

金属製インプラントの低弾性率化を目指したチタン系粉末のレーザ積層造形法による多孔体の作製

Synthesis of Porous Structure for Metallic Implants with Low Young's Modulus Using Selective Laser Melting with Titanium Powder

中本 貴之* 木村 貴広* 吉川 忠作*
Takayuki Nakamoto Takahiro Kimura Chyusaku Yoshikawa
白川 信彦**
Nobuhiko Shirakawa

(2016年8月15日 受理)

Growing interest and practical importance have become associated with producing implants such as artificial joints, bone fixators, and spinal fixators made with titanium. To achieve good bone/implant fixation while avoiding bone absorption problems, it is necessary to reduce the Young's modulus of titanium while maintaining high strength to achieve compatibility in these mechanical properties with human cortical bone. We have strived to fabricate porous titanium with directional pores using methods based on selective laser melting (SLM), in which complex three-dimensional parts containing designed shapes of pores are producible by melting successive thin layers of metal powder using a laser beam. This study demonstrates that porous titanium with directional pores aligned in the longitudinal direction of the ingot is produced using the SLM process and that high strength and low modulus comparable to those of human bone are achieved simultaneously when measured in the longitudinal direction of the ingot.

Key Words: selective laser melting (SLM), implant, bone, biomaterial, titanium, powder, porous structure, Young's modulus, anisotropy

1. はじめに

チタンやその合金は、高い耐腐食性、高比強度、優れた生体適合性を有するため、人工関節、骨固定器などのインプラント向け生体用金属材料として多く用いられている^{1,2)}。しかしながら、生体用金属材料に求められる特性のうち問題となる特性の一つは、金属材料と皮質骨との弾性率(ヤング率)の大きな差である。チタンおよびTi-6Al-4V合金のヤング率(それぞれ

114, 115 GPa)は、他の生体用金属材料であるステンレス鋼やコバルトクロム合金に比べると約2分の1と小さい³⁾が、皮質骨のヤング率(10~30 GPa)¹⁾に比べるとはるかに大きい。これらの金属材料を体内に埋め込んだ際には荷重の大半を金属が受け止めてしまうため、インプラント周辺の正常な骨に荷重が伝わらず、骨の成熟が阻害され脆弱化するという問題が起こる。すなわち、弾性率の大きな違いは、ストレスシールド(力学的荷重遮断)による骨吸収という大きな問題につながる⁴⁾。

この過大な金属の弾性率を減少させる一つの方法として、金属のポーラス化(多孔質化)が検討されてい

* 加工成形科

** 金属材料科

る⁵⁻⁷⁾。ポーラス化は気孔を通じてポーラス体内部に生体組織を導入できるため、骨とインプラントの固定にも役立つ⁸⁾。例えば、Ohら⁶⁾はチタンの粉末冶金法を検討し、ヤング率は気孔率の増加とともに直線的に低下することを報告している。しかし、降伏応力もそれに応じて著しく低下し、気孔率が40%以上では焼結体の強度はほぼ0になることが示されている。Fig. 1(a)に示す模式図のように、粉末冶金法で作製した焼結体は、気孔形状が球状に近く異方性のない構造体であるため、荷重を負荷すると気孔周辺に応力集中が生じる。そのため、ヤング率は骨と同程度まで低下できるが、強度は骨(104~121 MPa)⁹⁾に比べて低くなってしまふ。

そこで、著者らは、このような急激な強度低下を生じないポーラス体として、ロータス型ポーラス金属の構造に着目した。Fig. 1(b)の模式図に示すように、ロータス型ポーラス金属は、一方向に伸長した円柱状の気孔から成る構造異方性をもつ¹⁰⁾。例えば、ロータス型ポーラス鉄の場合、気孔の伸長方向への荷重負荷では、降伏応力およびヤング率の変化はいずれも気孔の増加率と一致し、急激な強度低下を生じない。これは、気孔の伸長方向への荷重負荷では気孔周辺で応力集中が生じないためである¹⁰⁻¹³⁾。したがって、ロータス型ポーラス金属は金属製インプラントとして求められる低弾性率と高強度を同時に実現できる構造体として期待できる。このようなロータス型ポーラス金属は、固・液相におけるガス原子の溶解度差を利用し、鋳型鋳造法や連続帯溶融法により作製できる¹⁰⁾が、チタン系のロータス型ポーラス金属に関しては、鋳造凝固時にガス分子がうまく分離されないため、現在のところ十分に均質にポーラス化するための条件は得られていない¹⁴⁾。

