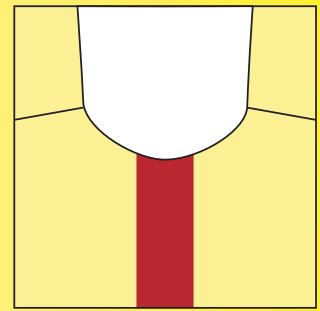




IMPLANTOLOGIE

DIE ZEITSCHRIFT FÜR DIE PRAXIS



SONDERDRUCK

Holger Zipprich /
Paul Weigl / Bodo Lange /
Hans-Christoph Lauer
**Erfassung, Ursachen und Folgen
von Mikrobewegungen am
Implantat-Abutment-Interface**

SPECIAL REPRINT

Holger Zipprich /
Paul Weigl / Bodo Lange /
Hans-Christoph Lauer
**Micromovements at the
Implant-Abutment Interface:
Measurement, Causes, and
Consequences**

15. JAHRGANG
VOLUME 15
MÄRZ / MARCH 2007

1/07



Secure a
technological head-start
with products of
outstanding quality
"Made in Germany"

Dr. Nina Chuchracky
Product Marketing Manager
BEGO Implant Systems



BEGO implant solutions for demanding users

BEGO Semados[®] implants – cutting-edge technology

- 100 % German design and production ensure first-class quality for safe use at a fair price
- Implant-abutment connection with optimised bionic functionality reduces micro-movements and notch stress in the crestal bone
- Highly pure, ultra-homogeneous TiPure^{Plus} surface for quick and reliable healing

Your personal technological head-start:
www.bego-implantology.com

Partners in Progress



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

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

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

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

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.

■ 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 Verbindungsstruktur 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 Rotationsicherung des Abutments, falls kein anderer Mechanismus einer Rotationsicherung in der Implantat-Abutment-Verbindung – wie zum Beispiel Haftreibung oder Klemmung – 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

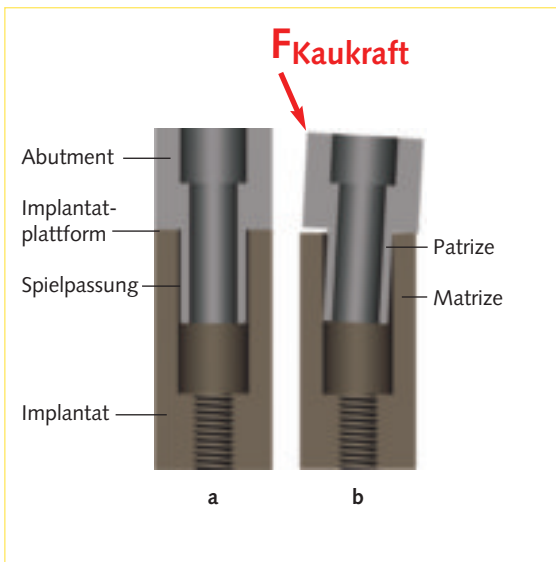


Abb. 1a und b Implantat-Abutment-Verbindung ohne Selbsthemmung. Ohne Verbindungsschraube tritt eine Relativbewegung (b) zwischen Abutment und Implantat ein (interner Fügungstyp).

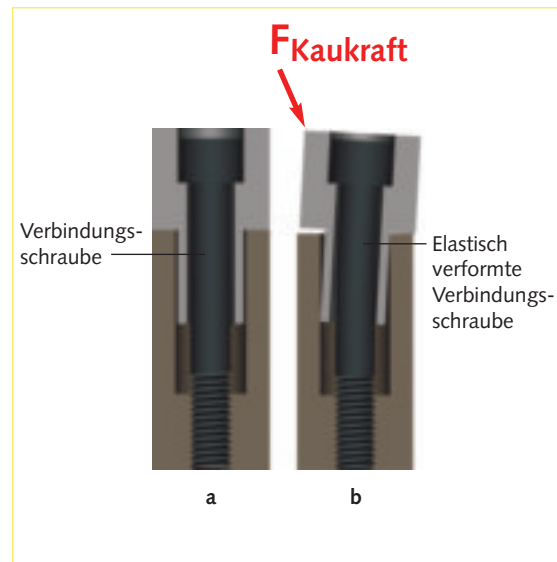


Abb. 2a und b Implantat-Abutment-Verbindung ohne Selbsthemmung. Bei elastischer oder plastischer Verformung der Verbindungsschraube tritt eine Relativbewegung (b) zwischen Abutment und Implantat ein (interner Fügungstyp).

in die interne Matrize des Implantats eintaucht, wird dies als interner Fügertyp 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 Fügertypen 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 Fügertypen (z. B. externer Hex) meist eine zu kurze Patrize am Implantat auf, um ein Abkippen des Abutments 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

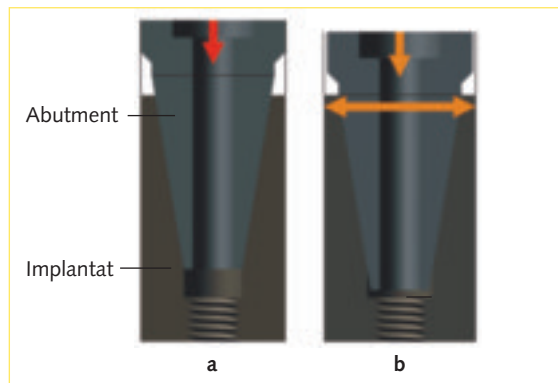


Abb. 3a und b Konusverbindung: Das Anziehen der Verbindungsschraube presst die Konuspatrize selbstzentrierend und formschlüssig in das Implantat hinein (a). Dabei dehnt sich das den Konus ringförmig umfassende Material – meist Titan – im Submikrometerbereich elastisch aus (b).

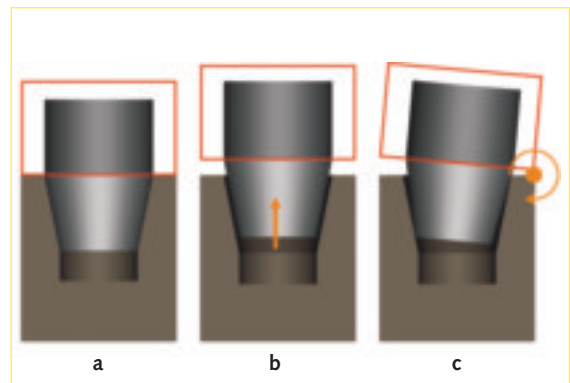


Abb. 4a bis c Bei einem steilen Konuswinkel und präziser Passung ist ohne vorausgehendes Herausziehen des Abutments dessen Verkippen durch eine extraaxiale Lastenleitung nicht möglich.

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 Fügspalt 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, verhindert 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

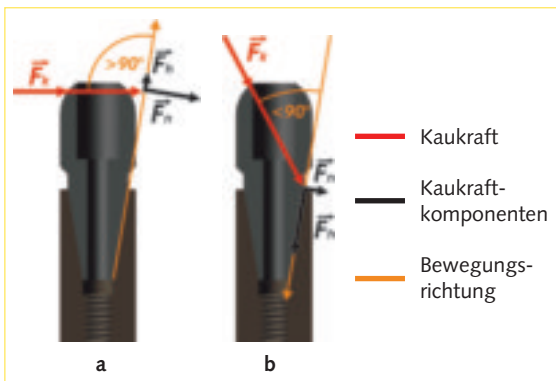


Abb. 5a Eine Konusverbindung löst sich bei Kraftkomponenten, die entgegen der Einschubrichtung des Konus wirken (F_H) und zugleich größer sind als die Haftreibung. Diese Kraftkomponente (F_H) entsteht, wenn die Gesamtkraft (F_K) mit einem Winkel größer als 90° zur Konusfläche ansetzt. **b** Ist der Winkel 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).

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 Innenkonus 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-

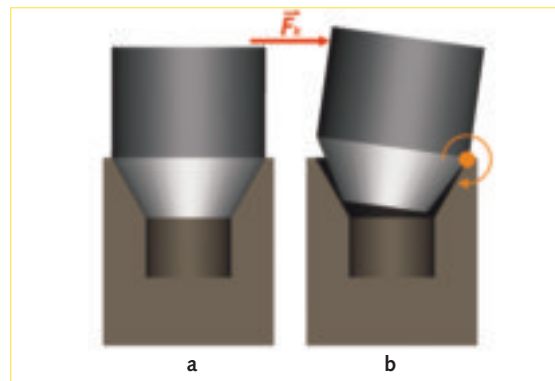


Abb. 6a und b Bei einem sehr großen Konuswinkel ist eine Abkippung des Abutments durch Rotation möglich. Die spielfreie Abstützung der Konuspatrize in der Matrize ist aufgehoben.

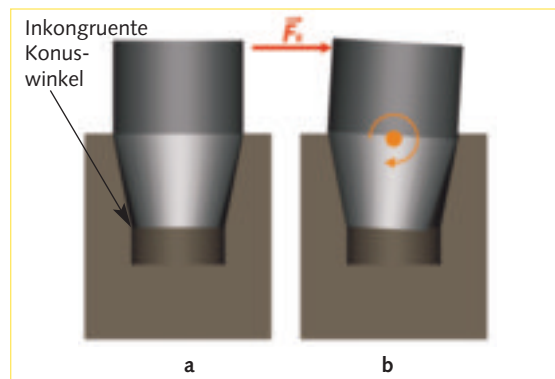


Abb. 7a und b Bei inkongruenten Konuswinkeln ist die Selbsthemmung stark reduziert. Die tatsächlich kraftschlüssig wirkende Konushöhe wird sehr klein. Ein Abkippen des Abutments bei extraaxialen Kräften ist möglich.

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.

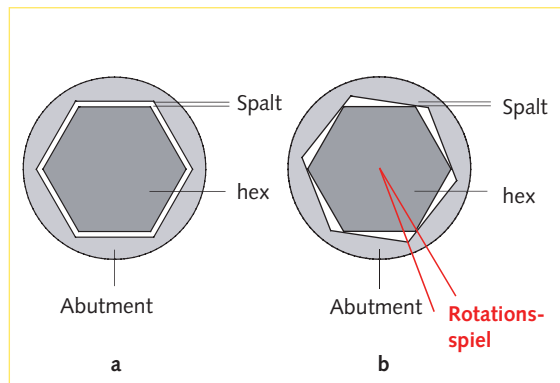


Abb. 8a und b Ein Index (Rotationsgesperre) ist meistens mit Spielpassung gefertigt. Daraus resultiert ein Rotations-spiel zwischen einem rechten und linken Anschlagpunkt.

