Titanimplantaten sehr hohe Vorspannung erzielt wird. Bei Zirkoniumdioxid-Implantaten kommt jedoch noch hinzu, dass bei hohen Spannungen Frakturgefahr besteht. Der Hersteller des entsprechenden Zirkoniumdioxid-Implantats bietet neben den Schrauben aus einer Titanlegierung aber auch Schrauben aus einer Goldlegierung an. Hierbei gibt er für die Goldschrauben ein deutlich niedrigeres Anziehdrehmoment von 15 Newtonzentimeter (Ncm) als für die Titanschrauben (25 Ncm) an.

Da die Schraubenlockerung abhängig von der Indikation die häufigste technische Komplikation bei zahnärztlichen Implantaten darstellt (4) und die Fraktur eines osseointegrierten Implantates eine sehr schwerwiegende Komplikation darstellen würde, ist das Ziel dieser Untersuchung festzustellen, wie hoch die Vorspannung in den entsprechenden Systemen mit Zirkoniumdioxid-Implantaten und verschiedenen Schraubenmaterialien bei unterschiedlichen Anziehdrehmomenten ist und ob auch mit einem niedrigeren Anziehdrehmoment eine ausreichende Vorspannung erzielt werden kann. Dafür werden Gold- und Titanschrauben verglichen. Bei den Titanschrauben wird zusätzlich überprüft, ob ein Anziehdrehmoment von 15 Ncm zu etwa 60 Prozent der Vorspannung führt, die bei einem Anziehdrehmoment von 25 Ncm erreicht wird.

2 Literaturdiskussion

2.1 Implantatgetragener Zahnersatz und Schraubverbindungen

2.1.1 Übersicht über implantatgetragenen Zahnersatz

Seit Beginn der modernen zahnärztlichen Implantologie und der Beschreibung der Osseointegration eines Zahnimplantats aus Titan, durch Brånemark Mitte der 60er Jahre (5), hat sich das Gebiet der zahnärztlichen Implantologie stetig weiterentwickelt und das Inserieren von Implantaten zum Ersatz von Zähnen ist zu einer weltweit etablierten Standardtherapie geworden. Die Versorgung mit Implantaten zur Verankerung von Zahnersatz hat in Deutschland auch in den letzten Jahren deutlich zugenommen. Dies spiegelt die Sechste Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS •6) wider. So hat sich die Anzahl jüngerer Erwachsene, die mit Zahnimplantaten versorgt wurden, von 2014 bis 2023 verdoppelt und die Zahl bei den jüngeren Seniorinnen und Senioren fast verdreifacht (6).

Für den Ersatz fehlender Zähne mit Zahnimplantaten gibt es je nach Ausgangssituation und patientenindividueller Anforderungen eine Vielzahl von Versorgungsmöglichkeiten, die unterschiedliche Gestaltungskonzepte, Materialien und Implantatsysteme umfassen. In jedem Fall wird ein Implantat in den Kieferknochen inseriert und ein Zahnersatz oder ein Halteelement, die Suprakonstruktion, darauf befestigt. Dies kann entweder direkt oder durch eine zwischengeschaltete Mesostruktur erfolgen (7).

Eine grobe Unterteilung des implantatgetragenen Zahnersatzes lässt sich danach vornehmen, ob der Zahnersatz für die Patient:innen festsitzend oder herausnehmbar ist. Festsitzender Zahnersatz auf Implantaten umfasst Implantat-Kronen und Implantat-Brücken unterschiedlicher Gestaltung und ist durch die Patient:innen nicht herausnehmbar. Kronen und Brücken werden häufig über zwischengeschaltete Abutments mit dem Implantat verbunden. Auf diesem Abutment kann der festsitzende Zahnersatz entweder zementiert oder verschraubt werden. Wird er nicht fest zementiert, sondern verschraubt, ist dieser bedingt, also durch den Zahnarzt/die Zahnärztin herausnehmbar. Während eine Einzelkrone auf einem Implantat einen einzelnen Zahn ersetzt, kann eine Brücke je nach Anzahl der Implantate, Anzahl der Brückenglieder und Spannweite zwischen zwei Zähnen bei einer Extensionsbrücke, und bis zu allen Zähnen in einem Kiefer, ersetzen (7).

Ist der Zahnersatz in Form einer Prothese durch die Patient:innen eigenständig herausnehmbar, spricht man von einer herausnehmbaren Versorgung. Auch diese kann je nach Restbezaehlung und Anzahl inserierter Implantate unterschiedlich zusammengesetzt sein. Die Halteelemente oder auch Patrizen, die den herausnehmbaren Zahnersatz mit den Implantaten verbinden, sind wiederum fest mit den Implantaten verbunden. Die Matrize

befindet sich in der Suprakonstruktion. Darunter fallen beispielsweise Stegkonstruktionen, Locatoren oder Kugelköpfe. Die Entscheidung, ob ein Zahnersatz auf Implantaten feststehend oder herausnehmbar konstruiert wird, hängt von patientenindividuellen Faktoren und Wünschen ab (8).

Eine weitere Kategorisierung von implantatgetragenen Zahnersatz kann danach erfolgen, ob das verwendete Implantatsystem einteilig oder mehrteilig ist. Bei einteiligen Implantatsystemen wird der Zahnersatz in der Regel direkt auf einem durch die Schleimhaut ragenden Teil des Implantats zementiert. Bei mehrteiligen Implantatsystemen endet die Implantatschulter für gewöhnlich auf Höhe des Knochens oder der Schleimhautoberfläche und es ist eine Mesostruktur, ein sogenanntes Abutment, zwischengeschaltet oder der Zahnersatz wird direkt mit dem Implantat verschraubt. Für den Ersatz eines einzelnen Zahnes kann eine Basis im Labor, zum Beispiel mit einer CAD/CAM-gefertigten Krone (auch mit einem Abutment), verklebt und anschließend mit dem Implantat verschraubt werden. So entsteht klinisch eine einteilige Abutmentkrone. Eine solche Abutmentkrone kann auch in einem Werkstück gegossen und anschließend optional verblendet werden. Eine weitere Möglichkeit ist, dass das Abutment zuerst mit dem Implantat verschraubt und die Suprakonstruktion anschließend auf diesem intraoral zementiert wird. Eine Krone kann auch auf einem zuerst verschraubten Sekundärteil verschraubt werden (7).

Es gibt mehrteilige Implantatsysteme, bei denen das Abutment nicht mit dem Implantat verschraubt, sondern ohne eine Verschraubung verkeilt, verklebt oder anders arretiert wird (9). In den weitaus meisten Fällen gibt es aber mindestens eine Schraubverbindung. Bei verschraubten Suprakonstruktionen muss ein Schraubenkanal durch die Suprakonstruktion zugänglich sein. Dies kann unter bestimmten Bedingungen und ästhetisch hohen Ansprüchen nachteilig sein. Ein anderer Vorteil der Zementierung kann entstehen, wenn durch den Zementspalt Spannungen bei verblockten Konstruktionen ausgeglichen werden. Ein Nachteil des intraoralen Zementierens kann aus der teilweise eingeschränkt möglichen Entfernbareit der Zementreste resultieren. Dies kann mit einem höheren Risiko für das Entstehen einer Periimplantitis einhergehen (10). Daher ist es heute weit verbreitet, die Suprakonstruktion mit dem Abutment oder dem Implantat zu verschrauben. Umso wichtiger ist es, durch eine suffiziente Verschraubung eine langzeitstabile Verbindung der miteinander verschraubten Teile zu gewährleisten.

Erweiterte Gliederungen können unter anderem nach dem Zeitpunkt der Versorgung und dem Zeitpunkt der Belastung der Implantate, nach verwendetem Material der Implantate, der Abutments, der Schrauben und der Suprakonstruktion, der Innengeometrie der Implantate und der Gestaltung der Abutments getroffen werden (11).

2.1.2 Komponenten und Werkstoffe mehrteiliger Implantatsysteme

Wird der Zahnersatz nicht direkt auf dem Implantat befestigt, so besteht ein übliches Implantatsystem aus folgenden Komponenten: Dem Implantat, dem Abutment, der Implantat-Abutment-Schraube und der Suprakonstruktion. Jedes dieser Komponenten kann unterschiedlich konstruiert und aus verschiedenen Materialien gefertigt sein. Die wichtigsten Anforderungen an die Materialien, die in der zahnärztlichen Implantologie verwendet werden, sind die Biokompatibilität, die Material-, beziehungsweise Mundbeständigkeit und die Sterilisierbarkeit. Darüber hinaus wächst die Nachfrage nach höchästhetischen Versorgungungen (12).

Die üblicherweise verwendeten Implantate bestehen aus Titan oder Titanlegierungen. Titan ist vor allem für seine ausgezeichnete Biokompatibilität bekannt. Unverträglichkeiten gegenüber dem Werkstoff Titan sind selten und wahrscheinlich auf eine unspezifische Aktivierung des Immunsystems zurückzuführen (13). Trotzdem steigt auch hier die Nachfrage nach metallfreien Alternativen. Implantate aus Zirkoniumdioxid, einer Hochleistungskeramik, sind heute eine verbreitete Alternative zu Implantaten aus Titan (14), vor allem bei der Versorgung im höchästhetischen Gebiet und einem dünnen Gingivatyp. Wie auch Titanimplantate sind Implantate aus Zirkoniumdioxid als einteilige oder mehrteilige Implantatsysteme erhältlich. Während einteilige Zirkoniumdioxid-Implantate der ersten Generation teilweise ein erhöhtes Risiko für frühen Implantatverlust aufwiesen (15), zeigen zumindest in kurzen Beobachtungszeiträumen moderne zweiteilige Zirkoniumdioxid-Implantate in Studien bereits ähnliche Erfolgs- und Überlebensraten wie Titanimplantate (16). Allerdings sollten diese in einem ausreichenden Durchmesser gewählt werden und eine mechanische Überbeanspruchung vermieden werden, da Zirkoniumdioxid je nach Zusammensetzung unterschiedlich sensibel auf Zugspannung reagieren kann und übermäßige Spannungen eine der Hauptursachen für die Fraktur eines Implantates darstellen (17). Für eine definitive Aussage über das Langzeitüberleben fehlen bisher ausreichende Daten.

Im Vergleich zu Abutments aus Titan zeigen Abutments aus Zirkoniumdioxid ähnliche Ergebnisse in Bezug auf die Gesundheit der periimplantären Weichgewebe (18). Darüber hinaus konnte eine geringere Plaqueakkumulation an Zirkoniumdioxid-Abutments nachgewiesen werden (19). Die Stabilität von Zirkoniumdioxid-Abutments ist zwar geringer als die von klassischerweise verwendeten Titan-Abutments, sie zeigen aber eine vergleichbare Frakturresistenz (20). Allerdings fehlen Langzeitdaten zu Komplikations- und Überlebensraten, um die klinische Relevanz zu evaluieren. In einem systematischen Review wurde die nach der jährlichen Verlustrate geschätzte fünf- Jahres Überlebensrate von Zirkoniumdioxid-Abutments und metallischen Abutments ausgewertet und miteinander verglichen. Dabei zeigte sich kein Unterschied zwischen den beiden Abutmentmaterialien (21).

Grundsätzlich können Abutments neben Titan und Zirkoniumdioxid auch aus hochgoldhaltigen Legierungen, oder auch aus Polyetheretherketon (PEEK) beziehungsweise Polyetherketonketon (PEKK), hergestellt werden. In einer klinischen Studie wurden Abutments aus Zirkoniumdioxid, Titan und PEEK in Bezug auf die Anhaftung von Biofilm miteinander verglichen. Dabei zeigten die Abutments aus Zirkoniumdioxid die geringste Biofilm-Akkumulation und die Abutments aus PEEK die höchste (22). Abutments sind für unterschiedliche Indikationen in verschiedenen Ausführungen erhältlich und unterscheiden sich beispielsweise in der Höhe oder darin, ob ein Rotationsschutz vorhanden ist. Abutments können gerade oder abgewinkelt sein, um etwa divergierende Implantatachsen auszugleichen. Die Herstellung mittels CAD/CAM Verfahren ermöglicht auch eine individuelle Gestaltung von Abutments aus Zirkoniumdioxid oder PEEK/PEKK.

Die Art der Verbindung zwischen Implantat und Abutment lässt sich je nach Konstruktion in Außenverbindungen mit Rotationsschutz und Innenverbindungen mit und ohne Rotationsschutz einteilen. Außenverbindungen sind in der Regel Stoßverbindungen. Das Abutment liegt bei dieser Art der Verbindung auf der Implantatschulter auf (7). Innenverbindungen können ebenso Stoßverbindungen sein, bei denen das Abutment auf der Implantatschulter aufliegt und weitere Fügeflächen sich dagegen innerhalb des Implantats befinden. Die Innenverbindungen können konisch oder nicht konisch gestaltet sein. Der Winkel und die Länge des Konus unterscheidet sich je nach Hersteller und Implantatsystem. In der Regel sind Implantat und Abutment miteinander verschraubt (7). Bedingt durch den Herstellungsprozess unterliegen die Komponenten leichten Schwankungen in der Präzision. Dadurch können unter Belastungen Mikrobewegungen und Deformationen entstehen (23). Auch hier ist eine ausreichende Verklebung der Teile über die Verschraubung von großer Bedeutung.

Implantat-Schrauben können aus verschiedenen Materialien gefertigt werden. Häufig werden Schrauben aus einer Titanlegierung verwendet. Titan ist ein, im Vergleich zu klassischerweise im Maschinenbau verwendetem Stahl, schlechtes Schraubenmaterial, da es materialbedingt eine hohe Reibung aufweist (24). Mit dem Ziel, die Reibung zu reduzieren, haben einige Implantat-Hersteller ihre Titanschrauben mit einer Carbonbeschichtung versehen. Des Weiteren gibt es sowohl mit Gold beschichtete Titanschrauben als auch Schrauben aus Goldlegierungen. Als metallfreie Alternative werden für die Verschraubung von Implantat und Abutment karbonfaserverstärkte Polyetherketonketon-Schrauben, wie die Vicarbo® (Camlog Vertriebs GmbH, Wimsheim) Schraube angeboten. Diese bestehen aus einem PEEK-Grundgerüst, in welches Karbonfasern längs ausgerichtet eingearbeitet werden. In einer Studie wurden Abutmentschrauben aus PEEK mit vier unterschiedlichen Zusammensetzungen in Hinblick auf ihre Zugfestigkeit untersucht. Verglichen wurden dabei PEEK-Schrauben, die 15 versus 40 Prozent Karbonfasern enthielten und PEEK-Schrauben,

die Titanoxide als Füllstoffpartikel sowie parallel orientierte Karbonfasern enthielten. Als Vergleichsgruppe wurden klassische Titanschrauben verwendet. Die maximale Zugfestigkeit wurde anschließend ermittelt. Die PEEK-Schrauben mit parallel orientierten Karbonfasern erzielten dabei signifikant höhere Werte als die restlichen getesteten PEEK-Schrauben, wobei die Vergleichsgruppe der Titanschrauben die höchste Zugfestigkeit aufwies (25).

2.1.3 Übersicht über häufige Komplikationen bei implantatgetragendem Zahnersatz

Komplikationen bei implantatgetragendem Zahnersatz lassen sich in biologische und technische Komplikationen einteilen.

Zu den biologischen Komplikationen lassen sich beispielsweise Periimplantitis und Knochenabbau zuordnen. Diese können auf verschiedene Ursachen zurückgeführt oder durch verschiedene Prädispositionsfaktoren verstärkt werden. Dazu zählen beispielsweise systemische Erkrankungen wie Diabetes mellitus, die Einfluss auf die Wundheilung oder das Immunsystem nehmen (26) und mit einem höheren Risiko für die Entstehung einer Periimplantitis einhergehen können. Auch die Einnahme bestimmter Medikamente kann den Knochenstoffwechsel und das Immunsystem beeinträchtigen. Des Weiteren können Rauchen oder eine unzureichende Mundhygiene das Risiko erhöhen (27). Konstruktionsbedingte Faktoren spielen vor allem bei einer erhöhten Prädisposition aber auch insgesamt eine große Rolle im Zusammenhang mit der Entstehung einer Periimplantitis. Zum einen kann die Gestaltung der Suprakonstruktion Einfluss nehmen. Es konnte nachgewiesen werden, dass ein Emergenzwinkel von Krone zu Implantat von $\leq 30^\circ$ und eine konvexe Gestaltung der Implantatkrone das Risiko des Entstehens einer Periimplantitis verringert (28). In diversen Studien konnte gezeigt werden, dass bei zweiteiligen Implantatsystemen konstruktionsbedingt Mikrospalten zwischen Implantat und Abutment entstehen. Diese können dabei je nach Konstruktion und Innenverbindung des Implantatsystems unterschiedlich groß ausfallen. Konische Innenverbindungen sollen dabei einen geringeren Mikrospalt aufweisen als beispielsweise Stoßverbindungen (29). Gehrke et al. untersuchten dazu verschiedene Implantatsysteme mit Morse-Konus mittels Elektronenmikroskop und DNA-Quantifizierung. Ein Durchdringen von Bakterien durch den Mikrospalt konnte hier bei dieser Art der Verbindung nicht nachgewiesen werden (30). In einer anderen Studie konnte allerdings gezeigt werden, dass auch bei unterschiedlichen konischen Innenverbindungen ein Mikrospalt auftritt, durch den Bakterien eindringen können (31). Eine insuffiziente Verbindung von Implantat und Suprakonstruktion kann dazu führen, dass Bakterien in den entstehenden Spalt zwischen den Komponenten einwandern und in der Folge zu Periimplantitis und Knochenabbau führen.

