

高力学的生体適合性金属系バイオマテリアルのさらなる展開*

新家光雄**

1. はじめに

骨に代表される硬組織代替器具(インプラント)の構成材料としては、金属材料(金属系バイオマテリアル)が多用され、近年では、その中で最も生体親和性に優れるとされるチタン合金系バイオマテリアルへの注目度が高く、それらの実用化も進んで来ている。生体用チタン合金では、一般構造用チタン合金の生体用への転用から生体為害性の無い構成元素で構成される合金の研究開発へと進み、さらに近年では、生体骨類似機能をも考慮した合金の研究開発が精力的に行われるようになってきている。著者らのグループでは、生体骨への応力遮蔽を抑制することが重要と考え、生体為害性の無い元素からなり、生体骨への応力遮蔽の抑制に有効と考えられる骨類似のヤング率を有する生体用低弾性率 β 型チタン合金であるTi-29Nb-13Ta-4.6Zr(TNTZ)合金を設計・提案し⁽¹⁾、基盤となる力学的生体適合性の評価および改善、動物や細胞を用いた生物学的生体適合性の評価を行ってきた⁽²⁾⁻⁽⁹⁾。本稿では、それらに続いて著者のグループが新たに展開した高力学的生体適合性チタン合金、すなわち TNTZ 合金を中心とする生体用低弾性率 β 型チタン合金の研究開発成果について紹介する。

2. 高力学的機能化

低弾性率金属系バイオマテリアルの高力学的機能化が要求されるが、低弾性率を維持したままで高力学的機能を付与することが望まれる。これには、なるべく弾性率を上昇させないで溶体化・時効処理を施す方法⁽¹⁰⁾、溶体化処理後に汎用的な加工法である圧延、鍛造、スウェーijing等による強加

工を施す方法⁽¹¹⁾が簡易的であるが、さらに高強度化すると共に生物学的生体適合性をも改善する方法、不純物元素を利用する方法等もある。

(1) 強歪加工

金属材料では、ECAP(Equal Channel Angular Pressure)、ARB(Accumulative Roll-Bonding)、HPT(High Pressure Torsion)等に代表される強歪加工を施すことにより超微細粒が得られ強度の著しい改善が可能である。

生体用低弾性率型 β 型チタン合金である TNTZ 合金に対して溶体化処理後圧下率80%の強圧延を施し種々の回転数(N)でHPTを施した場合(TNTZ_{HPT(N=1~60)})および溶体化処理後圧下率80%の強圧延を施した場合(TNTZ_{CR})の強度と延性との関係を図1⁽¹²⁾に示す。1回の回転数(N)にて引張り強さが1000 MPaに至り、伸びが低下するものの10%を超え

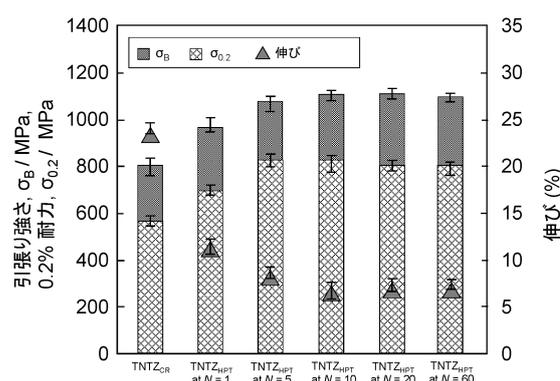


図1 溶体化処理後強圧延した TNTZ(TNTZ_{CR}) および溶体化処理後強圧延し回転数(N)を1~60でHPTを施した TNTZ(TNTZ_{HPT} at N=1 to 60)の力学的特性。

* 2021年3月17日、オンラインにおける日本金属学会第168回春期講演大会にて講演。

** 東北大学名誉教授、大阪大学特任教授

Further development of mechanically biocompatible metallic biomaterials; Mitsuo Niinomi* (*Professor Emeritus, Tohoku University, Specially Appointed Professor, Osaka University, Suita)

Keywords: mechanical biocompatibility, biological biocompatibility, β -type titanium alloy, low Young's modulus, oxygen, severe plastic deformation, low cost, bioactive surface modification, bioactive ceramic, blood compatible polymer

2020年11月24日受理[doi:10.2320/materia.60.273]

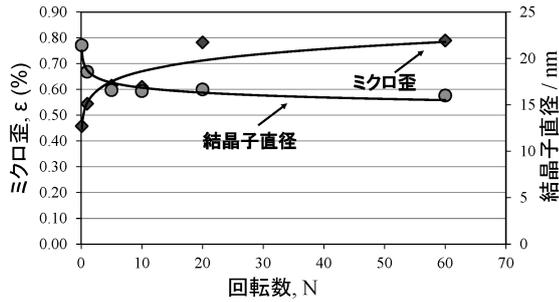


図2 結晶子直径およびマイクロ歪と回転数(N)との関係.

