

# Forschung · Wissenschaft Recherche · Science

**Editor-in-chief**  
**Chefredaktor**  
**Rédacteur en chef**  
Jürg Meyer, Basel

**Editors**  
**Redaktoren**  
**Rédacteurs**  
Urs Belser, Genève  
Peter Hotz, Bern  
Heinz Lüthy, Zürich

**Assistant Editor**  
**Redaktions-Assistentin**  
**Rédactrice assistante**  
Andrea Wölner-Hanssen, Basel

## **Advisory board / Gutachtergremium / Comité de lecture**

P. Baehni, Genève  
F. Barbakow, Zürich  
J.-P. Bernard, Genève  
C.E. Besimo, Basel  
M. Bickel, Bern  
S. Bouillaguet, Genève  
U. Brägger, Bern  
Th. Brunner, Zürich  
E. Budtz-Jørgensen, Genève  
D. Buser, Bern  
M. Cattani, Genève  
B. Ciucchi, Genève  
K. Dula, Bern  
A. Filippi, Basel  
J. Fischer, Bern  
L.M. Gallo, Zürich  
R. Glauser, Zürich  
R. Gmür, Zürich  
W. Gnoinski, Zürich

K.W. Grätz, Zürich  
Ch. Hämmerle, Zürich  
N. Hardt, Luzern  
T. Imfeld, Zürich  
K.H. Jäger, Basel  
J.-P. Joho, Genève  
S. Kiliaridis, Genève  
I. Krejci, Genève  
J.Th. Lambrecht, Basel  
N.P. Lang, Bern  
T. Lombardi, Genève  
H.U. Luder, Zürich  
A. Lussi, Bern  
P. Magne, Genève  
C. Marinello, Basel  
G. Menghini, Zürich  
R. Mericske-Stern, Bern  
J.-M. Meyer, Genève  
A. Mombelli, Genève

W. Mörmann, Zürich  
G. Pajarola, Zürich  
S. Palla, Zürich  
S. Paul, Zürich  
M. Perrier, Lausanne  
M. Richter, Genève  
H.F. Sailer, Zürich  
J. Samson, Genève  
P. Schärer, Zürich  
J.-P. Schatz, Genève  
P. Schüpbach, Horgen  
P. Stöckli, Zürich  
U. Teuscher, Zürich  
H. van Waes, Zürich  
T. von Arx, Bern  
A. Wichelhaus, Basel  
J. Wirz, Basel  
A. Wiskott, Genève

**Publisher**  
**Herausgeber**  
**Editeur**  
Schweizerische Zahnärzte-Gesellschaft SSO  
Société Suisse d'Odonto-Stomatologie  
CH-3000 Bern 7

**Adresse der wissenschaftlichen Redaktion**  
Prof. Jürg Meyer  
Zentrum für Zahnmedizin  
Institut für Präventivzahnmedizin und Orale Mikrobiologie  
Hebelstr. 3  
4056 Basel

# Untersuchungen über Drehmomente enossaler oraler Schraubenimplantate

## Zusammenfassung

Der Erfolg von enossalen oralen Schraubenimplantaten ist unter anderem abhängig vom Implantatdesign und von der mechanischen Art der Insertion. Das Drehmomentverhalten während der manuellen und maschinellen Insertion sowie beim maschinellen Überdrehen und die Korrelation zwischen dem Verlauf des Drehmoments und dem Design der Implantate sollten in der vorliegenden Arbeit untersucht werden.

Der Versuch wurde in 2 Teilen an Schweinerippen durchgeführt. Der erste beinhaltet die maschinelle und manuelle Insertion von Implantaten, der zweite widmet sich dem maschinellen Überdrehen von korrekt inserierten Implantaten.

Beim Insertionsversuch zeigen die zylindrisch geformten Implantate ein initiales transientes Einschwingen, gefolgt von einer linearen Phase, welche mit einem Momentanstieg beim Erreichen der Insertionstiefe endet. Die konisch geformten Implantate zeigen bei der Insertion kein initiales transientes Einschwingen, jedoch eine steilere lineare Phase und einen deutlichen Momentanstieg beim Erreichen der Insertionstiefe. Die Momente bei tieferer Insertion (normale Vorbohrungstiefe) differieren um bis zu 80% zu den Momenten bei normaler Insertion (normale oder erhöhte Vorbohrungstiefe). Im Überdrehversuch zeigt sich ein Überdrehpotenzial von 40 bis 150%, bis die knöchernen Gewindgänge zerstört werden. Eine Ausnahme bilden die HaTi-Implantate, welche zu keiner Zerstörung führen, sondern durch die selbstschneidende Spitze und das griffige AO-Gewinde immer tiefer eingedreht werden können. Die Momente der kontinuierlichen maschinellen Insertion liegen um ca. 15 bis 20% unter denjenigen der diskontinuierlichen manuellen Insertion.

Die aus dem Momentverlauf ableitbaren und durch theoretische Überlegungen bestätigten Designparameter für ein günstiges enossales orales Schraubenimplantat sind eine zylindrisch abgestufte Implantatform mit einer zylindrischen Halspartie und eine selbstschneidende Funktion des symmetrischen Gewindes in Kombination mit einer stumpfen Implantatspitze.

MATTHIAS R. SCHMID, HARALD J. SCHIEL und J. THOMAS LAMBRECHT

Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde, Zentrum für Zahnmedizin der Universität Basel

Schweiz Monatsschr Zahnmed 112: 804–813 (2002)

Schlüsselwörter: Implantate, Drehmomente

Zur Veröffentlichung angenommen: 16. Mai 2002

## Einleitung

Der Erfolg von enossalen oralen Schraubenimplantaten ist unter anderem abhängig vom Implantatdesign und der mechanischen Art der Insertion. Ein Implantat soll so beschaffen sein, dass Anwenderfehler ausgeschlossen werden können. Schraubenimplantate aus Titan haben sich in der enossalen Implantologie heute durchgesetzt. Unterschiedliche Designs bedingen unter Umständen unterschiedliche Anwenderfehler. In der vorliegenden Arbeit soll untersucht werden, inwieweit Drehmomente durch Design beeinflusst werden.

## Schraubenmechanik

Um einen Körper in Rotation um eine vorgegebene Drehachse zu versetzen, muss ein Drehmoment ausgeübt werden. Das Drehmoment definiert sich aus

$$\text{Drehmoment} = \text{Radiusvektor} \times \text{Kraftvektor}$$

Dabei ist das Drehmoment das Vektorprodukt aus Radius- und Kraftvektor. Es erreicht seinen grössten Wert, wenn die beiden

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. Dr. J. Th. Lambrecht, Klinik für Zahnärztliche Chirurgie, -Radiologie, Mund- und Kieferheilkunde der Universität Basel

Hebelstr. 3, CH-4056 Basel

Tel. +41 (061) 267 26 06, Fax +41 (061) 267 26 07

E-Mail: J-Thomas.Lambrecht@unibas.ch

Vektoren in einem Winkel von  $90^\circ$  zueinander stehen. Bei der Insertion einer Schraube setzt sich das messbare Drehmoment aus der Summe aller in der Peripherie entstehenden Drehmomente zusammen. Die Drehmomente werden in der technischen Literatur auch *Momente* genannt (HERING et al. 1989, BIDEZ & MISCH 1992). Während der Insertion auftretende Momente werden als *Insertionsmomente*, nach der Insertion auftretende Momente als *maximale Momente* bezeichnet (DAFTARI et al. 1994, YOU et al. 1994). In Bezug auf das Gewinde wird zwischen drei Grundtypen unterschieden (BAUMGART et al. 1993) (Abb. 1).

### Selbstschneidende Schrauben

Die für die Aufnahme der Gewindeflanken nötigen, keilförmig vertieften und spiralförmig angeordneten Rillen werden durch Schneiden, welche an der Schraube angebracht sind, geschnitten. Die bei der Insertion entstandenen Späne verbleiben zwischen Schraube und Medium. In der Technik werden selbstschneidende Gewinde vor allem bei Schrauben eingesetzt, die in schwach verdräng- oder komprimierbaren Materialien, weicher als das Schraubenmaterial, zur Anwendung kommen. Mit selbstschneidenden Schrauben (Abb. 1) kann ein engerer Kontakt zwischen Schraubengewinde und Knochen erreicht werden. Eine bessere Verteilung der Kräfte entsteht, indem die Kontaktfläche zwischen Metall und Knochen vergrößert wird (PHILLIPS & RAHN 1989).