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 Rotationsspiel 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-

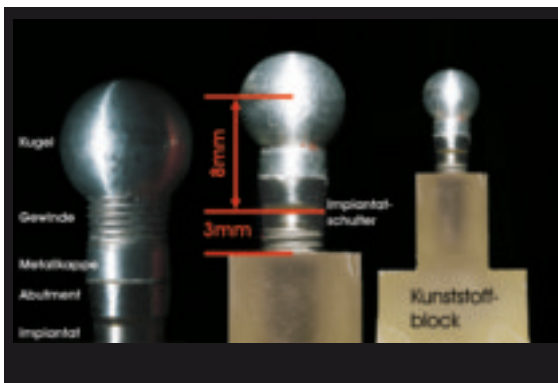


Abb. 9 Prüfkörper mit einstellbarer Hebelarmlänge zur Simulation der Suprakonstruktion; in Kunststoff eingebettetes Implantat.

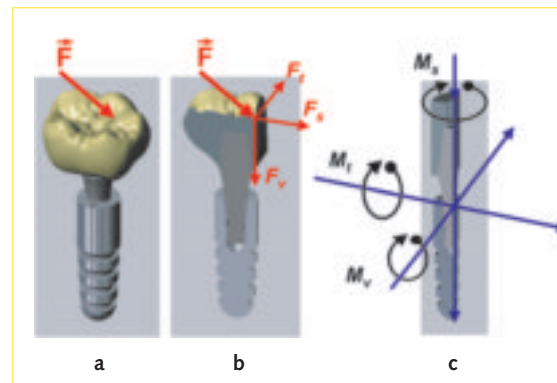


Abb. 10a bis c Eine extraaxial einwirkende Kaukraft (a) kann in drei Kraftvektoren zerlegt werden, die in axiale (F_v), mesiodistale (F_s) und orovestibuläre (F_t) Richtungen zeigen (b). Zudem entstehen Drehmomente an der Implantat-Abutment-Verbindung, die sich durch das Produkt aus Kraft und Hebelarm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

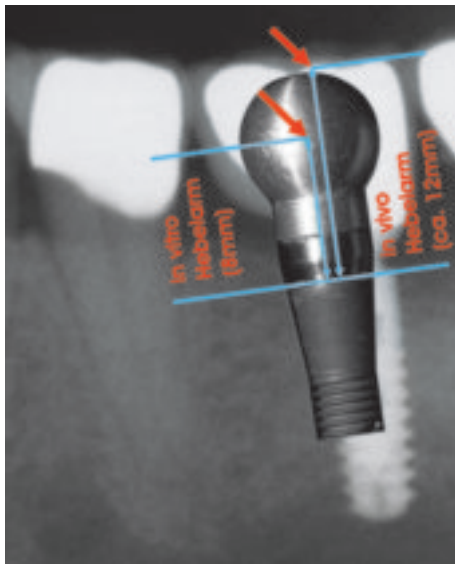


Abb. 11 Vergleich der Hebellängen in vitro und in vivo.

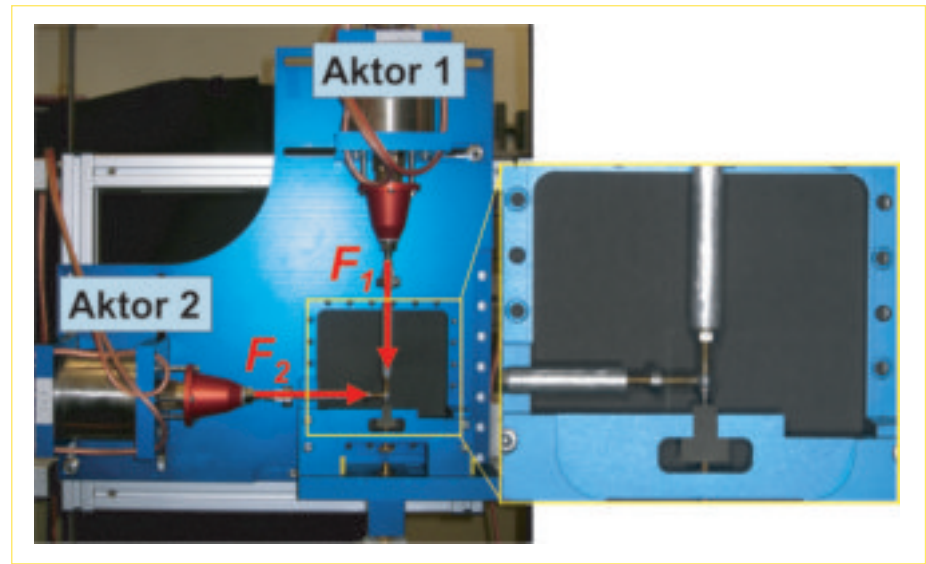


Abb. 12 Zweidimensionaler Kausimulator mit eingespanntem Prüfkörper. Die Ausschnittvergrößerung zeigt die Kraftapplikation auf den Prüfkörper im Detail.

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 = sagittal; t = 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 Kraftrichtungen 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° 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.

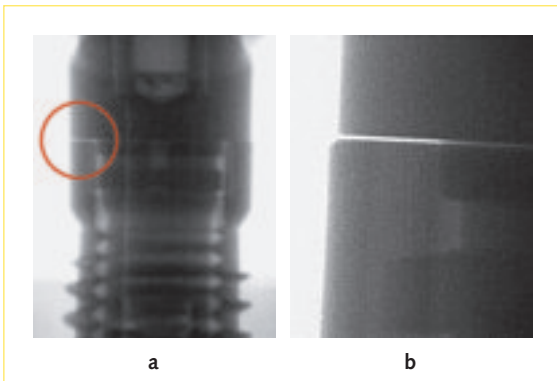


Abb. 13a und b Übersichtsaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (a). Detailaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (200 N / 30°) (b).

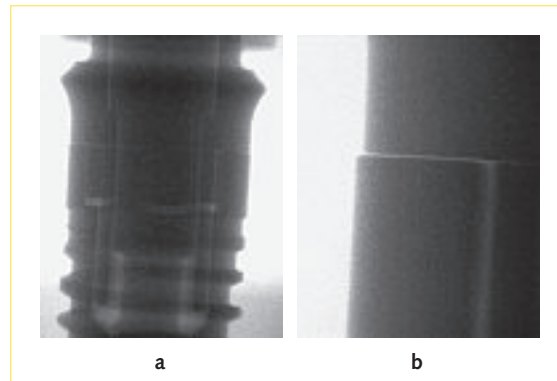


Abb. 14a und b Übersichtsaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (a). Detailaufnahme einer Stoßverbindung ohne Selbsthemmung (200 N / 30°) (b).

■ 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 Signalrauschen 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 Mikrospalt (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-Verbindungstyp durch- messer	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	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	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	0	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	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	0	0	0,1–4 µm	0
Straumann Massivsekundärteil www.straumann.ch	4,1 mm	interne Konusverbindung	keinen	35 Ncm	0	0	0	0,1–4 µm	0
Ankylos www.friadent.de	4,5 mm	interne Konusverbindung	keinen	15 Ncm	0	0	0	0	0
Astra Tech www.astratech.de	4,5 mm	interne Konusverbindung	Sechskant / Zwölfkant	25 Ncm	0	0	0	0	0

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

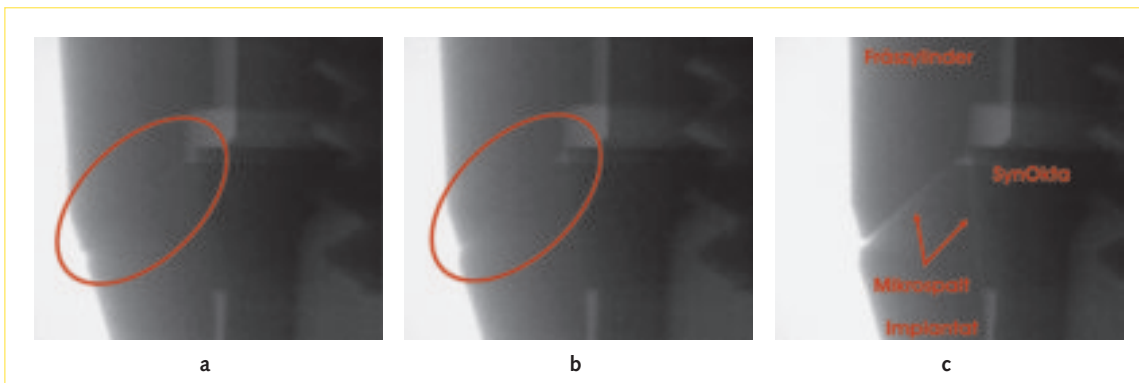


Abb. 15a bis c Unbelasteter Zustand (a) und bleibender Versatz des Fräszyinders (b) nach einer Maximallast von 100 N (30°). Spaltbildung während einer Maximallast von 200 N (30°) (c).

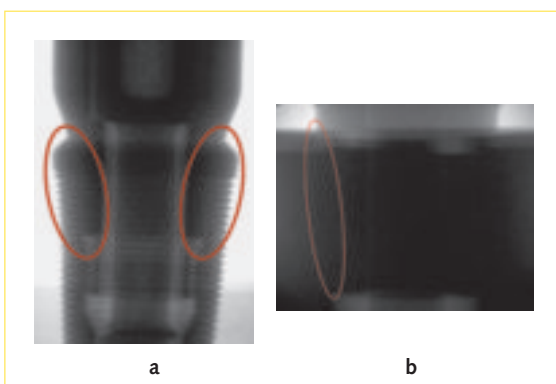


Abb. 16a und b Keine Mikrospaltbildung bzw. keine Mikrobewegung bei konischen Verbindungen mit Selbsthemmung (200 N / 30°).

