

Der Einfluss der Spaltbildung im Implantat/Abutment-Interface auf die Beweglichkeit der Suprakonstruktion bei mehrgliedrigen Brücken

Dissertation

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

der Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Christin Cosse

aus Steinfurt

2026

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. rer. nat. Jörg Meister

Tag der mündlichen Prüfung: 19.02.2026

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -

Inhaltsverzeichnis

	Abkürzungsverzeichnis	5
1.	Einleitung	6
1.1	Implantologie und verschiedene Implantat-Abutment-Verbindungen	6
1.2	Mögliche Komplikationen bei der Versorgung mit Implantaten	13
1.2.1	Biologische Komplikationen	14
1.2.2	Mechanische Komplikationen	14
1.2.3	Mikrospaltbildung am Implantat-Abutment-Interface	15
1.3	Aktuelle Studienlage	16
1.3.1	Vorarbeiten aus der Dissertation von Martina Wylezalek	18
1.4	Brücken als prothetische Suprakonstruktion	19
1.5	Brückenmaterialien	22
1.6	Finite-Elemente-Methode	25
1.7	Fragestellungen und Ziele	27
2.	Material und Methoden	29
2.1	Auswahl der Implantat-Abutment-Verbindungen	29
2.2	Modellerzeugung	30
2.3	Durchgeführte Simulationen	33
2.3.1	Rotation der Belastungsrichtung im idealisierten Modell	33
2.3.2	Extraaxiale Belastung im idealisierten Modell	34
2.3.3	Verschiedene Belastungssituationen im Brückenmodell	35
2.3.4	Materialvariationen im Brückenmodell	39
2.4	Auswertung der Ergebnisse	40
2.5	Statistische Auswertung	41
3.	Ergebnisse	42
3.1	Rotation der Belastungsrichtung im idealisierten Modell	42
3.1.1	Spaltbildung	42
3.1.2	Bewegung des Abutments bei Belastung	46
3.2	Extraaxiale Belastung im idealisierten Modell	47
3.2.1	Spaltbildung	48

3.2.2	Bewegung des Abutments bei Belastung	51
3.2.3	Mechanische Spannungen innerhalb des Modells	52
3.3	Mikrospaltbildung im Brückenmodell	57
3.3.1	Gleichzeitige Belastung beider Brückenpfeiler	58
3.3.2	Belastung des anterioren Brückenpfeilers	59
3.3.3	Belastung des posterioren Brückenpfeilers	61
3.3.4	Belastung des Brückenzwischenglieds	63
3.3.5	Variation des Brückenmaterials	64
3.4	Mikrobeweglichkeit im Brückenmodell	67
3.4.1	Auslenkung bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler	68
3.4.2	Auslenkung bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers	70
3.4.3	Auslenkung bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers	72
3.4.4	Auslenkung bei Belastung des Brückenzwischenglieds	73
3.4.5	Auslenkung bei Variation des Brückenmaterials	75
4.	Diskussion	79
4.1	Diskussion von Material und Methoden	79
4.2	Diskussion der Ergebnisse	81
4.2.1	Diskussion der Ergebnisse vor dem Hintergrund der Literatur	85
4.3	Klinische Schlussfolgerungen	88
5.	Zusammenfassung	91
6.	Anhang	93
7.	Abbildungsverzeichnis	97
8.	Tabellenverzeichnis	103
9.	Literaturverzeichnis	104
10.	Erklärung zum Eigenanteil	112
11.	Danksagung	113

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer-Aided Design
CAM	Computer-Aided Manufacturing
CoCr-Legierung	Kobalt-Chrom-Legierung
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
DIN EN ISO	Deutsches Institut für Normung
EM-Legierungen	Edelmetall-Legierungen
E-Modul	Elastizitätsmodul
EN	Europäische Norm
FE	Finite-Elemente
FE-Analyse, FEA	Finite-Elemente-Analyse
FE-Methode, FEM	Finite-Elemente-Methode
ISO	International Organization for Standardization
Mikro-CT	Mikrocomputertomographie
NEM-Legierungen	Nichtedelmetall-Legierungen
PAEK	Polyacryletherketon
PEEK	Polyetheretherketon
PEKK	Polyetherketonketon
REM	Rasterelektronenmikroskop

1. Einleitung

1.1 Implantologie und verschiedene Implantat-Abutment-Verbindungen

Bei dentalen Implantaten handelt es sich um Pfeiler aus alloplastischen Materialien, die in den Knochen eingesetzt werden und dort als Abstützung für verschiedene Formen des Zahnersatzes fungieren, wie beispielsweise Kronen, Brücken oder Prothesen (Peters et al., 2017). Dabei könne laut der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) mithilfe von Implantaten eine langfristig knochenerhaltene, stabile und funktionell hochwertige Versorgung unter gleichzeitiger Schonung der Nachbarstrukturen erreicht werden (DGZMK, 2005). Voraussetzung für den Erfolg eines Implantats ist eine stabile Verbindung zwischen Knochen und Implantat, die als Osseointegration bezeichnet wird (Brånemark, 1983). Dabei bildet sich zwischen der Titanoxidschicht auf der Oberfläche eines Implantats und lebendigem Knochen ein struktureller und funktioneller Verbund, der keine Bewegung zwischen den beiden Komponenten zulässt und unter allen normalen Belastungssituationen fortbesteht (Brånemark et al., 2001).

Abbildung 1 zeigt den Aufbau eines Implantat-Abutment-Komplexes. Der Implantatkörper, der enossale Anteil des Implantat-Abutment-Komplexes, ersetzt die Wurzel eines Zahnes. Um eine möglichst feste Verbindung zum Knochen zu erreichen, wird die Implantatoberfläche auf verschiedene Arten konditioniert. Über Verfahren wie Ätzung, Sandstrahlung oder verschiedene Beschichtungen soll die Gesamtoberfläche vergrößert und der Knochenverbund verbessert werden (Wagner und Al Nawas, 2004). Das Abutment dient als Stützpfeiler zur Verankerung der prothetischen Suprakonstruktion. Bei einteiligen Implantaten sind Implantat und Abutment fest verbunden und werden direkt nach der Implantation prothetisch versorgt. Bei zweiteiligen Implantaten wird das Abutment mit dem Implantat verschraubt. In der Folge besteht die Möglichkeit, das Implantat gedeckt und ohne Belastung einheilen zu lassen und erst nach erfolgreicher Osseointegration mit Abutment und entsprechender Suprakonstruktion prothetisch zu versorgen (Neumeyer et al., 2013). Ein weiterer Vorteil der zweiteiligen Implantate liegt in der optionalen individuellen Gestaltung der Abutments. Durch abgewinkelte Aufbauten kann bei unterschiedlicher Achsneigung der eingebrachten Implantate die Einschubrichtung aus-

geglichen werden, was ein breiteres Anwendungsspektrum ermöglicht (Zipprich et al., 2007).

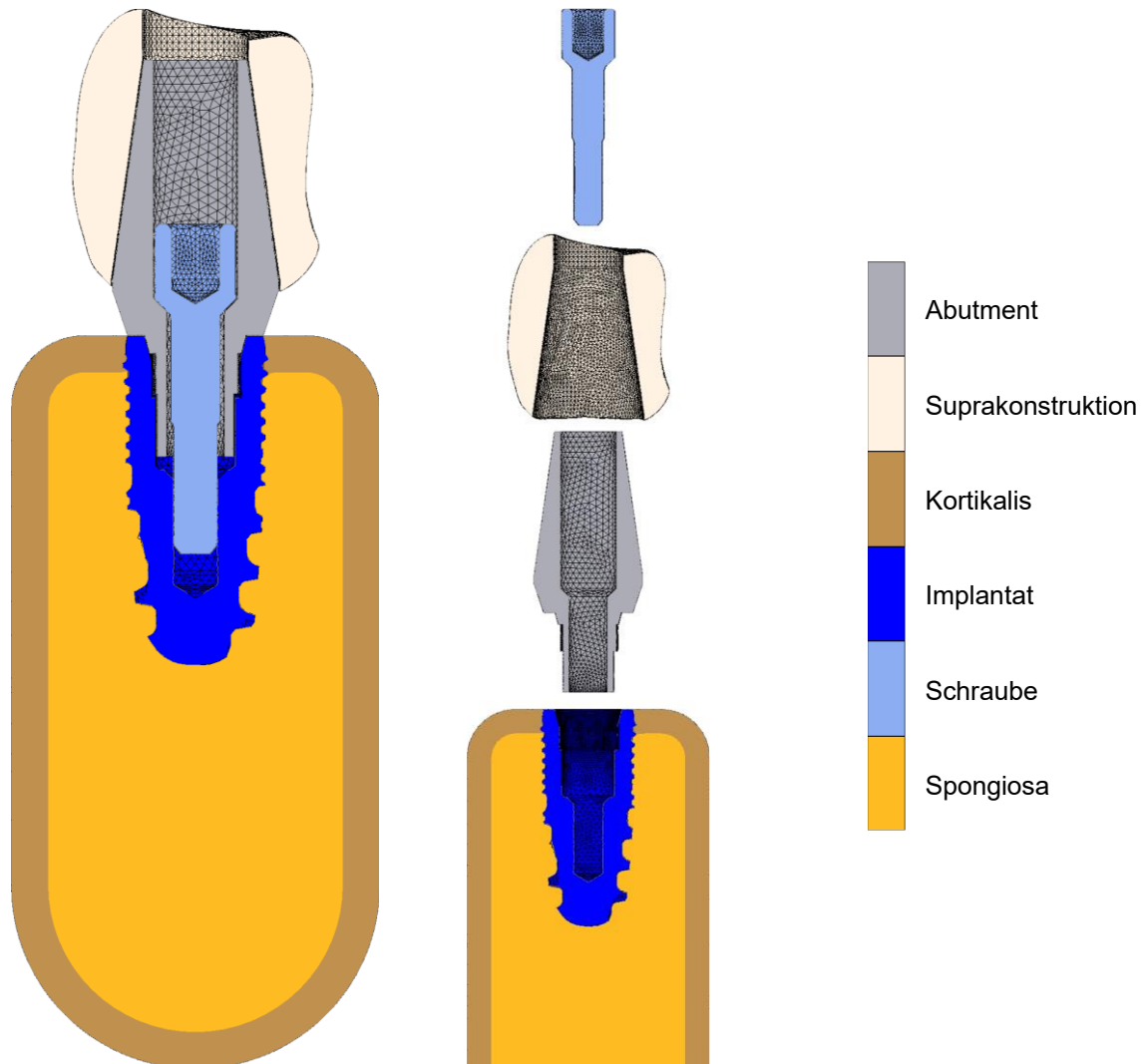


Abb. 1: Schematischer Aufbau eines Implantat-Abutment-Komplexes am Beispiel eines zweiteiligen, verschraubten Implantats mit Suprakonstruktion im Längsschnitt

Die zahlreich existierenden Verbindungsdesigns der Implantat-Abutment-Verbindung lassen sich verschieden klassifizieren, so unterscheidet man unter anderem zwischen externen und internen Verbindungstypen. Beim externen Verbindungstyp enthält das Implantat die Patrize, welche sich in die Matrize am Abutment einfügt. Umgekehrt befindet sich die Patrize beim internen Verbindungsdesign am Abutment, während die Matrize Teil des Implantats ist (siehe Abb. 2). Aufgrund der limitierten Platzverhältnisse ist die Patrize bei internen Fügetypen meist deutlich länger gestaltet als beim externen, was

das Abutment bei Einwirken extraaxialer Kräfte besser gegen Abkippen stabilisiert (Zipprich et al., 2007). Dies führt in der Folge zu einer höheren Langlebigkeit und Bruchfestigkeit des internen gegenüber dem externen Verbindungsdesign (Steinebrunner et al., 2008).

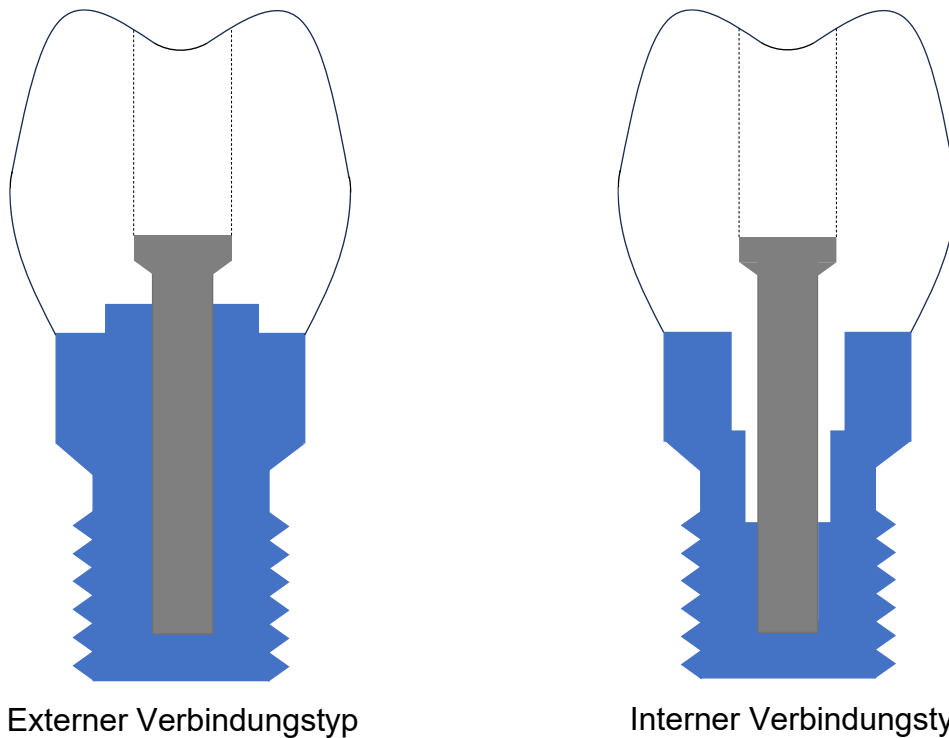


Abb. 2: Schematische Darstellung eines Implantat-Abutment-Komplexes des externen sowie internen Verbindungstyps. Beim externen Verbindungstyp befindet sich die Patrize am Implantat (blau) und die Matrize am Abutment (weiß). Beim internen Implantat-Abutment-Komplex verhält es sich umgekehrt, die Patrize ist hier aufgrund der Platzverhältnisse deutlich länger gestaltet (grau: Schraube; gestrichelte Linie: Schraubkanal).

Die internen Implantat-Abutment-Verbindungen lassen sich bezogen auf die Gestaltung von Matrize und Patrize unterteilen in zylindrisch und konisch (siehe Abb. 3). Beim zylindrischen Verbindungstypen ist ein geringer Spalt zwischen den parallelen Flächen in Richtung der Implantatachse nötig, um an dieser Stelle Reibung beim Einbringen und Festschrauben des Abutments zu vermeiden. Die Kontaktflächen liegen im Bereich der Implantatschulter senkrecht zur Implantatachse. Bei gelöster Schraube und damit einhergehend fehlendem Anpressdruck zwischen den Fügeflächen kommt es bei einer extraaxialen Krafteinwirkung zu einer Bewegung zwischen Implantat und Abutment.

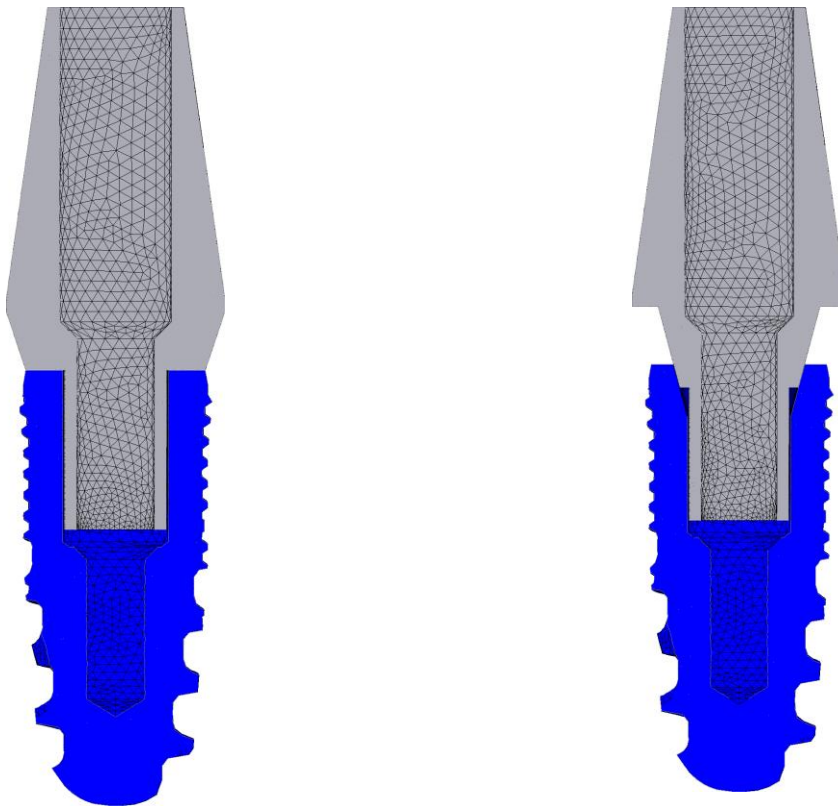


Abb. 3: Abbildung eines zylindrischen (links) und konischen (rechts) Implantat-Abutment-Komplexes im Längsschnitt (grau: Abutment; blau: Implantat)

Im Falle der konischen Verbindung ist hingegen keine Spielpassung notwendig. Beim Anziehen der Schraube fügt sich der Ausenkonus am Abutment selbstzentrierend in den entsprechenden Innenkonus im Inneren des Implantats ein. Durch das Anpressen im Bereich der konischen Kontaktflächen kommt es zu einer elastischen Dehnung des umgebenden Materials. Die dabei entstehende Rückstellkraft erhält die Haftreibung zwischen Abutment und Implantat und verhindert damit eine Relativbewegung zwischen beiden Komponenten, auch bei gelofter Schraube. Dieser Effekt wird als Selbsthemmung bezeichnet (siehe Abb. 4). Die Größe der Selbsthemmung wird beeinflusst vom Konuswinkel, der Kontaktfläche des Konus, der Anpresskraft sowie den Reibungskoeffizienten von Implantat und Abutment. Wirkt eine größere Kraft als die Haftreibung entgegen der Einschubrichtung des Konus auf die Verbindung ein, so löst sich diese (Zipprich et al., 2007).

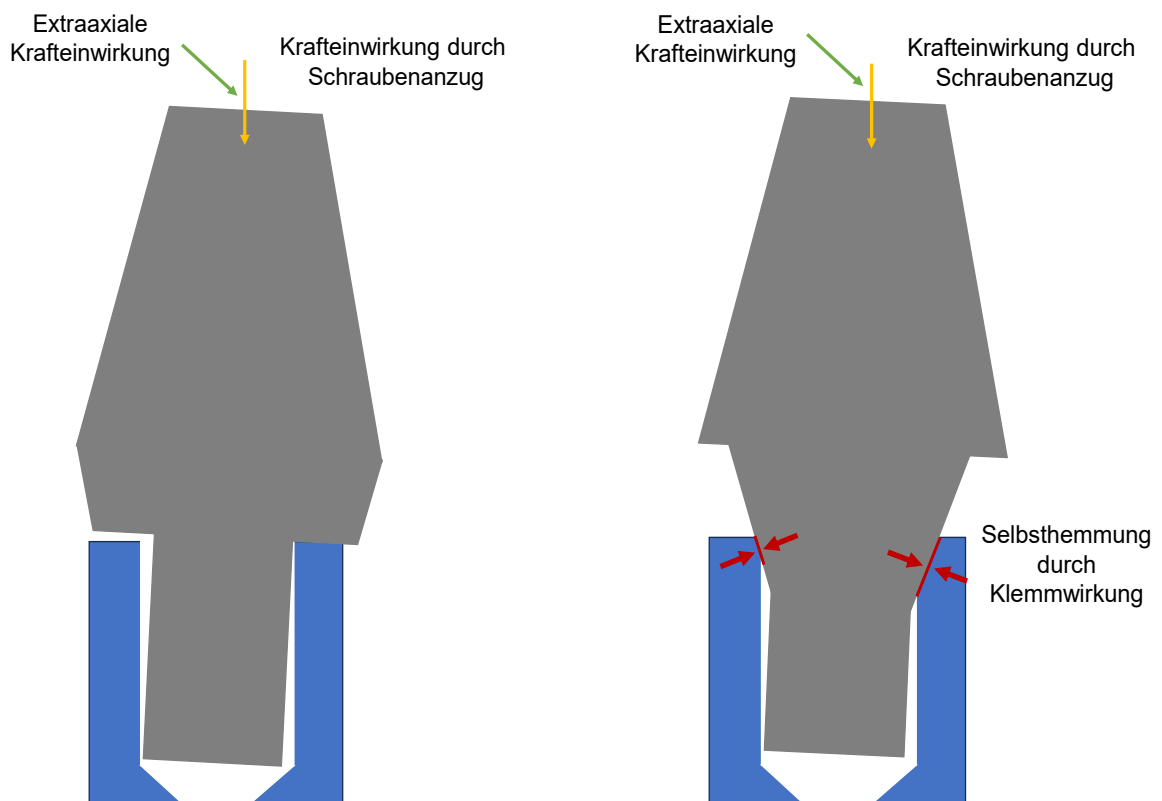


Abb. 4: Schematische und vereinfachte Darstellung eines zylindrischen (links) sowie eines konischen Implantat-Abutment-Komplex (rechts) zur Veranschaulichung der Selbsthemmung. Unter Einwirkung einer extraaxialen Kraft kommt es bei der zylindrischen Verbindung zu einer deutlichen Bewegung zwischen Abutment (grau) und Implantat (blau). Beim konischen Abutment entsteht durch das Anziehen der Schraube ein Anpressdruck im Bereich der Kontaktflächen. Die Klemmwirkung bzw. erhaltene Haftreibung verhindert eine Relativbewegung auch bei gelöster Schraube, was als Selbsthemmung bezeichnet wird.

Ein weiteres Merkmal der Implantat-Abutment-Verbindung ist der Rotationschutz. Durch unterschiedlich gestaltete Indexformen verkantet das Abutment im Implantatkörper, was eine Sicherung gegen Rotation des Abutments in Richtung der Implantatachse zur Folge hat (Strub et al., 2011). Weiterhin erleichtert ein Rotationschutz die korrekte Positionierung des Abutments ohne weitere Übertragungshilfe vom Meistermodell auf das Implantat im Mund des Patienten, insbesondere bei Einzelzahnkronen. Bei externen Verbindungen befindet sich der Index außen am Implantat, bei internen Verbindungen innerhalb des Implantatkörpers. Die Variationen im Design der Rotationsicherungen sind vielfältig und reichen von einem Sechskant bzw. mehreckigen Quader über Elemente wie drei bzw. vier Nuten oder eine Wellenform (Torx) bis hin zu vielen weiteren Geometrien. Die

Abbildungen 5 bis 7 zeigen beispielhafte Indexformen verschiedener Hersteller. Auch bei den verschiedenen Indexformen bedarf es einer Spielpassung, um Reibung im Rahmen der Fügung zu vermeiden (Zipprich et al., 2007). Dadurch ergibt sich ein Rotationsspiel zwischen Implantat und Abutment, welches durch Variation der Indexform und eine niedrige Fertigungstoleranz seitens der Hersteller im Laufe der Jahre deutlich reduziert wurde (Richter, 2004a).

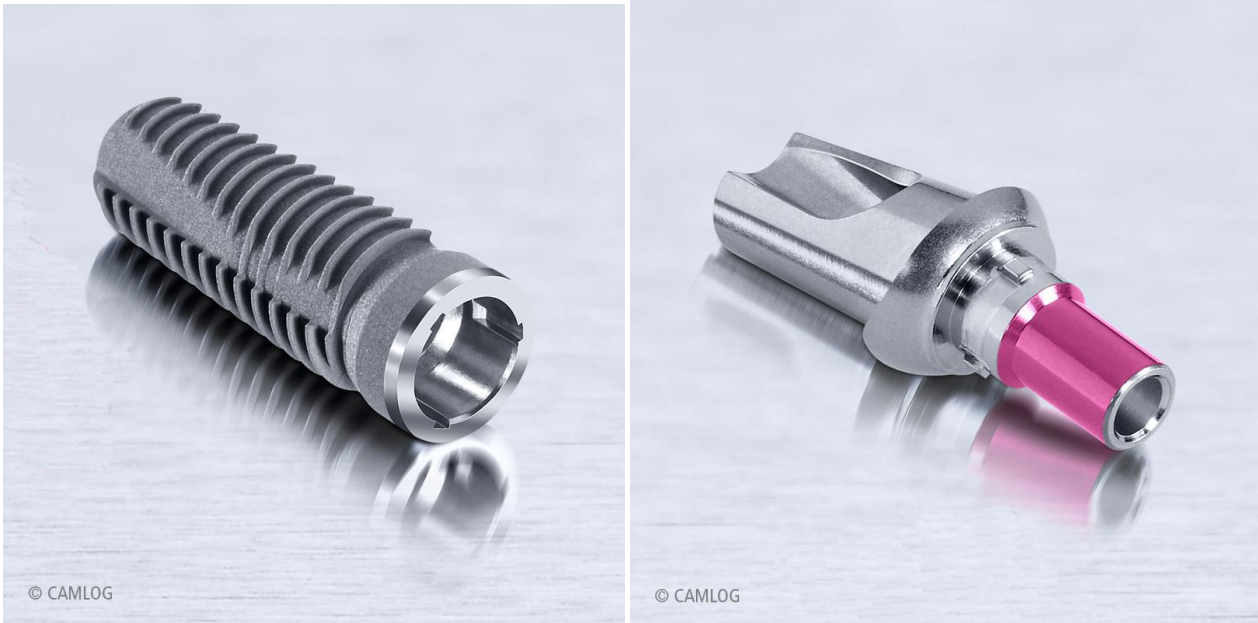


Abb. 5: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung Tube-in-Tube™ mit drei Nuten der Firma CAMLOG®. Links ist das Implantat mit den drei Aussparungen im Indexbereich dargestellt, rechts das Abutment mit den entsprechenden Nuten. Beim Einbringen des Abutments gleiten die Nuten am Abutment in die Aussparungen im Inneren des Implantats und bieten so eine einfache Positionierung sowie eine rotationssichere Verbindung von Implantat und Abutment (mit freundlicher Genehmigung der Firma CAMLOG®).

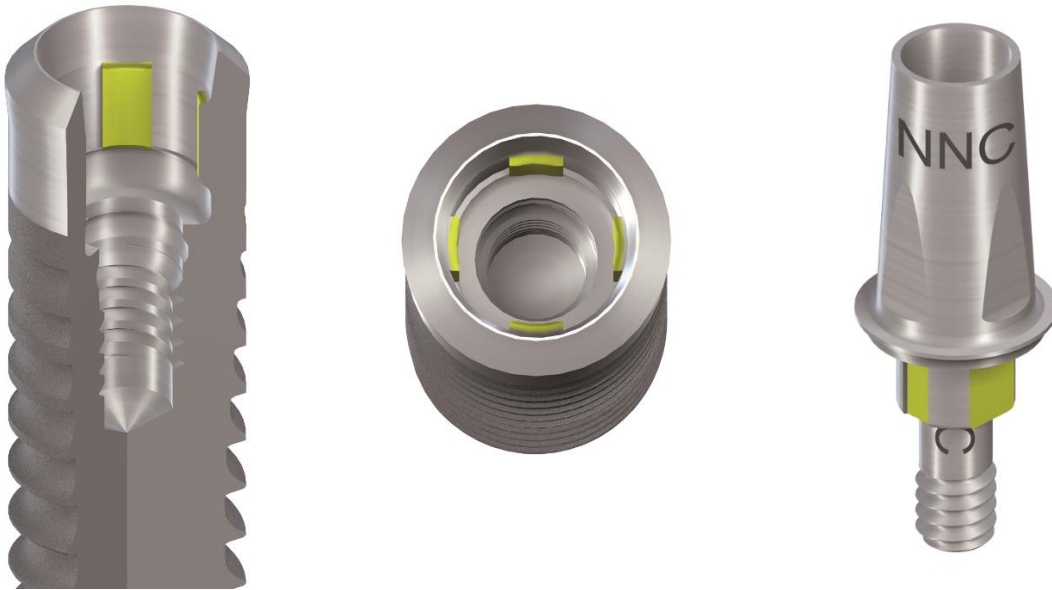


Abb. 6: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung CrossFit® mit vier Nuten der Firma Straumann®. Links und mittig ist in verschiedenen Ansichten das Implantat mit den vier Nuten (hellgrün) im Indexbereich dargestellt, rechts das Abutment mit den entsprechenden Aussparungen. Beim Einbringen des Abutments gleiten die Nuten im Implantatinneren in die Aussparungen am Abutment. Dies erleichtert die passgenaue Positionierung des Abutments im Implantat und schafft eine rotationsstabile Verbindung (© Institut Straumann AG, 2024. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG).

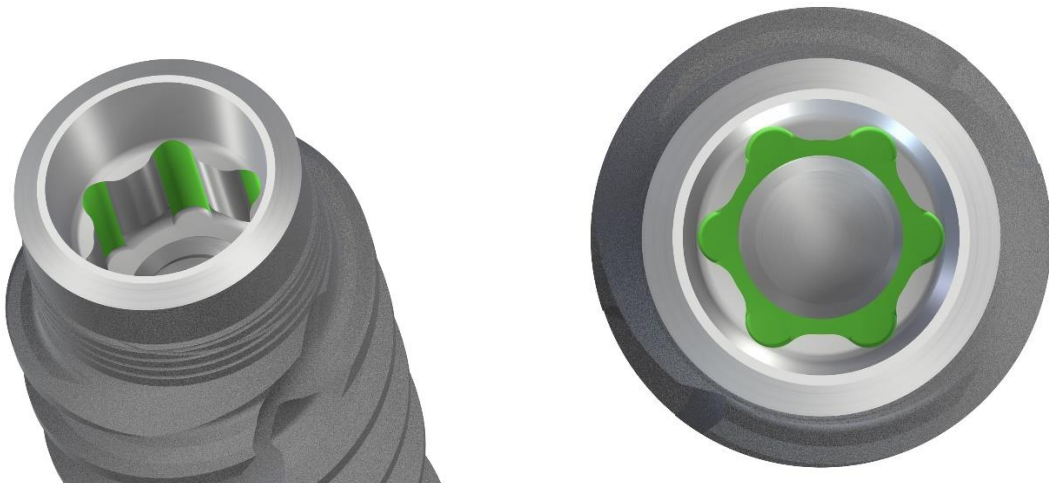


Abb. 7: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung TorcFit® mit einem Innensechseck (Torx) der Firma Straumann®. Dargestellt ist eine Teilansicht des Implantats mit Torx-förmiger Aussparung. Das entsprechende Gegenstück findet sich am Abutment, wodurch ein einfaches Einbringen sowie eine rotationssichere Verbindung von Implantat und Abutment gewährleistet wird (© Institut Straumann AG, 2024. Alle Rechte vorbehalten. Mit freundlicher Genehmigung der Institut Straumann AG).

1.2 Mögliche Komplikationen bei der Versorgung mit Implantaten

Die langfristige Prognose bei der Versorgung mit Implantaten ist mittlerweile als sehr gut einzustufen. Über einen Zeitraum von 10 Jahren wird die Überlebensrate von dentalen Implantaten mit über 90 % beschrieben (Alghamdi und Jansen, 2020). Nur bei 3-8 % kommt es zum Implantatversagen (Nguyen et al., 2018). Die Prognose des implantatgetragenen Zahnersatzes ist von der Art der prothetischen Versorgung abhängig: So wird bei Einzelzahnkronen eine 10-Jahres-Überlebensrate von 95,2 % beobachtet und bei feststitzendem Zahnersatz von 93,1 % (Rutkowski, 2022).

Um den Erfolg eines Implantats beurteilen zu können, bedarf es verschiedener Kriterien. Die Entwicklung dieser Parameter über die letzten Jahrzehnte wurden von Karthik et al. (2013) untersucht. Insbesondere die Mobilität eines Implantats gibt Aufschluss über die erfolgreiche Osseointegration. Neben der klinischen Untersuchung in Bezug auf die Beweglichkeit lässt sich dies durch einen Klopfest mithilfe eines Instruments überprüfen: Ein heller Klang deutet auf eine gute knöchernen Einheilung hin, ein dumpfer Ton hingegen auf eine bindegewebige Einheilung, bei der das Implantat von fibrösem Gewebe umgeben ist. Einen weiteren Hinweis auf einen möglichen Implantat-Misserfolg gibt die radiologische Untersuchung. Zeigt sich periimplantär eine Aufhellung, spricht dies ebenfalls gegen eine erfolgreiche Osseointegration des Implantats. In Hinblick auf den marginalen Knochenverlust wird im ersten Jahr ein Wert von 1,5 mm und in jedem weiteren Jahr ein Rückgang von 0,1 mm als unproblematisch und damit als Implantat-Erfolg angesehen (Adell et al., 1981). Ein weiterer Faktor für den langfristigen Erhalt von Implantaten ist die Breite der befestigten Gingiva: Liegt diese bei weniger als 2 mm, ist dies häufig mit verstärkter Blutung auf Sondieren sowie einem höheren Knochenverlust assoziiert (Bouri et al., 2008). Da eine Periimplantitis ebenfalls einen häufigen Grund für den Verlust eines Implantats darstellt, sind eine entzündungsfreie, periimplantäre Mukosa mit geringer Blutung auf Sondierung sowie das Ausbleiben von erhöhten Taschentiefen und Suppuration Parameter für einen langfristigen Implantat-Erfolg (Franke et al., 2013).

Bei der Versorgung mit Implantaten lassen sich „frühe Komplikationen“ während der Implantation bzw. während der Einheilphase sowie „späte Komplikationen“ in der Belastungsphase unterscheiden (Behneke und Behneke, 2004). Sakka et al. (2012) definierten als Hauptursachen für ein frühes Versagen von Implantaten eine suboptimale Kno-

chenqualität sowie ein unzureichendes Knochenangebot, das Rauchen, systemische Erkrankungen und Medikamente, welche die Knochenheilung negativ beeinflussen (z. B. schlecht eingestellter Diabetes, Osteoporose, Bisphosphonate), Infektionen, eine mangelnde Primärstabilität des Implantats und intraoperative Komplikationen. Die Spät komplikationen lassen sich differenzieren nach biologischen und mechanischen Ursachen (Behneke und Behneke, 2004).

1.2.1 Biologische Komplikationen

Von biologischen Spät komplikationen spricht man, wenn der Körper nicht fähig ist, die erfolgreiche Osseointegration eines Implantats bzw. die Gesundheit des periimplantären Weichgewebes zu erhalten. Bei der Mukositis kommt es analog zur Gingivitis zu einer Entzündung der Mukosa, die das Implantat umgibt. Ursächlich dafür ist eine verstärkte Ansammlung an Plaque aufgrund von mangelnder Mundhygiene oder ein vorübergehend geschwächtes Immunsystem des Patienten. Eine Mukositis äußert sich insbesondere durch Symptome wie Schwellung, Rötung, Blutung sowie entzündliche Sekrete. Beschränkt sich der entzündliche Prozess nicht nur auf die Mukosa, sondern betrifft er zusätzlich auch das knöcherne Stützgewebe, wird dies als Periimplantitis bezeichnet. Hierbei kann es zum periimplantären Knochenverlust, einer Zunahme der Sondierungstiefen, einer erhöhten Mobilität sowie den zuvor genannten typischen Entzündungssymptomen kommen. Wie bei der Parodontitis sind die Ursachen für die Entstehung einer Periimplantitis multifaktoriell. Sie umfassen patientenindividuelle Aspekte wie eine pathogene Mikroflora, eine funktionelle Überlastung und die spezifische Immunabwehr sowie das Implantatlager betreffende Faktoren wie beispielsweise Knochenqualität und -quantität (Behneke und Behneke, 2004).

1.2.2 Mechanische Komplikationen

Zu den mechanischen Komplikationen zählen insbesondere die Lockerung der Verbindungsschrauben mit einer 5-Jahres-Komplikationsrate von 8,8 %, der Retentionsverlust der Krone mit 4,1 % sowie das Abplatzen oder die Fraktur des Verblendmaterials an der

Suprakonstruktion mit 3,5 %. Die Komplikationsraten beziehen sich dabei auf implantatgetragene Einzelkronen (Jung et al., 2012). Ursächlich für mechanische Komplikationen ist dabei häufig eine funktionelle Überbelastung, beispielsweise durch eine suboptimale Okklusion, Bruxismus oder Parafunktionen. Außerdem können eine fehlerhafte Gestaltung der Suprakonstruktion (z. B. durch Passungenauigkeiten oder falsche Dimensionierung), ein falsches Drehmoment beim Anziehen der Schraube, Verschleiß- und Ermüdungserscheinungen sowie Mikrobewegungen zwischen den verschiedenen Komponenten zum technischen Versagen führen (Behneke und Behneke, 2004). Das Risiko der Schraubenlockerung steigt bei externen gegenüber internen Implantat-Abutment-Verbindungen sowie bei abgewinkelten gegenüber geraden Abutments (Sailer et al., 2022).

1.2.3 Mikropaltbildung am Implantat-Abutment-Interface

Bei zweiteiligen Implantatsystemen wird das Abutment wie in Kapitel 1.1 bereits beschrieben mit dem Implantat verschraubt. Den Kontaktbereich zwischen den beiden Komponenten bezeichnet man auch als Implantat-Abutment-Interface. Je nach Verbindungsdesign und Geometrie des Rotationsschutzes entsteht bei Belastung des Abutments in einem Winkel zur Implantatachse ein unterschiedlich großer Spalt zwischen Implantat und Abutment (Wylezalek, 2020). Dieser Mikropalt bildet eine Verbindung des Implantat-Innenraumes zur Mundhöhle und bietet Mikroorganismen die Möglichkeit, einzudringen. Dieses Phänomen wird auch als Microleakage bezeichnet. Es kann zur Entstehung einer Periimplantitis und folglich zum Versagen des Implantats beitragen. Beeinflusst wird die Penetration der Bakterien neben dem Design der Implantat-Abutment-Verbindung unter anderem von der Passgenauigkeit von Implantat und Abutment, dem verwendeten Drehmoment, der Art der Mikroorganismen sowie der Mikrobewegung der verschiedenen Komponenten während der Kaubelastung (Mao et al., 2023).