著者らは、一方向に伸長した気孔から成る構造体を作製できる別の方法として、金属粉末レーザ積層造形法(Selective Laser Melting: SLM)に着目した。SLMは、薄く敷き詰めた金属粉末にレーザを照射して溶融・焼結し順次積層していくことで、CADモデルから複雑な3次元形状を迅速に造形できる付加製造法(Additive Manufacturing: AM)の一種である。SLMの特長は、従来の金属材料の加工法として知られている機械加工・放電加工のような除去加工や、塑性加工・鋳造のような型を用いる変形加工では製造できなかった複雑形状を作製可能なことである。最近では、この特長を利用した「ものづくり」が盛んになってきており、工業分野における代表的な事例としては、製品形状に応じた任意の冷却流路を金型内部に配置した射出成形金型¹⁵⁾

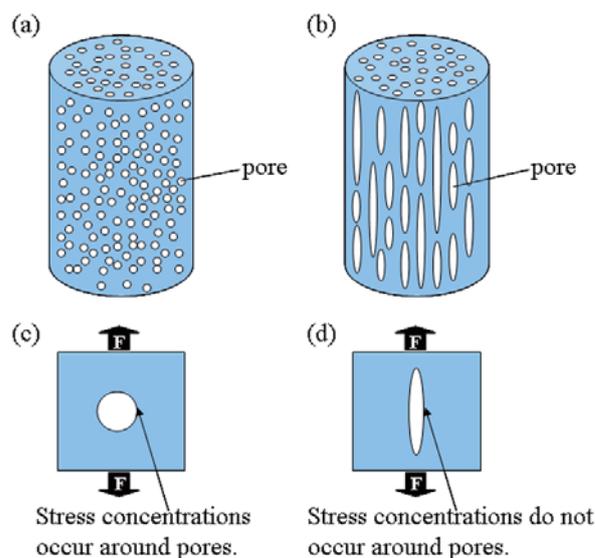


Fig. 1 Schematic drawing of porous structures ((a), (b)) and their stress concentrations ((c), (d)): (a) and (c) porous materials fabricated using powder metallurgy methods and (b) and (d) lotus-type porous materials.

や複雑形状を有するジェットエンジンの燃料噴射ノズルのような航空宇宙部品¹⁶⁾がある。また、医療分野においても、SLMはテーラーメイドの各種インプラント(人工股関節、人工骨、歯科補綴物、骨固定材など)を作製できる技術として注目されている¹⁷⁾。チタン系材料のSLMでは、整形外科用インプラント向けに多孔体の作製が試みられている^{18, 19)}。例えば、福田ら¹⁸⁾は、骨導入に適した多孔体の種類について報告している。また、Stampら¹⁹⁾は、多孔体の機械的強度について報告している。

本研究では、ロータス型ポーラス金属のように一方向に伸長した気孔形状をもつ構造体をチタン系材料を用いた積層造形法で作製することにより、著しい強度低下を抑制しつつ、インプラント材料としての低弾性率化を図ることを検討した。

2. 実験方法

造形には、ドイツEOS社製のEOSINT-M250 Xtended積層造形装置を用いた。使用するレーザは出力200 Wの炭酸ガスレーザで、ビームスポット径は0.4 mmである。供試粉末はガスアトマイズ法により作製された工業用純チタン1種相当の粉末(粒径45 μm以下、大阪チタニウムテクノロジー社製)である。造形物は、主としてFig. 2(a)に示すような直径8 mm×高さ15 mmの円柱状試験片とし、レーザ照射条件(出力、走査速度、走査ピッチ、積層厚さ)をTable 1のよう

に変化させてアルゴン雰囲気(残留酸素濃度 0.1%)下で造形した。レーザの走査方向は、Fig. 2(b)に示すように、1層ごとにx方向とy方向を交互に繰り返した。一方向に伸長した気孔形状をもつ構造体を得るために、レーザはx方向とy方向の各層で同じ位置を走査させた。

造形物の密度は重量と見かけ体積から求め、チタンの真密度(4.51 g/cm³)に対する相対密度を計算した。造形物の表面形態は走査電子顕微鏡(SEM)にて観察した。また、造形物の内部観察は、積層方向に平行な断面を研磨して光学顕微鏡により行った。

機械的性質は圧縮試験で評価した。圧縮試験片は、直径8 mm × 高さ15 mmの円柱を造形し、両端面を高さ12 mmまで旋削して作製した。圧縮試験は、インストロン材料試験機を使用し、0.1 mm/minの試験速度(初期歪速度 $1.4 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$)で行った。試験片の側面2箇所にはひずみゲージを貼り付けて縦方向(圧縮方向)のひずみを測定し、ヤング率と降伏応力(0.2%耐力)を求めた。