Die je nach Indikation häufigste technische Komplikation bei implantatgetragendem Zahnersatz ist die Schraubenlockerung (4, 32), die unter Umständen auch zu einer Fraktur der Schraube führen kann. Schraubenlockerungen können entstehen, wenn von außen auf die Konstruktion einwirkende Kräfte die Vorspannung der Schraube übersteigen. Dabei spielen verschiedene Faktoren eine Rolle. Unter anderem wirken sich die Geometrie von Implantat und Abutment sowie die Verbindung auf die Häufigkeit des Auftretens von Schraubenlockerungen aus. Ein

systematisches Review zeigte, dass Innenverbindungen im Vergleich zu Außenverbindungen mit weniger technischen Komplikationen verbunden sind (33). In einer weiteren Studie konnte gezeigt werden, dass Schraubenlockerungen bei angulationskorrigierenden Implantaten seltener auftreten als bei geraden Implantaten (34). In einem systematischen Review wurden verschiedene Möglichkeiten der Angulationskorrektur und deren Auswirkung auf das Auftreten von Schraubenlockerungen untersucht. Hier zeigte sich keine eindeutige Datenlage (35).

Die Fraktur eines Implantats ist eine seltene, aber besonders schwerwiegende Komplikation. Auch hier spielen die Vorspannung der Schraube und die suffiziente Verbindung von Implantat und Abutment eine wichtige Rolle. Weitere technische Komplikationen sind die Fraktur des Abutments und bezogen auf die Suprakonstruktion Gerüstfrakturen, Verblendungsfrakturen oder das Abplatzen und Brechen von Keramikkonstruktionen (32).

Grundsätzlich gilt es, Spannungen im System zu vermeiden, um technischen Komplikationen vorzubeugen. Dabei kann auch die Gestaltung der Implantat-Suprakonstruktion Einfluss nehmen. Bei nebeneinanderliegenden Implantaten kann ein Verblocken der Kronen zu einer gleichmäßigeren Lastverteilung in den Implantaten beitragen (36). Bei verblockten Implantatkronen kommt es daher seltener zu Schraubenlockerungen (37, 38). Hohe extraaxiale Belastungen können hierbei auf mehrere Schraubverbindungen verteilt werden. Bei verblockten Kronen- und Brückenkonstruktionen sollten zusätzlich einige wichtige Punkte beachtet werden. Bereits bei der Abformung sollten mehrspannige Konstruktionen intraoral primär verblockt werden, um den spannungsfreien Sitz der Suprakonstruktion zu gewährleisten. Außerdem sollen verblockte Konstruktionen nicht direkt in Implantate mit einer konischen Innenverbindung reichen, da es aufgrund des Konus zu einer nicht exakt reproduzierbaren axialen Relativverschiebung und damit zu Spannungen kommen kann (39, 40). Auf einen Rotationsschutz sollte ebenfalls verzichtet werden (41).

Um technischen Komplikationen in Form von Schraubenlockerungen vorzubeugen, ist ein grundsätzliches Verständnis über die Funktionsweise einer Verschraubung und die vielen Faktoren, die Einfluss auf die Suffizienz einer Verschraubung nehmen, erforderlich.

2.2 Zirkoniumdioxid

Zirkoniumdioxid ist eine polykristalline Keramik und zählt zu den Hochleistungskeramiken (42, 43). Sie wird neben den Silikatkeramiken oder Glaskeramiken mittlerweile in fast jedem Bereich der Zahnmedizin eingesetzt (44). Von den Silikatkeramiken unterscheidet sich die Zirkoniumdioxid-Keramik in ihren chemischen Bestandteilen, die die Eigenschaften und damit die Einsatzbereiche der verschiedenen Keramiken beeinflussen. Zirkoniumdioxid-Keramiken können monolithisch angefertigt oder auch verblendet werden. Sie stehen allgemein für eine höhere Festigkeit, dafür aber eine geringere Transluzenz im Vergleich zu Silikatkeramiken. Im Bereich der Implantologie werden unter anderem Implantate (45), Gingivaformer, Abutments (21), Scanbodies und Suprakonstruktionen aus Zirkoniumdioxid gefertigt. Das CAD/CAM Verfahren ermöglicht in vielen Fällen einen vollständig digitalen Workflow (46).

Je nach Indikation können verschiedene Generationen von Zirkoniumdioxid verwendet werden. Sie unterscheiden sich in ihrer Zusammensetzung und ihrer Gefügearart. Je nachdem, welche und wie viele oxidische Zusätze wie beispielsweise Yttriumoxid dem Zirkoniumdioxid zugesetzt werden, liegt das Material bei Raumtemperatur zu verschiedenen hohen Anteilen in einer monoklinen, tetragonalen oder kubischen Phase vor (44). Die Zusammensetzung beeinflusst die optischen Eigenschaften sowie die Stabilität und Festigkeit des Werkstoffes (47). Eine erhöhte Transluzenz ist in der Regel mit einer geringeren Biegefestigkeit verbunden (48). Zirkoniumdioxid-Keramiken können je nach Generation Festigkeitswerte zwischen 500 und 1200 MPa erreichen (44). Die Zugabe von Yttriumoxid, in der Regel etwa 3-5 Volumenprozent (Vol%) sorgt dafür, dass die Keramik bei Raumtemperatur in der tetragonalen Phase stabilisiert wird (42). Bei Einwirkung von äußerem Stress auf die Keramik kann es zu einer Phasenumwandlung von der tetragonalen in die monokline Phase kommen. Dabei kommt es zu einer Volumenexpansion, die die Ausbreitung eines Risses verhindern kann (49).

In der Regel werden Restaurationen aus Zirkoniumdioxid aus vorgefertigten Rohlingen in Form von Blöcken oder Ronden gefräst. Die Restauration wird dabei überdimensioniert aus dem vorgesinterten Rohling gefräst und anschließend gebrannt (44). Dieses Vorgehen ermöglicht eine einfache Verarbeitung, da das vorgesinterte Material aufgrund der geringeren Festigkeit leichter mit Fräsen zu bearbeiten ist. Beim Brennen des Rohlings kommt es anschließend zu einer vorhersagbaren Volumenkontraktion (42).

2.3 Polyaryletherketone

Polyaryletherketone, kurz PAEK gehören zu den Thermoplasten und haben ein breites Einsatzspektrum in der zahnmedizinischen Anwendung (50). Thermoplasten sind bei Raumtemperatur fest, erweichen unter Zuführung von Wärme, härten durch Abkühlung erneut und können wieder geschmolzen werden. Der Schmelzpunkt liegt dabei bei über 300 Grad Celsius. PAEK lassen sich den Hochleistungskunststoffen zuordnen. Sie werden in der Regel mittels Pressverfahren, 3D- Druck oder Frästechnik verarbeitet (51). Polyaryletherketone sind biokompatibel, mundbeständig und frei von Monomer. Daher werden sie bevorzugt eingesetzt, wenn Unverträglichkeiten gegen die klassischerweise verwendeten Kunststoffe oder Legierungen vorliegen (52). Zusätzlich zeichnen sie sich durch gute Gleiteigenschaften, eine hohe Biege- und Zugfestigkeit, eine geringe Plaqueaffinität und ein knochenähnliches Elastizitätsmodul von etwa 3-4 Gigapascal (GPa) aus (53-55). PAEK können beispielsweise durch Karbonfasern oder durch Glasfasern verstärkt werden, was das Elastizitätsmodul deutlich erhöht (55).

Die Übergruppe der Polyaryletherketone lässt sich in zwei Untergruppen einteilen, die in der Zahnmedizin Anwendung finden. Diese unterscheiden sich nur geringfügig in ihren Eigenschaften. Polyetherketonketone (PEKK) sind dabei aufgrund der zusätzlichen Ketongruppe geringfügig steifer als Polyetheretherketone (PEEK). Die optischen und chemischen Eigenschaften ähneln sich abgesehen davon stark. In ihrer Ursprungsform sind sowohl PEEK als auch PEKK gräulich-opak, durch Modifizierung aber mittlerweile auch in Weiß, gingivafarben oder zahnfarben zu erhalten. Die Titanoxide als Füllstoffpartikel steigern die Festigkeit und das E-Modul (53).

PAEK werden mittlerweile vielseitig in der Zahnmedizin eingesetzt. Vor allem die Herstellung mittels CAD/CAM Verfahren ermöglicht ein breites Anwendungsspektrum (56). Im Bereich der Implantatprothetik werden beispielsweise Scanbodies, Gingivaformer, Abutments oder auch Suprakonstruktionen aus PAEK hergestellt. Abutments aus PAEK bieten die Möglichkeit, patientenindividuell hergestellt werden zu können und können so bereits in der provisorischen Versorgungsphase das Weichgewebe individuell ausformen (57). Auch Implantate aus PAEK werden aktuell aufgrund der vielversprechenden Eigenschaften erforscht. Hier sind allerdings weitergehende Untersuchungen notwendig (58).

2.4 Funktionsweise einer Verschraubung

Im Folgenden wird das allgemeine Funktionsprinzip einer Verschraubung erläutert und das Zusammenspiel von Anziehdrehmoment, Vorspannung und Reibung als Einflussfaktoren dargelegt. Anschließend werden die Grundlagen auf die spezifische Anwendung bei der Verschraubung im Implantat-Abutment-Komplex übertragen.

2.4.1 Grundlagen der Schraubenmechanik

Im Maschinenbau verwendete Schrauben bestehen üblicherweise aus Stahl und unterliegen strengen Normen und Richtlinien. Stahl erweist sich aufgrund seiner Rückstellkraft und der geringen Reibung als besonders geeignetes Schraubenmaterial. Eine Schraubverbindung ist eine formschlüssige Verwindung von Innengewinde und Außengewinde. Die für die Herstellung von Spannverbindungen und reibschlüssigen Verbindungen verwendeten Schrauben nennt man Befestigungsschrauben (24).

Das Gewinde einer Schraube ergibt abgewickelt eine schiefe Ebene. Die Steigungswinkel lassen sich damit berechnen. Flankendurchmesser werden aus Gewindetabellen entnommen. Je nach Steigung, Profilform oder Gangzahl unterscheidet man verschiedene Gewindearten, die unterschiedlichen Anwendungen dienen. Implantatabutmentschrauben sind üblicherweise metrische ISO-Gewinde. Auch anhand der Konstruktion des Schraubenkopfes lassen sich Schrauben einteilen. Implantatabutmentschrauben weisen verschiedene Ausführungen von Innenangriffen als Aufnahme für das Schraubwerkzeug auf (24).

Um eine suffiziente Verschraubung zu gewährleisten, kann die erforderliche Konstruktion der Schraube für das spezielle Einsatzgebiet im Vorfeld berechnet und anschließend genau nachgerechnet werden. Dabei haben verschiedene Faktoren Einfluss, wie beispielsweise die erforderliche Klemmkraft, die Oberflächenbeschaffenheit der Schraube, das E-Modul des Schraubenwerkstoffes oder auch der Setzbetrag der miteinander verspannten Teile. Für starke dynamische Belastungen wird die Dauerhaltbarkeit der Schraube zusätzlich geprüft. Das Elastizitätsmodul von Stahl beträgt 210000 Newton pro Quadratmillimeter (N/mm^2) (24).

2.4.2 Vorspannung

Bei der Verschraubung zweier Komponenten wird die Schraube zunächst eingedreht, bis der Schraubenkopf an der Auflagefläche aufliegt und die Komponenten flach aufeinanderliegen. Die Kraft, die beim Weiterdrehen der Schraube über diesen Punkt hinaus aufgewendet wird, resultiert in einer Dehnung der Schraube, bei der diese sich elastisch verformt und an Länge zunimmt. Dabei werden die Komponenten formschlüssig miteinander verklemmt und es entsteht eine Vorspannkraft. Die Vorspannung der Schraube ist auch gleich der Druckkraft, die auf das Klemmteil ausgeübt wird. Die Grundlagen für die Berechnungen werden in der Richtlinie VDI 2230 Teil 1 (Verein Deutscher Ingenieure, Systematische Berechnung hochbeanspruchter Schraubenverbindungen – Zylindrische Einschraubenverbindungen) dargelegt.

Bei der Verschraubung darf die Schraube nicht oberhalb ihrer Deformitätsgrenze belastet oder angezogen werden. Optimalerweise wird eine Schraube auf etwa 90 Prozent ihrer materialspezifischen Streckgrenze vorgespannt. Wenn eine von außen auf die Konstruktion einwirkende Kraft die Vorspannung der Schraube übersteigt, geht die Klemmkraft verloren und die auftreffende Kraft wird vollständig von der Schraube abgefangen (24). Dies kann zu Schraubenlockerung und in der Folge zu damit einhergehenden weiteren technischen sowie biologischen Komplikationen führen. Die Vorspannung der Schraube spielt also eine besonders wichtige Rolle für die Stabilität der Verbindung.

Während man üblicherweise von einem linearen Zusammenhang zwischen dem aufgewendeten Anziehdrehmoment und der daraus resultierenden Vorspannung beziehungsweise Dehnung der Schraube ausgehen würde, gibt es zahlreiche Faktoren, die die Vorspannung beeinflussen, wie beispielsweise die Stauchung der Komponenten. Beim Einschrauben einer Schraube wird die ausgeübte Kraft auf einen flächenmäßig kleinen Teil, der Auflagefläche des Schraubenkopfes, übertragen. Eine hohe Kraftauswirkung kann zu Kriechvorgängen in den miteinander verschraubten Materialien führen, die sich dadurch plastisch verformen (24). Dieser Vorgang wird als „Setzen“, oder als „Settling-Effekt“ bezeichnet. Durch das Setzen der Schraubverbindung entsteht ein Verlust der Vorspannkraft. Das Ausmaß dieses Effekts wird durch die Elastizität, die Rauigkeit und das Rückstellvermögen der miteinander verschraubten Materialien maßgeblich beeinflusst (24). Ein Teil des Setzeffekts wird beim Einschrauben der Schraube bereits ausgeglichen. Dabei spielt auch die Geschwindigkeit, mit der die Schraube eingedreht wird, eine Rolle. Durch externe Belastungen der Schraubverbindung wird der Effekt nochmals verstärkt. Die Schraube muss in diesem Fall so stark gedehnt sein, dass sie den daraus entstehende Verlust der Vorspannkraft durch ihre Längenänderung ausgleichen kann.

2.4.3 Reibwert und Gewindereibung

Beim Anziehen einer Schraube wird der größte Teil des aufgewendeten Anziehdrehmoments genutzt, um die Reibung der zu verschraubenden Komponenten zu überwinden. Dabei werden etwa 50 Prozent des Anziehdrehmoments benötigt, um die Reibung zwischen dem Schraubenkopf und der Auflagefläche am Abutment zu überwinden, und etwa 40 Prozent, um die Gewindereibung zu überwinden. Nur etwa Zehn Prozent des Anziehdrehmoments gehen dabei in die Vorspannung der Schraube über (59). Reibungskoeffizienten sind materialspezifisch und lassen sich mathematisch berechnen. Im Maschinenbau werden verschraubte Komponenten üblicherweise aus Stahllegierungen hergestellt. Diese haben bekannte Reibeigenschaften und sind wegen geringer Reibung besonders als Schraubenmaterial geeignet. Aufgrund der erforderlichen Biokompatibilität bei Medizinprodukten kommen Stahllegierungen für die Anwendung in der Implantologie nicht in Frage.

Die Reibungskoeffizienten standardisierter Materialien lassen sich aus Tabellen entnehmen (DIN 8593) oder lassen sich mithilfe der umgestellten Formel für den Zusammenhang zwischen Anziehdrehmoment und resultierender Vorspannung errechnen. Die Oberflächenbeschaffenheit oder auch die Tatsache, ob Schmiermittel verwendet werden, wird in der Rechnung als reibungsreduzierender Faktor eingerechnet. Der Reibungskoeffizient der klassischerweise im Maschinenbau verwendeten geölten Stahlschrauben beträgt zwischen 0,08 und 0,12 (24). Untersuchungen zum Reibwert von Titan auf Titan zeigten je nach Oberflächenbehandlung schon für beschichtete Schrauben deutlich höhere Reibwerte von 0,33-0,44 (2). Man kann also davon ausgehen, dass bei den üblicherweise häufig verwendeten Titanschrauben in Titanimplantaten mehr als nur 90 Prozent des Anziehdrehmoments für die Überwindung der Reibung benötigt werden. Die Reibwerte der verschiedenen in der Implantologie verwendeten Schrauben sind nicht direkt bekannt, lassen sich aber aus den geometrischen Daten der Schraube und der gemessenen Vorspannung zurückrechnen.

2.5 Schraubenvorspannung im Implantat-Abutment-Komplex

2.5.1 Einfluss der Vorspannung auf die Stabilität des Implantat-Abutment-Komplexes

Um den Belastungszustand und das biomechanische Verhalten von Implantat-Abutment-Komplexen zu analysieren werden häufig Finite Elemente Analysen (FEA) herangezogen. Nicht in allen FEA wird die Vorspannung der Schraube als Einflussfaktor mit eingerechnet. Jung et al. haben die Auswirkung der Vorspannung einer Implantat-Abutment-Schraube auf die maximale Von-Mises-Spannung im Komplex aus Implantat, Abutment, Schraube und Krone berechnet. Die Vorspannung der Schraube betrug dabei 825 Newton (N). Bei extraaxialer Belastung der Krone erzielten die Versuchsgruppen, in denen die Schraube vorgespannt wurde, im Vergleich zu den Gruppen, die ohne Schraubenvorspannung getestet wurden, signifikant höhere Werte bei der maximalen Von-Mises-Spannung (60). Dies deutet darauf hin, dass die Schraubenvorspannung zu einer höheren Belastungstoleranz des Implantat-Abutment-Komplexes führt. Eine weitere Studie ermittelte mittels Finite Elemente Analyse die maximale Von-Mises-Spannung im Komplex aus Implantat, Abutment und Schraube. Dabei wurde ein Anziehdrehmoment von 32 Ncm auf die Schraube angewendet und anschließend eine Kaukraft simuliert. Die vorhergesagte Ermüdungsgrenze des Modells mit Vorspannung war signifikant größer als die des Modells ohne Vorspannung der Schraube. Die Ermüdungsgrenze sank nicht signifikant, wenn nur 80 Prozent des vom Hersteller empfohlenen Anziehdrehmoments angewendet wurde, jedoch deutlich, wenn unter 70-80 Prozent des Drehmoments angewendet wurde (61). Die Studien zeigen, dass die Vorspannung der Schraube im Implantat-Abutment-Komplex die Stabilität des Komplexes unmittelbar beeinflusst.