Mishra et al. (2017) stellten in ihrer Übersichtsarbeit heraus, dass interne Verbindungen in verschiedenen Studien eine geringere bakterielle Belastung aufwiesen als externe. Insbesondere konische Verbindungsdesigns wirkten sich positiv auf das Microleakage aus. Bei dynamischer Belastung zeigte sich eine stärkere Besiedelung mit Mikroorganismen gegenüber der rein statischen Belastung. Sind Bakterien in den Bereich des Implantat-Abutment-Interface eingedrungen, können sie sich dort in einem feuchtwarmen

Milieu geschützt vor äußeren Einflüssen wie Mundhygienemaßnahmen ideal vermehren. Kommt es nun durch Kaubelastung zur Mikrobewegung und folglich zum zyklischen Öffnen und Schließen des Spalts zwischen Implantat und Abutment, werden die Bakterien und ihre Endotoxine in das umliegende Gewebe gepumpt. In Folge dieser Kontamination kann es zu einer verstärkten Knochenresorption kommen (Zipprich et al., 2007). Liu und Wang (2017) hoben in ihrer Literaturübersicht hervor, dass Mikrobewegung sowie Mikrospace in Wechselwirkung zu dem Auftreten von Microleakage und mechanischer Schädigung führe. Dadurch komme es wiederum zur Förderung der Mikrobewegung sowie des Mikrospace und in Folge dessen zu einem verstärkten Knochenverlust bzw. einer Periimplantitis.

1.3 Aktuelle Studienlage

In der Literatur finden sich zahlreiche Studien, die sich mit dem Einfluss der verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen auf die Spaltgröße und die Mikrobewegung beschäftigen. Hermann et al. (2001) inserierten dazu verschraubte sowie verschweißte Implantate mit unterschiedlichen Spaltgrößen von 10 µm, 50 µm und 100 µm in den Unterkieferknochen von Hunden. Durch das Verschweißen der Implantat-Abutment-Komplexe wurde jegliche Bewegung zwischen den Komponenten ausgeschlossen. Bei der histometrischen Auswertung zeigte sich bei den verschraubten Implantaten im Vergleich zu den verschweißten ein signifikant höherer krestaler Knochenverlust. Für die Größe des Mikrospace konnte kein signifikanter Einfluss festgestellt werden, selbst bei einer geringen Spaltgröße von unter 10 µm kam es bei zweiteiligen Implantat-Abutment-Komplexen zu einem verstärkten krestalen Knochenabbau.

Canullo et al. (2015) untersuchten in ihrer Querschnittsstudie die bakterielle Kontamination verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen nach einer funktionellen Belastung von fünf Jahren. Mittels quantitativer real-time PCR wurden die Gesamtzahl an Bakterien sowie zehn mit Parodontitis- bzw. Periimplantitis-assoziierte Mikroorganismen betrachtet. Dabei zeigte sich, dass alle Verbindungsdesigns nach fünf Jahren bakteriell besiedelt waren. Die verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen wiesen hingegen qualitativ und quantitativ Unterschiede hinsichtlich der Bakterien insbesondere im Inne-

ren des Implantat-Abutment-Komplexes auf, wobei interne und konische Verbindungsdesigns die besten Ergebnisse erreichten.

Steinebrunner et al. (2005) untersuchten die bakterielle Besiedelung des Implantat-Abutment-Interface verschiedener Implantatsysteme unter dynamischer Belastung. Dabei wurde eine Bakteriensuspension in das Innere von fünf Implantatsystemen eingebracht, der Implantat-Abutment-Komplex in eine Nährlösung getaucht und in einem Kausimulator 1.200.000 Zyklen mit einer Kraft von 120 N ausgesetzt. Es zeigten sich bezüglich der Zahl an Kauzyklen bis zur Penetration der Bakterien statistisch signifikante Unterschiede zwischen den verschiedenen Implantatsystemen. Auch Zipprich et al. (2007) beschäftigten sich mit dem dynamischen Verhalten verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen. Die Abutments wurden in einem Winkel von 30° mit einer Kraft von 200 N belastet, der Kraftangriffspunkt lag 8 mm von der Implantatschulter entfernt. Das Implantat-Abutment-Interface wurde während der Belastung röntgenologisch und mit einer Digitalkamera in Form von 1.000 Bildern/s überwacht, um mögliche Mikrobewegungen zu erfassen. Dabei beobachteten Zipprich et al. Mikrobewegungen bei allen Verbindungen ohne Selbsthemmung, die präzisen konischen Implantat-Abutment-Designs mit Selbsthemmung hingegen zeigten keine Mikrobewegungen.

In ihrer narrativen Übersichtsarbeit beschäftigten sich Lauritano et al. (2020) mit dem Einfluss verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen auf das bakterielle Leakage und folglich dem Auftreten einer Periimplantitis. Dazu durchsuchten sie verschiedene Datenbanken und bezogen 22 klinische Studien sowie 11 Übersichtsarbeiten mit einer Gesamtstichprobe von 2110 Implantaten in ihre Untersuchungen mit ein. Es zeigte sich ein klarer Zusammenhang zwischen dem Verbindungsdesign und der bakteriellen Besiedelung der Schnittstelle zwischen Implantat und Abutment. Kein Verbindungsdesign konnte eine optimale Abdichtung am Implantat-Abutment-Interface bieten. Sowohl die konischen als auch die gemischten Verbindungen, bei der die konische Verbindung mit einer definierten Geometrie wie beispielsweise einem Achtkant kombiniert wird, wiesen allerdings geringere Mikrospalten und eine niedrigere bakterielle Besiedelung auf als die übrigen Verbindungsdesigns, wie z. B. der externen oder internen Sechskantverbindung. Außerdem zeigten die konischen und gemischten Implantat-Abutment-Verbindungen unter axialer und lateraler Belastung eine höhere Stabilität, weniger Mik-

robewegung und einen geringeren „Pumpeffekt“. Die definierte Geometrie dient der gemischten Verbindung zusätzlich als Rotationsschutz.

Caricasulo et al. (2018) beschäftigten sich in ihrer Übersichtsarbeit mit dem Einfluss der Implantat-Abutment-Verbindung (extern, intern, konisch) auf den periimplantären Knochenverlust auf der Basis von 14 verschiedenen Studien. Dabei zeigte sich, dass bei externen Verbindungen ein höherer Knochenabbau auftritt als bei internen Verbindungen, insbesondere bei dem konischen Verbindungstyp.

Camps-Font et al. (2023) kamen in ihrer systematischen Übersichtsarbeit zum Einfluss verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen auf den Erfolg von implantatgetragem Zahnersatz ebenfalls zu der Schlussfolgerung, dass konische Verbindungen die besten Ergebnisse in Bezug auf die Überlebensrate des Implantats, den periimplantären Knochenverlust und prothetische Komplikationen erzielen. Dabei sind allerdings die relativ kurze Belastungsphase von einem Jahr sowie weitere mögliche individuelle Einflussfaktoren, wie das spezifische Implantatdesign (Durchmesser, Länge etc.), chirurgische, prothetische oder patientenbezogene Aspekte, zu beachten.

1.3.1 Vorarbeiten aus der Dissertation von Martina Wylezalek

Die Fragestellung der vorliegenden Dissertation baut auf den Ergebnissen der Dissertation „Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien“ von Frau Dr. Martina Wylezalek (Wylezalek, 2020) auf.

Dabei wurde für ihre Studie mit der Finite-Elemente-Methode eine idealisierte Abutmentform basierend auf den originalen CAD-Daten des Tiologic® Twinfit-Implantats der Firma Dentauro® (Ispringen) mithilfe des Programms MSC.Marc/Mentat von MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version von 2015 konstruiert. Außerdem wurden weitere Geometrien modelliert, die Konuslänge sowie der Konuswinkel variiert und ein Modell mit Platform-Switching erstellt, um den Einfluss dieser Parameter in die Untersuchung mit einzubeziehen. Für eine bessere Vergleichbarkeit zu bereits existierenden Studien wurde darüber hinaus ein weiteres Modell mit einer zylindrischen Form konstruiert. Somit ergaben sich für Wylezaleks Studie acht Ausgangsmodelle mit verschiedenen Verbindungsdesigns. Um die Auswirkungen der Rotationssicherung auf

die untersuchten Parameter zu ermitteln, wurden für jeden Verbindungstyp Modelle mit vier verschiedenen Indexformen modelliert, basierend auf den handelsüblichsten Indexformen. Für die so entstandenen 32 Modelle wurde die Schraube mit einer Kraft von 200 N angezogen, was einem Drehmoment von 35 Ncm gleichkommt. Im Anschluss erfolgte die Belastung des Abutment mit einer Kraft von 500 N der DIN EN ISO 14801 (2017) entsprechend in einem Winkel von 30° zur Achse des Implantats und 8 mm über der Implantatschulter.

Bei allen Modellen konnten unter Belastung Spaltbildungen und Mikrobewegungen beobachtet werden. Die konischen Verbindungen wiesen mit im Minimum 20 µm geringere Mikrospalten auf als die übrigen Verbindungsdesigns, mit bis zu 483 µm gleichzeitig allerdings höhere Werte in Bezug auf die Mikrobeweglichkeit. In der Region des Konus und der Implantatschulter war die Spannung im Vergleich erhöht, während die Abutmentschraube entlastet wurde. Die Parameter Konuslänge, Konuswinkel sowie Indexlänge hatten keine signifikanten Auswirkungen auf die Mikrospaltbildung. Die verschiedenen Indexformen hatten durchaus Einfluss auf die Mikrobeweglichkeit und insbesondere bei den zylindrischen Verbindungen auch auf die Spaltbildung. So konnten bei vielen Modellen mit wellenförmigem oder hexagonalem Rotationsschutz größere Mikrospalten, eine höhere Mikrobeweglichkeit des Abutments sowie eine höhere Belastung der Abutmentschraube beobachtet werden.

1.4 Brücken als prothetische Suprakonstruktion

Implantate eignen sich zur Versorgung verschiedener klinischer Situationen, von der Einzelzahnlücke über den teilbezahnten bis hin zum unbezahnten Kiefer. Man unterscheidet beim implantatgetragenen Zahnersatz zwischen feststehendem Zahnersatz im Sinne einer Einzelzahnkrone oder einer Brückenkonstruktion und herausnehmbaren Versorgung, welche beispielsweise mittels Kugelkopf-Attachments, Stegkonstruktionen oder Doppelkronen verankert werden (Richter, 2004b). Da in der vorliegenden Studie die Mikrobeweglichkeit und Spaltbildung am Implantat-Abutment-Interface einer dreigliedrigen Brücke untersucht wird, beschäftigt sich dieses Kapitel primär mit der feststehenden Versorgung eines teilbezahnten Kiefers.

In diesem Fall gibt es grundsätzlich drei verschiedene Therapiekonzepte: eine rein implantatgetragene Brücke, mit Einzelkronen versorgte Implantate sowie eine Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat. Dabei hängt die Wahl des am besten geeigneten Verfahrens unter anderem vom individuellen Knochenangebot, der Spanne der Versorgung und der Pfeilerwertigkeit der einzubeziehenden Zähne ab.

Die rein implantatgetragene Brücke ist insbesondere dann indiziert, wenn aufgrund der anatomischen Verhältnisse oder auf Wunsch des Patienten nicht alle fehlenden Zähne durch Implantate mit Kronen ersetzt werden können oder sollen. Dabei sollte auf eine möglichst parallele Implantatinsertion geachtet werden. Die Brückenspanne sollte den Seitenzahnbereich im Unterkiefer aufgrund dessen natürlicher Deformation nicht überschreiten, da dies unter Belastung zu einer ungünstigen Spannung am Implantat-Knochen-Interface führen könnte (Richter, 2004b).

Verschiedene individuelle Parameter, wie unter anderem die Gesichtsform des Patienten, die Länge des Unterkiefers oder die Knochenstruktur, führen zu einer recht großen Spanne der möglichen Unterkieferdeformation von einigen Mikrometern bis zu ca. 1 mm (Caggiano et al., 2023). In der aktuellen Literatur wird die natürliche Deformation des Unterkiefers und die Gestaltung der implantatgetragenen prothetischen Suprakonstruktion in diesem Zusammenhang widersprüchlich diskutiert. Einige Autoren empfehlen bei einer rein auf Implantaten gestützten Versorgung des zahnlosen Unterkiefers eine Teilung der Suprakonstruktion, um mögliche Spannungen zu reduzieren. Andere Studien kommen zu der Schlussfolgerung, dass eine einteilige Prothetik die entstehenden Spannungen möglichst gleichmäßig auf die verschiedenen Implantate verteilt. Während ein Teil der Autoren herausfand, dass das Material der Suprakonstruktion bei einem geringeren E-Modul die Spannung reduzieren kann, konnten andere Untersuchungen keinen signifikanten Einfluss der Elastizität des Materials nachweisen. Auch zu der optimalen Anzahl und Positionierung der Implantate für eine ideale prothetische Versorgung eines zahnlosen Unterkiefers konnten Caggiano et al. in ihrer systematischen Literaturübersicht keine einheitliche Meinung finden (2023).

Am Beispiel einer dreigliedrigen Brücke untersuchten Silveira et al. (2021) die Auswirkungen der Pfeileranzahl (zwei oder drei Implantate) auf die Spannungsverteilung. Bei der Konstruktion mit zwei Implantaten zeigte sich eine höhere Spannung in den Implan-

taten und im Knochen, woraus sie schlossen, dass sich die Anzahl der Implantate positiv auf die mechanische Belastung während des Kauvorgangs auswirkt.

Eine alternative Versorgung mit implantatgetragenen Einzelkronen bietet eine gute Verteilung der Kaubelastung auf eine größere Anzahl an Pfeilern, schließt mögliche Spannungen durch Verblockung wie bei einer Brückenkonstruktion aus und erleichtert dem Patienten eine optimale Reinigung.

Die prothetische Versorgung durch eine Verbundbrücke zwischen Zahn und Implantat wird in der Literatur kontrovers diskutiert. In einer systematischen Übersichtsarbeit untersuchten La Monaca et al. (2021) die Überlebens- und Komplikationsraten von rein implantatgetragenen im Vergleich zur Kombination aus zahn- und implantatgetragenen, festsitzendem Zahnersatz. Dabei stellten sie zwischen beiden Therapiekonzepten keine statistisch signifikanten Unterschiede in Bezug auf das Versagen der Abutments der Implantate bzw. der Pfeilerzähne, das Versagen der prothetischen Versorgung oder biologische sowie prothetische Komplikationen fest. Dennoch zeigte sich bei den kombinierten Konstruktionen eine leicht erhöhte Rate an Implantatversagen gegenüber der rein implantatgetragenen Versorgung. In der Literatur wird außerdem immer wieder über Fälle von Intrusionen der Pfeilerzähne bei Kombinationsarbeiten berichtet, insbesondere bei nicht-starren Verbindungen bzw. in Folge einer Fraktur oder Lockerung einer starren Verbindung (Lindh, 2008). Die rein implantatgetragene prothetische Versorgung bleibt folglich die Therapie erster Wahl, die Kombination von Zahn und Implantat bietet in Abhängigkeit von der klinischen Situation allerdings eine akzeptable Behandlungsalternative (La Monaca et al., 2021).

Bezüglich der Verankerungsmechanismen von festsitzendem Zahnersatz auf Implantaten unterscheidet man das Verschrauben der prothetischen Suprakonstruktion vom Zementieren. Verschraubte Arbeiten sind meist zahntechnisch anspruchsvoller, ermöglichen im Gegenzug allerdings ein leichteres Entfernen der Suprakonstruktion, beispielsweise für mögliche Reparaturen oder die Therapie des periimplantären Gewebes. Dafür ist häufig ein okklusaler Zugang zum Schraubkanal nötig, welcher mit Kunststoff abgedeckt werden kann, aber unter Umständen ästhetische Einbußen mit sich bringt. Insbesondere im Frontzahnbereich wird implantatgetragener Zahnersatz deshalb häufig zementiert (Richter, 2004b). Im Vergleich beider Verankerungsmechanismen wurden bei zementiertem Zahnersatz in verschiedenen Studien eine höhere Anzahl an Entzün-

dungszellen und eine stärkere Assoziation mit dem Auftreten von biologischen Komplikationen wie einer periimplantären Mukositis festgestellt. Zurückgeführt wurde dies primär auf überschüssige Zementreste sowie einen möglichen Zementspalt zwischen der prothetischen Suprakonstruktion und dem Abutment. Bei verschraubten Arbeiten kam es hingegen häufiger zu technischen Komplikationen wie dem Verlust der Abutmentschraube (Thoma et al., 2018). Alternativ zur okklusalen Verschraubung besteht die Möglichkeit der transversalen Verschraubung. Aufgrund des erschwerten Zugangs im Mund des Patienten und des komplizierteren Handlings findet diese Befestigungsvariante eher seltener Verwendung (Richter, 2004b).

1.5 Brückenmaterialien

Über die Jahre hat die Vielfalt verschiedener Materialien für festsitzenden Zahnersatz im Sinne von Kronen und Brücken mehr und mehr zugenommen. Metallbasierte Konstruktionen galten lange Zeit als Goldstandard. Dabei wurde das Metallgerüst ganz oder teilweise keramisch verblendet (Pjetursson et al., 2015). Die metallischen Werkstoffe für festsitzenden Zahnersatz werden unterteilt in Edelmetall-Legierungen (EM-Legierungen), edelmetallfreie bzw. Nichtedelmetall-Legierungen (NEM-Legierungen) und Titan. Die Edelmetall-Legierungen, häufig goldhaltige Legierungen, zeichnen sich durch eine gute Korrosionsbeständigkeit und eine hohe Biokompatibilität aus. Je nach Zusammensetzung der Legierung kann die Festigkeit des Werkstoffes erhöht werden. Aufgrund der geringeren Kosten bieten NEM-Legierungen aus wirtschaftlicher Sicht eine Alternative zu EM-Legierungen. Sie lassen sich in Nickel-Chrom- sowie Cobalt-Chrom-Legierungen einteilen und weisen bei geeigneter Legierungszusammensetzung ebenfalls eine hohe Korrosionsfestigkeit auf. Erklären lässt sich diese durch die Bildung einer schützenden Oxidschicht auf der metallischen Oberfläche. Titan besitzt eine besonders hohe Bioverträglichkeit und hat sich insbesondere als Werkstoff für Implantate bewährt. Aufgrund der schwierigen Verarbeitung in der Gusstechnik und aus ästhetischen Gründen hat es in der Kronen- und Brückenprothetik hingegen keine große Bedeutung (Fischer, 2011). Um die ästhetischen Vorteile der keramischen Werkstoffe mit den Anforderungen an dentale Gerüstmaterialien zu kombinieren, fanden hochfeste Keramiken, insbesondere Zirkonoxid, Einzug in die Zahnmedizin (Pjetursson et al., 2015). Dank seiner hohen Bie-

gefestigkeit (900-1400 MPa) und Bruchzähigkeit hält es den Kaukräften stand und eignet sich zudem für das CAD/CAM-Verfahren. Dadurch werden die Behandlungskosten reduziert und die Behandlungszeit verkürzt (Sailer et al., 2018). In Ihrer systematischen Übersichtsarbeit untersuchten Sailer et al. (2018) die Überlebens- und Komplikationsraten von implantatgetragenen, festsitzendem Zahnersatz aus Zirkonoxidkeramik im Vergleich zu Metallkeramik. Es zeigte sich eine signifikant niedrigere 5-Jahres-Überlebensrate bei den Versorgungen mit Zirkonoxidkeramik. Mehrgliedrige festsitzende Implantatversorgungen aus Metallkeramik wiesen dabei eine kumulative 5-Jahres-Überlebensrate von 98,7 % auf, Arbeiten aus Zirkonoxidkeramik 93 %. Insbesondere Frakturen oder das Abplatzen der Verblendkeramik führten in dieser Gruppe häufiger zu einem Verlust der prothetischen Konstruktion als bei den Metallkeramik-Restaurationen. Die 5-Jahres-Chipping-Rate der Verblendkeramik lag bei der Metallkeramik bei 11,6 % und bei der Zirkonoxidkeramik bei 13,9 %. Versorgungen aus monolithischem Zirkonoxid könnten durch eine geringere Absplitterungsrate der Keramik eine Alternative zur verblendeten Zirkonoxidkeramik sein. Da zum Zeitpunkt der Studie noch keine ausreichende Analyse zu den Mittel- und Langzeitergebnissen vorlag, stellte die Metallkeramik für die Autoren weiterhin den Goldstandard bei der festsitzenden Versorgung von Implantaten dar.

In den letzten Jahren finden polymere Gerüstmaterialien als metallfreie Alternativmaterialien immer mehr Anwendung in der Zahnmedizin. Polyetheretherketon (PEEK) stellt dabei das am häufigsten verwendete Material dar (Rodríguez et al., 2021). Es zeichnet sich durch eine gute Biokompatibilität und ein geringes Allergiepotezial aus, wodurch es sich insbesondere für Patienten mit einer Unverträglichkeit gegen bestimmte Metalle oder Werkstoffe eignet. Die gute Polierbarkeit führt zu einer geringen Affinität zur Plaquebildung, durch seine Röntgendurchlässigkeit werden Artefakte in der Bildgebung reduziert. PEEK besitzt einen niedrigen E-Modul (3-4 GPa), welcher im Vergleich zu metallischen Legierungen der menschlichen Kortikalis ähnelt. Die Verformbarkeit des Materials ermöglicht eine günstige Spannungsverteilung und reduziert damit die Last auf die Pfeilerzähne bzw. Abutments. Um die Zugfestigkeit zu erhöhen, kann das PEEK durch Glas- oder Kohlenstofffasern verstärkt werden (Wang et al., 2022).

Rodríguez et al. (2021) untersuchten in einer In-vitro-Studie unter anderem die Bruchbelastung einer dreigliedrigen, posterioren, CAD-CAM-gefrästen Brücke aus einer CoCr-

Legierung, aus Zirkonoxid sowie aus PEEK. Alle drei Materialien wiesen Bruchlastwerte von mehr als 1000 N auf und hielten damit klinischen Kaubelastungen einschließlich möglicher Parafunktionen stand. Die Gruppe der metallischen Restauration erreichte dabei mit mehr als 10.000 N die höchsten Werte, gefolgt von der PEEK-Gruppe (3132 N) und der Gruppe an Gerüsten aus Zirkonoxid (1859 N).

Wachtel et al. (2019) beschäftigten sich in ihrer Studie mit dem bakteriellen Leakage und den Biegemomenten einer implantatgetragenen, verschraubten und kompositverblendeten Einzelzahnkrone aus PEEK. Dabei konnten sie beobachten, dass das Titanimplantat sowie die Abutmentschraube durch die elastischen Eigenschaften des PEEK-Gerüsts geschützt werden. Der Biegepunkt wurde dabei in den koronalen Anteil verschoben, sodass es bei einer Überbelastung lediglich zu einer Fraktur der Krone kam, während das Implantat unbeschädigt blieb. Im Gegensatz dazu wurde in früheren Studien festgestellt, dass eine starke Biegebelastung bei Aufbauten aus starren Materialien wie Metall oder Zirkonoxid zu einer Verformung der Implantatschulter führen kann.

Außerdem konnten Wachtel et al. (2019) in Ihrer Studie unter zyklischer Kaubelastung einer PEEK-Krone auf einem Titanimplantat eine absolute Bakteriendichtigkeit dokumentieren. Neben der engen Positionierung der Kontaktflächen von Implantat und Abutment führen die Autoren diese Beobachtung darauf zurück, dass sich die Suprakonstruktion unter Belastung durch die hohe Elastizität des Materials verformt. Folglich kommt es zu einer geringeren Mikrobewegung am Implantat-Abutment-Interface und einer besseren Abdichtung gegen Bakterien. Um die klinische Bedeutung dieser Ergebnisse näher zu untersuchen, sind weitere Studien nötig.

Ein weiteres Hochleistungspolymer aus der Gruppe der Polyacryletherketone (PAEK) in der Zahnmedizin ist Pekkton (PEKK). Es unterscheidet sich vom PEEK durch den E-Modul (5,1 GPa) und seine verbesserten Eigenschaften, unter anderem eine bessere Zug- und Biegefestigkeit, seine um 80 % höhere Druckfestigkeit und seine überlegenen Langzeitermüdungseigenschaften im Vergleich zu unverstärktem PEEK (Dawson et al., 2018; Zol et al., 2023). Alqurashi et al. (2020) beschrieben in ihrer Studie gute mechanische, physikalische und chemische Eigenschaften für PEKK sowie ein breites restauratives, prothetisches und implantologisches Anwendungsgebiet. Da das Material erst seit kurzer Zeit Verwendung in der Zahnmedizin findet, bedarf es weiterer Studien für eine Langzeit-Beurteilung.

1.6 Finite-Elemente-Methode

Bei der Finite-Elemente-Methode (FE-Methode) handelt es sich um ein numerisches Berechnungsverfahren, mit dem technisch-physikalische Vorgänge näherungsweise simuliert werden können. Dabei wird ein Körper in viele kleine Elemente mit einer einfachen Geometrie unterteilt, was als Diskretisierung bezeichnet wird (Meißner und Maurial, 2000). Diese endlich großen (finiten) Elemente sind in ihren Eckpunkten durch Knoten begrenzt, über die verschiedene Elemente miteinander netzartig verbunden werden und so das Finite-Elemente-Modell bilden (FE-Modell). Je kleiner die Elemente und je feinmaschiger das FE-Modell konstruiert wird, desto genauer verläuft die Simulation. Allerdings geht die hohe Anzahl an Elementen gleichzeitig mit einer höheren Rechenleistung und -dauer einher (Klein, 2012).

Den verschiedenen Modellanteilen lassen sich unterschiedliche Materialeigenschaften und Randbedingungen zuordnen, die das Verhalten des Körpers unter Belastung beeinflussen und eine möglichst realitätsnahe Simulation zulassen. Zusätzlich werden die einwirkenden Kräfte in ihrer Größe, ihrer Richtung sowie die Kraftangriffspunkte definiert, um die zu untersuchende Belastungssituation darzustellen. In der nachfolgenden automatischen Berechnung wird simuliert, wie sich die Knoten des Modells verschieben und welche Spannungen und Verformungen dabei entstehen. Die Simulationsergebnisse werden anschließend im Postprozessor grafisch dargestellt und können entsprechend der individuellen Fragestellung ausgewertet werden (Softguide[®], 2024).

Ursprünglich wurde die Finite-Elemente-Methode vor allem in der Ingenieurwissenschaft genutzt, um das Verhalten einer Konstruktion oder eines neuen Werkstoffs zu prüfen und damit beispielsweise Produktionsprozesse zu verkürzen. Mittlerweile findet sie aber auch in der Zahnmedizin Anwendung, indem beispielsweise klinische Fragestellungen ohne aufwendige und kostenintensive In-vitro- oder In-vivo-Studien untersucht und Parameter wie Materialeigenschaften, Krafteinwirkung oder ähnliches schnell und unkompliziert variiert werden können. Dabei sollte die direkte Anwendbarkeit der Simulationsergebnisse einer Finite-Elemente-Analyse (FE-Analyse oder FEA) auf die klinische Situation mit patientenindividuellen Einflussfaktoren allerdings stets kritisch reflektiert werden.

In verschiedenen Studien beschäftigten sich Autoren mit der Übertragbarkeit bzw. Validierung der FE-Methode. Li et al. (2019) untersuchten den Zusammenhang zwischen

der Mikrobewegung am Implantat-Abutment-Interface mithilfe einer zweistufigen Finite-Elemente-Analyse sowie von In-vitro-Experimenten für drei unterschiedliche Implantat-designs. Dabei fanden sie eine positive Korrelation zwischen den Ergebnissen der FE-Analyse sowie der In-vitro-Untersuchung. Die Autoren schlussfolgerten daraus, dass die FE-Methode sich gut dazu eignet, die Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment nach Belastung zu erfassen. Jörn et al. (2016) verglichen in ihrer Studie die FE-Analyse und die Mikrocomputertomographie (Mikro-CT) als Methoden zur Bestimmung der Mikrospaltbildung zwischen Implantat und Abutment unter einer schrägen Belastung von 200 N. Dabei beobachteten sie im Mikro-CT Spaltbreiten von bis zu 13 μm und bei der FE-Methode von bis zu 10 μm . Die Autoren folgerten daraus, dass die FE-Analyse eine geeignete Methode darstellt, um die Mikrospaltbildung an dentalen Implantaten zu untersuchen. Im Vergleich zu radiologischen Methoden ist sie nicht durch die Auflösung der Spaltbreiten limitiert und ermöglicht Aussagen über die Spannungsverteilung sowie möglicher plastischer Verformungen.

He et al. (2019) untersuchten ebenfalls die Mikrospaltbildung unter schräger, zyklischer Belastung von bis zu 220 N mittels Mikro-CT und FE-Analyse. Dazu verwendeten sie Implantate mit einem konischen und einem externen hexagonalen Verbindungsdesign. Sowohl mittels FE-Analyse als auch mittels Mikro-CT zeigte sich bei den konischen Verbindungen bei einer Last von etwa 100 N ein Microleakage in das Innere des Implantats, bei den externen hexagonalen Verbindungen bereits bei einer Last von ca. 40 N. Die Ergebnisse beider Methoden stimmten folglich gut überein. Wiest et al. (2018) verglichen in Ihrer Studie die Bestimmung von Mikrospalten an dentalen Implantaten mittels FE-Analyse mit der experimentellen In-vitro Messung mithilfe von Synchrotronstrahlung. Die Synchrotron-Radiographie bietet im Gegensatz zur Verwendung von herkömmlichen Röntgenstrahlen eine hohe räumliche Auflösung der Innenbereiche des untersuchten Implantats. Es konnte eine hohe Übereinstimmung der gemessenen Mikrospaltwerte am Implantat-Abutment-Interface beider Methoden beobachtet werden, wodurch die FE-Analyse erfolgreich validiert wurde.

In ihrer Literaturrecherche zur Validierung von FE-Analysen von Zahnimplantaten stellten Chang et al. (2018) fest, dass die Verwendung der FEA für dentale Implantate sowie den umgebenen Knochen in den letzten Jahrzehnten zwar immer weiter zugenommen

hat, eine realitätsnahe bzw. High-Level-Validierung in diesem Bereich allerdings noch selten ist.

1.7 Fragestellungen und Ziele

Wie in Kapitel 1.2 bereits erläutert, ist es für den langfristigen Erfolg einer Implantatversorgung entscheidend, dass sowohl die Mikrobewegung als auch die Spaltbildung zwischen Implantat und Abutment möglichst weit reduziert werden. Dadurch sollen mechanische Komplikationen wie Schraubenlockerungen oder Frakturbildung sowie biologische Komplikationen wie das Microleakage und die Bildung einer Periimplantitis verhindert werden. Frühere Studien haben bereits gezeigt, dass sowohl das Verbindungsdesign des Implantat-Abutment-Interfaces als auch die Wahl des Rotationsschutzes grundsätzlich Einfluss auf die Mikrobeweglichkeit sowie die Spaltbildung haben. Auch die Auswahl des Materials der Suprakonstruktion scheint über unterschiedliche Werkstoffeigenschaften und verschieden starke Dämpfung der Kaukräfte eine Auswirkung auf die Langlebigkeit einer Implantatversorgung zu haben.

Aufbauend auf der Arbeit von Wylezalek (2020) sollen in dieser Studie zunächst an ausgewählten idealisierten Modellen eines Implantat-Abutment-Komplexes mögliche Auswirkungen der Rotation des Index zur einwirkenden Kraft sowie das extraaxiale Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 mm bzw. 5 mm betrachtet werden. Mithilfe der Ergebnisse dieser Versuchsreihen soll entschieden werden, ob beide Parameter in die nachfolgenden Simulationen am Brückenmodell einbezogen werden müssen.

In den weiteren Simulationsreihen dieser Studie soll die Spaltbildung und Mikrobeweglichkeit anhand ausgewählter Verbindungsgeometrien mit verschiedenen Rotationssicherungen am Modell einer implantatgetragenen, dreigliedrigen Brücke untersucht werden. Dazu wird mithilfe einer Finite-Elemente-Analyse in verschiedenen Simulationen das mechanische Verhalten der einzelnen Komponenten in unterschiedlichen Belastungssituationen betrachtet. Neben dem Verbindungsdesign, der Rotationssicherung und der Belastung wird außerdem beispielhaft das Material der Suprakonstruktion variiert.

Folgende Fragestellungen sollen in dieser Studie untersucht werden:

- Hat die Rotation des Index zur einwirkenden Kraft sowie das extraaxiale Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 mm bzw. 5 mm Auswirkungen auf die Mikrobewegungen sowie die Größe des Mikrospalts? Müssen diese Parameter folglich in den Simulationen am Brückenmodell berücksichtigt werden?
- Welchen Einfluss haben die verschiedenen Verbindungsdesigns des Implantat-Abutment-Interfaces bei einer implantatgetragenen, dreigliedrigen Brücke auf die Mikrobeweglichkeit sowie die Spaltbildung?
- Inwiefern wirkt sich die Auswahl des Rotationsschutzes in Kombination mit der oben genannten Suprakonstruktion auf Mikrobewegungen und Spaltgröße aus?
- Welche Unterschiede ergeben sich in verschiedenen Belastungssituationen, wenn die Kaukräfte auf jeweils einen Implantatpfeiler, auf beide Implantate gleichzeitig oder auf das Brückenzwischenglied wirken?
- Inwieweit beeinflusst die Wahl des Materials der Brücke als Suprakonstruktion die untersuchten Parameter?
- Ergeben sich aus den Ergebnissen klinische Schlussfolgerungen bzw. Empfehlungen?

2. Material und Methoden

2.1 Auswahl der Implantat-Abutment-Verbindungen

Wie in Kapitel 1.3.1 bereits beschrieben, basiert die vorliegende Untersuchung auf der Dissertation „Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien“ von Frau Dr. Martina Wylezalek (2020). Für die Auswahl der Implantat-Abutment-Verbindungen dieser Studie wurden die Ergebnisse von Wylezalek in Bezug auf die Modelle mit der jeweils maximalen/minimalen Mikrospaltbildung sowie der maximalen/minimalen Mikrobeweglichkeit betrachtet und detailliert ausgewertet. Dabei zeigten alle konischen Verbindungen eine geringe Mikrospaltbildung im Bereich von 20-26 μm , die zylindrische Geometrie hingegen die größte Spaltbildung mit bis zu 88 μm . Die verschiedenen Indexformen hatten außer beim zylindrischen Verbindungstyp keinen signifikanten Einfluss auf die Größe des gebildeten Mikrospaltes.

Hinsichtlich der Mikrobeweglichkeit wiesen die konischen Geometrien bei einer Belastung von 500 N höhere Werte auf, die flache Verbindung hingegen die niedrigsten Werte. Bezüglich der Translation und Rotation fiel weiterhin auf, dass die Indexformen durchaus Einfluss auf die Mikrobewegungen der einzelnen Verbindungstypen hatten. Aus diesem Grund fiel die Auswahl der Ausgangsmodelle für die vorliegende Studie auf die Modelle „flach“, „konisch“ und „zylindrisch“ mit den jeweiligen vier Indexformen. Bei der von Wylezalek als „flach“ benannten Geometrie handelt es sich um eine Kombination aus konischem und zylindrischem Design. Um eine Verwechslung von flachem und zylindrischem Design auszuschließen, wird dieser Verbindungstyp nachfolgend als „stufig“ bezeichnet. Die ausgewählten Verbindungen sind in Abbildung 8 dargestellt.

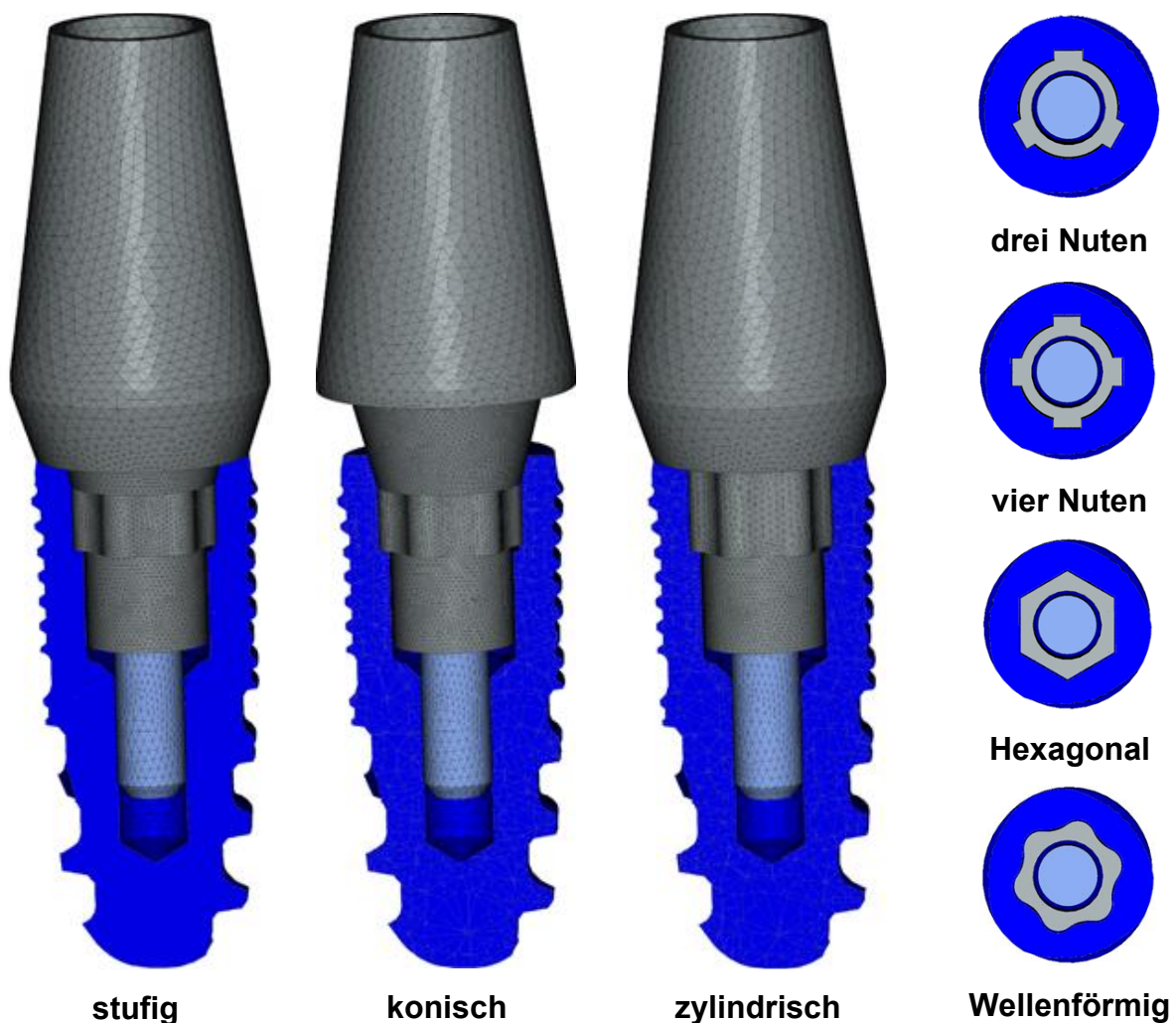


Abb. 8: Darstellung der FE-Modelle mit den ausgewählten Implantat-Abutment-Verbindungen (hier als Beispiel mit der Indexform "wellenförmig") sowie den verschiedenen Indexformen zur Rotationssicherung von Wylezalek (2020) (dunkelblau: Implantat; grau: Abutment; hellblau: Schraube)

2.2 Modellerzeugung

Die entsprechenden Dateien der idealisierten Implantat-Abutment-Modelle wurden von Wylezalek (2020) übernommen und mithilfe des Programms MSC.Marc/Mentat von MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version von 2015 weiterverarbeitet. Die idealisierten Implantat-Abutment-Komplexe konstruierte Wylezalek für ihre Studie auf Basis der originalen CAD-Daten des Tiologic® Twinfit-Implantats der Firma Dentaurem® (Ispringen). Aufgrund des hohen geometrischen sowie numerischen Aufwands wurde bei den Schrauben eine glatte Oberfläche anstelle eines echten Gewindes modelliert.