### Schrauben mit Gewindevorschnitt

Die spiralförmigen Rillen werden vor dem Eindrehen der Schraube durch einen speziellen Gewindevorschnitt geschnitten. Die Schraube muss über keine eigenen Schneiden mehr verfügen. Es entstehen beim vorgängigen Gewindevorschnitt Späne, die durch die Reinigung aus dem Bohrloch entfernt werden (Abb. 1). Der Gewindevorschnitt bei dicken, nicht leicht deformierbaren Schichten – d.h. bei ähnlichen Eigenschaften des Materials von Schraube und Medium – wird in der Technik allgemein empfohlen und in der Medizin bei Kortikalisverschraubungen üblicherweise angewendet (RISCH 1993).

Bei der Insertion muss die Schraube parallel zur Achse des Gewindevorschnitts eingebracht werden; nur so werden Quetschungen, Abscherungen und Stauchungen des Knochengewindes oder das Schneiden eines zweiten Gewindeganges mit

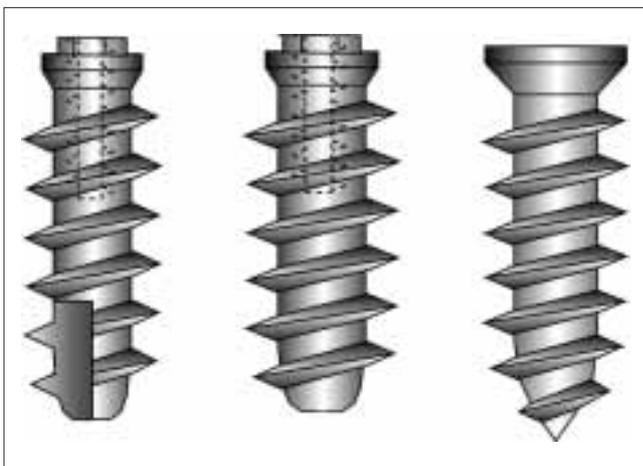


Abb. 1 Schraubentypen: unterschiedliche Gewindeformen: a) Selbstschneidendes Gewinde, b) Nicht selbstschneidendes Gewinde, c) Formendes Gewinde.

entsprechendem Knochenschaden und konsekutivem Haltverlust vermieden (BÄHR 1989, KUHN 1992).

### Schrauben mit formendem Gewinde

Die Rillen im Knochen werden durch den initial ansteigenden Aussen- und Kerndurchmesser der Schraube geformt. Dabei findet kein Vorschneiden statt, und die Schraube verfügt über keine eigentlichen Schneiden einer selbstschneidenden Schraube (Abb. 1). Das durch die Schrauben eingenommene Volumen wird in die Umgebung verdrängt und/oder komprimiert, wodurch ein intimer Kontakt mit dem Schraubenbett erreicht werden kann. Die Gewindeflächen werden dabei vollständig mit Material ausgefüllt (BÄHR 1989). Spezielles Merkmal dieser Schraube ist die konische Spitze. Ein typischer Vertreter dieses Typs in der Technik ist bis heute die Holzschraube. Im medizinischen Bereich werden reine Spongiosaschrauben nach diesem Prinzip konstruiert (KUHN 1992).

## Material und Methode

### Implantate

Die für die Versuche ausgewählten Implantatsysteme sind in Tabelle I und Abbildung 2 dargestellt.

### Knochen (Schweinerippen)

Zur Simulation der humanen Regio interforaminalis des Unterkiefers wurden Schweinerippen herangezogen. Es wurden nur Schweinerippen verwendet, die eine mindestens 2 mm dicke Kortikalis und ein zentrisches Ausdehnungsmaximum aufwiesen. In der humanen Mandibula können Kortikalisdicken von 1 bis 4 mm auftreten (RUDDERMAN & MULLEN 1992, YOU et al. 1994). Die Schweinerippen wurden nach ihrer möglichen Verwendbarkeit vorsortiert (Abb. 3, 4) und anschliessend von Periost und anderen Geweberesten gereinigt.

### Maschinelle Insertion

Als Antrieb für die Vorbereitung des Implantatbetts sowie für die maschinelle Insertion diente eine Standbohrmaschine mit einem Drehzahlbereich von 50 bis 1500 U/min (Typ SE 725 Solberga Mekaniska, S) (Abb. 5). Das Werkstück ist vertikal verschiebbar und wird mit konstanter Axialkraft (1.75 N) gegen das rotierende Werkzeug gepresst. In das Bohrfutter der Standbohrmaschine wird eine speziell angefertigte Dentalkupplung eingespannt, in welche Bohrer, Hilfsteile und Implantate wie bei einem zahnärztlichen Winkelstück eingekuppelt werden, (RMS,

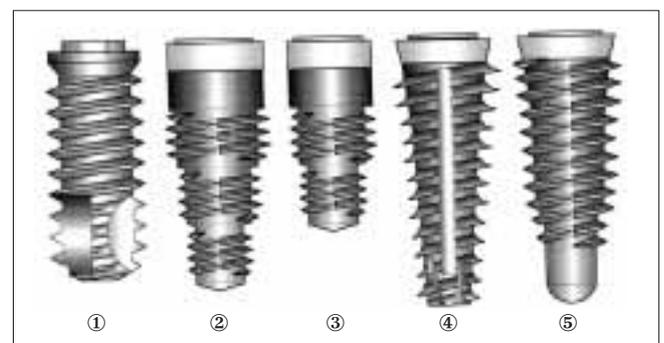


Abb. 2 Verwendete Implantate: ① Bränemark Mk II (5.3 12 mm), Firma Nobel Biocare AB, Göteborg, S, ② Frialit-2 (5.53 13 mm), ③ Frialit-2 (4.53 10 mm), Firma Friadent AG, Mannheim, D, ④ HaTi, ⑤ HaTi-Soft, Firma Mathys Dental AG, Bettlach, CH.

Tab. 1 Designspezifikationen der verwendeten Implantate

	Parameter	Bränemark Mk II	Frialit 2	Frialit 2	HaTi	HaTi Soft
Allgemein	Durchmesser	5.0	5.5	4.5	5.0	5.0
	Länge (mm)	11.5	12.9	9.9	14.0	14.0
	Länge	12.0	13.2	10.2	15.7	15.7
	Formbohrer	(+0.5)	(+0.3)	(+0.3)	(+1.7)	(+1.7)
	Material	Reintitan	Reintitan	Reintitan	Reintitan	Reintitan
	Oberfläche	maschinell bearbeitet	sandgestrahlt + geätzt	sandgestrahlt + geätzt	sandgestrahlt + anodisiert	sandgestrahlt + anodisiert
	mögl. Insertion manuell/maschinell	manuell maschinell	manuell	manuell	manuell	manuell maschinell
	Interface (inkl. Gewinde)	6-kant aussen	6-kant innen	6-kant innen	6-kant innen	6-kant innen
Form	Grundform	zylindrisch	stufenf. zylindrisch	stufenf. zylindrisch	konisch	konisch zylindrisch
	Stufen	(1)	4	3	(1)	2
	Gewindestufen	(1)	3	2	(1)	(2)
	Hals	konisch	zylindrisch	zylindrisch	konisch	konisch
	Spitze	stumpf	stumpf	stumpf	selbstschneidend	abgerundet stumpf
Gewinde	Form im Gewindebereich	zylindrisch	zylindrisch	zylindrisch	konisch	konisch zylindrisch
	selbstschneidend	ja	ja	ja	ja	ja
	Schneidekante bearbeitet	nein	ja	ja	ja	ja
	Profil	symm.	symm.	symm.	asymm. (AO)	symm.
	Anzahl	kontinuierlich	3	3	kontinuierlich	kontinuierlich
	Gewindegänge je Segment		3	3		
	Tiefe (mm)	0.30–0.0	0.3	0.3	0.55–0.40	0.55–0.40
	Steigung (mm)	0.6	0.6	0.6	1.0	0.8
	Anz. Schneiden (Teilschneiden)	3 grosse	3 (3 2)	3 (3 2)	4 auf ganzer Länge	2 auf ganzer Länge
	Länge des Gewindes (mm)	10.0	1.8 (3 3)	1.8 (3 2)	12.2	10.0
	Spanraum	apikal + Nuten	(apikal)	(apikal)	apikal + Nuten	Nuten

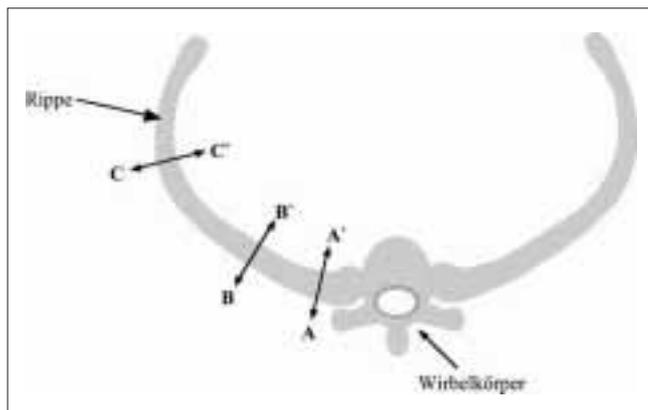


Abb. 3 Schweinethorax: Schnittlage der Rippen von cranial (vgl. Abb. 4).

