

Numerische Untersuchungen der Spaltbildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades

der Hohen Medizinischen Fakultät

der Rheinischen Friedrich-Wilhelms-Universität

Bonn

Martina Wylezalek

aus Offenbach am Main

2020

Angefertigt mit der Genehmigung
der Medizinischen Fakultät der Universität Bonn

1. Gutachter: Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel
2. Gutachter: PD Dr. med. Dr. med. dent. Thorsten Appel

Tag der Mündlichen Prüfung: 10.11.2020

Aus der Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik, Propädeutik
und Werkstoffwissenschaften der Universität Bonn
Direktor: Prof. Dr. med. dent. Helmut Stark
- Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie -
Prof. Dr. rer. nat. Christoph Bourauel

Moim kochanym rodzicom,
którzy mnie zawsze wspierali.

Inhaltsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis	7
1. Einleitung	8
1.1 Definition der Implantologie	8
1.2 Implantatfunktion und -aufbau	8
1.3 Implantatformen	10
1.4 Implantat-Abutment-Verbindungen	11
1.4.1 Externe vs. interne Implantat-Abutment-Verbindungen	12
1.4.2 Flache vs. konische Implantat-Abutment-Verbindungen	13
1.4.3 Selbsthemmung	14
1.4.4 Rotationssicherung	15
1.5 Implantaterfolg	18
1.6 Komplikationen nach Implantationen und Implantatverlust	19
1.6.1 Biologische Komplikationen	20
1.6.2 Mechanische Komplikationen	21
1.7 Mikrospaltbildung zwischen Implantat und Abutment	22
1.7.1 Microleakage	22
1.7.2 Folgen des Mikrospalts	23
1.7.3 Platform-Switching	24
1.8 Bisherige Untersuchungen der Spaltgrößen und Mikrobewegungen	25
1.9 Die Finite-Elemente-Methode	27
1.10 Aktuelle numerische Untersuchungen von Implantat-Abutment-Verbindungen ...	28
1.11 Kaukräfte	29
1.12 Fragestellungen und Ziele	30
2. Material und Methoden	32
2.1 Ausgangsmodell	32
2.2 Variation der Implantat-Abutment-Verbindung	35
2.3 Variation der Rotationssicherung	37
2.4 Spiel der Komponenten	39
2.5 Erstellung der Simulationen	40
2.6 Auswertung der Ergebnisse	43

2.7	Statistische Auswertung	44
3.	Ergebnisse	45
3.1	Mikrospaltbildung	45
3.2	Mikrobeweglichkeit	50
3.3	Spannungsverteilung	57
3.4	Berücksichtigung der Plastizität	59
3.5	Statistische Auswertung	61
4.	Diskussion	65
4.1	Diskussion von Material und Methoden	65
4.1.1	Diskussion der Plastizitätseinstellungen	66
4.2	Diskussion der Ergebnisse	67
4.3	Klinische Schlussfolgerungen	71
5.	Zusammenfassung	72
6.	Abbildungsverzeichnis	74
7.	Tabellenverzeichnis	76
8.	Literaturverzeichnis	77
9.	Danksagung	85

Abkürzungsverzeichnis

CAD	Computer-aided Design
DIN EN ISO	Deutsches Institut für Normung, Europäische Norm, International Organization for Standardization
3D	dreidimensional
DGZMK	Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
E-Modul	Elastizitätsmodul
FE-Analyse	Finite-Elemente-Analyse
FEM	Finite-Elemente-Methode
FE-Modell	Finite-Elemente-Modell
μ -CT	Mikro-Computertomografie
MW	Mittelwert
SD	Standardabweichung
Tab.	Tabelle

1. Einleitung

1.1 Definition der Implantologie

Für die Deutsche Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) ist die enossale Implantologie "als wissenschaftlich anerkannte Therapie integraler Bestandteil der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde. Implantate sind künstliche Pfeiler, die zur Verankerung von Zahnersatz, Epithesen und kieferorthopädischen Behandlungsmitteln etc. eingesetzt werden." (DGZMK, 2005). Koeck und Wagner (2004) definierten die Implantologie in der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde als das Einbringen von alloplastischem oder xenogenem Material, um die Voraussetzungen für eine prothetische oder epithetische Versorgung zu schaffen oder die Rehabilitation funktionell und ästhetisch zu verbessern sowie die physiologischen Involutionsprozesse, wie Resorption und Funktionsreduktion, zu vermindern.

1.2 Implantatfunktion und -aufbau

Zahnverlust führt durch fehlende funktionelle Stimulation des Knochens zu dessen Atrophie und Reduktion der Alveolarkammhöhe und -breite (Tallgren et al., 1980). Die Aufgabe eines Implantats besteht darin, den verloren gegangenen Zahn funktionell zu ersetzen, langlebig und biokompatibel zu sein, das heißt den Gesamtorganismus nicht zu schädigen, die benachbarten Strukturen zu erhalten und somit die Inaktivitätsatrophie zu verhindern (Koeck und Wagner, 2004). Der Funktionalität eines Implantats geht der stabile Implantat-Knochenverbund voraus, welcher von Brånemark in den 80er Jahren erforscht wurde (Brånemark, 1983). Mit seinem Team erkannte er, dass lebender Knochen sich mit der Titanoxidschicht des Implantats, die sich unter atmosphärischen Bedingungen auf der Oberfläche eines Titanimplantats bildet, so stark verbinden kann, dass man die beiden Komponenten nur noch durch eine Fraktur wieder trennen könne. Er prägte den Begriff der Osseointegration, der einen Verankerungsmechanismus beschreibt, bei dem keine Bewegung zwischen Implantat und Knochen stattfindet und diese Verankerung allen normalen Belastungen standhält (Brånemark, 2001).

In den letzten Jahrzehnten haben sich die Implantatkonfiguration, die Oberflächenmodifikation und das Verbindungsdesign von dentalen Implantaten sehr entwickelt, mit dem Ziel, eine stabilere Verbindung zu erzeugen und dem breiter werdenden Anwendungsspektrum, zum Beispiel bei niedriger Knochendichte oder wenig Knochenangebot, gerecht zu werden (Byrne, 2014). Um die verschiedenen Konfigurationen und Designs genauer zu studieren, muss zunächst einmal der Aufbau eines Implantats anhand Abb.1 näher erläutert werden. Der enossale Anker, auch Implantatkörper genannt, ist der Teil, der die Zahnwurzel ersetzt und einen festen Verbund mit dem Knochen eingehen soll. Hierfür wurden in den letzten Jahren zahlreiche Implantatsysteme auf den Markt gebracht, deren Oberfläche auf viele verschiedene Weisen konditioniert ist (Ätzverfahren, Sandstrahlung, Titan-Plasma-/Hydroxylapatit-Beschichtung), um die Gesamtoberfläche und somit den Knochenverbund zu vergrößern (Cacaci et al., 2006). Weiterhin wird ein prothetischer Aufbaupfosten, auch Abutment genannt, benötigt, um die Suprakonstruktion (Krone, Brücke, u.a.) mittels einer Abutmentschraube stabil und fest mit dem Implantat zu verbinden. Alle Komponenten zusammen genommen ergeben den sogenannten Implantat-Abutment-Komplex.

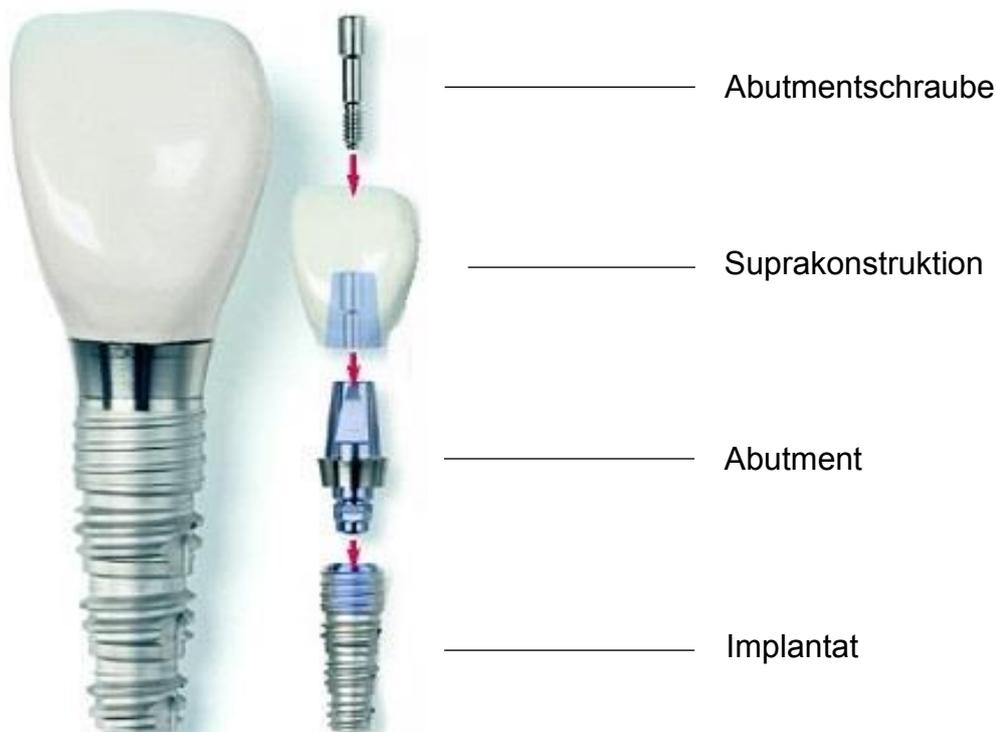


Abbildung 1: Aufbau eines zweiteiligen Implantats. Das Abutment wird in das Implantat gesteckt und anschließend mit einer Schraube festgezogen, welches den Implantat-Abutment-Komplex ergibt (modifiziert nach BDIZ EDI, 2020).

1.3 Implantatformen

Man unterscheidet generell zwischen ein- und zweiteiligen Implantaten. Einteilige Implantate sind fest mit dem Abutment verbunden und werden demnach in einem Schritt in den Knochen eingebracht, sofort versorgt und belastet. Bei zweiteiligen Implantaten bestehen hingegen zwei Möglichkeiten:

Es kann in einem Schritt implantiert und mit Abutment und Suprakonstruktion versorgt werden. Das Implantat kann aber auch in einem ersten chirurgischen Schritt in den Knochen eingebracht werden und gedeckt und geschützt von äußerlichen Einflüssen ohne Belastung einheilen. Das Implantat wird später nach der Einheilzeit in einem zweiten chirurgischen Schritt freigelegt und dann mit Abutment und Suprakonstruktion versorgt. Die erste einphasige Methode eignet sich nur bei hinreichendem Knochenangebot, wo eine sofortige Primärstabilität des Implantats garantiert werden kann. Die zweiphasige Methode eignet sich besonders für Versorgungen mit wenig Knochenangebot oder geringer Knochendichte, bei denen eine gute Osseointegration des Implantats Voraussetzung für den Langzeiterfolg ist. Durch die sofortige Belastung und ungeschützte Einheilung, besonders in Verbindung mit umfangreichen Augmentationen oder bei geringer Restknochenhöhe, findet das einteilige Implantat häufig keine Verwendung mehr (Neumeyer und Hopmann, 2013). Ein weiterer Vorteil der zweiteiligen Implantate ist die individuelle Gestaltung des Abutments. Durch abgewinkelte Abutments können Implantate in unterschiedlichen Achsneigungen inseriert werden und die Einschubrichtung dementsprechend angepasst werden (s. Abb. 2). Dadurch resultiert für die zweiteiligen Implantat-Abutment-Komplexe ein höheres Anwendungsspektrum und eine weitere Verbreitung auf dem derzeitigen Markt (Zipprich et al., 2007).

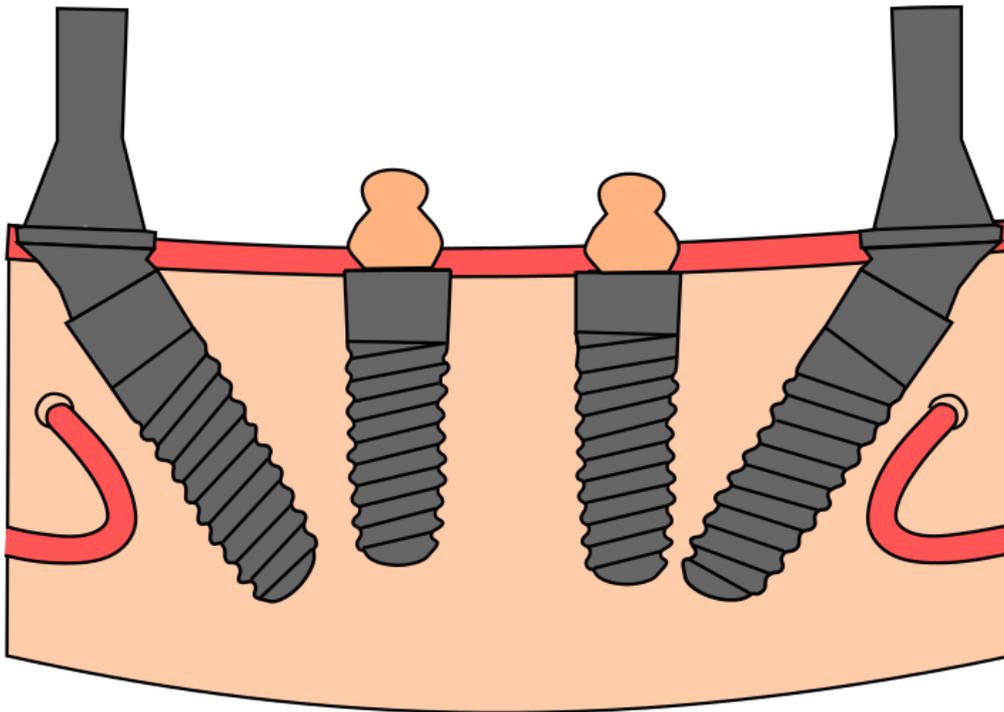


Abbildung 2: Darstellung von angulierten zweiteiligen Implantat-Abutment-Verbindungen (rechts und links) und geraden zweiteiligen Implantat-Abutment-Verbindungen (Mitte). Durch abgewinkelte Abutments können Implantate trotz Platzmangel durch anatomische Strukturen, wie z.B. dem Nervus mentalis, in unterschiedlichen Achsneigungen inseriert werden (modifiziert nach Bredent medical®, 2019).

1.4 Implantat-Abutment-Verbindungen

Aufgrund des breiten Anwendungsspektrums bieten Hersteller immer vielfältigere Verbindungsdesigns an. Zipprich et al. definierten folgende Anforderungen, die eine technisch und klinisch verlässliche Implantat-Abutment-Verbindung erfüllen sollte (Zipprich et al., 2007):

- einfache, fehlersichere Abutmentmontage,
- hochpräzise Passung,
- Rotationssicherung,
- hohe Festigkeit gegenüber extraaxialen Kräften,
- geringe Materialermüdung bei zyklischen Belastungen und
- ausbleibende Lockerung.

1.4.1 Externe vs. interne Implantat-Abutment-Verbindungen

Bei den Implantat-Abutment-Verbindungen wird zwischen externen und internen Verbindungen unterschieden. Bei externen Verbindungen, z.B. dem klassischen Brånemark-Implantat, liegt dem Implantat ein Sechskant auf, der eine Verankerung des Abutments ermöglicht, die Verbindungsfläche liegt also außerhalb des Implantatkörpers. Allerdings ist durch die geringe Höhe des Sechskants eine gute und stabile Verbindung nicht gegeben (Cacaci et al., 2006). Externe Verbindungen zeigten in Studien eine geringere Langlebigkeit und Bruchfestigkeit bei dynamischer Belastung als interne (Steinebrunner et al., 2008). Wie in Abb. 3 dargestellt, wird die Befestigungsschraube bei extraaxialen Kräften stark auf Biegung beansprucht und kann dadurch brechen (Richter, 2004).

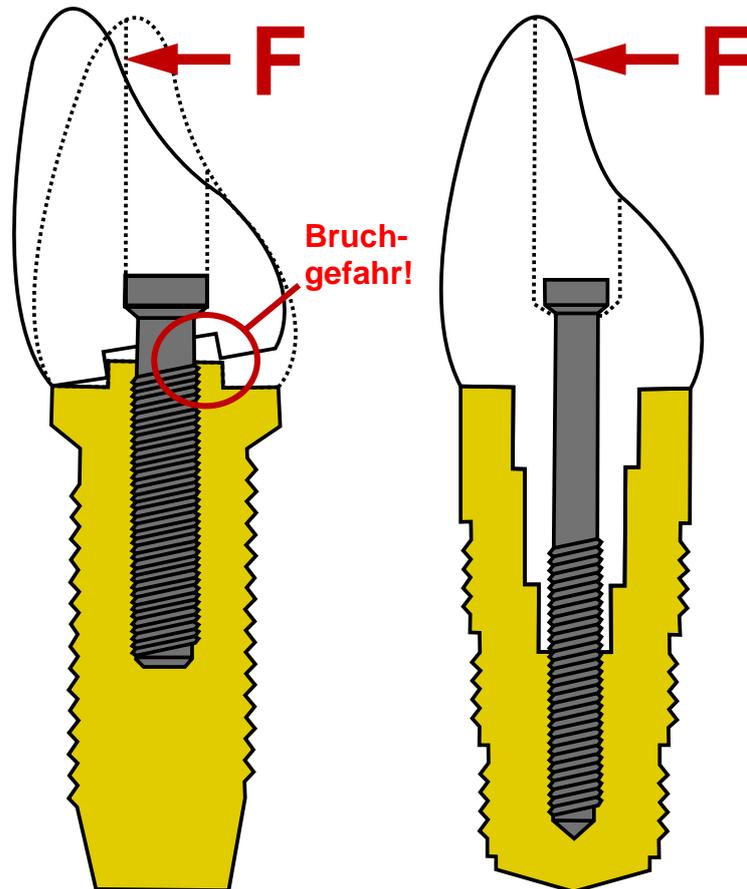


Abbildung 3: Externe (links) und interne (rechts) Implantat-Abutment-Verbindung im Vergleich. Aufgrund von limitierten Platzverhältnissen zeigen externe Verbindungen äußerst kurze Rotationssicherungen (aufliegender Sechskant). Bei Einwirkung einer extraaxialen Kraft F ist die Bruchgefahr der Schraube größer als bei der internen Verbindung, deren Verankerung ins Innere des Implantats verlagert wird und somit länger und stabiler gestaltet werden kann (modifiziert nach Richter, 2004).

1.4.2 Flache vs. konische Implantat-Abutment-Verbindungen

Bei internen Implantat-Abutment-Verbindungen liegt die Verbindungsfläche innen und kann somit länger gestaltet werden. Hier unterscheidet man wiederum zwischen flachen bzw. zylindrischen und konischen Verbindungen (s. Abb. 4). Bei beiden Verbindungen werden die Komponenten durch das Anziehen einer Verbindungsschraube an sich berührenden Oberflächen, auch Interfaceregionen genannt, mit Druck aufeinandergepresst. Um die Mechanik beider Verbindungen zu verstehen, muss zuerst der Begriff der Selbsthemmung näher erläutert werden. Diese beschreibt ein Ausbleiben von Verrutschen oder Verdrehen zwischen zwei Komponenten durch die untereinander wirkende Haftreibung, die durch Anpressen dieser entsteht. Diese Haftreibung kann durch äußere Kräfte überschritten werden, sodass die Selbsthemmung überwunden wird (Zipprich et al., 2007).

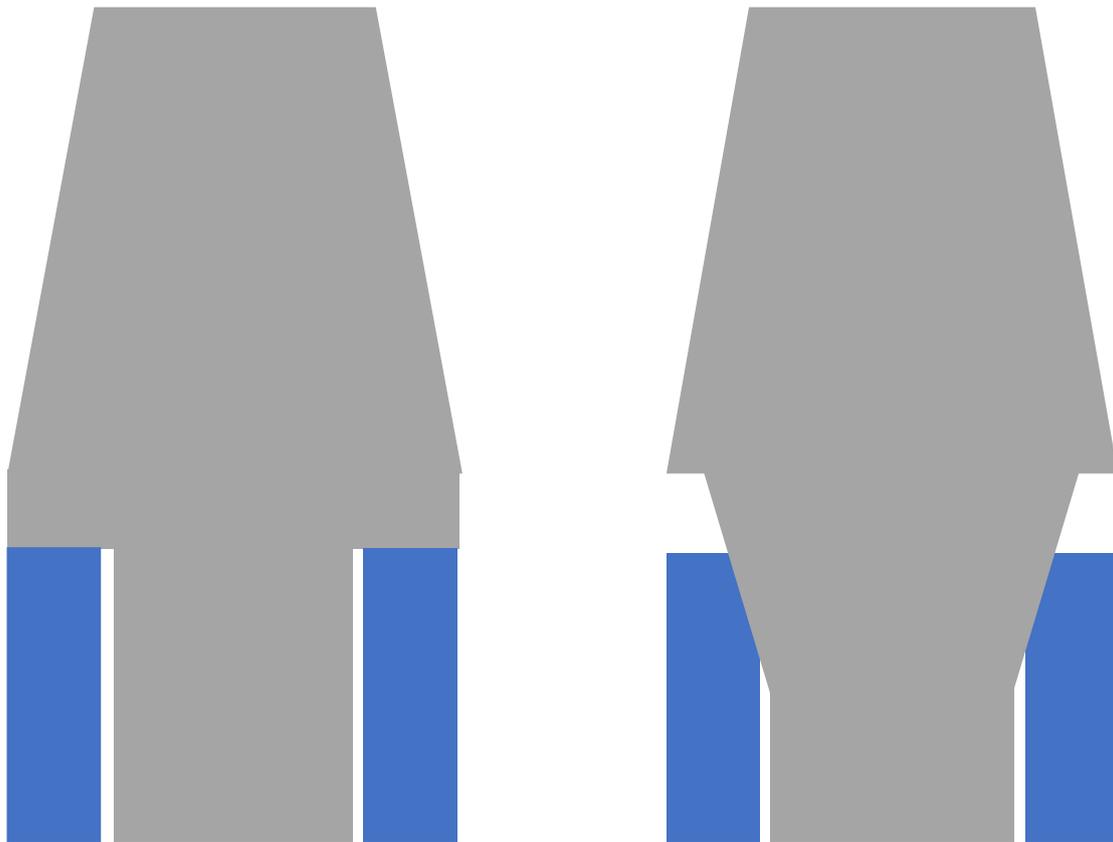


Abbildung 4: Schematische und vereinfachte Darstellung einer zylindrischen (links) und einer konischen (rechts) Implantat-Abutment-Verbindung mit Spielpassung ohne Schraube (grau: Abutment; blau: Anschnitt eines Implantats).

Geometrie, Reibungskoeffizienten der Komponenten und Anpresskraft haben Einfluss auf die Größe der Selbsthemmung (Zipprich et al., 2007). Bei zylindrischen Verbindungen liegt das Abutment flach der Implantatschulter auf (90° zur Verschraubung) und schließt am Rand bündig mit dem Implantat ab. Bei konischen Verbindungen liegen die schrägen Kontaktflächen des Abutments (Außenkonus) den schrägen Kontaktflächen des Implantats (Innenkonus) an. Der Winkel des Konus kann hierbei variieren (Strub et al., 2011).

1.4.3 Selbsthemmung

Bei dem Zusammenfügen eines zylindrischen parallelwandigen Abutments in das Implantat ist ein geringer Spalt notwendig, damit beide Komponenten reibungsfrei zusammengesetzt werden können. Bei der hier beschriebenen Stoßverbindung kann bei extraaxialer Krafteinwirkung eine Relativbewegung zwischen den verbundenen Komponenten auftreten (s. Abb. 5). Eine Selbsthemmung tritt hier nicht ein (Zipprich et al., 2007). Die beschriebene Konusverbindung zeichnet sich durch einen Außenkonus (am Abutment; Matrize) und einen Innenkonus (im Implantat; Matrize) aus, deren Einschubrichtung parallel zur Implantatachse verläuft. Durch das Anziehen der Verbindungsschraube wird das Abutment formschlüssig in das Implantat hineingepresst. Eine gleichmäßige elastische Dehnung des Materials, meist Titan, im Innenkonus tritt ein und der Fügospalt zwischen Implantat und Abutment schließt sich. Die Haftreibung zwischen beiden Komponenten wird durch die Rückstellkraft des gedehnten Titans erhalten. Trotz Entfernung der Verbindungsschraube würde die weiterhin wirkende Haftreibung eine Bewegung beider Komponenten verhindern. Bei der Konusverbindung liegt also eine Verbindung mit Selbsthemmung vor (Zipprich et al., 2007).

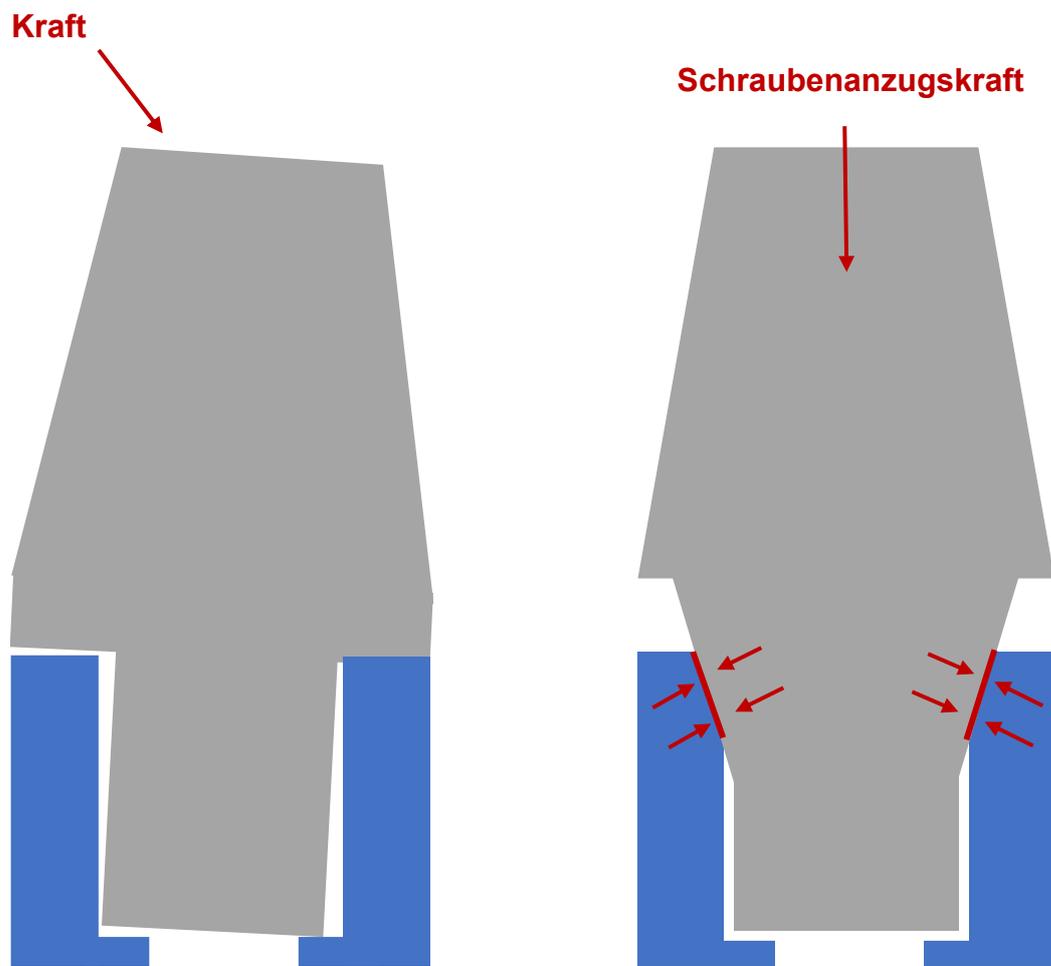


Abbildung 5: Extraaxiale Krafteinwirkung auf eine zylindrische Implantat-Abutment-Verbindung mit Relativbewegung (links). Eine Selbsthemmung tritt hier nicht ein, anders als bei der konischen Implantat-Abutment-Verbindung (rechts), bei der die Schraubenanzugskraft das Abutment in das Implantat klemmt und letztlich eine Selbsthemmung auslöst.