Um den Einfluss der Geometrie auf die Beweglichkeit im klinischen Kontext zu untersuchen, wurde ein idealisierter Unterkieferknochen mit einer Länge von 30 mm, einer Höhe von 20 mm sowie einer Breite von 10 mm modelliert. Dabei wurde eine 1 mm breite Schicht aus Kortikalis konstruiert, welche die Spongiosa umgibt. Zwei entsprechende Modelle der Implantat-Abutment-Verbindung von Wylezalek wurden im Abstand von 16 mm zentral in das Knochenmodell eingepasst.

Auf der Basis eines klinischen Patientenfalls wurden die CAD-Daten einer dreigliedrigen Brücke auf den Zähnen 34-36 in das Programm eingefügt und als Suprakonstruktion auf die beiden Abutments angepasst, um den Einfluss der Verblockung der beiden Implantate auf die gemessenen Parameter zu untersuchen. Nachfolgend wird der Brückenpfeiler 34 als anteriorer und der Pfeiler 36 als posteriorer Implantat-Abutment-Komplex bezeichnet. Zwischen Abutment und Brücke wurde eine 0,05 mm dicke Zementschicht zur Verbindung modelliert. Das Implantat-Abutment-Interface wurde entsprechend der ausgewählten idealisierten Basis-Modelle von Wylezalek jeweils modifiziert, um so die zwölf Brückenmodelle für die vorliegende Untersuchung zu erstellen (siehe Tab. 1 und Abb. 9). Zusätzlich zu den klinischen Komponenten wurden Gummipuffer auf den Oberseiten der Abutments modelliert. Diese dienen dazu, die einzelnen Komponenten in einem frühen Stadium der Simulation, in dem noch kein enger Kontakt zwischen Abutments und Implantaten besteht, numerisch zu stabilisieren. Die Materialeigenschaften wurden dabei so gewählt, dass sie die Gesamtbewegung nicht beeinflussen, worauf in Abschnitt 2.3.3 näher eingegangen wird.

Tab. 1: Übersicht über die zwölf erstellten FE-Brückenmodelle und ihre Abkürzungen

Verbindung/Index	drei Nuten	vier Nuten	hexagonal	wellenförmig
stufig	stuf-3N	stuf-4N	stuf-hexa	stuf-welle
konisch	kon-3N	kon-4N	kon-hexa	kon-welle
zylindrisch	zyl-3N	zyl-4N	zyl-hexa	zyl-welle

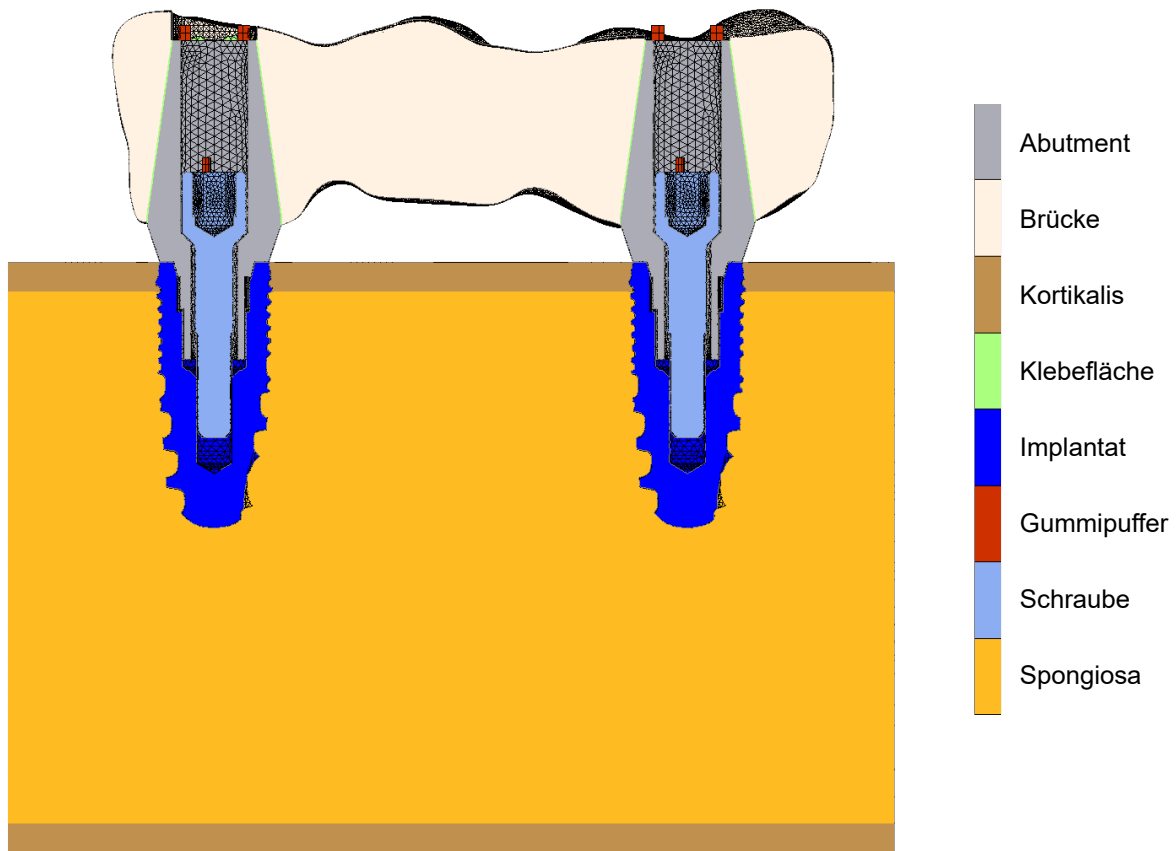


Abb. 9: Darstellung eines konstruierten FE-Brückenmodells im Längsschnitt (hier als Beispiel das Modell "stufig drei Nuten")

Die komplexen Modelle setzen sich aus jeweils ca. 1.110.000 Elementen und ca. 230.000 Knoten zusammen, variierend nach Verbindungstyp und Indexform. Davon entfallen ca. 105.000 bis 120.000 Elemente auf die Implantate, ca. 105.000 bis 130.000 auf die Abutments, ca. 42.500 auf die Schrauben, ca. 202.000 auf die Spongiosa, ca. 245.500 auf die Kortikalis, ca. 351.000 auf die Brücke, ca. 31.000 auf die Zementschicht zwischen Brücke und Abutments und ca. 100 auf die Gummipuffer. Zur Erzielung genauer Simulationsergebnisse wurde im Bereich der Kontaktflächen zwischen Abutments und Implantaten ein feines Netz mit einer Elementkantenlänge von 0,1 mm erzeugt. Um die bei dem komplexen Modell ohnehin schon hohe Gesamtelementzahl und die damit einhergehende längere Rechendauer zu begrenzen, wurde die Elementkantenlänge in den für die Simulationsergebnisse weniger entscheidenden Bereichen (beispielsweise der Außenseite des Knochens mit 0,5 mm oder der Außenseite der Implantate mit 0,3 mm) etwas größer gewählt.

2.3 Durchgeführte Simulationen

Auf der Basis der idealisierten Modelle von Wylezalek (2020) sowie der Brückenmodelle dieser Untersuchung wurden vier verschiedene Simulationsreihen durchgeführt, die nachfolgend näher beschrieben werden.

2.3.1 Rotation der Belastungsrichtung im idealisierten Modell

Bei Wylezalek (2020) erfolgte die Belastung immer in genau einer Lastrichtung relativ zur Indexform. Es wurde jedoch nicht untersucht, ob eine andere Orientierung des Index die ermittelte Beweglichkeit beeinflusst. Um zu prüfen, ob dieser Aspekt in die Erstellung der Simulationen am Brückenmodell mit einbezogen werden muss, wurden die Indexgeometrien ihrer Rotationssymmetrie entsprechend in Abschnitte eingeteilt (siehe Abb. 10). Für die idealisierten Modelle der ausgewählten Implantat-Abutment-Verbindungen wurde jeweils eine Simulation erstellt, bei der das Modell in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft rotiert und analog zur Untersuchung von Wylezalek mit einer Kraft von 500 N belastet wurde.

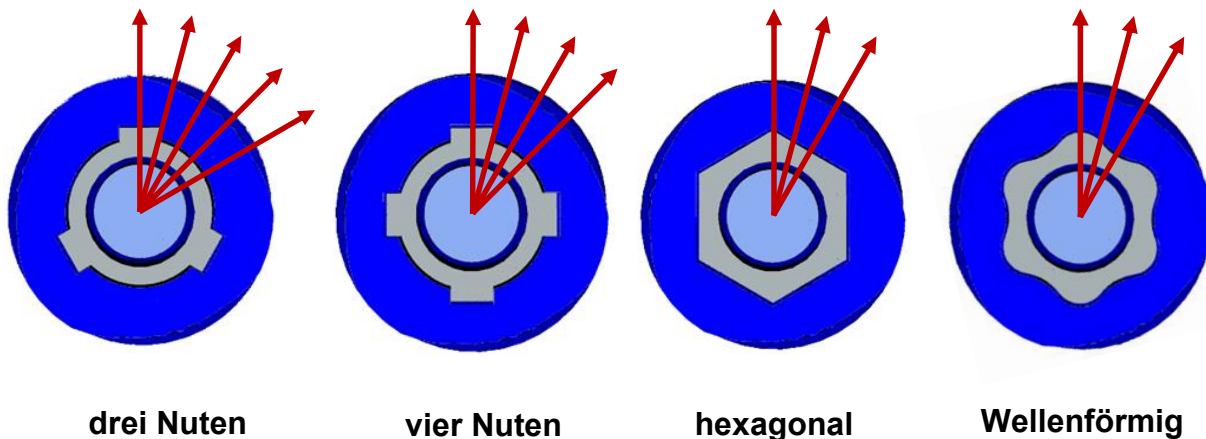


Abb. 10: Abbildung der verschiedenen Indexformen im Querschnitt mit Einteilung in ihrer Rotationssymmetrie entsprechende Abschnitte (3N: 60°; 4N: 45°; hexa/welle: 30°) (dunkelblau: Implantat; grau: Abutment; hellblau: Schraube)

2.3.2 Extraaxiale Belastung im idealisierten Modell

In der Studie von Wylezalek (2020) erfolgte die Belastung der Abutments mittig oberhalb des Implantats, die Kontrollknoten befanden sich auf der Implantatachse acht Millimeter über der Implantatschulter. Klinisch befindet sich der Kontaktpunkt zwischen der prothetischen Versorgung des Implantats sowie der Gegenbezahnung und damit auch der Kraftangriffspunkt allerdings nicht immer zentral über dem Implantat. Es stellt sich folglich die Frage, wie sich eine extraaxiale Belastung auf die Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment auswirkt. Dazu wurde der Kontrollknoten als Kraftangriffspunkt in zwei Versuchsreihen um 1 mm sowie um 5 mm in Richtung der Z-Achse analog zur Zahnreihe verschoben, um einen extraaxialen Kontakt im Bereich der Implantatkrone sowie einen Kontakt im Bereich des Brückenzwischenglieds bzw. eines Brückenanhängers zu simulieren (siehe Abb. 11). Die Belastung des Kontrollknotens erfolgte wie bei Wylezalek mit einer Kraft von 500 N.

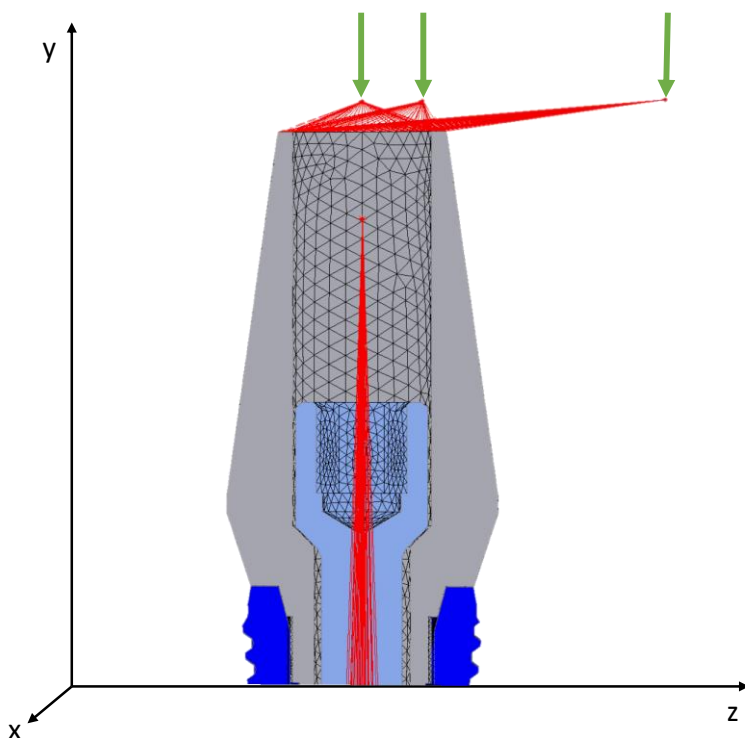


Abb. 11: Darstellung des variierenden Kraftangriffspunktes an einem Ausschnitt des idealisierten Modells im Längsschnitt. Der Kraftangriffspunkt (grüner Pfeil) des Abutments liegt in den verschiedenen Versuchsreihen zentral über dem Abutment (links) sowie um 1 mm (Mitte) und um 5 mm (rechts) in Z-Achse verschoben.

2.3.3 Verschiedene Belastungssituationen im Brückenmodell

Um für die erstellten Brückenmodelle eine FE-Simulation zu generieren, müssen verschiedene Eigenschaften und Bedingungen näher definiert werden. Dies bezieht unter anderem die Materialeigenschaften der unterschiedlichen Modellanteile mit ein. Für eine möglichst realitätsnahe Darstellung des Verhaltens eines Materials werden verschiedene Materialparameter näher bestimmt. Diese umfassen den Elastizitätsmodul (E-Modul), die Querkontraktionszahl sowie die Dehngrenze.

Wirkt eine äußere Kraft auf einen Körper, kommt es zu einer Formänderung. Dabei unterscheidet man eine reversible Verformung, die sich nach Entlastung zurückstellt, sowie eine irreversible Verformung, bei der es zu einer bleibenden Veränderung der Form kommt. Überschreitet die Kraftereinwirkung die Bindungskräfte des Materials, kommt es zum Bruch (Roos et al., 2017). Den Übergang zwischen elastischer und plastischer Verformung bezeichnet man als Streckgrenze (Hornbogen et al., 2019). Da dieser Wert experimentell häufig schwer exakt zu bestimmen ist, wird stattdessen die Dehngrenze ermittelt. Sie ist definiert als die Spannung, bei der es zu einer plastischen Dehnung von 0,2 % in Bezug auf die Ausgangslänge der Werkstoffprobe kommt (Weißbach et al., 2018).

Der Elastizitätsmodul beschreibt dabei den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung innerhalb des linear-elastischen Bereichs bei der Verformung eines festen Körpers und ist eine spezifische Materialkonstante für die Steifigkeit eines Werkstoffes. Wird ein Körper im elastischen Bereich belastet, erfolgt die Volumenänderung sowohl in Richtung der wirkenden Spannung als auch senkrecht dazu. Die Querkontraktionszahl beschreibt diesen Zusammenhang zwischen Quer- und Längsverformung (Roos et al., 2017).

Der Reibungskoeffizient einer Materialpaarung, auch Reibungszahl genannt, ist definiert als Quotient aus Reibungskraft (parallel zur Kontaktfläche) und Normalkraft (senkrecht zur Kontaktfläche). Er bezeichnet ein Maß für den bei einer Reibung zu überwindenden Widerstand, um eine Bewegung zu ermöglichen. Der Vorgang der Reibung ist stets eine Wechselwirkung zwischen Körpern sowie abhängig von verschiedenen Faktoren wie beispielsweise Materialpaarung, Oberflächenbeschaffenheit oder Temperatur. Dadurch sind angegebene Werte für den Reibungskoeffizienten immer nur Richtwerte, die durch Versuche ermittelt wurden (Czichos, 2020).

Tabelle 2 listet die in der vorliegenden Studie verwendeten Materialeigenschaften. Implantat, Abutment und Schraube wurde als Material die Titanlegierung Grade 5 (Ti-6Al-4V) zugeordnet. Der Brücke wurden ebenfalls Eigenschaften einer Titanlegierung zugeteilt. Insbesondere für die Materialeigenschaften der Spongiosa besteht in der Literatur eine breite Streuung, abhängig von Versuchsmethodik sowie individuellen, physiologischen Faktoren (Lakatos et al., 2014). Als Mittelwert aus verschiedenen Literaturwerten wurde für die Spongiosa in dieser Arbeit ein E-Modul von 1 GPa verwendet. Den Gumpuffern wurde ein sehr niedriger E-Modul zugeordnet, damit die eigentliche Bewegung der verschiedenen Komponenten dabei nicht beeinflusst wird. Die Dehngrenze der Titanlegierung von 880 MPa sowie der Reibungskoeffizient von 0,2 wurden von Wylezalek (2020) übernommen.

Tab. 2: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der verschiedenen Materialien im Brückenmodell (Keilig et al., 2016; O'Mahony et al., 2000; Tribst et al., 2022; Wylezalek, 2020). Die Plastizität wurde nur in den Komponenten der prothetischen Versorgung berücksichtigt. Alle anderen Materialien wurden vereinfacht als rein linear-elastisch angenommen.

Material	E-Modul (GPa)	Querkontraktionszahl	Dehngrenze (MPa)
Titan Grade 5	110	0.3	880
Titanlegierung Brücke	100	0.3	519
Kortikalis	18	0.3	
Spongiosa	1	0.3	
Zement	6.6	0.3	
Gummi	0.01	0.3	

Analog zur klinischen Situation wurde der Anschnitt des Alveolarknochens an den Stirnseiten mit einer entsprechenden Randbedingung ("Boundary Condition") fest in alle Richtungen verankert, um eine Verbindung mit der restlichen Mandibula zu simulieren. Zur Darstellung der Osseointegration der Implantate im Knochen wurde zwischen dem Knochen und den beiden Implantaten der Kontaktparameter "glued" gewählt.

Die einzelnen Simulationen bestehen aus jeweils drei Arbeitsschritten. Zunächst wurde der untere Teil der Schrauben über einen Kontrollknoten mit jeweils 200 N entlang der Längsachse der Schrauben belastet und die Abutments dadurch an die Implantate ge-

presst. Nach Hasan et al. (2015), die eine ähnliche Belastung an Tiologic®-Implantaten simulierten, entspricht dies einem Einschraubdrehmoment von etwa 35 Ncm. Im darauffolgenden Schritt wurden die Schrauben über eine entsprechende Randbedingung (Boundary Condition) in allen drei Raumebenen gehalten, der Kontakt zwischen Schraube und Implantat als "glued" definiert, um so die festgezogene Schraube im Schraubkanal des Implantats abzubilden, und die Kraft von den Schrauben entfernt. In einem letzten Schritt erfolgte die Belastung der Abutments bzw. des Brückenzwischen-glieds erneut über einen Kontrollknoten als Kraftverteiler auf die Oberfläche von Abutment/Zwischenglied (siehe Abb. 12). Dabei wurden die Kraftangriffspunkte in verschiedenen Simulationsreihen variiert, um die Auswirkungen unterschiedlicher Belastungssituationen zu untersuchen.

Alle Simulationsreihen orientierten sich dabei an der DIN EN ISO 14801 (2017), einer Norm zur Belastungsprüfung enossaler Dentalimplantate. Bei dieser werden die Implantate mit einer Neigung von 30° zur Krafteinwirkung eingespannt und das Belastungszentrum 8 mm oberhalb der Implantatschulter gewählt. Dementsprechend lag bei allen durchgeführten Simulationen der Kraftangriffspunkt 8 mm oberhalb der Implantatschulter, der Winkel zwischen Kraftvektor und Implantatachse betrug 30°.

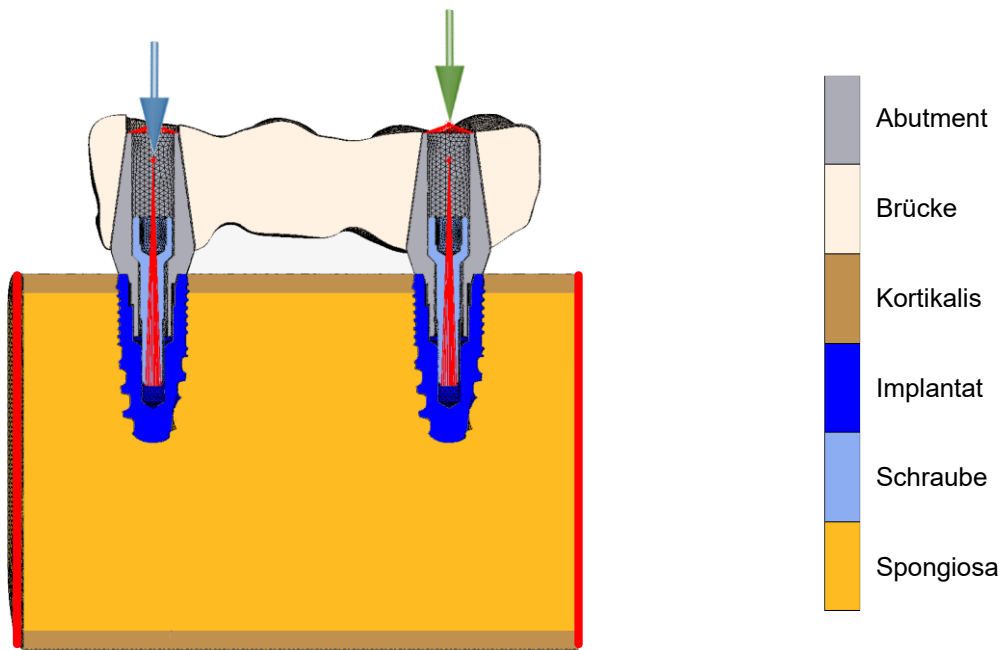


Abb. 12: Ansicht des FE-Brückenmodells im Längsschnitt mit den verschiedenen Boundary Conditions bzw. einwirkenden Kräften. Die roten Linien an den Stirnseiten des Knochenausschnitts veranschaulichen die Verankerung in allen Raumebenen und simulieren die Verbindung mit dem angrenzenden Unterkieferknochen. Der blaue Pfeil zeigt die Krafteinwirkung auf den Kontrollknoten der Schraube in Richtung der Längsachse mit 200 N und simuliert das Anziehen der Schraube mit einem Drehmoment von 35 Ncm. Der grüne Pfeil stellt die Krafteinwirkung auf den Kontrollknoten des Abutments mit 500 N in einem Winkel von 30° zur Implantatachse nach oral geneigt dar und simuliert eine extreme Kausituation.

Es wurden vier verschiedene Belastungssituationen simuliert (siehe Abb. 13). In der ersten Simulation wurden beide Abutments gleichmäßig mit einer Kraft von jeweils 250 N belastet, um eine extreme Kausituation abzubilden. In nachfolgenden Simulationsreihen wurden die Abutments jeweils einzeln mit einer Kraft von 500 N belastet, in einer weiteren Simulation wurde die Brücke im zentralen Bereich der Okklusalfäche des Zwischenglieds einer Kraft von 500 N ausgesetzt.

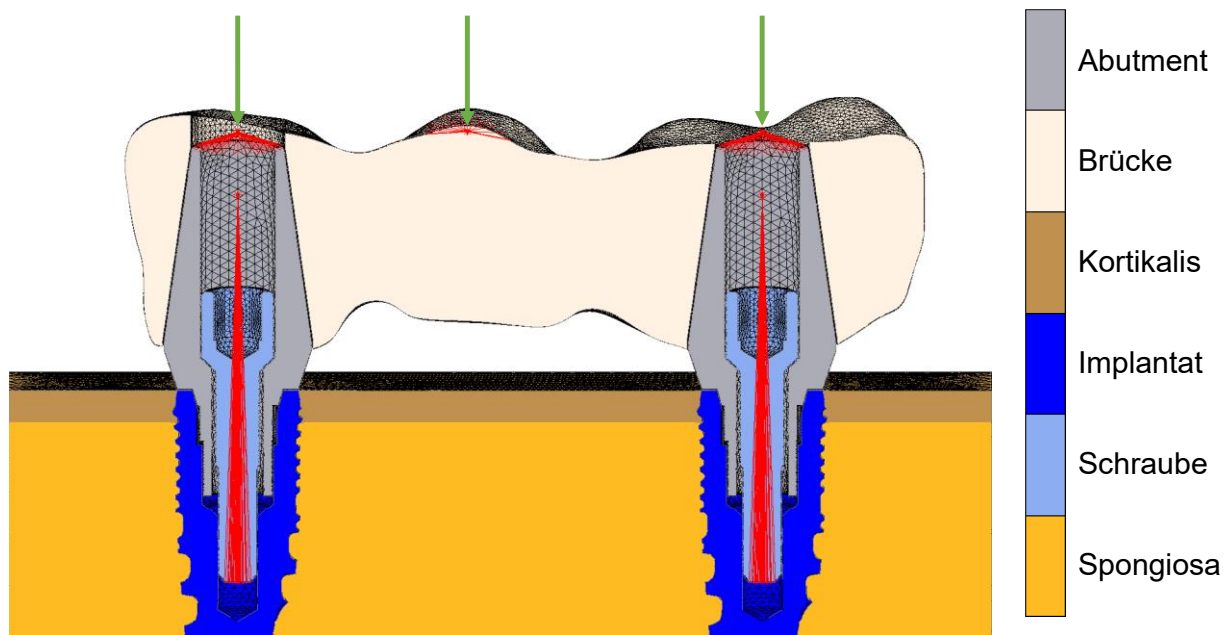


Abb. 13: Darstellung des variierenden Kraftangriffspunktes an einem Ausschnitt des Brückenmodells im Längsschnitt. Der Kraftangriffspunkt (grüner Pfeil) liegt je nach Simulation zentral über dem anterioren Abutment (links), über der Kaufläche des Brückenzwischenglieds (Mitte) oder über dem posterioren Abutment (rechts).

2.3.4 Materialvariationen im Brückenmodell

In einer weiteren Versuchsreihe wurde das Material der Brücke variiert, um dessen Einfluss auf die Bildung von Mikrospalten und Mikrobewegungen zu untersuchen. Neben Titan wurden dabei Pektton und Zirkon als weitere Materialien mit den entsprechenden Eigenschaften (siehe Tab. 3) verwendet. Dabei wurde im Vergleich zur Titanlegierung Pektton als Beispiel eines "weicheren" Brückenmaterials mit einem niedrigen E-Modul und Zirkon als "festeres" Brückenmaterial mit einem hohen E-Modul gewählt. Da nur bei der Simulation mit Kraftangriffspunkt im Bereich des Zwischenglieds die Brücke direkt belastet wird, wurden die Materialeigenschaften nur in diesem Fall abgeändert.

Tab. 3: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der hier verwendeten Brückenmaterialien (Keilig et al., 2016; Tribst et al., 2022; Villefort et al., 2021)

Material	E-Modul (GPa)	Querkontraktionszahl	Dehngrenze (MPa)
Titanlegierung	100	0.3	519
Pekkton	5.1	0.25	214
Zirkon	200	0.3	1190

2.4 Auswertung der Ergebnisse

Um die Ergebnisse der einzelnen Simulationen auswerten zu können, erfolgte zunächst die grafische Darstellung im Postprozessor. Zur Untersuchung des Mikrospalts wurde das Modell des entsprechenden Implantat-Abutment-Komplexes am Ende der Belastungsphase entlang der Längsachse halbiert und ein Screenshot angefertigt, dessen Bildausschnitt die Region um die Implantatschulter auf der Kraftangriffsseite abbildet. Die Screenshots wurden in das Programm PaintShop Pro in der Version 5.0 von Jasc Software Inc. (Eden Prairie, Minnesota, USA) eingefügt und die breiteste Stelle des Mikrospaltes im Bereich der Implantatschulter, die engste Stelle oberhalb des Index sowie die Breite der Implantatschulter in Pixeln gemessen. Mithilfe der bekannten Maße der Implantatschulter im Modell konnten durch Anwendung des Dreisatzes so die tatsächlichen Abmessungen des Mikrospaltes bestimmt werden (siehe Abb. 14).

Für die Beurteilung der Mikrobeweglichkeit der Abutments wurde die Bewegung des Kontrollknotens der beiden Abutments analysiert. Bei den Simulationen mit Belastung des Brückenzwischenglieds wurde die Positionsänderung des Kontrollknotens zentral auf der Okklusalfäche des Zwischenglieds betrachtet. Die Screenshots und Kurven wurden automatisiert erstellt bzw. exportiert.

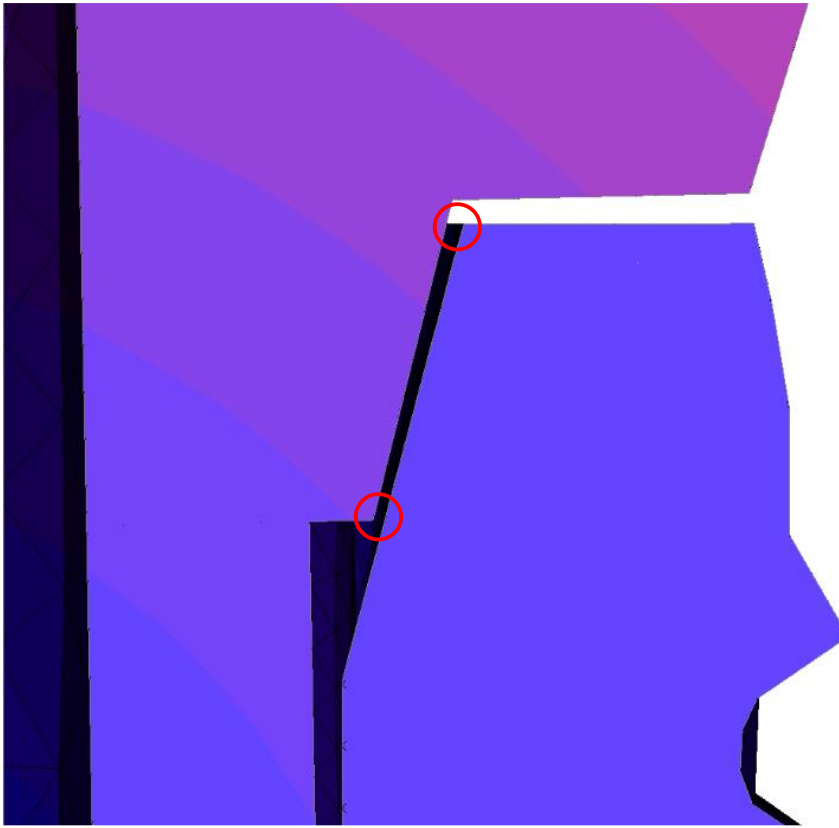


Abb. 14: Abbildung des Mikrospalts an einem Bildausschnitt des Implantat-Abutment-Komplexes (Längsschnitt) im Bereich der Implantatschulter auf der Kraftangriffsseite. Als Beispiel ist ein Screenshot des Modells stuf-welle am anterioren Brückenpfeiler bei zeitgleicher Belastung beider Abutments mit jeweils 250 N dargestellt. Die roten Kreise markieren die Messtellen für den oberen sowie den unteren Spalt.

2.5 Statistische Auswertung

Die FE-Methode basiert auf dem Lösen komplexer Gleichungssysteme und wird nicht von zufälligen Prozessen beeinflusst. Darüber hinaus handelt es sich bei FE-Analysen typischerweise um Einzelfallanalysen. Für das Erstellen einer Statistik mit Bestimmung von Mittelwerten und Standardabweichungen müsste in dem Zusammenhang eine große Anzahl an Simulationen durchgeführt werden, bei der jeweils eine kleine, zufällige Variation der verschiedenen Parameter vorgenommen wird. Dies würde einen enormen Arbeits- und Rechenaufwand bedeuten, welcher mit einem sehr großen zeitlichen und finanziellen Aufwand verbunden wäre und viele Vorteile der FE-Analyse hinfällig machen würde. Entsprechend wurde in dieser Studie auf eine statistische Auswertung der Ergebnisse verzichtet.

3. Ergebnisse

3.1 Rotation der Belastungsrichtung im idealisierten Modell

Wie in Kapitel 2.3.1 bereits beschrieben, wurden in dieser Simulation die für die vorliegende Studie ausgewählten, idealisierten Implantat-Abutment-Modelle von Wylezalek (2020) in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft von 500 N rotiert. Dadurch sollte geprüft werden, ob die Orientierung des Index die Spaltbildung sowie die Mikrobeweglichkeit beeinflusst.

3.1.1 Spaltbildung

Die Bestimmung der Breite des oberen Mikrospaltes erfolgte wie in Kapitel 2.4 beschrieben mithilfe des Programmes Paint Shop Pro auf Höhe der Implantatschulter. Der untere Mikropalt wurde bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes gemessen. Im Gegensatz zu Wylezaleks Untersuchung wurde zur Bestimmung der unteren Spaltbreite der zylindrischen Modelle kein vergrößerter Bildausschnitt verwendet, der gewählte Messpunkt liegt in dieser Studie entsprechend etwas tiefer am Implantat-Abutment-Interface. Dadurch sind die absoluten Zahlen beider Untersuchungen an dieser Stelle nicht direkt miteinander vergleichbar. Auf die Aussagekraft der vorliegenden Studie haben die unterschiedlichen Messstellen allerdings keinen Einfluss.

Es zeigten sich bei den verschiedenen Verbindungsdesigns deutliche Unterschiede bezüglich der Spaltkonfiguration (siehe Abb. 15). Während die konischen Verbindungen einen spitz zulaufenden Spalt mit Verschluss auf Höhe des unteren Konusrandes am Abutment aufwiesen, ließ sich bei den stufigen und zylindrischen Modellen ein eher paralleler Verlauf mit einer Spaltöffnung in den Indexbereich des Implantat-Abutment-Komplexes erkennen.

Unter Belastung des Abutments mit einer Kraft von 500 N zeigte sich auf Höhe der Implantatschulter bei allen untersuchten Geometrievariationen ein Mikropalt (siehe Abb. 16). Die oberen Spaltbreiten der stufigen Modelle lagen im Bereich von 26 und 32 μm ,

die der konischen zwischen 19 und 23 μm . Dabei ließen sich bei Rotation der Modelle in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft nur minimale Schwankungen der gemessenen Werte (1-2 μm) beobachten. Die Breite des unteren Spalts betrug bei den stufigen Modellen 14 bis 22 μm mit erneut geringen Abweichungen innerhalb einer Indexgeometrie durch Rotation der Modelle. Durch die beschriebene Spaltkonfiguration ließ sich bei den konischen Modellen meist ein nach unten geschlossener Spalt beobachten. Lediglich bei der 0°- und 15°-Ausrichtung des konischen Modells mit vier Nuten sowie bei der 30°-Ausrichtung mit hexagonalem Rotationsschutz konnte ein geringer Spalt (1-5 μm) berechnet werden.

Bei den zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen ließen sich insgesamt deutlich höhere Spaltbreiten beobachten. Für den oberen Spalt lagen diese zwischen 65 und 99 μm , für den unteren Spalt zwischen 40 und 71 μm . Die unterschiedlichen Indexgeometrien hatten dabei durchaus Einfluss auf die ermittelten Werte. So zeigten sich bei den Rotationssicherungen „drei Nuten“ und „vier Nuten“ niedrigere Werte als beim hexagonalen oder wellenförmigen Index. Die Rotation der Modelle wirkte sich indexabhängig unterschiedlich stark auf die Größe der Mikrospalten aus. Während bei den Modellen mit drei Nuten und wellenförmigem Rotationsschutz minimale Schwankungen ermittelt werden konnten, lagen die Abweichungen bei der 15°-Ausrichtung des Modells mit vier Nuten bei etwa +50 % und bei der 30°-Ausrichtung des Modells mit Hexaeder bei etwa +10 %.

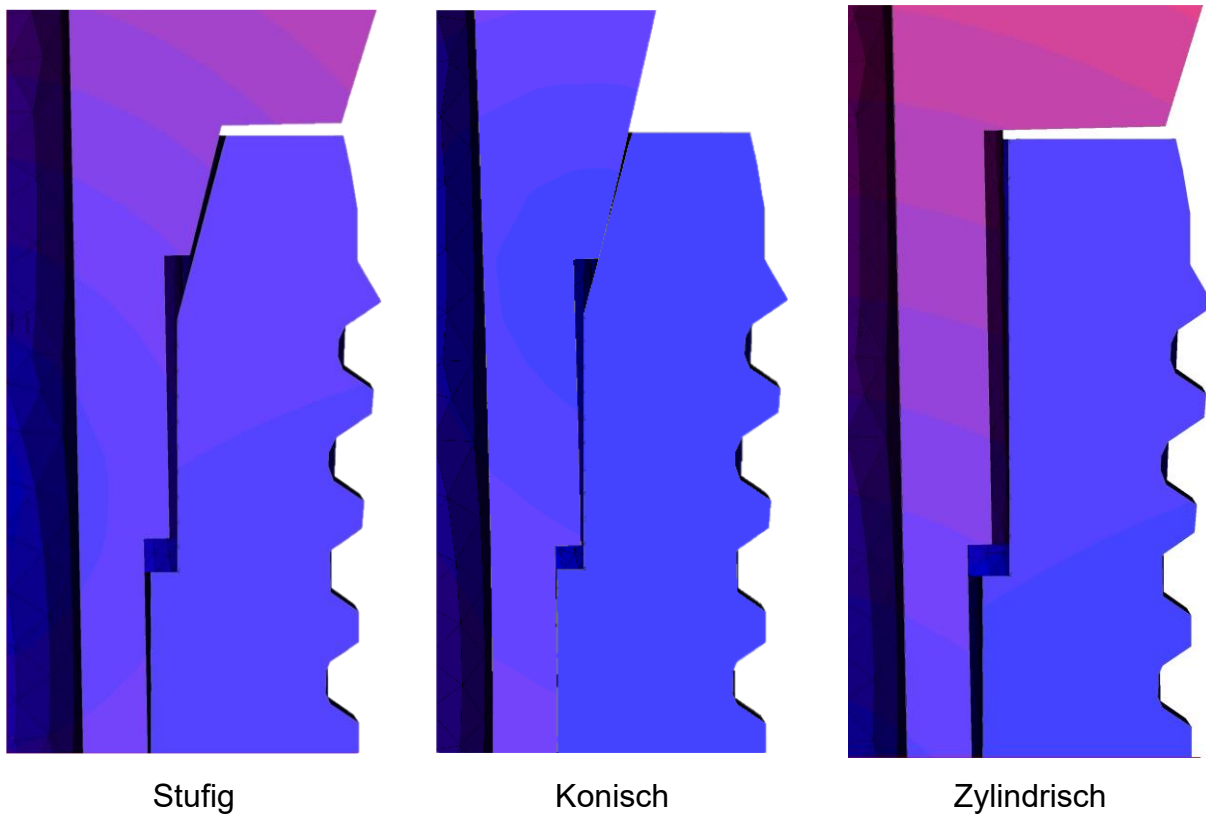


Abb. 15: Abbildung der unterschiedlichen Spaltkonfigurationen am Bildausschnitt des Implantat-Abutment-Komplexes auf Höhe der Implantatschulter im Längsschnitt auf der Kraftangriffsseite. Dargestellt ist beispielhaft der anteriore Brückenpfeiler mit wellenförmigem Rotationsschutz bei zeitgleicher Belastung beider Abutments mit jeweils 250 N. Beim stufigen und zylindrischen Modell zeigte sich ein eher parallel verlaufender Spalt mit Öffnung in den Indexbereich des Implantat-Abutment-Komplexes. Beim konischen Modell konnte ein spitz zulaufender Spalt mit Verschluss auf Höhe des unteren Konusrandes beobachtet werden.