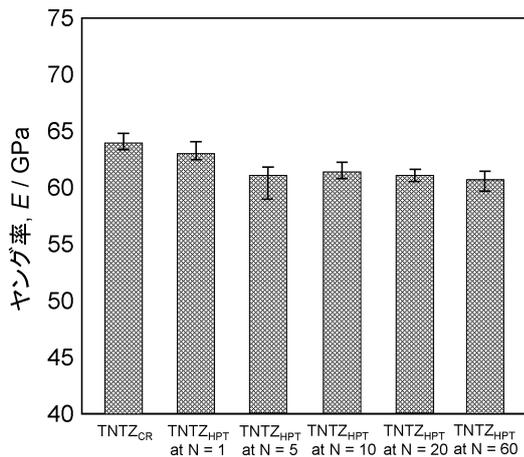


図3 溶体化処理後強圧延した TNTZ(TNTZ_{CR})および溶体化処理後強圧延し回転数(N)を1~60でHPTを施した TNTZ(TNTZ_{HPT} at N=1~60)のヤング率.

る値を維持している。さらに回転数を10回に増大させると、引張り強さは、1200 MPa 程度となり、伸びがさらに低下するが6%程度を保っている。溶体化あるいは強圧延加工を施した場合に比べ、引張り強さは、大幅に増加している。

図2⁽¹³⁾⁽¹⁴⁾にHPTをTNTZ_{CR}に施した場合の結晶子直径およびマイクロ歪とHPTでの回転数との関係を示す。TNTZ_{CR}にHPTを施すことにより結晶子直径がナノオーダー化し、回転数と共に低下する。HPTを施すことによりミクロ組織(結晶粒)の超微細化が達成され、強度が著しく改善することがわかる。種々の回転数にてHPTをTNTZ_{CR}に施した場合のヤング率を図3⁽¹²⁾に示すが、回転数を増大させることによりヤング率は、低下傾向を示す。HPTを施すことにより、集合組織がより強く形成されることが原因と考えられる。

溶体化後にヤング率が低弾性率とみなされる80 GPa程度⁽¹⁰⁾に維持出来る範囲にて時効処理を施し、HPTを適用すると(TNTZ_{AHPT})、図4⁽¹³⁾⁽¹⁵⁾に示すように、さらに引張り強さが増大し、10回以上の回転数にて引張り強さが約1400 MPa程度となり、伸びも12%が維持されている。その場合、ヤング率が上昇するが約87 GPaで、生体用として広く用いられて来ている(α+β)型Ti-6Al-4V ELI (Ti64 ELI)合金のヤング率である110 GPa⁽²⁾⁻⁽⁹⁾に比べて低く、低ヤング率が維持されている。

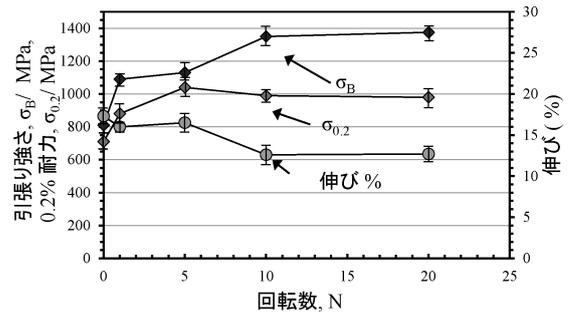


図4 溶体化処理後時効処理した TNTZ(TNTZ_{AT})にHPTを施した場合の力学的特性とHPTの回転数(N)との関係.