1.4.4 Rotationssicherung

Eine weitere Differenzierung bezüglich der Implantat-Abutment-Verbindungen kann zwischen Verbindungen mit und ohne Rotationssicherung getroffen werden. Rotationssicherungen, auch Index genannt, haben die Aufgabe der Verkantung des Abutments im Implantatkörper, welches vor allem bei Einzelkronen von Bedeutung ist, um Drehungen der Restauration in der Rotationsachse zu verhindern (Strub et al., 2011).

Bei vielen Herstellern wurde in der Vergangenheit ein Sechskant als rotationssicherndes Element gewählt (Richter, 2004). Dieser kann außen am Implantat (externe Implantat-Abutment-Verbindung) oder tief im Implantat liegen (interne Implantat-Abutment-Verbindung, Richter, 2004). Wie oben bereits erwähnt, bedarf es zur reibungsfreien Fügung der Komponenten eines gewissen Spiels, so auch im Bereich der Rotationssicherung. Durch eine exzentrische Belastung des Abutments und folglich seiner Rotation entsteht ein Verdrehwinkel α zwischen dem Indexbereich im Implantat und dem des Abutments (s. Abb. 6). Dieser konnte allerdings in den letzten Jahren durch verringerte Fertigungstoleranzen verkleinert werden. So beträgt der Verdrehwinkel heutzutage bei den meisten Herstellern, wie z.B. Camlog[®], nur noch $0,5 - 1,0^\circ$ (Richter, 2004).

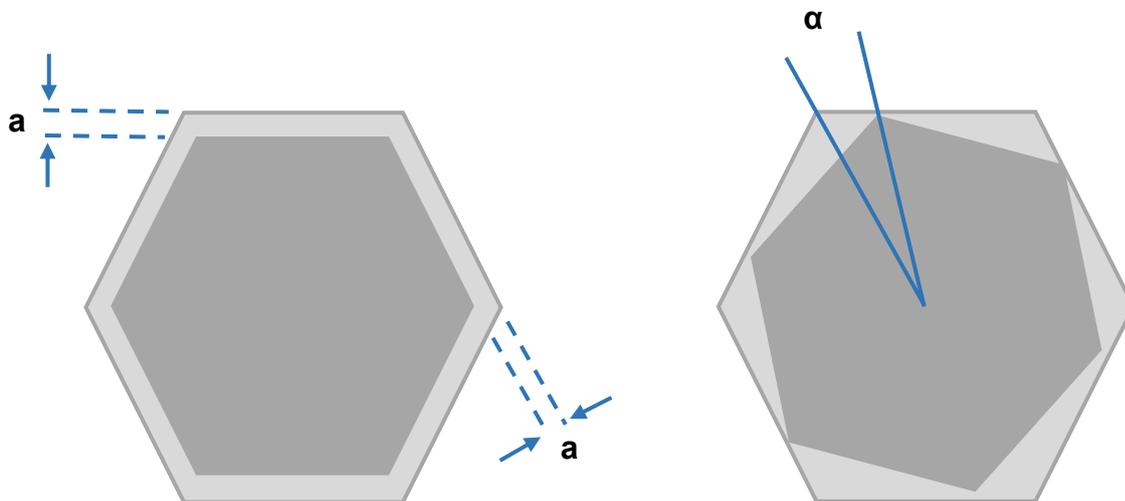


Abbildung 6: Ansicht einer hexagonalen Rotationssicherung (Sechskant) als Querschnitt. Der Betrag des Spiels a zwischen Innen- und Außensechskant ist mit ausschlaggebend für die Größe des Rotationswinkels α , um den sich das Abutment bei extraaxialer Belastung verdrehen kann (modifiziert nach Richter, 2004).

Immer mehr Hersteller variieren ihre Indexformen, um eine noch bessere Rotationsstabilität, ein stärkeres Verkanten und einen kleineren Verdrehwinkel zu erzeugen. Diese Formen können wie oben erwähnt hexagonale aber auch oktagonale, tube-in-tube, torx und andere Geometrien haben (Richter, 2004).

Abbildungen 7-9 zeigen Beispiele von verschiedenen Formen von Rotationssicherungen, die die jeweiligen Hersteller mit ihrer besonderen Funktionalität bewerben.

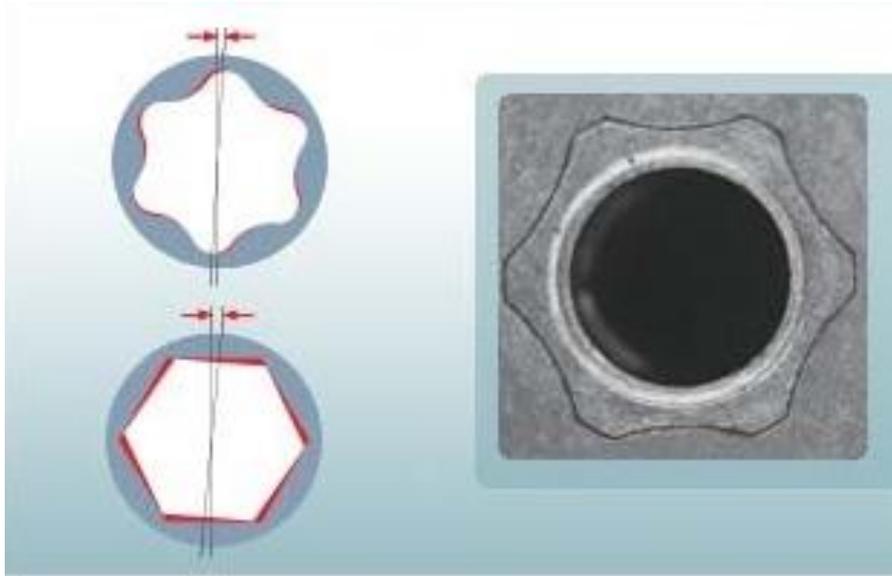


Abbildung 7: Torx®-Index der Fa. Bredent medical®. Dargestellt ist hier im Vergleich ein hexagonaler Index gegenüber dem Torx®-Index, bei dem es, laut Herstellerangaben, zu einem kleineren Verdrehwinkel kommt (Bredent medical®, 2020).



Abbildung 8: Tube-in-Tube®-Verbindung mit drei Nuten/ Nocken der Fa. Camlog®. Links ist das Implantat mit seiner Geometrie zu sehen. Die drei Nocken des Camlog®-Abutments (rechts) greifen in die dafür vorgesehenen Aussparungen im Implantatinneren (Camlog®, 2020).

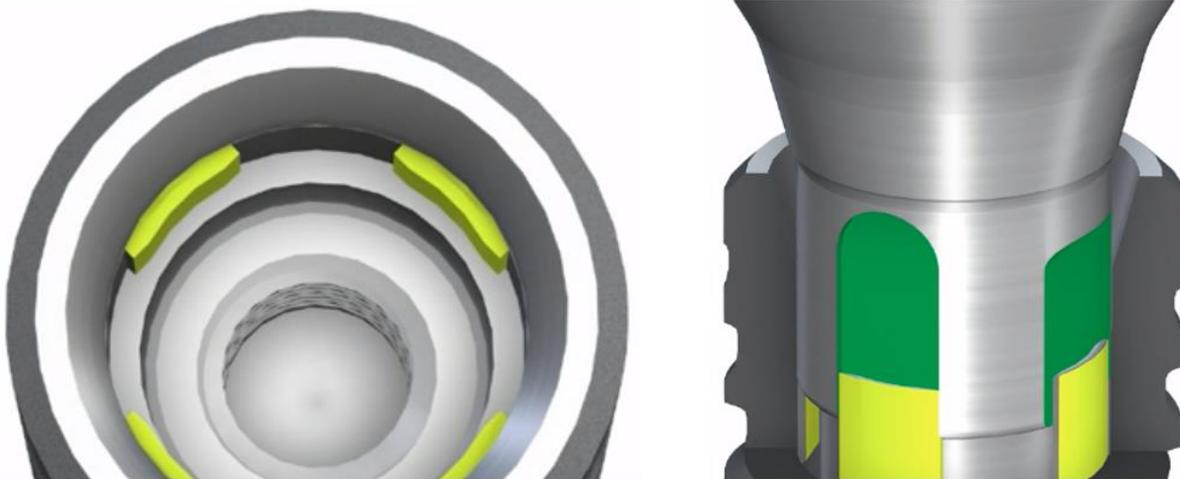


Abbildung 9: Straumann® CrossFit-Verbindung. Links zu sehen das Implantat mit vier im 90°-Winkel zueinander ausgerichteten Nuten, rechts Anschnitt des Implantats. Die grünen Flächen am Abutment stellen die Aussparungen dar. Die gelb markierten Nuten können somit bei richtiger Fügung in die grünen Aussparungen bzw. negativen Nuten greifen (modifiziert nach Straumann®, 2020).

1.5 Implantaterfolg

Karthik et al. (2013) beschäftigten sich mit den verschiedenen Kriterien für eine erfolgreiche Implantation, die von 1979 bis dato aufgestellt wurden. Früher wurde ein Implantationserfolg durch Immobilität und eine ausbleibende periimplatäre Aufhellung im Röntgenbild definiert. Heutzutage spielen noch zusätzliche Faktoren eine Rolle, wie Langlebigkeit, Knochenverlust, Zustand des Zahnfleisches, Taschentiefe, Folgen für benachbarte Zähne, Funktion, Ästhetik, Infektionen, Nervschädigungen und Patientenzufriedenheit. Nachfolgend werden die Hauptkriterien für einen Implantaterfolg näher erläutert:

- **Mobilität:** Ausschlaggebend ist hier die von Brånemark beschriebene Osseointegration. Ist ein Implantat fest mit dem Knochen verwachsen, ist es immobil und ergibt beim Klopfest mit einem Instrument einen hellen, harten Klopfeschall. Ist der Klopfeschall wiederum dumpf und weich und/oder das Implantat mobil, so ist das Implantat nicht osseointegriert, sondern von fibrösem Gewebe umgeben und es liegt somit ein Misserfolg vor (Karthik et al., 2013).

- Radiologische Kontrolle: Weist der das Implantat umgebende Knochen im Röntgenbild keine Aufhellung auf, sondern eine gleichmäßige Röntgenopazität, so kann man von einem Implantaterfolg sprechen (Karthik et al., 2013).
- Marginaler Knochenverlust: Adell et al. (1981) stellten in ihren Versuchen fest, dass der Knochenverlust für osseointegrierte Implantate im ersten Jahr bei 1,5 mm liegt und 0,1 mm in jedem weiteren Jahr beträgt. Dieser Betrag des Knochenverlusts wird allgemein akzeptiert und als Erfolg angesehen.
- Breite der befestigten Gingiva: Studien zeigten, dass eine verminderte Breite der befestigten Gingiva (unter 2 mm) am Implantat mit einem vermehrten Knochenabbau im unmittelbaren Zusammenhang steht (Bouri et al., 2008).
- Medizinische Faktoren: Rauchen, Diabetes Typ 2 und Parodontitis können sich negativ auf die Überlebensrate der Implantate auswirken, stellen aber keine Kontraindikation dar (Klokkevold et al., 2007).

1.6 Komplikationen nach Implantationen und Implantatverlust

Die Überlebensraten von Implantaten sind heutzutage sehr hoch. So kommt es, dass nur noch ca. 3-8 % aller Implantate versagen (Nguyen et al., 2018). Essentiell ist hierbei die von Brånemark beschriebene Osseointegration. Ist das Implantat mobil, zeigt sich im Röntgenbild eine periimplantäre Aufhellung und das Implantatbett ist folglich entzündet, so ist das Implantat nicht eingehellt und man spricht von einem Implantatmisserfolg. Die Ursachen hierfür können biologisch oder mechanisch sein. Sie können unmittelbar nach der Implantation auftreten oder erst spät zum Versagen und letztlich zu einer Entfernung des Implantats führen (Behnecke und Behnecke, 2004).

Frühe Ursachen für einen Implantatverlust können sein (Jörn, 2016; Sakka et al., 2012):

- Rauchen,
- ungenügende Knochenqualität/ -quantität,
- Chemotherapie,
- systemische Erkrankungen,
- bakterielle Kontamination während der Implantation,
- Überhitzung des periimplantären Gewebes oder Trauma während der Implantation,
- ungünstige Belastungen bei Sofortimplantaten und
- fehlende Primärstabilität.

Sakka et al. (2012) beschrieben folgende Faktoren als mögliche späte Ursachen für einen Implantatverlust:

- Überbelastung des Implantats,
- Periimplantitis,
- suboptimales Implantatdesign oder
- unpassende prothetische Versorgungen.

Eine genauere Differenzierung der Spätkomplikationen bei implantatgetragenen Restaurationen nahmen Behnecke und Behnecke (2004) vor. Dies wird im nachfolgenden Kapitel genauer erläutert.

1.6.1 Biologische Komplikationen

Biologische Komplikationen treten dann auf, wenn der Organismus nicht fähig ist, die Integration des Implantats im Weichgewebe und/oder im knöchernen Implantatlager aufrecht zu erhalten. Das periimplantäre Weichgewebe kann sich infolgedessen entzündlich, rezessiv-atrophisch oder hyperplastisch verändern. Betrifft die entzündliche Veränderung nur die periimplantäre Mukosa, so bezeichnet man dies als Mukositis. Sie ist analog zur Gingivitis am natürlichen Zahn und entsteht hauptsächlich durch Plaqueakkumulation in-

folge mangelnder Mundhygiene aber auch durch systemische Erkrankungen oder vorübergehend verminderte Immunabwehr. Symptomatisch zeigen sich hier Entzündungszeichen, wie verstärkte Reiz-/Spontanblutung, seröse oder putride Sekrete, Schmerzen, Schwellung und Rötung. Betrifft die entzündliche Veränderung allerdings nicht mehr nur die Mukosa, sondern auch den periimplantären Knochen mit erhöhten Entzündungsparametern, wie erhöhte Sondierungstiefe, Blutung, Pus oder Mobilität, so spricht man von einer Periimplantitis. Sie ist analog zur Parodontitis am natürlichen Zahn und kennzeichnet sich hauptsächlich durch einen fortschreitenden Knochenabbau um das Implantat, der trichter-, schüssel- oder spaltförmig sein kann. Die Ätiopathogenese der Periimplantitis kann multifaktoriell sein. Eine pathogene Mikroflora, funktionelle Überlastung durch Para-funktionen und Bruxismus, Quantität und Qualität des Implantatlagers und die individuelle immunologische Antwort des Patienten können das Risiko der Entstehung einer Periimplantitis deutlich erhöhen (Behnecke und Behnecke, 2004).

1.6.2 Mechanische Komplikationen

Die häufigsten mechanischen Komplikationen sind nach Jung et al. (2012) Schraubenlockerungen (8,8 %), Retentionsverlust der Bauteile (4,1 %) und Fraktur bzw. Abplatzung der Verblendung an der Suprakonstruktion (3,5 %). Neben einer Überlastung der Konstruktion durch Bruxismus oder Para-funktionen können falsch gewählte Schraubenanzugs-momente, mangelhafte Passung der Implantatkomponenten sowie Mikrobewegungen zwischen den Komponenten zu Lockerungen oder sogar zu Frakturen dieser führen (Behnecke und Behnecke, 2004). Deshalb ist es essentiell, das vom Hersteller empfohlene Anzugsmoment mit einem Drehmomentschlüssel genau auf die Abutmentschraube zu übertragen. Weiterhin sollte auf eine präzise Passung der Komponenten, eine stabile Rotationssicherung und eine Implantat-Abutment-Verbindung mit möglichst wenig Beweglichkeit zwischen ihren Komponenten geachtet werden, um mechanische Komplikationen zu minimieren.

1.7 Mikropaltbildung zwischen Implantat und Abutment

Wie bereits beschrieben, unterscheidet man zwischen einer einteiligen kontinuierlichen Implantat-Abutment-Verbindung, bei der Abutment und Implantat ohne Spalt ineinander übergehen, und einer zweiteiligen zusammengefügtten Implantat-Abutment-Verbindung, bei der für ein reibungsloses Zusammenfügen der Komponenten ein gewisses Spiel im Inneren der Verbindung vorliegen muss und das Abutment durch Schraubenanzug angepresst wird (Zipprich et al., 2007). Die Nachteile der einteiligen Implantate überwiegen jedoch, wodurch die zweiteiligen Implantate einen Großteil des Marktes ausmachen und nun näher untersucht werden. Der Bereich, in dem sich Implantat und Abutment berühren und bei Schraubenanzug aneinandergespreßt werden, wird als Implantat-Abutment-Interface bezeichnet. Dieser Bereich ist durch seine Verbindung zur Mundhöhle mikrobiellen und mechanischen Belastungen ausgesetzt (Behnecke und Behnecke, 2004).

1.7.1. Microleakage

Wie in Kapitel 1.4 beschrieben, entsteht durch das vorhandene Spiel zwischen den Komponenten bei extraaxialer Belastung eine Relativbewegung des Abutments (s. Abb. 5). Infolgedessen kann sich abhängig von der Implantat-Abutment-Verbindung und der Rotationssicherung am Interface ein Mikropalt bilden, der ein Leck für Mikroorganismen darstellt. Die kleinsten Mikroorganismen der Mundhöhle haben einen Durchmesser von $0,1 \mu\text{m}$, somit reicht bereits diese Spaltgröße für die Passage von Bakterien in den Implantathohlraum (da Silva-Neto et al., 2012). Zahlreiche Studien befassten sich mit dem Thema des Microleakage am Implantat-Abutment-Interface. Steinebrunner et al. (2005) stellten fest, dass der Grad der Bakterienpenetration von der Passgenauigkeit zwischen Implantat und Abutment, der Mikrobewegung zwischen den Komponenten und dem angewandten Drehmoment abhängt. Zusätzlich wurden verschiedene Verbindungen, wie extern, intern zylindrisch und intern konisch getestet, um deren Einfluss auf das Microleakage zu untersuchen. Laut einer systematischen Übersichtsarbeit von Mishra et al. (2017) wurde in einem Großteil der Studien an allen Implantat-Abutment-Verbindungen eine bakterielle Besiedlung des Implantatinneren nachgewiesen. Konische Verbindungen

zeigten generell geringere Werte. Ebenfalls stieg das Microleakage bei dynamischen Belastungen im Gegensatz zu statischen Belastungen. Selbst bei einer Untersuchung ohne jegliche Belastung wurden Mikroorganismen an den Innenflächen der verschiedenen Verbindungstypen gefunden (do Nascimento et al., 2012). Somit ist keine zweiteilige Implantat-Abutment-Verbindung in der Lage, Bakterienpenetration gänzlich zu verhindern.

1.7.2 Folgen des Mikrospalts

Das zyklische Öffnen und Schließen des Mikrospalts durch dynamische Belastung wirkt als Pumpe für die im Implantatinneren befindliche Flüssigkeit mit Bakterien und deren Endotoxinen. Die Hohlräume des Implantats bieten Bakterien ideale Bedingungen für eine schnelle Vermehrung: Wärme, Feuchtigkeit und Schutz vor Reinigung oder antibakteriellen Mundspülungen. Das periimplantäre Gewebe wird somit ständig kontaminiert (Zipprich et al., 2007). Broggini et al. (2003) wiesen in ihren Untersuchungen ca. 0,5 mm koronal des Mikrospalts eine höhere Dichte an Entzündungszellen nach, die mit einem vermehrten periimplantären Knochenabbau einherging. Eine aktuelle Literaturübersicht fasst aus 83 Studien zusammen, dass Mikrospalt und Mikrobewegung eines Implantat-Abutment-Komplexes direkt oder indirekt zum Microleakage und mechanischen Schäden der Komponenten führen. Dadurch steige der Grad des Mikrospalts und der Mikrobewegung weiter und Knochenabbau bzw. Periimplantitis wären die Folgen (Liu et al., 2017). Weiterhin untersuchten Broggini et al. (2006) den Einfluss der Interfacelage (suprakrestal, krestal, subkrestal) und fanden dabei heraus, dass die Dichte an Entzündungszellen zunahm, je tiefer die Position des Implantat-Abutment-Interfaces im Knochen lag. In einer anderen Studie wurde der Knochenabbau von krestal und subkrestal inserierten Implantaten mit jeweils externer zylindrischer und interner konischer Implantat-Abutment-Verbindung verglichen und der vermehrte Knochenabbau um subkrestal gelegene Implantate verifiziert (Weng et al., 2011). Zusätzlich wurde mehr Knochenabbau an den externen Verbindungen festgestellt. Weng et al. schlossen daraus, dass verschiedene Mikrospaltkonfigurationen zu unterschiedlich hohem Knochenabbau führen können.

1.7.3 Platform-Switching

1991 kamen erstmalig Implantate mit breitem Durchmesser von 5,0 und 6,0 mm auf den Markt. Da aber passende prothetische Aufbauten noch nicht erhältlich waren, wurden diese mit den herkömmlichen Gingivaformern und Abutments von 4,1 mm Durchmesser versorgt. Laut Lazzara und Porter (2006) wurde durch diesen Zufall bei späteren Röntgenkontrollaufnahmen festgestellt, dass der erwartete initiale periimplantäre Knochenabbau bei Implantaten mit schmalere Abutment, Platform-Switching genannt, signifikant geringer ausfiel als bei Implantaten mit passendem Abutmentdurchmesser (Platform-Matching). Diese Beobachtung führte zu dem Schluss, dass die Verschiebung des Implantat-Abutment-Interfaces nach innen zur Implantatachse, weg von der äußeren Kante der Implantatplattform, sich positiv auf den Knochen auswirkt (Lazzara und Porter, 2006). Durch den nach innen verschobenen Mikrospace verschiebt sich das bakterielle Microleakage ebenfalls nach innen und kontaminiert den periimplantären Knochen nicht mehr in dem Maße wie bei einem Platform-Matching (s. Abb. 10). Jung et al. (2008) beobachteten ebenfalls weniger Knochenabbau an Implantaten mit Platform-Switching, inseriert in den Kieferknochen von Hunden, wobei Becker et al. (2007) keine signifikanten Unterschiede zwischen Platform-Switching und Platform-Matching in ähnlichen Tierversuchen nachweisen konnten.

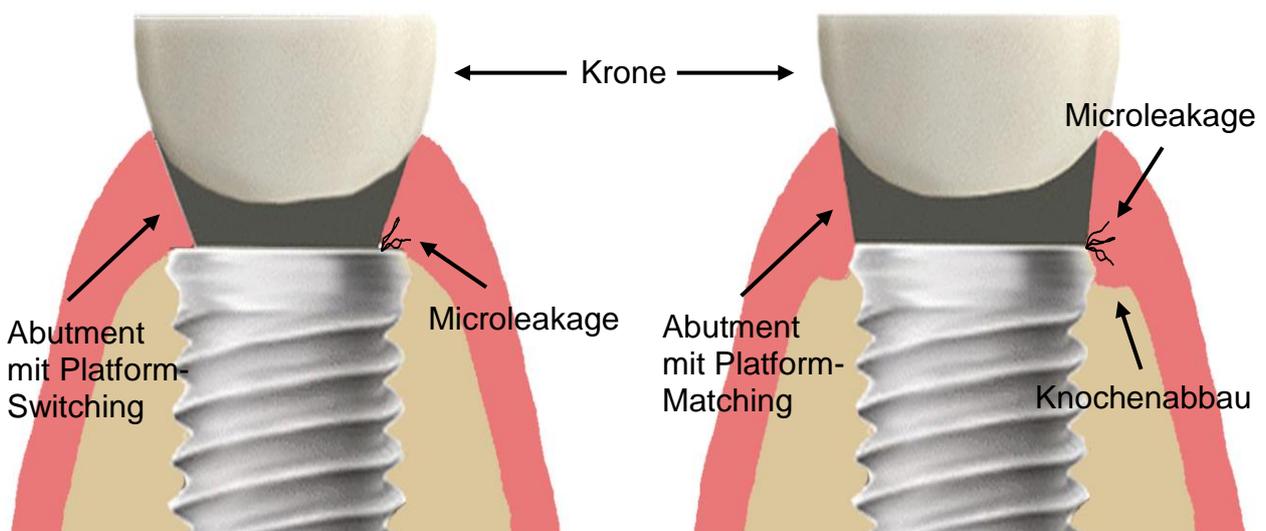


Abbildung 10: Links Platform-Switching; rechts Platform-Matching. Dargestellt ist hier die Lage des bakteriellen Microleakage verursacht durch den Mikrospace und seine Folgen für den periimplantären Knochen (modifiziert nach Implant Akademi, 2020).

Auch eine numerische Studie befasste sich mit dem Effekt des Platform-Switching. Mit Hilfe der Finite-Elemente-Methode wurden beide Plattformvarianten modelliert. Es wurde ein reduzierter Belastungsstress für den periimplantären Knochen bei Implantaten mit Platform-Switching nachgewiesen. Jedoch wurde auch eine nachteilige Spannungszunahme für Abutment und Schraube beobachtet (Maeda et al., 2007).

Ein reduzierter Durchmesser des Abutments im Gegensatz zum Implantatkörper ergibt zudem eine größere und bessere Anlagerung des Weichgewebes am Übergang von Implantatschulter zu Abutment. Obwohl histologische Biopsien des periimplantären Weichgewebes von beiden Plattformvarianten keine Unterschiede im Umfang von entzündetem Gewebe oder Kollagengehalt zeigten, geht man doch von anderen Weichgewebsvorgängen aus, wie der Ausbildung einer biologischen Breite, die verantwortlich sind für den geringeren Knochenabbau (Canullo et al., 2011). Eine Metaanalyse von Atieh et al. (2010) bestätigt ebenso den geringeren Knochenabbau an Implantaten mit Platform-Switching, Unterschiede in den Implantatverlusten zwischen beiden Plattformvarianten wurden jedoch nicht festgestellt. Im Rahmen dieser Studie wurde ebenfalls ein Mismatch, also die Differenz zwischen Implantat- und Abutmentdurchmesser, von mindestens 0,4 mm als vorteilhaft für die Erhaltung des periimplantären Knochens nachgewiesen. Guerra et al. (2014) beobachteten jedoch schon Unterschiede bei einem Mismatch von 0,3 und 0,35 mm. Ein großer Vorteil der internen Konusverbindungen ist, dass sie solch ein Platform-Switching bereits durch ihre fehlende Plattform aufweisen.