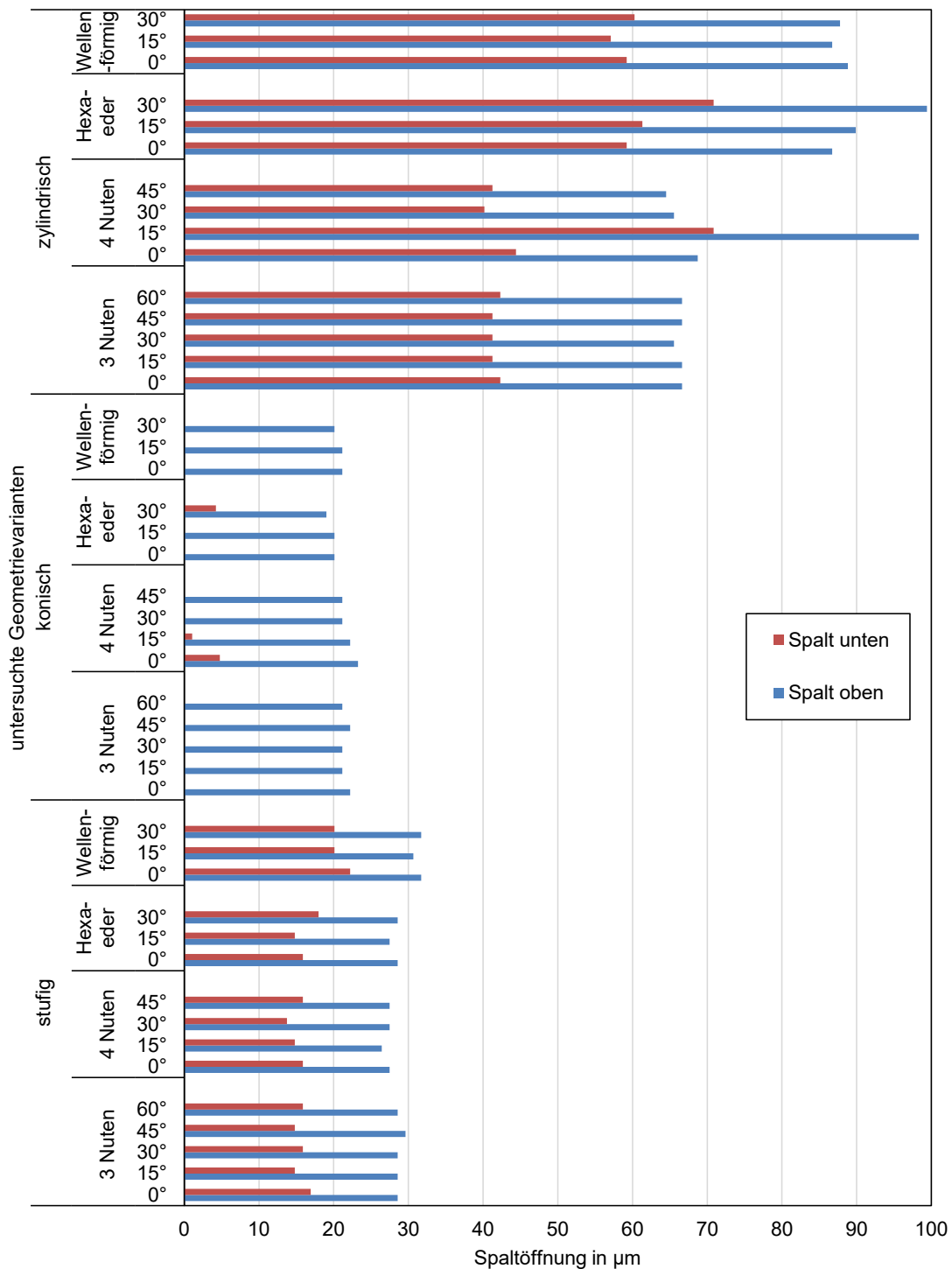


Abb. 16: Darstellung der Spaltbreite oben und unten in µm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Rotation um die Implantatachse des idealisierten Modells in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.1.2 Bewegung des Abutments bei Belastung

Um die Mikrobeweglichkeit zu bestimmen, wurde der Kraftangriffspunkt des Abutments als Referenz für dessen Auslenkung festgelegt. Die Positionsänderung dieses Knotens am Ende der Simulation im Vergleich zur Position am Anfang der Simulation wurde in allen Raumebenen bestimmt und daraus die Gesamtauslenkung berechnet. Es ließen sich bei der Auslenkung der Abutments unter Belastung Unterschiede zwischen den verschiedenen Verbindungsdesigns beobachten (siehe Abb. 17). Die konischen Modelle zeigten die stärkste Abutment-Auslenkung (432-488 μm), im Vergleich dazu betrug die Auslenkung bei den zylindrischen Verbindungen ca. zwei Drittel (272-313 μm) und die der stufigen Verbindungen etwa die Hälfte (221-249 μm). Dabei war die Mikrobeweglichkeit bei den Implantat-Abutment-Komplexen mit vier Nuten jeweils am geringsten, die größte Auslenkung wiesen die Verbindungen mit hexagonalem sowie wellenförmigem Rotationsschutz auf. Die Rotation der Implantat-Abutment-Modelle zur Krafrichtung wirkte sich hingegen kaum auf die Auslenkung der Abutments aus. Bei den konischen Modellen zeigten sich etwas höhere Abweichungen (2-14 μm) als bei den stufigen und zylindrischen (2-5 μm).

Da sowohl bei der Spaltbildung als auch bei der Auslenkung der Abutments kaum bzw. nur vereinzelt Auswirkungen der Rotation der idealisierten Modelle zur Richtung der Krafteinwirkung festgestellt werden konnten, wird dieser Parameter in den Simulationen mit dem Brückenmodell außer Acht gelassen.

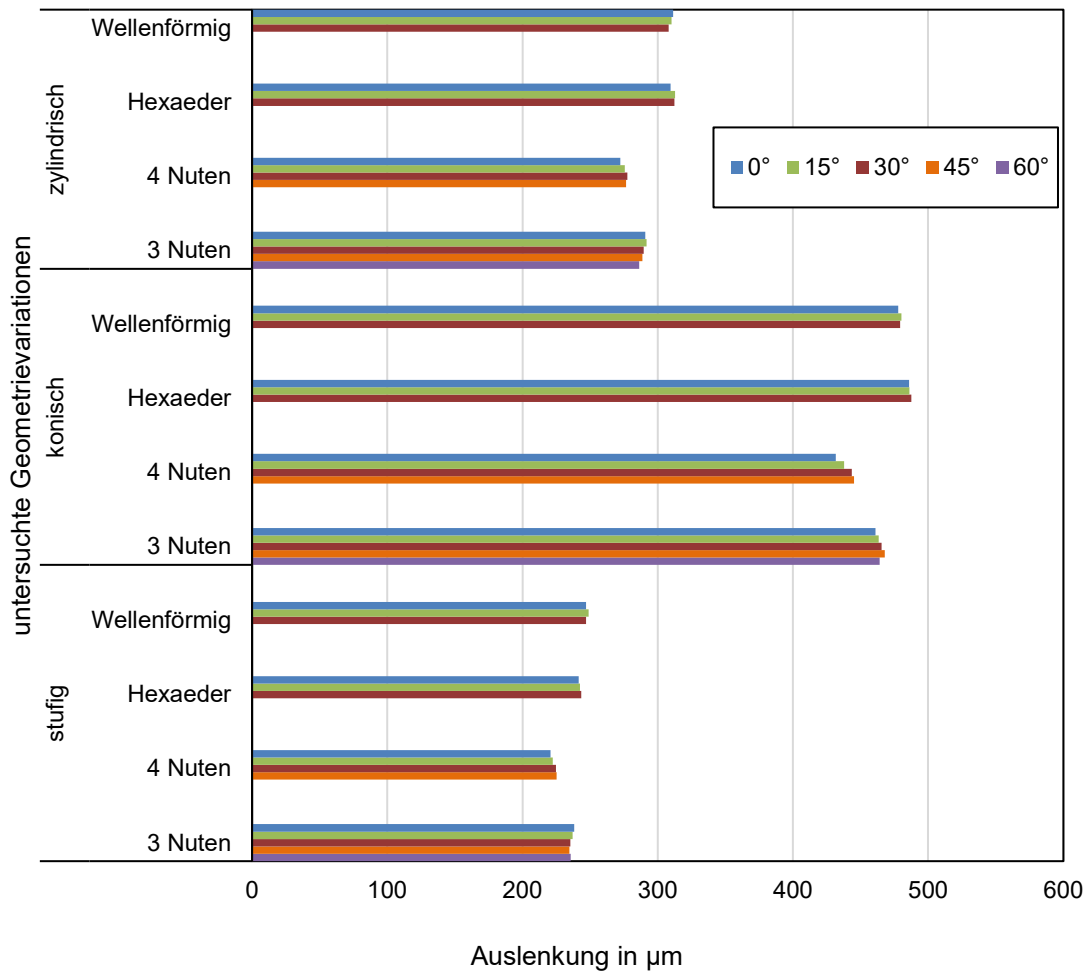


Abb. 17: Darstellung der Abutmentauslenkung in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Rotation des idealisierten Modells in 15° -Schritten zur einwirkenden Kraft. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantat-schulter.

3.2 Extraaxiale Belastung im idealisierten Modell

In dieser Simulationsreihe wurde der Kraftangriffspunkt des Abutments, wie in Kapitel 2.3.2 beschrieben, um 1 bzw. 5 mm in Z-Richtung analog zur Zahnreihe verschoben. Neben der zentralen Krafteinwirkung sollte dadurch eine extraaxiale Belastung im Bereich der Implantatkrone sowie des Brückenzwischenglieds bzw. eines Brückenanhängers simuliert und ein möglicher Einfluss auf die Mikrobeweglichkeit sowie die Spaltbildung am Implantat-Abutment-Komplex untersucht werden. Die Belastung des Abutments erfolgte mit einer Kraft von 500 N.

3.2.1 Spaltbildung

Abbildung 18 zeigt anschaulich, dass die Breite des oberen Mikrospaltes bei extraaxialer Kraffteinwirkung auf das Abutment deutliche Unterschiede aufweist. Für die Belastung 1 mm extraaxial der Implantatachse konnte bei den stufigen Modellen im Vergleich zur zentralen Belastung eine Zunahme der oberen Spaltbreiten von etwa 70 %, bei den konischen Modellen von 70-80 % und bei den zylindrischen Modellen von 65-100 % ermittelt werden. Die größten Schwankungen zeigten sich demnach bei den zylindrischen Verbindungen, insbesondere bei dem wellenförmigen Index. Die Zunahme der oberen Mikrospalten zwischen der zentralen und der 5 mm extraaxialen Kraffteinwirkung auf das Abutment lag bei den stufigen Verbindungen bei etwa 110 % und bei den konischen Verbindungen bei 105-185 %.

Während die verschiedenen Rotationssicherungen bei den stufigen Modellen kaum Einfluss auf die Abweichungen der Spaltbreiten hatten, konnte bei den konischen Modellen eine deutlich höhere Differenz bei den hexagonalen und wellenförmigen Indexformen beobachtet werden. Bei den zylindrischen Implantat-Abutment-Komplexen fiel auf, dass die Modelle mit drei oder vier Nuten sowie mit Hexaeder bei Belastung 5 mm extraaxial der Implantatachse im Vergleich zur Belastung 1 mm extraaxial geringere Abweichungen der oberen Mikrospalten zur zentralen Kraffteinwirkung aufwiesen. Für drei und vier Nuten lagen diese bei einer Zunahme von ca. 45-50 %, die obere Spaltbreite des zylindrischen Modells mit Hexaeder war sogar um fast 10 % geringer als bei zentraler Belastung. Für das zylindrische Modell mit wellenförmigem Rotationsschutz konnte bei Belastung 5 mm extraaxial eine deutliche Zunahme von fast 120 % zur oberen Spaltbreite bei zentraler Belastung ermittelt werden.

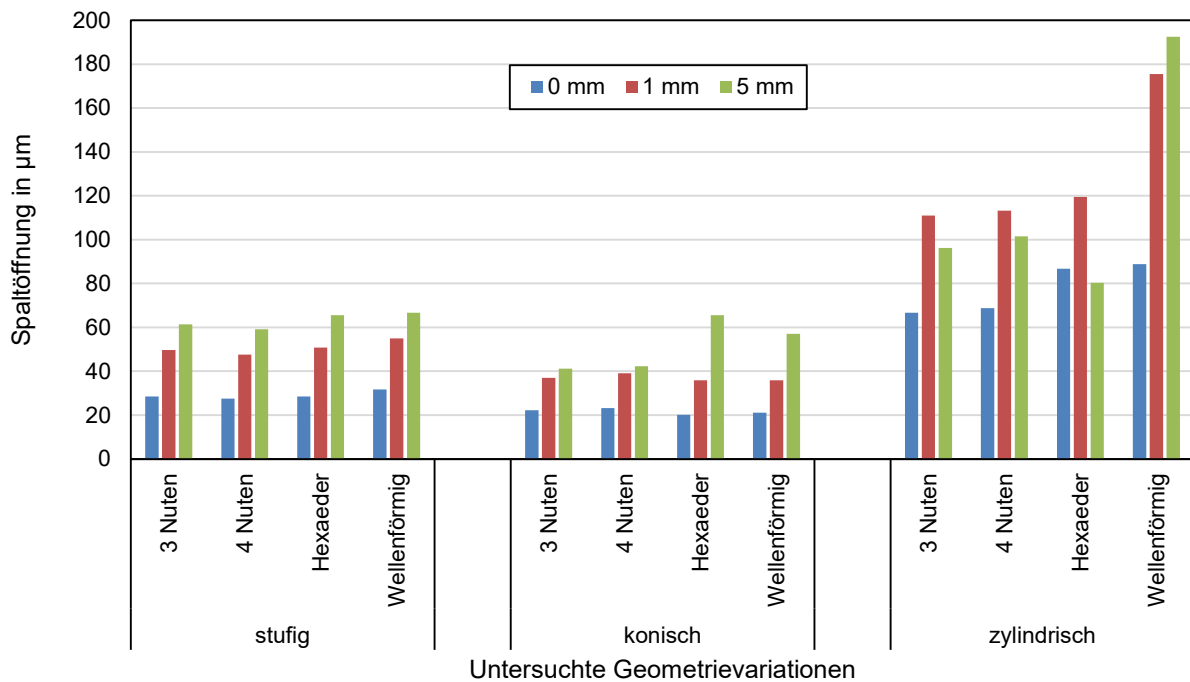


Abb. 18: Darstellung der Spaltbreite oben in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei extraaxialer Belastung des idealisierten Modells. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter sowie 1 mm und 5 mm in Z-Achse analog zur Zahnreihe verschoben, um einen extraaxialen Kontakt im Bereich der Implantatkrone und einen Kontakt im Bereich des Brückenzwischen glieds zu simulieren. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter.

Abbildung 19 zeigt die Breite des unteren Mikrospalts bei extraaxialer Belastung der verschiedenen Geometrievariationen. Dabei fällt auf, dass die Spaltbreiten für die konischen Modelle insgesamt am niedrigsten ausfielen. Die Differenzen der Spaltbildung zur zentralen Belastung betragen bei Kraftereinwirkung 1 mm extraaxial etwa 0 bis 4 μm und bei Kraftereinwirkung 5 mm extraaxial ca. 3 bis 32 μm . Dabei lagen die Differenzen bei dem Modell mit Hexaeder sowie wellenförmiger Rotationssicherung deutlich höher als bei denen mit drei oder vier Nuten. Bei den stufigen Implantat-Abutment-Komplexen ließ sich eine Zunahme von ca. 80-90 % bei Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 mm und von etwa 140 % bei Verschieben um 5 mm beobachten. Die verschiedenen Designs des Rotationsschutzes hatten bei den stufigen Modellen keinen starken Einfluss auf die Breite des unteren Mikrospaltes. Die zylindrischen Modelle zeigten die größte Spaltbil-

dung. Bei den Modellen mit drei Nuten und vier Nuten lagen die Differenzen bei 1 mm extraaxialer Belastung bei 65-70 % und bei 5 mm extraaxialer Belastung bei 55-60 %. Die Zunahme der unteren Spaltbreite beim zylindrischen Modell mit Hexaeder lag bei Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 mm bei ca. 30 %, bei Verschieben um 5 mm gab es lediglich eine minimale Zunahme im Vergleich zur zentralen Belastung. Das Verschieben des Kraftangriffspunktes um 5 mm führte demnach zu geringeren, unteren Spaltbreiten als das Verschieben um 1 mm. Im Falle des zylindrischen Modells mit wellenförmiger Rotationssicherung fielen deutlich höhere Zunahmen von 110 % bei 1 mm sowie 150 % bei 5 mm auf.

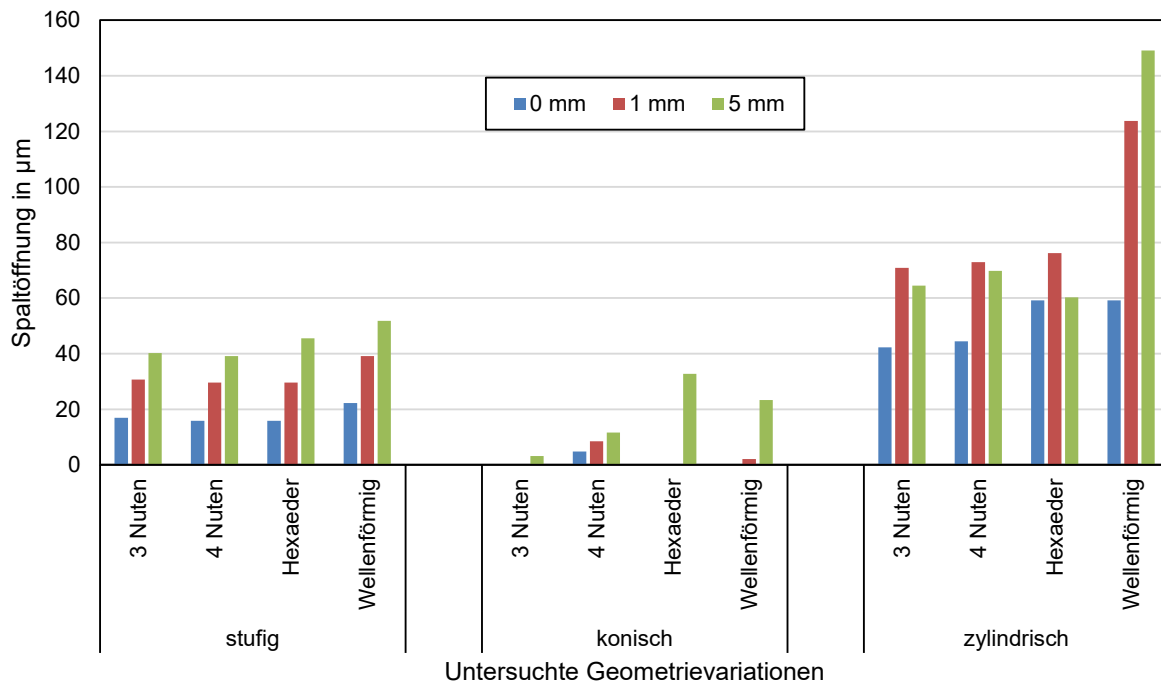


Abb. 19: Darstellung der Spaltbreite unten in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei extraaxialer Belastung des idealisierten Modells. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter sowie 1 mm und 5 mm in Z-Achse analog zur Zahnreihe verschoben, um einen extraaxialen Kontakt im Bereich der Implantatkrone und einen Kontakt im Bereich des Brückenzwischenglieds zu simulieren. Die Bestimmung des unteren Mikrospalts erfolgte bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.2.2 Bewegung des Abutments bei Belastung

Die Messung der Mikrobeweglichkeit erfolgte ebenfalls analog zu der Studie von Wylezalek (2020). Wie Abbildung 20 zu entnehmen ist, konnten bezüglich der Auslenkung der Abutments bei allen untersuchten Geometrievariationen deutliche Unterschiede bei extraaxialer Belastung der Abutments beobachtet werden. Die Verschiebung des Kraftangriffspunktes um 1 mm resultierte in einer vergleichsweise leichten Zunahme von etwa 10-30 % bei den stufigen Modellen sowie ca. 5-10 % bei den konischen und zylindrischen Modellen. Dabei konnte die größte Differenz zur zentralen Belastung bei den Verbindungen mit Hexaeder bestimmt werden, gefolgt von den Modellen mit wellenförmigem Rotationsschutz sowie drei und vier Nuten.

Eine deutlich höhere Mikrobeweglichkeit zeigte sich bei Belastung 5 mm extraaxial der Implantatachse. Hinsichtlich der stufigen Verbindungen wurde die Abutment-Auslenkung im Vergleich zur zentralen Belastung indexabhängig verdoppelt bis vervierfacht, bei den konischen und den zylindrischen Verbindungen verdoppelt bis verdreifacht. Die Implantat-Abutment-Komplexe mit Hexaeder wiesen erneut die größten Unterschiede bezüglich der Mikrobeweglichkeit auf, gefolgt von den Modellen mit wellenförmiger Rotationsicherung, drei Nuten und vier Nuten. Bei Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 mm lag dieser aufgrund des Implantatdurchmessers von 3,7 mm über der Implantatschulter und damit über einem Bereich, in dem das Abutment abgestützt und besser stabilisiert wurde. Unter dem Einwirken einer Kraft 5 mm extraaxial der Implantatachse kam es zu einer deutlich stärkeren Hebelwirkung, einer komplexen Kipp- und Rotationsbewegung und einer entsprechend stärkeren Abutmentauslenkung.

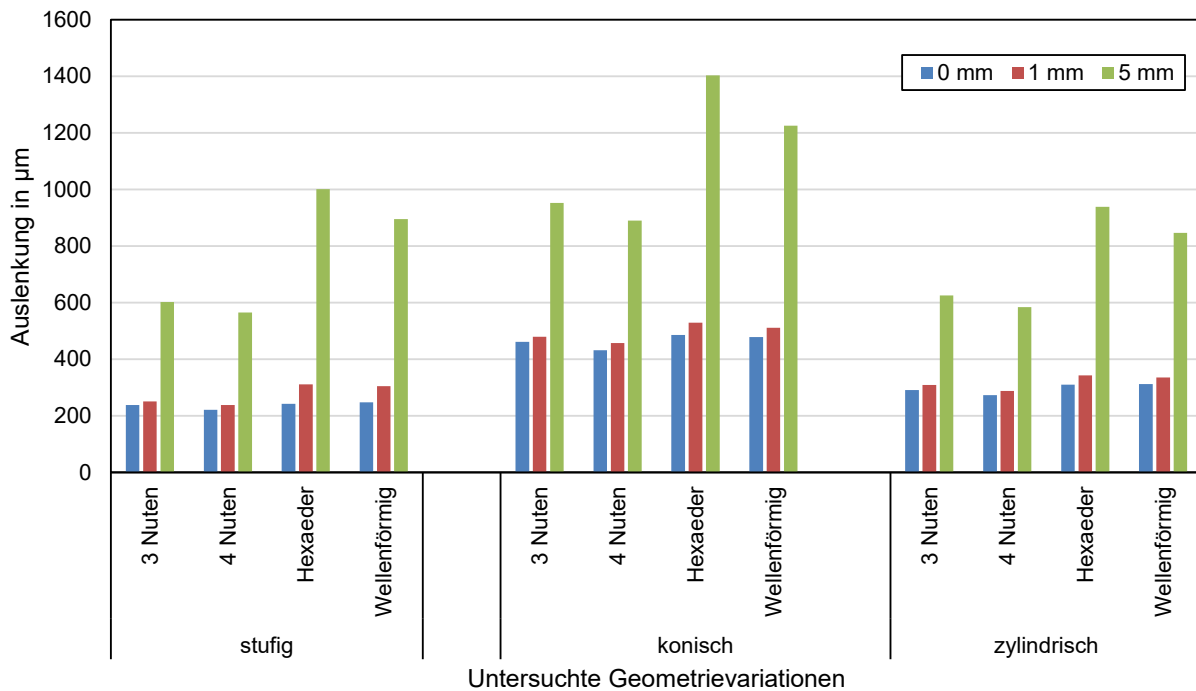


Abb. 20: Darstellung der Auslenkung des Abutments bei extraaxialer Belastung im idealisierten Modell. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter sowie 1 mm und 5 mm in Z-Achse analog zur Zahnreihe verschoben, um einen extraaxialen Kontakt im Bereich der Implantatkrone und einen Kontakt im Bereich des Brückenzwischenstücks zu simulieren.

3.2.3 Mechanische Spannungen innerhalb des Modells

Wird das Abutment wie in dieser Simulation einer Belastung ausgesetzt, entstehen im Inneren des Materials Spannungen. Je nach Materialparameter und Größe der einwirkenden Kraft können dabei plastische Deformationen oder Frakturen entstehen. Liegen die entstehenden Spannungen unterhalb der Dehngrenze, kommt es zu elastischen und nicht bleibenden Deformationen. Die Dehngrenze der Titanlegierung Grade 5, welche dem Abutment, dem Implantat sowie der Schraube in dieser Studie zugeordnet wurde, liegt bei 880 MPa. Diese Spannung wurde bei allen Geometrievariationen deutlich überschritten, es hätten sich bleibende Deformationen ergeben. Um ein erfolgreiches Durchlaufen der Simulationen zu gewährleisten, wurde die Plastizität in den Simulationen dieser Studie nicht berücksichtigt.

Je nach Verbindungsgeometrie zeigte sich eine unterschiedliche Spannungsverteilung. In der Gruppe der konischen Modelle kam es durch die Klemmpassung am Konus und am unteren Abutment zu einer hohen, die Dehngrenze übersteigenden Spannung, welche zusätzlich auf die Implantatschulter übertragen wurde. Die Schraube hingegen schien dadurch eher entlastet zu werden. Hinsichtlich der zylindrischen Modelle konnte die größte Spannungsentwicklung an der Abutmentplattform sowie an der Schraube festgestellt werden. Ein ähnliches Verteilungsmuster zeigte sich auch bei den stufigen Modellen.

Im Vergleich zur Spannungsverteilung bei zentraler Belastung konnten bei Belastung 1 mm extraaxial zur Längsachse des Implantat-Abutment-Komplexes unter allen Verbindungsgeometrien kaum Unterschiede beobachtet werden (siehe Abb. 21-23). Der Kraftangriffspunkt lag bei Belastung 1 mm extraaxial nach wie vor über dem Bereich, in dem das Abutment auf dem Implantat bzw. der Implantatschulter abgestützt war. Unter der Krafteinwirkung 5 mm extraaxial zeigten sich durch eine größere Hebelwirkung hingegen deutliche Unterschiede in der Spannungsverteilung. An allen Modellen konnte eine große Spannung im oberen Bereich des Abutments festgestellt werden. Bezüglich der stufigen und zylindrischen Verbindungen waren die Schraube sowie das Abutment im Indexbereich großflächig starken Spannungen ausgesetzt (siehe Abb. 21 und 22). Bei den konischen Modellen konzentrierte sich die Spannung auf den Konus sowie den Indexbereich des Abutments, auch im Bereich der Schraube wurde ein leichter Anstieg der Spannung verzeichnet (siehe Abb. 23).

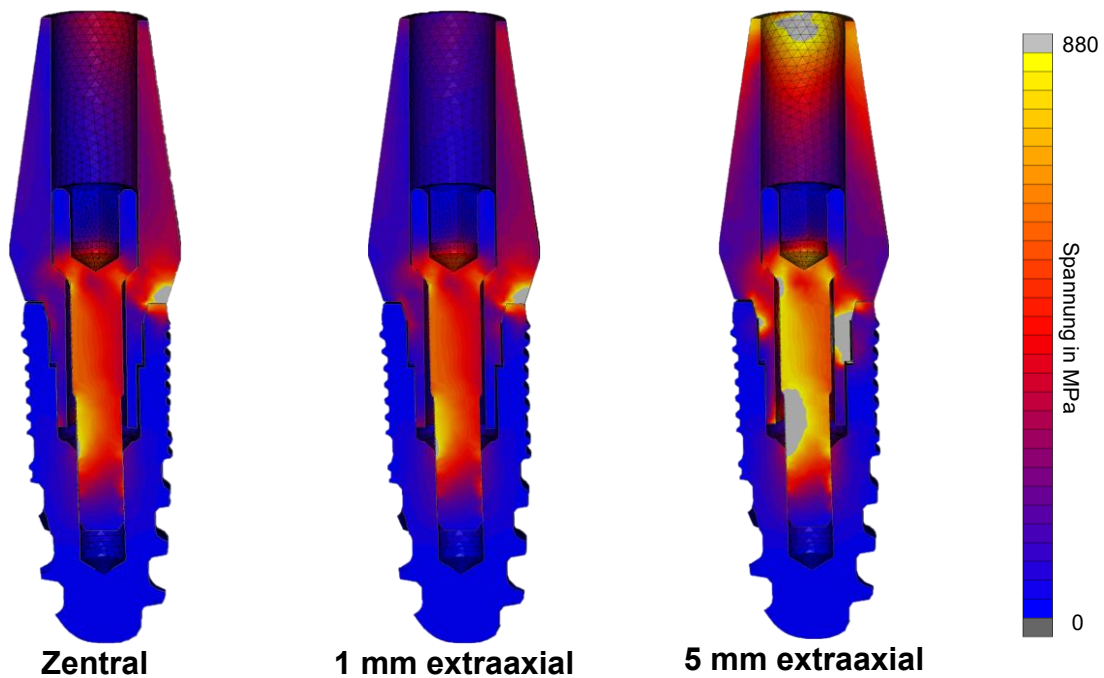


Abb. 21: Darstellung der Spannungsverteilung am stufigen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats. Im hellgrauen Bereich wird die Dehngrenze der Titanlegierung Grade 5 von 880 MPa überschritten, es käme zu einer plastischen Deformation.

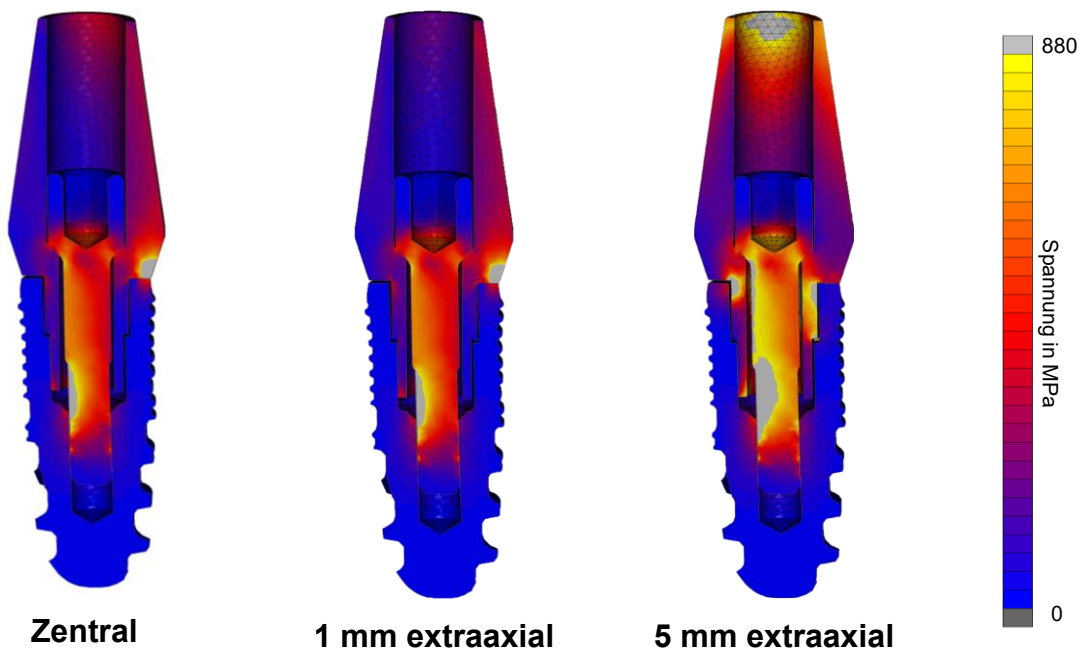


Abb. 22: Darstellung der Spannungsverteilung am zylindrischen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats. Im hellgrauen Bereich wird die Dehngrenze der Titanlegierung Grade 5 von 880 MPa überschritten, es käme zu einer plastischen Deformation.

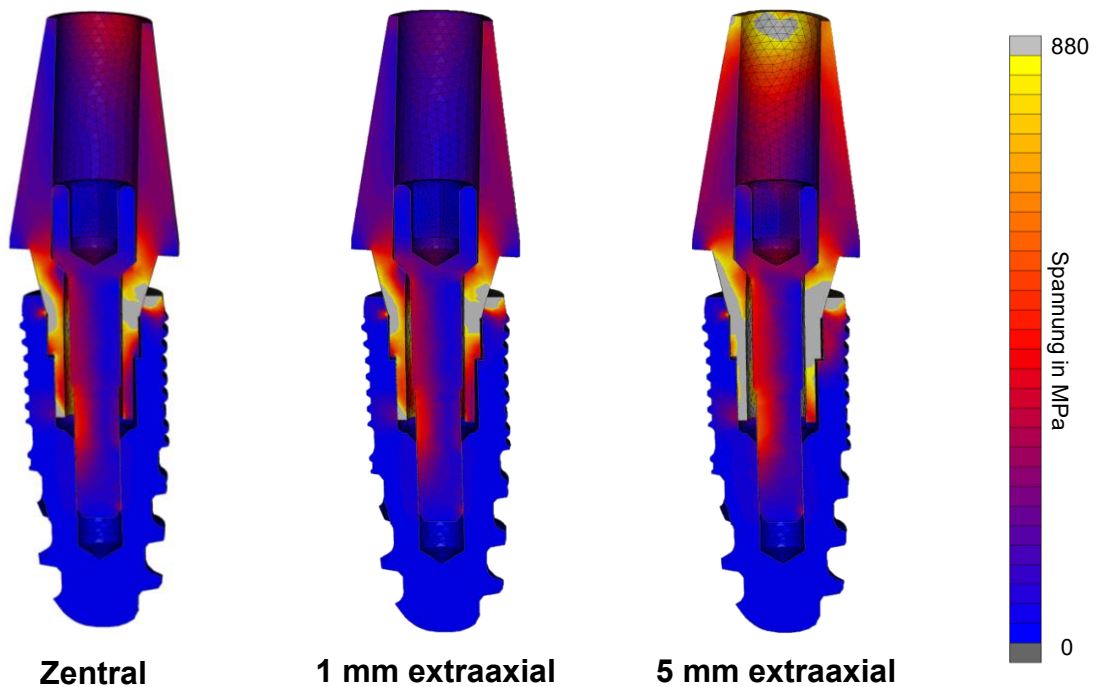


Abb. 23: Darstellung der Spannungsverteilung am konischen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats. Im hellgrauen Bereich wird die Dehngrenze der Titanlegierung Grade 5 von 880 MPa überschritten, es käme zu einer plastischen Deformation.

Die verschiedenen Indexformen zeigten in dieser Versuchsreihe alle leicht unterschiedliche Verteilungsmuster der entstandenen Spannung, wobei die zuvor beschriebene spezifische Spannungsverteilung für die jeweilige Verbindungsgeometrie konisch, stufig oder zylindrisch erhalten blieb (siehe Abb. 24). Am Abutmentkopf sowie der Schraube trat die Spannung in vergleichbaren Arealen und in ähnlichem Umfang auf. Die leichten Unterschiede in der Spannungsverteilung wurden insbesondere am Implantat-Abutment-Interface beobachtet und lassen sich vermutlich auf die Unterschiede im Anschnitt der Indexformen und den daraus resultierenden Kontaktpunkten zwischen Implantat und Abutment zurückführen.

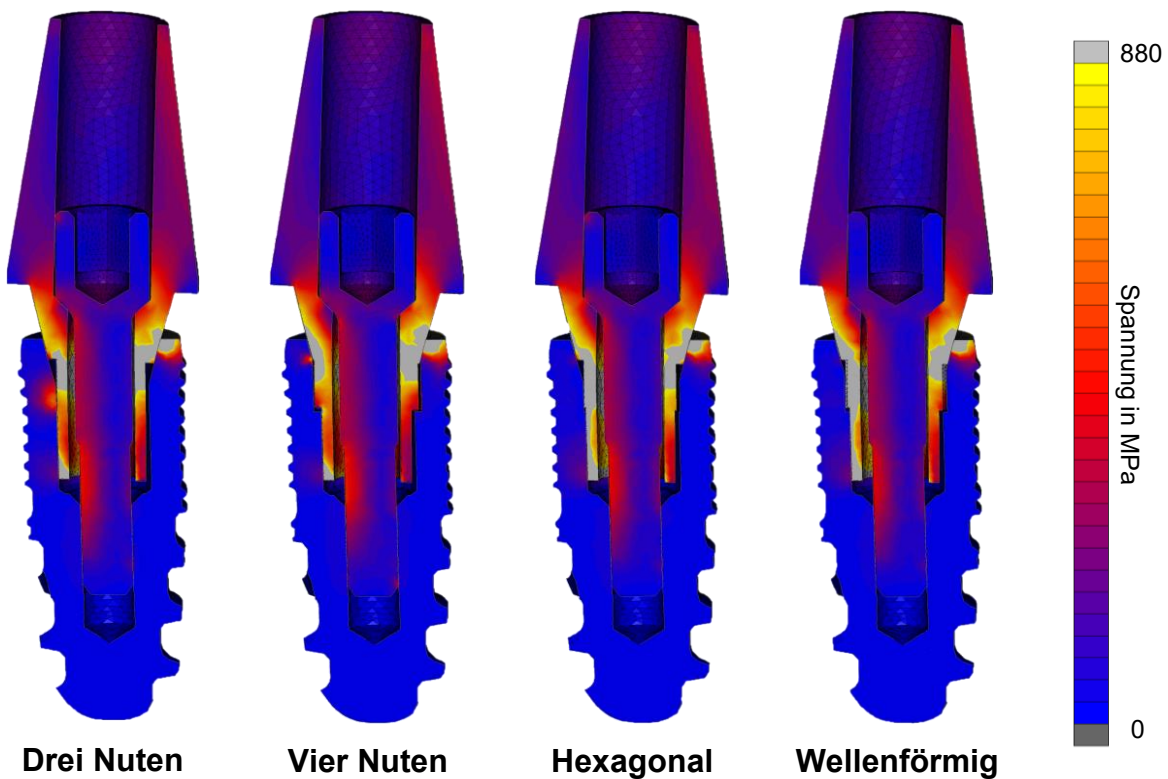


Abb. 24: Darstellung der Spannungsverteilung abhängig von den verschiedenen Indexformen bei Belastung 1 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats beispielhaft am konischen Modell. Im hellgrauen Bereich wird die Dehngrenze der Titanlegierung Grade 5 von 880 MPa überschritten, es käme zu einer plastischen Deformation.