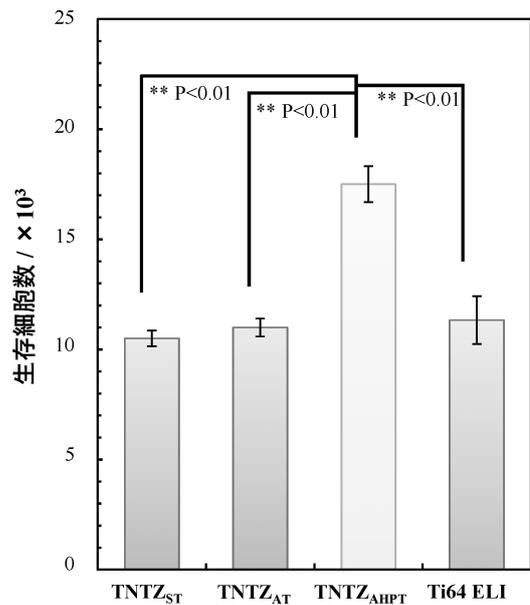


図5 溶体化処理した TNTZ(TNTZ_{ST})、溶体化処理後時効処理を施した TNTZ(TNTZ_{AT})、溶体化処理後時効処理を施した後HPTを施した TNTZ(TNTZ_{AHPT})およびTi64 ELI合金表面にてヒト骨芽細胞を307 Kにて、6 h 培養後の生存細胞数.

溶体化処理後の TNTZ 合金(TNTZ_{ST})、溶体化処理後時効処理を施した TNTZ 合金(TNTZ_{AT})、溶体化処理後時効処理を施し HPT を施した TNTZ 合金(TNTZ_{AHPT})およびTi64 ELI合金表面でヒト骨芽細胞を6 h 培養した後、接着した生存細胞数を評価した結果を図5⁽¹⁶⁾に示す。TNTZ_{AHPT}での接着細胞数が最も大きいことがわかる。これは、結晶粒の微細化による結晶粒界の増大に起因する表面エネルギーの増大により濡れ性が増大し、ヒト骨芽細胞の接着性がより良好となったためと考えられる。したがって、結晶粒を微細化することで生物学的生体適合性も改善されることが期待される。

(2) 不純物元素の利用

チタン合金では、従来酸素(O)は、チタン合金の脆化の原因となることから、不純物元素とみなされ、出来るだけO含有量を低下させることが一般的である。しかし、最近では、

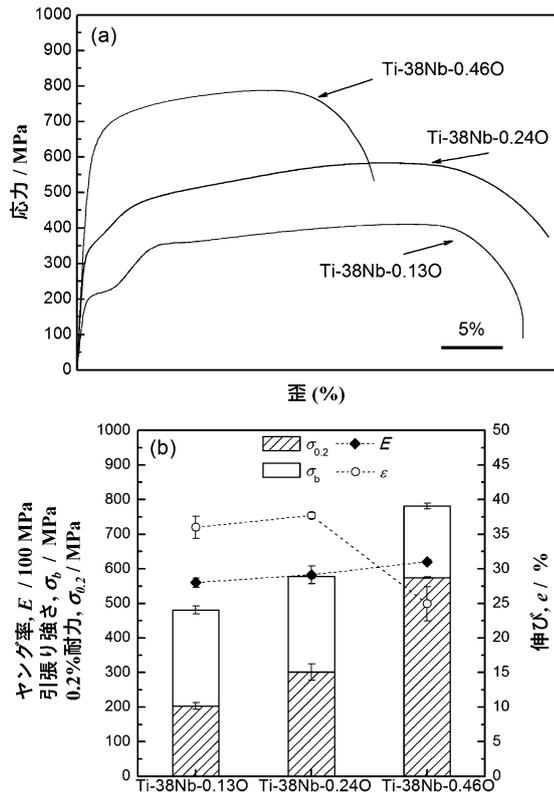


図6 Ti-38Nb-(0.13, 0.24, 0.46)O 合金の(a)引張り応力-歪曲線および(b)力学的特性。

O が低コストで生体為害性も無く、豊富に存在しており、かつ侵入型軽元素でチタン合金への固溶量が多いことから、チタン合金の固溶強化による力学的生体適合性の改善(高強度化)および低コスト化に利用されるようになって来ている。

