

Implantatdesign – Form- und Oberflächengestaltung enossaler Implantate

Birte Grössner-Schreiber, Hendrik Terheyden

Ausgehend von der Grundform des rotationssymmetrischen Zylinders haben sich in jüngster Zeit interessante Entwicklungen in der Formgebung von Implantaten und Aufbauteilen und in der Gestaltung der Verbindung der Komponenten ergeben, die zurzeit parallel am Markt existieren, aber ihre klinische Berechtigung anhand von Langzeitergebnissen noch beweisen müssen. Hierbei spielen insbesondere die Weichteilintegration des Implantats und der histologische Aufbau des Weichteilanheftungsapparates eine wichtige Rolle. Im Zusammenhang mit der Weichteildurchtrittsregion lassen die Oberflächen von Titanimplantaten ebenfalls Raum für Verbesserungen, während die zur knöchernen Integration erforderlichen Oberflächeneigenschaften relativ gut erforscht sind. Dieser Artikel gibt eine Übersicht über die derzeitigen Entwicklungen in der Form- und Oberflächengestaltung von Zahnimplantaten.

Indizes Implantatoberfläche, Topografie, Beschichtungen, zelluläre Adhärenz, Plaqueadhärenz, Epithelansatz, Platform shifting, Innenverbindung, Rotationsicherung

Einleitung

In einer mehr als 100-jährigen Entwicklungszeit hat sich heute der annähernd zahnwurzelförmige rotationssymmetrische Zylinder mit einer aufgerauten Oberfläche als Grundform des Zahnimplantats herausgebildet. Doch die Probleme liegen im Detail. Ausgehend von dieser Grundform haben sich gerade in jüngster Zeit viele interessante Entwicklungen in der Formgebung von Implantaten und Aufbauteilen ergeben, die zurzeit parallel am Markt existieren, ihre klinische Berechtigung anhand von Langzeitergebnissen jedoch noch beweisen müssen. Es spricht vieles dafür, dass für verschiedene Indikationen unterschiedliche Implantatformen benötigt werden. Für die Oberflächen von Titanimplantaten besteht für die Weichteildurchtrittsregionen noch Forschungsbedarf, während das Problem der Osseointegration von Implantaten in Bezug auf die Oberflächen weitgehend gelöst ist. Dieser Artikel gibt eine Übersicht über die derzeitigen

Entwicklungen auf dem Sektor der Form- und Oberflächengestaltung von Zahnimplantaten.

Zylinderförmige Implantate versus Extensionsimplantate

Der größte Vorteil des Zylinders als Grundform ist, dass mit rotierenden Instrumenten von krestal ein kongrüentes Implantatlager aufbereitet werden kann, das eine hohe Primärstabilisierung des Implantats im Knochen ermöglicht und gleichzeitig minimale Spalträume zwischen Knochen und Implantat hinterlässt, die im Rahmen der Knochenheilung zu überbrücken sind. Die Zylinderform konnte sich gegenüber anderen Grundformen wie Blatt- oder Nadelimplantaten durchsetzen. Die heute gängigen Implantattypen sind mehr oder weniger Abwandlungen der Zylinderform. Extensionsimplantate weisen zusätzliche Elemente wie Flügel oder Körbchen, Scheiben und ähnliche Anhänge auf. Sie alle können nicht ausschließlich

mit einem Bohrer in der klassischen Weise von krestal präpariert werden, sodass Spalträume resultieren, die durch die Knochenheilung überbrückt werden müssen. Durch die Spalträume entsteht aber auch ein primärer Verankerungsverlust mit der Gefahr von Einheilungsstörungen durch Mikrobeweglichkeit. Dieses Problem ergab sich bei vielen der früher üblichen Implantatformen, wie zum Beispiel den Blattimplantaten. Sie sind deshalb vielfach nur bindegewebig eingehilt (Distanzosteogenese). Das größte Problem der Extensionsformen ist jedoch die Entstehung voluminöser Knochendefekte, wenn an einem solchen Implantat eine periimplantäre Entzündung auftritt. Die teilweise unter sich gehenden Extensionsformen lassen sich dann nicht mehr parodontal-chirurgisch behandeln und nicht reinigen, und der extendierte Knochendefekt erlaubt auch keine Nachimplantation mehr.

Konische und zapfenförmige Implantate

Konische, zapfenförmige (engl. tapered) Implantatformen und Stufenzylinder entstehen durch Materialreduktion der Zylindergrundform im apikalen Bereich des Implantats. Damit nähert sich diese Modifikation enger an die Urform der Zahnwurzel an. Besonders im Oberkiefer ist die apikale skelettale Basis enger als der krestale Alveolarfortsatz, sodass im Bereich der Zahnwurzelspitzen weniger Knochenraum zur Verfügung steht als koronal. Bei apikal konisch zulaufenden Implantatformen besteht deshalb weniger die Gefahr einer apikalen Fenestration oder eines Anbohrens von Nachbarzähnen. Im Unterkiefer ist möglicherweise die Verletzungsgefahr für den Nervus alveolaris inferior und den Nervus lingualis (durch Vermeidung einer lingualen Perforation) geringer. Die konischen Implantatformen wurden insbesondere für die Sofortimplantation in die konische Extraktionsalveole entwickelt, weil auf diese Weise eine bessere Übereinstimmung mit der Alveolenform mit weniger knöchernen Spalträumen erzielbar ist.

Schraubenförmige Implantate

Die Hinzufügung eines Gewindes zu einem rotationssymmetrischen Zylinderimplantat vergrößert

die Kontaktfläche zum Knochen und verbessert durch Verschraubung die Stabilisierung des Implantats im Knochenfach. Die Gewinde unterscheiden sich in der Größe und Scharfkantigkeit ihrer Flanken sowie in der Steigung. Außerdem gibt es Mehrfachgewinde, bei denen nicht nur eine, sondern mehrere parallele Gewindespiralen um das Implantat herumlaufen. Als weitere Besonderheit verwenden einige Implantathersteller progressive Gewinde, bei denen die Querschnittsfläche der Gewindeflanken nach koronal ansteigt. Dadurch ergibt sich eine Kondensationswirkung und Klemmpassung der oberen Gewindgänge.

Schraubenförmige Implantate können selbstschneidende Gewinde aufweisen oder einen Gewindevorschnitt im Knochen erfordern. Die Schneideeinrichtung am apikalen Beginn des Gewindes besteht aus einer tiefen Einkerbung des Implantats. Diese Einkerbung besitzt eine scharfe schneidende Kante am Gewindebeginn und einen Hohlraum davor, der die Knochenspäne des Schneidevorgangs aufnimmt. Im Regelfall muss ein Gewinde vorgeschritten werden, was technisch anspruchsvoll sein kann. Wenn der Gewindevorschnitt nicht exakt geführt wird, können Doppelgewinde oder eine übermäßige Knochenabtragung mit Retentionsverlust resultieren.

