

チタン多孔体を用いた脊椎固定術用椎間スパーサーの開発

Development of New Porous Bioactive Titanium Device for Spinal Interbody Fusion

松下 富春¹ 小久保 正¹ D.K.Pattanayak¹ 山口 誠二¹
竹本 充² 藤林 俊介² 中村 孝志²
土井 研児³ 北垣 壽³

Tomiharu MATSUSHITA Tadashi KOKUBO D.K.PATTANAYAK Seiji YAMAGUCHI
Mitsuru TAKEMOTO Shunsuke FUJIBAYASHI Takashi NAKAMURA
Kenji DOI Hisashi KITAGAKI

要 旨

チタン多孔体の気孔率および気孔径を適切に調整すると骨とほぼ同じ力学的特性を示し、それにアルカリ加熱処理を施すと骨が孔部に侵入し、骨とチタン多孔体は早期に結合する。この特性を利用した脊椎固定術用椎間スパーサーの臨床使用を目的として、チタン多孔材料の外周をチタン緻密材で囲った多孔材／緻密材複合椎間スパーサーを考案した。この複合椎間スパーサーにおける多孔材料および緻密材料の変形解析を有限要素法を用いて行い、複合椎間スパーサーの構造を検討した。また、気孔率60%のチタン多孔体を用いて実用的な複合椎間スパーサーを試作し、それにアルカリ加熱処理法により生体活性を付与した。試作したチタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサーは強度的には10kNの繰返し荷重に耐えること、また擬似体液への浸漬3日で椎間スパーサーの全表面にアパタイトが析出することが確認できた。

キーワード：チタン、多孔体、複合人工骨、椎間スパーサー、アルカリ加熱処理、

1. はじめに

骨や関節がその機能を損なった場合に、人工骨や人工関節が修復材料として用いられるが、人工材料の力学的特性は生体骨のそれと同じではない。また骨と結合する特性（生体活性）においては、強度の高い金属はもともと骨と結合する性質を持たず、生体活性を有するセラミッ

クス類は強度が低い問題を抱えている。特に荷重を支える上肢、下肢、脊椎などにおける人工骨には骨との結合能を二義的に考えて、強度の高い金属製のものが好んで使用される。

多孔材料に近接する生体骨は時間の経過とともに多孔部に侵入する。このことは金属製の人工関節部材を骨に固着させるための手段として

1：中部大学生命健康科学部生命医科学科 — Department of Biomedical Science, College of Life and Health Sciences, Chubu University
2：京都大学大学院医学研究科 — Department of Orthopaedic Surgery, Graduate School of Medicine, Kyoto University
3：大阪冶金興業株式会社 — Osakayakinkogyo Co. Ltd.

利用されており、図1に示すようにビーズを積重ねたもの、金属繊維を折り重ねたもの、溶射により多孔層を形成したものなどがある。この多孔部は約1 mm前後の厚みを持つ層状で、層内に骨が侵入して金属と骨を結合させる特徴を有する¹⁾。

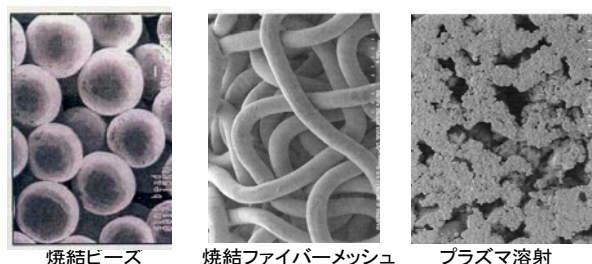


図1 人工股関節に用いられる多孔層の構造

塊状の金属製多孔体は気孔率を調整することにより生体骨と類似の力学的特性を保有させることができるので、人工骨として力学的な生体適合性がよく、臨床上有用であるとの期待感が高まり、多面的な研究がなされている。Wen ら²⁾や Imwinkelreid³⁾は気孔形成材を用いた粉末焼結法により連通孔を有する各種気孔率のチタン多孔体を作成し、その力学特性を調査した。Assad ら⁴⁾はチタン粉末とニッケル粉末を混合すると自己発熱による合金化 (self-propagating high temperature synthesis) を利用して気孔径 $230 \pm 130 \mu\text{m}$ の多孔体を作り、動物試験で有用性を評価した。Fujibayashi ら⁵⁾はプラズマ溶射法で作成した連通孔を有するチタン多孔体にアルカリ加熱処理を施し、骨誘導能を有することを示した。また、Bobyne ら⁶⁾は海綿骨構造に酷似した多孔体を非晶質カーボンで作成し、その表面に生体組織との親和性を有するタンタル金属を蒸着した。気孔率は75~80%と大きく、気孔同士は連通している。力学的特性では弾性率:3 GPa、圧縮強度:50~80 MPaと皮質骨に近い値を有する。さらに、レーザービームによる選択的溶融法^{7), 8)}は新しい多孔体の製造法として注目を浴びている。これは三次元構造体を多層にスライスした断層形状をコンピューターに記憶させておき、その断層形状情報に従ってレーザービームを走査させ、平板上に薄

