

Die FRIADENT CELLplus Implantatoberfläche

Michael Stock, Dr. Peter Gehrke

2003

Grundlegende Mechanismen der knöchernen Integration am Material-Biosystem-Interface

Zusammenfassung

Für das Verständnis, wie Implantatwerkstoffe die Knochenbildung in vivo beeinflussen, ist es notwendig, die zellulären Reaktionen auf der Implantatoberfläche unter Berücksichtigung der Wundheilung zu betrachten. Vier zusammenhängende Eigenschaften der Implantatoberfläche haben direkten Einfluss auf die osteogenetischen Zellen: die chemische Zusammensetzung, die Energie, die Rauigkeit und die Morphologie der Oberfläche. Die Zellanlagerung und -einwanderung, die Zellteilung und -differenzierung werden durch eine oder mehrere dieser Eigenschaften modifiziert.

Die umfassende Einsicht in die Grundmechanismen der Osseointegration und das kontinuierliche Bestreben, die Materialeigenschaften zu vervollkommen, haben zur Entwicklung einer neuen, wachstumsaktivierenden, mikrostrukturierten Oberfläche geführt, die eine Verbesserung der Benetzungseigenschaften, der Osteoblasten-Anhaftung, der Knochenqualität und der Knochenbildung aufweist.

Die neue FRIADENT® CELLplus Implantatoberfläche verfügt über:

1. eine pro-aktive Zelladhäsion mit schnellerer Zellspreizung, Zellbrückenbildung und schnellerer Osteoblasten-Differenzierung mit dem Ergebnis einer beschleunigten initialen Knochenheilung.
2. eine dynamische Veränderung der Benetzungseigenschaften mit dichter Fibrinanlagerung, um ein Abreißen der Fibrinfäden während der Kontraktion des Blutkoagulats zu vermeiden. Dies gewährleistet eine kontinuierliche Haftsteuerung (contact guidance) für die Migration der Osteoblasten zur Oberfläche.
3. eine schnellere Knochenbildung innerhalb von 3 Tagen bis 8 Wochen, durch die eine Verbesserung der Implantat-Osseointegration erreicht wird.
4. eine sichere Knochenanlagerung mit verstärkter Knochenreifung, die zu einer exzellenten Knochenqualität und einem höheren Prozentsatz an Knochen-Implantat-Kontakt führt.

Einleitung

Der Langzeiterfolg einer Implantattherapie wird von multiplen Faktoren bestimmt. Neben der individuellen Anamnese des Patienten, der knöchernen Aufbereitungstechnik und der Gewebebehandlung während der Implantation stellen auch Qualität, Dichte und Physiologie des Knochenlagers relevante Faktoren dar. Ferner spielen die Modalitäten an der Grenzfläche zur Implantatoberfläche sowie die chemisch-physikalischen und morphologischen Oberflächeneigenschaften eine wichtige Rolle.

Das vorliegende wissenschaftliche Bulletin fokussiert sich insbesondere auf die Material- und Oberflächeneigenschaften von Titanimplantaten im Hinblick auf die Mechanismen der Knochenformation. Die Optimierung dieser Eigenschaften mittels innovativer Verfahren und

unter Berücksichtigung der Knochenphysiologie mündete in der Entwicklung der FRIADENT® CELLplus Oberfläche. DENTSPLY Friadent stellt hiermit eine neue, wachstumsaktivierende Implantatoberfläche vor. Synergien aus Biologie und Technik wurden nach dem Prinzip der Bionik konsequent genutzt, um eine exakte Abstimmung der Oberflächeneigenschaften auf die biologischen Vorgänge am Implantat-Knochen-Interface zu erreichen.

Titan, der ideale Implantat-Werkstoff

In der Implantologie bereits millionenfach bewährt, hat sich Titan auch weiterhin als am besten geeigneter Werkstoff erwiesen. Seine Qualitäten hinsichtlich mechanischer Festigkeit und Biokompatibilität machen es zum Implantatmaterial der Wahl, auch bei der Realisierung mikrostrukturierter Oberflächen.

DENTSPLY
FRIADENT

	Fe max.	C max.	N max.	O max.	H max.	Al max.	V max.	Zugfestigkeit (N/mm ²)	Bruchdehnung (%)	Vickershärte* (HV)	E-Modul** (Gpa)
Grade 1	0,20	0,08	0,05	0,12	0,01	—	—	350	45	120	~110
Grade 2	0,25	0,08	0,05	0,18	0,01	—	—	470	35	150	~110
Grade 3	0,30	0,10	0,05	0,25	0,01	—	—	560	25	170	~110
Grade 4	0,35	0,10	0,05	0,35	0,01	—	—	640	25	200	~110
Ti6Al4V	< 0,25	< 0,08	< 0,05	< 0,13	< 0,012	5,5–6,5	3,5–4,5	800–1000	10	320	~ 95

* Testverfahren nach Vickers **Längendehnung im elastischen Bereich

Tabelle 1: Mechanische Eigenschaften von Titan
Zusammensetzung von Reintitan nach DIN 17850 / ASTM F67 und Ti-6Al-4V nach DIN 17851 und ASTM F136

Physikalisch-chemische Eigenschaften von Titan

Da die mechanischen Eigenschaften von Titan in Abhängigkeit von den Legierungsbestandteilen stark variieren, werden während der Herstellung die in Tabelle 1 aufgeführten Elemente gezielt zugesetzt, um die gewünschte Qualität zu erhalten. Beispielsweise zeigt sich eine deutliche Zunahme der Festigkeitswerte bei steigendem Sauerstoffgehalt. Auch ist Titan doppelt so elastisch wie Stahl, was der im Vergleich zu Stahl halb so hohe Wert des E-Moduls belegt. Diese geringere Steifigkeit ist für die Anpassung des Implantats an die Elastizität des Knochens von großer Bedeutung.¹

Alle DENTSPLY Friadent Implantate bestehen aus Reintitan Grade 2 oder Grade 4 und werden strengsten Qualitäts- und Biokompatibilitätsprüfungen unterzogen.

