

Claudio Cacaci, Peter Randelzhofer

# Hybridimplantate als echte Alternative zu Zirkonium-Implantaten



## INDIZES

*Titan, Zirkonium, Dentalimplantat, Partikelabrieb, Periimplantitis, Hybridimplantat, Oberflächenbearbeitung, Metall-Keramik-Beschichtung, Niobiumoxid*

## ZUSAMMENFASSUNG

Zahnimplantate aus Titan sind heute wissenschaftlich anerkannt und bewähren sich täglich in der zahnmedizinischen Praxis. Studienergebnisse zu Titan-Implantaten beweisen deren Langlebigkeit und Zuverlässigkeit. Die Suche nach bioverträglicheren Materialien führte zu zahnähnlich gefärbten keramischen Implantatmaterialien. Yttriumstabilisiertes Zirkoniumdioxid zeigte in Studien vergleichbare Ergebnisse hinsichtlich der Gewebeintegration. Zuverlässige Langzeitergebnisse mit diesem Material gibt es aber nur in der Monokörperausführung, die die klinische Anwendbarkeit jedoch erheblich einschränkt. Um klinisch ein weites Indikationsfeld abdecken zu können, sind zweiteilige, reversibel lösbare Implantatsysteme auch bei Keramik-Implantaten gefordert. Die biomechanischen Probleme sind heute aber noch nicht gelöst, entsprechende Langzeitdaten hierzu fehlen gänzlich. Beschichtungstechnologien von Metallen spielen in ihrer biomedizinischen Anwendung eine immer größere Rolle. Diese Beschichtungstechnologien, die kristallografische Strukturen auf der Metalloberfläche ausbilden, können die hervorragenden Eigenschaften von Titan hinsichtlich Oberflächenhärte, Korrosionsbeständigkeit, tribomechanischer Eigenschaften und Biokompatibilität noch deutlich verbessern. Das Ergebnis sind sogenannte Hybridimplantate, die mit dieser Technologie die Möglichkeit haben, die mechanischen und strukturellen Eigenschaften eines Titan-Implantats mit den individuellen Eigenschaften von keramischen Beschichtungen bezüglich der Wechselwirkung mit der biologischen Umgebung zu kombinieren. Sie sind so in der Praxis in allen klinischen Indikationen zuverlässig anwendbar und unterliegen nicht den mechanischen Problemen, denen die zweiteiligen Keramik-Implantate ausgesetzt sind.

Manuskriptengang: 07.06.2023, Annahme: 09.07.2023

## Einleitung

Titan als Werkstoff in der Endoprothetik oder in der implantologischen Zahnmedizin wird heute als Standard angesehen. Die wissenschaftlichen Langzeitdaten für dentale Implantate sind hervorragend, sodass sich die dentale Implantologie nicht nur als Wissenschaft, sondern auch als sichere Therapieoption in der niedergelassenen Praxis etabliert hat<sup>1,2</sup>.

In den letzten Jahren erfahren Keramik-Implantate aus Zirkoniumdioxid ( $ZrO_2$ ) eine erhöhte Nachfrage, die vielfach von Presse und Marketingabteilungen der verschiedenen Hersteller angetrieben wird. Trotzdem stellen sie nach Verkaufszahlen gerechnet nur ein Nischenprodukt dar. Eine gesteigerte Nachfrage vonseiten der Patienten ist unseres Wissens bisher nicht wirklich nachgewiesen worden.

In einer Delphi-Studie im Zeitraum 2020 unter 138 Experten der European Association for Osseointegration (EAO) wurde nach dem Implantatmaterial gefragt, welches zukünftig die dentale Implantologie bestimmen würde. 69 % der Befragten gaben an, dass die Materialien Titan und Keramik Verwendung finden werden. Für 29 % der Befragten setzen sich Titan-Implantate durch und nur 2 % der Experten sehen demnach ausschließlich Keramik als alleiniges Implantatmaterial<sup>3,4</sup>.

Material- und Produktinnovationen der letzten 15 Jahre haben auf diesem Feld ständige Verbesserungen im Weichgewebeverhalten und der knöchernen Integration gebracht. Die meisten Zirkonium-Implantate sind heute aber noch Monokörper-Implantate, die chirurgisch wie prothetisch erhebliche Einschränkungen mit sich bringen und das Indikationsspektrum somit erheblich begrenzen<sup>5-7</sup>.

Die wissenschaftliche Basis für eine zuverlässige Versorgungsmöglichkeit mit einteiligen Zirkonium-Implantaten ist sehr dünn und Langzeitdaten fehlen. Wissenschaftliche Untersuchungsergebnisse von zweiteiligen, reversibel verschraubten Implantaten, wie sie bei Titan-Implantaten Standard sind, fehlen gänzlich<sup>8</sup>. Eine Literaturrecherche von Lorusso et. al führte im Jahr 2020 29 klinische Studien aus Deutschland (2008–2020) an. Davon waren 17 % randomisierte kontrollierte Studien, 41 % prospektive Kohortenstudien und 52 % klinische Fallberichte<sup>9</sup>. Eine verlässliche Datenlage existierte nur für Monokörper-Implantate, die mit gewissen Indikationseinschränkungen zuverlässig funktionieren<sup>10</sup>.

Aussagekräftige Langzeitdaten zu zweiteiligen Implantatsystemen fehlen, auch aufgrund der kurzen Innovationszyklen, noch heute komplett oder zeigen inakzeptable Ergebnisse.

So berichtet eine prospektiv angelegte klinische Studie an zweiteiligen Zirkonium-Implantaten mit geklebten Innenverbindungen von einer kumulativen Überlebensrate von nur 87 % nach einer einjähriger Belastungsphase<sup>11</sup>. Dieselbe Studiengruppe fand bei den untersuchten Zirkonium-Implantaten nach einem 6-Jahres-Follow-up eine Überlebensrate von nur noch 79 %<sup>12</sup>. Auf Implantatebene wurden eine kumulative mechanische

Komplikationsrate von 17,5 %, eine kumulative technische Komplikationsrate von 13 % und eine biologische Komplikationsrate von 8 % ermittelt, was zu einer reduzierten Erfolgsrate nach 6 Jahren Beobachtungszeit von 63 % führte<sup>12-14</sup>. Die hohe Verlustrate, insbesondere nach der Versorgung, ist für die tägliche Praxis inakzeptabel, muss sie sich doch mit den belegten Erfolgsraten von Titan-Implantaten messen lassen<sup>1,2</sup>.

Ein Positionspapier der EAO aus dem Jahre 2022 fasst folgende klinische Empfehlungen zusammen<sup>13</sup>:

- Einteilige Zirkonium-Implantate sind einsetzbar für 1- bis 3-gliedrige festsitzende Restaurationen; zementierte festsitzende Einzelzahnversorgungen auf Monokörperimplantaten zeigen ein hohes Überleben.
- Für den Einsatz von zweiteiligen festsitzenden Restaurationen gibt es keine (hohe) Evidenz.
- Es liegen keine klinischen Daten zu verschraubten zweiteiligen Restaurationen vor.
- Es liegen keine klinischen Daten zu herausnehmbaren Restaurationen vor.

In zahlreichen Untersuchungen standen die biomechanischen Eigenschaften von Zirkonium-Implantaten im Vordergrund. Die mechanischen Ausfallraten der Implantate aus Zirkoniumdioxid waren im Vergleich zu Titan-Implantaten höher. Für den Kliniker spielt das technische Versagen infolge von Materialbrüchen eine erhebliche Rolle, denn mechanische Probleme bei zweiteiligen Zirkonium-Implantaten lassen die Akzeptanz für die Anwendbarkeit in der Praxis schwinden<sup>15-17</sup>. Zur Indikationserweiterung sind zweiteilige Zirkonium-Implantatsysteme wichtig. Auch sollte wie bei den Titan-Implantaten die Verbindung reversibel durch Verschraubung gelöst werden können. Die materialtechnischen Herausforderungen hierfür sind vielfältig und weitere Innovationen in der Verbindungstechnologie stellen eine große Herausforderung in Zukunft dar.

Keramische Implantatsysteme in der Orthopädie und Zahnmedizin versprechen aufgrund der exzellenten tribologischen Eigenschaften und der guten Bioverträglichkeit des keramischen Materials sehr gute Ergebnisse<sup>5,18,19</sup>. Es zeigte sich schon

früh, dass die Plaqueakkumulation auf Zirkoniumoberflächen geringer ist als auf Titanoberflächen<sup>20–22</sup>. Damit einhergehend bemühen Hersteller keramischer Dentalimplantate oft das Narrativ des fehlenden bzw. verringerten Risikos einer periimplantären Infektion. Das generelle Risiko einer periimplantären Entzündung mit Knochenabbau (Periimplantitis) für Titan-Implantate bezifferten Derks und Tomasi in einem systematischen Review auf 22 %<sup>23</sup>.