3. 実験結果と考察

3.1 造形物の気孔分布と密度

Fig. 3に、走査ピッチを0.3 mmに固定し、走査速度を変化させて造形した円柱上面のSEM写真を示す。走査速度の増加とともにレーザ走査痕の幅は減少し、走査速度が200 mm/s [Fig. 3(d)]以上になると、レーザ走査痕の連続性は保たれなくなる。従って、一方向に伸長した貫通孔を有する構造体を得るには、走査速度を150 mm/s以下にする必要がある。Fig. 4は走査速度を100 mm/sに固定し、走査ピッチを変化させて造形した円柱上面のSEM写真である。走査ピッチが0.2 mm以下 [Fig. 4(a)]の場合、隣り合うレーザ走査痕は重なるが、走査ピッチが0.3 mm [Fig. 4(b)]以上に広がると、隣り合うレーザ走査痕は重ならなくなり気孔が形成される。このような気孔は積層を繰り返すと、積層方向に伸びた穴になると予想できる。しかし実際は、走査ピッチが十分広がらないと、レーザ走査痕で囲まれた領域内に留まる粉末の一部はレーザ走査時の余熱によりレーザ走査痕と焼結して、積層方向の穴を閉じてしまうことになる。走査ピッチが0.8 mm [Fig. 4(e)]の場合でさえ、積層方向の穴は閉じている。Fig. 4(f)に示すように、走査ピッチが1.2 mm以上に広がると、明瞭な穴が形成されている。Fig. 5に、走査速度を100 mm/sに固定し、走査ピッチを変化させて造形した円柱の積層方向に平行な

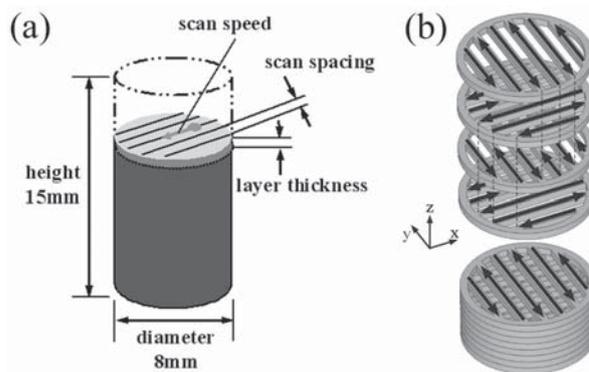


Fig. 2 Schematic illustration of the selective laser melting (SLM) process: (a) cylindrical specimen built under various laser irradiation conditions and (b) laser scanning pattern (direction). Melting is made on each of successive thin layers of powder stacked in the z direction with a laser beam scanned in the x and y directions. Pores are expected to form so as to elongate along the z direction.

Table 1 Laser irradiation conditions.

Laser power	/W	200
Scan speed	/mm/s	50~800
Scan spacing	/mm	0.1~2.0
Layer thickness	/mm	0.05

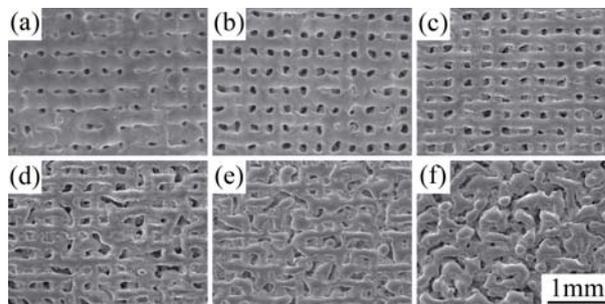


Fig. 3 Top views of SLMed specimens produced at a scan speed of (a) 50, (b) 100, (c) 150, (d) 200, (e) 300 and (f) 400 mm/s at a constant scan spacing of 0.3 mm.

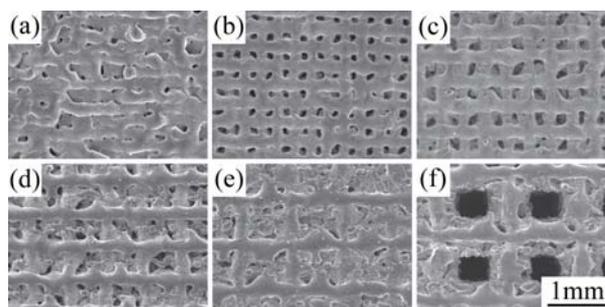


Fig. 4 Top views of SLMed specimens produced at a scan spacing of (a) 0.2, (b) 0.3, (c) 0.4, (d) 0.6, (e) 0.8 and (f) 1.2 mm at a constant scan speed of 100 mm/s.