2.5.2 Vorspannung und Reibung im Implantat-Abutment-Komplex

Die Höhe der erzielten Vorspannung ist von verschiedenen Faktoren abhängig. Den größten Einfluss auf die Vorspannung nimmt dabei die materialabhängige Reibung der Komponenten.

In vorangegangenen Untersuchungen wurden die Vorspannung, ein der Gewindereibung proportionaler Wert und die Reibwerte der Komponenten in einem Implantat-Abutment-Komplex bestehend aus einem Titanimplantat, einer unbeschichteten Titanschraube und einem Titanabutment bei wiederholtem Anziehen und Lösen der Schraube ermittelt. Dabei wurden bei einem Anziehdrehmoment von 25 Ncm Vorspannwerte zwischen 210 N beim ersten Anziehen und 130 N beim zehnten Anziehen erzielt. Die Vorspannung nahm dabei signifikant in Abhängigkeit von der Messwiederholung ab. Der der Gewindereibung proportionale Wert veränderte sich nicht signifikant mit der Messwiederholung. Die Ergebnisse deuten darauf hin, dass die Reibung am Schraubenkopf in Abhängigkeit von der Anziehungswiederholung zunimmt und damit zu einem signifikanten Absinken der Vorspannung führt (1).

Durch wiederholtes Ein- und Ausschrauben von Schrauben können Oberflächenpartikel abgerieben werden, die zu einer Erhöhung der Reibung am Gewinde und am Schraubenkopf führen können. So konnte in einer Studie nachgewiesen werden, dass mit Titan-Nanopartikeln kontaminierte Titanschrauben im Schnitt niedrigere Drehmoment-Werte beim Lösen der Schraube erzielen als nicht kontaminierte Titanschrauben. Dies könnte auch auf eine Erhöhung der Reibung zurückzuführen sein (62). Mit dem Ziel, die Reibung der Komponenten zu reduzieren, haben verschiedene Implantathersteller bereits vor vielen Jahren damit begonnen, verschiedene Oberflächenbeschichtungen der Schrauben durchzuführen, die durch eine reduzierte Reibung zu höheren Vorspannwerten bei gleichem Anziehdrehmoment führten (63). In einer Studie konnte gezeigt werden, dass Titanschrauben mit Carbonbeschichtung signifikant höhere Vorspannwerte von etwa 330 N beim ersten Anziehen und 250 N beim zehnten Anziehen erzielen als unbeschichtete Titanschrauben bei gleichem Anziehdrehmoment (2). Dies deutet darauf hin, dass die Reibung durch die Carbonbeschichtung geringer ist als bei unbeschichteten Titanschrauben. Auch hier zeigte sich eine Abnahme der Vorspannung in Abhängigkeit von der Anzugwiederholung. In einer weiteren Studie erzielten Titanschrauben in Titanimplantaten bei einem Anziehdrehmoment von 35 Ncm eine Vorspannung von 188 N beim ersten Anziehen und 192 N beim dritten Anziehen. Hier nahm die Vorspannung mit der Anzugwiederholung zu. Die Vergleichsgruppe der Goldschrauben erreichte bei 35 Ncm Werte von 164 N beim ersten Anziehen und 143 N beim dritten Anziehen. Die höchsten Vorspannwerte erzielten goldbeschichtete Schrauben mit Werten zwischen 370 N und 300 N bei 35 Ncm Anziehdrehmoment. Die Goldschrauben sowie

die goldbeschichteten Schrauben zeigten eine Abnahme der Vorspannung mit jeder Anzugwiederholung (64).

Ein systematisches Review untersuchte Studien, in denen die Auswirkung verschiedener Oberflächenvorbehandlungen von Implantatschrauben, darunter Adhäsive, Chlorhexidin, Speichel, Vaseline und Kochsalzlösung, auf die Vorspannung ermittelt wurden. Hier zeigte sich in den ausgewerteten Studien eine heterogene Datenlage (65). Aufgrund uneinheitlicher Testmethoden und teilweise unterschiedlicher Ergebnisse von Studien, die das gleiche Material zur Oberflächenbehandlung untersuchten, ist hier keine eindeutige Datenlage erkennbar.

Eine in-vitro Studie verglich die Vorspannung von Gold- und Titanschrauben bei verschiedenen Anziehdrehmomenten. Hier zeigte sich, dass Goldschrauben im Vergleich zu Titanschrauben bei gleichem Anziehdrehmoment eine höhere Vorspannung erzielten (66).

Lang et al. untersuchten bereits 2003 die Auswirkungen des Reibungskoeffizienten auf die Vorspannkraft in einem Implantat-Abutment-Komplex mittels Finite Elemente Analyse. Dabei wurden Drehmomente zwischen 0 und 64 Ncm in 1 Ncm Schritten angewendet und die ermittelten Reibungskoeffizienten der Materialien eingerechnet. Die gewünschte Vorspannung von 75 Prozent der Streckgrenze der Schraube wurde bei einem Reibwert von 0,26 und 32 Ncm Anziehdrehmoment nicht erreicht. Um die gewünschte Vorspannung zu erzielen hätte der Reibwert der Materialien bei gleichem Anziehdrehmoment nur etwa 0,12 betragen dürfen (67). Dies verdeutlicht, dass der Reibwert der zu verschraubenden Materialien die Höhe der erzielten Vorspannung beeinflusst. Bulaqi et al. untersuchten ebenfalls den Einfluss unterschiedlicher Reibungskoeffizienten der Komponenten eines Implantat-Abutment-Komplexes mittels Finite Elemente Analysen. Hier konnte gezeigt werden, dass sich mit einer Erhöhung der Oberflächenrauigkeit der Komponenten das verbleibende Drehmoment und die erzielte Vorspannung verringerten, während der Settling-Effekt zunahm. Ein Nachziehen der Schraube reduzierte in der Studie den Settling-Effekt. Dieser Effekt war deutlicher, je höher die Reibungskoeffizienten waren (68).

2.5.1 Weitere Faktoren, die Einfluss auf die Schraubenvorspannung nehmen

Arnetzel et al. untersuchten den Einfluss der Geometrie des Schraubenkopfes auf das erforderliche Drehmoment zum Losdrehen der Abutment-Schraube nach dem Anziehen verschiedener Schrauben mit dem gleichen Drehmoment. Dabei wurden doppelt konische Schrauben, konische Schrauben und Schrauben mit einem flachen Kopf miteinander verglichen. Die doppelt konischen Schrauben erzielten signifikant höhere Losdrehmomente als die einfach konischen, und diese wiederum signifikant höhere als die flachen Schrauben (69).

In einer Studie wurde unter anderem die Auswirkung des Anziehdrehmoments auf die resultierende Vorspannung in einem Implantat-Abutment-Komplex untersucht. Es wurden Anziehdrehmomente zwischen 15 und 35 Ncm angewendet. Dabei konnte ein annähernd linearer Zusammenhang zwischen der Höhe des Anziehdrehmoments und der daraus resultierenden Vorspannung ermittelt werden (70). Der Zusammenhang von Schraubenvorspannung und Stabilität der Implantat-Abutment-Verbindung ist bei den implantologisch tätigen Zahnärzten in Europa nur bei etwa 25 Prozent bekannt (71). Dabei ist das Wissen darüber besonders wichtig, damit beispielsweise ein korrektes Anziehprotokoll angewendet wird, um eine ausreichende Vorspannung für die langfristige Stabilität der Verbindung zu gewährleisten. Sun et al. haben in einer Studie verschiedene Anziehprotokolle miteinander verglichen. Dabei konnte nachgewiesen werden, dass ein erneutes Anziehen der Schraube nach zehn Minuten im Vergleich zum einmaligen Anziehen der Schraube sowohl die sofortige als auch die langfristige Stabilität der Verbindung erhöht. Ähnliche Ergebnisse konnten erzielt werden, wenn die Schraube nach dem Anziehen gelöst und sofort erneut angezogen wurde. So waren die gemessenen Nachbelastungs-Losdrehmomente der beiden Gruppen etwa 12- 45 Prozent höher im Vergleich zum einmaligen Anziehen der Schraube (72). In einem systematischen Review zeigte sich eine heterogene Datenlage zur Genauigkeit verschiedener Drehmomentschlüssel (73). Für die Einhaltung des korrekten Anziehprotokolls ist es daher besonders wichtig, auch den verwendeten Drehmomentschlüssel auf seine korrekte Funktion hin zu überprüfen, um zu gewährleisten, dass dieser auch das gewünschte Anziehdrehmoment umsetzt (74).

Ein weiterer relevanter Einflussfaktor ist die Stauchung der miteinander verschraubten Komponenten. In einer Studie wurde gezeigt, dass sich durch zyklische Belastungen die Mikrobewegung von Implantatabutments verringert. Dies deutet darauf hin, dass ein Nachziehen der Abutmentschraube nach einer klinischen Tragezeit durchaus sinnvoll sein kann (75). Auch in-vitro Untersuchungen zeigten, dass die Losdrehmomente in Implantat-Abutment-Komplexen deutlich höher waren, wenn die Schrauben mehrfach nachgezogen wurden (76).

Die Stauchung der miteinander verschraubten Komponenten ist ebenfalls materialabhängig und kann unterschiedlich großen Einfluss auf den Verlust von Vorspannung nehmen. Jenne (77) führte diverse Untersuchungen zum Vorspannungsverhalten an Kohlenstoffaser-Kunststoff-Verbunden durch und stellte fest, dass die untersuchten Prüfkörper in einigen Punkten ein von Metallkomponenten abweichendes Verhalten zeigten. So wiesen die Kunststoff-Prüfkörper ein erhöhtes Werkstoffkriechen im Vergleich zu Metallen auf. Kunststoffe nehmen anders als Metalle Feuchtigkeit auf und weisen ein deutlich niedrigeres Elastizitätsmodul auf als Metalle. Darüber hinaus konnte gezeigt werden, dass sich die Querdruckbruchspannung der Klemmteile durch die Schraube bereits bei Temperaturerhöhungen im Bereich zwischen 23 und 33 Grad Celsius reduzierten. Der Vorspannkraftverlust war dabei deutlich höher als bei Metallen. Die Auflagefläche des Schraubenkopfes, die in Kontakt mit der Kunststoff-Auflagefläche war, zeigte bei der Verschraubung deutliche Verformungen. Diese Eigenschaften waren je nach Faserverstärkung und Zusammensetzung des Kunststoffes deutlich unterschiedlich.

3 Material und Methoden

3.1 Studiendesign

3.1.1 Aufbau der Studie

In der durchgeführten experimentellen in-vitro Studie wurden drei Gruppen mit jeweils zwölf gleichwertigen Implantat-Abutment-Schrauben-Komplexen unter identischen Testbedingungen untersucht. Die Aufteilung der Gruppen erfolgte wie folgt:

Gruppe 1 (G15): Zirkoniumdioxid-Implantat, PEKK-Abutment, Goldschraube, 15 Ncm Anziehdrehmoment

Gruppe 2 (T15): Zirkoniumdioxid-Implantat, PEKK-Abutment, Titanschraube, 15 Ncm Anziehdrehmoment

Gruppe 3 (T25): Zirkoniumdioxid-Implantat, PEKK-Abutment, Titanschraube, 25 Ncm Anziehdrehmoment

In den drei Gruppen wurden für jede Schraube zehn aufeinanderfolgende Messwiederholungen durchgeführt, wobei jede Schraube direkt auf das jeweilige Anziehdrehmoment angezogen, gelöst und wieder angezogen wurde.

3.1.2 Hypothesen

- H01: Die Nullhypothese geht davon aus, dass es keinen signifikanten Unterschied in der durchschnittlich erreichten Vorspannung und der Reibwerte zwischen den Gruppen gibt.
- H02: Innerhalb der Gruppen wird die Vorspannung von der Wiederholung nicht signifikant beeinflusst.
- H03: Innerhalb der Gruppen wird die Gewindereibung von der Wiederholung nicht signifikant beeinflusst.
- H04: Die erreichte Vorspannung der Gruppe T15 entspricht 60 Prozent der Gruppe T25.

3.2 Materialien

Tabelle 1: Übersicht über die vom Hersteller zur Verfügung gestellten Materialien

Komponent	Produktbezeichnung	Material/ Werkstoff	Anzahl
Zirkoniumdioxid-Implantat (Gruppen 1, 2, 3) (Abb. 1)	CERALOG® Hexalobe Implantat Durchmesser: 4mm Länge: 12mm REF: H1020.4012	Yttrium-stabilisiertes Zirkoniumdioxid (Y-TZP)	36
PEKK-Abutment (Gruppen 1, 2, 3) (Abb. 2)	CERALOG® PEKK-Abutment straight Durchmesser: 4,8mm Höhe: 8,4mm REF: H2231.4580	PEKK	36
Titanschraube (Gruppen 2, 3) (Abb. 2)	CERALOG® Titanium abutment screw M 1,6 Länge: 7,4mm REF H4001.1602	Titanlegierung (Ti-6Al-4V ELI)	24
Goldschraube (Gruppe 1) (Abb. 2)	CERALOG® Gold abutment screw M 1,6 (REF H4011.1602)	Holisticor	12

Der Hersteller der verwendeten Materialien verweist in dem zugehörigen Produktkatalog des CERALOG® Hexalobe Implantatsystems von 2023 darauf, dass die Implantate aus hochreinem Yttrium-stabilisiertem Zirkoniumdioxid bestehen. Sie werden mittels Ceramic Injection Molding hergestellt.

Laut Hersteller sollen die Eindrehkräfte durch die Konstruktion der Implantat-Abutment Verbindung tangential in das Implantat weitergeleitet werden, wodurch ein höheres Drehmoment erzielt werden soll als bei hexagonalen Implantat-Abutment Verbindungen.

Die PEKK-Abutments sollen aufgrund der Duktilität zu einer dämpfenden Kraftübertragung auf das Implantat führen.



Abbildung 1: Foto des verwendeten Zirkoniumdioxid-Implantats



Abbildung 2: Foto des verwendeten PEKK-Abutments



Abbildung 3: Foto der verwendeten Gold- und Titanschraube

3.3 Versuchsaufbau

Zur Messung der Vorspannung und der Gewindereibung wurde eine speziell für diesen Verwendungszweck hergestellte Messapparatur verwendet, die bereits in mehreren Versuchen mit vergleichbarem Versuchsaufbau zur Anwendung kam (1, 2). Das Gerät ist in Abbildung 4 schematisch dargestellt.

Die Basis der Messapparatur bildet ein festes Gerüst, bestehend aus der Aluminium-Basisplatte (A), der Trägersäule (B) und der Aufhängung (C) mit einem fixierten äußeren Rahmen. Daran befindet sich der Kernteil der Apparatur. Dieser besteht aus einem an der oberen Wägezelle aufgehängten Rahmen (D) und einer inneren, darauf gelagerten rotierbaren, (E) Rahmenkonstruktion. Der innere Rahmen ist dabei halb- integriert in den aufgehängten Rahmen (D), welcher sich über eine Schraube am Kopf des Gerätes (F) auf- und ab bewegen lässt. Eine zwischengelagerte Kugel sorgt für die gleichmäßige, zentrale Kraftübertragung. Der innere Rahmen ist frei rotierbar. Bei einer Rotation drückt dieser in seiner Verlängerung gegen die untere Wägezelle (G) und löst dort ein elektrisches Signal aus. Die untere Wägezelle ist für maximal 150 Newton auf einer Messstrecke von 0,4mm ausgelegt. Die zweite obere Wägezelle (H) befindet sich über dem äußeren Rahmen und misst die vertikal auftreffenden Kräfte bis 750 Newton auf einer Messstrecke von 0,35mm. Auch hier ist zur optimalen Kraftübertragung eine Kugel zwischengelagert. Mit Ausnahme der Basisplatte bestehen alle verbauten Komponenten des Geräts aus Stahl (DIN EN 10027-1E295).

Für die Messung wird das entsprechende Implantat in die Aufnahme (I) eingebracht. Dazu wird die Aufnahme mit Zinn befüllt. Nach einer Vorbohrung erfolgt die Befestigung des Implantats mit dem konventionellen Befestigungskomposit Panavia V5. Beim Einpolymerisieren wird der Abstand zwischen der Implantatschulter und dem oberen Ende der Aufnahme kontinuierlich beibehalten, was eine korrekte Positionierung des Implantats gewährleistet.

In die Unterseite des äußeren fixen Rahmens wird in eine entsprechende zirkuläre Aussparung der basalen Fläche eine Metallscheibe (J) eingelegt, die sich bei der Messung zwischen Implantat (K) und Abutment (L) befindet. Hierdurch wird später das Abutment unter dem fixen Rahmen in der Höhe festgehalten, wenn sich beim Anziehen der Schraube das Implantat mit den beiden beweglichen oberen Rahmen senkt und hierbei die obere Wägezelle belastet. Es wird sichergestellt, dass das Abutment auch nach dem Anzug der Schraube nicht auf der Implantatschulter aufliegt. Die Aufnahme mitsamt Implantat wird in den inneren Rahmen eingelegt, wobei der Kopf des Implantats mit der Aussparung im äußeren Rahmen abschließt. Die Position der Aufnahme ist in Abbildung 5 schematisch dargestellt.

