GEFÖRDERT VOM

Bundesministerium für Bildung und Forschung

PROJEKTTRÄGER

VDI Technologiezentrum

Anlage 2
(zu Nr. 4.1 NKBF 2017)

enoconnect

Sachbericht zum Verwendungsnachweis

Teil II: Eingehende Darstellung

Zuwendungsempfänger:	Förderkennzeichen:
Fraunhofer IWU	13GW0496B

Vorhabensbezeichnung:

Verbundprojekt: „Neuartige Verbindungen für modulare enossale Implantate (enoCONNECT)“

Teilvorhaben: „Untersuchung einer neuen Lösung für die Schnittstelle Implantatkörper / Abutment“

Programm:

kmU innovativ Medizintechnik

Laufzeit des Vorhabens:

01.08.2021 – 31.01.2025

Berichtszeitraum:

01.08.2021 – 31.01.2025

Teilprojektleiter:

Christian Rotsch

Das diesem Bericht zugrunde liegende Vorhaben wurde mit Mitteln des Bundesministeriums für Bildung und Forschung unter dem Förderkennzeichen 13GW0496B gefördert. Die Verantwortung für den Inhalt dieser Veröffentlichung liegt beim Autor.

Inhalt

1. Projektziele ... 3
2. Ergebnisse ... 4
   - 2.1 Arbeitspaket 1.3 Risikoermittlung der neuen Implantatschnittstellen ... 4
   - 2.2 Arbeitspaket 1.5 Anforderungen an die Handhabung und den Einsatz ... 6
   - 2.3 Arbeitspaket 2.1 Erforschung und Bewertung von Konzepten für Verankerungsmechanismen der Komponenten ... 6
   - Arbeitspaket 2.2 Analyse konstruktiver und fertigungstechnischer Grenzen in bestehender Implantatkörpergeometrie ... 7
   - 2.4 Arbeitspaket 2.3 Auslegung der Verankerungsmechanismen für eine definierte Implantatgröße ... 8
   - 2.5 Arbeitspaket 4.1 Zusammenführung der Konzepte aus AP 3 und AP 4 und Auswahl und Bewertung geeigneter Kombinationen ... 10
   - 2.6 Arbeitspaket 4.2 Auslegung der kombinierten Konzepte ... 11
   - 2.7 Arbeitspaket 5.1 Definition spezifischer Lastfälle und Festlegung der Randbedingungen für mind. 2 Lastfälle ... 12
   - 2.8 Arbeitspaket 5.2 Konvergenzanalyse ... 16
   - 2.9 Arbeitspaket 5.3 FE-Simulation der Verbindungen von Implantatkörper/Abutment/Krone ... 18
   - 2.10 Arbeitspaket 5.4 Auswertung der auftretenden Deformationen und Spannungen unter definierten Belastungen und Anpassung der Komponenten ... 19
   - 2.11 Arbeitspaket 8.1 Versuchsaufbau und Charakterisierung ... 24
   - 2.12 Arbeitspaket 8.2 Biomechanische Charakterisierung und Funktionsprüfung der hergestellten Funktionsmuster ... 25
   - 2.13 Arbeitspakt 8.2 Biomechanische Charakterisierung und Funktionsprüfung der hergestellten Funktionsmuster ... 27
   - 2.14 Arbeitspakte 8.3 Quantifizierung Handhabung der Implantatkomponenten im künstlichen Modell ... 34
   - 2.15 Arbeitspaket 8.4 Analyse der Ergebnisse und wirtschaftliche sowie medizintechnische Bewertung ... 36
3. Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Gesamtnachweises ... 39
4. Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit ... 39
5. Voraussichtlicher Nutzen ... 39
6. Fortschritte auf dem Gebiet des Vorhabens an anderen Stellen ... 41
7. Erfolgte und geplante Veröffentlichungen der Ergebnisse ... 42
8. Literatur ... 43

1. Projektziele

Lösbare enossale Implantate bestehen aus mindestens drei Modulen. Das Grundmodul **Implantatschraube** wird direkt im Knochen verankert und ist über ein **Verbindungselement (Abutment)** mit der **Zahnkrone** verbunden. Der Implantationsprozess dieser Systeme erfolgt in zwei Stufen:

- Die Implantatschraube verheilt nach der Verschraubung zunächst lastfrei im Kieferknochen, um die Osseointegration zu verbessern [1, 2].
- Im zweiten Schritt wird ein angepasstes Abutment eingesetzt und mit der Kronenversorgung abgeschlossen.

Dieser mehrstufige Prozess verlangt die sichere Verankerung und Lösbarkeit der Elemente untereinander. Dabei lassen sich zwei Schnittstellen definieren:

- die Schnittstelle Implantatschraube/Abutment und
- die zweite Schnittstelle Abutment/Zahnkrone.

Die Verbindungen können durch einen Stoffschluss bspw. mit medizinischem Kleber oder Zement hergestellt werden, wodurch das Infektionsrisiko durch Bakterien verringert wird, aber gleichzeitig keine oder nur eine eingeschränkte Lösbarkeit besteht. Der Stand der Technik wird durch Schraubenverbindungen abgebildet, welche sich durch eine einfache Handhabung und ein hohes Sicherheitsempfinden auszeichnen. Dennoch können die Verbindungen zu technischen Problemen wie Schraubenlockerungen oder Materialbrüchen führen. [3–9]

Im Rahmen des Verbundvorhabens „Neuartige Verbindungen für modulare enossale Implantate (enoCONNECT)“ sollen neue Lösungsansätze erforscht werden. Die Arbeiten des **Fraunhofer IWU** gliedern sich in die Zielstellung des Gesamtvorhabens ein.

Der Lösungsansatz dieses **Teilvorhabens** liegt in der Untersuchung einer gewindefreien und lösbaren Verbindung zwischen Implantatschraube und Abutment. Die Verbindung basiert auf einer konischen Press-Fit Verbindung, welche eine großflächige Kraftübertragung ermöglicht. Kerbwirkungen durch Gewindegänge werden vermieden, wodurch die Fertigung vereinfacht, und der Einsatz neuer Materialien ermöglicht wird. Um ein ähnliches Sicherheitsempfinden wie bei den herkömmlichen Modellen zu erreichen, wird neben der Press-Fit Verbindung eine Rotationssicherung und ein standardisierter Fügeprozess erforscht. Ein

unkontrolliertes Einschlagen oder –drücken des Abutments und das damit einhergehende Risiko der Implantatschraubenlockerung wird damit vermieden.

Die Erforschung der Verbindungskonzepte bildet die Grundlage für die Gestaltung der Schnittstelle zwischen dem Abutment und der Zahnkrone, welche vom Projektpartner **Zahntechnik Schönberg** im Projekt bearbeitet wird. Die Konzepte beider Schnittstellen werden in einem gemeinsamen Arbeitsschritt kombiniert und ausgestaltet. Das gemeinsame Ziel im Gesamtvorhaben ist die technische Realisierung von Funktionsdemonstratoren, welche mit herkömmlichen am Markt etablierten Implantatmodellen verglichen werden können. Die notwendigen Fertigungstechnologien der Titan- und PEEK-Komponenten werden durch den Partner **Servo-Dental GmbH & Co. KG**, die Fertigungstechnologien der Keramikkomponenten werden durch den Partner **Moje Keramik-Implantate GmbH & Co. KG** erforscht.

Die Funktionsmuster werden dabei aus im Dentalbereich üblicherweise eingesetzten Materialien umgesetzt. Die Anwendung verschiedener Werkstoffe entspricht dem Trend zu metallfreien Materialien in der Zahnmedizin [7, 10, 11].

Die Demonstratoren werden anhand von Vergleichsmessungen in Anlehnung an die DIN ISO 14801, mittels µCT-Analyse und optischer Verfahren sowie in Handlingsversuchen evaluiert und dienen als Probekörper für den ebenfalls im Projekt untersuchten Lösungsansatz eines Kausimulators des Partners **DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH**.

2. Ergebnisse

2.1 Arbeitspaket 1.3 Risikoermittlung der neuen Implantatschnittstellen

Die Risikoermittlung beruht auf der Betrachtung bereits existierender Implantatsysteme. Dabei wurde eine Einschränkung auf zweiteilige Implantate vorgenommen, um eine Vergleichbarkeit der Fügeverbindungen herzustellen. Das Projekt umfasst lediglich die Verbindung der modularen Komponenten. Die Außenkontur des Implantatkörpers wird von einem bestehenden System der Servo-Dental GmbH & Co. KG übernommen und ist nicht Bestandteil der Risikoermittlung. Da die Risiken der Schnittstellen ähnlich ausfallen wurde die Risikoermittlung in die

Prozesse des Fügens und Lösens der Verbindungen untergliedert. Im Folgenden sind die als besonders kritisch eingestuften Risiken beschrieben.

Risiken während des Fügens der Verbindungen:

Bei aktuellen Implantatsystemen bestimmt die Schraubenverbindung (Verbindungsschraube oder Abutment mit Gewinde) und deren Anzugsmoment die Sicherheit des Fügevorgangs. Die neuartige Verbindung wird auf eine Schraubenverbindung verzichten. Die beim Fügen der Verbindung aufgebrachten Kräfte müssen in Richtung und Betrag begrenzt werden, da sonst die Gefahr zur Schädigung der bereits ausgebildeten Implantat-Knochen-Verbindung besteht. Der Vorgang muss reproduzierbar ausgelegt werden und der Einfluss des Operierenden auf die Fügekraft sollte weitestgehend reduziert werden. Unregelmäßigkeiten während des Fügevorgangs führen zu Schädigungen der Fügeflächen und fehlerhafter Ausrichtung der Komponenten zueinander. Dies wiederum reduziert die Sicherheit und Lebensdauer der Verbindung und kann zusätzlich den Revisionsprozess erschweren.

Verunreinigungen der Fügeflächen stellen ein erhöhtes Infektionsrisiko dar und können ebenfalls Beschädigungen hervorrufen.

Das unvollständige oder fehlerhafte Fügen der Komponenten kann zu einer vergrößerten Spaltbildung zwischen den Komponenten führen. Dies wiederum begünstigt den Bakterienbefall des Implantates und kann zu Entzündungen, Infektionen und unangenehmen Gerüchen führen. Zudem resultiert das Lösen oder Verkippen der Komponenten in einer fehlerhaften Kraftübertragung während des Kauens, welche eine Beschädigung einzelner Komponenten und im schlimmsten Fall einen Implantatbruch nach sich zieht.

Risiken während des Lösens der Verbindungen:

Die Revidierbarkeit ist eine Voraussetzung für die neuartigen Verbindungen, um einen Wechsel der modularen Komponenten ohne eine vollständige Explantation des Implantatkörpers oder Beschädigung der Implantat-Knochen-Verbindung zu ermöglichen.

Ähnlich zum Fügen der Verbindung muss auch beim Entfügen eine definierte Kraft aufgebracht werden. Hierbei besteht das Risiko der Beschädigung des Implantatkörpers und dessen Fügefläche. Dies reduziert wiederum die Sicherheit der Verbindung mit einem neuen Abutment und erfordert im schlimmsten Fall einen

Austausch des Implantatkörpers trotz intakter Knochen-Implantat-Verbindung. In der Regel muss dann ein größerer Implantatkörper eingesetzt werden, um die entstandene Kavität im Kieferknochen vollständig auszufüllen. Dies führt zu einer Reduzierung der Knochenqualität bzw. verbleibenden Knochenmasse, wodurch die Sicherheit der Verankerung der Versorgung herabgesetzt wird.

2.2 Arbeitspaket 1.5 Anforderungen an die Handhabung und den Einsatz

Folgende wesentlichen Punkte wurden im Rahmen von Beratungsgesprächen mit klinischen Vertretern als besonders wichtig herausgearbeitet.

- Die Verbindungen müssen revidierbar sein und dürfen auch durch mehrmaliges Fügen und Lösen keine Schädigung bzw. Einschränkung der Verbindungssicherheit aufzeigen.
- Beschädigungen der Kontaktflächen durch Verunreinigungen während des Fügens und Lösens müssen vermieden werden.
- Ein Feedback über das erfolgreiche Fügen der Verbindung durch einen mechanischen Anschlag oder einer Begrenzung der Fügekraft durch bspw. ein spezielles Instrument wäre wünschenswert.
- Sollten neue oder zusätzliche Instrumente für die neuartige Verbindung benötigt werden, sollten diese möglichst selbsterklärend aufgebaut sein.

2.3 Arbeitspaket 2.1 Erforschung und Bewertung von Konzepten für Verankerungsmechanismen der Komponenten

Die Konzepte wurden mit Hilfe eines morphologischen Kastens erstellt, dessen Kategorien aus dem Lastenheft (AP1) abgeleitet wurden. Anhand eines Anforderungskataloges wurden zunächst Bewertungskriterien für die Einordnung der Konzeptvorschläge aufgestellt. Diese beinhalten:

- Vorgabe der Implantatgröße und damit des verfügbaren Bauraumes,
- Sicherheit vor bakterieller Ansiedlung,
- Sicheres Fügen der konischen Presspassung
- Rotationssicherung bzw. reproduzierbare Ausrichtung der Verbindungspartner
- Revidierbarkeit der Verbindung,
- Bedienbarkeit,
- Umsetzung in Hinblick auf den Zulassungs- und Fertigungsprozess.

Insgesamt wurden zunächst zehn Konzeptlösungen vorgestellt und mit dem gesamten Konsortium bewertet (s. Abbildung 1)

Die Ansätze basieren zum Teil auf intelligenten Materialien wie Formgedächtnislegierungen. Aus diesem Grund wurde ein Bewertungskriterium bezüglich der bereits erfolgten Zulassung für den medizinischen Gebrauch ergänzt.

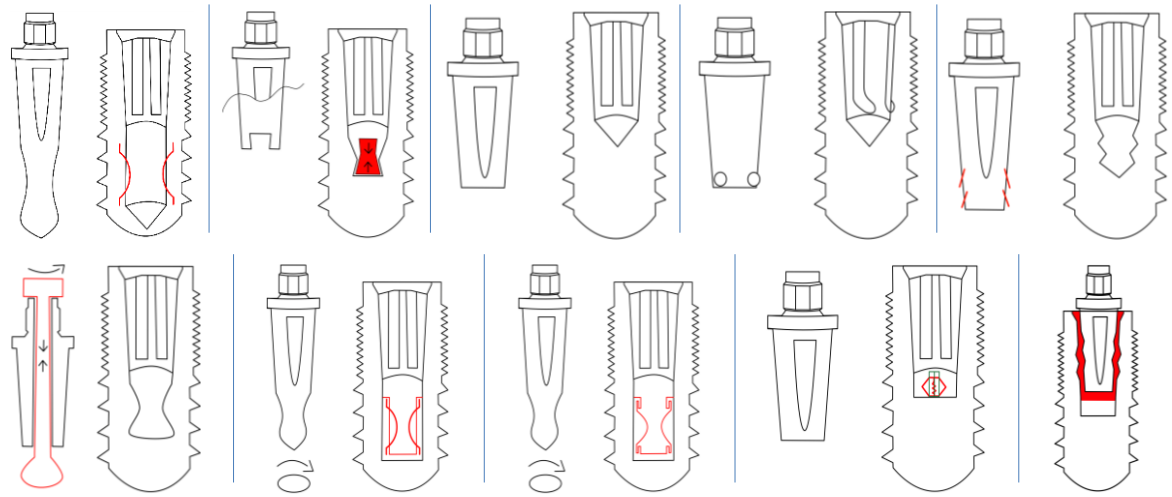


Abbildung 1: schematische Darstellung der Konzeptansätze

Arbeitspaket 2.2 Analyse konstruktiver und fertigungstechnischer Grenzen in bestehender Implantatkörpergeometrie

Auf Basis der Konzeptbewertung wurden eine O-Ring- und eine Feder- bzw. Ankerverbindung ausgewählt. Die O-Ring Verbindung wird als Titan-Titan, Keramik-Keramik-Verbindung und Keramik-PEEK, die Ankerverbindung wird als Titan-Titan und Keramik-PEEK-Verbindung umgesetzt. Aufgrund der Materialeigenschaften von Keramik ist eine Umsetzung als Feder- bzw. Ankerverbindung nicht sinnvoll möglich.