DENTSPLY Friadent Implantate	
Grade 2	Grade 4
ANKYLOS®	XiVE TG®
XiVE® S	FRIALOC®
FRIALIT® 3,8 – 6,5 mm	FRIALIT® 3,4 mm
IMZ®-TwinPlus	

Tabelle 2

Die biologischen Eigenschaften von Titan als Implantatwerkstoff werden durch die Titandioxidoberfläche und nicht durch das Metall selbst bestimmt. Durch die Bindung von Sauerstoff aus der Umgebungsluft bildet sich die Titandioxidschicht spontan innerhalb von Nanosekunden. Die Dicke dieses Dioxidfilms beträgt zwischen 3 und 5 nm oder rund 20 Atomlagen. Folgende Titanoxidverbindungen wurden neben TiO₂ identifiziert: TiO, Ti₃O₂, Ti₂O₃, Ti₃O₅.

Titandioxid stellt sowohl mengenmäßig, als auch bezüglich der chemischen Stabilität die wichtigste dieser Verbindungen dar und ist primär für die hervorragende Biokompatibilität der Titanimplantate verantwortlich.

Folgende Eigenschaften von Titandioxid sind von biologischer Bedeutung²:

- Geringe Löslichkeit in fast allen Medien
- Ungiftigkeit (Zytotoxizität, Genotoxizität usw.)
- Minimale Anzahl geladener Teilchen
- Geringfügig negatives isoelektrisches Potential gegenüber dem physiologischen pH-Wert
- Vergleichbarkeit der dielektrischen Konstante mit der von Wasser
- Passivität der Metalloberfläche
- Integrationsfähigkeit in Weich- und Hartgewebe ohne Fremdkörperreaktionen
- Chemische Stabilität und Integrität

Element	Stabilstes Oxid	Isoelektrisches Potenzial	Ladung bei pH 7	Dielektrische Konstante	Löslichkeit bei pH 7	Typische Gewebereaktion auf Oxid
Ti	TiO ₂	3,5 – 6,7	–	86 – 170	3x10 ⁻⁶	Inert
Al	Al ₂ O ₃	8,8 – 9,5	+	9,3 – 11,5	10 ⁻⁶	Einkapselung
Nb	Nb ₂ O ₅	3,4 – 3,8	–	280	10 ⁻⁵	Inert
V	V ₂ O ₅	1,5 – 2,3	–	13,8	10 ⁻⁴	Toxisch
Zr	ZrO ₂	10 – 11	k. A.	12,5	10 ⁻⁶	Inert
Ta	Ta ₂ O ₅	2,7 – 3	–	24 – 65	10 ⁻⁵	Inert
Fe	Fe ₂ O ₃	2,2 – 9	k. A.	14,2	10 ⁻¹⁰	Einkapselung
Cr	Cr ₂ O ₃	6,7 – 7,4	0	11,9 – 13,3	10 ⁻¹¹	Toxisch
Co	Co ₂ O ₃	10,8	+	12,9	10 ⁻¹²	Toxisch

Tabelle 3: Physikalisch-chemische Eigenschaften von Titandioxid und anderen Metalloxiden, die als Legierungselemente von Titan benutzt werden

Der Titandioxidfilm wird vielfach modifiziert, wenn man ihn einem Medium wie beispielsweise Blut aussetzt. Diese Änderungen betreffen die Dicke der Titandioxidschicht, ihre Mikrostruktur und biochemischen Eigenschaften.

Dass die Titandioxid-Körperflüssigkeits-Grenzschicht von größter Bedeutung für den Einsatz von Titan in der Implantologie ist, wurde indessen vielfach dokumentiert. ³

Biochemische Eigenschaften des Titandioxidfilms

Grundsätzlich kann man folgende Prozesse an der Titandioxid-Körperflüssigkeits-Grenzschicht erwarten: ²

- die Hydratation des Titandioxidfilms
- die Adsorption der Kalzium- und Phosphat-Ionen
- die Interaktion mit kleinen Biomolekülen
- und die Anlagerung der Osteoblasten.

Die Hydratation des Titandioxidfilms

Wasser aus Körperflüssigkeiten wird an der Titandioxidschicht adsorbiert, chemisch an die Titan-Kationen und als physikalisch schwächere Bindung an die Sauerstoff-Anionen gebunden. Dieser kombinierte Vorgang wird als Hydratation bezeichnet. Die Menge der adsorbierten Wassermoleküle beträgt 2-3 Wassermoleküle pro nm².