図6⁽¹⁷⁾にOを0.13, 0.24および0.46 mass%含有する生体用β型Ti-38Nb合金(それぞれTi-38Nb-0.13O, Ti-38Nb-0.24Oおよび0.46Ti-38Nb-0.46O)の引張り応力-歪曲線(図6(a))および力学的特性(0.2%耐力, 引張り強さ, 伸びおよびヤング率)(図6(b))を示す。図6(a)に示す引張り応力-歪曲線では、Ti-38Nb-0.13Oで見られる変形誘起 α'' マルテンサイト起因する2段階降伏現象がOの増大と共に消滅し、強度が上昇して行く。図6(b)に具体的に示すように、O含有量の増加と共に強度(0.2%耐力および引張り強さ)が上昇し、伸びは減少することが明白にわかる。この傾向は、チタン合金における一般的な傾向であるが、O含有量が0.46 mass%と高濃度になっても伸びは、約25%と良好な値を保っている。このO含有量で、引張り強さは、約800 MPaとなっており、Ti64 ELI合金のそれに匹敵するようになる。一方、ヤング率は、図6(b)に示すように、O含有量の増大に伴い、若干上昇するが、Ti-38Nb合金では、高濃度Oにて、低ヤング率を維持したままで良好な強度延性バランスを得ることが可能である。

同じく生体用β型チタン合金であるTNTZ合金でも、0.4 mass%程度のO含有量までTi-38Nb合金の場合と同様な強度、伸びおよびヤング率の傾向を示す(図7および8⁽¹⁸⁾)。

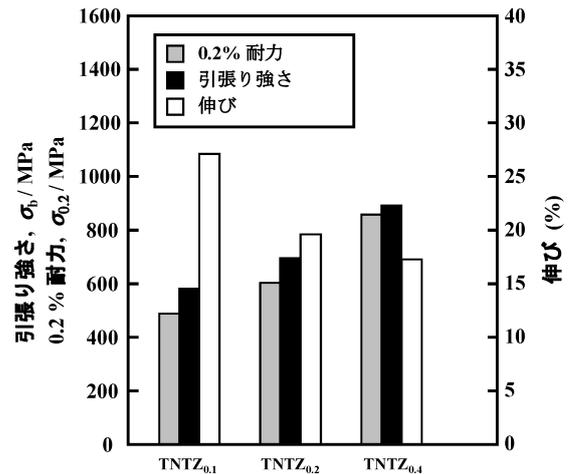


図7 溶体化処理を1063, 1073および1093 Kで3.6 ks施した酸素含有量が0.1, 0.2, 0.4 mass%のTNTZ(それぞれTNTZ_{0.1}, TNTZ_{0.2}およびTNTZ_{0.4})の力学的特性。

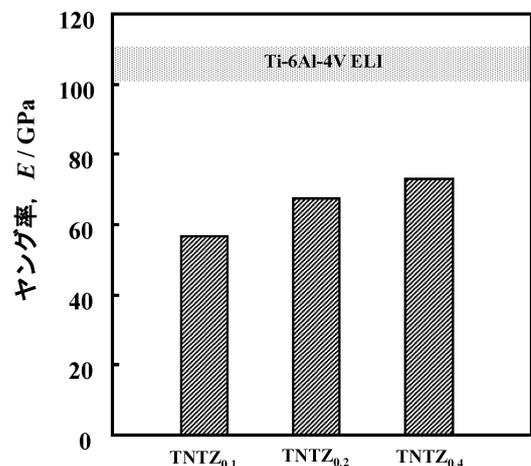


図8 溶体化処理を1063, 1073および1093 Kで3.6 ks施した酸素含有量が0.1, 0.2, 0.4 mass%のTNTZ(それぞれTNTZ_{0.1}, TNTZ_{0.2}およびTNTZ_{0.4})のヤング率: Ti-6Al-4V ELI合金のヤング率も併記してある。

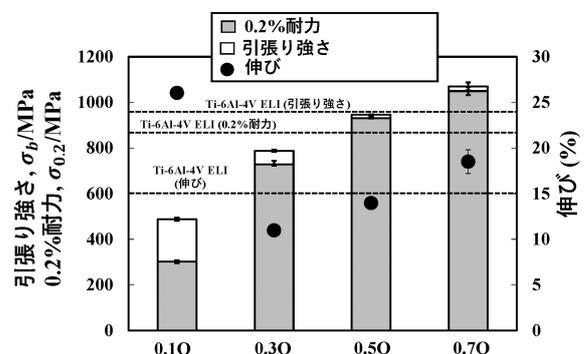


図9 溶体化処理を施した酸素含有量が0.1, 0.3, 0.5および0.7 mass%のTNTZ合金(それぞれ、0.10, 0.30, 0.50および0.70)の力学的特性: Ti-6Al-4V ELI合金の力学的特性も併記してある。

