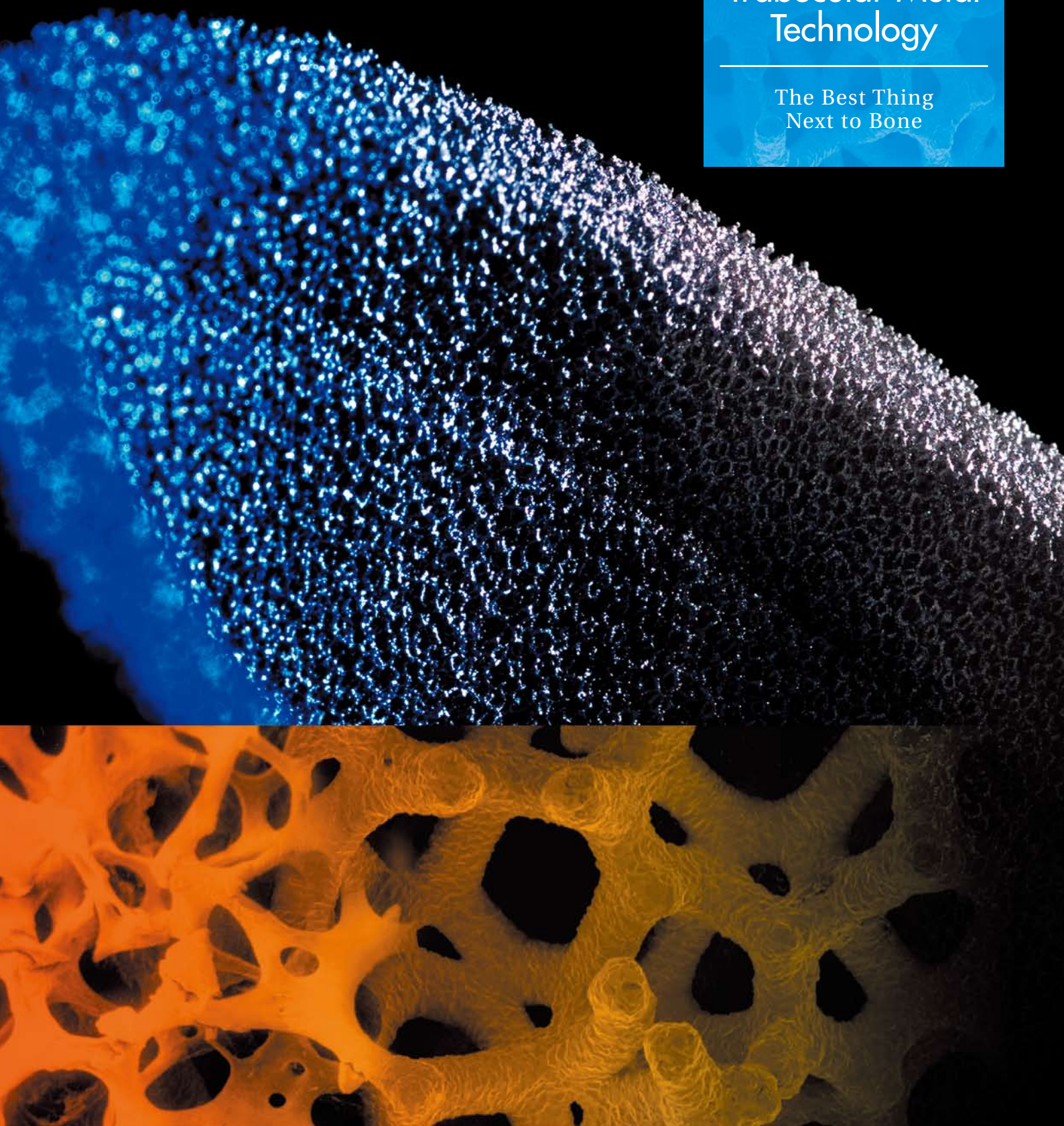
