

Aesculap Orthopaedics

Plasmapore® μ -CaP

Oberflächenbeschichtung







Inhalt

Plasmapore® und Plasmapore® μ -CaP	4
Calciumphosphatoberflächen für Implantate	5
Eigenschaften von Calciumphosphaten	6
Plasmapore® mit Dicalciumphosphat	7
Plasmapore® μ -CaP – Fertigungsprozess	8
Plasmapore® μ -CaP – Oberflächenstruktur	9
Plasmapore® μ -CaP – biologisches Verhalten	10
Literaturhinweise	11

Plasmapore® μ -CaP ist die Kombination der mikroporösen Reintitanbeschichtung Plasmapore® mit einer sehr dünnen Calciumphosphatschicht

Plasmapore® beschichtete Implantate werden seit 1986 mit Erfolg in der Endoprothetik eingesetzt^{1, 2, 3, 4, 5}. In einem Plasmapore® Beschichtungsprozess wird unter Vakuum reines Titanpulver mit einer Dicke von 0.35 mm und einer Mikroporosität bis 40% auf die Oberfläche zementfreier Implantate aufgetragen^{6, 7, 8}.

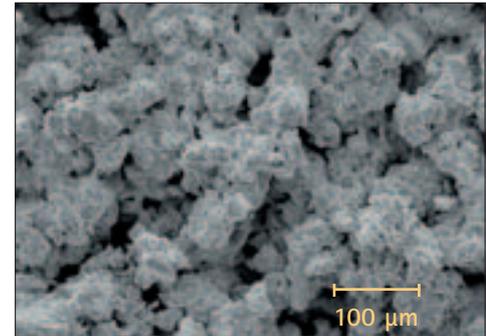
Die Porengrößen der Plasmapore® Schicht liegen zwischen 50 und 200 μ m und führen zu einer direkten Knochenapposition^{7, 8, 9}.

Die sehr raue Plasmapore® Struktur unterstützt die primär stabile Verankerung der Implantate besser als andere Oberflächen^{12, 13}. Im folgenden wird die Kombination von Plasmapore® mit einer dünnen bioaktiven Calciumphosphatoberfläche beschrieben.

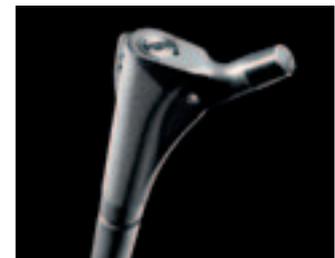
Der Excia® und Antega® Hüftprothesenschaft sowie die Plasmacup® Pressfitpfanne wurden als zementfreie Implantate erstmals mit dieser Beschichtung versehen.

Die Knieendoprothese e.motion®, der modulare Hüftrevisionschaft Prevision® und die modulare Kurzschaftprothese Metha® werden von Aesculap ausschließlich mit Plasmapore® μ -CaP angeboten.

Als Material wird ein teilkristallines Calciumphosphat (CaP) eingesetzt. Das CaP wird mit einem elektrochemischen Prozess in hochreiner Form und in einer Schichtdicke von 15 μ m mit der Plasmapore® Oberfläche kombiniert. Die dünne μ -CaP Oberfläche beschleunigt die Knochenbildung an der Implantatoberfläche und resorbiert ohne Beteiligung von Makrophagen innerhalb von 8 bis 12 Wochen.



Mikroporöse Plasmapore® Oberfläche



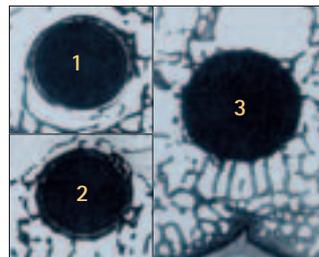
Knieendoprothese e.motion®, Prevision® Revisionschaft und Metha® Kurzschaft mit Plasmapore® μ -CaP Oberfläche



Plasmapore® Beschichtungsprozess im Vakuum⁸



Implantat-Knochen-Verbund mit Plasmapore® (Explantat)¹³



Implantat-Knochen-Verbund mit Plasmapore® (Tierexperiment)⁵:

¹ Titan glatt 1 μ m

² Titan rauh 10 μ m

³ Plasmapore®



Excia® Prothese mit Plasmapore® μ -CaP Oberfläche



Nicht resorbierbare HA-Oberflächen unterstützen den primären Knochen-Implantat-Kontakt und bilden sekundär eine belastete Grenzfläche

Als Alternative zu den metallischen Oberflächen werden seit Mitte der 80-er Jahre Hydroxylapatitkeramiken (HA) zur Oberflächenbeschichtung von zementfreien Implantaten eingesetzt^{14,15,16,17}. Die Knochenbindung an die HA-Oberfläche erfolgt durch direkte Integration der kristallinen Strukturen. Durch den beschleunigten Knochenanbau sind diese Oberflächen deshalb als biologischer einzustufen^{18,19,20,21,22,23}. Keramische Calciumphosphatschichten können auf verschiedene metallische Implantatoberflächen aufgetragen werden.

Es wird zwischen rauhen, strukturierten, sowie makro- und mikroporösen metallischen Oberflächen unterschieden. Die biomechanischen Eigenschaften des Implantat-Knochen-Verbundes werden von diesen Implantatoberflächenstrukturen wesentlich beeinflusst.