断面写真を示す。 図中、黒色の領域は気孔に相当する。 走査ピッチが 0.4 mm [Fig. 5(a)] の条件では、レーザ走査間で積層方向に連続的に気孔は多く残るが、閉じた穴となっており貫通していない。 一方、走査ピッチが 1.2 mm 以上 [Fig. 5(b), (c)] の条件では、気孔は積層方向に貫通しており、貫通孔を有する造形物が得られる [Fig. 5(d)]. 以上のことから、配列した貫通孔を有する構造体を得るには、レーザ走査痕の連続性が維持できる走査速度で、走査ピッチをレーザのビームスポット径 (0.4 mm) よりも十分に広くする必要がある。

Fig. 6 は、走査速度が 50, 100, 150 mm/s の場合に得られた造形物の相対密度を走査ピッチで整理したものである。 図中、黒塗りおよび白抜ききで表示したデータ

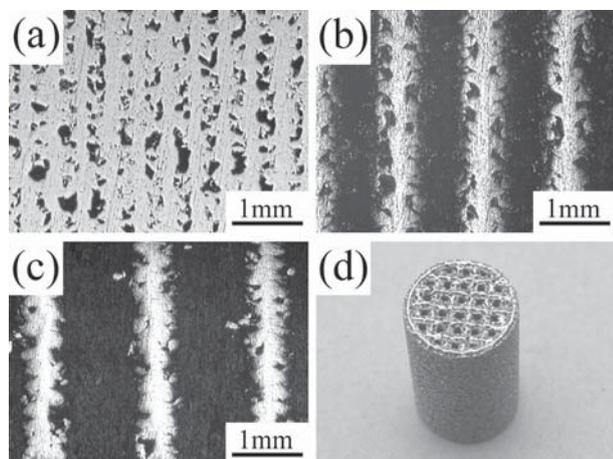


Fig. 5 Longitudinal cross-section views of SLMed specimens produced at a scan spacing of (a) 0.4, (b) 1.2 and (c) 1.6 mm at a constant scan speed of 100 mm/s. An SLMed specimen with penetrating pores parallel to the building direction produced at a scan spacing of 1.2 mm and a scan speed of 100 mm/s is shown in (d).

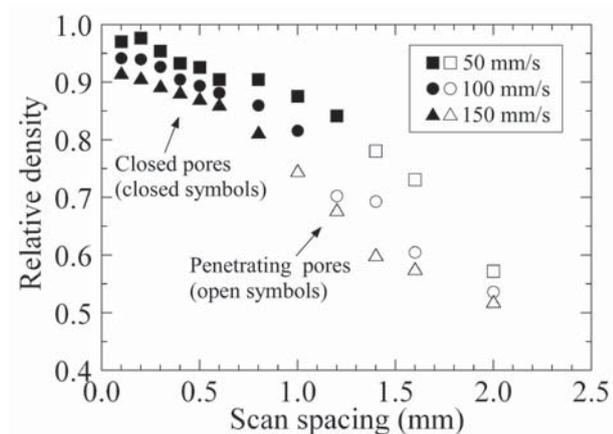


Fig. 6 Relative densities of SLMed specimens produced at scan speeds of 50, 100 and 150 mm/s plotted as a function of scan spacing.

点はそれぞれ、造形物内の気孔が閉じている場合および貫通孔である場合を表している。 いずれの走査速度においても、走査ピッチの増加とともに密度は減少する傾向が認められる。 一方、走査ピッチが同じであれば、走査速度の増加とともに密度は減少する。 これはレーザ走査痕の幅が走査速度の増加とともに減少するためであり、Fig. 3 に示したとおりである。

3.2 造形物のヤング率と強度

Fig. 7 に、積層方向に対して平行方向に圧縮したときのヤング率 (a) および降伏応力 (b) と造形物の相対密度との関係を示す。 造形物の相対密度が減少すると、ヤング率と降伏応力はいずれも減少する。 相対密度が約 0.7~1.0 の範囲の閉じた気孔を有する造形物では、ヤング率と降伏応力は急激に減少するが、相対密度が約 0.8 以下の範囲の貫通孔を有する造形物では、ヤング率と降伏応力は緩やかに減少する。 同じ相対密度で比較すると、貫通孔を有する造形物のヤング率と降伏応力は、閉じた気孔を有する造形物に比べてかなり大きい値を示す。 これは、Fig. 5(a) のように閉じた気孔を有する造形物では、粉末冶金法で作製した焼結体と同様に、圧縮すると気孔周辺に応力集中が生じる