Grundsätzlich haben Keramik-Implantate dasselbe Risiko, von einer Periimplantitis betroffen zu werden, wie Titan-Implantate. Die allgemeinen Risikofaktoren sind in der Literatur für beide Implantatmaterialien identisch beschrieben: Rauchen<sup>24</sup>, genetische Faktoren<sup>25</sup>, schlechte Mundhygiene<sup>26</sup>, Allgemeinerkrankungen (wie unkontrollierter Diabetes mellitus, kardiovaskuläre- und immunsuppressive Erkrankungen)<sup>27</sup>, vorausgegangene Implantatverluste<sup>28</sup>, iatrogene Gründe (wie Zementüberschüsse<sup>28</sup> oder Fehlbelastungen<sup>29</sup>), unzureichende periimplantäre Weichgewebestände (wie Gewebedicke < 2 mm, fehlende befestigte Mukosa)<sup>30</sup>.

In ihrem umfassenden Überblick über die Risikofaktoren für Periimplantitis an Implantaten sehen Hashim und Kollegen, dass Zirkonium-Implantate nicht vor der Entwicklung einer Periimplantitis schützen, auch wenn das Material Zirkonium mit geringeren Entzündungsparametern und geringerem Knochenabbau in Verbindung gebracht wird<sup>31</sup>.

Hinsichtlich der Expression von Entzündungsmediatoren bei gesunden periimplantären Situationen zeigten auch andere Untersuchungen keine Unterschiede zwischen Titan- und Zirkonium-Implantaten<sup>32–34</sup>.

Zuzüglich zu diesen allgemeinen Risikofaktoren, eine Periimplantitis zu entwickeln, rückt immer mehr die Problematik des Partikelabriebs in den Fokus der Betrachtungen. In der endoprothetischen Orthopädie sind die Probleme des Partikelabriebs schon lange ein intensives Forschungsfeld und es ist anerkannt, dass Partikelabrieb zu aseptischen Implantatlockerungen führen kann<sup>35,36</sup>.

Partikelabrieb findet in der zahnmedizinischen Implantologie ebenfalls statt und rückt auch hier immer mehr ins Zentrum der Aufmerksamkeit. In

Untersuchungen wird immer häufiger der Partikelabrieb von der aufgerauten Titanoberfläche, der während des Einschraubens der Implantatkörper in den Knochen auftritt, als Risikofaktor für eine periimplantäre Entzündung verstanden<sup>37–41</sup>. Menge und Größe der abgelösten Metallpartikel variieren je nach Bearbeitungsmethode der Implantatoberfläche (nur geätzt, geätzt und sandgestrahlt). Auch ist entscheidend, inwieweit die Osteotomie des Implantatlagers mit dem Implantatkörper final korrespondiert. Je unterdimensionierter die Aufbereitungsinstrumente zu den Implantatkörpern passen, umso mehr Abscherkräfte wirken auf die Implantatoberfläche während des Eindrehens der Implantate in den aufbereiteten Knochen<sup>42,43</sup>.

Soler et. al. berichteten nicht nur von abgelösten Titanpartikel in umliegenden Entzündungsgebieten von periimplantitisbefallenen Implantaten, sondern auch von Biokorrosion auf den entfernten Titan-Implantaten, an denen eine Periimplantitis aufgetreten war. Titan bildet in Kontakt mit Luftsauerstoff, Wasser oder jedem anderen Elektrolyten an seiner Oberfläche eine stabile, bioinerte Passivierungsschicht (Titandioxidschicht). Eine kompakte und stabile Oxidschicht ist verantwortlich für die Korrosionsbeständigkeit sowie Bioverträglichkeit und schützt die Oberfläche vor Lochfraß, interkristalliner Korrosion und Spaltkorrosion<sup>44–50</sup>.

Wird diese Titandioxidschicht chemisch oder mechanisch durch Abscherphänomene während des Eindrehens oder durch biomechanische Belastung während der Funktion des Implantatkörpers verletzt, so kommt es unweigerlich zur Biokorrosion auf der Implantatoberfläche und zum Austreten von bis zu nanoskaligen Partikeln oder Ionen aus der Metalloberfläche in die umgebenden Gewebe. Ein Absinken des pH-Werts im entzündlichen Gewebe und die Toxinwirkung der bakteriellen Begleitflora unterstützen die korrosiven Prozesse auf der Titanoberfläche<sup>50–56</sup>. In der Literatur ist die allgemeine Toxizität dieser Partikel bekannt, aber keine dieser Studien hat sich bislang mit mutagenen oder genotoxischen Effekten der abgelösten Titanpartikel im umliegenden Implantatgewebe beschäftigt<sup>53</sup>. Die Erforschung der toxikologischen Effekte dieser nanoskaligen

Partikel, seien sie durch Abrieb mechanischer Teile ins Gewebe oder von technisch hergestellten Nanomaterialien in Verbraucher- und Industrieprodukte gelangt, stellt ein großes zukünftiges Forschungsfeld dar<sup>57,58</sup>.

Diese Abscherphänomene betreffen aber nicht nur Titan-Implantate. Auch die aufgerauten Zirkon-Implantate sind von diesen Abschermechanismen betroffen, wie He et. al. in einer Vergleichsstudie am Mini-Schwein zeigten<sup>59</sup>. Die im Gewebe liegenden Zirkon- oder Titanpartikel fungieren als Entzündungskatalysator. Nelson et al. widmeten sich in einer Studie der synchrotronbasierten Charakterisierung implantatbezogener Partikel in entzündeten menschlichen Geweben um Titan- und Keramik-Zahnimplantaten, die Anzeichen einer Periimplantitis aufwiesen. Die Größe der Partikel reichte von mikro- bis nanoskalig<sup>41</sup>.

Die Entzündungsmechanismen aufgrund der abgescherten Titan- oder Zirkonpartikel sind immunhistologisch ähnlich, wie Fretwurst et al. zeigen konnten. Die Unterschiede, die sie in der zellulären Zusammensetzung bei Periimplantitis um Zirkon- und Titan-Implantate fanden, könnten auch vom spezifischen Immunstatus des Patienten – und nicht nur vom verwendeten Material – abhängen<sup>60</sup>.

## Hybridimplantat

Um die Nachteile des Partikelabriebs und der Korrosion bei Titan-Implantaten sowie die Rissausbreitung in Keramik-Implantaten, die zum frühzeitigen mechanischen Versagen führen kann<sup>16,61</sup>, zu überwinden, konzentriert sich die Materialforschung auf die Entwicklung korrosionsbeständiger Legierungen oder Beschichtungen für Titan-Implantate – mit dem Ziel, deren physikochemische Eigenschaften zu verbessern<sup>62</sup>. In der orthopädischen Endoprothetik hat sich hierzu die Beschichtung von Titan mit Titanitrid (TiN) als vielversprechend erwiesen, da die Gleitflächen dadurch härter und gegen Abrieb deutlich widerstandsfähiger werden<sup>62</sup>.

Schon seit den frühen 1990er Jahren hat sich auch das Übergangsmetall Niob (Nb) mit seiner hohen thermischen Stabilität und seinen erosionsbeständigen Eigenschaften in verschiedenen Unter-

suchungen bewährt. Niob hat eine hohe chemische Stabilität in einer Vielzahl von feindlichen Umgebungen und ist ausgezeichnet korrosionsbeständig. Es kristallisiert in einem kubisch-raumzentrierten Kristallgitter<sup>63,64</sup>, ist ein ungiftiges und allergiefreies Metall und wird für die Beschichtung synthetischer implantierbarer Materialien für Weich- und Hartgewebe seit vielen Jahren verwendet<sup>65</sup>.

Das MyPlant II-Implantat (Fa. Hager & Meisinger, Neuss, Deutschland) ist ein zweiteiliges Titan-Implantat mit einer konisch selbsthemmenden Implantat-Abutment-Verbindung und einem speziellen progressiven Expansionsgewinde. Die Entwickler Nentwig und Moser haben ihr erfolgreiches Ankylos-Implantatsystem (Fa. Dentsply Sirona, Bensheim, Deutschland) weiterentwickelt und optimiert. Das progressive Gewindedesign und der im apikalen Bereich konisch zulaufende Schraubkörper führen zu sehr hoher Primärstabilität mit maximalem Knochenkontakt.

Die Abutmentverbindung ist rotationsfrei und nicht indexiert. Eine zukünftige Indexierung der Abutments zur Rotationssicherung befindet sich in der abschließenden Zulassungsphase.

