



Holger Zipprich, Paul Weigl, Bodo Lange, Hans-Christoph Lauer

Erfassung, Ursachen und Folgen von Mikrobewegungen am Implantat-Abutment-Interface



Holger Zipprich
Dipl.-Ing.
E-Mail: zipprich@em.uni-frankfurt.de

INDIZES *Implantat-Abutment-Verbindungen, Stoßverbindungen, Konusverbindungen, Kaubelastung, Kausimulator, Mikrobewegungen*

Paul Weigl
Dr. med. dent.
E-Mail: weigl@em.uni-frankfurt.de

Hans-Christoph Lauer
Prof. Dr. med. dent.
E-Mail: h.c.lauer@em.uni-frankfurt.de

In einer In-vitro-Studie wurde das dynamische Verhalten unterschiedlich konstruierter Implantat-Abutment-Verbindungen untersucht. Hierbei wurden die Abutments unter 30° mit einer Kraft von bis zu 200 N belastet. Der Kraftangriffspunkt war 8 mm von der Implantatplattform entfernt, die Anstiegsgeschwindigkeit der Kraft betrug 0,3 N/ms. Das Interface der Implantat-Abutment-Verbindung wurde röntgenologisch mit einer Digitalkamera (1.000 Bilder/s) erfasst und vermessen. Die Ergebnisse zeigen, dass unter simulierten klinischen Bedingungen komplexe Mechanismen für die Entstehung oder das Ausbleiben von Mikrobewegungen verantwortlich sind. Sämtliche Implantat-Abutment-Verbindungen ohne Selbsthemmung weisen Mikrobewegungen auf (Implantatsysteme: SIC®, Replace Select®, Camlog®, XIVE®, Straumann-synOkta und -Fräszylinder®, Bego-Semados®, Straumann-Massivsekundärteil®). Bei präzise gefertigten Konusverbindungen mit Selbsthemmung (Implantatsysteme: Ankylos®, Astra Tech®) konnten keine Mikrobewegungen beobachtet werden. Die klinische Relevanz der Ergebnisse kann derzeit jedoch nur theoretisch abgeleitet werden. Vermutlich spielt der durch die Mikrobewegung verursachte Pumpeffekt eine entscheidende Rolle bei der krestalen Knochenresorption. Angenommen wird eine Kontamination des Knochens mit der im Implantat enthaltenen Flüssigkeit.

Alle drei:
Zentrum der Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (Carolinum)
Johann Wolfgang Goethe-Universität Frankfurt/Main
Poliklinik für Zahnärztliche Prothetik
Theodor-Stern-Kai 7, Haus 29
60590 Frankfurt/Main

Bodo Lange
Zahnarzt
Praxis:
Breuberger Weg 10
64832 Babenhausen
E-Mail: bodo-lange@t-online.de

■ Einleitung

Die Indikationen für und die Ansprüche an implantatprothetische Rehabilitationen haben im Lauf der Zeit stark zugenommen. Zu Beginn der Implantologie stand die Versorgung von zahnlosen Kiefern mit steggetragenen Prothesen oder verschraubten Brückenkonstruktionen im Vordergrund. Aufgrund der zunehmenden implantatprothetischen Versorgung von Einzelzahnlücken resultieren erhöhte mechanische Belastungen, die auch auf die Verbindungskonstruktion zwischen Abutment und Implantat einwirken. Die klinische Relevanz einer hoch und zyklisch

belasteten Implantat-Abutment-Verbindung bei Einzelzahnversorgungen wird von den Autoren wegen folgender Gegebenheiten als hoch eingeschätzt:

- Zwei- oder mehrteilige Implantatsysteme werden wegen ihrer bekannten klinischen und zahn-technischen Vorteile sehr viel häufiger verwendet als einteilige Implantate.
- Bei unverblochten Seitenzahnkronen ist häufiger ein technisches Versagen der Implantat-Abutment-Verbindung zu beobachten^{1,2}.
- Bei einem krestal oder subkrestal platzierten Implantat-Abutment-Interface kommt es nach der

Manuskript
Eingang: 18.01.2007
Annahme: 06.02.2007



Abutmentmontage oft zu einer krestalen Knochenresorption^{3,4}.

Das Ziel dieser Untersuchung war es, das Verhalten von Implantat-Abutment-Verbindungen unter simulierten Kaubelastungen in Abhängigkeit vom jeweiligen Verbindungstyp und dessen konstruktiver Umsetzung zu evaluieren. Von besonderem Interesse war die Erfassung von Mikrobewegungen zwischen Abutment und enossalem Implantatkörper während einer dynamischen Lasteinleitung, da ein ursächlicher Zusammenhang zwischen einer Mikrobewegung, einem technischen Versagen und einer krestalen Knochenresorption abgeleitet werden kann⁵.

■ Art und konstruktive Umsetzung von Implantat-Abutment-Verbindungen

Die Hersteller von zwei- oder mehrteiligen Implantatsystemen bieten aus historischen oder patentrechtlichen Gründen eine große Designvielfalt von Implantat-Abutment-Verbindungen an. Das Anforderungsprofil zur Erzielung einer hohen technischen und klinischen Verlässlichkeit der Implantat-Abutment-Verbindung kann wie folgt definiert werden:

- einfache, fehlersichere Abutmentmontage beim Patienten
- hochpräzise Passung
- Rotationssicherung
- hohe Festigkeit gegenüber extraaxialen Kräften
- geringe Materialermüdung bei zyklischen Belastungen
- ausbleibende Lockerung.

Die zurzeit häufigste Verbindungsart zwischen Abutment und Implantat besteht aus Komponenten, die durch das Anziehen einer so genannten Verbindungsschraube an sich berührenden Oberflächen (Interfaceregionen) mit Druck aufeinander gepresst werden. Die dabei zwischen den Komponenten entstehende Haftreibung hängt von dem Ausmaß der sich berührenden Oberflächen und dem hierzu senkrecht wirkenden Kraftanteil ab.

Für die weitere Betrachtung wird der Typ einer Implantat-Abutment-Verbindung bezüglich des Vor-

liegens oder des Fehlens einer Selbsthemmung differenziert.

In der Mechanik bedeutet der Begriff der Selbsthemmung, dass ein Verrutschen oder Verdrehen zwischen zwei Bauteilen durch die untereinander wirkende Haftreibung vermieden wird. Diese Haftreibung wird durch ein initiales Anpressen der Bauteile gegeneinander hervorgerufen. Durch eine äußere Krafteinwirkung kann diese Haftreibung überschritten bzw. die Selbsthemmung überwunden werden. Die Höhe der Haftreibung und somit die Größe der Selbsthemmung wird durch die Geometrie und den Reibungskoeffizienten der Bauteile sowie durch die initiale Anpresskraft bestimmt.

Eine zusätzliche Typisierung einer Implantat-Abutment-Verbindung wird durch das Merkmal, ob ein Index („Rotationsgesperre“) in der Fügekonstruktion eingearbeitet ist oder fehlt, zum Ausdruck gebracht. Ein Index ermöglicht eine definierte Rotationsposition des gefügten Abutments. Daraus leitet sich die erste Funktion eines Index ab: die Übertragung der Rotationsposition des Abutments zwischen dem Meistermodell und dem Patienten. Die zweite Funktion des Index ist die Rotationssicherung des Abutments, falls kein anderer Mechanismus einer Rotationssicherung in der Implantat-Abutment-Verbindung – wie zum Beispiel Haftreibung oder Klebung – genutzt werden kann oder genutzt wird.

■ Verbindungen ohne Selbsthemmung (Stoßverbindungen)

Ein sehr häufig angewandtes Design bei Implantat-Abutment-Verbindungen sind zwei senkrecht zur Implantatachse zusammengedrückte Flächen – in diesem Fall die prothetische Plattform des Implantats („Implantatplattform“; Abb. 1a) mit dem Boden des Abutments. Dieser stumpfe Verbindungstyp – auch Stoßverbindung genannt – wird durch eine in der Implantatachse verlaufende und im Implantatzentrum platzierte Überlappung von Abutment und Implantat ergänzt. Falls die Fügeflächen der Überlappung parallel zur Implantatachse verlaufen, entsteht eine parallelwandige Matrize oder Patrize im Zentrum des Implantats bzw. des Abutments (Abb. 1a). Befindet sich die Patrize am Implantat und die korrespondierende Matrize am Abutment, liegt ein externer Fügertyp vor. Verfügt das Abutment über die Patrize, die

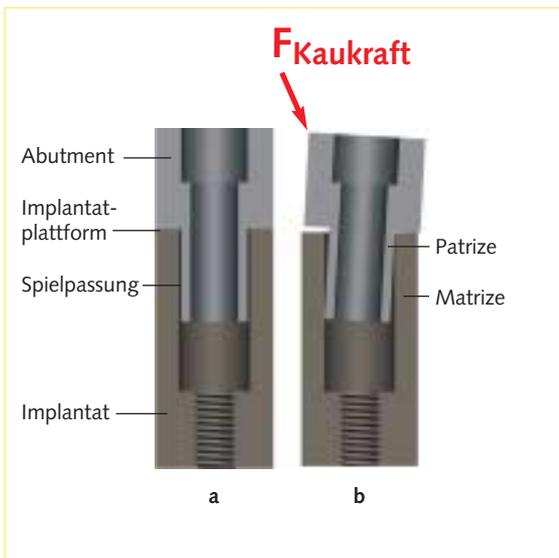


Abb. 1a und b Implantat-Abutment-Verbindung ohne Selbsthemmung. Ohne Verbindungsschraube tritt eine Relativbewegung (b) zwischen Abutment und Implantat ein (interner Fügungstyp).