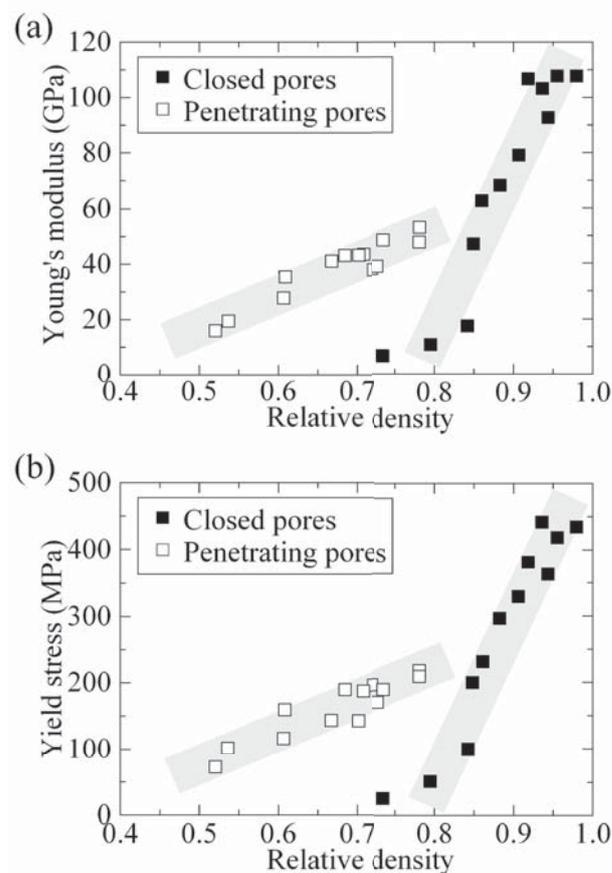


Fig. 7 (a) Young's modulus and (b) yield stress of SLMed specimens measured along the building direction plotted as a function of relative density.

が, Fig. 5 (b), (c) のような貫通孔を有する造形物では, 貫通孔と平行方向に圧縮すると気孔周辺に応力集中が生じにくいからである. 貫通孔を有する造形物で相対密度が 0.6 程度の造形物のヤング率は 30 GPa 程度であり, 人間の皮質骨とほぼ同じ値を示す. このとき, 造形物の降伏応力は 130 MPa 程度であり, 骨の強度 (104~121 MPa)⁹⁾ に比べて高い値を示す. Oh らが作製したチタンの粉末焼結体の場合, 皮質骨とほぼ同じヤング率 (30 GPa 程度) を示すポーラス体の降伏応力は 90 MPa 程度⁶⁾ であり, 貫通孔を有する積層造形物に比べて低い値となっている. 以上のことから, チタン粉末の積層造形法により作製した, 配列した貫通孔を有するポーラス体は, 骨と比べて同程度の低弾性率とやや高い強度を同時に実現できることがわかった.

積層方向と平行に貫通孔を有する造形物では, ヤング率と降伏応力は圧縮方向によって大きく異なり, 強い異方性を示す. 例えば, 走査速度が 100 mm/s, 走査ピッチが 1.2 mm の条件で造形した貫通孔を有する造形物 [Fig. 5(b)] において, 積層方向に対して平行方

向に圧縮したときのヤング率と降伏応力はそれぞれ 44 GPa, 166 MPa と, 垂直方向に圧縮したときのヤング率 (24 GPa) と降伏応力 (109 MPa) に比べてはるかに高い値を示す. 一方, 走査速度が 100 mm/s, 走査ピッチが 0.4 mm の条件で造形した閉じた気孔を有する造形物 [Fig. 5(a)] において, 積層方向に対して平行方向に圧縮したときのヤング率と降伏応力はそれぞれ 79 GPa, 330 MPa と, 垂直方向に圧縮したときのヤング率 (63 GPa) と降伏応力 (285 MPa) に比べてやや高い値を示す程度である. 一般に, ロータス型ポーラス金属のヤング率と降伏応力は, 経験的に式 (1) のようなべき乗則に従うと報告されている¹¹⁾.

$$M = M_0(1 - p)^m \tag{1}$$

ここで, M と M_0 はそれぞれポーラス体と緻密体の機械的性質であり, p は気孔率, m は応力集中係数である. $m = 1$ のとき, 気孔周辺に応力集中は生じず, 機械的性質を示す M の値はポーラス体の相対密度 $(1 - p)$ に比例して直線的に変化する. Fig. 8(a) に示すように, 造形物のヤング率に対して式 (1) に基づき m の値を求めると, 荷重方向が積層方向に対して平行, 垂直方向でそれぞれ 2.7, 5.1 となった. 同様に, 造形物の降伏応力に対して式 (1) に基づき m の値を求めると, 平行, 垂直方向でそれぞれ 2.5, 3.9 となった [Fig.8(b)]. m の値は垂直方向に比べて平行方向のほうが小さい値となり, 積層方向と平行に貫通孔を有する造形物は異方性を示す. 一方, ロータス型ポーラス金属のヤング率に対して求まる m の値は, 平行, 垂直方向でそれぞれ 1.1~1.3, 2.3~2.6¹¹⁾ であり, ロータス型ポーラス金属に比べて造形物のほうが m の値は大きい. これは, 造形物では, Fig. 5(b), (c) の断面写真に示すように, 柱に凹凸形状や空隙が見られ, これらの箇所若干の応力集中が生じているためと考えられる. このような応力集中を軽減させるには, レーザのビームスポット径を絞ることやレーザの投入エネルギー密度を高めることによる. 造形物の寸法精度および密度を向上させる必要があり, そのためには, 炭酸ガスレーザに比べて波長が短く, スポット径が小さいファイバーレーザを用いて造形することが有効であると考えられる.

