

生きがいを支える異方性材料デザイン —骨に寄り添う次世代金属生体材料の創製—

松坂 匡晃¹⁾ 松垣 あいら²⁾ 中野 貴由³⁾

1. はじめに

骨格疾患による運動機能の低下は、歩行や日常動作の自由を制約し、患者の生活の質を損なう。日々のあたりまえの動作が困難になることは、患者から自分らしい日常と生きがいを少しずつ奪っていく。骨代替金属生体材料に求められる役割は、骨欠損を単に充填するだけでなく、失われた骨の力学機能を回復させ、患者が再び自分らしい日常を取り戻せるようサポートすることにある。

金属材料は、その優れた力学特性と化学的安定性を活かし、整形外科・口腔外科をはじめとする骨関連領域のインプラント素材として半世紀以上にわたり臨床応用されてきた。一方、術後早期の感染、金属イオン溶出に伴う細胞毒性、長期使用に伴う応力遮蔽による骨劣化といった課題が依然として残されている。患者の生きがいを長期にわたって支える金属生体材料を実現するには、こうした課題を材料側から能動的に解決する新たな設計戦略が求められる。その鍵となるのが、骨組織が本来有する構造に立脚した材料設計、すなわち異方性材料デザインである。

骨組織は *in vivo* 応力場に最適化した異方性を有し、その主要成分であるコラーゲン線維と六方晶系アパタイト結晶が、コラーゲン線維走行方向に対してアパタイト結晶の *c* 軸をほぼ平行に配列させた階層的異方性微細構造を形成している⁽¹⁾⁽²⁾。NIH(米国国立衛生研究所)は骨密度以外の骨強度支配因子として骨質を定義しており⁽³⁾、筆者らのグループでは骨形成タンパク質 rBMP-2 を用いた骨再生試験において、再生骨のヤング率が骨密度以上にアパタイト配向性によって強く支配されることを明らかにしてきた⁽⁴⁾。すなわち、骨機

能の回復には、骨量のみならず骨質、特に応力場に対応した骨基質配向性の再建が求められる。

本稿ではこうした考えのもと、生きがいを支える金属生体材料の創製に向けた最新の展開を概説する。まず、異方性溝構造表面による初期生体応答の制御として、配向化骨基質を介した抗菌性と間葉系幹細胞(MSC)の骨分化促進について述べる(2章)。次に、長期にわたり機能するための材料設計として筆者らが開発した生体適合性予測指標 VITA Index と、生体適合性に基づき設計した超高強度生体合金 BioSHEA を紹介する(3章)。最後に、こうした異方性材料デザインを臨床デバイスとして実現する金属積層造形(AM)の意義と、その社会実装への到達点、そして次世代金属生体材料への展望を述べる(4章)。

2. 金属材料から働きかける初期生体応答の制御—異方性表面が拓く多機能性

生体材料埋入直後の生体応答、なかでも細菌感染の抑制と骨形成の促進は、その後の骨と材料との一体化、ひいてはインプラントの長期安定性を大きく左右する。金属材料側からこれらの応答を能動的に制御することが、インプラント周囲での迅速な骨再生の鍵を握る。本章では、AMにより作製した異方性溝構造が、抗菌性と骨分化という二つの初期生体応答を同時に引き出す事象について紹介する。

(1) 配向化骨基質による抗菌性

術後感染は、インプラント抜去や追加手術を要する深刻な問題であり、患者にとって大きな負担となる。従来は銀などの抗菌性金属添加や抗菌薬コーティングなどの化学的アプロ

* 大阪大学大学院工学研究科；1)助教 2)准教授 3)教授(〒565-0871 吹田市山田丘 2-1 R2-711)
Anisotropic Materials Design to Support Patients' Quality of Life: Creation of Next-Generation Metallic Biomaterials in Harmony with Bone; Tadaaki Matsuzaka, Aira Matsugaki and Takayoshi Nakano(Division of Materials and Manufacturing Science, Graduate School of Engineering, The University of Osaka, Suita)
Keywords: *anisotropic materials design, metallic biomaterial, bone quality, biocompatibility, high-entropy alloy, metal additive manufacturing*
2026年6月8日受理[doi:10.2320/materia.65.647]