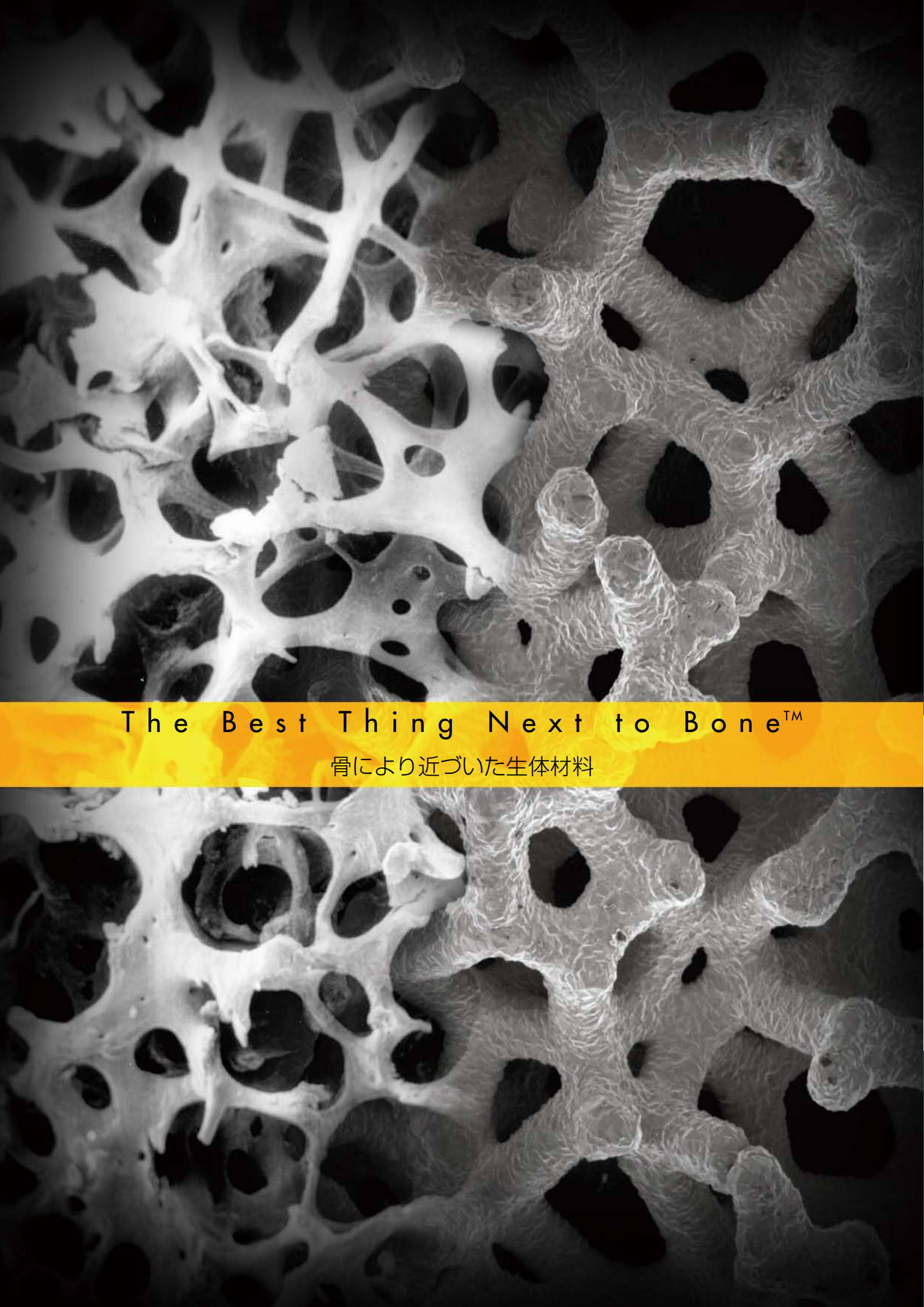