Die Adsorption der Kalzium- und Phosphat-Ionen

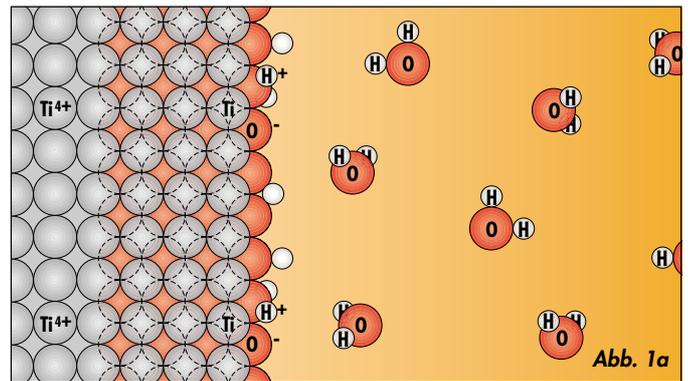
Nach der Hydratation der Titandioxidoberfläche kommt es zur Adsorption der in großer Zahl vorhandenen **anorganischen** Kalzium- und Phosphat-Ionen aus dem Blut. Der Titandioxidfilm hat die vorteilhafte Eigenschaft, die beiden wichtigsten Knochenbausteine, Kalzium und Phosphat, gleichermaßen zu binden. Diese Schicht aus Kalzium- und Phosphat-Ionen bildet eine exzellente Grundlage für die Bildung neuen Knochens durch die Osteoblasten. Da Phosphat-Ionen negativ geladen sind, verdrängen sie die an der Titandioxidoberfläche gebundene OH-Gruppe und lagern sich an deren Stelle an.

Die Interaktion mit kleinen Biomolekülen

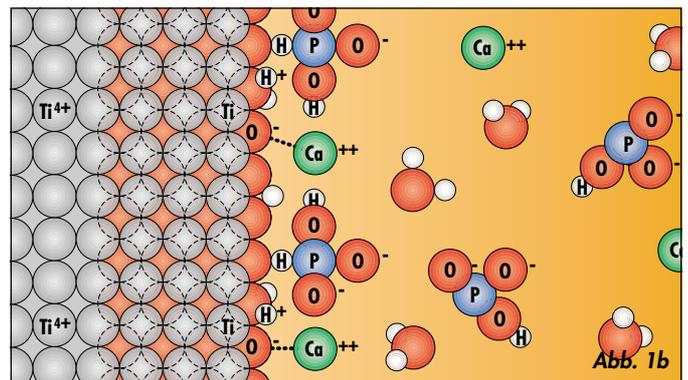
Ebenfalls von Interesse sind diejenigen Oberflächenprozesse, die zur Adsorption **organischer** Moleküle führen, wie zum Beispiel den Proteinen, Lipiden, Lipoproteinen und Peptiden. Dieser Prozess ist von größter Wichtigkeit für die Osseointegration von Titanimplantaten, denn die knochenbildenden Zellen lagern sich oberhalb dieser Schicht in vivo an den Implantaten an. Diese Bindung erfolgt bei negativ geladenen Proteinen über deren positiv geladene Gruppen (z.B. -NH₃⁺) oder über die Bindung negativ geladener Gruppen (z.B. COO⁻) an Ca⁺⁺ Brücken bzw. durch eine direkte Anlagerung an die Titandioxid-Kationen, indem die Hydroxyl-Gruppen ersetzt werden.

Die Anlagerung der Osteoblasten

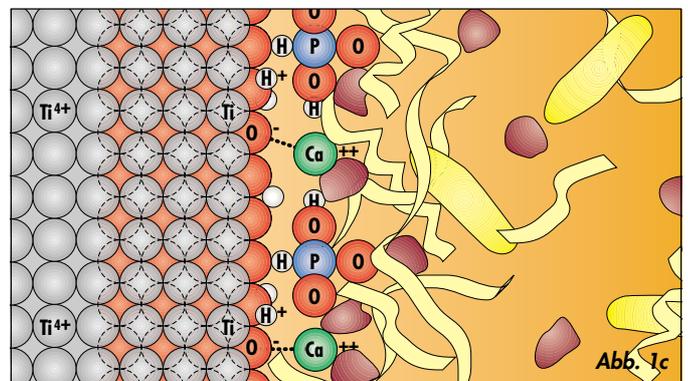
Die aus dem ortständigen Knochen entlang des temporären Fibrinnetzwerks einwandernden Osteoblasten haften sich oberhalb der Schicht aus Kalzium- und Phosphat-Ionen sowie der Schicht aus kleinen Biomolekülen an die Implantatoberfläche an.



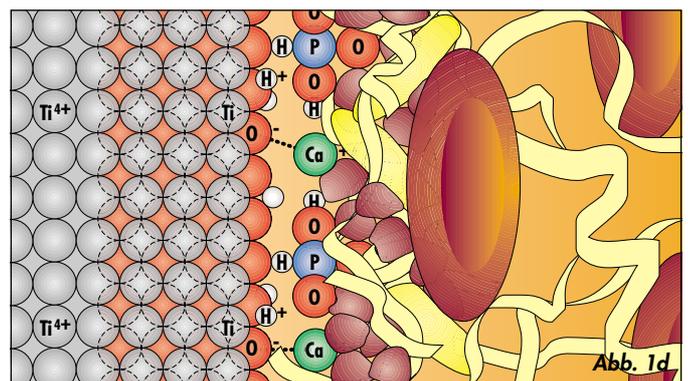
Titan Oxidschicht Hydratisierte Oxidschicht



Titan Oxidschicht Adsorbierte Kalzium- und Phosphationen



Titan Oxidschicht Adsorbierte Biomoleküle



Titan Oxidschicht Adsorbierte Kalzium- und Phosphationen, Biomoleküle, Fibrinnetzwerk und Osteoblasten