Die Bohrung der Implantatkavität entspricht im Allgemeinen dem Innendurchmesser des Implantats, also dem Implantatzylinder ohne die Gewindgänge. Wenn dann die Implantate mit Gewinde in entsprechender lockerer Knochenqualität ohne Gewindevorschnitt eingesetzt werden, ergibt sich ein Verdichtungseffekt des periimplantären Knochens (Kondensation) sowie eine Klemmpassung und -stabilisierung des Implantats.

Einteilige und mehrteilige Implantate

Wenn Implantate gedeckt einheilen sollen, ist eine mechanische Trennung zwischen enossalem Implantatkörper und dem enoralem Prothetikaufbaupfosten erforderlich und damit ein zweiteiliges Implantat. Wenn Implantate transgingival einheilen können, kann auf die Trennung von enossalem und enoralem Anteil verzichtet werden; hier sind einteilige Implantate möglich. Achsabweichungen des Implantats zur prothetischen Achse können auch bei einteiligen Implantaten im gewissen

Rahmen durch Beschleifen des enoralen Anteils ausgeglichen werden. Besser gelingt dieser Ausgleich natürlich bei zweiteiligen Implantaten, bei denen individuelle oder gewinkelte Aufbauteile eine umfassende Korrekturmöglichkeit bieten. Bei zweiteiligen Implantaten existiert ein Spalt zwischen der apikalen Fläche des Aufbauteils und der koronalen Kontaktfläche des Implantats. Die Verbindung beider Teile erfolgt durch Verschraubung. Die Fügegenauigkeit beider Komponenten wurde bei den neueren Implantatsystemen deutlich verbessert, nachdem man festgestellt hatte, dass der Spalt eine klinische Bedeutung für das dauerhafte Knochenniveau und die Höhe der Ausbildung des weichgeweblichen Anheftungsapparates hat (biologische Breite). In Untersuchungen von *Hermann* und Mitarbeitern^{1, 2} stellte sich das koronale Knochenniveau immer 2 mm unterhalb des Spaltes ein. Als Erklärungsansatz hierfür wurden mikrobiologische Phänomene durch Pumpbewegungen beider Teile unter Funktion diskutiert^{3, 4}.

Inwieweit die Spaltverkleinerung durch Verbesserung der Fügegenauigkeit der Implantataufbauteile zu einer Vermeidung der Apikalverlagerung des Weichgewebeattachments unterhalb des Spaltes und damit zu stabileren Langzeitergebnissen führt, wird gegenwärtig untersucht und diskutiert. Die Dichtigkeit am Spalt hängt insbesondere vom gewählten Typ der Verbindung ab. Es gibt Anzeichen dafür, dass bei Implantaten mit besonders dichten und stabilen Verbindungstypen (Tube-in-tube-Verbindung und Innenkonusverbindung) der Knochen eine höhere Position einnimmt als bei den übrigen Verbindungstypen⁵.

Implantat-Aufbaupfosten-Verbindung

Die Verbindungsstelle zwischen Implantat und Aufbaupfosten muss vorwiegend Festigkeit gegen zwei Belastungskomponenten bieten: Rotations- und exzentrische Biegebelastungen. Beide Belastungskomponenten werden getrennt diskutiert.

Biegebelastungen werden am schlechtesten durch eine Stoß-auf-Stoß-Verbindung von Implantat und Aufbaupfosten getragen. Wenn man an die hohen Aufbaulängen von Implantaten besonders beim zahnlosen atrophierten Kiefer denkt, treten im Vergleich zum schmalen Durchmesser der Anlagerungsflächen entsprechende Hebelwir-

kungen und Spitzenbelastungen auf. Unter der Wechselbelastung der Kaufunktion kann es besonders bei Bruxismus zu einem langsamen Losrütteln kommen, was zur Bewegungsfreiheit beider Komponenten führt. Wenn sich erstmal eine Mikrobeweglichkeit eingestellt hat, kommt es zu Reibung und Abnutzung der Fügeflächen, sodass der Bewegungsumfang zunehmen kann. Dann ist es meistens nicht mehr weit bis zum Bruch der Verbindung. Bei Stoß-auf-Stoß-Verbindung wird die Festigkeit der Verbindung durch die Festigkeit der Verschraubung und ein Aufeinanderpressen der gefügten Teile erzielt. Hierfür sind hohe Vorspannungen der Verschraubungen notwendig, die häufig knapp unter dem Ausdrehmoment des Implantats aus dem Knochen liegen. Diese hohen Vorspannungen sind anfällig für Spaltkorrosion und Kerbspannungen, sodass teure Spezialschrauben aus korrosionsbeständigem Gold verwendet werden müssen.

Mechanisch sehr viel günstiger sind gesteckte Innenverbindungen zu bewerten. Diese Verbindungen sind besser als Stoß-auf-Stoß-Verbindungen gegen Biegebelastungen gesichert, wie sie bei exzentrischen Kaubelastungen des Implantats vorkommen. Je größer die Überlappungsflächen zwischen Implantat und Aufbauteil sind, desto geringere Vorspannungen der Verschraubung werden benötigt. Dementsprechend entfällt der hohe Aufwand für Goldschrauben und Drehmomentschlüssel, und die Schraubenverbindung als schwächstes Glied der Kette wird wesentlich geringer belastet als bei den Stoß-auf-Stoß-Verbindungen. Die Innenverbindungen können parallelwandig (Rohr in Rohr) oder konisch ausgelegt werden. Die konische Verbindung hat den Vorteil eines gewissen Spontanausgleichs von Passungenauigkeiten und der Entstehung der Konushaftung, wenn Innen- und Außenkonus ineinander gedrückt werden. Diese Konushaftung wird von einigen Herstellern auch als Kaltverschweißung bezeichnet und kann dazu führen, dass Aufbauteil und Implantat klinisch untrennbar verbunden sind, wenn einmal die Befestigungsschraube angezogen ist. Bisher fehlen Untersuchungen, ob solche Implantate ein günstigeres Langzeitverhalten in Bezug auf die Knochenhöhe zum Spalt aufweisen als Implantattypen mit weniger dichten Fügeflächen. Innenverbindungen haben einen weiteren klinischen Vorteil, denn die Aufbauteile sind selbstfindend. Bei der Implantat-

freilegung ist ein kleinerer Schnitt erforderlich, um die Passung der Aufbauteile zu erzielen.