Der Konus-Halbwinkel beträgt 5,7 Grad und wird mechanisch als selbsthemmend, klemmend eingestuft. Die ausgeprägte Länge des Innenkonus von 3 mm sorgt für eine mechanisch stabile Verbindung der Aufbauteile mit dem Implantatkörper; Mikrobewegungen zwischen Implantatkörper und prothetischen Aufbauten können so minimiert werden.

Eine zweite, geometrisch identische Ausführung dieses Implantats und deren Abutments werden mittels PVD-Technologie (Physical Vapour Deposition = Physikalische Gasphasenabscheidung) beschichtet. Die Bezeichnung lautet MyPlant Bio-Implantat.

Hierbei werden aus der Gasphase in einem Plasma keramische Beschichtungen auf dem Metallkörper abgeschieden. Durch die hohe Energie im Beschichtungsprozess entsteht ein starker Verbund der Materialien. Zwischen der Beschichtung und der Implantatoberfläche entsteht ein metallurgischer Verbund<sup>66</sup>. Diese Technologie ermöglicht es, die mechanischen und strukturellen Eigenschaften eines Titan-Implantats mit den individuellen Eigenschaften von keramischen Beschichtungen

bezüglich der Wechselwirkung mit der biologischen Umgebung zu kombinieren.

Es kommen je nach Anforderungen der Umgebung unterschiedliche Beschichtungen zum Einsatz. Das Abutment wird mit einer Titan-Niob-Nitrid-Beschichtung (Ti, Nb) „ON“ versehen, die ihre Vorteile im Kontakt zur Gingiva hat, und das Implantat mit einer Titan-Zirkon-Oxid-Beschichtung (Ti-Zr-O), die besondere Vorteile im Knochenkontakt bietet (Abb. 1).

Dieses keramisch beschichtete Titan-Implantat erlaubt durch seine konisch-selbsthemmende Implantat-Abutment-Verbindung die Anwendung in allen Indikationsbereichen ohne Einschränkungen. Die chirurgischen und prothetischen Vorgehensweisen sind identisch mit der Handhabung zweiteiliger Titan-Implantate mit konischer Implantat-Abutment-Verbindung.

In zwei exemplarischen Fällen soll das Hybridimplantat Myplant Bio vorgestellt werden.

### Klinischer Fall 1

Die 39-jährige Patientin stellte sich mit einem fehlenden Zahn 16 in unserer Praxis mit dem Wunsch nach einer implantologischen Lösung vor. Der Zahn war aufgrund eines endodontischen Problems 6 Monate zuvor entfernt worden.

Der Alveolarkamm stellte sich ausreichend breit dar, Anzeichen atrophischer Vorgänge waren nicht vorhanden. Auf der Panoramaschichtaufnahme mit Referenzkugel konnten wir ca. 8 mm bis zum Kieferhöhlenboden ausmessen (Abb. 2a).

Die Patientin äußerte den Wunsch nach einer keramischen Implantatlösung. Nach Aufklärung und Besprechung der alternativen Möglichkeit eines Hybridimplantats planten wir den Einsatz eines keramisch beschichteten MyPlant Bio-Implantats, welches in Verbindung mit einer subantral-vertikalen Anhebung um ca. 3 mm mittels interner Sinusbodenelevation eingebracht wurde. Die subantrale Anhebung wurde mit Osteotomen und Mikroinstrumenten durchgeführt; die Kieferhöhlenschleimhaut wurde dabei nicht perforiert. Zur Sicherung etwaiger Mikroperforationen wurde ein A-PRF-Clot (A-PRF: Advanced Platelet-Rich Fibrin)



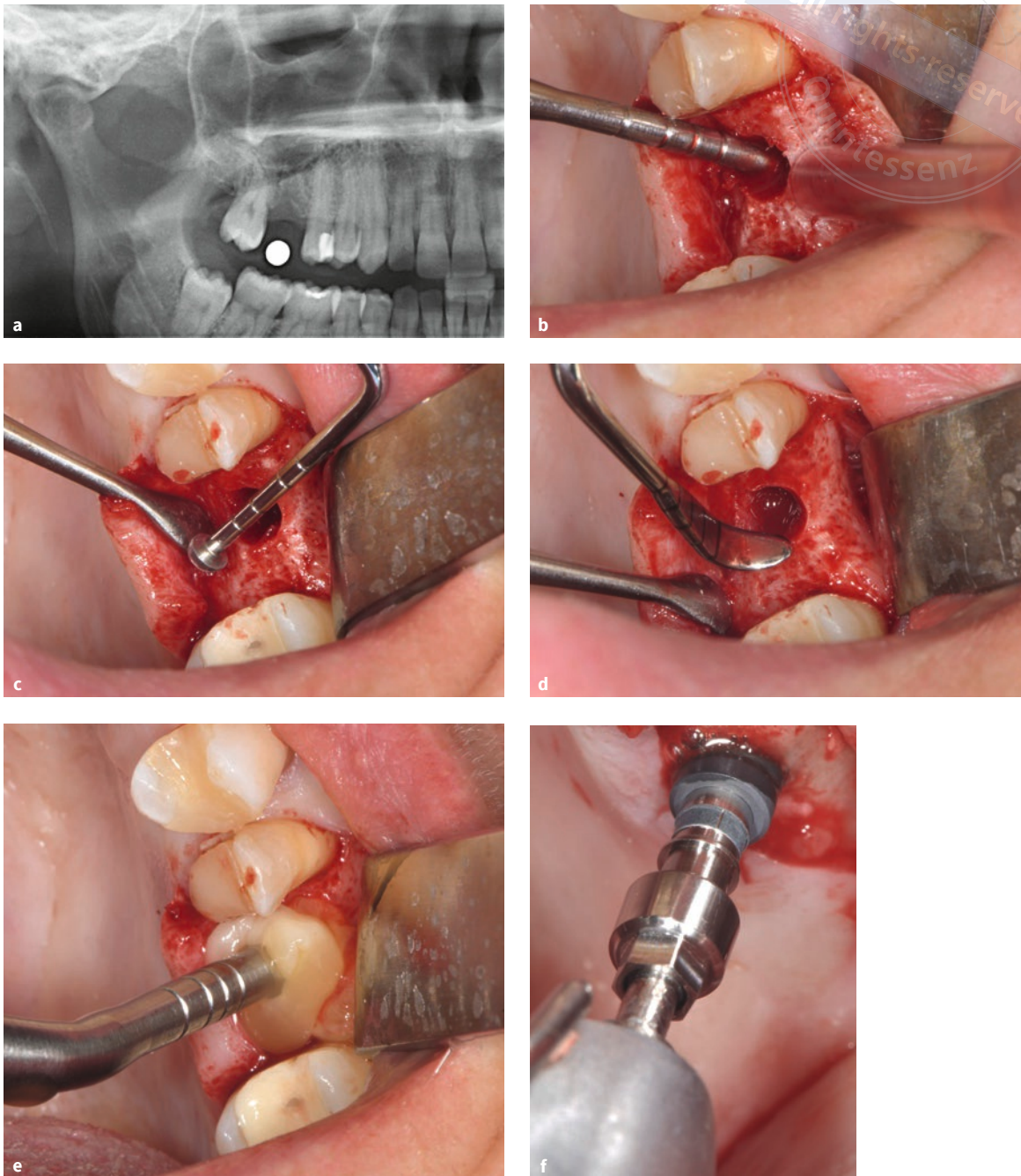
**Abb. 1** MyPlant Bio-Implantat mit verschraubtem Abutment (beide keramisch beschichtet) im Schnitt.

subantral eingebracht (Abb. 2b bis f, ähnlicher Fall), welcher durch Zentrifugation des Patientenvollblutes gewonnen wurde.

Unmittelbar vor Einsatz des enossalen Implantats wurde die Implantatoberfläche mit Kaltplasma aktiviert. Hierfür wurde das Implantat in das Yocto III-Plasmagerät (Fa. Diener Electronics, Ebhausen, Deutschland) gelegt.

Das Alterungsphänomen von Titan hängt mit dem Kohlenwasserstoff zusammen, der von Titan-Implantaten aus der Luft adsorbiert wird. Die kontinuierliche Akkumulation dieser Kohlenwasserstoffe (Hydrocarbon) führt zu Veränderungen der physikalisch-chemischen Eigenschaften der Titanoberfläche, wie z. B. der Erhöhung des Kontaktwinkels und der Verringerung der Proteinadsorptionskapazität, was die biologische Leistung des Implantats nachteilig beeinflusst und deutlich reduziert<sup>67,68</sup>. Andere Untersuchungsgruppen haben diese Phänomene sowohl für Titan- wie auch Zirkoniumoberflächen gefunden und gezeigt, dass mittels der Kaltplasma-Aktivierung superhydrophile Oberflächen mit all ihren positiven biologischen Eigenschaften auch auf keramischen Oberflächen erreicht werden können. Dieses Verfahren ist wissenschaftlich anerkannt und wird in der Praxis des Autors seit 2014 klinisch angewendet<sup>69-81</sup> (Abb. 3a bis d).