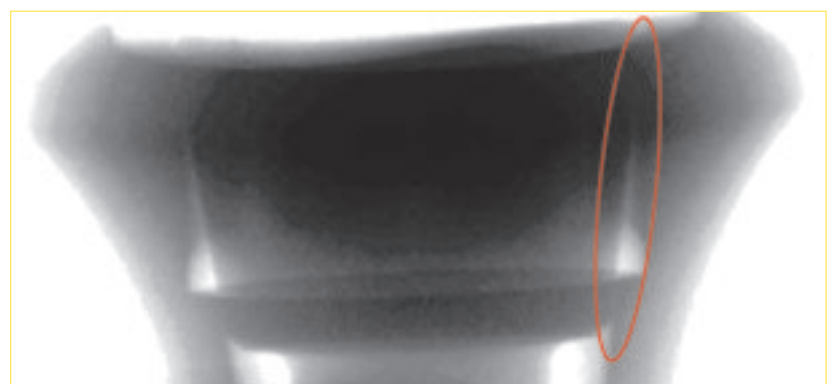


Abb. 17 Inkongruente Konuswinkel verhindern die Selbsthemmung. Die tatsächlich kraftschlüssig wirkende Konushöhe wird sehr klein. Ein Abkippen des Abutments bei extraaxialen Kräften ist möglich.

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 Mikrospalts. 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 Mikrospalten 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-

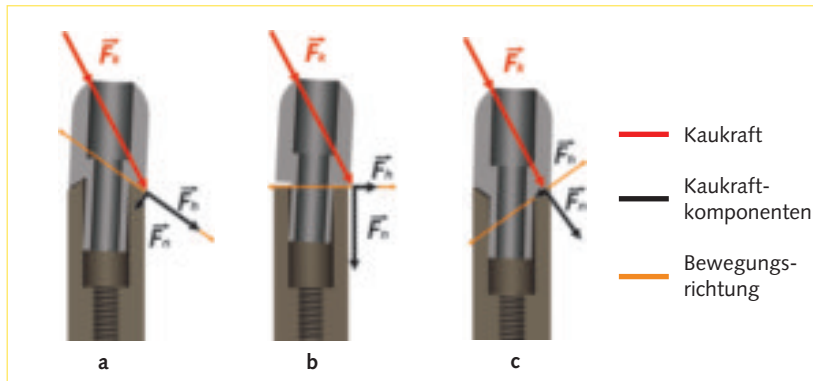


Abb. 18a bis c Einfluss der äußeren Randgestaltung der Implantatplattform auf den Versatz des Abutments: Implantatplattform mit kurzer externer Konuspatrize (a), flacher (b) und kurzer interner Konusmatrize (c). Die Wahrscheinlichkeit eines ausgeprägten Versatzes ist bei der in Abbildung 18a dargestellten 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 Plattformdurchmesser 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 Implantatplattform 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.

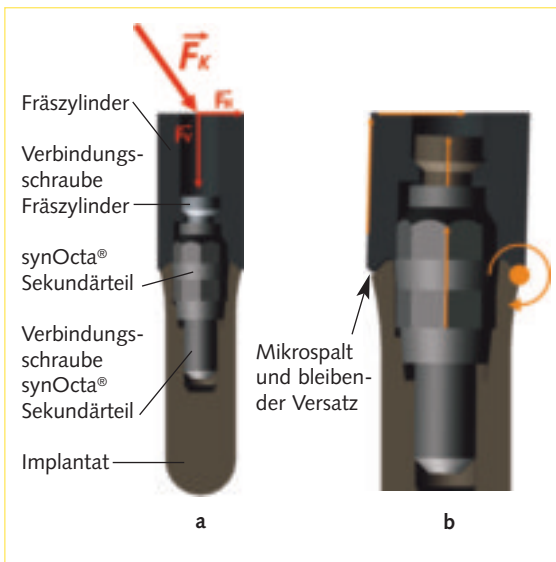


Abb. 19a und b Die interne Konusverbindung des Implantatsystems Straumann-synOkta® und -Fräszyylinder®, kombiniert mit einer kurzen externen Konuspatrize am äußeren Rand der Implantatplattform (a), weist komplexe Wirkungsmechanismen auf, die die großen Mikrospalten und den verbleibenden Versatz des Fräszylinders (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 Mikrospace 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-synOkta und -Fräszyylinder®, 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 synOkta®-Sekundärteils. Aufgrund dieser mit Spielpassung versehe-

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

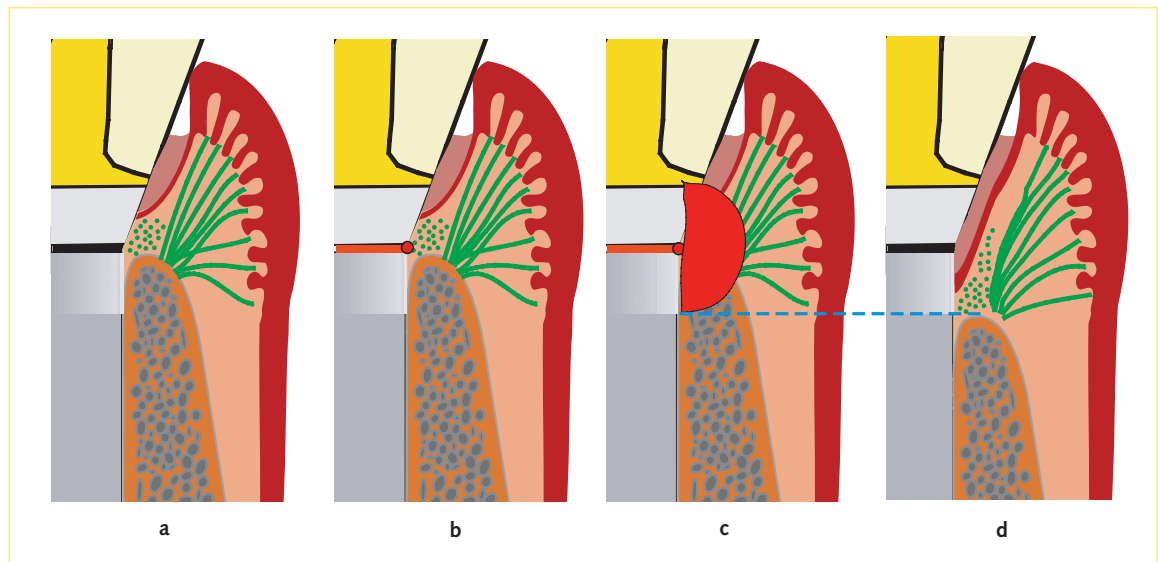


Abb. 20a bis d Das statische Implantat-Abutment-Interface (a) wirkt bei Mikrobewegungen als Mikropumpe (b). Der am Implantat anliegende krestale Knochen wird mit einer unphysiologischen Flüssigkeit kontaminiert (c). Das Ausmaß der Knochenresorption (d) wird durch den Radius des kontaminierten Gewebesvolumens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

- rigide Verblockung von Implantaten⁶
- hohe Anzahl von Implantaten/Pfeilerzähnen
- Vermeidung von Anhängern
- orovestibulär schmal gestaltete Molarenkaufflächen
- 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 Molarenkaufflächen⁸
- 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 (Einheitskappe; 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 Mikrospalts 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 (Plattformschaltung)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

- Simon RL. Single implant-supported molar and premolar crowns: A ten-year retrospective clinical report. *J Prosthet Dent* 2003;90(6):517-521.
- 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.
- 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.
- Broggini 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.
- 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.
- 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.
- Dynamische Ermüdungsprüfung für enossale dentale Implantate. DIN EN ISO 14801:2006-09.
- Morneburg TR, Proschel PA. In vivo forces on implants influenced by occlusal scheme and food consistency. *Int J Prosthodont* 2003;16(5):481-486.
- Zipprich H. Failure mode of implant-abutment connections after horizontal cyclic loading. *Int Poster J Dent Oral Med* 2004;6(No 03):Poster 238.
- 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.
- Covani U, Marconcini S, Crespi R, Barone A. Bacterial plaque colonization around dental implant surfaces. *Implant Dent* 2006;15(3):298-304.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- 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.
- Schulda C, Steveling H. Zehnjahresresultate mit dem Astra-Tech-Implantatsystem. *Implantologie* 2006;14(1):81-92.
- 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.

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

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



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

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

All three:
Center for Dental and Oral
Medicine and Cranio-
Maxillofacial Surgery
(Carolinum)
Johann Wolfgang Goethe
University Frankfurt
Department of Prosthodontics
Theodor-Stern-Kai 7
60590 Frankfurt
Germany

Bodo Lange
Dentist
Dental office:
Breuberger Weg 10
64832 Babenhausen
Germany
E-Mail: bodo-lange@t-online.de

KEYWORDS *Implant-abutment connections, flat-to-flat interfaces, 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 recorded and measured radiologically using a 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 synOcta and milling cylinder, Bego-Semados, Straumann massive conical abutment). Precision self-locking 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.

■ Introduction

Over time, more and more indications have been developed for implant-supported prosthetic rehabilitations, and expectations have risen. The advent of implantology was predominantly characterized by edentulous jaws restored with bar-supported prostheses or screw retained bridges. Today, single-tooth restorations of individual missing teeth are increasingly gaining importance among implant-supported restorations. As a result, increased mechanical loads are present that will also act on the interface structure between implant and abutment. The authors believe that highly and cyclically loaded implant-abutment connections in single-tooth replacements

are greatly relevant from a clinical point of view, due to a number of factors:

- Implant systems with two or more components are much more popular than one-piece implants because of their well-known clinical and technical advantages.
- Technical failure of the implant-abutment interface is more frequently seen in unsplinted crowns in the posterior segment.^{1,2}
- Crestally or subcrestally located implant-abutment interfaces are often subject to crestal bone resorption following abutment connection.^{3,4}

The objective of the present investigation was to evaluate the behavior of implant-abutment interfaces under simulated masticatory loads as a function of the type of connection and its structural implementation. Of particular interest was the recording of micromovements between the abutment and the enossal implant body during dynamic load introduction because a causal relationship can be established between micromovement, technical failure, and crestal bone resorption.⁵

■ Type and structural implementation of implant-abutment connections

Manufacturers of implant systems with two or more components offer a large variety of designs of implant-abutment connections, for historical reasons and for reasons pertaining to patent law. Requirements for technically and clinically reliable implant-abutment connections can be defined as follows:

- Simple, failure-proof abutment connection in patients
- Highly accurate fit
- Non-rotational design
- High resistance to extra-axial forces
- Low material fatigue during cyclic loading
- Absence of loosening

Implants and abutments are currently most commonly connected by tightening a connecting screw on to the touching surfaces (interface region) to bring together the components under pressure. This process creates static friction between the components. The level of this static friction depends on the area of the touching surfaces and on the proportion of forces acting perpendicularly to their plane.

This paper will classify implant-abutment connections by the presence or absence of self-locking.