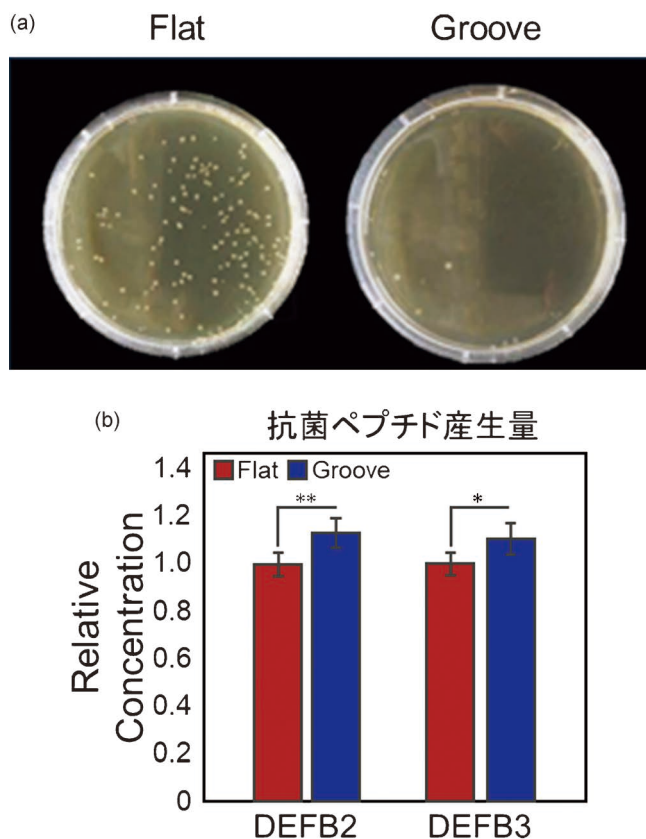


図1 配向化骨基質による抗菌性。(a) 基板表面上に存在する菌を寒天ゲル上で増殖培養し、菌数を評価した。(b) 配向化骨芽細胞・骨基質を有する溝構造上では、平坦基板と比較して *E. coli* 接着数が有意に低下し、抗菌ペプチド β -defensin 2/3 分泌が顕著に増強された。文献(5)より改変引用。(オンラインカラー)

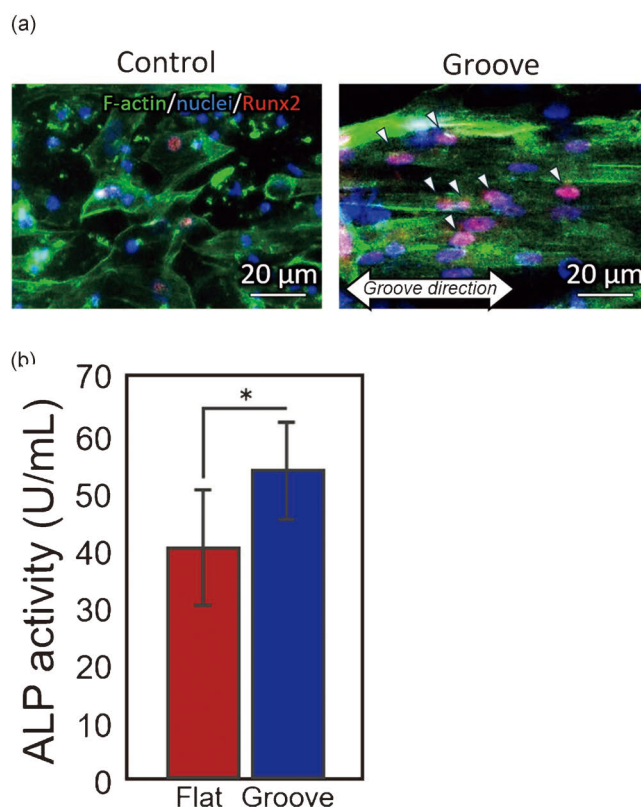


図2 異方性配向溝構造による MSC 骨芽細胞分化の促進。(a) Control に比較して 100 μ m 一方向溝構造上で配列・伸展した hMSC の蛍光像。ピンク：Runx2。(b) 骨形成マーカー ALP の活性が溝基板において有意に上昇した。文献(6)より改変引用。(オンラインカラー)

一チが主流であったが、これらは抗菌効果の持続性や耐性菌出現といった課題を抱えていた。これに対し、筆者らのグループでは、材料の表面構造そのものによる物理的・生物学的抗菌機構を見出した⁽⁵⁾。