く敷き詰めておいた粉末を溶融固化する方法で、この操作を三次元構造体の底面から順次上層まで多数回繰り返すと、コンピューターに記憶させたヒトの骨と同じ形状および多孔構造を有するものが得られる。

筆者らはここ数年チタン多孔体の製造とその力学的特性⁹⁾ および生物学的特性^{10), 11)}を研究してきた。前報¹²⁾において、チタン多孔体の気孔率を制御することにより弾性率を5~15 GPaに調整することが可能で、またこの多孔体にアルカリ-希塩酸-加熱処理を施せば、多孔部に骨が侵入(骨伝導能)して骨との強い結合が得られること、また筋肉内に数ヶ月埋植すると多孔内部に新生骨が形成される(骨誘導能)ことを紹介した。

本稿では、チタン多孔体の臨床応用の一つとして実用的な脊椎固定術用椎間スパーサーの開発を目的として、新しいチタン多孔材/緻密材複合椎間スパーサーの構造設計と試作を行い、その強度、耐久性を評価するとともに、複合椎間スパーサーに生体活性を付与し、その特性評価を行ったので以下に報告する。

2. 椎間スパーサーの現状と課題

腰椎椎間板ヘルニア、脊椎管狭窄症、腰椎すべり症、脊柱側弯症、さらに骨粗鬆症・脊椎圧迫骨折などの脊椎疾患では腰痛や坐骨神経痛などを生じる。加齢とともに疾患は軽度なものから重度な状態に進行する場合があります。軽度な場合は安静、生活習慣の改善、装具の使用、内服・

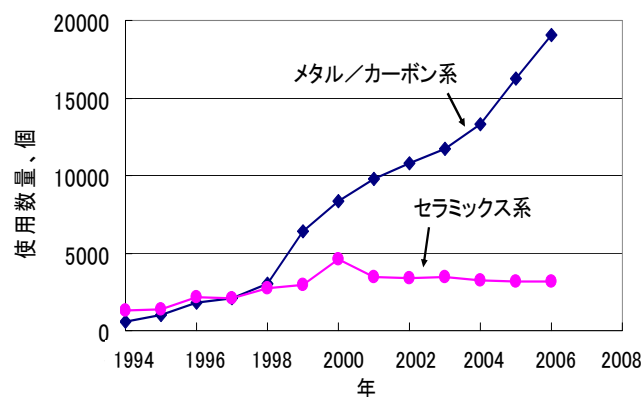


図2 わが国における人工椎体およびスパーサーの使用量

外用薬治療などのいわゆる保存療法が行われるが、それらの効果が得られない場合には手術療法が施される。最近の高齢化に伴い骨粗鬆症性圧迫骨折や脊椎変性疾患の増加により、脊椎インスツルメンテーション手術が増える傾向にあり、その増加率は人工股関節や人工膝関節のそれらよりも大きい。図2は椎間スパーサーおよび人工椎体の使用数の変化を調査した結果¹³⁾で、10年前に比べると約5倍に増加している。これらのインプラントは、従来は水酸アパタイトやAWガラスセラミックス¹⁴⁾でできていたが、最近は金属やカーボンでできたものが大部分を占めるようになった。図3はケージと呼ばれる椎間スパーサーの例を示したもので、チタン金属あるいはPEEK(Polyetheretherketone)製の中空体や空洞を有する半月状など種々の形状のものがある¹⁵⁾。また最近は、形状は図3のものと類似であるが吸収性材料でできたケージも臨床評価に供されている¹⁶⁾。

しかし、これらのインプラントは骨と直接結合することはないので、椎骨との固定に種々の工夫がなされる。その例を図4に示す。椎体間に設置されたケージの空洞部およびその周辺に骨盤等から採取、粉碎した自家骨を移植した後、スクリューで椎体を固定する方法が採用される。この手術により患部の痛みは除去されるものの

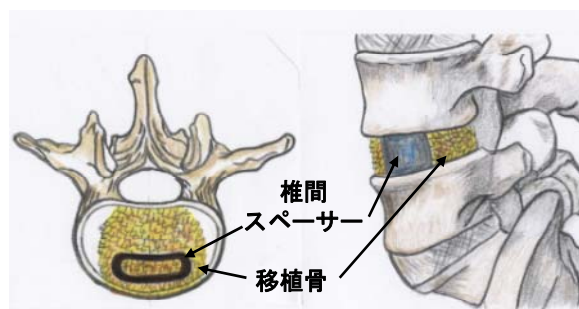


図4 椎間スパーサーの設置

自家骨を採取した部位の痛みが術後のある期間継続する。もしこのインプラントが生体活性を有する多孔構造体であれば、健全な部位からの自家骨採取が不必要となり、生体骨との結合も促進されるが、既存の生体活性を有する多孔セラミックスでは強度が弱く使用できない。また、人工関節に使用されている非晶質カーボンにタンタルをコーティングした海綿骨状の人工椎体の臨床使用が検討されたが、疲労強度が25MPa程度であり有用ではないとの結論に達した¹⁷⁾。したがって、耐荷重性の高いチタン多孔体に生体活性を付与した材料はこれらの課題を解決する有効な材料として期待される。

3. チタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサーの構造

3.1 複合椎間スパーサーの構造的特徴

前報¹²⁾において述べたように生体骨と人工骨を早期に、かつ強固に結合させるには生体活性を有する多孔体が好ましく、金属材料の生体適合性を考慮すると、チタン多孔体が適当である。各種の気孔率を有する純チタン多孔体を用いた動物実験¹⁰⁾において、骨との結合性は気孔率50%以上が良好で、60～70%が好ましいとの結果が得られている。一方、気孔率50%以上の純チタン多孔体の圧縮強度は45MPa以下である。このような多孔材料単体で人工椎体やスパーサーを作成することは不可能ではないが、臨床使用においては次の事に注意しなければならない。

- ①多孔体の角部や稜線部は欠けやすい、
- ②インプラントを患部に挿入、また何らかの



《チタン金属製》

《PEEK製》

図3 人工椎体間スパーサーの形状の例
(Medtronic Sofamor Danek 社およびLDR社のホームページより引用)

原因で抜去するに際しての器具取り付けが困難である、

- ③気孔率が高い場合、インプラントの強度および弾性率が骨のそれよりもはるかに小さくなる。

そこで実用的な観点から、気孔率の大きな多孔体を用いて、強度、弾性率等の力学的特性および操作性を臨床使用の要求に適合させるために、チタン多孔体の外周をチタン緻密材で囲ったチタン多孔材／緻密材複合椎間スペーサーを

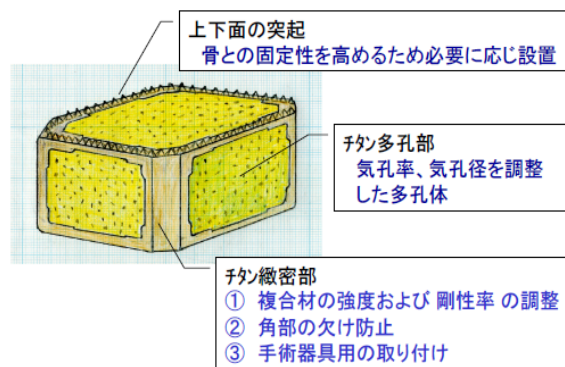


図5 多孔材／緻密材複合人工骨の概念図

考案した。その概念図を図5に示す。外壁は純チタン製で剛性を低くするために有窓とした。また手術時の操作を容易にするために外壁に器具固定用の穴を設けてある。外壁の厚みや窓の大きさを調整することにより、剛性率（形状を考慮に入れた弾性率）を調整することが可能である。このような構造を持ったインプラントの強度および剛性は、緻密部の材質、その厚み（断面積）、多孔部の材質、気孔率および断面積に依存して変化することになる。

椎間スペーサーは椎体間に適切に固定される必要があるため、その上下面の中央部は平面であるが左右両端近傍は端の方ほど薄くなるような傾斜面を有し、かつ前後方向には高さが前方ほど厚くなる斜面を持たせてある。また、上下面は多孔面を椎骨に直接接触するように露出させ、孔部に生体骨が侵入して固着が促進されるようにした。図6はこのように設計した左右対称性を有する椎間スペーサーの半分を示す。

3.2 多孔材／緻密材複合椎間スペーサーの強度解析

(1) 数値計算の条件

3.1項で検討した複合椎間スペーサーに負荷した場合の外壁（緻密部）および多孔部の荷重分担および変形状態を有限要素法解析で検討した。数値計算に用いた椎間スペーサーは左右対称性を有することから図6に示したようにその半分を計算の対象とし、上面の中央平面部のみ（図6の斜線部）に荷重を作用させ、下面を固定したモデルを考えた。緻密部および多孔部はともに純チタン製で、材料の変形計算に用いた応力－ひずみ関係は緻密材および多孔材の圧縮試験から得たもので、物性値を表1に示す。多孔部の変形を取り扱う場合、変形に伴い多孔材の内部構造が変化するので、少なくとも多孔材の密度変化を考慮に入れた降伏条件を使用する必要がある。そこで下記する Gurson の降伏関数式¹⁸⁾にしたがうものと仮定して数値計算を行った。この式の定数は表1に示す値とし、計算に使用したソフトは ABAQUS Standard Ver. 6.5 である。