Die Grundlage für die Definition des verfügbaren Bauraums stellt ein Modell des Partners Servo-Dental GmbH & Co. KG dar. Dieses wurde zunächst in ein vereinfachtes Modell übertragen, da die Außengeometrie im Rahmen des Projektes nicht verändert werden soll. Der Außendurchmesser des Modells beträgt 4,4 mm und verfügt über eine Gesamtlänge von 8,2 mm. Die Mindestwandstärke wurde zunächst auf 0,3 mm festgelegt.

Die Basis aller Verbindungskonzepte bildet ein Morsekegel, welcher einen Öffnungswinkel von 3° definiert. Nur so kann die Verbindung mittels Press-Fit gesichert und somit auch die Sicherheit vor bakterieller Besiedlung im Innenraum des

Implantates gewährleistet werden. Die Schnittstelle zwischen Abutment und Zahnkrone wird definiert durch die Implantatlänge und den Durchmesser, da die Hebelwirkung des Abutments für eine sichere Knochenverankerung des Implantates beachtet werden muss. Des Weiteren soll die Schnittstelle Implantatkörper/Abutment ein Plattform-Switching beinhalten. Die Anforderungen wurden zusammengetragen und ebenfalls im Anforderungskatalog festgehalten und dienen als Grundlage für das AP3.

2.4 Arbeitspaket 2.3 Auslegung der Verankerungsmechanismen für eine definierte Implantatgröße

Die einzelnen Konzepte wurden in einem iterativen Prozess konstruktiv umgesetzt. In den nachfolgenden Tabellen sind ausgewählte Entwicklungsschritte für die Schnittstelle Implantatschraube - Abutment für die O-Ring-Variante (Tabelle 1) und die Ankerverbindung (Tabelle 2) dargestellt.

Tabelle 1: Entwicklungsschritte der O-Ring-Verbindung

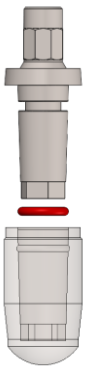
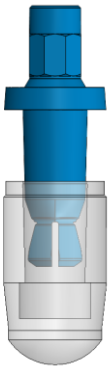
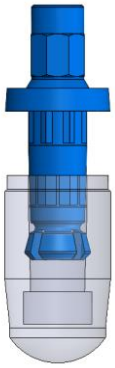
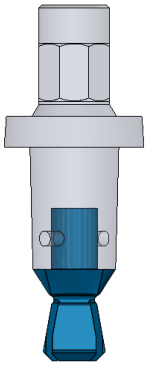
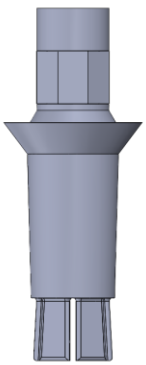
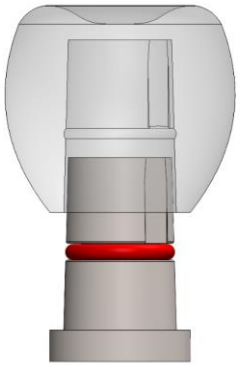
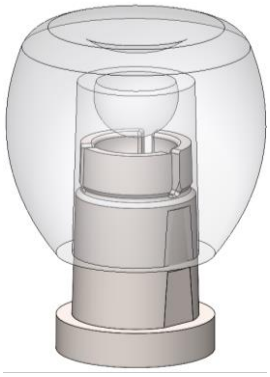
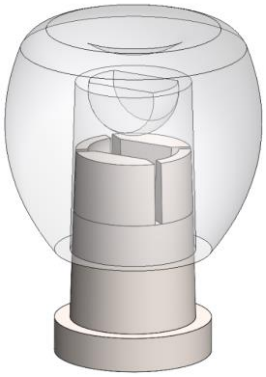
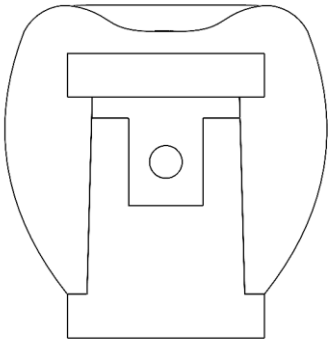
Entwicklungsschritt 1	**Entwicklungsschritt 2**	**Entwicklungsschritt 3**
erster Entwurf einer O-Ring-Verbindung mit runder Nut	Anpassung der Nut: eckige Kerbe für besseren Ringverlauf	Prüf-Abutment mit kugeliger Prüfkappe, sowie Plattform-Switching
		

Tabelle 2: Entwicklungsschritte der Federelement-/Ankerverbindung

Entwicklungsschritt 1	**Entwicklungsschritt 2**	**Entwicklungsschritt 3**
erster Entwurf einer Federelement-Verbindung	Anpassung der inneren Implantatkörper-Geometrie für eine vereinfachte Fertigung; Anpassung des Federelementes (Verlängerung der Einzelfilamente); Rotationssicherung unten	Gestaltung einer oberen Rotationssicherung als Alternative, wurde verworfen, da Kerben im Abschlussbereich zu erhöhten eindringen von Bakterien führen kann
		
Entwicklungsschritt 4	**Entwicklungsschritt 5**	**Entwicklungsschritt 6**
Federelement als Einzelkomponente → um Keramik-Keramik umsetzten zu können	Weiterentwicklung der Federelemente für vereinfachte Fertigung und optimaler Kraftleitung	Anpassung des unteren Elements durch Vorlage einer bereits untersuchten Ankerlösung von der Firma Servo-Dental GmbH & Co. KG Prüf-Abutment mit kugeliger Prüfkappe
		

Im Konsortium wurden ebenfalls Konzepte für die Verbindung Krone – Abutment erarbeitet und konstruktiv umgesetzt. Beispiele sind in Tabelle 3 dargestellt.

Tabelle 3: Konzepte der Verbindung Krone-Abutment, CAD-Entwürfe (Beispiele)

Krone-Abutment mit Silikonring-Verbindung	Krone-Abutment mit Klick-Verbindung, V01	Krone-Abutment mit Klick-Verbindung, V02	Krone-Abutment-Verbindung mit Magnet
			

Für eine bessere Beurteilung der Konzepte wurden vergrößerte 3D-Modelle mittels 3D-Drucktechnologie umgesetzt. Der prinzipielle Wirkmechanismus konnte so dargestellt und bewertet werden.

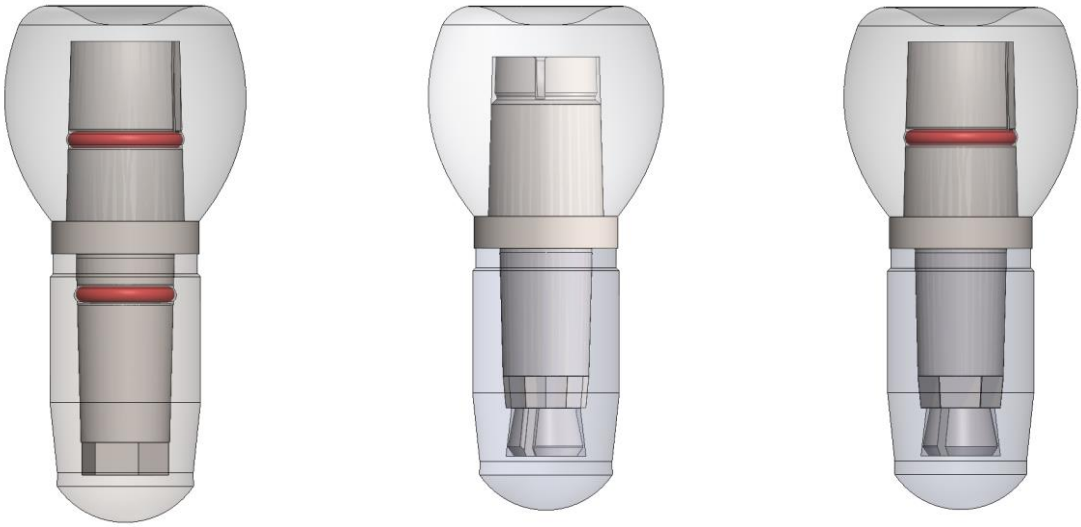
Abbildung 2: 3D-Modelle der Konzepte, Ankerverbindung (links) und O-Ring-Verbindung (rechts)

2.5 Arbeitspaket 4.1 Zusammenführung der Konzepte aus AP 3 und AP 4 und Auswahl und Bewertung geeigneter Kombinationen

Die erarbeiteten Konzepte wurden weiter untersetzt. Entsprechende CAD-Entwürfe wurden erstellt und im Konsortium bewertet. In einem iterativen Prozess erfolgte die Weiterentwicklung der Varianten für die Anker- und O-Ringverbindung. Dabei wurde auch die Kombination der Anker- und O-Ringverbindung in einem Aufbau (Implantat-Abutment und Abutment-Krone) betrachtet. Die Komponenten wurden in den folgenden Arbeitspaketen weiter detailliert und bis zur finalen CAD-Geometrie weiter untersetzt.

2.6 Arbeitspaket 4.2 Auslegung der kombinierten Konzepte

Die Verbindungskonzepte wurden weiter detailliert und zu einem Gesamtsystem mit jeweils 3 Varianten für die Ausführung in Titan und Keramik kombiniert.



a) O-Ring-Verbindung oben und unten

b) Anker-Verbindung oben und unten

b) O-Ring-Verbindung oben und Anker-Verbindung unten

Abbildung 3: Konzept Gesamtimplantat, Aufbau mit vereinfachter Krone

Für die Verbindung von Abutment und Keramikkrone wurde eine Kappe (s. Abbildung 4, rechts) entwickelt. Diese kann in die Krone eingeklebt werden uns stellt die Schnittstelle zum Abutment dar.

Für die Laborversuche wurde eine Prüfkrone mit vereinfachter Geometrie entwickelt (Abbildung 4 links). Diese dient der reproduzierbaren Krafteinleitung beim Lösen und Fügen sowie den dynamischen Belastungsversuchen mit einer einachsigen Prüfmaschine und den Versuchen mit dem von DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH entwickelten Kausimulator.

Abbildung 4: Prüfkrone mit Standardgeometrie für Labortests (links) und Kappe als Zwischenstück zwischen Keramikkrone und Abutment (rechts)

Die entwickelten Entwürfe wurden von Servo-Dental GmbH & Co. KG in Fertigungszeichnungen überführt und anschließend technologisch umgesetzt. Es stellte sich bei ersten Versuchen heraus, dass die Abziehvorrichtung nicht ideal mit der Prüfkrone verbunden werden konnte (s. Abbildung 5, links). Die Prüfkrone wurde weiter modifiziert, sodass diese für die Löseversuche (s. Abbildung 5, rechts) geeignet ist.

Die Keramik-Komponenten wurden durch Moje Keramik-Implantate GmbH & Co. KG technologisch realisiert.

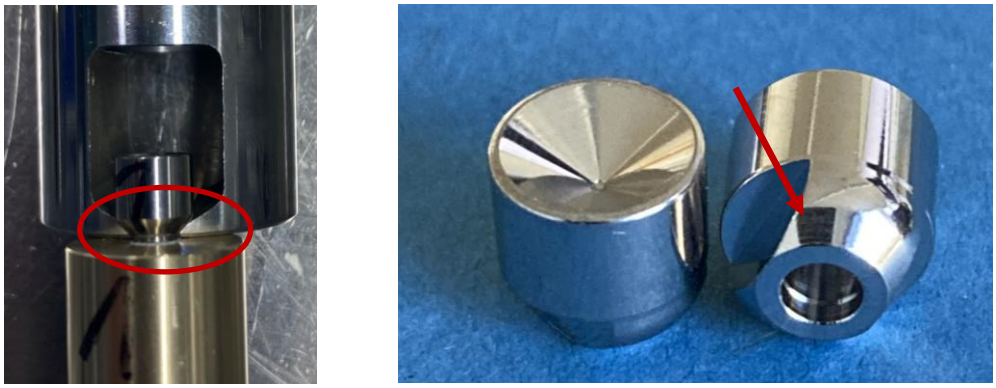


Abbildung 5: Abziehvorrichtung mit Probe (links) und modifizierte Prüfkrone (rechts)

2.7 Arbeitspaket 5.1 Definition spezifischer Lastfälle und Festlegung der Randbedingungen für mind. 2 Lastfälle

Im Projekt wurde der Fokus auf die Bewertung der Ermüdungsbeständigkeit gelegt und die Verbindung zwischen Implantatkörper und Abutment untersucht. Dabei wurden durch die Analyse geometrische Parameter optimiert und die Langzeitzuverlässigkeit somit erhöht. Die in den Finite-Elemente-(FE-)Simulationen verwendeten Belastungs- und Randbedingungen leiten sich aus der ISO 14801 ab. In der FE-Analyse der Zahnimplantatsysteme wurden verschiedene Einstellungen für geometrische Parameter wie Länge, Durchmesser oder Winkel des Aufbaus verglichen. Zur Modellierung und Simulation wurde die Simulationssoftware ANSYS Mechanical (Versionen 2021 R2 und 2023 R2) eingesetzt. Im Folgenden werden die verwendeten Materialparameter, Kontaktformulierungen, Vernetzung sowie die Randbedingungen, aus denen sich die FE-Modelle zusammensetzen, erläutert.

Materialparameter:

Für die numerische Analyse wird ein linear elastisches, isotropes Materialmodell verwendet. Die mechanischen Eigenschaften, die in der FE-Analyse hinterlegt wurden,

sind: Dichte, Elastizitätsmodul, Querkontraktionszahl, Zugfestigkeit und Druckfestigkeit. Die Materialparameter wurden hauptsächlich aus Datenblättern der Projektpartner der verwendeten Materialien entnommen. Fehlende Daten wurden mit Literaturwerten für die spezifische Materialbeschreibung ergänzt. Die angenommenen Werkstoffkennwerte, die den Modellen zugrunde liegen, sind in Tabelle 4 zusammengefasst.

Tabelle 4: In Simulationen genutzte Werkstoffkennwerte

Material	E-Modul / GPa	Poisson-Zahl	Zugfestigkeit / MPa
Titanlegierung	113	0,34	880
Keramik	200	0,31	230
PEEK	3,5	0,36	90

Kontaktbereiche:

Der Untersuchung der Kontaktbereiche zwischen den einzelnen Implantatkomponenten kommt in der Simulation eine besondere Bedeutung zu, da die Funktion des Implantats maßgeblich von der Reibung der im Kontakt stehenden Komponenten abhängt. Da die Kontaktverhältnisse die Steifigkeit des Systems beeinflussen und zu struktureller Nichtlinearität führen, führen die Kontakte im Modell zu erhöhten Anforderungen an die zeitliche und örtliche Diskretisierung. Im FE-Modell des Zahnimplantats wurden, am Beispiel der O-Ringverbindung unten, vier reibungsbehaftete Kontaktbereiche an den Schnittstellen zwischen den verschiedenen Komponenten definiert (Abbildung 6).