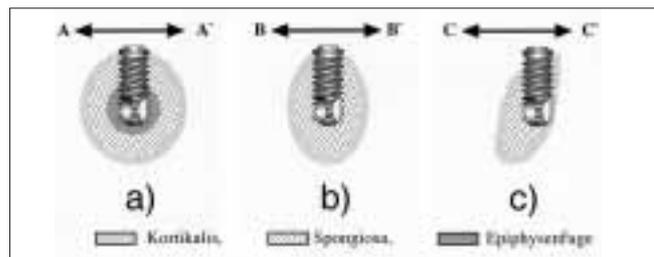


Abb. 4 Schweinerippen: Querschnittsverhältnis und Verwendbarkeit (vgl. Abb. 3). a) Querschnitt gross genug/Teile der Epiphysealfuge, nicht verwendbar, b) Querschnitt gross genug/Querschnittsform, verwendbar, c) Querschnitt zu klein/Crista zu schmal, nicht verwendbar.

führt (je 5 N,  $R^2 > 0.999$ , Sensitivität stabil innerhalb +/- 0.1%, Mustereichung).

### Manuelle Insertion

Der Ratsche (RMS, Bettlach, CH) liegt folgendes Prinzip zu Grunde: Der Führungshebel nimmt transversale und biegende Kräfte auf, sodass das Drehmoment via Krafthebel isoliert gemessen werden kann. Das Drehmoment wird mit einer in einem Kunststoffgehäuse untergebrachten Kraftmesszelle nach DMS gemessen (Typ AD101 Hottinger Baldwin Messtechnik,

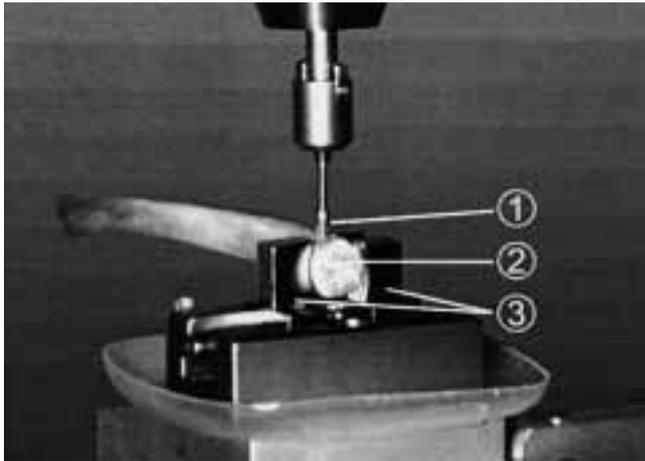


Abb. 5 Schweinerippen: Anordnung während der Versuche. 1. Implantate. 2. Schweinerippe, 3. Haltevorrichtung.

Darmstadt, D). Der Führungsschlüssel dient zur Führung des Implantats und zur Applikation einer dosierten Axialkraft. Die Sensitivität der Kraftmesszelle beträgt 0.02 Ncm. Die erhaltenen Daten wurden auf einem PC zur Darstellung gebracht. Die Konstanz der Erhaltung entspricht dem bereits beschriebenen Verfahren.

#### Versuchsablauf

Die Versuche wurden gemäss unten stehendem Ablauf durchgeführt (Abb. 6a+b). Alle Schritte werden gemäss den Vorschriften der Hersteller der jeweiligen Implantatsysteme durchgeführt. Bei den Vorbohrungen in der Schweinerippe wird mit physiologischer Kochsalzlösung aus einer Stempelspritze gekühlt und gespült. Es wird ein Abstand von 20 mm zwischen den Insertionsstellen eingehalten, um Interaktionen und Verfälschungen der Messwerte durch zu nahes Aneinanderreihen der Insertionen zu vermeiden.

#### Insertion

Das Implantat wird in die Standbohrmaschine eingespannt. Die Drehzahl wird für alle Versuche auf 50 U/min eingestellt. Danach wird der Messtisch (Axialkraft 1.75 N) freigegeben und sorgfältig bis zum Kontakt des Implantats mit dem vorgebohrten Loch geleitet. Beim Frialit-System wird das Implantat gemäss Herstellerangaben mit dem Setzinstrument und zwei leichten Hammerschlägen in eine stabile Position gebracht. Dann wird der Messvorgang gestartet und die Standbohrmaschine in Bewegung gesetzt. Die Messfrequenz beträgt bei allen Versuchen 50 Hz. Bei manueller Insertion mit dem modifizierten Ratschenschlüssel wird zuerst das Implantat mit dem Standbohrer verbunden und lose in die vorbereitete Insertionsstelle gebracht. Danach wird mit dem Aufzeichnen der Daten begonnen und das Implantat mit einer Axialkraft von ca. 2–3 N auf den Führungsschlüssel während der ersten Umdrehung zum «Greifen» des Gewindes gebracht.

#### Überdrehen

Das Überdrehen schliesst sich nahtlos an die vorangegangene Insertion an. Ein vorzeitiges Ausschalten der Standbohrmaschine wird vorgenommen bei offensichtlicher Zerstörung der Gewindegänge und losem Weiterdrehen während 5 s und/oder bei Berührung des sich einschraubenden Implantats mit der Einspannvorrichtung des Messtisches.

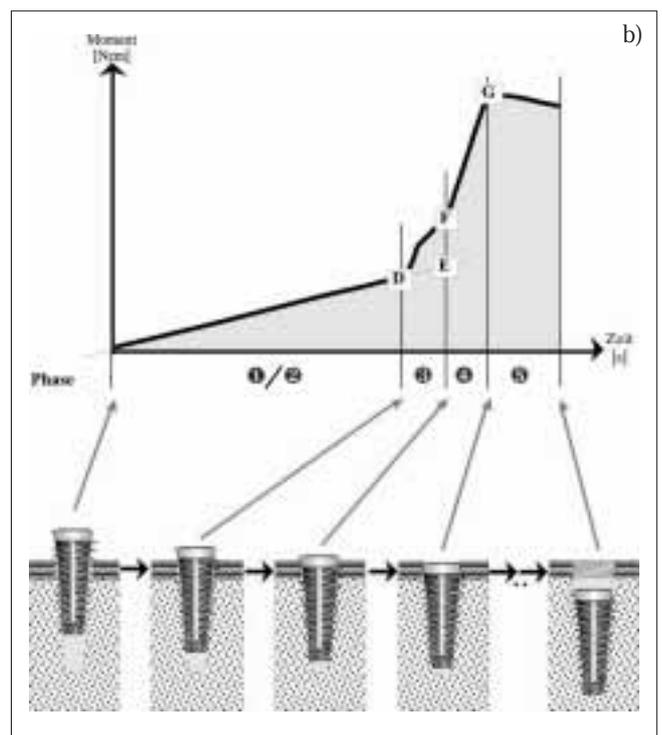
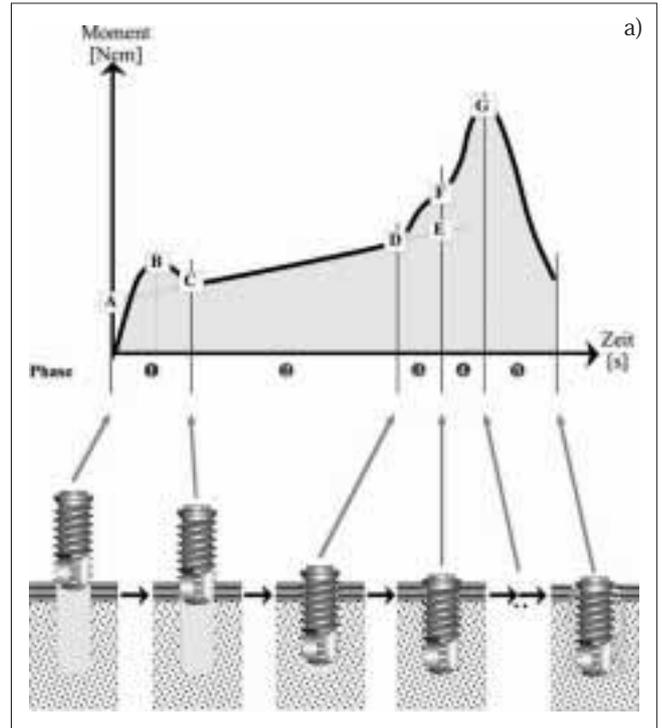


Abb. 6 Phaseinteilung und Messpunkte und entsprechende Lage des Implantats, a) zylindrischer Implantattyp, z.B. Brånemark, b) konischer Implantattyp, z.B. HaTi.