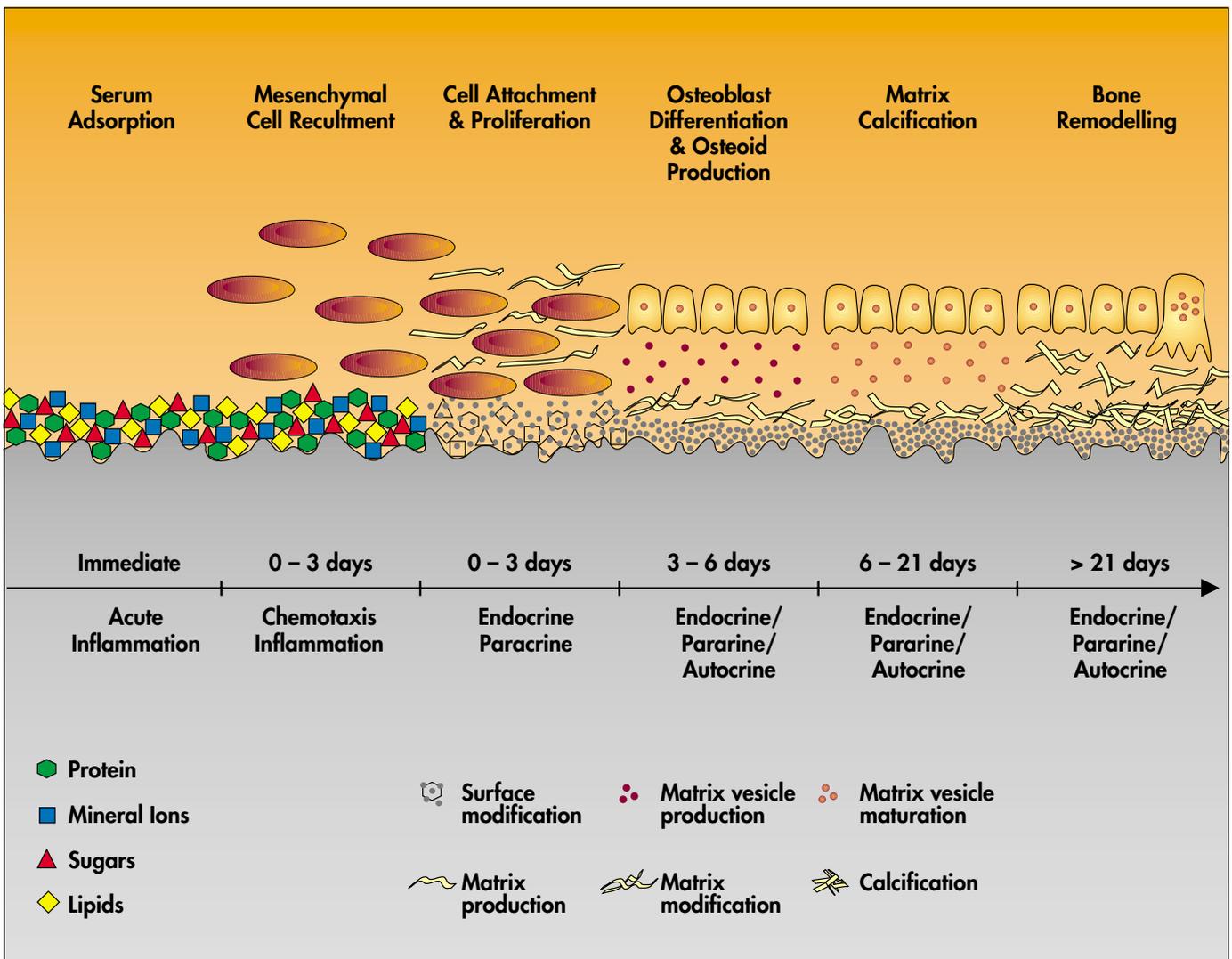


Abb. 2: Text.....
Text.....

Auch durch Untersuchungen mittels TEM (Transmission Electron Microscope) eruierte man:²

- die Titandioxid-Schicht (3–5 nm Dicke)
- die Kalzium- und Phosphat-Ionenschicht (ca. 5 nm Dicke)
- die Schicht aus biologischen Molekülen (ca. 20–40 nm Dicke)

■ und die anschließende Schicht der in den periimplantäre Raum ausstrahlenden Kollagenbündel und Osteoblasten.

Die letztgenannte Schicht ist bei Implantaten mit glatter Oberfläche eher flach um das Implantat herum ausgerichtet, bei Implantaten mit rauer Oberfläche jedoch dreidimensional strukturiert.⁴