Die Wägezellen wurden vor den Versuchen mittels der Analysesoftware (DOP 2.06, Fa. HauchBach, Dänemark) und entsprechenden Gewichten kalibriert.

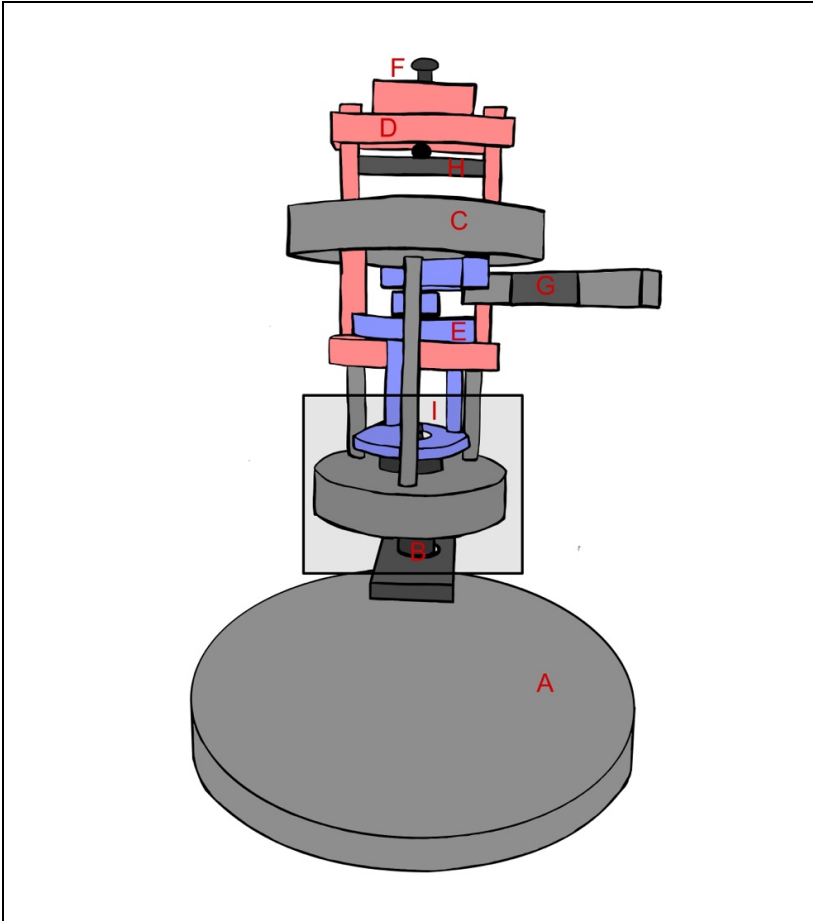


Abbildung 4: Schematische Darstellung der Messapparatur

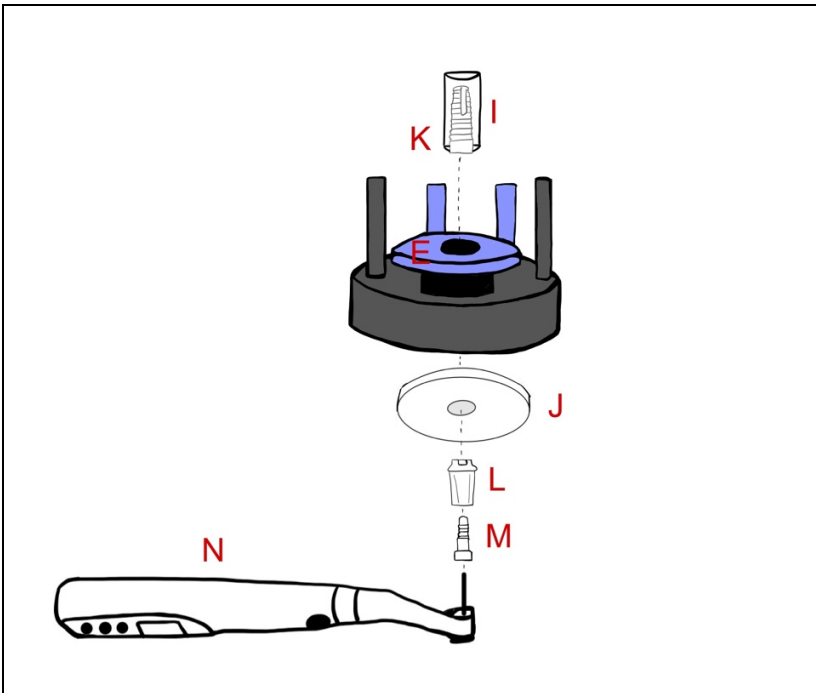


Abbildung 5: Schematische Darstellung der Aufnahme

3.4 Methoden

3.4.1 Versuchsdurchführung

Das Abutment (L) wird mit der zu testenden Schraube (M) unter Verwendung des vom Hersteller empfohlenen Schraubenschlüssels in das Implantat leicht auf Kontakt eingeschraubt. Der Rahmen wird anschließend mittels der Schraube oberhalb der oberen Wägezelle auf Spannung gebracht. Die Abutmentschraube wird daraufhin um 1,5 Umdrehungen gelockert und der Rahmen erneut gespannt. Diese Vorgehensweise stellt sicher, dass sich die Schraube bei jeder Messung an der gleichen Position befindet und Implantat und Abutment auch nach dem endgültigen Anziehen nicht in Kontakt stehen. Dies ist erforderlich, um sicherzustellen, dass die obere Wägezelle die korrekte Vorspannung anzeigen kann. Die Aufzeichnung der Messwerte erfolgt, während die Schraube mittels eines elektrischen, kabellosen Drehmomentschlüssels mit Drehmoment-Kalibriersystem (TCS) (NSK iSD900) mit dem vorgesehenen Anziehdrehmoment angezogen wird.

3.4.2 Datenerhebung

Die an den beiden Wägezellen erzeugten elektrischen Signale wurden über digitale Messverstärker (LDU 68.1 Hauch Bach) und entsprechende Schnittstellen an zwei Laptops des Herstellers Dell übertragen. Mithilfe des Programms DOP 2.06 werden die erfassten Werte alle 0,022 Sekunden detektiert, grafisch aufgezeichnet und automatisch tabellarisch in einer Excel-Tabelle gespeichert. Anschließend wurden aus den Tabellen und grafischen Darstellungen der Werte als Kraft-/Zeit-Diagramm (Abbildung 7) die gemessene Vorspannung und der Wert proportional zur Gewindereibung entnommen.

3.4.3 Berechnung des Reibwertes

Die nach dem Reibwert umgestellte Formel aus VDI 2230 zur Berechnung des Reibwertes ist in Abbildung 6 dargestellt. Die erforderlichen Werte der Schraubengeometrie für Titan- und Gold-Schrauben wurden mikroskopisch bei 50-facher Vergrößerung ermittelt. Die Geometriedaten der Gold- und Titanschrauben sind in Tabelle 2 dargestellt.

$$\mu_{\text{Ges}} = \frac{M_A}{0,5 \cdot F_{\text{VM}} \cdot d_2} \cdot \left(\frac{1}{\cos(\delta/2) + \frac{d_w + d_h}{2 \cdot d_2}} - \frac{\tan\varphi}{\cos(\delta/2) + \frac{d_w + d_h}{2 \cdot d_2}} \right)$$

μ_{Ges} : Reibungskoeffizient
 M_A : Anziehdrehmoment:
 F_{VM} : Vorspannung in N
 d_2 : Gewindeflankendurchmesser
 δ : Gewindegewinkel
 d_w : Durchmesser am äußeren Schraubenkopf
 d_h : Durchmesser am inneren Schraubenkopf
 φ : Gewindesteigungswinkel

Abbildung 6: Umgestellte Formel zur Berechnung des Reibwertes, aus VDI 2230

Tabelle 2: Geometriedaten der verwendeten Gold- und Titanschrauben

d_2	1,318 mm
δ	60°
d_w	2,35 mm
d_h	1,16 mm
φ	5,18°

3.4.4 Auswertung der Daten

Die deskriptive Auswertung der Daten erfolgte mit dem Statistikprogramm SPSS (Version 29.0.2.0). In Zusammenarbeit mit dem Institut für medizinische Biometrie, Epidemiologie und Informatik (IMBEI) der Universität Mainz wurde mittels eines linear gemischten Modells der Einfluss der Wiederholung als fester Effekt auf die Vorspannkraft sowie den Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung analysiert. Mit der Tukey- Kramer Adjustierung wurden die jeweils signifikant abweichenden Messwiederholungen ermittelt. Die Ermittlung der Fallzahl ergab eine Gruppengröße von zwölf.

Die Reibwerte errechnen sich aus den gemessenen Werten der Vorspannung (Formel siehe Abbildung 6) und sind umgekehrt proportional zur Vorspannung. Aus diesem Grund wurde kein eigener statistischer Mittelwertvergleich durchgeführt, da die Ergebnisse des Mittelwertvergleichs der Vorspannung auch hier übertragbar sind.

Der Gruppenvergleich erfolgte global für die Betrachtung aller Anzugwiederholungen mittels linear gemischten Modells mit Tukey-Kramer Adjustierung. Zusätzlich wurde der erste Anzug zwischen den Gruppen mittels einfaktorieller ANOVA und Bonferroni post-hoc Test verglichen. Für den Vergleich von Gruppe T15 mit 60 Prozent der Vorspannung von T25 wurde ein ungepaarter t-Test durchgeführt.

4 Ergebnisse

4.1 Vorspannung, Gewindereibung und Reibwert in Abhängigkeit von der Anzugwiederholung innerhalb einer Gruppe

Die Abbildung 7 zeigt ein Kraft-/Zeitdiagramm, welches aus einer Messung mit den aus der Analyse-Software übertragenen Daten eines Messvorgangs erstellt wurde. Die Abbildung veranschaulicht die an der oberen Wägezelle aufgezeichnete Vorspannung in N (Y-Achse) eines Messvorgangs über 60 Sekunden (X-Achse).

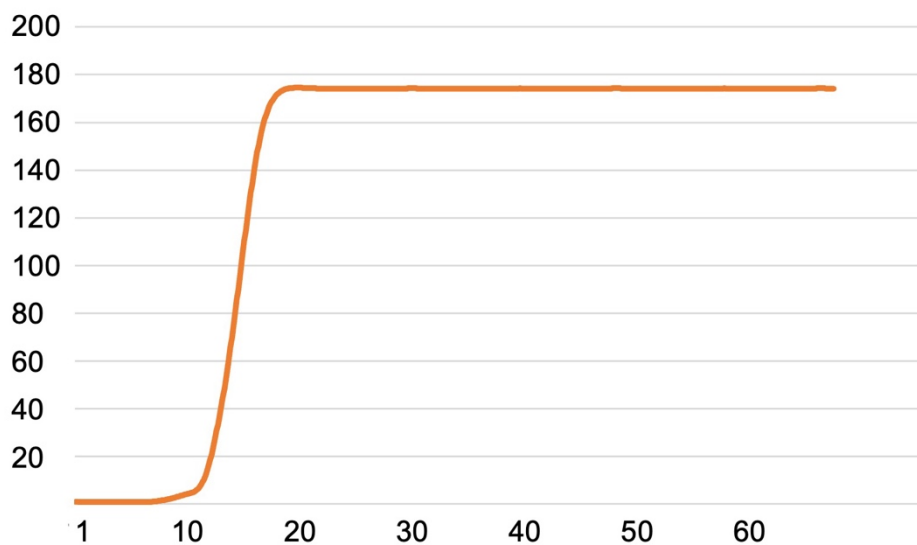


Abbildung 7: Kraft-/Zeitdiagramm eines Messvorgangs über 60 Sekunden (X-Achse) hier beim zehnten Anziehdrehversuch einer Goldschraube mit 15 Ncm Anziehdrehmoment

4.1.1 Gruppe 1 (G15)

Die Mittelwerte der gemessenen Vorspannung beim Anziehen der Goldschrauben mit 15 Ncm und der Verwendung der entsprechenden PEKK-Abutments sanken nach Auswertung mittels linear gemischten Modells signifikant mit der Anzahl der Anzugwiederholungen ($p < 0,0001$), wobei nicht jede Wiederholung signifikant von der direkt vorhergehenden abwich. Die verwendeten Goldschrauben erzielten im Mittel eine Vorspannung von 284,05 N beim ersten Anziehen (Min.: 213,09; Max.: 332,69; SD.: 37,87), und eine Vorspannung von 243,24 N beim zehnten Anziehen (Min.: 162,73; Max.: 308,52; SD.: 43,61). Die deskriptiven Daten sind in Tabelle 3 dargestellt. Abbildung 8 veranschaulicht die aufgezeichneten Vorspannwerte, dargestellt auf der Y-Achse, in Abhängigkeit von den Anzugwiederholungen 1-10, dargestellt auf der X-Achse, graphisch in Form eines Boxplot-Diagramms.

Tabelle 3: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe G15

Anzug- wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	213,09	332,69	284,05	37,87
2	12	198,37	322,89	265,68	43,78
3	12	195,36	314,89	260,90	41,15
4	12	178,16	316,00	257,12	43,27
5	12	178,02	315,65	255,55	42,85
6	12	179,78	313,16	251,41	41,86
7	12	175,00	314,57	249,19	43,40
8	12	169,07	314,03	246,09	44,56
9	12	162,82	311,86	245,69	44,53
10	12	162,73	308,52	243,24	43,62

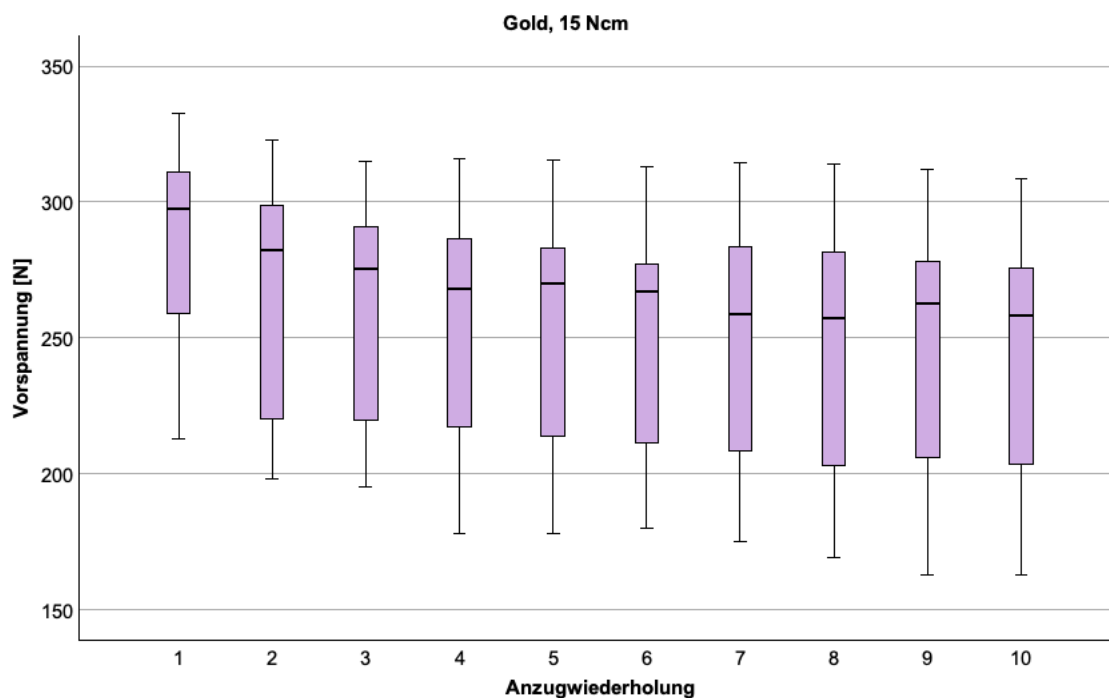


Abbildung 8: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.

Der Vergleich der Anzugsequenzen mittels Tukey-Kramer-Analyse zeigt, dass lediglich die erste Anzugwiederholung eine signifikante Abweichung von der direkt vorhergehenden Messung aufweist. Die erste signifikante Abweichung der Vorspannung der zweiten Messung trat erst mit der fünften Anzugwiederholung auf. Tabelle 4 zeigt jeweils die erste signifikant abweichende Anzugwiederholung der Messungen.

Tabelle 4: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.

Messung	Erste signifikante Abweichung (Anzug)	Angepasster p-Wert
1	2	>0,0001
2	5	0,0172
3	6	0,0339
4	8	0,0060
5	8	0,0350

Die Mittelwerte des Anteils des Drehmoments, der für die Überwindung der Gewindereibung erforderlich ist, veränderten sich in Abhängigkeit von der Anzugwiederholung nicht relevant oder signifikant ($p=0,1550$). Für die Goldschrauben ergab sich im Mittel ein Wert von 9,69 Ncm beim ersten (Min.: 8,11; Max.: 11,37; SD.: 1,04) und 9,29 Ncm (Min.: 6,81; Max.: 11,34; SD.: 1,42) beim zehnten Anziehen der Schraube (Tabelle 5). Die Werte sind in Abbildung 9 in Form eines Boxplot- Diagramms dargestellt. Dabei sind die Mittelwerte des Anteils des Drehmoments auf der Y- Achse und die Anzugwiederholungen auf der X- Achse dargestellt.