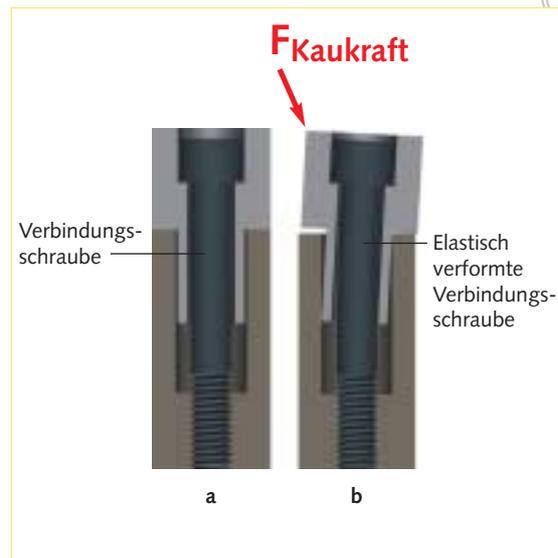


Abb. 2a und b Implantat-Abutment-Verbindung ohne Selbsthemmung. Bei elastischer oder plastischer Verformung der Verbindungsschraube tritt eine Relativbewegung (b) zwischen Abutment und Implantat ein (interner Fügungstyp).

in die interne Matrize des Implantats eintaucht, wird dies als interner Fügungstyp bezeichnet (Abb. 1).

Eine Fügung dieser parallelwandigen, teleskopartigen Patrize mit der Matrize setzt eine geringe Spielpassung bzw. einen geringen Spalt zwischen den Fügeflächen voraus (Abb. 1a), um eine Reibung während des Fügevorgangs sicher zu vermeiden.

Wird bei der oben beschriebenen Art einer Stoßverbindung die Verbindungsschraube gelöst, fehlt der Anpressdruck zwischen den rechtwinklig zur Implantatachse verlaufenden Fügeflächen – also zwischen der Implantatplattform und dem Boden des Abutments. Eine extraaxiale Lasteinleitung verursacht bei einer gelösten Verbindungsschraube eine Relativbewegung zwischen Abutment und Implantat (Abb. 1b), weil die zur Implantatachse parallel verlaufenden Fügeflächen mit einer Spielpassung gefertigt sind. Abutment und Implantat können sich also ohne festgezogene Verbindungsschraube nicht selbst gegenüber Relativbewegungen hemmen. In der Mechanik wird daher von einer Verbindung ohne Selbsthemmung gesprochen.

Interne Fügungstypen ermöglichen eine lange Patrize am Abutment, die im gefügten Zustand bei extraaxialen Kräften auch ohne Verbindungsschraube als Gesperre (das Sperren einer Bewegung) gegen das vollständige Abkippen des Abutments wirken (Abb. 1b).

Hingegen weisen externe Fügungstypen (z. B. externer Hex) meist eine zu kurze Patrize am Implantat auf, um ein Abkippen des Abutments zu vermeiden zu können⁶.

Bei Verbindungstypen ohne Selbsthemmung ist aber auch ohne das Lösen der Verbindungsschraube eine Relativbewegung möglich. Überwindet die extraaxiale Kraft die durch die Verbindungsschraube erzeugte Anpresskraft zwischen Abutment und Implantat, tritt ebenfalls eine Relativbewegung zwischen den verbundenen Komponenten auf (Abb. 2).

Der maximal mögliche Mikrospace bei extraaxialen Belastungen wird also durch die Länge der parallelwandigen Verbindung, die Dimensionierung der Spielpassung und die elastische Verformbarkeit der Implantatkomponenten gebildet.

■ Verbindungen mit Selbsthemmung (Konusverbindungen)

Ein weiteres Design bei Implantat-Abutment-Verbindungen sind zusammengedrückte Flächen einer in der Implantatachse ausgerichteten konischen Matrize und Patrize, das heißt die Einschubrichtung der Konusverbindung verläuft parallel zur Implantatachse.

Der Konus sitzt hierbei am Abutment (Außenkonus); die korrespondierende konische Matrize liegt

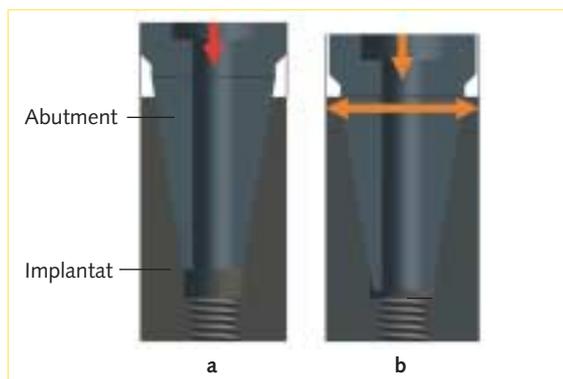


Abb. 3a und b Konusverbindung: Das Anziehen der Verbindungsschraube presst die Konuspatrize selbstzentrierend und formschlüssig in das Implantat hinein (a). Dabei dehnt sich das den Konus ringförmig umfassende Material – meist Titan – im Submikrometerbereich elastisch aus (b).

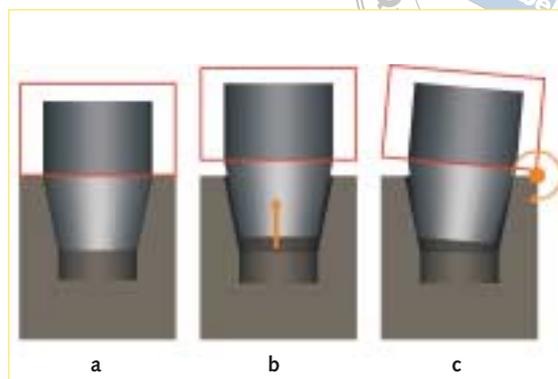


Abb. 4a bis c Bei einem steilen Konuswinkel und präziser Passung ist ohne vorausgehendes Herausziehen des Abutments dessen Verkipfung durch eine extraaxiale Lastenleitung nicht möglich.

innerhalb des Implantats (Innenkonus). Um diese konische Matrize und Patrize am Implantat-Abutment-Interface zu fügen, ist allerdings *keine* Spielpassung erforderlich. Vielmehr tritt bei einer hochpräzisen Passung der konischen Fügeflächen ein Form- und Kraftschluss der Implantat-Abutment-Verbindung ein, weil der Fügespalt durch die Konusgeometrie und das Aneinanderpressen verschwindet.

Wird der Verbindungskonus des Abutments mit dem enossalen Implantatkörper gefügt und axial durch das Anziehen der Verbindungsschraube oder durch die Kaukraft belastet, presst sich der Verbindungskonus selbstzentrierend und formschlüssig in das Implantat hinein (Abb. 3a und b). Dabei dehnt sich das den Konus ringförmig umfassende Material – meist Titan – im Submikrometerbereich elastisch aus (Abb. 3b).

Die Rückstellkraft des elastisch gedehnten Materials erhält die erzeugte Haftreibung zwischen beiden Komponenten. Würde also die Verbindungsschraube wieder entfernt werden, verhinderte die durch die Rückstellkraft weiterhin erzeugte Haftreibung eine Relativbewegung der beiden Komponenten. Dieses als Selbsthemmung bezeichnete Phänomen verhindert somit ein einfaches Lösen der verbundenen Komponenten oder eine Mikrobewegung zwischen den Komponenten.

Die Haftreibung wird durch Hinterschneidungen der fertigungsbedingt nie unendlich kleinen Oberflächenrauigkeit verstärkt. Die Höhe der Selbsthemmung lässt sich dadurch wie folgt näherungsweise bestimmen: Wird eine Konusverbindung wieder ent-

lastet (Entfernung der Verbindungsschraube, Rücknahme der Kaukraft), ergibt das Produkt aus dem Reibungskoeffizienten zwischen Implantat und Abutment und der Rückstellkraft des Implantats die Haftkraft (Haftreibung), die für ein Trennen der Konusverbindung in entgegengesetzter Einschubrichtung zu überwinden ist. Diese Lösekraft hängt somit unter anderem vom Konuswinkel, der Vorspannung der Verbindungsschraube und der Kontaktfläche des Verbindungskonus ab. Je kleiner der Konuswinkel, desto größer ist bei gleicher Fügekraft (Vorspannung der Verbindungsschraube) die Anpresskraft zwischen den konischen Fügeflächen. Folglich nimmt die Selbsthemmung mit der Verkleinerung des Konuswinkels zu (Abb. 4).

Die Konusverbindung löst sich, falls eine extraaxiale Kraft (F_h ; Abb. 5a) entgegen der Einschubrichtung des Konus wirkt und zugleich größer ist als die Haftreibung. Eine Kraftkomponente entgegen der Einschubrichtung fällt aber erst an, wenn eine extraaxiale Gesamtkraft (F_k ; Abb. 5a) in einem Winkel größer als 90° zur Konusfläche ansetzt. Zudem kann die Haftreibung auch durch eine Rotation überwunden werden.