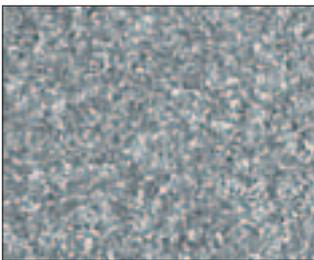
Die Beschichtungsdicken des nicht resorbierbaren Hydroxylapatits wurden von anfänglich 200 µm bis ca. 50 µm kontinuierlich verringert um die mechanischen Eigenschaften der belasteten HA-Implantat-Grenzschicht zu optimieren^{24,25,26}.

Die Zielsetzung, die Eigenschaften des Hydroxylapatits nur primär zu nutzen, führte zu Beschichtungen bei denen heute auch teilresorbierbare Mischungen von Calciumphosphatkeramiken und sehr dünne HA-Schichten verwendet werden^{27,28,29}.

Plasmapore® kann mit verschiedenen Calciumphosphatbeschichtungen kombiniert werden. Schon Anfang der 90er Jahre wurden Plasmapore® Implantate mit Hydroxylapatit erprobt. Eine 50 µm dicke Hydroxylapatitschicht wurde in einem zweiten Plasma-

beschichtungsprozess aufgebracht. Die Poren der Oberfläche wurden jedoch dabei verschlossen und die Rauigkeit herabgesetzt. Das Ziel, die Rauigkeit und Porosität der Plasmapore® Oberfläche zu erhalten, führte zur Kombination mit einer sehr dünnen und resorbierbaren Dicalciumphosphat Oberfläche.

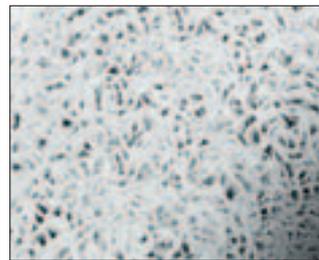
Im Gegensatz zu HA bildet diese Oberfläche nach der Knochenaposition keine belastete keramische Grenzschicht zwischen Implantat und Knochen.



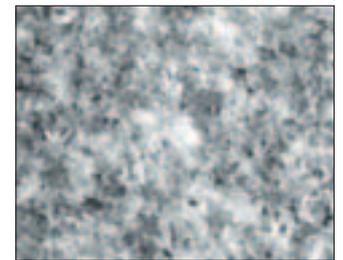
Rauhe Titanoberfläche



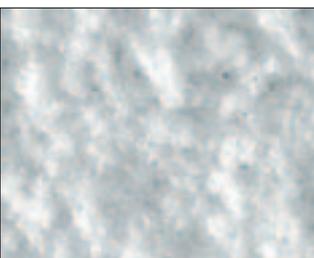
Makrostruktur mit HA-Schicht



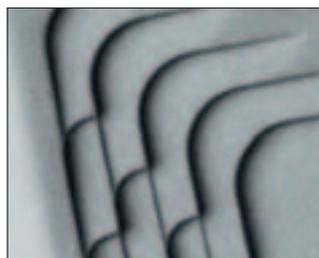
mikroporöse Oberfläche mit HA/TCP-Schicht



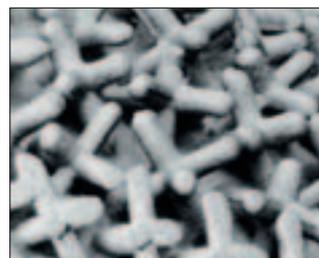
Plasmapore® mit 50 µm HA-Schicht



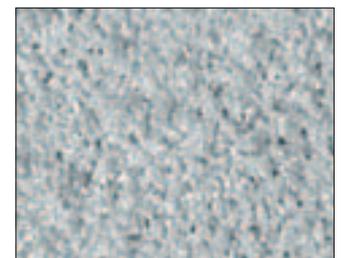
Rauhe Titanoberfläche mit HA-Schicht



Makrostruktur mit HA-Schicht



makroporöse Oberfläche mit HA-Schicht



Plasmapore® mit 15 µm Dicalciumphosphat-Schicht

Makro- und mikrostrukturierte Implantatoberflächen mit Calciumphosphatbeschichtungen