Tabelle 5: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe G15

Anzug- wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	8,11	11,37	9,69	1,04
2	12	8,47	11,23	9,77	0,92
3	12	7,40	11,14	9,41	1,32
4	12	7,03	11,73	9,39	1,45
5	12	6,91	11,82	9,41	1,45
6	12	6,97	11,96	9,51	1,53
7	12	7,04	11,72	9,46	1,54
8	12	7,39	11,74	9,62	1,48
9	12	7,00	12,32	9,92	1,50
10	12	6,81	11,34	9,29	1,42

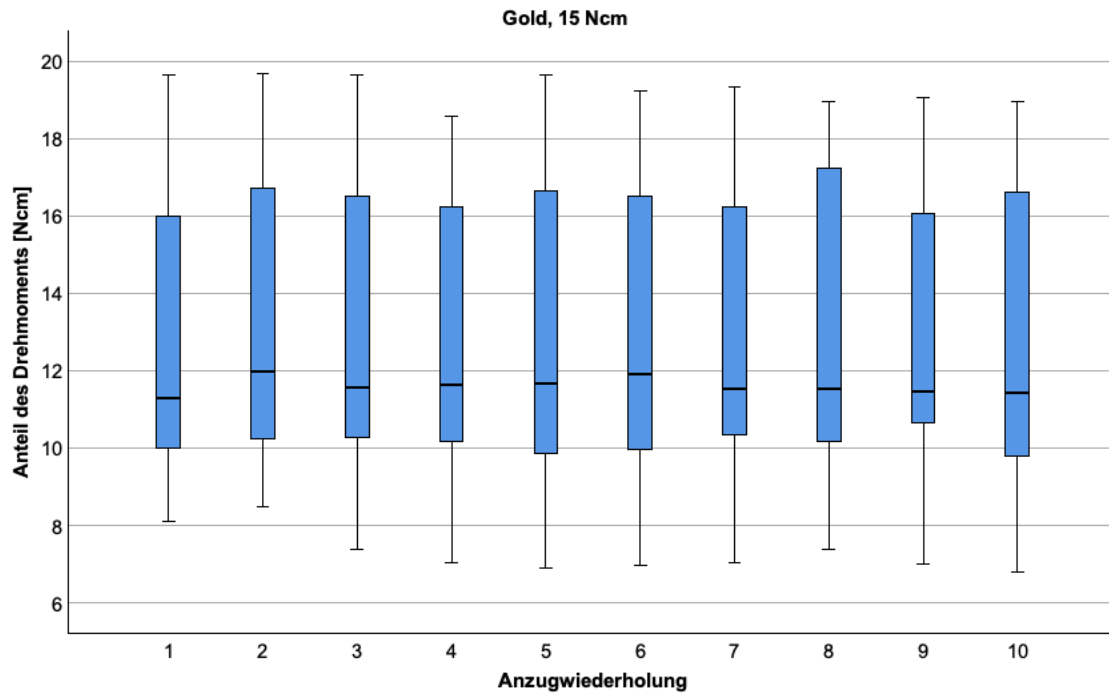


Abbildung 9: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.

Die Deskriptive Auswertung der Reibwerte ist in Tabelle 6 aufgelistet. Der Mittelwert verzeichnet einen Anstieg von 0,29 (Min.: 0,24; Max.: 0,39; SD.: 0,05) bei der ersten Messung auf einen Wert von 0,35 (Min.: 0,26; Max.: 0,53; SD.: 0,08) bei der zehnten Messwiederholung.

Tabelle 6: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.

Anzug- wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	0,24	0,39	0,29	0,05
2	12	0,25	0,43	0,31	0,06
3	12	0,25	0,43	0,32	0,06
4	12	0,25	0,48	0,33	0,07
5	12	0,25	0,48	0,33	0,07
6	12	0,26	0,47	0,34	0,07
7	12	0,25	0,49	0,34	0,07
8	12	0,26	0,51	0,35	0,08
9	12	0,26	0,53	0,35	0,08
10	12	0,26	0,53	0,35	0,08

4.1.2 Gruppe 2 (T15)

Die mittlere Vorspannung der Titanschrauben, die mit 15 Ncm Anziehdrehmoment angezogen wurden, reduzierte sich signifikant ($p < 0,0001$) mit der Anzahl der Messwiederholungen von 318,23 N beim ersten Anziehen (Min.: 264,34; Max.: 354,09; SD.: 31,45) auf 262,66 N beim zehnten Anziehen (Min.: 193,46; Max.: 308,45; SD.: 38,57) (Tabelle 7). Ob signifikante Unterschiede zwischen den Anzugwiederholungen bestehen, wurde durch die Tukey-Kramer-Analyse ermittelt und deren Ergebnisse sind in Tabelle 8 aufgezählt. In Abbildung 10 sind die gemessenen Vorspannwerte (Y-Achse) für jede Anzugwiederholung, dargestellt auf der X-Achse, in einem Boxplot-Diagramm veranschaulicht.

Tabelle 7: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe T15

Anzug- Wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	264,34	354,09	318,23	31,45
2	12	238,13	336,60	307,94	31,57
3	12	229,98	323,20	297,86	28,77
4	12	226,70	320,23	293,20	29,62
5	12	227,08	322,14	284,26	31,41
6	12	225,68	325,49	277,91	32,83
7	12	222,08	319,55	276,59	31,71
8	12	224,57	312,68	272,48	30,70
9	12	220,98	312,53	268,18	32,35
10	12	193,46	308,45	262,66	38,57

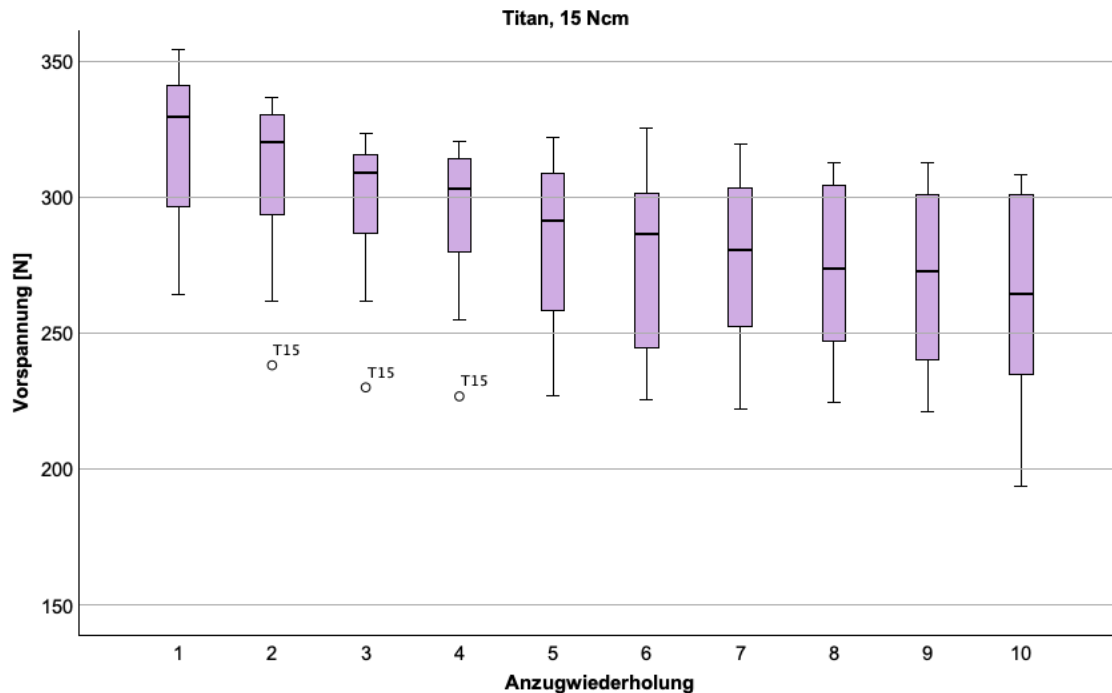


Abbildung 10: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.

Tabelle 8: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.

Messung	Erste signifikante Abweichung (Anzug)	Angepasster p-Wert
1	3	0,0477
2	5	0,0096
3	7	0,0317
4	8	0,0407
5	10	0,0271

Die Mittelwerte des anteiligen Drehmoments, der für die Überwindung der Gewindereibung erforderlich ist, haben sich mit der Anzugwiederholung nicht relevant ($p=0,2372$) verändert. Beim ersten Anziehen der Schraube betrug der Mittelwert 11,26 Ncm (Min.: 9,35; Max.: 12,47; SD.: 1,08), beim zehnten Anziehen 11,68 Ncm (Min.: 9,80; Max.: 12,89; SD.: 0,97) (Tabelle 9). Die Ergebnisse sind in Abbildung 11 graphisch in einem Boxplot- Diagramm aufgezeichnet. Dabei ist der Anteil des Drehmoments auf der Y-Achse, und die Anzugwiederholungen 1-10 auf der X-Achse dargestellt.

Tabelle 9: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe T15

Anzug-Wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	9,35	12,47	11,26	1,08
2	12	10,24	13,11	11,98	0,88
3	12	10,08	12,90	11,81	0,87
4	12	10,25	12,90	11,63	0,79
5	12	9,78	12,81	11,68	0,85
6	12	9,68	13,09	11,81	0,99
7	12	11,02	12,81	11,68	0,69
8	12	9,98	13,20	11,69	1,02
9	12	9,48	13,20	11,56	0,98
10	12	9,80	12,89	11,68	0,97

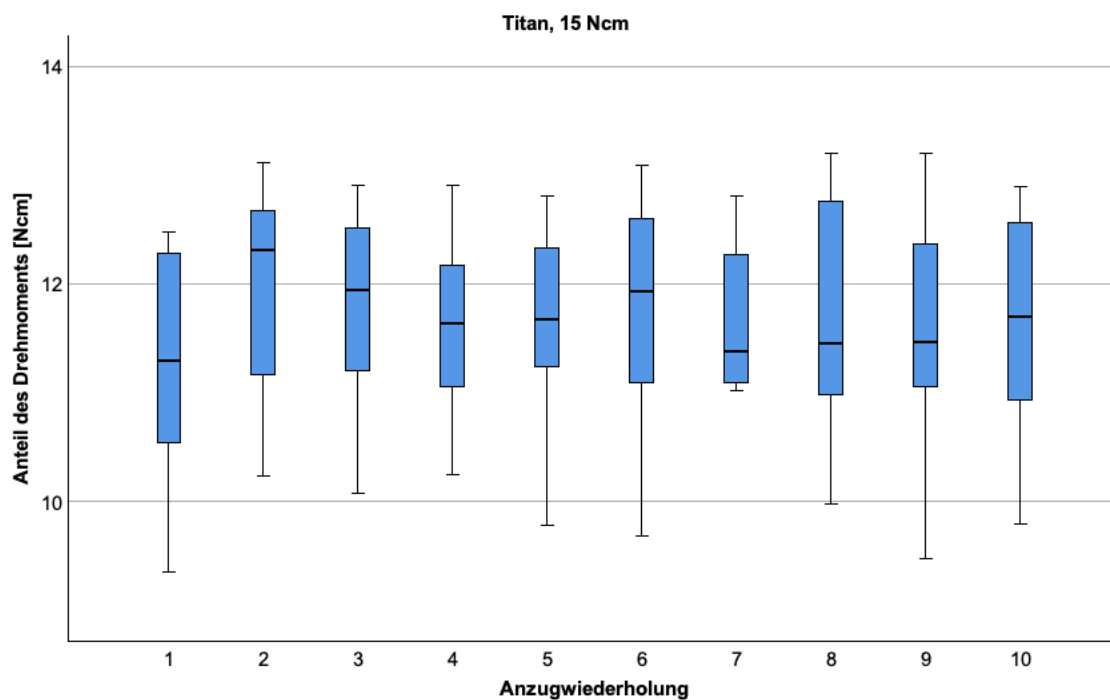


Abbildung 11: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.

Tabelle 10 zeigt die deskriptive Auswertung der aus der Vorspannung errechneten Reibwerte. Im Mittel betrug der Reibwert beim ersten Anzug 0,25 (Min.: 0,22; Max.: 0,31; SD.: 0,03). Beim zehnten Anzug betrug der Mittelwert 0,32 (Min.: 0,26; Max.: 0,44; SD.: 0,06).

Tabelle 10: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.

Anzug- wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	0,22	0,31	0,25	0,03
2	12	0,24	0,35	0,26	0,04
3	12	0,25	0,36	0,27	0,03
4	12	0,25	0,37	0,28	0,04
5	12	0,25	0,37	0,29	0,04
6	12	0,24	0,37	0,30	0,04
7	12	0,25	0,38	0,30	0,04
8	12	0,26	0,37	0,30	0,04
9	12	0,26	0,38	0,31	0,04
10	12	0,26	0,44	0,32	0,06

4.1.3 Gruppe 3 (T25)

Beim Anziehen der Titanschrauben mit 25 Ncm sank die mittlere gemessene Vorspannung signifikant mit der Anzahl der Anzugwiederholungen ($p < 0,0001$). Die Wiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung von einer Messung nach Analyse mittels Tukey-Kramer ist in Tabelle 12 aufgelistet. Die Titanschrauben erreichten bei einem Anziehdrehmoment von 25 Ncm eine mittlere Vorspannung von 452,46 N beim ersten Anziehen (Min.: 349,14; Max.: 510,97; SD.: 48,01), und eine Vorspannung von 322,68 N beim zehnten Anziehen (Min.: 235,73; Max.: 357,51; SD.: 34,15) (Tabelle 11). In Abbildung 12 sind die gemessenen Vorspannwerte (Y-Achse) für jede der 10 Anzugwiederholungen (X-Achse) in einem Boxplot-Diagramm dargestellt.

Tabelle 11: Deskriptive Auswertung der Vorspannung in Newton der Gruppe T25

Anzug- Wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	349,14	510,97	452,46	48,01
2	12	343,47	485,52	431,36	41,71
3	12	342,85	455,22	408,87	34,58
4	12	338,33	434,65	392,62	29,44
5	12	337,95	446,17	383,62	32,18
6	12	325,51	398,67	366,30	24,93
7	12	311,81	388,88	354,20	21,03
8	12	302,99	380,33	348,22	19,95
9	12	292,24	368,01	337,20	20,49
10	12	235,73	357,51	322,68	34,15

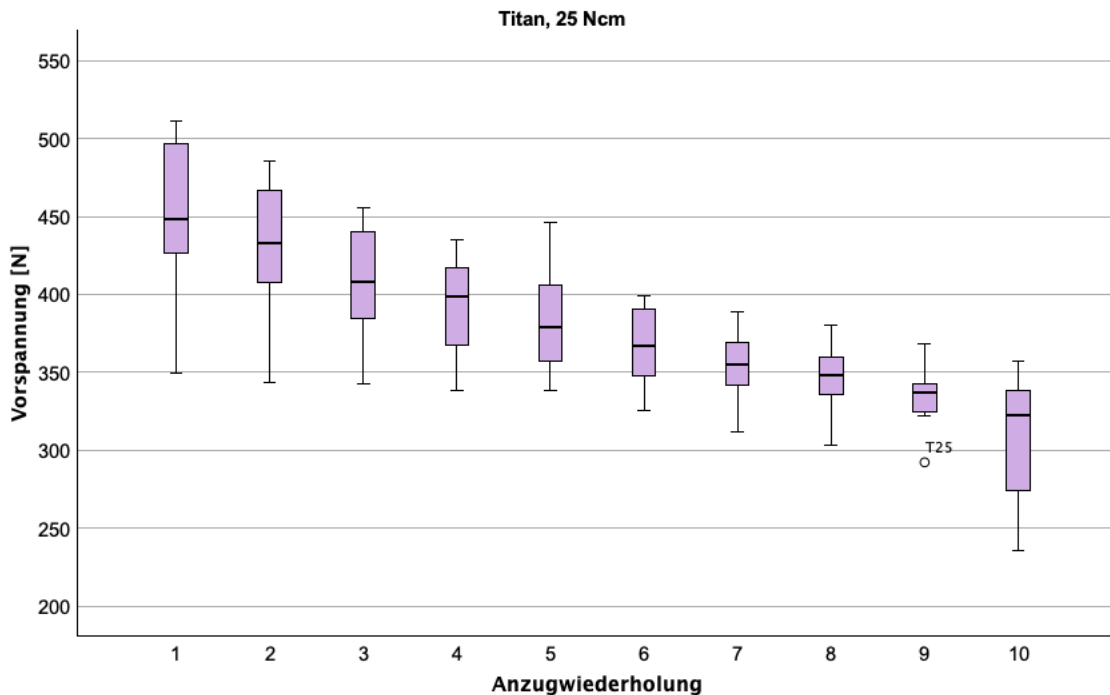


Abbildung 12: Gemessene Vorspannung in Newton für jede Anzugwiederholung 1- 10.

Tabelle 12: Anzugwiederholung mit der ersten signifikanten Abweichung der Vorspannung einer Messung nach Tukey-Kramer.

Messung	Erste signifikante Abweichung (Anzug)	Angepasster p-Wert
1	3	<0,0001
2	4	0,0003
3	6	<0,0001
4	7	0,0004
5	7	0,0178
6	9	0,0302
7	10	0,0053
8	10	0,0469

Abhängig von der Anzugwiederholung hat sich der Anteil des Drehmoments, der in die Überwindung der Gewindereibung übergeht nicht signifikant verändert ($p=0,7002$). Die Mittelwerte der Titanschrauben lagen bei 17,66 Ncm beim ersten Anziehen (Min.: 15,91; Max.: 19,64; SD.: 1,44), und 17,68 Ncm (Min.: 16,32; Max.: 18,95; SD.: 0,80) beim zehnten Anziehen (Tabelle 13). In Abbildung 13 sind die Werte in einem Boxplot-Diagramm dargestellt. Dabei finden sich die Mittelwerte des Anteils des Drehmoments auf der Y-Achse, und die Anzugwiederholungen auf der X-Achse wider.