Laser Powder Bed Fusion (PBF-LB/M) 法により導入した周期 100 μ m 配向溝構造を有する Ti-15Mo-5Zr-3Al 基板では、骨芽細胞が一方向に配列するとともに配向化骨基質が形成された。この基板上にグラム陰性菌である大腸菌 (*Escherichia coli*, *E. coli*) を播種したところ、平坦表面と比較して細菌の宿主細胞への接着が有意に低下した(図 1)。同時に、配向化骨芽細胞からの抗菌ペプチド β -defensin 2 および β -defensin 3 の産生が有意に増加し、IL-1 β などの炎症性サイトカイン産生は有意に低下した。これは骨芽細胞が配向化することにより、菌への防御反応が惹起されることを意味する。すなわち、骨組織の異方性微細構造に基づく材料設計は、宿主由来の抗菌応答を介して、薬剤に依存しない新たな感染抑制戦略を提示する。

(2) 異方性溝構造による MSC の骨芽細胞分化の促進

インプラント周囲での健全な骨再生には、間葉系幹細胞 (MSC) から骨芽細胞への分化と、それにより配向した骨基

質の構築が不可欠である。筆者らは PBF-LB/M 法により周期 100 μ m の一方向配向溝構造を表面に導入した Ti-6Al-4V 基板を用いて、ヒト間葉系幹細胞 (hMSC) の配向化制御とそれに応じた分化活性が本金属表面構造により誘導されることを見出した⁽⁶⁾。

hMSC は溝方向に沿って一方向に伸展配列し、特に 100 μ m 幅の配向溝で最大の配列度を示した。さらに、分化誘導因子を導入していないにもかかわらず、配向溝構造上の hMSC では幹細胞性マーカー CD90 の発現が有意に低下し、骨芽細胞マーカー Runx2 の発現上昇と骨形成マーカー ALP の有意な活性が認められ、骨芽細胞系列への分化運命が決定される(図 2)。長期培養では、I 型コラーゲンが配向溝に沿って産生され、骨類似の配向化骨基質が構築された。すなわち、異方性溝構造は化学的分化因子なしに、配向溝構造のみによって MSC の骨芽細胞分化と配向性骨基質構築を同時に達成することができる。これは、患者自身の生体組織が本来もつ再生能力を、材料表面の異方性によって能動的に引き出すアプローチであり、2(1)節で示した抗菌性と相乗的に作用することで、早期に良好な骨と材料の一体化を実現することが期待される。

3. 長期にわたり機能するための金属素材の創製—VITA 指針による超高強度合金

長期にわたり機能する金属生体材料を実現するためには、構成元素それぞれの特徴を理解した上で合金設計を行う必要がある。具体的には、(i)埋入後長期にわたり生体に対して低毒性かつ安定して機能する優れた生体親和性と、(ii)高荷重に対する優れた力学的耐久性、の両特性を備えた新規合金の創製が不可欠である。本章では、これら二つの要件を同時に満たすための新たな合金設計指針と、その具体的実装としての超高強度生体用合金について紹介する。

(1) 生体適合性予測指標 VITA Index

生体内に長期間埋入された金属材料は、生理環境下で反応し、構成元素がイオンとして周囲組織に放出される。放出イオンが一定濃度を超えると細胞毒性を発現するため、生体適合性の定量的な予測は生体用合金設計の最重要課題である。従来、金属の細胞毒性は金属塩を用いた IC_{50} 値(50%の細胞生存率低下をもたらすイオン濃度)で評価されてきたが、 IC_{50} は溶液中濃度のみで定義され、実際の金属表面からのイオン放出速度を考慮しない。例えば Cr はイオンとしての IC_{50} が低い、つまり単体イオンの毒性は高いものの、不動態皮膜形成によりイオンとしての放出速度は極めて小さく、結果として Cr 含有の SUS316L ステンレス鋼は数十年にわたり生体材料として用いられてきた。逆に IC_{50} が高い元素でもイオン放出速度が大きければ実質的な細胞毒性は高くなる。実際、純金属上の骨芽細胞培養試験では、 IC_{50} と細胞生存率の相関は $R^2=0.344$ と弱く、 IC_{50} 単独では生体適合性を予測するには不十分であった。