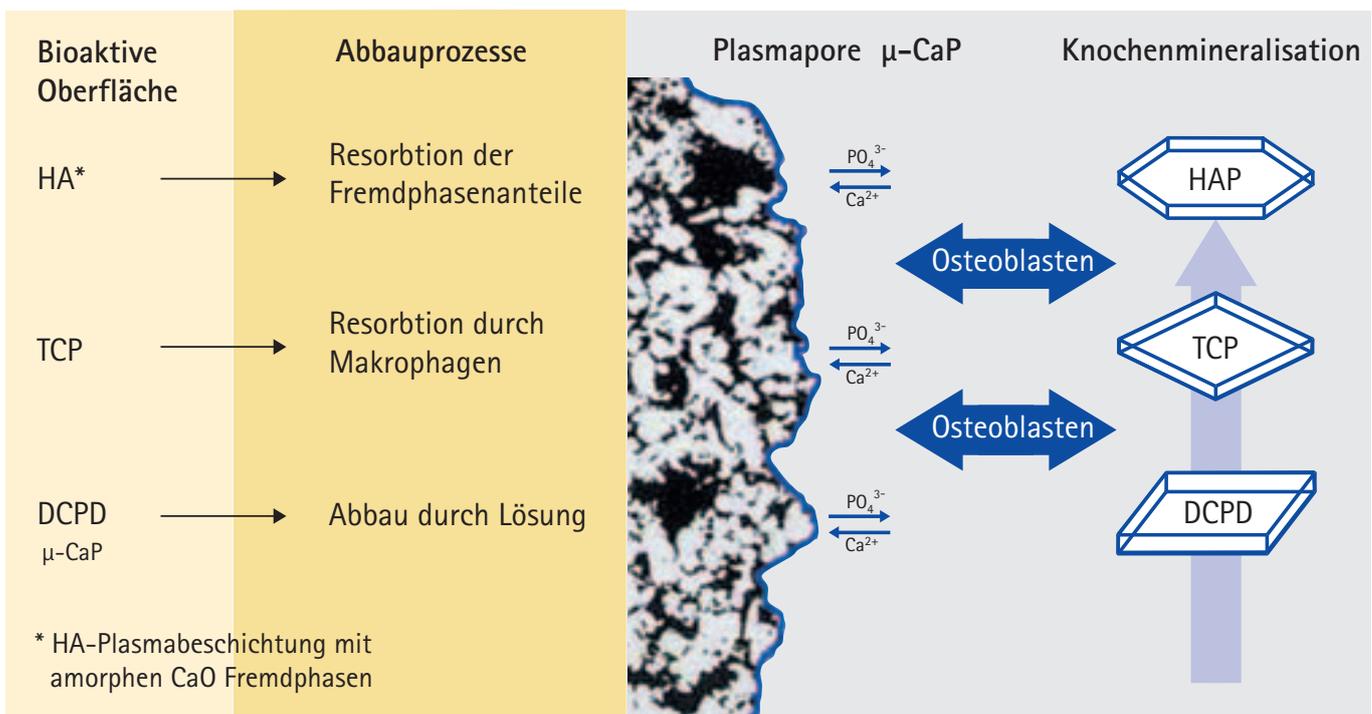
Die in vivo Löslichkeit von Calciumphosphatkeramiken ist eine Schlüsseleigenschaft für den Einsatz als Implantatoberfläche

Aus der Gruppe der Calciumphosphatkeramiken können verschiedene chemische Verbindungen als Implantatbeschichtung eingesetzt werden. Calciumphosphate sind im Bezug auf eine direkte und beschleunigte Knochenapposition an deren Oberfläche den metallischen Implantatoberflächen überlegen^{30,31,32,33}. Mehrere Untersuchungen beschäftigen sich jedoch mit dem Problem der Schichthaftung von Hydroxylapatit bei Implantaten^{34,35,36,37,38,39}.

Eine Schwachstelle ist dabei die Phasenreinheit der eingesetzten Materialien insbesondere bei plasmabeschichteten HA-Oberflächen. Diese Arbeiten kennzeichnen den Optimierungsbedarf bei der Auswahl bestimmter Calciumphosphateigenschaften für den klinischen Einsatz bei Implantaten. Eine Optimierung ist dabei durch die Kombination von sehr reinen Calciumphosphatverbindungen mit metallisch strukturierten Implantatoberflächen möglich.



Einflussparameter bei den Abbauprozessen von Calciumphosphatkeramiken in vivo



Abbauprozesse und biologische Aktivität von Calciumphosphatoberflächen



Die Kombination von Plasmapore® mit einer dünnen Dicalciumphosphatschicht stimuliert und beschleunigt die Knochenbildung an der Implantatoberfläche

Die bekannten Eigenschaften der Calciumphosphate³⁶ HA (Hydroxylapatit), TCP (Tricalciumphosphat) und mögliche HA/TCP Mischungen führten bei Aesculap zur Auswahl von Dicalciumphosphat-Dihydrat ($\text{CaHPO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$) für die Kombination mit Plasmapore®. Das sehr gut lösliche Dicalciumphosphat-Dihydrat (DCPD) ist eine frühe Mineralisationsphase des Calciumphosphats. Beim Lösungsprozess werden kontinuierlich Calcium- und Phosphationen abgegeben. Im Gegensatz dazu werden beim schwer löslichen Hydroxylapatit im wesentlichen Calciumionen der resorbierbaren CaO-Fremdphasen und nur wenige Phosphationen freigesetzt^{41,42}. Das resorbierbare TCP wird durch Makrophagen abgebaut, und ist deshalb für die Beschichtung von Gelenk-

implantaten ungeeignet. Der Übergang zwischen primärer und sekundärer Implantatstabilität ist fließend und wird durch Ab- und Umbauvorgänge an der Implantatoberfläche bestimmt^{43,44,45}. Die Plasmapore® μ -CaP Schicht unterstützt durch eine kontinuierliche Abgabe von Calcium- und Phosphationen den Um- und Neubau von Knochenstrukturen an der Knochen-Implantat-Grenzfläche. Gleichzeitig bieten die Poren der Plasmapore®-Schicht eine Verankerung für die Mineralisationsstrukturen. Die osteokonduktiven Eigenschaften von Dicalciumphosphat wurden im Tierexperiment nachgewiesen^{46,47}.