1.8 Bisherige Untersuchungen der Spaltgrößen und Mikrobewegungen

Wie zuvor beschrieben, ist das periimplantäre Gewebe und somit der Implantaterfolg abhängig von der bakteriellen Besiedlung und der Lage des Implantat-Abutment-Interfaces. Ebenso sind die Größe des Mikrospalts und die Mikrobewegungen des Abutments von großer Bedeutung für den weiteren Erfolg des Implantates, der Abutmentschraube und der Suprakonstruktion. Zahlreiche Wissenschaftler befassten sich mit der Messung des Mikrospalts und der Mikrobewegungen verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen sowie verschiedener Indexgeometrien. In den Versuchen von Hermann et al. (2001)

wurde der Einfluss der Mikrobeweglichkeit zwischen den Komponenten auf den periimplantären Knochen an Hunden untersucht. Die Hälfte der Abutments wurde mittels Abutmentschraube fixiert, die andere Hälfte der Abutments wurde mittels Laser an die Implantate geschweißt, um jegliche Bewegungen zu vermeiden. Außerdem wurden drei verschiedene Mikrospaltdimensionen von 10, 50 und 100 μm zwischen den Komponenten gewählt. Die Implantat-Abutment-Komplexe wurden nicht belastet. Nach drei Monaten zeigten die verschraubten, nicht verschweißten und beweglichen Implantat-Abutment-Komplexe einen höheren Knochenabbau als die verschweißten. Die Größe des Mikrospalts zeigte keinen Einfluss auf den Knochenabbau, woraus die Autoren schlussfolgerten, dass selbst bei hoch präzise gefertigten Komponenten mit Spaltgrößen von unter 10 μm , Mikrobewegungen zwischen Implantat und Abutment entstehen, die einen signifikant höheren Knochenabbau verursachen.

Weng et al. (2010) verglichen die periimplantäre Knochenmorphologie zwischen Implantatsystemen mit externer hexagonaler Verbindung und interner konischer Verbindung. Es zeigten sich keine Unterschiede im vertikalen Knochenniveau, allerdings wurden horizontal weitere und steilere Defekte bei den externen Verbindungen beobachtet, woraus man schließen kann, in Anlehnung an die Ergebnisse von Hermann et al. (2001), dass konische Verbindungen zu weniger Mikrobewegungen und somit zu weniger Knochenabbau führen. Auch in einer aktuellen Literaturübersicht ist ein besseres Materialverhalten bei konischen Verbindungen beschrieben (Candotto et al., 2019).

Zum besseren Vergleich dentaler Implantate mit unterschiedlichen Konstruktionen oder Größen eignet sich die DIN EN ISO 14801 (DIN e.V., 2017). Die dort beschriebene Prüfvorschrift wurde speziell zur Ermüdungsprüfung enossaler dentaler Implantate konzipiert. Die Implantate werden starr eingespannt, um 30° geneigt, mit vorgefertigten Abutments versorgt und anschließend 8 mm oberhalb der Implantatschulter belastet. Zipprich et al. (2007) prüften das mechanische Verhalten unterschiedlicher Implantat-Abutment-Verbindung in vitro in einem zweidimensionalen Kausimulator. Es wurden Kräfte von 50 N, 100 N, 150 N und 200 N im Abstand von 8 mm zur Implantatschulter und mit einer 30° -Neigung zur Implantatachse auf das Abutment angewendet, um nicht nur statische, sondern auch dynamische Belastungen zu untersuchen. Die Verbindungen wurden während der Belastung konstant geröntgt und von einer Digitalkamera, die 1000 Röntgenbilder pro Sekunde erfasste, abgefilmt, um auftretende Mikrobewegungen in Echtzeit qualitativ und quantitativ

erfassen zu können. Bei allen hier verwendeten Stoßverbindungen ohne Selbsthemmung traten bei Belastungen mit 200 N unter 30°-Neigung Mikrospalten von bis zu 36 µm auf. Man beobachtete sogar einen bleibenden Versatz der Komponenten, die dadurch nicht mehr exakt in ihre Ausgangsposition zurückgingen. Den konischen Verbindungen ließ sich in diesem Versuch kein Mikrospalt bzw. keine Mikrobewegung und kein bleibender Versatz nachweisen. Begründet wird dieses Ergebnis mit der Präzision der Konuspatrize und -matrize sowie einer adäquaten Dimensionierung der Konusverbindung und der daraus resultierenden Selbsthemmung.

Rack et al. (2010) testeten auf ähnliche Weise eine konische Implantat-Abutment-Verbindung mit Belastungen von 0 N, 30 N, 60 N und 100 N bei 90° zur Implantatachse und hielten dies röntgenologisch fest. Anders als bei der Studie von Zipprich et al. (2007) konnte hier bei allen applizierten Kräften ein Mikrospalt gemessen werden. Selbst ohne jegliche Krafteinwirkung (0 N) wurde bei der konischen Verbindung ein Mikrospalt von 1-4 µm nachgewiesen. Bei einer Belastung mit 100 N zeigte der Mikrospalt der konischen Verbindung eine nicht parallele Form. Am oberen Spaltende betrug die Spaltgröße 22 µm, am unteren etwa 15 µm. In einer Expertenmeinung bemängelten Bourauel und Keilig (2009) allerdings das bildgebende Verfahren. Die 2D-Bildgebung kann je nach Orientierung der Messobjekte und des Röntgendetektors Verzerrungen oder optische Verfälschungen verursachen, wodurch Mikrospalte kleiner erscheinen oder gar nicht erst nachweisbar sind.

Darum wurde in einigen Studien das Materialverhalten von Implantaten mittels 3D Finite-Elemente-Methode untersucht, bei der die Komponenten durch µ-CT oder CAD-Daten des Herstellers in einem Simulationsprogramm beliebig belastet und später frei von optischen Verzerrungen oder Auflösungsproblemen untersucht werden können.

1.9 Die Finite-Elemente-Methode

Die Finite-Elemente-Methode (FEM) ist ein numerisches, rechnerisches Simulationsverfahren, das zur Lösung physikalischer Probleme angewandt wird. Das Materialverhalten eines Körpers auf verschiedene Einflüsse kann somit näherungsweise bestimmt werden (Softguide®, 2020). Der zu untersuchende Körper wird hierzu in eine große Menge von

Bausteinen mit einfacher Geometrie und definiertem Materialverhalten, den sogenannten finiten Elementen, zerlegt. Dieser Prozess wird Diskretisierung genannt. Durch Verbindung dieser Elemente miteinander in bestimmten Knoten wird das eigentliche Finite-Elemente-Modell gebildet, nachfolgend FE-Modell genannt. Es ergibt sich dadurch eine Darstellung des Körpers als Netz. Je feinmaschiger das Netz und je mehr Elemente der Körper enthält, desto genauer, aber länger die Berechnung. Je nach Problemstellung können Strukturen aus verschiedenen Elementformen modelliert werden. Werden nun die Knoten der Elemente mit einer bestimmten Kraft belastet, resultieren je nach Materialeigenschaft, die man den Elementen zuordnen kann, und Größe der Kraft eine Verschiebung der Knotenpunkte und folglich Spannungen und Verformungen im belasteten Körper (Mathiak, 2007). Diese werden im Ergebnis grafisch dargestellt. Anschließend können Rückschlüsse auf das Materialverhalten gezogen werden.

1.10 Aktuelle numerische Untersuchungen von Implantat-Abutment-Verbindungen

Mit vier 3D-Modellen untersuchten Saidin et al. (2012) den Einfluss der verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen und der Form der Rotationssicherung auf den Mikropalt, die Mikrobeweglichkeit und Spannungsverteilung mittels Finite-Elemente-Methode. Sie konstruierten drei interne konische Verbindungstypen mit jeweils einer hexagonalen, einer oktagonalen und einer fehlenden Rotationssicherung. Das vierte Modell war eine zylindrische Verbindung mit einer "trilobe"-Rotationssicherung (drei Nuten). Diese zeigte auch die geringste Mikrobewegung bei einer extraaxialen Belastung von 100 N aufgrund ihres polygonalen Profils. Die Verbindung mit der fehlenden Rotationssicherung bewegte sich am meisten. Die Spannung im Abutment konzentrierte sich bei der "trilobe"-Verbindung an der aufliegenden Plattform, wo hingegen bei den konischen Verbindungen eine höhere aber gleichmäßige Spannungsverteilung entlang der Implantat-Abutment-Verbindung nachgewiesen wurde. Ebenso zeigte die "trilobe"-Verbindung die geringste Rotationsfreiheit, gefolgt von der hexagonalen und oktagonalen Verbindung.

Li et al. (2019) untersuchten die Aussagekraft und Genauigkeit von Finite-Elemente-Modellen im Vergleich zu In-vitro-Studien über Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-

Interface. Sie beschrieben eine positive Korrelation zwischen der Finite-Elemente-Analyse und den Ergebnissen der In-vitro-Studie. Infolgedessen sehen sie die Finite-Elemente-Methode als angemessene Untersuchung der Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface an. Auch He et al. (2019) verglichen eine experimentelle mit einer numerischen Untersuchung an belasteten Implantat-Abutment-Komplexen. Die mittels μ -CT ermittelten Ergebnisse stimmten mit denen der FE-Analyse überein. In einer weiteren vergleichenden Studie maßen Jörn et al. (2016) bei der μ -CT-Methode Spaltgrößen von bis zu 13 μm , die FE-Analyse zeigte Spaltgrößen bis zu 10 μm . Darüber hinaus kann die Finite-Elemente-Methode plastische Deformationen und Spannungsverteilungen eines Materials anzeigen und ist unabhängig von der Auflösung wie bei radiologischen Verfahren (Jörn et al., 2016). Wiest et al. (2018) beschrieben die hohen Kosten und limitierten Zugänge zu speziellen radiografischen Gerätschaften. Sie verglichen daher die Spaltwerte gemessen durch Synchrotronstrahlung mit denen der FE-Analyse und beschrieben sie als konsistent. Die Kongruenz zwischen FE-Analysen und In-vitro-Messungen im Mikrometerbereich unterstreicht die Validität und Relevanz der Finite-Elemente-Methode für die Untersuchungen des Mikrospalts und der Mikrobewegung am Implantat-Abutment-Interface (Wiest et al., 2018).

1.11 Kaukräfte

Die entstehenden Kräfte während des Kauvorgangs werden durch die Mechanorezeptoren des parodontalen Ligaments kontrolliert. Diese sind für die Schmerz- und Druckperzeption und das Tastempfinden zuständig. Das parodontale Ligament verteilt die auf den Zahn treffenden Kaukräfte auf den Alveolarknochen, wobei die flüssige Grundsubstanz und die Gefäße die aufkommenden Kräfte abpuffern können (Müller, 2012). Ein reduziertes Parodont kann die Funktion der Mechanorezeptoren schwächen, welches Auswirkungen auf das Kauverhalten hat (Koc et al., 2010). Williams et al. (1987) zeigten, dass die Sensorik bei Patienten mit einem gewissen Attachmentverlust beeinträchtigt war und dies in einer reduzierten Kontrolle der Kaukraft resultierte. Chong et al. (2016) maßen die durchschnittliche Kaukraft von männlichen bezahnten Patienten und ermittelten Kaukräfte bis zu 420,5 N bei älteren und 541,4 N bei jungen Patienten.

Andere Studien (Morneburg und Pröschel, 2002) ergaben eine durchschnittliche totale Kaukraft von 220 N, das Maximum betrug 450 N. Die Messungen für einzelne Abutments im Molarenbereich betragen durchschnittlich 129 N mit einem Maximum von 314 N. Nishigawa et al. (2001) untersuchten die nächtliche Kaukraft bei Bruxern im Schlaf. Der höchste gemessene Wert lag bei nahezu 800 N. Mit dem Verlust von Zähnen geht auch das parodontale Ligament und seine schützende mechanorezeptive Funktion verloren. Implantate bilden kein parodontales Ligament aus, folglich fehlt es ihnen an Taktilität. Hämmerle et al. (1995) maßen einen achtfachen Schwellenwert für die taktile Perzeption an Implantaten als an natürlichen Zähnen. So können Patienten extreme Kaukräfte entwickeln, die durch die Überlastung eine Implantatlockerung oder sogar einen Implantatverlust herbeiführen können (Flanagan, 2017).

1.12 Fragestellungen und Ziele

Wie in Kapitel 1.6 beschrieben, sind die häufigsten mechanischen Komplikationen bei Implantaten Abutmentschraubenlockerungen oder sogar Frakturen dieser, unter anderem verursacht durch Mikrobewegungen sowie Mikrospalten zwischen den Komponenten (Behnecke und Behnecke, 2004). Diese mechanischen Komplikationen haben auch biologische Folgen in Form von bakterieller Besiedlung am Implantat-Abutment-Interface und vermehrtem periimplantären Knochenabbau. Es ist also essentiell für den langfristigen Erfolg eines Implantates, Mikrobewegungen sowie Mikrospalten zwischen den Komponenten zu minimieren. Viele Hersteller variieren bereits ihre Implantatgeometrien und Rotationssicherungen, um diese zu minimieren. Auch befassten sich viele Studien damit, welche Implantat-Abutment-Verbindung nun die sicherste, stabilste und frei von Spalten und Bewegungen sei.

Im Rahmen einer Finite-Elemente-Analyse ist das Ziel dieser Arbeit, angelehnt an die DIN EN ISO 14801 (DIN e.V., 2016), verschiedene idealisierte Verbindungstypen mit verschiedenen Rotationssicherungen auf ihr mechanisches Verhalten unter simulierten Kaubelastungen bis zu 500 N zu untersuchen und den Einfluss der jeweiligen Parameter auf die Spaltbildung, die Mikrobeweglichkeit und die Spannungsverteilung zu bewerten.

Folgende Fragestellungen werden definiert:

- Weisen die verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen bzw. -geometrien Unterschiede in Bezug auf Spaltgröße, Bewegung und Spannungsverteilung auf?
- Haben die unterschiedlichen Rotationssicherungen Einfluss auf den Mikropalt und die Mikrobewegung des Abutments?
- Lassen sich aus den gewonnenen Ergebnissen klinische Empfehlungen ableiten?

2. Material und Methode

2.1 Ausgangsmodell

Um die in Kapitel 1.12 formulierten Fragen beantworten zu können, musste ein einheitliches Implantatdesign gewählt werden, bei dem man die zu testenden Parameter schnell und einfach verändern und deren Einfluss somit gut analysieren und vergleichen konnte. Bei kommerziellen Implantat-Abutment-Verbindungen wäre ein Vergleich von bestimmten Parametern, wie z.B. des Konuswinkels, nicht möglich gewesen, da andere Eigenschaften des Implantates nicht übereinstimmen und der Einfluss des zu untersuchenden Parameters nicht eindeutig festgelegt werden kann. Somit wurden die originalen CAD-Daten eines bekannten Implantatsystems gewählt, die der Oralmedizinischen Technologie der Universität Bonn aus vorhergehenden Untersuchungen bereits vorlagen. Diese wurden in das Programm MSC.Marc/Mentat von MSC Software Corporation (Santa Ana, Kalifornien, USA) in der Version von 2015 importiert und weiterverarbeitet.

Das Tiologic® Twinfit-Implantat der Firma Dentauro® (Ispringen) zeichnet sich, wie in Abb. 11 dargestellt, dadurch aus, dass durch das sogenannte "Abutment Switch" dasselbe Implantat mit zwei verschiedenen Anschlussgeometrien versorgt werden kann. Dentauro® benennt seine zwei Verbindungen "konisch" (in Detailansicht links) und "platform" (in Detailansicht rechts). Wichtig ist es hierbei festzuhalten, dass diese Plattformverbindung keine zylindrische Verbindung im herkömmlichen Sinne ist. Man beachte den oberen konischen angeschrägten Anteil des "platform"-Abutments (s. rechter Pfeil).

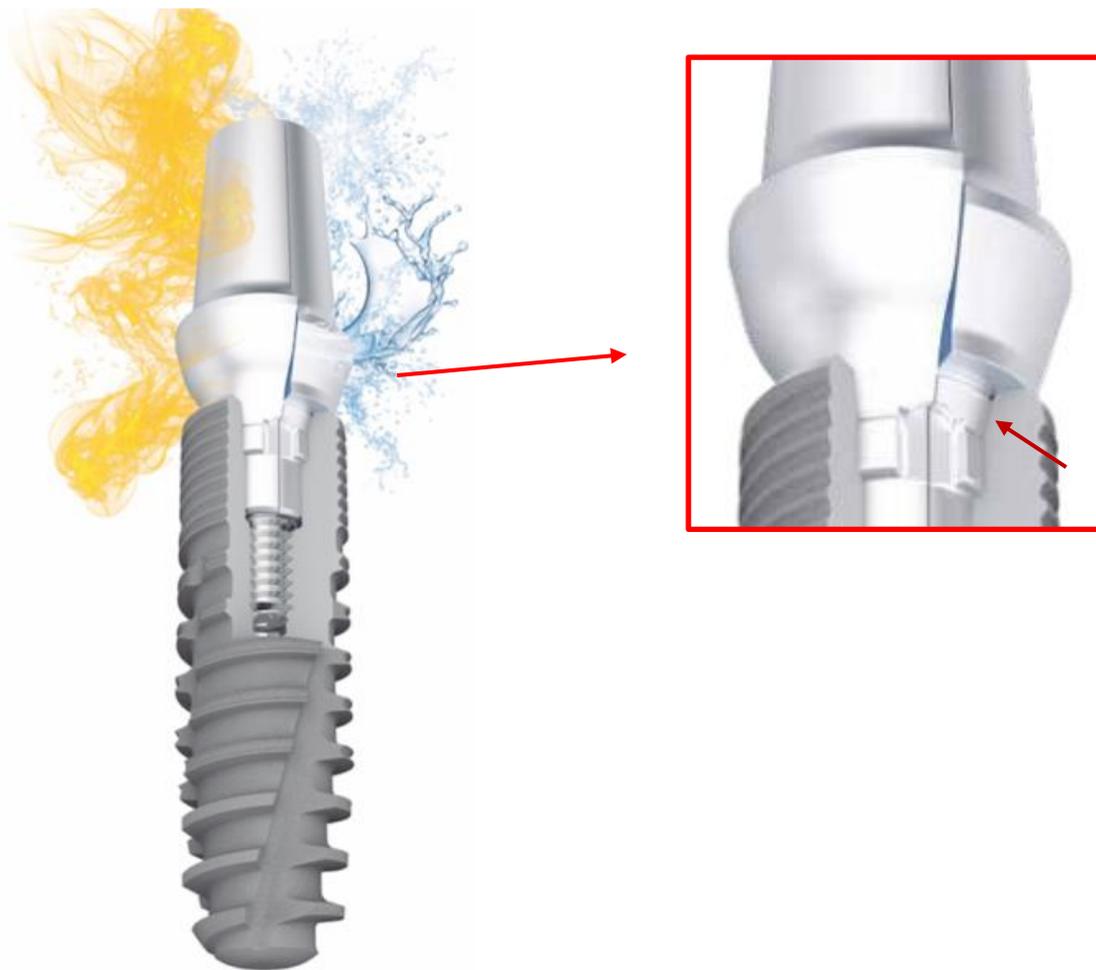


Abbildung 11: Darstellung eines Tiologic® Twinfit-Implantats in der Übersicht (links) und im Detail (rechts). Durch das sogenannte “Abutment Switch“ kann dasselbe Implantat mit zwei verschiedenen Anschlussgeometrien versorgt werden. Der rote Pfeil im Detailbild zeigt den Konus des “platform“-Abutments (modifiziert nach Dentaurum®, 2020).

Für die vorliegende Studie wurde das Implantat in 9 mm Länge und 3,7 mm Durchmesser gewählt. Die zwei Abutmentformen “platform“, nachfolgend flach genannt, und “konisch“ wurden genau vermessen, ebenso wie die innere Geometrie des Implantates. Beides wurde nachfolgend aus dem Modell gelöscht. Übrig blieb der äußere Aufbau des Implantats und die Abutmentschraube, welche der Einfachheit halber ohne Gewinde modelliert wurde. Im Anschluss wurden verschiedene Variationen der Verbindung idealisiert und modelliert. Zur Orientierung dienten die Maße der Tiologic®-Abutments. Die ermittelten Maße sind in Tab. 1 aufgelistet. Abb. 12 zeigt das originale Tiologic®-Design und die idealisierte Interface-Geometrie im Vergleich.

Tabelle 1: Darstellung der ermittelten Abmessungen der Tiologic®-Geometrie. Die Abutmenthöhe wurde ab Implantatschulter bis zum koronalem Ende des Abutments gemessen. Der Begriff der Konuslänge beschreibt hier die Länge der Kontaktfläche von Innen- und Außenkonus.

Abmessungen des Tiologic® Twinfit FE-Modells	
Implantatlänge	9,00 mm
Implantat- und Abutmentdurchmesser	3,70 mm
Abutmenthöhe	7,50 mm
Abutmentdurchmesser (unten)	2,00 mm
Konuslänge	0,50 mm
Indexlänge	1,10 mm
Indexdurchmesser	2,50 mm
Spiel im Bereich des Konus	0,00 mm
Spiel im Bereich des Index	0,05 mm
Konuswinkel	15°

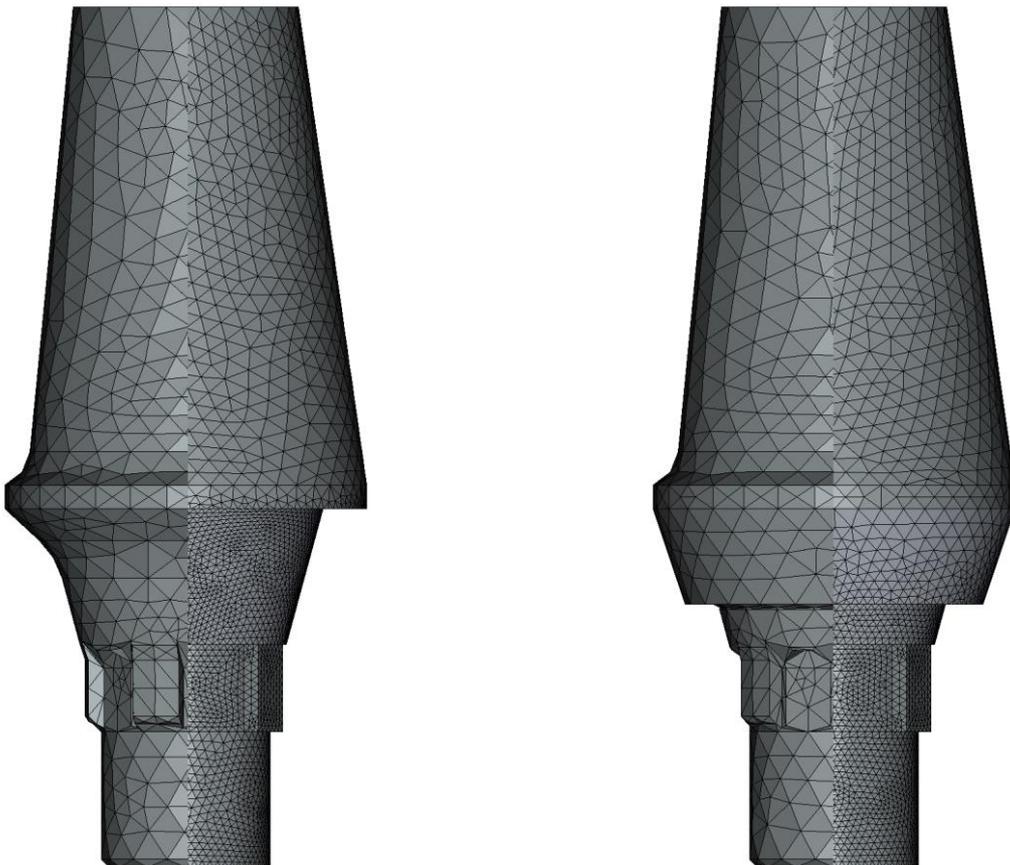
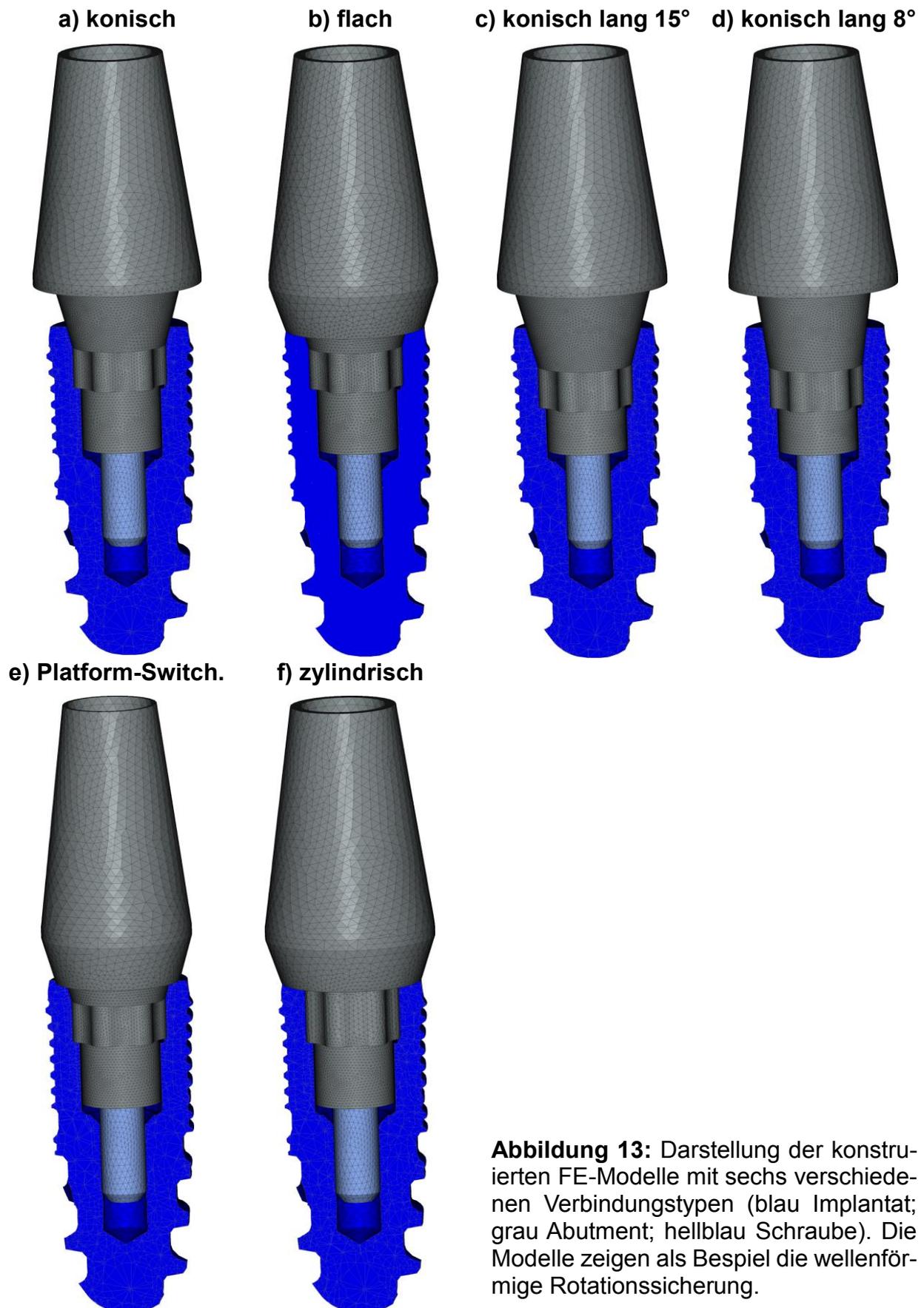


Abbildung 12: Die linke Hälfte des jeweiligen Bildes zeigt das originale FE-Modell des Tiologic®-Abutments, die rechte zeigt die innerhalb dieser Studie konstruierte idealisierte Abutmentform (links "konisch", rechts "platform", nachfolgend flach genannt).