In mechanics, the term *self-locking* indicates that any relative dislocation or rotation of two components is prevented by static friction between their surfaces. This static friction is caused by initial pressure applied to both components against each other. It can be superseded by external forces, eliminating the effect of self-locking. The amount of static friction – and, hence, of self-locking – is determined by

the geometry and friction coefficients of the components involved and by the initial contact pressure.

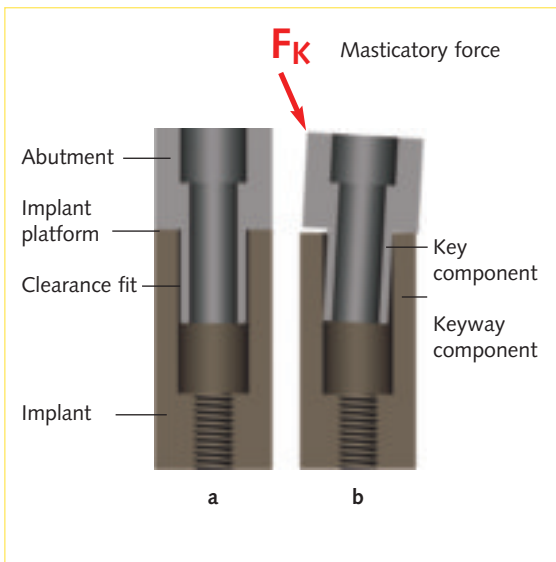
Implant-abutment connections can also be classified by determining whether an index (rotation lock) has been included in the joining structure or not. An index will provide for a defined rotational position of the joined abutment. This defines the first function of an index, which is to transfer the rotational position of the abutment between the master cast and the patient. The second function of the index is to protect the abutment against rotation, unless another non-rotational mechanism, such as static friction or bonding, is or can be utilized in the implant-abutment connection.

■ Connections without self-locking (flat-to-flat connections)

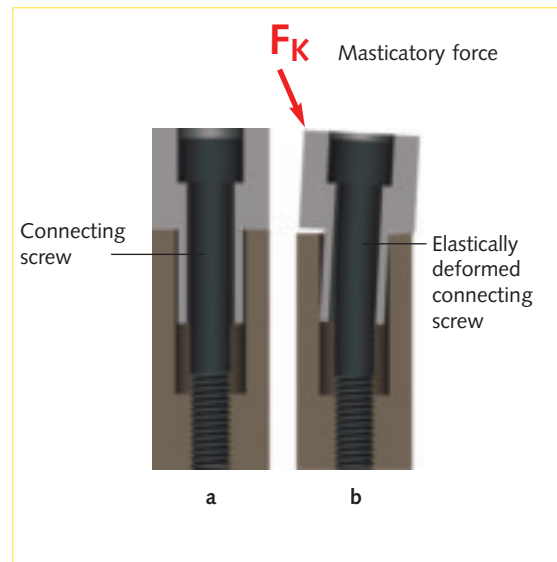
A very common implant-abutment connection design is two surfaces pressed against each other perpendicularly to the implant axis – here it is the prosthetic implant platform (Figure 1a) that is pressed against the floor of the abutment. An additional feature of this flat-to-flat interface (a type of butt joint) is an overlap between the abutment and implant placed along the implant axis and in the implant center. A parallel orientation of the joined surfaces of the overlap will result in a parallel key or keyway situation in the center of the implant or abutment (Figure 1a). An external joint is present if the key is located at the implant and the corresponding keyway at the abutment. An internal joint is present if the abutment features a key reaching into the internal keyway of the implant (Figure 1).

Joining this telescope-type key with parallel walls to a keyway will require a small clearance fit or a small gap between the joined surfaces (Figure 1a) to safely avoid friction in the joining process.

If the connecting screw in the above flat-to-flat interface is loosened, no contact pressure will be present between the joined surface perpendicular to the implant axis (i.e. between the implant platform and the abutment floor). Applying an extra-axial load will cause relative movement between the abutment and implant if the connecting screw is loosened (Figure 1b) because the joined surfaces parallel to the implant axis exhibit a clearance fit. Without the tightened connecting screw the abutment and implant



Figures 1 a and b Implant-abutment connection without self-locking. The absence of a connecting screw gives rise to relative movement (b) between the abutment and implant (internal joint type).



Figures 2a and b Implant-abutment connection without self-locking. Elastic or plastic deformation of the connecting screw will cause relative movement (b) between the abutment and implant (internal joint type).

cannot self-lock against relative movements. Therefore, in mechanical terms, this type of connection is not self-locking.

Internal joint types will allow for long keys at the abutment that will act as a locking mechanism (i.e. by locking movements). They prevent the abutment from tilting off completely even in the absence of a connecting screw during extra-axial loading (Figure 1b).

On the other hand, external joint types, such as external hexagons, usually have a key at the implant that is too short to prevent the abutment from tilting.⁶

However, non-self-locking connections will permit relative movements even when the connecting screw is not loosened. Relative movements between the components will also occur if extra-axial forces overcome the contact pressure that the connecting screw creates between the abutment and the implant (Figure 2).

The maximum length of the microgap during extra-axial loading is determined by the length of the flat-to-flat interface, the size of the clearance fit, and the elastic deformation of the implant components.

■ Self-locking connections (conical connections)

The cone is located at the abutment (external cone) while the corresponding conical keyway is located inside the implant (internal cone). A clearance fit is not required to join this conical key and keyway at the implant-abutment interface. Rather, the conical surfaces of the joint will form a positive frictional fit at the implant-abutment interface as the joining gap disappears due to the conical geometry and the contact pressure.

If the connecting cone of the abutment is joined to the enossal implant body and is axially loaded by tightening the connecting screw or by functional loading, the connecting cone will press its way into the implant in a self-centering fashion and form a positive fit (Figures 3 a and b). In the process, the circumferential material around the cone (usually titanium) will expand elastically in the submicrometer range (Figure 3b).

The restoring force of the elastically expanded material will maintain the level of static friction between both components. If the connecting screw were to be removed, the static friction still created by the restoring force would prevent the relative move-

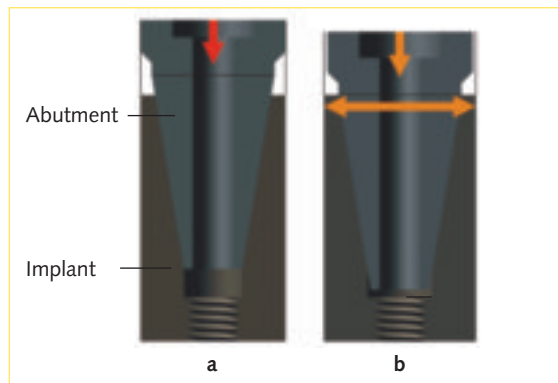
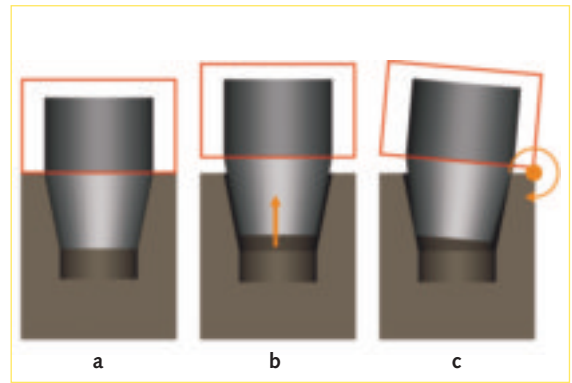


Figure 3a and b Conical connection: Tightening the connecting screw will press the conical key into the implant in a self-centering fashion for a positive fit (a). In the process, the circumferential material around the cone (usually titanium) will expand elastically in the submicrometer range (b).



Figures 4a to c In the presence of a steep cone angle and a precise fit, the abutment cannot be tilted by an extra-axial force unless it has previously been pulled out.

ment of the two components. This phenomenon is known as the self-locking effect. It will prevent the connected components from detaching readily, and it will also prevent micromovements between the components.

Static friction is reinforced by undercuts forming part of the unavoidable surface roughness. Infinitely small roughness is not attainable in the manufacturing process. The level of self-locking can be determined by approximation as follows: if a conical connection is unloaded (by removing the connecting screw or by eliminating the functional load), the friction coefficient between implant and abutment multiplied by the restoring force of the implant equals the adhesive strength (static friction) needed to separate the conical connection in the opposite direction to its insertion path. Hence, the level of separation force will depend, among other factors, on the cone angle, the initial load of the connecting screw, and the contact area of the connecting cone. Even if the joint force (initial load of the connecting screw) remains the same, smaller cone angles are associated with progressively higher contact pressure between the conical surfaces of the joint. Consequently, the self-locking effect will increase as the cone angle decreases (Figure 4).

The conical connection will loosen if an extra-axial force (F_h ; Figure 5a) counteracts the insertion path

of the cone while exceeding the level of static friction. However, a force component counteracting the insertion path will only develop in the presence of an overall extra-axial force (F_k ; Figure 5a) applied at an angle greater than 90° to the cone surface. In addition, rotation is also capable of overcoming static friction.

If the angle is smaller than 90° , the internal cone will be supported by the external cone without clearance and without significant loading of the connecting screw (zero-clearance fit) (Figure 5b). In other words, the cone will be pressed into the implant if the force is directed towards it at an angle of less than 90° to the cone surface. This will result in both a frictional and a positive fit between the joined surfaces, at the same time preventing direct loading of the connecting screw. Only minimal permanent loading will remain as a result of the elastic deformation of the implant components.

In theory, the mechanism of zero-clearance fit of the internal cone inside the external cone is only possible at cone angles below 45° (Figure 6). In actual practice, cone angles below 15° are preferred (see Figure 4).

However, the abutment is also capable of tilting if the angles of the internal and external cones are incongruous (Figure 7) because the cone height engaged in the frictional fit becomes very small.