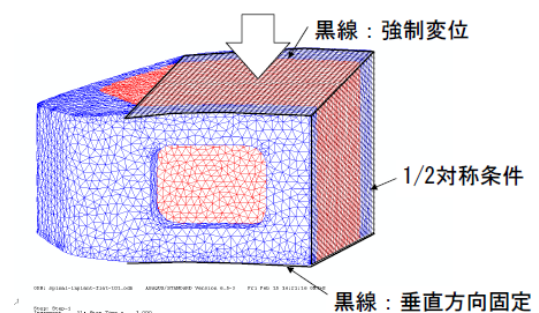


図6 計算モデル

表1 チタン材料の物性値

気孔率 (%)	0	60	70
弾性率 (GPa)	106.4	4.2	1.4
0.2%耐力 (MPa)	287.0	53.0	17.7
ポアソン比	0.3	0.3	0.3
q_1	—	1.95	1.4
q_2	—	1.0	3.2
q_3	—	3.80	1.96

$$\Phi = \left(\frac{q}{\sigma_y} \right)^2 + 2q_1 f \cosh \left(-q_2 \frac{3p}{2\sigma_y} \right) - (1 + q_3 f^2) = 0$$

ここで、 q ：ミゼスの応力、 p ：静水圧、

σ_y ：降伏応力、 f ：相対密度

q_1 、 q_2 、 q_3 ：材料パラメータ

(2) 数値計算の結果

外壁の緻密材および内部の多孔材をそれぞれ単独に圧縮した場合とそれらを一体にして圧縮した場合について数値計算を行った。その結果を図7に示す。緻密材単独の圧縮では0.2%残留ひずみを許容する荷重は7500 Nであるが、緻密材と多孔材を一体にして圧縮すると、緻密材の変形曲線に多孔材の変形曲線を重畳させた荷重－変位曲線となり、0.2%の残留ひずみを許容する圧縮荷重は、気孔率60%および70%に対してそれぞれ12500 N および 9300 N に上昇する。また、この場合の外壁には塑性変形が生じ始めているが内部の多孔体は弾性変形状態にあることが予測された。表2に外壁のみ、気孔率60%および70%の多孔体のみ、両者を一体にした複合体の剛性を比較して示す。複合体にすることにより、剛性は外壁単体のそれに多孔体の

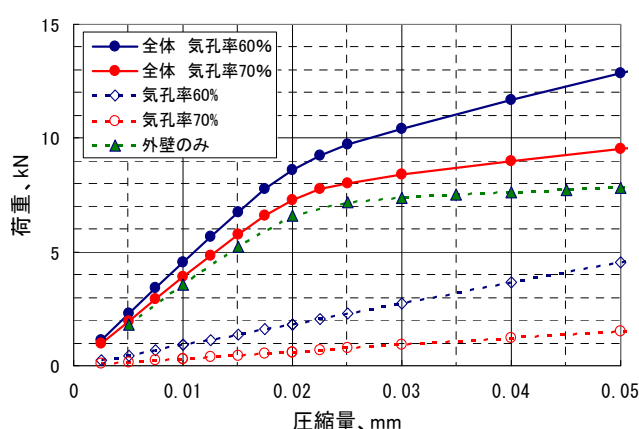


図7 荷重－圧縮変位線図

表2 チタン多孔材／緻密材複合体の剛性

	(kN/m)	
	気孔率 (%)	
	60	70
多孔体のみ	91.5	30.5
複合体	458.3	392.5
外壁のみ	358.0	

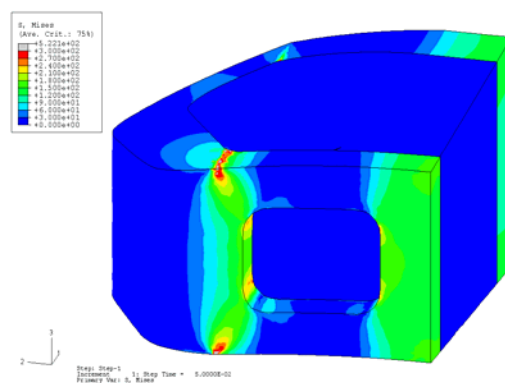


図8 複合体の外壁のミゼス相当応力分布
(気孔率60%、圧縮量0.01mm)

剛性を加えた値よりも若干大きくなる。

外壁単体の剛性は外壁に設けた窓の大きさおよび壁厚みに依存して調整できる。したがって、設計上必要な耐荷重値が明確であれば、緻密材の材質、厚みおよび窓の大小、多孔材の材質、気孔率および断面積を任意に組み合わせることにより、強度および弾性率を考慮に入れた複合椎間スパーサーを設計することが可能である。