Wie Abbildung 25 veranschaulicht, zeigten sich bezüglich der extraaxialen Belastung und der Indexform Unterschiede in der maximalen Spannung. Dabei konnten die höchsten Spannungen bei den meisten Geometrievarianten bei 5 mm extraaxialer Belastung festgestellt werden. In dieser Belastungssituation schien sich die Rotationssicherung mit vier Nuten positiv auszuwirken, insbesondere der hexagonale Rotationsschutz fiel mit höheren Spannungswerten auf. Unter zentraler Belastung wirkten sich die Geometrien kon-welle positiv sowie zyl-3N eher negativ aus. Bei 1 mm extraaxialer Belastung war die maximale Spannung beim Modell kon-welle niedriger als bei den anderen Indexformen, darüber hinaus gab es keine größeren Auffälligkeiten.

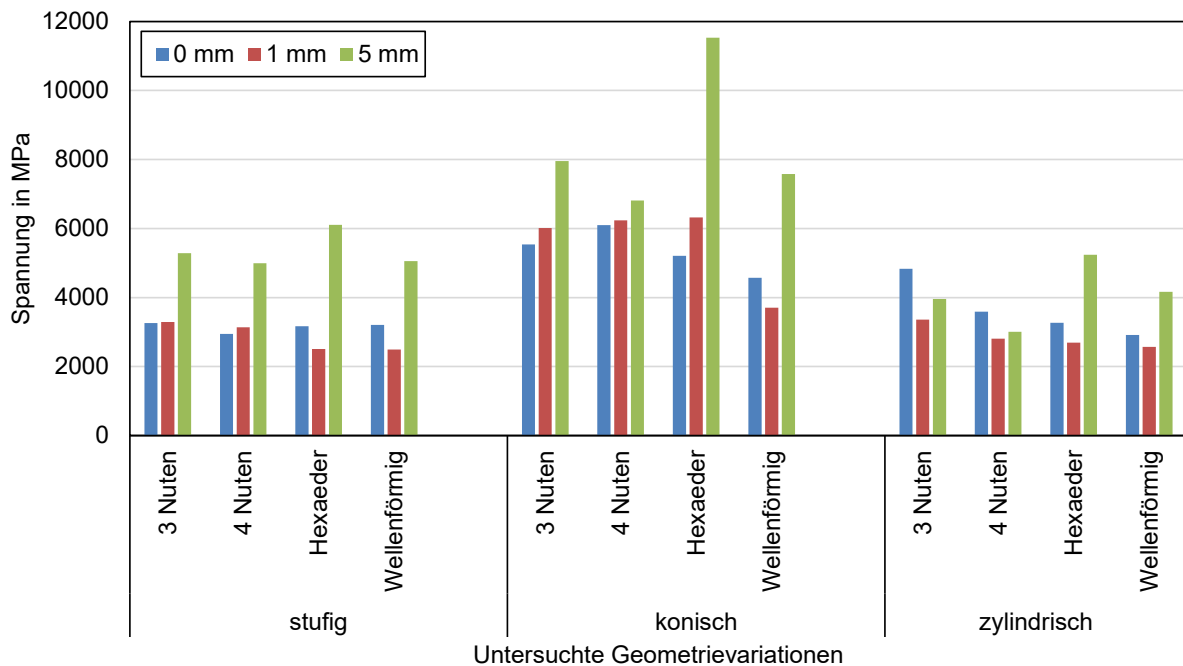


Abb. 25: Darstellung der maximalen Spannung im idealisierten Modell bei zentraler sowie 1 mm bzw. 5 mm extraaxialer Belastung. Da alle abgebildeten Spannungen die Dehngrenze der verwendeten Titanlegierung von 880 MPa deutlich übersteigen und somit plastische Deformationen zur Folge hätten, dient diese Darstellung primär dem Vergleich der untersuchten Geometrievariationen bei extraaxialer Belastung.

3.3 Mikrosplattbildung im Brückenmodell

Die Mikrosplattbildung in den Simulationsreihen am Brückenmodell wurde wie in Kapitel 2.4 beschrieben mithilfe von Screenshots des Implantat-Abutment-Komplexes im Bereich der Implantatschulter und mit dem Programm PaintShop Pro bestimmt. Dabei wurde für beide Brückenpfeiler jeweils der obere Spalt auf Höhe der Implantatschulter bestimmt, der untere Spalt wurde am unteren Konusrand des Abutments für die stufigen sowie konischen Modelle und am unteren Rand des Bildausschnitts für die zylindrischen Modelle ermittelt.

3.3.1 Gleichzeitige Belastung beider Brückenpfeiler

Bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N zeigten die konischen Implantat-Abutment-Komplexe die geringste Spaltbildung, die zylindrischen hingegen die größten Mikrospalten (siehe Abb. 26). Der bereits erwähnten Spaltkonfiguration entsprechend schloss sich der untere Spalt bei den konischen Verbindungen auf Höhe des unteren Konusrandes, lediglich bei dem Modell mit vier Nuten ließ sich ein minimaler Mikrospalt beobachten. Bei den stufigen und zylindrischen Modellen blieb der Spalt nach unten bzw. in den Innenbereich des Implantats mit 11 bis 17 μm bzw. mit 16 bis 46 μm geöffnet. Die Spaltbreiten des anterioren und des posterioren Brückenpfeilers unterschieden sich kaum (0-3 μm). In der Gruppe der stufigen und konischen Verbindungen hatten die verschiedenen Indexformen ebenfalls kaum Einfluss auf die Mikrospaltbildung. Lediglich bei den zylindrischen Implantat-Abutment-Komplexen erwiesen sich die hexagonale sowie die wellenförmige Rotationsicherung mit einer Zunahme der oberen Spaltbreite um ca. 50 % und der unteren Spaltbreite um etwa 150 % im Vergleich zu den Werten bei drei und vier Nuten als nachteilig.

Im Vergleich zu der Belastung der Einzelimplantate erscheinen beim Brückenmodell die Muster der Spaltbildung den verschiedenen Verbindungsgeometrien entsprechend identisch. Auch die Größe der Spaltöffnung bei Belastung der Brückenpfeiler ist vergleichbar mit den Ergebnissen der einzelnen Implantat-Abutment-Komplexe in der Versuchsreihe zur Rotation der Belastungsrichtung.

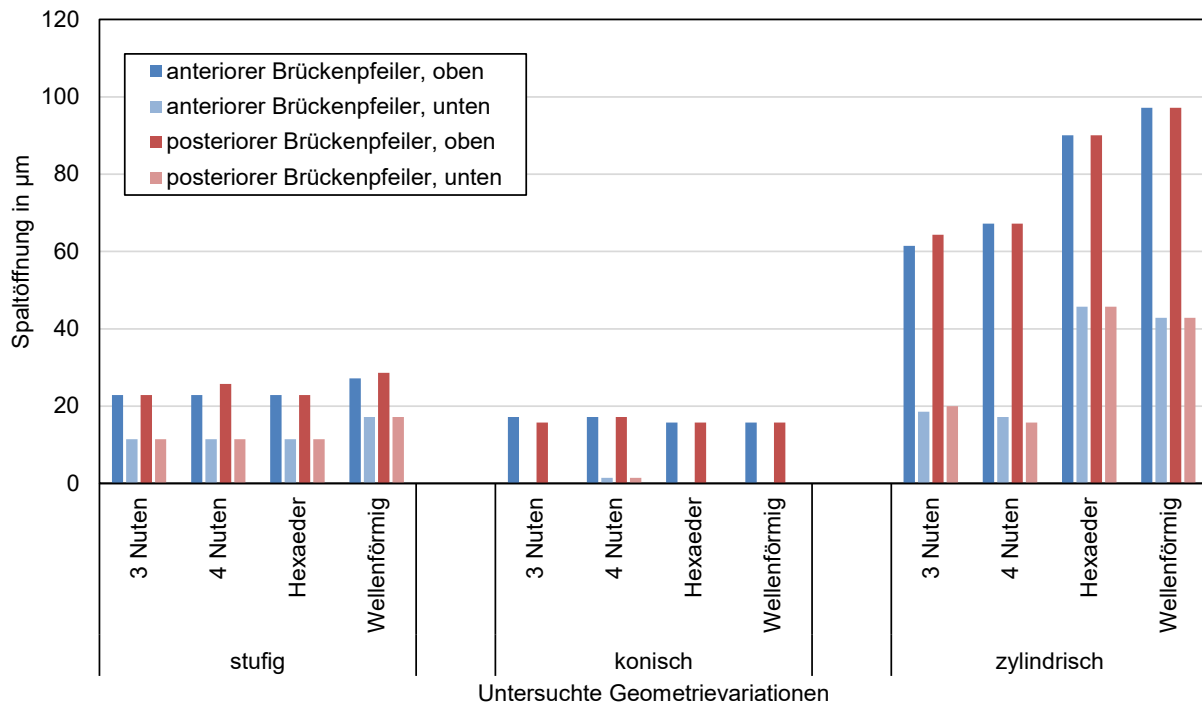


Abb. 26: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in µm für die verschiedenen Geometrievariationen bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.3.2 Belastung des anterioren Brückenpfeilers

Bei alleiniger Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N zeigten sich Unterschiede in der Spaltbildung am anterioren im Vergleich zum posterioren Implantat-Abutment-Komplex (siehe Abb. 27). Analog zur vorherigen Simulationsreihe wiesen die zylindrischen Verbindungen die größten Mikrospalten auf, gefolgt von den stufigen sowie den konischen Modellen. In der Gruppe der konischen Modelle ließ sich erneut ein Verschluss des unteren Spaltes beobachten, lediglich am posterioren Brückenpfeiler des konischen Modells mit vier Nuten betrug der untere Spalt etwa 3 µm. Mit Ausnahme der höheren Spaltbreiten bei den zylindrischen Modellen mit hexagonaler und wellenförmiger Rotationssicherung hatte die Indexform in dieser Simulationsreihe ebenfalls kaum Einfluss auf die Mikrospaltbildung.

Die geringste Differenz zwischen den Spaltbreiten am anterioren und posterioren Implantat-Abutment-Komplex ließ sich bei den konischen Modellen (0-3 μm) beobachten. Hinsichtlich der Verbindung mit vier Nuten lag die obere Spaltbreite des unbelasteten, posterioren Brückenpfeilers im Gegensatz zu allen anderen Geometrievariationen minimal über der Spaltbreite des anterioren Pfeilers. Insgesamt wiesen die belasteten, anterioren Brückenpfeiler allerdings größere Mikrospalten auf als die posterioren Pfeiler. Die Differenzen der Mikrospalten an beiden Brückenpfeilern lagen im Falle der stufigen Verbindungen im Bereich von 20-50 % (4-8 μm) und bei den zylindrischen Verbindungen indexabhängig zwischen 20 und 80 % (8-45 μm). Besonders auffällig war die Abweichung zwischen anteriorer und posteriorer Spaltbreite bei den zylindrischen Verbindungen mit hexagonalem und wellenförmigem Rotationsschutz.

Im Vergleich zur simultanen Belastung beider Brückenpfeiler ließen sich in dieser Simulationsreihe bei allen stufigen und zylindrischen Modellen Unterschiede erkennen. Die Mikrospalten waren bei alleiniger Belastung des anterioren Pfeilers in der Gruppe der stufigen Verbindungen am anterioren Pfeiler etwas größer (3 μm) und am posterioren Pfeiler etwas kleiner (1-6 μm) als bei simultaner Belastung beider Pfeiler. Die entsprechenden Werte schwankten bei den zylindrischen Modellen mit 3 bis 10 μm anterior und 3 bis 38 μm posterior etwas stärker. Bezüglich der konischen Verbindungen waren die Abweichungen des Mikrospalts bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers im Vergleich zur simultanen Belastung sehr gering.

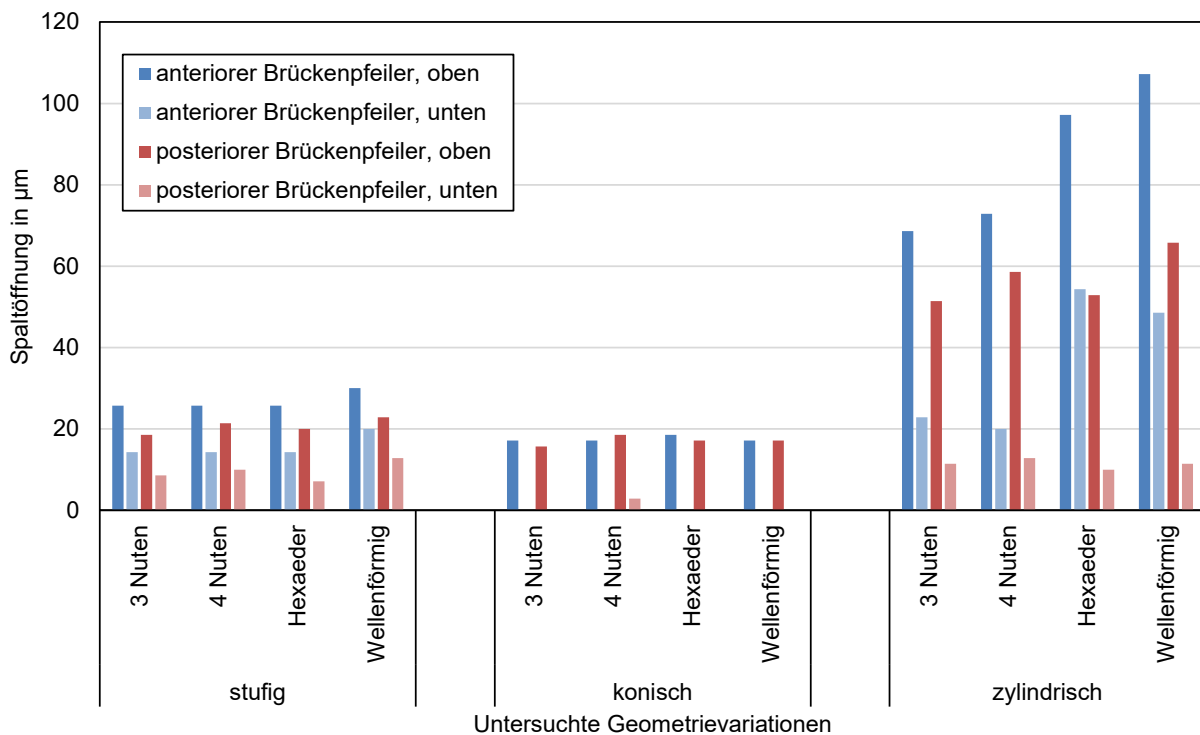


Abb. 27: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in µm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.3.3 Belastung des posterioren Brückenpfeilers

Auch bei alleiniger Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit 500 N zeigten sich Unterschiede in der Spaltbildung (siehe Abb. 28). Wie in den beiden vorherigen Simulationsreihen konnten die größten Mikrospalten in der Gruppe der zylindrischen und die kleinsten Mikrospalten bei den konischen Modellen beobachtet werden. Den bekannten Spaltkonfigurationen entsprechend konnte im Rahmen der konischen Modelle einzig bei der Verbindung mit vier Nuten ein geringer unterer Spalt von ca. 4 µm am anterioren und ca. 1 µm am posterioren Brückenpfeiler gemessen werden. Hinsichtlich der übrigen Indexformen lag ein Verschluss zum Innenraum der Implantate vor. Die unterschiedlichen Rotationssicherungen hatten kaum Einfluss auf die Spaltbildung. Erneut wirkten sich der hexagonale sowie wellenförmige Rotationsschutz lediglich im Falle der zylindrischen Verbindung merklich negativ aus.

Insgesamt zeigte diese Simulationsreihe ähnliche Ergebnisse wie bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers in Kapitel 3.3.2, wobei hier die größere Spaltbildung am belasteten, posterioren Pfeiler beobachtet werden konnte. Dabei fielen die Differenzen zwischen dem anterioren und posterioren Implantat-Abutment-Komplex bei den zylindrischen Verbindungen indexabhängig am größten (9-46 μm), bei den stufigen etwas geringer (5-10 μm) und bei den konischen Verbindungen am kleinsten aus (0-3 μm).

Im Vergleich zu den Werten unter simultaner Krafeinwirkung auf beide Pfeiler (Kapitel 3.3.1) konnten sowohl bei alleiniger Belastung des anterioren (Kapitel 3.3.2) als auch des posterioren Implantat-Abutment-Komplexes ähnliche Differenzen zwischen der Mikrospaltbildung am belasteten und unbelasteten Brückenpfeiler festgestellt werden.

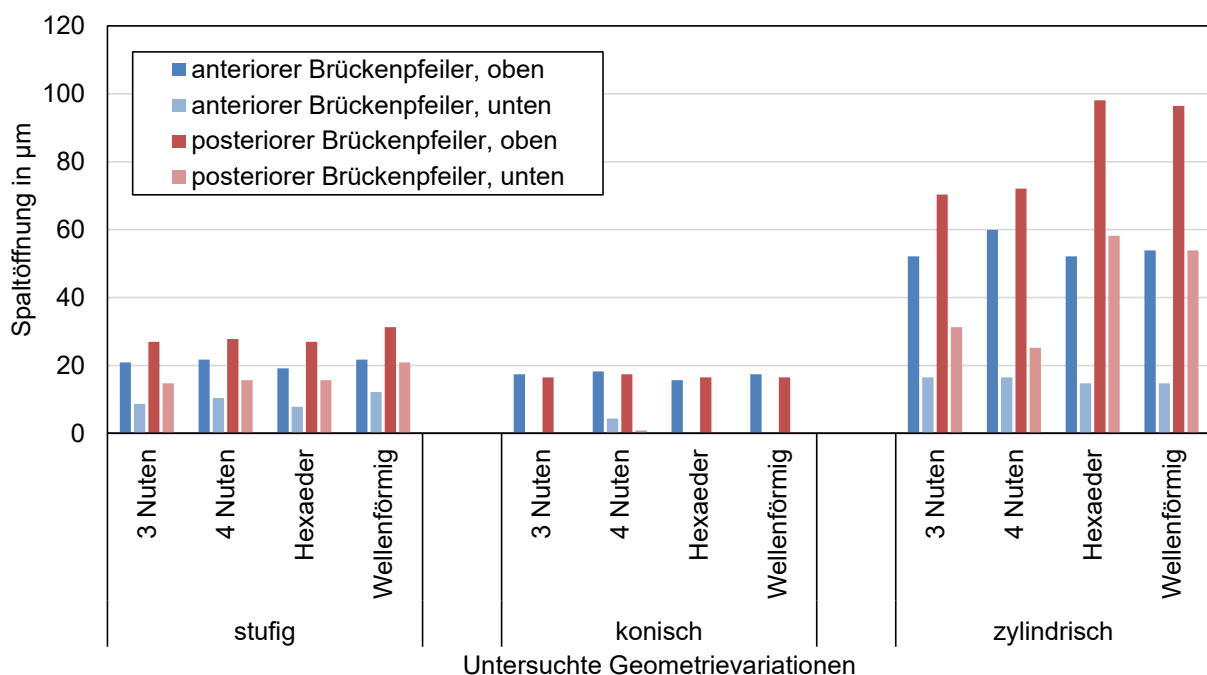


Abb. 28: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.3.4 Belastung des Brückenzwischenglieds

Abbildung 29 veranschaulicht die Mikrospaltbildung bei alleiniger Belastung des Brückenzwischenglieds mit einer Kraft von 500 N. Auch in dieser Simulationsreihe ließen sich die größten Spaltbreiten bei den zylindrischen Modellen beobachten, gefolgt von den stufigen sowie den konischen Modellen. Aufgrund der bereits bekannten Spaltkonfiguration konnte für die konischen Verbindungen ausschließlich bei der Rotationssicherung mit vier Nuten ein minimaler unterer Spalt ermittelt werden, für die übrigen Indexformen zeigte sich ein Verschluss des Spaltes. Wie in den vorherigen Simulationen hatten die verschiedenen Rotationssicherungen insgesamt kaum Einfluss auf die Spaltbildung, mit Ausnahme der erhöhten Spaltbildung bei den zylindrischen Modellen mit hexagonalem sowie wellenförmigem Index.

Analog zu der simultanen Belastung beider Brückenpfeiler unterschieden sich die Werte für die Mikrospalten an dem anterioren und posterioren Pfeiler nur geringfügig (0-9 μm). Der Vergleich der Spaltbreiten bei Belastung des Zwischenglieds zu denen bei gleichzeitiger Belastung des anterioren und posterioren Brückenpfeilers zeigte lediglich geringe Differenzen (0-6 μm). Dabei wiesen die anterioren Implantat-Abutment-Komplexe in dieser Simulationsreihe tendenziell eine leicht erhöhte und die posterioren eine leicht verringerte Spaltbildung auf. Die kleinsten Differenzen (0-1 μm) wurden bei den konischen Verbindungen gemessen.

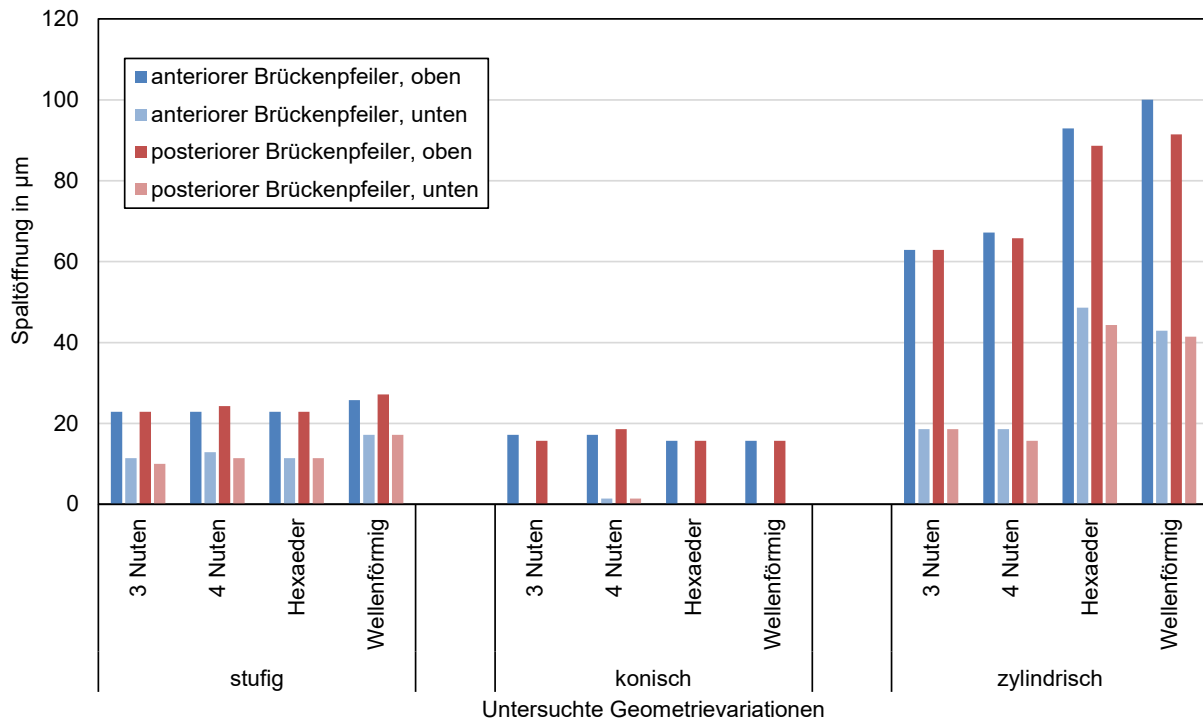


Abb. 29: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des Brückenzwischen-glieds. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts bei den stufigen und konischen Modellen auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment sowie bei den zylindrischen Modellen am unteren Rand des Bildausschnittes.

3.3.5 Variation des Brückenmaterials

In dieser Simulationsreihe wurde untersucht, inwiefern sich die Wahl des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischen-glieds mit einer Kraft von 500 N auf die Spaltbildung auswirkt. Dabei wurde die Titanlegierung in den übrigen Simulationen als Standardmaterial für die Brücke festgelegt. Der Hochleistungskunststoff PEKK diene als Beispiel für ein weiches Brückenmaterial mit einem geringeren E-Modul, Zirkon hingegen als Beispiel für ein härteres Material mit höherem E-Modul. Entsprechend erklärt sich die Anordnung der Materialien auf der X-Achse aller nachfolgenden Diagramme zur Variation des Brückenmaterials.

Bei den stufigen Verbindungen zeigten sich bei den Modellen mit einer Brücke aus Titan und Zirkon jeweils nur minimale Abweichungen zwischen den Mikrospalten am anteri-

oren und posterioren Pfeiler (siehe Abb. 30). Die Differenz der Spaltbreiten der Zirkon-Modelle im Vergleich zu den Titan-Modellen war ebenfalls gering. Etwas größere Differenzen zwischen den Mikrospalten der beiden Pfeiler wiesen die Implantat-Abutment-Komplexe mit einer Brücke aus Pekkton auf (1-4 μm). Auch im Vergleich zu den Modellen mit einer Brücke aus Titan als Standard-Brückenmaterial in den meisten Simulationen dieser Studie konnten etwas stärkere Abweichungen festgestellt werden.

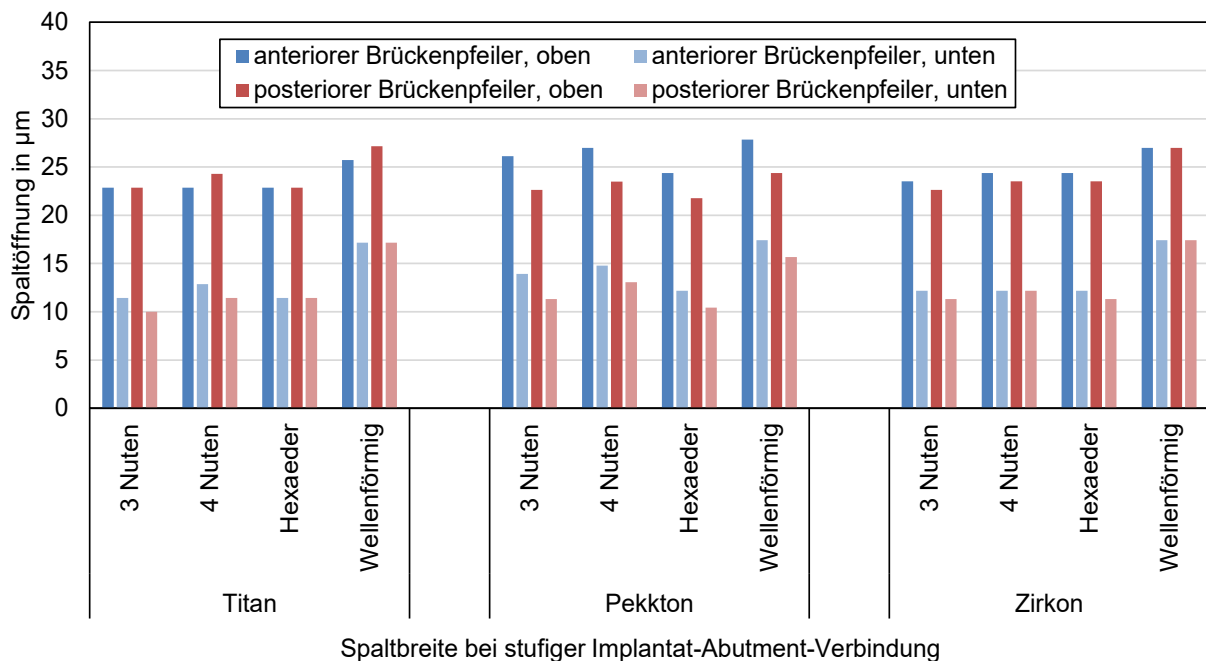


Abb. 30: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die stufigen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischenlinks. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment.

Die konischen Modelle zeigten insgesamt geringe Differenzen zwischen der Spaltbildung am anterioren im Vergleich zum posterioren Brückenpfeiler (siehe Abb. 31). Bis auf die Verbindungen mit vier Nuten als Rotationsschutz konnte der bekannten Spaltkonfiguration entsprechend kein Mikrospalt im Bereich des unteren Konusrands am Abutment gemessen werden. Im Rahmen der Variation des Brückenmaterials wurden bei den Modellen mit einer Brücke aus Pekkton und Zirkon lediglich leichte Differenzen zum Ausgangsmodell aus Titan beobachtet. Für die Indexform mit vier Nuten lag der Wert für den unteren Spalt im Brückenmodell aus Pekkton am anterioren Pfeiler etwas

über dem am posterioren Pfeiler, bei dem entsprechenden Modell aus Zirkon war es umgekehrt.

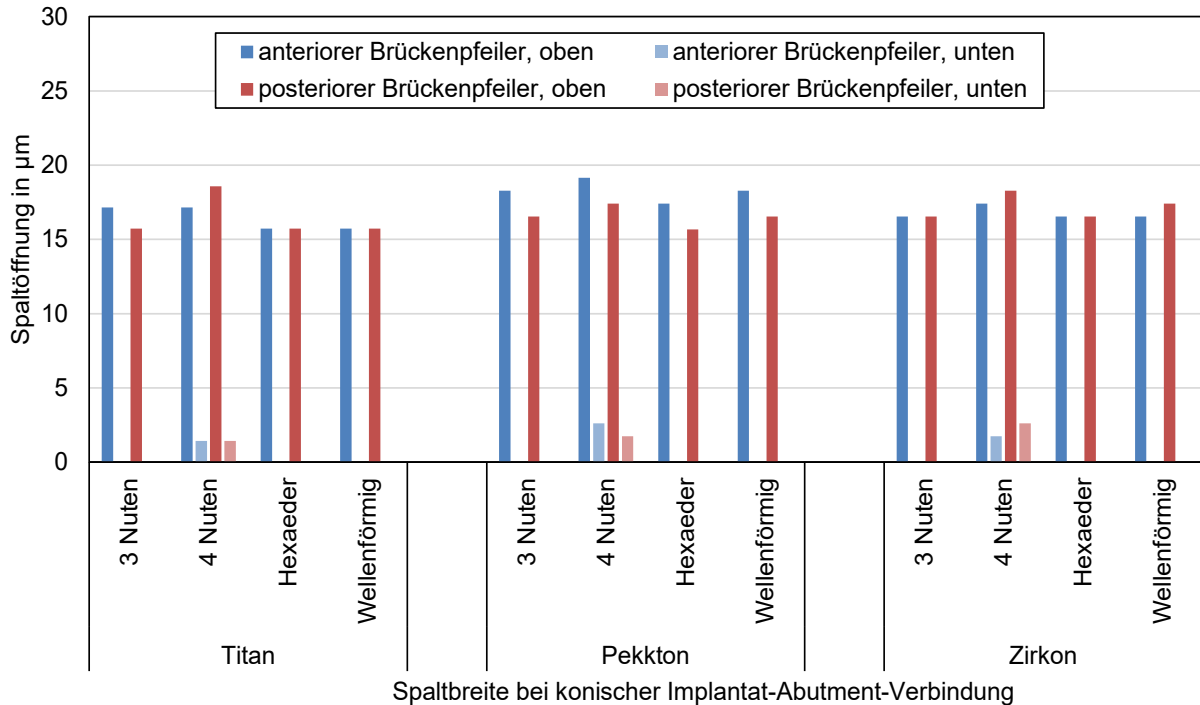


Abb. 31: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die konischen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischenglieds. Die Bestimmung des oberen Mikrospalts erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikrospalts auf Höhe des unteren Randes des Konus am Abutment.

Abbildung 32 veranschaulicht die Spaltbildung bei Variation des Brückenmaterials an den zylindrischen Modellen. Verglichen mit den anderen Verbindungsdesigns zeigten sich hinsichtlich dieser Implantat-Abutment-Komplexe die größten, wenngleich eher geringe Differenzen zwischen dem anterioren und posterioren Pfeiler (0-9 μm). Auch die Differenzen der Mikrospaltbreiten bei den Modellen mit einer Brücke aus Pekkton oder Zirkon im Verhältnis zu denen aus Titan lagen zwar deutlich über den entsprechenden Werten der anderen Verbindungsdesigns, fielen allerdings dennoch eher gering aus. Insbesondere im Falle der zylindrischen Modelle mit hexagonaler und wellenförmiger Rotationssicherung wirkte sich die Wahl von Pekkton als Brückenmaterial leicht positiv auf die Mikrospaltbildung aus.

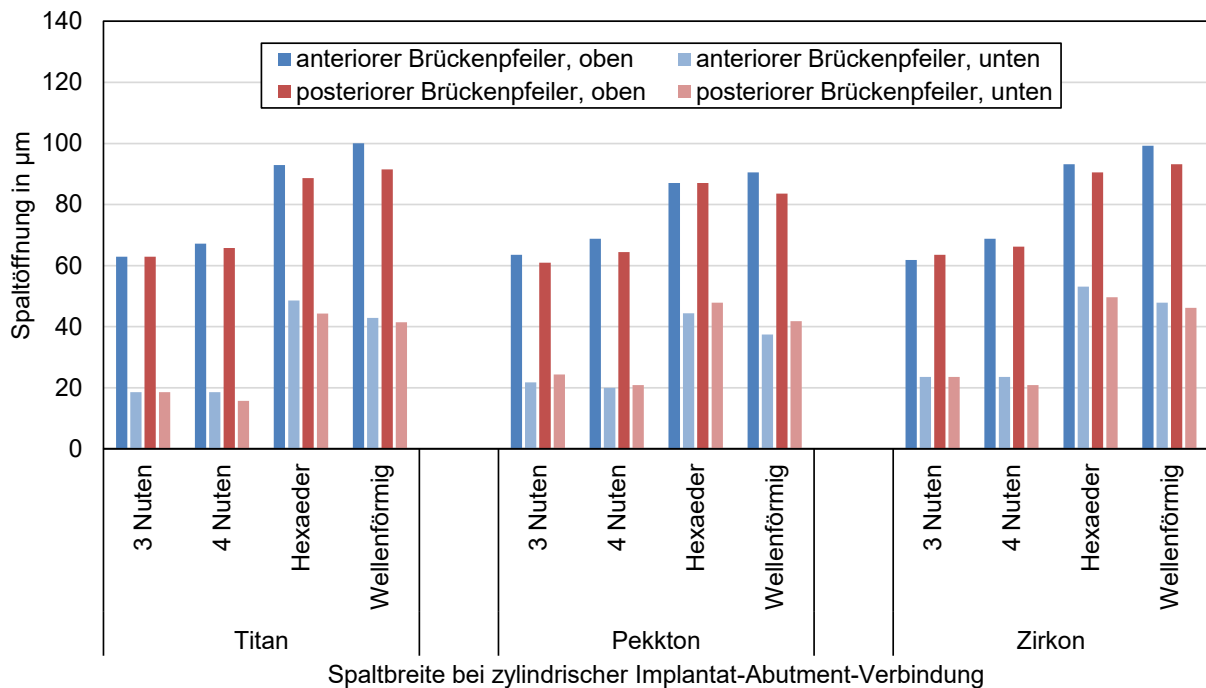


Abb. 32: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die zylindrischen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischenglieds. Die Bestimmung des oberen Mikropaltes erfolgte im Screenshot auf Höhe der Implantatschulter, die des unteren Mikropaltes am unteren Rand des Bildausschnittes.

Bei Betrachtung der Ergebnisse für die Spaltbildung im Rahmen der Variation des Brückenmaterials an allen untersuchten Geometrievariationen ließen sich für eine Brücke aus Zirkon geringere Differenzen zu den Modellen mit einer Brücke aus Titan beobachten. Die Differenzen lagen hier insgesamt im Bereich von -1 bis $+5 \mu\text{m}$, während Pekkton mit -10 bis $+5 \mu\text{m}$ etwas größere Differenzen aufwies. Auf die zylindrischen Modelle wirkte sich die Wahl eines alternativen Brückenmaterials als Titan indexabhängig am stärksten aus, bei den konischen und stufigen Verbindungen hatte sie hingegen kaum Einfluss.

3.4 Mikrobeweglichkeit im Brückenmodell

Analog zur Bestimmung der Mikrobeweglichkeit am idealisierten Modell in Kapitel 3.1 wurde auch in den Versuchsreihen am Brückenmodell die Positionsänderung des Kraft-

angriffspunktes der Abutments bzw. des Brückenzwischen glieds am Ende der Simulation im Vergleich zur Position zu Beginn der Simulation in allen Raumebenen ermittelt und daraus die Gesamtauslenkung abgeleitet. Für die Mikrobeweglichkeit der Schraube und des Implantats wurden ebenfalls Referenzpunkte ausgewählt und deren Auslenkung aufgezeichnet.

3.4.1 Auslenkung bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler

Bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit einer Kraft von jeweils 250 N zeigten sich unterschiedliche Auslenkungen der Abutments bezüglich der Variation der Verbindungsgeometrie (siehe Abb. 33). Die konischen Modelle wiesen die stärkste Gesamtauslenkung auf (318-350 μm), gefolgt von den zylindrischen (207-237 μm) und stufigen Verbindungen (186-198 μm). Bezüglich der Indexform schien sich die Rotationssicherung mit vier Nuten bei den konischen und zylindrischen Modellen positiv auf die Beweglichkeit der Abutments auszuwirken, der hexagonale sowie wellenförmige Rotationsschutz eher negativ. Zwischen der Abutmentauslenkung am anterioren und posterioren Pfeiler waren nur geringe Unterschiede zu erkennen (0-5 μm).