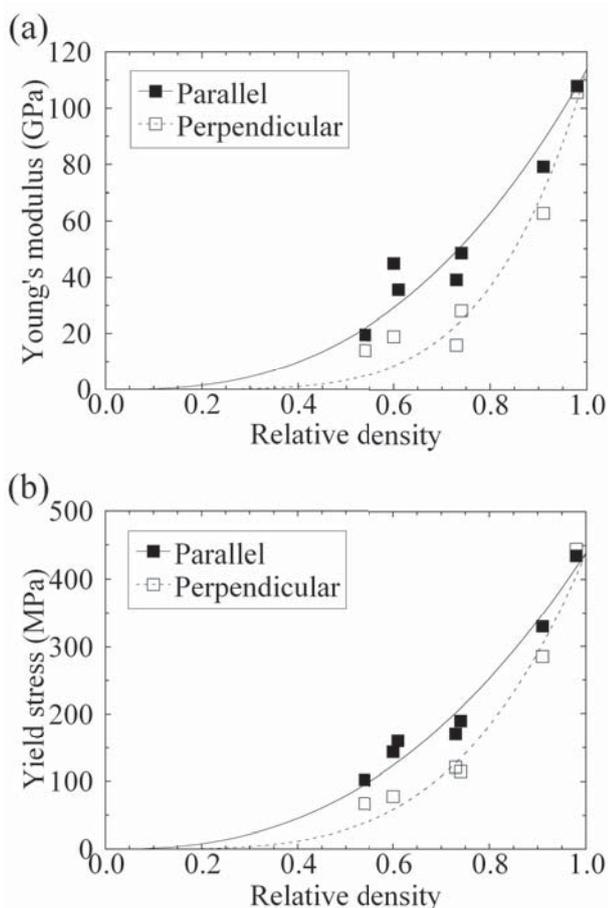


Fig. 8 (a) Young's modulus and (b) yield stress of SLMed specimens measured parallel and perpendicular to the growth direction plotted as a function of relative density.

3.3 多孔四角柱状構造における弾性率の異方性の制御

前節において, 一方向に伸長した気孔形状をもつ構造体は, 気孔の伸長方向に対して平行方向では著しい強度低下を抑制しつつ, インプラント材料としての低

弾性率化を図ることができることを明らかにした。一方、骨は部位により受ける力の大きさと方向が異なる。そのため、中心部の海綿骨は棒や板を網目状につないだ構造を形成することで、部位に応じて様々な力学特性の異方性を発現させている²⁰⁾。例えば、牛の大腿骨では、長軸方向から方位が増加するに従って、ヤング率は低下することが知られている²¹⁾。そこで、骨と同程度の低弾性率かつ骨よりも高強度で、さらに力学特性(弾性率)の異方性を制御したインプラントの提供を目指した。具体的には、毒性が低く、純チタンに比べて高強度の生体材料である Ti-6Al-7Nb を用いたファイバーレーザによる SLM により、一方向に伸長した気孔内部に気孔の伸長方向とは異なる方向に様々な梁を付加して補強した構造体の作製を試み、弾性率の評価を実施した。

供試材は、ガスアトマイズ法により作製された平均粒径 22 μm の Ti-6Al-7Nb 粉末[(株)大阪チタニウムテクノロジー製]とした。積層造形は、ビームスポット径 0.1 mm のファイバーレーザ(最大出力 400 W)を搭載した金属粉末積層造形装置(独 EOS 社製 EOSINT-M280)を用いて、Ar 雰囲気中にて行った。一方向に気孔が伸長した多孔体の骨格構造として、多孔四角柱状構造を取り扱った。骨格構造の壁の厚さは、緻密な壁を造形可能な最小値として 0.4 mm 一定とした。多孔四角柱状構造の単孔四角形の一边は約 5 mm とし、単孔四角柱状構造を x, y, z 各方向に 2 個ずつ合計 8 個張り合わせて、試料外形サイズを 10×10×10 mm とした [Fig. 9(I)]. この骨格構造の内部に導入する補強体として、一方向の垂直板 [Fig. 9(II)] および斜めに配置した一方向の垂直板 [Fig. 9(III)] を考え、CAD により構造体を設計した。板の厚さは全て骨格構造の壁の厚さと同じ 0.4 mm とした。力学特性は圧縮試験(初期歪速度 $1.4 \times 10^{-4} \text{ s}^{-1}$)により評価し、圧縮方向は気孔の伸長方向に対し平行(z 方向)および垂直[直交する 2 方向(x, y 方向)]の合計 3 方向とした。また、積層造形した構造体の力学特性の実測値と CAD モデルの有限要素解析の結果を比較した。

Fig. 10 は、多孔四角柱状構造体の造形物の外観写真である。造形物はほぼ CAD モデルどおりの寸法であり、外観上、欠損・空隙などは観察されなかった。また、内部構造を X 線 CT により観察した結果、ほぼ均一な厚さで空隙がほとんど認められない骨格および垂直板が得られていた。Fig. 11 に、CAD モデルの有限要素解析により計算した変形量から求めた弾性率 (a) と積層造形した多孔四角柱状構造体の弾性率の測定結果 (b) を示す。一方向の垂直板を導入した構造体