2.2 Variation der Implantat-Abutment-Verbindung

Um das unterschiedliche Verhalten von flachen und konischen Implantat-Abutment-Verbindungen zu untersuchen, wurden anhand des Tiologic®-Ausgangsmodells neue idealisierte Geometrien für diese zwei Verbindungen konstruiert. Die Maße des Ausgangsmodells wurden übernommen, ebenso wie der kurze Konus an Implantat und Abutment, welcher es ermöglichte, beide Abutmentformen in nur einem Implantat zu montieren. Der Konus maß einen Winkel von 15° zur Implantatachse und eine Länge von 0,5 mm (s. Abb. 13a und 13b). Mit der Länge des Konus ist hier die Kontaktfläche von Innen- und Außenkonus gemeint. Bei näherer Betrachtung kommerzieller Implantat-Abutment-Verbindungen fiel auf, dass zunehmend mehr Hersteller ihre Konen länger als 0,5 mm und steiler als 15° favorisierten (Zipprich et al., 2007). Daraufhin wurden zusätzlich Modelle mit verlängertem 15° -Konus (1 mm Konuslänge) und verlängertem 8° -Konus konstruiert (s. Abb. 13c und 13d), um den Einfluss dieser Parameter auf den Mikropalt, die Mikrobeweglichkeit und die Spannungsverteilung ebenfalls zu untersuchen. Wie in Kapitel 1.7.3 beschrieben, erfreuen sich Implantat-Abutment-Verbindungen mit Platform-Switching aufgrund ihres verminderten periimplantären Knochenabbaus immer größerer Beliebtheit. In vielen In-vivo-Studien wurde der Einfluss des Platform-Switching auf Weichgewebe und Knochen untersucht, doch ist es auch essentiell, die mechanischen Auswirkungen einer verkleinerten Plattform zu kennen. Da konische Verbindungen ein Platform-Switching bereits systemimmanent aufweisen, wurde eine zusätzliche Flachverbindung mit Platform-Switching konstruiert. Hier wurde ein Abutment mit 3,3 mm Durchmesser und einem Mismatch, also die Differenz des Implantat- und Abutmentdurchmessers, von 0,4 mm modelliert (s. Abb. 13e).



Die in Abb. 13b konstruierte Flachverbindung weist einen kurzen Konus auf, wodurch sie aber klassischerweise weder als zylindrische noch als konische Implantat-Abutment-Verbindung bezeichnet werden darf. Viele Studien zielten darauf ab, die Unterschiede zwischen zylindrischen und konischen Verbindungen und ihre Spaltgrößen und Mikrobeweglichkeit zu untersuchen. Um die Ergebnisse besser mit anderen bisherigen Studien vergleichen zu können, wurde daraufhin ein weiteres Modell mit einer klassischen zylindrischen Verbindung modelliert (s. Abb. 13f).

2.3 Variation der Rotationssicherung

Wie in Kapitel 1.4.4 beschrieben und in Abb. 7-9 zu sehen, variieren Hersteller ihre Rotationssicherung, nachfolgend Index genannt, mit dem Ziel, eine Verdrehung der Komponenten gegeneinander zu verhindern bzw. zu minimieren und eine präzise Abutmentmontage durch zueinander passende Geometrien in Implantat und Abutment zu gewährleisten. Folglich wurden vier verschiedene Varianten des Index konstruiert, angelehnt an die gängigsten Indexformen auf dem Markt (s. Abb. 7-9), um den Einfluss auf den Mikrospalt und die Mikrobewegung zu untersuchen (s. Abb. 14).

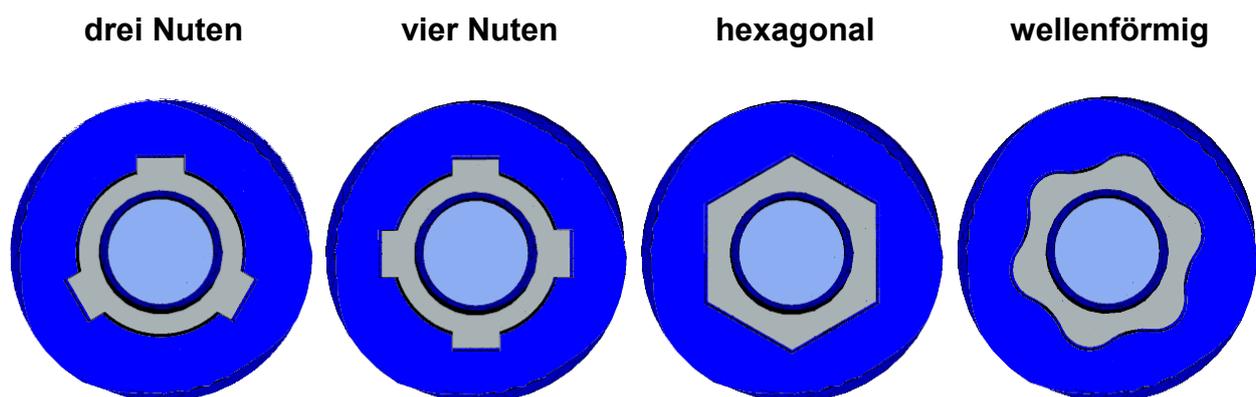


Abbildung 14: Darstellung der konstruierten Indexformen im Querschnitt (blau Implantat; grau Abutment; hellblau Schraube). Die linken beiden Indexformen zeichnen sich durch ihre rechtwinkligen Nuten aus. Der Einfluss der Anzahl der Rotationssicherungselemente und ihrer Anordnung sollte ebenfalls untersucht werden, weswegen zwei verschiedene Nutengeometrien konstruiert wurden. Eine zusätzliche hexagonale und eine abgerundete bzw. wellenförmige Indexform decken die gängigsten Varianten ab.

Nicht nur die Indexform ist von Interesse, sondern auch die Länge des Index. Gerade bei extraaxialen Belastungen und einem Abkippen des Abutments ist es essentiell, die Auswirkungen eines kurzen, im Gegensatz zu einem verlängerten, tiefer im Implantat verankerten Index festzuhalten. Somit wurden zwei zusätzliche FE-Modelle mit von 1,1 mm auf 1,5 mm verlängertem, tieferen Index für eine konische und eine flache Verbindung modelliert (s. Abb. 15).

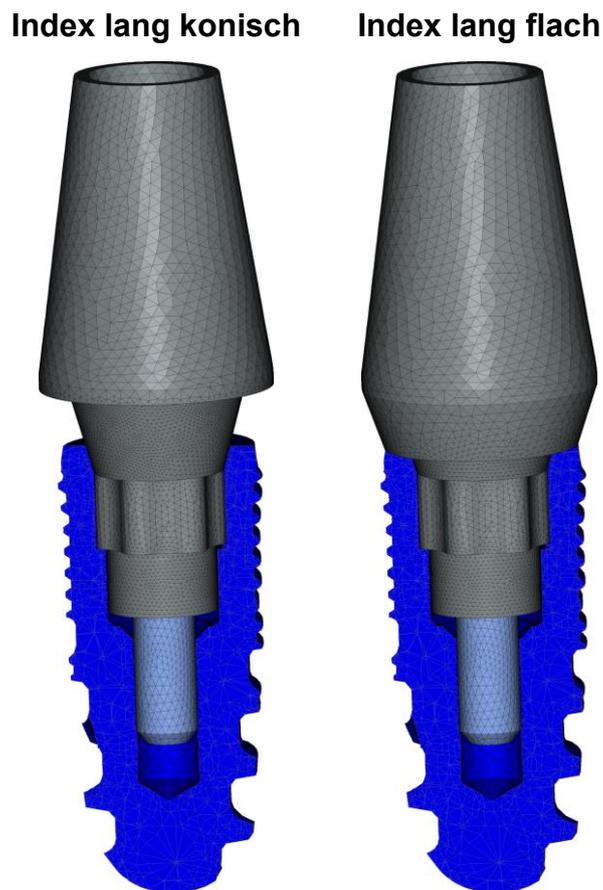


Abbildung 15: Darstellung der konstruierten FE-Modelle mit verlängertem, tiefer sitzenden Index (konisch und flach). Die Indexlänge wurde hierbei von 1,1 mm auf 1,6 mm nach apikal verlängert.

Zusammengefasst resultierten acht verschiedene Verbindungstypen mit je vier verschiedenen Indexformen (s. Tab. 2). Bei jedem Modell wurde jeweils nur ein Parameter geändert, was bei den Ergebnissen eine genaue Analyse dieses jeweiligen Parameters, geschützt vor anderen Einflüssen, ermöglichte.

Tabelle 2: Übersicht über die 32 konstruierten FE-Modelle mit ihren Abkürzungen.

Verbindung/Index	drei Nuten	vier Nuten	hexagonal	wellenförmig
konisch	kon-3	kon-4	kon-H	kon-W
flach	flach-3	flach-4	flach-H	flach-W
konisch lang 15°	konlang-3	konlang-4	konlang-H	konlang-W
konisch lang 8°	konsteil-3	konsteil-4	konsteil-H	konsteil-W
Platform-Switching	ps-3	ps-4	ps-H	ps-W
zylindrisch	zyl-3	zyl-4	zyl-H	zyl-W
Index lang konisch	Indexkon-3	Indexkon-4	Indexkon-H	Indexkon-W
Index lang flach	Indexflach-3	Indexflach-4	Indexflach-H	Indexflach-W

Alle fertig gestellten Modelle bestanden je nach Geometrie aus ca. 120.000-135.000 Elementen und ca. 28.000-33.000 Knoten. Die Gesamtelementzahl setzte sich aus ca. 50.000 Implantat-, 55.000 Abutment- und 22.000 Schraubenelementen zusammen. Im Kontaktbereich betrug die Elementkantenlänge 0,1 mm, um dort ein feinmaschiges Netz und eine genaue Simulation zu erreichen. Der restliche Bereich, wie z.B. die Außenhülle des Implantats oder der supragingivale Teil des Abutments, wurde mit einer Elementkantenlänge von 0,3 mm konstruiert, um die Gesamtanzahl der Elemente zu reduzieren und die Rechendauer weitestgehend zu verkürzen.

2.4 Spiel der Komponenten

Bei allen FE-Modellen wurde im Bereich des Index und des unteren Anteils des Abutments zwischen Implantatinnenseite und Abutmentaußenseite ein Spiel von 0,05 mm bzw. 50 µm gewählt. Diese Größen wurden anhand der CAD-Daten des Tiologic®-Ausgangsmodells ausgemessen und in den selbst konstruierten FE-Modellen übernommen. Zipprich et al. (2007) sagten zwar, dass durch die Selbsthemmung des Konus kein Spiel zwischen Außen- und Innenkonus notwendig sei, allerdings werden gewisse Fertigungstoleranzen

durch Produktionsungenauigkeiten angenommen, die hier in diesen Modellen auch beachtet wurden. Die Firma TRI® hat nach eigenen Angaben Fertigungstoleranzen von 6 µm, darum wurde im Bereich des Konus ein Spiel von 0,005 mm bzw. 5 µm modelliert. Angermair et al. (2020) beobachteten in ihren Versuchen ebenfalls einen Spalt im Größenbereich 0,15-9 µm zwischen den Komponenten von zylindrischen und konischen Implantat-Abutment-Verbindungen noch bevor eine Belastung stattfand. Deshalb wurde auch bei den flachen und zylindrischen Verbindungen zwischen der Implantatschulter und der Abutmentplattform ein Spalt von 0,01 mm bzw. 10 µm konstruiert, um gewisse Produktionsungenauigkeiten mit einzubeziehen, ein Zusammenfügen von Implantat und Abutment durch Schraubenanzug sicherzustellen und softwarebedingte Komplikationen, wie ungewolltes Durchdringen der Elemente zu vermeiden.

2.5 Erstellung der Simulationen

Nach DIN EN ISO 14801 (DIN e.V., 2016), einem Verfahren speziell konzipiert zur Ermüdungsprüfung enossaler dentaler Implantate, werden diese starr eingespannt, um 30° geneigt, mit Abutments versorgt und anschließend 8 mm oberhalb der Implantatschulter belastet. Zur besseren Vergleichbarkeit der Messergebnisse wurden die Versuche an den FE-Modellen in dieser Studie ebenfalls so konzipiert.

In den fertig konstruierten Modellen mussten nun Materialeigenschaften, Randbedingungen, Kraftangriffspunkte, Belastungen und zeitliche Abfolgen festgelegt werden. Alle Komponenten des Modells (Implantat, Abutment, Schraube) bestanden aus der Titanlegierung Grade 5 (Ti-6Al-4V). Die Materialeigenschaften wurden mittels E-Modul, Reibungskoeffizient, Querkontraktionszahl und Dehngrenze definiert (s. Tab. 3). Der E-Modul, auch Elastizitätsmodul, beschreibt den Zusammenhang zwischen Spannung und Dehnung bei der Verformung eines festen Körpers (Hiersig, 1995). Der Reibungskoeffizient ist eine Proportionalitätskonstante zwischen Reibungskraft und Normalkraft bei den Vorgängen der Gleitreibung, Haftreibung und Rollreibung. Er stellt den Widerstand dar, der bei einer Reibung zwischen den Reibpartnern überwunden werden muss, damit eine Bewegung eintreten kann (Kurzweil, 2002). Die Querkontraktionszahl beschreibt wiederum das Verhältnis der Quer- zur Längsverformung. Wird ein Material belastet, kann es sich elastisch

verlängern, welches wiederum Folgen auf den Durchmesser des Materials hat (Franke, 2019). Man unterscheidet zusätzlich zwischen elastischer und plastischer Verformung. Eine elastische Verformung tritt nur dann auf, wenn eine Spannung auf den Körper wirkt. Sie ist reversibel. Eine plastische Verformung hingegen bleibt auch nach Entfernen der Spannung im Körper bestehen und verformt diesen irreversibel (Hornbogen und Warlimont, 1967).

Tabelle 3: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der hier verwendeten Titanlegierung Titan Grade 5 (Ti-6Al-4V, Boyer et al., 1994).

Materialeigenschaften der Titanlegierung Ti-6Al-4V	
E-Modul	110 GPa
Reibungskoeffizient	0,2
Querkontraktionszahl	0,3
Dehngrenze	880 MPa

Die mögliche plastische Verformung der Komponenten wurde bei diesen Modellen aus softwarebedingten Gründen ausgeschaltet. Die Modelle konnten sich somit nur elastisch verformen. Das Implantat wurde mit einer Boundary Condition, d.h. Randbedingung, in allen drei Raumebenen verankert, um eine Eigenbewegung des Implantatkörpers zu verhindern und eine vollständige Osseointegration im Knochen zu simulieren (s. Abb. 16a). Im ersten Schritt wurde die Abutmentschraube mit 200 N in einem Kraftangriffspunkt belastet, der als Kraftverteiler an alle unteren Schraubenknoten fungiert. Die Schraubenanzugskraft von 200 N entspricht dabei einem Drehmoment von 35 Ncm (Hasan et al., 2015). Sie zog das Abutment somit an das Implantat fest. Alle drei Komponenten waren nun fest miteinander verbunden (s. Abb. 16b). In einem zweiten Schritt wurde die Situation erst einmal gehalten und der Kontaktparameter der Schraube zum Implantat von "touching" zu "glued" geändert, um ein Wiederhochschnellen der Schraube im nächsten Schritt zu verhindern und die Fixierung der Schraube im Innengewinde des Implantates zu simulieren.

Im dritten und letzten Schritt wurde der Kraftangriffspunkt des Abutments auf einer Höhe von 8 mm über der Implantatschulter und in einem Winkel von 30° zur Implantatachse mit 500 N belastet (Abb. 16c). Dieser letzte Schritt simulierte die dynamische Belastung des Implantats unter extremen Bedingungen, wie z.B. Bruxismus.

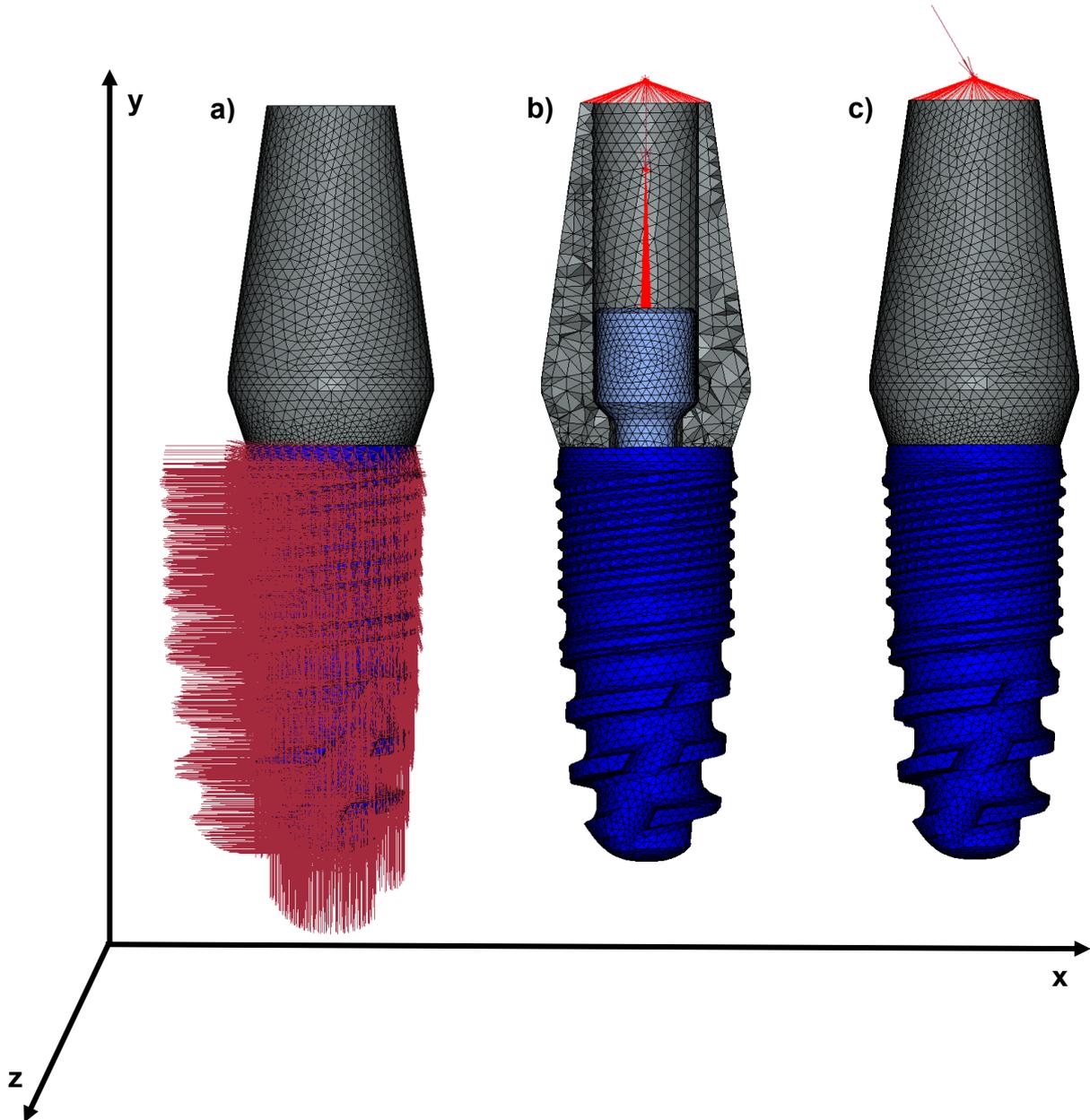


Abbildung 16: Ansicht der FE-Modelle mit ihren Einstellungen im Koordinatensystem.
 a) Boundary Condition: Verankerung des Implantates \rightarrow simuliert Osseointegration.
 b) Belastung der Schraube mit 200 N in Y \rightarrow simuliert Abutmentschraubenanzug mit 35 Ncm (hier Längsschnitt des Abutments).
 c) Belastung des Abutments mit 500 N 30° zur Implantatachse \rightarrow simuliert extreme Kaubelastungen.

2.6 Auswertung der Ergebnisse

Nach Beenden der Simulationen wurden die Ergebnisse im Postprozessor grafisch dargestellt. Zur Auswertung wurden Prozeduren geschrieben, die die gewünschten Daten extrahierten bzw. Screenshots anfertigten. Zur Vermessung des Mikrospalts wurde jedes Modell in einer Prozedur bei einer maximalen Belastung von 500 N längs halbiert, um eine bessere Einsicht zu gewähren. Anschließend wurden Screenshots angefertigt und in das Programm Paint Shop Pro importiert. Die breiteste Stelle des Mikrospalts auf der Kraftangriffsseite wurde in x-Achse auf Höhe der Implantatschulter in Pixelpunkten ausgemessen. Da die Breite der Implantatschulter im Modell bekannt war, wurde diese ebenfalls anhand von Pixelpunkten ausgemessen, sodass die Breite des Mikrospalts durch Dreisatz berechnet werden konnte. Die Mikrobeweglichkeit des Abutments wurde anhand der Positionsänderung des Kraftangriffspunkts (s. Abb. 17) bestimmt. Die Änderung seiner Position während und nach der Belastung wurde als Translation in X, Y und Z und als Rotation in X, Y und Z festgehalten.

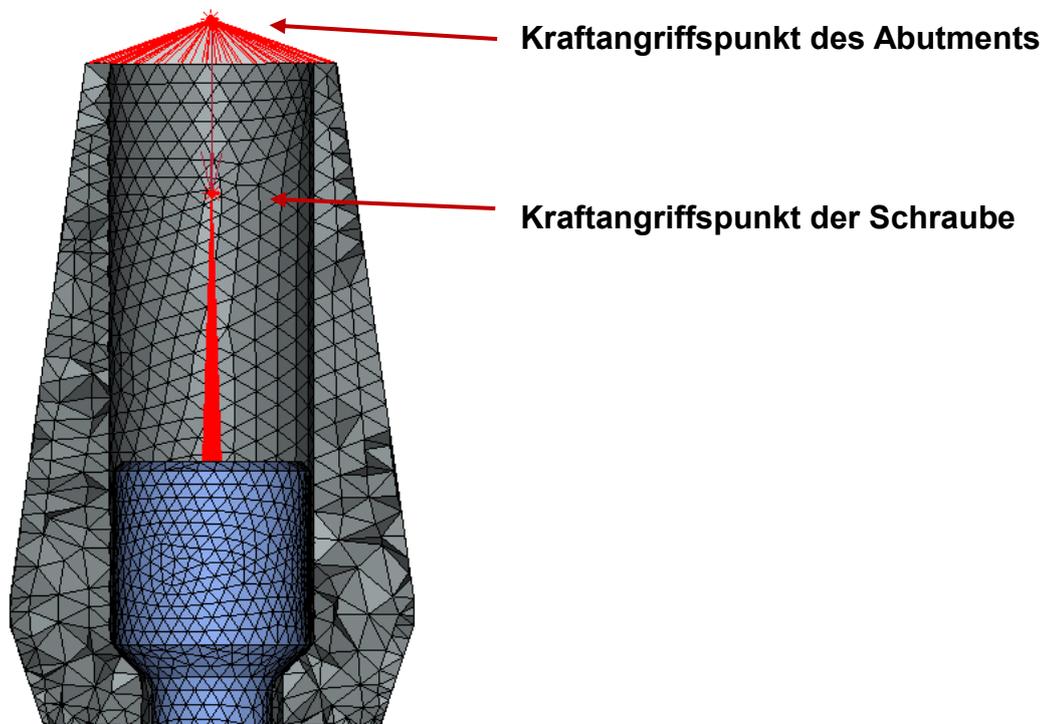


Abbildung 17: Ausschnitt des Abutments (Längsschnitt) mit Schraube. Die roten Pfeile markieren die jeweiligen Kraftangriffspunkte. Der Kraftangriffspunkt des Abutments diente als Referenzpunkt für die Messung der Mikrobewegung.

Zur Darstellung der Spannungsverteilung in den verschiedenen Geometrien wurde die Skala bis zu einer Spannung von 880 MPa begrenzt. Dabei entsprach der Wert von 880 MPa der Dehngrenze des hier verwendeten Titans Grade 5 (Boyer et al., 1994). Wird diese Grenze überschritten, kommt es zu einer bleibenden Deformation. Sind die Spannungen unterhalb dieses Wertes, so sind die resultierenden Deformationen elastisch und somit reversibel. Anhand der farblichen Kodierung der Skala konnte die Spannung in verschiedenen Bereichen der Modelle näherungsweise bestimmt und miteinander verglichen werden.

2.7 Statistische Auswertung

Um die verschiedenen Ergebnisse der einzelnen Simulationen statistisch miteinander vergleichen zu können und signifikante Unterschiede festzustellen, wurden für die beiden relevanten Parameter Mikrospaltbildung und Mikrobeweglichkeit gemäß Indexform und Verbindungsgeometrie Gruppen definiert:

- Mikrospaltbildung:
 - Indexform – 4 Gruppen (3 Nuten, 4 Nuten, hexagonal, wellenförmig)
 - Implantat-Abutment-Verbindung – 8 Gruppen (kon, flach, konlang, konsteil, ps, zyl, Indexkon, Indexflach)
- Mikrobeweglichkeit:
 - Indexform – 4 Gruppen (3 Nuten, 4 Nuten, hexagonal, wellenförmig)
 - Implantat-Abutment-Verbindung – 8 Gruppen (kon, flach, konlang, konsteil, ps, zyl, Indexkon, Indexflach)

Der Vergleich der Unterschiede zwischen den einzelnen Gruppen auf statistische Signifikanz wurde mittels ANOVA (mit post-hoc-Test nach Bonferroni) in SPSS 22.0 (IBM Deutschland GmbH, Ehningen, Deutschland) durchgeführt. Es wurde ein Signifikanzniveau von 0,05 angenommen.

3. Ergebnisse

Nach der grafischen Darstellung der Ergebnisse wurden alle 32 Modelle in den drei Bereichen Mikropalmbildung, Mikrobewegung und Spannungsverteilung ausgewertet.