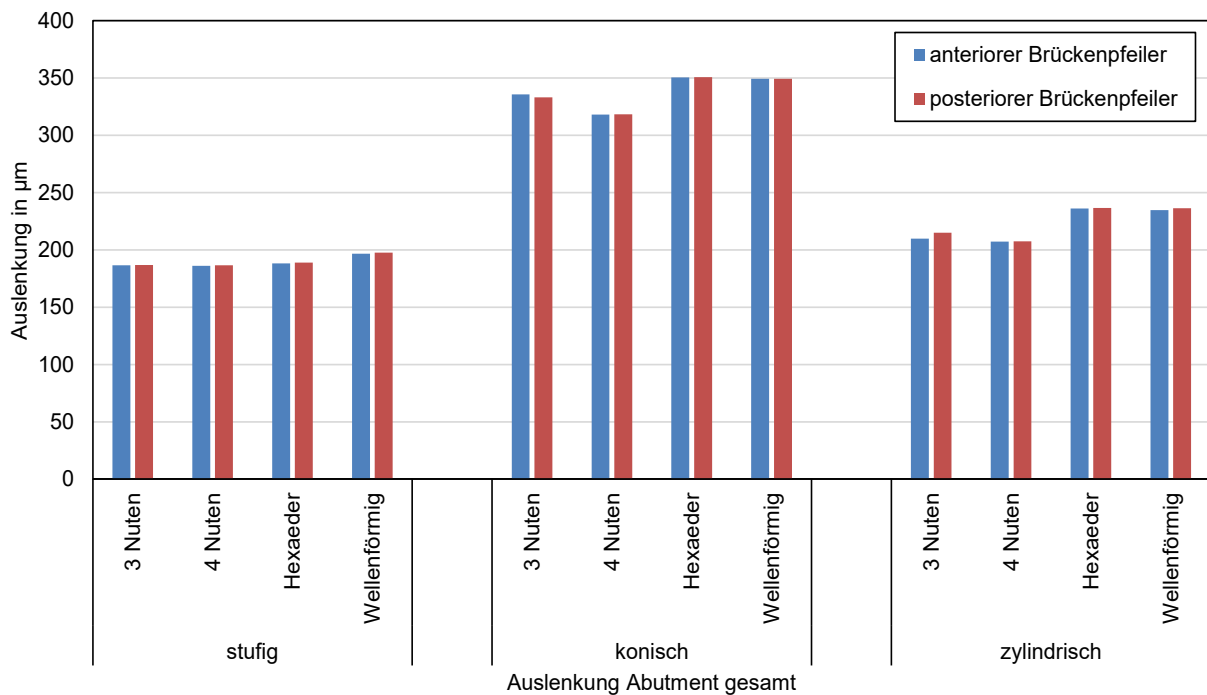


Abb. 33: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen. Die Kraftangriffspunkte lagen auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter des anterioren sowie posterioren Pfeilers.

Auf die Beweglichkeit der Implantate hatten die verschiedenen Verbindungsgeometrien und Indexformen bei Belastung beider Brückenpfeiler keinen Einfluss (siehe Abb. 42 im Anhang). Auch zwischen anteriorem und posteriorem Implantat-Abutment-Komplex konnten kaum Unterschiede festgestellt werden. Bei allen Geometrievariationen lag die Gesamtauslenkung der Implantate im Bereich von 8 bis 9 µm.

Die Beweglichkeit der Schraube war bei den konischen Modellen am größten (74-77 µm), gefolgt von den zylindrischen (61-63 µm) und den stufigen Modellen (55-61 µm) (siehe Abb. 43 im Anhang). Die verschiedenen Rotationssicherungen wirkten sich kaum auf die Schraubenauslenkung aus. Auch die Differenzen zwischen der Auslenkung der Schraube am anterioren im Vergleich zum posterioren Brückenpfeiler waren gering (0-3 µm). Dabei war die Auslenkung an den anterioren Pfeilern tendenziell etwas stärker.

3.4.2 Auslenkung bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers

Wie Abbildung 34 veranschaulicht, zeigte sich auch unter Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N die stärkste Abutmentauslenkung bei den konischen Modellen (295-381 μm), gefolgt von den zylindrischen (177-262 μm) und den stufigen Modellen (164-222 μm). In der Gruppe der stufigen Implantat-Abutment-Komplexe hatten die verschiedenen Rotationssicherungen kaum Einfluss auf die Beweglichkeit der Abutments. Bei den konischen sowie zylindrischen Verbindungen wirkte sich der Index mit vier Nuten leicht positiv auf die Auslenkung der Abutments aus. Die Differenz zwischen der Auslenkung des belasteten, anterioren und des unbelasteten, posterioren Abutments lag bei nahezu allen Geometrievariationen im Bereich von 46 bis 55 μm . Lediglich die zylindrischen Modelle mit hexagonalem und wellenförmigem Rotationsschutz wiesen größere Differenzen zwischen anteriorem und posteriorem Abutment auf (85 bzw. 79 μm). Im Vergleich zur Abutmentauslenkung bei simultaner Belastung beider Brückenpfeiler zeigte sich in dieser Simulationsreihe an den belasteten, anterioren Pfeilern eine stärkere Beweglichkeit sowie an den meisten unbelasteten, posterioren Pfeilern eine schwächere Auslenkung. Dabei war die Differenz an den posterioren Pfeilern der zylindrischen Verbindungen mit hexagonalem und wellenförmigem Rotationsschutz am stärksten.

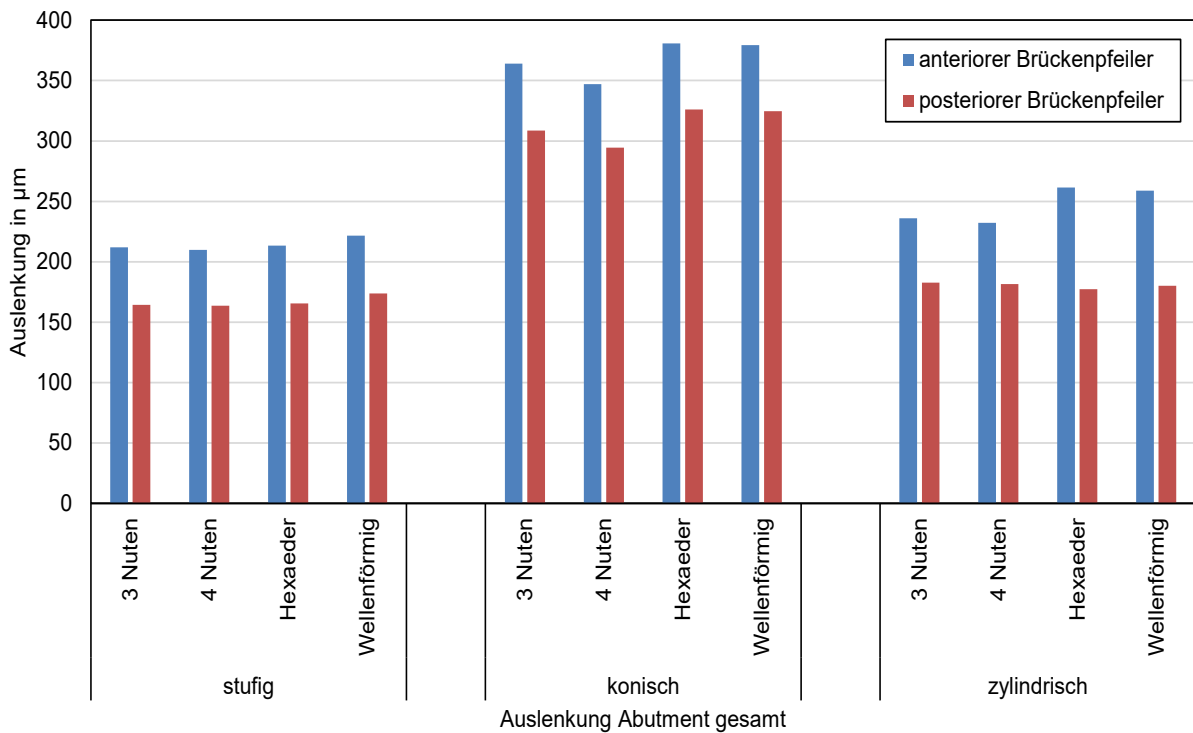


Abb. 34: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter des anterioren Pfeilers.

Die Auslenkung der Implantate lag bei alleiniger Belastung des anterioren Brückenpfeilers am anterioren Implantat (16-17 µm) deutlich über der des posterioren Implantats (3-4 µm, siehe Abb. 44 im Anhang). Im Vergleich zur Implantatauslenkung bei zeitgleicher Belastung beider Pfeiler betrug sie in dieser Simulationsreihe dementsprechend das Doppelte am anterioren sowie die Hälfte am posterioren Implantat. Die Geometrievariationen wirkten sich hingegen nicht auf die Beweglichkeit des Implantats aus.

Bezüglich der Auslenkung der Schraube konnten bei den konischen Verbindungen die größten Werte gemessen werden (64-88 µm, siehe Abb. 45 im Anhang). Bei den zylindrischen Modellen war die Schraubenbeweglichkeit etwas geringer (50-75 µm), die stufigen Modelle zeigten die geringste Auslenkung (44-73 µm). Die Indexform hatte dabei keinen Einfluss auf die Schraubenbeweglichkeit. Die Auslenkung an den anterioren Brückenpfeilern lag 22 bis 27 µm über der an den posterioren Pfeilern.

3.4.3 Auslenkung bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers

Bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N konnte die stärkste Abutmentauslenkung an den konischen Modellen (294-381 μm) beobachtet werden, gefolgt von den zylindrischen (176-262 μm) sowie den stufigen Modellen (162-222 μm , siehe Abb. 35). Dabei hatte erneut die Rotationssicherung mit vier Nuten einen leicht positiven Effekt auf die Beweglichkeit der Abutments. Die Differenzen zwischen der Abutmentauslenkung am anterioren und posterioren Brückenpfeiler lagen mit größtenteils 47 bis 60 μm bei alleiniger Belastung des posterioren Pfeilers in einem ähnlichen Rahmen wie bei Belastung des anterioren Pfeilers. Wie im vorherigen Kapitel fielen auch in dieser Simulationsreihe die hexagonale und wellenförmige Rotationssicherung bei den zylindrischen Modellen mit einer deutlich größeren Differenz auf (86 bzw. 83 μm). Verglichen mit den Ergebnissen zur Abutmentauslenkung bei Belastung beider Brückenpfeiler konnten unter Belastung des posterioren Pfeilers ähnliche Abweichungen beobachtet werden wie bei Belastung des anterioren Pfeilers. Dabei zeigte sich die stärkere Mikrobeweglichkeit jeweils an den belasteten Abutments.

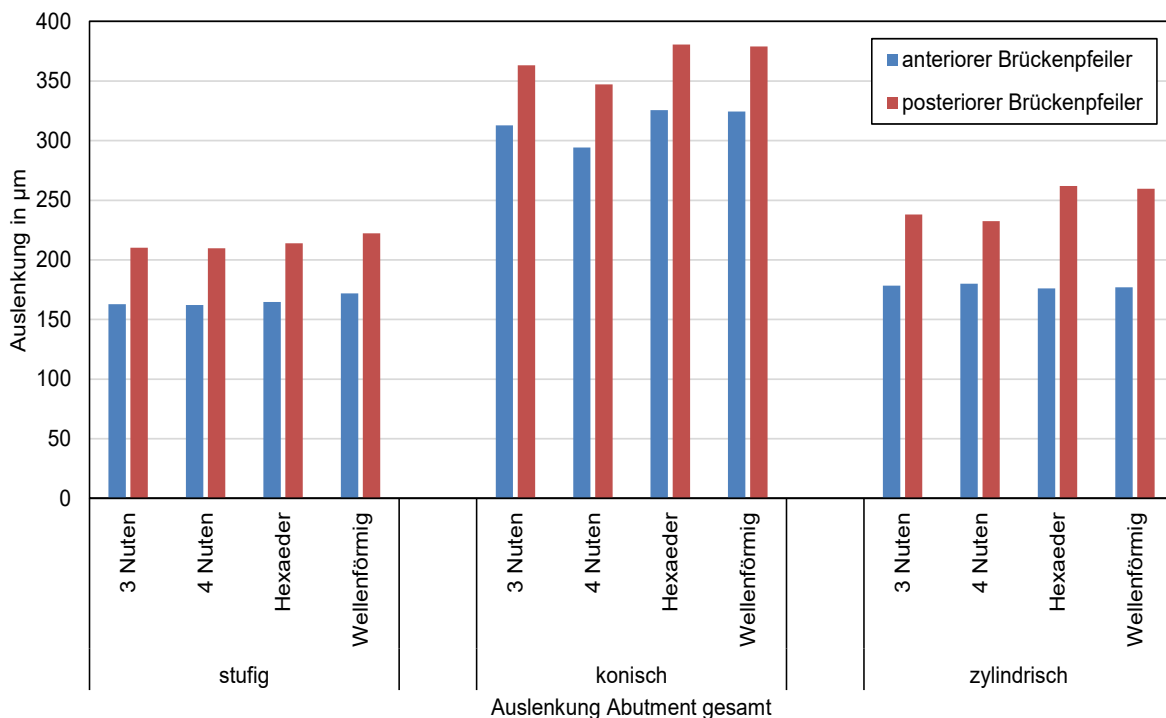


Abb. 35: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen. Der Kraftangriffspunkt lag auf der Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter des posterioren Pfeilers.

Die Auslenkung der Implantate entsprach bei alleiniger Belastung des posterioren Brückenpfeilers den Ergebnissen bei Belastung des anterioren Pfeilers, wobei in dieser Simulationsreihe die Auslenkung am belasteten, posterioren Implantat entsprechend größer war (siehe Abb. 46 im Anhang). Analog zum vorherigen Kapitel betrug die Beweglichkeit des anterioren Implantats in dieser Belastungssituation etwa die Hälfte und die des posterioren Implantats etwa das Doppelte der Beweglichkeit bei zeitgleicher Belastung beider Pfeiler.

Bezüglich der Schraubenauslenkung zeigten sich auch bei alleiniger Belastung des posterioren Brückenpfeilers bei den konischen Verbindungen höhere Werte (64-88 μm) als bei den zylindrischen (50-75 μm) und den stufigen Modellen (44-73 μm , siehe Abb. 47 im Anhang). Die Wahl des Rotationsschutzes hatte erneut keinen großen Einfluss auf die Schraubenbeweglichkeit. Am posterioren Brückenpfeiler lag die Auslenkung 19 bis 24 μm über der am anterioren Pfeiler.

3.4.4 Auslenkung bei Belastung des Brückenzwischen glieds

Abbildung 36 veranschaulicht die Auslenkung der Abutments bzw. des Zwischen glieds bei Belastung des Brückenzwischen glieds mit einer Kraft von 500 N. Wie in den vorherigen Simulationen konnte die stärkste Auslenkung bei den konischen Modellen (315-361 μm) festgestellt werden, gefolgt von den zylindrischen (205-247 μm) sowie den stufigen Modellen (183-206 μm). Dabei wirkten sich die Rotationssicherungen mit vier Nuten leicht positiv auf die Mikrobeweglichkeit aus, insbesondere im Vergleich zu dem hexagonalen und wellenförmigen Index. Bei allen Geometrievariationen zeigte sich die größte Auslenkung an dem direkt belasteten Brückenzwischen glied. Die Differenzen der Auslenkung der beiden Pfeiler im Vergleich zum Zwischen glied waren vergleichsweise gering (7-15 μm). Am anterioren Implantat-Abutment-Komplex lag die Abutmentauslenkung etwas über der am posterioren Pfeiler.

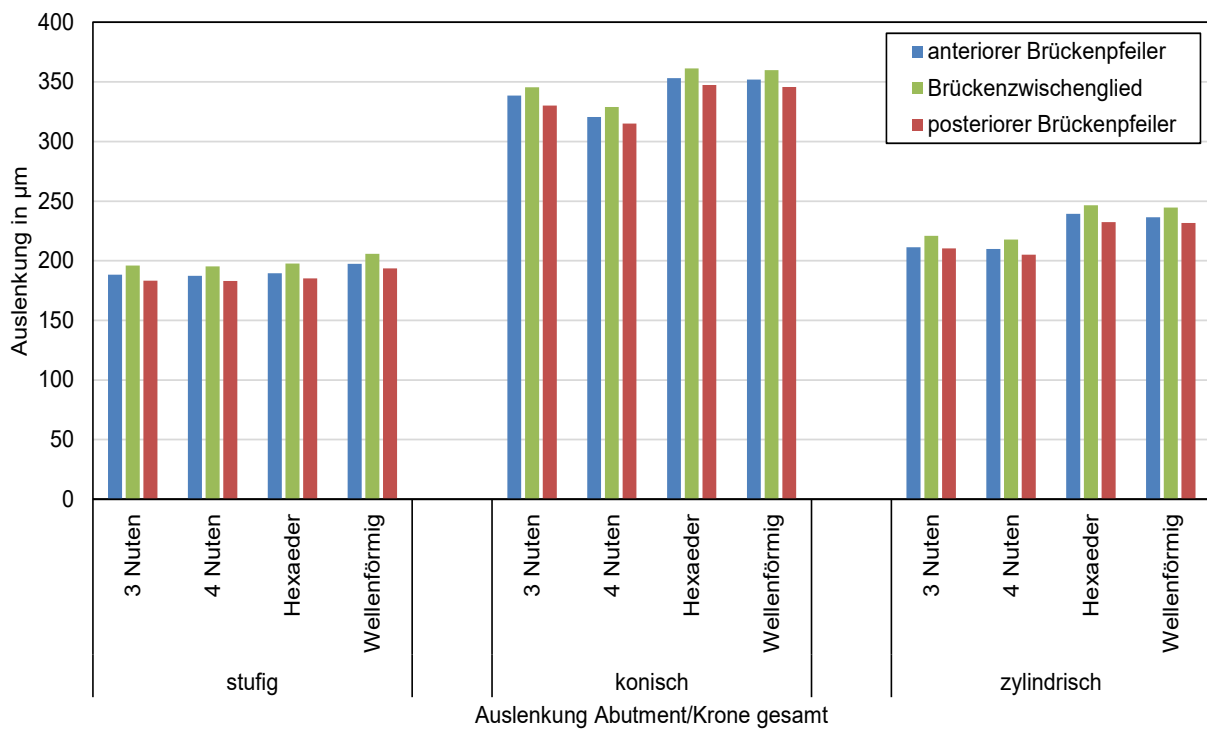


Abb. 36: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischenglieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen. Der Kraftangriffspunkt lag im zentralen Bereich der Okklusalfäche des Zwischenglieds 8 mm über der Schulter der Implantate.

Bei der Implantatauslenkung zeigten sich am anterioren Brückenpfeiler minimal höhere Werte als am posterioren Pfeiler (siehe Abb. 48 im Anhang). Insgesamt war die Beweglichkeit des Implantats in dieser Belastungssituation vergleichbar mit der bei zeitgleicher Belastung beider Brückenpfeiler. Dabei hatten die unterschiedlichen Geometrievariationen keinen großen Einfluss auf die Implantatauslenkung.

Im Rahmen der Belastung des Brückenzwischenglieds lag die Schraubenauslenkung in der Größenordnung der Ergebnisse bei zeitgleicher Belastung beider Brückenpfeiler (siehe Abb. 49 im Anhang). Erneut konnten die höchsten Werte bei den konischen Modellen beobachtet werden (72-78 µm), gefolgt von den zylindrischen (60-65 µm) sowie den stufigen Modellen (54-63 µm). Am anterioren Pfeiler war die Schraubebeweglichkeit leicht größer als am posterioren Brückenpfeiler. Die verschiedenen Rotationssicherungen wirkten sich kaum auf die Auslenkung der Schrauben aus.

3.4.5 Auslenkung bei Variation des Brückenmaterials

Abbildungen 37 bis 39 veranschaulichen die Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen­glieds bei Belastung auf dem Zwischen­glied und Variation des Brücken­materials. In der Gruppe der stufigen Modelle zeigten sich vergleichbare Werte bei den Modellen mit Brücken aus Titan und Zirkon (siehe Abb. 37). Dabei lag die Auslenkung des Zwischen­glieds mit 189-206 μm minimal über der des anterioren (186-198 μm) und posterioren Abutments (182-194 μm). Hinsichtlich der Brücken aus Pektton konnte eine deutlich stärkere Auslenkung am Zwischen­glied (343-368 μm) ermittelt werden. Die Abutmentauslenkung am anterioren Pfeiler betrug im Vergleich lediglich ca. 60 % der Auslenkung am Zwischen­glied, die am posterioren Pfeiler etwa 50 %. Insgesamt stellte sich der wellenförmige Rotationsschutz als leicht nachteilig heraus.

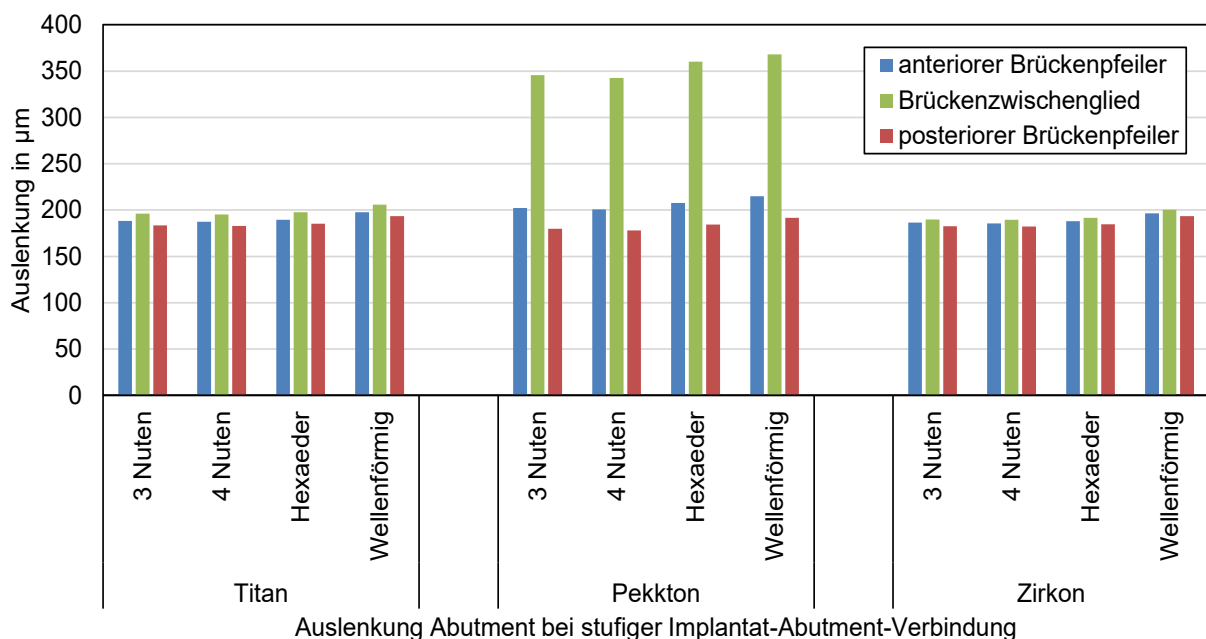


Abb. 37: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen­glieds bei Belastung des Zwischen­glieds mit einer Kraft von 500 N an den stufigen Modellen mit Variation des Brücken­materials. Der Kraftangriffspunkt lag im zentralen Bereich der Okklusalfäche des Zwischen­glieds 8 mm über der Schulter der Implantate.

Bei den konischen Modellen mit Brücken aus Titan und Zirkon konnten unter Belastung des Zwischen­glieds ebenfalls ähnliche Abutment- bzw. Zwischen­gliedauslenkungen beobachtet werden (siehe Abb. 38). Dabei zeigte sich eine lediglich leicht erhöhte Mikro-

beweglichkeit am Zwischenglied (323-360 μm) im Vergleich zum anterioren (319-353 μm) und posterioren Abutment (315-347 μm). Wie bereits bei den stufigen Modellen wurden auch bei den konischen Modellen bei den Brücken aus Pekkton deutlich stärkere Auslenkungen ermittelt. Dabei war die Auslenkung am Zwischenglied (493-545 μm) erneut am größten. Die Beweglichkeit des anterioren Abutments betrug im Vergleich lediglich ca. 70 % und die des posterioren Abutments ca. 65 % von der Auslenkung des Zwischenglieds. Insbesondere im Vergleich zum wellenförmigen und hexagonalen Rotationsschutz schien sich die Indexform vier Nuten positiv auf die Mikrobeweglichkeit auszuwirken.

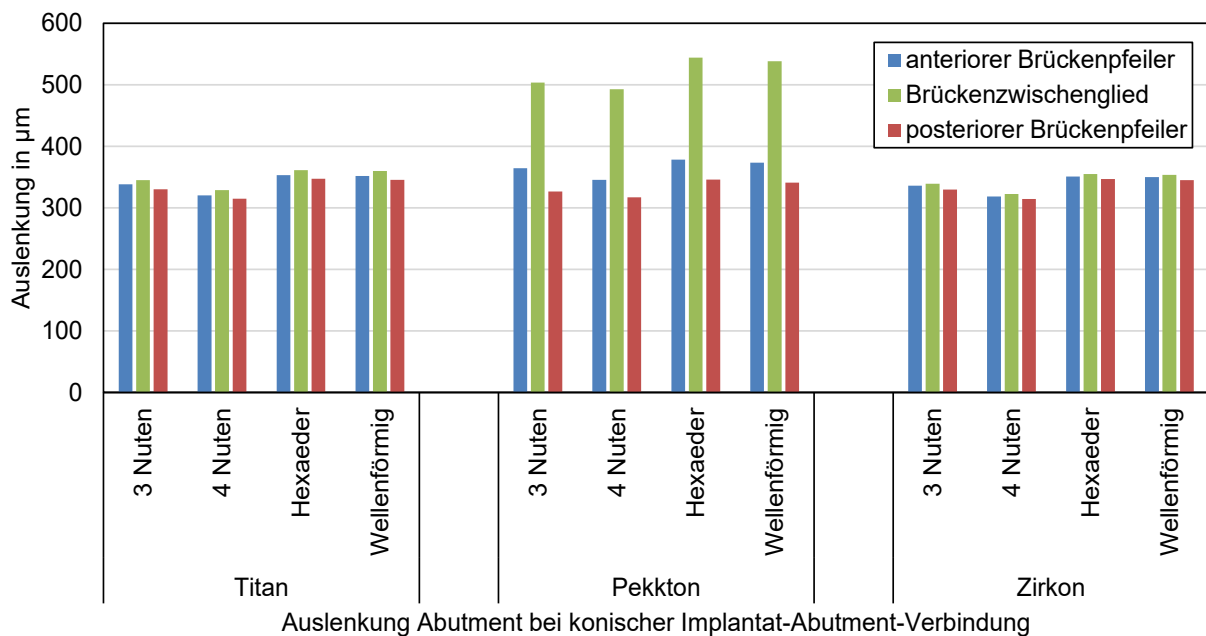


Abb. 38: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischenglieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den konischen Modellen mit Variation des Brückenmaterials. Der Kraftangriffspunkt lag im zentralen Bereich der Okklusalfäche des Zwischenglieds 8 mm über der Schulter der Implantate.

Auch bei den zylindrischen Modellen mit Brücken aus Titan und Zirkon konnten vergleichbare Auslenkungen der Abutments bzw. Zwischenglieder festgestellt werden (siehe Abb. 39). Die Mikrobeweglichkeit des Brückenzwischenglieds (212-247 μm) lag erneut minimal über der des anterioren (208-239 μm) und posterioren Abutments (204-233 μm). Wie bei den anderen Verbindungsgeometrien wurde das Zwischenglied bei den zylindrischen Modellen mit Brücken aus Pekkton am stärksten ausgelenkt (361-409 μm).

Im Vergleich dazu betrug die Beweglichkeit der Abutments am anterioren Pfeiler ca. 65 % und am posterioren Pfeiler etwa 60 % der Auslenkung des Zwischenglieds. Der wellenförmige und der hexagonale Rotationsschutz zeigten einen negativen Einfluss auf die Beweglichkeit von Zwischenglied und Abutment, der Index mit vier Nuten wirkte sich positiv aus.

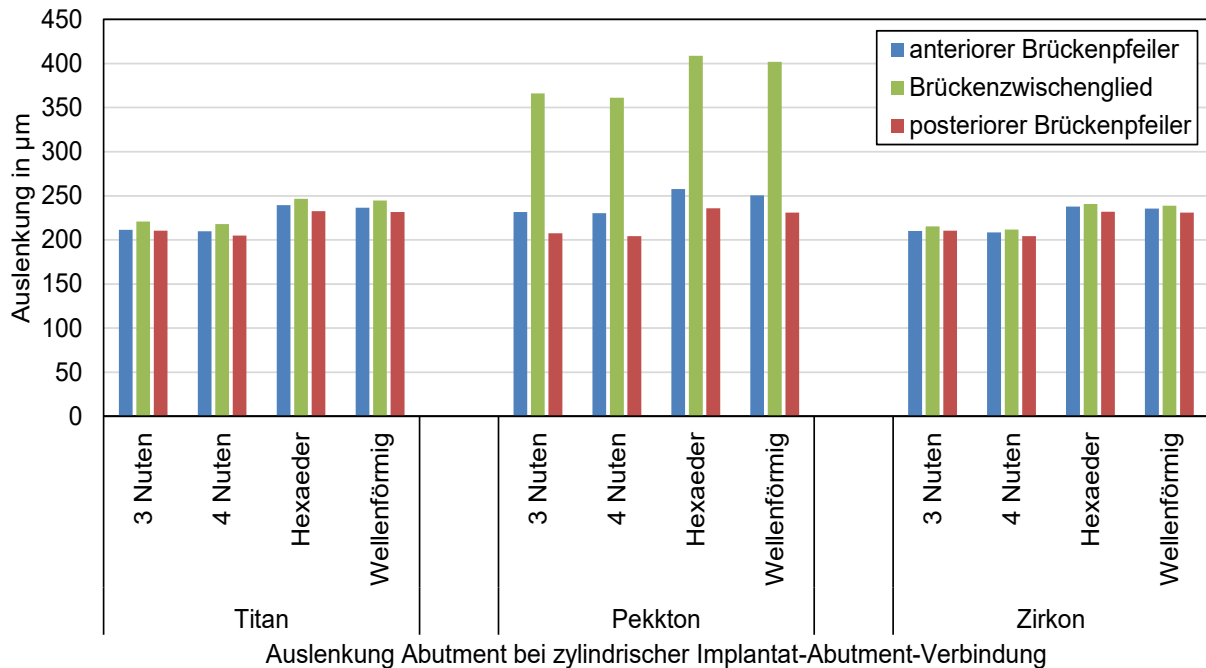


Abb. 39: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischenglieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den zylindrischen Modellen mit Variation des Brückenmaterials. Der Kraftangriffspunkt lag im zentralen Bereich der Okklusalfäche des Zwischenglieds 8 mm über der Schulter der Implantate.

Betrachtet man die Ergebnisse für die Mikrobeweglichkeit bei Variation des Brückenmaterials insgesamt, zeigt sich bei den Brücken aus Pektton bei allen Geometrievariationen eine deutlich stärkere Auslenkung des Zwischenglieds. Die Abutmentauslenkung der Brückenpfeiler hingegen unterschied sich im Vergleich zu Titan als Standardbrückenmaterial in dieser Studie im Verhältnis nur gering. Auch die Spannungsverteilung zeigte kaum Differenzen bei Variation des Brückenmaterials (siehe Abb. 40).

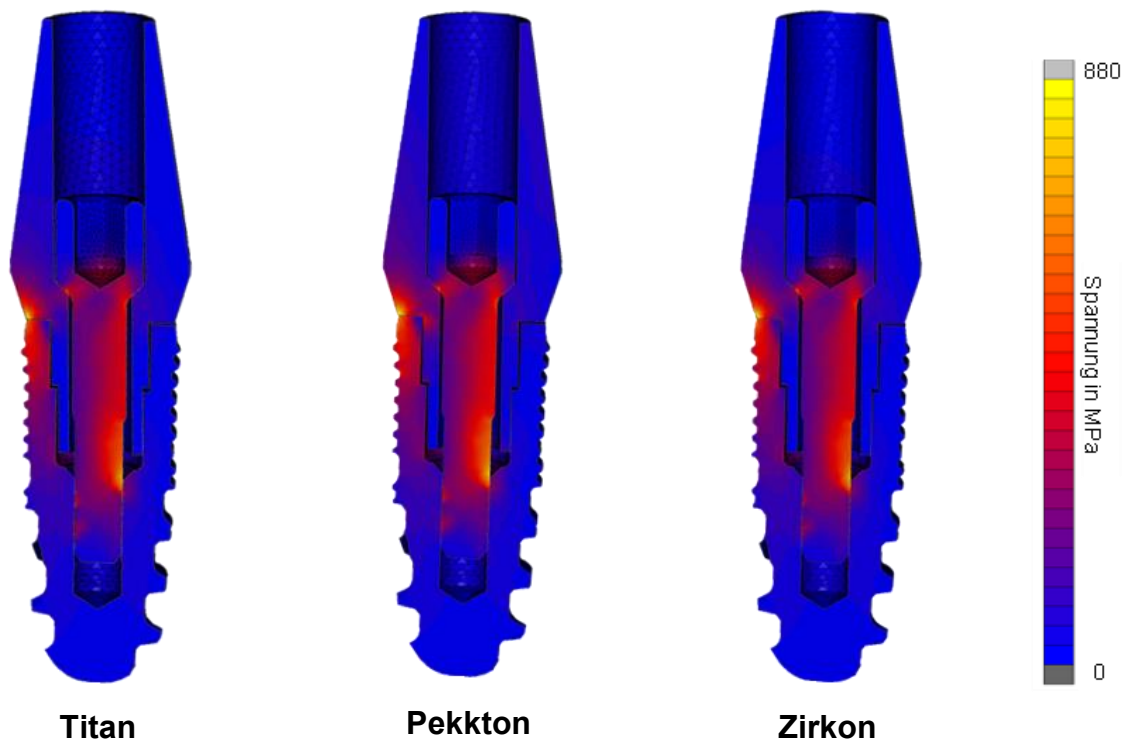


Abb. 40: Darstellung der Spannungsverteilung bei Variation des Brückenmaterials unter Belastung des Brückenzwischenglieds beispielhaft am anterioren Brückenpfeiler mit zylindrischer Geometrie und vier Nuten

4. Diskussion

4.1 Diskussion von Material und Methoden

Die in dieser Studie verwendeten Modelle sowie die Randbedingungen der verschiedenen Simulationen wurden idealisiert erstellt. Die Ausgangsmodelle aus der Untersuchung von Wylezalek (2020) wurden auf Basis der originalen CAD-Daten des Tiologic® Twinfit-Implantats der Firma Dentauro® (Ispringen) weiterverarbeitet. Die Schrauben wurden dabei glatt und ohne echtes Gewinde modelliert. Bei der Konstruktion des Brückenmodells wurde ein idealisiertes Stück Unterkieferknochen mit einer gleichbleibend dicken Schicht aus Kortikalis und Spongiosa modelliert. Mögliche Unterschiede in der Knochenqualität blieben dabei unberücksichtigt.

Die beiden Implantate, die als Brückenpfeiler dienen, wurden exakt parallel und auf gleicher Höhe im Knochen positioniert. Diese Situation entspricht im Regelfall nicht der klinischen Situation und lässt sich somit auch nicht direkt auf die Klinik übertragen. Da jeder Patient individuelle Faktoren wie Knochenangebot, Knochenqualität, Implantatposition etc. mit sich bringt, wäre die Verwendung eines Patientenfalles für diese Studie allerdings ungeeignet gewesen, um allgemein gültige Ergebnisse und Schlussfolgerung daraus zu ziehen. Insofern ist eine Verallgemeinerung aus dem idealisierten Modell einfacher als aus einem patientenspezifischen Modell.

Die Idealisierung des Brückenmodells führt darüber hinaus aufgrund der geringeren Elementzahl zu einer Begrenzung der Rechenzeit.

Die Konstruktion des Brückenmodells umfasst lediglich einen Ausschnitt der Zahnreihe mit den beiden Brückenpfeilern sowie einer dreigliedrigen Brücke. Eine möglicherweise limitierende Wirkung der Nachbarzähne auf die Auslenkung der Abutments und des Brückenzwischenlieds wurde demnach nicht berücksichtigt.

Wie in Wylezaleks Untersuchung (2020) wurde das Spiel zwischen den einzelnen Komponenten des Implantat-Abutment-Komplexes mit 50 µm entsprechend den Maßen des Ausgangsmodells festgelegt. In einer systematischen Übersichtsarbeit von Schmitt et al. (2014) wurde unter anderem die Dichtigkeit von konischen im Vergleich zu nichtkonischen Implantat-Abutment-Verbindung untersucht. In den von ihnen miteinbezogenen Studien wurde der Mikrospace mithilfe eines Rasterelektronenmikroskops (REM) unter-

sucht und lag bei allen Verbindungen bei unter 10 μm . Jansen et al. (1997) konnten in ihrer Untersuchung mittels REM an 13 unterschiedlichen Implantat-Abutment-Verbindungen ebenfalls Mikrospalten von unter 10 μm messen. Verglichen mit diesen Ergebnissen stellt sich die Frage, ob das Spiel zwischen den Komponenten in den Simulationen dieser Studie unter Umständen zu groß gewählt und entsprechend auch eine stärkere Mikrobeweglichkeit simuliert wurde. Da die Werte ohnehin vor allem dem Vergleich der verschiedenen Verbindungsgeometrien, Belastungssituationen und Brückenmaterialien untereinander dienen sollten, ist diese Fragestellung zu vernachlässigen. Eine Vergleichbarkeit der absoluten Zahlen mit den Ergebnissen anderer Studien ist dadurch allerdings nur eingeschränkt möglich.

Wie in vielen anderen FEM-Untersuchungen erfolgte die Kraftübertragung auch in dieser Studie direkt auf die Abutments der Brückenpfeiler. In der Klinik wird die Kaukraft hingegen von den Antagonisten über die Suprakonstruktion auf die Implantat-Abutment-Komplexe übertragen. Während des natürlichen Kaugvorgangs kommt es zu Gleit- und Reibungsvorgängen zwischen den Antagonisten, die bei der direkten Kraftübertragung in den meisten FE-Analysen folglich nicht ausreichend berücksichtigt werden und den Kaugvorgang somit vereinfacht abbilden. Rand et al. (2017) verglichen die Auswirkungen der direkten und indirekten Kraftübertragung auf die Belastung des periimplantären Knochens mithilfe einer FE-Analyse. Es zeigten sich deutliche Unterschiede in den Ergebnissen der verschiedenen Belastungssituationen. Im Vergleich zur direkten Belastung hätte die indirekte Kraftübertragung über einen Antagonisten eine realitätsnähere Simulation im Vergleich zur klinischen Situation ergeben. Dabei ist allerdings zu beachten, dass Faktoren wie die Anzahl und Positionierung der Kontaktpunkte auf den Okklusalfächen der Antagonisten, die Höckerneigung sowie der individuelle Reibungskoeffizient die periimplantäre Knochenspannung beeinflussen (Brune et al., 2019). Die daraus folgende Individualisierung verschiedener Parameter hätte eine Übertragbarkeit der Ergebnisse sowie allgemeingültige, klinische Schlussfolgerungen deutlich erschwert.