Ist der Winkel kleiner, stützt sich der „Innenkegel im Außenkegel“ spielfrei ohne eine nennenswerte Belastung der Verbindungsschraube von selbst ab (spielfreies Gesperre) (Abb. 5b). Mit anderen Worten: Der Konus wird bei einer Krafrichtung von weniger als 90° zur Konusfläche in das Implantat hineingedrückt. Der dadurch entstehende Kraftschluss und Formschluss zwischen den Fügeflächen verhindert

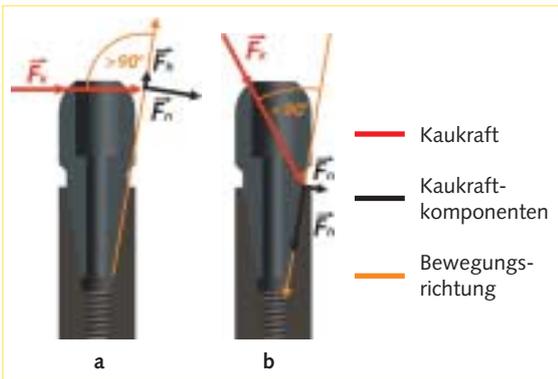


Abb. 5a Eine Konusverbindung löst sich bei Kraftkomponenten, die entgegen der Einschubrichtung des Konus wirken (F_t) und zugleich größer sind als die Haftreibung. Diese Kraftkomponente (F_n) entsteht, wenn die Gesamtkraft (F_k) mit einem Winkel größer als 90° zur Konusfläche ansetzt. **b** Ist der Winkel kleiner als 90° , wird die Konuspatrize in das Implantat hineingepresst. Der Innenkegel stützt sich im Außenkegel spielfrei ohne eine nennenswerte Belastung der Verbindungsschraube von selbst ab (spielfreies Gesperre).

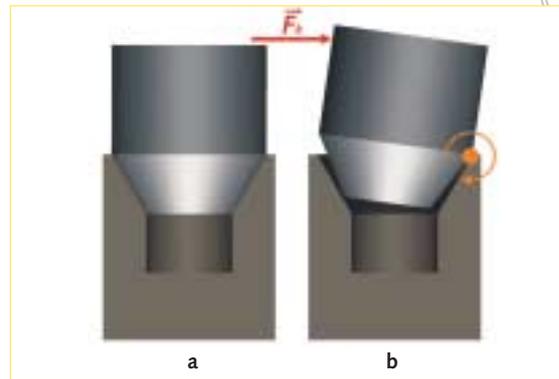


Abb. 6a und b Bei einem sehr großen Konuswinkel ist eine Abkipfung des Abutments durch Rotation möglich. Die spielfreie Abstützung der Konuspatrize in der Matrize ist aufgehoben.

somit auch in dieser Situation eine direkte Belastung der Verbindungsschraube. Eine verbleibende, sehr kleine Belastung der Verbindungsschraube entsteht lediglich wegen der elastischen Verformung der Implantatkomponenten.

Der Mechanismus der spielfreien Abstützung des „Innenkegels im Außenkegel“ (spielfreies Gesperre) ist in der Theorie nur bei Konuswinkeln kleiner 45° möglich (Abb. 6). In der Praxis werden allerdings Konuswinkel kleiner 15° favorisiert (s. Abb. 4).

Ein Abkippen des Abutments ist allerdings auch bei inkongruenten Konuswinkeln des Außen- und Innenkegels möglich (Abb. 7), weil die tatsächlich kraftschlüssig wirkende Konushöhe sehr klein wird.

Insgesamt verfügen Verbindungen mit einem steilen Konus über zwei mechanisch bedingte Wirkmechanismen, die eine Relativbewegung zwischen den gefügten Komponenten bei extraaxialer Belastung sicher verhindern:

- die Selbsthemmung und
- ein spielfreies Gesperre gegen Abkippen des Abutments.

■ Verbindungen mit obligatorischem Index

Das Anforderungsprofil einer Implantat-Abutment-Verbindung impliziert neben einer einfachen, fehler-

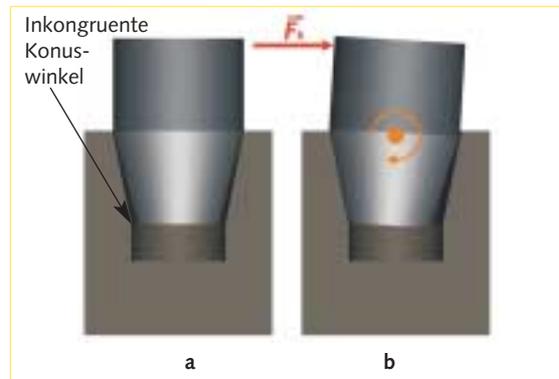


Abb. 7a und b Bei inkongruenten Konuswinkeln ist die Selbsthemmung stark reduziert. Die tatsächlich kraftschlüssig wirkende Konushöhe wird sehr klein. Ein Abkippen des Abutments bei extraaxialen Kräften ist möglich.

sicheren Abutmentmontage vor allem eine Rotations-sicherung zwischen Abutment und Implantat, um beispielsweise eine Einzelzahnkrone oder Konusprothesen realisieren zu können.

Bei einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung, die als Fügemechanismus eine parallelwandige, teleskopartige Matrize und Patrize am Implantat-Abutment-Interface nutzt, besteht eine Spielpassung zwischen den in axialer Richtung verlaufenden Fügeflächen (s. Abb.1a). Falls zum Beispiel die Patrize als kreisrunder Zylinder geformt wäre, würde diese Spielpassung eine uneingeschränkte Drehung des Abutments zulassen. Dadurch wirkt nur die Haftreibung der Implantatplattform und des Abutmentbodens gegen eine Rotation des Abutments. Die Haftreibung reicht allerdings bei den auftretenden Kaukräften nicht aus, um eine Rotation sicher zu verhindern.

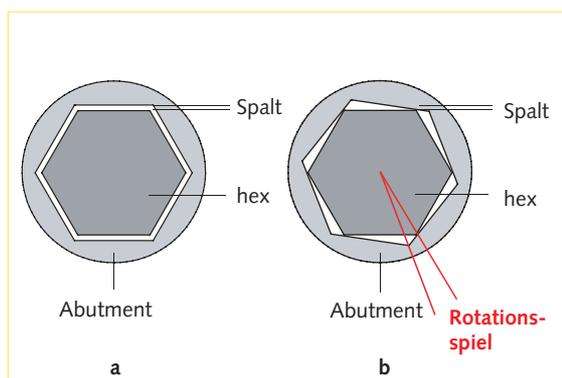


Abb. 8a und b Ein Index (Rotationsgesperre) ist meistens mit Spielpassung gefertigt. Daraus resultiert ein Rotationspiel zwischen einem rechten und linken Anschlagpunkt.

Eine Rotationssicherung kann also bei einem solchen Verbindungstyp nur durch einen Index (Rotationsgesperre) realisiert werden – zum Beispiel als drei-, vier-, fünf- oder mehreckige Quaderform der Patrize (Abb. 8). Eine weitere Option zur Ausgestaltung eines Index sind sich mäanderartig verzahnende Aus- und Einbuchtungen an der Patrize bzw. Matrize der Implantat-Abutment-Verbindung. Ein Index ist also bei Stoßverbindungen ohne Selbsthemmung mit parallelwandiger interner oder externer Fügegeometrie obligatorisch, um eine ausreichende Rotationssicherung zu erzielen. Ein Index (Rotationsgesperre) ist allerdings meistens mit Spielpassung gefertigt, um einen einfachen Fügevorgang realisieren zu können. Daraus resultiert ein Rotationspiel zwischen einem rechten und linken Anschlagpunkt, das lediglich durch die Haftreibung zwischen der Implantatplattform und dem Abutmentboden ausbleiben kann (Abb. 8).

Ein nützlicher Nebeneffekt einer indizierten Implantat-Abutment-Verbindung ist, dass die Rotationsposition eines Abutments zwischen dem Meistermodell und dem Patienten ohne weitere Hilfsmittel (Indexschlüssel) definiert übertragen werden kann.

■ Verbindungen ohne Index

Entsteht bei einer gefügten Implantat-Abutment-Verbindung eine sehr hohe Haftreibung zwischen den Fügeflächen, können auch Fügedesigns ohne Index (Rotationsgesperre) ausreichenden Schutz vor einer Rotation des Abutments bieten. Eine Haftreibung basiert aber auf ausreichend großen Kontakt-

flächen zwischen den gefügten Komponenten, die zudem ständig mit entsprechender Kraft gegeneinander gepresst sind. Eine Konusverbindung kann bei entsprechender Präzision und Dimension diese beiden Anforderungen erfüllen: Eine präzise Passung garantiert eine große Kontaktfläche zwischen dem Außen- und Innenkonus der Implantat-Abutment-Verbindung, die Rückstellkraft der Matrizenwand (s. Abb. 3b) ein konstantes Zusammenpressen der Fügeflächen.

Implantat-Abutment-Verbindungen ohne Index weisen hinsichtlich der Festlegung einer endgültigen Rotationsposition des Abutments Vor- und Nachteile auf. Ein präfabriziertes, nicht rotationssymmetrisch, d.h. anatomisch geformtes oder ein abgewinkeltes Abutment kann in einer vom Zahntechniker völlig frei wählbaren und damit der Patientensituation am besten gerecht werdenden Rotationsposition auf dem Meistermodell fixiert werden. Allerdings benötigt ein indexfreies Abutment zum exakten Transfer seiner Rotationsposition vom Meistermodell in den Patientenmund einen individuell gefertigten Übertragungsschlüssel (Indexschlüssel).

■ Verbindungen mit fakultativem Index

Wird eine konische Verbindung zwischen Implantat und Abutment, die ohne Indexierung eine ausreichende Haftreibung zur Rotationssicherung des Abutments aufweist, zusätzlich mit einem Index versehen, erfüllt dieser Index im Wesentlichen nur seine zweite Funktion, nämlich die Rotationsposition eines Abutments zwischen Meistermodell und Patientenmund ohne weitere Hilfsmittel (Indexschlüssel) definiert übertragen zu können. Falls eine solche fakultative Indizierung am Abutment beispielsweise vom Zahntechniker entfernt werden würde, entstünde wieder eine Verbindung ohne Index.

