

Aus dem  
CharitéCentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde  
Institut für Zahnärztliche Prothetik, Alterszahnmedizin und Funktionslehre  
Direktor: Univ.-Prof. Dr. med. dent. Florian Beuer, MME

## **HABILITATIONSSCHRIFT**

### **Mechanische Grundlagen für die Entwicklung eines metallfreien Implantatsystems auf der Basis von Polyetheretherketon (PEEK)**

zur Erlangung der Lehrbefähigung  
für das Fach Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde

vorgelegt dem Fakultätsrat der Medizinischen Fakultät  
Charité-Universitätsmedizin Berlin

von

**Dr. med. dent. Andreas Schwitalla**

Eingereicht: Januar 2019  
Dekan: Prof. Dr. med. Axel R. Pries  
1. Gutachter: Prof. Dr. med. dent. D. Edelhoff, München  
2. Gutachterin: Prof. Dr. med. dent. P. Gierthmühlen, Düsseldorf



Meiner Familie

# Inhaltsverzeichnis

Abkürzungen.....	4
1. Einleitung .....	5
1.1 Funktionsprinzip von Dentalimplantaten .....	5
1.2 Nachteile konventioneller Dentalimplantate .....	10
1.3 PEEK als alternatives Implantatmaterial .....	12
1.4 Frage- und Zielstellung.....	19
2. Eigene Arbeiten .....	20
2.1 Finite-Elemente-Analyse von Dentalimplantaten aus PEEK.....	20
2.2 Biegeverhalten von verschiedenen PEEK-Materialien.....	28
2.3 Druckverhalten von verschiedenen PEEK-Materialien.....	37
2.4 Ermüdungsgrenzen von verschiedenen PEEK-Materialien.....	48
2.5 Maximales Einbringdrehmoment für Dentalimplantate aus PEEK .....	55
2.6 PEEK-basierte Abutmentschrauben.....	61
3. Diskussion und Ausblick .....	70
4. Zusammenfassung .....	77
5. Literatur.....	80
Danksagung.....	96
Erklärung.....	97

## Abkürzungen

<b>CFM</b>	Fließpressverfahren für Verbundwerkstoffe (Engl.: Composite Flow Moulding)
<b>CFR-PEEK</b>	kohlefaserverstärktes PEEK (Engl.: Carbon Fiber Reinforced PEEK)
<b>CT</b>	Computertomografie
<b>E-Modul</b>	Elastizitätsmodul
<b>FDA</b>	Behörde für Lebens- und Arzneimittel der Vereinigten Staaten von Amerika (Engl.: U.S. Food and Drug Administration)
<b>FEA</b>	Finite-Elemente-Analyse
<b>Gew.-%</b>	Gewichtsprozent
<b>GFR-PEEK</b>	glasfaserverstärktes PEEK (Engl.: Glass Fiber Reinforced PEEK)
<b>GPa</b>	Gigapascal
<b>IAI</b>	Implantat-Abutment-Interface
<b>IT</b>	Einbringdrehmoment (Engl.: Insertion Torque)
<b>LTT</b>	Lymphozytentransformationstest
<b>MPa</b>	Megapascal
<b>MRT</b>	Magnetresonanztomografie
<b>PEEK</b>	Polyetheretherketon
<b>TiO<sub>2</sub></b>	Titandioxid
<b>Vol.-%</b>	Volumenprozent



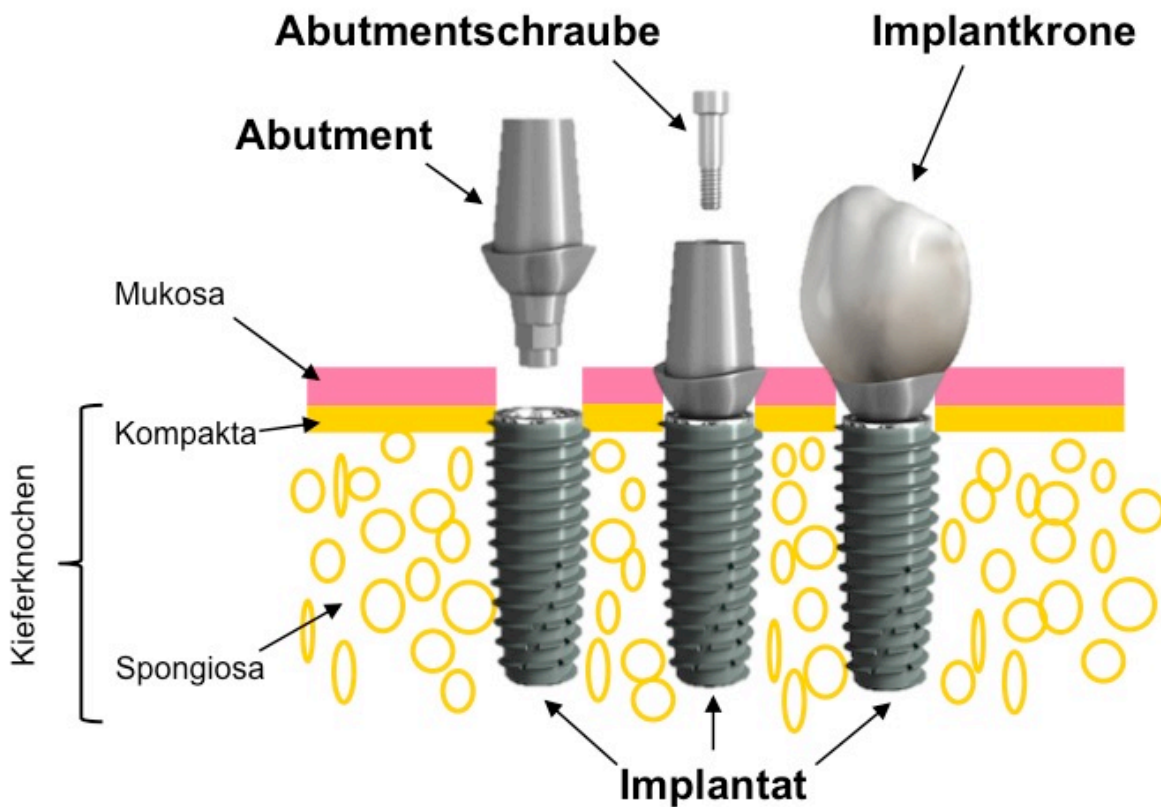
# 1. Einleitung

## 1.1 Funktionsprinzip von Dentalimplantaten

Dentalimplantate haben die Funktion von künstlichen Zahnwurzeln und dienen der Verankerung sowohl von feststehendem als auch herausnehmbarem Zahnersatz [1-7]. Dadurch haben sie einen signifikant positiven Einfluss auf die Lebensqualität der betroffenen Patienten [8-10].

Am häufigsten werden Implantate aus Titan bzw. einer Titanlegierung [11-13] verwendet, die über ein Außengewinde in das entsprechende Implantatbett im Kieferknochen eingeschraubt werden [14]. Idealerweise sind die Implantate dann primär mechanisch stabil im Kiefer verankert, so dass sich nachfolgend die Einheilung in den Knochen, die sogenannte Osseointegration einstellt [15]. Der periimplantäre Kieferknochen geht hierbei einen direkten Kontakt mit der Oxidschicht der Titanimplantat-Oberfläche ein, die sich stets an der Luft spontan bildet [16]. Die Optimierung der Implantatoberflächen ist nach wie vor Gegenstand zahlloser wissenschaftlicher Untersuchungen [17-24]. Grundsätzlich scheint eine gewisse Rauheit der Implantatoberfläche die Osseointegration eines Implantates positiv zu beeinflussen [25-28].

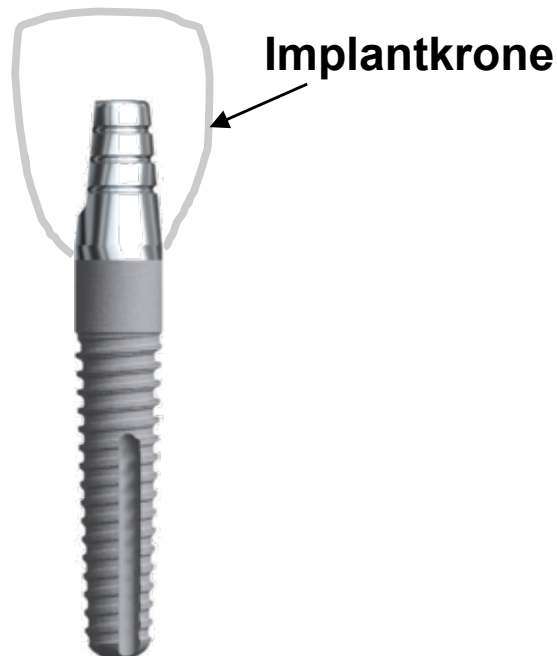
Die meisten konventionellen Implantatsysteme sind zweiteilig. Das bedeutet, dass das in Kieferknochen integrierte Implantat mit einem zweiten Bauteil, dem Abutment versehen wird, welches über die sogenannte Abutmentschraube auf dem Implantat fixiert wird. Auf diesem kann dann z.B. eine künstliche Zahnkrone, also eine Implantatkrone als einfachste Form der Versorgung zum Ersatz eines einzelnen Zahnes festzementiert werden [29] (Abbildung 1).



**Abbildung 1:** Aufbauprinzip eines zweiteiligen Implantatsystems mit konischem Implantat-Abutment Interface (IAI) mit „platform-switching“ (die Bilder der Implantatkomponenten wurden von der Internetseite „[implantate.com](http://implantate.com)“ herangezogen).

Alternativ kann die Krone und das Abutment auch aus einem Bauteil bestehen, wodurch man eine verschraubbare Implantatkrone erhält [30,31]. Dies hat den Vorteil, dass kein Zement zur Befestigung verwendet werden muss. Die Zementierung intraoral ist mit dem Risiko behaftet, dass Zementüberschüsse in den Bereich der Schleimhaut (Mukosa), die den Zementspalt zwischen Krone und Abutment umgibt, gedrückt werden. Werden diese nicht gründlich entfernt, können sie Entzündungen des periimplantären Gewebes verursachen [31-33].

Die zweiteiligen Systeme wurden ursprünglich für ein „submerged healing“, also für ein Einheilen der Implantate unter der Schleimhaut konzipiert [34,35]. Nach einer Einheilphase wird dann das Implantat zur Mundhöhle hin für die Fixierung der prothetischen Rekonstruktion freigelegt [35]. Offenbar scheint aber ein transmukosales Einheilen die gleichen Ergebnisse zu liefern, was den zweiten Eingriff zur Freilegung der Implantate überflüssig macht [36]. Dies ist wohl auch bei gleichzeitiger Knochenaugmentation bei einem insuffizienten Knochenangebot möglich [37-39]. Um nicht nur den zweiten Eingriff zu umgehen, sondern gleichzeitig auch die Behandlungsdauer zu verkürzen, können Implantate unter bestimmten Voraussetzungen auch sofort versorgt werden [40-42]. Konsequenterweise bieten sich für solche Fälle einteilige Implantatsysteme an, bei denen das Implantat und das Abutment ein Bauteil bilden [43-46] (Abbildung 2).



**Abbildung 2:** Aufbauprinzip eines einteiligen Implantatsystems (NobelDirect® 3.0, übernommen aus dem Produktkatalog 2012/2013 von Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden).

Neben der vereinfachten Handhabung durch Wegfall des Befestigungsvorgangs des Abutments, bietet das einteilige Bauprinzip eine höhere mechanische Stabilität im Vergleich zu zweiteiligen Implantaten [43,45]. So können aufgrund des Fehlens der Abutmentschraube und des einhergehenden Schraubenkanals dünnere einteilige Implantate hergestellt werden, die in besonders schmale Zahnlücken passen [45]. Auch werden Komplikationen vermieden, die auf die Abutmentschraube zurückzuführen sind. Diese umfassen einfache Lockerungen [47-49] bis hin zum Bruch der Abutmentschraube [49,50]. Des Weiteren wird dem einteiligen Implantat-Design ein geringerer marginaler Knochenabbau zugeschrieben [44], was beispielsweise auf das Fehlen eines Mikropaltes zwischen Implantat und Abutment zurückgeführt wird, der anfällig für bakterielle Besiedlung ist und so zu Entzündungen und demzufolge Knochenabbau führen kann [45].

Bei insuffizienter Primärstabilität sollten jedoch einteilige Implantate nicht inseriert werden, da sie konstruktionsbedingt mit dem Abutment in die Mundhöhle hineinragen und so sämtlichen Kräften im Mund ausgesetzt sein könnten [43]. Auch ist es im Gegensatz zu zweiteiligen Implantatsystemen nicht möglich, die Abutment-Angulation nachträglich zu verändern, weshalb besondere Präzision beim Inserieren einteiliger Implantate erforderlich ist [45]. Zudem kann bei zweiteiligen Implantaten in gewisser Weise die Farbe des Abutments auf die klinische Situation abgestimmt werden, indem Keramik-basierte Abutments herangezogen werden, wodurch insbesondere in der Frontzahnregion ein ästhetisch anspruchsvolleres Ergebnis erreicht wird [51].

Abutments sind bei zweiteiligen Implantatsystemen über das Implantat-Abutment-Interface (IAI) mit den Implantaten verbunden. Die Geometrie des IAI kann verschiedenartig gestaltet sein, wobei generell externe von internen Implantat-Abutment-Verbindungen unterschieden werden [52]. Zu den externen Verbindungen,

die oberhalb der koronalen Oberfläche des Implantates angeordnet sind, zählt zum Beispiel ein Außensechskant wie beim Brånemark-System [53] (Abbildung 3). Bei den internen Verbindungen kann das IAI ebenfalls polygonal gestaltet sein oder einen Hohlzylinder mit entsprechendem Rotationsschutz aufweisen [52]. Eine weitere Ausführung einer internen Verbindung ist ein konisches IAI, bei dem wie in Abbildung 1 dargestellt, das Abutment über einen Außenkonus in einen Innenkonus im Implantat gesteckt wird [52].



**Abbildung 3:** Beispiel für ein Implantat mit Außensechskant (Brånemark System<sup>®</sup> MK III TiUnite<sup>®</sup>, entnommen aus dem Produktkatalog 2012/2013 von Nobel Biocare AB, Göteborg, Schweden).