こうした限界を踏まえ、筆者らはイオン放出速度とイオン固有毒性を統合した新たな定量的指標 VITA Index (Velocity-Ion Toxicity-Affinity) を提案した⁽⁷⁾。VITA という名称はラテン語で「生命」を意味し、生命に寄り添う合金設計という意図を秘めている。各元素 i に対する VITA Index は以下のように定義される。

$$VITA_i = \frac{IC_{50_i} \cdot Z_i}{S \cdot I_{corr_i}} \quad (1)$$

ここで IC_{50_i} は元素 i のイオン毒性閾値濃度、 I_{corr_i} は腐食電流密度、 Z_i は原子価、 S は培養条件パラメータである。すなわち VITA Index は、許容イオン濃度と腐食速度由来のイオン放出速度の比として、その金属が細胞系に対して持つ「親和性」を定量化する。

この定義は経験的な定量化近似ではなく、ファラデーの電気化学的溶解法則に基づいている。ファラデー法則によれば、腐食電流密度から培地中へのイオン放出濃度 C は以下のように導出される。

$$C = \frac{A \cdot t}{F \cdot V} \cdot \frac{I_{corr_i}}{Z_i} = S \cdot \frac{I_{corr_i}}{Z_i} \quad (2)$$

ここで A は露出面積、 t は暴露時間、 F はファラデー定数、

V は培地体積である。このイオン濃度 C を Hill 方程式に代入し、VITA Index で書き換えると、細胞生存率 v は以下のように表現される。

$$v = \frac{1}{1 + \left(\frac{1}{VITA_i} \right)^n} \quad (3)$$

このように VITA Index は、ファラデー法則に基づくイオン放出量と Hill 方程式に基づくイオン毒性応答とを統合的に記述する指標である。とくに、スケーリングファクター S は試験系の幾何、暴露条件から与えられ、実験条件から算出した理論値(約 $5000 \text{ mol} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{C}^{-1} \cdot \text{L}^{-1}$)と腐食電流密度、ICP 測定の実験から導出された値($3860 \text{ mol} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{s} \cdot \text{C}^{-1} \cdot \text{L}^{-1}$)が同オーダーで一致したことは、本指標が経験的フィッティングではなく物理的根拠に立脚することを定量的に裏付けている。

13種純金属(Ti, Nb, Mo, W, Cr, Fe, Ni, Co, Cu, V, Zn, Al, Ag)を対象に、 α MEM 培地、37°C条件下での分極試験と骨芽細胞培養を実施し、各金属上の細胞挙動を免疫染色像により網羅的に評価した結果を示す(図3)。VITA Index と細胞生存率の相関は $R^2=0.814$ ($p=0.000025$)と強い正の相関を示し、 IC_{50} 単独($R^2=0.344$)を大幅に上回る予測精度を示した。回帰式は、

$$v = 0.20 \log_{10} VITA_i + 0.50 \quad (4)$$

として得られる。この対数線形関係は、Hill 方程式式(3)を中心応答領域でテイラー展開した1次近似に対応しており、傾きが実効的な Hill 係数に比例する物理的意味をもつ。

VITA Index の真価は、純金属データから合金の生体適合性を予測できる拡張性にある。各構成元素が独立に溶解するという仮定の下で、合金の VITA 値を原子分率 x_i の加重和、

$$VITA_{\text{alloy}} = \sum_i x_i \cdot VITA_i \quad (5)$$

として定義することにより、SUS316L ステンレスや BioHEA 等の多成分系合金の細胞生存率を、平均二乗誤差 $MSE=0.00435$ の高い精度で予測できる。この結果は、合金設計において構成元素を選択する際の定量的指針を与える。すなわち、VITA Index の高い元素を主成分とし、低い元素の使用量を制限するという新たな戦略が可能となる。

(2) BioSHEA による力学特性の向上

骨代謝回転を長期にわたり支え続けるためには、3(1)節で述べた高い生体親和性に加えて、高荷重環境においても骨を支えきる優れた力学的耐久性が求められる。こうした要請に応える次世代生体合金として、近年、ハイレントロピー合金(HEA)が注目されている。HEA は5元素以上の多成分系における高い混合エントロピー($\Delta S_{\text{mix}} \geq 1.5R$)に基づく固溶体形成と、それに伴う固溶強化を特徴とする新しいタイプの金属材料である。一方で、HEA は組成の自由度が膨大であるがゆえに、生体適合性を考慮しながら力学特性を引き上げる組成設計には体系的な指針が不可欠である。筆者らのグループでは、低毒性元素を選択的に用いることで、5元素系 Bio-