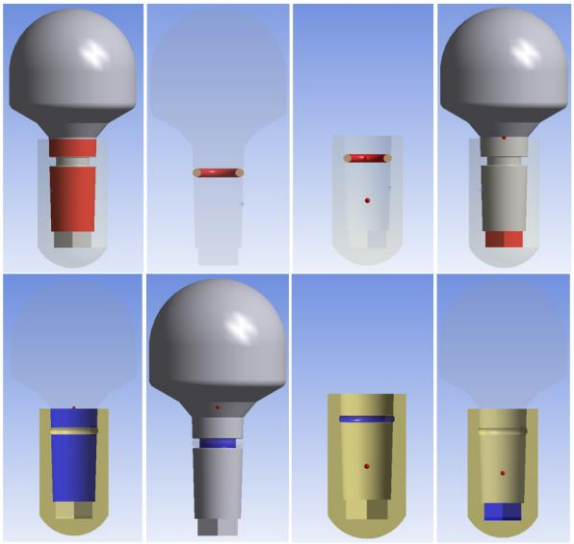


Abbildung 6: Definierte Kontaktbereiche mit Kontaktflächenansicht in Rot und Zielflächenansicht in Blau.

Die anfänglichen Reibungskoeffizienten wurden aus Literaturwerten entnommen. Der Reibungskoeffizient für Titanlegierung - Titanlegierung sowie für Keramik - Keramik wurde auf 0,3 festgelegt. Der Reibungskoeffizient für Silikonkautschuk mit Titan oder Keramik wurde auf 0,61 festgelegt.

Netzgenerierung:

Um das zu erwartende Verhalten der verschiedenen Verbindungskonzepte mittels Finite-Elemente-Methode (FEM) zu berechnen, wurden sämtliche CAD-Modelle in diskretisierte FE-Modelle überführt. Dabei kamen Tetraeder- und Hexaederelemente zum Einsatz. Abbildung 7 zeigt eine diskretisierte Geometrie am Beispiel der Ankerverbindung. Ein adaptiver Vernetzungsalgorithmus wurde angewendet, um das Netz des Zahnimplantatmodells an den Stellen mit besonderem Interesse zu verfeinern. An den Schnittstellen zwischen den verschiedenen Komponenten wurde eine Kontaktgrößenanpassung verwendet. Elemente an allen vorhandenen Kontaktflächen wurden in ihrer Größe auf ein Drittel der allgemeinen Elementgröße definiert.

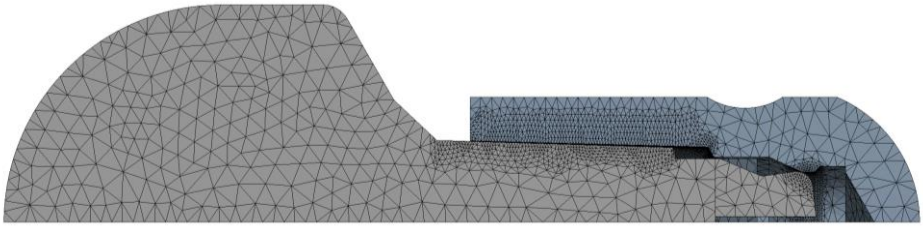


Abbildung 7: Exemplarische Geometrievernetzung der Ankerverbindung

Randbedingungen:

Die in der numerischen Analyse durchgeführten Lastschritte wurden in Analogie zu der in den experimentellen Tests aufgebrachten Belastung gewählt. Drei verschiedene Randbedingungen wurden auf das Model angewendet (siehe Abbildung 8). Die feste Einspannung wurde auf dem blauen Bereich des Implantatkörpers angewendet, wo die realen Proben im Messingzylinder eingebettet waren, sodass die oberen 3 mm des Implantatkörpers frei blieben. Die *y*-Verschiebung wurde auf der gelb markierten Fläche des Aufbaus parallel zur Aufbauschaftachse aufgebracht. Die schräge Last wurde auf derselben Fläche des Aufbaus angewendet, jedoch unter einem Winkel von 30° zur Aufbauschaftachse. Sowohl Verschiebungs- und Kraftrandbedingungen wurden auf dieser Fläche definiert, um Spannungsspitzen und Diskontinuitäten in einem Bereich zu vermeiden, der nicht von Interesse ist.

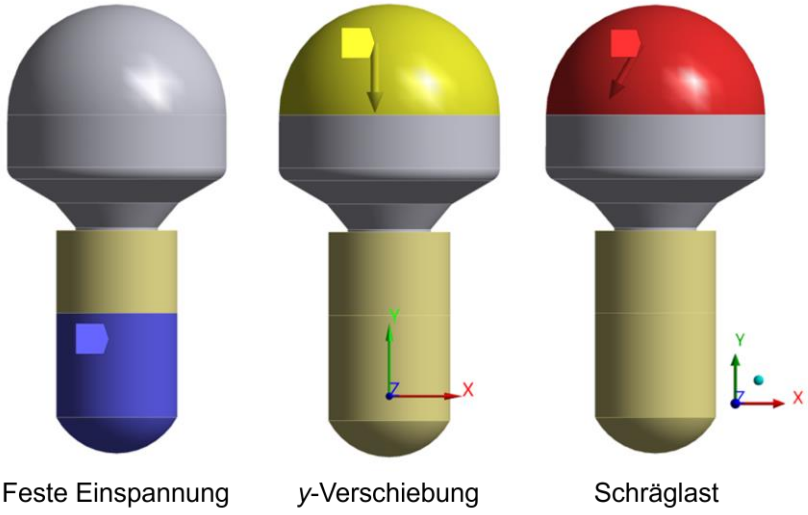


Abbildung 8: Randbedingungen im FE-Modell

Für die Einpress- und Auszugssimulationen wurde die Berechnung auf einem Viertel des Modells durchgeführt. Eine Mehrschrittanalyse wurde durchgeführt, die aus drei Lastschritten bestand.

1. Verschiebung axial auf das Abutment zur Simulation des Eindrückens (Montagelast)
2. Deaktivierung der Verschiebung (System hält sich über die Reibungskräfte)
3. Verschiebung zur Realisierung der Zugkraft

Für die Simulation der zyklischen Belastung wurde das Ermüdungswerkzeug verwendet, um die Ermüdungslebensdauer und den Sicherheitsfaktor zu bewerten. Die Simulation wurde am gesamten Modell durchgeführt, da das Ermüdungswerkzeug keine Symmetrieebenen unterstützt, die in der Analyse festgelegt sind. Die feste Unterstützung wurde am unteren Teil der Implantatkörperoberfläche wie zuvor angebracht. Eine mehrstufige Analyse wurde durchgeführt, die aus sechs Lastschritten besteht (s. Abbildung 9):

1. Verschiebung axial auf das Abutment zur Simulation des Eindrückens
2. Deaktivierung der Verschiebung für einen Gleichgewichtszustand (System hält sich über die Reibungskräfte)
3. Einbringung einer schrägen Last von 30° relativ zum Abutment mit 50 N
4. Anstieg der schrägen Last auf 150 N
5. Entfernung aller Randbedingungen
6. Aufbringen der Auszugslast als Verschiebung

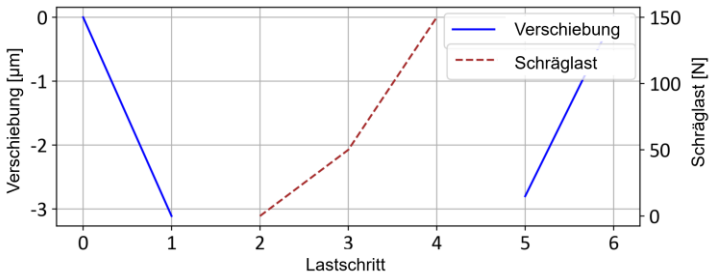


Abbildung 9: Angewandte Laststufen in der FE-Analyse

Für die Bewertung der zyklischen Belastung wurde eine Lösungskombination zwischen dem 3. und 4. Lastschritt der zyklischen Belastungsanalyse erstellt. Dies führte zu einer wechselnden Spannung zwischen 50 N und 150 N. Die Ermüdung ist in die Lösungskombination eingebunden, um die Differenz der Komponentenspannungen zwischen den beiden Spannungszuständen zu berechnen. Gemäß der ISO 14801-Norm wurde die maximale Anzahl der Zyklen auf 5 Millionen eingestellt.

Es wurden Parameterstudien durchgeführt, um ein besseres Verständnis der Mechanik der Morse-Kegelverbindung und ihrer Beziehung zum Kegelwinkel, Reibungskoeffizienten und Montagekraft zu erlangen. Daher wurden Parameter wie die Druckkraft und der Reibungskoeffizient variiert. Zur Validierung der Genauigkeit des FE-Modells wurden die Ergebnisse mit den experimentell erhaltenen Ergebnissen verglichen.

Da die Varianten für die Anker- und Ringverbindung im Laufe des Projektfortschritts weiterentwickelt wurden, wurden die getroffenen Festlegungen hinsichtlich der Lastfälle, Kontaktformulierungen und Analyse-einstellungen auf die finalen Geometrien übertragen.

2.8 Arbeitspaket 5.2 Konvergenzanalyse

Die im AP 5.1 initial erstellten Netze wurden in AP 5.2 hinsichtlich der resultierenden Ergebnisgüte sowie der einhergehenden Berechnungszeit untersucht. Da eine zu grobe Vernetzung die Genauigkeit der Simulation beeinträchtigt, während eine feine Vernetzung zu sehr langen Berechnungszeiten führt, ist es notwendig, einen Kompromiss aus den Anforderungen an Genauigkeit und Rechenzeit zu finden. Daher wurde in AP 5.2 untersucht, inwieweit sich die mechanischen Zielgrößen in Abhängigkeit der Netzdichte verändern. Um eine ausreichende Simulationsgenauigkeit bei angemessener Recheneffizienz zu erzielen, wurden bei

dieser Untersuchung auch die Rechenzeiten berücksichtigt. Nach mehreren Optimierungsversuchen wurde eine allgemeine Elementgröße von 0,3 mm festgelegt. An allen Kontakten wurde eine Kontaktgrößenanpassung mit einer Elementgröße von 0,1 mm angewendet. Abbildung 10 zeigt die resultierenden diskretisierten Geometrien am Beispiel der O-Ringverbindung unten sowie der Ankerverbindung oben. Insgesamt wurden 116.261 Elemente für die O-Ringverbindung unten und 352.409 Elemente für die Ankerverbindung oben verwendet.

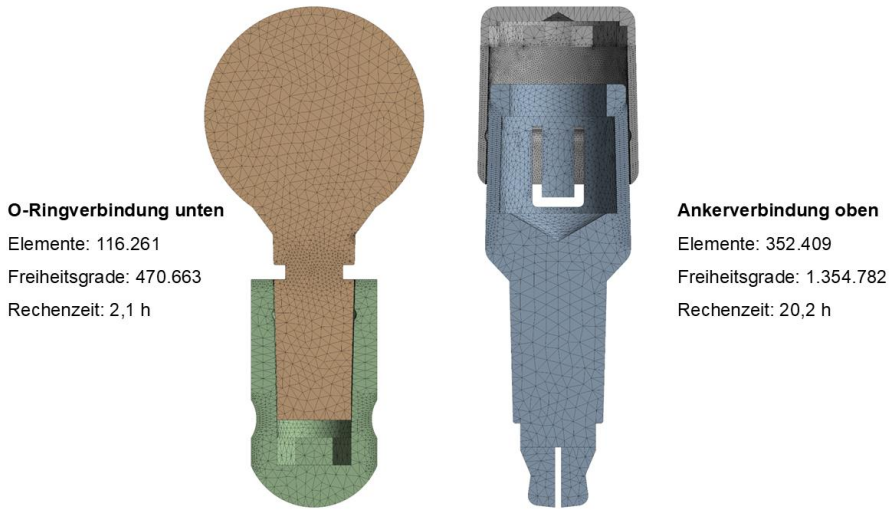


Abbildung 10:: Diskretisierte Geometrien mit zugehörigen Vernetzungseigenschaften und Rechenzeiten am Beispiel der O-Ringverbindung unten und Ankerverbindung oben

Bei der Simulation der Ankerverbindung zeigte sich insgesamt ein wesentlich höherer Berechnungsaufwand. Der Grund dafür liegt zum einen in der komplexeren Geometrie, die zur genauen Abbildung eine höhere Anzahl an Elementen erfordert. Zum anderen erforderten die Abutmentbereiche der Ankerverbindung, die beim Fügen und Lösen als Festkörpergelenke fungieren, einen umfangreicheren Simulationsprozess unter Zuhilfenahme verschiedener Hilfsrandbedingungen, die wiederum eine höhere Rechenzeit zur Folge hatten.

In den Strukturbereichen, in denen hohe Spannungen auftreten, wurde die Netzdichte lokal höher gewählt, um etwaige Spannungsmaxima genauer vorhersagen zu können. Dieses Vorgehen wurde auf alle konstruktiven Varianten angewendet, sodass im Ergebnis für jedes Verbindungskonzept ein diskretisiertes FE-Modell zur Verfügung stand.

2.9 Arbeitspaket 5.3 FE-Simulation der Verbindungen von Implantatkörper/Abutment/Krone

Um die mechanischen Vorgänge beim Fügen und Lösen der Implantatkomponenten detailliert bewerten zu können, wurden auf Basis der erstellten FE-Modelle mechanische Analysen durchgeführt. Die durchgeführten Simulationen beruhen auf den in AP 5.1 definierten Randbedingungen und der in AP 5.2 optimierten Vernetzung.

Eine Fragestellung, die es mit Hilfe der Simulationen zu beantworten galt, betrifft den Einfluss der eingesetzten Werkstoffe auf die zu erwartenden Spannungen in der Struktur während des Fügens. Daher wurden für die Materialkombinationen Titan-Titan, Keramik-Keramik und PEEK-Keramik die Spannungsfelder bei der Belastung durch das Verbinden von Abutment und Implantatkörper berechnet (s. Abbildung 11). Für die Variante Titan-Titan zeigen sich Spannungen bis etwa 674 MPa. Bei der Variante Keramik-Keramik liegen die Maximalspannungen aufgrund des höheren E-Moduls höher (bis 1303 MPa). Das Abutment aus PEEK wird laut Simulation mit einer Vergleichsspannungen bis etwa 22,2 MPa belastet.

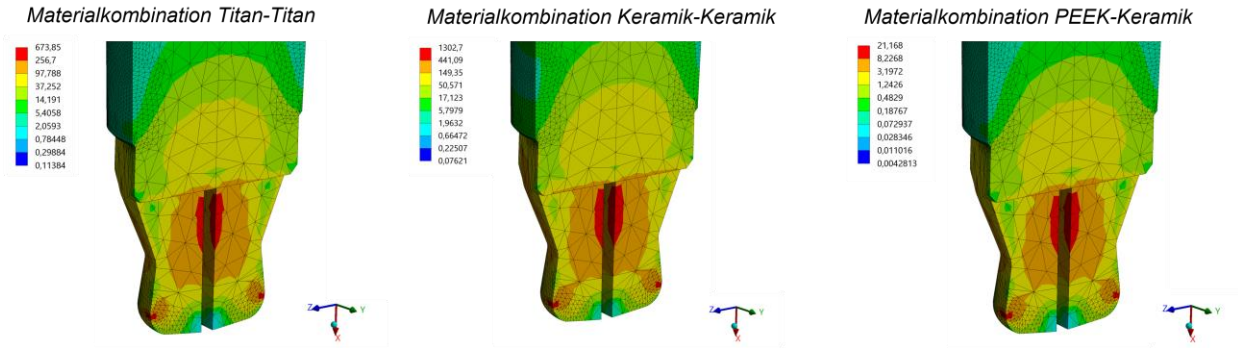


Abbildung 11: Verteilung der Mises-Vergleichsspannung in MPa im Abutment während des Fügens der unteren Ankerverbindung bei verschiedenen Materialkombinationen

Neben der Berechnung der Spannung zielten die Simulationen auf die Ermittlung der Einpress- und Auszugskräfte ab. Dafür wurden simulativ die Bedingungen der Einpress- und Auszugsversuche nachgebildet. Durch die Auswertung der Spannungsfelder und der Kontaktkräfte zwischen jeweils beiden Bauteilen konnten etwa für die Ankerverbindung oben zu verschiedenen Belastungszuständen die entsprechenden Werte ermittelt werden (Abbildung 12).