Plasmapore® mit Plasmapore® μ -CaP Oberfläche

CaP-Verbindung	Vorkommen und Haupteigenschaften im Knochenstoffwechsel
Dicalciumphosphat-Dihydrat DCPD, $\text{CaHPO}_4 \times 2\text{H}_2\text{O}$	- Bildung in der Anfangsphase der Mineralisierung - nicht an Vorhandensein einer Kollagenmatrix gebunden - Reservoir für Ca^{2+} und PO_4^{3-} Ionen
Dicalciumphosphat DCP, CaHPO_4 Monetit	- nachweisbar bei der sauren Decalcifizierung - Abgabe von HPO_4^{2-} Ionen in der sehr frühen Mineralisierungsphase
Tricalciumphosphat TCP, $\text{Ca}_3(\text{PO}_4)_2$	- Zwischenstufe bei der Bildung von Hydroxylapatit
Hydroxylapatit HA, $\text{Ca}_{10}(\text{PO}_4)_6(\text{OH})_2$	- vorherrschende Calciumphosphat-Verbindung des Knochens

Übersicht der chemisch stabilen und reinen Calciumphosphatverbindungen und deren Vorkommen im Knochenstoffwechsel

Biologische Eigenschaften

- Osteostimulation durch Abgabe von Calcium- und Phosphationen
- Vollständige Löslichkeit nach der postoperativen Knochenposition
- Mikroporöse Porenstruktur zur Verzahnung mit dem Knochen

Biomechanische Eigenschaften

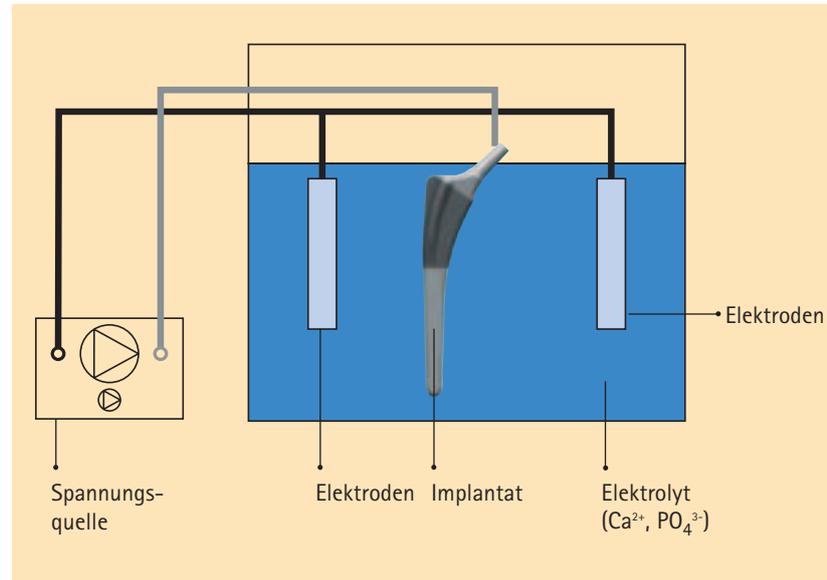
- Dünne Schicht auf einer reinen Calciumphosphatbasis
- Um- und Abbau nach 3 Monaten ohne Makrophagenbeteiligung
- Keine Veränderung der Plasmapore® Eigenschaften
Rauigkeit, Porosität, Porengröße und Festigkeit

Biomechanische und biologische Eigenschaften einer "idealen" Plasmapore® Oberfläche

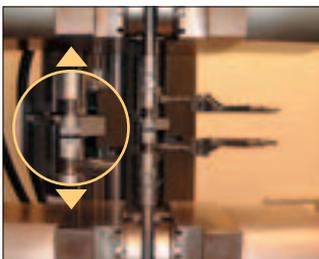
Die Plasmapore® μ -CaP Herstellung ist die Kombination eines Plasmaspritzprozesses mit anschließender elektrochemischer Beschichtung

Zur Beschichtung von Plasmapore® mit Dicalciumphosphat-Dihydrat wird ein elektrolytisches Verfahren eingesetzt. Die geringen Schichtdicken und die hohe Reinheit der elektrolytisch abgeschiedenen Schicht kennzeichnen diesen idealen Prozess, um Plasmapore® mit einer 20 μm dünnen Oberfläche zu kombinieren. Die guten biomechanischen Eigenschaften der Plasmapore® Struktur werden dabei nicht verändert.

Vor diesem Prozess werden die Schichtparameter der Plasmapore® Implantate geprüft. Erst danach erfolgt eine Vorbehandlung der Implantate für den elektrolytischen Beschichtungsprozess. Die Plasmapore® Oberfläche wird in einem Elektrolyt (Ca^{2+} und PO_4^{3-}) mit Dicalciumphosphationen beschichtet. Dieser Prozess dauert etwa 30 Minuten. Danach werden die glatten Flächen der Implantate gereinigt und abschließend kontrolliert.



Schemazeichnung der elektrolytischen Beschichtung der Plasmapore® Oberfläche mit einer 20 μm dünnen Dicalciumphosphatschicht



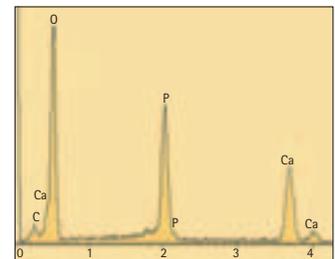
Biomechanische Prüfung der Plasmapore® Oberfläche