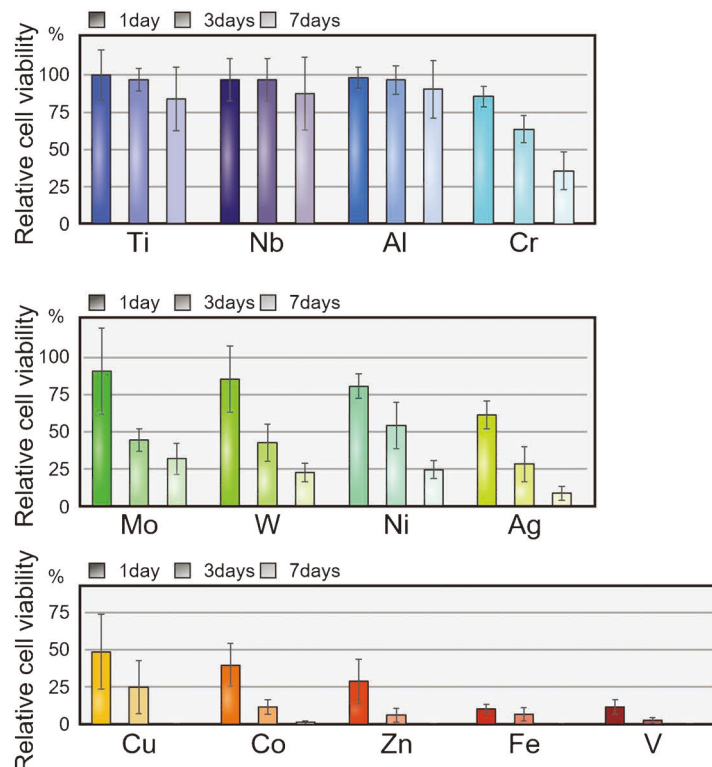
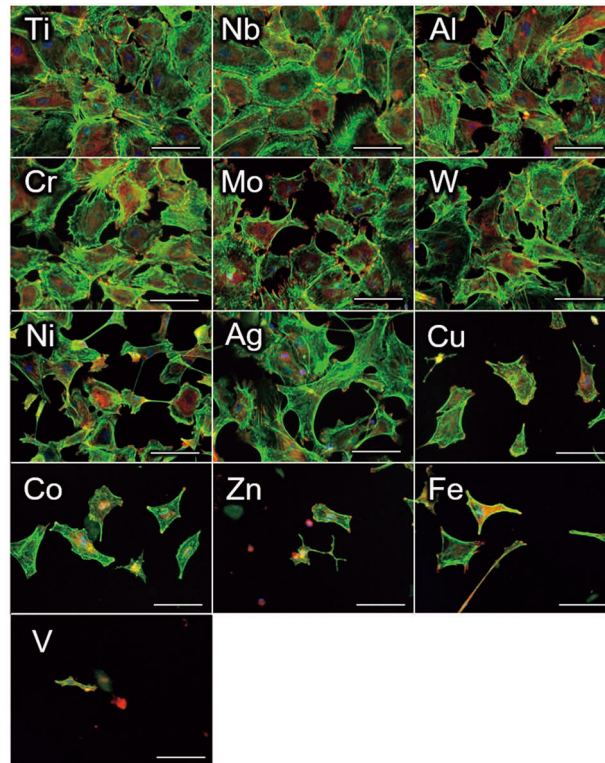


図3 13種純金属上の骨芽細胞免疫染色像と細胞生存率. 各金属上で培養した骨芽細胞のアクチン細胞骨格(緑)・核(青)染色像を網羅的に示す. 下部の棒グラフは各金属に対する相対細胞生存率を表す. 文献(7)より改変引用. (オンラインカラー)

HEA (TiNbTaZrMo)を生体材料として初めて提案し, 純 Ti 同等の生体適合性と約 1400 MPa の降伏強度を報告してきた⁽⁸⁾. 本節では, これをさらに発展させた超高強度生体合金 BioSHEA の設計と力学特性について述べる.