Overall, connections with a steep cone have two mechanical modes of action that will safely prevent

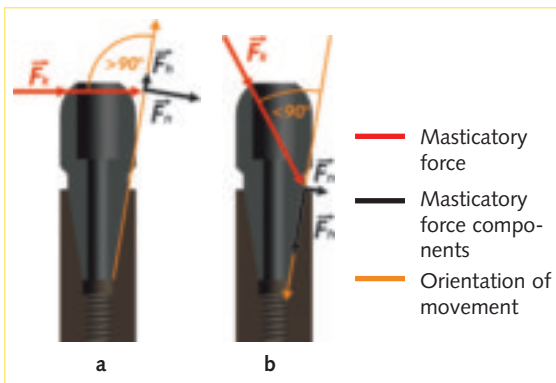


Figure 5 a and b The cone connection will loosen in the presence of force components acts reversely to the insertion path of the cone (F_h) while exceeding the level of static friction. This force component (F_h) will develop if the total force (F_k) is applied at an angle greater than 90° to the cone surface (a). If the angle is smaller than 90° , the cone key will be pressed into the implant. The internal cone will be supported by the external cone without clearance and without any significant loading of the connecting screw (zero-clearance fit) (b).

relative movement between the joined components in the presence of extra-axial loading:

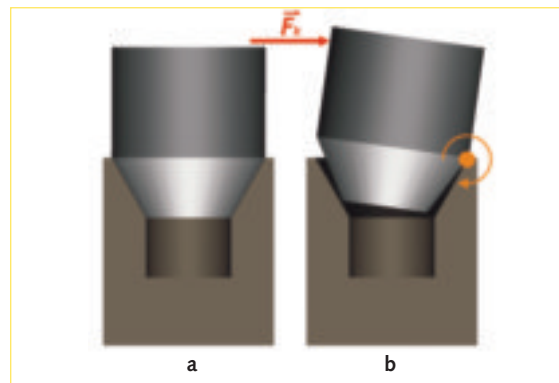
- Self-locking
- Zero-clearance fit preventing the abutment from tilting

■ Connections with a mandatory index

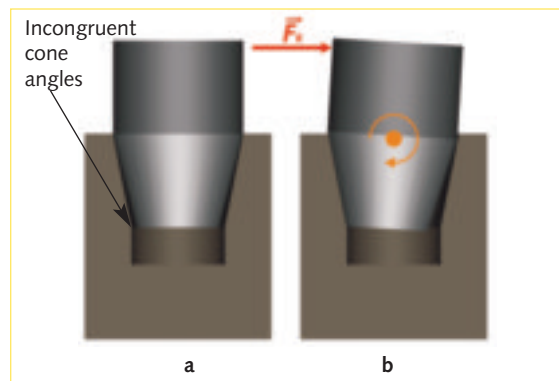
Implant-abutment connections require a simple and fail-safe abutment mounting mechanism and, even more importantly, a non-rotational abutment-implant interface, e.g. for fabricating single-tooth restorations or cone prostheses.

Flat-to-flat interfaces without self-locking joined via a telescope-type key and keyway with parallel walls at the implant-abutment interface include a clearance fit between the axial surfaces of the joint (see Figure 1a). If the key were shaped like a straight cylinder, this clearance fit would permit unrestricted rotation of the abutment. Static friction of the implant platform against the abutment floor would be the only factor counteracting abutment rotation. However, this static friction is not sufficient to reliably prevent rotation in the presence of masticatory forces.

Rotation can therefore only be prevented through an index (rotation lock). Suitable designs



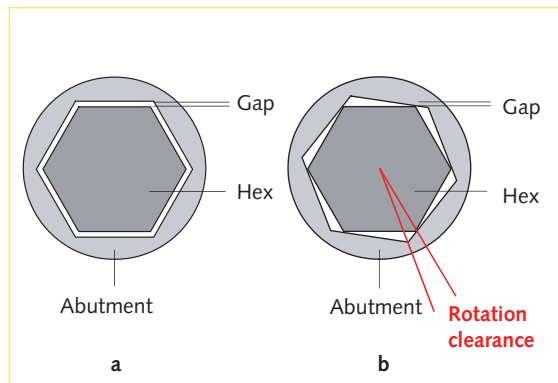
Figures 6a and b In the presence of a very steep cone angle, the abutment may tilt by rotation. Zero-clearance support of the conical key inside the keyway is eliminated.



Figures 7a and b Self-locking is greatly reduced in the presence of incongruent cone angles. The cone height engaged in the frictional fit becomes very small. The abutment may tilt under extra-axial forces.

might include triangular or other polygonal equilateral designs of the key (Figure 8). Another possible index design is realized by notches and lobes forming meandering indentations at the key or keyway of the implant-abutment connection. Thus, an index is mandatory to ensure adequately anti-rotational properties in non-self-locking, flat-to-flat internal or external joints with parallel walls. However, indices (rotation locks) are usually designed with a clearance fit to facilitate simple joining. This will result in a rotational clearance delimited by bilateral stops. This clearance can only be suppressed by the static friction between the implant platform and abutment floor (Figure 8).

A useful side effect of indexed implant-abutment connections is that the rotational position of the abutment can be transferred in a defined fashion



Figures 8a and b Most indices (rotation locks) are designed with a clearance fit. This will result in a rotational clearance delimited by stops on the left and on the right.

from the master cast to the patient without any additional tools (such as index keys).

■ Connections without an index

Implant abutment connections that are characterized by very high static friction between the joined surfaces can offer adequate protection against abutment rotation even in the absence of an index (rotation lock). However, static friction depends on adequately large contact surfaces between the joined components. In addition, adequate pressure must be present between these surfaces. Adequately dimensioned high-precision conical connections can meet both requirements. A precise fit will ensure a large contact area between the external and internal cones of the implant-abutment connection. The restoring force of the keyway wall (see Figure 3b) will ensure that the joined surfaces are continuously pressed against each other.

Implant-abutment connections without indexes have strengths and weaknesses concerning the definition of a definitive rotational position. Prefabricated abutments without rotational symmetry (i.e. anatomical or angulated abutments) can be mounted on the master cast in any rotational position. The position can be freely selected by the dental technician, such that patient requirements can be ideally met. Non-indexed abutments require a customized index key for a precise transfer of its rotational position from the master cast to the patient's mouth.

■ Connections with an optional index

An index added to a conical implant-abutment connection that includes sufficient static friction to prevent rotation of the abutment without indexing will essentially only serve its second function: to transfer the rotational position of the abutment correctly between the master cast and the patient's mouth with no extra tools (index keys). If such optional indexing at the abutment is removed by the dental technician, this would again result in a non-indexed connection.

■ Material and method

The mechanical behavior of different types of implant-abutment connections was evaluated in vitro under simulated clinical loading conditions. Connections were x-rayed during dynamic loading to obtain qualitative and quantitative recordings of any micro-movements in real time.

■ Specimens

Implant-abutment connections of the following implant systems were investigated:

- SIC (www.sic-invent.com)
- Replace Select (www.nobelbiocare.com)
- Camlog (www.camlog.de)
- XIVE (www.friadent.de)
- Straumann synOcta and milling cylinder (www.straumann.ch)
- Bego-Semados (www.bego-implantology.com)
- Straumann solid abutment (www.straumann.ch)
- Ankylos (www.friadent.de)
- Astra Tech (www.astratech.de).

The implants were embedded in a resin with module of elasticity similar to that of bone (Technovit® 4004; www.kulzer-technik.de) according to DIN 14810⁷ with a simulated bone resorption of 3 mm vertically. Abutments were connected with a calibrated torque device (Torsiometer 760; www.stahlwille.de) to the torque specified by the manufacturer (Table 1). Aluminum copings specially designed for the purpose were cemented to the abutment with self-curing composite adhesive (NimeticCem®; www.espe.de). A 8-mm loading distance to the implant shoulder

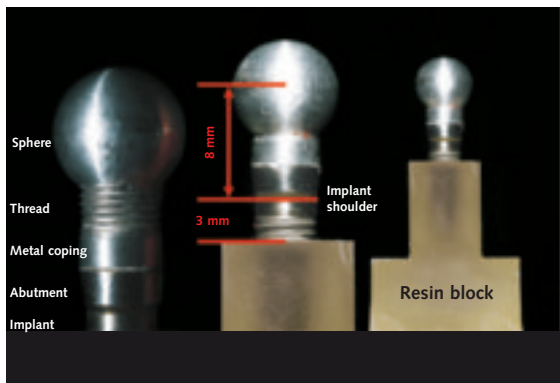


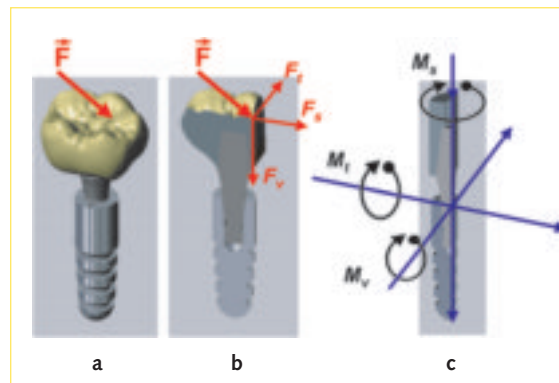
Figure 9 Specimen with adjustable lever arm length to simulate the superstructure; implant embedded in resin.

through the aluminum thread can be maintained by analogy with DIN 14801⁷ by rotating the spherical coping (Figure 9). The thread was sealed with a high-strength thread locker (Loctite 268; www.loctite.de) to keep the force transfer position in the mastication simulator constant as the height of the spherical coping was adjusted.

■ Evaluation of masticatory loads in posterior segments

The following assumptions were made to evaluate the forces and torques developing in the posterior jaw segment during mastication: Implant-supported unconnected molar crowns are exposed to forces that continuously change their positions along the masticatory surface as well as their direction and amount as the bolus is chewed. Extra-axial forces will thus invariably develop during mastication. Physiologically shaped masticatory surfaces with A, B and C contacts will load the implant roughly axially only if no food is being chewed in masticatory movements.

Figure 10 shows a physical breakdown of the force vector (F) acting on the masticatory surface. The total extra-axial force can be divided into components acting in an axial (F_v), mesiodistal (F_s), and orovestibular (F_t) direction (Figure 10b). In addition, torques defined by the product of the force and lever arm will develop at the implant-abutment interface



Figures 10a to c Extra-axial masticatory forces (a) can be divided into three force vectors acting in an axial (F_v), mesiodistal (F_s) and orovestibular (F_t) direction (b). In addition, torques defined by the product of the force and lever arm will develop at the implant-abutment interface (c).

(Figure 10c). Masticatory loads on single-tooth restorations (Figure 10a) will produce extra-axial components F_s and F_t (s = sagittal; t = transversal) of the occlusal force vector F . Torques will develop around the transversal and sagittal axes. In the absence of an “anvil” as represented by proximal contacts, the momentum around the sagittal axis becomes particularly important for implant-abutment connections in the posterior segment.

A high-quality simulation of human mastication thus requires chewing forces similar to the natural forces in terms of amount, speed of change, and spatial orientation. According to studies by Morneburg et al.⁸ and to DIN 14801⁷, forces may act at an angle of up to 30° to the implant axis.