#### Erarbeitung theoretischer Grundlagen

Um die Auswirkungen einiger Designparameter auf das Drehmoment näher betrachten zu können, werden theoretische Überlegungen angestellt. Diese werden auf rein geometrisch-physikalischer Basis gemacht, unter Zuhilfenahme von Formelsammlungen der Schraubenlehre und des Maschinenbaus (HERING et al. 1989). Die daraus gewonnenen Ergebnisse wer-

den tabellarisch dargestellt und mit einer Gewichtung versehen.

**Auswertung der Daten**

Der Drehmomentverlauf wird durch die Phaseneinteilung (Tab. II) und die Messpunkte A bis G (Tab. III) charakterisiert (Abb. 6). Dabei erfolgte die Auswertung der zylindrischen und konischen Implantattypen getrennt, jedoch mit analogen Messpunkten, welche die gleichen Charakteristika aufweisen. Aus geometrischen Gründen kommen in Abb. 7 nur die Punkte D bis G zur Anwendung. Zur Analyse der Messdaten wird der Drehmomentverlauf gemäss Tab. II und III und den Abb. 6, 7 in fünf Phasen eingeteilt. Die aus jeweils acht identisch durchgeführten Versuchen pro Implantat und Medium ermittelten Momente der Punkte A bis G wurden arithmetisch gemittelt und so der mittlere Verlauf des Moments dargestellt. Ebenfalls wurden die entsprechenden Standardabweichungen in den Punkten A bis G bestimmt. Um statistische Unterschiede zwischen den erhaltenen Ergebnissen zu verifizieren oder zu widerlegen, wurde ein t-a-Test durchgeführt.

**Resultate**

**Brånemark Mk II, 5.3 12 mm**

Das Brånemark-Implantat (Abb. 7a) zeigte gleich zu Beginn der Insertion in die Schweinerippe ein transientes Einschwingen des Moments. Das Drehmoment verlief danach nahezu linear und mit einer mässigen Steigung (manuell und maschinell identisch, Steigung: 0.5 Ncm/s). Vor Erreichen der korrekten Insertionstiefe stieg das Drehmoment deutlich an (3 Ncm). Am Ende der Insertion wurde ein mässiges Drehmoment gemessen (10–13 Ncm). Beim Überdrehen fand ein stetiger Zuwachs des Drehmoments statt, der zum maximalen Moment führte (24–28 Ncm). Das maximale Moment überstieg dasjenige am Ende der Insertion um 200%. Das Überdrehen führte zu einer

Tab. II Phaseneinteilung

Insertionsversuch	Phase 1	Transientes Insertionsverhalten
	Phase 2	Lineare Zunahme des Insertionsmoments
	Phase 3	Auflage des Implantathalses
Überdrehversuch	Phase 4	Überdrehen des Implantats
	Phase 5	Zerstörung des Systems

Tab. III Grobcharakteristika der Messpunkte A–G

Punkt	Implantatform		Grobcharakteristik
	zylind.	konisch	
A	✓	0	Schneidemoment zylindrischer Implantate
B	✓	0	transientes Einschwingen
C	✓	0	Ende des transienten Einschwingens
D	✓	✓	Schneide- und Reibmoment, ohne finale Reibungskomponenten (Implantatspitze und -hals) zum letzten Zeitpunkt vor der Berührung des Implantathalses
E	✓	✓	Schneide- und Reibmoment, ohne finale Reibungskomponenten (Implantatspitze und -hals) zum Zeitpunkt der korrekten Insertionstiefe
F	✓	✓	Schneide- und Reibmoment, mit finalen Reibungskomponenten (Implantatspitze und -hals) zum Zeitpunkt der korrekten Insertionstiefe
G	✓	✓	Maximales Moment während des Überdrehversuchs

- ✓ charakteristischer Messpunkt bestimmbar
- 0 charakteristischer Messpunkt nicht bestimmbar

Zerstörung des bei der Insertion geschnittenen Gewindes, worauf das Moment in der Folge stark abfiel. Die Insertionszeit betrug 16 s. Bei der manuellen Insertion lag das Drehmoment stets über den entsprechenden Werten der maschinellen Insertion (Differenz: 1–2 Ncm).

**Frialit-2, 5.53 13 mm**

Das Frialitimplantat (Abb. 7b) mit drei getrennten Gewindestufen zeigte kaum ein transientes Einschwingen zu Beginn der Insertion. Der Anstieg des Moments in der anschliessenden Phase 2 verlief steil und nahezu linear (Steigung: 3.3 Ncm/s). Kurz vor dem Erreichen der korrekten Insertionstiefe fand ein ausgeprägter Anstieg des Moments statt (5–7 Ncm). Am Ende der Insertion wurde ein hohes Drehmoment gemessen (25–28 Ncm).

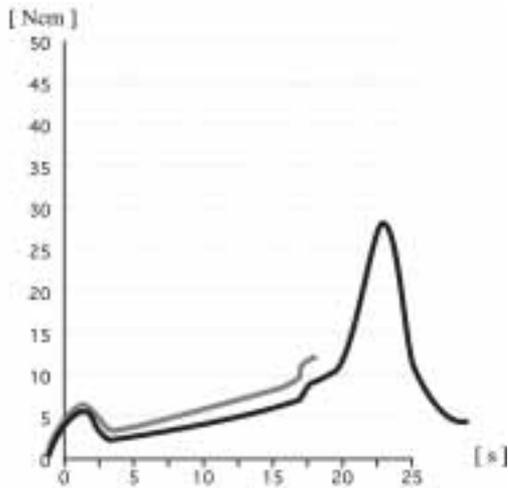
Das Überdrehen bewirkte einen kurzen, sehr steilen Anstieg des Moments (34 Ncm). Dieses überstieg das Moment am Ende der Insertion um 40%. Beim Erreichen des maximalen Moments riss das Gewinde aus. Anschliessend sank das Drehmoment sehr rasch ab. Die Insertionszeit betrug 7.5 s. Die Momente der manuellen Insertion lagen stets deutlich über denjenigen der maschinellen Insertion (Differenz: 3–5 Ncm).

**Frialit-2, 4.53 10 mm**

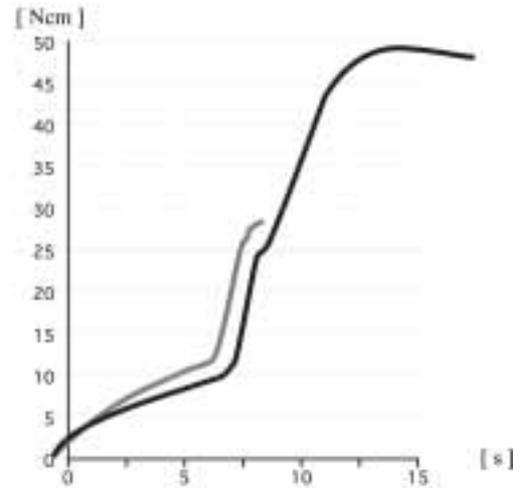
Das Frialitimplantat (Abb. 7c) mit zwei getrennten Gewindestufen zeigte analog zum Frialitimplantat der Grösse 5.53 13 mm nur ein geringes transientes Einschwingen bei der Insertion. Der Anstieg des Moments in der anschliessenden Phase 2 verlief stetig und nahezu linear (Steigung: 1.2 Ncm/s). Kurz vor dem Erreichen der korrekten Insertionstiefe fand ein ausgeprägter Anstieg des Moments statt (3–5 Ncm). Am Ende der Insertion wurde ein mässiges Drehmoment ermittelt (15–18 Ncm). Das Überdrehen bewirkte einen sehr kurzen, steilen Anstieg des Moments (22 Ncm). Dieses maximale Moment überstieg dasjenige Moment am Ende der Insertion um 40–50%. Beim Erreichen des maximalen Moments riss das Gewinde in der Schweinerippe aus. Anschliessend sank das Drehmoment sehr rasch ab. Die Insertionszeit betrug 6.5 s. Die Momente der manuellen Insertion lagen stets deutlich über denjenigen der maschinellen Insertion (Differenz: 2–4 Ncm).