HEA の力学特性は, 混合エントロピー ΔS_{mix} の増大と密接に関連する. ΔS_{mix} の増大はギブス自由エネルギーの $-T\Delta S$ 項を増大させ多成分固溶体を熱力学的に安定化するとともに, 構成元素間の原子径・剛性率ミスフィットに起因

する格子ひずみを増大させ強力な固溶強化を実現する。これら二つの効果をさらに引き出すべく、筆者らは $\Delta S_{\text{mix}} \geq 2.0R$ まで高めた超高エントロピー合金 (Super High-Entropy Alloy: SHEA) の概念を提案した。SHEA の「S」は Super と Superior の両義を込めており、従来の HEA ($\Delta S_{\text{mix}} \geq 1.5R$) を超える超高エントロピー状態が力学特性の飛躍的向上をもたらすことが期待される。等原子比で $\Delta S_{\text{mix}} \geq 2.0R$ を達成するには少なくとも 8 元素を要する。

筆者らは低毒性元素選択の方針のもと、5 元素系 BioHEA (TiNbTaZrMo) を基盤として、Hf・W・Cr を追加した 8 元素系 BioSHEA (TiNbTaZrMoHfWCr) を設計した⁽⁹⁾。追加元素の選択に際しては、低毒性元素の選択に加え、混合エンタルピー ΔH_{mix} 、原子径差パラメータ δ 、無次元パラメータ Ω 、価電子濃度 VEC を考慮し、BCC 固溶体を主相とする安定な合金設計を行った。アーク溶解により作製した BioSHEA は、XRD・SEM-BSE/EDS 解析により、BCC 相を主相とし、デンドライト間領域に微量の C15 ラーベス相が分散する凝固組織を示していた。

室温での圧縮試験の結果、BioSHEA は約 1953 MPa の降伏強度を達成し、5 元素系 BioHEA (約 1400 MPa) から約 550 MPa の大幅な向上を示す (図 4)。この強度上昇の主因は固溶体強化にあり、構成元素数の増大が原子径ミスフィット δr と剛性率ミスフィット δG に起因する格子ひずみを飛躍的に増大させる。固溶強化量の計算値は BioHEA の 695 MPa に対し、BioSHEA では 1279 MPa と大きく増大し、8 元素化によるエントロピー増大が固溶強化を顕著に促進することが定量的に裏付けられた。ナノインデンテーション硬度も、BCC 単相のデンドライト領域において BioSHEA (9.61 GPa) は BioHEA (5.82 GPa) を大幅に上回り、BCC 固溶体自体の強化が確認された。

さらに、BioSHEA 上での骨芽細胞の接着密度は純 Ti と同等であり、SUS316L を有意に上回った。これは、低毒性元素のみで構成する合金設計指針の有効性を示している。W や Cr のように純金属では比較的高い毒性を示す元素であっても、多成分系化により各元素の原子分率を低く抑えることで非毒性範囲に留まり得るという、新たな合金設計戦略の妥当性が示されたといえる。

このように VITA Index に基づく合金設計の有効性は、BioSHEA によって実証された。これを純金属から多成分系合金で総合的に確認するため、図 5 には、純金属 17 種・SUS316L・BioHEA 系合金・BioSHEA の計 21 試料について VITA 予測値と実測細胞生存率を合わせてプロットしている。その結果、純金属から導出された回帰式 $v = 0.20 \log_{10}(\text{VITA}) + 0.50$ は、SUS316L や BioHEA, BioSHEA についても予測精度の範囲内に収まり、VITA 指針が純金属から HEA、さらに SHEA に至るまで、広範囲に適用できることが示された。とくに高エントロピー合金のように元素組合せが膨大な系では、AI 駆動型のハイスループットスクリーニングや計算材料科学と VITA Index を組み合わせることで、力学特性と生体適合性を両立する最適合金組成の探索が