Platform shifting

Verschiedene Implantattypen weisen im Aufbauteil kleinere Durchmesser auf als an der Implantat-schulter. Bei anderen Systemen kann ein kleineres Aufbauteil mit dickeren Implantaten kombiniert werden. Dadurch verlagert sich ein Teil der Weichteilanlagerungsstrecke der biologischen Breite in die Horizontale, sodass sich die Höhe des Weichteilkanals reduzieren lässt. Dies hat möglicherweise Vorteile bei dünner Weichteilbedeckung. Klinische Daten und eine Bearbeitung in der zahnärztlichen Literatur stehen noch aus.

Rotationssicherung

Die früheren Implantattypen wurden für den zahnlosen Unterkiefer entworfen, wo sie durch Stege verblockt wurden. Die Verblockung nimmt der Konstruktion den Freiheitsgrad der Rotationsbewegung um die Implantatachse herum. Mit dem Aufkommen der implantatgetragenen Einzelzahnversorgung wurden ältere Implantattypen mit einer Rotationssicherung nachgerüstet, und es entstanden neue Implantattypen mit Rotationssicherung. Die einfachste Rotationssicherung ist der Außensechskant auf der koronalen Fügefläche des Implantats. Dieser passt wie eine Mutter in einen Ringschraubenschlüssel und verhindert die Drehbewegung durch Flächen, die entsprechend der Rechnung:

$$360^\circ : 12 \text{ Fügeflächen} = \text{etwa } 30^\circ$$

versetzt zur Kreisbahn der zu verhindernden Rotationsbewegung stehen. Ähnlich wie bei einer technischen Sechskantmutter kann es durch Überbeanspruchung oder Materialabtrag durch Reibung zu einer Abnutzung und zu einem Ausleiern der Verbindung kommen. Dadurch entsteht ein Beweglichkeitsgrad, der zum Verlust der Rotationssicherung führen kann. Eine bessere Rotationssicherung ist durch Nocken möglich, die in entsprechenden Kerben des Implantats einrasten. Diese Nocken haben Fügeflächen, die 90° versetzt zur Kreisbahn der zu verhindernden Rotationsbewegung stehen. Nockenverbindungen

nutzen deshalb weniger ab, und ein Verlust der Rotationssicherung ist unwahrscheinlicher als bei Sechskantverbindungen.

Implantatoberflächen

Einfluss der Implantatoberfläche im enossalen Bereich

Neben klinischen Parametern, wie zum Beispiel einem ausreichenden Knochenangebot, einer atraumatischen chirurgischen Technik oder der Ruhigstellung des Implantats in den ersten Wochen, hat die Implantatoberfläche einen entscheidenden Einfluss auf den initialen Verbund mit dem umgebenden Gewebe. Sowohl das Material als auch die Makro- und Mikrostruktur der Oberfläche spielen beim initialen Kontakt mit den physiologischen Medien und Zellen eine wichtige Rolle und tragen zur funktionellen Integration eines enossalen Implantats bei. Titan ist aufgrund seiner biologischen Verträglichkeit im Knochen der Werkstoff der Wahl für enossale Implantate. Es ist ausgesprochen korrosionsbeständig und bewirkt keine erkennbaren, unerwünschten Überempfindlichkeitsreaktionen sowie keine allergischen oder immunologischen Reaktionen. Die hohe Biokompatibilität des Titans ist unter anderem durch die Oxidschicht der Implantatoberfläche bedingt, die einen direkten Kontakt des Metalls zum umgebenden Gewebe ausschließt⁶. Diese Oxidschicht entsteht unmittelbar nach einer Bearbeitung des Titans, hat eine Dicke von etwa 3 nm [oder 20 Atomdurchmessern (Å)] und besteht beim „commercially-pure-Titan“ vor allem aus TiO_2 ⁷.

Die Langzeitstabilität enossaler Implantate wird im Wesentlichen durch drei Einflussgrößen bestimmt⁸. So sollten die Werkstoffeigenschaften des Implantatmaterials an das ortständige Gewebe angepasst sein, um bei mechanischer Belastung Scherkräfte an der Implantatoberfläche zu vermeiden. Mit einer optimalen Biokompatibilität wird eine entzündungsfreie Gewebereaktion angestrebt, und im Bereich der Implantatdurchtrittsstelle (Halsbereich) muss eine dichte Gewebearlagerung Schutz vor bakterieller Invasion bieten. Im enossalen Implantatbereich sollte die Oberfläche neben mechanischer Stabilität und chemischer Inertheit die Fähigkeit haben, die periimplantäre Knochenneubildung aktiv zu beeinflus-

sen. Die direkte Knochenformation an enossalen Implantatoberflächen wird dabei als ideale Form der Bioaktivität angesehen. Der gingivale oder Halsbereich von Implantaten stellt nach wie vor eine kritische Zone dar, da durch mikrobielle Plaque periimplantäre Entzündungen mit Knochenabbau hervorgerufen werden können. Neben einer guten Mundhygiene durch den Patienten sind Implantatwerkstoffe erforderlich, die den klinischen Anforderungen im gingivalen Implantatbereich hinsichtlich möglichst geringer Plaqueakkumulation, hoher Verschleißbeständigkeit und guter Ästhetik gerecht werden. Hier ist über die bindegewebigen Fasern und das Epithel eine sichere Abdichtung zur Mundhöhle – im Idealfall die Haftung dieser Gewebe auf der Oberfläche – anzustreben.

Die Untersuchungen zur Charakterisierung und Eignung der unterschiedlichen Implantatoberflächen umfassen Tests in Zellkultur (In-vitro-Experimente) und im Tiermodell (in vivo) und letztendlich klinische Vorläuferstudien am Patienten. Der Anwender wird sich sowohl auf das auf wissenschaftlichen Studien basierende Wissen als auch auf die Meinung, die mit Hilfe individueller Erfahrungen gewonnen wurde, stützen.