Dadurch entsteht ein sogenanntes „Platform-switching“, was auf dem reduzierten Durchmesser des Abutments im Vergleich zur Implantatschulter basiert [54]. In Bezug auf den Mikerspalt zwischen Implantat und Abutment bei zweiteiligen Implantaten weist die konische Verbindung geringere knochenschädigende Wirkungen auf [55-57]. Eine mögliche Erklärung dafür basiert auf der Verlegung des

IAI-Spalt es nach zentral, weg vom periimplantären Knochen, wodurch Platz für die Etablierung der biologischen Breite geschaffen wird [58]. Eine weitere Erklärung besagt, dass dieser IAI-Spalt dichter gegenüber bakterieller Leckagen als Ursache von periimplantären Entzündungen mit Knochenverlust ist [59,60]. Diese Bakterendichtigkeit ist auf einen verringerten Mikrospace am IAI und entsprechend geringere Mikrobewegungen in diesem Bereich zurückzuführen, was auch den tribologischen Verschleiß der metallischen Komponenten dort reduziert [61]. Da durch Tribokorrosion freigesetzte Metallionen und -partikel im Verdacht stehen, Entzündungsreaktionen auf zellulärer Ebene hervorzurufen [62,63], könnte dies einen weiteren knochenprotektiven Effekt darstellen. Aufgrund der einwirkenden Kaubelastungen des Implantat-Abutment-Komplexes nach prothetischer Versorgung soll der Mikrospace im Bereich eines konischen IAI sogar verschwinden [64]. Auch die Lastverteilung auf den periimplantären Knochen soll durch ein konisches IAI-Design positiv beeinflusst werden [65].

## 1.2 Nachteile konventioneller Dentalimplantate

Auch wenn sich titanbasierte Dentalimplantate seit vielen Jahren bewährt haben, sind diese mit gewissen Nachteilen assoziiert, die den zunehmenden Bedarf an metallfreiem Zahnersatz begründen [66,67]. Ein Grund ist, dass Titan und Titanlegierungen auch unabhängig von der oben erwähnten IAI-bezogenen Tribokorrosion korrodieren können [68]. Die dabei freigesetzten Metallionen (z.B. Ti<sup>IV</sup>) können eine Immunreaktion gegen das Implantat triggern, die einen Teil der allergenen Typ-IV-Reaktion repräsentiert [68], was eine Periimplantitis zur Folge haben kann [69]. Bei gleichzeitiger Verwendung eines Edelmetalls wie Gold für das Abutment entsteht eine galvanische Zelle, wobei das Implantat als Anode fungiert

und wodurch dessen Korrosion und somit die Titanionenfreisetzung gesteigert wird [62]. So sind Patientenfälle mit nachgewiesener Titanunverträglichkeit bekannt [70-73]. Ein Nachweis erfolgt beispielsweise über den Lymphozytentransformationstest (LTT) [74].

Daneben ist Titan plaqueaffin, wodurch grundsätzlich ein Entzündungsrisiko des periimplantären Gewebes besteht, was zu einer Periimplantitis führen kann [75].

Basierend auf der ankylotischen Verbindung zwischen Implantat und Knochen und somit fehlendem stoßdämpfenden parodontalen Faserapparates wie bei natürlichen Zähnen, kann es darüber hinaus wegen der Steifigkeitsdifferenz zwischen Titanimplantaten und dem periimplantären Knochen zu hohen mechanischen Spannungen am Implantat-Knochen-Interface kommen [76,77]. Titan hat einen E-Modul von 110 GPa [77], für kortikalen Knochen findet sich in der Literatur beispielsweise ein E-Modul von 13,8 GPa und für spongiösen Knochen ein E-Modul von 1,38 GPa [78]. Diese Differenz der E-Moduli wird als Risiko einer Überbelastung des Knochens diskutiert, was zu dessen Schädigung und infolge dessen zu marginalem Knochenabbau führen kann [79-82]. Diese Theorie ist jedoch umstritten [83], so soll das Überbelastungsphänomen lediglich in Anwesenheit von bakterieller Plaque auftreten können [84].

Auch aus ästhetischer Perspektive kann ein metallisches Implantat nachteilig sein, wenn seine gräuliche Eigenfarbe durch die Mukosa hindurchschimmert [85].

Als metallfreie Alternative wurden Zirkonoxidkeramik-Implantate entwickelt [86-90]. Keramikimplantate sollen ein vergleichbares Osseointegrationsverhalten zeigen wie titanbasierte Implantate [91-93], wobei Zirkonoxid eine geringere Plaque-Affinität zeigt als Titan [93-95].

Zirkonoxid hat allerdings mit 210 GPa einen noch höheren E-Modul als Titan [67]. Trotzdem sollen Implantate aus diesem Material in Finite-Elemente-Analysen (FEA) eine günstigere Lastübertragung auf den Knochen zeigen als Titanimplantate [96,97]. Ein Problem dieser Implantate stellt die Alterung durch die Degradation bei niedriger Temperatur in wässriger Umgebung dar, welche die mechanischen Eigenschaften beeinträchtigt, da eine langsame Umwandlung der tetragonalen in die monokline Phase des Yttrium-stabilisierten Zirkonoxids stattfindet [93].

Darüber hinaus gibt es derzeit keine klinischen Langzeitstudien, die eine hinreichende Evidenz bzgl. der Eignung dieser Implantate als echte Alternative belegen würden [93,98].

### 1.3 PEEK als alternatives Implantatmaterial

Ein weiteres Biomaterial, das als metallfreie Alternative die Nachteile der oben genannten Implantatmaterialien überwinden könnte, ist das Hochleistungspolymer PEEK (Polyetheretherketon). Dieses wurde bereits in den 1990er Jahren von der U.S. Food and Drug Administration (FDA) als Implantatmaterial zugelassen, wobei es unter anderem in „spine cages“ für die Wirbelsäulen Chirurgie verarbeitet wird [99-101]. Auch Rekonstruktionen von Schädeldefekten sind mit PEEK möglich [102-104]. Reines PEEK hat einen E-Modul von 3 - 4 GPa, wobei dieser durch die Verstärkung zum Beispiel mit Kohlefasern unterschiedlicher Ausrichtung und Länge angepasst werden kann [105]. So können auch Osteosyntheseplatten auf PEEK-Basis hergestellt werden, die durch Endloskohlefasern verstärkt sind [106-108]. Ein wesentlicher Vorteil gegenüber konventionellen Titanplatten ist deren knochenähnlichere Steifigkeit, welche das unerwünschte „stress-shielding“-Phänomen verhindert [109]. Dieses Phänomen wird durch die hohe Steifigkeit einer



Osteosyntheseplatte aus Metall hervorgerufen und ist durch einen Knochenabbau im Bereich des Frakturspaltes charakterisiert. Verursacht wird dieser Knochenabbau letztlich durch die Abschirmung auch der zur Knochenheilung notwendigen physiologischen Belastungen durch die Platte. Dies kann nach Plattenentfernung eine Refraktur zur Folge haben [110]. Auch die Radiotransluzenz PEEK-basierter Implantate, die keine Artefakte in der CT und MRT verursacht und somit angrenzende knöchernen Strukturen besser beurteilen lässt, ist ein Grund für die teilweise Abkehr von Implantaten aus Metall [106].

Des Weiteren kann PEEK mit pulverförmigen Füllstoffen versehen zur Herstellung von Compounds mit entsprechend angepassten Eigenschaften umgesetzt werden. Derartige Füllstoffe sind zum Beispiel Titandioxid, das als Pigment dem Material eine weißliche Färbung gibt [111], Bariumsulfat, um die Röntgenopazität zu erhöhen [112] und Hydroxylapatit, das die Osseointegration verbessern soll [113].

Grundsätzlich ist PEEK ein semikristallines, thermoplastisches Polymer mit Glasübergangstemperatur ( $T_g$ ) bei  $143^\circ\text{C}$  und Schmelzpunkt ( $T_m$ ) bei  $343^\circ\text{C}$ , einem Kristallinitätsgrad von 30 – 35 % [112, 114] und einer Dichte von ca.  $1,3 - 1,5 \text{ g/cm}^3$  [115]. Je höher der Anteil an dicht gepackten Kristallen ist, desto steifer und spröder wird das Bauteil [114,116], wobei die Verarbeitungstemperatur einen maßgeblichen Einfluss auf die Kristallinität hat [112, 114, 116].

PEEK ist bioinert und zeigt eine nur geringfügige Wasseraufnahme von 0,5 Gew.-% [114]. Generell hat es eine hohe Widerstandsfähigkeit gegenüber Lösungsmitteln, wobei es lediglich in konzentrierter Schwefelsäure in Lösung geht [117]. Auch gegen Röntgen- und  $\gamma$ -Strahlen ist PEEK hoch beständig und kann konventionell mit Dampf sterilisiert werden [114].

Aufgrund seiner hydrophoben Oberfläche kann PEEK als Implantatmaterial im Bereich des knöchernen Skelettes nicht ohne weiteres osseointegrieren [118]. Dafür

bedarf es einer entsprechenden Oberflächenbehandlung, was Thema zahlreicher wissenschaftlicher Publikationen ist [119-123]. Im Wesentlichen sind folgende Ansatzpunkte dafür untersucht worden:

- Compoundierung von PEEK mit bioaktiven Pulvern [124]
- Plasmamodifikation [125]
- Plasma-Immersionen-Ionenimplantation [126]
- Titanbeschichtung [127]
- Kovalente Bindung von Peptiden [128]
- Hydroxylapatit-Beschichtung [129]
- Titandioxid-Beschichtung [130]

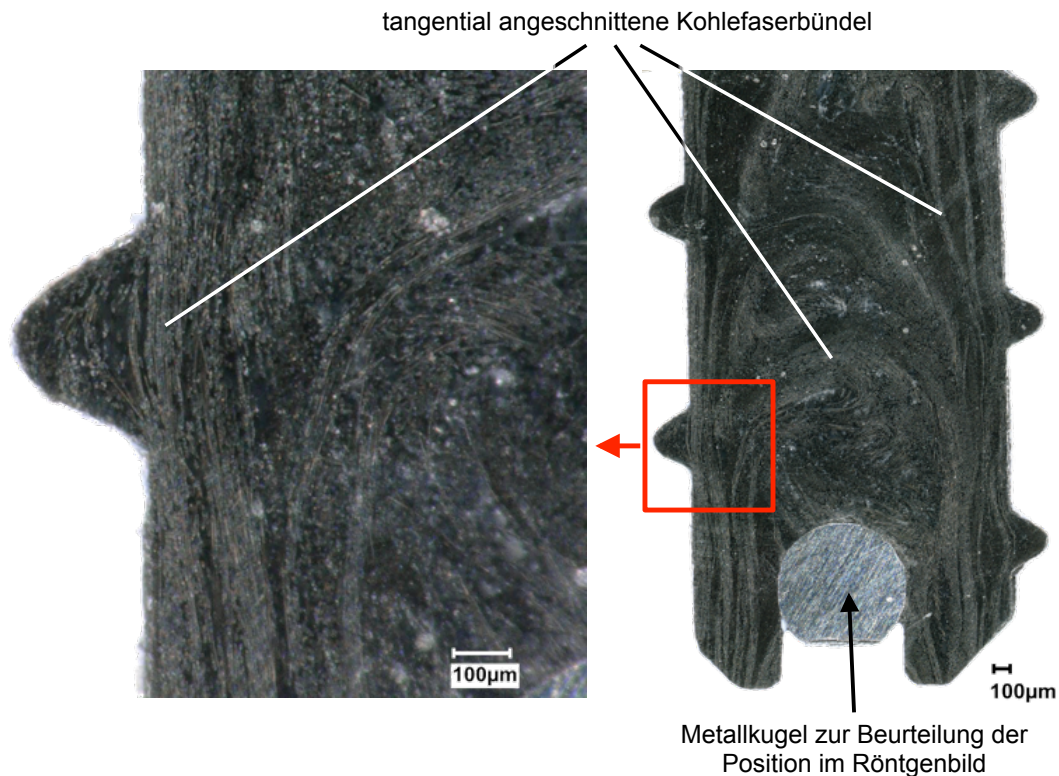
PEEK kann sowohl durch Spritzgussprozess und Formpressen [131], als auch durch subtraktive (Spanabtrag) [132] und additive (3D-Druck) [133] Fertigungsverfahren verarbeitet werden.

Zur Verarbeitung von PEEK-Sorten, die mit kontinuierlichen Kohlefasern verstärkt sind, dient neben dem Formpressen [134] das spezielle Fließpressverfahren für Verbundwerkstoffe (Composite Flow Moulding, CFM) [135]. Dabei wird ein stangenförmiges Endloskohlefaserverstärktes Halbzeug über den Schmelzpunkt erhitzt und in die entsprechende Gussform gepresst. Anders als beim Spritzgussprozess, bei dem die Fasern teilweise zerstört werden [131], gewährleistet auch dieses Verfahren eine Schonung der Fasern und somit eine maximale Verstärkung des Bauteils mit einem Fasergehalt von bis zu 62 Vol.-% [135], wobei sich die Fasern zufällig ausgerichtet, entlang der Außenkontur des Bauteils winden (Abbildung 4).

Zu den Additiven 3D-Druckverfahren zählt sowohl das Lasersintern, wobei kleine PEEK-Partikel durch Lasereinwirkung schichtweise miteinander verschmolzen

werden [136] und das schichtweise Auftragen eines geschmolzenen PEEK-Filaments, das über eine erhitzte Düse verdrückt wird [137].

Insbesondere im zahnmedizinischen Bereich wird die Verarbeitung per Spanabtrag angewendet, um Gerüste für Zahnersatz herzustellen [138].



**Abbildung 4:** Längsschnitt durch eine per CFM hergestellte Osteosyntheseschraube aus Endloskohlefaser-verstärktem PEEK (icotec AG, Altstätten, Schweiz).

In einem in-vitro-Versuch zeigte PEEK tendenziell eine geringere Plaque-Affinität im Vergleich zu konventionellen Materialien, was ein besonderes Alleinstellungsmerkmal darstellen würde [139]. Entsprechend können auch Gingivaformer aus PEEK im Rahmen der Freilegung eines Implantates eingesetzt werden [140,141].