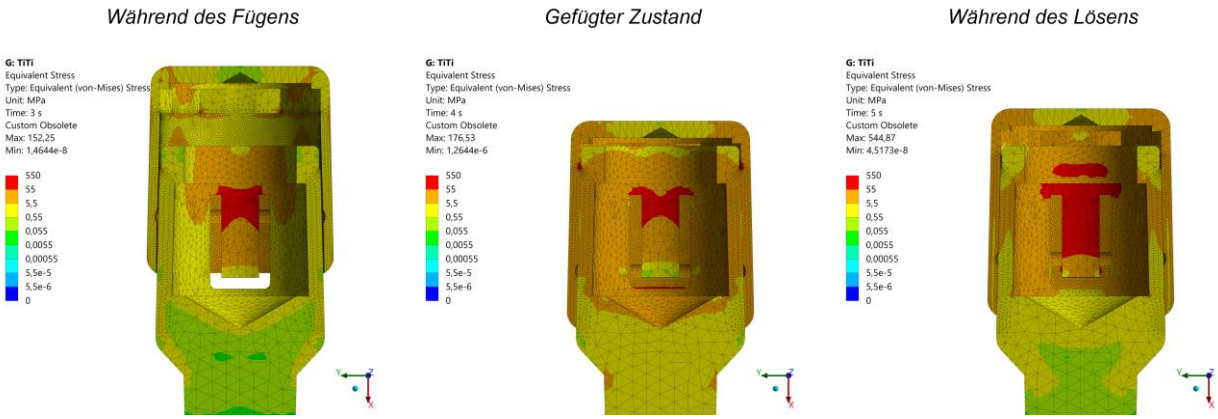


Abbildung 12: Von-Mises-Vergleichsspannung für Ankerverbindung oben zu verschiedenen Belastungszuständen für Materialkombination Titan-Titan

2.10 Arbeitspaket 5.4 Auswertung der auftretenden Deformationen und Spannungen unter definierten Belastungen und Anpassung der Komponenten

Die durchgeführten Simulationen wurden im Hinblick auf die bei verschiedenartiger Belastung auftretenden Spannungen, die zu erwartende Ermüdung sowie die Verhältnisse an den Kontaktstellen ausgewertet.

Maximal auftretende Spannungen unter verschiedenen Lastzuständen

Die Spannungsverteilung und die maximalen von-Mises-Spannungswerte wurden für alle Lastfälle und Implantatkomponenten extrahiert. Tabelle 5 zeigt die maximalen von-Mises-Spannungsergebnisse für jede Komponente im FE-Modell am Beispiel der Materialkombination Titan-Titan.

Tabelle 5: Maximale von-Mises-Spannung in MPa für jede Komponente des FE-Modells für die Kombination Titan-Titan

Lastschritt	Implantatkörper	Abutment	O-Ring
2	7,64	13,47	2,63
3	105,08	252,14	2,64
4	318,63	756,54	2,66

Die höchste simulierte von-Mises-Spannung tritt im Abutment nach Anwendung einer schrägen Last von 150 N mit 756,54 MPa auf. Sie befindet sich am Abutment im Bereich der für den Silikon-O-Ring vorgesehenen Nut.

Alle auftretenden Spannungszustände liegen unterhalb der Streckgrenze. Abbildung 13 zeigt die Spannungsverteilung im Zahnimplantat nach Anwendung einer schrägen Last von 150 N auf der oberen Kugeloberfläche des Abutments.

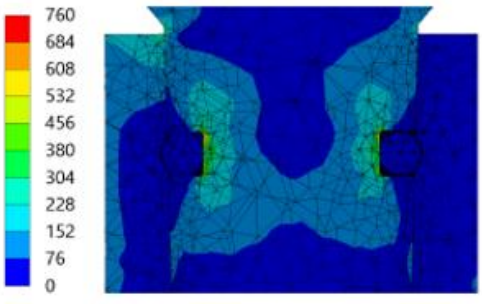


Abbildung 13: Von-Mises-Spannungsverteilung in MPa bei 150 N Schräglast (4. Lastschritt) für die Kombination Titan-Titan

Ermüdungsbewertung basierend auf der FE-Analyse

Die geschätzte minimale Lebensdauer am Implantatkörper beträgt für das Titanmodell über das gesamte Bauteil 1×10^{10} Zyklen (siehe Abbildung 14). Die minimale Lebensdauer des Abutments beträgt 0 Zyklen für beide Modelle im Bereich der Nut für den Silikon-O-Ring an der oberen und unteren Ecke. Die minimale Lebensdauer des O-Rings beträgt $4{,}64 \times 10^{4}$ Zyklen für das Titanmodell und tritt auf der inneren Oberfläche des O-Rings auf, wo er um 5% gedehnt wird.

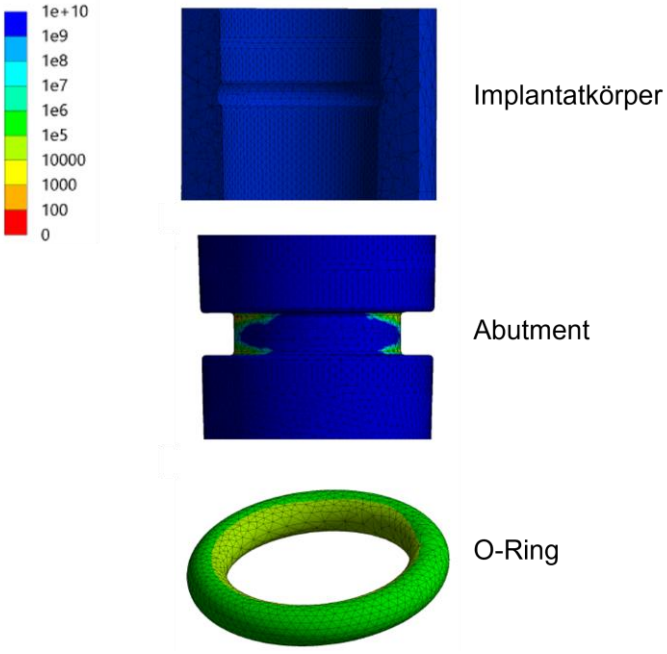


Abbildung 14: Lebensdauererwartung für die verschiedenen Komponenten bei zyklischer Belastung im Wechsel zwischen 50 N und 150 N Schrägbelastung für die Kombination Titan-Titan

Die Mindestlebenserwartungen und der Sicherheitsfaktor für jede Komponente sind in Tabelle 6 zusammengefasst. Das in der Simulation vorhergesagte Bauteilversagen

des Abutments basiert auf den Spannungsüberhöhungen im Nutbereich. Um diese zu reduzieren, gilt es, die Kerbwirkung in den strukturell kritischen Bereichen durch geeignete konstruktive Maßnahmen wie etwa größere Radien am Übergang herabzusetzen.

Tabelle 6: Ergebnisse der Ermüdungsanalyse für die Kombination Titan-Titan

	Implantatkörper	**Abutment**	**O-Ring**
Lebensdauer	10^{10}	0	$4{,}64 \times 10^{4}$
Sicherheit	1,21	0,51	0,21

Berechnung der Einpress- und Auszugskräfte

Neben der Festigkeitsbetrachtung wurden die Simulationsergebnisse auch im Hinblick auf die zu erwartenden Einpress- und Auszugskräfte ausgewertet (s. Tabelle 7). Die Ergebnisse weisen PEEK-Keramik als ungünstige Materialkombination in der O-Ring-Verbindung aus, da sich in der Simulation ein nahezu kraftloses Einpressen und Ausziehen zeigte. Für die Kombination Keramik-Keramik ergaben die Simulationen hohe notwendige Einpresskräfte von 122 N.

Tabelle 7: Simulativ ermittelte Kräfte für Fügen und Lösen der Implantatverbindung für O-Ring-Verbindung unten und Ankerverbindung oben bei verschiedenen Materialkombinationen

	O-Ring-Verbindung unten		**Ankerverbindung oben**	
Materialpaarung	**Einpresskraft / N**	**Auszugskraft / N**	**Einpresskraft / N**	**Auszugskraft / N**
Titan-Titan	69	37	22,7	22,7
Keramik-Keramik	122	66	41,5	41,5
PEEK-Keramik	~0	~0	4,4	4,4

Untersuchung der Kontaktverhältnisse

Hinsichtlich der Schnittstelle zwischen dem Implantatkörper und dem Abutment wurden der Kontaktdruck, die Spaltbildung und die Reibungsspannung in der Kontaktregion eins (siehe Abbildung 15) analysiert.

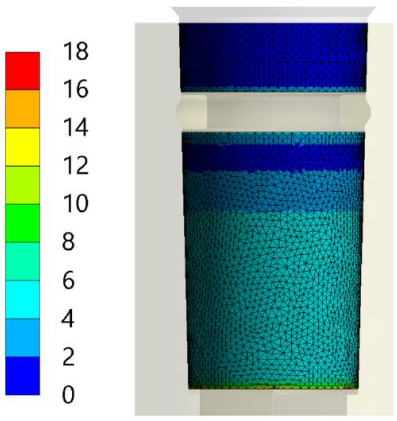


Abbildung 15: Anpressdruck in MPa nach dem Einpressen für die Kombination Titan-Titan

Um den Einfluss der Reibung auf die Zielgrößen zu erfassen, wurden weitere Analysen mit variierenden Reibungskoeffizienten durchgeführt. Die Ergebnisse der Parameterstudie zeigen, wie die Kontaktkraft mit steigendem Reibungskoeffizienten abnimmt (Abbildung 16). Hierbei ist zu beachten, dass allen Rechnungen der Studie der identische Kraftwert für den Vorgang des Einpressens zugrunde liegt. Diese Annahme führt bei höheren Reibwerten zu einer geringeren Relativverschiebung zwischen beiden Körpern.

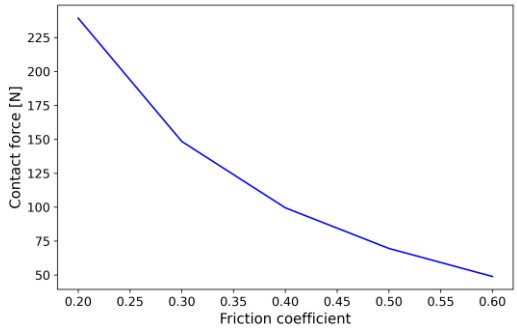


Abbildung 16: Verhältnis zwischen Reibungskoeffizienten und Kontaktkraft nach der Entspannung

Durch die Studie konnte auch gezeigt werden, dass die Beziehung zwischen der maximalen Abzugskraft und dem Reibungskoeffizienten nahezu invers linear ist (siehe Abbildung 17).

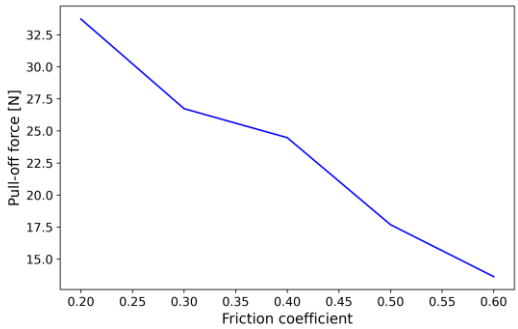


Abbildung 17: Verhältnis zwischen Reibungskoeffizienten und Abzugskraft

Schlussfolgerungen der simulativen Untersuchungen

Die Auswertung der in den Simulationen berechneten Spannungsfelder ergab, dass die Ankerverbindung für die beiden Materialkombinationen Titan-Titan und PEEK-Keramik im Hinblick auf die Festigkeitswerte der entsprechenden Werkstoffe unkritisch ist. Für die Materialkombination Keramik-Keramik zeigte sich dagegen, dass beim Fügen der Implantatkörper Spannungen an den Innenkanten der Federelemente auftreten können, die die Festigkeit der Keramik übersteigen und somit zur Rissentstehung beitragen können.

Durch den Vergleich zwischen den numerisch und experimentell ermittelten Werten lässt sich zudem eine Aussage über die Plausibilität der Simulationsergebnisse treffen. Für die O-Ring-Verbindung unten mit Titan-Titan wurde auf Basis der Simulationen ein Verhältnis von Einpresskraft zu Auszugskraft von 1,86 berechnet. Dies liegt im ähnlichen Bereich wie der experimentell ermittelte Wert von 1,51. Auch für die Ankerverbindung oben zeigt der Vergleich eine gute Übereinstimmung: Die berechnete Auszugskraft für Titan-Titan beträgt 22,7 N, während im Experiment (ohne O-Ring) etwa 28 N gemessen wurden.

Die Abweichungen zwischen Simulation und Experiment können zum einen durch mögliche Fertigungsabweichungen hervorgerufen werden, die im CAD-Modell nicht berücksichtigt werden. Darüber hinaus wurde ein für alle Varianten konstanter Reibungskoeffizient angenommen. Mögliche Veränderungen der Reibung durch inhomogene und schwankende Rauigkeiten wurden nicht berücksichtigt.

Zusammenfassend lassen die Simulationen den Schluss zu, dass Titan für die konkreten konstruktiven Varianten eine hohe Eignung aufweist, während die Nutzung von Keramik im Hinblick auf die in der Simulation überschrittenen Festigkeitswerte einer konstruktiven Optimierung bedarf. Die PEEK-Komponenten zeigten im Rahmen

der konstruierten Baugruppen geringe Werte beim Einpressen und beim Auszug, sodass auch im Falle der Nutzung von PEEK auf Basis der Simulationen eine konstruktive Überarbeitung nahegelegt wird.

2.11 Arbeitspaket 8.1 Versuchsaufbau und Charakterisierung

Es wurde eine Versuchsplanung erstellt, um bereits gefertigte Muster parallel zur Entwicklung zu prüfen, Schwachstellen aufzuweisen und Geometrien anzupassen.

Folgender Prüfablauf wurde auf Grundlage der DIN ISO 14801 erarbeitet.

Folgende Prüfbedingungen werden eingestellt:

- Abutment und eingebetteter Implantatkörper werden mit 80 N zusammengepresst
- Dauerschwingversuch (30° Winkel) zwischen 50 und 150 N mit 125.000 Zyklen (entspricht ca. halbes Jahr)
- Zusätzlich wird eine µCT-Untersuchung von zusammengepressten Implantatsystemen durchgeführt, um zu prüfen, wie die Verbindung im Inneren steht. Zudem wird eine Rauigkeitsuntersuchung durchgeführt, um zu evaluieren, ob es zu Verschleißerscheinungen kommt.