Wirkung der Oberflächentopografie auf das Zellverhalten

Die erste Reaktion zwischen dem Körper und dem inserierten Implantat wird durch Gewebeflüssigkeiten bestimmt. Auf der Implantatoberfläche bildet sich eine Schicht aus Makromolekülen und Wasser, die das Verhalten von Zellen beeinflusst, wenn diese auf die Oberfläche treffen. Anschließend kommt es zu einer Reihe von Zell-Oberflächen-Wechselwirkungen, die zur Ausschüttung von Zytokinen und Wachstumsfaktoren führen, welche die Zellaktivität im angrenzenden Gewebe verändern⁹. Da die chemische Zusammensetzung aller Titanoberflächen nahezu identisch ist, sind Unterschiede in der Zellmodulation sehr wahrscheinlich durch eine veränderte Oberflächentopografie bedingt. So haben Untersuchungen von Grössner-Schreiber und Tuan¹⁰ gezeigt, dass die Oberflächenrautiefe Einfluss auf die Proliferation, die Differenzierung und die Proteinsynthese von osteoblastenähnlichen Zellen hat. In dieser Studie wurden mit Aluminiumoxidpartikeln rau texturierte oder mit Titan-Plasma-

Partikeln porös beschichtete Titanoberflächen mit poliertem Titan verglichen. Die Gesamtmenge des von den Zellen auf den Oberflächen gebildeten Kollagens war signifikant größer auf rauen und porösen Titanoberflächen als auf glattem Titan. Auch die Mineralisation der Zellen in Kultur zeigte signifikant höhere Werte für Osteoblasten auf rauen Oberflächen. So war u. a. die Aktivität der alkalischen Phosphatase als Indikatorenzym für differenzierte Osteoblasten auf gestrahlten und porösen Oberflächen deutlich erhöht. Auch der klinische Heilungsverlauf und die Langzeitstabilität werden durch raue bzw. poröse Oberflächen positiv beeinflusst. Nach Hulbert et al.^{11, 12} verläuft die Heilung des periimplantären Gewebes an porösen Oberflächen, die eine initiale „Fibrinverkrallung“ in den Poren und ein Einwachsen des Knochens ermöglichen, schneller. Die Porengröße beeinflusst dabei die Reaktion der angrenzenden Gewebe maßgeblich. Die Rautiefe (bzw. Porengröße) einer enossalen Implantatoberfläche sollte oberhalb 100 µm liegen¹³⁻¹⁵, um neben der Osseointegration auch günstige biomechanische Voraussetzungen für die funktionelle Integration des Implantats zu erzielen. Eine Rautiefe unterhalb 100 µm beeinflusst eher zelluläre Anlagerungsvorgänge. Neben Osteoblasten können sich vor allem Fibroblasten an strukturellen Unterschieden der Oberfläche orientieren. Experimentell lässt sich dadurch (in vitro) eine gerichtete Anheftung und Ausbreitung der Zelle auslösen. Dies konnte in vielen Studien mit Epithelzellen und Fibroblasten, u. a. von Chehroudi und Brunette, eindrucksvoll gezeigt werden¹⁶⁻²⁴. Möglicherweise lässt sich dieses Verhalten gezielt zur mikromechanischen Verankerung dentaler Implantate im Weichgewebereich heranziehen.

Neben der Topografie wird auch der Einfluss weiterer materialkundlicher Aspekte, wie zum Beispiel der Oberflächenspannung und Benetzbarkeit oder der Bioadhäsion, bei der Entwicklung neuer Implantatoberflächen diskutiert. Diese Parameter können unter anderem durch die Art der Vorbehandlung des Implantats (z. B. Reinigung, Sterilisation) verändert werden²⁵.

Enossale Implantatoberflächen

Prinzipiell sind alle Implantathersteller bemüht, die Kontaktfläche durch eine Vergrößerung der Implantatoberfläche auszudehnen. Dabei kommen

Oberflächenstrukturierungen durch mechanische Bearbeitung (z. B. „Sand“- (Al_2O_3) -strahlen), Ätztechniken oder Beschichtungen zum Einsatz. Bei den Beschichtungen können bioaktive (metabolisierbare) Materialien, die die physikalisch erzielbaren Vernetzungswerte (Interlocking) durch physikalisch-chemische Bindungen steigern, eingesetzt werden.

Die Knochenformation um metallische Titanimplantate herum wurde durch *Brånemark* und *Albrektsson*²⁶ sowie von anderen Arbeitsgruppen gründlich erforscht. Es konnte in histologischen Untersuchungen rund um gedrehte („as machined“) metallische Implantate aus kommerziell reinem Titan (99 %) in keinem Fall ein direkter Kontakt zwischen kalzifiziertem Knochengewebe und der Implantatoberfläche nachgewiesen werden. Es wurde immer eine 2 bis 10 μm dünne, nichtkalzifizierte Schicht von Zellgrundsubstanz (u. a. Kollagenfibrillen) als Trennlinie dazwischen beobachtet. Um ein Einwachsen des periimplantären Knochens ohne trennende Bindegewebschicht zu erreichen, wurde nach alternativen Implantatoberflächen gesucht.

Den ersten Versuch, moderne Beschichtungsverfahren in der enossalen Implantologie einzusetzen, stellte das Titan-Plasma-Spritzflamverfahren (TPS) dar²⁷. Dabei prallen in einem Gasplasma verflüssigte Titanhydridpartikel als Tropfen auf einen zuvor aufgerauten Grundkörper. Durch die Aufrauung kommt es bei diesem Verfahren bis zu einer 15fachen Oberflächenvergrößerung. Die aufgestrahlte Schicht weist runde, poröse Formen auf, die – ähnlich der trabekulären Knochenstruktur – untereinander in Verbindung stehen und osteophile Eigenschaften zeigt²⁸. Diese Oberfläche sollte nicht in Verbindung mit Implantatschrauben eingesetzt werden, da es beim Einbringen des Implantats zum Abscheren der TPS-Partikel kommen kann. Von *Donath*²⁹ wurden diese Metallversprengungen im periimplantären Bindegewebe als Titanmetallose beschrieben.

Der Einsatz von Keramiken (Kalziumphosphatkeramik = KPK) als alternatives Implantatmaterial hat sich zumindest in lasttragenden Bereichen nicht bewährt. Um aber die osteophilen Eigenschaften dieses Materials trotzdem nutzen zu können, wurden metallische (Titan) Implantatkörper mit Kalziumphosphatkeramik beschichtet. Diese überwiegend per Spritzbeschichtung aufgetragenen Keramikschichten bewirken eine