Die in dieser Studie festgelegte Kaukraft wurde mit 500 N recht hoch gewählt, um eine extreme Kausituation abzubilden. In einigen vergleichbaren Studien zur Belastung von Implantaten wurden deutlich geringere Kräfte verwendet. Zipprich et al. (2007) definierten in ihrer Studie beispielsweise eine Kraft von 200 N, Kharsan et al. (2019) simulierten verschiedene Belastungssituationen mit 100 N oder 300 N. Abhängig von der Messme-

thode und der Patientenauswahl finden sich in der Literatur unterschiedliche Werte für die maximale Kaukraft. Cosme et al. (2005) beobachteten in ihrer Studie eine maximale Kaukraft zwischen 224 N und 859 N, Chong et al. (2016) ermittelten im Durchschnitt eine Kaukraft von 420,5 N bei den älteren und 541,4 N bei den jüngeren, männlichen Studienteilnehmern. Während bei Levartovsky et al. (2022) die mittlere maximale Kaukraft bei $258,5 \pm 175,7$ N lag, konnten Su et al. (2024) eine durchschnittliche Kaukraft von ca. 815 N messen. Insbesondere bei Patienten mit Bruxismus oder Parafunktionen können folglich sehr große Kaukräfte entstehen. Entsprechend ist es für den langfristigen Implantaterfolg speziell in diesen extremen Fallbeispielen wichtig, die stabilste Verbindungsgeometrie und das am besten geeignete Brückenmaterial zu finden.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Bezüglich der Spaltbildung am idealisierten Modell zeigten sich bei 1 oder 5 mm extraaxialer Belastung Unterschiede zwischen den verschiedenen Geometrievariationen. Für die stufigen und konischen Modelle konnten bei 5 mm extraaxialer Belastung die größten Mikrospalten am Implantat-Abutment-Interface beobachtet werden, bei zentraler Belastung die geringste Spaltbildung. Erklären lässt sich dies mit einer stärkeren Hebelwirkung, einer höheren Beweglichkeit und daraus resultierend größeren Mikrospalten. Hinsichtlich der zylindrischen Modelle konnten hingegen je nach Indexform bei Verschieben des Kraftangriffspunktes um 5 mm teilweise kleinere Mikrospalten ermittelt werden als bei zentraler bzw. 1 mm extraaxialer Belastung. Wird der Kraftangriffspunkt um 5 mm verschoben, kommt es zu einer komplexen Kombination aus Kipp- und Rotationsbewegungen. Dadurch bildet die in dieser Studie gewählte Schnittebene zur Messung der Spaltbreiten unter Umständen einen anderen Bereich des Implantat-Abutment-Komplexes mit entsprechend abweichenden Mikrospalten ab. Da die optimale Schnittebene mit der maximalen Mikrospaltbildung allerdings unbekannt ist, bietet die Verwendung der zuvor verwendeten Schnittebene eine bessere Vergleichbarkeit der Ergebnisse.

In allen Simulationsreihen zeigte sich die stärkste Abutmentauslenkung in der Gruppe der konischen Modelle. Eine mögliche Erklärung dafür ist die flächigere und horizontale Abstützung des Abutments auf der Implantatschulter bei den zylindrischen und stufigen

Verbindungen. Die konischen Modelle hingegen wurden lediglich im etwas tieferen und konisch verlaufenden Bereich des Kontaktbereichs in ihrer Bewegung limitiert, was eine stärkere Kippbewegung zur Folge hatte.

Bezüglich des Einflusses der Indexform auf die Abutmentauslenkung konnten bei den stufigen Modellen erneut die geringsten Schwankungen beobachtet werden. Für die konischen und zylindrischen Verbindungen zeigten sich in allen Simulationen bei den Modellen mit hexagonalem sowie wellenförmigem Rotationsschutz etwas größere Auslenkungen. Die Rotationssicherung mit vier Nuten wirkte sich leicht positiv auf die Mikrobeweglichkeit aus. Ein deutlicher Einfluss der Orientierung des Index auf die Abutmentauslenkung konnte im Versuch zur Rotation im idealisierten Modell nicht nachgewiesen werden.

Wie bei Wylezalek (2020) konzentrierte sich die Spannung in allen durchgeführten Simulationen bei den konischen Modellen primär auf die Implantatschulter und bei den stufigen sowie zylindrischen Modellen auf die Schraube. Dabei wurde die Dehngrenze des Titans Grade 5 überschritten, was eine plastische Verformung im Bereich der Implantatschulter bzw. einen möglichen Bruch der Schraube zur Folge hätte. Eine deutlich stärkere Spannungsentwicklung mit einem entsprechend höheren Risiko eines materialbedingten Implantatversagens konnte bei extraaxialer Belastung von 5 mm am idealisierten Modell beobachtet werden. Grund für die höhere Spannung ist die Hebelwirkung bei Belastung außerhalb des über die Implantatschulter abgestützten Bereichs. Die Indexform hatte lediglich leichte Auswirkungen auf die Spannungsverteilung am Implantat-Abutment-Interface. Erklären lassen sich diese vermutlich mit den unterschiedlichen Anschnitten der jeweiligen Indexform und den daraus resultierenden Kontaktpunkten zwischen Index und Implantat.

Die Belastung 5 mm extraaxial am idealisierten Modell diente der Simulation einer Krafteinwirkung im Bereich eines Brückenzwischenglieds bzw. eines Brückenanhängers an einem einzelnen Implantat-Abutment-Komplex ohne Suprakonstruktion. Verglichen mit der Spannungsverteilung in der Simulationsreihe am Brückenmodell unter Belastung des Zwischenglieds zeigten sich dort zwar ähnliche Verteilungsmuster bezüglich der konischen, stufigen und zylindrischen Verbindungsgeometrie, aber deutlich geringere Spannungen. Wird ein einzelner Implantat-Abutment-Komplex wie in dieser Studie 5 mm extraaxial belastet, kommt es analog zur Belastung eines Brückenanhängers zu einer

komplexen Kipp- und Rotationsbewegung. Durch die einwirkende Kraft im 30°-Winkel wird das Abutment nach außen gedrückt, der extraaxiale Kraftangriffspunkt führt gleichzeitig zu einer Rotationsbewegung. Diese Rotationsbewegung wird im Rahmen der Verblockung von zwei Implantaten durch eine Brücke stark limitiert, was sich entsprechend positiv auf die Spannungsentwicklung auswirkt.

Wie bei den Simulationen am idealisierten Modell wies die Größe und Konfiguration der Mikrospalten auch in den verschiedenen Simulationsreihen am Brückenmodell je nach Verbindungsgeometrie deutliche Unterschiede auf. Bei den konischen Modellen konnte die geringste Spaltbreite mit einer spitz zulaufenden und zum Implantatinneren verschlossenen Spaltkonfiguration festgestellt werden. Die zylindrischen Verbindungen zeigten die größte Spaltbildung, der Spalt war ähnlich wie bei den stufigen Modellen eher parallel konfiguriert und in den Innenraum des Implantats geöffnet. Eine Ausnahme bildeten die konischen Verbindungen mit vier Nuten, bei denen eine geringe Spaltöffnung beobachtet werden konnte. Ursächlich dafür schien die Rotation der Krafteinwirkung relativ zum Index zu sein, da bei Änderung dieses Parameters am idealisierten Modell teils keine Öffnung festgestellt werden konnte.

Unter alleiniger Belastung des anterioren bzw. posterioren Abutments im Brückenmodell konnten bezüglich der Spaltbildung bei allen Geometrievariationen Differenzen festgestellt werden. Dabei waren die entstandenen Mikrospalten am belasteten Implantat-Abutment-Komplex größer als am unbelasteten. Die Wahl der konischen Verbindung zeigte insgesamt die geringsten Differenzen der Spaltbildung zwischen belastetem und unbelastetem Pfeiler. Auch auf die Mikrobeweglichkeit hatte die alleinige Belastung von nur einem Brückenpfeiler Einfluss. An dem belasteten Pfeiler konnten sowohl bei der Auslenkung der Abutments als auch der Implantate und Schrauben unabhängig von der Geometrievariation höhere Werte ermittelt werden. Um eine erhöhte Spaltbildung mit entsprechend größerem Microleakage sowie eine erhöhte Mikrobeweglichkeit mit dadurch erhöhtem Risiko für mechanische Komplikationen zu vermeiden, ist folglich eine möglichst gleichmäßige Okklusion mit zeitgleicher Belastung der Pfeiler anzustreben. Die Variation des Brückenmaterials wirkte sich in dieser Studie eher schwach auf die Spaltbildung am Implantat-Abutment-Interface aus. Im Vergleich zu Titan als Standardmaterial für die Brücke zeigten die Modelle mit Zirkon-Brücken etwas geringere Differenzen als die Modelle mit Pekkton-Brücken. Dabei lagen die Spaltbreiten bei den Mo-

dellen mit Pekkton am anterioren Pfeiler leicht über denen am posterioren Pfeiler. Bei den zylindrischen Verbindungen hatte die Wahl des Brückenmaterials indexabhängig den stärksten Einfluss. Erklären lässt sich der insgesamt geringe Einfluss der Materialvariation auf die Spaltbildung mit den ebenfalls nur geringen Abweichungen der Mikrobeweglichkeit an den Brückenpfeilern verschiedener Brückenmaterialien. Von einem geringeren Microleakage bzw. einer Bakteriendichtigkeit, wie Wachtel et al. (2019) sie in ihrer Studie mit einer einteiligen Suprakonstruktion aus PEEK beobachten konnten, ist auf Basis der Ergebnisse dieser Studie für eine Brücke aus Pekkton nicht auszugehen. Bezüglich der Mikrobeweglichkeit konnte bei den Modellen mit Brücken aus Titan oder Zirkon lediglich eine minimal höhere Auslenkung des Zwischenglieds im Vergleich zu den beiden Abutments gemessen werden. In der Gruppe der Modelle mit einer Pekkton-Brücke wurde das Zwischenglied deutlich stärker ausgelenkt als die Abutments. Als möglicher Grund für die unterschiedliche Differenz in der Mikrobeweglichkeit von Zwischenglied und Abutments bei Materialvariation kann die Härte bzw. der E-Modul des Materials herangezogen werden. Im Falle eines härteren Materials wie Zirkon kommt es zu einem stärkeren Verblockungseffekt, die Brücke selbst wird dabei kaum deformiert. Entsprechend wird das Zwischenglied ähnlich stark ausgelenkt wie die Abutments. Bei einem weicheren Material wie Pekkton kommt es aufgrund des geringeren E-Moduls zu einer Verformung der Brücke. Das Brückenzwischen-glied als Kraftangriffspunkt wird folglich stärker ausgelenkt als die Abutments.

Wachtel et al. (2019) stellten in ihrer Studie die These auf, dass die hohe Elastizität von PEEK unter Belastung zu einer Verformung der Suprakonstruktion und dadurch zu reduzierten Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface führen würde. Eine deutlich reduzierte Auslenkung der Abutments als Parameter für eine geringere Mikrobeweglichkeit bei Verwendung von Pekkton als Brückenmaterial im Vergleich zu Titan oder Zirkon konnte in dieser Studie allerdings nicht festgestellt werden. Grund für die abweichenden Ergebnisse könnte die Verwendung eines Titanabutments mit einer Brücke aus einem Hochleistungspolymer in dieser Arbeit im Vergleich zur Verwendung einer einteiligen Suprakonstruktion aus einem PEEK bei Wachtel et al. (2019) sein.

Die Spannungsverteilung unter Belastung des Brückenzwischen-glieds unterschied sich bei Variation des Brückenmaterials kaum. Dabei ist zu beachten, dass die gewählten Schnittebenen dieser Studie primär die Spannungsverteilung bei einer Kippbewegung

nach außen zeigten. Bei Belastung des Zwischenglieds einer Brücke aus Pekkton kommt es neben der Kippbewegung nach außen durch die Deformation des Brückenmaterials zusätzlich zu einer Bewegung der beiden Brückenpfeiler aufeinander zu. Im Vergleich zur dominierenden Kippbewegung nach außen ist diese „U-förmige“ Bewegung in dieser Studie durch die begrenzte Brückendeformation deutlich schwächer ausgeprägt und wirkt sich daher nicht merklich auf die Spannungsentwicklung an den Implantat-Abutment-Komplexen aus. Eine Entlastung von Schraube und Implantat durch die elastischen Eigenschaften von Pekkton als Brückenmaterial konnte durch diese Studie nicht bestätigt werden. In anderen Bewegungsrichtungen kann Pekkton durch seine elastischen Eigenschaften aber durchaus entlastend auf die Spannung am Implantat wirken.

4.2.1 Diskussion der Ergebnisse vor dem Hintergrund der Literatur

Die geringste Spaltbildung am Implantat-Abutment-Interface konnte in allen Simulationsreihen dieser Studie an den konischen Modellen beobachtet werden, die größten Spaltwerte zeigten sich bei den zylindrischen Verbindungen. In diesem Zusammenhang ist zu beachten, dass die hier verwendeten idealisierten Implantat-Abutment-Modelle von Wylezalek (2020) mit einem unterschiedlichen Spiel zwischen den verschiedenen Komponenten konstruiert wurden. Das Spiel im Bereich des Index sowie des unteren Abutmentanteils betrug bei allen Verbindungen einheitlich 50 μm . Im Bereich der Implantatschulter wurde bei der zylindrischen Verbindung aus Konstruktionsgründen mit 50 μm ein deutlich größeres Spiel der Komponenten gewählt als bei den stufigen und konischen Verbindungen mit lediglich 5 μm Spielpassung am Konus. Verglichen mit den anderen Verbindungen war das Spiel bei den zylindrischen Modellen im initialen Modell entsprechend bereits um 45 μm größer. Hätte Wylezalek das Spiel der Komponenten bei den zylindrischen Modellen im Bereich der Implantatschulter auf 5 μm reduziert, wäre das Spiel aufgrund der zylindrischen Form der Verbindung im Bereich des Index und des unteren Abutments ebenfalls auf 5 μm reduziert und damit deutlich kleiner als bei den übrigen Verbindungen. Ein direkter Vergleich wäre folglich ebenso wenig möglich. Auch wäre klinisch eine zylindrische Verbindung mit einem derart geringen Spiel mechanisch wahrscheinlich nicht mehr zu fügen.

Die unterschiedliche Spaltkonfiguration führte Wylezalek auf die jeweilige Geometrie und das entsprechende Bewegungsmuster zurück. Die konischen Abutments gelangten durch den Anzug der Schraube und die kongruent gestalteten, konischen Kontaktflächen tiefer in das Implantat als die stufigen und zylindrischen Modelle, welche durch eine Plattform ausgebremst wurden. Bei den konischen Modellen beobachtete Wylezalek bei Einwirken einer Kraft von 500 N im 30°-Winkel eine primär kippende Bewegung. Dadurch traf der Außenkonus am Abutment im unteren und aufgrund der Konizität schmalere Anteil früher auf den Innenkonus am Implantat. Es entstand ein spitz zulaufender Spalt mit Verschluss im Bereich des unteren Konusrandes des Abutments. Für das Bewegungsmuster der zylindrischen Modelle zeigte sich in Wylezaleks Studie unter Belastung durch die Abstützung im Bereich der Implantatschulter eine primär parallele Verschiebung des Abutments. Daraus resultierte die eher parallele Spaltkonfiguration mit Öffnung in den Innenbereich am Implantat-Abutment-Interface.

Aufgrund unterschiedlicher Methodiken in der Bestimmung der Spaltbreiten sind die Werte verschiedener Studien häufig nicht direkt miteinander vergleichbar. Bei der Bestimmung der Spaltbildung mithilfe eines Mikroskops kann meist lediglich der nach außen sichtbare, vertikale Spalt zwischen Implantatschulter und Abutment beurteilt werden (siehe Abb. 41). Der innere, horizontale Spalt zwischen Implantat und Abutment lässt sich nur numerisch sowie röntgenologisch abbilden. Bei Verwendung einer klassischen Röntgenaufnahme kann es dabei durch Überlagerung ebenfalls zu Schwierigkeiten bzw. Ungenauigkeiten in der Spaltemessung kommen.

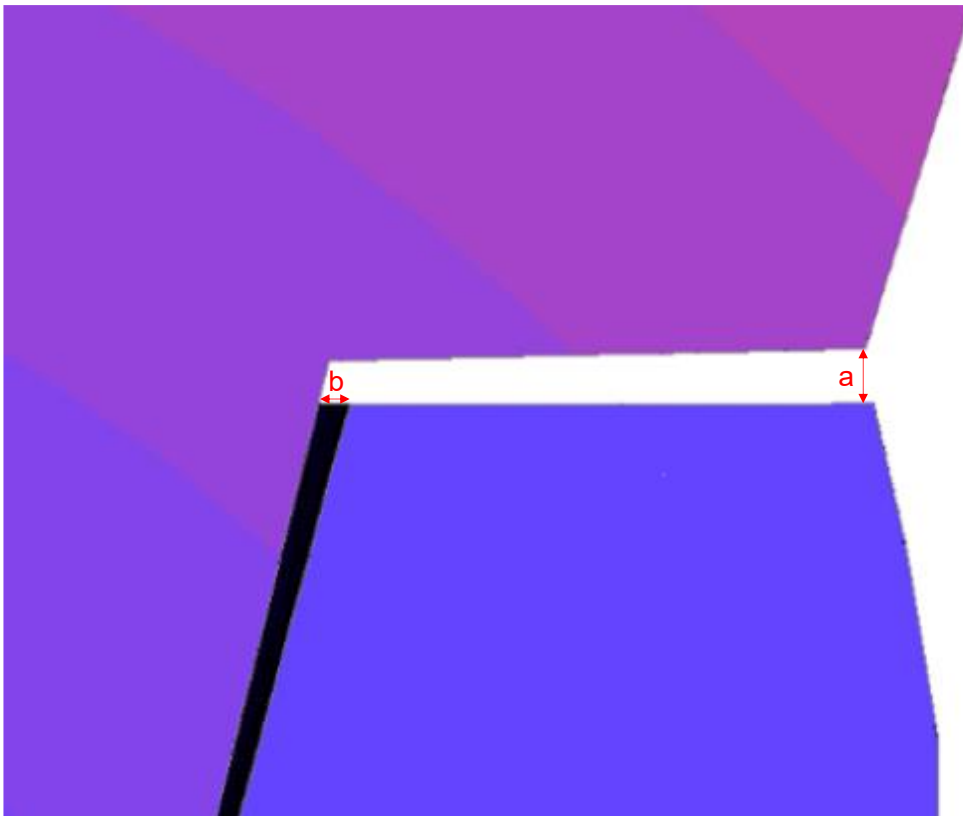


Abb. 41: Darstellung der unterschiedlich lokalisierten Messtellen zur Bestimmung der Spaltbreiten. Der vertikale Spalt (a) ist dabei von außen sichtbar, der horizontale Spalt (b) lässt sich lediglich numerisch oder röntgenologisch bestimmen. Abgebildet ist ein Bildausschnitt des Implantat-Abutment-Komplexes (Längsschnitt) im Bereich der Implantatschulter auf der Kraftangriffsseite am Beispiel des Modells stuf-welle am anterioren Brückenpfeiler bei zeitgleicher Belastung beider Abutments mit jeweils 250 N.

In ihrer In-vitro-Studie zur Mikrospaltbildung an einer konischen Implantat-Abutment-Verbindung belasteten Rack et al. (2010) den Prüfkörper in einem 90°-Winkel mit einer Kraft von bis zu 100 N. Mittels hochauflösender Radiographie und Synchrotronstrahlung konnte bei maximaler Belastung ein spitz zulaufender Spalt mit einer oberen Spaltbreite von 22 µm und einer unteren Spaltbreite von 15 µm nachgewiesen werden. Trotz unterschiedlicher Methodik sind die Messstellen und insbesondere die obere Mikrospaltbreite sowie die Spaltkonfiguration vergleichbar mit den Ergebnissen dieser Studie. Angermair et al. (2024) untersuchten in ihrer In-vitro-Studie die Mikrospaltbildung und Abutmentauslenkung an verschiedenen Implantat-Abutment-Designs mithilfe von Synchrotronstrahlung. Die Mikrospaltbreiten unterschieden sich abhängig von Verbindungsdesign und Belastungssituation. Am größten waren die Spaltbreiten insgesamt bei einer Belastung von 100 N in einem Winkel von 90°. Die oberen Spaltbreiten lagen bei 6 bis

40,5 μm , die unteren Spaltbreiten bei 2,5 bis 39 μm . Dabei konnte auf der belasteten Seite bei den konischen Verbindungen mit einem eher kleinen Konuswinkel von 10,5° bis 12,2° eine V-förmige Spaltkonfiguration nachgewiesen werden, während ein größerer Konuswinkel von 45° zu einem eher parallel verlaufenden Mikrospace führte. Der Konuswinkel der in dieser Studie verwendeten konischen Modelle betrug 15°, die spitz zulaufende Spaltkonfiguration deckt sich folglich mit den Ergebnissen von Angermair et al. (2024). Die Autoren beschrieben in ihrer Ausführung außerdem, dass das Risiko einer plastischen Verformung der Implantatschulter aufgrund der unterschiedlichen Bewegungsmuster der Abutments bei konischen Verbindungen größer ist als bei zylindrischen Verbindungsdesigns.

Bagegni et al. (2021) untersuchten in ihrer Studie unter anderem die Spaltgröße an den Passflächen des Implantat-Abutment-Interfaces verschiedener Verbindungen vor und nach einer dynamischen Belastung mit einer Kraft von 98 N mittels Synchrotron-basierten Micro-CTs. Dabei beobachteten sie vor Belastung Mikrospace von 0,26 bis 0,5 μm bei den konischen Verbindungen sowie 0,26 bis 0,47 μm bei den zylindrischen Verbindungen. Nach zyklischer Belastung bzw. Simulation der Kaubelastung entsprechend der DIN EN ISO 14801 wurden geringere Mikrospace mit einer Differenz von 0,11 bis 0,26 μm bei den konischen sowie 0,21 bis 0,26 μm bei den zylindrischen Verbindungen gemessen. Eine mögliche Erklärung für diese Differenzen sehen die Autoren in der gleichzeitig nachgewiesenen vertikalen Intrusion der Abutments, welche bei den konischen Verbindungen insgesamt stärker ausgeprägt war. Verglichen mit den Werten dieser Studie beobachteten Bagegni et al. insgesamt deutlich geringere Mikrospacewerte. Ursächlich für die unterschiedlichen Ergebnisse könnte die deutlich geringere Krafteinwirkung von 98 N statt 500 N sowie die zyklische anstatt einer einmaligen Belastung sein.

4.3 Klinische Schlussfolgerungen

Wie Wylezalek (2020) bereits in Ihrer Studie am idealisierten Modell eines Implantat-Abutment-Komplexes feststellen konnte, hatte die konische Verbindung auch in dieser Studie am Brückenmodell einen positiven Einfluss auf die Mikrospacebildung. Gegenüber den stufigen und zylindrischen Geometrien konnten insgesamt geringere Spaltwerte so-

wie ein spitz zulaufender, ins Innere des Implantats verschlossener Spalt beobachtet werden, was auf ein geringeres Microleakage unter Kaubelastung schließen lässt. Zwar deutet die erhöhte Spannung im Bereich der Implantatschulter auf ein größeres Risiko der plastischen Deformation am Implantat hin, allerdings ist durch Entlastung der Schraube die Gefahr der Schraubenfraktur bei den konischen Verbindungen deutlich geringer als bei den stufigen und zylindrischen Modellen. Weiterhin negativ zu bewerten ist die erhöhte Abutmentauslenkung bei den konischen Verbindungen. Diese lässt sich allerdings unter anderem durch die Wahl des Rotationsschutzes mit vier Nuten reduzieren.

Die in dieser Studie ermittelten Ergebnisse lassen darauf schließen, dass die Indexform bei den stufigen Verbindungen kaum Einfluss auf Spaltbildung und Mikrobeweglichkeit haben. Für die Mikrospalten bei den zylindrischen sowie für die Mikrobeweglichkeit bei den zylindrischen und konischen Verbindungen erscheinen die wellenförmige und hexagonale Rotationssicherung nachteilig.

Insbesondere bei extremen Kaukräften, wie in den hier durchgeführten Simulationen angewendet, wirkt sich eine gleichmäßige Belastung der Brückenpfeiler positiv auf die Bildung von Mikrospalten sowie die Beweglichkeit der Implantat-Abutment-Komplexe aus. Im Gegensatz dazu führt die alleinige Belastung einzelner Abutments zu einer deutlich erhöhten Spaltbildung und verstärkter Mikrobeweglichkeit am belasteten Pfeiler, was ein erhöhtes Risiko für biologische und mechanische Komplikationen zur Folge haben kann.

Klinisch entspricht die Verschiebung des Kraftangriffspunktes um 5 mm am ehesten der Belastung eines Implantat-Abutment-Komplexes im Bereich eines Brückenanhängers. Die bei den meisten Geometrievariationen erhöhte Spaltbildung, die stärkere Abutmentauslenkung sowie die deutlich erhöhte Spannungsbildung bei Belastung 5 mm extraaxial zur Implantatachse führt zu der Schlussfolgerung, die prothetische Versorgung eines einzelnen Implantats mit einem Brückenanhänger nach Möglichkeit zu vermeiden.

Bei Variation des Brückenmaterials zeigte sich für Pekkton aufgrund seines geringeren E-Moduls und seiner elastischen Eigenschaften unter Belastung des Zwischenglieds eine stärkere Auslenkung des Brückenzwischenglieds. Bezüglich der Abutmentauslenkung der Pfeiler, der Spannungsverteilung und der Mikrospaltbildung konnten in dieser Studie allerdings kaum Unterschiede zu den Modellen mit Titan- oder Zirkon-Brücken

festgestellt werden. Eine Entlastung der Implantate und der Abutmentschrauben sowie ein reduziertes Microleakage konnte demnach nicht bestätigt werden. Allerdings erscheint Pekkton basierend auf den Ergebnissen dieser Studie dennoch als ein gutes Alternativmaterial, insbesondere für Allergiker.

Insgesamt deuten die Ergebnisse dieser Studie darauf hin, dass konische Implantat-Abutment-Verbindungen bezüglich der Mikrospaltbildung und dem Risiko einer Schraubenfraktur vorteilhaft und bezüglich der Mikrobeweglichkeit eher nachteilig erscheinen. Der hexagonale sowie der wellenförmige Rotationsschutz scheinen sich negativ auf Spaltbildung und Mikrobeweglichkeit auszuwirken, wobei die stufigen Verbindungen diesbezüglich eine Ausnahme darstellen. Die Ergebnisse dieser Studie legen nahe, dass bei einer implantatgetragenen Brückenversorgung eine gleichmäßige Belastung der Pfeiler angestrebt werden sollte, um Spaltbildung und Mikrobewegungen und damit einhergehend das Risiko für biologische und mechanische Komplikationen zu reduzieren. Im Rahmen der idealisierten Bedingungen dieser numerischen Untersuchung sind die Ergebnisse allerdings nicht direkt auf die klinische Situation übertragbar.

5. Zusammenfassung

Der langfristige Erfolg einer Implantatversorgung wird neben patientenindividuellen Faktoren auch vom Verbindungsdesign des Implantat-Abutment-Komplexes, dem Rotationschutz oder der Suprakonstruktion und damit einhergehend einer unterschiedlichen Spaltbildung und Mikrobeweglichkeit beeinflusst. Dies wurde in der vorliegenden numerischen Studie am Beispiel einer dreigliedrigen, implantatgetragenen Brücke unter Variation des Verbindungsdesigns, der Belastungssituation sowie des Brückenmaterials untersucht.

Aufbauend auf einer vorangegangenen Arbeit wurden zunächst an idealisierten FE-Modellen eines Implantat-Abutment-Komplexes mit drei ausgewählten Verbindungen (stufig, konisch, zylindrisch) und je vier Indexformen (drei bzw. vier Nuten, hexagonal, wellenförmig) mögliche Auswirkungen der Rotation des Index zur einwirkenden Kraft sowie das extraaxiale Verschieben des Kraftangriffspunktes um 1 bzw. 5 mm untersucht. Unter Berücksichtigung der Vorspannung durch die Fixationsschraube wurde das Abutment mit einer Kraft von 500 N in einem 30°-Winkel zur Implantatachse 8 mm über der Implantatschulter belastet. Für das Brückenmodell wurde ein idealisierter Mandibularknochen mit zwei parallelen Implantaten und einer dreigliedrigen Brücke auf den Abutments modelliert. Für die 12 Brückenmodelle mit den ausgewählten Verbindungen und Indexformen wurden verschiedene Belastungssituationen simuliert (Belastung beider Abutments mit jeweils 250 N sowie des anterioren bzw. posterioren Abutments und des Zwischenglieds einzeln mit jeweils 500 N). Um den Einfluss des Brückenmaterials im Vergleich zu Titan zu untersuchen, wurden unter Belastung des Zwischenglieds zusätzlich die Materialparameter für eine Brücke aus Zirkon und Pekkton variiert.

Die konischen Verbindungen wiesen in sämtlichen Simulationsreihen die geringste Spaltbildung mit einer spitz zulaufenden und zum Implantatinneren verschlossenen Spaltkonfiguration auf. Lediglich bei den konischen Modellen mit vier Nuten zeigte sich eine geringe Spaltöffnung (bis zu 4 µm). Bei den stufigen und zylindrischen Verbindungen verlief der Spalt eher parallel mit einer Öffnung in das Implantatinnere (7-21 bzw. 10-58 µm). Bei der Mikrobeweglichkeit stellte sich das konische Verbindungsdesign insgesamt als nachteilig heraus (294-381 µm), die geringste Auslenkung der Abutments

wurde bei den stufigen Modellen ermittelt (162-222 μm). Bei den konischen Verbindungen konzentrierte sich die Spannung auf die Implantatschulter, was bei extremen Kaubelastungen zu Deformationen führen kann. Anders als bei den stufigen und zylindrischen Verbindungen wird dadurch gleichzeitig die Schraube entlastet und das Risiko einer Schraubenfraktur reduziert. Der hexagonale und wellenförmige Index schien sich bei den zylindrischen und konischen Modellen negativ auf die Spaltbildung und Mikrobewegung auszuwirken, für die stufigen Modelle wurde kaum ein Einfluss des Index festgestellt. Bei den Brückenmodellen aus Pekkton wurde unter Belastung eine deutlich stärkere Auslenkung des Zwischenglieds (343-545 μm) im Vergleich zu einer Brücke aus Titan oder Zirkon (195-361 bzw. 189-355 μm) beobachtet. Auf die übrigen untersuchten Parameter hatte das Brückenmaterial nur geringen Einfluss.

Trotz eingeschränkter direkter Übertragbarkeit der Ergebnisse durch die idealisierten Bedingungen dieser Studie auf die klinische Situation haben sich klinisch relevante Schlussfolgerungen für eine implantatgetragene Brücke bei Variation des Verbindungsdesigns, der Belastungssituation und des Brückenmaterials ergeben. Demnach scheint sich die konische Verbindungsgeometrie vorteilhaft auf die Spaltbildung und das Schraubenfrakturrisiko und nachteilig auf die Mikrobeweglichkeit auszuwirken, während eine ungleichmäßige Belastung der Brückenpfeiler sowie die hexagonale und wellenförmige Indexform (abgesehen von der stufigen Verbindung) die Mikrobeweglichkeit und Spaltbildung negativ beeinflussen können.