Trabecular Metal Technology

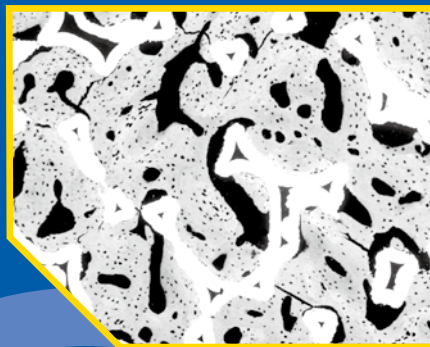
The Best Thing
Next to Bone





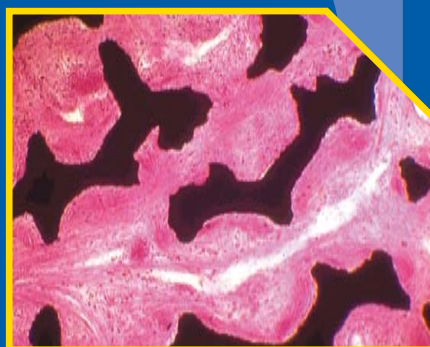
The Best Thing Next to Bone™

骨により近づいた生体材料



骨のイングロース

この顕微鏡写真では、手術後8週間でトラベキュラーメタルのポアスの大部分が骨で満たされていることがわかります。(画像の白い部分がトラベキュラーメタル)



軟部組織のイングロース

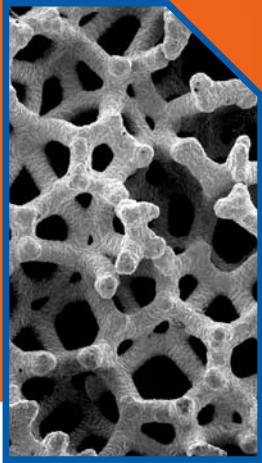
トラベキュラーメタルは気孔部分の容積が大きく、内部で相互的に連結しているため、血管新生を伴う迅速な軟部組織のイングロースを促進します。(画像の黒い部分がトラベキュラーメタル)

トラベキュラーメタルの構造は骨に類似したものであり、他のインプラント材料に比べて物理的・機械的特性が骨に近くなっています。気孔率の高い独自の海綿骨形状が骨形成を促し、速やかで広範囲にわたるボーンイングロースと強固な長期固定を可能にします^{1,2}。トラベキュラーメタルは強度重量比が高いため荷重に耐えることが可能となり、弾性係数が低いことでストレスシールドの抑制に貢献します。

トラベキュラーメタルは、三次元構造を有する生体材料であり、複雑な形状への成型が可能です。数千症例に及ぶ臨床経験から、様々な骨および軟部組織への適用において汎用性が実証されています^{3,4}。



Trabecular Metal™ Modular Acetabular Cup



トラベキュラーメタル*

技術の進歩—単なるポーラスコーティングに留まらず、高い気孔率を有し特徴的なセル構造を持つ生体材料です。

支柱の微細構造

この高倍率顕微鏡写真は、骨との直接接合を可能にするトラベキュラーメタルの支柱を示した微細構造です。



トラベキュラーメタルは、気孔が内部で相互的に連結しており、約 80% の気孔率を有する三次元構造の生体材料となっています。トラベキュラーメタルはタンタルの蒸着技術により製造され、海綿骨と類似した支柱構造を持っています。トラベキュラーメタルの支柱の結晶性微細構造により、骨の直接接合が促進されます^{6,7}。

タンタルは、強度や耐食性、優れた生体適合性を兼ね備えています。これらの特性により、頭蓋形成用プレートやペースメーカーのリードといった外科分野において 50 年以上もの使用実績を有しています⁸。