**Abb. 2a bis f** a) Präoperatives Orthopantomogramm mit Messkugel: Restknochenhöhe ca. 8 mm, b) finale Bohrung bis kurz vor dem Kieferhöhlenboden; Fraktur der subantralen Restknochenfläche mittels Osteotomen (Fa. Zepf-Dental, Tuttlingen, Deutschland), c) zirkuläre Lösung der Kieferhöhlenmembran um die subantrale Frakturstelle (Fa. Zepf-Dental), d) weiträumige subantrale Anhebung der Kieferhöhlenschleimhaut mittels gebogenem Mikroinstrumentarium (Fa. Zepf-Dental), e) subantrales Einbringen eines A-PRF-Clots mittels Osteotom, f) maschinelles Eindrehen des Implantats.

Die Freilegung schloss sich 3 Monate postoperativ mittels einer kieferkammittigen Inzision (Abb. 4) an. Die Verschlusschraube wurde durch einen Gingivaformer ersetzt und die Mukosa am Gingivaformer mittels Einzelknopfnähten adaptiert.

Nach einer Abheilungszeit von 4 Wochen (Abb. 5) erfolgte die konventionelle Abformung mit offener Löffeltechnik.

Im Dentallabor wurde ein Zirkonabutment gefräst und auf der Klebebasis verklebt. Die Verkle-



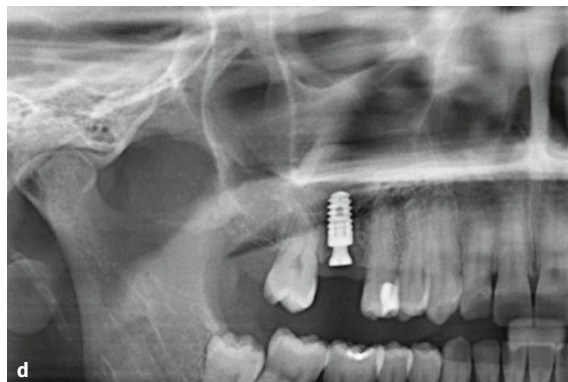
a



b



c



d

**Abb. 3a bis d** a) YOCTO III-Kaltplasma-Aktivierungsgerät, b) Myplant Bio-Implantat vor Kaltplasma-Aktivierung, c) superhydrophile Oberfläche durch Kaltplasma-Aktivierung; Implantat mit einem Tropfen Blutplasma beträufelt, d) postoperatives Orthopantomogramm des subkrestal inserierten Implantats mit Verschlusschraube; subantrale Anhebung um ca. 3 mm.



**Abb. 4** Freilegung mit Verschlusschraube in situ.



**Abb. 5** Gingivaformer in situ: Abheilung 3 Wochen nach Freilegung.

bung der beiden Teile erfolgte nach Herstellerprotokoll mit einem speziellen Dualzement nach Silanisierung und Kaltplasma-Aktivierung der Klebasis (Fa. Ivoclar Vivadent, Ellwangen, Deutschland). Die Zirkonkrone wurde im CAD/CAM-Verfahren her-

gestellt und im Cut-Back-Verfahren reduziert und dann mit Dentalkeramik verblendet (ZI-CT Keramik, Fa. Creation Willi G. Int., Meiningen, Österreich).

Aufgrund der Rotationsfreiheit der Abutments wird die Modellposition des Hybridabutments von



copyright by  
all rights reserved



**Abb. 6** Einsetzschlüssel zur Übertragung des rotationsfreien Hybridabutments von der Modellsituation nach intraoral (Löffelkunststoff, Fa. Gebdi-Dental, Engen, Deutschland; Verfeinerungsmaterial Pi-Ku Plast, Fa. Bredent, Senden, Deutschland).



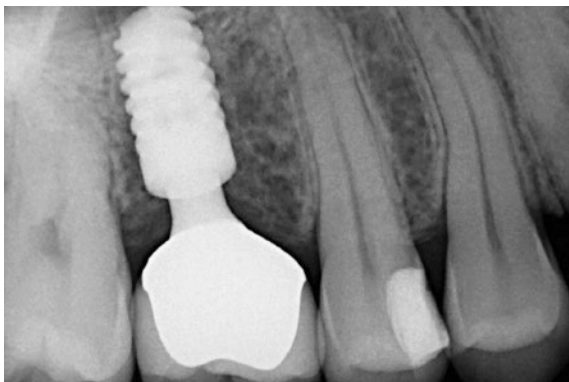
**Abb. 7** Gingivale Situation nach Entfernung des Sulkusformers unmittelbar vor Einschrauben des Hybridabutments.



**Abb. 8** Hybridabutment in situ: Zugangsöffnung wird mit Teflonband verschlossen.



**Abb. 9** Eingliederte vollkeramische Krone (zementiert). (Zahntechniker: Uwe Gehringer, München).



**Abb. 10** Röntgenkontrolle nach Zementierung der Krone (Einzelzahnaufnahme).

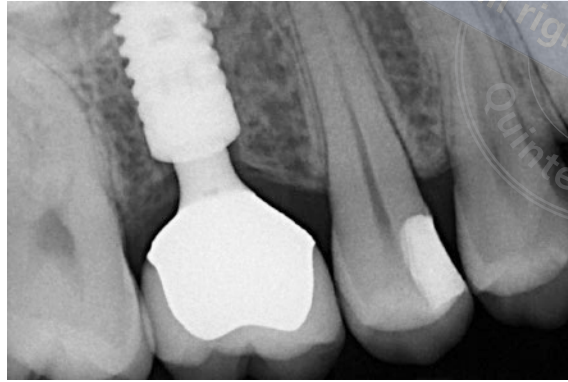


**Abb. 11** Entzündungsfreie periimplantäre Weibgewebewerhältnisse und natürliche Integration der vollkeramischen Krone in die Zahnreihe.





**Abb. 12** Klinische Situation von okklusal.



**Abb. 13** Röntgenologische Situation nach 6-monatiger Funktion (Einzelzahnaufnahme): Das Implantat ist vollständig bis über die Implantatschulter knöchern integriert.

der Modellsituation in die klinische Situation mit einem individuellen Einsetzschlüssel passgenau übertragen (Abb. 6). Das Hybridabutment wird in dem Schlüssel in das Plasmaaktivierungsgerät gegeben, um die Oberflächen zu aktivieren und zu sterilisieren. Der Gingivaformer wird entfernt, das Implantatinnere gespült und getrocknet und das Hybridabutment mit dem Einsetzschlüssel im Implantat mit 15 Ncm Drehmoment verschraubt (Abb. 7 und 8).

Die Einzelkrone wurde mit Durelon (Carboxylatzement, Fa. 3M ESPE, Seefeld, Deutschland) auf dem Hybridabutment zementiert (Abb. 9).

Die postoperative Röntgenaufnahme zeigt das subkrestal inserierte Implantat mit befestigter Krone; der keramisch beschichtete Implantatkörper ist auch auf der Implantatschulter von Knochen bedeckt (Abb. 10).

Eine klinische Untersuchung mit Röntgenkontrolle schloss sich nach einer 6-monatigen Tragedauer an; die klinische Untersuchung zeigt entzündungsfreie gesunde periimplantäre Weichgewebeverhältnisse und eine stabile knöcherne Situation an der Implantatschulter (Abb. 11 bis 13).

## Klinischer Fall 2

Die folgende Patientin wurde 2013, damals 40-jährig, mit einem Titan-Implantat (säuregeätzte und gestrahlte Oberfläche, konisch-klemmende Implan-

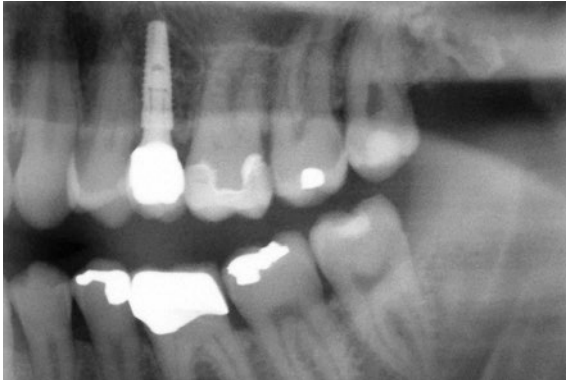
tat-Abutment-Verbindung) in der Region 25 implantologisch versorgt (Abb. 14). Die damalige Implantation erfolgte als Spätimplantation. Das Implantat wurde mit einer Zirkondioxid-Krone, zementiert auf einem Hybridabutment, versorgt.