Prüfzylinder nach der Oberflächenbelastung



Plasmapore® Porositätsprüfung mit Laserstahl am Implantat



EDX Analyse von Plasmapore® μ -CaP

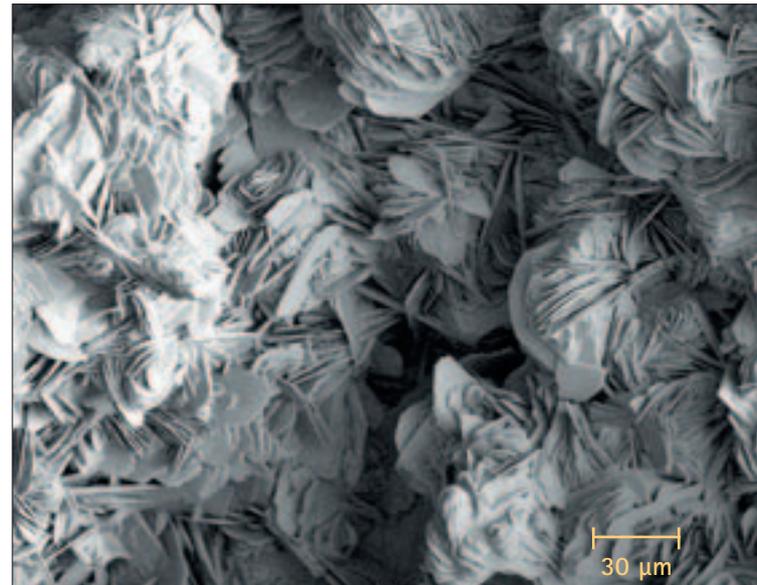


Die Aufnahmen im Rasterelektronenmikroskop zeigen die charakteristische Anordnung der CaP-Kristalle auf der mikroporösen Plasmapore® Oberfläche

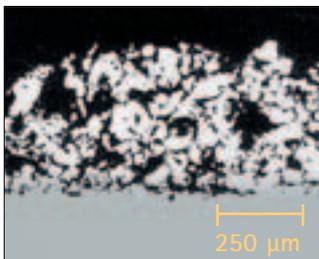
Die Plasmapore® μ -CaP Oberfläche zeigt im Rasterelektronenmikroskop eine charakteristische Anordnung von Dicalciumphosphat-kristallen.

Diese haben eine Dicke von 1-2 μm und bilden sich während der elektrochemischen Beschichtung auf der Plasmapore® Titanoberfläche.

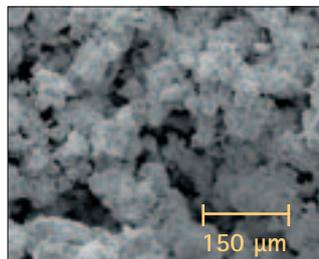
Die Plasmapore® Poren- und Mikrostruktur bleibt erhalten und ist deutlich in der Rasterelektronenaufnahme zu sehen.



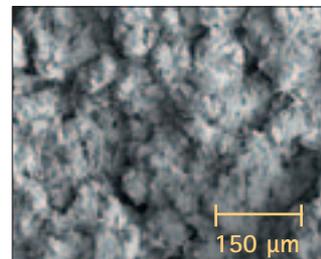
Plasmapore® μ -CaP REM-Aufnahme 800x



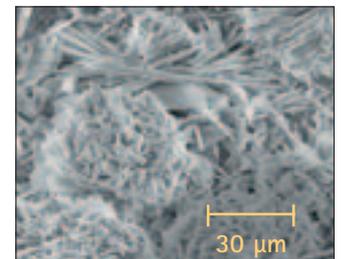
Plasmapore® Querschnitt



Plasmapore® Oberfläche

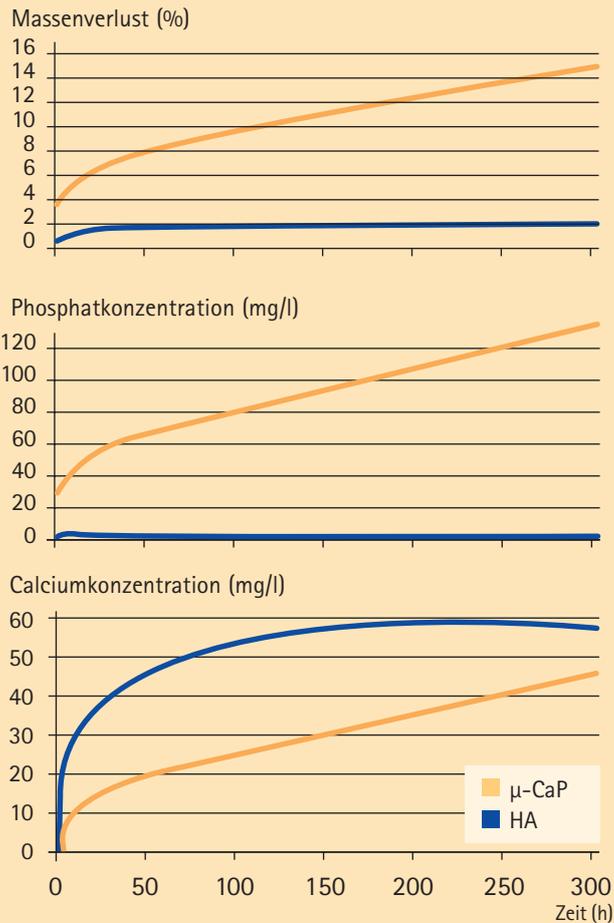


Plasmapore® μ -CaP Oberfläche

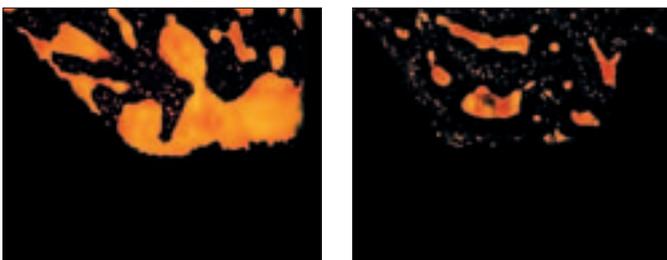


Plasmapore® μ -CaP Kristalle

Die Knochenapposition an eine Plasmapore® μ -CaP Oberfläche wird durch die Dicalciumphosphatschicht verbessert