■ Material und Methode

Das mechanische Verhalten unterschiedlicher Typen von Implantat-Abutment-Verbindungen wurde in vitro unter simulierten klinischen Belastungsbedingungen evaluiert. Um eventuell auftretende Mikrobewegungen in Echtzeit qualitativ und quantitativ erfassen zu können, wurden die Implantat-Abutment-Verbin-

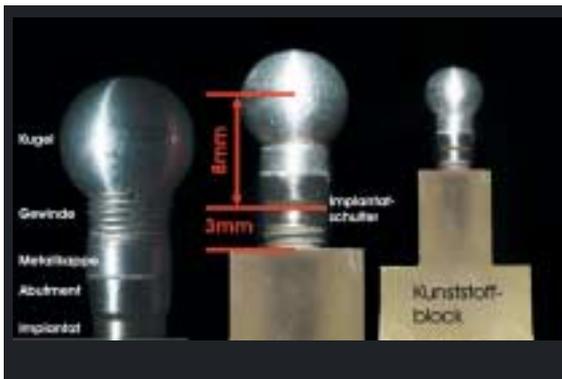


Abb. 9 Prüfkörper mit einstellbarer Hebelarmlänge zur Simulation der Suprakonstruktion; in Kunststoff eingebettetes Implantat.

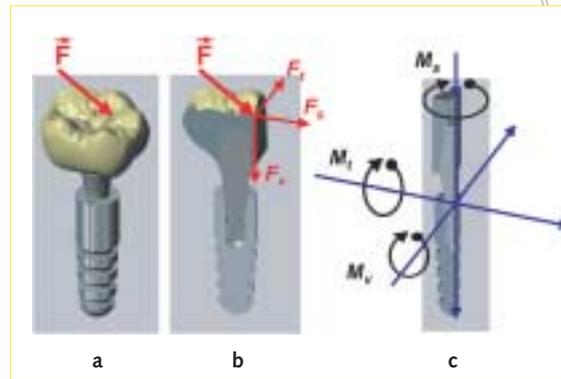


Abb. 10a bis c Eine extraaxial einwirkende Kaukraft (a) kann in drei Kraftvektoren zerlegt werden, die in axiale (F_V), mesiodistale (F_S) und orovestibuläre (F_T) Richtungen zeigen (b). Zudem entstehen Drehmomente an der Implantat-Abutment-Verbindung, die sich durch das Produkt aus Kraft und Hebelarm definieren (c).

dungen während der aufgebracht dynamischen Belastung geröntgt.

■ Prüfkörper

Für diese Studie wurden die Implantat-Abutment-Verbindungen folgender Implantatsysteme untersucht:

- SIC (www.sic-invent.com)
- Replace Select (www.nobelbiocare.com)
- Camlog (www.camlog.de)
- XIVE (www.friadent.de)
- Straumann-synOkta und -Fräszyylinder (www.straumann.ch)
- Bego-Semados (www.bego-implantology.com)
- Straumann-Massivsekundärteil (www.straumann.ch)
- Ankylos (www.friadent.de)
- Astra Tech (www.astratech.de).

Die Implantate wurden nach DIN 14801⁷ mit 3 mm simuliertem vertikalen Knochenabbau in einen Kunststoff (Technovit® 4004; www.kulzer-technik.de) mit knochenähnlichem E-Modul eingebettet. Die Abutments wurden mit einem kalibrierten Drehmoment-schlüssel (Torsiometer 760; www.stahlwille.de) mit dem vom Hersteller vorgeschriebenen Drehmoment montiert (Tab. 1). Die speziell für diesen Zweck angefertigten Metallkappen aus Aluminium wurden mit einem autopolymerisierenden Befestigungskomposit (NimeticCem®; www.espe.de) auf das Abutment ze-

mentiert. Über das Gewinde in der Aluminiumkappe lässt sich in Anlehnung an die DIN 14801⁷ der Belastungsabstand zur Implantatschulter von 8 mm durch das Drehen der Kugelkappe exakt einstellen (Abb. 9). Das Gewinde wurde während der Höheneinstellung der Kugelkappe mit einer Schraubensicherung (Loctite Schraubensicherung 268, hochfest; www.loctite.de) versiegelt, um die Krafteinleitungsposition im Kausimulator konstant zu halten.

■ Abschätzung der Kaubelastung im Seitenzahnbereich

Für die Abschätzung der im Seitenzahnbereich während des Kauaktes auftretenden Kräfte und Drehmomente wurden folgende Annahmen getroffen: Auf eine implantatgestützte, unverblockte Molarenkrone wirken während der Zerkleinerung eines Speisebolus Kräfte an ständig wechselnden Orten der Kaufläche und mit ständig wechselnder Richtung und Höhe. Extraaxiale Kräfte lassen sich somit während des Kauaktes nicht vermeiden. Eine physiologisch gestaltete Kaufläche mit A-, B- und C-Kontakten generiert nur bei der Leermastikation eine annähernd axiale Belastung des Implantats.

Abbildung 10 zeigt die physikalische Zerlegung des auf die Kaufläche einwirkenden Kraftvektors (F). Eine extraaxiale Gesamtkraft lässt sich in Kraftkomponenten, die in eine axiale (F_V), in eine mesiodistale (F_S) und in eine orovestibuläre (F_T) Richtung wirken, aufteilen (Abb. 10b). Zudem entstehen Drehmo-



Abb. 11 Vergleich der Hebellängen in vitro und in vivo.

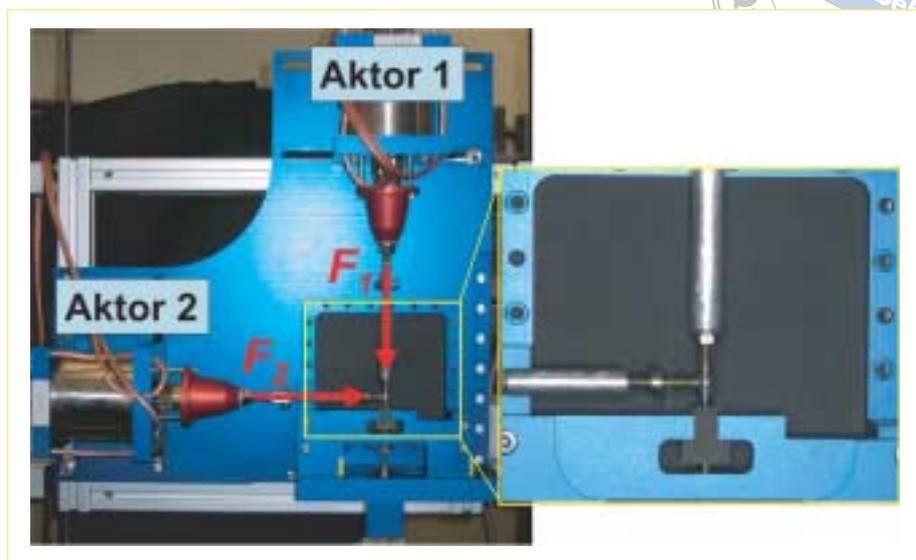


Abb. 12 Zweidimensionaler Kausimulator mit eingespanntem Prüfkörper. Die Ausschnittsvergrößerung zeigt die Kraftapplikation auf den Prüfkörper im Detail.

mente an der Implantat-Abutment-Verbindung (Abb. 10c), die sich durch das Produkt aus Kraft und Hebelarm definieren. Eine Kaubelastung einer Einzelzahnkrone (Abb. 10a) erzeugt die extraaxialen Kraftanteile F_s und F_t ($s = \text{sagittal}$; $t = \text{transversal}$) des okklusalen Kraftvektors F . Es entstehen Drehmomente um die Transversal- und Sagittalachse herum. Im Seitenzahnbereich gewinnt vor allem das Moment um die Sagittalachse herum die größte Bedeutung für die Implantat-Abutment-Verbindung, da ein Widerlager, wie zum Beispiel Approximalkontakte, fehlt.

Eine hohe Simulationsgüte des Kauaktes beim Menschen erfordert somit ähnliche Kaukräfte hinsichtlich Betrag, Änderungsgeschwindigkeit und Raumrichtung. Aus den Arbeiten von Morneburg et al.⁸ und der DIN 14801⁷ geht hervor, dass Krafrichtungen bis zu 30° zur Implantatachse auftreten können.

Die Höhe des prothetischen Aufbaus, die als axiale Distanz zwischen der Implantatplattform und der Okklusalfäche definiert ist, beeinflusst zusätzlich die Größe des an der Implantat-Abutment-Verbindung wirkenden Drehmoments. Eine unter 30° wirkende Kaukraft von 100 N (horizontaler Kraftanteil = 50 N) mit einer Aufbauhöhe von 8 mm zur Implantatplattform generiert ein Drehmoment von 40 Ncm (Abb. 11). Das gleiche Moment wird bei einer Krone mit doppelter Aufbauhöhe (= 16 mm) jedoch bereits mit einer 50 % reduzierten, ebenfalls unter 30° an-

setzenden Kaukraft von 50 N (horizontaler Kraftanteil = 25 N) erzeugt.

■ Versuchsaufbau im zweidimensionalen Kausimulator

Speziell für die Applizierung von zweidimensionalen Kaukräften auf Implant-Abutment-Verbindungen wurde ein Kausimulator konstruiert und gebaut (Abb. 12)⁹. Die auf das Abutment wirkende Gesamtkraft wird über zwei rechtwinklig zueinander stehende Aktoren erzeugt.