Seine hohe Widerstandsfähigkeit gegen Reibung lässt PEEK auch für die Herstellung beispielsweise von Sekundärkronen gut geeignet erscheinen, da ein

Friktionsverlust nicht zu erwarten ist [142]. Auch Matrizen für Stege oder Prothesenklammern an Zähnen können aus PEEK gefertigt werden [143,144].

Diese hervorragenden Materialeigenschaften machen PEEK auch in Bezug auf die Herstellung von Dentalimplantaten zum Gegenstand wissenschaftlicher Forschung. Im Vordergrund stehen hierbei Oberflächenmodifikationen, die zu einer verbesserten Osseointegration [145] und höheren antibakterielle Wirkung [146] führen sollen.

Lediglich zwei Untersuchungen befassten sich mit dem mechanischen Verhalten von PEEK-basierten Dentalimplantaten. Unter der Annahme, dass ein PEEK-basiertes Implantat eingeleitete Kaukräfte in reduzierter Form auf den Knochen überträgt, wurde eine Finite-Elemente Untersuchung anhand eines PEEK-Implantates durchgeführt, das mit 30% Kohlefasern verstärkt und für das ein E-Modul von 18 GPa angenommen wurde [147]. Dieses zeigte aufgrund seiner höheren Eigenverformung und daraus resultierenden höheren von Mises-Spannungen im Bereich des Knochens keinen Vorteil gegenüber einem konventionellen Titanimplantat [147]. Dies ist insofern bemerkenswert, als dass der verwendete E-Modul im Bereich natürlicher Zähne lag, also die Steifigkeit repräsentierte, die für diese Funktion von Natur aus vorgesehen ist [148]. Auch wenn ankylosierte Zähne etwas höhere Spannungen im marginalen Knochen verursachen sollen [149], können sie eine lange Überlebensdauer haben [150]. Selbst wenn externe Wurzelresorptionen auftreten, die die Prognose der ankylosierten Zähne maßgeblich in Abhängigkeit von ihrem Verlauf beeinflussen, ist röntgenologisch kein marginaler Knochenabbau sichtbar [150].

Eine weitere Untersuchung [151] basierte auf der Hypothese, dass marginaler Knochenabbau an konventionellen Implantaten auf einen stress-shielding-Effekt ähnlich wie bei Endoprothesen, bei denen der proximale Knochen infolge Unterbelastung abgebaut wird [152], zurückzuführen sei. Hierbei wurden zunächst

Zylinder (4 mm und 5 mm x 20 mm) aus kohlefaserverstärktem (CFR-) und glasfaserverstärktem (GFR-) PEEK und Titan, offenbar unter statischer vertikaler Belastung einem Druckversuch unterzogen. Da GFR-PEEK-Zylinder (4 x 20 mm) im statischen Druckversuch die Niedrigsten Werte zeigten, wurden diese anschließend in 30°-Neigung zur Längsachse gemäß ISO 14801 zyklisch belastet und dabei eine Ermüdungsgrenze von 310 N ermittelt. Daraus folgerten die Autoren, dass Implantate aus diesem Material im anterioren Bereich der Zahnreihen, wohingegen CFR-PEEK-Implantate auch im posterioren Bereich inseriert werden können, da diese im statischen Druckversuch Ergebnisse oberhalb der dort auftretenden maximalen Kaukraft von 400 N zeigten.

Zusätzlich wurde in derselben Studie eine Finite-Elemente-Analyse einerseits mit einer vertikalen Kraft von 100 N und andererseits mit einer horizontalen Kraft von 30 N durchgeführt, wobei ein GFR-PEEK-Implantat (E-Modul = 12 GPa) mit Implantaten aus Titan (E-Modul = 110 GPa), Zirkonoxid (E-Modul = 210 GPa) und zusätzlich mit Implantaten aus Titan und Zirkonoxid, die mit einer 5 mm hohen und 0,5 mm dicken Manschette aus GFR-PEEK im Bereich der Kortikalis versehen waren, verglichen wurde. Dabei zeigte das Implantat aus GFR-PEEK in beiden Lastfällen die höchsten Von-Mises-Spannungen im Bereich der 1 mm dicken Kortikalis [151].

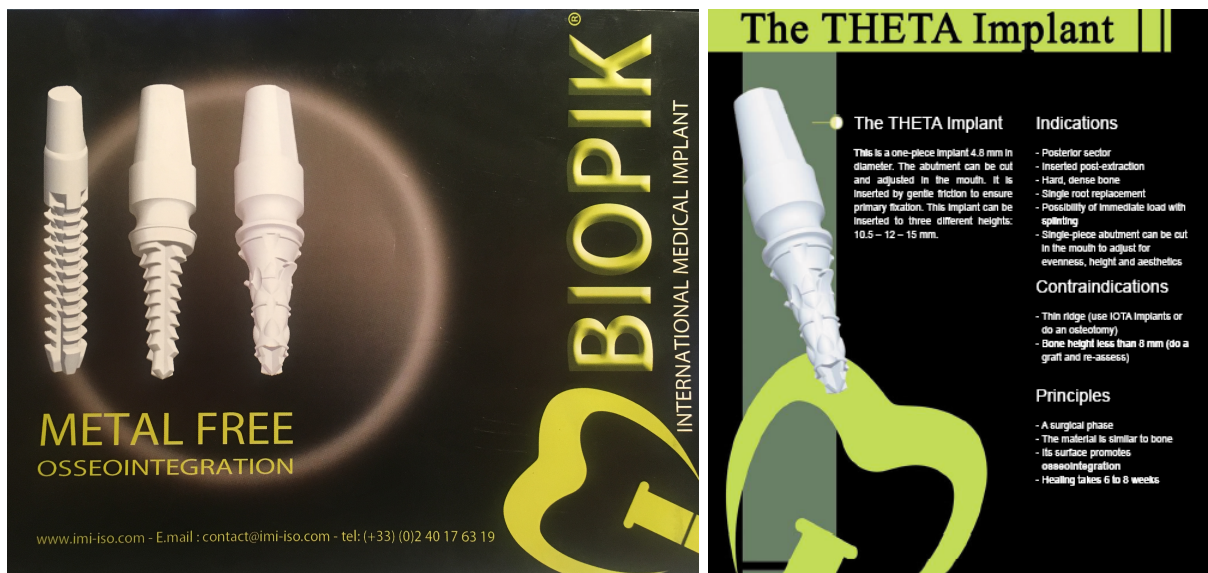
Dies deckt sich mit der FEA von Sarot et al. [147]. In dieser Studie war der E-Modul des PEEK-basierten Implantates mit 18 GPa um ein Drittel höher, so dass das PEEK-basierte Implantat in der Untersuchung von Lee et al. [151] entsprechend stärkere Eigendeformationen aufweisen müsste.

Grundsätzlich zeigen FEA, dass die höchsten Spannungen im Bereich der Kortikalis auftreten [153-155]. Trotzdem wird im Zusammenhang mit Dentalimplantaten auf PEEK-Basis regelmäßig die stress-shielding-Theorie, die offenbar für den proximalen Knochenabbau an relativ groß dimensionierten Endoprothesen verantwortlich ist

[156,157], auf Dentalimplantate übertragen [158-160]. Entsprechend wurde diese Theorie als Grund für marginalen Knochenabbau an Dentalimplantaten mithilfe einer FEA widerlegt [161]. Insofern bleibt lediglich die Theorie der Überbelastung des Knochens aufgrund der höheren Steifigkeit konventioneller Implantate als plausible Erklärung für einen mechanisch bedingten marginalen Knochenabbau an Dentalimplantaten stehen, und es stellt sich entsprechend die Frage nach dem idealen E-Modul für Dentalimplantate.

Unabhängig davon wurden einteilige Implantate auf PEEK-Basis in den Dentalmarkt eingeführt, die bezüglich ihrer Form, zum Teil auch mit flügelartigen Widerhaken, und Funktionsweise grob an Wanddübel erinnern, da sie diesen entsprechend nicht eingeschraubt, sondern in den Kieferknochen gesteckt werden (Abbildung 5).

Ein Fallbericht beschreibt allerdings die Explantation von Implantaten dieser Sorte, nachdem sich ausgeprägte Entzündungsherde an ihnen gebildet hatten [162].



**Abbildung 5:** Dentalimplantate auf Basis von PEEK (Broschüre von IMI (INTERNATIONAL MEDICAL IMPLANT), Pornichet, Frankreich).

Möglicherweise verfügen derartige PEEK-Implantate nicht über eine entsprechende Oberflächenmodifikation, um eine suffiziente Osseointegration zu gewährleisten. Andererseits muss für sie ein relativ niedriger E-Modul im Bereich von ca. 4 GPa angenommen werden, da sie offenbar nicht mit Fasern verstärkt sind, so dass sie sich unter Kaubelastung relativ stark, zumindest elastisch verformen, was neben den oben erwähnten erhöhten Spannungen im Knochen zu erheblichen Bewegungen am Knochen-Implantat-Interface und somit zu bindegewebiger Einkapselung führt [163]. Dies unterstreicht neben der Frage bzgl. der optimalen Oberflächenmodifikation für eine suffiziente Osseointegration einmal mehr die Frage nach den optimalen mechanischen Eigenschaften eines PEEK-basierten Implantates.

#### 1.4 Frage- und Zielstellung

Aufgrund der bisherigen Anwendungen von PEEK als Implantatmaterial mit der Möglichkeit, die Materialeigenschaften gezielt anpassen zu können, ergab sich die Frage, ob dieses Material auch als Basis zur Herstellung eines alternativen metallfreien Dentalimplantatsystems dienen könnte. Daher sollten zunächst sämtliche kommerziell verfügbaren PEEK-Sorten hinsichtlich ihrer mechanischen Eigenschaften untersucht und in Bezug auf die theoretischen Anforderungen an ein Dentalimplantat bewertet werden. Das Ziel der Untersuchungen war die Definition eines PEEK-Materials oder gegebenenfalls einer Kombination aus unterschiedlichen PEEK-Materialien, welche die Herstellung eines Dentalimplantatsystems in den Dimensionen konventioneller titanbasierter zweiteiliger Implantatsysteme mit konischem IAI ermöglicht, womit sämtliche klinischen Indikationen abgedeckt werden können und welches zudem keine Umgewöhnung des Klinikers bezüglich der Handhabung erfordert.

## 2. Eigene Arbeiten

### 2.1 Finite-Elemente-Analyse von Dentalimplantaten aus PEEK

Zunächst wurde ein einfaches Finite Elemente Modell eines Dentalimplantates mit konischem IAI erstellt. Dieses wurde mit E-Moduli gemäß der PEEK-Herstellerangaben für PEEK (4,1 GPa), maximal verstärktes PEEK mit ca. 60 Gew.-% Endloskohlefasern (150 GPa) und Titan (110 GPa) belegt. So ergaben sich drei verschiedene Implantatmodelle, die einerseits vertikal (Lastfall 1) und andererseits in 30°-Neigung zur Implantatachse (Lastfall 2) mit jeweils 100 N belastet wurden. Anschließend wurde die Von-Mises-Spannung, die Deformation und der Oberflächenkontaktdruck im periimplantären Knochen ausgewertet.

Das Implantatmodell aus PEEK zeigte in beiden Lastfällen die höchsten Werte für die Von-Mises-Spannungen, die Deformation und den Oberflächenkontaktdruck im Bereich des periimplantären Knochens.



Schwitalla AD, Abou-Emara M, Spintig T, Lackmann J, Müller WD. Finite element analysis of the biomechanical effects of PEEK dental implants on the peri-implant bone. *Journal of Biomechanics*. 2015;48(1):1-7.  
<http://dx.doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.11.017>

## 2.2 Biegeverhalten von verschiedenen PEEK-Materialien

An den bis dato verfügbaren PEEK Sorten wurden 3-Punkt-Biegeversuche durchgeführt.

Es zeigte sich, dass alle PEEK-Sorten weitaus höhere Werte als die Mindestfestigkeit gemäß DIN EN ISO 10477 von 65 MPa für Kunststoffe in der Zahnmedizin aufwiesen. Ungefüllte beziehungsweise pulvergefüllte Sorten verformten sich am Ende der Tests plastisch, wohingegen die faserverstärkten Proben brachen. Je höher der Fasergehalt, die Faserlänge und je paralleler die Faserausrichtung war, desto höher waren die ermittelten Werte bezüglich der Biegefestigkeit und des Biegemoduls.

Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Flexural behavior of PEEK materials for dental application. *Dental Materials*. 2015;31(11):1377-84.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.dental.2015.08.151>

### 2.3 Druckverhalten von verschiedenen PEEK-Materialien

In einer weiteren Untersuchung wurde aus den verfügbaren PEEK-Sorten Zylinder mit einer Relation von Durchmesser zu Höhe von 1:2 bei Durchmessern von 4, 5 und 6 mm hergestellt. Diese sollten vereinfachte Implantatformen widerspiegeln, die dann Druckversuchen unterzogen wurden, um deren E-Modul und Druckfestigkeit zu ermitteln.

Die Druckfestigkeit aller Proben lag oberhalb der Drücke, die durch maximale Kaukräfte verursacht werden und die im Bereich des 1. Molaren bei jungen vollbezahnten Männern einen Wert von ca. 350 N erreichen können.

Druckmodul und Druckfestigkeit waren auch hier umso höher, je höher der Anteil, die Länge und die Parallelität der verstärkenden Kohlefasern war.

Schwitalla AD, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Pressure behavior of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;54:295-304.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.10.003>

## 2.4 Ermüdungsgrenzen von verschiedenen PEEK-Materialien

Auch wurden zyklische Dauerbelastungstests an weiteren zylindrischen Proben durchgeführt, die bezüglich ihrer Dimensionen und Materialzusammensetzung den Proben der Druckversuche entsprachen. Hierbei wurden die Proben mit je 100 Zyklen innerhalb von zehn 200 N-Schritten bis 2000 N belastet.

Auch hier zeigten alle Proben in Bezug auf die in der Mundhöhle auftretenden maximalen Kaukräfte eine ausreichende Widerstandsfähigkeit bezüglich ihrer Druckfestigkeit. Proben, die sowohl mit parallel ausgerichteten als auch mit zufällig multidirektional ausgerichteten Endloskohlefasern verstärkt waren, zeigten keine plastischen Deformationen oder Bruch innerhalb der Grenzen der Versuchsanordnung.

Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Kallage I, Müller WD. Fatigue limits of different PEEK materials for dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2017;69:163-168.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.12.019>

## 2.5 Maximales Einbringdrehmoment für Dentalimplantate aus PEEK

Im Rahmen der Projektarbeiten wurde ein neuartiges Design für ein konisches IAI entwickelt und unter der Nummer DE 102014220217 A1 („Implantatstruktur“) beim Patentamt angemeldet. So wurde in einer weiteren Untersuchung die Widerstandsfähigkeit dieses Designs gegen Einbringdrehmomente, die beim Inserieren eines Implantates in den Knochen auftreten, untersucht. Hierfür wurden Implantate aus TiO<sub>2</sub>-gefülltem PEEK, aus maximal verstärktem CFR-PEEK mit parallel orientierten Endloskohlefasern und aus Titan (Kontrolle) hergestellt und Drehmomentprüfungen bis zum Bruch unterzogen.

Lediglich die Proben aus Titan zeigten höhere Werte als 32 Ncm, was als Mindestreferenzwert für Implantate angesehen wird, die sofort versorgt werden sollen. Die PEEK-Proben zeigten Werte zwischen 20 und 22 Ncm. Zumindest für ein zweizeitiges Vorgehen, welches insbesondere bei Implantaten mit insuffizienter Primärstabilität angewendet wird, um eine erfolgreiche Osseointegration zu erzielen, sollten diese Werte ausreichen.



Schwitalla AD, Zimmermann T, Spintig T, Abou-Emara M, Lackmann J, Müller WD, Houshmand A. Maximum insertion torque of a novel implant-abutment-interface design for PEEK dental implants. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2018;77:85-89.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2017.09.005>

## 2.6 PEEK-basierte Abutmentschrauben

Um ein zweiteiliges Implantatsystem zu generieren, das vollständig auf PEEK basiert, bedarf es auch einer Abutmentschraube auf PEEK-Basis. So wurden per Spanabtrag Abutmentschrauben aus  $\text{TiO}_2$ -gefülltem PEEK und maximal verstärktem PEEK mit parallel orientierten Kohlefasern hergestellt. Zusätzlich wurden per Spritzguss Gewindestangen aus PEEK mit kurzen Kohlefasern hergestellt. Die PEEK-basierten Gewindestangen und Abutmentschrauben wurden Zugversuchen unterzogen. Als Kontrolle dienten kommerzielle Abutmentschrauben aus Titan. Eine Zugfestigkeit von 186 MPa diente als Referenz, da diese Spannung beim Anziehen einer Schraube mit M1,6-Gewinde mit einem Drehmoment von 15 Ncm entsteht.

Von den PEEK-basierten Abutmentschrauben zeigten zumindest zwei aus der Gruppe des mit parallel ausgerichteten Endloskohlefasern verstärkten PEEKs höhere Werte als der Referenzwert von 186 MPa, sodass sich am ehesten dieser Werkstoff für die Herstellung entsprechender Abutmentschrauben zu eignen scheint.

Schwitalla AD, Abou-Emara M, Zimmermann T, Spintig T, Beuer F, Lackmann J, Müller WD. The applicability of PEEK-based abutment screws. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*. 2016;63:244-251.

<http://dx.doi.org/10.1016/j.jmbbm.2016.06.024>

### 3. Diskussion und Ausblick

Das Ziel der Untersuchungen war die Suche nach einer PEEK-Sorte bzw. einer Kombination aus unterschiedlichen PEEK-Sorten, welche die Herstellung eines metallfreien Dentalimplantatsystems ermöglicht, das bezüglich seiner Dimensionen vergleichbar mit konventionellen zweiteiligen Implantatsystemen mit konischem Implantat-Abutment-Interface ist, so dass mit diesem sämtliche klinische Indikationen abgedeckt werden können.

Die in-vitro-Untersuchungen zeigten grundsätzlich, dass sich in Bezug auf die auftretenden Kaukräfte theoretisch alle getesteten PEEK-Sorten, von ungefüllt über Compounds mit Pulvern bzw. kurzen Fasern, bis zu Endloskohlefaser-verstärkten PEEK-Composites für die Anwendung als prothetischer Werkstoff in der Mundhöhle eignen.

Für die Herstellung eines zweiteiligen Dentalimplantates jedoch scheint sich in Bezug auf die mechanischen Anforderungen CFR-PEEK, das mit Endloskohlefasern verstärkt ist, am ehesten zu eignen. Je nach Faserausrichtung, zufällig multidirektional bis straff parallel, kann bei ca. 55 Vol.-% Faseranteil ein E-Modul eingestellt werden, der Werte zwischen ca. 40 GPa und 106 GPa, also ähnlich wie Titan, annehmen kann. Dies gewährleistet einen breiten Spielraum hinsichtlich einer möglichen Anpassung des E-Moduls an den periimplantären Knochen. Auch die grazile PEEK-basierte Abutmentschraube und das entsprechende Innengewinde, das diese im Implantat aufnimmt, erfordert eine suffiziente Faserverstärkung, insbesondere im Bereich der besonders beanspruchten Gewindeflanken.

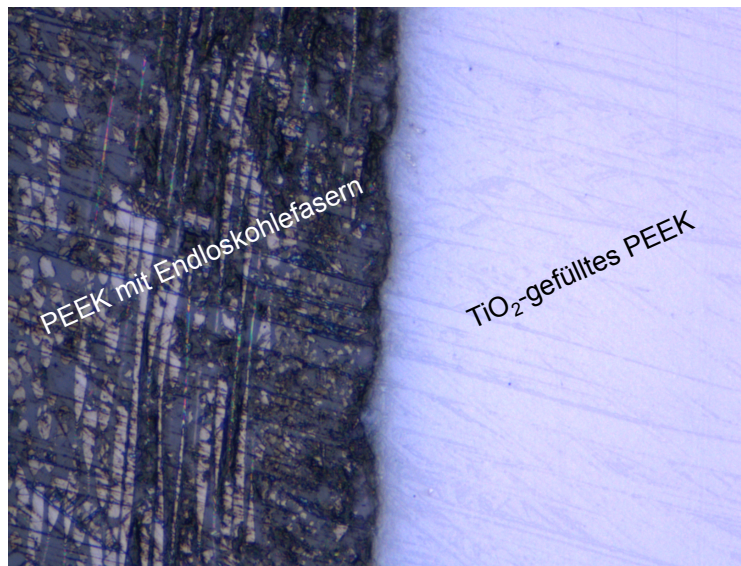
CFR-PEEK hat jedoch rein optisch den Nachteil, dass es schwarz ist, was insbesondere im Frontzahnbereich das Erscheinungsbild ästhetisch beeinträchtigen würde. Um dem entgegenzuwirken, wurde die Idee entwickelt, ein Zweikomponenten-Implantat aus zwei verschiedenen PEEK-Sorten zu

konstruieren. So sollte zunächst ein „Implantatkern“ aus diesem CFR-PEEK als erste Komponente hergestellt werden, welche nachfolgend durch eine weiße PEEK-Sorte (zweite Komponente) ummantelt wird. Ein weiterer Vorteil der Ummantelung wurde in dem E-Modulgradienten gesehen, der sich aus dem steifen Kernmaterial und dem elastischeren Mantel mit einem E-Modul von ca. 4 GPa ergab. Die Hypothese diesbezüglich war, dass eingeleitete Kaukräfte zusätzlich durch das Mantelmaterial gepuffert und in reduzierter Form auf den periimplantären Knochen übertragen werden. Diese Hypothese wurde durch FEA bestätigt, in der die Auswirkungen des funktional gradierten Zweikomponenten-Implantates in Vergleich zu einem Einkomponenten-Implantat auf den periimplantären Knochen bei Einleitung einer vertikalen Kraft in Höhe von 100 N simuliert wurden [164]. Außerdem zeigten sowohl das Zwei- als auch das Einkomponenten-Implantat umso vorteilhaftere Lastübertragungen auf den periimplantären Knochen verglichen mit einem Implantat mit einer Steifigkeit ähnlich wie Titan (E-Modul = 100 GPa), je niedriger der E-Modul des Einkomponenten-Implantates bzw. des Implantatkerns des Zweikomponenten-Implantates war [164]. So konnte ein E-Modul von 40 GPa als ideal eingestuft werden, welcher zufällig auch dem real gemessenen E-Modul des mit ca. 55 Vol.-% zufällig multidirektional ausgerichteten Endloskohlefasern verstärkten PEEK-Composites entsprach. Dies deckt sich mit den Ergebnissen einer aktuell veröffentlichten Studie, die zeigte, dass ein PEEK-Implantat mit einem E-Modul zwischen 15 und 40 GPa die physiologischste Lastübertragung auf den periimplantären Knochen verursacht [165].

Eine andere recht aktuelle Veröffentlichung einer FEA zeigte entgegengesetzte Ergebnisse [161]. Allerdings wurde in diesem Artikel die Empfehlung formuliert, funktional gradierte Werkstoffe als Material für Dentalimplantate zu untersuchen, da diese vorteilhaft angesehen wurden.

Jedenfalls wurde die Idee bezüglich des Zweikomponenten-Implantates in einer Patentanmeldung zusammengefasst [166].

Nachfolgend wurde im Rahmen eines Kooperationsprojektes, das vom Zentralen Innovationsprogramm Mittelstand gefördert wurde (ZIM-KF2863302), die Umsetzbarkeit eines solchen Zweikomponenten-Implantates untersucht, wobei ein via CFM hergestellter „Implantatkern“ aus Endloskohlefaser-verstärktem PEEK im Spritzgussprozess mit einem „Implantatmantel“ aus einer weißen PEEK-Sorte umhüllt werden sollte (Abbildung 6).



**Abbildung 6:** Interface zwischen Implantatkern aus CFR-PEEK und Implantatmantel aus  $\text{TiO}_2$ -gefüllten PEEK.

Es zeigte sich jedoch, dass das entsprechende Herstellungsverfahren lediglich eine sehr geringe Reproduzierbarkeit zulässt, weil wegen der engen Toleranzen, die sich aus der geringen Dimension des Implantatmantels ergeben, die Implantatkerne immer genau gleich innerhalb der Spritzgussform positioniert werden müssen. Ein weiterer Nachteil ist, dass nach Herstellung per CFM die verstärkenden Endloskohlefasern innerhalb des Bauteils zufällig multidirektional, nicht-orientiert

angeordnet sind. Dies könnte besonders bei den geringen Dimensionen eines konventionellen Dentalimplantat-Designs zum Tragen kommen, wenn sich Fasern lokal vornehmlich in eine unerwünschte Richtung orientieren. Ein Endloskohlefaser-verstärktes Composite zeigt grundsätzlich in Faserrichtung die höchste Festigkeit und den höchsten E-Modul [167,168]. So hängt die Ermüdungsgrenze neben der Faserlänge auch von der Faserausrichtung in Bezug auf die Belastungsrichtung ab [169]. Entsprechend könnte jedoch eine lokale Schwachstelle entstehen, wenn die Fasern nicht entsprechend der Richtung der eingeleiteten Zug- oder Druckkräfte ausgerichtet sind, was besonders im Bereich der dünn auslaufenden Implantatschulter an einer konischen internen Implantat-Abutment-Verbindung fatal wäre. Denn diese muss in der Lage sein, die durch die eingeleiteten Kaukräfte hervorgerufene keilförmige Wirkung des Konus am apikalen Ende des Abutments zu kompensieren. Folglich wäre eine gezielte Steuerung der Faserorientierung und -anordnung innerhalb des Implantates wünschenswert.

Auch weil in einer weiterführenden FEA mit schräg eingeleiteter 100 N-Kraft in 30°-Richtung zur Implantatachse das Einkomponenten-Implantat die günstigeren Werte im Bereich des periimplantären Knochens zeigte, wurde ein Einkomponenten-Implantat auf PEEK-Basis als neues Untersuchungsziel definiert. Dies wurde in einer weiteren Patentanmeldung beschrieben [170]. Diese Patentanmeldung beschreibt ein Dentalimplantat, das auf einem PEEK-Composite mit Endlosfaser-Verstärkung basiert, wobei die Fasern entsprechend den mechanischen Anforderungen gezielt multidirektional orientiert angeordnet sind und dem Implantat insgesamt einen E-Modul von ca. 40 GPa verleihen. Dies kann beispielsweise mithilfe des Formpressverfahrens erreicht werden, bei dem faserverstärkte Halbzeuge in eine Form eingelegt und unter Hitzeeinwirkung in Form gepresst werden [134]. Ein weiterer Ansatz wäre ein 5-Achs-3D-Druckverfahren, bei dem die Endlosfasern über

die Druckstrategie gezielt orientiert zusammen mit der PEEK-Matrix in das entsprechende Bauteil eingelegt werden [170]. Dies würde auch die Herstellung von individuellen Strukturen wie beispielsweise individualisierten Implantaten ermöglichen.

Um den optischen Nachteil von Kohlefasern zu umgehen, sind bei der Herstellung Keramikfasern vorgesehen, die bzgl. ihrer mechanischen Eigenschaften vergleichbar mit Kohlefasern sein sollten. Entsprechend wird die Entwicklung und Erprobung eines solchen 3D-Druckverfahrens und entsprechend belastbarer Keramikfasern Gegenstand weiterer Untersuchungen sein. Daneben wird die suffiziente Einbindung der Keramikfasern in die PEEK-Matrix eine weitere Fragestellung darstellen, denn die mechanischen Eigenschaften eines Bauteils werden maßgeblich durch den Faser-Matrix-Verbund beeinflusst [171].

Konsequenter Weise sollten auch die übrigen Komponenten, die zu einem Implantatsystem gehören, aus metallfreiem Material gefertigt sein, um ein rein metallfreies Implantatsystem zu erhalten. Insofern bietet es sich an, auch diese Komponenten auf PEEK-Basis herzustellen.

