

2

CME-Punkte

Neben funktionalen Aspekten erwarten Implantatpatienten im Lichte der zweifelsohne Erfolg versprechenden Implantattherapie eine Sofortbelastung inklusive ästhetischer Interimsversorgung. Die gehobenen Ansprüche stellen auch ein neues Anforderungsprofil an das Implantatdesign selbst. Dabei zählen vor allem eine hohe Oberflächengüte, Primärstabilität und gute Osseointegration zu den gewünschten Systemmerkmalen. Prof. Dr. Constantin von See beleuchtet im Folgenden ausführlich die verschiedenen Parameter, die ein modernes Implantatdesign auszeichnen.

Prof. Dr. C. von See
[Infos zum Autor]

Literatur



Bionische Anforderungen an das Implantatdesign moderner Systeme

Prof. Dr. Constantin von See

Die Rehabilitation mit Implantaten stellt ein mittlerweile gut etabliertes und anerkanntes Verfahren in der zahnärztlichen Versorgung dar. Aus ergonomischer und finanzieller Perspektive drängt sich hierbei die Frage auf, ob es daher überhaupt noch wissenschaftlicher Weiterentwicklungen bedarf? Für einige Implantatformen und

Implantattypen liegen bereits valide Patientendaten für eine langfristige Versorgung vor, die gute Erfolgsaussichten und eine hohe Vorhersagbarkeit ermöglichen (Moraschini, Poubel et al.; Fenske und Sadat-Khonsari 2007; Roos-Jansaker 2007).

Auf der einen Seite kann also von einer etablierten Methode in einem biologisch bekannten System ausgegangen werden, auf der anderen Seite haben sich die Patientenansprüche nicht zuletzt durch die öffentlich geführten Diskussionen über mögliche medizinische Versorgungsänderungen verändert. Die Patienten erwarten unabhängig vom biologischen Alter und den entsprechenden Vorerkrankungen eine suffiziente implantologische Versorgung. Weiterhin stellt die Rehabilitation von Patienten, die im Verlauf einer periimplantären Erkrankung einen Implantatverlust erlitten haben, eine ganz besondere Herausforderung dar (Quaranta, Perrotti et al.). Nicht zuletzt hat sich die Patientenakzeptanz gegenüber prothetischen Interimslösungen verändert. Immer häufiger fordern die Patienten eine zumindest provisorische Versorgung direkt nach der Implantatinser-

tion (Yao, Tang et al. 2014). Diese Sofortversorgung, teilweise in Kombination mit der Sofortimplantation, erfordert eine sehr hohe Primärstabilität nach der Implantateinbringung. Gerade im Bereich der schnelleren Osseointegration sowie dem Erreichen einer möglichst hohen Primärstabilität sind verschiedene Trends und Innovationen zu beobachten.

Hierbei müssen zwei verschiedene Phasen der Implantation, die sich teilweise konträr verhalten, berücksichtigt werden. Einige Effekte, die sich in der Initialphase der Implantation positiv auf die Primärstabilität auswirken, können in der langfristigen Osseointegration keinen oder sogar einen negativen Effekt haben. So führt zum Beispiel eine Vergrößerung der Implantatoberfläche durch eine rauere Oberflächenstruktur über einen Grenzwert hinaus zu einer höheren Primärstabilität, aber einer schlechteren Osseointegration. Dieses ist durch die zunehmende Haftreibung an der Kontaktfläche Knochen/Implantat begründet (Javed, Almas et al. 2011). Auch der Bereich der bioaktiven Oberflächenbeschichtungen von Implantaten mit pharmakologisch wirk-