Die Patientin war fortan nicht mehr in unserer Kontrolle, da sie einen weiten Anfahrtsweg nach München hatte. Zwischenzeitlich wurde bei ihr 2016 eine Schilddrüsenunterfunktion diagnostiziert, die mit einer tägl. Gabe von L-Thyroxin 75 mg behandelt wird.

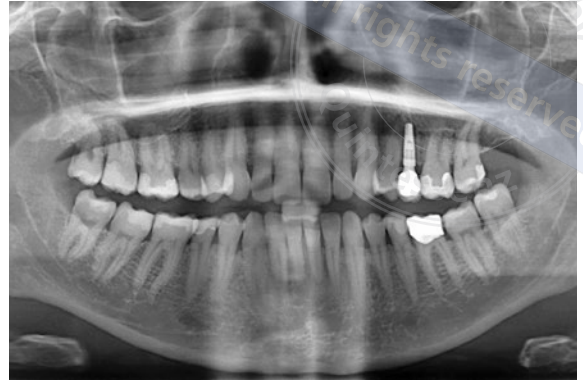
Sie stellte sich dann 2022 wieder bei uns vor, weil sie eine Lockerung des Implantats bemerkte.

Das Implantat zeigte einen Lockerungsgrad III und konnte einfach digital entfernt werden. Die Röntgenanalyse zeigte eine vollständige knöcherne Desintegration des Implantatkörpers (Abb. 15). Klinisch wies die Patientin am Implantat vor der Entfernung eine erhöhte Sondierungstiefe mit Blutung auf. Pusaustritt oder Sekretion konnte klinisch nicht festgestellt werden.

Der Vitamin-D3-Spiegel befand sich zum Zeitpunkt der Implantatentfernung im Bereich von 10 ng/ml, welcher als nicht ausreichend bezeichnet werden kann. Der Zielbereich des Vitamin-D3-Spiegels liegt zwischen 30–60 ng/ml. Obwohl die Literatur hinsichtlich des Vitamin-D3-Spiegels und mangelnder Osseointegration von dentalen Implantaten noch nicht eindeutig ist, sollte dieser Aspekt bei Implantatverlusten mitbeleuchtet werden<sup>82–84</sup>.



**Abb. 14** Röntgenologisches Abschlussbild 2013 nach zementierter vollkeramischer Krone: Titan-Implantat mit konisch-klemmender Implantat-Abutment-Verbindung.



**Abb. 15** Orthopantomogrammaufnahme unmittelbar vor Entfernung des knöchern desintegrierten Implantats in Region 25: schmale weichgewebige Schicht um den Implantatkörper herum.

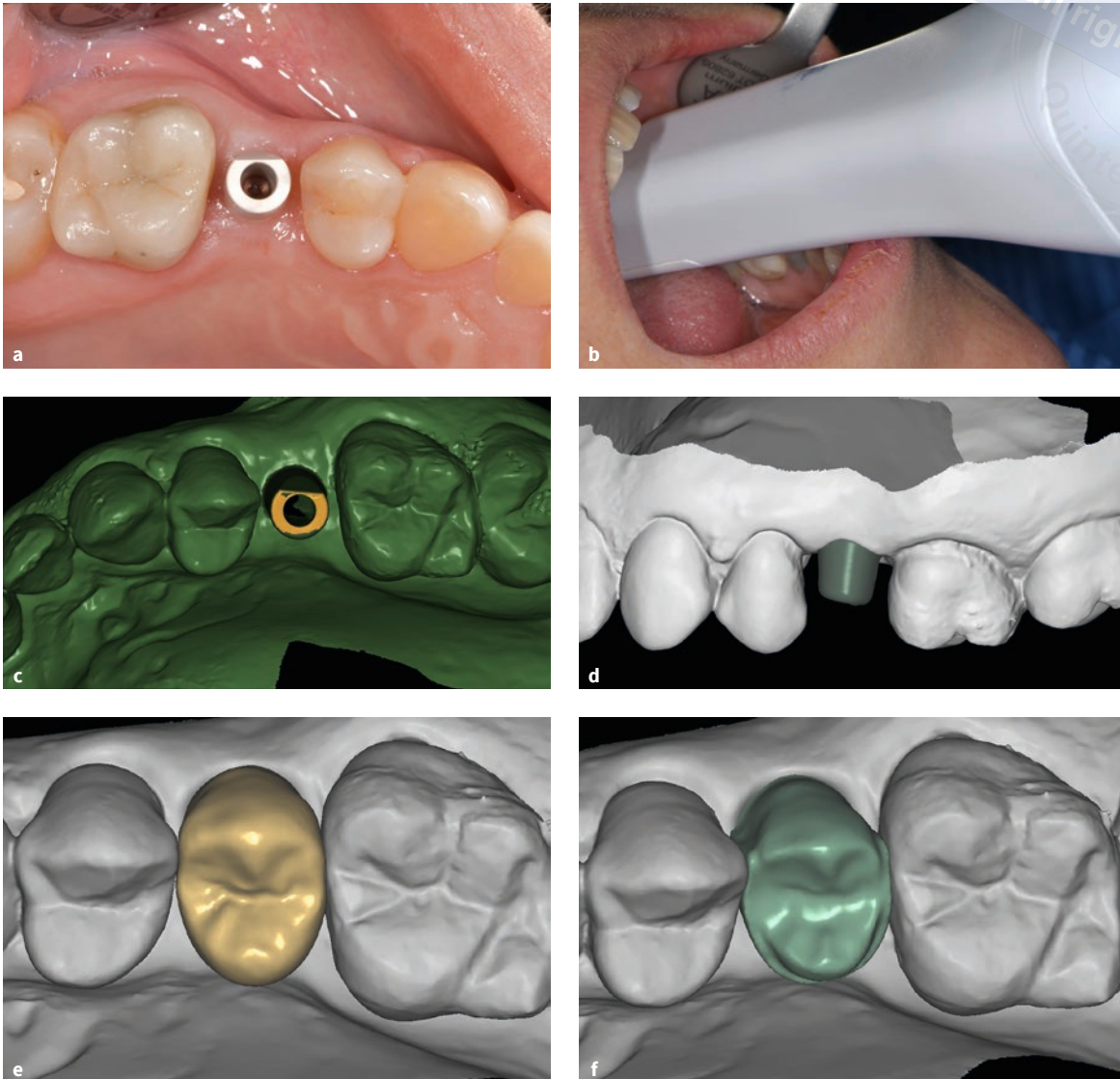


**Abb. 16a bis c** a) Präoperatives Orthopantomogramm: Knochenhöhe zur Kieferhöhle ca. 9 mm, b) postoperative Kontrollaufnahme (Orthopantomogramm): regelrechte Positionierung mit Gingivaformer in situ; MyPlant Bio-Implantat subkrestal eingesetzt, c) komplikationslose Abheilung (Gingivaformer in situ); Gingivaformer mit Niobiumoxid beschichtet; klinische Situation vor Abformung.

Zur Normalisierung des Vitamin-D-Haushaltes verordneten wir Dekristol 20.000 i. E. alle 3 Tage bis zur erneuten Implantation für 3 Monate nach Implantatentfernung.

Der Einsatz des MyPlant Bio-Implantats erfolgte als Spätimplantation in dem vollständig abgeheilten Kieferabschnitt in der Region 25. Die Regeneration der ehemaligen Alveole war vollständig, sodass die Implantation ohne augmentative Maßnahmen

durchgeführt werden konnte. Im apikalen Bereich erfolgte eine leichte Anhebung des subantralen Kieferhöhlenbodens um ca. 1 mm; die Kieferhöhle wurde dabei nicht eröffnet. Das Implantat wurde zuvor mit Kaltplasma aktiviert und 1,5 mm subkrestal eingesetzt. Unmittelbar vor der Implantation wurde venöses Vollblut abgenommen und zentrifugiert; die gewonnenen A-PRF-Membranen wurden zur Verdickung der bukkalen Weichgewebe subpe-



**Abb. 17a bis f** a) Eingeschraubter Scanbody in situ, b) intraorales Scannen des Ober- und Unterkiefers inkl. Bissituation, c) Übertrag der Scandaten in das digitale Modellierungsprogramm, d) Hybridabutment (Design), e) Kronendesign, f) Cut-Back-Verfahren im digitalen Design für die spätere keramische Verblendung im okklusalen und bukkalen Bereich.

riostal in drei Schichten eingelagert. Ein Gingivaformer wurde aufgeschraubt und die Weichteile darum wurden mit zwei Einzelknopfnähten adaptiert (Abb. 16a bis c). Gleichzeitig erfolgte die Messung des aktuellen Vitamin-D-Spiegels, die 56 ng/ml ergab, womit dieser folglich im Zielbereich lag.