**HaTi, 5.3 14 mm**

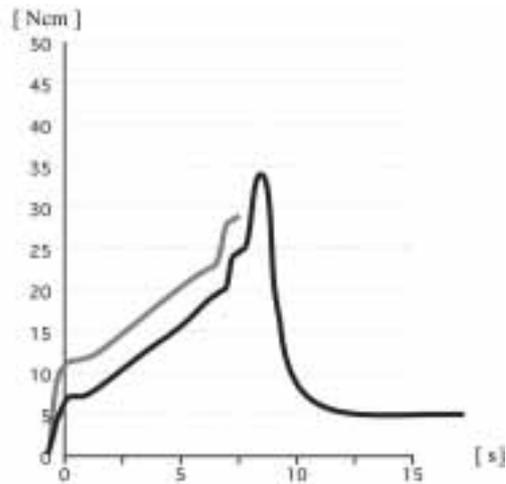
Das HaTi-Implantat (Abb. 7d) zeigte kein transientes Einschwingen bei der Insertion. Das Drehmoment verlief stetig und nahezu linear (Steigung: 1.5 Ncm/s). Kurz vor dem Errei-



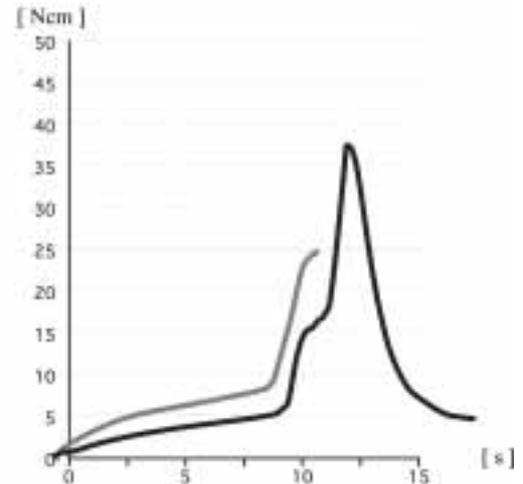
a)



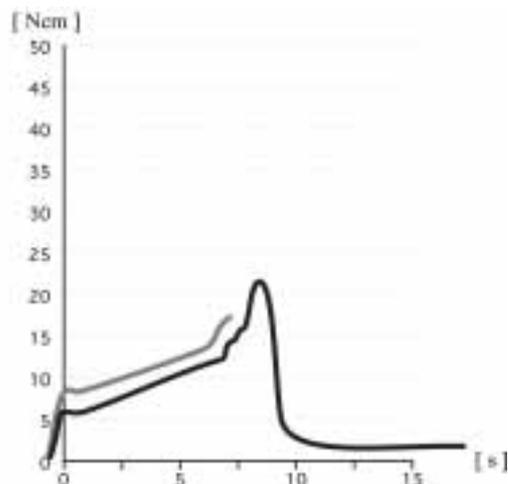
d)



b)



e)



c)

Abb. 7 Drehmomentverlauf in der Schweinerippe: a) Bränemark Mk II, b) Frialit-2, 5.53 13 mm, c) Frialit-2, 4.53 10 mm, d) HaTi, e) HaTi-Soft.

chen der korrekten Insertionstiefe fand ein kurzer, ausgeprägter und massiver Anstieg des Moments statt (12–15 Ncm). Am Ende der Insertion wurde ein hohes Drehmoment gemessen (20–27 Ncm). Das Überdrehen bewirkte einen steilen Anstieg des Moments (50 Ncm). Das maximale Moment überstieg das am Ende der Insertion gemessene Moment um 80–100%. Beim Überdrehen dreht sich das HaTi-Implantat immer weiter in das

Medium ein. Es fand keine Zerstörung des durch das Implantat geschnittenen Gewindes statt. Somit blieb das Drehmoment auf diesem hohen Wert praktisch konstant. Die Insertionszeit betrug 7 s. Die Momente der manuellen Insertion lagen stets deutlich über denjenigen der maschinellen Insertion (Differenz: 2–7 Ncm).

#### HaTi-Soft, 53 14 mm

Das HaTi-Soft-Implantat (Abb. 7e) zeigte wie das HaTi-Implantat kein transientes Einschwingen bei der Insertion. Das Drehmoment verlief stetig und nahezu linear (Steigung: 0.63 Ncm/s). Kurz vor dem Erreichen der korrekten Insertionstiefe fand ein kurzer und ausgeprägter Anstieg des Moments statt (10–17 Ncm). Am Ende der Insertion wurde ein hohes Drehmoment gemessen (16–25 Ncm). Das Überdrehen bewirkte einen steilen Anstieg des Moments (37 Ncm). Das maximale Moment überstieg das am Ende der Insertion gemessene Moment um 100–125%. Beim Überdrehen fand eine Zerstörung des durch das Implantat bei der Insertion geschnittenen Gewindes statt, analog zu den zylindrischen Implantaten. Die Insertionszeit betrug 8 s. Die Momente der manuellen In-

sersion lagen stets deutlich über denjenigen der maschinellen Insertion (Differenz: 2–7 Ncm).

**Einflüsse des Designs auf das Drehmoment**

Tabelle IV zeigt als Übersicht die Parameter, welche Einflüsse auf das Drehmoment ausüben.

**Diskussion**

**Insertionsmoment**

Der Verlauf des Insertionsmoments der verwendeten Schraubenimplantate entspricht qualitativ den zylindrisch gestalteten und selbstschneidenden Kortikalisschrauben: Es zeigt sich initial ein transientes Verhalten, anschliessend eine nahezu lineare Phase und zum Schluss ein Anstieg des Insertionsmoments, bis die korrekte Insertionstiefe erreicht wird (HUGHES & JORDAN 1972, JORDAN & HUGHES 1978, DAFTARI et al. 1994). Dabei handelt es sich lediglich um einen rein qualitativen Vergleich auf Grund grosser designspezifischer Differenzen. Das bei der Insertion von Kortikalisschrauben entstehende Moment kann in vier Komponenten zerlegt werden (HUGHES & JORDAN 1972): 1. Schneidmoment, 2. Reibmoment am Gewinde, 3. Reibung durch die konische Halspartie, 4. nützliches Moment.

Nach einem eigens entwickelten Verfahren können komplexe Drehmomentverläufe durch charakteristische Punkte erfasst werden, sodass aus dem gesamten Moment auf die einzelnen Komponenten geschlossen werden kann. Das Schneidmoment zylindrischer oder zylindrisch abgestufter Schraubenimplantate verläuft nach der initialen und transienten Phase auf konstantem Niveau, weil während der ganzen Insertion die effektiv zu schneidende Fläche konstant bleibt. Einzig während des Schneidens des Gewindes in der Kortikalis erfahren die Schneiden einen höheren Schnittwiderstand, woraus der grösste Teil des auftretenden Drehmoments resultiert. Während der weiteren Insertion nimmt das Drehmoment weiter zu, weil sich die Reibungsfläche vergrössert. Bei konischen Implantaten ist die effektiv zu schneidende Fläche einer Zunahme unterworfen, woraus ein steigendes Schneidmoment resultiert. Die sich vergrössernde Fläche verursacht analog zu zylindrischen Implan-