Durch die gleichzeitige, aber unabhängige Krafterzeugung der beiden Aktoren kann die resultierende Gesamtkraft in unterschiedlicher Höhe (0 N bis 300 N) und in einer beliebigen Richtung ($+90^\circ$ bis -90°) zur Implantatachse generiert werden. Die Geschwindigkeit für die Veränderung des Kraftbetrags lässt sich über die Höhe des Aktorenstroms steuern, da dieser direkt proportional zur erzeugten Kraft des Aktors ist.

In Anlehnung an den humanen Kauzyklus im Seitenzahnbereich und die DIN 14801⁷ wurde der axiale Kraftvektor bis zu einer definierten Maximalkraft (50 N, 100 N, 150 N, 200 N) gesteigert und 30° zur Implantatachse geneigt. Die Änderungsgeschwindigkeit der Kraft betrug bis zum Erreichen der jeweils eingestellten Maximalkraft 0,3 N/ms. Die Krafteinleitung erfolgte gemäß DIN 14801⁷ im Abstand von 8 mm zur Implantatschulter.

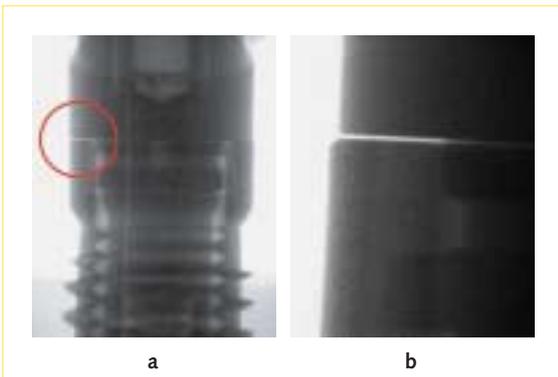
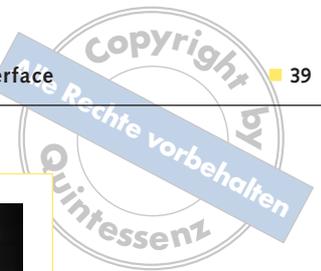


Abb. 13a und b Übersichtsaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (a). Detailaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (200 N / 30°) (b).

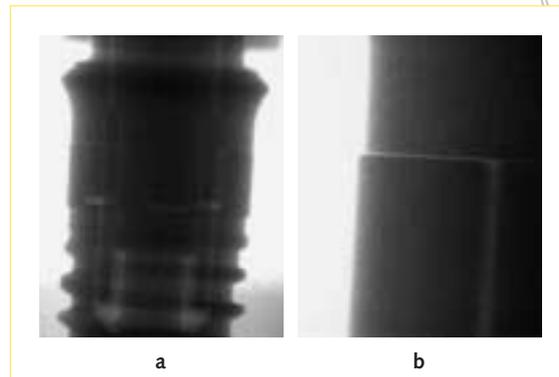


Abb. 14a und b Übersichtsaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (a). Detailaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (200 N / 30°) (b).

■ Dynamische Erfassung von Mikrobewegungen mit Röntgenvideos

Zur dynamischen Erfassung von Mikrobewegungen an der Implantat-Aufbau-Verbindung wurden die Prüfkörper einem konstanten und divergierenden Röntgenstrahl ausgesetzt (Röntgenanlage der Fa. phoenix xray / 160-KV-Röhre; www.phoenix-xray.com). Die Röntgenstrahlung wurde in einem Bildverstärker in einen Elektronenstrahl umgewandelt, der auf einer „Mattscheibe“ sichtbares Licht erzeugte. Diese Mattscheibe wurde mit einer High-Speed-Digitalkamera der Fa. Redlake (MotionSCOPE M-1; 640 x 512 Pixel; www.redlake.de) abgefilmt, die 1.000 Röntgenbilder pro Sekunde aufzeichnet. Durch eine Mittelung von elf Bildern konnte das Signalaussehen ohne eine erkennbare Bewegungsunschärfe signifikant verbessert werden.

Die sehr hohe Bildaufnahmefrequenz ermöglichte zudem eine ruckelfreie Wiedergabe der gefilmten dynamischen Prozesse in 40-facher Zeitlupe. Für die quantitative Ausmessung der Mikrospalbreite wurde die Pixelgröße mit einem Referenzprüfkörper kalibriert. Eine automatisierte Auszählung der Pixel vermaß Mikrospalten in einer Fensterbreite von 4 μm .

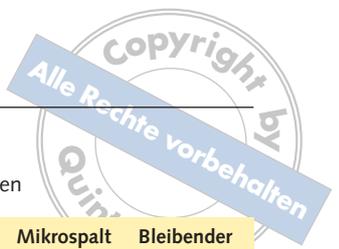
Es wurden von jedem Implantatsystem fünf Implantat-Aufbau-Verbindungen untersucht. Jeweils zwei Verbindungen wurden in der Übersichtsvergrößerung (Abb. 13a und 14a) beobachtet, und jeweils drei Implantat-Aufbau-Verbindungen in der Detailvergrößerung (Abb. 13b und 14b) untersucht. Das Ausmaß des Mikrospalts wurde aus dem Mittelwert der drei Detailvergrößerungen gebildet.

■ Ergebnisse

In Tabelle 1 sind alle Ergebnisse des dynamischen Verhaltens der Implantat-Abutment-Verbindungen unter 30° zur Implantatachse einwirkenden Maximalkräften in Höhe von 50 N, 100 N, 150 N und 200 N für die untersuchten Implantatsysteme zusammengefasst. Obwohl die Größe des Mikrospalts den Mittelwert von drei untersuchten Implantat-Abutment-Verbindungen wiedergibt, konnte bei keinem System eine nennenswerte Streuung um den Mittelwert festgestellt werden. Die Abbildungen 13a und 14a zeigen die Übersichtsaufnahmen, die Abbildungen 13b und 14b die Detailansichten der Interfacebereiche der jeweiligen Implantat-Abutment-Verbindung, bei denen es zu einem Mikrospace (200 N / 30°) kam.

Die entsprechenden Röntgenvideos können ab dem zweiten Quartal 2007 auf der folgenden Internetseite der Universitätsklinik Frankfurt/Main eingesehen und/oder heruntergeladen werden: http://www.kgu.de/zsmk/prothetik/Vorklinik_Werkstoffkunde.htm

Bei allen Stoßverbindungen ohne Selbsthemmung treten unabhängig vom Implantatsystem bei 200 N Belastung unter 30° zur Implantatachse Mikrospalten auf. Die Videoaufnahmen zeigen die Relativbewegung zwischen Implantat und Abutment, die bei manchen Belastungsparametern aufgrund des verbleibenden Versatzes der Komponenten nicht mehr exakt in die Ausgangsposition zurückgehen (Abb. 15). Der größte verbleibende Versatz der Bauteilkomponenten in der Entlastungsphase wurde bei dem Implantatsystem SynOkta® mit aufgeschraub-


Tabelle 1 Versuchsparameter und Ergebnisse nach dynamischer Belastung unterschiedlicher Implantat-Abutment-Verbindungen

Implantatsystem	Plattform- durch- messer	Verbindungstyp	Index	Anzugs- moment	Mikrospalt bei 50 N	Mikrospalt bei 100 N	Mikrospalt bei 150 N	Mikrospalt bei 200 N	Bleibender Versatz nach 200 N
SIC www.sic-invent.com	4,2 mm	Stoßverbindung mit horizontaler Implantatplattform	Sechskant	20 Ncm	–	0,1–4 µm	12–16 µm	28–32 µm	0,1–4 µm
Replace Select www.nobelbiocare.com	4,3 mm	Stoßverbindung mit horizontaler Implantatplattform	3 Positions- möglichkeiten	35 Ncm	–	0,1–4 µm	8–12 µm	12–16 µm	4–8 µm
Camlog www.camlog.de	4,3 mm	Stoßverbindung mit horizontaler Implantatplattform	3 Positions- möglichkeiten	20 Ncm	0,1–4 µm	12–16 µm	16–20 µm	32–36 µm	12–16µm
XIVE www.friadent.de	4,5 mm	Stoßverbindung mit horizontaler Implantatplattform	Sechskant	24 Ncm	–	4–8 µm	12–16 µm	16–20 µm	4–8 µm
Straumann synOkta und Fräszylinder www.straumann.ch	4,1 mm	interne Konus- verbindung + Implantatplattform mit kurzer externer Konuspatrize	Achtkant	35 Ncm / 15 Ncm	–	0,1–4 µm	12–16 µm	20–24 µm	60–64 µm
Bego-Semados www.bego- implantology.com	4,5 mm	Stoßverbindung + Implantatplattform mit kurzer interner Konusmatrize	Sechskant	30 Ncm	–	–	–	0,1–4 µm	–
Straumann Massivsekundärteil www.straumann.ch	4,1 mm	interne Konusverbindung	keinen	35 Ncm	–	–	–	0,1–4 µm	–
Ankylos www.friadent.de	4,5 mm	interne Konusverbindung	keinen	15 Ncm	–	–	–	–	–
Astra Tech www.astratech.de	4,5 mm	interne Konusverbindung	Sechskant / Zwölfkant	25 Ncm	–	–	–	–	–

tem Fräszylinder gemessen (Abb. 15c). Bereits bei einer Maximalkraft von 100 N betrug der durchschnittliche Versatz 36 µm (Abb. 15b).

Bei den konischen Verbindungen der Implantatsysteme Astra-Tech® und Ankylos® konnten selbst bei einer Maximalkraft von 200 N keine Mikrospalten bzw. Mikrobewegungen detektiert werden (Abb. 16). Demzufolge war auch kein bleibender Versatz der Implantatkomponenten festzustellen.

Die Röntgenaufnahmen der Straumann-Massivsekundärteile® zeigten eine Inkongruenz der Konusverbindung (Abb. 17). Ein Kontakt zwischen Konuspatrize und Matrize bestand nur an der Konusbasis.