Die prothetische Versorgung mit einer zementierbaren Einzelkrone erfolgte vollständig digital. Ein Scanbody wurde ins Implantatinnere verschraubt, ein optischer Scan von Ober- und Unterkiefer und der Bissituation wurden aufgezeichnet (Fa. Medit i500, Seoul, Korea) (Abb. 17a und b).

Die Scandaten aus dem intraoralen Scan wurden in das Programm Modellier (Fa. Zirkonzahn, Sand i. T., Italien) (Abb. 17c) eingelesen. Die Daten der Klebebasis wurden im Konstruktionsprogramm hinterlegt und die Modellierung des Hybridabutments erfolgte zusammen mit der anatomischen Kronenform am Bildschirm. Nach okklusaler Ausrichtung der Kaufläche wurde die Kronenform rechnerisch im Bereich der späteren Verblendung reduziert („Cut back“), um den Raum für die später aufzutragende Dentalkeramik zu schaffen (ZI-CT Keramik, Fa. Creation Willi G. Int.) (Abb. 17d bis f).



copyright by  
all rights reserved



**Abb. 18a bis e** a) Weichgewebesituation nach Entfernung des Gingivaformers, b) Schlüssel zur Übertragung der Abutment-Modellposition in die intraorale Situation, c) Hybridabutment in situ, d) vollkeramische Krone in situ, e) Situation von lateral.

Das Abutment wurde wieder mit einem Übertragungsschlüssel vom Modell auf die klinische orale Situation übertragen. Die vorbereitenden Maßnahmen waren identisch mit denen im zuvor beschriebenen Fall (Abb. 18a bis e).

### Diskussion

Titan hat sich in der Implantologie aufgrund der Bioverträglichkeit über die letzten 40 Jahre durchgesetzt. Implantate aus diesem Metall können in jeglicher Schraubenform und Verbindungstechno-

logie (Flachverbindung oder konisch-klemmende Verbindung) sicher und einfach hergestellt werden. Die heute etablierten vielfachen prothetischen Versorgungsmöglichkeiten mit Implantaten beruhen auf diesem Material.

Mit kritischer Betrachtung und fortschreitender Forschung zeigen sich jedoch auch Schwachstellen des Titans: Mechanischer Partikelabrieb während der Einbringphase<sup>42,43</sup> oder Verletzungen der Passivierungsschicht (mechanisch oder chemisch) mit konsekutiver Biokorrosion der Implantatoberfläche<sup>44-50</sup> können zu chronischen Entzündungsreaktionen führen.



Um dieses Risiko der entzündlichen Gewebereaktion zu minimieren, drängt der Werkstoff Zirkoniumdioxid immer mehr in den Markt. Aber auch diese aufgerauten keramischen Implantatkörper unterliegen dem Partikelabrieb und somit einer Fremdkörperreaktion<sup>41,59,60</sup>, wobei diese Implantattypen durch die mechanische Verbindung zwischen Implantatkörper und prothetischem Aufbau zusätzlich erhebliche mechanische Probleme zeigen<sup>12–17</sup>. Die mechanisch eher unproblematischen Monokörperimplantate engen den Indikationsbereich sehr ein<sup>5,6</sup>, die Datenlage ist dünn und aussagekräftige Langzeitdaten fehlen. Ebenso fehlen wissenschaftlich fundierte Langzeitstudien mit zweiseitigen Zirkoniumdioxid-Implantaten gänzlich. Die prothetischen Möglichkeiten sind durch die geschraubte mechanische Verbindung von Implantat und Abutment zwar weniger eingeschränkt, doch das Positionspapier der EAO aus dem Jahre 2022 rät für diese zweiseitigen keramischen Implantatkörper zur Zurückhaltung<sup>13</sup>. Die klinische Anwendung zweiseitiger Zirkonium-Implantate muss mit dem Patienten genau und ausführlich besprochen werden. Die Aufklärung über die fehlende Datenlage und, unter Umständen bei zahlreichen Keramik-Implantaten, über die metallenen Abutmentschrauben sollte zur Selbstverständlichkeit gehören.

Die Verbindung beider Welten, im Kern ein Titankörper mit funktionierender implantatprothetischer und vielseitiger Verbindungsmöglichkeit sowie eine keramische Außenbeschichtung des Titankörpers und der metallenen Aufbauteile, führt zum Hybridimplantat. Diese Oberflächenbeschichtung hat sich seit vielen Jahrzehnten bewährt und zeigt biologisch erhebliche Vorteile hinsichtlich Korrosionsresistenz, Verringerung des Partikelabriebs und der Biokompatibilität<sup>63–65</sup>.

Das Myplant Bio-Implantat ist mit dieser keramischen Beschichtungstechnologie versehen, sowohl im Bereich des enossalen Implantatkörpers wie der Oberflächen, die mit dem Weichgewebe in Berührung kommen. Die etablierte Beschichtungstechnologie ist für das Myplant Bio-Implantat neu und somit fehlen auch hier aussagekräftige Studien, die nicht nur die Funktionsfähigkeit der Oberfläche, sondern auch die vielseitige Anwendung in allen Indikationsbereichen zeigen.

Entsprechend unserer bisherigen 18-monatigen chirurgischen wie prothetischen Erfahrung zeigt sich, dass die Akzeptanz bei den Patienten nach entsprechender Aufklärung sehr hoch ist. Eine Einschränkung im chirurgischen wie prothetischen Indikationsbereich sehen wir nicht. Das Hybridimplantat hat sich in unserer Praxis bisher äußerst positiv bewährt. Etablierte Behandlungsstrategien, chirurgisch wie prothetisch, konnten ohne Einschränkung weiterverfolgt werden, ohne das Risiko oder die Limitationen eines neuen Implantatwerkstoffs eingehen zu müssen.

## Literatur

1. Jung RE, Zembic A, Pjetursson BE, Zwahlen M, Thoma DS. Systematic review of the survival rate and the incidence of biological, technical, and aesthetic complications of single crowns on implants reported in longitudinal studies with a mean follow-up of 5 years. *Clin Oral Implants Res* 2012;23(Suppl 6):2–21.
2. Moraschini V, Poubel LAdC, Ferreira VF, Barboza EdSP. Evaluation of survival and success rates of dental implants reported in longitudinal studies with a follow-up period of at least 10 years: a systematic review. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2015;44:377–388.
3. Sanz M, Noguerol B, Sanz-Sanchez I et al. European Association for Osseointegration Delphi study on the trends in Implant Dentistry in Europe for the year 2030. *Clin Oral Implants Res* 2019;30:476–486.
4. Gross C, Nelson K, Schmelzeisen R, Fretwurst T. Wahl des Implantatmaterials – Relevanz für das periimplantäre Gewebe. *Der Freie Zahnarzt* 2021;65:82–87.
5. Kohal RJ, Knauf M, Larsson B, Sahlin H, Butz F. One-piece zirconia oral implants: one-year results from a prospective cohort study. 1. Single tooth replacement. *J Clin Periodontol* 2012;39:590–597.
6. Oliva J, Oliva X, Oliva JD. Five-year success rate of 831 consecutively placed Zirconia dental implants in humans: a comparison of three different rough surfaces. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2010;25:336–344.
7. Osman RB, Swain MV, Atieh M, Ma S, Duncan W. Ceramic implants (Y-TZP): are they a viable alternative to titanium implants for the support of overdentures? A randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:1366–1377.
8. Roehling S, Schlegel KA, Woelfler H, Gahlert M. Performance and outcome of zirconia dental implants in clinical studies: A meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(Suppl 16):135–153.
9. Lorusso F, Noumbissi S, Francesco I, Rapone B, Khater AGA, Scarano A. Scientific Trends in Clinical Research on Zirconia Dental Implants: A Bibliometric Review. *Materials (Basel)* 2020;13:5534.
10. Ruiz Henao PA, Caneiro Queija L, Mareque S, Tasende Pereira A, Linares Gonzalez A, Blanco Carrion J. Titanium vs ceramic single dental implants in the anterior maxilla: A 12-month randomized clinical trial. *Clin Oral Implants Res* 2021;32:951–961.
11. Cionca N, Müller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:413–418.

12. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: Six-year results of a prospective cohort study. *Clin Oral Implants Res* 2021;32:695–701.
13. Balmer M, Payer M, Kohal RJ, Spies BC. EAO Position Paper: Current Level of Evidence Regarding Zirconia Implants in Clinical Trials. *Int J Prosthodont* 2022;35:560–566.
14. Cionca N, Müller N, Mombelli A. Two-piece zirconia implants supporting all-ceramic crowns: a prospective clinical study. *Clin Oral Implants Res* 2015;26:413–418.
15. Andreiotelli M, Wenz HJ, Kohal RJ. Are ceramic implants a viable alternative to titanium implants? A systematic literature review. *Clin Oral Implants Res* 2009;20(Suppl 4): 32–47.
16. Osman RB, Ma S, Duncan W, De Silva RK, Siddiqi A, Swain MV. Fractured zirconia implants and related implant designs: scanning electron microscopy analysis. *Clin Oral Implants Res* 2013;24:592–597.
17. Cionca N, Hashim D, Mombelli A. Zirconia dental implants: where are we now, and where are we heading? *Periodontol* 2000 2017;73:241–258.
18. Oliva X, Oliva J, Oliva JD. Full-mouth oral rehabilitation in a titanium allergy patient using zirconium oxide dental implants and zirconium oxide restorations. A case report from an ongoing clinical study. *Eur J Esthet Dent* 2010;5:190–203.
19. Andreiotelli M, Kohal RJ. Fracture strength of zirconia implants after artificial aging. *Clin Implant Dent Relat Res* 2009;11:158–166.
20. 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;75:292–296.
21. Nascimento Cd, Pita MS, Fernandes FHNC, Pedrazzi V, de Albuquerque Junior RF, Ribeiro RF. Bacterial adhesion on the titanium and zirconia abutment surfaces. *Clin Oral Implants Res* 2014;25:337–343.
22. Roehling S, Astasov-Frauenhoffer M, Hauser-Gerspach I, et al. In Vitro Biofilm Formation on Titanium and Zirconia Implant Surfaces. *J Periodontol* 2017;88:298–307.
23. Derks J, Tomasi C. Peri-implant health and disease. A systematic review of current epidemiology. *J Clin Periodontol* 2015;42(Suppl 16):S158–S171.
24. Casado PL, Aguiar T, Pinheiro MPF, Machado A, da Rosa Pinheiro A. Smoking as a risk factor for the development of periimplant diseases. *Implant Dent* 2019;28:120–124.
25. Andreiotelli M, Koutayas S-O, Madianos PN, Strub J-R. Relationship between interleukin-1 genotype and peri-implantitis: a literature review. *Quintessence Int* 2008;39:289–298.
26. Lindhe J, Meyle J, Group D of European Workshop on Periodontology. Peri-implant diseases: consensus report of the sixth European workshop on periodontology. *J Clin Periodontol* 2008;35:282–285.
27. Smeets R, Henningsen A, Jung O, Heiland M, Hammächer C, Stein JM. Definition, etiology, prevention and treatment of peri-implantitis—a review. *Head Face Med* 2014;10:34.
28. Vervaeke S, Collaert B, Cosyn J, Deschepper E, De Bruyn H. A multifactorial analysis to identify predictors of implant failure and peri-implant bone loss. *Clin Implant Dent Relat Res* 2015;17(Suppl 1):e298–e307.
29. Peixoto CD, Almas K. The implant surface characteristics and peri-implantitis. An evidence-based update. *Odonto-stomatologie Tropicale= Tropical Dental Journal* 2016;39:23–35.
30. Thoma DS, Naenni N, Figuero E et al. Effects of soft tissue augmentation procedures on peri-implant health or disease: A systematic review and meta-analysis. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(Suppl 15):32–49.
31. Hashim D, Cionca N. A Comprehensive Review of Peri-implantitis Risk Factors. *Curr Oral Health Rep* 2020;7:262–273.
32. Cionca N, Hashim D, Cancela J, Giannopoulou C, Mombelli A. Pro-inflammatory cytokines at zirconia implants and teeth. A cross-sectional assessment. *Clin Oral Investig* 2016;20:2285–2291.
33. Klever KC. Experimentell induzierte periimplantäre Mukositis um Titan- und Zirkondioxidimplantate im Vergleich zum natürlichen Zahn. *Med Dissertation, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg*, 2020.
34. Bienz SA-O, Hilbe M, Hüsler J, Thoma DA-O, Hämmerle CHF, Jung RA-O. Clinical and histological comparison of the soft tissue morphology between zirconia and titanium dental implants under healthy and experimental mucositis conditions—A randomized controlled clinical trial. *J Clin Periodontol* 2021;48:721–733.
35. Zhang L, Haddouti E-M, Welle K, Burger C, Kabir K, Schildberg FA. Local Cellular Responses to Metallic and Ceramic Nanoparticles from Orthopedic Joint Arthroplasty Implants. *Int J Nanomedicine* 2020;15:6705–6720.
36. Hallab NJ, Jacobs JJ. Chemokines Associated with Pathologic Responses to Orthopedic Implant Debris. *Front Endocrinol (Lausanne)* 2017;8:5.
37. Mombelli A, Hashim D, Cionca N. What is the impact of titanium particles and biocorrosion on implant survival and complications? A critical review. *Clin Oral Implants Res* 2018;29(Suppl 18):37–53.
38. Fretwurst T, Nelson K, Tarnow D, Wang H-L, Giannobile W. Is metal particle release associated with peri-implant bone destruction? An emerging concept. *J Dent Res* 2018;97: 259–265.
39. Zhou Z, Shi Q, Wang J et al. The unfavorable role of titanium particles released from dental implants. *Nanotheranostics* 2021;5:321–332.
40. Barrak F, Li S, Muntane A, Bhatia M, Crossthwaite K, Jones J. Particle release from dental implants immediately after placement—An ex vivo comparison of different implant systems. *Dent Mater* 2022;38:1004–1014.
41. Nelson K, Hesse B, Addison O et al. Distribution and Chemical Speciation of Exogenous Micro- and Nanoparticles in Inflamed Soft Tissue Adjacent to Titanium and Ceramic Dental Implants. *Anal Chem* 2020;92:14432–14443.
42. Franchi M, Bacchelli B, Martini D et al. Early detachment of titanium particles from various different surfaces of endosseous dental implants. *Biomaterials* 2004;25:2239–2246.
43. Zabala A, Blunt L, Tejero R, Llavori I, Aginagalde A, Tato W. Quantification of dental implant surface wear and topographical modification generated during insertion. *Surface Topography: Metrology and Properties* 2020;8.
44. Soler MD, Hsu SM, Fares C et al. Titanium Corrosion in Peri-Implantitis. *Materials (Basel)* 2020;13:5488.
45. Geetha M, Singh AK, Asokamani R, Gogia AK. Ti based biomaterials, the ultimate choice for orthopaedic implants—a review. *Prog Mat Sci* 2009;54:397–425.
46. Ossowska A, Zieliński A. The mechanisms of degradation of titanium dental implants. *Coatings* 2020;10:836.
47. Agarwal A, Tyagi A, Ahuja A, Kumar N, De N, Bhutani H. Corrosion aspect of dental implants—An overview and literature review. *Open Journal of Stomatology* 2014;4: 56–60.
48. Lavos-Valereto IC, Wolyneć S, Ramires I, Guastaldi AC, Costa I. Electrochemical impedance spectroscopy characterization of passive film formed on implant Ti–6Al–7Nb alloy in Hank's solution. *J Mater Sci Mater Med* 2004;15:55–59.
49. Gonzalez J, Mirza-Rosca J. Study of the corrosion behavior of titanium and some of its alloys for biomedical and dental implant applications. *J Electroanal Chem* 1999;471: 109–115.
50. Cigada A, Cabrini M, Pedferri P. Increasing of the corrosion resistance of the Ti6Al4V alloy by high thickness anodic oxidation. *J Mater Sci Mater Med* 1992;3:408–412.