taten ein stetig steigendes Reibmoment. Einzig die als nützliches Moment bezeichnete Komponente ist hier nicht relevant, da keine Vorspannung erreicht werden muss, wie sie bei Kortikalisschrauben und Platten wichtig ist. (VON ARX 1973, GOTZEN et al. 1980, CORDEY et al. 1980, PHILLIPS & RAHN 1989). In der vorliegenden Arbeit waren alle verwendeten Implantate selbstschneidend. Die Verwendung eines Gewindeschneiders würde die Schnittkomponente des gesamten Drehmoments eliminieren. Bei zylindrischer Grundform des Implantats findet eine parallele Verschiebung der Kurve in Richtung der Ordinate statt (HUGHES & JORDAN 1972). Vorteil selbstschneidender Schrauben ist ein besserer Kontakt zwischen den Gewindeflanken und dem Schraubenkörper. Das Vorschneiden des Gewindes führt, sobald die Achse des Gewindeschneiders nicht absolut stabil bleibt, zu einem ausgeweiteten, leicht konischen Gewinde. Aus diesem Grund nimmt der Kontakt von der Implantat Spitze zum Hals stetig ab (PHILLIPS & RAHN 1989, BÄHR 1989, 1990). Die durch grosse Reibungskräfte bedingten Momente kurz vor und beim Erreichen der korrekten Insertionstiefe entstehen durch eine Konuspressung (z.B. HaTi-Soft) des Implantathalses oder durch einen apikalen Anschlag der Implantat Spitze am Boden der Vorbohrung, analog zu Kortikalisschrauben (JORDAN & HUGHES 1978). Bei Vergrösserung des Durchmessers der Vorbohrung findet eine parallele Verschiebung der Drehmomentkurve in Richtung Ordinate statt (RISCH 1993). Der Kerndurchmesser sollte 85–95% des Durchmessers der Vorbohrung in der Kortikalis betragen. Dies ist bei allen getesteten Implantatsystemen der Fall (HUGHES & JORDAN 1972, JORDAN & HUGHES 1978, KOHN 1992, DAFTARI et al. 1994). Es muss darauf geachtet werden, dass das Implantat in der Tiefe genau nach Herstellerangaben eingedreht wird. Eine tiefere Insertion führt zu einem höheren Moment. Der daraus resultierende erhöhte Axialdruck kann zur Minderdurchblutung des Knochens und damit zu Nekrosen des knöchernen Implantatlagers und bindegewebiger Einscheidung des Implantats führen (UEDA et al. 1991). Dies kann durch die eigenen Versuche unterstützt werden, da bei einer um 1 mm tieferen Insertion eines HaTi-Implantats (konisch) ein um 80% höheres Drehmoment gemessen wird, welches in der Folge auch zu einem höheren Axialdruck führt. Dieser Anstieg des Drehmoments wird durch die Konuspressung zwi-

Tab. IV Phasen 1–5: Einflüsse und Beitrag (qualitativ) zum resultierenden Insertionsmoment

Einfluss/Phase	1	2	3	4	5
Geometrie der Schneidenuten	+++	++	–	+	+
Anzahl Schneiden	+++	+++	–	+	+
durch Schneiden >Druckbeanspruchung	+++	+++	–	+	+
Schnittwinkel der Schneidenuten	+++	+	–	–	–
effektiv zu schneidende Fläche	+++	+++	–	–	–
Abstand result. Schnittkraft von der Implantatachse	++	++	–	–	–
Oberflächenrauigkeit der Schneiden	++	+	–	+	+
Oberflächenrauigkeit der Gewindeflanken	--	+++	+++	+++	+++
Halsgeometrie/Oberfläche	---	---	+++	++	++
Gewindelänge	--	+++	+	++	++
Implantatgeometrie	++	++	++	+++	+++
Anzahl Gewindestufen	++	++	++	++	++
Von aussen applizierte Kraft	konst.	konst.	konst.	konst.	konst.
Schnittgeschwindigkeit (Drehzahl)	konst.	konst.	konst.	konst.	konst.
Mechanische Eigenschaften des Mediums	+++	++	–	+++	+++

Legende: beeinflusst Moment    +++ entscheidend    – wenig  
    ++ stark                    -- kaum  
    + bedeutend            --- nicht

schen Implantat und Medium, die Konuspressung des Implantathalses in der Kortikalis und durch das Nichtausreißen des geschnittenen Gewindes verursacht. Wird jedoch die Vorbohrung um 1.0 mm tiefer ausgeführt, wird nur eine kleine Differenz zum Drehmoment bei korrekter Insertionstiefe registriert. Die geringe Differenz des Drehmoments zu dem bei korrekter Vorbohrung ist im Falle des konischen HaTi-Implantats auf die verminderte Konuspressung zwischen Implantat und Medium zurückzuführen. Bei Implantaten mit zylindrischer Grundform, zylindrischer Halspartie und apikalem Anschlag kann die Differenz nur vom nun fehlenden apikalen Anschlag herrühren.

Ein apikaler Kontakt mit dem Knochen sollte die Eindrehiefe begrenzen. Ein solcher fehlt beim HaTi-Implantat, da die Vorbohrung tiefer ist. Hat ein zylindrisches Implantat mit der Spitze exakten Knochenkontakt (mittragend, aber vorspannungsfrei), kann der weiter okklusal liegende Knochen um bis zu 10% und das apikale Drittel um bis zu 30% entlastet werden (SOLTESZ et al. 1981, COOK et al. 1982). Die korrekte Insertion ist von grosser Bedeutung. Dies zeigen auch Untersuchungen, bei denen das Implantat bei korrekter Vorbohrung zu wenig tief eingedreht wurde (LUM & OSIER 1992, RANGERT 1995).

### Überdrehen

Beim Überdrehversuch schraubt sich das Implantat zunächst während kurzer Zeit weiter in das Medium ein, sofern genügend Moment appliziert wird (HUGHES & JORDAN 1972). Dies kann durch den Verlauf des gemessenen Drehmoments erklärt werden, indem das Moment zu Beginn des Überdrehens steil ansteigt und die dabei entstehenden Kräfte durch die Elastizität des Mediums erwidert werden können. Überstiegen diese Kräfte die Elastizitätsgrenze, trat eine plastische, irreversible Deformation seitens des Mediums auf. In der Folge fiel das Drehmoment stark ab. Analog zu Beobachtungen bei Versuchen mit Kortikalisschrauben muss das maximale Moment aufgewendet werden, um das Implantat/Schrauben-Knochen-System zu zerstören (YOU et al. 1994). Dies geschieht, indem: 1. das knöcherne Gewinde zerstört, 2. das Implantat frakturiert, 3. das Implantat-Eindrehwerkzeug Interface zerstört wird.

Im Gegensatz zu Kortikalisschrauben tritt bei enossalen oralen Schraubenimplantaten nur das vorgängig unter 1. genannte Verhalten ein. Das Implantat wird als starrer Körper betrachtet (BIDEZ & MISCH 1992). Einzige Ausnahme bildet das HaTi-Implantat, welches auf Grund des asymmetrischen AO-Gewindes und der selbstschneidenden Spitze immer tiefer in das Medium eingedreht werden kann. Hierbei fehlt auch eine Art Sicherheitsmechanismus des Designs, welcher durch eine stumpfe, nicht schneidende Spitze hätte wirken können (z.B. Bränemark). Es findet indes keine Zerstörung des Implantat-Knochen-Systems statt. Zum oben unter 2. und 3. genannten Verhalten kommt es bei den enossalen oralen Schraubenimplantaten nicht, da die Implantate dimensionsmässig massiver ausgelegt sind als kleine Kortikalisschrauben (BÄHR 1992). Bei einem überdrehten Implantat und einem ausgerissenen knöchernen Gewinde kann mit einem grösseren Vorbohrer nachgebohrt und ein entsprechend grösseres Implantat normal inseriert werden. Dies würde in der Traumatologie einer «Emergency»-Schraube entsprechen (BÄHR 1992). Die dabei entstehenden maximalen Momente setzen sich aus zwei Komponenten zusammen (HUGHES & JORDAN 1972): 1. Kompression an der Knochen/Implantat-Kontaktfläche: an der Implantatspitze, am Implantathals, durch die konische Grundform, an den Schneidkanten, da mehr Medium geschnitten wird oder durch Knochenpanne; 2. Oberflächenrauigkeit.

Das maximale Moment wird einerseits beeinflusst durch die Grösse der Flankenflächen (grössere Flächen ergeben eine bessere Druckverteilung), den Flankenwinkel, die Gewindesteigung und die Spitzenradien an den Flanken sowie andererseits durch die Scherfestigkeit des Mediums. Wird ein Implantat oder eine Kortikalisschraube überdreht, so ist die Vorspannung proportional zum letztlich erreichten Moment, sofern das Medium sich noch in der elastischen Phase befindet (VON ARX 1973, CORDEY et al. 1980). Als massgebliche Grösse für das Überdrehpotenzial wird das Verhältnis G/F ausgewertet. Dieses Verhältnis beschreibt und zeigt, um welches Vielfache das Moment nach korrekter Insertion (Punkt F) beim Weiterdrehen noch überstiegen werden kann, ohne zu irreversibler Zerstörung des Implantat/Knochen-Interfaces zu führen. Ein Implantat mit einem grossen Verhältnis G/F (z.B. Bränemark 450%, HaTi-Soft 500%) weist demzufolge einen grösseren Sicherheitsbereich bezüglich des Überdrehens auf. Der entsprechende Anstieg im Momentverlauf kann eindeutiger und eher detektiert werden. Um der Zerstörung des Systems vorzubeugen, wird ein Eindrehmechanismus gefordert, welcher mit einem Momentbegrenzer kombiniert ist (DAFTARI et al. 1994). Diese Forderung würde sich auf Grund der charakteristischen Drehmomentverläufe sicherlich technisch realisieren lassen.