The level of torque acting on the implant-abutment connection is additionally influenced by the height of the prosthetic superstructure, defined as the axial distance between the implant platform and the occlusal surface. If the height of the superstructure is 8 mm relative to the implant platform, masticatory forces of 100 N acting at below 30° (horizontal force component: 50 N) will generate a torque of 40 Ncm (Figure 11). With single-tooth superstructures twice as high (16 mm), the same torque is produced at half the force (50 N total, horizontal component of 25 N) at the same angle (< 30°).

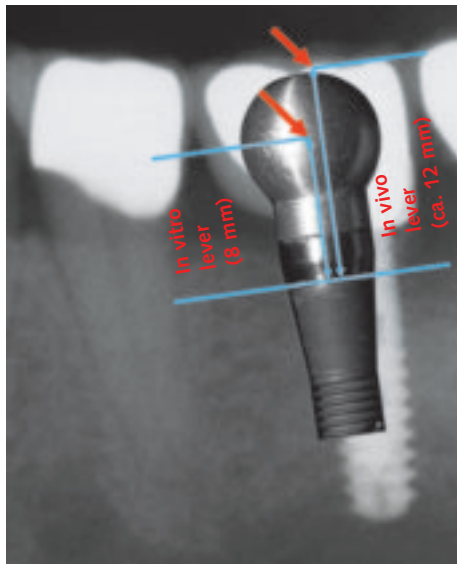


Abb. 11 Comparison of lever lengths in vitro and in vivo.

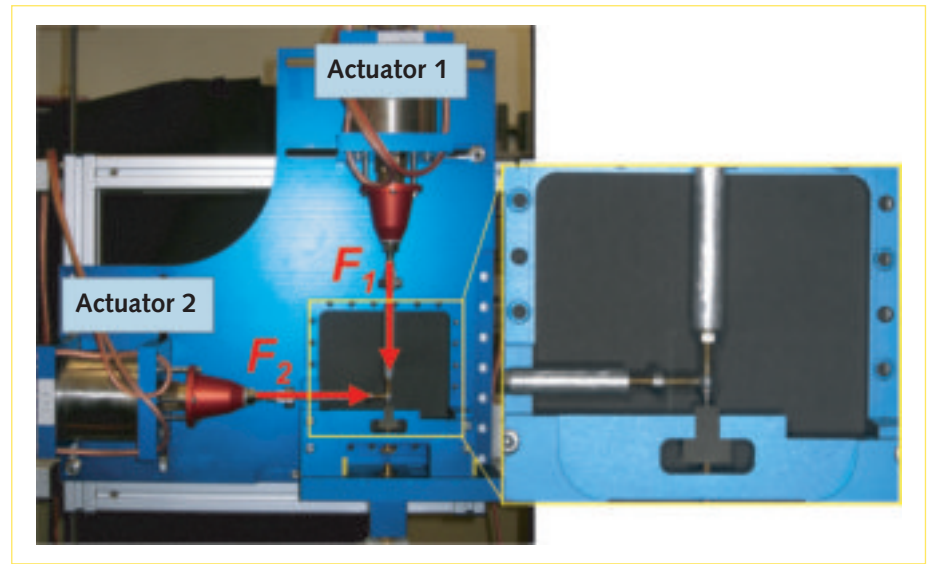


Figure 12 Specimen mounted in a two-dimensional mastication simulator. The enlarged insert displays in detail how force is applied to the specimen.

■ Experimental setup with a two-dimensional mastication simulator

A specially designed mastication simulator was built to apply two-dimensional masticatory forces on implant-abutment connections (Figure 12).⁹ The overall force acting on the abutment is generated by two actuators that are perpendicular to each other.

The simultaneous yet independent mechanism of force generation by the two actuators can be used to generate a resultant total force at different levels (0–300 N) and in any arbitrary direction (+90° to –90°) relative to the implant axis. The speed at which the force amount changes can be controlled by way of the actuator current, which is directly proportional to the force generated.

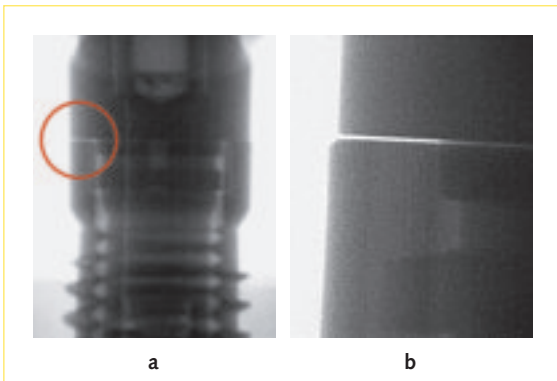
Simulating the human masticatory cycle in the posterior segment and by analogy with DIN 148017, the axial force vector was increased up to a defined maximum (50, 100, 150, 200 N) and inclined 30° relative to the implant axis. The speed of force adjustment was 0.3 N/ms until the maximum force was reached. The force was introduced according to DIN 148017 at a distance of 8 mm from the implant shoulder.

■ Dynamic recording of micromovements by x-ray videos

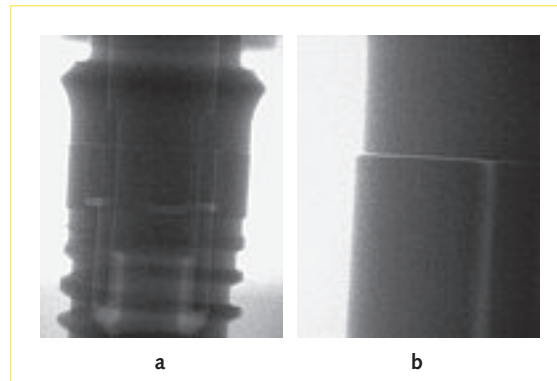
The specimen was exposed to a constant and diverging x-ray to dynamically capture micromovements at the implant-superstructure connection (Phoenix x-ray system with 160-kV tube; www.phoenix-xray.com). The radiation was converted to an electron ray in an image intensifier, generating visible light on a screen. This screen was filmed with a high-speed digital camera (MotionSCOPE M-1; 640 × 512 pixels; www.redlake.de) recording 1000 frames per second. Signal noise was significantly reduced without any noticeable motion blur by averaging 11 images.

In addition, the very high image rate facilitated a smooth replay of the dynamic processes in 40-fold slow motion. The pixel size was calibrated with a reference specimen for quantitative measurements of microgap widths. Automated pixels counts surveyed microgaps in a window 4 μm wide.

Five implant-abutment connections were investigated per implant system. Two connections were observed at overview magnification (Figures 13a and 14a) and three implant-abutment connections at detail magnification (Figures 13b and 14b). The size of the microgaps was calculated as the mean of the three detail magnification values.



Figures 13a and b Overview of a flat-to-flat interface without self-locking (a). Detail of a flat-to-flat interface without self-locking (200 N/30°) (b).



Figures 14a and b Overview of a flat-to-flat interface without self-locking (a). Detail of a flat-to-flat interface without self-locking (200 N/30°) (b).

■ Results

Table 1 shows a summary, for all implant systems, of the dynamic behavior results for implant-abutment connections exposed to maximum forces of 50, 100, 150, and 200 N at angles below 30° relative to the implant axis. None of the systems exhibited any significant variations around mean values, even though the microgap sizes were obtained as means of three implant-abutment connections. Overview images are provided in Figures 13a and 14a. Figures 13b and 14b show details of the various implant-abutment interfaces associated with microgaps (200 N at 30°).

The corresponding radiographic recordings will be made available in the second quarter of 2007 for online viewing and for download on the following page of the Frankfurt University Clinic website:

http://www.kgu.de/zzmk/prothetik/Vorklinik_Werkstoffkunde.htm

All flat-to-flat interfaces without self-locking exhibited microgaps at 200 N loading and angles below 30°, regardless of the implant system used. The recordings illustrate the relative movements between implant and abutment. Their baseline positions were not fully restored in certain loading patterns due to permanent offsets (Figure 15). The largest permanent offset after loading of any components was measured with the SynOcta® implant system with

screw-retained milled cylinder (Figure 15c). An average offset of 36 µm was found at maximum force levels of only 100 N (Figure 15b).

No microgaps or micromovements were detected with the conical connections of the Astra-Tech® and Ankylos® implant systems at a maximum force of as high as 200 N (Figure 16). Accordingly, no permanent offset of the implant components was observed.

The radiographs of the Straumann solid abutments® revealed incongruence of the conical connections (Figure 17). Contact between conical keys and keyways was only present at the cone base.

■ Discussion

Force levels, but notably also designs and precision of fit as a function of structural implementation, are crucial factors that influence the behavior of different implant-abutment connections toward the application of dynamic loads.

The following discussion will focus on the presence or absence of load-related micromovements relative to the various types of implant-abutment connections.

Table 1 Study parameters and results after dynamic loading of different implant-abutment connections

Implant system	Platform diameter	Connection type	Index	Torque	Microgap at 50 N	Microgap at 100 N	Microgap at 150 N	Microgap at 200 N	Permanent offset following 200 N
SIC www.sic-invent.com	4.2 mm	Flat-to-flat interface with horizontal implant platform	Hexagon	20 Ncm	0	0.1–4 µm	12–16 µm	28–32 µm	0.1–4 µm
Replace Select www.nobelbiocare.com	4.3 mm	Flat-to-flat interface with horizontal implant platform	Three positioning options	35 Ncm	0	0.1–4 µm	8–12 µm	12–16 µm	4–8 µm
Camlog www.camlog.de	4.3 mm	Flat-to-flat interface with horizontal implant platform	Three positioning options	20 Ncm	0.1–4 µm	12–16 µm	16–20 µm	32–36 µm	12–16 µm
XIVE www.friadent.de	4.5 mm	Flat-to-flat interface with horizontal implant platform	Hexagon	24 Ncm	0	4–8 µm	12–16 µm	16–20 µm	4–8 µm
Straumann synOcta and milling cylinder www.straumann.ch	4.1 mm	Internal conical connection + implant platform with external short conical key	Octagon	35 Ncm / 15 Ncm	0	0.1–4 µm	12–16 µm	20–24 µm	60–64 µm
Bego-Semados www.bego-implantology.com	4.5 mm	Flat-to-flat interface + implant platform with short internal conical keyway	Hexagon	30 Ncm	0	0	0	0.1–4 µm	0
Straumann solid abutment www.straumann.ch	4.1 mm	Internal conical connection	None	35 Ncm	0	0	0	0.1–4 µm	0
Ankylos www.friadent.de	4.5 mm	Internal conical connection	None	15 Ncm	0	0	0	0	0
Astra Tech www.astratech.de	4.5 mm	Internal conical connection	Hexagon / bihexagon	25 Ncm	0	0	0	0	0