Ionenabgabe und -konzentrationen von HA (Hydroxylapatit) im Vergleich zu μ -CaP (Dicalciumphosphat-Dihydrat)



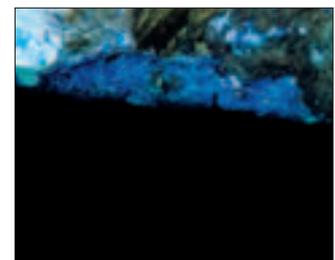
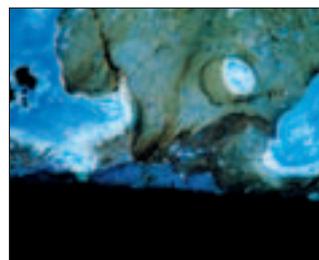
Implantatgrenzschicht mit unterschiedlichem Knochenkontakt bei mikroporöser Titanoberfläche* ohne (links) und mit 15 μ m Dicalciumphosphatschicht* (rechts) im Tierexperiment⁴⁷

*mit Plasmapore® μ -CaP vergleichbare Implantatoberfläche Bonit®⁴⁷ auf TPS-Dentalimplantat sechs Wochen nach Implantation im Mandibula des Hausschweins

Die Eigenschaften dünner Calciumphosphatschichten sind besonders in der direkt postoperativen Phase wichtig^{48,49,50}. In vivo wird die Dicalciumphosphat μ -CaP Schicht innerhalb von 8 bis 12 Wochen abgebaut⁴⁶. Dieser Prozess findet ohne eine Beteiligung von Makrophagen statt. Lösungsversuche zeigen die Ionenabgabe im Vergleich zu plasmabeschichteten Hydroxylapatitoberflächen (HA), bei denen in der Anfangsphase Calciumionen aus amorphen HA-Fremdphasen in Lösung gehen jedoch wenig Phosphationen. Bei Dicalciumphosphat (μ -CaP) werden während der gesamten Resorptionszeit Phosphat- und Calciumionen abgegeben und stehen für die Mineralisation zur Verfügung.

Der Knochen bildet durch die osteokonduktiven Eigenschaften des Dicalciumphosphats einen direkten Kontakt zur Implantatoberfläche. Diese Eigenschaft in Verbindung mit einer kontinuierlichen μ -CaP-Resorption innerhalb 8-12 Wochen ist die eigentliche Leistung der Plasmapore® μ -CaP Oberfläche.

Tierexperimentelle Untersuchungen an Dentalimplantaten bestätigen die oben beschriebenen in vivo Eigenschaften des Dicalciumphosphats in Verbindung mit plasmabeschichteten Implantatoberflächen aus Titan⁴⁷.



Direkter Knochenkontakt eines noch nicht resorbierten Dicalciumphosphatanteils* (links 40x rechts 100x) im Tierexperiment⁴⁷