Tabelle 13: Deskriptive Auswertung des Anteils des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm bei Gruppe T25

Anzug-Wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	15,91	19,64	17,66	1,44
2	12	16,16	19,66	18,02	1,27
3	12	16,44	19,65	17,86	1,19
4	12	15,87	19,56	17,57	1,00
5	12	15,90	19,56	17,57	1,19
6	12	15,87	19,23	17,67	0,99
7	12	15,75	19,34	17,44	1,07
8	12	15,96	18,94	17,64	0,84
9	12	15,65	19,06	17,31	0,94
10	12	16,32	18,95	17,68	0,80

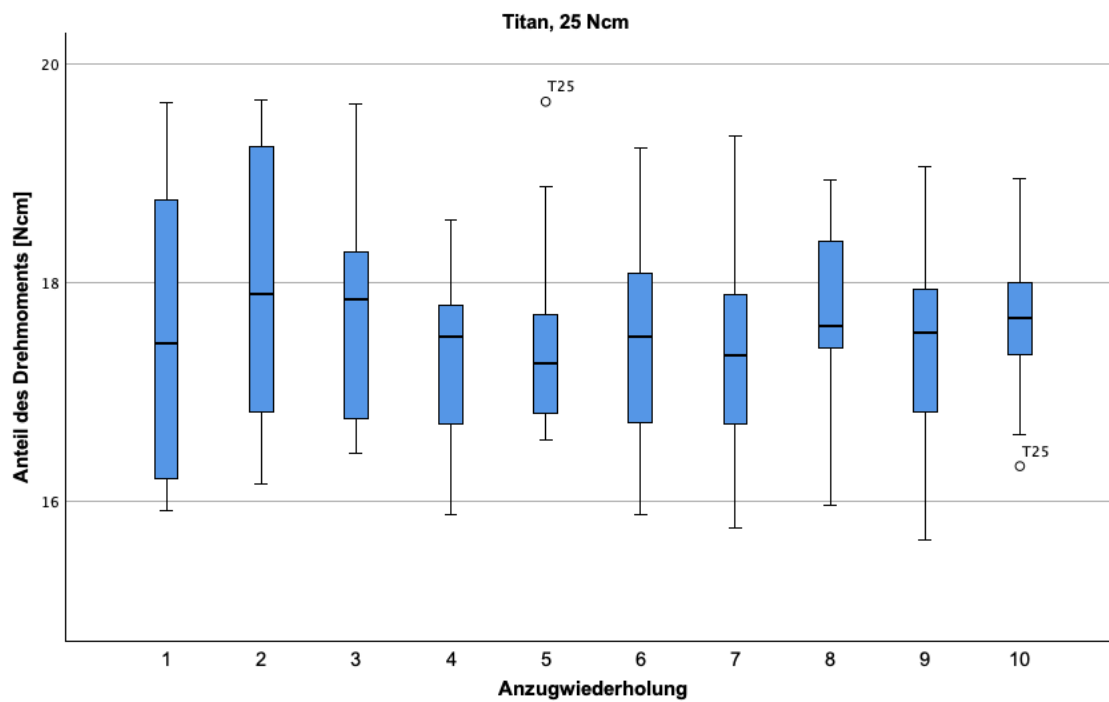


Abbildung 13: Anteil des Drehmoments zur Überwindung der Gewindereibung in Ncm für jede Anzugwiederholung 1- 10.

In Tabelle 14 sind die Reibwerte der Anzugwiederholungen 1-10 aufgelistet. Der Reibwert betrug im Mittel 0,3 (Min.: 0,26; Max.: 0,4; SD.: 0,04) beim ersten Anziehen und 0,44 (Min.: 0,39; Max.: 0,61; SD.: 0,06) beim zehnten Anziehen.

Tabelle 14: Deskriptive Auswertung der errechneten Reibwerte für die Anzugwiederholungen 1-10.

Anzug- wiederholung	N	Min.	Max.	Mittelwert	SD.
1	12	0,26	0,40	0,30	0,04
2	12	0,28	0,41	0,32	0,04
3	12	0,30	0,41	0,34	0,03
4	12	0,31	0,41	0,35	0,03
5	12	0,31	0,42	0,36	0,03
6	12	0,35	0,43	0,38	0,03
7	12	0,36	0,45	0,40	0,03
8	11	0,36	0,47	0,40	0,03
9	11	0,38	0,49	0,42	0,03
10	10	0,39	0,61	0,44	0,06

4.2 Vorspannung im Gruppenvergleich

Abbildung 14 veranschaulicht die Höhe der Vorspannung beim ersten Anzug der drei untersuchten Gruppen nebeneinander als Boxplot-Diagramm. Die Gruppe T25 erzielte die höchste mittlere Vorspannung von 452,46 N beim ersten Anziehen (Min.: 349,14; Max.: 510,97; SD.: 48,01). G15 erzielte beim ersten Anzug im Mittel die niedrigste Vorspannung. Zum Vergleich des ersten Anzugs wurde zur Feststellung der Signifikanz eine einfaktorielle ANOVA mit Bonferroni Korrektur durchgeführt (Tabelle 24).

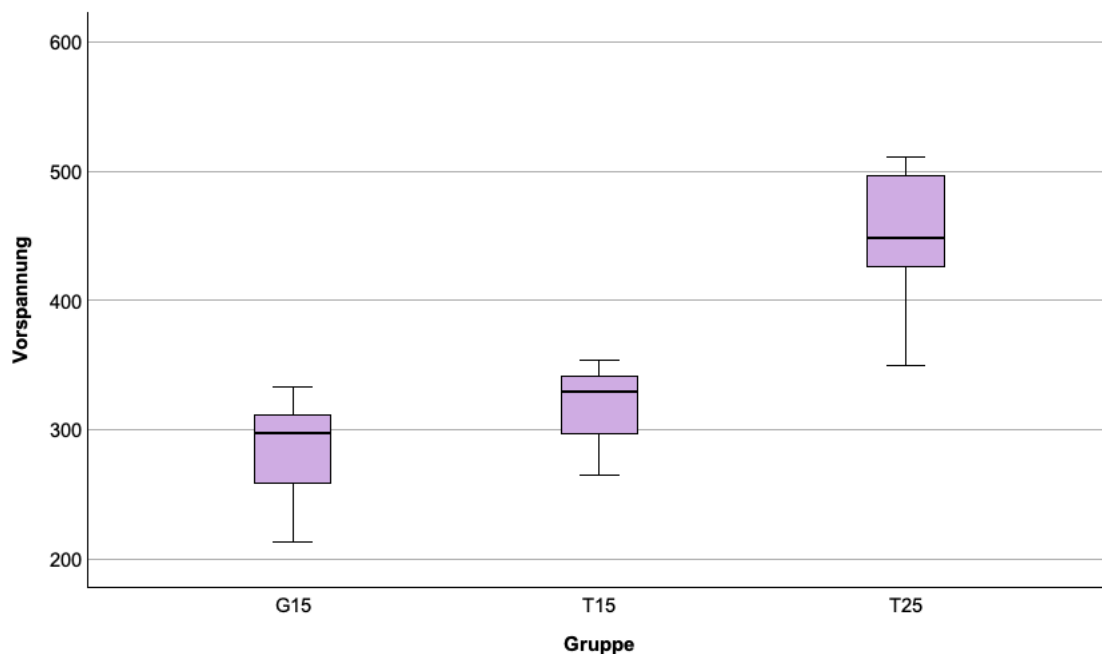


Abbildung 14: Gemessene Vorspannung in Newton des ersten Anzugs aufgeteilt nach Gruppe

Tabelle 15: Ergebnis der ANOVA mit Bonferroni Korrektur zum Vergleich der signifikanten Unterschiede in der ersten Anzugsequenz zwischen den Gruppen

Gruppe	2	3
1	p=0,128	p<0,001
2		p<0,001

Mittels Linear gemischten Modells und Tukey-Kramer Adjustierung wurde ermittelt, ob es signifikante Unterschiede in der Höhe der erzielten Vorspannung zwischen den drei getesteten Gruppen bei Betrachtung aller Anzugwiederholungen gibt (Tabelle 16).

Tabelle 16: Signifikante Unterschiede in der Höhe der erzielten Vorspannung zwischen den drei getesteten Gruppen bei Betrachtung aller Anzugwiederholungen

Gruppenvergleich	Signifikanz (p-Wert)
1 (G15) vs. 2 (T15)	0,0665
1 (G15) vs. 3 (T25)	<0,0001
2 (T15) vs. 3 (T25)	<0,0001

Zusätzlich wurde die erreichte Vorspannung der ersten Anzugwiederholung von Gruppe 2 (T15) mit 60 Prozent der erreichten Vorspannung der ersten Anzugwiederholung von Gruppe 3 (T25) (60% von 452,46N = 271,48N) mittels t-Test verglichen (Tabelle 17), um Rückschlüsse auf einen linearen Zusammenhang zwischen Anziehdrehmoment und daraus resultierender Vorspannung ziehen zu können.

Tabelle 17: Signifikante Unterschiede in der Höhe der erzielten Vorspannung zwischen Gruppe T15 und 60% der Vorspannung von Gruppe T25

Gruppenvergleich	Signifikanz (p-Wert)
2 (T15) vs. 60% von 3 (T25)	<0,001

4.3 Aufnahme

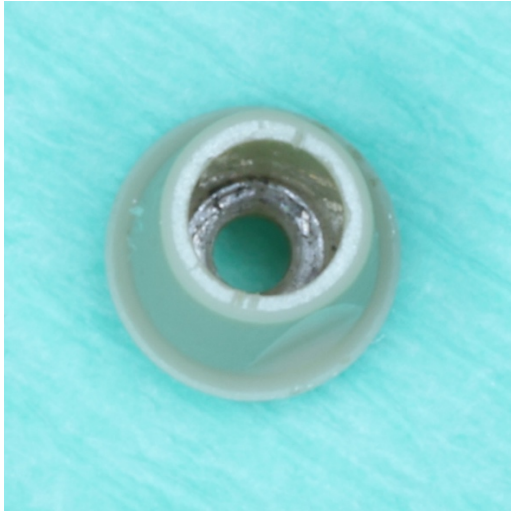


Abbildung 15: Foto der Auflagefläche des Schraubenkopfes auf dem Abutment nach 10-fachem Anziehen einer Titanschraube mit 25 Ncm Anziehdrehmoment

Abbildung 15 zeigt die Auflagefläche, an der der Schraubenkopf bei der Verschraubung des Abutments mit dem Implantat aufliegt nach zehnfacher Verschraubung einer Titanschraube. Der Verschleiß findet am schwächeren Reibpart, in diesem Fall dem PEKK-Abutment statt. Dieser lässt sich auf dem Foto deutlich erkennen.

5 Diskussion

5.1 Darlegung der Ausgangshypothesen

Zu Beginn der Untersuchung wurden vier grundlegende Hypothesen aufgestellt. Die erste Nullhypothese geht davon aus, dass die Vorspannung und die entsprechenden Reibwerte sich nicht signifikant zwischen den Gruppen unterscheiden. Das würde im Vergleich von Gruppe G15 mit Gruppe T15 bedeuten, dass die Materialkombination die Höhe der erreichten Vorspannung nicht signifikant beeinflusst.

Die zweite zu Beginn formulierte Hypothese statuiert, dass die Vorspannung innerhalb einer Gruppe nicht signifikant von der Anzugwiederholung beeinflusst wird und die dritte Hypothese, dass auch der Anteil der Gewindereibung nicht signifikant von der Wiederholung beeinflusst wird.

Die vierte zu Beginn dargelegte Hypothese besagt, dass wie es bei einem lineareren Zusammenhang zwischen Anziehdrehmoment und daraus resultierender Vorspannung erwartbar wäre, die Vorspannung der Gruppe T15 etwa 60 Prozent der Vorspannung der Gruppe T25 entspricht.

5.2 Zusammenfassung der Ergebnisse

Im Vergleich aller Gruppen erzielte Gruppe T25, in der Titanschrauben mit einem Anziehdrehmoment von 25 Ncm angezogen wurden, mit einem Mittelwert von 452,46 N beim ersten und einem Mittelwert von 322,68 N beim zehnten Anziehen, die höchsten hier gemessenen Werte. Im Vergleich der Gold- und Titanschrauben, die mit 15 Ncm Anziehdrehmoment angezogen wurden, erreichten die Titanschrauben höhere Vorspannwerte. Der Unterschied erreichte allerdings nicht das Signifikanzniveau.

In allen getesteten Gruppen sanken die Mittelwerte der gemessenen Vorspannung innerhalb der Gruppe signifikant mit der Anzahl der Anzugwiederholungen. Dabei wich nicht jede Wiederholung signifikant von der vorherigen Messung ab.

Titanschrauben, die mit 15 Ncm angezogen wurden, erreichten mehr als 60 Prozent der Vorspannung, die bei Titanschrauben und 25 Ncm Anziehdrehmoment erzielt wurde.

Die Gewindereibung veränderte sich in allen Gruppen nicht relevant oder signifikant. Da sich die Reibwerte dem mathematischen Zusammenhang entsprechend umgekehrt proportional zur Vorspannung verhalten, nahmen diese in jeder Gruppe signifikant mit der Anzahl der Anzugwiederholungen zu.

5.3 Ergebnisse im Kontext der Hypothesen: Bestätigung oder Widerlegung

Die Ergebnisse der durchgeführten Untersuchung können die zu Beginn aufgestellte Hypothese, dass die Vorspannung und die Reibwerte sich zwischen den Gruppen nicht signifikant unterscheiden, teilweise bestätigen. Relevant ist der Mittelwertvergleich hier vor allem für den Vergleich der beiden Gruppen, die mit demselben Anziehdrehmoment von 15 Ncm angezogen wurden. Hier erzielten die Implantat-Abutment-Komplexe der Gruppe T15 im Mittel zwar bei jedem Anzug höhere Vorspannwerte als Gruppe G15, diese waren allerdings nicht signifikant höher.

In der durchgeführten Untersuchung zeigte sich innerhalb aller Gruppen ein signifikanter Zusammenhang zwischen der Anzugwiederholung und der Abnahme der Vorspannung. Damit kann die zweite ursprünglich aufgestellte Hypothese, dass die Vorspannung von der Wiederholung nicht signifikant beeinflusst wird, widerlegt werden. Bekannterweise gehen bei einer normierten Verschraubung mit Stahlkomponenten nur etwa zehn Prozent des aufgewendeten Anziehdrehmoments in die Vorspannung über, während etwa 90 Prozent für die Überwindung der Reibung zwischen den Komponenten aufgewendet werden muss. Bei einer Verschraubung ausschließlich von Titankomponenten muss aufgrund der höheren Reibung von einem noch höheren Anteil des Anziehdrehmoments ausgegangen werden, der zur Überwindung der Reibung benötigt wird. Die Abnahme der Vorspannung mit der Wiederholung geht auf eine Erhöhung der Reibung zurück. Der Anteil der Gewindereibung hat sich in allen Gruppen nicht relevant oder signifikant mit der Anzahl der Wiederholungen verändert, was die dritte Hypothese ebenfalls widerlegt. Im Ergebnis muss sich also die Reibung an der Auflagefläche des Schraubenkopfes erhöht haben.

Die vierte Hypothese, nach der die Vorspannung bei der Verschraubung einer Titanschraube mit 15 Ncm Anziehdrehmoment etwa 60 Prozent der Vorspannung entspricht, die bei der Verschraubung mit 25 Ncm erzielt wird, wie es bei einem linearen Zusammenhang erwartbar wäre, lässt sich im Falle der hier untersuchten Titanschrauben mit PEKK-Abutments nicht bestätigen. Die Titanschrauben erreichten bei 15 Ncm Anziehdrehmoment eine signifikant höhere Vorspannung als 60 Prozent der Werte von Gruppe T25. Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass das PEKK, welches als Abutmentmaterial bei der Verschraubung mit Titanschrauben verwendet wurde, bei höherem Anziehdrehmoment stärker gestaucht wird, was zu einem nicht linearen Zusammenhang von Anziehdrehmoment und Vorspannung führt.

5.4 Ergebnisse im Kontext der Literatur

Wirkt eine äußere Kraft auf den Implantat-Abutment-Komplex ein, die die Vorspannung der Schraube übersteigt, so wird die Schraube weiter gedehnt und es kann zu Bewegungen des Abutments kommen, die auf Dauer zu Schraubenlockerung führen können. Implantate aus Zirkoniumdioxid sind eine weit verbreitete Alternative zu Implantaten aus Titan. Mechanische Beanspruchung und übermäßige Spannungen können zur Fraktur von Keramikimplantaten führen. Bei durchmesserreduzierten Implantaten ist das Risiko höher (17). Da ausreichende Langzeitdaten zu Fraktur- und Überlebensraten von Zirkoniumdioxid-Implantaten fehlen, ist es besonders wichtig, bei Materialkombinationen mit Zirkoniumdioxid eine übermäßige Spannung im System zu vermeiden.