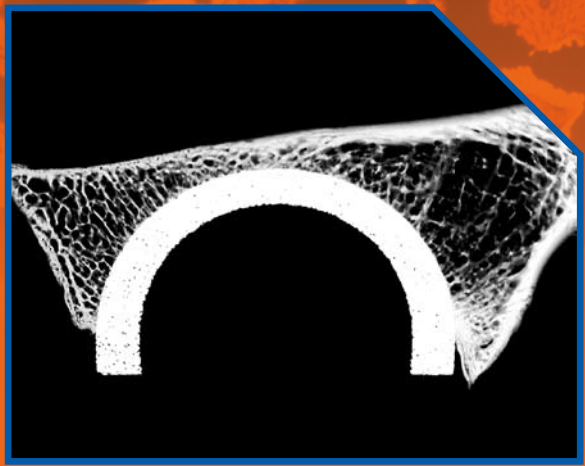
ファイバーメタルメッシュ*/焼結ビーズ*

ボーンイングロースを目的としたポーラスコーティング

P

PHYSICAL — PROPERTIES 物理的特性

* 顕微鏡写真(30 倍)



イヌに用いたトラベキュラーメタルの寛骨臼カップの冠状断面のX線像です。術後24週における均一な整合と安定したインターフェイスが示されています⁹。

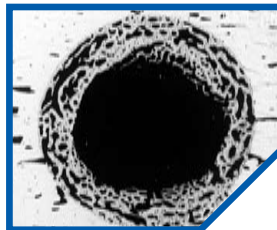
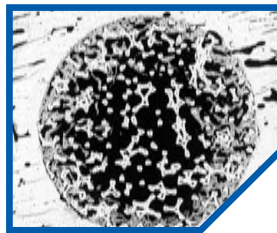
Behaves Like Bone - 骨に近いふるまい -

トラベキュラーメタルでは、骨の生理的治癒が起こることが示されています。トラベキュラーメタルの寛骨臼カップを用いた24週間の動物実験では、内部成長した骨密度は、インプラント周辺部海綿骨の密度と同等であることが示されました⁹。

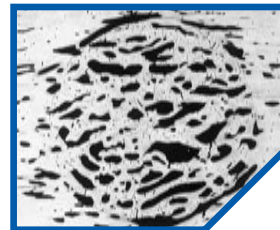
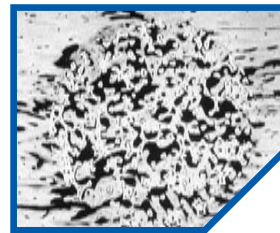
また、皮質骨に植え込んだインプラントに関する研究では、新しい骨が速やかにトラベキュラーメタルに侵入していました¹²。

術後8週には、早くも新生骨の侵入によって気孔の大部分が満たされ、その結果、速やかに固定強度が得られました^{1,2,10,11}。

術後4週



術後8週



トラベキュラーメタルを使用した場合

トラベキュラーメタルを使用していない場合

顕微鏡写真による組織像

皮質骨に開けた穴が新生骨で満たされる様子は、トラベキュラーメタルを使用した場合(上)と使用していない場合(下)とで同等です²。術後8週には気孔の大部分が骨で満たされています。

剪断強度比較

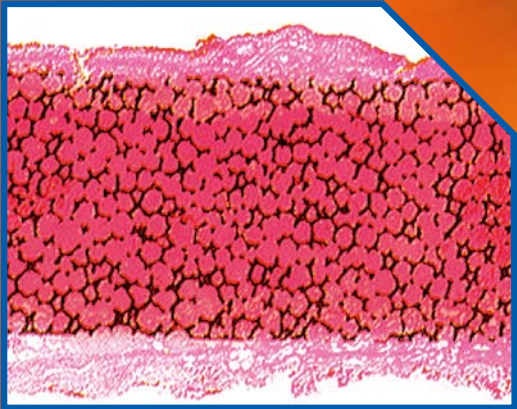
術後4週のトラベキュラーメタルにおける骨インターフェイスの剪断強度(MPa)は、焼結ビーズと比べて高くなっています¹²。