緻密材と多孔材で構成される複合体において、弾性率の高い緻密部が大きな力を負担することになるので、緻密部に過大な応力が生じないように設計することが重要である。外壁の緻密部に生じる応力は外壁厚さに依存して変化するが、今回行った計算では上面の平坦部にのみ荷重を作用させ、また外壁に窓を設けた構造になっているので応力集中の影響が生じ、図8に示すように窓の隅部周辺に約300 MPaの相当応力が発生した。この値は純チタンの強度として許容される値である。臨床使用においては椎間スパーサーの上下面全体が椎骨に接触するので相当応力は若干減少することが期待される。

4. 生体活性を有するチタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサーの試作

4.1 複合椎間スパーサーの試作

複合椎間スパーサーの試作に当たっては、上述の検討にしたがって外壁部をJIS第2種純チタン展伸材で成形した。また、多孔部は同種の純チタンガスアトマイズ粉(45 μmアンダー)を用いて、既報^{1,2)}の気孔形成材を用いる粉末焼

結法で多孔体を作成し、そこから外壁部の内側に適合する寸法に切り出した。多孔材の気孔率は $60 \pm 1\%$ の範囲であった。次に外壁部に多孔部を挿入したのち真空中で加熱して両者を拡散接合させた。さらに患部への挿入を容易にするために椎間スパーサー全体の角部を曲面に仕上げ加工して、図9に示す多孔材／緻密材複合椎間スパーサーを得た。多孔部と緻密部を一体化する上での課題は、両者の加熱に伴う膨張・収縮挙動が異なることである。すなわち、多孔材および緻密材はともに加熱で膨張するが、多孔材内部では加熱に際して再焼結が若干進行し、冷却すると寸法が加熱前より小さくなる現象が生じる。その結果、緻密材と多孔材の間に僅かに隙間が生じ両者は接合しない。そこで外壁部の膨張を強制的に抑える治具を考案し、 1000°C 以上の温度で拡散接合処理を行うことによって、図10に示す界面接合状態が得られた。



図9 チタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサー試作品の外観

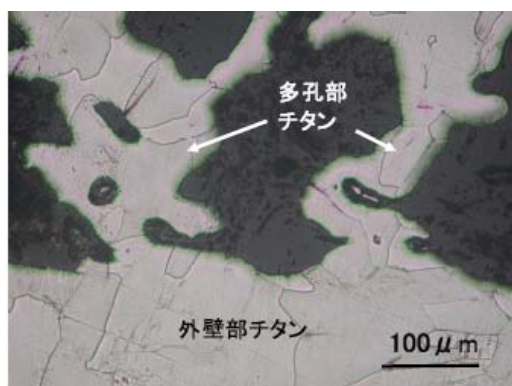


図10 拡散接合処理後のチタン多孔部と緻密部の接合状態

4.2 複合椎間スパーサーの耐久性

上述のようにして試作したチタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサーの耐久性を評価した。脊椎固定術用椎間スパーサーに作用する力は通常 $1 \sim 3\text{ kN}$ と推定¹⁹⁾ されており、また、 $5.8 \sim 8.8\text{ kN}$ で破壊した例²⁰⁾ もある。そこで耐久試験では島津製作所製疲労試験機(サーボパルサー-EHF-LV020K1-010型)を用い、圧縮力 10 kN 、

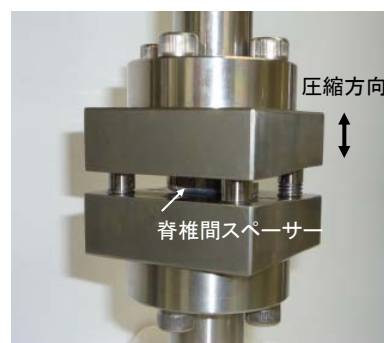


図11 椎間スパーサーを組み込んだ疲労試験用治具

応力比 0.1 の繰返し荷重を 4 Hz で 100 万回作用させて試料の変形状態を評価した。図11は試験用治具に試料を組み込んだ状況を示す。試験試料は後述のアルカリ加熱処理を施したものをを用いた。試験終了後の試料の外観、寸法、重量には変化が見られず、耐久性において問題がないことを確認した。

4.3 チタン多孔材／緻密材複合椎間スパーサーへの生体活性付与

既報¹²⁾ のアルカリ加熱処理と同様の手順でアルカリ－希塩酸－加熱処理を行った。図9に示したような厚みを有する多孔体を溶液槽に浸漬・揺動させても、内部まで均一に処理されない。そこで、所定温度の溶液を試料全体に均一に流動させる特殊な処理装置を用いて化学処理を行った。すなわち、図9に示した複合椎間スパーサーをアセトン、2-プロパノール、超純水の順にそれぞれ 30 分間超音波洗浄を施したのち、当該の処理装置にセットし、 60°C の 5 M NaOH 水溶液を 24 h 、ついで 40°C の 0.5 mM 希塩酸溶液を 3 h 、さらに 40°C の超純水を流動させた。