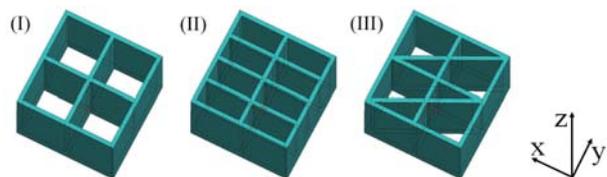


Fig. 9 CAD models with penetrating pores parallel to the direction of build (z direction): (I) a base model of a quadrangular prismatic structure; (II) a reinforced structure with one-directional plates parallel to the x direction and perpendicular to the xy plane inside; (III) a reinforced structure with one-directional plates diagonal to the x and y directions and perpendicular to the xy plane inside.

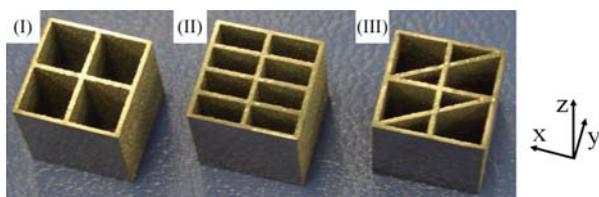


Fig. 10 SLMed specimens produced from quadrangular prismatic structural CAD models as shown in Fig. 9(I), (II) and (III).

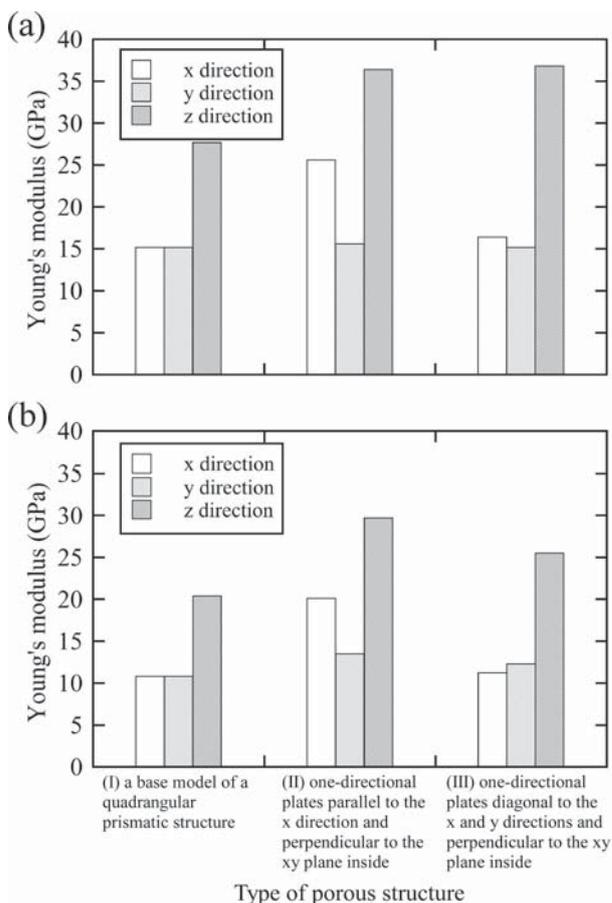


Fig. 11 Young's modulus of (a) CAD models as shown in Fig. 9 and (b) SLMed specimens as shown in Fig. 10 measured along the x, y and z directions.

[タイプ(II)]では、x方向の弾性率は骨格のみの構造体に比べて大幅に増加するが、y方向の弾性率はほとんど変化しておらず、x方向への強化能を発現できている。すなわち、力学特性の異方性を制御できていることがわかる。一方、斜めに配置した一方向の垂直板を導入した構造体[タイプ(III)]では、x, y方向への強化能をほとんど発現できていない。解析結果と実験値を比較すると、各構造体の弾性率は、いずれの圧縮方向に対しても実測値のほうが低い値を示す傾向がある。これは、造形物にひずみゲージを貼り付ける際に造形物の表面を研磨した結果、有効壁厚さが設計値よりも薄くなったためと考えられる。ただし、各構造体のx, y, z方向に対する弾性率の異方性の傾向は、有限要素解析の結果と実測値とではほぼ一致している。したがって、力学特性の異方性を制御したインプラントの作製に際して、あらかじめ有限要素解析を用いて梁補強した多孔体を設計し、実際に積層造形するアプローチは有効であると言える。

しかしながら、多孔四角柱状構造はもともとx, y方向と45°方向に面内異方性を有しているため、xy面内の異方性を低減できる骨格構造として多孔六角柱状(ハニカム)構造に着目し、現在、検討を加えているところである。一例として、Fig. 12にハニカム構造内部に水平梁を60°ずつ、順次、回転させてらせん配置にした造形物の外観写真を示す。これらの研究成果については、順次公表していく予定である。