トラベキュラーメタル	18	≥18
焼結ビーズ	7-9	7-9

トラベキュラーメタルでは、その気孔サイズと高い気孔率によって、血管新生を伴う確実かつ速やかな軟部組織のイングロースが促されます。イヌを用いた動物実験では、術後4～8週で軟部組織との速やかな結合と血管新生が起こると同時に、組織の広範なイングロースがみられました。術後4週および8週における軟部組織との結合強度は、焼結ビーズコーティングの場合の5倍以上でした^{5,12}。

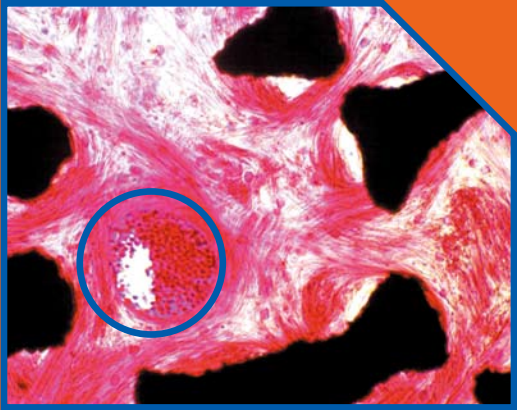
機械剥離試験：インプラントと軟部組織のインターフェイスが剥がれることなく、軟部組織において断裂が観察されました。