3.1 Mikropalmbildung

Nach dem Anziehen der Abutmentschraube mit 200 N und der Belastung des Abutments in 30° zur Implantatachse mit 500 N war an allen 32 Modellen eine Spaltbildung auf Höhe der Implantatschulter zu erkennen. Wie in Abb. 18 ersichtlich, lief der Mikropalt am konischen Modell spitz zu. Das untere Ende des Außenkonus (Abutment) verschloss dabei den Spalt (s. rote Markierung). Auch bei allen anderen konischen Implantat-Abutment-Verbindungen wurde diese Spaltkonfiguration beobachtet.

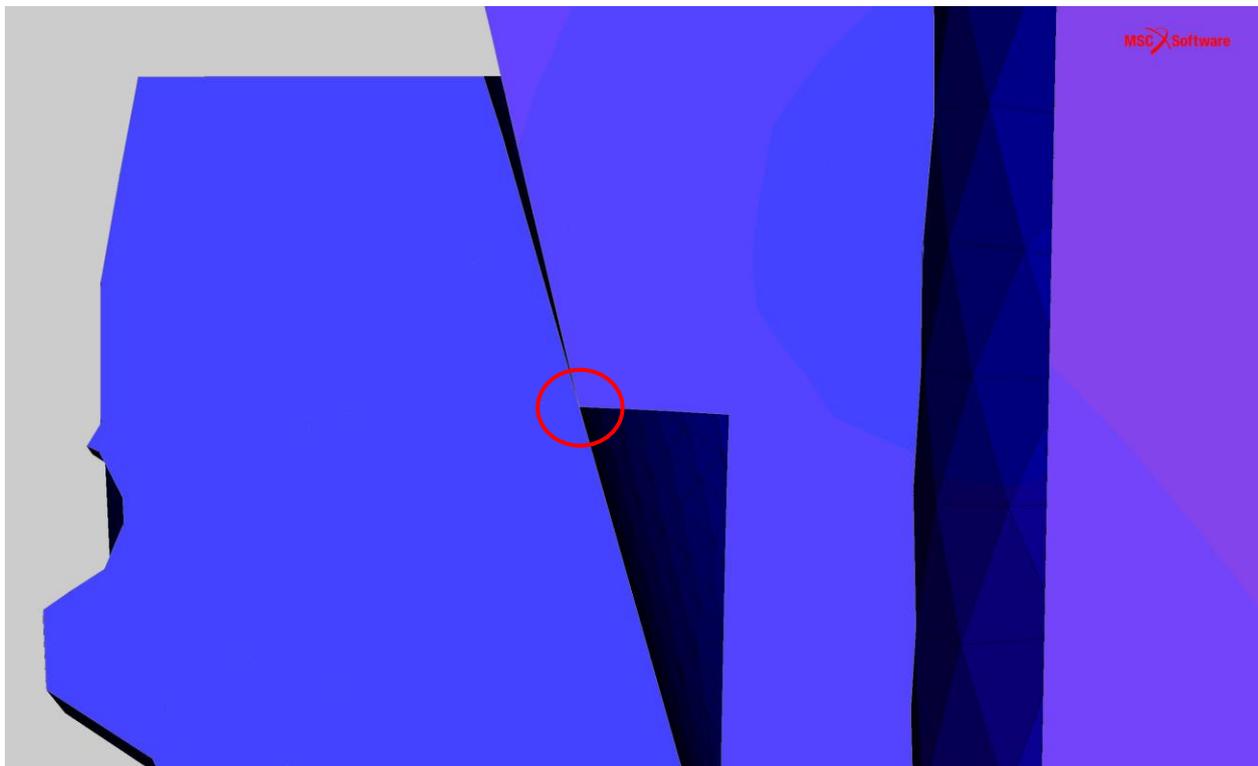


Abbildung 18: Darstellung des Mikropalms am Beispiel des FE-Modells "kon-3" im Längsschnitt (vergrößert um den Faktor 100). Der Bildausschnitt zeigt die oberen 1,3 mm ab Implantatschulter.

In Abb. 19 ist dagegen zu sehen, wie der Mikropalt am zylindrischen Modell fast parallel verlief und bis in den Bereich des Index offenblieb, welches auch bei allen anderen Flachverbindungen zu beobachten war.

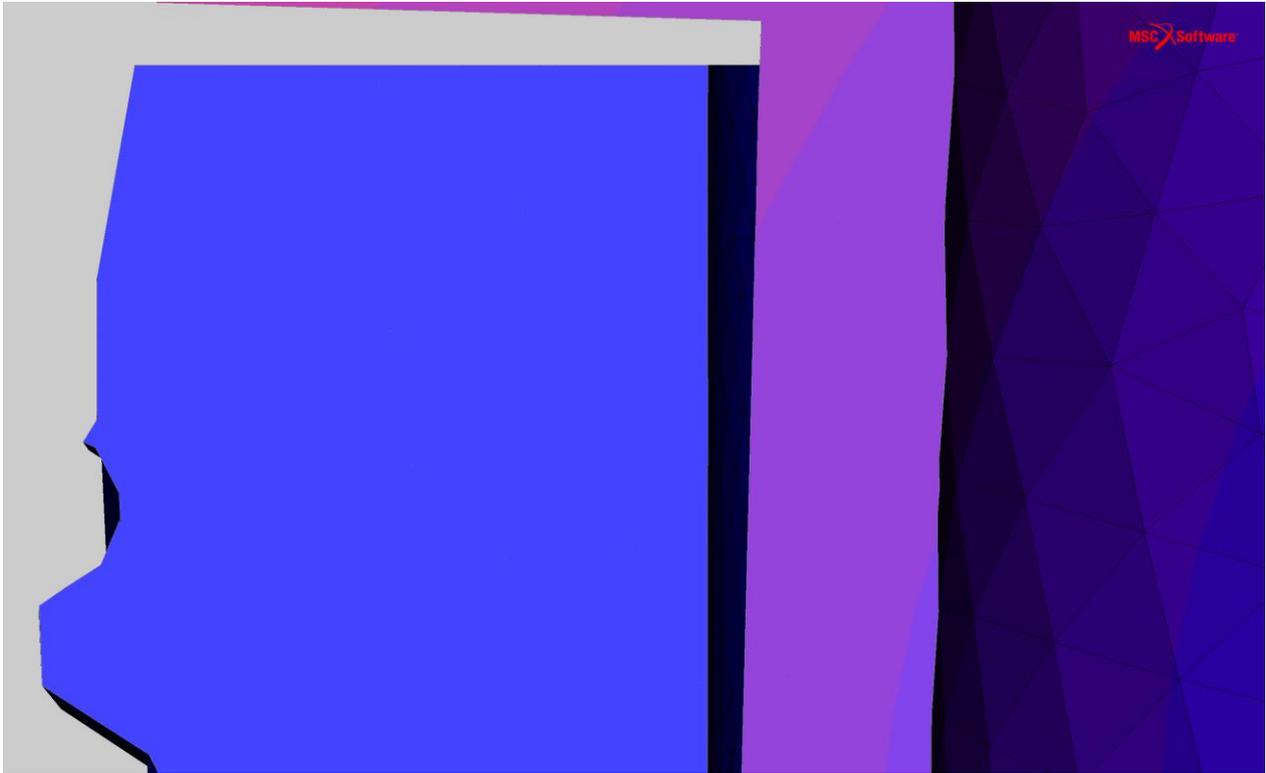


Abbildung 19: Darstellung des Mikropalts am Beispiel des Modells “zyl-3“ im Längsschnitt (vergrößert um den Faktor 100). Der Bildausschnitt zeigt die oberen 1,3 mm ab Implantatschulter.

Diese zwei verschiedenen Spaltkonfigurationen sind mit der unterschiedlichen Geometrie und ihrer Bewegung zu erklären. Durch die konische Form und die kongruenten Winkel des Innen- und Außenkonus drückte sich das Abutment beim Schraubenanzug nachweislich tiefer in das Implantat. Es wurde durch keine Plattform, wie bei einer Flachverbindung, gebremst. Bei der nachfolgenden Auslenkung durch die Belastung im 30°-Winkel traf das untere Ende des Außenkonus (Abutment) also “früher“ auf den Innenkonus (Implantat; s. Abb. 18, rote Markierung), da dieser durch seine Konizität nach unten hin schmaler wurde. Die verschiedenen Bewegungsmuster der unterschiedlichen Geometrien werden im nachfolgenden Abschnitt 3.2 nochmals im Detail beschrieben.

Abb. 20 zeigt mittels Vektoren den Betrag aller Bewegungen des konischen und des zylindrischen Abutments bei einer Belastung mit 500 N im 30°-Winkel zur Implantatachse. Wie anhand der Pfeilrichtungen ersichtlich, dominierte bei dem konischen FE-Modell die kippende Bewegung, die im Bereich des Interfaces zunahm. Aus diesem Grund traf der Außenkonus des Abutments mit seinem unteren Ende auf den Innenkonus des Implantats und resultierte in einer spitz zulaufenden Spaltkonfiguration (s. Abb. 18). Durch das tiefere Eindringen des konischen Abutments und seiner nach koronal hin breiter werdenden Form verkleinerte sich der Spalt an der Implantatschulter.

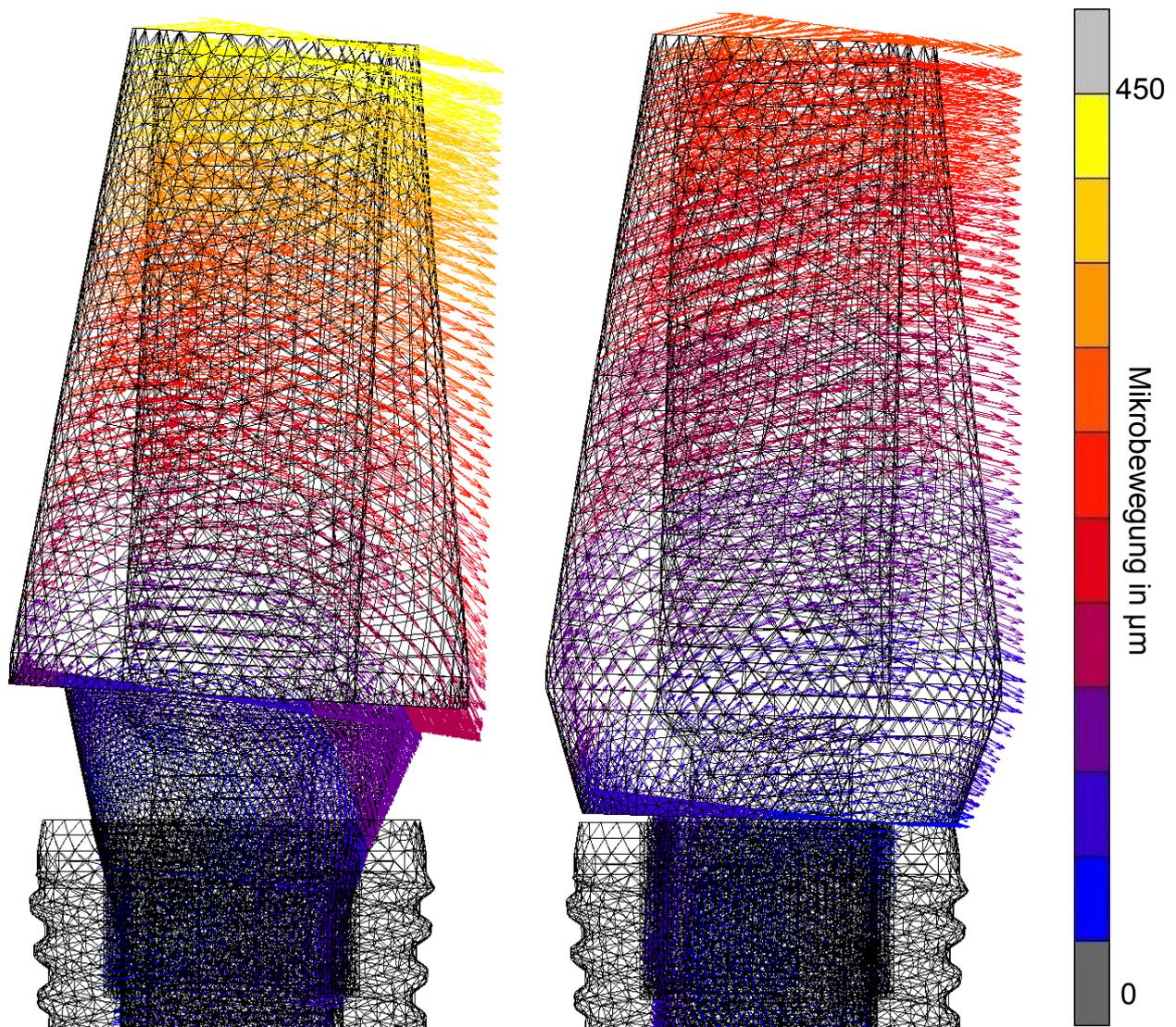


Abbildung 20: Darstellung der Gesamtbewegung des Abutments bei einer Belastung mit 500 N im 30°-Winkel zur Implantatachse am Beispiel der FE-Modelle “kon-3” (links) und “zyl-3” (rechts). Der Betrag der Bewegung wurde mittels farblicher Kodierung und Pfeillänge angezeigt. Je heller und länger der Pfeil, desto größer die Bewegung des jeweiligen Bereiches.

Das zylindrische FE-Modell zeigte dagegen eine Parallelverschiebung des Abutments als Folge der Abstützung auf der Implantatschulter. Der Spalt verlief somit ebenfalls nahezu parallel (s. Abb. 19) und zeigte aufgrund des ausbleibenden Eindrückens des Abutments größere Spaltwerte als bei der konischen Verbindung.

Wie Abb. 21 zu entnehmen ist, lagen die Breiten des Mikrospalts zwischen 20,0 μm ("Indexkon-W") und 88,4 μm ("zyl-H" und "zyl-W"). Die konische Implantat-Abutment-Verbindung mit verlängertem, wellenförmigen Index zeigte hier die geringste Spaltbildung, die zylindrische mit hexagonalem und mit wellenförmigen Index dagegen die größte. Schaut man sich die Werte aller konischen Verbindungen genauer an, sind nur geringfügige Unterschiede zu erkennen. Generell ist festzustellen, dass der verlängerte Konus "konlang" und der steilere Konus "konsteil" sich nur geringfügig auf die Größe des Mikrospalts auswirkten, ebenso wie der verlängerte Index "Indexkon". Die Flachverbindungen "flach", "ps" und "Indexflach" zeigten zwar in absoluten Zahlen einen nur 6-10 μm breiteren Mikrospalt als die konischen Implantat-Abutment-Verbindungen, relativ gesehen jedoch ergab dies einen mehr als um ein Drittel (36%) breiteren Spalt (konische Verbindungen im Durchschnitt 22,4 μm ; flache im Durchschnitt 30,5 μm). Die zylindrische Verbindung stellte hier eine Ausnahme dar. Sie zeigte einen Mikrospalt zwischen 67 und 88 μm mit den größten Werten bei der hexagonalen und wellenförmigen Geometrie.

Bei näherer Betrachtung der Spaltwerte in Abb. 21 für die Geometrien "flach", "konlang" und "konsteil" war eine leichte Tendenz zu erkennen. Der Index mit vier Nuten hatte hier den kleinsten Spalt, der hexagonale und wellenförmige Index den größten. Bei den übrigen Geometrien "kon", "ps", "Indexkon" und "Indexflach" war die Mikrospaltbreite bei allen Indexformen nahezu gleich. Die orangenen und grünen Säulen zeigen die unteren Spaltwerte der verschiedenen Geometrien, bei den konischen und flachen Verbindungen gemessen am unteren Konusrand des Abutments (s. Abb. 18 rote Markierung). Da bei der zylindrischen Verbindung der Spalt bis in den Bereich des Index offenblieb, wurde die untere Spaltbildung hier am unteren Bildrand gemessen (s. Abb. 19). Wie in Abb. 20 zu erkennen ist, dominierte bei den konischen Verbindungen eine abkippende Bewegung des Abutments mit einem tieferen Eindrücken in das Implantat. Es resultierte eine spitz zulaufende Spaltkonfiguration, bei der das Abutment mit seinem unteren Konusrand an die Implantatinnenseite stieß, welches den Spalt schloss. Lediglich die konischen Verbindungen mit vier Nuten zeigten eine Spaltöffnung bis in den Indexbereich.

Mikrospaltbildung an verschiedenen Interface-Geometrien

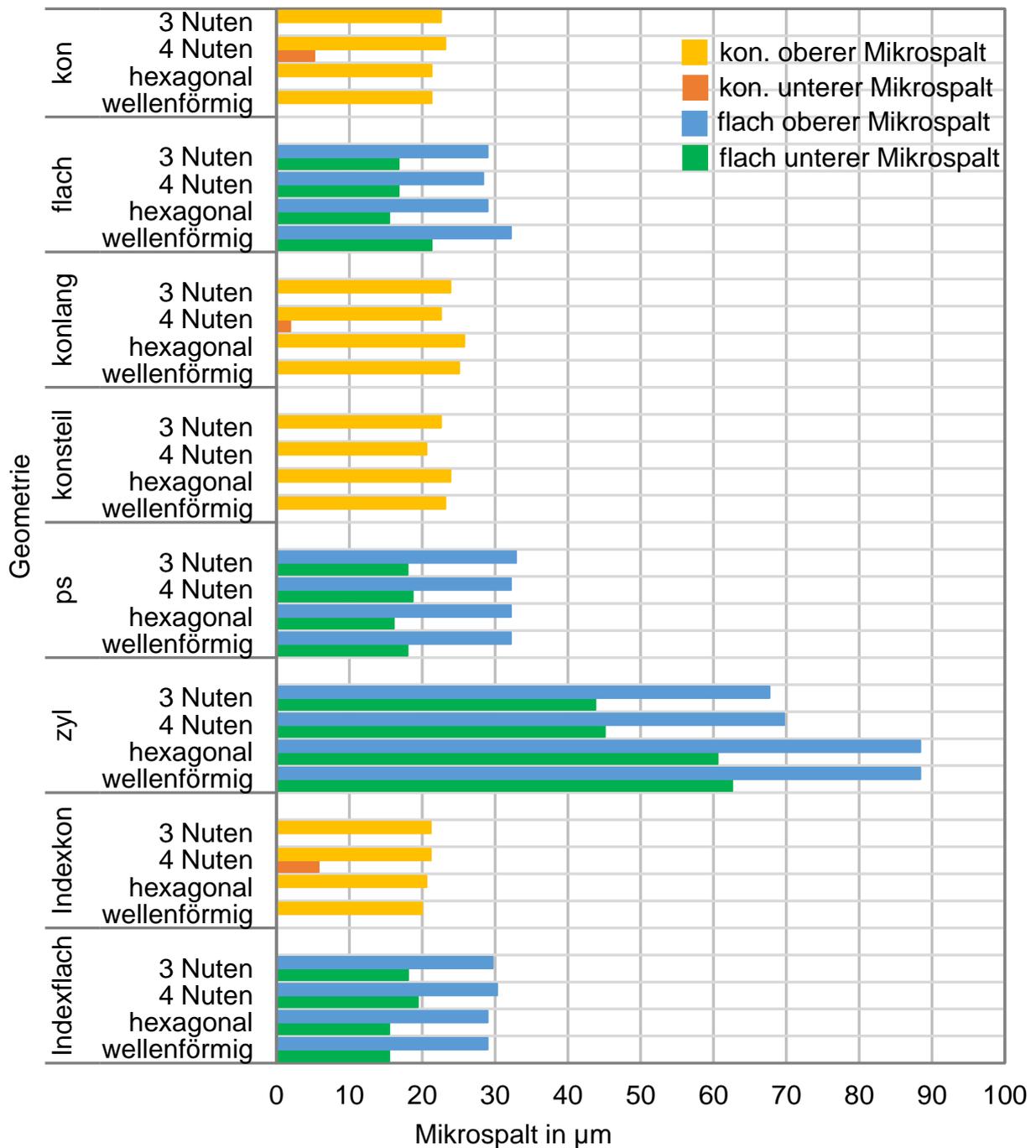


Abbildung 21: Darstellung der oberen und unteren Mikrospaltbildung in μm für alle 32 FE-Modelle. Der obere, hier je nach Verbindung gelb und blau markierte, Mikrospalt wurde auf Höhe der Implantatschulter gemessen. Der untere, hier je nach Verbindung orange und grün markierte, Mikrospalt wurde bei den konischen und flachen Verbindungen am unteren Ende des Abutmentkonus gemessen (s. Abb. 18 rote Markierung). Bei den zylindrischen Verbindungen hingegen wurde der untere Mikrospalt am unteren Bildrand (s. Abb. 19) gemessen.

Die Spaltöffnung bis in den Indexbereich ist womöglich mit der Anordnung der Nuten und der Krafrichtung zu erklären. Hierauf wird in Kapitel 4.2 noch näher eingegangen. Die steile konische Verbindung mit vier Nuten ("konsteil-4") hingegen drang nachweislich tiefer in das Implantat ein (s. Kapitel 3.2) und zeigte als einzige konische Verbindung mit vier Nuten keine Spaltöffnung am unteren Konusrand.

Zusammenfassend lässt sich sagen, dass, mit Ausnahme des zylindrischen FE-Modells die unterschiedlichen Indexformen keinen großen Einfluss auf die Größe des oberen Mikrospalts hatten. Was die untere Spaltbildung betrifft, scheint die vier Nuten-Geometrie bei konischen Verbindungen nachteilig. Die flachen und zylindrischen Verbindungen zeigten alle, ungeachtet von ihrer Indexform, einen durchgehenden Spalt.

3.2 Mikrobeweglichkeit

Wie in Kapitel 2.6 erwähnt, wurde der Kraftangriffspunkt des Abutments zu Beginn der Simulation als Referenzpunkt für die Mikrobeweglichkeitsmessung gewählt. Seine neue Position nach Abschluss der Simulation gab Aufschluss über die erfolgte Translation (in μm) und Rotation (in $^\circ$) in den Ebenen X, Y und Z.

Im ersten Schritt (0,0-1,0) wurde der Schraubenanzug durch eine Kraft von 200 N in Achsrichtung der Schraube simuliert. Das Abutment wurde in das Implantat gedrückt. Folglich machte der Kraftangriffspunkt des Abutments eine negative Translation in Y-Richtung (s. Abb. 16). Bei den flachen Implantat-Abutment-Verbindungen, inklusive der zylindrischen, betrug diese $-10 \mu\text{m}$, was mit dem konstruierten $10 \mu\text{m}$ breiten Spalt zwischen der Implantatschulter und der Abutmentplattform zu erklären ist. Der Spalt schloss sich, das Abutment wurde in seiner Bewegung in y-Achse durch die Plattform gebremst. Die konischen Abutments (15°) bewegten sich um $-25 \mu\text{m}$ in Y-Richtung. Durch die konische Form und die kongruenten Winkel des Innen- und Außenkonus drückte sich das Abutment beim Schraubenanzug nachweislich tiefer in das Implantat. Der Konuswinkel beeinflusste zudem das Ausmaß dieser Translation. Das Abutment des steileren FE-Modells (8°) machte eine Translation in Y von $-52 \mu\text{m}$. Im zweiten Schritt (1,0-2,0) erfolgte keine Positionsänderung der Knoten. Im dritten und letzten Schritt (2,0-3,0) wurde der Kraftangriffspunkt des Abutments mit einer Kraft von 500 N 30° zur Implantatachse belastet (s. Abb. 16).

Die größten Werte waren bei der Translation in X-Richtung und der Rotation in Z-Richtung zu erkennen. Alle konischen Verbindungen zeigten im koronalen Bereich des Abutments eine größere Mikrobewegung mit einer größeren Translation in X-Richtung und einer stärkeren Rotation in Z-Richtung als die flachen und zylindrischen Verbindungen (s. Abb. 22.)

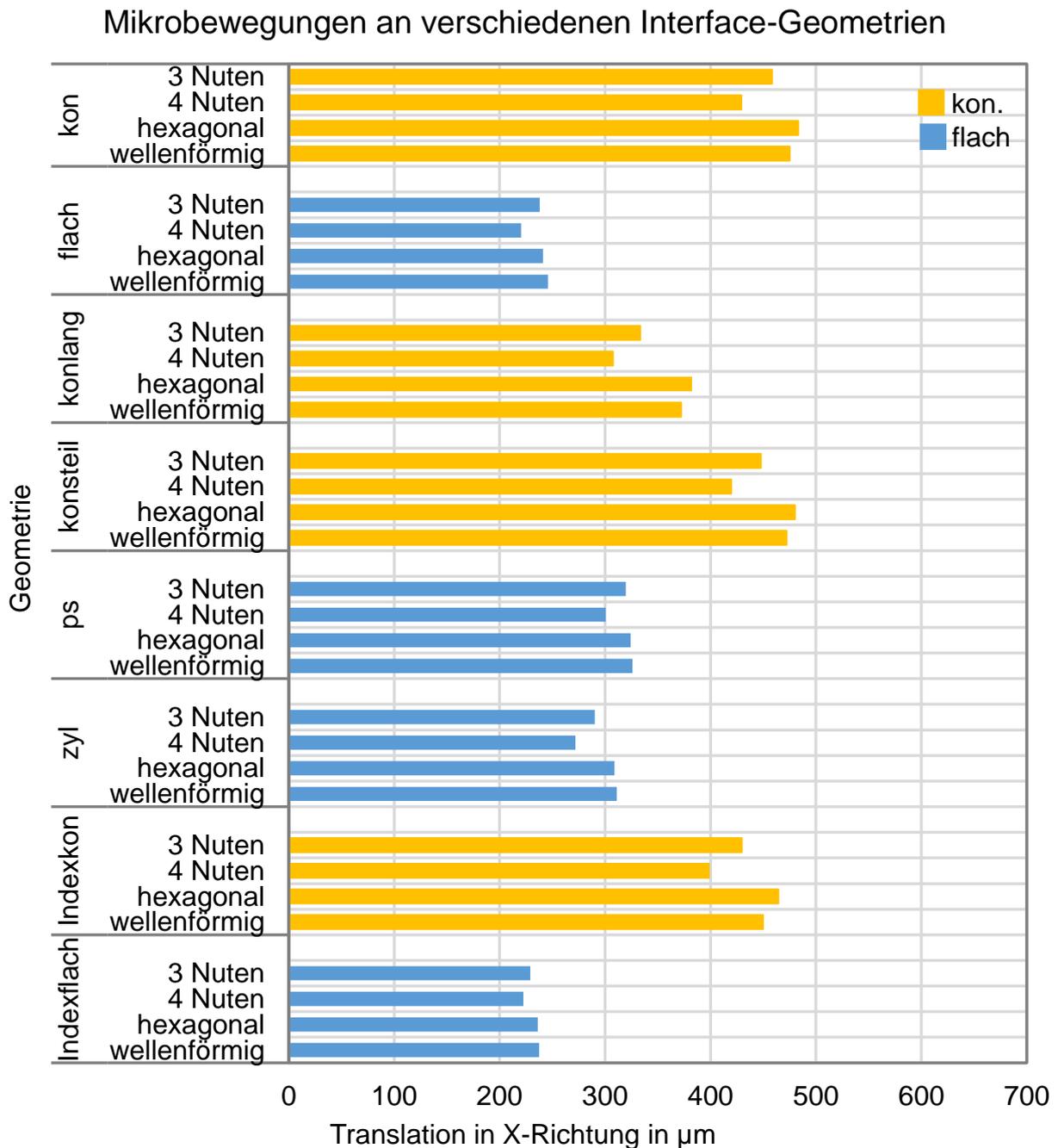


Abbildung 22: Darstellung der Translation in X-Richtung in μm für alle 32 FE-Modelle. Die gelben Säulen zeigen die Translationsbewegung in X-Richtung der konischen Verbindungen, die blauen Säulen die der flachen Verbindungen bei einer Belastung mit 500 N.