Die gemessenen Werte der Vorspannung sind bei den getesteten Titanschrauben bei 25 Ncm Anziehdrehmoment deutlich höher als in Untersuchungen mit unbeschichteten Titanschrauben und Titanimplantaten bei 25 Ncm Anziehdrehmoment, und auch höher als bei der Verwendung von carbonbeschichteten Titanschrauben (1, 2). Im hier untersuchten Komplex mit Titanschrauben und Zirkoniumdioxid-Implantaten und der Anwendung von 15 Ncm Anziehdrehmoment wurde eine Vorspannung erzielt, die mit der Vorspannung vergleichbar ist, die mit beschichteten Titanschrauben in Titanimplantaten bei 25 Ncm Anziehdrehmoment erzielt wurde. Dies kann darauf zurückgeführt werden, dass die Reibung bei der Materialkombination aus Zirkoniumdioxid-Implantat und Titanschraube geringer ist. In den oben zitierten Studien kann auch die höhere Reibung am Schraubenkopf bei der Verwendung von Titan-Abutments im Vergleich zu den hier verwendeten PEKK-Abutments eine Rolle für die dort gemessenen niedrigeren Vorspannwerte spielen. Da es keine Studien zu vergleichbaren Materialkombinationen wie denen, die in dieser Studie getestet wurden, gibt, ist ein Vergleich der gemessenen Werte erschwert. Die Tatsache, dass in dieser Untersuchung mit den Zirkoniumdioxid-Implantaten höhere Vorspannwerte bei gleichem Anziehdrehmoment erzielt wurden, kann unter kritischer Betrachtung zu einer übermäßigen Kraft- und Zugübertragung auf das Implantat und das Abutment führen. Das könnte im Zirkoniumdioxid-Implantat zu einem höheren Frakturrisiko und im PEKK-Abutment zu einer Stauchung führen. Daraus ergibt sich die Frage, ob die erzielte Vorspannung bei der Verwendung von Titanschrauben mit einem Anziehdrehmoment von 15 Ncm, statt der vom Hersteller für dieses Material empfohlenen 25 Ncm, für den klinischen Einsatz ausreicht.

In Studien wurde bereits von einem proportionalen Zusammenhang zwischen Anziehdrehmoment und der daraus resultierenden Vorspannung bei Titankomponenten berichtet (70). Da sich dieser Zusammenhang aus der Elastizität des Metalls ergibt, die dafür sorgt, dass die Komponenten nach dem Losdrehen in ihre Ursprungslänge zurückkehren, kann die nicht hinreichend reversible Stauchung bedingt durch das vergleichsweise plastische

Material des PEKK-Abutments Einfluss auf den Zusammenhang nehmen. Das Elastizitätsmodul von PEKK ist niedriger als das von Metallen (53, 54), wobei die Eigenschaften stark von der Modifizierung des Materials abhängen.

In der durchgeführten Untersuchung zeigt sich, dass kein proportionaler Zusammenhang zwischen dem angewendeten Anziehdrehmoment und der resultierenden Vorspannung beim Vergleich der Gruppe T15 mit 60 Prozent der Vorspannung von Gruppe T25 auftrat. Im ersten Anzugversuch erzielten Titanschrauben bei der Verschraubung der PEKK-Abutments mit Zirkoniumdioxid-Implanten bei 15 Ncm Anziehdrehmoment eine mittlere Vorspannung von 318,26 N. Bei 25 Ncm Anziehdrehmoment betrug die mittlere Vorspannung des ersten Anzugs 452,46 N. 60 Prozent der bei 25 Ncm erreichten Vorspannung wären dementsprechend eine Vorspannung von 271,48 N. Bei 15 Ncm Anziehdrehmoment wurde also eine deutlich höhere als die bei einem linearen Zusammenhang erwartbare Vorspannung erzielt.

Dies kann damit zusammenhängen, dass der Werkstoff PEKK ein erhöhtes Werkstoffkriechen im Vergleich zu Metallen aufweist (77) und so bei höherem Anziehdrehmoment die Stauchung des Abutments zu einer niedrigeren Vorspannung führt. Bei der Verschraubung wird das Abutment durch die verhältnismäßig kleine Auflagefläche stark beansprucht beziehungsweise gestaucht und entspricht im Rückstellvermögen nicht dem von metallischen Abutments. Dieser Effekt wirkt sich stärker aus, wenn das Anziehdrehmoment höher ist. Insgesamt hängt die plastische Verformung und der Einfluss des Settling-Effekts von der Elastizität, der Rauigkeit und dem Rückstellvermögen der miteinander verschraubten Materialien ab (24). Abutments aus PEKK führen also möglicherweise zu größeren Schwankungen in der Stauchung der Komponenten.

Dieses Verhalten des PEKK-Abutments kann Erklärung für ein weiteres Ergebnis aus dieser Untersuchung sein. Bei der Verwendung der Goldschrauben mit 15 Ncm Anziehdrehmoment sank die erzielte Vorspannung vom ersten bis zum zehnten Anziehen im Mittel von etwa 284 N auf etwa 243 N, also um circa 15 Prozent. Bei der höheren Vorspannung unter der Verwendung von Titanschrauben und 15 Ncm Anziehdrehmoment sank die erzielte Vorspannung vom ersten bis zum zehnten Anziehen von etwa 318 N auf etwa 262 N, also um circa 18 Prozent. Bei der nochmals deutlich höheren Vorspannung unter der Verwendung von Titanschrauben und 25 Ncm Anziehdrehmoment sank die erzielte Vorspannung im Mittel vom ersten bis zum zehnten Anzugversuch von etwa 452 N auf etwa 322 N. Hier reduzierte sich die Vorspannung mit der Anzugwiederholung um circa 30 Prozent. Auch dies kann durch die Plastizität oder geringere Elastizität des Abutmentmaterials erklärt werden. In dem hier untersuchten Implantat-Abutment-Schraubenkomplex bestehend aus einem starren Implantat, einer elastischen Schraube und einem plastischen Abutment, kann das Abutmentmaterial eventuell für den nicht linearen Zusammenhang zwischen Anziehdrehmoment und

Vorspannung führen und für den größeren Verlust an Vorspannung bei wiederholtem Anziehen mit gleichem Drehmoment verantwortlich gemacht werden. Zum einen führt das höhere Anziehdrehmoment nicht zu einer erwartbar höheren Vorspannung, und zum zweiten führt ein bereits öfter gestauchtes Abutment ebenfalls zu einer niedrigeren Vorspannung als man sie bei dem entsprechenden Anziehdrehmoment erwarten würde.

In der hier durchgeführten Untersuchung erreichten die Titanschrauben im Vergleich zu Goldschrauben bei gleichem Anziehdrehmoment höhere Vorspannwerte, die allerdings nicht das Signifikanzniveau erreichten. In einer Studie, die Gold- und Titanschrauben in Titanimplantaten untersuchten, erreichten Goldschrauben höhere Vorspannwerte als Titanschrauben bei gleichem Anziehdrehmoment (66).

Da sich die Gewindereibung in allen Versuchsgruppen nicht signifikant mit der Anzugwiederholung verändert hat, die Vorspannung in allen Gruppen aber signifikant mit der Anzahl der Anzugwiederholungen niedriger wurde, könnte geschlussfolgert werden, dass neben der Stauchung des Abutments auch die Reibung am Kopf der Schraube zugenommen hat. Der Abrieb oder Verschleiß erfolgt dabei am schwächeren Reibpartner, im Falle der Titan- und Goldschrauben also nicht an der Schraube selbst, sondern an der entsprechenden Auflagefläche des PEKK-Abutments. In Studien wurde bereits berichtet, dass Abriebpartikel und eine Kontamination der Schrauben mit einer erhöhten Reibung einhergehen können (62). Auch die Untersuchungen zu Titanimplantaten und Titanschrauben haben eine signifikante Reduktion der Vorspannung mit der Anzugwiederholung bei einer sich nicht signifikant verändernden Gewindereibung festgestellt (1, 2). In dieser Studie wurden Titanabutments für die Verschraubung verwendet. Daher zeigte sich ein Verschleiß an der Auflagefläche am Schraubenkopf. In der hier durchgeführten Untersuchung lässt sich der Verschleiß am PEKK-Abutment erkennen. Auch Studien, die die Vorspannung von Goldschrauben bei wiederholtem Anziehen untersuchten, berichteten von einer Abnahme der Vorspannung mit der Anzugwiederholung (64). Der Zusammenhang, dass ein höherer Reibwert mit einer Abnahme der Vorspannung verbunden ist, ist in der Literatur beschrieben (24) und bereits aus diversen Studien bekannt (68). In einer Finite Elemente Analyse wurde ermittelt, dass der Reibwert der Materialien im Implantat-Abutment-Komplex nur etwa 0,12 betragen dürfte, um die gewünschte Vorspannung von 75 Prozent der Streckgrenze der Schraube zu erzielen (67). In der Untersuchung erreichten Goldschrauben bei 15 Ncm Anziehdrehmoment im Mittel einen Reibwert von 0,29-0,35, und Titanschrauben bei 15 Ncm Anziehdrehmoment zwischen 0,25-0,32. Titanschrauben erreichten bei 25 Ncm Anziehdrehmoment Reibwerte zwischen 0,30 und 0,44. Dies ist vergleichbar mit den Reibwerten bei vergleichbarem Anziehdrehmoment in vorangegangenen Studien zu beschichteten Titanschrauben (2).

5.5 Implikationen der Untersuchungsergebnisse

Der Hersteller der in dieser Untersuchung getesteten Implantat-Abutment-Komplexe gibt für die getesteten Goldschrauben ein Anziehdrehmoment von 15 Ncm und für die Titanschrauben von 25 Ncm für den endgültigen Einsatz an. Im Vergleich der Gold- und Titanschrauben bei 15 Ncm Anziehdrehmoment erreichten die Titanschrauben im Mittel höhere Werte als die Goldschrauben, wobei der Unterschied nicht ganz das Signifikanzniveau erreichte. Im Hinblick auf die zu Beginn dargelegte Problemstellung und die Frage, ob bei Titanschrauben bei der Verschraubung mit Zirkonoxid Implantaten auch bei einem geringeren Anziehdrehmoment von 15 Ncm eine ausreichende Vorspannung erzielt werden kann, sollten weitergehende Untersuchungen mit anderen Abutmentmaterialien, bei denen kein erhöhtes Risiko für eine plastische Verformung besteht, durchgeführt werden.

In der Untersuchung wird deutlich, dass PEKK als Abutment-Material Einschränkungen mit sich bringt, die weitergehend untersucht werden müssten. Fraglich ist, ob PEKK, zumindest in der hier untersuchten Zusammensetzung, als ein geeignetes Abutmentmaterial über die provisorische Versorgung hinausgehend für definitive Versorgungen empfohlen werden sollte.

5.6 Limitationen der Untersuchung und Bewertung der angewendeten Methodik

Bei dem Vergleich der in dieser Untersuchung gemessenen Vorspannwerte mit den Ergebnissen vergleichbarer Studien lässt sich eine heterogene Datenlage feststellen. Dies könnte auch aufgrund der unterschiedlichen Messmethoden in vergleichbaren Studien entstehen. Außerdem kann sich die Reibung, welche einen starken Einfluss auf die Höhe der Vorspannung hat, in jedem Versuchspaar stark unterscheiden, beispielsweise durch Fertigungstoleranzen der Materialien oder andere Materialzusammensetzungen. Die Daten dieser Untersuchung sind vergleichbar mit den Daten von vorhergehenden Untersuchungen, die mit der gleichen Messmethodik durchgeführt wurden.

Eine verbreitete Messmethode zur Ermittlung der Vorspannung ist die Finite Elemente Analyse. Diese entspricht einer Simulation der Situation und ist damit abhängig von der Menge an Daten, die in die Berechnung mit einbezogen werden. Darüber hinaus lässt sich die Auswirkung der Anzugwiederholung auf die Höhe der Vorspannung nur schwer simulieren, da die genaue Zunahme der Reibung nur eingeschränkt berechenbar ist. Andere Studien schließen über das Losdrehmoment auf die Höhe der Vorspannung. Allerdings ist das Losdrehmoment der Schraube in der Regel niedriger als die Vorspannung, da die Kraftverhältnisse im Gewinde der Schraube das Losdrehen begünstigen. Die Messung der Längenänderung der Schraube ist eine präzise Methode, kann aber auch durch eine

plastische Verformung der Schraube verfälscht werden, wenn diese nicht mehr in ihre Ursprungslänge zurückkehrt.

Weitere Limitationen der Untersuchung könnten potenzielle Messfehler darstellen, beispielsweise durch eine Ungenauigkeit des Drehmomentschlüssels, welcher gewissen Schwankungen unterliegt. Um diesen entgegenzuwirken, wurde ein elektronischer Drehmomentschlüssel verwendet, welcher vor jeder Messung erneut kalibriert wurde.

Im Mundmilieu kommt es zu dauerhafter Feuchtigkeitsexposition und starken Temperaturschwankungen, beispielsweise beim Verzehr von heißen oder kalten Lebensmitteln. Diese können die sich stark auf das Kriechverhalten von Kunststoffen und ebenso deren Verformung auswirken und zu einem Verlust der Vorspannkraft führen können. Daher sind weitere Messmethoden in in-vitro Versuchen oder klinischen Testungen erforderlich, um die Auswirkung auf die Vorspannung zu untersuchen oder Versuche mit anderen Abutmentmaterialien, bei denen kein Risiko für eine plastische Verformung besteht.

Insgesamt liefert die Untersuchung Erkenntnisse über den Zusammenhang von Anziehdrehmoment und Vorspannung bei verschiedenen Materialkombinationen. Sie liefert nicht direkt Erkenntnisse über die klinische Relevanz der Höhe der Vorspannung.

5.7 Zukünftige Forschungsperspektiven

Da die Schraubenvorspannung abhängig von dem Material der einzelnen Komponenten ist, muss sie für jedes System und jede Materialkombination einzeln ermittelt werden. Um Rückschlüsse auf ein passendes Anziehdrehmoment zu ziehen, das eine langzeitstabile Verbindung der Komponenten gewährleistet, sollte die Vorspannung aller gängig verwendeten Implantatsysteme ermittelt werden.

Üblicherweise wird in der Schraubenmechanik ein linearer Zusammenhang zwischen Vorspannung und aufgewendetem Anziehdrehmoment angenommen. Durch externe Faktoren wie eine Veränderung der Reibung der Komponenten oder die Verformung der Materialien kann dieser Zusammenhang allerdings nicht für die verschraubten Implantat-Abutment-Komplexe uneingeschränkt übertragen werden. In dieser Untersuchung bestand bei den Titanschrauben unter der Verwendung von 15 und 25 Ncm Anziehdrehmoment kein linearer Zusammenhang. Dies wurde mit dem plastischen Verhalten eines der beiden verspannten Komponenten, dem PEKK-Abutment, erklärt. Ob es auch bei anderen Materialkombinationen, zum Beispiel bei der Verwendung von PEEK-Schrauben zu einem nicht linearen Zusammenhang kommt sollte weitergehend untersucht werden. Ebenfalls Raum für weitere Untersuchungen bietet die Frage, ob auch bei der Verschraubung ausschließlich von

Metallkomponenten ein linearer Zusammenhang besteht, oder ab welchem Anziehdrehmoment das plastische Verhalten eines der Komponenten relevant wird.

Das Gleiche gilt auch für das „Setzen“ des Materials. Die zuvor beschriebenen Materialeigenschaften könnten auch Einfluss auf den Settling-Effekt, also das Nachlassen der Vorspannung mit der Zeit, haben. Auch hier hat die Reibung sowie Elastizität und Rückstellvermögen der einzelnen Komponenten einen Einfluss und es erscheint sinnvoll, das Setzverhalten verschiedener Materialkombinationen zu untersuchen. Daher ist es sinnvoll, das Verhältnis von Vorspannung und Anziehdrehmoment und den Einfluss des Setzens der Materialien für verschiedene Materialkombinationen zu testen, um daraus Rückschlüsse auf den Zusammenhang ziehen zu können.

Um den Einfluss von Temperaturschwankungen und Feuchtigkeitsexposition auf die Höhe der Vorspannung zu untersuchen, könnten in-vitro Versuche, beispielsweise eine Thermozyklisierung der Materialien, vorgenommen werden.

Um die Auswirkung einer überhöhten Vorspannung im Implantat-Abutment-Komplex auf die Gefahr von Abutment- oder Implantatfrakturen zu untersuchen und darüber Rückschlüsse auf eine ideale Vorspannung zu ziehen, sind ebenfalls weitere Untersuchungen und Materialtestungen erforderlich.

6 Zusammenfassung

In der vorliegenden Arbeit wurden die Vorspannung, ein der Gewindereibung proportionaler Wert und der Reibwert von Gold- und Titanschrauben bei der Verschraubung von einem Zirkoniumdioxid-Implantat mit einem PEKK-Abutment untersucht. Dabei wurden für die Titanschrauben zwei unterschiedliche Anziehdrehmomente angewendet.

Die zentrale Fragestellung bestand darin, festzustellen, ob Titanschrauben bei einem Anziehdrehmoment von 15 Ncm gegebenenfalls eine ausreichende oder eine mit anderen Verbindungen vergleichbare Vorspannung erzielen, um eine potenziell höhere Anfälligkeit für technische Komplikationen zu vermeiden, die im Fall von Zirkoniumdioxid-Implantaten unter Umständen zu einer Fraktur der auf Zugspannung anfälligeren Implantate führen könnten. Außerdem sollte ermittelt werden, ob Titanschrauben bei 15 Ncm Anziehdrehmoment etwa 60 Prozent der Vorspannung erzielen, die mit Titanschrauben bei 25 Ncm Anziehdrehmoment erzielt wird. Die Hypothesen zu Beginn der Untersuchung waren, dass es keinen Unterschied in der Höhe der erreichten Vorspannung und den Reibwerten zwischen den Gruppen gibt, die mit dem gleichen Anziehdrehmoment angezogen werden. Außerdem wurde die Hypothese aufgestellt, dass die Höhe der Vorspannung innerhalb einer Gruppe nicht signifikant von der Anzugwiederholung beeinflusst wird und dass es einen linearen Zusammenhang zwischen der erreichten Vorspannung und dem aufgewendeten Anziehdrehmoment gibt.