Soft Tissue Attachment - 軟部組織の付着 -



術後4週における軟部組織のイングロース

顕微鏡写真による組織像では、軟部組織に設置したイヌ用のインプラントに対して全体的に線維性組織の内部成長がみられます⁵。

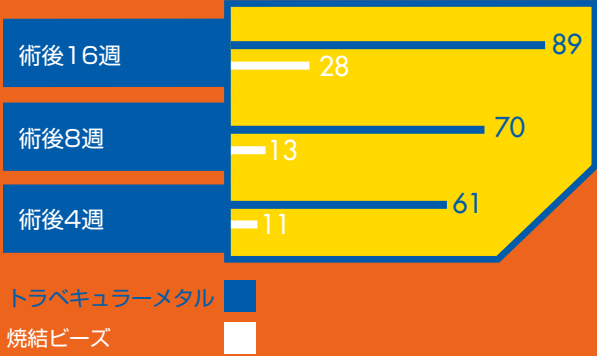


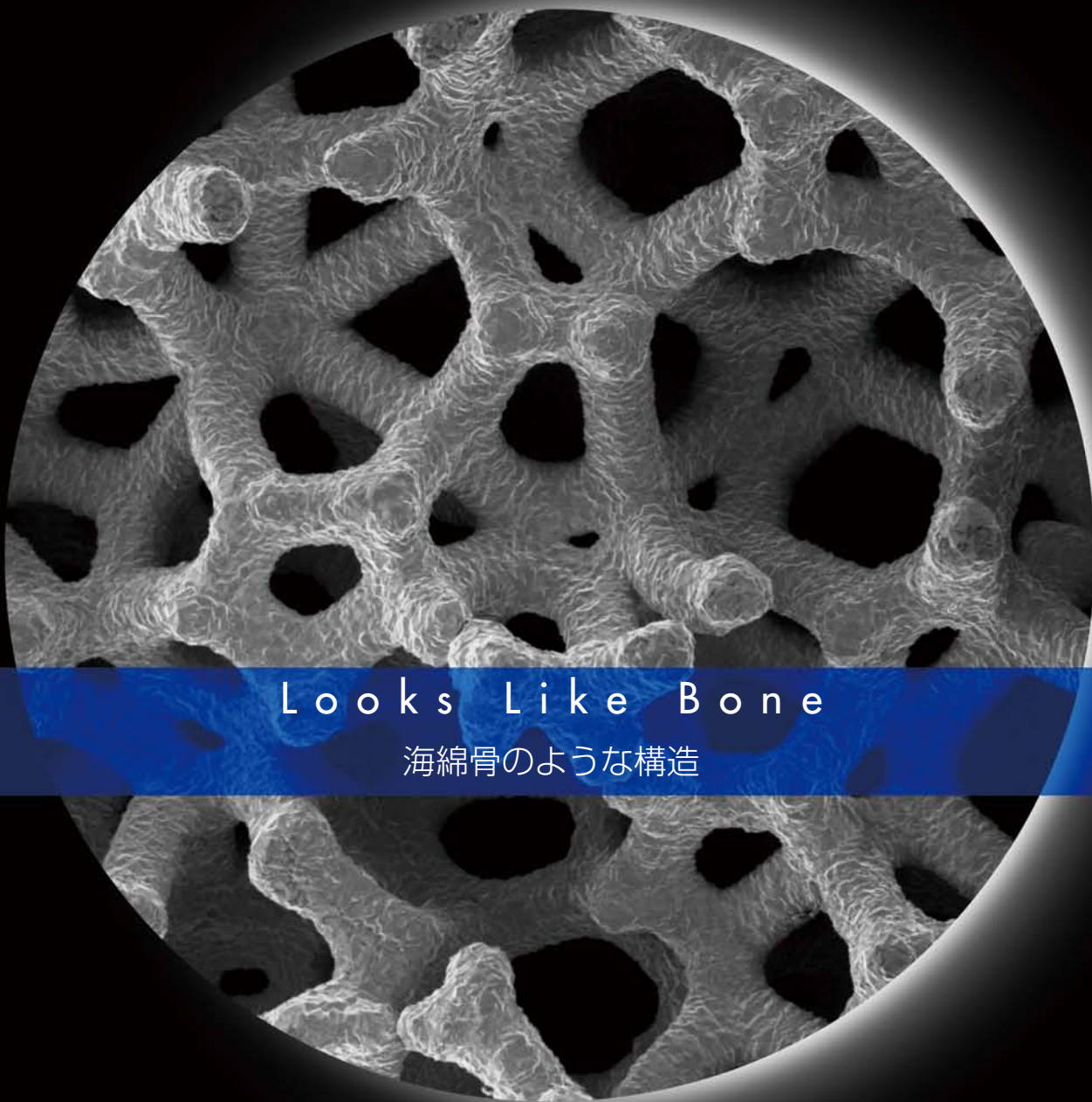
トラベキュラーメタルに結合した軟部組織

イヌの骨を使用した研究にてBobyneらの記録したトラベキュラーメタル構造内では、赤血球を含んだ血管構造が見られます。

軟部組織の結合強度

術後4週および8週におけるトラベキュラーメタルと軟部組織の結合強度(g/mm)は、焼結ビーズの5倍以上でした^{5,12}。





L o o k s L i k e B o n e

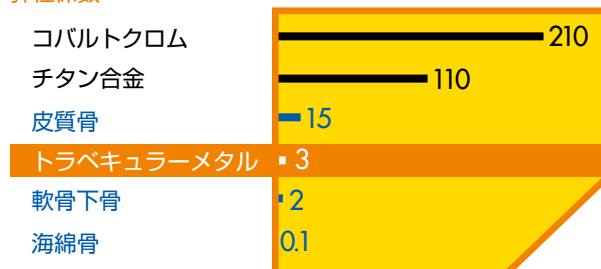
海綿骨のような構造

The image features two rolls of a dark, perforated material, possibly a type of fabric or mesh. The roll in the foreground is bent into a curve, demonstrating its flexibility. The roll behind it is straight. The background is dark and out of focus. A horizontal red band with a subtle flame-like texture runs across the middle of the image, containing the text.