Bei näherer Betrachtung aller Ergebnisse der Mikrobewegung fiel auf, dass sich die verschiedenen Indexformen auf die Größe der Translation und Rotation auswirkten. Die Indexform mit vier Nuten zeigte an allen FE-Modellen jeweils die geringste Translation in X-Richtung und Rotation in Z-Richtung, gefolgt von der Indexform mit drei Nuten. Die Indexformen hexagonal und wellenförmig verhielten sich ähnlich und zeigten die höchsten Werte (s. Abb. 22).

Wie in Abb. 23 und 24 zu sehen, zeigten die zwei verschiedenen Implantat-Abutment-Verbindungen konisch und zylindrisch unterschiedliche Bewegungsmuster. Während die Schraube angezogen wurde, drückte sich das Abutment im konischen Modell tiefer als im zylindrischen Implantat. Bei dynamischer Belastung wurde das konische Modell noch tiefer ins Implantat gedrückt und kippte in Richtung der x-Achse ab. In Z-Richtung war keine Bewegung erkennbar. Das zylindrische Modell kippte nachweislich weniger ab, dafür zeigte es eine leicht positive Translation in Y-Richtung, was mit einer Abhebelbewegung von der Implantatplattform zu erklären ist.



Abbildung 23: Darstellung der Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung gemessen am Kraftangriffspunkt des Abutments am FE-Modell "kon-3".

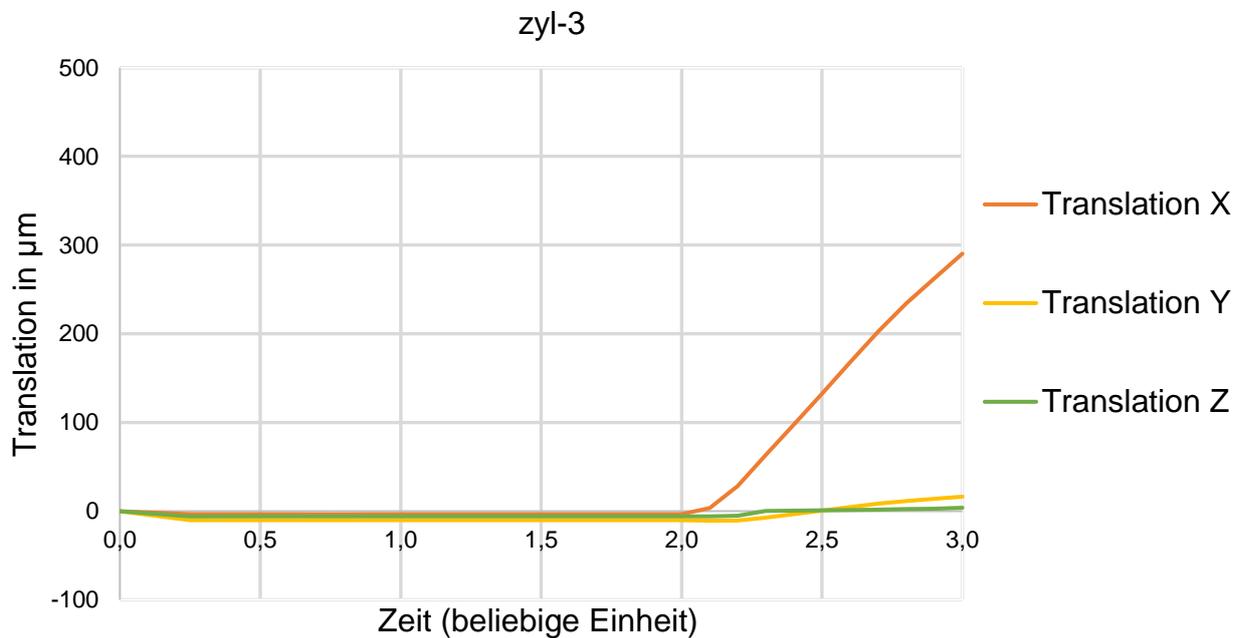


Abbildung 24: Darstellung der Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung gemessen am Kraftangriffspunkt des Abutments am FE-Modell "zyl-3".

Die unterschiedlichen Bewegungsmuster der beiden Verbindungstypen konisch und flach bzw. zylindrisch sind mit ihren verschiedenen Rotationszentren zu erklären. In der folgenden Abb. 25 wurde die Skala der Mikrobewegung auf 100 μm beschränkt. Alle Bereiche, die grau markiert sind, bewegten sich mehr als 100 μm . Alle blauen Bereiche waren starr oder bewegten sich nur geringfügig. Man erkennt deutlich um welchen Punkt das jeweilige Abutment rotierte. Der Kontakt des konischen Abutments zum Implantatinneren am Spaltende (s. Abb. 18) diente als Abstützung für das Abutment. Infolgedessen war das Rotationszentrum bei der konischen Verbindung auch in diesem Bereich zu finden. Durch die Abstützung an der Implantatschulter verschob sich das Rotationszentrum der zylindrischen Verbindung auch auf die Seite der Abstützung. Die Bewegungskreise deuten eine Parallelverschiebung des Abutments an. Darüber hinaus ist eine leichte Verschiebung des Abutments über die kraftabgewandte Implantatschulter hinaus zu erkennen.

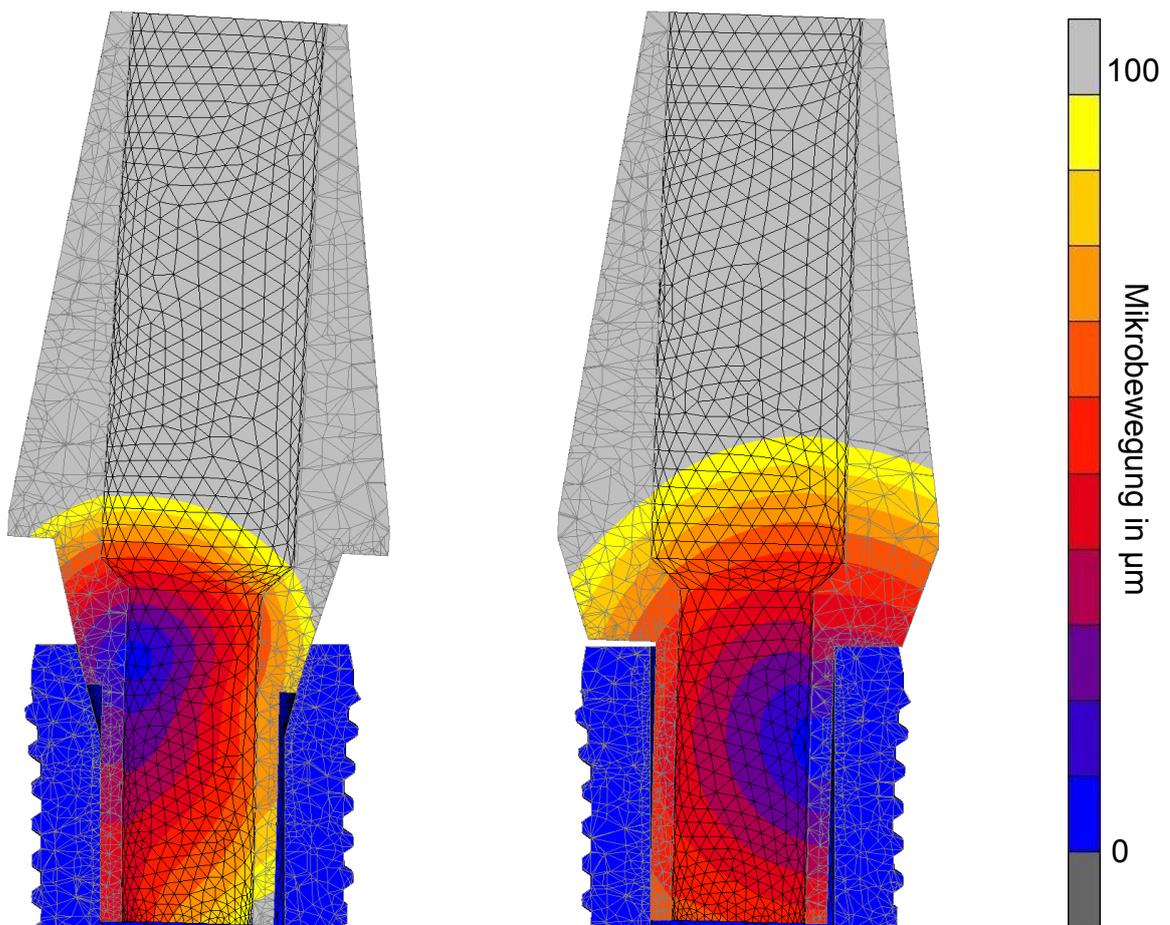


Abbildung 25: Längsschnitt der FE-Modelle “kon-3” (links) und “zyl-3” (rechts). Die Rotationszentren lagen jeweils in der Nähe der Stelle, an der sich das Abutment am Implantat abstützte.

Im Folgenden soll gezeigt werden, inwiefern sich der Kontaktstatus, also die Bereiche der Oberflächen von Implantat und Abutment, die sich gegenseitig berührten, in Abhängigkeit von der jeweiligen Verbindungsgeometrie unterschied. Dazu werden in den Abb. 26 und 27 Drahtgittermodelle der Abutments gezeigt, in denen die Bereiche, in denen das Abutment das Implantat berührte, in gelber Farbe hervorgehoben sind. Das zylindrische Abutment zeigte hauptsächlich an seiner Plattform Kontakt zum Implantat, wodurch die Translation in X-Richtung blockiert und der Kontakt am unteren Ende des Abutments sowie am Index reduziert wurde. Durch seine größere Translation und Rotation stieß das konische Abutment im Indexbereich und im unteren Teil deutlich mehr an die Implantatinnenwände. Am Konus war ein durchgehender Kontakt zum Implantat zu erkennen.

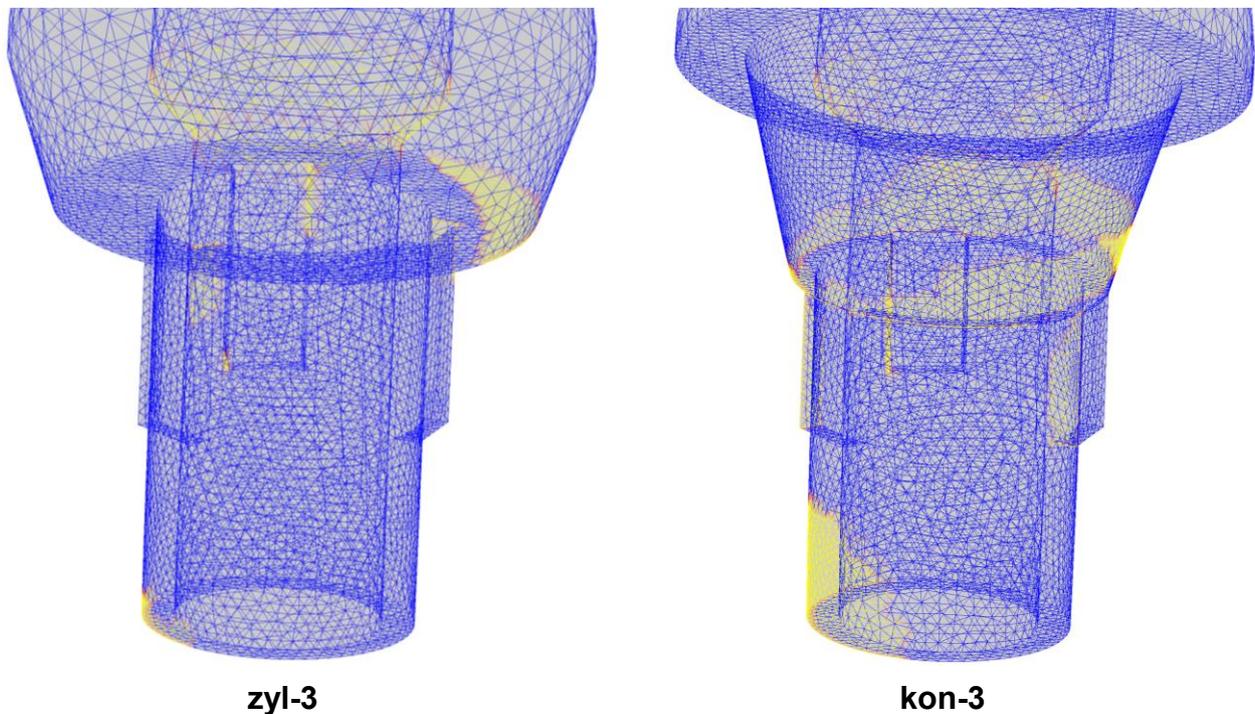


Abbildung 26: Kontaktstatus zwischen Abutment und Implantat bei Belastung mit 500 N am Beispiel der Abutments “zyl-3” und “kon-3”.

Der Kontaktstatus der Abutments mit den übrigen Indexformen wird in Abb. 27 dargestellt. Am Modell "kon-4" war an den zur Kraft gerichteten Seiten der Nuten ein deutlicher Kontakt zu erkennen. Der Kontakt am unteren Teil des Abutments fiel im Vergleich zum hexagonalen und wellenförmigen FE-Modell deutlich geringer aus. An den Modellen "kon-H" und "kon-W" war im Indexbereich nur ein kleinflächiger Kontakt zu erkennen.

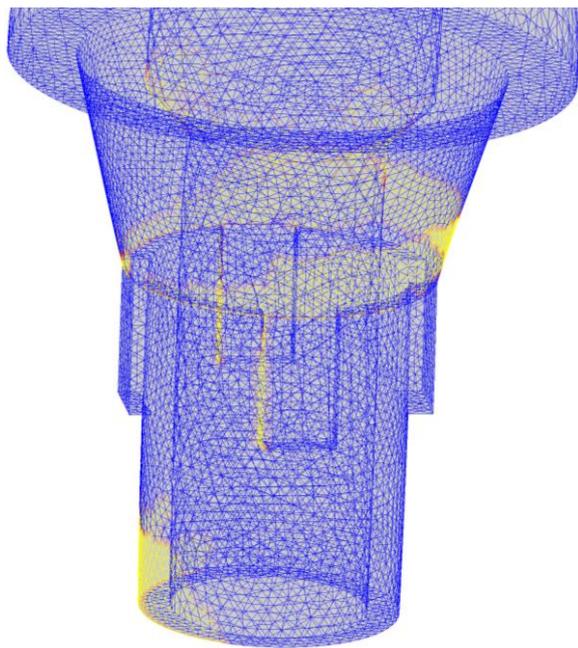
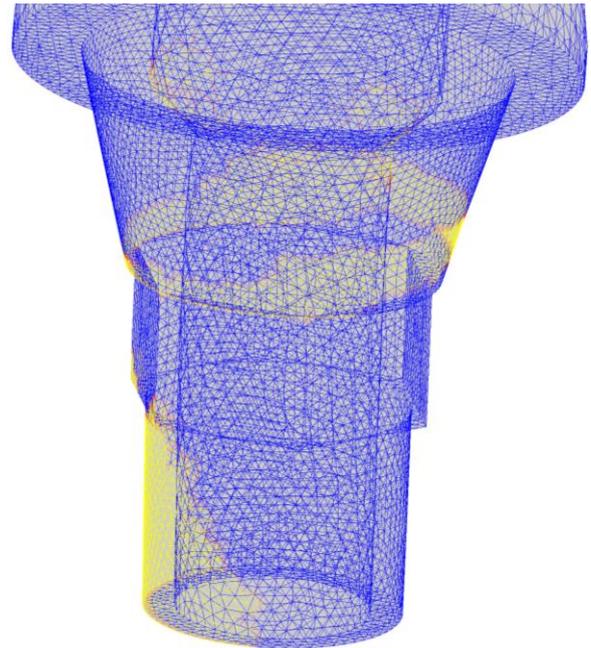
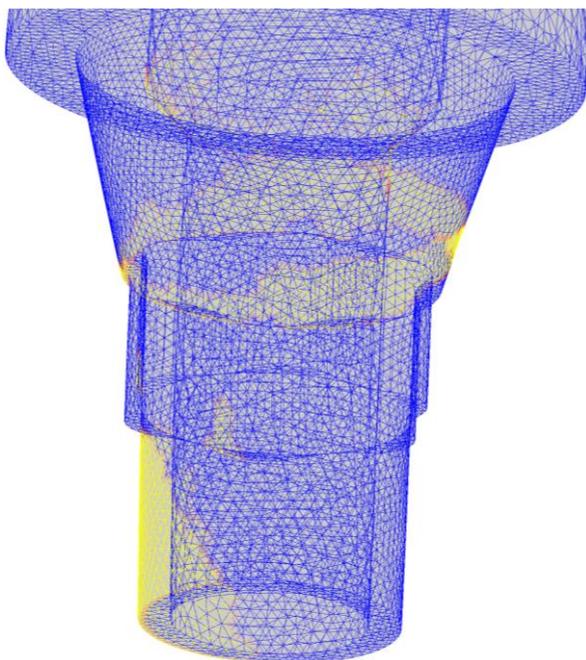
**kon-4****kon-H****kon-W**

Abbildung 27: Kontaktstatus zwischen Abutment und Implantat bei Belastung mit 500 N am Beispiel der Abutments "kon-4", "kon-H" und "kon-W".

3.3 Spannungsverteilung

Durch extreme Belastungen können in Materialien massive Spannungen entstehen, die zu bleibenden Deformationen oder sogar Frakturen führen können. In Abb. 28 werden die während der Simulation ermittelten Spannungen auf einer Skala von 0 bis 880 MPa farblich dargestellt. Dabei entspricht der Wert von 880 MPa der Dehngrenze der hier verwendeten Titanlegierung Grade 5 (s. Kapitel 2.5). Wird diese Grenze überschritten, kommt es zu einer bleibenden Deformation. Liegen die Spannungen unterhalb dieses Wertes, so sind die resultierenden Deformationen elastisch und somit reversibel. Der Übersicht halber wird hier jeweils nur ein FE-Modell stellvertretend für seinen Verbindungstypen grafisch dargestellt.

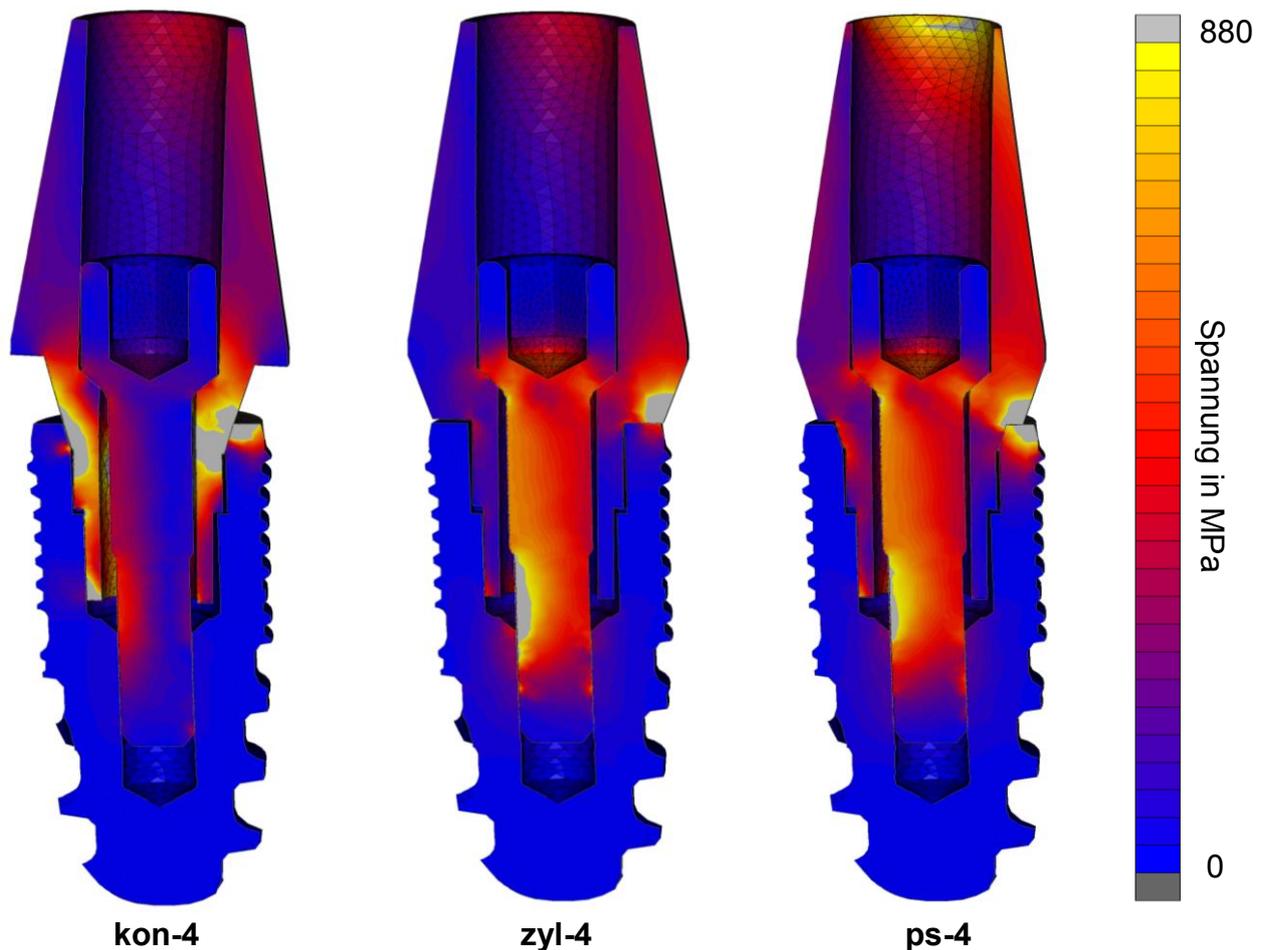


Abbildung 28: Ansicht der Spannungsverteilung an drei FE-Modellen (Längsschnitt): “kon-4”, “zyl-4” und “ps-4”. Die Spannung wurde farblich kodiert auf einer Skala von 0 bis 880 MPa dargestellt. Alle hellgrauen Bereiche überstiegen die Dehngrenze des Titans.

Im direkten Vergleich des konischen zum zylindrischen FE-Modell fiel die hohe Spannung im Konus und im unteren Anteil des Abutments auf. Durch das tiefere Eindringen des Abutments in das Implantat entstand eine starke Klemmpassung am Konus, die die Dehngrenze des Materials sogar überstieg. Diese Spannung wurde auch auf die Implantatschulter übertragen. In diesen Bereichen würde eine plastische Deformation des Titans auftreten. Im zylindrischen FE-Modell hingegen konzentrierte sich die Spannung hauptsächlich auf die Abutmentplattform, jedoch wurde die Schraube hierbei stark belastet und kam in den Bereich der plastischen Deformation, wohingegen sie im konischen Modell eher entlastet wurde. Das FE-Modell "ps-4" zeigte eine ähnliche Spannungsverteilung wie das Modell "zyl-4", jedoch war eine starke Zunahme der Spannung an der Implantatschulter zu erkennen. Durch die Reduktion des Abutmentdurchmessers und der Materialstärke war auch im supragingivalen Anteil des Abutments eine höhere Spannung ermittelt worden.

Die Variation der Indexlänge führte bei den vier FE-Modellen "Indexkon" zu einer geringeren Spannung am Index und am unteren Abutmentanteil als bei den konischen Modellen "kon". Bei dem Vergleich der flachen FE-Modelle zu denen mit verlängertem Index war hingegen kein sichtbarer Unterschied festzustellen. Ein verlängerter Konus mit 15° in den Modellen "konlang" schien sich positiv auf die Spannung im Konus auszuwirken, die beim Konus mit 8° wiederum von allen konischen Implantat-Abutment-Verbindungen am größten war. Die Konzentration der Spannung im Konus entlastete jedoch die Schraube. Alle in dieser Studie konstruierten Indexformen (s. Abb. 29) unterschieden sich in ihrer Spannungsverteilung. Wie bei der Mikrobewegung zeigte auch hier die Indexform mit vier Nuten die geringste Spannung im Abutment, die hexagonale und wellenförmige hingegen die größte. Auch die Schraube schien bei den Indexformen mit drei und vier Nuten geringfügig entlastet.

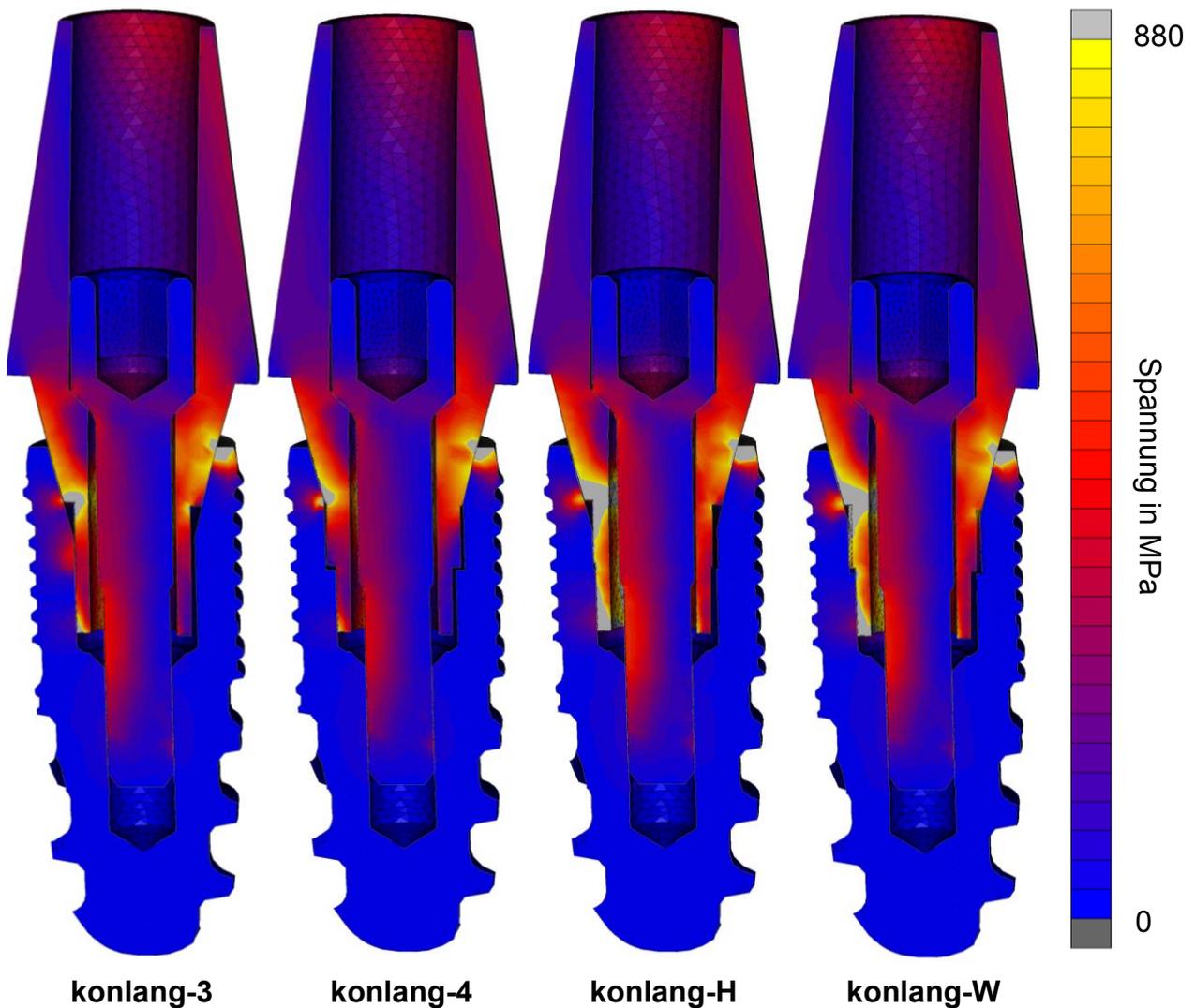


Abbildung 29: Ansicht der Spannungsverteilung an vier verschiedenen Indexformen: “konlang-3“, “konlang-4“, “konlang-H“ und “konlang-W“. Die Indexform mit vier Nuten zeigte hier die geringste Spannung im Abutment, die hexagonale und wellenförmige hingegen die größte. Die Schraube schien bei den Indexformen mit drei und vier Nuten geringfügig entlastet. Alle hellgrauen Bereiche überstiegen die Dehngrenze des Titans und würden sich potenziell bleibend deformieren.