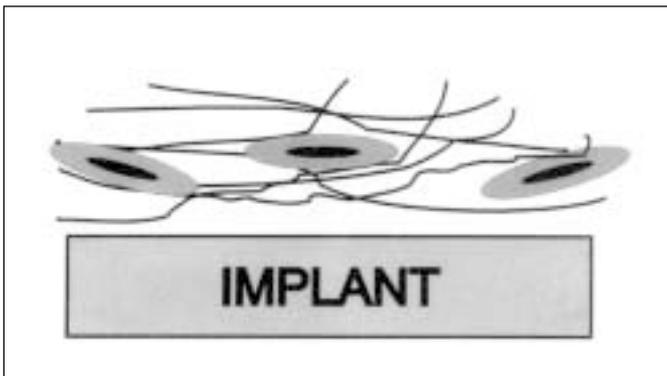


Abb. 3a: Fibrinretraktion und Kontaktverlust zur Implantatoberfläche

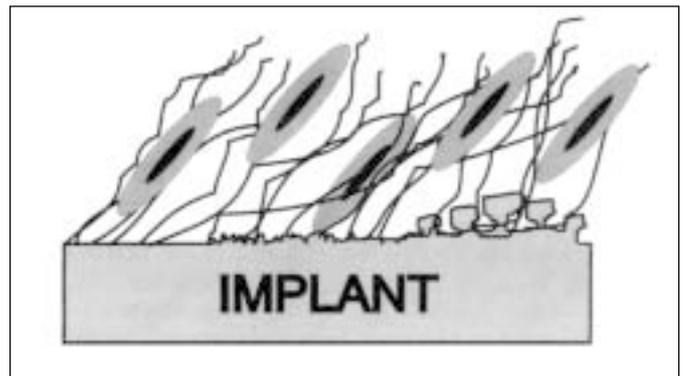


Abb. 3b: Dauerhafter Fibrinverbund durch modifizierte Implantatoberfläche. Quelle: J.E. Davies⁴

Knochenphysiologie und Knochenheilung

Grundzüge der Knochenbildungsmechanismen

Die Osteogenese

Die Knochenneubildung geht von den Osteoblasten der das Implantat umgebenden Knochenoberfläche aus.

Man unterscheidet zweierlei Arten der Osteogenese: ⁴

1. Die Distanz-Osteogenese

Die knochenbildenden Zellen lagern sich bei der Distanz-Osteogenese am ortständigen Knochen an. Es findet keine Knochenapposition an der Implantatoberfläche statt (siehe Abb. A und B). Durch eine extrazelluläre Matrix wird der Kontakt zur Implantatoberfläche hergestellt.

Die Distanz-Osteogenese gilt, wegen der Gefahr der Weichgewebebeeinscheidung, als der ungünstigste Fall einer Osseointegration, da es hierbei nicht zu einem form-schlüssigen Verbund des Implantats mit dem Knochen kommt.

2. Die Kontakt-Osteogenese

Die osteogenetischen Zellen siedeln sich bei der Kontakt-Osteogenese direkt auf der Implantatoberfläche an. Die Knochenformation erfolgt daher ebenfalls direkt auf der Oberfläche des Implantats (siehe Abb. C und D). Die entstehende Knochenmatrix kann sich hierbei mit den Retentionen der porösen Oberfläche verzahnen.

Die Kontakt-Osteogenese gilt als der günstigste Fall der Osseointegration.

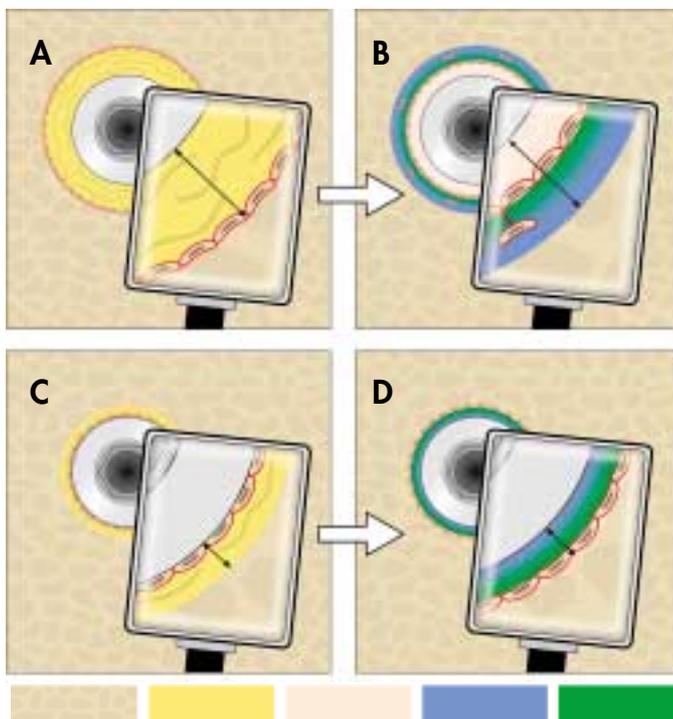
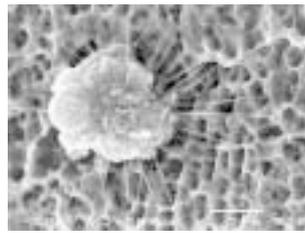


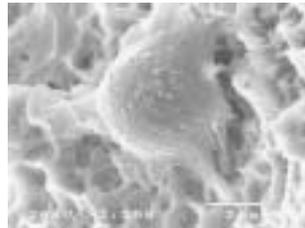
Fig. 4: Distanz-Osteogenese:
A. Osteoblastenanlagerung am ortständigen Knochen (A resultiert in B). B. Knochenapposition an ortständigen Knochen.
Kontakt-Osteogenese:
C. Osteoblastenanlagerung an Implantatoberfläche (C resultiert in D). D. Knochenapposition an Implantatoberfläche.
Quelle: J.E. Davies⁴

Grundzüge der Osteoblastendifferenzierung nach Rajaraman⁵



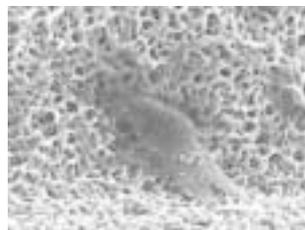
Stadium 1:

Initialer Kontakt der Osteoblasten mit der Oberfläche durch Anheftung ihrer Filopodia.