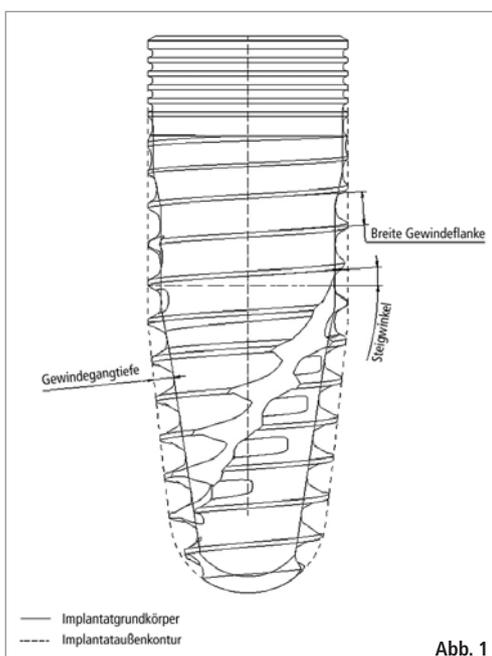


Abb. 1

VITA ENAMIC® IS absorbiert Kaukräfte.

Belastbar. Effizient. Präzise.

samen Substanzen hat sich trotz vielversprechender Ansätze in experimentellen Studien für die langfristige Osseointegration bisher nicht durchsetzen können (Lee, Bhattarai et al. 2013; Yoo, Tovar et al. 2014). Hier zeigt sich, dass ein positiver Effekt in der primären Osseointegrationsphase und der initialen Knochenmodulation langfristig keine Verbesserung zur Folge hat.

Zum besseren Verständnis dieser vornehmlich mechanischen Faktoren der Primärstabilität müssen technische Gegebenheiten an der Implantatgeometrie genauer betrachtet werden: die Gewindegangtiefe, der Steigwinkel, die Gewindeflanken und das Verhältnis des Implantatgrundkörpers zur Außenkontur (Abb. 1).

Gewindegangtiefe

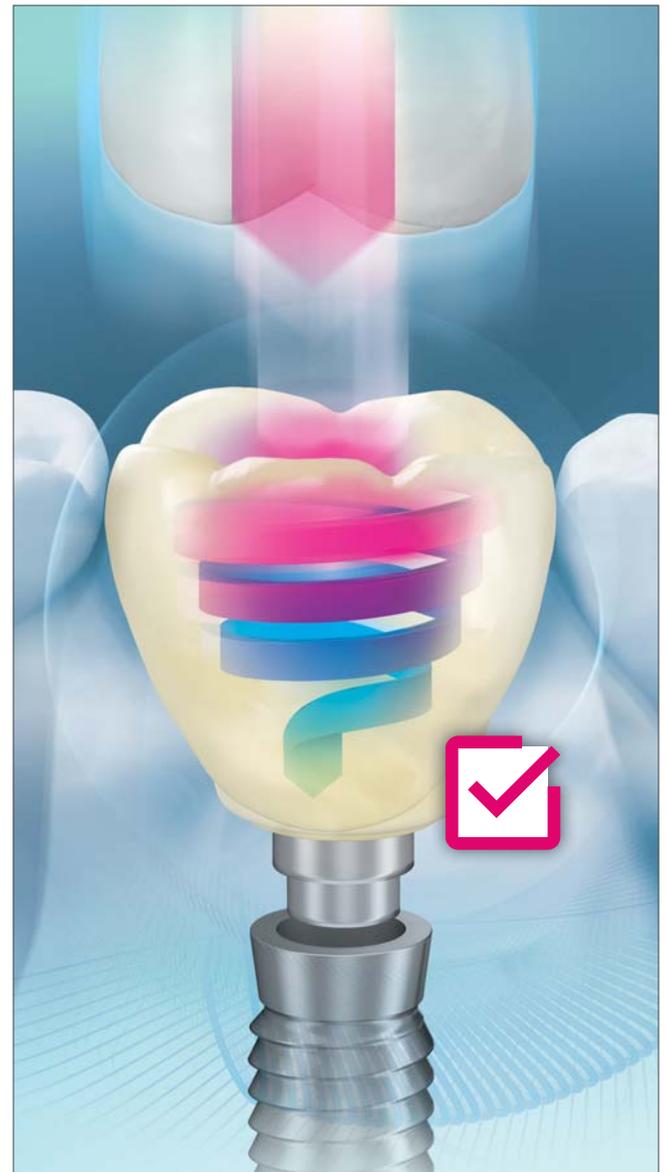
Die Gewindegangtiefe wird über das Verhältnis der Außenkontur zum Grundkörper des Implantates definiert. Je höher diese Differenz ist, umso mehr müssen die Spitzen der Gewindegänge in den lateralen Knochen eingebracht werden. Hierdurch vergrößert sich die Auflagerungsfläche und die Lastverteilung wird größer. Dieses trifft aber auf biologische Grenzen, da eine Versorgung des Knochens im Gewindeganggrund kaum noch gewährleistet werden kann. Hierzu kann es daher notwendig sein, ein Gewinde vorzuschneiden, um keine zu hohen Knochendruckbelastungen an der Gewindepitze zu erzeugen.