Bei der Untersuchung des maximalen Einbringdrehmomentes des entwickelten konischen IAI-Designs zeigte sich, dass aufgrund des zentralen Schraubenkanals der Rotationsschutz am Einbringadapter eine Schwachstelle darstellte. Diese Schwachstelle wurde durch die Entwicklung eines innovativen Adapter-Designs behoben, welches in einer weiteren Patentanmeldung beschrieben wurde [172]. Dieser Adapter ist nicht wie üblich über eine Schraubverbindung am Implantat befestigt sondern über eine Steckverbindung. Durch das Fehlen des zentralen Schraubenkanals bekommt der Adapter speziell im Bereich des Rotationsschutzes eine höhere Stabilität, so dass er ebenfalls aus faserverstärktem PEEK hergestellt werden kann. Auch erspart das Fehlen der Schraube dem Anwender Zeit beim



Entfernen des Adapters vom Implantat, nachdem es in den Kieferknochen inseriert wurde. Insbesondere wenn nur eine geringe Primärstabilität des Implantates erreicht werden kann, sollten Manipulationen, die beispielsweise durch das Entfernen einer Adapterschraube hervorgerufen werden, möglichst vermieden werden. Für derartige Situationen sieht die Patentbeschreibung einen Konterring vor, der beim vertikalen Abziehen des Adapters vom Implantat manuell fixiert wird, um über diesen das Implantat in Position zu halten.

Auch die Abutmentschraube kann aus faserverstärktem PEEK gefertigt werden, wie es bereits bei einem zweiteiligen Dentalimplantat aus Zirkonoxidkeramik der Fall ist [173].

Für die Herstellung der prothetischen Komponenten scheint jedoch PEEK ohne Faserverstärkung auszureichen [174,175].

Letztendlich muss eine metallfreie Oberflächenmodifikation definiert werden, die eine suffiziente Osseointegration garantiert. Hierfür käme beispielsweise Plasma-Behandlung [125], Plasma-Immersionen-Ionenimplantation [126] und Beschichtung beispielsweise mit Hydroxylapatit [129] in Frage. Beschichtungen sind mit dem Risiko behaftet, dass sie sich ablösen können [125]. Außerdem könnte sich eine Beschichtung aus Hydroxylapatit auflösen [176]. Am Beispiel von O<sub>2</sub>-Plasmabehandlung von PEEK-Implantaten zeigte sich kein signifikanter Unterschied des BIC-Wertes aufgrund der Modifikation [125]. Eine Plasma-Immersionen-Ionenimplantation zielt offenbar darauf ab, beispielsweise bestimmte Proteine kovalent zu binden, die die Biokompatibilität erhöhen [126]. Grundsätzlich erscheint die kovalente Bindung von speziellen Molekülen wie Peptiden an die PEEK-Matrix, die ggf. eine Rezeptorfunktion bei der Kontaktaufnahme der Zellen des knöchernen Gewebes ausüben, eine vielversprechende Methode darzustellen, unabhängig vom

Prozess, der zu der kovalenten Bindung führt [128,177]. Dies muss nicht zuletzt im Rahmen von in-vivo-Untersuchungen evaluiert werden.

Zusammenfassend ist in Abbildung 7 der weitere Entwicklungsbedarf in Bezug auf die einzelnen Implantatkomponenten zur Herstellung eines metallfreien Dentalimplantatsystems auf PEEK-Basis dargestellt.

**① Abutment:**

Dieses kann offenbar aus ungefülltem PEEK oder PEEK-Compound bestehen.

**② Abutmentschraube:**

Diese kann ggf. auch aus CFR-PEEK mit zufällig multidirektional orientierten Endloskohlefasern bestehen; dafür müssten Schrauben in den geringen Dimensionen von Abutmentschrauben (z.B. mit M1,6-Gewinde) hergestellt und getestet werden.

**③ Implantatkörper:**

Dafür bedarf es der Entwicklung eines PEEK-Composites mit verstärkenden hellen Endlosfasern, z.B. Keramikfasern, welches insgesamt einen E-Modul von ca. 40 Gpa liefert;

**⑤ Osseointegrative Oberfläche:**

Grundsätzlich muss eine Modifikation der Implantatoberfläche gefunden werden, die eine suffiziente Osseointegration vergleichbar mit Titan bewirkt; eine vielversprechende Methode scheinen kovalent gebundene Moleküle wie Peptide darzustellen, die als Rezeptoren für knochenbildende Zellen wirken (z.B. RGD-Peptid).



**④ Implantatschulter:**

Besonders in diesem Bereich des Implantates sollten die Fasern des PEEK-Composites optimal an die mechanischen Beanspruchungen angepasst sein, da hier generell die höchsten Spannungen im (kortikalen) Knochen auftreten, die durch eine zu hohe Elastizität des Implantates verstärkt würden; zusätzlich muss dieser Implantatbereich bei einem konischen Design des Implantat-Abutment-Interfaces der Keilwirkung des Abutments widerstehen können; deshalb muss ein Herstellungsverfahren gewählt bzw. entwickelt werden, das die gezielte Ausrichtung und Anordnung der verstärkenden Fasern innerhalb des Implantates gewährleistet;

**Abbildung 7:** Darstellung der Notwendigkeit weiterer Entwicklungsschritte bezogen auf die einzelnen Komponenten, farblich unterschieden durch den Umfang des jeweiligen Entwicklungsprozesses (aufsteigend von den grünen über die gelben bis zu den roten Beschriftungen).

## 4. Zusammenfassung

Konventionelle Dentalimplantate auf Titan-Basis können mit verschiedenen Problemen behaftet sein. Einerseits gibt es Patienten mit nachgewiesener Titanüberempfindlichkeit, andererseits stehen Titanimplantate wegen des hohen E-Moduls von Titan (110 GPa) im Verdacht, den periimplantären Knochen mechanisch durch Überbelastung zu schädigen, indem sie die eingeleiteten Kaukräfte direkt auf diesen übertragen. Dies führt nachfolgend zu marginalem Knochenabbau. Darüber hinaus kann die Eigenfarbe von Titan das Ergebnis optisch beeinträchtigen, was insbesondere bei dünner Mukosa im Frontzahnggebiet zum Tragen kommt. Als metallfreie Alternative stehen Implantate aus Zirkonoxid-Keramik zur Verfügung. Diese haben eine weiße Eigenfarbe, aber eine noch höhere Steifigkeit als Titan (E-Modul: 210 GPa). Darüber hinaus altern sie in feuchtem Milieu, was die mechanische Belastbarkeit beeinträchtigt.

Diese Nachteile sowohl der Titan- als auch der Zirkonoxid-Implantate, könnten durch die Verwendung des Hochleistungspolymers PEEK (Polyetheretherketon) als metallfreies Implantatmaterial überwunden werden. PEEK hat einen E-Modul von ca. 4 GPa, der durch Faserverstärkung entsprechend angepasst werden kann. So müsste auf der Basis von PEEK einerseits die mechanischen Anforderungen an entsprechende Bauteile erfüllt und andererseits eine optimierte Lastübertragung auf den periimplantären Knochen erzielt werden können.

Entsprechend war das Ziel der vorliegenden Arbeit die Untersuchung der mechanischen Eigenschaften verschiedener verfügbarer PEEK-Sorten vor dem Hintergrund, eine PEEK-Sorte bzw. eine Kombination aus verschiedenen PEEK-Sorten zu definieren, die als Basis zur Herstellung eines metallfreien Dentalimplantates mit den Dimensionen eines konventionellen zweiteiligen Implantatsystems dienen können.

Es wurden neben theoretischen Analysen Biege-, Druck- und Ermüdungstests, sowie mechanische Prüfungen an definierten Implantatkomponenten auf PEEK-Basis, wie Abutmentschrauben und Implantaten durchgeführt und in Bezug zu den jeweiligen mechanischen Anforderungen wie Kaukräfte und Drehmomente gesetzt.

Grundsätzlich zeigte sich, dass auch die ungefüllten und somit unverstärkten PEEK-Sorten den mechanischen Belastungen durch Kaukräfte standhalten können. Zur Herstellung eines Implantates, aber auch für die übrigen Komponenten wie zum Beispiel der Abutmentschraube scheint sich eine PEEK-Sorte besonders gut zu eignen. Diese ist mit ca. 55 Vol.-% Endloskohlefasern verstärkt und hat einen E-Modul von ca. 40 GPa.

Diese PEEK-Sorte wird mit Hilfe des Fließpressverfahrens für Verbundwerkstoffe (Composite Flow Moulding, CFM) verarbeitet, bei dem die Kohlefasern zusammen mit der PEEK-Matrix als kontinuierliche Fasern in das entsprechende Bauteil hineingepresst werden. Innerhalb des Bauteils sind die Kohlefasern dann zufällig multidirektional ausgerichtet. Dies könnte sich jedoch gerade bei einem so klein dimensionierten Bauteil wie einem Dentalimplantat in mechanischer Hinsicht nachteilig auswirken, wenn sich die Fasern zufällig so ausgerichtet haben, dass sie in entgegengesetzter Richtung zur eingeleiteten Kraft wirken. Somit würde eine Schwachstelle entstehen.

Ein weiterer Nachteil der Kohlefasern ist, dass sie das PEEK-Composite schwarz färben. Dies kann insbesondere im Frontzahnggebiet das Ergebnis in ästhetischer Hinsicht beeinträchtigen.

Insofern sollte einerseits die Ausrichtung und Anordnung der verstärkenden Fasern gesteuert werden, andererseits Fasern verwendet werden, die eine helle Eigenfarbe haben. Ein Ansatz dafür bestünde in der Verwendung von Endloskeramikfasern, die zusammen mit der PEEK-Matrix in einem 5-Achs-3D-Druckverfahren verarbeitet

werden. Die Bewegungsfreiheit innerhalb der fünf Achsen ermöglicht es, die Fasern dann über die Druckstrategie entsprechend ausgerichtet in das Bauteil, das vollkommen individuell gestaltet sein kann, einzubringen. Somit könnten nicht nur konfektionierte, sondern auch individuelle Implantate auf PEEK-Basis angefertigt werden, die in diversen Morphologien, mitunter sogar wie natürliche Zähne, ausgestaltet sein können.

## 5. Literatur

- [1] Papia E, Larsson C. Material-related complications in implant-supported fixed dental restorations. A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2018;11 Suppl 1:S147-S165.
- [2] Bassetti RG, Bassetti MA, Kuttenger J. Implant-Assisted Removable Partial Denture Prosthesis: A Critical Review of Selected Literature. *Int J Prosthodont.* 2018 May/Jun;31(3):287-302.
- [3] Spitznagel FA, Horvath SD, Gierthmuehlen PC. Prosthetic protocols in implant-based oral rehabilitations: A systematic review on the clinical outcome of monolithic all-ceramic single- and multi-unit prostheses. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:89-99.
- [4] Bidra AS, Rungruanganunt P, Gauthier M. Clinical outcomes of full arch fixed implant-supported zirconia prostheses: A systematic review. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:35-45.
- [5] Goodacre C, Goodacre B. Fixed vs removable complete arch implant prostheses: A literature review of prosthodontic outcomes. *Eur J Oral Implantol.* 2017;10 Suppl 1:13-34.
- [6] Walton TR, Layton DM. Satisfaction and Patient-Related Outcomes in 128 Patients with Single Implant Crowns In Situ for up to 14 Years. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 May/Jun;32(3):667-674.
- [7] Guédat C, Nagy U, Schimmel M, Müller F, Srinivasan M. Clinical performance of LOCATOR® attachments: A retrospective study with 1-8 years of follow-up. *Clin Exp Dent Res.* 2018 Jul 27;4(4):132-145.
- [8] Ali Z, Baker SR, Shahrabaf S, Martin N, Vettore MV. Oral health-related quality of life after prosthodontic treatment for patients with partial edentulism: A systematic review and meta-analysis. *J Prosthet Dent.* 2018 Jul 10. pii: S0022-3913(18)30229-4.
- [9] AlZarea BK. Oral health related quality-of-life outcomes of partially edentulous patients treated with implant-supported single crowns or fixed partial dentures. *J Clin Exp Dent.* 2017 May 1;9(5):e666-e671.
- [10] Castillo-Oyagüe R, Perea C, Suárez-García MJ, Ríos JD, Lynch CD, Preciado A. Validation of the "Quality of Life related to function, aesthetics, socialization, and thoughts about health-behavioural habits (QoLFAST-10)" scale for wearers of implant-supported fixed partial dentures. *J Dent.* 2016 Dec;55:82-91.
- [11] Mei S, Dong F, Rahman Khan MS. Effects of Biomineralization on Osseointegration of Pure Titanium Implants in the Mandible of Beagles. *J Oral Maxillofac Surg.* 2018 Oct;76(10):2104.e1-2104.e10.

- [12] Scarano A, Crocetta E, Quaranta A, Lorusso F. Influence of the Thermal Treatment to Address a Better Osseointegration of Ti6Al4V Dental Implants: Histological and Histomorphometrical Study in a Rabbit Model. *Biomed Res Int*. 2018 Jun 27;2018:2349698.
- [13] Ottria L, Lauritano D, Andreasi Bassi M, Palmieri A, Candotto V, Tagliabue A, Tettamanti L. Mechanical, chemical and biological aspects of titanium and titanium alloys in implant dentistry. *J Biol Regul Homeost Agents*. 2018 Jan-Feb;32(2 Suppl. 1):81-90.
- [14] Heo D, Heo YK, Lee JH, Lee JJ, Kim B. Comparison Between Cortical Drill and Cortical Tap and Their Influence on Primary Stability of Macro-Thread Tapered Implant in Thin Crestal Cortical Bone and Low-Density Bone. *Implant Dent*. 2017 Oct;26(5):711-717.
- [15] Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, Ohman A. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl*. 1977;16:1-132.
- [16] Wheelis SE, Montaña-Figueroa AG, Quevedo-Lopez M, Rodrigues DC. Effects of titanium oxide surface properties on bone-forming and soft tissue-forming cells. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug 15. doi: 10.1111/cid.12656. [Epub ahead of print]
- [17] Azzawi ZGM, Hamad TI, Kadhim SA, Naji GA. Osseointegration evaluation of laser-deposited titanium dioxide nanoparticles on commercially pure titanium dental implants. *J Mater Sci Mater Med*. 2018 Jun 26;29(7):96.
- [18] Offermanns V, Andersen OZ, Riede G, Sillassen M, Jeppesen CS, Almtoft KP, Talasz H, Öhman-Mägi C, Lethaus B, Tolba R, Kloss F, Foss M. Effect of strontium surface-functionalized implants on early and late osseointegration: A histological, spectrometric and tomographic evaluation. *Acta Biomater*. 2018 Mar 15;69:385-394.
- [19] Beolchini M, Lang NP, Gómez Moreno G, Iezzi G, Botticelli D, Calvo Guirado JL. Bone healing at implants with different surface configurations: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2016 Feb;27(2):196-202.
- [20] Koh JW, Kim YS, Yang JH, Yeo IS. Effects of a calcium phosphate-coated and anodized titanium surface on early bone response. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 May-Jun;28(3):790-7.
- [21] Jung UW, Kim S, Lee IK, Kim MS, Lee JS, Kim HJ. Secondary stability of microthickness hydroxyapatite-coated dental implants installed without primary stability in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2014 Oct;25(10):1169-74.
- [22] Williamson RS, Disegi J, Griggs JA, Roach MD. Nanopore formation on the surface oxide of commercially pure titanium grade 4 using a pulsed anodization method in sulfuric acid. *J Mater Sci Mater Med*. 2013 Oct;24(10):2327-35.