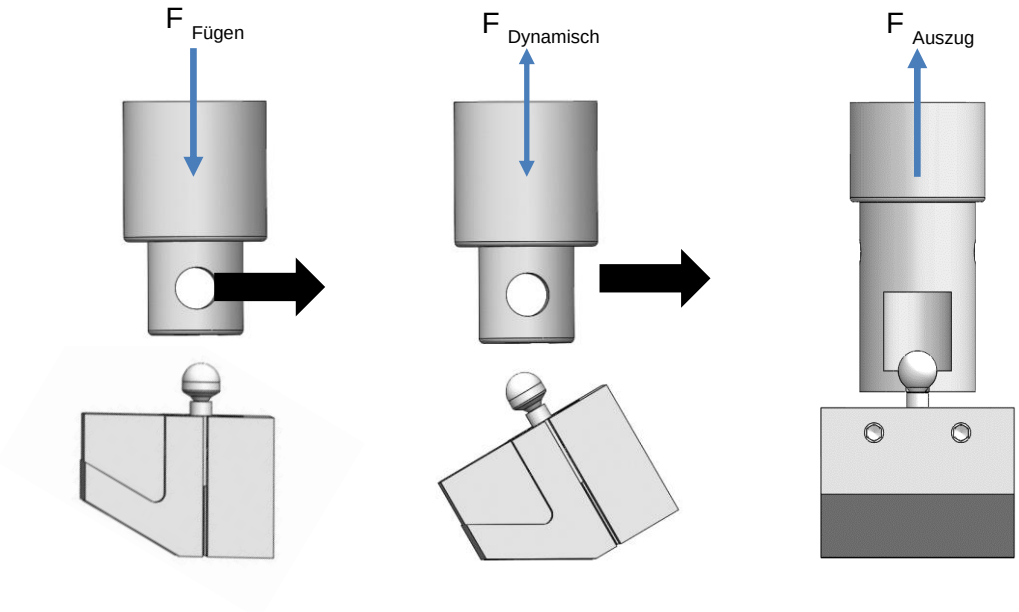


Abbildung 18: Prüfablauf, schematisch

Folgende Zielparameter werden miteinander verglichen:

- Vergleich Auszugskraft

- Vergleich Auszugskraft vor und nach Dauerversuch
- Vergleich der Oberfläche vor und nach Dauerversuch (Verschleißuntersuchung)

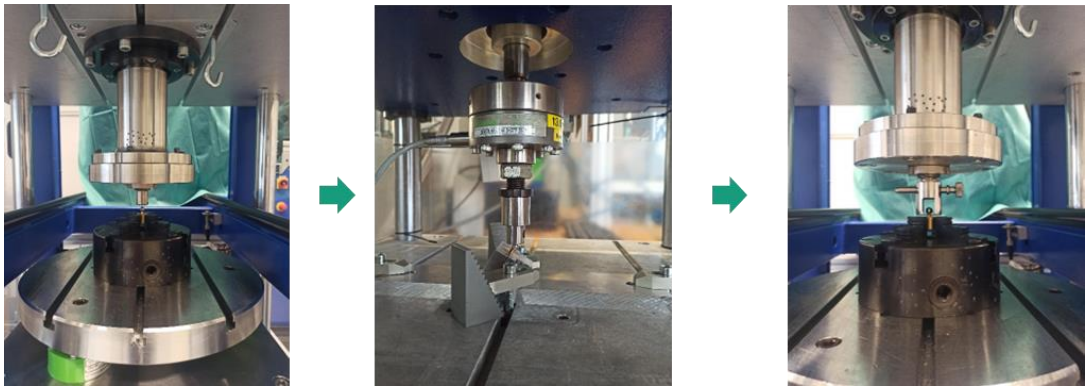


Abbildung 19: Prüfaufbau im Labor, v.l.n.r. Fügen der Verbindung, zyklische Belastung, Lösen der Verbindung

2.12 Arbeitspaket 8.2 Biomechanische Charakterisierung und Funktionsprüfung der hergestellten Funktionsmuster

Der im Projekt entstandene Versuchsablauf wird für alle folgenden Teilfunktionsmuster gleichermaßen durchlaufen. Exemplarisch sind die Ergebnisse der O-Ring-Verbindung der Implantat-Abutment-Verbindung dargestellt.

Auszugskraft

Es folgte ein Vergleich der Auszugskräfte der Verbindungen mit O-Ring, ohne O-Ring ohne zyklische Belastung und mit O-Ring mit zyklischer Belastung. In den folgenden Diagrammen ist blau Titan und orange Keramik dargestellt.

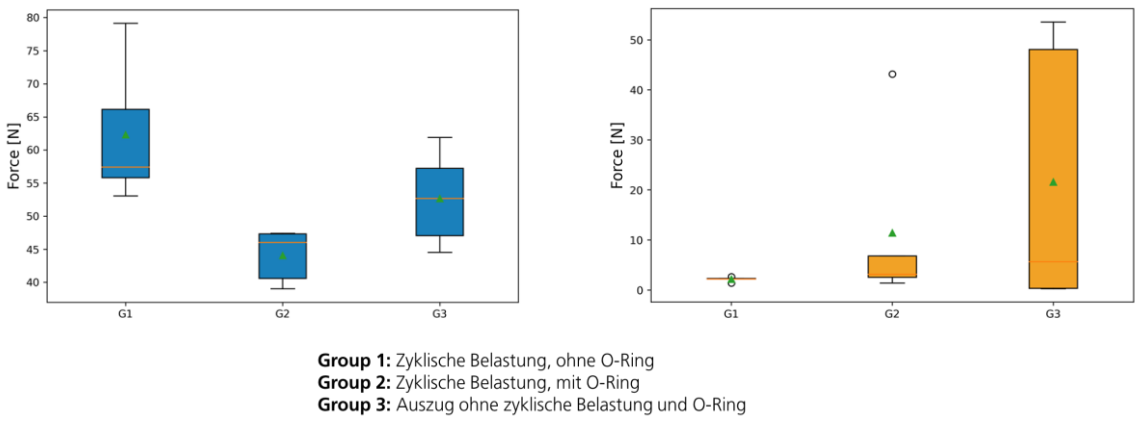


Abbildung 20: Auszugskraft der unteren O-Ring-Verbindung

µCT-Untersuchung

Die µCT-Untersuchung zeigte, dass die O-Ring-Nut des Implantatkörpers und der O-Ring sich nicht wie angenommen bzw. simuliert gegenüberstehen. Es kam im ersten Iterationsschritt zu einer Verschiebung von 0,02 mm bei der Titan-Titan-Verbindung und zu einer 0,01mm Verschiebung der Keramik-Keramik-Verbindung. Zudem war die O-Ring-Nut der Keramik-Verbindung zu weit am oberen Ende des Implantatkörpers gefertigt. Nachfolgend wurde die Konstruktion angepasst.

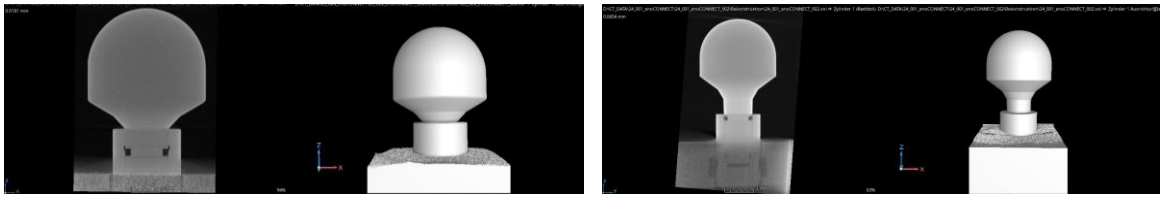
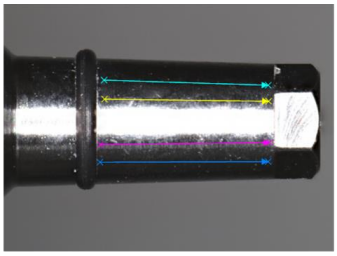


Abbildung 21: µCT-Aufnahme; links: Titan-Titan, links: Keramik-Keramik

Rauigkeitsuntersuchung

Es zeigte sich, dass die Titan-Elemente durch die zyklische Bewegung sich gegenseitig glätten, während sich die Keramik-Elemente durch die Bewegung aufrauen.



	Ra [µm] before	Ra [µm] after	Difference [µm]	P-value
Titanium				
Mean	1.38	1.25	0.13	0.046
STD	0.21	0.14		
Zirconia				
Mean	1.34	2.02	-0.69	0.00
STD	0.24	0.32		

Abbildung 22: Ergebnisse der Rauigkeitsuntersuchung mit dem Spektrometer

Ergänzend zu den Arbeiten im AP 8.1 wurde für das AP 7.1 des Partners Zahntechnik Schönberg ein Versuchsaufbau zur Bestimmung der Fingerkräfte beim Fügen der Implantatkomponenten aufgebaut. In diesem sind die Testgeometrien der Implantate integrierbar (s. Abbildung 23). Es konnten maximale Druckkräfte per Hand von 30 N und mittels Zange von 65 N erzielt werden. Im Mittel wurde eine Druckkraft von 37 N auf das Implantat aufgebracht. Für die mechanische Charakterisierung der

Schnittstellen der Komponenten wurden im Projektverlauf Eindrückkräfte von 20 N, 40 N und 80 N betrachtet.

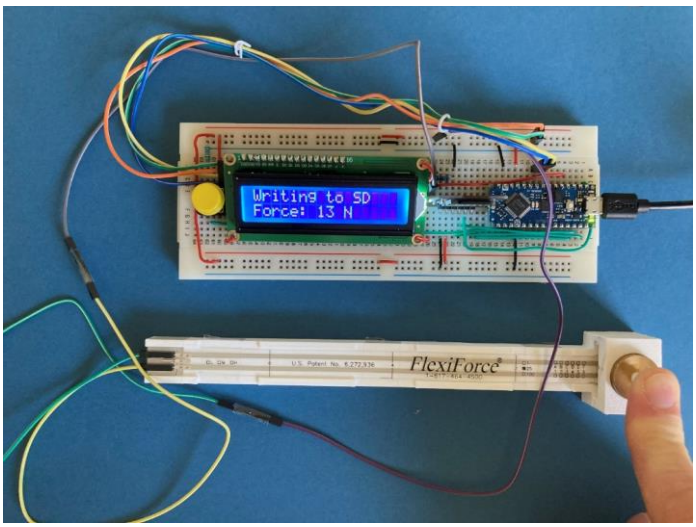


Abbildung 23: Versuchsaufbau zur Ermittlung der Fingerkraft

2.13 Arbeitspakt 8.2 Biomechanische Charakterisierung und Funktionsprüfung der hergestellten Funktionsmuster

Aus- bzw. Abzugskraft Teilkomponenten:

Der entwickelte Versuchsablauf der biomechanischen Untersuchungen für die jeweiligen Verbindungen wurde weiter angewandt und die Ergebnisse entsprechend analysiert.

Die Ergebnisse der Implantat-Abutment-Verbindung sind in Abbildung 24 dargestellt. Auffällig sind die geringen Abzugskräfte der O-Ring-Verbindung bei der Keramikvariante bei gleicher Geometrie. Dies entspricht auch den Ergebnissen der simulativen Betrachtung. Höhere Abzugskräfte wurden bei der O-Ring- und Anker-Variante in Titan erreicht. Vergleichend sind die Abzugskräfte der Abutment-Implantat-Verbindung des kommerziellen Systems „Bicon“ aufgeführt. Hier sind die sehr hohen Abzugskräfte nach zyklischer Belastung auffällig.

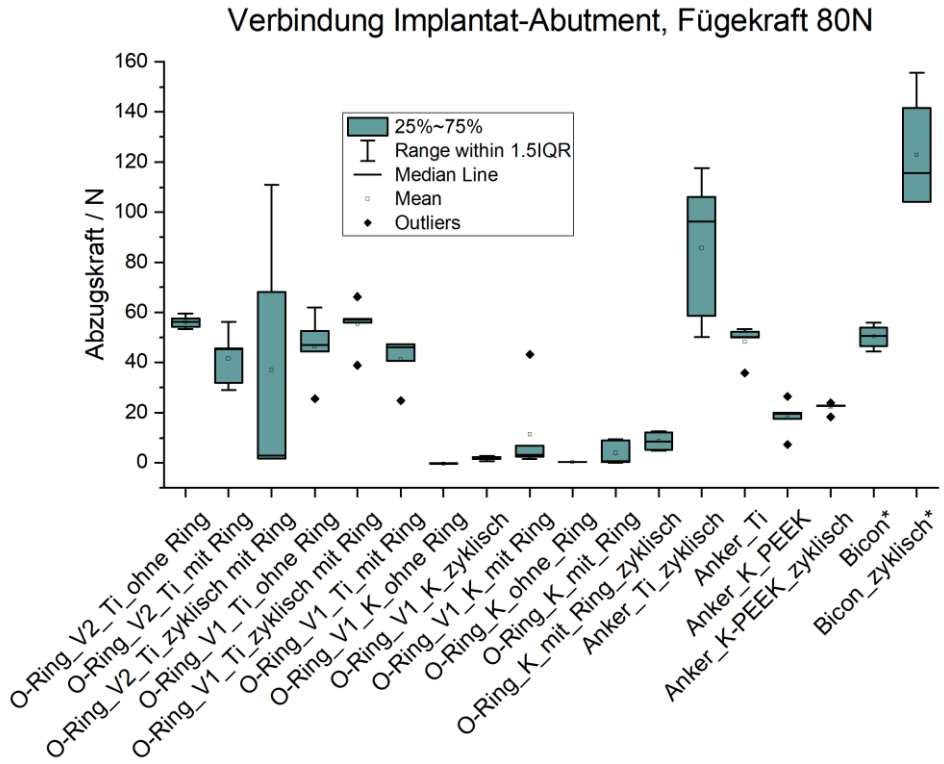


Abbildung 24: Abzugskräfte Implantat-Abutment-Verbindung (Auswahl)

Die Ergebnisse der Verbindung Krone-Abutment sind in Abbildung 25 dargestellt. Insgesamt liegen die Abzugskräfte dieser Verbindung auf einem geringeren Niveau im Vergleich zur Abutment-Implantat-Verbindung. Dies ist erwartungsgemäß und auch so klinisch notwendig, damit beim Wechsel der Krone nicht versehentlich das Abutment gelöst wird. Die höchsten Abzugskräfte zeigt hier die O-Ring-Verbindung in PEEK:

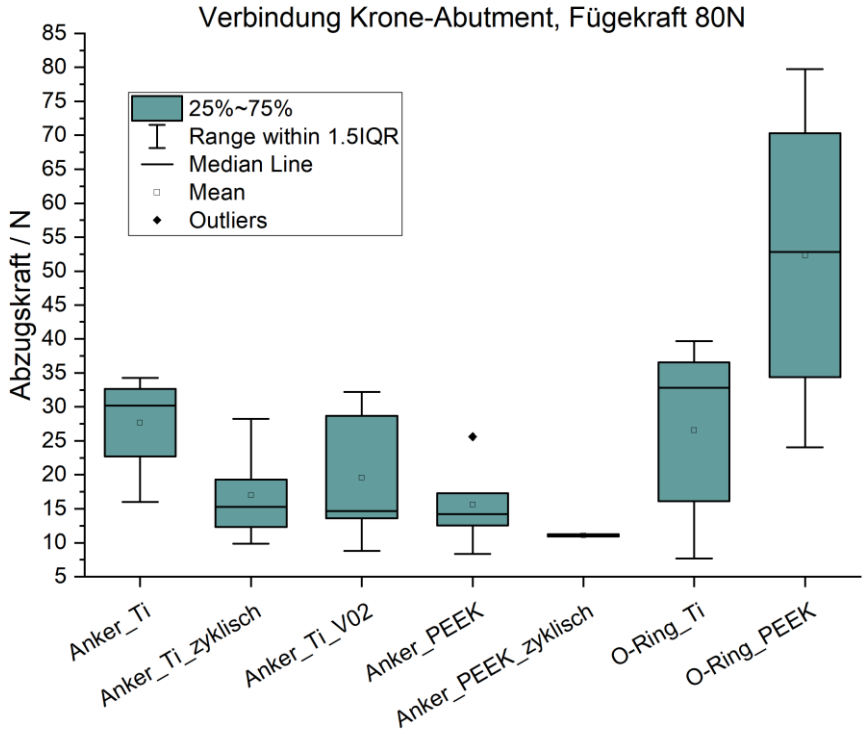


Abbildung 25: Abbildung 7: Abzugskräfte Krone-Abutment-Verbindung (Auswahl)

Der Einfluss unterschiedlicher Fügekräfte und Belastungsformen wurde ebenfalls untersucht (s. Abbildung 26). Bei den Verbindungen wurden Fügekräfte von 20 N, 40 N und 80 N aufgebracht und die entsprechenden Abzugskräfte bestimmt. Weiter wurden Verbindungen nach einer statischen Fügekraft von 40 N bzw. 80 N dynamisch belastet. Auffällig ist der Einfluss der variierenden Fügekräfte. Erwartungsgemäß steigt die Lösekraft mit steigender Fügekraft an. Der Einfluss der dynamischen Belastung ist nicht eindeutig erkennbar. Bei der dynamischen Belastung der Verbindung mit 40 N Fügekraft steigt die Abzugskraft signifikant im Gegensatz zu 80 N Fügekraft an.