Steigwinkel

Der Steigwinkel des Gewindes definiert den Vortrieb des Implantates während des Inserierens. Bei einem höheren Steigwinkel sind somit weniger Umdrehungen des Implantates notwendig, um es auf voller Länge zu inserieren. Auf der anderen Seite führt der Steigwinkel aber auch dazu, dass bei einer zentralen Belastung des Implantates eine Rotation des Implantates in Längsrichtung des Knochens resultiert. Hier sind auf dem Markt weiterhin Systeme ohne Steigwinkel, also Implantate mit senkrecht zur Implantat-achse liegenden parallelen Rillen, und schraubensymmetrische Implantate verfügbar, die sich vor allem in der Insertionstechnik unterscheiden.

Breite der Gewindeflanken

Die Breite der Gewindeflanken bestimmt die Führung des Implantates während des Inserierens. Hierbei wird durch breite Gewindeflanken eine leichtere Führung des Implantates gewährleistet. Dieses erfordert häufig ein Vorschneiden des Gewindes. Dieser Gewindevorschnitt führt zu einer deutlichen Reduktion des Eindrehmomentes und verhindert ein Verkanten des Implantates. Bei selbstschneidenden Implantaten ist demgegenüber die Primärstabilität häufig höher, jedoch auch ein Verkanten und damit eine Richtungsänderung während des Inserierens gegenüber der Vorbohrung die Folge.



3490D

VITA shade, VITA made.

VITA

VITA ENAMIC IS verfügt aufgrund dentinähnlicher Elastizität über kaukraftabsorbierende Eigenschaften. Damit ermöglicht VITA ENAMIC IS verlässlich belastbare Lösungen für implantatgetragenen Zahnersatz. Mit der innovativen Hybridkeramik lassen sich zudem hochpräzise Schleifergebnisse in dünn auslaufenden Randbereichen erzielen. Eine zeiteffiziente Verarbeitung ist gewährleistet, da die Suprakonstruktion nach CAM-Fertigung und Politur direkt eingesetzt werden kann. Mehr Informationen unter:

www.vita-zahnfabrik.com/cadcam

 facebook.com/vita.zahnfabrik

**Hybridkeramik für belastbare
Suprakonstruktionen.** 

Neben diesen Effekten durch die Außenkontur hat die Oberflächenstruktur in der Kontaktfläche vom Implantat zum Knochen einen erheblichen Einfluss auf die Primärstabilität. In diesem Zusammenhang ist zu berücksichtigen, dass aufgrund der rauen Oberfläche der Implantate eine Spanneinbildung bei der Insertion stattfindet. Diesem Effekt wurde bisher wenig Aufmerksamkeit beigemessen.



Abb. 2

Physikalisch kann diese jedoch bei ungenügendem Spanraum (Hohlraum für die anfallenden Späne) zu einer unkontrollierten Knochenkompression am Implantat führen. Bei vielen Implantatherstellern sind daher vor allem im apikalen Bereich des Implantates spezielle Spanräume vorgesehen. Erste Überlegungen, diese Späne gezielt zu nutzen und eine Selbstverblockung des Systems zu verhindern, wurden bereits technisch umgesetzt (von See, Stoetzer et al. 2014; Abb. 2).