51. Bhola R, Bhola SM, Mishra B, Olson DL. Corrosion in titanium dental implants/prostheses—a review. *Trends Biomater Artif Organs* 2011;25:34–46.
52. Mathew MT, Barão VA, Yuan JC-C, Assunção WG, Sukotjo C, Wimmer MA. What is the role of lipopolysaccharide on the tribocorrosive behavior of titanium? *J Mech Behav Biomed Mater* 2012;8:71–85.
53. Messous R, Henriques B, Bousbaa H, Silva FS, Teughels W, Souza JC. Cytotoxic effects of submicron- and nano-scale titanium debris released from dental implants: An integrative review. *Clin Oral Investig* 2021;25:1627–1640.
54. Huang G-Y, Jiang HB, Cha J-Y, Kim K-M, Hwang C-J. The effect of fluoride-containing oral rinses on the corrosion resistance of titanium alloy (Ti-6Al-4V). *Korean J Orthod* 2017;47:306–312.
55. Souza J, Barbosa S, Ariza E, Celis J-P, Rocha L. Simultaneous degradation by corrosion and wear of titanium in artificial saliva containing fluorides. *Wear* 2012;292:82–88.
56. Noronha Oliveira M, Schunemann W, Mathew M et al. Can degradation products released from dental implants affect peri-implant tissues? *J Periodontol Res* 2018;53:1–11.
57. Tschiche HR, Bierkandt FS, Creutzenberg O et al. Analytical and toxicological aspects of nanomaterials in different product groups: Challenges and opportunities. *NanoImpact* 2022;28:100416.
58. Schoon J, Hesse B, Tucoulou R et al. Synchrotron-based characterization of arthroprosthetic CoCrMo particles in human bone marrow. *J Mater Sci Mater Med* 2022;33:54.
59. He X, Reichl F-X, Milz S et al. Titanium and zirconium release from titanium- and zirconia implants in mini pig maxillae and their toxicity in vitro. *Dent Mater* 2020;36:402–412.
60. Fretwurst T, Müller J, Larsson L et al. Immunohistological composition of peri-implantitis affected tissue around ceramic implants—A pilot study. *J Periodontol* 2021;92:571–579.
61. Gahlert M, Burtscher D, Grunert I, Kniha H, Steinhäuser E. Failure analysis of fractured dental zirconia implants. *Clin Oral Implants Res* 2012;23:287–293.
62. Nagay BE, Cordeiro JM, Barao VA. Insight into corrosion of dental implants: from biochemical mechanisms to designing corrosion-resistant materials. *Curr Oral Health Rep* 2022;9:7–21.
63. Safavi MS, Walsh F, Visai L, Khalil-Allafi J. Progress in Niobium Oxide-Containing Coatings for Biomedical Applications: A Critical Review. *ACS omega* 2022;7:9088–9107.
64. Rajan ST, Das M, Arockiarajan A. In vitro assessment of corrosion resistance and biocompatibility of tantalum-niobium oxide surface-functionalized Mg alloy. *Mater Chem Phys* 2023;301:127560.
65. Niinomi M. Recent metallic materials for biomedical applications. *Metall Mater Trans A Phys Metall Mater Sci* 2002;33:477–486.
66. Repenning D. Beschichtungen auf Implantaten. In: Grading R, Gollwitzer H, (eds). *Ossäre Integration*. Berlin, Heidelberg: Springer, 2006:53–61.
67. Aita H, Att W, Ueno T, Yamada M, Hori N, Iwasa F et al. Ultraviolet light-mediated photofunctionalization of titanium to promote human mesenchymal stem cell migration, attachment, proliferation and differentiation. *Acta Biomater* 2009;5:3247–3257.
68. Att W, Hori N, Iwasa F, Yamada M, Ueno T, Ogawa T. The effect of UV-photofunctionalization on the time-related bioactivity of titanium and chromium-cobalt alloys. *Biomaterials* 2009;30:4268–4276.
69. Canullo L, Cassinelli C, Gotz W, Tarnow D. Plasma of argon accelerates murine fibroblast adhesion in early stages of titanium disk colonization. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2013;28:957–962.
70. Luigi Canullo DP, Costanza Micarelli, Orietta Massidda, Mauro Bazzoli. Hard tissue response to argon plasma cleaning/sterilisation of customised titanium abutments versus 5-second steam cleaning: results of a 2-year post-loading follow-up from an explanatory randomised controlled trial in periodontally healthy patients. *Eur J Oral Implantol* 2013;6:251–260.
71. Henningsen A, Cacaci C, Precht C, Jung OT, Rashad A, Gröbe A, Heiland M, Smeets R. Photofunktionalisation und Oberflächenplasmaaktivierung von Titanoberflächen und Zirkonoberflächen in vitro. 66. Jahrestagung der Arbeitsgemeinschaft für Kieferchirurgie. 37. Jahrestagung des Arbeitskreises für Oralpathologie und Oralmedizin. Bad Homburg, 2016.
72. Guo L, Smeets R, Kluwe L et al. Cytocompatibility of Titanium, Zirconia and Modified PEEK after Surface Treatment Using UV Light or Non-Thermal Plasma. *Int J Mol Sci* 2019;20:5596.
73. Guo L, Zou Z, Smeets R et al. Time Dependency of Non-Thermal Oxygen Plasma and Ultraviolet Irradiation on Cellular Attachment and mRNA Expression of Growth Factors in Osteoblasts on Titanium and Zirconia Surfaces. *Int J Mol Sci* 2020;21:8598.
74. Pesce P, Menini M, Santori G, Giovanni E, Bagnasco F, Canullo L. Photo and Plasma Activation of Dental Implant Titanium Surfaces. A Systematic Review with Meta-Analysis of Pre-Clinical Studies. *J Clin Med* 2020;9:2817.
75. Zheng Z, Ao X, Xie P et al. Effects of novel non-thermal atmospheric plasma treatment of titanium on physical and biological improvements and in vivo osseointegration in rats. *Sci Rep* 2020;10:10637.
76. Chang LC. Clinical Applications of Photofunctionalization on Dental Implant Surfaces: A Narrative Review. *J Clin Med* 2022;11:5823.
77. Tallarico M, Baldini N, Gatti F, et al. Role of New Hydrophilic Surfaces on Early Success Rate and Implant Stability: 1-Year Post-loading Results of a Multicenter, Split-Mouth, Randomized Controlled Trial. *Eur J Dent* 2021;15:1–7.
78. Yan M, Hartjen P, Gosau M et al. Effects of a Novel Cold Atmospheric Plasma Treatment of Titanium on the Proliferation and Adhesion Behavior of Fibroblasts. *Int J Mol Sci* 2021;23:420.
79. Carossa M, Cavagnetto D, Mancini F, Mosca Balma A, Musano F. Plasma of Argon Treatment of the Implant Surface, Systematic Review of In Vitro Studies. *Biomolecules* 2022;12:1219.
80. Krautwald L, Smeets R, Stolzer C et al. Osseointegration of Zirconia Implants after UV-Light or Cold Atmospheric Plasma Surface Treatment In Vivo. *Materials (Basel)* 2022;15:496.
81. Staehlke SB, J.; Senz, V.; Eickner, T.; Nebe, J.B. Optimized Gingiva Cell Behavior on Dental Zirconia as a Result of Atmospheric Argon Plasma Activation. *Materials* 2023;16:4203.
82. Werny JG, Sagheb K, Diaz L, Kammerer PW, Al-Nawas B, Schiegnitz E. Does vitamin D have an effect on osseointegration of dental implants? A systematic review. *Int J Implant Dent* 2022;8:16.
83. Pludowski P, Kos-Kudła B, Walczak M et al. Guidelines for Preventing and Treating Vitamin D Deficiency: A 2023 Update in Poland. *Nutrients* 2023;15:695.
84. Fretwurst T, Grunert S, Woelber JP, Nelson K, Semper-Hogg W. Vitamin D deficiency in early implant failure: two case reports. *Int J Implant Dent* 2016;2:24.

copyright by  
all rights reserved  
Quintessenz

## Hybrid implants as a real alternative to zirconium implants

### KEY WORDS

titanium, zirconium, dental implant, particle wear, peri-implantitis, hybrid implant, surface treatment, metal-ceramic coating, niobium oxide

### ABSTRACT

Today, dental implants made of titanium are scientifically recognized and prove themselves daily in dental practice. Study results on titanium implants have demonstrated their longevity and reliability. The search for more biocompatible materials has led to tooth-colored ceramic implant materials. Yttrium-stabilized zirconia has shown comparable results in studies regarding tissue integration. However, reliable long-term results with this material are only available in the monobody version, which considerably limits its clinical applicability. In order to be able to cover a wide range of clinical indications, 2-part, reversibly detachable implant systems are also required for ceramic implants. However, the biomechanical problems have not yet been solved, so that corresponding long-term data do not yet exist. Coating technologies of metals are playing an increasingly important role in their biomedical application. These coating technologies, which form crystallographic structures on the metal surface, can significantly improve the excellent properties of titanium in terms of surface hardness, corrosion resistance, tribomechanical properties and biocompatibility. The result is so-called hybrid implants, which use this technology to combine the mechanical and structural properties of a titanium implant with the individual properties of ceramic coatings in terms of interaction with the biological environment. So far, they have shown good potential for reliable use in practice in all clinical situations and are not subject to the mechanical problems to which two-piece ceramic implants are exposed.



**Claudio Cacaci**

Dr. med. dent.

**Peter Randelzhofer**

Dr. med. dent.

Beide:  
Implantat Competence Centrum München  
Weinstrasse 4  
80333 München

**Claudio Cacaci**

### Korrespondenzadresse:

Dr. Claudio Cacaci, E-Mail: dr.cacaci@icc-m.de