■ Diskussion

Das Verhalten der unterschiedlichen Implantat-Abutment-Verbindungen gegenüber einer dynamischen

Lasteinleitung zeigt, dass neben der Höhe der Kraft vor allem das Design und die konstruktive Umsetzung bezüglich der Passungspräzision einen entscheidenden Einfluss ausüben.

Im Folgenden werden das Auftreten und das Ausbleiben von lastbedingten Mikrobewegungen im Zusammenhang mit dem jeweilig vorliegenden Typ der Implantat-Abutment-Verbindung besprochen.

■ Ursachen von Mikrobewegungen bei Verbindungen ohne Selbsthemmung

Bei Verbindungen ohne Selbsthemmung basiert der Formschluss (in diesem Fall der spaltfreie Zusammenhalt zwischen Implantat und Aufbau) auf der Klemmwirkung der Verbindungsschraube. Fehlt die Verbindungsschraube oder ist diese nicht festgezogen, lassen sich bekanntlich ohne nennenswerten Kraftaufwand Relativbewegungen zwischen Implantat

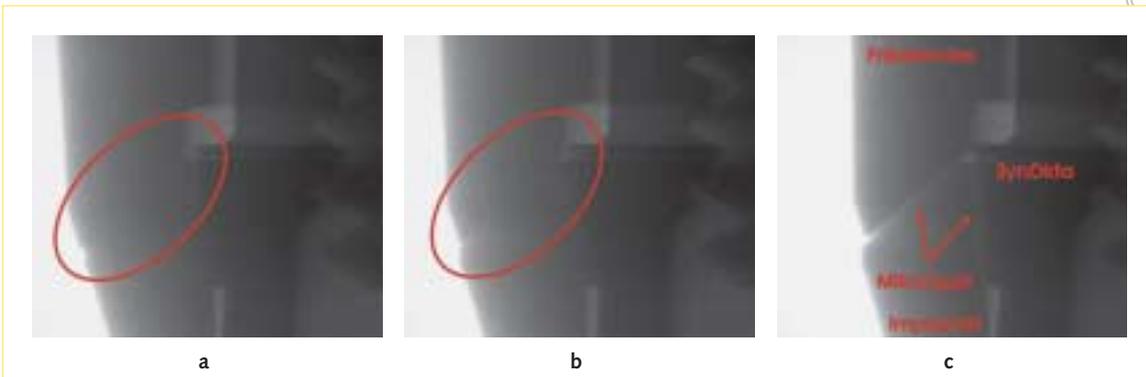
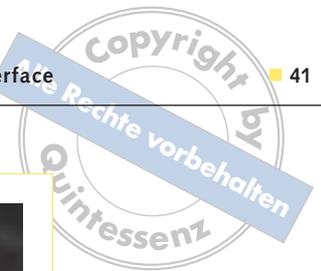


Abb. 15a bis c Unbelasteter Zustand (a) und bleibender Versatz des Fräszyinders (b) nach einer Maximallast von 100 N (30°). Spaltbildung während einer Maximallast von 200 N (30°) (c).

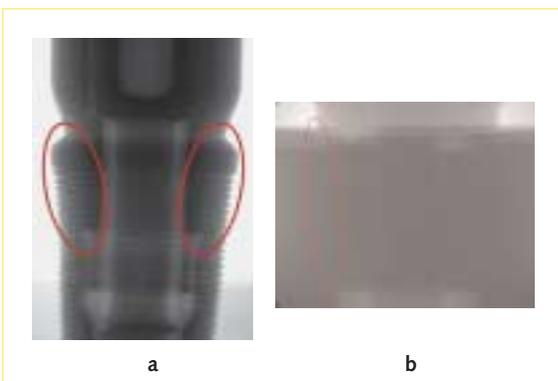


Abb. 16a und b Keine Mikrosपालtbildung bzw. keine Mikrobewegung bei konischen Verbindungen mit Selbsthemmung (200 N / 30°).



Abb. 17 Inkongruente Konuswinkel verhindern die Selbsthemmung. Die tatsächlich kraftschlüssig wirkende Konushöhe wird sehr klein. Ein Abkippen des Abutments bei extraaxialen Kräften ist möglich.

und Aufbau erzeugen. Die Entstehung und das Ausmaß von lastbedingten Mikrobewegungen werden bei Verbindungen ohne Selbsthemmung und ohne spielfreies Gesperre insbesondere von der Vorspannung und der Elastizität der Verbindungsschraube bestimmt. Eine durch extraaxiale Belastung elastisch verformte Verbindungsschraube geht mit einem Spalt der Stoßverbindung einher. Erst der Anschlag der in Spielpassung gefertigten Patrize und Matrize begrenzt das Abkippen und/oder die Rotation des Abutments und somit das Ausmaß des Mikrosपालts. Insbesondere eine lange interne Verbindung wirkt als Gesperre gegen ein Abkippen des Abutments, allerdings erst nach der Überschreitung der möglichen Kippung innerhalb der Spielpassung der Fügeflächen. Gleichmaßen verhält es sich bei der Abutmentrotation, falls der Index in Spielpassung gefertigt worden ist.

Die Größe der Spielpassung der zentralen Matrize zur Patrize und der Indizierung (Sechskant, Achtkant

etc.) beeinflusst das Ausmaß der Mikrobewegung. Ein weiterer Parameter ist der Durchmesser der wirkenden prothetischen Plattform. Beim Plattformswitching wird zum Beispiel die wirkende prothetische Plattform kleiner.

Weitere Parameter für das Ausmaß der Mikrobewegung sind die Form und die Elastizität des äußeren Randes der prothetischen Plattform (siehe auch nächster Abschnitt).

■ Reduktion der Mikrobewegungen bei Verbindungen ohne Selbsthemmung

Die Dimension lastbedingter Mikrosपालten hängt bei Stoßverbindungen unter anderem eindeutig von der Höhe der Schraubenvorspannung und von der Elastizität der Verbindungsschraube ab (Tab.1). Die Schraubenvorspannung kann durch eine Vergrößerung des Anzugsmoments, des Schraubendurchmes-

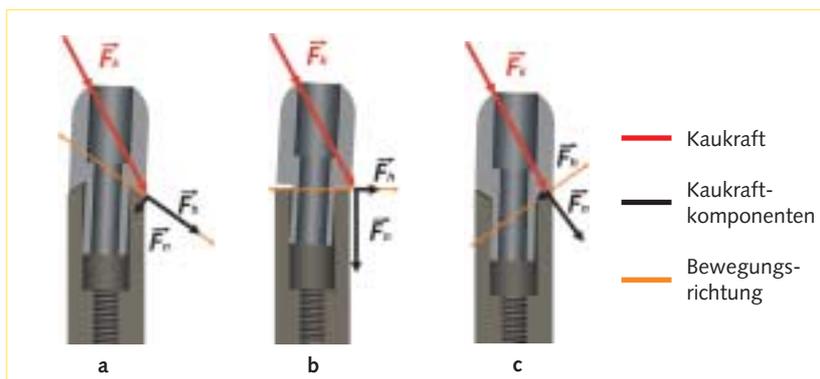


Abb. 18a bis c Einfluss der äußeren Randgestaltung der Implantatplattform auf den Versatz des Abutments: Implantatplattform mit kurzer externer Konuspatrize (a), flacher (b) und kurzer interner Konusmatrize (c). Die Wahrscheinlichkeit eines ausgeprägten Versatzes ist bei der in Abbildung 18a dargestellten Gestaltung am höchsten. Der zur Implantatplattform parallele Kraftanteil (F_h) ist hoch, die für die Haftreibung wirkende Normalkraft (F_n) gering. Umgekehrt verhält es sich bei der Gestaltung mit kurzer interner Konusmatrize (c).

sers, des E-Moduls und einer Reduktion der Gewindesteigung erhöht werden.

Das SIC[®]-Implantatsystem weist gegenüber dem XIVE[®]-Implantatsystem eine vergleichbare Dimension des Mikrospalts auf. Eine sehr hohe Vorspannung der Verbindungsschraube beim SIC[®]-Implantatsystem, die durch eine Gewindesteigung von nur 0,25 mm erzielt wird, kompensiert das größere Anzugsmoment und den größeren Plattfordurchmesser des XIVE[®]-Implantatsystems.

Bei der Gestaltung der Verbindungsschraube des ReplaceSelect[®]-Implantatsystems wurde die Reibung der Verbindungsschraube reduziert, um die Schraubenvorspannung zu erhöhen. In Kombination mit dem hohen Anzugsmoment und dem großen Durchmesser der Verbindungsschraube traten nur geringe Mikrospalten auf⁶.

■ Ursachen für einen verbleibenden Versatz des Abutments bei Verbindungen ohne Selbsthemmung

Die Gestaltung des äußeren Randes der Implantatplattform hat neben den zentral platzierten Patrizen und Matrizen einen großen Einfluss darauf, ob ein Versatz (bestehenbleibende Relativbewegung) zwischen Implantat und Aufbau eintritt.

Am Markt existieren horizontal flache Implantatplattformen (Abb. 18b) sowie Implantatplattformen mit kurzer externer Konuspatrize (Abb. 18a) am äußeren Rand oder kurzer interner Konusmatrize (Abb.

18c) am äußeren Rand. Bei letzteren beiden fehlt wegen der Kürze der Konusfläche eine Selbsthemmung bzw. ein spielfreies Gesperre gegen das Abkippen des Abutments bei extraaxialer Belastung.