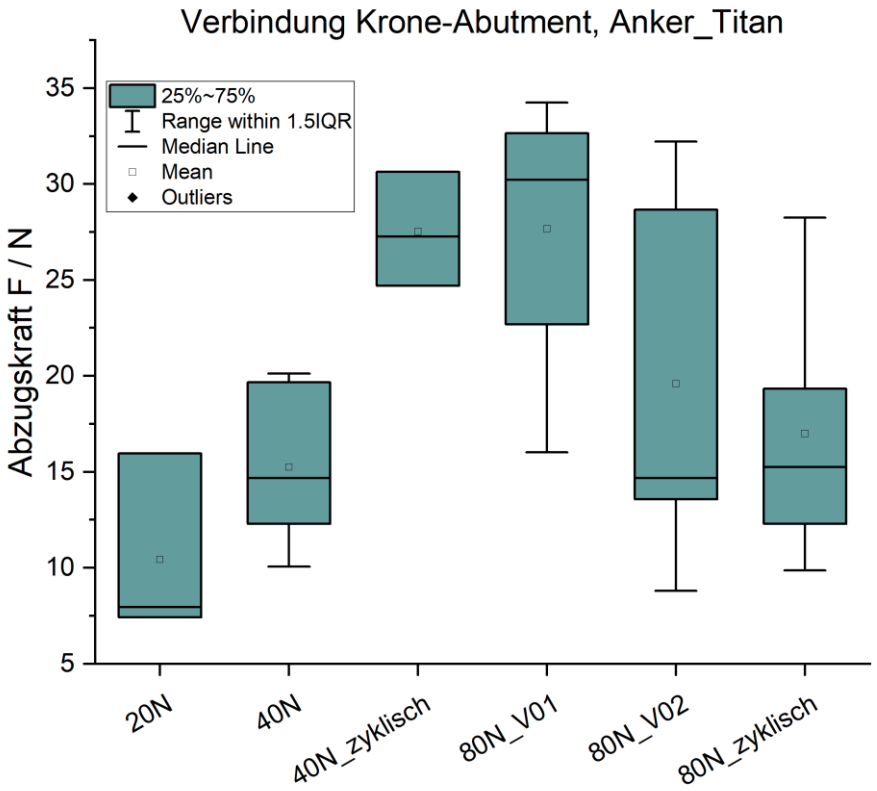
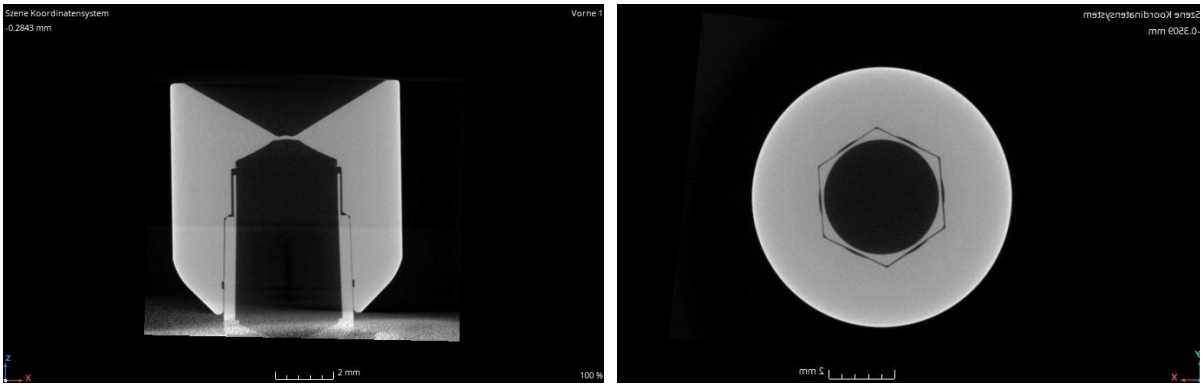


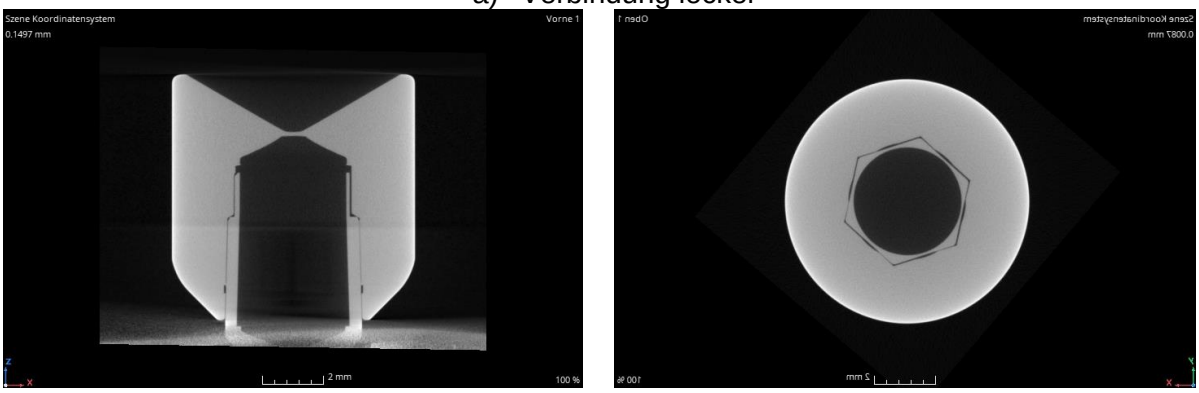
Abbildung 26: Abzugskräfte bei variabler Fügekraft, Krone-Abutment-Verbindung, Anker-Titan (Auswahl)

µCT-Untersuchung:

Zur Einschätzung der Fügeposition und des korrekten Sitzes der Komponenten wurden µCT-Untersuchungen durchgeführt. Hierbei wurden ebenfalls die verschiedenen Fügezustände (Fügekraft, statisch / dynamisch) berücksichtigt. Abbildung 27 belegt den korrekten Sitz der Verbindung nach dem Fügen mit 80 N.



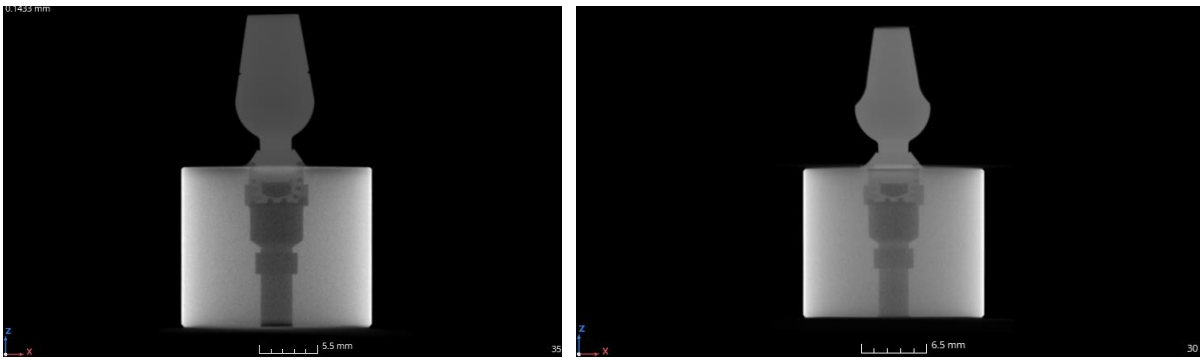
a) Verbindung locker



b) Verbindung mit 80 N gefügt

Abbildung 27: µCT-Aufnahme der Titan-Anker-Verbindung „Krone-Abutment“ vor (a) und nach (b) dem Fügen

Abbildung 28 zeigt im Vergleich das System „Bicon“ vor und nach dem Fügen. Ein geringes Einsinken des Abutments nach dem Fügen ist erkennbar.



(a) locker (b) mit 80 N gefügt

Abbildung 28: µCT-Aufnahme des Systems „Bicon“, „Krone-Abutment“ vor (a) und nach (b) dem Fügen

Gesamtsysteme:

Im weiteren Verlauf wurden Versuche mit den Gesamtsystemen der Zahnimplantatdemonstratoren durchgeführt. Die Demonstratoren bestehen aus einem eingebetteten Implantat mit Abutment und Prüfkrone bzw. Keramikkrone in den jeweiligen Material- und Verbindungsvarianten. Die Komponenten wurden

nacheinander mit 80 N statisch gefügt und zyklisch entsprechend AP 8.1 belastet. Die Füge- und Lösekräfte wurden für die jeweiligen Kombinationen erfasst.

Kausimulator:

Die Gesamtsysteme wurden ebenfalls mit dem von DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH entwickelten Kausimulator getestet, nachdem diese mit 80 N gefügt wurden (s. Abbildung 29). Ziel war eine dem biomechanischen Kauen angelehnte Belastung. Das Prüfprotokoll sah eine kreisförmige kraftgeregelte Lastaufbringung in x-, y- und z-Richtung vor. Anschließend wurden die Lösekräfte bestimmt.

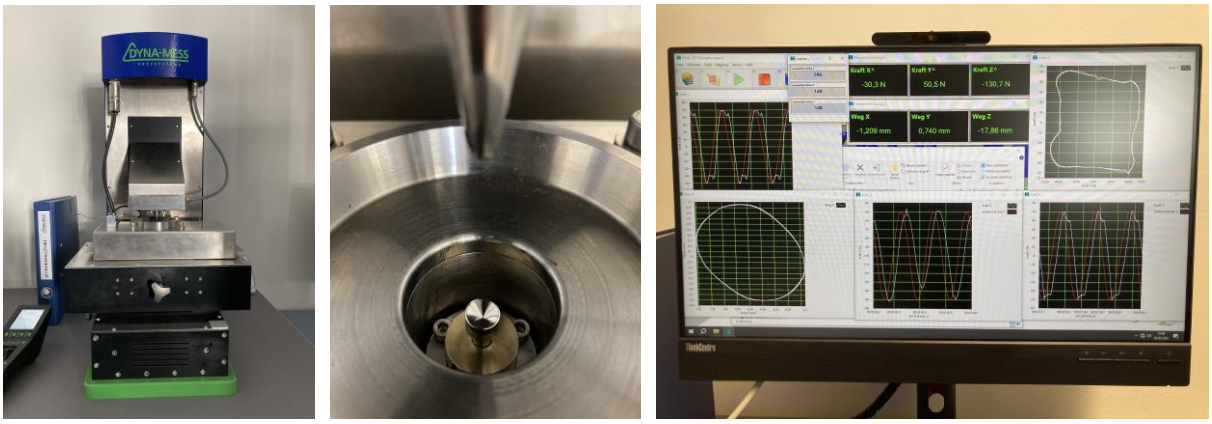


Abbildung 29: Kausimulator, Aufbau (links), Probeneinspannung (Mitte) und grafische Nutzeroberfläche (rechts)

Aus- bzw. Abzugskraft Gesamtsysteme:

Die finalen Gesamtsysteme mit den ausgewählten Verbindungen

- O-Ring und O-Ring,
- O-Ring und Anker sowie
- Anker und Anker

wurden in den Materialpaarungen Titan-Titan und Keramik-PEEK zyklisch belastet. Das Fügen und das Lösen erfolgten analog den vorangegangenen Versuchen. Verglichen wurde der Einfluss der Belastungsart. Die Demonstratoren wurden mit dem entwickelten Kausimulator und in Anlehnung an die DIN ISO 14801 getestet.

Wie in Abbildung 30 zu erkennen, variieren die Abzugskräfte bei den unterschiedlichen Belastungsszenarien. Es konnten höhere Abzugskräfte nach den Versuchen mit dem Kausimulator ermittelt werden. Erklärbar ist dies durch die Kraftwirkung in Längsrichtung des Implantates im Kausimulator. Die Verbindung wird weiter verpresst bei gleichzeitiger außermittiger Belastung.

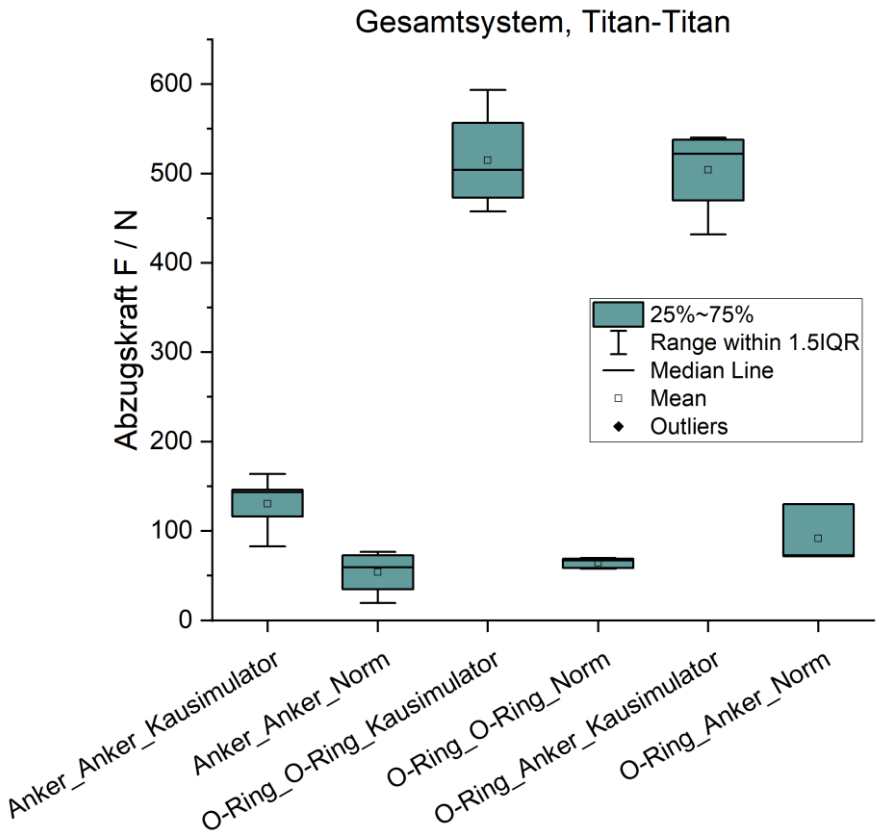


Abbildung 30: Abzugskräfte bei variablem Belastungsszenario, Beispiel Gesamtsystem Titan-Titan (Auswahl)

Die Abzugskräfte bei der Materialpaarung Keramik-PEEK liegen generell deutlich unter den Werten der Titan-Titan-Verbindung (s. Abbildung 31). Einzig die O-Ring-O-Ring- Verbindung zeigt signifikante Abzugskräfte jedoch mit einer sehr großen Streuung.