3.4 Berücksichtigung der Plastizität

Wie bereits schon in Kapitel 2.5 erwähnt, wurde die Plastizität in den FE-Modellen ausgeschaltet. Zu Beginn der Studie wurden die Simulationen noch mit der Möglichkeit der plastischen Verformung zur Berechnung abgeschickt, die Ergebnisse zeigten bei den koni-

schen Modellen “kon“, “konsteil“ und “Indexkon“ jedoch sehr starke Verformungen im Bereich des Konus (s. Abb. 30), sodass nicht alle Simulationen erfolgreich abgeschlossen werden konnten, wenn die plastische Deformation berücksichtigt wurde. Bei den Modellen “konlang“ war keine sichtbare Verformung zu erkennen. Eine Lösung für dieses Problem konnte nicht gefunden werden. Deshalb wurde entschieden, die Plastizität in den Simulationen nicht zu berücksichtigen. Folglich war bei den hier untersuchten Modellen nur eine elastische Verformung möglich. Die hellgrauen Bereiche (s. Abb. 28 und 29) zeigten jedoch die Spannungswerte an, die über der Dehngrenze von 880 MPa lagen. An diesen Stellen würde sich das Material am ehesten plastisch verformen. Darüber hinaus zeigten die Werte der Spaltbildung und der Mikrobeweglichkeit bei den flachen und zylindrischen FE-Modellen keinen großen Unterschied zwischen den Simulationen mit und ohne Plastizität (s.Tab. 4).

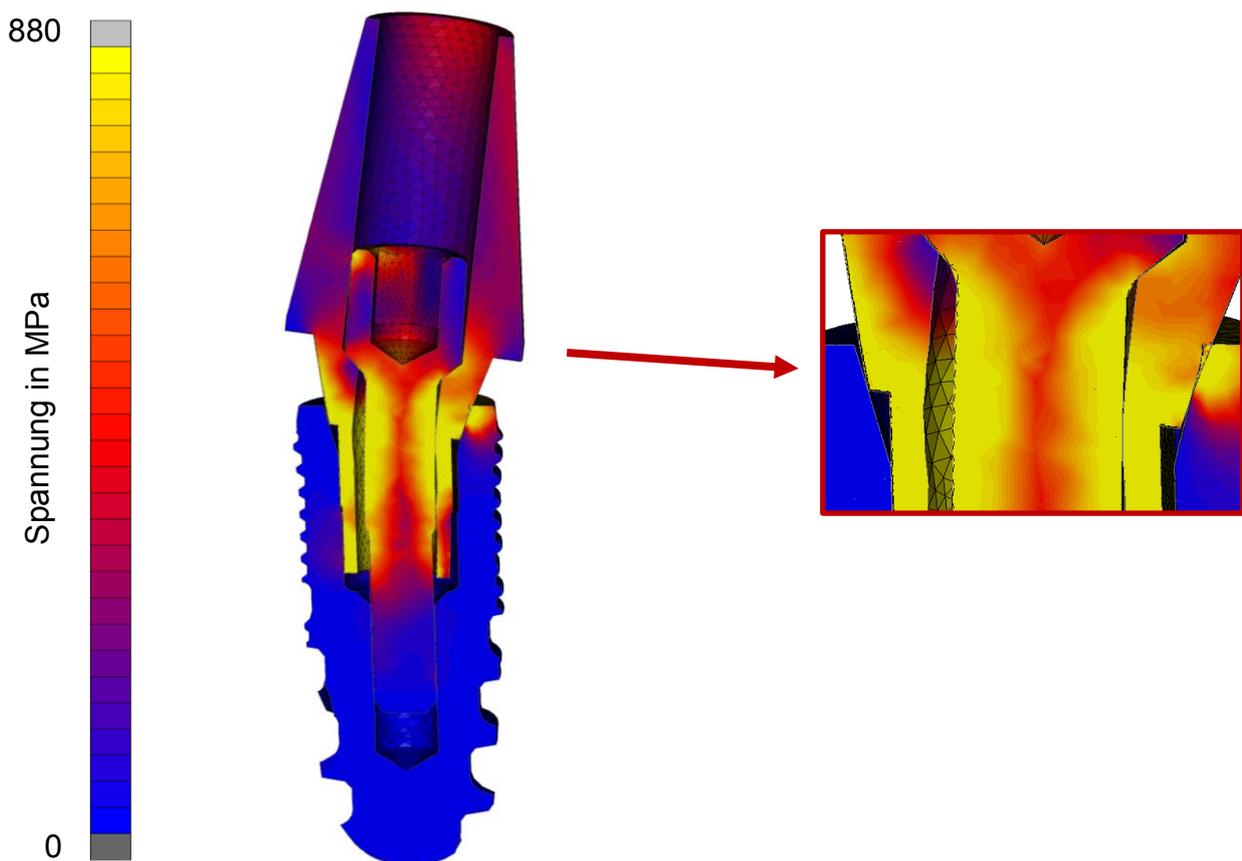


Abbildung 30: Beispiel für den Einfluss der Berücksichtigung der Plastizität am Modell “Indexkon-H“. Die Einstellung Plastizität war während dieser Simulation angeschaltet. Man sieht deutlich, dass sich Abutment und Schraube stark zur kraftabgewandten Seite verformten. Die Vergrößerung rechts in der Abbildung zeigt, wie das Abutment die Implantatschulter geringfügig durchdrang.

Tabelle 4: Darstellung der Spaltwerte für die zylindrischen und flachen Geometrien. Links die Ergebnisse berechnet ohne Plastizität (noplast.), rechts mit Plastizität (plast.). Wie man sieht, hatte das Kriterium der möglichen plastischen Verformung keinen maßgeblichen Einfluss auf die Spaltgröße.

Geometrie		Mikrospalt [μm]	
		noplast.	plast.
flach	-3	29,0	31,0
	-4	28,4	29,0
	-H	29,0	30,3
	-W	32,2	33,5
ps	-3	32,9	34,8
	-4	32,2	33,5
	-H	32,2	34,1
	-W	32,2	34,8
zyl	-3	67,6	72,8
	-4	69,7	74,1
	-H	88,4	89,5
	-W	88,4	90,8

3.5 Statistische Auswertung

Zur statistischen Auswertung wurden die Ergebnisse der Spaltbildung und der Mikrobeweglichkeit der einzelnen Simulationen und FE-Modelle in Gruppen eingeteilt. Die Ergebnisse wurden bereits in den Abbildungen 21 und 22 dargestellt und beschrieben. Die Tabellen 5-8 zeigen die verschiedenen Gruppen mit deren Einzelergebnissen, dem jeweiligen Mittelwert und der Standardabweichung, womit Unterschiede auf statistische Signifikanz überprüft werden können.

Tabelle 5: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Geometrie/Index	3 Nuten	4 Nuten	hexagonal	wellenförmig
kon	22,6	23,2	21,3	21,3
flach	29,0	28,4	29,0	32,2
konlang	23,9	22,6	25,8	25,1
konsteil	22,6	20,6	23,9	23,2
ps	32,9	32,2	32,2	32,2
zyl	67,7	69,7	88,4	88,4
Indexkon	21,2	21,2	20,6	20,0
Indexflach	29,7	30,3	29,0	29,0
MW (SD)	31,2 (15,3)	31,0 (16,2)	33,8 (22,4)	33,9 (22,5)

Wie man anhand von Tabelle 5 sieht, unterscheiden sich die Mittelwerte der einzelnen Indexgruppen nicht wesentlich voneinander. Die Indexform hat somit keinen großen Einfluss auf die Mikrospaltgröße. Die hohe Standardabweichung ist durch die hohen Spaltwerte der zylindrischen Implantat-Abutment-Verbindungen zu erklären.

Tabelle 6: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Geometrie/Index	3 Nuten	4 Nuten	hexag.	wellenf.	MW (SD)
kon	22,6	23,2	21,3	21,3	22,1 (1,0)
flach	29,0	28,4	29,0	32,2	29,7 (1,7)
konlang	23,9	22,6	25,8	25,1	24,4 (1,4)
konsteil	22,6	20,6	23,9	23,2	22,6 (1,4)
ps	32,9	32,2	32,2	32,2	32,4 (0,4)
zyl	67,7	69,7	88,4	88,4	78,6 (11,4)
Indexkon	21,2	21,2	20,6	20,0	20,8 (0,6)
Indexflach	29,7	30,3	29,0	29,0	29,5 (0,6)

Anhand der Mittelwerte der Gruppen in Tabelle 6 kann man die Spaltgrößen der einzelnen Verbindungsgeometrien unabhängig von der Indexform miteinander vergleichen. Der niedrigste Wert liegt hier bei der konischen Geometrie mit verlängertem Index vor ("Indexkon"), der höchste bei der zylindrischen Verbindung.

Tabelle 7: Darstellung der Mikrobewegungsergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Geometrie/Index	3 Nuten	4 Nuten	hexagonal	wellenförmig
kon	458,4	429,3	483,2	475,1
flach	237,9	220,5	241,2	245,9
konlang	333,4	307,5	382,2	372,2
konsteil	447,8	419,7	480,1	472,2
ps	319,7	300,5	324,1	326,1
zyl	290,3	271,9	308,9	311,1
Indexkon	429,7	398,5	464,3	449,8
Indexflach	229,1	222,4	236,1	237,4
MW (SD)	343,3 (88,1)	321,3 (84,8)	365,0 (103,0)	361,2 (96,8)

Aus Tabelle 7 ist ersichtlich, dass alle Indexformen eine Auslenkung um $350 \mu\text{m}$ zeigen. Eine klinische Relevanz dieser Unterschiede zwischen den Indexformen ist nicht zu erwarten.

Tabelle 8: Darstellung der Mikrobewegungsergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).

Geometrie/Index	3 Nuten	4 Nuten	hexag.	wellenf.	MW (SD)
kon	458,4	429,3	483,2	475,1	461,5 (23,8)
flach	237,9	220,5	241,2	245,9	236,4 (11,1)
konlang	333,4	307,5	382,2	372,2	348,8 (34,7)
konsteil	447,8	419,7	480,1	472,2	455,0 (27,2)
ps	319,7	300,5	324,1	326,1	317,6 (11,7)
zyl	290,3	271,9	308,9	311,1	295,6 (18,3)
Indexkon	429,7	398,5	464,3	449,8	435,6 (28,5)
Indexflach	229,1	222,4	236,1	237,4	231,3 (6,9)

Bei dem statistischen Vergleich der Indexformen mittels ANOVA zeigte sich bei der maximalen Spaltöffnung kein signifikanter Unterschied zwischen den verschiedenen Indexformen. Bei der Mikrobeweglichkeit war nur der Unterschied zwischen hexagonaler und wellenförmiger Indexform nicht signifikant. Alle anderen Indexformen zeigten einen signifikanten Unterschied zu einander. Dabei ist jedoch zu berücksichtigen, dass der Einfluss der verschiedenen Indexformen auf die Mikrobeweglichkeit deutlich geringer war als der

4. Diskussion

4.1 Diskussion von Material und Methoden

Da es sich in dieser Studie um selbst konstruierte FE-Modelle und idealisierte Bedingungen handelte, ließen sich die Ergebnisse nicht sofort auf einzelne existierende Implantate übertragen. Die Ausgangsmodelle der Tiologic®-Implantate lagen bereits als FE-Modelle vor. Diese Modelle, konisch und flach, wurden genau ausgemessen. Anhand dieser Daten wurden neue Abutment- und Implantatinnengeometrien konstruiert. Es ist hervorzuheben, dass diese Konstruktionen eine einfachere Geometrie aufwiesen als die Ausgangsmodelle. Abrundungen bestimmter Anteile, wie z.B. der Nuten, oder weichere Übergänge wurden aus Gründen der Komplexität bei der Konstruktion ausgelassen, was zu eventuellen Belastungsspitzen führen könnte, die wiederum weitere Folgen haben könnten. Auch bei der Bestimmung des Spiels zwischen den einzelnen Komponenten wurden die Abmessungen des Ausgangsmodells zugrunde gelegt, das dort ca. 50 µm betrug.

Jansen et al. (1997) maßen in ihren Untersuchungen einen Spalt von unter 10 µm zwischen den einzelnen Komponenten, was zu der Überlegung führte, dass das hier gewählte Spiel möglicherweise größer als in kommerziellen Implantat-Abutment-Verbindungen war. Dementsprechend hätte dies bei einem geringeren Spiel auch eine geringere Mikrobeweglichkeit in den FE-Modellen zur Folge. Allerdings war es primär Ziel dieser Studie, die Modelle und ihre Ergebnisse untereinander relativ zu betrachten und daraus Rückschlüsse zu ziehen, nicht zwangsläufig die hier gemessenen absoluten Zahlen mit anderen Studien zu vergleichen.

In einer Studie von Rand et al. (2017) wurde der Effekt der direkten und indirekten Kraftübertragung auf die periimplantäre Knochenbelastung numerisch untersucht. Grund dieser Untersuchung war die Feststellung, dass in den meisten FEM-Studien die Kraft direkt auf die Suprakonstruktion oder sogar direkt auf das Implantat angewandt wurde. Diese Modelle könnten aber Phänomene wie Gleiten oder Reibung zwischen Ober- und Unterkieferzähnen bzw. -prothesen während der Mastikation nicht mit beachten und würden die Vorgänge stark vereinfachen. Ein FE-Modell wurde mit einem Implantat-Abutment-Komplex und einer Suprakonstruktion konstruiert und mit einer Kraft direkt belastet. Bei einem anderen FE-Modell wurde zusätzlich ein Antagonist mit einem PDL konstruiert, der als

indirekter Kraftüberträger fungierte. Die Ergebnisse unterschieden sich stark. Das FE-Modell mit indirekter Kraftübertragung wurde von den Autoren als realistischer beschrieben. Die periimplantäre Knochenbelastung wurde von der Art der Kraftübertragung und der Anzahl der Kontakte stark beeinflusst. Es ist davon auszugehen, dass die in dieser Studie angewandte direkte Kraftübertragung die hier untersuchten Bereiche ebenso beeinflussen konnte.

In dem Zusammenhang ist auch zu bedenken, dass die hier untersuchte Mikrobewegung vielmehr als Kronen- bzw. Abutmentbewegung bezeichnet werden muss und die gemessenen absoluten Werte der Mikrobewegung nicht auf klinische Verhältnisse übertragen werden können. Eine Suprakonstruktion, wie z.B. eine Krone, würde in ihrer Kronenbeweglichkeit vermutlich eher durch die Approximalkontakte ihrer Nachbarzähne gebremst, bevor sich das Abutment um 430 μm bewegt (Beispiel "kon-4").

4.1.1 Diskussion der Plastizitätseinstellungen

Die starken plastischen Verformungen der konischen FE-Modelle (s. Abb. 30) führten zu der Überlegung, ob die Konuslänge von 0,5 mm (bei den Modellen "kon" und "Indexkon") möglicherweise zu kurz gewählt wurde. Die Tatsache, dass sich das Modell "konlang" mit einem 1 mm langen Konus bei angeschalteter Plastizität nicht sichtbar verformte, spricht dafür. Bei dem Modell "konsteil" mit einem 1 mm langem Konus war eine Verformung zwar erkennbar, jedoch fiel diese geringer aus als bei den Modellen mit 0,5 mm langem Konus. Seine Verformung ist womöglich mit der verringerten Materialstärke, infolge einer steileren Konstruktion des Konuswinkels, zu erklären. Während sich drei der vier konischen FE-Modelle stark verformten, zeigten die zylindrischen und flachen FE-Modelle nur geringfügig größere Spaltwerte bei eingeschalteter Plastizität (s. Tab. 4).

Auch die Wahl der Kraftgröße wurde angesichts der starken plastischen Verformungen zu Beginn der Studie nochmals überdacht. Die meisten Studien, die sich mit der Belastung von Implantaten befassten, wählten Kräfte zwischen 100 und 300 N (z.B. Rack et al. (2010) mit 100 N, Zipprich et al. (2007) mit 200 N und Raooft et al. (2013) mit 300 N). Wie in Kapitel 1.11 beschrieben, können jedoch oftmals extreme Kaukräfte bis zu 800 N auf-

treten. Somit ist es von großer Bedeutung, das Verhalten verschiedener Interface-Geometrien gerade bei starken Belastungen zu untersuchen, die nachweislich bei Patienten mit Bruxismus oder Parafunktionen auftreten, um die für die Patienten stabilste Geometrie zu wählen und einen langfristigen Implantaterfolg gewährleisten zu können.

4.2 Diskussion der Ergebnisse

Wie in einer Vielzahl anderer Studien, war an allen hier untersuchten FE-Modellen ein Mikropalt festzustellen. Die konischen Verbindungen zeigten eine geringere Spaltbildung als die flachen und zylindrischen Verbindungen. Letztere zeigten viel höhere Werte. Dies ist damit zu erklären, dass bei dieser Verbindung das Spiel zwischen den Komponenten auf Höhe der Implantatschulter 50 μm betrug, anders als bei allen anderen Verbindungen mit 5 μm Spiel am Konus. Bei dieser Verbindung wurde der Index im Sinne einer echten zylindrischen Verbindung bis zur Implantat- bzw. Abutmentplattform verlängert (s. Abb. 13 f). Darum war bereits ohne eine Belastung der Spalt am zylindrischen Modell um 45 μm größer als bei den anderen. Die Alternative, das Spiel am gesamten Index bis auf 5 μm zu reduzieren, wäre wiederum nicht einheitlich mit den anderen Indizes gewesen. Wäre der Spalt um besagte 45 μm kleiner, würden sich neue Werte ergeben.

Der Vergleich der Mikropaltwerte mit denen von anderen Studien ist nicht immer möglich. Je nach Studie unterscheidet sich die Art und Weise der Spaltemessung (s. Abb. 31). Wird der Spalt mit einem Mikroskop untersucht, so kann bei flachen Verbindungen meist nur der äußere an der Implantatschulter sichtbare Mikropalt (a) gemessen werden. Bei Versuchen mit konischen Verbindungen stößt die Spaltemessung mittels Mikroskop auf Schwierigkeiten. Darum sind die Mikropaltwerte dieser Studie mit denen von mikroskopischen Untersuchungen nicht vergleichbar. Pfeil b zeigt den inneren Spalt, der nur bei radiografischen und numerischen Untersuchungen sichtbar wird. Aber auch bei radiografischen Untersuchungen lässt er sich schwer bestimmen, wenn nur eine klassische Röntgenaufnahme vorliegt. Mögliche Überlagerungen vor und hinter der breitesten Stelle des Spalts können die genaue Messung desselbigen verfälschen.

Rack et al. (2010) untersuchten in ihrer Studie die Spaltbildung einer konischen Implantat-Abutment-Verbindung der Firma Straumann®. Die Belastung war zwar geringer (100 N)

und in 90° zur Implantatachse, jedoch war die Lokalisation der Spaltnessung (b) dieselbe wie in dieser Studie. Der gemessene 22 µm breite Spalt bei einer Kraft von 100 N ähnelt den Spaltwerten der konischen Implantat-Abutment-Verbindungen dieser Studie. Eine aktuelle Untersuchung von Angermair et al. (2020) ergab Mikrospaltnessungen von bis zu 40 µm. Sie beobachteten zudem eine stärkere Neigung des Abutments bei konischen Implantat-Abutment-Verbindungen im Gegensatz zu zylindrischen. Die Folge war eine sichtbare Deformation der Implantatschulter. Ebendiese Beobachtungen wurden auch in dieser Studie gemacht.

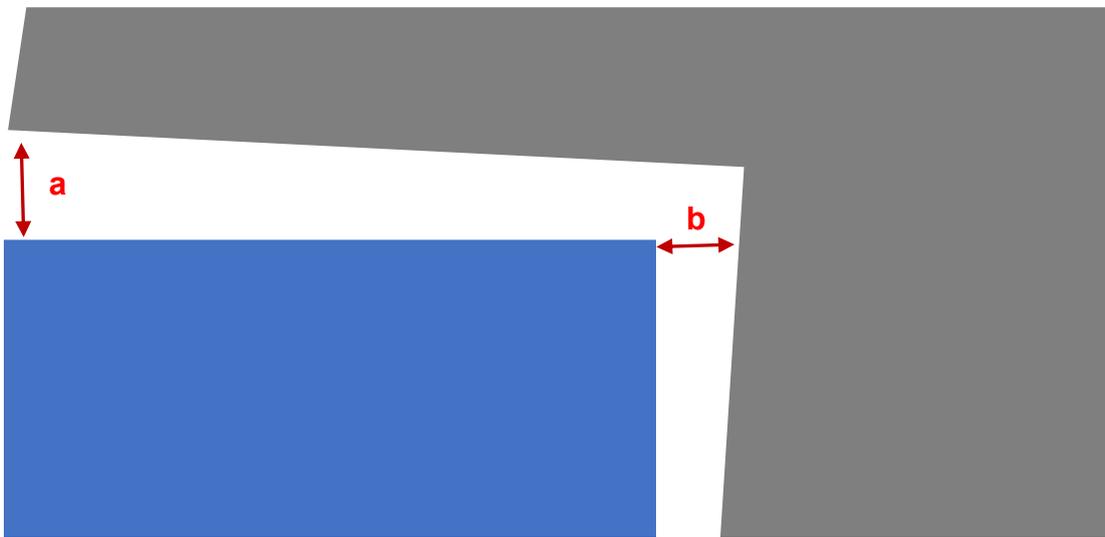


Abbildung 31: Unterschiedliche Lokalisationen der Spaltnessung (blau Implantatschulter; grau Abutmentausschnitt). Pfeil a zeigt den Spalt, der bei Flachverbindungen von außen sichtbar ist. Pfeil b zeigt den inneren Spalt, der nur bei radiografischen und numerischen Untersuchungen gesehen werden kann.

Abb. 28 zeigt eine deutliche Zunahme der Spannung an der Implantatschulter an der konischen Implantat-Abutment-Verbindung, die Dehngrenze des Titans wird überschritten und eine plastische Deformation der Implantatschulter würde auftreten. Ebenso würde sich die Schraube bei einer zylindrischen Verbindung bleibend verformen. Ein Schraubenbruch ist bei zylindrischen Verbindungen also wahrscheinlicher. Die FE-Modelle mit Plattform-Switching zeigten ebenso wie in der Untersuchung von Maeda et al. (2007) eine nachteilige Spannungszunahme für Abutment und Schraube. Die flachen und zylindrischen Verbindungen zeigten alle, ungeachtet von ihrer Indexform, einen durchgehenden

Spalt. Zusätzlich zeigten auch die konischen Verbindungen mit vier Nuten solch eine offene Spaltkonfiguration. Lediglich das steile Abutment mit vier Nuten konnte durch sein tieferes Eindringen in das Implantat den Spalt am untere Ende seines Konus schließen. Es wird angenommen, dass die untere Spaltöffnung den Durchtritt und die Akkumulation von Mikroorganismen erleichtert.

Konuswinkel, Konuslänge und Indexlänge zeigten keinen großen Einfluss auf das Ausmaß des oberen Mikrospalts. Bei drei der acht Geometrien war eine geringe positive Tendenz für die Indexform mit vier Nuten zu erkennen. Der hexagonale und der wellenförmige Index zeigten sich geringfügig nachteilig gegenüber den anderen beiden Indexformen. Dieses Muster zeigte sich noch deutlicher bei der Untersuchung der Mikro- bzw. Abutmentbewegung. Auch Saidin et al. (2012) verglichen verschiedene Indexformen und kamen zu dem Schluss, dass eine "trilobe connection", vergleichbar mit der hier konstruierten Indexform mit drei Nuten, eine geringere Mikrobewegung und Spannung im Material zeigte, als ein hexagonaler oder oktagonaler Index. Diese Ergebnisse entsprechen denen der vorliegenden Studie. Ebenfalls kamen Raoofi et al. (2012) in ihrer numerischen Studie zu dem Ergebnis, dass die Indexform mit drei Nuten niedrigere Spannungswerte im Vergleich zu einer hexagonalen und einer wellenförmigen Indexform zeigte. Man darf jedoch nicht außer Acht lassen, dass in der vorliegenden Studie die äußeren Flächen des vier Nuten und des hexagonalen Index genau senkrecht zur x-Achse verliefen, in der die Kraft appliziert wurde (s. Abb. 32). Daraus ergab sich eine andere Belastung als beispielsweise auf die Indexform mit drei Nuten, dessen Nuten versetzt zur x-Achse standen. Dies könnte auch der Grund sein, weshalb die Indexform mit vier Nuten bei den konischen Verbindungen eine offene Spaltkonfiguration zeigte. Welches Ausmaß die Krafrichtung auf die Ergebnisse des Mikrospalts, der Mikrobewegung und der Spannungsverteilung hatte, konnte nicht genau bestimmt werden.