Knochenneubildung, die – im Gegensatz zu einer Titanoxidoberfläche – sowohl von dem knöchernen Implantatbett als auch von der KPK-Beschichtung ausgeht. Die initiale Knocheneinheilung wird bei diesen Beschichtungen zwar beschleunigt, aber bereits ab der achten Woche nach der Implantatinserterion konnten u. a. von *Weinländer* et al.^{30, 31} in histologischen Untersuchungen Resorptionsvorgänge an der Keramikbeschichtung nachgewiesen werden. Darüber hinaus konnte in dieser Studie gezeigt werden, dass der in den ersten Wochen nach Implantatinserterion im Vergleich zu nichtkeramischen Oberflächen höhere Implantat-Knochen-Kontakt nach der achten bzw. zwölften Woche wieder um bis zu 20 % abfällt. Durch das Beschichtungsverfahren kann es zudem zu einer Veränderung der Keramikschichten selbst, aber auch zu einer des darunter liegenden metallischen Implantatgrundkörpers kommen³². Mit Keramik beschichtete Implantate zeigen zwar aufgrund ihrer bioaktiven Oberflächenstruktur im Vergleich zu Metallimplantaten eine schnellere knöcherne Einheilung; allerdings scheint sich diese bioaktive Gestaltung der Implantatoberfläche mittel- bis langfristig eher instabil zu verhalten. So konnten in verschiedenen Untersuchungen an HA-beschichteten Implantaten Brüche sowie ein totaler Verlust der Beschichtungen beobachtet werden³³. Weiterhin kam es zu einer vermehrten Kolonisation von Mikroorganismen³⁴. Ein signifikant höherer Knochen-Implantat-Kontakt sollte mit aus 100 % Kalziumphosphat bestehenden (15 bis 20 μm dicken) Schichten, die unter Anwendung eines elektrochemischen Verfahrens (bei Raumtemperatur) auf eine TPS-Beschichtung aufgebracht wurden, erreicht werden. Diese bioaktive Beschichtung wurde innerhalb von sechs Wochen nach der Implantatinserterion zu 99 % resorbiert, ohne dass während der Einheilphase Makrophagen- oder Osteoklastenbildung beobachtet wurde³⁵.

Alternativ zu den auftragenden Beschichtungsverfahren wurde versucht, die Oberflächeneigenschaften der Implantate mit abtragenden Verfahren, z. B. dem Sandstrahlen, zu verbessern. Zum Sandstrahlen werden unedle Werkstoffe benutzt (u. a. Aluminiumkorundpartikel verschiedener Größe). Ein Problem des Sandstrahlens sind die dabei auf der Oberfläche zurückbleibenden Verunreinigungen (Reste des Strahlguts), die, wenn sie nicht – zum Beispiel durch Säureätzung – entfernt werden, zu Problemen beim Einheilen des

Implantats führen können. Die Säurebehandlung erzeugt auf der zuvor grob sandgestrahlten Oberfläche im Rasterelektronenmikroskop zu erkennende Mikrogrübchen (Sand-blasted, large grit, acid-etched = SLA-Oberfläche). Die dadurch entstehende Oberflächentopografie hat keine Ähnlichkeit mit der durch das TPS-Verfahren erzeugten porösen Titanoberfläche. Der Vergleich der chemischen Zusammensetzung beider Oberflächen ergab keine Unterschiede; beide bestehen überwiegend aus Titanoxid. Untersuchungen von Cochran et al.³⁶ und Buser et al.³⁷ haben gezeigt, dass eine SLA-Oberfläche im Vergleich zu einer TPS-Oberfläche in kürzerer Zeit einen stärkeren Implantat-Knochen-Kontakt aufweist.

Durch Bestrahlung mit TiO₂-Partikeln kommt es bei anderen Implantatsystemen zu einer 15%igen Oberflächenvergrößerung und damit zu einem signifikant besseren Knochen-Implantat-Verbund im Vergleich zu glatten („as machined“) Implantatoberflächen³⁸. Auch eine Konditionierung des enossalen Implantatanteils während der Anodischen Oxidation unter Funkenentladung (ANOF®, im Ca-P-Elektrolyten) führt zu Schichten, die zu einer schnelleren Knochenkontaktaufnahme führen sollen. Zudem wird ein höherer Mineralisationsgrad des implantatumgebenden Knochens erwartet³⁹. Die im Weichgewebe liegenden ZI-Implantate sind außerdem mit einer goldfarbenen TiOx-Schicht beschichtet; dies soll zu einer geringeren Plaqueanlagerung und zu günstigeren ästhetischen Ergebnissen führen.

Eine weitere Möglichkeit zur Oberflächenkonditionierung stellt das ausschließliche Anätzen der Titanoberfläche mit einem Erosionsverfahren dar. Hierzu wurde ein Thermo-Ätzverfahren entwickelt, das durch HCl- und H₂SO₄-Einwirkung („doppelt geätzt“) zu einer sehr gleichmäßigen, „fibrinretentiven“ Oberfläche mit Mikrolakunen (1 bis 2 µm große Poren) führt. In kontrollierten Humanstudien wurden verkürzte Einheilzeiten und ein signifikant verbesserter Implantat-Knochen-Kontakt in wenig mineralisiertem, schwachem D3-/D4-Knochen (im Vergleich zu maschinell geglätteten Titanoberflächen) festgestellt⁴⁰.

Der zunehmende Erfahrungsschatz der Behandler und die erfolgreichen Behandlungsergebnisse haben dazu geführt, dass Implantate auch immer häufiger in augmentierte Bereiche oder in Regionen der Mundhöhle implantiert werden, in denen nur eine D3- oder D4-Knochenqualität vor-

gefunden wird. Die Osseointegration ist dabei das erste Ziel, das zunehmend nicht nur „passiv erwartet“, sondern vielmehr aktiv durch entsprechende Konditionierung der Implantatoberfläche unterstützt werden soll. Hierzu gehört beispielsweise das Beschichten mit osteoinduktiven rekombinanten Bone Morphogenetic Proteins (BMPs), die in der Knochenwunde freigesetzt werden und durch Osteoinduktion die Knochenbildung verstärken und beschleunigen sollen. Ein Problem hierbei ist die Bindung des BMP an die Titanoberfläche in ausreichenden Konzentrationen und dessen kontrollierte Freisetzung. Klinische Literatur liegt zu diesem Thema noch nicht vor.