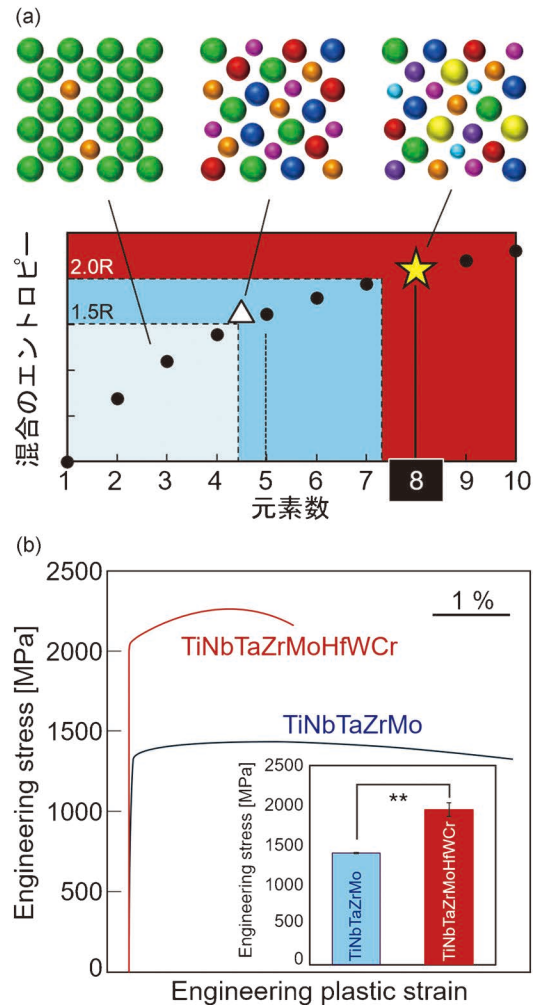


図 4 BioSHEA の (a) 概念図と (b) 応力-ひずみ曲線。8 元素系 TiNbTaZrMoHfWCr BioSHEA は室温での 1953 MPa の圧縮降伏強度を達成し、5 元素系 TiNbTaZrMo BioHEA から 550 MPa の大幅な向上を示した。文献 (9) より改変引用。(オンラインカラー)

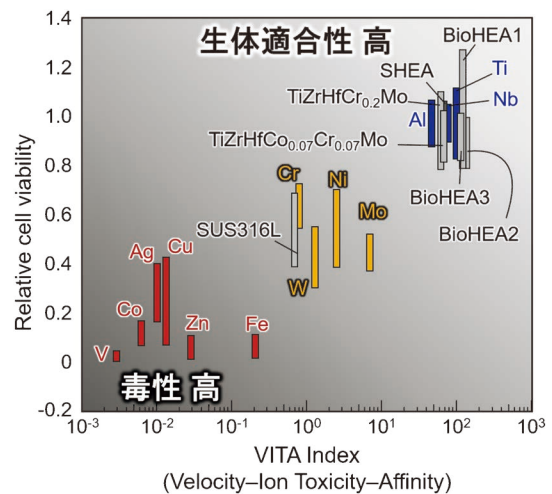


図 5 VITA 予測 vs 細胞生存率のプロット。横軸は $\log_{10}$ (VITA Index), 縦軸は相対細胞生存率。純金属 17 種 (色分け) に加え、SUS316L, BioHEA 系合金, BioSHEA を統合的にプロットした。純金属から導出した回帰式が多成分系合金まで広範囲で適用可能であることが示された。文献 (7) より改変引用。(オンラインカラー)

以上より、BioSHEA は 1900 MPa を超える超高強度と純 Ti 同等の生体適合性を両立する、長期にわたり機能する有力な合金候補を提示するとともに、VITA Index が次世代生体合金設計の体系的基盤として広範に適用可能であることを示すものである。

ここまで述べてきた異方性材料デザインを臨床デバイスとして結実させるための中核技術が、金属積層造形(Additive Manufacturing: AM)である。AMは形状の自由度に加え、近年は材質制御までを可能とする技術として急速に発展しており、異方性材料デザインの実装手段として重要な役割を担う。その現在の到達点として、筆者らの研究室で開発された椎間スパーサー、UNIOS® PL スパーサーは、内部にHoneycomb Tree Structure®(HTS)と名付けた異方性配向溝構造を導入することで、骨芽細胞を一方方向に伸展配列させ、配向性骨基質を人為的に誘導できる世界初の骨質治療用デバイスとして上市された⁽¹⁰⁾⁽¹¹⁾。2021年に薬事承認・保険収載され、2026年5月時点で約10,000個のデバイスが患者に埋入され、歩行機能の回復に広く貢献している。

さらにAMは、形状の自由度のみならず、層ごとのレーザビーム走査方向(スキャンストラテジー)を制御することで造形時に結晶集合組織そのものを直接制御する材質設計手段としても発展しており、筆者らのグループによって体系的に研究されている。スキャンストラテジーは凝固時の熱流方向と固相エピタキシャル成長を支配し、立方晶系結晶では、走査パターンに応じて造形方向に $\langle 100 \rangle$, $\langle 110 \rangle$, $\langle 111 \rangle$ といった異なる優先結晶配向をもつ単結晶様組織が獲得可能である⁽¹²⁾。例えば β 型Ti合金においては、 $\langle 100 \rangle$ 優先配向化により合金組成を変えることなく約69 GPaの大幅な低ヤング率化が実現され、骨皮質(10~30 GPa)と金属インプラント(チタン合金で約110 GPa)の剛性ミスマッチに起因する応力遮蔽の抑制が期待される。このようにAMは、形状と材質の双方を造形時に同時設計可能とする異方性材料デザインのための強力なプロセスとして機能する。