- (1) **Volkman R, Eingartner C, Winter E, Weise K, Weller S**
Midterm results in 500 titanium alloy straight femoral stem prostheses – cemented and cementless technique
Eur J Orthop Surg Traumatol 8 (1998) 133–139
- (2) **Asmuth T, Bachmann J, Eingartner C, Feldmann C, Fünten aus der K, Holz F, Hübenthal L, Papp J, Quack G, Sauer G**
Results with the cementless Bicontact stem – multicenter study of 553 cases in: S. Weller, R. Volkman (editors) *The Bicontact hip system*
Georg Thieme Stuttgart (1998) 63–74
- (3) **Eingartner C, Volkman R, Winter E, Maurer F, Sauer G, Weller S, Weise K**
Results of an uncemented straight femoral shaft prosthesis after 9 years follow-up
J Arthroplasty 4 (2000) 440–447
- (4) **Badhe NP, Quinell RC, Howard PW**
The Uncemented Bi-Contact Total Hip Arthroplasty
J Arthroplasty 7 (2002) 896–901
- (5) **Gordon A, Wilkinson JM, Stockley I**
Midterm Outcome of the Plasmacup in Total Hip Arthroplasty
Hip International 12:2 (2002) 119–125
- (6) **Winkler-Gniewek W, Stallforth H, Ungethüm M**
Die Plasmapore-Beschichtung von Gelenkendothesen – ein neues Konzept. in: G. Friedebold (Editor) *Oberflächenstrukturierte Prothesen aus technischer und medizinischer Sicht*.
DVM, Berlin (1987) 59–70
- (7) **Gross U, Müller-Mai C, Fritz T, Voigt C, Knarse W, Schmitz HJ**
Implant surface roughness and mode of load transmission influence periimplant bone structure
in: G. Heimke, U. Soltesz and AJC Lee, Elsevier (editors) *Clinical Implant Materials, Advances in Biomaterials* 9, Amsterdam (1990) 303–308
- (8) **Fink U**
Plasmapore: a plasma-sprayed microporous titanium coating to improve the long term stability
in: D. Mainard (editor) *Actualités en Biomateriaux Vol. III*
Romillat Edit., Paris (1996) 97–104
- (9) **Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, Weatherly GC**
The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone
Clin Orthop 150 (1980) 263–270
- (10) **Pilliar RM, Lee JM, Maniopoulos C**
Observations on the effect of movement on bone ingrowth into porous-surfaced implants
Clin Orthop 208 (1986) 108–113
- (11) **Turner TM, Sumner DR, Urban RM, Rivero DP, Galante JO**
A comparative study of porous coatings in a weight-bearing total hip-arthroplasty model
J Bone Joint Surg A 68:9 (1986) 1396–1409
- (12) **Pitto RP, Böhner J, Hofmeister V**
Einflußgrößen der Primärstabilität acetabulärer Komponenten. Eine In-vitro-Studie
Biomed Technik 42 (1997) 363 – 368
- (13) **Weller S, Braun A, Gellrich JC, Gross U**
Importance of prosthesis design and surface structure for primary and secondary stability of uncemented hip joint prostheses
in: I.D. Learmonth (editor) *Interfaces in Total Hip Arthroplasty*
Springer London (1999) 81–101
- (14) **Jaffe WL, Scott DF**
Total hip arthroplasty with hydroxyapatite-coated prostheses
J Bone Joint Surg A 78:12 (1996) 1918–1934
- (15) **Petit R**
The use of hydroxyapatite in orthopaedic surgery: a ten-year review
Eur J Orthop Surg Traumatol 9 (1999) 71–74
- (16) **Hardy DCR, Frayssinet P, Delince PE**
Osteointegration of hydroxyapatite-coated stems of femoral prostheses
Eur J Orthop Surg Traumatol 9 (1999) 75–81
- (17) **McNally SA, Shepperd JA, Mann CV, Walczak JP**
The results at nine to twelve years of the use of a hydroxyapatite-coated femoral stem
J Bone Joint Surg B 82:3 (2000) 378–382
- (18) **Furlong RJ, Osborn JF**
Fixation of hip prostheses by hydroxyapatite ceramic coatings
J Bone Joint Surg B 73:5 (1991) 741–745
- (19) **Geesink RG, Hoefnagels NH**
Six-year results of hydroxyapatite-coated total hip replacement
J Bone Joint Surg B 77:4 (1995) 534–547
- (20) **Capello WN, D'Antonio JA, Feinberg JR, Manley MT**
Hydroxyapatite-coated femoral components in patients less than fifty years old. Clinical and radiographic results after five to eight years of follow-up
J Bone Joint Surg A 79:9 (1997) 1023–1029
- (21) **Vidalain JP, and the ARTRO group**
The Corail system in primary THA: results, lessons and comments from the series performed by the ARTRO group
Eur J Orthop Surg Traumatol 9 (1999) 87–90
- (22) **Epinette JA**
HA-coated hip implants: a 10 year follow-up
Eur J Orthop Surg Traumatol 9 (1999) 83–85
- (23) **Cook SD, Thomas KA, Kay SF, Jarcho M**
Hydroxyapatite-coated porous titanium for use as an orthopaedic biologic attachment system
Clin Orthop 230 (1988) 303–312
- (24) **Willmann G**
Coating of implants with hydroxyapatite-material connections between bone and metal
Adv Eng Mat 1:2 (1999) 95–105
- (25) **Karabatsos B, Myerthall SL, Fornasier VL, Binnington A, Maistrelli GL**
Osseointegration of hydroxyapatite porous-coated femoral implants in a canine model
Clin Orthop 392 (2001) 442–449
- (26) **Ishizawa H, Fujino M, Ogino M**
Histomorphometric evaluation of the thin hydroxyapatite layer formed through anodization followed by hydrothermal treatment
J Biomed Mater Res. 35:2 (1997) 199–206
- (27) **Wheeler DL, Capbell AA, Graff GL, Miller GJ**
Histological and biomechanical evaluation of calcium phosphate coatings applied through surface-induced mineralization to porous titanium implants
J Biomed Mater Res 34:4 (1997) 539–543
- (28) **Overgaard S, Bromose U, Lind M, Bunker C, Soballe K**
The influence of crystallinity of the hydroxyapatite coating on the fixation of implants. Mechanical and histomorphometric results
J Bone Joint Surg B 81:4 (1999) 725–731
- (29) **Thanner J, Kärrholm J, Herberts P, Malchau H**
Hydroxyapatite and tricalcium phosphate-coated cups with and without screw fixation
J Arthroplasty 15:4 (2000) 405–412
- (30) **Ducheyne P, Beight J, Cuckler J, Evans B, Radin S**
Effect of calcium phosphate coating characteristics on early post-operative bone tissue ingrowth
Biomaterials 11:8 (1990) 531–40