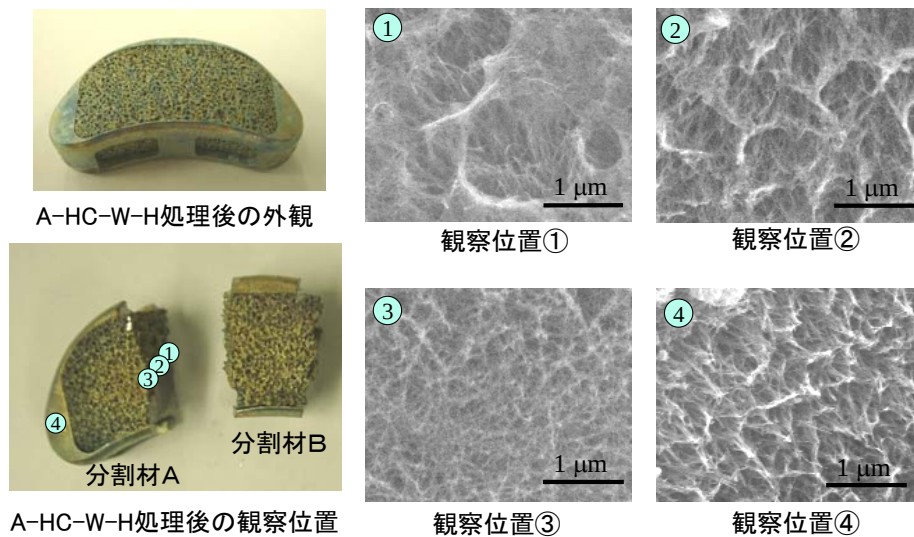


図 1 2 アルカリ-希塩酸-加熱処理後の外観および表面の SEM 写真

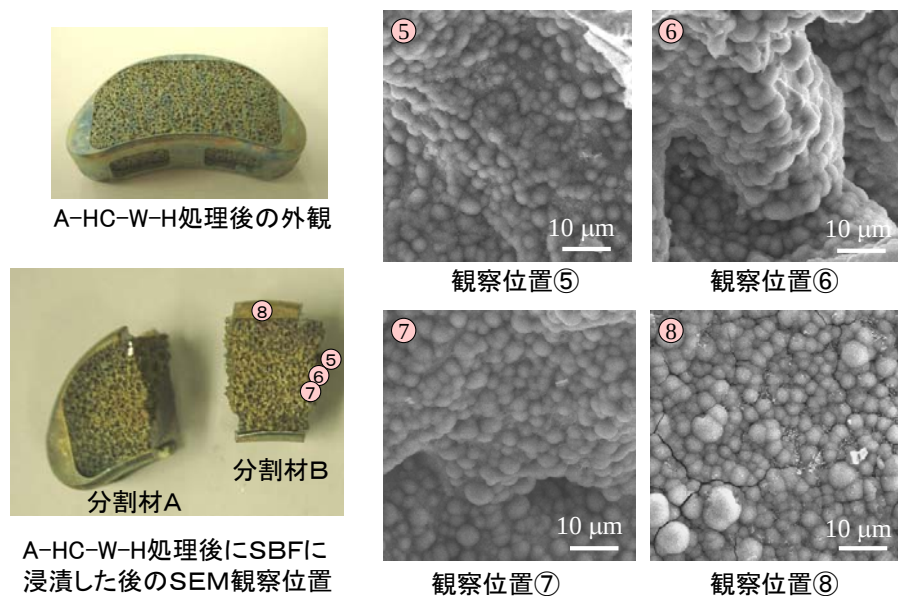


図 1 3 アルカリ-希塩酸-加熱処理した後に擬似体液に 3 日間浸漬した試料表面の SEM 写真

続いて大気中で 600℃ x 1h の加熱処理を施した。この処理材を図 1 2 に示すように分断し、分割材 A の緻密材表面 1 ヶ所および多孔材表面の厚み方向に 3 ヶ所を SEM で観察した。図 1 2 に示すごとく両者の表面には網目状の処理層が形成され、XRD による分析の結果それはアナターゼ層とルチル層からなるものであった。

次にアルカリ-希塩酸-加熱処理した試料（図 1 2 の分割材 B）をヒトの血漿にほぼ等しい無機イオン濃度を有する溶液（擬似体液²¹⁾：SBF）に 3 日浸漬したのち、表面を SEM で観察し

た結果を図 1 3 に示す。緻密部および多孔部ともに浸漬 3 日間で全表面がアパタイトで覆われており、複合椎間スパーサーは内外部ともに生体活性を有することが認められた。以上のように従来チタン平板のアルカリ加熱処理において認められている生体活性が、3 次元形状を有するチタン多孔体においても付与できることを確認できた。