AMの真価は、複雑形状の構築にとどまらず、材質、組成を加えた異方性材料デザインを統合することで、初期感染抑制・骨芽細胞分化促進から長期の生体親和性・力学的耐久性・応力遮蔽抑制までを持ち合わせる次世代金属生体材料の具現化へとつながる。

本稿では、骨組織が本来有する異方性に基づき金属材料の設計を行う「異方性材料デザイン」の概念のもと、初期から長期にわたって患者の生きがいを支える金属生体材料の創製について筆者らの取組みを紹介した。今後、AI 駆動型材料

文 献

- (1) T. Nakano, K. Kaibara, Y. Tabata, N. Nagata, S. Enomoto, E. Marukawa and Y. Umakoshi: *Bone*, **31**(2002), 479–487.
- (2) T. Nakano, K. Kaibara, T. Ishimoto, Y. Tabata and Y. Umakoshi: *Bone*, **51**(2012), 741–747.
- (3) NIH Consensus Development Panel on Osteoporosis Prevention, Diagnosis, and Therapy: *JAMA*, **285**(2001), 785–795.
- (4) T. Ishimoto, T. Nakano, Y. Umakoshi, M. Yamamoto and Y. Tabata: *J. Bone Miner. Res.*, **28**(2013), 1170–1179.
- (5) R. Watanabe, A. Matsugaki, O. Gokcekaya, R. Ozasa, T. Matsumoto, H. Takahashi, H. Yasui and T. Nakano: *Biomater. Adv.*, **154**(2023), 213633.
- (6) A. Matsugaki, T. Matsuzaka, T. Mori, M. Saito, K. Funaoku, R. Yamano, O. Gokcekaya, R. Ozasa and T. Nakano: *Int. J. Bioprint.*, **10**(2024), 1425.
- (7) T. Matsuzaka, A. Matsugaki and T. Nakano: *Biomaterials*, **325**(2026), 123055.
- (8) M. Todai, T. Nagase, T. Hori, A. Matsugaki, A. Sekita and T. Nakano: *Scr. Mater.*, **129**(2017), 65–68.
- (9) T. Matsuzaka, A. Hyakubu, Y.S. Kim, A. Matsugaki, T. Nagase, T. Ishimoto, R. Ozasa, H.S. Kim, T. Mizuguchi, O. Gokcekaya and T. Nakano: *Mater. Chem. Phys.*, **316**(2024), 129120.
- (10) T. Ishimoto, Y. Kobayashi, M. Takahata, M. Ito, A. Matsugaki, H. Takahashi, R. Watanabe, T. Inoue, T. Matsuzaka, R. Ozasa, T. Hanawa, K. Yokota, Y. Nakashima and T. Nakano: *Spine J.*, **22**(2022), 1742–1757.
- (11) A. Matsugaki, M. Ito, Y. Kobayashi, T. Matsuzaka, R. Ozasa, T. Ishimoto, H. Takahashi, R. Watanabe, T. Inoue, K. Yokota, Y. Nakashima, T. Kaito, S. Okada, T. Hanawa, Y. Matsuyama, M. Matsumoto, H. Taneichi and T. Nakano: *Spine J.*, **23**(2023), 609–620.
- (12) T. Ishimoto, N. Morita, R. Ozasa, A. Matsugaki, O. Gokcekaya, S. Higashino, M. Tane, T. Mayama, K. Cho, H.Y. Yasuda, M. Okugawa, Y. Koizumi, M. Yoshiya, D. Egusa, T. Sasaki, E. Abe, H. Kimizuka, N. Ikeo and T. Nakano: *Acta Mater.*, **286**(2025), 120709.

★★

松坂匡晃

2022年 日本学術振興会特別研究員 DC1

2025年 大阪大学大学院工学研究科マテリアル生産科学専攻 博士課程修了
2025年4月-現職 大阪大学大学院工学研究科マテリアル生産科学専攻 助教
専門分野：生体材料科学，金属積層造形(Additive Manufacturing)，異方性材料科学

◎中野貴由先生のもと材料工学・生物科学・データ科学の融合による新しい金属生体材料の研究に従事。骨組織が有する異方性の構築メカニズムの解明と、それに基づく骨再生用材料の創製、生体適合性予測指標(VITA Index)などの開発を中心に活動。

★★



松坂匡昇



松垣あいら



中野貴由