### Maschinelle/manuelle Insertion

Die durch manuelle Insertion (Ratsche) erhaltenen Werte liegen deutlich über denjenigen der kontinuierlichen, maschinellen Insertion. Bei den zylindrischen Implantaten beträgt die Differenz bis zu 15%. Beim Insertionsmoment von Kortikalisschrauben zylindrischer Grundform beträgt diese Differenz bis zu 13% (YOU et al. 1994). Im Vergleich dazu liegen die bei manueller Insertion erreichten Drehmomente konischer Implantate um 20% höher als die bei maschineller Insertion (z.B. HaTi). Diese Differenz zwischen zylindrischer und konischer Grundform kann nur mit einer grösseren Reibungsfläche der konischen Implantate erklärt werden. Allgemein lassen sich die Differenzen zwischen maschineller und manueller Insertion auf Grund der intermittierend auftretenden Haftreibungskomponente durch das diskontinuierlich manuelle Eindrehen erklären (Haftreibung > Gleitreibung; HERING et al. 1989).

### Design, Form der Implantate

Von der Benutzerfreundlichkeit her sollte ein Implantat mit mässigem Moment inseriert werden können, ein Maximum an Primär- und Sekundärstabilität haben, sowie eine gute Kraftübertragung in den Knochen gewährleisten (KOHN 1992, BAUMGART et al. 1993). Dabei spielt die Grundform des Implantats eine wesentliche Rolle. Bei zylindrisch abgestuften und konischen Implantaten minimiert sich der vertikale Raumbedarf zu Beginn der Insertion. Dies bedeutet, dass das Implantat schon eine gewisse Strecke in das vorgebohrte Loch eingeschoben werden kann, bevor die Insertion durch Drehung des Implantats vollzogen wird (z.B. Frialit-2, HaTi-Soft). Im Gegensatz dazu muss beim zylindrisch geformten und nicht abgestuften Bränemark-Implantat der ganze Gewindegang bei der Insertion durchlaufen werden. Dies führt auch zu einer bis zu 100% längeren Insertionszeit. Je tiefer das Implantat vor der eigentlichen Insertion eingeführt werden kann, desto besser war das Implantat vor Verkantung geschützt und das Gewinde kann leichter geschnitten werden (KOHN 1992). Zur Verminderung von Spannungsspitzen im Bereich der Kortikalis sind zylindrische Halspartien konischen vorzuziehen (Euroimplantat, Bränemark, Frialit-2). Dabei wirkt sich ein grösserer Implantatdurchmesser günstig

aus (MAILATH et al. 1989, LUM & OSIER 1992). Bei konischer Grundform ist in der späteren Belastungsphase die Spannungsdichte im Knochen deutlich höher als bei stufenförmigen und zylindrischen Implantaten (SIEGELE & SOLTESZ 1989). Eine konische Grundform führt im Falle des HaTi-Implantats auch zu sehr hohen Momenten, falls es zu einem Überdrehen des Implantats kommt. Im Gegensatz zu konisch geformten Implantaten führen zylindrische nicht zu übermäßigen Spannungen im umgebenden Knochen. Durch den apikalen Anschlag und die minime Konuspressung des Körpers treten Knochennekrosen und/oder bindegewebige Einscheidungen des Implantats kaum auf (UEDA et al. 1991). Das Auftreten höherer Drehmomente und somit auch eines höheren Axialdruckes kann mit der Versuchsreihe der 1 mm zu tief eingedrehten HaTi-Implantate gezeigt werden. Die Länge von Implantat und Vorbohrung muss identisch sein, damit es zu einer homogenen Kraftverteilung kommen kann. So kann der weiter okklusal liegende Knochen um ca. 10% entlastet werden. Gleichzeitig wird die Spannungsspitze um das Implantat um ca. 30% reduziert (SIEGELE & SOLTESZ 1989). Durch konische Form des Implantats und/oder des Implantathalses kann es beim Erreichen der geforderten Insertionstiefe zu einem deutlicheren Anstieg des Drehmoments kommen. Dabei führt das Implantat eine Konuspressung durch. Diese führt zu einem sprunghaften Anstieg kurz vor Erreichen der korrekten Insertionstiefe. Bei den zylindrisch ausgeformten Implantaten führt ein apikaler Anschlag oder eine konische Halspartie zu einem ähnlich markanten Anstieg (z.B. Bränemark). Bei allen zylindrischen oder abgestuft zylindrischen Implantaten wird, im Gegensatz zum konischen HaTi-Implantat, das knöcherne Gewinde beim Überdrehen zerstört. Diese Zerstörung des Systems muss unter dem Sicherheitsaspekt betrachtet als vorteilhaft beurteilt werden, da ein Tiefersetzen des Implantats schützenswerte Nachbarstrukturen verletzen oder beschädigen kann. Auf Grund oben stehender Aussagen lässt sich folgern, dass die zylindrisch abgestufte Implantatgrundform mit einer geraden Halspartie einem vorteilhaften Design entspricht.

### Gewinde der Implantate

Haltekraft und Primärstabilität eines Implantats hängen massgeblich von zwei Faktoren ab (HUGHES & JORDAN 1972): der Scherfestigkeit des Knochens und der Gewindegeometrie. Erstere ist vorgegeben, Letztere kann durch das Design des Gewindes optimiert werden. Dies wird bestätigt, da weder Länge noch Durchmesser der Gewinde die Haltekraft signifikant beeinflussen. Somit wird durch das Design des Gewindes selbstschneidender Implantate die Haltekraft massgeblich beeinflusst (BERZINS et al. 1997, YOU et al. 1994). Ein Implantat mit drei oder mehr um die Zirkumferenz der Spitze bzw. Stufen des Gewindes verteilten Schneiden ermöglicht einen guten initialen Beginn des Gewindeschneidens bei der Insertion (BAUMGART et al. 1993). Dieser Forderung nach einer optimalen Verteilung der Schneiden genügten alle in dieser Arbeit verwendeten Implantate, wobei Implantate, die ein tieferes Einführen in das vorgebohrte Loch erlauben und einen optimalen Start der Insertion ermöglichen, vorzuziehen waren (z.B. HaTi, HaTi-Soft). Die Schnittleistung der Schneiden war ein weiterer wichtiger Faktor. Allgemein lässt sich folgern, dass je geringer die Schärfe der Schneiden und damit die Schnittleistung, desto eher muss der Prozess des Gewindeschneidens als formend und nicht als selbstschneidend betrachtet werden (KUHN 1992). Dieses Verhalten ist beim Frialimplantat 5.53 13 mm sehr ausgeprägt, das bei der Insertion hohe Momente aufweist. Die glatte, nur

maschinell bearbeitete Oberfläche des Bränemarkimplantats bietet den Vorteil der einfacheren Herstellung und der schärferen Schneiden. Heute werden jedoch die meisten Implantate mit einer aufgerauten Oberfläche versehen. Diese wiederum erlaubt nebst der Makro- auch eine Mikroverzahnung mit dem umgebenden Medium (WATZEK et al. 1985, KO et al. 1992, WENNERBERG et al. 1993, SULLIVAN et al. 1997, KLOKKEVOLD et al. 1997, BUSER & BELSER 1998). Jede additive Beschichtung der Schneiden bewirkt eine Verminderung der Schnittleistung, da gleichzeitig die Oberflächenrauigkeit erhöht wird. Es besteht die Gefahr von Materialabplatzungen, welche negative Auswirkungen auf die Gewebereaktion hervorrufen können (WATZEK et al. 1985). Beim korrekt inserierten Implantat sollen die Schneidenuten resp. die Differenz zwischen Vorbohrungs- und Implantatvolumen dem Volumen der Knochenspäne entsprechen. Dadurch kann ein schnellerer Formschluss des Knochens um das Implantat erreicht werden. Das Risiko eines bakteriellen Eindringens kann, falls keine Schneidenuten auf der ganzen Implantatlänge vorhanden sind, als minimal betrachtet werden (AISIKAINEN 1992).

### Verdankungen

Die Autoren danken den Herren Dr. h.c. R. Mathys senior und R. Mathys junior der RMS (Bettlach, CH) sowie den Herren Beat Gasser, Markus Angst, Christoph Fankhauser, M. Messerli, Norbert Bergner der Firma Friadent AG und Herrn Dr. Stephan Girod für personelle und materielle Hilfestellungen.

### Summary

SCHMID M R, SCHIEL H J, LAMBRECHT J TH: **Torque moments of endosseous oral implants** (in German). Schweiz Monatsschr Zahnmed 112: 804–813 (2002)

The success of osseous and oral implants is partially dependent on the design and on the mechanical way of insertion. The torque moments during manual and machine-insertion and the correlation between torque and design of the implants were topics of this paper.