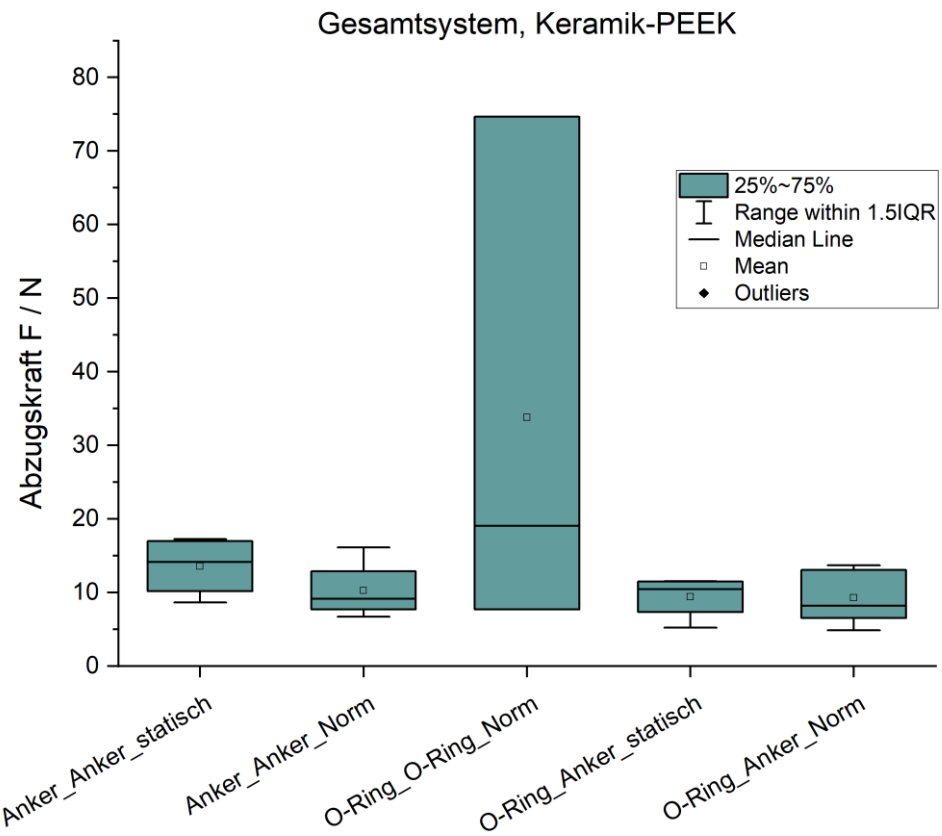


Abbildung 31: Abzugskräfte bei variablem Belastungsszenario, Beispiel Gesamtsystem Keramik-PEEK (Auswahl)

2.14 Arbeitspakte 8.3 Quantifizierung Handhabung der Implantatkomponenten im künstlichen Modell

An einem vereinfachten Handhabungsmodell (s. Abbildung 32) sollten reproduzierbare händische Versuche zum Lösen und Fügen der Implantatkomponenten durchgeführt werden. Das Modell wurde entworfen und technologisch umgesetzt. Die subjektive Einschätzung der Anwender wurde anhand eines Fragebogens erfasst. Ziel war die Bewertung der Nutzbarkeit in Anlehnung an ISO 9241-11 mit Hilfe eines SUS-Tests (System Usability Scale – Gebrauchstauglichkeitstest). Die wichtigsten Aspekte sind die Effektivität, Effizienz und Zufriedenheit.

Der Fragebogen ermöglicht es, Antworten auf die folgenden Fragen zu erhalten:

- War die Erfahrung zufriedenstellend?
- Können die Benutzer ihre Ziele effektiv erreichen?

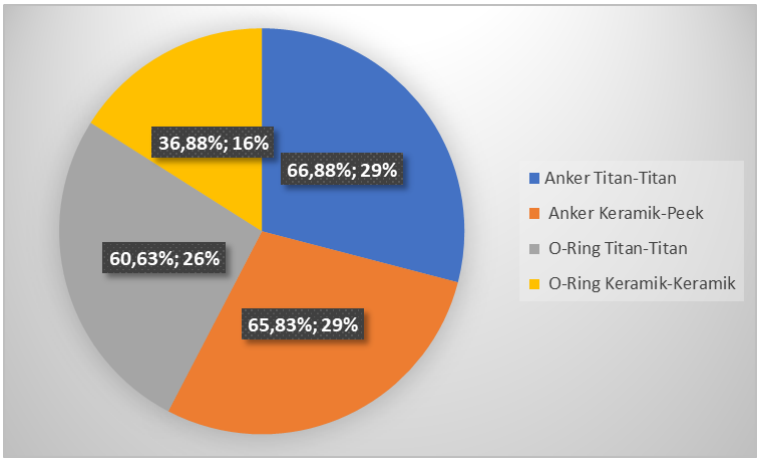
Abbildung 32: Versuchsaufbau für Handhabungstests (SUS-Test)

Folgende Testfragen wurden u.a. berücksichtigt:

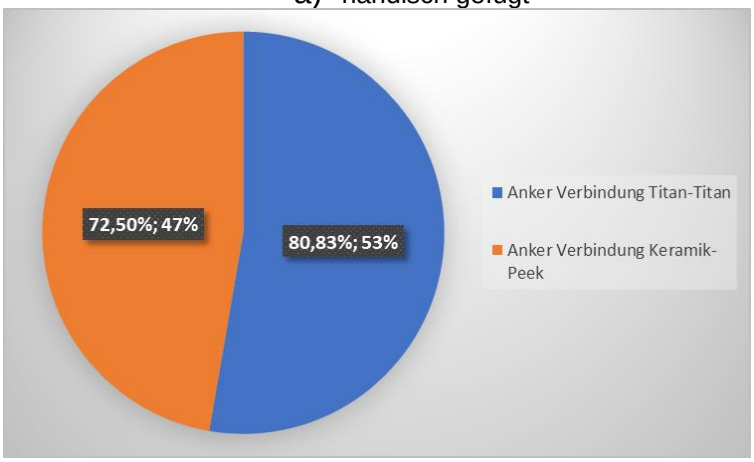
Tabelle 8: Testfragen SUS-Bewertung

1	**Ich kann mir sehr gut vorstellen, das System regelmäßig zu nutzen.**
2	Ich empfinde das System als unnötig komplex.
3	Ich empfinde das System als einfach zu nutzen.
4	Ich denke, dass ich technische Hilfsmittel/Werkzeuge brauchen würde, um das System zu nutzen.
5	Ich finde das System gibt mir eine gute Rückmeldung zum Zustand und zur Funktionserfüllung.
6	Ich finde, dass es im System zu viel Unsicherheit gibt.
7	Ich kann mir vorstellen, dass die meisten Leute das System schnell zu beherrschen lernen.
8	Ich empfinde die Bedienung als sehr schwergängig.
9	Ich habe mich bei der Nutzung des Systems sehr sicher gefühlt.
10	Ich musste eine Menge Dinge beachten, bevor ich mit dem System arbeiten konnte.

Die Auswertung ist in Abbildung 33 dargestellt.



a) händisch gefügt



b) mit 80 N gefügt

Abbildung 33: Auswertung SUS-Test, Verbindung Implantat-Abutment, Auswahl

Auswertung/Interpretation der Testergebnisse:

- SUS-Punkte über 80,3% bedeuten eine nahezu perfekte Nutzbarkeit
- SUS-Punkte zwischen 68% und 80,3% bedeuten eine sehr gute Nutzbarkeit
- SUS-Punktzahl von 68% bedeutet eine gute Nutzbarkeit
- SUS-Punktzahl zwischen 51% und 68% bedeutet, dass das System eine geringe Nutzbarkeit aufweist
- 51% oder weniger bedeuten, dass die Nutzbarkeit sehr schlecht ist.

2.15 Arbeitspaket 8.4 Analyse der Ergebnisse und wirtschaftliche sowie medizintechnische Bewertung

Im Rahmen des Vorhabens konnten Konzepte für modulare lösbare Implantate entwickelt werden. Diese wurden im Konsortium und mit Unterstützung von Behandlern bewertet. Ausgewählte Ansätze wurden in iterativen Prozessen weiter verfeinert und konstruktiv umgesetzt sowie simulativ bewertet. Die technologische

Umsetzung erfolgte durch die Projektpartner Zahntechnik Schönberg, Servo-Dental GmbH & Co. KG, und Moje Keramik-Implantate GmbH & Co. KG.

Parallel erfolgte die experimentelle Untersuchung der entwickelten Verbindungskonzepte sowie der verschiedenen Zwischenlösungen. Hierzu wurde ein Versuchsstand konzipiert und aufgebaut, mit dem das reproduzierbare Lösen und Fügen umsetzbar war. Die Demonstratoren wurden anhand von Vergleichsmessungen in Anlehnung an die DIN ISO 14801, mittels µCT-Analyse und optischer Verfahren sowie in Handlingsversuchen evaluiert und dienten als Probekörper für den ebenfalls im Projekt untersuchten Lösungsansatz eines Kausimulators des Partners DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH.

Die Teilaufgaben sind in Abbildung 34 dargestellt.

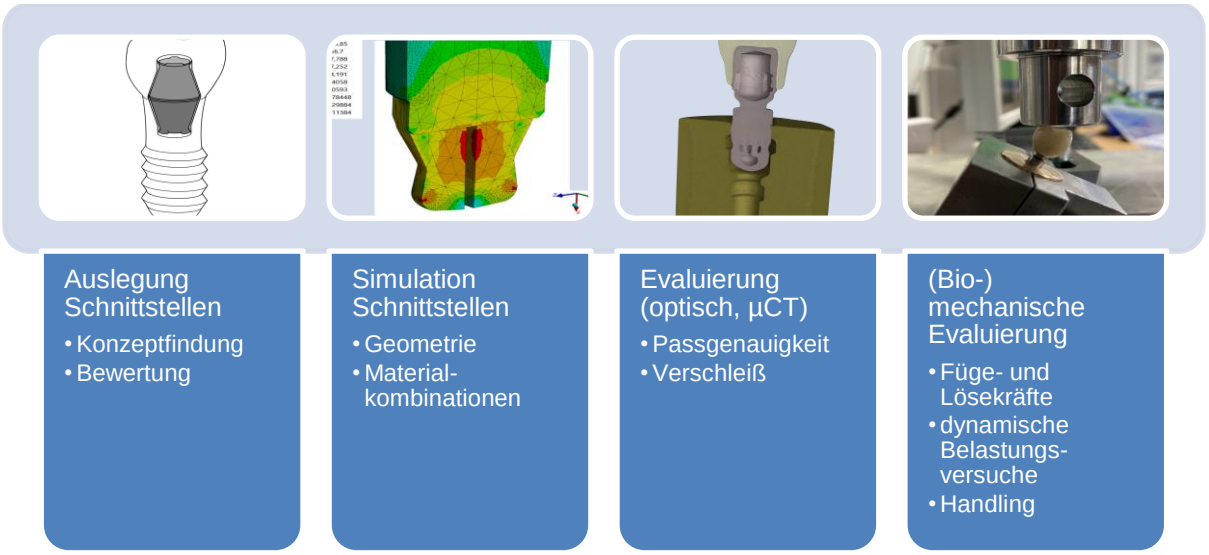


Abbildung 34: Teilaufgaben, schematisch

Final wurden die Konzepte O-Ring- und Ankerverbindung als Vorzugsvarianten und die Materialpaarungen Titan-Titan und Keramik-PEEK definiert. Für die O-Ring-Verbindung wurden zusätzlich Gummiringe genutzt. Insgesamt konnte bei den Konzepten auf in der Medizin- und Dentaltechnik etablierte Materialien zurückgegriffen werden, was eine zukünftige Produktentwicklung unterstützt. Während die fertigungstechnische Umsetzung der Ankerverbindung ohne zusätzlichen Aufwand möglich ist, muss bei der O-Ring-Verbindung mit einem erhöhten Aufwand in der Fertigung sowie bei der Montage gerechnet werden (siehe eingehende Darstellungen der Verbundpartner).

Die vorliegenden Ergebnisse belegen die technische Machbarkeit der entwickelten Konzepte im Rahmen der durchgeführten labortechnischen Evaluierung, wobei Simulation und Experiment zu prinzipiell vergleichbaren Ergebnissen führten.

Zusammenfassend konnten zwei neue lösbare Verbindungskonzepte für die Schnittstellen Implantat-Abutment und Abutment-Krone entwickelt und bewertet werden. Auf eine zusätzliche Schraubensicherung kann verzichtet werden. Dies ermöglicht die Übertragung der Konzepte auf unterschiedliche Implantat- und Abutment-Durchmesser. Integriert wurde ein haptisches Feedback, welches dem Behandler mehr Sicherheit bei der Positionierung (Rotation und Verbindungsfestigkeit) bietet. Somit konnten Schnittstellen für Dentalimplantate realisiert werden, die einen Beitrag zur mehr Patientensicherheit leisten können.

Limitierungen:

Die Versuche in Anlehnung an die DIN ISO 14801 wurde aufgrund der hohen Anzahl an Probekörpern und der Prüfzeit auf 125.000 Zyklen begrenzt. Dies entspricht einem halben Jahr Nutzungsdauer.

Die Geometrien der Verbindungen basieren auf den Entwürfen der Titanvarianten. Die Anpassungen an die Materialeigenschaften der verwendeten Keramik sollte in weitergehenden Untersuchungen durchgeführt werden.

Auf Untersuchungen hinsichtlich der Biokompatibilität wurde im Rahmen des Vorhabens verzichtet, da nur etablierte Werkstoffe verwendet wurden. In weiterführenden Studien wäre dies noch erforderlich.

Da die innere Implantatgeometrie für die Schnittstelle zum Abutment entscheidend war, wurde die Außenseite des Implantates nicht berücksichtigt bzw. eine einfache stilisierte Oberfläche zur Einbettung in die Messinghülsen genutzt.

3. Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Gesamtnachweises

Die Kosten setzen sich vorrangig aus den wie im Antrag vorgesehen Positionen:

- Personalkosten für wissenschaftliche Mitarbeiter, graduierte Mitarbeiter und technische Mitarbeiter
- Personalkosten für studentische Hilfskräfte
- Materialkosten für die Fertigung von Versuchsständen und Funktionsmustern
- Reisekosten

zusammen.

4. Notwendigkeit und Angemessenheit der geleisteten Arbeit

Die beantragten Mittel wurden, wie im Antrag vorgesehen, eingesetzt. Es erfolgten während der Projektlaufzeit Anpassungen bzgl. einzelner Teilziele und der zeitlichen Planung. Eine kostenneutrale Verlängerung des Projektvorhabens wurde beantragt und genehmigt. Die durchgeführten Arbeiten waren notwendig und angemessen. Das Ziel des Teilvorhabens wurde erreicht.