Der Einfluss der äußeren Randgestaltung der Implantatplattform bezüglich eines Versatzes des Abutments wird in Abbildung 18 erläutert. Die Belastung (F_k) des Abutments wurde analog zum Versuchsaufbau mit 30° zur Implantatachse gewählt.

Am Auflagepunkt zwischen Implantat und Abutment wirkt eine Kraftkomponente (F_n) im Winkel von 90° zur Oberfläche der Implantatplattform (Normalkraft = F_n). Die Normalkraft erzeugt eine Haftreibung, die einem Versatz des Abutments entgegenwirkt. Der zweite Kraftanteil (F_h) wirkt parallel zur Oberfläche der Implantatplattform und verursacht einen Versatz des Abutments, falls die Haftreibung überwunden werden kann. Folglich wird die Wahrscheinlichkeit eines ausgeprägten und damit verbleibenden Versatzes umso größer, je größer der zur Implantatplattform parallele Kraftanteil (F_h) und je kleiner die Normalkraft (F_n) dazu ist. Eine externe Konuspatrize (Abb. 18a) am äußeren Rand der Implantatplattform erfüllt diese Voraussetzung. Hingegen wirkt eine kurze interne Konusmatrize (Abb. 18c) am äußeren Rand der Implantatplattform einem Versatz des Abutments entgegen, da hier F_h klein und F_n sehr groß wird.

Sowohl der hohe verbleibende Versatz des Abutments bei dem Implantatsystem Straumann-synOkta/-Fräszylinder[®] (200 N;30° / 60 bis 64 µm; s. Abb. 18a) als auch der kleine, reversible Versatz bei dem Implantatsystem Bego-Semados[®] (200 N;30° / 0,1 bis 4 µm; s. Abb. 18c) kann mit diesem Wirkmechanismus erklärt werden.

■ Lastbedingtes Verhalten bei internen Konusverbindungen

Von den evaluierten internen Konusverbindungen sind bei den Implantatsystemen Ankylos[®] und Astratech[®] bei einer simulierten Kaukraft $F_k = 200 \text{ N} / 30^\circ$ keine Mikrospalten erkennbar.

Die ausbleibenden Mikrobewegungen zwischen Abutment und Implantat (s. Abb. 16) beruhen auf der Präzision der Konuspatrize und -matrize sowie einer klinisch adäquaten Dimensionierung der Konusverbindung.

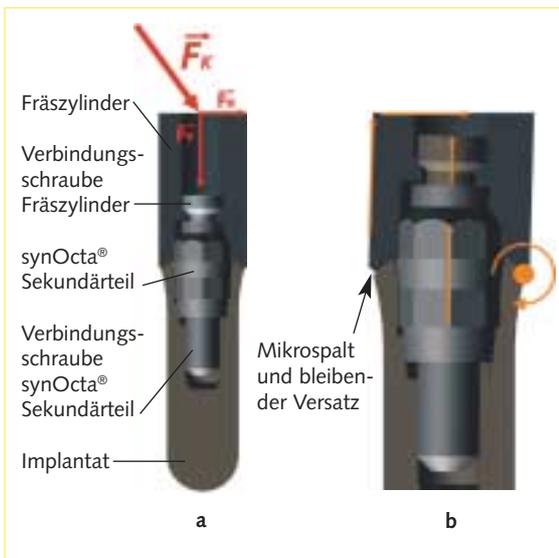


Abb. 19a und b Die interne Konusverbindung des Implantatsystems Straumann-synOcta® und -Fräszylinder®, kombiniert mit einer kurzen externen Konuspatrize am äußeren Rand der Implantatplattform (a), weist komplexe Wirkungsmechanismen auf, die die großen Mikrospalten und den verbleibenden Versatz des Fräszylinders (b) erklären (Maße und Detailgeometrie entsprechen nicht dem Original).

Hingegen zeigt das Implantatsystem Straumann-Massivsekundärteil® unter gleichen Lastbedingungen ($F_k = 200 \text{ N} / 30^\circ$) einen Mikrospalt von $0,1$ bis $4 \mu\text{m}$. Die im Röntgenbild detektierbare Inkongruenz der Konuspatrize zur -matrize reduziert den Form- und Kraftschluss dieser mit mangelhafter Präzision gefertigten Konusverbindung auf eine sehr kleine, ringförmige Fläche in der Region der Konusbasis (s. Abb. 17). Ein Abkippen des Abutments wird – wie theoretisch beschrieben (s. Abb. 7) – unter hoher Kaubelastung möglich. Zudem wirkt durch das Abkippen des Abutments eine Belastung auf den Gewindebolzen, die in klinischen Situationen bei sehr hoher zyklischer Kaubelastung (Bruxismus, Molarenkrone etc.) zur Materialermüdung führen kann.

Die interne Konusverbindung des Implantatsystems Straumann-synOcta und -Fräszylinder®, die mit einer kurzen externen Konuspatrize am äußeren Rand der Implantatplattform kombiniert ist, weist komplexe Wirkungsmechanismen auf, die die großen Mikrospalten und den verbleibenden Versatz des Fräszylinders erklären.

Der achtkantförmige Einstich in die interne Konusmatrize des Implantats dient der reproduzierbaren Rotationspositionierung des synOcta®-Sekundärteils. Aufgrund dieser mit Spielpassung versehe-

nen Indizierung kann in diesem Bereich kein Formschluss zwischen dem Implantat und dem synOcta-Sekundärteil entstehen (Abb. 19). Die Selbsthemmung wird dadurch stark reduziert. Das synOcta-Sekundärteil wird mit einem Anzugsmoment von 35 Ncm montiert. Der Fräszylinder stützt sich auf der kurzen Konuspatrize am äußeren Rand der Implantatplattform ab und wird mit einer Schraube mit dem synOcta-Sekundärteil verbunden. Folglich zieht die mit 15 Ncm angezogene Verbindungsschraube des Fräszylinders das synOcta-Sekundärteil axial aus dem Implantat heraus und reduziert damit die Vorspannung der Verbindungsschraube zwischen dem synOcta-Sekundärteil und dem Implantat. Die Zugkräfte auf das synOcta-Sekundärteil verstärken sich bei einer extraaxialen Belastung des Fräszylinders, da die Verbindungsschraube des Fräszylinders nicht mit dem Implantat, sondern nur mit dem synOcta-Sekundärteil verbunden ist (s. Abb. 19a). Ab einer simulierten Kaukraft $F_k = 150 \text{ N} / 30^\circ$ ist die Vorspannung der Verbindungsschraube des synOcta-Sekundärteils nahezu aufgehoben, da ein durchgängiger Spalt bis in das Innere des Implantats festzustellen ist (s. Abb. 19b). Zudem tritt ein bleibender Versatz des Fräszylinders ein (s. Abb. 15b und c).

■ Klinische Relevanz

Die klinische Relevanz dieser In-vitro-Untersuchung kann aufgrund der bedingten Übertragbarkeit der Ergebnisse auf die In-vivo-Situation nur abgeschätzt werden. Festzuhalten ist, dass in der Literatur bei allen in diese Untersuchung einbezogenen Implantatsystemen über klinische Erfolge berichtet wird. Inwieweit lastbedingte Mikrobewegungen zwischen Abutment und Implantat einen technischen Misserfolg^{1,9,10} und/oder Gewebereaktionen^{3,4,11} verursachen, hängt von der Belastungssituation des Implantats und der klinischen Positionierung des Implantat-Abutment-Interfaces ab.

Technisches Versagen

Die Bildung von Mikrospalten hängt vornehmlich von der einwirkenden Gesamtkraft auf das Abutment ab. Zu einer Reduktion der Gesamtkraft auf eine Implantat-Abutment-Verbindung kommt es in folgenden klinischen Situationen:

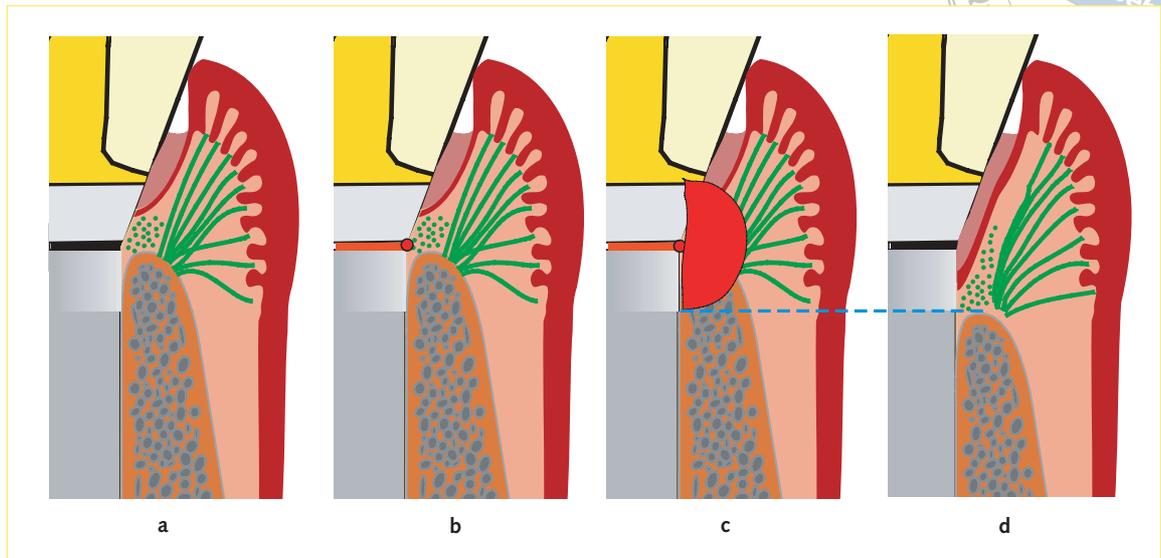


Abb. 20a bis d Das statische Implantat-Abutment-Interface (a) wirkt bei Mikrobewegungen als Mikropumpe (b). Der am Implantat anliegende krestale Knochen wird mit einer unphysiologischen Flüssigkeit kontaminiert (c). Das Ausmaß der Knochenresorption (d) wird durch den Radius des kontaminierten Gewebes (c) begrenzt.