さらに、TNTZ合金では、通常では、低応力破壊傾向となるような高濃度のOを含有させることにより、低ヤング率を維持したままで、強度および延性の両者が増大する異なる

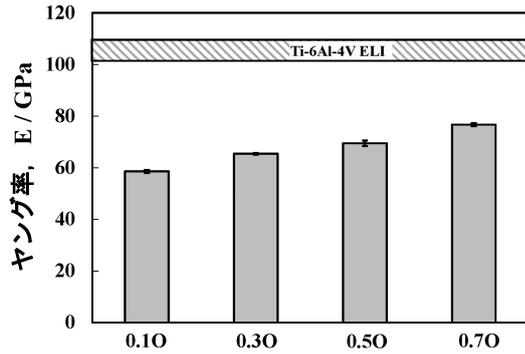


図10 溶体化処理を施した酸素含有量が0.1, 0.3, 0.5および0.7のTNTZ合金(それぞれ0.10, 0.30, 0.50および0.70)のヤング率: Ti-6Al-4V ELI合金のヤング率も併記してある。

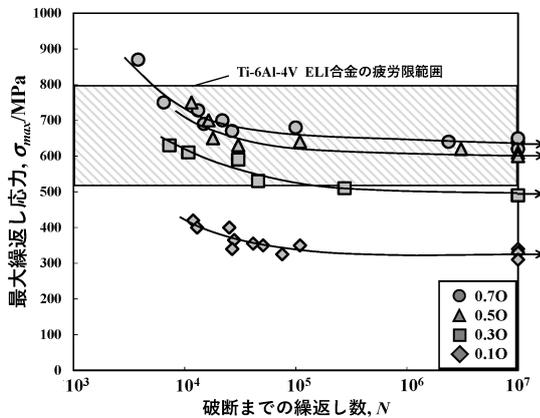


図11 溶体化処理を施した酸素含有量が0.1, 0.3, 0.5および0.7のTNTZ合金(それぞれ0.10, 0.30, 0.50および0.70)のS-N曲線: Ti-6Al-4V ELI合金の疲労限範囲も併記してある。

現象を示す。図9⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾にTNTZにOを0.1(0.10), 0.3(0.30), 0.5(0.50)および0.7(0.70)mass%を含有させ、溶体化処理を施した場合の力学的特性(0.2%耐力, 引張り強さおよび延性(伸び))を示す。強度(0.2%耐力および引張り強さ)は、O含有量の増大と共に増大している、これは、チタン合金における一般的な傾向である。一方、伸びは、0.3mass%のO含有量にて低下するチタン合金で一般的に理解されている傾向を示すが、それ以上のO含有量では、O含有量と共に増大する特異な傾向を示す。このような強度および延性の変化は、O含有量に伴う変形様式の変化により生じると考えられる⁽²⁰⁾。そこで、0.10, 0.30および0.70の変形挙動を解析したところ、0.10では、{332}⟨113⟩双晶変形および変形誘起α''マルテンサイト変形による変形が支配的で、これらの変形およびすべり変形の組み合わせにより、大きな伸びが発現することが示されている。一方、0.30および0.70では、すべり変形が支配的であるが、前者では直線的な単一すべり変形が支配的で粒界破壊傾向が見られ、後者ではより均一な多重すべり変形が支配的で粒界への歪の局所集中が緩和されることで加工硬化率が大きくなり、大きな伸びが得られる。一方、ヤング率は、図10⁽¹⁹⁾に示すように、