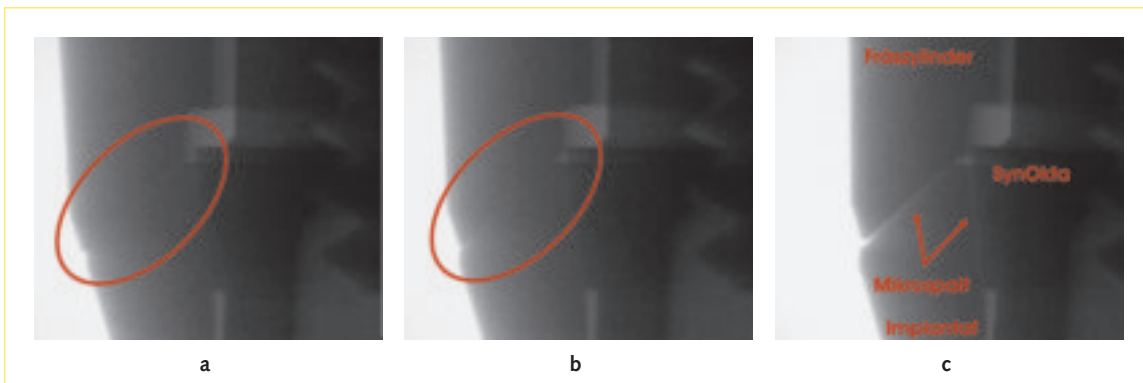
■ Causes of micromovements in connections without self-locking

Connections that are not self-locking (characterized by gap-free cohesion between the implant and abutment) are based on the clamping action of the connecting screw. Obviously, relative movements between implants and their superstructures can be triggered without applying significant force if the connecting screw is missing or has not been tightened. In connections without self-locking and that do not have zero-clearance fit, the formation and extent of load-related micromovements is determined specifically by the initial stress and elasticity of the connecting screw. The elastic deformation of a connecting screw by extra-axial loading is associated with a gap at the flat-to-flat interface. Any tilting or rotation of the abutment, and with it the size of the

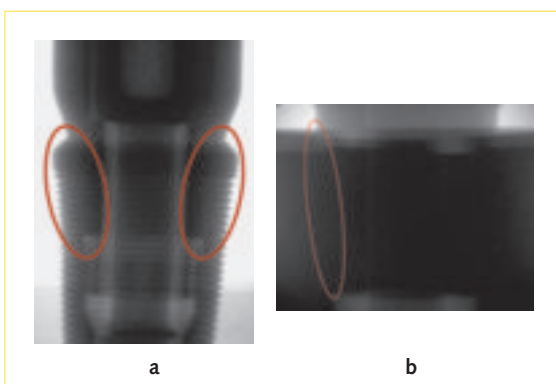
microgap, will be limited only when the key and keyway components machined to clearance fit are fully engaged. Long internal connections are particularly effective against abutment tilting. However, this effect will only be present after the potential tilt inside the clearance fit of the joined surfaces is exceeded. The same is true of rotation of the abutment if the index has been designed for clearance fit.

The extent of the micromovement will vary with the clearance fit of the central keyway relative to the key and index (hexagon, octagon, etc.). Another factor is the diameter of the prosthetic platform. Platform switching, for example, will reduce the effective size of the prosthetic platform.

Additional parameters influencing micromovements include the shape and elasticity of the external margin of the prosthetic platform (see next section).



Figures 15a to c Unloaded state (a) and permanent offset of a milling cylinder (b) after maximum loading to 100 N (30°). Gap formation during maximum loading to 200 N (30°) (c).



Figures 16a and b No microgap or micromovement in self-locking conical connections (200 N/30°).

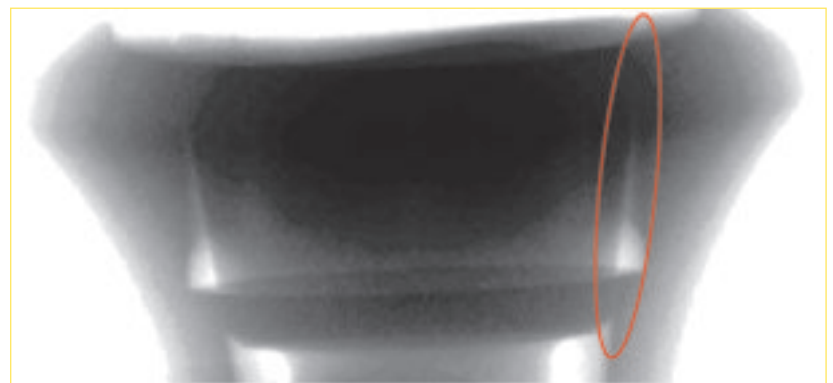


Figure 17 Incongruent cone angles will prevent self-locking. The cone height engaged in the frictional fit becomes very small. The abutment may tilt under extra-axial forces.

■ Reduction of micromovements in connections without self-locking

The dimensions of load-related microgaps in flat-to-flat interfaces will clearly depend, among other things, on the initial screw stress and on the elasticity of the connecting screw (Table 1). The initial screw stress can be enhanced by increasing the torque, screw diameter, and elasticity module, as well as by reducing the thread pitch.

The SIC® implant system exhibits microgaps similar to the XIVE® implant system. Due to the very small thread pitch (0.25 mm) of the SIC® implant system, the connecting screw generates a very high initial load, compensating for the higher torque and larger platform diameter of the XIVE® implant system.

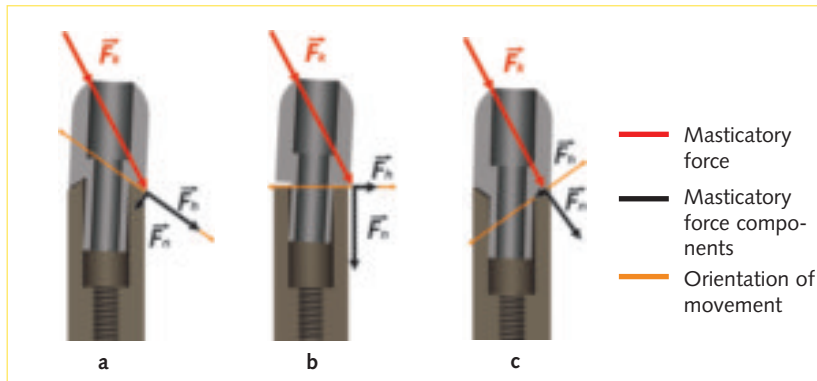
The connecting screw of the ReplaceSelect® implant system is designed to reduce friction of the con-

necting screw in order to increase the initial screw stress. Microgaps remained small, given the high torque and large diameter of the connecting screw involved.⁶

■ Causes of permanent abutment offsets in connections without self-locking

In addition to the centrally located keys and keyways, the design of the external margin of the implant platform has a sizable effect on whether an offset (residual relative movement) will develop between the implant and superstructure.

Commercially available designs include horizontal flat platforms (Figure 18b), platforms with external short conical keys at the external margin (Figure 18a), and platforms with internal short conical keyways at the external margin (Figure 18c). This latter



Figures 18a to c Effect of the external margin design of the implant platform on the abutment offset. Implant platform with an external short conical key (a) as well as a flatter (b) and shorter (c) internal conical keyway. The risk of a significant offset is highest with the design illustrated in Figure 18 a. The force component acting parallel to the implant platform is high (F_h) while the normal force that causes static friction (F_n) is low. The reverse is true of designs with an internal short cone keyway (c).

design, due to the short conical surface, lacks self-locking or zero-clearance fit to counteract abutment tilting in the presence of extra-axial loading.

Figure 18 illustrates the effect of the external margin design of the implant platform on the abutment offset. By analogy with the experimental setup, the abutment was loaded (F_k) at an angle of 30° to the implant axis.

A force component (F_n) is present at an angle of 90° to the platform surface (normal force = F_n) at the implant-abutment contact point. The normal force will generate static friction, counteracting the abutment offset. The second force component (F_h) acts parallel to the surface of the implant platform and causes abutment offset if the static friction can be overcome. As a result, the probability of a significant offset remaining permanent increases with higher force components (F_h) parallel to the implant platform and lower normal forces (F_n). This requirement is met if an external cone key (Figure 18a) is present at the external margin of the implant platform. By contrast, an internal short conical keyway (Figure 18c) at the external margin of the implant platform will counteract the offset as F_h decreases while F_n increases substantially.

This mechanism accounts for both the large permanent offsets seen with Straumann synOcta and milling cylinders (200 N; $30^\circ/60\text{--}64\ \mu\text{m}$; see Figure 18a) and the small permanent offsets seen with the Bego-Semados[®] implant system (200 N; $30^\circ/0.1\text{--}4\ \mu\text{m}$; see Figure 18c).

■ Load-related behavior with internal conical connections

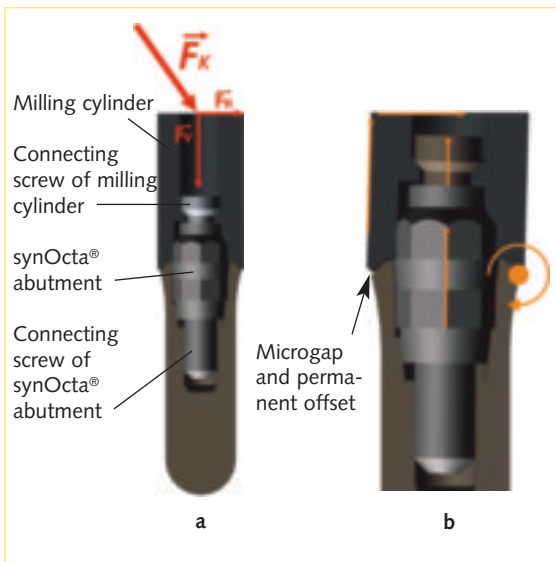
Evaluation of the internal conical connections did not yield any detectable microgaps for the Ankylos[®] and AstraTech[®] implant systems after loading with $F_k = 200\ \text{N}$ of simulated masticatory force at an angle of 30° .

The absence of micromovements between the abutment and implant (see Figure 16) is a function of the precision of the conical key and keyway and of clinically adequate dimensions of the conical connection.