- rigide Verblockung von Implantaten⁶
- hohe Anzahl von Implantaten/Pfeilerzähnen
- Vermeidung von Anhängern
- orovestibulär schmal gestaltete Molarenkauf Flächen
- physiologische Kaukräfte, das heißt kein Bruxismus.

Sehr hohe extraaxiale Kräfte sind hingegen zu erwarten bei:

- Einzelkronen im Eckzahn- und Molarenbereich^{1,8}
- einer minimal erforderlichen Anzahl von Implantaten/Pfeilerzähnen
- langspannigen Anhängerkonstruktionen
- physiologischen Molarenkauf Flächen⁸
- exzessivem Bruxismus.

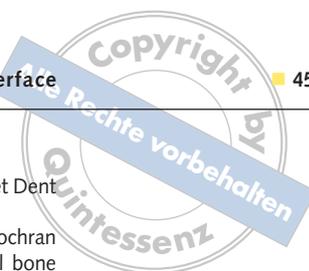
Da der Einzelzahnersatz im Seitenzahnbereich in der Implantologie stetig zunimmt, ist vor allem diese Versorgungsform durch ein frühzeitiges technisches Versagen des Implantatsystems gefährdet¹. Verbindungstypen mit Mikrobewegungen belasten die beteiligten Komponenten Implantat, Abutment (und eventuell Mesostruktur) sowie die Verbindungsschraube unkontrolliert und verursachen eine beschleunigte Materialermüdung. Die Implantat-Abutment-Verbindung mit Mikrobewegung wird somit zur mechanischen Schwachstelle. Die Interpretation

dieser Schwachstelle als „Sollbruchstelle“ ist heute nach Ansicht der Autoren nicht mehr zulässig, da es bei mikrobewegungsfreien Implantat-Abutment-Verbindungen (präzise Konusverbindungen) weder zu einer erhöhten Rate an Implantatfrakturen noch zu einer vermehrten Überbelastung des Implantat-Knochen-Interfaces kommt.

Gewebereaktionen

Bei einer krestal oder subkrestal platzierten Implantatplattform kann nach der Abutmentmontage (Einheilkappe; Prothetikpfosten etc.) eine krestale Knochenresorption auftreten^{3,4,11,12}. Diese circa 1,5 bis 2,5 mm große Knochenresorption ist Gegenstand vieler wissenschaftlicher Untersuchungen³. Im anterioren Bereich beeinflusst diese Knochenresorption vor allem die Weichgewebeästhetik. Die Wahrscheinlichkeit für die Ausbildung einer Papille hängt entscheidend vom vertikalen Knochenangebot im Approximalbereich ab⁵. Eine ausbleibende krestale Knochenresorption ermöglicht zudem die Verwendung kürzerer Implantate¹³ ohne Einbußen der prothetischen Belastungsfähigkeit (Wertigkeit).

Durch Implantatsysteme mit einer konischen, mikrobewegungsfreien Implantat-Abutment-Verbindung kann jedoch unter günstigen Voraussetzungen die Resorption des krestalen Knochens nachhaltig vermieden werden¹⁴⁻¹⁷. Diese differente Gewebere-



aktion entspricht den unterschiedlichen Ergebnissen bezüglich einer Mikrobewegung zwischen Abutment und Implantat.

Daraus wird von den Autoren ein Erklärungsmodell abgeleitet, wonach die Mikrobewegung zwischen Abutment und Implantat als eine von vielen Ursachen für die krestale Knochenresorption in Betracht gezogen werden kann (Abb. 20). Das zyklische Öffnen und Schließen des Mikropalts wirkt als Pumpe für die in den Hohlräumen des Implantats vorhandene Flüssigkeit (Abb. 20b), die übel riecht und Endotoxine von Bakterien enthält. Es kann angenommen werden, dass der krestale Knochen durch den Pumpeffekt mit dieser Flüssigkeit kontaminiert wird (Abb. 20c)^{4,10,11}.

Das Ausmaß der Knochenresorption (Abb. 20d) wird durch den Radius des kontaminierten Gewebolumens begrenzt (Abb. 20c). Allerdings ist ein weiterer Effekt zu berücksichtigen, da bei einteiligen, durchmesserkonstanten Implantaten ebenfalls eine krestale Knochenresorption auftritt. Bei der Konusverbindung bilden die Implantatplattform und die Konuspatrize des Abutments eine Stufe aus (Plattformschichting)¹⁸. Diese Stufe verlagert bei extraaxialer Belastung des Implantats Spannungsspitzen vom krestalen Knochen-Implantat-Interface zu der weiter zentral liegenden Ecke zwischen Implantatplattform und Abutment. Diese Stufe und die weiter zentral liegende Ecke findet der Knochen auch vor, wenn die krestale Resorption an der ersten Gewindeschraube des Implantats stoppt.

■ Literatur

1. Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):517-521.
2. Hoyer SA, Stanford CM, Buranadham S, Fridrich T, Wagner J, Gratton D. Dynamic fatigue properties of the dental implant-abutment interface: Joint opening in wide-diameter versus standard-diameter hex-type implants. *J Prosthet Dent* 2001;85(6):599-607.
3. 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(10):1372-1383.
4. Brogini N, McManus LM, Hermann JS, Medina RU, Oates TW, Schenk RK, Buser D, Mellonig JT, Cochran DL. Persistent acute inflammation at the implant-abutment interface. *J Dent Res* 2003;82(3):232-237.
5. Kinsel RP, Lamb RE. Tissue-directed placement of dental implants in the esthetic zone for long-term biologic synergy: A clinical report. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(6):913-922.
6. Bakaeen LG, Winkler S, Neff PA. The effect of implant diameter, restoration design, and occlusal table variations on screw loosening of posterior single-tooth implant restorations. *J Oral Implantol* 2001;27(2):63-72.
7. Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate. DIN EN ISO 14801:2006-09.
8. Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003;16(5):481-486.
9. Zipprich H. Failure mode of implant-abutment connections after horizontal cyclic loading. *Int Poster J Dent Oral Med* 2004;6(No 03):Poster 238.
10. Scarano A, Assenza B, Piattelli M, Iezzi G, Leghissa GC, Quaranta A, Tortora P, Piattelli A. A 16-year study of the microgap between 272 human titanium implants and their abutments. *J Oral Implantol* 2005;31(6):269-275.
11. Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006;15(3):298-304.
12. Dibart S, Warbington M, Su MF, Skobe Z. In vitro evaluation of the implant-abutment bacterial seal: The locking taper system. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(5):732-737.
13. Renouard F, Nisand D. Short implants in the severely resorbed maxilla: A 2-year retrospective clinical study. *Clin Implant Dent Relat Res* 2005;7(Suppl. 1):S104-110.
14. Doring K, Eisenmann E, Stiller M. Functional and esthetic considerations for single-tooth Ankylos implant-crowns: 8 years of clinical performance. *J Oral Implantol* 2004;30(3):198-209.
15. Abboud M, Koeck B, Stark H, Wahl G, Paillon R. Immediate loading of single-tooth implants in the posterior region. *Int J Oral Maxillofac Implants* 2005;20(1):61-68.
16. Wennstrom JL, Ekestubbe A, Grondahl K, Karlsson S, Lindhe J. Implant-supported single-tooth restorations: A 5-year prospective study. *J Clin Periodontol* 2005;32(6):567-574.
17. Schulda C, Steveling H. Zehnjahresresultate mit dem Astra-Tech-Implantatsystem. *Implantologie* 2006;14(1):81-92.
18. Lazzara RJ, Porter SS. Platform switching: A new concept in implant dentistry for controlling postrestorative crestal bone levels. *Int J Periodontics Restorative Dent* 2006;26(1):9-17.

Micromovements at the Implant-Abutment Interface: Measurement, Causes, and Consequences

KEYWORDS *Implant-abutment connections, reversible connections, irreversible connections, conical connections, masticatory load, masticatory simulator, micromovements*

This in-vitro study examined the dynamic behavior of different designs of implant-abutment connections. Abutments were loaded at an angle of 30° with a force of up to 200 N. The distance of the point of force application from the implant platform was 8 mm; the gradation of the force was 0.3 N/ms. The interface of the implant-abutment connection was examined and measured radiologically using a professional high speed digital camera (1,000 images per second). The results showed that, under simulated clinical conditions, complex mechanisms are responsible for the presence or absence of micromovements. All reversible implant-abutment connections exhibit micromovements (implant systems: SIC, Replace Select, Camlog, XIVE, Straumann synOkta, Bego-Semados, Straumann massive conical abutment). Precision irreversible conical connections (implant systems: Ankylos, Astra Tech) show no micromovements. The potential clinical relevance of these results can at this point only be derived from theoretical considerations. Presumably, the pumping effect caused by the micromovements plays an important role for crestal bone resorption. It is assumed that the bone is contaminated with liquid contained in the implant.



IMPLANTOLOGIE DIE ZEITSCHRIFT FÜR DIE PRAXIS

auch online für Abonnenten unter
impl.quintessenz.de

Implantologie Online Plus

Mit diesem Zusatz-Abo lesen Sie online auch alle implantologischen Artikel aus Quintessenz, Quintessenz Zahntechnik, Endodontie, Parodontologie und Kieferorthopädie. Infos unter www.quintessenz.de/onlineplus