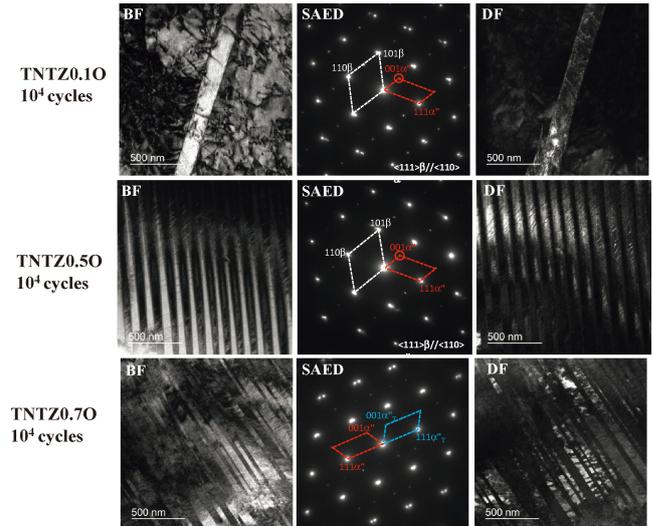


図12 溶体化処理を施した酸素含有量が0.1, 0.3, 0.5および0.7のTNTZ合金(それぞれ0.10, 0.50および0.70)の繰返し数が10⁴でのTEM明視野像写真(BF), 制限視野回折図形(ASED)および暗視野像写真(DF)。(オンラインカラー)

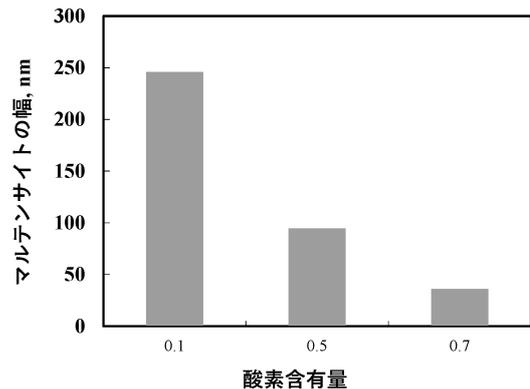


図13 溶体化処理を施した酸素含有量が0.1, 0.5および0.7のTNTZ合金の繰返し数が10⁵で誘起されたα''マルテンサイトの幅と酸素含有量との関係。

O含有量と共に上昇するが、0.70においても、低ヤング率の指標となる80 GPa以下⁽¹⁰⁾となっており、Ti64 ELI合金の場合に比べて、かなり低いヤング率となっている。

TNTZ合金の疲労強度も高O含有量により改善される。図11⁽²⁰⁾に0.10, 0.30, 0.50および0.70の最大繰返し応力と破断までの繰返し数との関係(S-N曲線)をTi64 ELI合金の疲労限範囲と共に示す。O添加量の増大と共に疲労強度が上昇し、0.50および0.70の疲労強度がTi64 ELI合金の疲労限のレベルに達している。この場合、繰返し応力によりα''マルテンサイトが誘起されており、図12⁽²⁰⁾に繰返し数が10⁴での0.10, 0.50および0.70の透過電子顕微鏡観察で得られた明視野像, 電子回折パターンおよび暗視野像を示すように、その幅がO添加量の増大と共に減少する。繰返し数が10⁵での各合金のα''マルテンサイトの幅を数値化して図13⁽²⁰⁾に示す。明らかにα''マルテンサイトの幅がO含有量の増大と共に減少することがわかる。このOを含有させるこ

とによる疲労強度の上昇は、Oの固溶強化および結晶粒微細化強化の両強化メカニズムに因ると考えられる。

3. 低コスト低弾性率β型チタン合金

TNTZ合金等の力学的および生物学的生体適合性に優れるとされる生体用β型チタン合金は、高コストであるNb, TaやMoを多量に含有している場合が多いことから、それらの元素を低コスト元素であるMnやCrで置き換えた低コスト低弾性率β型チタン合金が提案されるようになって来ている。

その一つであるTi-Mn合金については、歯科用合金としての研究開発例⁽²²⁾⁽²³⁾があるが、生体用低弾性率合金を目指して研究開発が進められるようになったのは比較的最近のことである。低弾性率を獲得するために準安定β相となるMn含有量を決定する必要がある。