Flexes Like Bone

骨のように柔軟

弾性係数



トラベキュラーメタルの弾性係数(GPa)は皮質骨と軟骨下骨の間です^{2,13}。

トラベキュラーメタルの強度重量比は高く、生理的荷重に耐えられる機械特性を有しています。他のインプラント材料と比較して、トラベキュラーメタルの圧縮強度と弾性係数は、より骨に近い値となっています^{2,13}。高い展延性により、荷重超過となった場合に脆性破壊を起こすことなく変形することができます。また、トラベキュラーメタルの剛性は低く、生理的な荷重伝達が可能となり、ストレスシールディングの抑制に貢献します。骨に対する摩擦係数は高く、インプラント設置時の安定した初期固定性をもたらします¹⁴。

摩擦係数



海綿骨とのトラベキュラーメタルの摩擦係数は、焼結ビーズコーティングより大幅に高くなっています¹⁵。この特性により、インプラント設置時の初期固定性が高まります。

マイクロスパイク(青色の点)により、インターフェイスの摩擦係数が高まります。

圧縮強度



トラベキュラーメタルの圧縮強度(MPa)は骨と同等です^{2,13}。

1. Bobyn JD, Stackpool G, Toh K-K, et. al. Bone ingrowth characteristics and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterial. *J Bone Joint Surg.* 1999; 81-B:907-914.
 2. Bobyn JD, Hacking SA, Chan SP, et. al. Characterization of a new porous tantalum biomaterial for reconstructive orthopaedics. Scientific Exhibit, Proc of AAOS, Anaheim CA, 1999.
 3. O'Keefe T, Cohen RC, Averill RA, et. al. Design principles of a novel monoblock acetabular cup. Proc Australian Orthopaedic Association, Brisbane, Australia, 1999.
 4. Christie MJ, DeBoer DK, Schwartz HS. Total knee arthroplasty and limb salvage with a custom tantalum femoral implant. Inter. Society of Tech in Arthroplasty, Berlin, 2000.
 5. Hacking SA, Bobyn JD, Toh K-K, et. al. Fibrous tissue ingrowth and attachment to porous tantalum. *J Biomed Mater Res.* 2000; 52:631-638.
 6. Goldberg VM, Stevenson S, Feighan J, et. al. Biology of grit blasted titanium alloy implants. *Clin Orthop Rel Res.* 1995; 319:122-129.
 7. Hacking SA, Bobyn JD, Toh K-K, et. al. The osseous response to corundum blasted implant surfaces in a canine total hip arthroplasty model. *Clin Orthop Rel Res.* 1999; 364:240-253.
 8. Black J. Biological performance of tantalum. *Clin Materials.* 1994;16:167-173.
 9. Bobyn JD, Toh K-K, Hacking SA, et. al. The tissue response to porous tantalum acetabular cups: A canine model. *J Arthroplasty.* 1999; 14:347-354.
 10. Tanzer M, Harvey E, Kay A, et. al. Effect of noninvasive low intensity ultrasound on bone growth into porous coated implants. *J Orthop Res.* 1996; 14:901-906.
 11. Bobyn JD, Pilliar RM, Cameron HU, et. al. The optimum pore size for the fixation of porous surfaced metal implants by the ingrowth of bone. *Clin Orthop Rel Res.* 1980; 150:263-270.
 12. Bobyn JD, Wilson GJ, MacGregor DC, et. al. Effect of pore size on the peel strength of attachment of fibrous tissue to porous surfaced implants. *J Biomed Mater Res.* 1982; 16:571-581.
 13. Krygier JJ, Bobyn JD, Poggie RA, et. al. Mechanical characterization of a new porous tantalum biomaterial for orthopaedic reconstruction. Proc SIROT. Sydney, Australia, 1999.
 14. Fitzpatrick D, Ahn P, Brown T, Poggie RA. Friction coefficients of porous tantalum and cancellous and cortical bone. Proc 21st Ann Amer Soc Biomechanics. Clemson, SC, 1997.
 15. Zhang Y, et al., Interfacial frictional behavior: cancellous bone, cortical bone, and a novel porous tantalum biomaterial. *J Musculoskeletal Res.* 1999; 3(4): 245-251
- * Some photos and content courtesy of JD Bobyn, PhD, Jo Miller Orthopaedic Research Laboratory, McGill University, Montreal, Canada.