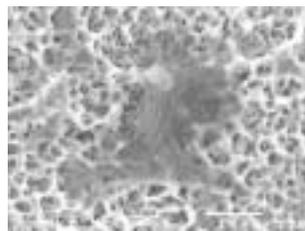
Stadium 2:

Ausbildung von Lamellipodia.



Stadium 3:

Abflachung und gleichmäßige Ausbreitung der knochenbildenden Zellen.



Stadium 4:

Vollständige Verteilung auf der Oberfläche mit Abflachung der Zellen.

Je schneller sich die Osteoblasten von Phase 1 zu Phase 4 differenzieren, desto eher kommt es zur Ausbildung extrazellulärer Matrix und zur Knochenformation. Die Morphologie der Implantatoberfläche beeinflusst dabei direkt die Geschwindigkeit der Zellreifung.

Stadien der Kontakt-Osteogenese

Die Kontakt-Osteogenese gliedert sich in drei Phasen: ⁴

1. Die Osteokonduktion

In diesem ersten Stadium migrieren die Osteoblasten vom ortständigen Knochen über ein temporäres Gerüst aus Fibrinfäden auf die Implantatoberfläche. Die initiale Zelladhäsion findet bevorzugt dort statt, wo sich das Fibrin an der Oberfläche angelagert hat. Deren dreidimensionale Beschaffenheit entscheidet hierbei über die Anzahl der sich anlagernden Zellen und über den Zeitraum, der für diese Anlagerung benötigt wird.

2. Die De-novo-Knochenbildung

Anschließend sondern die auf der Implantatoberfläche befindlichen Osteoblasten extrazelluläre Matrix ab. Dabei

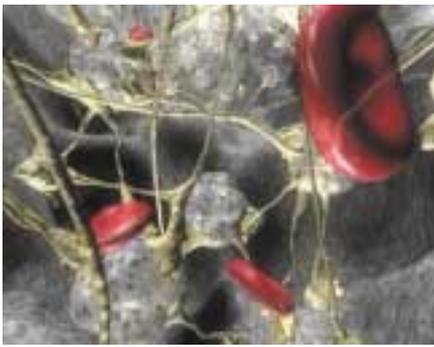


Abb. 5a:
Osteokonduktion



Abb. 5b: De-novo-
Knochenbildung

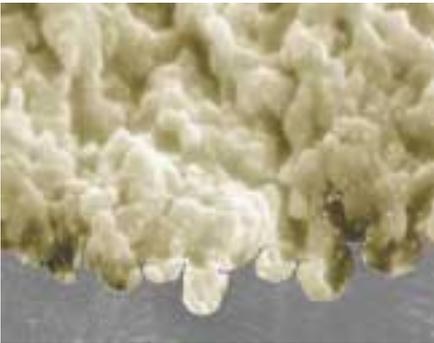


Abb. 5c:
Knochenmodellierung

werden in dieser Kollagenmatrix aus organischen Phosphaten so lange Phosphat-Ionen freigesetzt, bis das Löslichkeitsprodukt für Kalziumphosphat überschritten ist und Hydroxylapatit auskristallisiert. In dieser Phase bestimmen die Oberflächenmorphologie sowie die Existenz der Kalzium- und Phosphat-Ionen an der Implantatoberfläche die Geschwindigkeit der nachfolgenden Knochenneubildung.

3. Die Knochenmodellierung

Nach diesem initialen Prozess der Osteogenese führen vielfältige zelluläre Aktivitäten am Implantat-Knochen-Interface zur einer Ausbildung trabekulärer Strukturen entlang der Kollagenfasern und infolgedessen zur völligen Reifung des neuen Knochens. Bedingt durch die Zellbindung, -proliferation, und -differenzierung in den ersten beiden Stadien kann sich jetzt ein intensiver und stabiler Verbund zwischen Implantat und Knochen bilden.

Die neue FRIADENT® CELLplus Oberfläche optimiert die zuvor beschriebenen, grundsätzlich zu erwartenden biochemischen Prozesse am Titandioxidfilm. Im einzelnen handelt es sich um folgende Aspekte:

- eine verbesserte Benetzbarkeit
- eine Forcierung der initialen Knochenformation
- eine beschleunigte Osseointegration
- eine gesteigerte Knochenqualität
- ein erhöhter Knochen-Implantat-Kontakt

Eigenschaften der FRIADENT® CELLplus Oberfläche und ihre Realisierung

Aus dem Verständnis der spezifischen Interaktionen am Implantat-Knochen-Interface heraus leiten sich die folgenden Anforderungen an die Beschaffenheit der Implantatoberfläche ab.