Ti-Mn 2元系合金にてMn含有量を6~18 mass%と変化させ、溶体化後の相構成を検討した結果では、Mn含有量が8~9 mass%以上でβ相単相となることが判明している⁽²⁴⁾⁽²⁵⁾。このことから、低弾性率を得ることが出来るβ相単相とするためには、Mn含有量を9 mass%以上とすることが望ましいと考えられる。Ti-(6~13)Mn合金のヤング率をTi64 ELI合金のそれと比較して図14⁽²⁵⁾に示す。Ti-9Mn合金のヤング率が最も低いが、この場合低弾性率チタン合金としてはやや高めのヤング率となっている。ただし、Ti64 ELI合金のヤング率に比べてかなり低くなっている。Ti-6Mn合金のヤング率は、Ti64 ELI合金の場合と比べて、かなり高くなることから、Ti-(9~18)Mn合金の力学的特性を図15⁽²⁵⁾に示す。ヤング率の最も低いTi-9Mn合金においては、引張り強さおよび伸びがそれぞれ約1000 MPaおよび20%となっており、Ti64 ELI合金の強度および延性バランスに匹敵している。

図16⁽²⁵⁾にコントロールとしてのPS(polystyrene)、工業用純チタン(CP-Ti)、Ti-(6~18)Mn合金、工業用純マンガン(CP-Mn)およびTi64 ELI合金表面においてMC3T3-E1

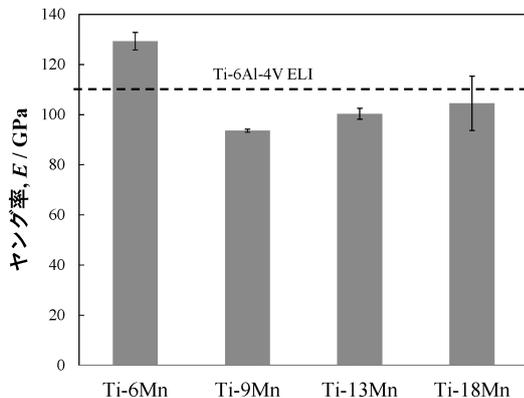


図14 溶体化処理を施したTi-(6~18)Mn合金およびTi-6Al-4V ELI合金のヤング率の比較。

細胞を24および72 h培養後にその生存数と培養細胞数との比を評価した結果を示す。24 hの培養では、PS以外の合金間で生存細胞数に有意差は認められない。しかし、72 h培養後では、Ti-18MnおよびCP-Mnでの生存細胞数が他の場合に比べて低くなっている。したがって、Mn含有量が13 mass%までは、Ti-64 ELI合金の場合と同等の細胞適合性を有していると判断される。

4. 生物学的生体適合性の付与

チタン合金は、金属系バイオマテリアルの中で最も生体適合性に優れるが、生体機能性に乏しい。チタン合金に生体機能性を付与するためには、生体活性セラミックス修飾や血液適合性ポリマー修飾が有効である。

生体活性セラミックス修飾では、骨との早期癒合を達成することが主目的であり、ハイドロキシアパタイト(HAp)に代表されるリン酸カルシウム修飾が最も一般的である。チタン合金への代表的なHAp修飾法としては、アルカリ処理、電気化学処理、インパルトガラスディープコーティング処理、プラズマ溶射、スパッタリング、化学蒸着(CVD: Chemical

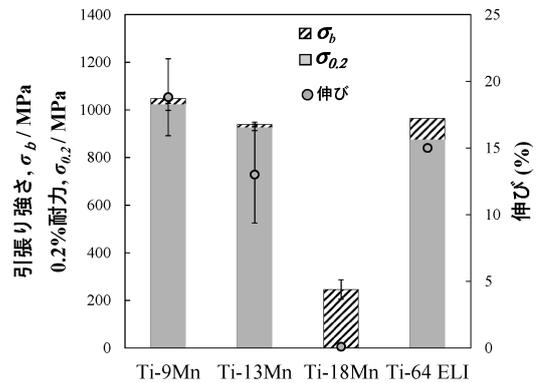


図15 溶体化処理を施したTi-(6~18)Mn合金およびTi-6Al-4V ELI合金の力学的特性の比較。

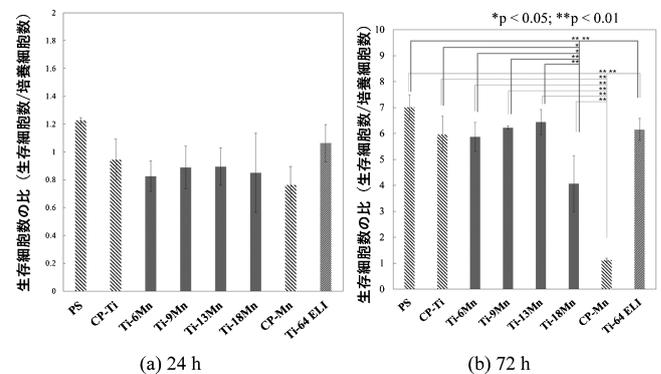


図16 PS(polystyrene: コントロール)、工業用純チタン(CP-Ti)、Ti-(6~18)Mn合金、工業用純マンガン(CP-Mn)およびTi-6Al-4V ELI (Ti64 ELI)合金表面においてMC3T3-E1細胞を(a)24および(b)72 h培養後の生存細胞数と培養細胞数との比。