Im Ergebnis erzielten Titanschrauben bei einem Anziehdrehmoment von 15 Ncm höhere Vorspannwerte als Goldschrauben bei gleichem Anziehdrehmoment, wobei der Unterschied nicht das Signifikanzniveau erreichte. Titanschrauben erreichten in dieser Materialkombination bei 15 Ncm Anziehdrehmoment auch höhere Vorspannwerte als Titanschrauben bei der Verschraubung mit Titanimplantaten und Titanabutments bei 25 Ncm Anziehdrehmoment, wie sie in der Literatur beschrieben wurden. Bei den in dieser Untersuchung verwendeten PEKK-Abutments war die erreichte Vorspannung bei 15 Ncm Anziehdrehmoment höher als 60 Prozent der Vorspannung, die bei 25 Ncm erreicht wurde. Dafür könnte die Stauchung des Abutments verantwortlich gemacht werden.

Die hier gemessenen Ergebnisse deuten darauf hin, dass ein Anziehdrehmoment von 15 Ncm bei der Verschraubung in Zirkoniumdioxid-Implantaten ausreichen könnte, um die Vorspannwerte zu erzielen, die bei Titanimplantaten, Titanabutments und carbonbeschichteten Titanschrauben bei 25 Ncm Anziehdrehmoment erreicht werden, welche für den klinischen Einsatz üblicherweise als ausreichend angesehen werden. Um diese Aussage weiter zu überprüfen könnte getestet werden, ob Titanschrauben bei Zirkonoxidimplantaten bei 15 Ncm auch eine ausreichende Vorspannung erzielen, wenn andere Abutmentmaterialien verwendet werden.

7 Literaturverzeichnis

1. Wentaschek S, Tomalla S, Schmidtmann I, Lehmann KM. Preload, Coefficient of Friction, and Thread Friction in an Implant-Abutment-Screw Complex. *Int J Prosthodont.* 2017;30(6):542-4.
2. Sagheb K, Görden CI, Döll S, Schmidtmann I, Wentaschek S. Preload and friction in an implant-abutment-screw complex including a carbon-coated titanium alloy abutment screw: an in vitro study. *Int J Implant Dent.* 2023;9(1):8.
3. Weibrich M. Vorspannung, Reibungskoeffizient und Gewindereibung einer Implantat-Abutment-Schraube in einem Keramikimplantat und deren Veränderung bei wiederholtem Anziehen. Johannes Gutenberg- Universität Mainz. 2024.
4. 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.
5. Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand.* 1981;52(2):155-70.
6. Wöstmann B, Samietz S, Jordan A, Kuhr K, Nitschke I, Stark H. Zahnverlust und prothetische Versorgung: Ergebnisse der 6. Deutschen Mundgesundheitsstudie (DMS • 6). *DZZ.* 2025;2
7. Wolfart S. Implantatprothetik: ein patientenorientiertes Konzept: Planung, Behandlungsabläufe, Bewährung, Ästhetik, Funktion, digitale Technologien, Zahntechnik. Berlin: Quintessenz Publishing Deutschland; 2014. p. 60-126.
8. Goodacre C, Goodacre B. Fixed vs removable complete arch implant prostheses: A literature review of prosthodontic outcomes. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:13-34.
9. Ren B, Xu Y, Dai J, Guo S, Wei H. Experimental study on implant-abutment locking force and abutment subsidence in a pure Morse taper connection implant system. *Hua Xi Kou Qiang Yi Xue Za Zhi.* 2024;42(3):372-81.
10. Wilson TG, Jr. The positive relationship between excess cement and peri-implant disease: a prospective clinical endoscopic study. *J Periodontol.* 2009;80(9):1388-92.
11. Kern M, Wolfart S, Heydecke G, Witkowski S, Türp JC, Strub JR. Kombinierte und abnehmbare Prothetik, Implantologie, Nachsorge, Lebensqualität. 5., überarbeitete und erweiterte Auflage ed. Berlin. Ann Arbor, Michigan: Quintessenz Publishing; 2022. 1 Online-Ressource p.
12. Kongkiatkamon S, Rokaya D, Kengtanyakich S, Peampring C. Current classification of zirconia in dentistry: an updated review. *PeerJ.* 2023;11:e15669.
13. Müller-Heupt LK, Schiegnitz E, Kaya S, Jacobi-Gresser E, Kämmerer PW, Al-Nawas B. The German S3 guideline on titanium hypersensitivity in implant dentistry: consensus statements and recommendations. *Int J Implant Dent.* 2022;8(1):51.
14. Dental Implants Market Size, Share & Trends Analysis Report By Implant (Zirconia Implants, Titanium Implants), By Region (North America, Europe, Asia Pacific, Latin America, MEA), And Segment Forecasts, 2025 - 2030. 2025.
15. Hashim D, Cionca N, Courvoisier DS, Mombelli A. A systematic review of the clinical survival of zirconia implants. *Clin Oral Investig.* 2016;20(7):1403-17.

-
16. 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. *Clin Oral Investig*. 2023;27(11):6279-90.
 17. Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhäuser E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clin Oral Implants Res*. 2012;23(3):287-93.
 18. Thakare V, Chaware S, Kakatkar V, Darekar A. An insight performance of zirconia implant abutment: A systematic review and meta-analysis of randomized controlled clinical trial. *Indian J Dent Res*. 2023;34(1):80-6.
 19. Degidi M, Artese L, Scarano A, Perrotti V, Gehrke P, Piattelli A. Inflammatory infiltrate, microvessel density, nitric oxide synthase expression, vascular endothelial growth factor expression, and proliferative activity in peri-implant soft tissues around titanium and zirconium oxide healing caps. *J Periodontol*. 2006;77(1):73-80.
 20. Chmielewski M, Dąbrowski W, Ordyniec-Kwaśnica I. The Fracture Resistance Comparison between Titanium and Zirconia Implant Abutments with and without Ageing: Systematic Review and Meta-Analysis. *Dent J (Basel)*. 2024;12(9).
 21. Sailer I, Philipp A, Zembic A, Pjetursson BE, Hämmerle CH, Zwahlen M. A systematic review of the performance of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. *Clin Oral Implants Res*. 2009;20 Suppl 4:4-31.
 22. Wiessner A, Wassmann T, Wiessner JM, Schubert A, Wiechens B, Hampe T, Bürgers R. In Vivo Biofilm Formation on Novel PEEK, Titanium, and Zirconia Implant Abutment Materials. *Int J Mol Sci*. 2023;24(2).
 23. Bédouin Y, Lefrançois E, Salomon JP, Auroy P. Abutment rotational freedom on five implant systems with different internal connections. *J Prosthet Dent*. 2023;129(3):433-9.
 24. Wittel H, Jannasch D. Roloff/Matek Maschinenelemente. Berlin: Springer Vieweg; 2021. p. 239-309.
 25. Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Müller WD. The applicability of PEEK-based abutment screws. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2016;63:244-51.
 26. Naujokat HD, Will K. Zahnimplantate bei Diabetes mellitus: S3-Leitlinie (Leitlinienreport). Frankfurt: AWMF; 2022. Registernummer 083-025.
 27. Dreyer H, Grischke J, Tiede C, Eberhard J, Schweitzer A, Toikkanen SE, et al. Epidemiology and risk factors of peri-implantitis: A systematic review. *J Periodontol Res*. 2018;53(5):657-81.
 28. Katafuchi M, Weinstein BF, Leroux BG, Chen YW, Daubert DM. Restoration contour is a risk indicator for peri-implantitis: A cross-sectional radiographic analysis. *J Clin Periodontol*. 2018;45(2):225-32.
 29. Gil FJ, Herrero-Climent M, Lázaro P, Rios JV. Implant-abutment connections: influence of the design on the microgap and their fatigue and fracture behavior of dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2014;25(7):1825-30.
 30. Gehrke P, Burg S, Peters U, Beikler T, Fischer C, Rupp F, et al. Bacterial translocation and microgap formation at a novel conical indexed implant abutment system for single crowns. *Clin Oral Investig*. 2022;26(2):1375-89.
 31. Lopes de Chaves EMDEC, Sperandio M, Napimoga MH. Association Between Implant-Abutment Microgap and Implant Circularity to Bacterial Leakage: An In Vitro Study Using Tapered Connection Implants. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2018;33(3):505–11.

-
32. Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol* 2000. 2022;88(1):130-44.
 33. 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. *J Esthet Restor Dent*. 2017;29(4):233-46.
 34. Hotinski E, Dudley J. Abutment screw loosening in angulation-correcting implants: An in vitro study. *J Prosthet Dent*. 2019;121(1):151-5.
 35. Pitman J, Van Craenenbroeck M, Glibert M, Christiaens V. Screw loosening in angulation-correcting single implant restorations: A systematic review of in vitro studies. *J Prosthet Dent*. 2024;132(3):520-7.
 36. Lemos CAA, Verri FR, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, Kemmoku DT, Noritomi PY, Pellizzer EP. Splinted and Nonsplinted Crowns with Different Implant Lengths in the Posterior Maxilla by Three-Dimensional Finite Element Analysis. *J Healthc Eng*. 2018;2018:3163096.
 37. Clelland N, Chaudhry J, Rashid RG, McGlumphy E. Split-Mouth Comparison of Splinted and Nonsplinted Prostheses on Short Implants: 3-Year Results. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2016;31(5):1135-41.
 38. Pellizzer EP, de Mello CC, Santiago Junior JF, de Souza Batista VE, de Faria Almeida DA, Verri FR. Analysis of the biomechanical behavior of short implants: The photo-elasticity method. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2015;55:187-92.
 39. Kim KS, Lim YJ. Axial Displacements and Removal Torque Changes of Five Different Implant-Abutment Connections under Static Vertical Loading. *Materials (Basel)*. 2020;13(3).
 40. Semper W, Heberer S, Mehrhof J, Schink T, Nelson K. Effects of repeated manual disassembly and reassembly on the positional stability of various implant-abutment complexes: an experimental study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2010;25(1):86-94.
 41. Calderon U, Hicklin SP, Mojon P, Fehmer V, Nesic D, Mekki M, Sailer I. Influence of the Titanium Base Abutment Design on Monolithic Zirconia Multiple-Unit Implant Fixed Dental Prostheses: A Laboratory Study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2022;37(1):19-29.
 42. Giordano I R. Ceramics overview. *British Dental Journal*. 2022;232(9):658-63.
 43. Talibi M, Kaur K, Patanwala HS, Parmar H. Do you know your ceramics? Part 1: classification. *British Dental Journal*. 2022;232(1):27-32.
 44. Rosentritt M, Hahnel S, Stawarczyk B. *Werkstoffkunde: Kompendium Zirkonoxid [iBook]*. Berlin; 2017. Verfügbar unter: www.werkstoffkunde-kompendium.de.
 45. Mohseni P, Soufi A, Chrcanovic BR. Clinical outcomes of zirconia implants: a systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Investig*. 2023;28(1):15.
 46. Michelinakis G, Apostolakis D, Kamposiora P, Papavasiliou G, Özcan M. The direct digital workflow in fixed implant prosthodontics: a narrative review. *BMC Oral Health*. 2021;21(1):37.
 47. Kulyk V, Duriagina Z, Vasylyv B, Vavrukh V, Kovbasiuk T, Lyutyy P, Vira V. The Effect of Sintering Temperature on the Phase Composition, Microstructure, and Mechanical Properties of Ytria-Stabilized Zirconia. *Materials (Basel)*. 2022;15(8).
 48. Zhang F, Inokoshi M, Batuk M, Hadermann J, Naert I, Van Meerbeek B, Vleugels J. Strength, toughness and aging stability of highly-translucent Y-TZP ceramics for dental restorations. *Dent Mater*. 2016;32(12):e327-e37.

-
49. Denry I, Kelly JR. State of the art of zirconia for dental applications. *Dent Mater.* 2008;24(3):299-307.
 50. Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016;60(1):12-9.
 51. Bathala L, Majeti V, Rachuri N, Singh N, Gedela S. The Role of Polyether Ether Ketone (Peek) in Dentistry - A Review. *J Med Life.* 2019;12(1):5-9.
 52. Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel).* 2017;5(4).
 53. Stawarczyk B, Rosentritt M. *Werkstoffkunde: Kompendium PAEK-Werkstoffe* [iBook]. Berlin; 2021. Verfügbar unter: www.werkstoffkunde-kompendium.de
 54. Moharil S, Reche A, Durge K. Polyetheretherketone (PEEK) as a Biomaterial: An Overview. *Cureus.* 2023;15(8):e44307.
 55. Sandler J, Werner P, Shaffer MSP, Demchuk V, Altstädt V, Windle AH. Carbon-nanofibre-reinforced poly(ether ether ketone) composites. *Composites Part A: Applied Science and Manufacturing.* 2002;33(8):1033-9.
 56. Papathanasiou I, Kamposiora P, Papavasiliou G, Ferrari M. The use of PEEK in digital prosthodontics: A narrative review. *BMC Oral Health.* 2020;20(1):217.
 57. Zol SM, Alauddin MS, Said Z, Mohd Ghazali MI, Hao-Ern L, Mohd Farid DA, et al. Description of Poly(aryl-ether-ketone) Materials (PAEKs), Polyetheretherketone (PEEK) and Polyetherketoneketone (PEKK) for Application as a Dental Material: A Materials Science Review. *Polymers (Basel).* 2023;15(9).
 58. Schwitalla A, Müller WD. PEEK dental implants: a review of the literature. *J Oral Implantol.* 2013;39(6):743-9.
 59. Shigley JE, Mitchell LD, Saunders H. *Mechanical Engineering Design (4th Ed.)*. Journal of Mechanisms, Transmissions, and Automation in Design. 1985;107(2):145-.
 60. Jung WK, Lee WS, Kwon HB. Effects of abutment screw preload in two implant connection systems: A 3D finite element study. *J Prosthet Dent.* 2019;122(5):474.e1-.e8.
 61. Satpathy M, Jose RM, Duan Y, Griggs JA. Effects of abutment screw preload and preload simulation techniques on dental implant lifetime. *JADA Found Sci.* 2022;1.
 62. Lee HW, Alkumru H, Ganss B, Lai JY, Ramp LC, Liu PR. The Effect of Contamination of Implant Screws on Reverse Torque. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2015;30(5):1054-60.
 63. Martin WC, Woody RD, Miller BH, Miller AW. Implant abutment screw rotations and preloads for four different screw materials and surfaces. *J Prosthet Dent.* 2001;86(1):24-32.
 64. 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. *J Prosthodont.* 2006;15(3):164-71.
 65. Coelho L, Manzanares-Céspedes MC, Mendes J, Tallón-Walton V, Astudillo-Rozas W, Aroso C, Mendes JM. Coating Materials to Prevent Screw Loosening in Single Dental Implant Crowns: A Systematic Review. *Materials (Basel).* 2024;17(20).
 66. Doolabh R, Dullabh HD, Sykes LM. A comparison of preload values in gold and titanium dental implant retaining screws. *Sadj.* 2014;69(7):316-20.
 67. Lang LA, Kang B, Wang RF, Lang BR. Finite element analysis to determine implant preload. *J Prosthet Dent.* 2003;90(6):539-46.

-
68. Bulaqi HA, Mousavi Mashhadi M, Safari H, Samandari MM, Geramipanah F. Dynamic nature of abutment screw retightening: finite element study of the effect of retightening on the settling effect. *J Prosthet Dent.* 2015;113(5):412-9.
69. Arnetzl GV, Payer M, Falkensammer F, Arnetzl G. Effect of double conical abutment screw on implant preload. *Clin Oral Implants Res.* 2016;27(5):553-7.
70. Zipprich H, Rathe F, Pinz S, Schlotmann L, Lauer HC, Ratka C. Effects of Screw Configuration on the Preload Force of Implant-Abutment Screws. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2018;33(2):e25-e32.
71. Yilmaz B, Knapp P, Cevik P, Kahveci C, Abou-Ayash S. A survey for the use of torque-limiting devices among dental clinicians in Europe. *Clin Oral Implants Res.* 2024;35(11):1418-27.
72. Sun M, Shui Y, Zhang Y, Ma R, Zhao Y, Chen H, et al. Influence of Abutment Screw-Tightening Methods on the Screw Joint: Immediate and Long-Term Stability. *Int J Dent.* 2024;2024:5768318.
73. Wang YS, Lee CT, Kandaswamy E, Theodorou K, Chien HH. Accuracy of mechanical torque-limiting devices for implant screw tightening: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2024;132(3):536-45.
74. Hölken F, Yilmaz B, Bjelopavlovic M, Wentaschek S, Abou-Ayash S. Accuracy Verification of Torque Limiting Devices - A Procedure Using Fundamental Physics. *Int J Prosthodont.* 2025;0(0):1-8.
75. Karl M, Taylor TD. Effect of Cyclic Loading on Micromotion at the Implant-Abutment Interface. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2016;31(6):1292-7.
76. 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).* 2022;15(4).
77. Jenne M. Vorspannkraftrelaxationsverhalten von Schraubenverbindungen mit endlosfaserverstärkten Kohlenstofffaser-Kunststoff-Verbunden sowie dessen Verbesserung. [Dissertation]. Siegen: Fakultät IV - Naturwissenschaftlich-Technische Fakultät; 2023. ISBN 978-3-96182-147-1.

7 Danksagung

Zuerst möchte ich mich ausdrücklich bei _____ für die freundliche Betreuung dieser Dissertation und die hervorragende Unterstützung bei diesem Projekt mit großer fachlicher Expertise und Geduld bedanken.

Außerdem danke ich _____ vielmals für die Bereitschaft, das zweite Gutachten zu erstellen.

_____ möchte ich für die freundliche Bereitstellung der untersuchten Materialien danken, die diese Untersuchung ermöglicht haben.

Des Weiteren möchte ich dem _____ für die gute Zusammenarbeit danken, insbesondere _____, für die freundliche Unterstützung bei der statistischen Auswertung.

Nicht zuletzt möchte ich meiner Familie, meinen Freunden und meinen Kollegen für die Motivation und emotionale Unterstützung danken.

8 Tabellarischer Lebenslauf