5. おわりに

チタン多孔材とチタン緻密材からなる複合椎

間スパーサーの構造設計、強度評価およびアルカリ加熱処理による生体活性付与を行い、実用できることを確認した。アルカリ-希塩酸-加熱処理を施したチタン多孔材料は、人工股関節においてすでに実用されている^{2,2)}ことや椎間スパーサーの動物実験^{1,1)}により、その骨伝導能と生体安全性が確認されている。このような状況の下で京都大学大学院医学研究科では同大学探索医療センターの支援を受けて、上記の複合椎間スパーサーの臨床試験を開始した。今後の臨床成果が期待される。

参考文献

- 1) J.T. Moskal, L. Jordan and T.E. Brown, (2004) *The Porous-Coated Anatomic Total Hip Prosthesis*, J. Arthroplasty, 19: 837-844.
- 2) C.E. Wen, Y. Yamada, K. Shimojima, Y. Chino, T. Asahina and M. Mabuchi, (2002) *Processing and mechanical properties of autogenous titanium implant materials*, J. Material Science: Materials in Medicine, 13: 397-401.
- 3) T. Imwinkelried, (2007) *Mechanical properties of open-pore titanium foam*, J. Biomed. Mater. Res., 81A: 964-970.
- 4) M. Assad, A.V. Chernyshov, P. Jarzem, M.A. Leroux, C. Coillard, S. Charette and C.H. Rivard, (2003) *Porous Titanium-Nickel for Intervertebral Fusion in a Sheep Model ; Part 2. Surface Analysis and Nickel Release Assessment*, J. Biomed. Mater. Res. Part B ; Appl. Biomater., 64B: 121-129.
- 5) S. Fujibayashi, M. Neo, H-M. Kim, T. Kokubo and T. Nakamura, (2004) *Osteoinduction of porous bioactive titanium metal*, Biomaterials, 25: 443-450.
- 6) J.D. Bobyn, G.I. Stackpool, S.A. Hacking, M. Tanzer, J.J. Krygien, (1999) *Characteristics of bone ingrowth and interface mechanics of a new porous tantalum biomaterials*, J Bone Joint Surg, 81-B: 907-914.
- 7) D.A. Hollander, M. Walter, T. Wirts, R. Sellei, B. Schmidt-Rohlfing, O. Paar and H.J. Erli, (2006) *Structural, mechanical and in vitro characterization of individually structured Ti-6Al-4V produced by direct laser forming*, Biomaterials, 27: 955-963.
- 8) G. Ryan, A. Pandit, D.P. Apatsidis, (2006) *Fabrication methods of porous metals for use in orthopaedic applications*, Biomaterials, 27: 2651-2670.
- 9) M. Takemoto, S. Fujibayashi, M. Neo, J. Suzuki, T. Kokubo and T. Nakamura, (2005) *Mechanical properties and osteoconductivity of porous bioactive titanium*, Biomaterials, 26: 6014-6023.
- 10) M. Takemoto, S. Fujibayashi, M. Neo, J. Suzuki, T. Matsushita, T. Kokubo and T. Nakamura, (2006) *Osteoinductive porous titanium implant: Effect of sodium removal by dilute HCl treatment*, Biomaterials, 27: 2682-2691.
- 11) M. Takemoto, S. Fujibayashi, M. Neo, K. So, N. Akiyama, T. Matsushita, T. Kokubo, T. Nakamura (2007) *A porous bioactive titanium implant for spinal interbody fusion : an experimental study using a canine model*, J Neurosurgery: Spine, 7: 435-443.
- 12) 松下富春 (2008) アルカリ加熱処理した純チタン多孔人工骨の特性、中部大学生命健康科学研究所紀要, 4: 79-85.
- 13) 矢野経済研究所 (2006) バイオメディカルバイオニクス(人工臓器)市場の中期予測と参入企業の徹底分析 (2006 年版) , pp. 404-410.

- 14) 中島武彦 (2006) 脊柱再建術におけるアパタイト材料の使用状況と課題、バイオマテリアル-生体材料, 24-6: 405-412.
- 15) 例えば、Medtronic Sofamor Danek カタログ、BOOMERANG II, (2005)
- 16) 敷波保夫 (2006) 脊椎外科領域での吸収性材料の現状と展望、バイオマテリアル-生体材料, 24-6: 423-431.
- 17) L.D. Zardiackas, D.E. Parsell, L.D. Dillon, D.W. Mitchell, L.A. Nunnery and R. Poggie (2001) *Structure, Metallurgy and Mechanical Properties of Porous Tantalum Form*, J. Biomed. Mater. Res. (Appl. Biomater), 58: 180-187.
- 18) 富田佳宏 (1990) 数値弾塑性力学, 養賢堂, pp. 139.
- 19) Jost, P.A. Cripton, T. Lund, T.R. Oxland, K. Lippuner, Ph. Jaeger, L.P. Nolte, (1998) *Compressive strength of interbody cages in lumbar spine: the effect of cage shape, posterior instrumentation and bone density*, Eur Spine, J7: 132-141.
- 20) J.W. Brantigan, B.W. Cunningham, K. Warden, P.C. McAfee and A.D. Steffee (1993) *Compression Strength of Donor Bone for Posterior Lumbar Interbody Fusion*, Spine, 18: 1213-1221.
- 21) T. Kokubo and H. Takadama (2007) *Simulated body fluid (SBF) as a standard tool to test the bioactivity of implants*, Handbook of Biomineralization, Vol. 3, pp. 97-108. ed. by M. Epple and E. Baeurlein, Wiley-VCH, Weinheim, Germany.
- 22) 松下富春、鈴木順、小林尚博 (2009) アルカリ加熱処理技術の実用化開発と人工股関節への適用、バイオマテリアル-生体材料, 27-1: 24-31.