6. Anhang

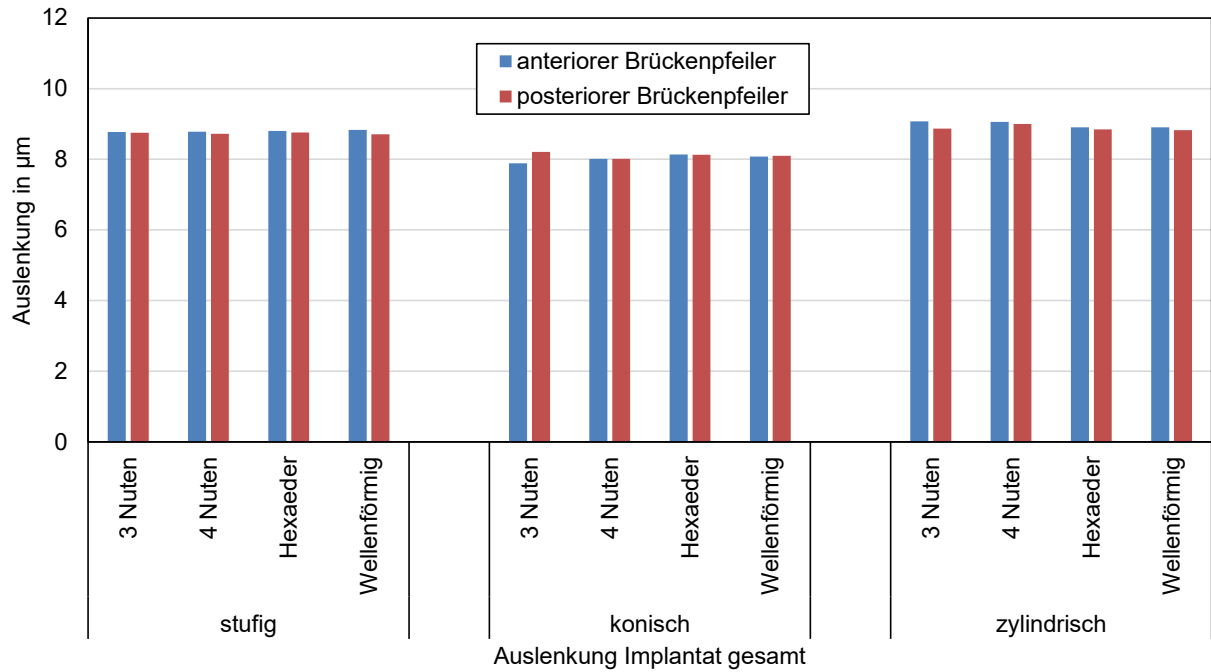


Abb. 42: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen

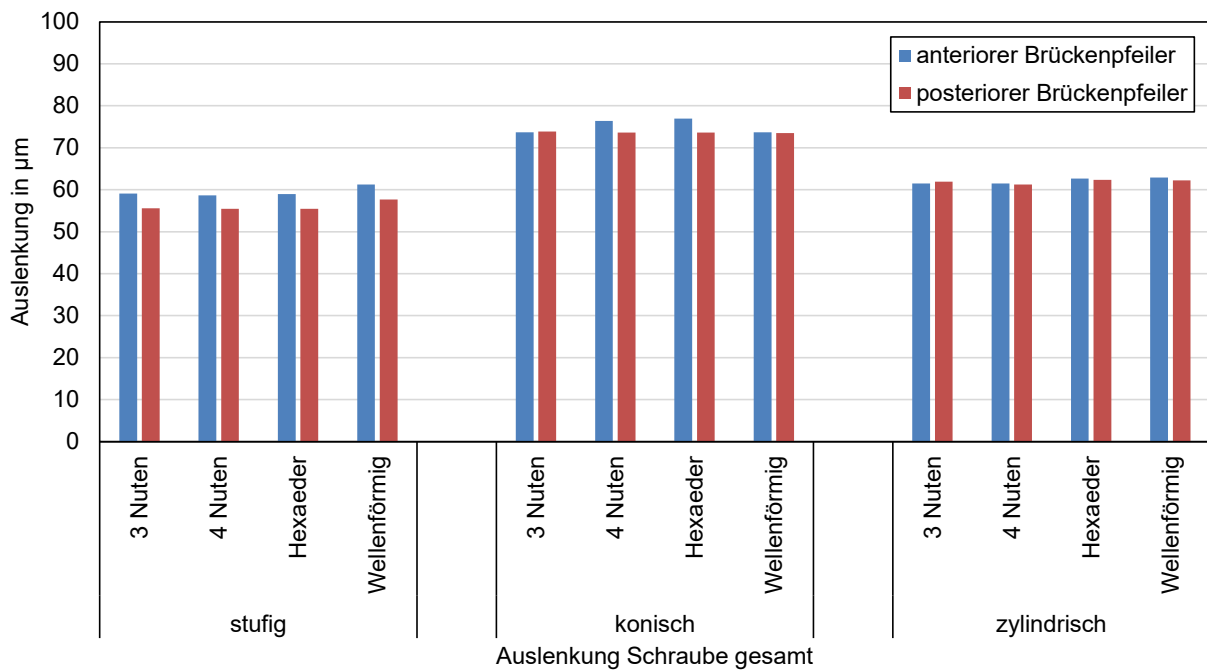


Abb. 43: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen

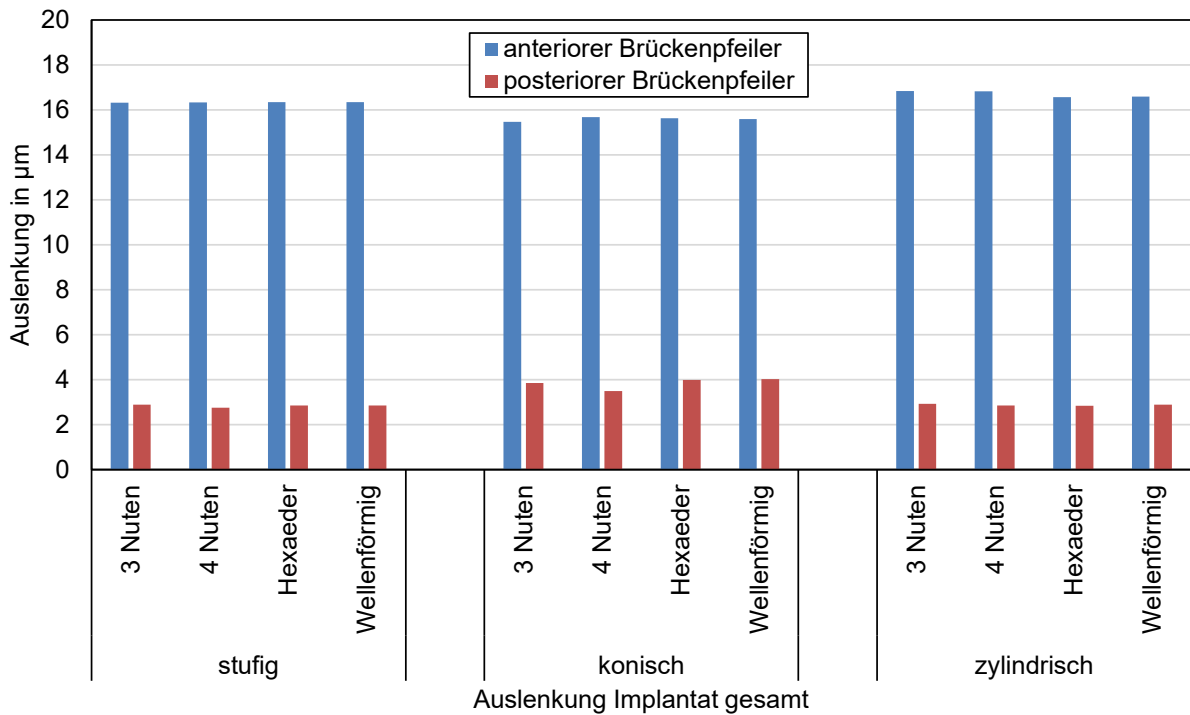


Abb. 44: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

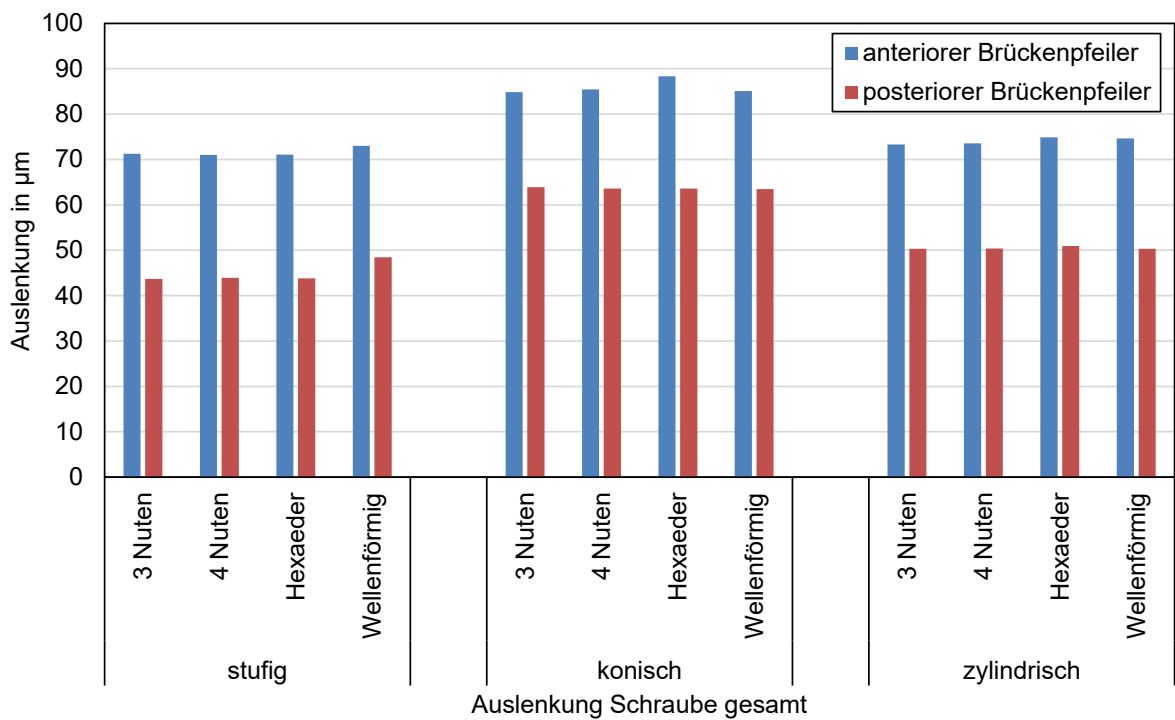


Abb. 45: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

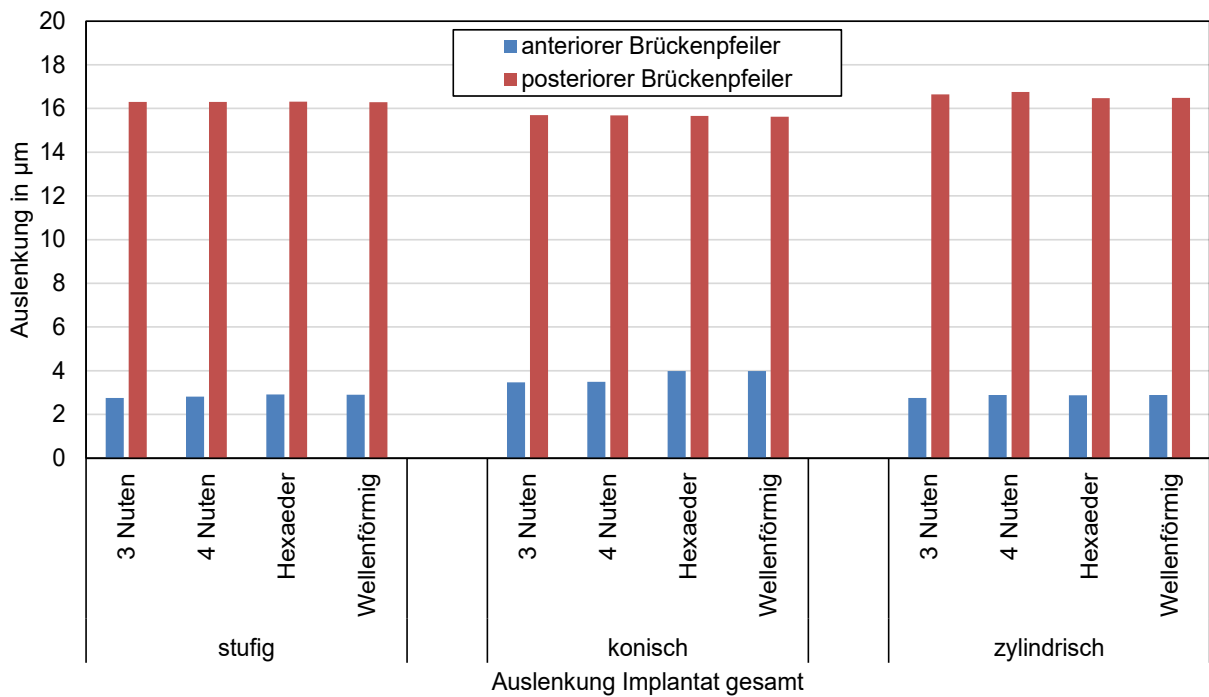


Abb. 46: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

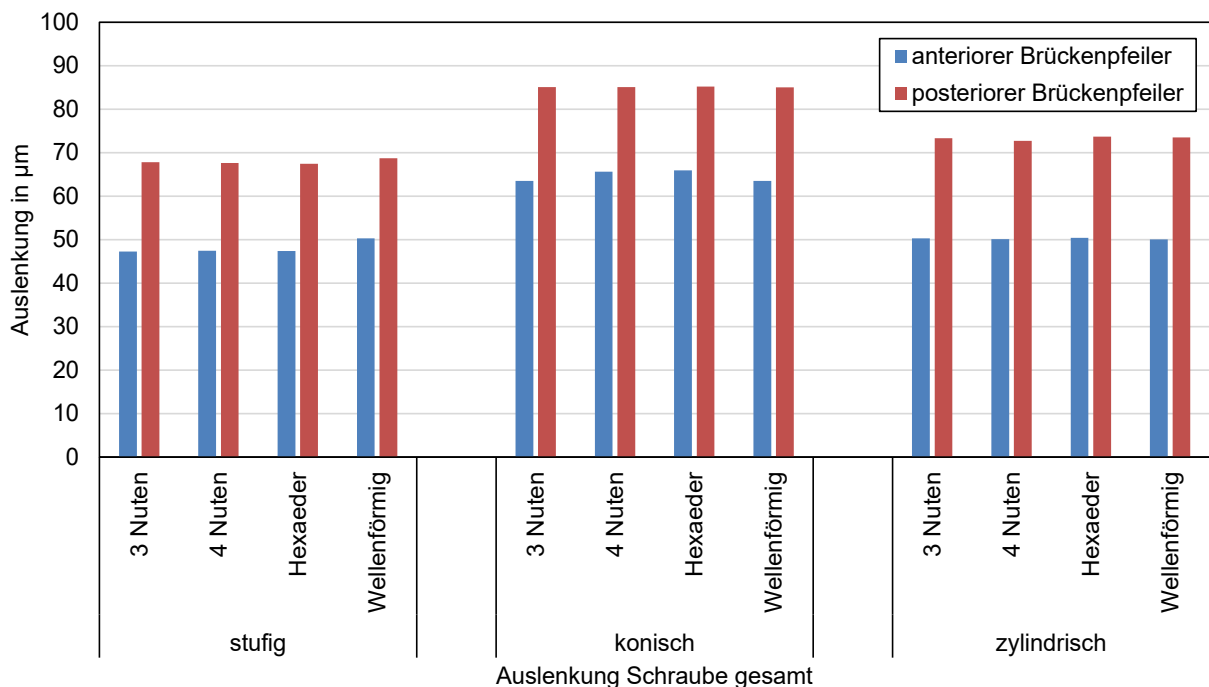


Abb. 47: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

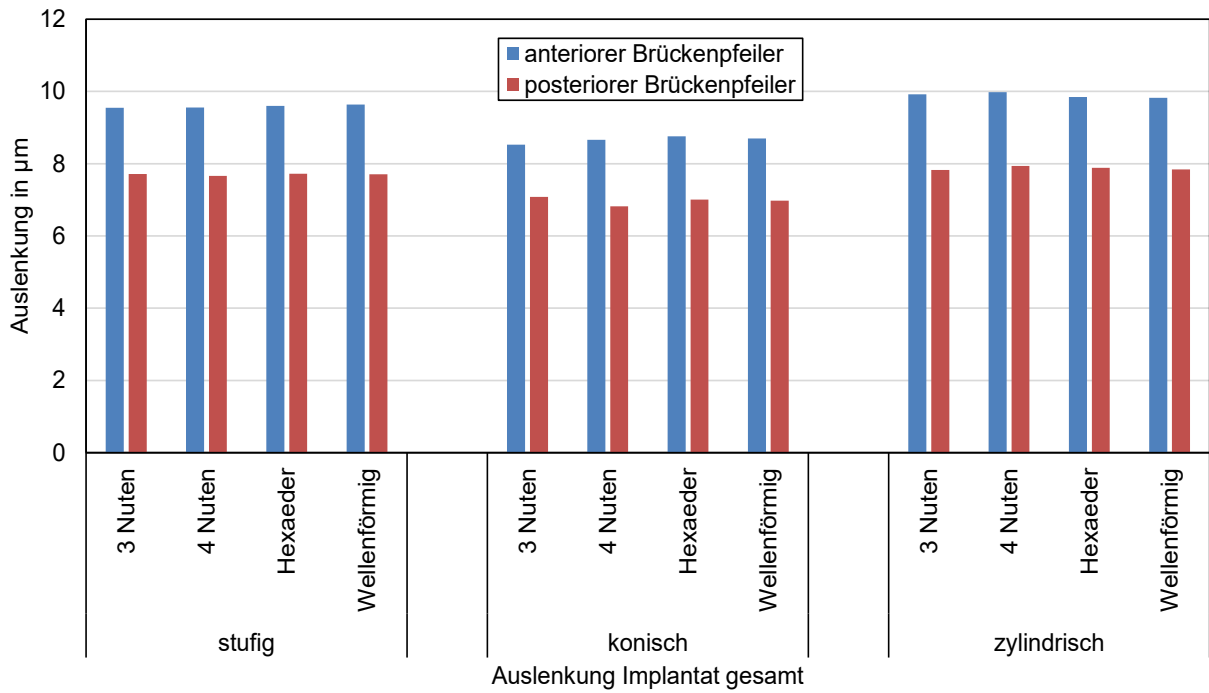


Abb. 48: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

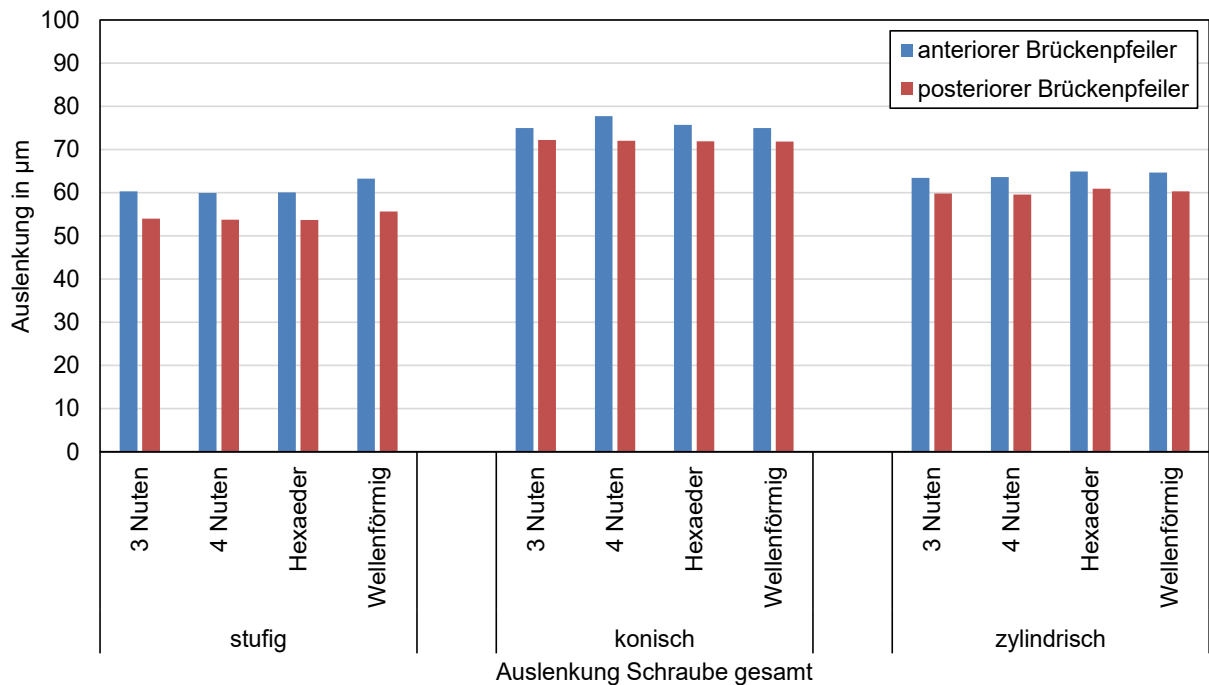


Abb. 49: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen

7. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Schematischer Aufbau eines Implantat-Abutment-Komplexes am Beispiel eines zweiteiligen, verschraubten Implantats mit Suprakonstruktion im Längsschnitt	7
Abbildung 2: Schematische Darstellung eines Implantat-Abutment-Komplexes des externen sowie internen Verbindungstyps	8
Abbildung 3: Abbildung eines zylindrischen (links) und konischen (rechts) Implantat-Abutment-Komplexes im Längsschnitt (grau: Abutment; blau: Implantat)	9
Abbildung 4: Schematische und vereinfachte Darstellung eines zylindrischen (links) sowie eines konischen Implantat-Abutment-Komplex (rechts) zur Veranschaulichung der Selbsthemmung	10
Abbildung 5: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung Tube-in-Tube™ mit drei Nuten der Firma CAMLOG®	11
Abbildung 6: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung CrossFit® mit vier Nuten der Firma Straumann®	12
Abbildung 7: Abbildung der Implantat-Abutment-Verbindung TorcFit® mit einem Innen-sechsrund (Torx) der Firma Straumann®	12
Abbildung 8: Darstellung der FE-Modelle mit den ausgewählten Implantat-Abutment-Verbindungen (hier als Beispiel mit der Indexform "wellenförmig") sowie den verschiedenen Indexformen zur Rotationssicherung von Wylezalek (2020) (dunkelblau: Implantat; grau: Abutment; hellblau: Schraube)	30
Abbildung 9: Darstellung eines konstruierten FE-Brückenmodells im Längsschnitt (hier als Beispiel das Modell "stufig drei Nuten")	32

- Abbildung 10: Abbildung der verschiedenen Indexformen im Querschnitt mit Einteilung in ihrer Rotationssymmetrie entsprechende Abschnitte (3N: 60°; 4N: 45°; hexa/welle: 30°) (dunkelblau: Implantat; grau: Abutment; hellblau: Schraube) 33
- Abbildung 11: Darstellung des variierenden Kraftangriffspunktes an einem Ausschnitt des idealisierten Modells im Längsschnitt 34
- Abbildung 12: Ansicht des FE-Brückenmodells im Längsschnitt mit den verschiedenen Boundary Conditions bzw. einwirkenden Kräften 38
- Abbildung 13: Darstellung des variierenden Kraftangriffspunktes an einem Ausschnitt des Brückenmodells im Längsschnitt 39
- Abbildung 14: Abbildung des Mikrospalts an einem Bildausschnitt des Implantat-Abutment-Komplexes (Längsschnitt) im Bereich der Implantatschulter auf der Kraftangriffsseite 41
- Abbildung 15: Abbildung der unterschiedlichen Spaltkonfigurationen am Bildausschnitt des Implantat-Abutment-Komplexes auf Höhe der Implantatschulter im Längsschnitt auf der Kraftangriffsseite 44
- Abbildung 16: Darstellung der Spaltbreite oben und unten in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Rotation um die Implantatachse des idealisierten Modells in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft 45
- Abbildung 17: Darstellung der Abutmentauslenkung in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Rotation des idealisierten Modells in 15°-Schritten zur einwirkenden Kraft 47
- Abbildung 18: Darstellung der Spaltbreite oben in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei extraaxialer Belastung des idealisierten Modells 49

- Abbildung 19: Darstellung der Spaltbreite unten in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei extraaxialer Belastung des idealisierten Modells 50
- Abbildung 20: Darstellung der Auslenkung des Abutments bei extraaxialer Belastung im idealisierten Modell 52
- Abbildung 21: Darstellung der Spannungsverteilung am stufigen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats 54
- Abbildung 22: Darstellung der Spannungsverteilung am zylindrischen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats 54
- Abbildung 23: Darstellung der Spannungsverteilung am konischen Modell mit vier Nuten bei Belastung zentral, 1 mm sowie 5 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats 55
- Abbildung 24: Darstellung der Spannungsverteilung abhängig von den verschiedenen Indexformen bei Belastung 1 mm extraaxial zur Längsachse des Implantats beispielhaft am konischen Modell 56
- Abbildung 25: Darstellung der maximalen Spannung im idealisierten Modell bei zentraler sowie 1 mm bzw. 5 mm extraaxialer Belastung 57
- Abbildung 26: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler 59
- Abbildung 27: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers 61

Abbildung 28: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers 62

Abbildung 29: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die verschiedenen Geometrievariationen bei Belastung des Brückenzwischen­glieds 64

Abbildung 30: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die stufigen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischen­glieds 65

Abbildung 31: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die konischen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischen­glieds 66

Abbildung 32: Darstellung der Spaltbreite oben und unten an den beiden Brückenpfeilern in μm für die zylindrischen Modelle mit Variation des Brückenmaterials bei Belastung des Brückenzwischen­glieds 67

Abbildung 33: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei gleichzeitiger Belastung beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen 69

Abbildung 34: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 71

Abbildung 35: Darstellung der Auslenkung der Abutments bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 72

- Abbildung 36: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen-
glieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiede-
nen Geometrievariationen 74
- Abbildung 37: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen-
glieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den stufigen Mo-
dellen mit Variation des Brückenmaterials 75
- Abbildung 38: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen-
glieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den konischen
Modellen mit Variation des Brückenmaterials 76
- Abbildung 39: Darstellung der Auslenkung der Abutments bzw. des Brückenzwischen-
glieds bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den zylindrischen
Modellen mit Variation des Brückenmaterials 77
- Abbildung 40: Darstellung der Spannungsverteilung bei Variation des Brückenmaterials
unter Belastung des Brückenzwischenglieds beispielhaft am anterioren Brückenpfeiler
mit zylindrischer Geometrie und vier Nuten 78
- Abbildung 41: Darstellung der unterschiedlich lokalisierten Messtellen zur Bestimmung
der Spaltbreiten 87
- Abbildung 42: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei gleichzeitiger Belastung
beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen 93
- Abbildung 43: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei gleichzeitiger Belastung
beider Brückenpfeiler mit jeweils 250 N an den verschiedenen Geometrievariationen 93
- Abbildung 44: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des anterioren
Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariatio-
nen 94

- Abbildung 45: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des anterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 94
- Abbildung 46: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 95
- Abbildung 47: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des posterioren Brückenpfeilers mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 95
- Abbildung 48: Darstellung der Auslenkung der Implantate bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 96
- Abbildung 49: Darstellung der Auslenkung der Schrauben bei Belastung des Zwischenglieds mit einer Kraft von 500 N an den verschiedenen Geometrievariationen 96

8. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Übersicht über die zwölf erstellten FE-Brückenmodelle und ihre Abkürzungen	31
Tabelle 2: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der verschiedenen Materialien im Brückenmodell (Keilig et al., 2016; O'Mahony et al., 2000; Tribst et al., 2022; Wylezalek, 2020)	36
Tabelle 3: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der hier verwendeten Brückenmaterialien (Keilig et al., 2016; Tribst et al., 2022; Villefort et al., 2021)	40

9. Literaturverzeichnis

Adell R, Lekholm U, Rockler B, Brånemark PI. A 15-year study of osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. *Int J Oral Surg* 1981; 10: 387–416

Alghamdi HS, Jansen JA. The development and future of dental implants. *Dent Mater J* 2020; 39: 167-172

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

Angermair J, Iglhaut G, Meyenberg K, Wiest W, Rack A, Zabler S, Fretwurst T, Nelson K, Kernen F. In vitro assessment of internal implant-abutment connections with different cone angles under static loading using synchrotron-based radiation. *BMC Oral Health* 2024; 24: 396

Bagegni A, Zabler S, Nelson K, Rack A, Spies BC, Vach K, Kohal R. Synchrotron-based micro computed tomography investigation of the implant-abutment fatigue-induced microgap changes. *J Mech Behav Biomed Mater* 2021; 116: 104330

Behneke A, Behneke N. Komplikationen in der Belastungsphase und ihre Therapiemöglichkeiten. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München – Jena: Urban & Fischer, 2004: 351-383

Bouri A, Jr, Bissada N, Al-Zahrani MS, Faddoul F, Nouneh I. Width of keratinized gingiva and the health status of the supporting tissues around dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2008; 23: 323–326

Brånemark PI. Osseointegration and Its Experimental Background. *J Prosthet Dent* 1983; 50: 399-410

Brånemark R, Brånemark PI, Rydevik B, Myers RR. Osseointegration in skeletal reconstruction and rehabilitation: A review. *J Rehabil Res Dev* 2001; 38: 175-181

Brune A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of different occlusal contact situations on peri-implant bone stress - A contact finite element analysis of indirect axial loading. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl* 2019; 99: 367-373

Caggiano M, D'Ambrosio F, Acerra A, Giudice D, Giordano F. Biomechanical Implications of Mandibular Flexion on Implant-Supported Full-Arch Rehabilitations: A Systematic Literature Review. *J Clin Med* 2023; 12: 5302

Camps-Font O, Rubianes-Porta L, Valmaseda-Castellón E, Jung RE, Gay-Escoda C, Figueiredo R. Comparison of external, internal flat-to-flat, and conical implant abutment connections for implant-supported prostheses: A systematic review and network meta-analysis of randomized clinical trials. *J Prosthet Dent* 2023; 130: 327-340

Canullo L, Penarrocha-Oltra D, Soldini C, Mazzocco F, Penarrocha M, Covani U. Microbiological assessment of the implant-abutment interface in different connections: cross-sectional study after 5 years of functional loading. *Clin Oral Implants Res* 2015; 26: 426-434

Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res* 2018; 20: 653-664

Chang Y, Tambe AA, Maeda Y, Wada M, Gonda T. Finite element analysis of dental implants with validation: to what extent can we expect the model to predict biological phenomena? A literature review and proposal for classification of a validation process. *Int J Implant Dent* 2018; 4: 7

Chong MX, Khoo CD, Goh KH, Rahman F, Shoji Y. Effect of age on bite force. *J Oral Sci* 2016; 58: 361-363

Cosme DC, Baldisserotto SM, Canabarro Sde A, Shinkai RS. Bruxism and voluntary maximal bite force in young dentate adults. *Int J Prosthodont*. 2005; 18: 328-332

Czichos H. Reibung. In: Czichos H, Habig KH, Hrsg. *Tribologie-Handbuch*. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2020: 121-154

Dawson JH, Hyde B, Hurst M, Harris BT, Lin WS. Polyetherketoneketone (PEKK), a framework material for complete fixed and removable dental prostheses: A clinical report. *J Prosthet Dent* 2018; 119: 867-872

DGZMK, 2005: *Implantologie in der Zahnheilkunde*. https://www.dgzmk.de/web/suite-dgzmk/implantologie-in-der-zahnheilkunde1?p_p_id=56_INSTANCE_eB0D90rlqz9t&

p_p_lifecycle=0&p_p_state=normal&p_p_mode=view&p_p_col_id=column-2&p_p_col_count=1&#p_56_INSTANCE_eB0D90rlqz9t (Zugriffsdatum: 28.07.2023)

DIN EN ISO 14801:2017-03 Zahnheilkunde - Implantate - Dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate. Deutsches Institut für Normung. Berlin: Beuth-Verlag, 2017

Franke M, Tietmann C, Bröseler F. Periimplantits – eine neue Herausforderung. Parodontologie 2013; 24: 69-75

Fischer J. Metallische Werkstoffe. In: Strub JR, Kern M, Türp JC, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S, Hrsg. Curriculum Prothetik Band II. Berlin: Quintessenz Verlag, 2011: 463-484

Hasan I, Keilig L, Bouraue C, Lückerath W. The effect of screw preload and framework material on the success of cementable fixed partial prostheses: A finite element study. Ann Anat 2015; 199: 58-66

He Y, Fok A, Aparicio C, Teng W. Contact analysis of gap formation at dental implant-abutment interface under oblique loading: A numerical-experimental study. Clin Implant Dent Relat Res 2019; 21: 741-752

Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. J Periodontol 2001; 72: 1372-1383

Hornbogen E, Eggeler G, Werner E. Überblick. In: Hornbogen E, Eggeler G, Werner E, Hrsg. Werkstoffe. Berlin – Heidelberg: Springer Vieweg, 2019: 1-23

Jansen VK, Conrads G, Richter EJ. Microbial leakage and marginal fit of the implant-abutment interface. Int J Oral Maxillofac Implants 1997; 12: 527-540

Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Borchers L, Stiesch M. Three-Dimensional Nonlinear Finite Element Analysis and Microcomputed Tomography Evaluation of Microgap Formation in a Dental Implant Under Oblique Loading. Int J Oral Maxillofac Implants 2016; 31: 32-42

Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of

single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012; 23: 2-21

Karthik K, Sivakumar, Sivaraj, Thangaswamy V. Evaluation of implant success: A review of past and present concepts. *J Pharm Bioallied Sci* 2013; 5: 117-119

Keilig L, Stark H, Bourauel C. Does the Material Stiffness of Novel High-Performance Polymers for Fixed Partial Dentures Influence Their Biomechanical Behavior? *Int J Prosthodont* 2016; 29.6: 595-597

Kharsan V, Bandgar V, Mirza A, Jagtiani K, Dhariwal N, Kore R. Comparative Evaluation of Three Abutment-Implant Interfaces on Stress Distribution in and Around Different Implant Systems: A Finite Element Analysis. *Contemp Clin Dent* 2019; 10: 590-594

Klein B. Einführung. In: Klein B, Hrsg. *FEM: Grundlagen und Anwendungen der Finite-Element-Methode im Maschinen- und Fahrzeugbau*. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2012: 1-10

Lakatos É, Magyar L, Bojtár I. Material Properties of the Mandibular Trabecular Bone. *J Med Eng* 2014; 2014: 470539

La Monaca G, Pranno N, Annibali S, Massimo C, Polimeni A, Patini R, Paola Cristalli M. Survival and complication rates of tooth-implant versus freestanding implant supporting fixed partial prosthesis: a systematic review and meta-analysis. *J Prosthodont Res* 2021; 65: 1-10

Lauritano D, Moreo G, Lucchese A, Viganoni C, Limongelli L, Carinci F. The Impact of Implant-Abutment Connection on Clinical Outcomes and Microbial Colonization: A Narrative Review. *Materials (Basel)* 2020; 13: 1131

Levartovsky S, Peleg G, Matalon S, Tsesis I, Rosen E. Maximal Bite Force Measured via Digital Bite Force Transducer in Subjects with or without Dental Implants - A Pilot Study. *Appl Sci* 2022; 12: 1544

Li Z, Gao S, Chen H, Ma R, Wu T, Yu H. Micromotion of implant-abutment interfaces (IAI) after loading: correlation of finite element analysis with in vitro performances. *Med Biol Eng Comput* 2019; 57: 1133-1144

Lindh T. Should we extract teeth to avoid tooth-implant combinations? *J Oral Rehabil* 2008; 35: 44-54

Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol* 2017; 83: 153-160

Mao Z, Beuer F, Wu D, Zhu Q, Yassine J, Schwitalla A, Schmidt F. Microleakage along the implant-abutment interface: a systematic review and meta-analysis of in vitro studies. *Int J Implant Dent* 2023; 9: 34

Meißner UF, Maurial A. Vorbetrachtungen zur Methode der finiten Elemente. In: Meißner UF, Maurial A, Hrsg. *Die Methode der finiten Elemente: Eine Einführung in die Grundlagen*. Berlin – Heidelberg: Springer, 2000: 1-28

Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. *J Clin Diagn Res* 2017; 11: 10-15

Neumeyer S, Hopmann S, Hannker C. Einteilige versus zweiteilige Implantate. *Dental Magazin* 2013; 31: 26-31

Nguyen R, Soldatos N, Tran D, Stylianou P, Angelov N, Weltman R. Survival of dental implants replacing previously failed implants: A retrospective study in a university setting. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2018; 33: 1312-1319

O'Mahony, AM, Williams JL, Katz JO, Spencer P. Anisotropic elastic properties of cancellous bone from a human edentulous mandible. *Clin Oral Implant Res* 2000; 11: 415-421

Peters H, Jackowski J, Hölzle F. Implantatchirurgie. In: Jackowski J, Peters H, Hölzle F, Hrsg. *Zahnärztliche Chirurgie*. Berlin – Heidelberg: Springer, 2017: 739-788

Pjetursson BE, Sailer I, Makarov NA, Zwahlen M, Thoma DS. All-ceramic or metal-ceramic tooth-supported fixed dental prostheses (FDPs)? A systematic review of the survival and complication rates. Part II: Multiple-unit FDPs. *Dent Mater* 2015; 31: 624-639

- Rack A, Rack T, Stiller M, Riesemeier H, Zabler S, Nelson K. In vitro synchrotron-based radiography of micro-gap formation at the implant-abutment interface of two-piece dental implants. *J Synchrotron Radiat* 2010; 17: 289-294
- Rand A, Stiesch M, Eisenburger M, Greuling A. The effect of direct and indirect force transmission on peri-implant bone stress - a contact finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017; 20: 1132-1139
- Richter E-J. Konstruktionsprinzipien von Implantaten aus prothetischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München – Jena: Urban & Fischer, 2004a: 48-60
- Richter E-J. Prothetische Versorgung. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München – Jena: Urban & Fischer, 2004b: 236-283
- Rodríguez V, Tobar C, López-Suárez C, Peláez J, Suárez MJ. Fracture Load of Metal, Zirconia and Polyetheretherketone Posterior CAD-CAM Milled Fixed Partial Denture Frameworks. *Materials (Basel)* 2021; 14: 959
- Roos E, Maile K, Seidenfuß M. Mechanische Eigenschaften. In: Roos E, Maile K, Seidenfuß M, Hrsg. *Werkstoffkunde für Ingenieure*. Berlin – Heidelberg: Springer Vieweg, 2017: 75-142
- Rutkowski JL. Survival Rates of Dental Implants Versus Teeth. *J Oral Implantol* 2022; 48: 261-262
- Sailer I, Karasan D, Todorovic A, Ligoutsikou M, Pjetursson BE. Prosthetic failures in dental implant therapy. *Periodontol 2000* 2022; 88: 130-144
- Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE. A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29: 184-198
- Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent* 2012; 3: 258-261
- Schmitt CM, Nogueira-Filho G, Tenenbaum HC, Lai JY, Brito C, Döring H, Nonhoff J. Performance of conical abutment (Morse Taper) connection implants: a systematic review. *J Biomed Mater Res A* 2014; 102: 552-574

Silveira MPM, Campaner LM, Bottino MA, Nishioka RS, Borges ALS, Tribst JPM. Influence of the dental implant number and load direction on stress distribution in a 3-unit implant-supported fixed dental prosthesis. *Dent Med Probl* 2021; 58: 69-74

Softguide®, 2024: Finite-Elemente-Methode (FEM): Typische Funktionen und Tipps zur Auswahl von FEM-Software und Finite-Elemente-Analyse (FEA). <https://www.softguide.de/software-tipps/grundlagen-und-funktionen-finite-elemente-methode> (Zugriffsdatum: 05.01.2024)

Steinebrunner L, Wolfart S, Bössmann K, Kern M. In vitro evaluation of bacterial leakage along the implant-abutment interface of different implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005; 20: 875-881

Steinebrunner L, Wolfart S, Ludwig K, Kern M. Implant-abutment interface design affects fatigue and fracture strength of implants. *Clin Oral Implants Res* 2008; 19: 1276-1284

Strub JR, Kern M, Türp J C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S. Merkmale der Implantat-Abutment-Verbindung. In: Strub JR, Kern M, Türp J C, Witkowski S, Heydecke G, Wolfart S, Hrsg. *Curriculum Prothetik Band III*. Berlin: Quintessenz Verlag, 2011: 934-938

Su JN, Pan YH, Dorj O, Lin JC, Salamanca E, Chen IW, Wu YF, Chang WJ. Association between oral health status and occlusal bite force in young adults. *J Dent Sci* 2024; 19: 1182-1189

Thoma DS, Wolleb K, Bienz SP, Wiedemeier D, Hämmerle CHF, Sailer I. Early histological, microbiological, radiological, and clinical response to cemented and screw-retained all-ceramic single crowns. *Clin Oral Implants Res* 2018; 29: 996-1006

Tribst JPM, Dal Piva AMO, Syed AU, Arabiah M, Al-Aali KA, Vohra F, Abduljabbar T. Comparative Stress Analysis of Polyetherketoneketone (PEKK) Telescopic Crowns Supported by Different Primary Crown Materials. *Appl Sci* 2022; 12: 3446

Villefort RF, Diamantino PJS, Zeidler SLVV, Borges ALS, Silva-Concilio LR, Saavedra GDFA, Tribst JPM. Mechanical Response of PEKK and PEEK As Frameworks for Im-

plant-Supported Full-Arch Fixed Dental Prosthesis: 3D Finite Element Analysis. *Eur J Dent* 2022; 16: 115-121

Wachtel A, Zimmermann T, Sütel M, Adali U, Abou-Emara M, Müller WD, Mühlemann S, Schwitalla AD. Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns. *J Mech Behav Biomed Mater* 2019; 91: 32-37

Wagner W, Al Nawas B. Implantatmaterialien und Konstruktionsprinzipien der Implantate aus chirurgischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München – Jena: Urban & Fischer, 2004: 62-97

Wang B, Huang M, Dang P, Xie J, Zhang X, Yan X. PEEK in Fixed Dental Prostheses: Application and Adhesion Improvement. *Polymers (Basel)* 2022; 14: 2323

Weißbach W, Dahms M, Jaroschek C. Werkstoffprüfung. In: Weißbach W, Dahms M, Jaroschek C, Hrsg. *Werkstoffe und ihre Anwendungen*. Wiesbaden: Springer Vieweg, 2018: 503-571

Wiest W, Rack A, Zabler S, Schaer A, Swain M, Nelson K. Validation of finite-element simulations with synchrotron radiography - A descriptive study of micromechanics in two-piece dental implants. *Heliyon* 2018; 4: e00524

Wylezalek M. Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien. Inaugural-Dissertation, Medizinische Fakultät der Rheinischen-Friedrich-Wilhelms-Universität Bonn, 2020

Zipprich H, Weigl P, Lange B, Lauer H-C. Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. *Implantologie* 2007; 15: 31-46

Zol SM, Alauddin MS, Said Z, Mohd Ghazali MI, Hao-Ern L, Mohd Farid DA, Zahari NAH, Al-Khadim AHA, Abdul Aziz AH. 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: 2170

10. Erklärung zum Eigenanteil

Die Arbeit wurde in der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn, Oralmedizinische Technologie unter Betreuung meines Doktorvaters Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel sowie meines Zweitbetreuers Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig durchgeführt.

Die Konzeption der Arbeit erfolgte in Zusammenarbeit mit meinem Doktorvater Prof. Bourauel und meinem Zweitbetreuer Dr. Keilig.

Sämtliche Versuche und Analysen wurden nach Einarbeitung durch Dr. Keilig von mir unter Anleitung von Dr. Keilig durchgeführt.

Wie bereits in Kapitel 1.3.1 erwähnt, baut die Fragestellung dieser Dissertation auf den Ergebnissen der Arbeit „Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien“ von Frau Dr. Martina Wylezalek (Wylezalek, 2020) auf. Für die Auswahl der Implantat-Abutment-Verbindungen dieser Studie wurden die Ergebnisse von Wylezalek unter verschiedenen Gesichtspunkten von mir untersucht und die Auswahl der Ausgangsmodelle für die vorliegende Studie getroffen.

Die 3D-Modelle der Implantate, Abutments und Fixationsschrauben wurden aus den Vorarbeiten von Frau Dr. Wylezalek übernommen und wie in Kapitel 2 beschrieben weiterverarbeitet. Alle in der vorliegenden Arbeit vorgestellten Simulationen an diesen Modellen wurden von mir selber durchgeführt und ausgewertet. Simulationsergebnisse wurden aus der Vorarbeit von Frau Dr. Wylezalek nicht übernommen.

Das zur Auswertung verwendete Datenmaterial wurde unter Anleitung von Dr. Keilig von mir eigenständig generiert.

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

11. Danksagung

Mein aufrichtiger Dank gilt meinem geschätzten Doktorvater Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel, der mich während der Umsetzung dieser Dissertation mit großer Fachkompetenz unterstützt hat und mir stets mit einem offenen Ohr zur Seite stand.

Dr. rer. nat. Dipl.-Math. Ludger Keilig danke ich besonders für seine kollegiale Unterstützung und die angenehme Arbeitsatmosphäre. Mit viel Geduld und Engagement hat er mich in die Thematik der Finite-Elemente-Methode eingearbeitet und wurde nicht müde, mir alle Fragen anschaulich und verständlich zu beantworten. Sein Einsatz und seine Betreuung haben maßgeblich zum Gelingen dieser Dissertation beigetragen.

Ein tief empfundener Dank gilt meiner Familie und insbesondere meiner Mutter, die mir mein Studium überhaupt ermöglicht hat, mir in jeder Lebenslage den Rücken gestärkt und mich unterstützt hat.

Nicht zuletzt gilt mein großer Dank meinem Ehemann Daniel für seine uneingeschränkte Unterstützung, Geduld und Motivation, auch in den herausfordernden Phasen dieser Arbeit.