- [23] Guimarães MB, Bueno RS, Blaya MB, Hirakata LM, Hübler R. Diphosphonate immobilization on hydroxyapatite-coated titanium--method description. *Implant Dent.* 2013 Aug;22(4):356-9.
- [24] Ito K, Nanba K, Nishida T, Sato H, Murai S. Comparison of osseointegration between hydroxyapatite-coated and uncoated threaded titanium dental implants placed into surgically-created bone defect in rabbit tibia. *J Oral Sci.* 1998 Mar;40(1):37-41.
- [25] Perrin D, Szmukler-Moncler S, Echikou C, Pointaire P, Bernard JP. Bone response to alteration of surface topography and surface composition of sandblasted and acid etched (SLA) implants. *Clin Oral Implants Res.* 2002 Oct;13(5):465-9.
- [26] Gehrke SA, Dedavid BA, Aramburú JS Júnior, Pérez-Díaz L, Calvo Guirado JL, Canales PM, De Aza PN. Effect of Different Morphology of Titanium Surface on the Bone Healing in Defects Filled Only with Blood Clot: A New Animal Study Design. *Biomed Res Int.* 2018 Aug 8;2018:4265474.
- [27] Wennerberg A, Albrektsson T. Effects of titanium surface topography on bone integration: a systematic review. *Clin Oral Implants Res.* 2009 Sep;20 Suppl 4:172-84.
- [28] Le Guéhennec L, Soueidan A, Layrolle P, Amouriq Y. Surface treatments of titanium dental implants for rapid osseointegration. *Dent Mater.* 2007 Jul;23(7):844-54.
- [29] Kapoor R, Singh K, Kaur S, Arora A. Retention of Implant Supported Metal Crowns Cemented with Different Luting Agents: A Comparative Invitro Study. *J Clin Diagn Res.* 2016 Apr;10(4):ZC61-4.
- [30] Al Amri MD, Al-Rasheed AS, Al-Kheraif AA, Alfadda SA. Comparison of Clinical, Radiographic, and Immunologic Inflammatory Parameters Around Dental Implants with Cement-Retained and Screw-Retained Restorations: A 5-Year Prospective Cohort Study in Men. *Int J Prosthodont.* 2017 Jul/Aug;30(4):384-389.
- [31] Priest G. A Current Perspective on Screw-Retained Single-Implant Restorations: A Review of Pertinent Literature. *J Esthet Restor Dent.* 2017 May 6;29(3):161-171.
- [32] Ferreira CF, Shafter M, Jain V, Wicks RA, Linder E, da Silva Ledo CA. Evaluation of Effectiveness of Cement Removal From Implant-Retained Crowns Using a Proposed "Circular Crisscross" Flossing Technique. *J Oral Implantol.* 2018 Jun;44(3):177-183. doi: 10.1563/aaid-joi-D-17-00265.
- [33] Tatullo M, Marrelli M, Mastrangelo F, Gherlone E. Bone Inflammation, Bone Infection and Dental Implants Failure: Histological and Cytological Aspects Related to Cement Excess. *J Bone Jt Infect.* 2017 Jan 17;2(2):84-89.



- [34] Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindström J. Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand*. 1981;52(2):155-70.
- [35] 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 Dec;10(6):387-416.
- [36] Hämmerle CHF, Jung RE, Sanz M, Chen S, Martin WC, Jackowski J; this multicenter study group, Ivanoff CJ, Cordaro L, Ganeles J, Weingart D, Wiltfang J, Gahlert M. Submerged and transmucosal healing yield the same clinical outcomes with two-piece implants in the anterior maxilla and mandible: interim 1-year results of a randomized, controlled clinical trial. *Clin Oral Implants Res*. 2012 Feb;23(2):211-219.
- [37] De Boever AL, De Boever JA. A one-stage approach for nonsubmerged implants using a xenograft in narrow ridges: report on seven cases. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2003 Apr;23(2):169-75.
- [38] De Boever AL, De Boever JA. Guided bone regeneration around non-submerged implants in narrow alveolar ridges: a prospective long-term clinical study. *Clin Oral Implants Res*. 2005 Oct;16(5):549-56.
- [39] Cordaro L, Torsello F, Chen S, Ganeles J, Brägger U, Hämmerle C. Implant-supported single tooth restoration in the aesthetic zone: transmucosal and submerged healing provide similar outcome when simultaneous bone augmentation is needed. *Clin Oral Implants Res*. 2013 Oct;24(10):1130-6.
- [40] Windael S, Vervaeke S, Wijnen L, Jacquet W, De Bruyn H, Collaert B. Ten-year follow-up of dental implants used for immediate loading in the edentulous mandible: A prospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug;20(4):515-521.
- [41] Stacchi C, Lombardi T, Baldi D, Bugea C, Rapani A, Perinetti G, Itri A, Carpita D, Audenino G, Bianco G, Verardi S, Carossa S, Schierano G. Immediate Loading of Implant-Supported Single Crowns after Conventional and Ultrasonic Implant Site Preparation: A Multicenter Randomized Controlled Clinical Trial. *Biomed Res Int*. 2018 Aug 14;2018:6817154.
- [42] Esposito M, Grufferty B, Papavasiliou G, Dominiak M, Trullenque-Eriksson A, Heinemann F. Immediate loading of occluding definitive partial fixed prostheses vs non-occluding provisional restorations - 3-year post-loading results from a pragmatic multicentre randomised controlled trial. *Eur J Oral Implantol*. 2018;11(3):309-320.
- [43] Hahn J. One-piece root-form implants: a return to simplicity. *J Oral Implantol*. 2005;31(2):77-84.
- [44] Finne K, Rompen E, Toljanic J. Prospective multicenter study of marginal bone level and soft tissue health of a one-piece implant after two years. *J Prosthet Dent*. 2007 Jun;97(6 Suppl):S79-85.

- [45] Prithviraj DR, Gupta V, Muley N, Sandhu P. One-piece implants: placement timing, surgical technique, loading protocol, and marginal bone loss. *J Prosthodont*. 2013 Apr;22(3):237-44.
- [46] Gamper FB, Benic GI, Sanz-Martin I, Asgeirsson AG, Hämmerle CHF, Thoma DS. Randomized controlled clinical trial comparing one-piece and two-piece dental implants supporting fixed and removable dental prostheses: 4- to 6-year observations. *Clin Oral Implants Res*. 2017 Dec;28(12):1553-1559.
- [47] Miyashita M, Ogawa T, Naito H, Shibamoto A, Wang AS, Shobara K, Sasaki K. Evaluation of implant screw loosening by resonance frequency analysis with triaxial piezoelectric pick-up: in vitro model and in vivo animal study. *Clin Oral Investig*. 2018 Jun;22(5):2129-2134.
- [48] Kourtis S, Damanaki M, Kaitatzidou S, Kaitatzidou A, Roussou V. Loosening of the fixing screw in single implant crowns: predisposing factors, prevention and treatment options. *J Esthet Restor Dent*. 2017 Jul 8;29(4):233-246.
- [49] Ülkü SZ, Acun Kaya F, Uysal E, Gulsun B. Clinical Evaluation of Complications in Implant-Supported Dentures: A 4-Year Retrospective Study. *Med Sci Monit*. 2017 Dec 27;23:6137-6143.
- [50] Carneiro Tde A, Prudente MS, E Pessoa RS, Mendonça G, das Neves FD. A conservative approach to retrieve a fractured abutment screw - Case report. *J Prosthodont Res*. 2016 Apr;60(2):138-42.
- [51] Jung RE, Holderegger C, Sailer I, Khraisat A, Suter A, Hämmerle CH. The effect of all-ceramic and porcelain-fused-to-metal restorations on marginal peri-implant soft tissue color: a randomized controlled clinical trial. *Int J Periodontics Restorative Dent*. 2008 Aug;28(4):357-65.
- [52] Binon PP. Implants and components: entering the new millennium. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2000 Jan-Feb;15(1):76-94.
- [53] Khraisat A. Stability of implant-abutment interface with a hexagon-mediated butt joint: failure mode and bending resistance. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2005;7(4):221-8.
- [54] Oskarsson M, Otsuki M, Welander M, Abrahamsson I. Peri-implant tissue healing at implants with different designs and placement protocols: An experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res*. 2018 Aug;29(8):873-880.
- [55] Iezzi G, Iaculli F, Calcaterra R, Piattelli A, Di Girolamo M, Baggi L. Histological and Histomorphometrical Analysis on a Loaded Implant With Platform-Switching and Conical Connection: A Case Report. *J Oral Implantol*. 2017 Jun;43(3):180-186.
- [56] Caricasulo R, Malchiodi L, Ghensi P, Fantozzi G, Cucchi A. The influence of implant-abutment connection to peri-implant bone loss: A systematic review and meta-analysis. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Aug;20(4):653-664.

- [57] Pessoa RS, Sousa RM, Pereira LM, Neves FD, Bezerra FJ, Jaecques SV, Sloten JV, Quirynen M, Teughels W, Spin-Neto R. Bone Remodeling Around Implants with External Hexagon and Morse-Taper Connections: A Randomized, Controlled, Split-Mouth, Clinical Trial. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Feb;19(1):97-110.
- [58] Canullo L, Fedele GR, Iannello G, Jepsen S. Platform switching and marginal bone-level alterations: the results of a randomized-controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2010 Jan;21(1):115-21.
- [59] da Silva-Neto JP, Prudente MS, Dantas TS, Senna PM, Ribeiro RF, das Neves FD. Microleakage at Different Implant-Abutment Connections Under Unloaded and Loaded Conditions. *Implant Dent.* 2017 Jun;26(3):388-392.
- [60] Koutouzis T, Mesia R, Calderon N, Wong F, Wallet S. The effect of dynamic loading on bacterial colonization of the dental implant fixture-abutment interface: an in vitro study. *J Oral Implantol.* 2014 Aug;40(4):432-7.
- [61] Liu Y, Wang J. Influences of microgap and micromotion of implant-abutment interface on marginal bone loss around implant neck. *Arch Oral Biol.* 2017 Nov;83:153-160.
- [62] Alrabeah GO, Knowles JC, Petridis H. Reduction of Tribocorrosion Products When Using the Platform-Switching Concept. *J Dent Res.* 2018 Aug;97(9):995-1002.
- [63] Fretwurst T, Nelson K, Tarnow DP, Wang HL, Giannobile WV. Is Metal Particle Release Associated with Peri-implant Bone Destruction? An Emerging Concept. *J Dent Res.* 2018 Mar;97(3):259-265.
- [64] Gehrke SA, Delgado-Ruiz RA, Prados Frutos JC, Prados-Privado M, Dedavid BA, Granero Marín JM, Calvo Guirado JL. Misfit of Three Different Implant-Abutment Connections Before and After Cyclic Load Application: An In Vitro Study. *Int J Oral Maxillofac Implants.* 2017 Jul/Aug;32(4):822-829.
- [65] Pellizzer EP, Lemos CAA, Almeida DAF, de Souza Batista VE, Santiago Júnior JF, Verri FR. Biomechanical analysis of different implant-abutments interfaces in different bone types: An in silico analysis. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl.* 2018 Sep 1;90:645-650.
- [66] Poggio CE, Ercoli C, Rispoli L, Maiorana C, Esposito M. Metal-free materials for fixed prosthodontic restorations. *Cochrane Database Syst Rev.* 2017 Dec 20;12:CD009606.
- [67] Parmigiani-Izquierdo JM, Cabaña-Muñoz ME, Merino JJ, Sánchez-Pérez A. Zirconia implants and peek restorations for the replacement of upper molars. *Int J Implant Dent.* 2017 Dec;3(1):5.
- [68] Schalock PC, Menné T, Johansen JD, Taylor JS, Maibach HI, Lidén C, Bruze M, Thyssen JP. Hypersensitivity reactions to metallic implants - diagnostic

- algorithm and suggested patch test series for clinical use. *Contact Dermatitis*. 2012 Jan;66(1):4-19.
- [69] Mouhyi J, Dohan Ehrenfest DM, Albrektsson T. The peri-implantitis: implant surfaces, microstructure, and physicochemical aspects. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2012 Apr;14(2):170-83.
- [70] Hosoki M, Nishigawa K, Miyamoto Y, Ohe G, Matsuka Y. Allergic contact dermatitis caused by titanium screws and dental implants. *J Prosthodont Res*. 2016 Jul;60(3):213-9.
- [71] Sun Y, Hu Y, Yuan Q, Yu J, Wu X, Du Z, Wu X, Hu J. Association between metal hypersensitivity and implant failure in patients who underwent titanium cranioplasty. *J Neurosurg*. 2018 Jul 6:1-7.
- [72] Olsen KC, Barnes P, Morton K, Norris P. A Patch Test-Positive Titanium Hypersensitivity Reaction. *Dermatitis*. 2016 Jul-Aug;27(4):229-30.
- [73] Hettige S, Norris JS. Mortality after local allergic response to titanium cranioplasty. *Acta Neurochir (Wien)*. 2012 Sep;154(9):1725-6.
- [74] Teo Wendy ZW, Schalock PC. Hypersensitivity Reactions to Implanted Metal Devices: Facts and Fictions. *J Investig Allergol Clin Immunol*. 2016;26(5):279-294.
- [75] Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, Braissant O, Woelfler H, Waltimo T, Kniha H, Gahlert M. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *J Periodontol*. 2017 Mar;88(3):298-307.
- [76] Takahashi K, Shiraishi N, Ishiko-Uzuka R, Anada T, Suzuki O, Masumoto H, Sasaki K. Biomechanical evaluation of Ti-Nb-Sn alloy implants with a low Young's modulus. *Int J Mol Sci*. 2015 Mar 12;16(3):5779-88.
- [77] Skalak R. Biomechanical considerations in osseointegrated prostheses. *J Prosthet Dent*. 1983 Jun;49(6):843-8.
- [78] Soumeire J, Dejou J. Shock absorbability of various restorative materials used on implants. *J Oral Rehabil*. 1999 May;26(5):394-401.
- [79] Quirynen M, Naert I, van Steenberghe D. Fixture design and overload influence marginal bone loss and fixture success in the Brånemark system. *Clin Oral Implants Res*. 1992 Sep;3(3):104-11.
- [80] Isidor F. Loss of osseointegration caused by occlusal load of oral implants. A clinical and radiographic study in monkeys. *Clin Oral Implants Res*. 1996 Jun;7(2):143-52.
- [81] Brunski JB. In vivo bone response to biomechanical loading at the bone/dental-implant interface. *Adv Dent Res*. 1999 Jun;13:99-119.