1. Biologische Forderung:

Ideale Benetzungseigenschaften, Erhöhung der Biokompatibilität

Bionische Umsetzung:

Einzigartige Interaktion der Implantatoberfläche mit Plasma-proteinen, die zu dynamischen Veränderungen der Ladung am Implantat-Knochen-Interface führt

Ergebnis:

Dynamischer Wechsel der Oberflächenbenetzbarkeit von der anfänglichen Hydrophobie zur Hydrophilie

Vorteil:

Bindung zunächst lipophiler Proteine (Fibrin) an die Oberfläche, gefolgt von hydrophilen Proteinen durch diesen Shift des Bio-Materialsystems

Studien:

Universität Tübingen: Geis-Gerstorfer J, Rupp F, Scheideler L, Lindemann W^{6,7}

2. Biologische Forderung:

Beschleunigung der initialen Knochenheilung

Bionische Umsetzung:

Erhöhung der Anzahl der sich an der Implantatoberfläche anlagernden Osteoblasten durch eine Biomorphologie

Ergebnis:

Intensivierte Zellspreizung und Zellbrückenbildung

Vorteil:

Erhöhte Stabilität des Implantats in klinisch kritischem Behandlungszeitraum

Studien:

Universität Birmingham (England): Sammons R, Lumbikanonda N, Cantzler P^{8,9}

3. Biologische Forderung:

Höherer Knochen-Implantat-Kontakt, beschleunigte Osseointegration

Bionische Umsetzung:

Aktivierung der Zellanlagerung, der-migration, -proliferation, -differenzierung und Knochenformation durch Mikrostrukturierung der Oberfläche

Ergebnis:

Erhöhte initiale Knochenapposition (3 Tage bis 8 Wochen) und verbesserte Knochendichte

Vorteil:

Sichere Therapie auch unter suboptimalen Ausgangsbedingungen (Sofortimplantation in Parodontopathien)

Studien:

Universität São Paulo, Ribeirão Preto (Brasilien): Novaes AB, Papalexiou V, Souza SLS, Grisi MFM, Taba M, Palioto D, de Oliveira PT, Souza AMMS^{10, 11}

4. Biologische Forderung:

Verbesserte Knochenqualität

Bionische Umsetzung:

Optimierung der Oberflächenretention für die Anhaftung von Osteoblasten und Ausbildung einer dreidimensionalen extrazellulären Matrix

Ergebnis:

intensive Knochenformation in frühen Stadien (5 bis 25 Tage)

Vorteil:

Hohe Sekundärstabilität im Unter- und Oberkiefer

Studien:

Universität Wien: Weinländer M, Lekovic V, Plenk
Universität Köln: Neugebauer J, Zöller JE¹²

Zusammenfassung

FRIADENT® CELLplus – die Implantat- oberfläche der Zukunft



Ihr Plus: Wachstumsaktivierende Mikrostruktur für eine schnelle Zelladhäsion

Durch ihre idealen Benetzungseigenschaften ermöglicht die FRIADENT® CELLplus Oberfläche eine signifikant erhöhte Zellanhaftung bereits in den ersten Minuten nach Gewebe-/Flüssigkeitskontakt. Die initiale Lipophilie der CELLplus Oberfläche begünstigt die Ankoppelung der Proteine und die nachfolgende Ausbildung eines temporären Fibrinnetzes. Über dieses Bindegeweberaster gelangen knochenbildende Zellen schnell und in großer Zahl direkt auf die Implantatoberfläche. Gleichzeitig bewirkt das Protein einen dynamischen Wechsel der Oberflächenbenetzbarkeit von der anfänglichen Hydrophobie zur Hydrophilie. Eine optimale Blutversorgung zwischen dem ortständigen Knochen und den Knochenzellen auf der Implantatoberfläche ist damit sicherstellt.⁷



Ihr Plus: Beschleunigte Knochenapposition für eine erhöhte Primärstabilität

In der homogenen CELLplus Mikrostruktur (0,5 – 1 µm) finden die fadenförmigen Zellfortsätze (Filopodia) der Osteoblasten geeignete Retentionen mit multifokalen Kontakten. Die pro-aktive Zelladhäsion forciert die Zellspreizung und -reifung mit rascher Osteoblastendifferenzierung und beschleunigter Knochenformation. Voraussetzung dieser initialen Aktivierung der Knochenheilung sind Zellbrücken über große Spannweiten von mehr als dem 100-fachen der Eigengröße der Zellen, die nur auf der FRIADENT® CELLplus Oberfläche nachgewiesen werden konnten.⁸



Ihr Plus: Bessere Knochenqualität für mehr Behandlungssicherheit

Die beschleunigte Rekrutierung der Osteoblasten für die Anhaftung an die CELLplus Oberfläche induziert eine intensive Knochenbildung in den frühen Stadien der Osseointegration (5 bis 25 Tage nach der Implantation). Selbst in schwachem Knochenlager wird daher, durch die überlegene Strukturqualität mit verstärkter Knochenreifung am Implantat-Interface, klinisch eine hohe Sekundärstabilität erreicht.

Somit sorgt die FRIADENT® CELLplus Oberfläche auch für eine größere Sicherheit bei der Behandlung des Ober- und des Unterkiefers.¹²



Ihr Plus: Optimierte Osseointegration für vorher-sagbaren Behandlungserfolg

Vergleichende In-vivo-Untersuchungen bestätigen der FRIADENT® CELLplus Oberfläche sowohl eine verbesserte Knochendichte als auch einen erhöhten Knochen-Implantat-Kontakt. Innerhalb des klinisch relevanten Behandlungszeitraums (3 Tage bis 8 Wochen) ermöglicht die CELLplus Oberfläche eine vermehrte Knochenbildung und damit eine beschleunigte Osseointegration. FRIADENT® CELLplus steht deshalb ebenso für eine frühe funktionelle Belastbarkeit der Implantate und eine Steigerung der Voraussagbarkeit des Therapieerfolgs.¹⁰

Prozessschritte und Qualitätssicherung

DENTSPLY Friadent realisierte mit der Herstellung der neuen FRIADENT® CELLplus Oberfläche die Anforderungen an eine Oberflächenmorphologie dentaler Implantate, wie sie von neuesten wissenschaftlichen Erkenntnissen angeregt werden. Das FRIADENT® BioPoreStructuring Verfahren wurde in enger Kooperation mit den Technologieführern auf dem Gebiet der Ätztechnik, den Computerchip-Herstellern, entwickelt.