Transmukosale Implantatoberfläche und Plaqueakkumulation

Ein zentrales Problem in der Implantologie stellt nach wie vor die Durchtrittsstelle des Implantats aus dem Knochen und der Mukosa in die Mundhöhle dar. Entscheidend für einen zuverlässigen, dichten, periimplantären Verschluss der marginalen Gingiva ist eine Implantatoberfläche, an der die Gingiva sowohl im Bereich des Bindegewebes, dem hierbei sicher die Führungsrolle zukommt⁴¹, als auch im Bereich des Epithels einen dauerhaften Anheftungsmechanismus ausbilden kann. Am natürlichen Zahn sichert der Epithelansatz die Haftung des Saumepithels an der Hartsubstanz mittels Basallamina und Hemidesmosomen. In Abhängigkeit vom Implantattyp liegen bei enossalen Implantaten unterschiedliche Formen der Anheftung von Epithel und Bindegewebe am marginalen Implantat vor. Vorausgesetzt, dass der Knochen mit seiner Grundsubstanz und seinen Fibrillen fest an der rauen Oberfläche von Titanimplantaten haftet und es gelingt, bei der Operation den Pfeilerdurchtritt in den Bereich straffer, immobiler Schleimhaut zu verlegen, können im Lichtmikroskop oder im REM kollagene Faserzüge gesehen werden, die an der rauen Implantatoberfläche angeheftet sind⁴². Wird der Implantatpfeiler aber in der beweglichen, nicht keratinisierten Mukosa inseriert, so verlaufen die Bindegewebefasern parallel zur Pfeileroberfläche, sodass keine den Implantatpfosten straff umschließende „Gingiva“-Manschette beobachtet werden kann. Unter diesen Umständen ist eine Verklebung des Epithels mit der Pfeileroberfläche kaum wahrscheinlich. Diese ist auch nicht möglich, wenn das

darunter liegende Bindegewebe über ein gewisses (physiologisches) Maß hinaus entzündet ist. Dann kann es zum Tiefenwachstum des Epithels und im weiteren Verlauf zur Ausbildung einer periimplantären Entzündung mit möglichem Implantatverlust kommen. Grundsätzlich sind Epithelzellen in der Lage, sich an nichtbiologische Materialien im Sinne einer echten Haftung (mittels Basallamina und Hemidesmosomen) anzulagern. 1981 demonstrierten *Gould* und Mitarbeiter⁴³ in einer In-vitro-Studie, dass das Attachment gingivaler Epithelzellen an Titan über Hemidesmosomen und eine Basallamina vermittelt wird. Dieses Ergebnis konnte diese Arbeitsgruppe dann auch in vivo bestätigen. In Untersuchungen von *Schroeder*⁴² zum Epithelansatz an verschiedenen Titanoberflächen (poliert, TPS, Aluminiumoxid- oder Titanoxidbeschichtung) konnten keine eindeutigen Unterschiede zwischen den Materialien festgestellt werden. Er gab ein Zitat von *Karring* an: „Wichtig ist nur, dass der Pfeiler ‚sauber‘, das heißt plaquefrei, ist. Trifft dies zu, dann bildet sich der Epithelansatz auch auf Zahnstein aus.“ Aus diesem Grund ist der transgingivale bzw. der der Mundhöhle ausgesetzte Implantatbereich der meisten Implantattypen glatt bzw. (hochglanz-)poliert. Dieser Implantatbereich sollte also eine geringe Plaqueaffinität aufweisen.

Die Akkumulation von Plaque an Implantataufbauten ist immer mit einer marginalen Gingivitis verbunden⁴⁴ und kann bei fortschreitender Entzündung zum Verlust des Implantats führen. Physikalisch kann die Plaqueanlagerung vor allem durch den Rauheitsgrad der Oberfläche beeinflusst werden⁴⁵⁻⁴⁷. Bei progressivem Knochenabbau am Implantat (Periimplantitis) kann es zu Freilegungen von ehemals mit Knochen bedeckten Implantatoberflächen kommen, die aufgrund ihrer Rautiefe nicht nur subgingival, sondern bei entsprechender Retraktion der Gingiva auch supragingival die Ansiedelung parodontalpathogener Keime begünstigen. Durch ihre Mikrorauheit ist eine effektive professionelle Reinigung mit Air Flow und Kunststoffkürette nicht möglich, sodass Keime in der Tiefe der Oberfläche zurückbleiben und erneut eine Entzündung verursachen können. Die Glättung der Implantatoberfläche mit rotierenden Instrumenten wäre denkbar, was bei Schraubenimplantaten aber einen sehr hohen Materialabtrag mit sich bringen würde.

Diese freiliegenden rauen Implantathälse sind für

den Patienten zudem sehr schwer zu reinigen. Hier wären zum Beispiel plaque-reduzierende Beschichtungen von Vorteil. So haben Untersuchungen von *Gütschow*⁴⁸ gezeigt, dass durch eine Beschichtung von Modellgussklammern mit Titanitrid die Plaqueanlagerung reduziert werden konnte. Die Oxide und Nitride des Titans, Zirkoniums und anderer Metalle als dünne (wenige Mikrometer dicke), durch Plasmaverfahren aufgebraute Schicht (so genannte Hartstoffschichten) weisen eine hohe Verschleiß- und Haftscherfestigkeit⁴⁹ mit keramikähnlichen Eigenschaften auf. Die Hartstoffschichten zeigen zudem sehr gute mechanische Eigenschaften und besitzen – dank ihrer eigenen hohen Korrosionsbeständigkeit in wässrigen Lösungen – auch eine große Wirkung als Korrosionsschutzschicht^{50, 51}. Zudem sind diese Schichten durch ihre gold-metallische Farbe ästhetisch vorteilhaft. Untersuchungen von *Grössner-Schreiber et al.*⁵² haben gezeigt, dass die Anzahl adhärenter Streptokokken in vitro auf mit TiN und ZrN beschichteten Titanoberflächen (PVD-Verfahren) gegenüber einer polierten Titanoberfläche als Kontrolle signifikant verringert werden konnte. Weitere Untersuchungen müssen hier zeigen, ob sich diese Beschichtungen auch in vivo bewähren.

Schlussfolgerungen

Der Konflikt bei der Oberflächengestaltung von enossalen Implantaten besteht darin, dass auf der einen Seite raue Oberflächen für eine bessere Osseointegration der Implantate benötigt werden, andererseits diese rauen Oberflächen aber auch die Ausbildung einer stabilen Weichgewebe-manschette gefährden können. Daher werden glatte oder mikrostrukturierte Implantatoberflächen benötigt, um die Anheftung des Weichgewebes zu ermöglichen bzw. die Plaqueadhäsion zu minimieren. Enossale Implantate müssen also „abschnittsweise“ an die jeweiligen gewebespezifischen Anforderungen angepasst werden, das heißt, sie müssen eine Art „Hybriddesign“ aufweisen.