- (31) Bloebaum RD, Bachus KN, Rubman MH, Dorr LD
Postmortem comparative analysis of titanium and hydroxyapatite porous-coated femoral implants retrieved from the same patient
J Arthroplasty 8:2 (1993) 203-211
- (32) Moroni A, Caja VL, Egger EL, Trinchese L, Chao EYS
Histomorphometry of hydroxyapatite coated and uncoated porous titanium bone implants
Biomaterials 15:11 (1994) 926-930
- (33) Szmukler-Moncler S, Reingewirtz Y, Weber HP
Bone response to early loading: The effect of surface state,
in: Z. Davidovitch and J. Mah (editors) Biological mechanisms of tooth eruption, resorption and replacement by implants, Harvard society for the advancements of orthodontics, Boston (1998) 611-616
- (34) Collier JP, Surprenant VA, Mayor MB, Wrona M, Jensen RE, Surprenant HE
Loss of hydroxyapatite coating on retrieved total hip components
J Arthroplasty 8:4 (1993) 389-393
- (35) Bloebaum RD, Dupont JA
Osteolysis from a press-fit hydroxyapatite-coated implant
J Arthroplasty 8:2 (1993) 195-202
- (36) Bloebaum RD, Beeks D, Dorr LD, Savory CG, DuPont JA, Hofmann AA
Complications with hydroxyapatite particulate separation in total hip arthroplasty
Clin Orthop 298 (1994) 19-26
- (37) David A, Eitenmüller J, Muhr G, Pommer A, Bör HF, Ostermann PAW, Schildhauer TA
Mechanical and histological evaluation of hydroxyapatite-coated, titanium-coated and grit-blasted surfaces under weight bearing conditions
Arch Orthop Trauma Surg 114 (1995) 112-118
- (38) Furlong R
Severe osteolysis after third-body wear due to hydroxyapatite particles from acetabular cup coating
J Bone Joint Surg B 80:4 (1998) 745-746
- (39) Manley MT, Capello WN, D'Antonio JA, Edidin AA, Geesink RG
Fixation of acetabular cups without cement in total hip arthroplasty. A comparison of three different implant surfaces at a minimum duration of follow-up of five years
J Bone Joint Surg A 80:8 (1998) 1175-85
- (40) Galois L, Mainard D, Bordji K, Membre H, Marchal L, Foliguet B, Clement D, Delagoutte JP
Influence de la taille des pores sur la réhabilitation osseuse de 2 céramiques phospho-calciques: l'hydroxyapatite et le phosphate tricalcique
in: D. Mainard (editor) Actualités en Biomatériaux Vol. III
Romillat Edit., Paris (1996) 361-380
- (41) Cheang P, Khor KA
Addressing processing problems associated with plasma spraying of hydroxyapatite coatings
Biomaterials 17:5 (1996) 537-544



- (42) Park E, Condrate RA, Hoelzer DT
Interfacial characterization of plasma-spray coated calcium phosphate on Ti-6Al-4V
Journal of material Science: Materials in medicine 9 (1998) 643-649
- (43) Barrere F, Van Der Valk CM, Dalmeijer RA, Meijer G, Van Blitterswijk CA, De Groot K, Layrolle P
Osteogenicity of octacalcium phosphate coatings applied on porous metal implants
J Biomed Mater Res. 66A:4 (2003) 779-788
- (44) Chow LC, Markovic M, Takagi S
A dual constant-composition titration system as an in vitro resorption model for comparing dissolution rates of calcium phosphate biomaterials
J Biomed Mater Res. 65B:2 (2003) 245-251
- (45) Kumar M, Dasarathy H, Riley C
Electrodeposition of brushite coatings and their transformation to hydroxyapatite in aqueous solutions
J Biomed Mater Res 45:4 (1999) 302-310
- (46) Szmukler-Moncler S, Perrin D, Piattelli A, Scarano A
Evaluation of a soluble calcium phosphate coating obtained by electrochemical deposition: a pilot study in the pig maxillae
in: Z. Davidovitch and J. Mah (editors) Biological mechanisms of tooth eruption, resorption and replacement by implants, Harvard society for the advancements of orthodontics, Boston (1998) 481-485
- (47) Szmukler-Moncler S, Perrin D, Ahossi V, Pointaire Ph
Evaluation of a resorbable Calcium Phosphate (CaP) coating obtained by electrochemical deposition after 6 weeks of healing. A pilot study in the pig maxilla
Poster presentation 15th European Conference for Biomaterials, Bordeaux September 1999
- (48) Redepenning J, Schlessinger T, Burnham S, Lippiello L, Miyano J
Characterization of electrolytically prepared brushite and hydroxyapatite coatings on orthopedic alloys
J Biomed Mater Res 30:3 (1996) 287-294
- (49) Caulier H, van der Waerden JP, Wolke JG, Kalk W, Naert I, Jansen JA
A histological and histomorphometrical evaluation of the application of screw-designed calciumphosphate (Ca-P)-coated implants in the cancellous maxillary bone of the goat
J Biomed Mater Res 35:1 (1997) 19-30
- (50) Gottlander M, Johansson CB, Wennerberg A, Albrektsson T, Radin S, Ducheyne P
Bone tissue reactions to an electrophoretically applied calcium phosphate coating
Biomaterials 18:7 (1997) 551-557



AESCULAP®

B | BRAUN
SHARING EXPERTISE

Aesculap AG & Co. KG

Am Aesculap-Platz
78532 Tuttlingen

Telefon +49 7461 95-0
Fax +49 7461 95-2600

www.aesculap.de

Technische Änderungen vorbehalten. Dieser Prospekt darf ausschließlich zur
Anbietung und dem An- und Verkauf unserer Erzeugnisse dienen. Nachdruck, auch
auszugsweise, verboten. Bei Missbrauch behalten wir uns Rücknahme der Kataloge
und Preislisten sowie Regressmaßnahmen vor.