Arbeitsgänge bei der Fertigung der neuen CELLplus Oberfläche

Strahlen mit Korundpartikeln

Die erste Phase der Erstellung der neuen Oberfläche stellt das Strahlen mit Korundpartikeln dar.

Dieser Prozess wurde sowohl hinsichtlich des eingesetzten Strahlendrucks als auch der verwendeten Korund-Partikelgröße optimiert. Abgetragene Titanpartikel werden nach jedem Arbeitsschritt aus dem Strahlgut herausgefiltert. Nach dem Korundstrahlen erfolgt eine Rauigkeitsmessung.



Thermisches Ätzverfahren

Anschließend wird das Hochtemperatur Ätzen nach dem FRIADENT® BioPoreStructuring Verfahren durchgeführt. Verschiedene Säure-Komponenten werden dabei vollautomatisch gemischt und zugeführt. Entsprechende Sensoren überwachen währenddessen alle Parameter.

Abweichungen von den Soll-Werten werden umgehend erkannt und automatisch korrigiert.

Durch diese präzise Steuerung des komplexen Ätzzvorgangs entstehen einerseits die charakteristischen Mikroporen, andererseits wird die Homogenität der Oberfläche sichergestellt.



Literatur

1. Wintermantel E, Ha S-W (Hg.): Biokompatible Werkstoffe und Bauweisen. Implantate für Medizin und Umwelt. 2. Auflage, Springer-Verlag, Berlin: 1998
2. Brunette DM, Tengvall P, Textor M, Thomsen P (eds.): Titanium in medicine. Material science, surface science, engineering, biological responses and medical applications. Springer-Verlag, Berlin: 2001
3. Davies JE (ed.): Bone engineering. Em squared Inc., Toronto: 2000
4. Davies JE: Mechanisms of endosseous integration. Int J Prosthodont 1998; 11 (5): 391-401
5. Rajaraman R, Rounds DE, Yen SP, Rembaum A: A scanning electron microscope study of cell adhesion and spreading in vitro. Exp Cell Res 1974; 88 (2): 327-339
6. Geis-Gerstorfer J, Rupp F, Scheideler L, Lindemann W: In vitro screening of microstructured titanium implant surfaces. Abstract: 10th International FRIADENT Symposium, Mannheim / Heidelberg, Germany, May 16-17, 2003
7. Rupp F, Scheideler L, Rehbein D, Axmann D, Geis-Gerstorfer J: Roughness induced dynamic changes of wettability of acid etched titanium implant modifications. Biomaterials (accepted for publication)
8. Sammons R, Lumbikanonda N, Cantzler P: Osteoblast interactions with microstructured dental implant surfaces: Comparative study of cell attachment, migration, proliferation and differentiation. Scientific Poster No. 1840: 81th General Session of the International Association for Dental Research, Göteborg, Sweden, June 25-28, 2003
9. Sammons R, Lumbikanonda N, Cantzler P: Osteoblast interactions with a FRIADENT experimental surface and other microstructured dental implant surfaces. Scientific Poster: 10th International FRIADENT Symposium, Mannheim / Heidelberg, Germany, May 16-17, 2003
10. Novaes AB, Papalexiou V, Grisi MFM, Souza SLS, Taba M, Kajiwarra JK: Influence of implant microstructure in the osseointegration of immediate implants placed into periodontally infected sites. A histomorphometric study in dogs. Clin Oral Impl Res 2003 (in press)
11. Novaes AB, Souza SLS, de Oliveira PT, Souza AMMS: Histomorphometric analysis of the bone-implant contact obtained with 4 different implant surface treatments placed side by side in the dog mandible. Int J Oral Maxillofac Implants 2002; 17 (3): 377-383
12. Weinländer M, Lekovic V, Neugebauer J, Plenk H, Zoeller JE: Mechanical and histological evaluation of immediate-loaded implants with various surfaces and designs. Scientific Poster: 18th Annual Meeting of the Academy of Osseointegration, Boston, Massachusetts, February 27 – March 1, 2003

Bestell-Nr. 6-...../001

Hersteller und Vertrieb Deutschland:

FRIADENT GmbH · Postfach 71 01 11 · D-68221 Mannheim
Tel. (06 21) 4302-010 · Fax (06 21) 4302-011
e-Mail: info@friadent.de · Internet: http://www.friadent.de

Vertrieb Österreich: FRIADENT – SCHÜTZE Dental GmbH & Co. KG · Mayrhoferstraße 31 · A-4030 Linz

Tel. 07 32-37 74 82 · Fax 07 32-37 74 827 · e-Mail: friadent.schuetze@friadent.at

Vertrieb Schweiz: FRIADENT Schweiz AG · Weyermattstrasse 4 · CH-2560 Nidau

Tel. 0 32/3 31 23 55 · Fax 0 32/3 31 23 45 · e-Mail: info@friadent.ch

DENTSPLY
FRIADENT