【著者略歴】

松下 富春 (Tomiharu MATSUSHITA)

中部大学 生命健康科学部 生命医科学科 教授。
1970 年 同志社大学大学院 工学研究科 博士課程修了。工学博士 (同志社大学)。同年 4 月神戸製鋼所入社、1994 年 7 月プロセス技術研究所長、1988 年 6 月より兼) 人工関節開発プロジェクトリーダー、1996 年理事・医療材料部長。2004 年 9 月日本メディカルマテリアル(株)顧問。2005 年より現職。専門は材料の加工技術および医療材料とその応用。主な研究テーマは「金属系生体材料の高機能化とデバイスへの応用」など。

小久保 正 (Tadashi KOKUBO)

中部大学 生命健康科学部 生命医科学科 教授。
1962 年 大阪市立大学 理学部卒業。工学博士。同年 京都大学化学研究所 助手、1974 年 同研究所助教授、1987 年 同研究所教授。1992 年 京都大学大学院 工学研究科 教授。ガラス材料、生体用セラミックスの研究を行い、AW 結晶化ガラスやチタン金属のアルカリ加熱処理技術の実用化を推進。2003 年中部大学総合工学研究所教授、2006 年より現職。専門は材料化学、特に生体材料の研究と臨床応用。主な研究テーマは「人工骨用材料の研究とその応用」など。

Deepak Kumar PATTANAYAK

中部大学 生命健康科学部 生命医科学科 研究員。2006 年インド IIT (Bombay) 博士課程修了。Ph D. 金属、セラミックス、高分子材料などの生体材料の研究に従事。主な研究テーマは「アルカリ加熱処理、酸処理などによる金属への生体活性付与技術の研究」など。

山口 誠二 (Seiji YAMAGUCHI)

中部大学 生命健康科学部 生命医科学科 研究員。2004 年京都大学大学院修士課程修了。2008 年 博士(エネルギー科学)号取得。専門は固体化学で、生体材料の研究開発に従事。主な研究テーマは「4 元素チタン合金への生体活性付与」など。

竹本 充 (Mitsuru TAKEMOTO)

京都大学大学院 医学研究科 助教。医学博士。
1997年3月、京都大学医学部卒業、整形外科入局。2007年3月 京都大学大学院医学研究科外科系専攻博士課程修了、同年4月より現職。チタン多孔材料およびその生体活性化処理の研究を行い、脊椎デバイスの臨床適応を推進。得意分野は脊椎外科。主な研究テーマは「生体活性を有するチタン多孔材料の臨床応用」など。

藤林 俊介 (Shunsuke FUJIBAYASHI)

京都大学大学院 医学研究科 助教。医学博士。
2003年 京都大学大学院 医学研究科 外科系専攻博士課程修了。生体活性化処理されたチタン材料の動物試験による評価、チタン多孔材料の脊椎デバイスへの応用研究を行い、臨床適応を推進。得意分野は脊椎外科。主な研究テーマは「生体活性を有するチタン材料の研究開発および脊椎外科臨床研究」など。

中村 孝志 (Takashi NAKAMURA)

京都大学大学院 医学研究科 感覚運動系外科学講座 整形外科 教授。医学博士。1982年 京都大学大学院医学研究科 外科系専攻 博士課程修了。1982年から3年間整形外科臨床医として勤務。1985年カナダ留学にて骨肉腫及び骨代謝の基礎研究。1990年から人工関節、生体材料の研究と臨床応用を推進。1995年より現職。得意分野は生体材料、整形外科、人工関節など。

土井 研児 (Kenji DOI)

大阪冶金興業(株) 技術課 課長。1994年 大阪市立大学 工学部 応用化学科卒業。同年 日本黒鉛工業(株)に入社。2000年11月大阪冶金興業(株) 技術課係員として金属粉末製造およびその成形技術の開発に従事。2006年より現職。得意分野は粉体の製造と固化成形など。

北垣 壽 (Hisashi KITAGAKI)

大阪冶金興業(株) 常務取締役。1978年 関西大学 工学部 金属工学科卒業。同年大阪冶金興業(株)に入社。1993年技術課長、1996年熱処理事業部長、2000年取締役工場長。2004年より現職。専門分野は金属材料の熱処理と品質評価など。