- [82] Nagasawa M, Takano R, Maeda T, Uoshima K. Observation of the bone surrounding an overloaded implant in a novel rat model. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2013 Jan-Feb;28(1):109-16.
- [83] Hämmerle CHF, Tarnow D. The etiology of hard- and soft-tissue deficiencies at dental implants: A narrative review. *J Periodontol*. 2018 Jun;89 Suppl 1:S291-S303.
- [84] Chambrone L, Chambrone LA, Lima LA. Effects of occlusal overload on peri-implant tissue health: a systematic review of animal-model studies. *J Periodontol*. 2010 Oct;81(10):1367-78.
- [85] Ajlouni K, Elshahawy W, Ajlouni R, Sadakah A. Color masking measurement for ceramic coating of titanium used for dental implants. *J Prosthet Dent*. 2018 Mar;119(3):426-431.
- [86] Minamizato T. Slip-cast zirconia dental roots with tunnels drilled by laser process. *J Prosthet Dent*. 1990 Jun;63(6):677-84.
- [87] Oliva J, Oliva X, Oliva JD. One-year follow-up of first consecutive 100 zirconia dental implants in humans: a comparison of 2 different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2007 May-Jun;22(3):430-5.
- [88] Pirker W, Kocher A. Immediate, non-submerged, root-analogue zirconia implant in single tooth replacement. *Int J Oral Maxillofac Surg*. 2008 Mar;37(3):293-5.
- [89] Hisbergues M, Vendeville S, Vendeville P. Zirconia: Established facts and perspectives for a biomaterial in dental implantology. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2009 Feb;88(2):519-29.
- [90] Rodriguez AE, Monzavi M, Yokoyama CL, Nowzari H. Zirconia dental implants: A clinical and radiographic evaluation. *J Esthet Restor Dent*. 2018 Sep 25. doi: 10.1111/jerd.12414. [Epub ahead of print]
- [91] Dubruille JH, Viguier E, Le Naour G, Dubruille MT, Auriol M, Le Charpentier Y. Evaluation of combinations of titanium, zirconia, and alumina implants with 2 bone fillers in the dog. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 1999 Mar-Apr;14(2):271-7.
- [92] Schultze-Mosgau S, Schliephake H, Radespiel-Tröger M, Neukam FW. Osseointegration of endodontic endosseous cones: zirconium oxide vs titanium. *Oral Surg Oral Med Oral Pathol Oral Radiol Endod*. 2000 Jan;89(1):91-8.
- [93] Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol 2000*. 2017 Feb;73(1):241-258.
- [94] Scarano A, Piattelli M, Caputi S, Favero GA, Piattelli A. Bacterial adhesion on commercially pure titanium and zirconium oxide disks: an in vivo human study. *J Periodontol*. 2004 Feb;75(2):292-6.

- [95] Rimondini L, Cerroni L, Carrassi A, Torricelli P. Bacterial colonization of zirconia ceramic surfaces: an in vitro and in vivo study. *Int J Oral Maxillofac Implants*. 2002 Nov-Dec;17(6):793-8.
- [96] Villabona CA, Amarin Vasco MA, Ruales E, Bedoya KA, Benfatti CM, Bezzon OL, Deliberador TM. THREE-DIMENSIONAL FINITE ELEMENT ANALYSIS OF STRESS DISTRIBUTION IN ZIRCONIA AND TITANIUM DENTAL IMPLANTS. *J Oral Implantol*. 2018 May 15. doi: 10.1563/aaid-joi-D-16-00109. [Epub ahead of print]
- [97] Bankoğlu Güngör M, Yılmaz H. Evaluation of stress distributions occurring on zirconia and titanium implant-supported prostheses: A three-dimensional finite element analysis. *J Prosthet Dent*. 2016 Sep;116(3):346-55.
- [98] Haro Adánez M, Nishihara H, Att W. A systematic review and meta-analysis on the clinical outcome of zirconia implant-restoration complex. *J Prosthodont Res*. 2018 Jul 5. pii: S1883-1958(18)30082-3.
- [99] Norotte G, Barrios C. Clinical and radiological outcomes after stand-alone ALIF for single L5-S1 degenerative discopathy using a PEEK cage filled with hydroxyapatite nanoparticles without bone graft. *Clin Neurol Neurosurg*. 2018 May;168:24-29.
- [100] Yi J, Lee GW, Nam WD, Han KY, Kim MH, Kang JW, Won J, Kim SW, Noh W, Yeom JS. A Prospective Randomized Clinical Trial Comparing Bone Union Rate Following Anterior Cervical Discectomy and Fusion Using a Polyetheretherketone Cage: Hydroxyapatite/B-Tricalcium Phosphate Mixture versus Hydroxyapatite/Demineralized Bone Matrix Mixture. *Asian Spine J*. 2015 Feb;9(1):30-8.
- [101] Chou YC, Chen DC, Hsieh WA, Chen WF, Yen PS, Harnod T, Chiou TL, Chang YL, Su CF, Lin SZ, Chen SY. Efficacy of anterior cervical fusion: comparison of titanium cages, polyetheretherketone (PEEK) cages and autogenous bone grafts. *J Clin Neurosci*. 2008 Nov;15(11):1240-5.
- [102] Mursch K, Behnke-Mursch J. Polyether Ether Ketone Cranioplasties Are Permeable to Diagnostic Ultrasound. *World Neurosurg*. 2018 Sep;117:142-143.
- [103] van de Vijfeijken SECM, Münker TJAG, Spijker R, Karssemakers LHE, Vandertop WP, Becking AG, Ubbink DT; CranioSafe Group. Autologous Bone Is Inferior to Alloplastic Cranioplasties: Safety of Autograft and Allograft Materials for Cranioplasties, a Systematic Review. *World Neurosurg*. 2018 Sep;117:443-452.e8.
- [104] Kim MM, Boahene KD, Byrne PJ. Use of customized polyetheretherketone (PEEK) implants in the reconstruction of complex maxillofacial defects. *Arch Facial Plast Surg*. 2009 Jan-Feb;11(1):53-7.
- [105] Skinner HB. Composite technology for total hip arthroplasty. *Clin Orthop Relat Res*. 1988 Oct;(235):224-36.

- [106] Di Maggio B, Sessa P, Mantelli P, Maniscalco P, Rivera F, Calori GM, Bisogno L, Scaravilli G, Caforio M. PEEK radiolucent plate for distal radius fractures: multicentre clinical results at 12 months follow up. *Injury*. 2017 Oct;48 Suppl 3:S34-S38.
- [107] Mitchell PM, Lee AK, Collinge CA, Ziran BH, Hartley KG, Jahangir AA. Early Comparative Outcomes of Carbon Fiber-Reinforced Polymer Plate in the Fixation of Distal Femur Fractures. *J Orthop Trauma*. 2018 Aug;32(8):386-390.
- [108] Steinberg EL, Rath E, Shlaifer A, Chechik O, Maman E, Salai M. Carbon fiber reinforced PEEK Optima--a composite material biomechanical properties and wear/debris characteristics of CF-PEEK composites for orthopedic trauma implants. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2013 Jan;17:221-8.
- [109] Li CS, Vannabouathong C, Sprague S, Bhandari M. The Use of Carbon-Fiber-Reinforced (CFR) PEEK Material in Orthopedic Implants: A Systematic Review. *Clin Med Insights Arthritis Musculoskelet Disord*. 2015 Feb 23;8:33-45.
- [110] Fujihara K, Huang ZM, Ramakrishna S, Satknanantham K, Hamada H. Performance study of braided carbon/PEEK composite compression bone plates. *Biomaterials*. 2003 Jul;24(15):2661-7.
- [111] Lümekemann N, Eichberger M, Stawarczyk B. Bonding to Different PEEK Compositions: The Impact of Dental Light Curing Units. *Materials (Basel)*. 2017 Jan 14;10(1). pii: E67.
- [112] Jaekel DJ, MacDonald DW, Kurtz SM. Characterization of PEEK biomaterials using the small punch test. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2011 Oct;4(7):1275-82.
- [113] Ma R, Li Q, Wang L, Zhang X, Fang L, Luo Z, Xue B, Ma L. Mechanical properties and in vivo study of modified-hydroxyapatite/polyetheretherketone biocomposites. *Mater Sci Eng C Mater Biol Appl*. 2017 Apr 1;73:429-439.
- [114] Kurtz SM, Devine JN. PEEK biomaterials in trauma, orthopedic, and spinal implants. *Biomaterials*. 2007 Nov;28(32):4845-69.
- [115] Stawarczyk B, Bähr N, Beuer F, Wimmer T, Eichberger M, Gernet W, Jahn D, Schmidlin PR. Influence of plasma pretreatment on shear bond strength of self-adhesive resin cements to polyetheretherketone. *Clin Oral Investig*. 2014 Jan;18(1):163-70.
- [116] Talbott MF, Springer GS, Berglund LA. The effects of crystallinity on the mechanical properties of peek polymer and graphite fiber reinforced peek. *J Compos Mater* 1987;21(11):1056-81.
- [117] Schmidlin PR, Stawarczyk B, Wieland M, Attin T, Hämmerle CH, Fischer J. Effect of different surface pre-treatments and luting materials on shear bond strength to PEEK. *Dent Mater*. 2010 Jun;26(6):553-9.

- [118] Briem D, Strametz S, Schröder K, Meenen NM, Lehmann W, Linhart W, Ohi A, Rueger JM. Response of primary fibroblasts and osteoblasts to plasma treated polyetheretherketone (PEEK) surfaces. *J Mater Sci Mater Med*. 2005 Jul;16(7):671-7.
- [119] Allan JM, Wrana JS, Linden DE, Shalaby SW, Farris H, Budsberg S, Dooley RL. Bone formation into surface phosphonylated polymeric implants. *Crit Rev Biomed Eng*. 2000;28(3 - 4):377-82.
- [120] Waser-Althaus J, Salamon A, Waser M, Padeste C, Kreutzer M, Pieleles U, Müller B, Peters K. Differentiation of human mesenchymal stem cells on plasma-treated polyetheretherketone. *J Mater Sci Mater Med*. 2014 Feb;25(2):515-25.
- [121] Johansson P, Jimbo R, Naito Y, Kjellin P, Currie F, Wennerberg A. Polyether ether ketone implants achieve increased bone fusion when coated with nano-sized hydroxyapatite: a histomorphometric study in rabbit bone. *Int J Nanomedicine*. 2016 Apr 6;11:1435-42.
- [122] Chen M, Ouyang L, Lu T, Wang H, Meng F, Yang Y, Ning C, Ma J, Liu X. Enhanced Bioactivity and Bacteriostasis of Surface Fluorinated Polyetheretherketone. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2017 May 24;9(20):16824-16833.
- [123] Yan JH, Wang CH, Li KW, Zhang Q, Yang M, Di-Wu WL, Yan M, Song Y, Ba JJ, Bi L, Han YS. Enhancement of surface bioactivity on carbon fiber-reinforced polyether ether ketone via graphene modification. *Int J Nanomedicine*. 2018 Jun 14;13:3425-3440.
- [124] Ma R, Yu Z, Tang S, Pan Y, Wei J, Tang T. Osseointegration of nanohydroxyapatite- or nano-calcium silicate-incorporated polyetheretherketone bioactive composites in vivo. *Int J Nanomedicine*. 2016 Nov 14;11:6023-6033.
- [125] Poulsson AH, Eglin D, Zeiter S, Camenisch K, Sprecher C, Agarwal Y, Nehrbass D, Wilson J, Richards RG. Osseointegration of machined, injection moulded and oxygen plasma modified PEEK implants in a sheep model. *Biomaterials*. 2014 Apr;35(12):3717-28.
- [126] Wakelin EA, Fathi A, Kracica M, Yeo GC, Wise SG, Weiss AS, McCulloch DG, Dehghani F, Mckenzie DR, Bilek MM. Mechanical Properties of Plasma Immersion Ion Implanted PEEK for Bioactivation of Medical Devices. *ACS Appl Mater Interfaces*. 2015 Oct 21;7(41):23029-40.
- [127] Makino T, Kaito T, Sakai Y, Takenaka S, Yoshikawa H. Computed tomography color mapping for evaluation of bone ongrowth on the surface of a titanium-coated polyetheretherketone cage in vivo: A pilot study. *Medicine (Baltimore)*. 2018 Sep;97(37):e12379.