Das komplexe Zusammenspiel der Einzelfaktoren dieser technischen Gegebenheiten am Implantat führen in der Konsequenz zu einer unpräzisen bis schlechten Vorhersagbarkeit in mathematischen Modellen. So unterscheiden sich sogar noch Untersuchungen an genormten Modellen gegenüber der Situation in vivo teilweise kontradiktionär.

Finales Eindrehmoment

Neben diesen technisch festgelegten Gegebenheiten erhöht außerdem die Auswahl des Bohrerprotokolls (z. B. die Verwendung eines Kopfsenkens) die Komplexität der Einflussfaktoren auf die Primärstabilität. Nicht zuletzt führen die Erfahrung des Behandlers sowie die klinische Erreichbarkeit der zu implantierenden Region zu deutlichen Unterschieden im Bohrlochdurchmesser und in der Konsequenz im Eindrehmoment und der Primärstabilität des Implantates (Scherer, Stoetzer et al. 2014). In der klinischen Routine hat sich in der ersten

Näherung das finale Eindrehmoment als Orientierung für die Primärstabilität als sinnvoll herausgestellt. Hierbei ist jedoch zu berücksichtigen, dass die Außengeometrie einen entscheidenden Einfluss auf das Drehmoment hat. Bei zylindrischen Grundkörpern des Implantates hängt dieses vor allem von der Haft- und Gleitreibung der Implantatoberfläche ab, wohingegen es bei zylindrischen Implantaten noch zu einer Kompression über die Seitenflächen des Implantats kommt (siehe unten). Weiterhin ist zu berücksichtigen, dass die Oberfläche und damit auch die Oberflächenreibung zwischen Knochen und Implantat über die Länge und den Durchmesser zunehmen. Dieses findet bisher aber kaum



Abb. 3

einen Verweis in entsprechenden Untersuchungen zum Eindrehmoment und der Primärstabilität.

Neben der Oberfläche hat auch die Art des Eindrehens einen deutlichen Einfluss auf das aufzubringende Drehmoment: bei dem manuellen Eindrehen des Implantates mittels einer Drehmomentratsche muss die Haftreibung überwunden werden. Bei jeder Rückführung der Ratsche vor dem weiteren Inserieren des Implantates kommt es zu einer

Haftreibung zwischen Implantat und Knochen. Um das Implantat mit der Ratsche weiter einzubringen, ist die Überwindung dieser Haftreibung notwendig. Diese Haftreibung ist immer größer als die beim Eindrehen des Implantates notwendige kinetische Reibung (oder auch Gleitreibung genannt). Bei dem maschinellen Einbringen mit dem Winkelstück ist das Implantat in ständiger Rotation und es tritt keine Haftreibung auf. Daher ist das maximale aufzubringende Drehmoment beim maschinellen Inserieren mit dem Winkelstück niedriger (Abb. 3). Unklar ist derzeit noch, inwieweit ein vollständiger Spanabtrag bei der Aufbereitung des Implantatstollens stattfindet. Hierbei gibt es deutliche Hinweise, dass ein geringer Anteil der durch den Bohrvorgang entstandenen Späne nicht aus der Kavität gespült, sondern vermutlich nach lateral komprimiert wird. Ob dieser Effekt auch zu einer weiteren Erhöhung der Primärstabilität führt, ist derzeit nicht geklärt. Ebenso unklar ist, inwieweit sich die Bohrer-geometrie oder die Aufbereitung mittels piezochirurgischer Technik auf diesen Effekt auswirkt. Im Gegensatz dazu ist in Untersuchungen von Scherer et al. deutlich geworden, dass die Verwendung einer Bohrschablone zu sowohl einer niedrigeren Varianz des Bohrlochdurchmessers als auch, unabhängig von der klinischen Erfahrung des Behandlers, einen geringeren Bohrlochdurchmesser im Vergleich zum freihändigen Bohren aufweisen (Scherer, Stoetzer et al.). Das resultierende Eindrehmoment der Implan-