The Straumann solid abutment[®], by contrast, revealed microgaps of 0.1 to $4\ \mu\text{m}$ under the same loading conditions ($F_k = 200\ \text{N}/30^\circ$). Incongruence between the conical key and keyway, as detectable in the radiographs, will reduce the positive and frictional fit of this conical connection (not manufactured to optimal precision) to a very small circumferential area in the region of the cone base (see Figure 17). As theoretically described, the abutment may tilt under high masticatory loads (see Figure 7). In addition, abutment tilting will expose the threaded bolt to loads, possibly resulting in material fatigue if extremely high levels of cyclical masticatory loading (bruxism, molar crowns, etc.) are present.

The internal conical connection of the Straumann synOcta[®] implant system and milling cylinder, combined with an external short cone key at the external platform margin, exhibits complex modes of action that explain the observation of large microgaps and permanent offsets of the milling cylinder.

An octagonal narrow depression in the internal conical keyway of the implant is used to guide synOcta[®] abutments reproducibly to their rotational positions. This clearance-fit indexing does not allow a positive fit between the implant and the synOcta abutment in this area (Figure 19). The self-locking effect is therefore greatly reduced. The synOcta abutment is tightened to 35 Ncm. The milling cylinder is supported on the short conical key at the external margin of the implant platform and is connected to the synOcta abutment by a screw. As a result, the connecting screw of the milling cylinder (tightened to 15 Ncm) will extract the synOcta abutment axially from the implant, reducing the initial stress of the connecting screw between the synOcta abutment



Figures 19a and b Internal conical connection of the Straumann synOcta® and milling cylinder combined with an external short cone key at the external implant platform margin (a) exhibiting complex modes of action that account for the observation of large microgaps and permanent offsets of the milling cylinder (b). The images do not reflect the true dimensions and geometrical details.

and the implant. The tensile forces acting on the synOcta abutment will be reinforced by extra-axial loading of the milling cylinder because the milling cylinder's connecting screw is connected only with the synOcta abutment, not with the implant (see Figure 19a). Starting at a simulated masticatory force of $F_k = 150 \text{ N}/30^\circ$, the initial screw stress of the synOcta abutment is largely eliminated because a continuous gap can be observed that extends right into the implant (see Figure 19b). In addition, the milling cylinder becomes permanently offset (see Figures 15b and c).

Clinical implications

Since the results of this in-vitro study cannot be entirely applied to the situation in vivo, their clinical relevance cannot be established with certainty. However, successful clinical results have been documented in the literature for all implant systems included in the present investigation. To what extent any micromovements between abutments and implants may cause technical failure^{1,9,10} and/or tissue reactions^{3,4,11} will depend on the loading pat-

tern of the implant and on the clinical position of the implant-abutment interface.

Technical failure

The formation of microgaps depends primarily on the total force to which an abutment is exposed. The following clinical situations will reduce the total force acting on implant-abutment connections:

- Rigid splinting of implants⁶
- Presence of numerous implants/abutment teeth
- Avoidance of cantilevered pontics
- Narrow orovestibular molar occlusal surfaces
- Physiological masticatory forces (no bruxing)

Extreme extra-axial forces are likely in the presence of:

- Single-tooth canine and molar restorations^{1,8}
- Minimum number of implants/abutment teeth required
- Extensive cantilever designs
- Molars with physiologic chewing surfaces⁸
- Excessive bruxing

Posterior single-tooth restorations are becoming increasingly focal to oral implantology. They are therefore particularly at risk for early technical failure of the implant systems used.¹ Connection types with micromovements will load the components (implants, abutments, any mesostructures if present) and the connecting screw in an uncontrolled fashion, expediting material fatigue. In this way, implant-abutment connections undergoing micromovement will turn into a mechanical liability. In the authors' view, it is no longer justified to regard these weak spots as predetermined break lines because implant-abutment connections (precise conical connections) not involving micromovements will produce neither increased rates of implant fracture nor increased overloading of implant-bone interfaces.

Tissue reactions

Crestally or subcrestally located implant platforms can give rise to crestal bone resorption following abutment (healing cap or prosthetic abutment) connection.^{3,4,11,12} This bone resorption of approximately 1.5–2.5 mm has been analysed in numerous investi-

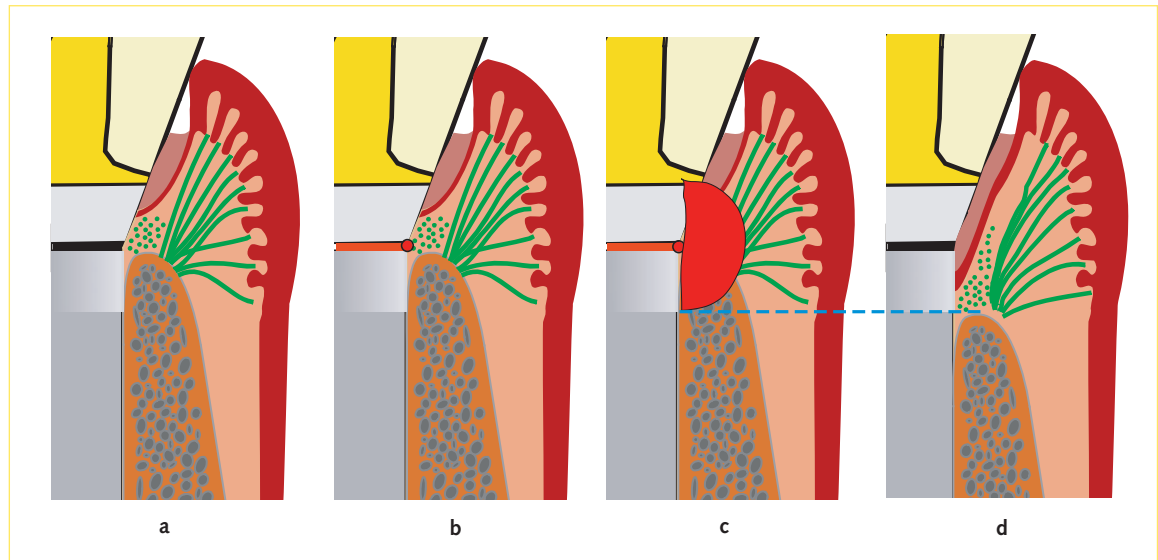


Figure 20a to d The static implant-abutment interface (a) acts as a micropump in the presence of micromovements (b). The crestal bone at the implant is contaminated by a non-physiologic fluid (c). The extent of bone resorption (d) is delimited by the radius of the contaminated tissue volume (c).

gations.³ In the anterior segment, the bone loss occurs primarily at the expense of soft-tissue esthetics. The chances of papilla formation will heavily depend on the proximal amount of vertical bone.⁵ Furthermore, the absence of crestal bone resorption will allow shorter implants¹³ to be placed without compromising the loading capacity of the prosthetic superstructure.

However, if conditions are favorable, this crestal bone loss can be permanently avoided by using implant systems with a conical implant-abutment connection without micromovements.¹⁴⁻¹⁷ This difference in tissue reaction is in keeping with the different results concerning micromovements between the abutment and implant.

These considerations have led authors to develop a description model that can be summarized as follows: Micromovements between abutments and implants can be considered one of numerous causes of crestal bone resorption (Figure 20). Cyclic opening and closing of the microgap will exert a pumping effect on the liquid contained in the implant cavities (Figure 20b). This liquid emanates a bad smell and contains endotoxins of bacterial origin. It may be assumed that the crestal bone is being contaminated with this liquid due to the pumping effect (Figure 20c).^{4,10,11}

The extent of bone resorption (Figure 20d) is limited by the radius of the contaminated tissue (Figure

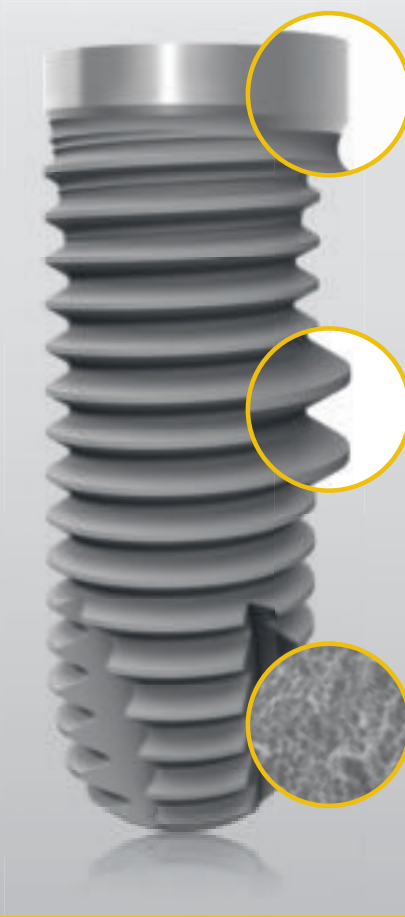
20c). Another effect should be considered, however, since crestal bone resorption is also observed around single-unit implants with a uniform diameter: Conical connections imply a ledge between the implant platform and the conical abutment key (platform switching).¹⁸ In the presence of extra-axial loading, this step will direct peak stresses from the crestal bone-implant interface to the (more centrally located) corner between the implant platform and the abutment. The bone will encounter this step and corner even if crestal resorption stops at the first thread of the implant.

References

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. Broggin 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.

Since 1993
the preferred
system for long-
term success!



Machined shoulder
Minimisation of marginal
bone resorption and
irritation-free mucosal
apposition

Thread
Self-tapping thread

Surface
High-purity and homogenous
TiPure^{Plus} surface

THE BEGO SEMADOS[®] S IMPLANT

A high-performance implant system for all standard indications

BEGO Semados[®] S Implants: The last word in modern and cost-effective dental implantology!

- Economic
- Simple to use
- Functional
- Quality product manufactured entirely in Germany
- Clinically tested
- Universally applicable

The BEGO Semados[®] S Implant at a glance

- Made from Grade 4 commercially pure titanium
- Diameters: 3.25 · 3.75 · 4.1 · 4.5 · 5.5 mm
- Lengths: 7 · 8.5 · 10 · 11.5 · 13 · 15 mm
- Excellent osseointegration
- High-purity, homogenous TiPure^{Plus} surface
- Rounded apex to protect anatomical structures

The implant prosthetics combination at a glance

- Removable prosthetics (threaded connection)
- Abutment elements protected from rotation (internal hex)
- Stable connection without micro-movements when subject to functional masticatory loading
- Internal taper for gap-free seating of the abutment elements
- Customised CAD/CAM prosthetic components made of various materials

www.bego-implantology.com

Partners in Progress