Die Problematik der knöchernen Einheilung gilt als weitgehend gelöst. Mit allen heute gebräuchlichen Implantatmaterialien ist ein unmittelbarer Knochen-Implantat-Übergang ohne Weichteilinterposition möglich, soweit die Einheilung in

Ruhe erfolgen kann. Im enossalen Bereich der Implantatoberfläche werden Oberflächen, die durch abtragende Verfahren strukturiert werden (z. B. Sandstrahlung mit anschließender Ätzung; alleinige erosive Säureätzung), bevorzugt eingesetzt. Der an das Weichgewebe angrenzende Implantatabschnitt ist weiterhin Gegenstand der Diskussion und Forschung. **Zum einen wird eine mikrostrukturierte Oberfläche (im Nano- bzw. nur wenige Mikrometer umfassenden Bereich) zur Anheftung und Zellorientierung („Haftsteuerung“) der Fibroblasten als günstig angesehen, zum anderen wird eher eine glatte Oberfläche bevorzugt, um gleichzeitig die bakterielle Adhärenz zu reduzieren. Ob hier die „ideale“ Implantatoberfläche gefunden werden kann, müssen weitere Forschungsarbeiten zeigen.**

Literatur

- Hermann JS, Buser D, Schenk RK, Schoolfield JD, Cochran DL: Biologic width around one- and two-piece titanium implants. *Clin Oral Implants Res* 2001; 12: 559-571.
- Hermann JS, Schoolfield JD, Schenk RK, Buser D, Cochran DL: Influence of the size of the microgap on crestal bone changes around titanium implants. A histometric evaluation of unloaded non-submerged implants in the canine mandible. *J Periodontol* 2001; 72: 1372-1383.
- Piattelli A, Scarano A, Paolantonio M, Assenza B, Leghissa GC, di Bonaventura G, Catamo G, Piccolomini R: Fluids and microbial penetration in the internal part of cement-retained versus screw-retained implant-abutment connections. *J Periodontol* 2001; 72: 1146-1150.
- Orsini G, Fanali S, Scarano A, Petrone G, di Silvestro S, Piattelli A: Tissue reactions, fluids, and bacterial infiltration in implants retrieved at autopsy: a case report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2000; 15: 283-286.
- Akimoto K, Becker W, Persson R, Baker DA, Rohrer MD, O'Neal RB: Evaluation of titanium implants placed into simulated extraction sockets: a study in dogs. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1999; 14: 351-360.
- Gristina AG: Biomaterial-centered infection: microbial adhesion versus tissue integration. *Science* 1987; 237: 1588-1595.
- Kasemo B, Lausmaa J: Metal selection and surface characteristics. In: Zarb GA, Brånemark PI, Albrektsson T (Eds.): *Tissue-integrated Prostheses*. Quintessence Publ, Chicago 1985, pp. 99-116.
- Meyle J, Gültig K, Hüttemann W, von Recum A, Elßner G, Wolburg H, Nisch W: Oberflächenmikromorphologie und Zellfraktion. *Z Zahnärztl Implantol* 1994; 10: 51-60.
- Gregoire M, Orly I, Menanteau J: The influence of calcium phosphate biomaterials on human bone cell activities. An in vitro approach. *J Biomed Mater Res* 1990; 24: 165-177.
- Grössner-Schreiber B, Tuan RS: Enhanced extracellular matrix production and mineralization by osteoblasts cultured on titanium surfaces in vitro. *J Cell Science* 1992; 101: 209-217.
- Hulbert SF, Morrison SJ, Klawitter JJ: Tissue reaction to three ceramics of porous and non-porous structures. *J Biomed Mater Res* 1972; 6: 347-374.
- Hulbert SF, Cooke FW, Klawitter JJ, Leonard RB, Sauer BW, Moyle DD, Skinner HB: Attachment of prostheses to the musculoskeletal system by tissue ingrowth and mechanical interlocking. *J Biomed Mater Res* 1973; 7: 1-23.
- Hench LL, Wilson L: Surface-active biomaterials. *Science* 1984; 226: 630-636.
- Hench LL: Biomaterials: a forecast for the future. *Biomaterials* 1998; 19: 1419-1423.
- Hench LL: Bioactive materials: the potential for tissue regeneration. *J Biomed Mater Res* 1998; 41/4: 511-518.
- Brunette DM: Fibroblasts on micromachined substrata orient hierarchically to grooves of different dimensions. *Exp Cell Res* 1986; 164: 11-26.
- Brunette DM: The effects of implant surface topography on the behavior of cells. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3: 231-246.
- Brunette DM, Chehroudi B: The effects of the surface topography of micromachined titanium substrata on cell behavior in vitro and in vivo. *J Biomech Eng* 1999; 121: 49-57.
- Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP: Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 75-83.
- Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM: A light and electron microscopic study of the effects of surface topography on the behavior of cells attached to titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res* 1991; 25: 387-405.
- Chehroudi B, Gould TR, Brunette DM: The role of connective tissue in inhibiting epithelial downgrowth on titanium-coated percutaneous implants. *J Biomed Mater Res* 1992; 26: 493-515.
- Dunn GA: How do cells respond to ultrafine surface contours? *Bioessays* 1991; 13: 541-543.
- Dunn GA, Brown AF: Alignment of fibroblasts on grooved surfaces described by a simple geometric transformation. *J Cell Sci* 1986; 83: 313-340.
- Grössner-Schreiber B, Neubert A, Müller W-D, Hopp M, Griepentrog M, Lange K-P: Fibroblast growth on surface modified dental implants. An in-vitro study. *J Biomed Mater Res* 2003; 64: 591-599.
- Kasemo B, Lausmaa J: Biomaterial and implant surfaces: a surface science approach. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1988; 3/4: 247-259.
- Albrektsson T, Brånemark PI, Hansson HA, Lindstrom J: Osseointegrated titanium implants. Requirements for ensuring a long-lasting, direct bone-to-implant anchorage in man. *Acta Orthop Scand* 1981; 52: 155-170.
- Steinemann S: Werkstoff Titan. In: Schroeder A, Sutter F, Krekeler G (Hrsg.): *Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-Hohlzylindersystem*. Thieme, Stuttgart 1988, S. 37f.
- Schroeder A, van der Zypen E, Stich H, Sutter F: The