The experiments were separated in two parts using pork-ribs in vitro. The first experiment was done with manual and machine insertion of implants. The second trial dealt with machine overloading of correctly inserted implants.

The cylindrical implants showed an initial insertion curve followed by a linear phase which ended in a peak when insertion depth was reached. The conical formed implants did not show an initial curve while being inserted but a steeper linear phase and a defined peak when reaching the insertion depth. The torque moments at deep insertion (normal drilling depth) differed about 80% to the torque moments at normal insertion. The torques of continual machine insertion are 15 to 20% lower than those of discontinual manual insertion.

According to these findings the design parameters for an optimal enossal oral dental implant should be of a cylindrical form with step like design, a cylindrical neck and a self cutting function of the symmetrical thread in combination with a blunt implant tip.

### Résumé

Le succès des implants vis et ostéointégrés dépend partiellement de la souscription et de la manière mécanique de l'insertion. Le présent travail a comme objectif l'évaluation de la rota-

tion pendant l'insertion manuelle et mécanique ainsi que pendant la distension et la corrélation du processus du moment de la rotation.

L'essai a été effectué avec des côtes de porc divisé en deux étapes. La première étude a été comprimée avec l'insertion mécanique et manuelle, la deuxième a été réglée sur la distension mécanique des implants insérés correctement pendant la phase de l'insertion.

Les implants cylindriques ont montré une graphique d'oscillation initiale suivie par une phase linéaire et avec une augmentation au moment du profondeur rejoint. Les implants coniques n'ont pas montré une oscillation initiale, mais une phase linéaire inférieure et une augmentation au moment de la perforation finale du profondeur. Les moments rotatifs de l'insertion inférieure (perforation normale) différencient d'environ 80% à l'insertion normale pendant le moment rotatif. La force de la rotation au moment de l'insertion mécanique continue est 15–20% plus bas que celle de l'insertion manuelle de manière irrégulière.

Les paramètres dérivés par le moment rotatif d'un optimal implant dentaire ostéointégré possèdent une forme cylindrique avec une partie du cou à forme cylindrique et avec une fonction auto-coupante du filetage symétrique en combinaison avec la pointe pas tranchante de l'implant.

## Literaturverzeichnis

- AISIKAINEN P: Behandlung von peri-implantären Problemen der ITI-Implantate. *Z Stomatol* 89: 433–438 (1992)
- BÄHR W: The effects of pretapping on the miniscrew-bone interface in the midface. *J Cranio Maxillofac Surg* 17: 337–339 (1989)
- BÄHR W: Pretapped and self-tapping screws in the human midface – Torque measurements and bone screw interface. *Int J Oral Maxillofac Surg* 19: 51–53 (1990)
- BÄHR W: Comparison of torque measurements between cortical screws and emergency replacement screws in the cadaver mandible. *Int J Oral Maxillofac Surg* 50: 46–49 (1992)
- BAUMGART F W, CORDEY J, MORIKAWA K, PERREN S M, RAHN B A, SCHAVAN R, SCHNYDERS S: AO/ASIF Self-tapping screws (STS). *Injury* 24, Suppl. 1: 1–17 (1993)
- BERZINS S A, SHAH B, WEINANS H, SUMNER D R: Non-destructive measurements of implant-bone interface shear modulus and effects of implant geometry in pull-out tests. *J Biomed Mater Res* 34: 337–340 (1997)
- BIDEZ M W, MISCH C E: Force transfer in implant dentistry: basic concepts and principles. *J Oral Implantol* 18: 264–274 (1992)
- BUSER D, BELSER U C: Fortschritte und aktuelle Trends in der oralen Implantologie. *Schweiz Monatschr Zahnmed* 108: 327–342 (1998)
- COOK S D, KLAWITTER J J, WEINSTEIN A M: The influence of implant geometry on the stress distribution around dental implants. *J Biomed Mater Res* 16: 369–379 (1982)
- CORDEY J, RAHN B A, PERREN S M: Human torque control in the use of bone screws. In: Uthoff HK (Ed.) *Current concepts of internal fixation of fractures*. Springer Verlag, Berlin, pp 235–244 (1980)
- DAFTARI T P, HORTON W C, HUTTON W C: Correlation between screw hole preparation, torque of insertion, and pullout strength for spinal screws. *J Spinal Disord* 7: 139–145 (1994)
- GOTZEN L, HAAS N, HÜTTER J: Biomechanical studies on torque and force of the 4.5 mm AO cortex screw as a lag screw In: Uthoff HK (Ed.) *Current concepts of internal fixation of fractures*, Springer Verlag Berlin: pp 259–267 (1980)
- HERING E, MARTIN R, STÖHRER M: *Physik für Ingenieure*. 2. Auflage, Verlag des Vereins Deutscher Ingenieure, Düsseldorf (1989)
- HUGHES A N, JORDAN B A: The mechanical properties of surgical bone screws and some aspects of insertion practice. *Injury* 4: 25–38 (1972)
- JORDAN B A, HUGHES A N: A review of the factors affecting the design, specification and material selection of screws for use in orthopaedic surgery. *Engin Med* 7: 114–122 (1978)
- KLOKKEVOLD P R, NISHIMURA R D, ADACHI M, CAPUTO A: Osseointegration enhanced by chemical etching of titanium surface: A torque removal study in the rabbit. *Clin Oral Impl Res* 8: 442–447 (1997)
- KO C C, KOHN D H, HOLLISTER S J: Micromechanics of implants/tissue interface. *J Oral Implantol* 18: 220–230 (1992)
- KOHN D H: Overview of factors important in implant design. *J Oral Implantol* 18: 204–219 (1992)
- KUHN A H: Knochendeformationen durch selbstschneidende und verdrängende Kortikalisschrauben. *Med Diss Basel* (1992)
- LUM L B, OSIER J F: Load transfer from endosteal implants to supporting bone: an analysis using statics. *J Oral Implantol* 18: 343–348 (1992)
- MAILATH G, STOIBER B, WATZEK G, MATEJKA M: Die Knochenresorption an der Eintrittsstelle osseointegrierter Implantate – ein biomechanisches Phänomen. Eine Finite-Elemente-Studie. *Z Stomatol* 86: 207–216 (1989)
- PHILLIPS J H, RAHN B A: Comparison of compression and torque measurements of self-tapping and pretapped screws. *Plast Reconstr Surg* 83: 447–456 (1989)
- RANGERT B: Biomechanique des Implants de Bränemark. *Implantologie* 1: 63–72 (1995)
- RISCH M: Einfluss des Bohrl Lochdurchmessers auf die Knochenzerstörung und Haltekraft von selbstschneidenden und verdrängenden Schrauben. *Med Diss Basel* (1993)
- RUDDERMAN R H, MULLEN R L: Biomechanics of the facial skeleton. *Clin Plast Surg* 19: 11–29 (1992)
- SIEGELE D, SOLTESZ U: Numerical investigation of the influence of implant shape on stress distribution in the jaw bone. *Int J Oral Maxillofac Implant* 4: 333–340 (1989)
- SOLTESZ U, SIEGELE U, REIDMÜLLER J: Die Spannungsverteilung um ein stufenförmiges Implantat im Modellversuch und im Vergleich zu einfachen Grundformen. *Dtsch Zahnärztl Z* 36: 571–578 (1981)
- SULLIVAN D Y, SHERWOOD R L, MAIT N: Preliminary results of a multicenter study evaluating a chemically enhanced surface for machined commercially pure titanium implants. *J Prosth Dent* 78: 379–386 (1997)
- UEDA M, MATSUKI M, JACOBSSON M, TJELLSTRÖM A: The relationship between insertion torque and removal torque analyzed in fresh temporal bone. *Int J Oral Maxillofac Implant* 6: 442–447 (1991)
- VON ARX C: Schubübertragung durch Reibung bei Plattenosteosynthesen. *Med Diss Basel* (1973)
- WATZEK G, MATEJKA M, GRUNDSCHÖBER F, PLENK H: Enossale Implantate – Theoretische und morphologische Grundlagen – klinische Konsequenzen. *Z Stomatol* 82: 27–49 (1985)
- WENNERBERG A, ALBREKTSSON T, ANDERSSON B: Design and surface characteristics of 13 commercially available oral implant systems. *Int J Oral Maxillofac Implant* 8: 622–633 (1993)
- YOU Z H, BELL W H, SCHNEIDERMAN E D, ASHMAN R B: Biomechanical properties of small bone screws. *J Oral Maxillofac Surg* 52: 1293–1302 (1994)