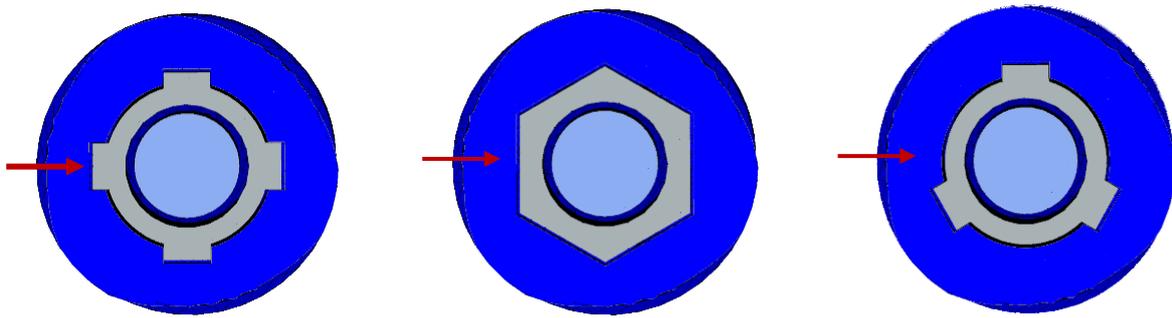


Abbildung 32: Querschnitt der drei Indexformen vier Nuten, hexagonal und drei Nuten. Der rote Pfeil zeigt die einwirkende Kraft, die 30° zur Implantatachse geneigt war und in der xy-Ebene lag. Die Rotationselemente der Indexform mit vier Nuten standen senkrecht bzw. parallel zur einwirkenden Kraft. Ebenso waren zwei der sechs Flächen des hexagonalen Index senkrecht zur Kraft angeordnet, anders als bei der Indexform mit drei Nuten.

Die in Abb. 32 dargestellte Krafrichtung könnte eine Auswirkung auf die Ergebnisse des Mikrospalts, der Mikrobewegung und der Spannungsverteilung haben. Um eine einheitliche Belastung der Indizes zu gewährleisten, müsste die Kraft (roter Pfeil) zusätzlich in z-Achse geneigt werden (s. Abb. 33).

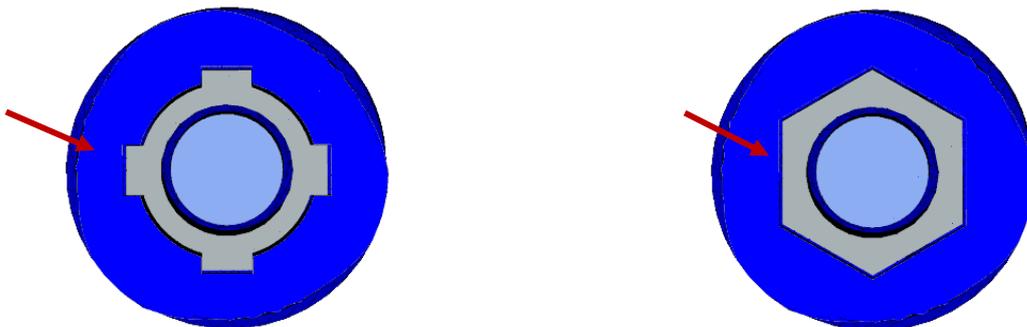


Abbildung 33: Querschnitt der zwei Indexformen vier Nuten und hexagonal. Der rote Pfeil zeigt die einwirkende Kraft, die 30° zur Implantatachse geneigt war, die aber nicht parallel zu einer Ebene lag.

Die stärkere Neigung des Abutments bei konischen Implantat-Abutment-Verbindungen im Gegensatz zu zylindrischen, die auch Angermair et al. (2020) in ihrer Studie beobachteten, ist womöglich mit der Größe und Art der Abstützung zu erklären.

Das zylindrische Abutment konnte sich fest an einer breiten Implantatschulter abstützen, wohingegen das konische Abutment nur eine tiefer gelegene und angeschrägte Abstützung im oberen Bereich des Implantats fand, die das konische Abutment nicht ausreichend in seiner Bewegung bremsen konnte.

4.3 Klinische Schlussfolgerungen

Auf Grundlage der hier ermittelten Ergebnisse ist im Hinblick auf die Mikropaltbildung die konische Implantat-Abutment-Verbindung gegenüber der flachen Implantat-Abutment-Verbindung vorteilhafter. Sie zeigte einen spitz zulaufenden, zum Implantatinneren geschlossenen Spalt, der ein geringeres Microleakage im klinischen Alltag vermuten lässt und insgesamt kleinere Spaltwerte bei extremen Belastungen. Die hohen Spannungswerte im Konusbereich und die stärkere Abutmentbewegung sprechen zwar gegen eine konische Implantat-Abutment-Verbindung, lassen sich aber durch einen verlängerten Konus und eine Indexform mit vier Nuten stark minimieren (s. Abb. 22). Zusätzlich ist die Gefahr eines Schraubenbruchs geringer. Es muss jedoch besonders auf die Implantatschulter geachtet werden. Bei häufigen dynamischen Bewegungen und hohen Kaukräften kann sich diese bei konischen Implantat-Abutment-Verbindungen durch unvorteilhafte Spannungen eher plastisch verformen, was wiederum zu stärkeren Mikrobewegungen und höheren Spaltwerten führen könnte. Grundsätzlich muss aber jeder implantologische Fall individuell betrachtet und die Implantat-Abutment-Verbindung dementsprechend gewählt werden.

5. Zusammenfassung

Seit dem Beginn der Implantologie in der Zahnmedizin wurden viele Aspekte der Implantat-Abutment-Verbindung, ihrer Spaltbildung, Mikrobeweglichkeit und andere Einflüsse auf den Langzeiterfolg diskutiert. Ziel dieser numerischen Studie war es, das Verhalten verschiedener Implantat-Abutment-Verbindungen bei einer funktionalen Belastung von 500 N zu untersuchen und die Einflüsse verschiedener Design-Parameter in Bezug auf Spaltgröße, Bewegung und Spannungsverteilung zu studieren.

Angelehnt an ein kommerziell verfügbares Implantat mit einer Länge von 9 mm und einem Durchmesser von 3,7 mm inklusive Abutment und Fixationsschraube wurden im Finite-Elemente-Programm MSC Marc/Mentat 2015 verschiedene Verbindungsgeometrien (konisch, flach, zylindrisch, Platform-Switching) mit unterschiedlichen Konuslängen (0,5 mm und 1,0 mm), Konuswinkeln (15° und 8°), Indexformen (drei Nuten, vier Nuten, hexagonal und wellenförmig) und Indexlängen (1,1 mm und 1,5 mm) erstellt. In allen 32 FE-Modellen wurde die Abutmentschraube mit einer Kraft von 200 N, die einem Drehmoment von 35 Ncm entspricht, angezogen und das Abutment anschließend gemäß DIN EN ISO 14801 8 mm oberhalb der Implantatschulter in einem 30° -Winkel zur Implantatachse mit 500 N belastet.

Alle FE-Modelle zeigten Mikrospalte und Mikrobewegungen. Die Breite des Mikrospalts wurde an der Innenseite des Implantats auf Höhe der Implantatschulter ermittelt. Die konischen Verbindungen zeigten eine geringere Spaltbildung mit einem Minimum von $20\ \mu\text{m}$ und eine deutliche Entlastung der Schraube im Vergleich zu den flachen Verbindungen, die mit einem Maximum von $88,4\ \mu\text{m}$ einen deutlich breiteren und zum Implantatinneren offenen Spalt aufwiesen. Die geringere Spaltbreite der konischen Implantat-Abutment-Verbindungen ging jedoch zu Lasten einer höheren Abutmentbewegung mit einem Maximum von $483,2\ \mu\text{m}$ und einer höheren Spannung im Bereich des Konus und der Implantatschulter. Diese konnten durch einen verlängerten Konus reduziert werden, unterschritten jedoch nicht das Minimum der flachen Verbindungen mit einer Bewegung von $220,5\ \mu\text{m}$. Konuslänge und -winkel sowie Indexlänge zeigten keinen großen Einfluss auf die Breite des Spalts. Die Indexform mit vier Nuten zeigte sich für die obere Spaltbildung nur geringfügig vorteilhaft, wohingegen sie den besten Translations- und Rotationsschutz bei der Abutmentbewegung und die geringste Spannung im Bereich des Index zeigte.

Die hexagonalen und wellenförmigen Rotationssicherungen zeigten bei den meisten FE-Modellen größere Spaltwerte, eine deutlich höhere Abutmentbewegung und eine höhere Belastung der Schraube.

Die hier verwendete Finite-Elemente-Methode erlaubte einen detaillierten Einblick in den Interfacebereich der Implantat-Abutment-Verbindung unter simulierten Kaubedingungen. Sie erleichterte die rasche Änderung der Parameter, wie Indexform, -länge, Konuslänge und -winkel und ermöglichte dadurch die systematische Untersuchung des Einflusses jedes einzelnen Parameters auf den Mikrospace, die Mikrobewegung und die Spannungsverteilung, welches bei einer Beschränkung auf kommerziell erhältliche Implantat-Abutment-Verbindungen in einer In-vitro-Studie nicht möglich gewesen wäre. Trotz der idealisierten und vereinfachten Darstellung der klinischen Umgebung, die im Rahmen dieser numerischen Untersuchung in Kauf genommen werden musste, ließen sich in Bezug auf die Mikrospacebildung und Mikrobewegung zwischen Implantat und Abutment an verschiedenen Interface-Geometrien klinisch relevante Aussagen ableiten.

6. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: Aufbau eines zweiteiligen Implantats.	9
Abbildung 2: Darstellung von angulierten zweiteiligen Implantat-Abutment-Verbindungen (rechts und links) und geraden zweiteiligen Implantat-Abutment-Verbindungen (Mitte).	11
Abbildung 3: Externe (links) und interne (rechts) Implantat-Abutment-Verbindung im Vergleich.	12
Abbildung 4: Schematische und vereinfachte Darstellung einer zylindrischen (links) und einer konischen (rechts) Implantat-Abutment-Verbindung mit Spielpassung ohne Schraube (grau: Abutment; blau: Anschnitt eines Implantates).	13
Abbildung 5: Extraaxiale Krafteinwirkung auf eine zylindrische Implantat-Abutment-Verbindung mit Relativbewegung (links).	15
Abbildung 6: Ansicht einer hexagonalen Rotationssicherung (Sechskant) als Querschnitt.	16
Abbildung 7: Torx [®] -Index der Fa. Bredent medical [®] .	17
Abbildung 8: Tube-in-Tube [®] -Verbindung mit drei Nuten/ Nocken der Fa. Camlog [®] .	17
Abbildung 9: Straumann [®] CrossFit-Verbindung.	18
Abbildung 10: Links Platform-Switching; rechts Platform-Matching.	24
Abbildung 11: Darstellung eines Tiologic [®] Twinfit-Implantats in der Übersicht (links) und im Detail (rechts).	33
Abbildung 12: Die linke Hälfte des jeweiligen Bildes zeigt das originale FE-Modell des Tiologic [®] -Abutments, die rechte zeigt die innerhalb dieser Studie konstruierte idealisierte Abutmentform.	34
Abbildung 13: Darstellung der konstruierten FE-Modelle mit sechs verschiedenen Verbindungstypen (blau Implantat; grau Abutment; hellblau Schraube).	36
Abbildung 14: Darstellung der konstruierten Indexformen im Querschnitt (blau Implantat; grau Abutment; hellblau Schraube).	37
Abbildung 15: Darstellung der konstruierten FE-Modelle mit verlängertem, tiefer sitzenden Index (flach und konisch).	38
Abbildung 16: Ansicht der FE-Modelle mit ihren Einstellungen im Koordinatensystem.	42

Abbildung 17: Ausschnitt Abutment (Längsschnitt) mit Schraube.	43
Abbildung 18: Darstellung des Mikropaltes am Beispiel des Modells "kon-3" im Längsschnitt (vergrößert um den Faktor 100).	45
Abbildung 19: Darstellung des Mikropaltes am Beispiel des Modells "zyl-3" im Längsschnitt (vergrößert um den Faktor 100).	46
Abbildung 20: Darstellung der Gesamtbewegung des Abutments bei einer Belastung mit 500 N im 30° Winkel zur Implantatachse anhand der Modelle "kon-3" (links) und "zyl-3" (rechts).	47
Abbildung 21: Darstellung der oberen und unteren Mikropaltbildung in μm für alle 32 FE-Modelle.	49
Abbildung 22: Darstellung der Translation in X in μm für alle 32 FE-Modelle.	51
Abbildung 23: Darstellung der Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung gemessen am Kraftangriffspunkt des Abutments am FE-Modell "kon-3".	53
Abbildung 24: Darstellung der Mikrobeweglichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung gemessen am Kraftangriffspunkt des Abutments am FE-Modell "zyl-3".	53
Abbildung 25: Längsschnitt der FE-Modelle "kon-3" (links) und "zyl-3" (rechts).	54
Abbildung 26: Kontaktstatus zwischen Abutment und Implantat bei Belastung mit 500 N am Beispiel der Abutments "zyl-3" und "kon-3".	55
Abbildung 27: Kontaktstatus zwischen Abutment und Implantat bei Belastung mit 500 N am Beispiel der Abutments "kon-4", "kon-H" und "kon-W".	56
Abbildung 28: Ansicht der Spannungsverteilung an drei FE-Modellen (Längsschnitt): "kon-4", "zyl-4" und "ps-4".	57
Abbildung 29: Ansicht der Spannungsverteilung an vier verschiedenen Indexformen: "konlang-3", "konlang-4", "konlang-H" und "konlang-W".	59
Abbildung 30: Beispiel für den Einfluss der Berücksichtigung der Plastizität am Modell "Indexkon-H".	60
Abbildung 31: Unterschiedliche Lokalisationen der Spaltmessung (blau Implantat-schulter; grau Abutmentausschnitt).	67
Abbildung 32: Querschnitt der drei Indexformen vier Nuten, hexagonal und drei Nuten.	69
Abbildung 33: Querschnitt der zwei Indexformen vier Nuten und hexagonal.	69

7. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Darstellung der ermittelten Abmessungen der Tiologic [®] -Geometrien.	34
Tabelle 2: Übersicht über die 32 konstruierten Modelle mit ihren Abkürzungen.	39
Tabelle 3: Tabellarische Darstellung der Materialeigenschaften der hier verwendeten Titanlegierung Titan Grade 5 (Ti-6Al-4V, Boyer et al., 1994).	41
Tabelle 4: Darstellung der Spaltwerte für die zylindrischen und flachen Geometrien.	61
Tabelle 5: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).	62
Tabelle 6: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).	62
Tabelle 7: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).	63
Tabelle 8: Darstellung der Mikrospaltergebnisse in μm , ihrer Mittelwerte (MW) und Standardabweichungen (SD).	63
Tabelle 9: Kreuztabelle zur Darstellung der im ANOVA bestimmten p-Werte. Mit „n.s.“ bezeichnete Felder weisen auf einen nicht-signifikanten Unterschied hin.	64

8. 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
- Angermair J, Wiest W, Rack A, Zabler S, Fretwurst T, Nelson K. Synchrotron-based Radiography of Conical vs. Butt-joint Implant Abutment Connections. *J Oral Implantol* 2020. doi: 10.1563/aaid-joi-D-19-00365.1.[Epub ahead of print]
- Atieh MA, Ibrahim HM, Atieh AH. Platform switching for marginal bone preservation around dental implants: a systematic review and meta-analysis. *J Periodontol* 2010; 81: 1350-1366
- BDIZ EDI, 2020: Was ist ein Implantat? <https://bdizedi.org/was-ist-ein-implantat/> (Zugriffsdatum: 14.07.2020)
- Becker J, Ferrari D, Herten M, Kirsch A, Schaer A, Schwarz F. Influence of platform switching on crestal bone changes at non-submerged titanium implants: a histomorphometrical study in dogs. *J Clin Periodontol* 2007; 34: 1089-1096
- Behnecke A, Behnecke N. Komplikationen in der Belastungsphase und ihre Therapiemöglichkeiten. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München- Jena: Urban & Fischer, 2004: 351-383
- Bourauel C, Keilig L. Expertenmeinung zur Studie von Holger Zipprich et al.: Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface. 2009. <https://impl.quintessenz.de/index.php?doc=abstract&abstractID=12080> (Zugriffsdatum: 19.06.2020)
- 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
- Boyer R, Welsch G, Collings EW. In: ASM International®, Hrsg. *Material Properties Handbook: Titanium Alloys.*, Materials Park, OH, USA: ASM International®, 1994: 494-498
- 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

Bredent medical®, 2019: Sky Prothetik. <https://www.bredent-implants.com/wp-content/uploads/2019/12/0002500D.pdf> (Zugriffsdatum 14.07.2020)

Bredent medical®, 2020: Torx® Verbindung – Goldstandard. <https://www.bredent-implants.com/de/produkte-losungen/sky-implantatsystem/implantatverbindungen/> (Zugriffsdatum: 14.01.2020)

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003; 82: 232-237

Broggini N, McManus LM, Hermann JS, Medina R, Schenk RK, Buser D, Cochran DL. Peri-implant inflammation defined by the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2006; 85: 473-478

Byrne G. Introduction to Dental Implants. In: Byrne G, Hrsg. *Fundamentals of Implant Dentistry*. Danvers, MA; USA: Wiley Blackwell, 2014: 1-21

Cacaci C, Neugebauer J, Schlegel A, Seidel F. *Checklisten der Zahnmedizin: Orale Implantologie*. Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2006

Camlog®, 2020: Die Tube-in-Tube® Implantat-Abutment-Verbindung. <https://www.camlog.com/de/implantatsysteme/camlog/verbindung/> (Zugriffsdatum: 14.07.2020)

Straumann®, 2020: Straumann® Implantat-Sekundärteil-Verbindungen. <https://www.straumann.com/de/de/dentaler-fachbereich/produkte-und-loesungen/implantatgetragene-prothetik/sekundaerteil-verbindungen.html> (Zugriffsdatum: 20.04.2020)

Candotto V, Gabrione F, Oberti L, Lento D, Severino M. The role of implant-abutment connection in preventing bacterial leakage: a review. *J Biol Regul Homeost Agents* 2019; 33: 129-134

Canullo L, Pellegrini G, Allievi C, Trombelli L, Annibaldi S, Dellavia C. Soft tissues around long-term platform switching implant restorations: a histological human evaluation. Preliminary results. *J Clin Periodontol* 2011; 38: 86-94

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

Dentaurum®, 2020: Abutment Switch. <https://www.dentaurum.de/files/989-911-10.pdf> (Zugriffsdatum: 14.07.2020)

DGZMK, 2005: Implantologie in der Zahnheilkunde. https://www.dgzmk.de/implantologie-in-der-zahnheilkunde?p_p_id=56_INSTANCE_JDTrIAWXBmjE&p_p_lifecycle=0&p_p_state=normal&p_p_mode=view&p_p_col_id=column-1&#p_56_INSTANCE_JDTrIAWXBmjE (Zugriffsdatum: 15.05.2020)

DIN e.V., 2016. Zahnheilkunde - Implantate - Dynamische Belastungsprüfung für enossale Dentalimplantate (ISO 14801:2016); Deutsche Fassung EN ISO 14801:2016. <https://www.din.de/de/wdc-proj:din21:280728483> (Zugriffsdatum: 14.07.2020)

Flanagan D, Bite force and dental implant treatment: a short review. *Med Devices (Auckl)* 2017; 10: 141–148

Franke S. In: Franke S, Hrsg. *Giesserei-Lexikon*. Berlin: Schiele und Schön GmbH, 2019: 614

Guerra F, Wagner W, Wiltfang J, Rocha S, Moergel M, Behrens E, Nicolau P. Platform switch versus platform match in the posterior mandible- 1-year results of a multicentre randomized clinical trial. *J Clin Periodontol* 2014; 41: 521-529

Hämmerle CH, Wagner D, Brägger U, Lussi A, Karayiannis A, Joss A, Lang NP. Threshold of tactile sensitivity perceived with dental endosseous implants and natural teeth. *Clin Oral Implants Res* 1995; 6: 83-90

Hasan I, Keilig L, Bourauel C, Lückerrath W. The effect of screw preload and framework material on the success of cementable fixed partial prostheses: A finite element study. *Annals of Anatomy* 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

Hiersig HM. In: Hiersig HM, Hrsg. *Lexikon Ingenieurwissen-Grundlagen*. Düsseldorf: VDI-Verlag GmbH, 1995: 197

Hornbogen E, Warlimont H, *Elastische und plastische Verformung*. In: Springer, Hrsg. *Metallkunde*. Berlin, Heidelberg: Springer-Verlag, 1967: 36-37

Implant Akademi, 2020: Laser microtextured or platform switch dental implants? <https://dentalclinicsturkey.com/2019/11/29/laser-microtextured-or-platform-switch-dental-implants/> (Zugriffsdatum: 14.07.2020)

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, *Mikrospaltbildung und Spannungen an einem belasteten Implantat- Abutment-Komplex unter Berücksichtigung von Reibung und Schraubenvorspannung*. 2016; 7-8

Jörn D, Kohorst P, Besdo S, Borchers L, Stiesch M. Three-dimensional nonlinear finite element analysis and microcomputed tomography of microgap formation in a dental implant under oblique loading. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2016; 31: 32-42

Jung RE, Jones AA, Higginbottom FL, Wilson TG, Schoolfield J, Buser D, Hämmerle CH, Cochran DL. The influence of non-matching implant and abutment diameters on radiographic crestal bone levels in dogs. *J Periodontol* 2008; 79: 260-270

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

Klokkevold PR, Han TJ. How do smoking, diabetes, and periodontitis affect outcomes of implant treatment? *Int J Oral Maxillofac Implants* 2007; 22: 173-202

- Koeck B, Wagner W. Einleitung. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. Implantologie. München, Jena: Urban und Fischer, 2004: 2-7
- Koc D, Dogan A, Bek B, Bite Force and Influential Factors on Bite Force Measurements: A Literature Review. Eur J Dent 2010; 4: 223–232
- Kurzweil P. In: Kurzweil P, Hrsg. Das Vieweg Formel-Lexikon: Basiswissen für Ingenieure, Naturwissenschaftler und Mediziner. Wiesbaden: Springer Fachmedien, 2002: 143-144
- Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: a new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. Int J Periodontics Restorative Dent 2006; 26: 9-17
- 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
- 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
- Maeda Y, Miura J, Taki I, Sogo M. Biomechanical analysis on platform switching: is there any biomechanical rationale? Clin Oral Implants Res 2007; 18: 581-584
- Mathiak FU. Die Methode der finiten Elemente (FEM), Einführung und Grundlagen. 2007: 1-7
- Mishra SK, Chowdhary R, Kumari S. Microleakage at the Different Implant Abutment Interface: A Systematic Review. J Clin Diagn Res 2017; 11: 10-15
- Morneburg TR, Pröschel PA. Measurement of masticatory forces and implant loads: a methodologic clinical study. Int J Prosthodont 2002; 15: 20-27
- Müller H-P, Anatomie und Physiologie. In: Müller H-P, Hrsg. Checklisten der Zahnmedizin: Parodontologie, Stuttgart: Georg Thieme Verlag, 2012: 21-23
- do Nascimento C, Miani PK, Pedrazzi V, Gonçalves RB, Ribeiro RF, Faria AC, Macedo AP, de Albuquerque RF Jr. Leakage of saliva through the implant- abutment interface: In vitro evaluation of three different implant connectins under unloaded and loaded conditions. Int J Oral Maxillofac Implants 2012; 27: 551-560

- Neumeyer S, Hopmann S, 2013: Einteilige vs. zweiteilige Implantate. <https://www.dentalmagazin.de/praxiszahnmedizin/implantologie/einteilige%E2%80%85versus%E2%80%85zweiteilige-implantate> (Zugriffsdatum:10.05.2020)
- 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
- Nishigawa K, Bando E, Nakano M, Quantitative study of bite force during sleep associated bruxism. *J Oral Rehab* 2001; 28: 485-491
- 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 direkt and indirect force transmission on peri-implant bone stress - a contact finite element analysis. *Comput Methods Biomech Biomed Engin* 2017; 20: 1132-1139
- Raofi S, Khademi M, Amid R, Kadkhodazadeh M, Movahhedi MR. Comparison of the effect of three abutment-implant connections on stress distribution at the internal surface of dental implants: a finite element analysis. *J Dent Res Dent Clin Dent Prospect* 2013; 7: 132-139
- Richter E-J, Konstruktionsprinzipien von Implantaten aus prothetischer Sicht. In: Koeck B, Wagner W, Hrsg. *Implantologie*. München, Jena: Urban und Fischer, 2004: 48-60
- Saidin S, Abdul Kadir MR, Sulaiman E, Abu Kasim NH. Effects of different implant-abutment connections on micromotion and stress distribution: prediction of microgap formation. *J Dent* 2012; 40: 467-474
- Sakka S, Baroudi K, Nassani MZ. Factors associated with early and late failure of dental implants. *J Investig Clin Dent* 2012; 3: 258-261
- da Silva-Neto JP, Prudente MS, Carneiro Tde A, Nóbilo MA, Penatti MP, Neves FD. Microleakage at the implant-abutment interface with different tightening torques in vitro. *J Appl Oral Sci* 2012; 20: 581-587

Softguide®, 2020, 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#:~:text=FE M%20ist%20die%20Kurzform%20f%C3%BCr,%2DAnalyse%20\(FEA\)%20bezeichnet.&ext=FEA%20im%20Anfang%20f%C3%BCr%20L%C3%B6sungen,l%C3%A4ngst%20auch%20nichtlineare%20Berechnungen%20ausgef%C3%Bcht](https://www.softguide.de/software-tipps/grundlagen-und-funktionen-finite-elemente-methode#:~:text=FE M%20ist%20die%20Kurzform%20f%C3%BCr,%2DAnalyse%20(FEA)%20bezeichnet.&ext=FEA%20im%20Anfang%20f%C3%BCr%20L%C3%B6sungen,l%C3%A4ngst%20auch%20nichtlineare%20Berechnungen%20ausgef%C3%Bcht). (Zugriffsdatum: 6.6.2020)

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

Tallgren A, Lang BR, Walker GF, Ash MM Jr. Roentgen cephalometric analysis of ridge resorption and changes in jaw and occlusal relationships in immediate complete denture wearers. *J Oral Rehabil* 1980; 7: 77-94

Weng D, Nagata MJ, Bell M, de Melo LG, Bosco AF. Influence of microgap location and configuration on peri-implant bone morphology in nonsubmerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010; 25: 540-547

Weng D, Nagata MJ, Bosco AF, de Melo LG. Influence of microgap location and configuration on radiographic bone loss around submerged implants: an experimental study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2011; 26: 941-946

Williams WN, Low SB, Cooper WR, Cornell CE. The effect of periodontal bone loss on bite force discrimination. *J Periodontol* 1987; 58: 236–239

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 of two-piece dental implants. *Heliyon* 2018 8; 4:e00524

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

9. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. rer. nat. Bourauel, Stiftungsprofessur für Oralmedizinische Technologie am Universitätsklinikum Bonn, für die Möglichkeit, ein eigenes Thema vorzuschlagen und dessen Umsetzung in allen Bereichen zu unterstützen. Durch sein stets offenes Ohr und offene Tür fühlte ich mich immer gut betreut.

Herrn Dr. rer. nat. Keilig danke ich herzlich für seine intensive Betreuung und Unterstützung in allen schwierigen Phasen dieser Arbeit. Er wurde niemals müde, mir alle Aspekte der Finite-Elemente-Methode und der Mathematik dahinter ausführlich und auch grafisch zu erklären.

Vielen Dank auch an meine Eltern, die mir dieses Studium ermöglicht und mich stets in allen Lebenslagen und noch so schwierigen Phasen unterstützt haben.

Meinem Freund Sebastian danke ich für die aufmunternden Worte während schwieriger Phasen dieser Arbeit, seine Anregungen und seine Geduld in dieser Zeit.