- [128] Becker M, Lorenz S, Strand D, Vahl CF, Gabriel M. Covalent grafting of the RGD-peptide onto polyetheretherketone surfaces via Schiff base formation. *ScientificWorldJournal*. 2013 Oct 21;2013:616535.
- [129] Barkarmo S, Andersson M, Currie F, Kjellin P, Jimbo R, Johansson CB, Stenport V. Enhanced bone healing around nanohydroxyapatite-coated polyetheretherketone implants: An experimental study in rabbit bone. *J Biomater Appl*. 2014 Nov;29(5):737-47.
- [130] Tsou HK, Chi MH, Hung YW, Chung CJ, He JL. In Vivo Osseointegration Performance of Titanium Dioxide Coating Modified Polyetheretherketone Using Arc Ion Plating for Spinal Implant Application. *Biomed Res Int*. 2015;2015:328943.
- [131] Lee DJ. Comparison of mechanical properties of compression and injection molded PEEK/Carbon fiber reinforced composites. *Key Eng Mater* 2006;306–308:751–6.
- [132] Preis V, Hahnel S, Behr M, Bein L, Rosentritt M. In-vitro fatigue and fracture testing of CAD/CAM-materials in implant-supported molar crowns. *Dent Mater*. 2017 Apr;33(4):427-433.
- [133] Liu D, Fu J, Fan H, Li D, Dong E, Xiao X, Wang L, Guo Z. Application of 3D-printed PEEK scapula prosthesis in the treatment of scapular benign fibrous histiocytoma: A case report. *J Bone Oncol*. 2018 Aug 2;12:78-82.
- [134] Mitschang P, Blinzler M, Wöginger A. Processing technologies for continuous fibre reinforced thermoplastics with novel polymer blends. *Compos Sci Technol*. 2003;63:2099-2110.
- [135] Rohner B, Wieling R, Magerl F, Schneider E, Steiner A. Performance of a composite flow moulded carbon fibre reinforced osteosynthesis plate. *Vet Comp Orthop Traumatol*. 2005;18(3):175-82.
- [136] Roskies M, Jordan JO, Fang D, Abdallah MN, Hier MP, Mlynarek A, Tamimi F, Tran SD. Improving PEEK bioactivity for craniofacial reconstruction using a 3D printed scaffold embedded with mesenchymal stem cells. *J Biomater Appl*. 2016 Jul;31(1):132-9.
- [137] Deng X, Zeng Z, Peng B, Yan S, Ke W. Mechanical Properties Optimization of Poly-Ether-Ether-Ketone via Fused Deposition Modeling. *Materials (Basel)*. 2018 Jan 30;11(2). pii: E216.
- [138] Harb IE, Abdel-Khalek EA, Hegazy SA. CAD/CAM Constructed Poly(etheretherketone) (PEEK) Framework of Kennedy Class I Removable Partial Denture: A Clinical Report. *J Prosthodont*. 2018 Oct 21. doi: 10.1111/jopr.12968. [Epub ahead of print]
- [139] Hahnel S, Wieser A, Lang R, Rosentritt M. Biofilm formation on the surface of modern implant abutment materials. *Clin Oral Implants Res*. 2015 Nov;26(11):1297-301.

- [140] Rea M, Ricci S, Ghensi P, Lang NP, Botticelli D, Soldini C. Marginal healing using Polyetheretherketone as healing abutments: an experimental study in dogs. *Clin Oral Implants Res.* 2017 Jul;28(7):e46-e50.
- [141] Koutouzis T, Richardson J, Lundgren T. Comparative soft and hard tissue responses to titanium and polymer healing abutments. *J Oral Implantol.* 2011 Mar;37 Spec No:174-82.
- [142] Schubert O, Reitmaier J, Schweiger J, Erdelt K, Güth JF. Retentive force of PEEK secondary crowns on zirconia primary crowns over time. *Clin Oral Investig.* 2018 Oct 6. doi: 10.1007/s00784-018-2657-x. [Epub ahead of print]
- [143] Bayer S, Komor N, Kramer A, Albrecht D, Mericske-Stern R, Enkling N. Retention force of plastic clips on implant bars: a randomized controlled trial. *Clin Oral Implants Res.* 2012 Dec;23(12):1377-84.
- [144] Tannous F, Steiner M, Shahin R, Kern M. Retentive forces and fatigue resistance of thermoplastic resin clasps. *Dent Mater.* 2012 Mar;28(3):273-8.
- [145] Johansson P, Barkarmo S, Hawthorn M, Peruzzi N, Kjellin P, Wennerberg A. Biomechanical, histological, and computed X-ray tomographic analyses of hydroxyapatite coated PEEK implants in an extended healing model in rabbit. *J Biomed Mater Res A.* 2018 May;106(5):1440-1447.
- [146] Montero JF, Barbosa LC, Pereira UA, Barra GM, Fredel MC, Benfatti CA, Magini RS, Pimenta AL, Souza JC. Chemical, microscopic, and microbiological analysis of a functionalized poly-ether-ether-ketone-embedding antibiofilm compounds. *J Biomed Mater Res A.* 2016 Dec;104(12):3015-3020.
- [147] Sarot JR, Contar CM, Cruz AC, de Souza Magini R. Evaluation of the stress distribution in CFR-PEEK dental implants by the three-dimensional finite element method. *J Mater Sci Mater Med.* 2010 Jul;21(7):2079-85.
- [148] Bar-On B, Wagner HD. Elastic modulus of hard tissues. *J Biomech.* 2012 Feb 23;45(4):672-8.
- [149] Jang Y, Hong HT, Chun HJ, Roh BD. Influence of Dentoalveolar Ankylosis on the Biomechanical Response of a Single-rooted Tooth and Surrounding Alveolar Bone: A 3-dimensional Finite Element Analysis. *J Endod.* 2016 Nov;42(11):1687-1692.
- [150] Krug R, Kremeier K, Krastl G. Long-term retention of avulsed maxillary permanent incisors replanted after prolonged non-physiological storage. *Dent Traumatol.* 2018 Oct 8. doi: 10.1111/edt.12445. [Epub ahead of print]
- [151] Lee WT, Koak JY, Lim YJ, Kim SK, Kwon HB, Kim MJ. Stress shielding and fatigue limits of poly-ether-ether-ketone dental implants. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* 2012 May;100(4):1044-52. doi: 10.1002/jbm.b.32669. Epub 2012 Feb 14. PubMed PMID: 22331553.

- [152] Brown IW, Ring PA. Osteolytic changes in the upper femoral shaft following porous-coated hip replacement. *J Bone Joint Surg Br.* 1985 Mar;67(2):218-21.
- [153] Golmohammadi S, Eskandari A, Movahhedy MR, Shirmohammadi A, Amid R. The effect of microthread design on magnitude and distribution of stresses in bone: A three-dimensional finite element analysis. *Dent Res J (Isfahan).* 2018 Sep-Oct;15(5):347-353.
- [154] Geramy A, Rokn A, Keshtkar A, Monzavi A, Hashemi HM, Bitaraf T. Comparison of Short and Standard Implants in the Posterior Mandible: A 3D Analysis Using Finite Element Method. *J Dent (Tehran).* 2018 Mar;15(2):130-136.
- [155] Zarei M, Jahangirnezhad M, Yousefimanesh H, Robati M, Robati H. A comparative study on the stress distribution around dental implants in three arch form models for replacing six implants using finite element analysis. *J Indian Soc Periodontol.* 2018 Mar-Apr;22(2):127-132.
- [156] Kim YH, Park JW, Kim JS. Ultrashort versus Conventional Anatomic Cementless Femoral Stems in the Same Patients Younger Than 55 Years. *Clin Orthop Relat Res.* 2016 Sep;474(9):2008-17.
- [157] Leivadnyi I, Awrejcewicz J, Gubaua JE, Pereira JT. Numerical evaluation of bone remodelling and adaptation considering different hip prosthesis designs. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2017 Dec 50:122-129.
- [158] Najeeb S, Zafar MS, Khurshid Z, Siddiqui F. Applications of polyetheretherketone (PEEK) in oral implantology and prosthodontics. *J Prosthodont Res.* 2016 Jan;60(1):12-9.
- [159] Rahmitasari F, Ishida Y, Kurahashi K, Matsuda T, Watanabe M, Ichikawa T. PEEK with Reinforced Materials and Modifications for Dental Implant Applications. *Dent J (Basel).* 2017 Dec 15;5(4). pii: E35.
- [160] Korn P, Elschner C, Schulz MC, Range U, Mai R, Scheler U. MRI and dental implantology: two which do not exclude each other. *Biomaterials.* 2015;53:634-45.
- [161] Korabi R, Shemtov-Yona K, Rittel D. On stress/strain shielding and the material stiffness paradigm for dental implants. *Clin Implant Dent Relat Res.* 2017 Oct;19(5):935-943.
- [162] Khosari RH, Berthier P, Rouillon T, Perrin JP, Corre P. Severe infectious complications after PEEK-derived implant placement: Report of three cases. *J Oral Maxillofacial Surg Med Pathol.* 2014;26(4):477-82.
- [163] Lioubavina-Hack N, Lang NP, Karring T. Significance of primary stability for osseointegration of dental implants. *Clin Oral Implants Res.* 2006 Jun;17(3):244-50.

- [164] The Mechanical Impact of Elastic-Modulus-Graded PEEK Dental Implants with various Elastic Moduli on the peri-implant Bone. EAO Online Library. SCHWITALLA A. Sep 29, 2016; 164957 (Posterpräsentation beim Jahreskongress der EAO 2016 in Paris, Frankreich).
- [165] Lin J, Zhang G, Jiang Z, Tang L, Lian K. Evaluation of biomechanical health degree of peri-implant bone through finite element analysis: a first approach. *Int J Appl Mechanics* (accepted paper, <https://doi.org/10.1142/S1758825118500977>)
- [166] WO2014198421A1 (Herstellung von Halbzeugen für Implantate auf Basis von Kunststoff)
- [167] Rasheva Z, Zhang G, Burkhart T. A Correlation between the Tribological and Mechanical Properties of Carbon Fibers Reinforced PEEK Materials with Different Fiber Orientations. *Tribology International*. 2010;43:1430-1437.
- [168] Bozarth MJ, Gillespie JW Jr, McCullough RL. Fiber orientation and its effect upon thermoelastic properties of short carbon fiber reinforced poly(ether ether ketone) (PEEK). *Polym Comp*. 1987;8:74-81.
- [169] Buggy M, Carew A. The effect of thermal ageing on carbon fibre- reinforced polyetheretherketone (PEEK). Part I Static and dynamic flexural properties. *J Mater Sci*. 1994;29:1925–9.
- [170] EP 3 320 877 A1 (Implantat aus faserverstärktem Kunststoff)
- [171] Sınmazçelik T, Yılmaz T. Thermal aging effects on mechanical and tribological performance of PEEK and short fiber reinforced PEEK composites. *Mater Des*. 2007;28:641–648.
- [172] EP 3 332 733 A8 (Zweiteiliger Adapter zum Einbringen eines Dentalimplantates)
- [173] Spies BC, Fross A, Adolfsson E, Bagegni A, Doerken S, Kohal RJ. Stability and aging resistance of a zirconia oral implant using a carbon fiber-reinforced screw for implant-abutment connection. *Dent Mater*. 2018 Oct;34(10):1585-1595.
- [174] Maló P, de Araújo Nobre M, Moura Guedes C, Almeida R, Silva A, Sereno N, Legatheaux J. Short-term report of an ongoing prospective cohort study evaluating the outcome of full-arch implant-supported fixed hybrid polyetheretherketone-acrylic resin prostheses and the All-on-Four concept. *Clin Implant Dent Relat Res*. 2018 Oct;20(5):692-702.
- [175] Wachtel A, Zimmermann T, Sütel M, Adali U, Abou-Emara M, Müller WD, Mühlemann S, Schwitalla AD. Bacterial leakage and bending moments of screw-retained, composite-veneered PEEK implant crowns. *J Mech Behav Biomed Mater*. 2018 Nov 28;91:32-37.

- [176] Amaral JG, Pessan JP, Souza JAS, Moraes JCS, Delbem ACB. Cyclotriphosphate associated to fluoride increases hydroxyapatite resistance to acid attack. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. 2018 Oct;106(7):2553-2564.
- [177] Noiset O, Schneider YJ, Marchand-Brynaert J. Fibronectin adsorption or/and covalent grafting on chemically modified PEEK film surfaces. *J Biomater Sci Polym Ed*. 1999;10(6):657-77.

## Danksagung

Hier möchte ich mich vorrangig bei meinem Chef, **Herrn Prof. Dr. Florian Beuer** für das große mir entgegengebrachte Vertrauen bedanken, sowie für die Freiheit und Mittel, die es mir ermöglichten, die Arbeit überhaupt schreiben zu können.

Ganz besonders möchte ich mich auch bei **Prof. (UH) PD Dr. Wolf-Dieter Müller** bedanken, der mir stets als geduldiger Freund und Mentor zur Seite stand, um mir im Rahmen zahlloser inspirierender und motivierender Diskussionen über verschiedene Fragestellungen das wissenschaftliche Arbeiten beizubringen.

Selbstverständlich möchte ich mich auch bei allen Kolleginnen und Kollegen, Doktorandinnen und Doktoranden bedanken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. Namentlich erwähnt sei hier **Christiane Schöpf, Mona Sütel, Dr. Ilona Kallage, ZÄ Friederike Bötzel, ZA Tycho Zimmermann, Dipl.-Ing. Mohamad Abou-Emara, Prof. Dr.-Ing. Justus Lackmann, ZA Andreas Wachtel, ZA Tobias Spintig** und **Dr. Georg Damerau**, der mir als Oberarzt an der Uni Zürich viele wichtige oralchirurgische Kenntnisse und Fertigkeiten vermittelt hat.

Nicht zuletzt gilt besonderer Dank **meinen Eltern**, die stets an mich geglaubt und mich derart unterstützt haben, dass ich mich auch beruflich vollkommen frei entwickeln konnte. Auch meinem **Bruder Max** und meinem **Sohn Vincent** danke ich für ihre unendliche Geduld und ihr Verständnis, so auch **Susana Faubell** und **meinen lieben Freunden** (insbesondere **Dr. Erik Fasten** und **Maurice Schluppeck**), die mir immer Rückhalt gegeben und nötigenfalls neue Perspektiven gezeigt haben.

## Erklärung

### **gem. § 4 Abs. 3 (k) der HabOMed der Charité**

Hiermit erkläre ich, dass

- weder früher noch gleichzeitig ein Habilitationsverfahren durchgeführt oder angemeldet wurde,
- die vorgelegte Habilitationsschrift ohne fremde Hilfe verfasst, die beschriebenen Ergebnisse selbst gewonnen sowie die verwendeten Hilfsmittel, die Zusammenarbeit mit anderen Wissenschaftlern/Wissenschaftlerinnen und mit technischen Hilfskräften sowie die verwendete Literatur vollständig in der Habilitationsschrift angegeben wurden,
- mir die geltende Habilitationsordnung bekannt ist.

Ich erkläre ferner, dass mir die Satzung der Charité-Universitätsmedizin Berlin zur Sicherung Guter Wissenschaftlicher Praxis bekannt ist und ich mich zur Einhaltung dieser Satzung verpflichte.

---

Ort, Datum

---

Unterschrift