4. まとめ

本研究では、一方向に伸長した気孔形状をもつ構造体を生体材料の一つである純チタンを用いた積層造形法で作製した。相対密度60%(気孔率40%)程度の多孔体は、気孔の伸長方向への応力負荷時には人の皮質骨と比べて同程度のヤング率とやや高い強度を示すことを見出した。

また、一方向に伸長した気孔内部に気孔の伸長方向とは異なる方向に様々な梁を付加して補強した構造体をTi-6Al-7Nbを用いた積層造形法で作製した結果、弾性率の異方性を制御できることを見出した。

謝辞

本研究の一部は、科学研究費補助金挑戦的萌芽研究(21656173)およびA-STEP探索タイプ(AS232Z01971C)の助成により行われました。謝意を表します。

本技術論文は、地方独立行政法人大阪府立産業技術総合研究所の許可なく転載・複製することはできません。

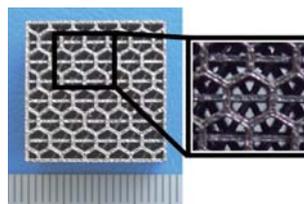


Fig. 12 An SLMed specimen with penetrating pores parallel to the building direction (z direction) produced with Ti-6Al-7Nb powder: the hexagonal prismatic (honeycomb) structure reinforced with three-direction rectangular bars rotated 60 degrees like a spiral in order and parallel to the xy plane inside.

参考文献

- 1) M. Long and H. J. Rack: *Biomaterials*, **19** (1998) 1621.
- 2) N. Niinomi: *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, **1** (2008) 30.
- 3) 堀 隆生, 米山隆之: *金属バイオマテリアル*, コロナ社 (2007) 37.
- 4) M. E. O'Sullivan, E. Y. Chao and P. J. Kelly: *J. Bone Joint Surg.*, **71** (1989) 306.
- 5) C. E. Wen, M. Mabuchi, Y. Yamada, K. Shimojima, Y. Chino and T. Asahina: *Scr. Mater.*, **45** (2001) 1147.
- 6) I. H. Oh, N. Nomura, N. Masahashi and S. Hanada: *Scr. Mater.*, **49** (2003) 1197.
- 7) N. Nomura, T. Kohama, I. H. Oh, S. Hanada, A. Chiba, M. Kanehira and K. Sasaki: *Mater. Sci. Eng. C*, **25** (2005) 330.
- 8) E. Schneider, C. Kinast, J. Eulenberger, D. Wyder, G. Eskilsson and S. M. Perren: *Clin. Orthop. Relat. Res.*, **248** (1989) 200.
- 9) A. H. Burstein, D. T. Reilly and M. Martens: *J. Bone Joint Surg.*, **58** (1976) 82.
- 10) 中嶋英雄, 多根正和, 玄 丞均, 鈴木進補: *まてりあ*, **47** (2008) 196.
- 11) M. Tane, T. Ichitsubo, H. Nakajima, S. K. Hyun and M. Hirao: *Acta Materialia*, **52** (2004) 5195.
- 12) M. Tane, T. Ichitsubo, S. K. Hyun and H. Nakajima: *J. Mater. Res.*, **20** (2005) 135.
- 13) S. K. Hyun, T. Ikeda, and H. Nakajima, *Sci. Tec. Adv. Mat.*, **5** (2004) 201.
- 14) Y. Higuchi, Y. Ohashi and H. Nakajima: *Adv. Eng. Mater.*, **8** (2006) 907.
- 15) 米山 猛, 香川 博之, 阿部 諭, 末廣 栄覚: *精密工学会誌*, **73** (2007) 1046.
- 16) 酒井仁史: *素形材*, **54**, 2 (2013) 47.
- 17) D. A. Hollander, M. von Walter, T. Wirtz, R. Sellei, B. Schmidt-Rohlfing, O. Paar and Hans-Josef Erli: *Biomaterials* **27** (2006) 955.
- 18) A. Fukuda, M. Takemoto, T. Saito, S. Fujibayashi, M. Neo, D. K. Pattanayak, T. Matsushita, K. Sasaki, N. Nishida, T. Kokubo and T. Nakamura: *Acta Biomaterialia*, **7** (2011) 2327.
- 19) R. Stamp, P. Fox, W. O'Neill, E. Jones and C. Sutcliffe: *J. Mater. Sci.: Mater. Med.*, **20** (2009) 1839.
- 20) L. J. Gibson and M. F. Ashby: *セル構造体*, 大塚正久 訳, 内田老鶴圃 (1993) 431.
- 21) W. Bonfield and M. D. Grynblas: *Nature*, **270** (1977) 453.