5. Voraussichtlicher Nutzen

Die jährlichen Ausgaben für Zahnersatz steigen in Deutschland nach einer Statistik über die Gesundheitsausgaben des Statistischen Bundesamtes kontinuierlich über die letzten Jahre [12–14]. Dabei werden immer häufiger festsitzende Implantatversorgungen gegenüber herkömmlicher Brückenversorgungen bevorzugt. In Deutschland wurden zuletzt etwa 1,3 Mio. Implantate innerhalb eines Jahres eingesetzt [15]. Gründe für diese Entwicklung liegen neben des positiven Trends der Zahnhygiene und der damit verbundenen besseren Grundlage für eine Implantation [16] auch in der steigenden Qualität und Angebotsbreite von enossalen Implantaten.

Trotz dieser positiven Entwicklungen kommt es beim Einsatz von Implantatsystemen in etwa 16,8 % der Fälle zu Komplikationen [17]. Hochgerechnet auf die Zahl der eingesetzten Implantatsysteme in Deutschland ergibt dies jährlich bis zu 208.000 Komplikationsfälle nach der Implantation. Die Folge sind weitere Korrekturbehandlungen bis hin zur vollständigen Revision der Implantatschraube. Untersuchungen zum Langzeitverhalten enossaler Implantate zeigen, dass etwa

2 - 5 % der Implantate innerhalb der ersten fünf Jahre nach der Implantation, aufgrund von biologischen und technischen Problemen versagen [18]. Zu den technischen Problemen zählen unter anderem Implantatbrüche und Lockerung oder Bruch des Abutments [17, 18]. Eine Ursache dieser Komplikationen ist auf die Ableitung der entstehenden Kräfte über Schraubenverbindungen und den damit entstehenden Kerbwirkungen auf das Material zurückzuführen [6].

Das Vorhaben adressierte Fragestellungen der Füge- und Fertigungstechnik mit den branchenspezifischen Anforderungen der Medizintechnik. Im Projektverlauf konnte die technische Machbarkeit von gewindefreien lösbaren Verbindungen für enossale Implantate im Rahmen von simulativen und labortechnischen Untersuchungen nachgewiesenen werden. Durch die Vermeidung der Innengewinde werden die Kerbwirkungen auf das Material reduziert, wodurch Materialbrüche vermieden werden können. Der Innovationsgehalt liegt in der Erforschung einer Verbindung, die eine Fertigung von enossalen Implantaten aus verschiedenen Materialien ohne fertigungstechnische Einschränkungen bezüglich der Größenvariabilität anstrebt. Mit den Projektergebnissen kann ein Beitrag zur Patientensicherheit aber auch zur besseren Handhabung seitens der Behandelnden erzielt werden. Die erarbeiteten Erkenntnisse können für die Entwicklung von zukünftigen Implantatsystemen genutzt und auch auf weitere Implantatverbindungen übertragen werden. Das Verwertungspotential der entwickelten Lösungen wird als hoch eingeschätzt. Jedoch sind weiterführende Arbeiten notwendig.

Das Fraunhofer IWU kann durch die Projektergebnisse die Expertise auf dem Gebiet der umfassenden Auslegung, Simulation, Entwicklung und technologischen Umsetzung von Implantatkomponenten erweitern. Der mit dem Projekt erzielte Ergebnis- und Erfahrungszuwachs verschafft neue Möglichkeiten zu FuE-Kooperationen für die Entwicklung weiterer Komponenten und Produkte innerhalb der Medizintechnik. Die Ergebnisse kann das Fraunhofer IWU im Rahmen von wissenschaftlich/technischen Beratungstätigkeiten direkt verwerten. Aufgrund der Qualifikation durch die Projektarbeit kann das Institut auch als Entwicklungsdienstleister im Bereich der Dental- bzw. Implantatbranche tätig werden. Das IWU kann durch den erfolgreichen Abschluss des Forschungsvorhabens seine Position im wissenschaftlichen Umfeld weiter ausbauen. Durch die Einbindung in die Hochschulausbildung ist ebenfalls ein Transfer in die universitäre Forschung und Lehre möglich.

6. Fortschritte auf dem Gebiet des Vorhabens an anderen Stellen

Die Verbindungen modularer lösbarer Implantate lassen sich in die Kategorien der externen, internen und konischen Abutment-Verbindung unterteilen (s. Abbildung 35).

Die externe Verbindung war eine der ersten Entwicklungen in der enossalen Implantologie und zeichnet sich durch ihre Flexibilität in der Kompatibilität unterschiedlicher Implantatsysteme aus. Die Verbindung bildet einen Mikrospalt zwischen den Modulen bei starker mechanischer Belastung (Knirschen, Pressen oder zerkauen harter Gegenstände), weshalb das Risiko für bakterielle Entzündungen steigt [18]. Verschiedene Reviews zeigen zudem, dass der Knochenabbau und die Zahnfleischrückbildung bei Implantaten mit externer Verbindung signifikant höher sind als bei der internen Verbindung [3, 19, 20].

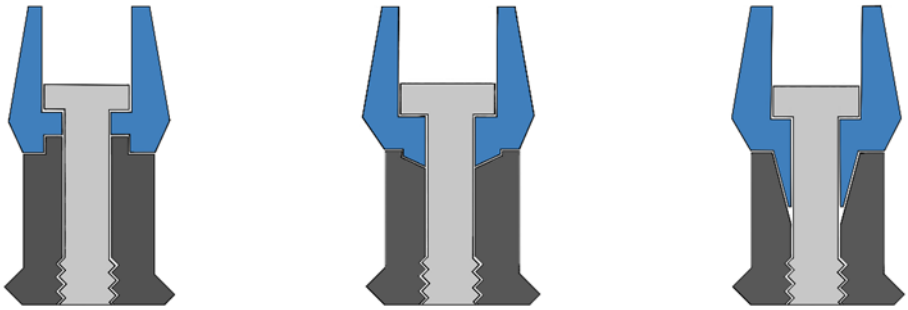


Abbildung 35: schematische Darstellung verschiedener Verbindungen zwischen Implantatkörper (dunkelgrau) und Abutment (blau) mit zusätzlicher Schraubensicherung (hellgrau). V.l.n.r. abgebildet: externe Verbindung, interne Verbindung und konische Verbindung

Die interne Verbindung ist die Weiterentwicklung der externen Verbindung und ist dadurch gekennzeichnet, dass das Abutment keinen direkten Kontakt zum Zahnfleisch oder Knochen hat. Die 5-Jahres-Überlebensrate von internen Abutment-Implantat Verbindungen liegen nach Pjetursson bei 97,6 % für Einzelkronenversorgungen und 97,0 % bei Brückenversorgungen und fallen damit etwa 2 % höher aus als bei den externen Verbindungen [18].

Die konische Verbindung geht aus den internen Verbindungen hervor und benötigt, ebenso wie die oben genannten Verbindungen, eine Sicherung mit einer zusätzlichen Schraube oder mit einem internen Gewinde. Aufgrund der großen Kontaktfläche zwischen Abutment und Implantatschraube zeichnet sich die Verbindung durch eine höhere Resistenz gegen Biege- und Rotationskräfte aus und besitzt ein geringeres Risiko für bakterielle Infektionen [19, 20].

In den letzten Jahren stieg die Nachfrage nach metallfreien Implantatsystemen in der Zahnmedizin. Dabei werden bevorzugt Zirkonium-Implantate verwendet, welche neben ästhetischen Vorteilen auch eine hohe Biokompatibilität und eine geringe Adhäsion von Bakterien besitzen [10, 11]. Dennoch verfügen Verbindungen in Keramikimplantaten im Vergleich zu Titanimplantaten bei kleinen Durchmessern (3,3 - 3,5 mm) eine signifikant höhere Anfälligkeit für Materialbrüche bei Biegebelastungen [7].

Auch wenn die kommerziell vorhandenen Implantatsysteme weiter optimiert werden, sind zum Berichtzeitraum keine generellen neuen Verbindungskonzepte im Vergleich zum Zeitpunkt des Projektantrags bekannt [5, 8]. Der Anbieter Bicon Europe Ltd. verfügt beispielsweise über ein Implantatsystem mit einer konischen Verbindung zwischen Implantat und Abutment ohne Schraubverbindung. Das System wurde im Rahmen des Vorhabens als Vergleich in die Untersuchungen einbezogen. Ein Feedback für den Behandler oder eine Rotationssicherung ist bei dem Implantatsystem jedoch nicht vorhanden.

7. Erfolgte und geplante Veröffentlichungen der Ergebnisse

Die Projektergebnisse des Gesamtvorhabens konnten im Rahmen der IDS - Internationale Dental-Schau 2025 am Messestand der DYNA-MESS Prüfsysteme GmbH vom 25.03. bis 29.03.2025 in Köln präsentiert werden. Parallel erfolgten SocialMedia-Beiträge bei LinkedIn.

Abbildung 36: Präsentation von Projektergebnissen des Vorhabens "enoconnect" auf der IDS 2025

Vorgesehen ist eine wissenschaftliche Publikation zur Auslegung und Prüfung der Implantatschnittstellen in relevanten Fachzeitschriften, wie z.B. „bioengineering“, „Dentistry Journal“ oder „Current Directions in Biomedical Engineering“.

8. Literatur

1. Anitua E, Alkhraisat MH (2019) Fifteen-Year Follow-up of Short Dental Implants in the Completely Edentulous Jaw: Submerged Versus Nonsubmerged Healing. Implant Dent 28(6):551–555. doi:10.1097/ID.0000000000000935
2. Troiano G, Lo Russo L, Canullo L, Ciavarella D, Lo Muzio L, Laino L (2018) Early and late implant failure of submerged versus non-submerged implant healing: A systematic review, meta-analysis and trial sequential analysis. J Clin Periodontol 45(5):613–623. doi:10.1111/jcpe.12890
3. Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A (2018) The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. Clin Implant Dent Relat Res 20(4):653–664. doi:10.1111/cid.12620
4. Ceruso FM, Barnaba P, Mazzoleni S, Ottria L, Gargari M, Zuccon A, Bruno G, Di Fiore A (2017) Implant-abutment connections on single crowns: a systematic review. Oral Implantol (Rome) 10(4):349–353. doi:10.11138/orl/2017.10.4.349
5. Garcia JCG, Fierro NC, Rodriguez LEQ, Gonzalez FC, Gomez REA, Meester I, Gomez MFDL, Soto JMS (2022) Implant-abutment connections: A literature review. Int. J. Appl. Dent. Sci. 8(2):222–226. doi:10.22271/oral.2022.v8.i2d.1512
6. Pjetursson BE, Valente NA, Strasding M, Zwahlen M, Liu S, Sailer I (2018) A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic single crowns. Clin Oral Implants Res 29 Suppl 16:199–214. doi:10.1111/clr.13306
7. Sailer I, Strasding M, Valente NA, Zwahlen M, Liu S, Pjetursson BE (2018) A systematic review of the survival and complication rates of zirconia-ceramic and metal-ceramic multiple-unit fixed dental prostheses. Clin Oral Implants Res 29 Suppl 16:184–198. doi:10.1111/clr.13277
8. Valvi NN, Khalikar S, Mahale K, Rajguru V, Mahajan S, Tandale U (2024) Evolving interfaces: A comprehensive review of implant-abutment connections. IDJSR 12(3):123–129. doi:10.18231/j.idjsr.2024.024
9. Vetromilla BM, Brondani LP, Pereira-Cenci T, Bergoli CD (2019) Influence of different implant-abutment connection designs on the mechanical and biological behavior of single-tooth implants in the maxillary esthetic zone: A systematic review. J Prosthet Dent 121(3):398-403.e3. doi:10.1016/j.prosdent.2018.05.007
10. Guess PC, Att W, Strub JR (2012) Zirconia in fixed implant prosthodontics. Clin Implant Dent Relat Res 14(5):633–645. doi:10.1111/j.1708-8208.2010.00317.x
11. Lorenz J, Giulini N, Hölscher W, Schwiertz A, Schwarz F, Sader R (2019) Prospective controlled clinical study investigating long-term clinical parameters, patient satisfaction, and microbial contamination of zirconia implants. Clin Implant Dent Relat Res 21(2):263–271. doi:10.1111/cid.12720
12. gbe-bund.de (2025) Jährliche Gesundheitsausgaben in Deutschland in den Jahren von 1992 bis 2023. ttps://de.statista.com/statistik/daten/studie/5463/umfrage/gesundheitssystem-in-deutschland-ausgaben-seit-1992/. Zugegriffen: 14. Juli 2025
13. (2020) Gesundheitsausgaben in Deutschland nach Leistungsart in den Jahren 2012 bis 2018.

https://de.statista.com/statistik/daten/studie/256282/umfrage/gesundheitsausgaben-nach-leistungsarten-in-deutschland/. Zugegriffen: 05. November 2020

14. Statistisches Bundesamt. (2024) Gesundheitsausgaben in Deutschland nach Leistungsart in den Jahren 2016 bis 2022 (in Millionen Euro). https://de.statista.com/statistik/daten/studie/256282/umfrage/gesundheitsausgaben-nach-leistungsarten-in-deutschland/. Zugegriffen: 14. Juli 2025
15. (2018) In Deutschland werden jährlich 1,3 Millionen Implantate gesetzt. https://www.zwp-online.info/zwpnews/dental-news/branchenmeldungen/zahnimplantate-zunehmend-erste-wahl-13-millionen-werden-in-deutschland-pro-jahr-eingepflanzt. Zugegriffen: 07. April 2020
16. PD Dr. A. Rainer Jordan, MSc, Dr. Wolfgang Micheelis, Dr. Constanze Cholmakow-Bodechtel, Elisabeth Füßl-Grünig: Prof. Dr. Siegfried Geyer, Prof. Dr. Katrin Hertrampf, Prof. Dr. Thomas Hoffmann, Dr. Birte Holtfreter, PD Dr. A. Rainer Jordan, Prof. Dr. Thomas Kocher, Prof. Dr. Ina Nitschke, Sarah Noffz, Linda Scharf, Prof. Dr. Ulrich Schiffner, Dr. Svenja Schützhold, Prof. Dr. Helmut Stark, Prof. Dr. Stefan Zimmer (2016) Fünfte Deutsche Mundgesundheitsstudie (DMS V) - Kurzfassung. https://www.bzaek.de/fileadmin/PDFs/dms/Zusammenfassung_DMS_V.pdf. Zugegriffen: 05. November 2020
17. Brägger U, Karoussis I, Persson R, Pjetursson B, Salvi G, Lang N (2005) Technical and biological complications/failures with single crowns and fixed partial dentures on implants: a 10-year prospective cohort study. Clin Oral Implants Res 16(3):326–334. doi:10.1111/j.1600-0501.2005.01105.x
18. Pjetursson BE, Zarauz C, Strasding M, Sailer I, Zwahlen M, Zembic A (2018) A systematic review of the influence of the implant-abutment connection on the clinical outcomes of ceramic and metal implant abutments supporting fixed implant reconstructions. Clin Oral Implants Res 29 Suppl 18:160–183. doi:10.1111/clr.13362
19. Coray R, Zeltner M, Özcan M (2016) Fracture strength of implant abutments after fatigue testing: A systematic review and a meta-analysis. J Mech Behav Biomed Mater 62:333–346. doi:10.1016/j.jmbbm.2016.05.011
20. Goiato MC, Pellizzer EP, da Silva EVF, Bonatto LdR, dos Santos DM (2015) Is the internal connection more efficient than external connection in mechanical, biological, and esthetical point of views? A systematic review. Oral Maxillofac Surg 19(3):229–242. doi:10.1007/s10006-015-0494-5