- reactions of bone, connective tissue, and epithelium to endosteal implants with titanium-sprayed surfaces. *J Maxillofac Surg* 1981; 9: 15-25.
29. Donath K: Klinische und histopathologische Befunde im Implantatlagergewebe bei Titan-Implantaten. *ZWR* 1987; 96: 14-21.
 30. Weinländer M: Bone growth around dental implants. *Dent Clin North Am* 1991; 35: 585-601.
 31. Weinländer M, Kenney EB, Lekovic V, Beumer J, Moy PK, Lewis S: Histomorphometry of bone apposition around three types of endosseous dental implants. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1992; 7: 491-496.
 32. Ducheyne P, van Raemdonck W, Heughebaert JC, Heughebaert M: Structural analysis of hydroxyapatite coatings on titanium. *Biomaterials* 1986; 7: 97-103.
 33. Oonishi H, Yamamoto M, Ishimaru H, Tsuji E, Kushitani S, Aono M, Ukon Y: The effect of hydroxyapatite coating on bone growth into porous titanium alloy implants. *J Bone Joint Surg Br* 1989; 71: 213-216.
 34. Rams TE, Roberts TW, Feik D, Molzan AK, Slots J: Clinical and microbiological findings of newly inserted hydroxyapatite – coated and pure – titanium human dental implants. *Clin Oral Impl Res* 1991; 2: 121-127.
 35. Szmukler-Moncler S, Perrin D, Ahoosi V, Magnin G, Bernard JP: Biological properties of acid-etched titanium implants: effect of sandblasting on bone anchorage. *J Biomed Mater Res* 2004; 68B: 149-159.
 36. Cochran DL, Simpson J, Weber HP, Buser D: Attachment and growth of periodontal cells on smooth and rough titanium. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1994; 9: 289-297.
 37. Buser D, Nydegger T, Oxland T, Cochran DL, Schenk RK, Hirt HP, Snetivy D, Nolte LP: Interface shear strength of titanium implants with a sandblasted and acid-etched surface: a biomechanical study in the maxilla of miniature pigs. *J Biomed Mater Res* 1999; 45: 75-83.
 38. Goffredsen K, Wennerberg A, Johansson C, Skovgaard LT, Hjørtting-Hansen E: Anchorage of TiO₂-blasted, HA-coated, and machined implants: an experimental study with rabbits. *J Biomed Mater Res* 1995; 29: 1223-1231.
 39. Graf H-L, Knöfler W: Zur Knochenreaktion auf Biomaterialien. VII. Erfassung der Dynamik der Knochenregeneration unter Biomaterialeinfluß in Maßzahlen. *Z Zahnärztl Implantol* 1992; 8: 283-289.
 40. Lazzara RJ, Testori T, Trisi P, Porter SS, Weinstein RL: A human histologic analysis of osseointegration and machined surfaces using implants with 2 opposing surfaces. *Int J Periodontics Restorative Dent* 1999; 19: 117-129.
 41. Schroeder A: Gewebsreaktionen. In: Schroeder A, Sutter F, Krekeler G (Hrsg.): *Orale Implantologie. Allgemeine Grundlagen und ITI-Hohlzylindersystem*. Thieme, Stuttgart 1988, S. 91-116.
 42. Buser D, Schroeder A, Sutter F, Lang N: Das neue ITI-Implantatkonzept – Indikationen und klinische Aspekte. *Quintessenz* 1989; 40/1: 17-34.
 43. Gould TR, Westbury L, Brunette DM: Ultrastructural study of the attachment of human gingiva to titanium in vivo. *J Prosthet Dent* 1984; 52: 418-420.
 44. Quirynen M, van Steenberghe D: Bacterial colonization of the internal part of two-stage implants. An in vivo study. *Clin Oral Implants Res* 1993; 4/3: 158-161.
 45. Quirynen M, Marechal M, Busscher H, el-Abiad M, Arends J, van Steenberghe D: The influence of surface characteristics on the early bacterial colonization of intra-oral hard surfaces. *J Clin Dent* 1988; 1 (Suppl A): 14-19.
 46. Quirynen M, Bollen CM, Papaioannou W, van Eldere J, van Steenberghe D: The influence of titanium abutment surface roughness on plaque accumulation and gingivitis: short-term observations. *Int J Oral Maxillofac Implants* 1996; 11/2: 169-178.
 47. Siegrist BE, Brex MC, Gusberti F, Joss A, Lang NP: In vivo early human dental plaque formation on different supporting substances. A scanning electron microscopic and bacteriological study. *Clin Oral Implants Res* 1991; 2: 38-46.
 48. Gütschow F: Untersuchungen zur Beschichtung von Co-Cr-Mo-Legierungen mit Titanitrid. *Zahnärztl Welt* 1994; 102: 350-355.
 49. Repenning D: Korrosionsschützende Beschichtungen für Dentalimplantate mit Langzeitwirkung. *GOI-Jahrbuch* 1993, S. 19-26.
 50. Jehn HA, Baumgärtner ME: Corrosion studies with hard coating-substrate systems. *Surface and Coatings Technology* 1992; 54-55: 108-114.
 51. Milosev I, Navinsek B: A corrosion study of TiN (physical vapour deposition) hard coatings deposited on various substrates. *Surface and Coatings Technology* 1994; 63: 173-180.
 52. Grössner-Schreiber B, Griepentrog M, Haustein I, Müller W-D, Lange K-P, Briedigkeit H, Göbel UB: Plaque formation on surface modified dental implants. An in vitro study. *Clin Oral Impl Res* 2001; 12: 543-551.

Priv.-Doz. Dr. Birte Grössner-Schreiber
 Universitätsklinikum Schleswig-Holstein
 Klinik für Zahnerhaltungskunde und
 Parodontologie
 Arnold-Heller-Straße 16
 24105 Kiel

E-Mail: groessner-schreiber@konspar.uni-kiel.de

Prof. Dr. Dr. Hendrik Terheyden
 Universitätsklinikum Schleswig-Holstein
 Klinik für Mund-, Kiefer- und Gesichtschirurgie
 Arnold-Heller-Straße 16
 24105 Kiel

E-Mail: terheyden@mkg.uni-kiel.de

Bitte richten Sie Ihre Korrespondenz an
 Frau Priv.-Doz. Dr. Birte Grössner-Schreiber.

Implant Design – Designing of Form and Surface of Dental Implants

Birte Grössner-Schreiber, Hendrik Terheyden

Long-term stability of dental implants depends on the integration into the surrounding bone and soft tissues. There is general agreement that a number of materials is biocompatible (e.g. titanium, ceramics) but there is less agreement about the ideal design of an implant. There are screw-shaped, cylindrical, and conical dental implants. The presence and the level of the abutment connection of the implant in relation to the bone level is of clinical importance. The technical design of the abutment connection and of the nonrotational features of this connection differ significantly between the currently available systems. Some implants have smooth surfaces, whereas others have machined, textured, porous or coated surfaces. One reason for these differences is that different areas of the implant have various functions that require different surface properties. A major consideration in designing dental implants is to create a surface that provides strong attachment of the implant to bone, connective tissue, and epithelium. This article provides an overview of the current developments in design and surface structure of dental implants.

Key words Implant design, implant surface, abutment connection, nonrotational features