Vapor Deposition), 物理蒸着(PVD: Physical Vapor Deposition), 有機金属化学蒸着(MOCVD: Metal Organic Chemical Vapor Deposition)等が挙げられる⁽²⁶⁾.

TNTZ 合金では, 比較的多量の Nb および Zr を含有するために, アルカリ処理法等では HAp の析出がこれらの元素を含有しない純チタンや Ti64 ELI 合金の場合等と比較して遅延する傾向を示す⁽²⁷⁾. これに対して, アルカリ処理での溶液(水酸化ナトリウム(NaOH)溶液)濃度および温度やそれへの浸漬時間を増大させたりすることで対処可能であるが, アルカリ処理後に塩化カルシウム(CaCl₂)処理を施し, その後焼成し, 水処理を行うことでより簡便に対処可能である⁽²⁸⁾. その場合, 塩化カルシウム処理後の TNTZ 合金表面にチタン酸水素カルシウム(Calcium Hydrogen Titanate)が形成され, 焼成によりチタン酸カルシウム(Calcium Titanate)とルチル(Rutile: TiO₂)とに変化する. さらに, 水処理を施すことによりチタン酸カルシウム中にH₃O⁺が取り込まれCa²⁺の移動度が高まり, HApの形成能が増大する. 図17⁽²⁸⁾にCaCl₂処理を施し, 疑似体液(SBF)中に24h浸漬後のCP-Ti, TNTZ合金ならびにNbおよびZrを比較的多く含有する生体用(α+β)型Ti-15Zr-4Nb-4Ta合金表面の電界放出型走査電子顕微鏡(FE-SEM)写真を示す. この図で, ACaH600WおよびACaH700Wは, それぞれアルカリ処理後, CaCl₂処理を施し, 600°Cおよび700°Cで焼成後, 超純水に浸漬したことを示している. CP-Tiでは, ACaH600WおよびACaH700Wを施したいずれの場合にも表面全体がHApで覆われていることがわかる. 一方, TNTZ合金およびTi-15Zr-4Nb-4Ta合金では, ACaH700Wを施した場合に表面全体がHApで覆われていることがわかる.

ストロンチウムイオン(Sr²⁺)が骨芽細胞の増殖および分化を促進する一方, 破骨細胞の増殖および分化を抑制する. この点に着目し, アルカリ処理後にリン酸ストロンチウム(SrPO₄)被覆をすることでCP-Tiの場合と同様にTNTZ合金の新生骨形成能を上昇させることが出来る⁽²⁹⁾. 図18⁽²⁹⁾に同処理を施した場合と施していない場合でのTNTZ合金およびCP-Ti(それぞれSrPO₄-TNTZ, SrPO₄-CP-Ti, TNTZおよびCP-Ti)表面で人骨芽細胞を3日間培養後の生存骨芽細胞数を示す. いずれの場合にも同処理を施した場合に生存骨芽細胞数がより大きいことがわかる. これは,

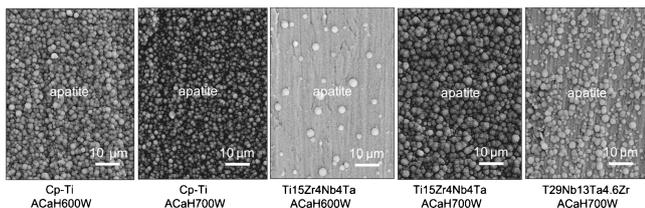


図17 CaCl₂処理後600および700°Cで焼成し, 疑似体液(SBF)中に24h浸漬後の工業用純チタン(Cp-Ti), TNTZ合金(Ti29Nb13Ta4.6Zr)およびTi-15Zr-4Nb-4Ta合金(Ti15Zr4Nb4Ta)表面の電界放出型走査電子顕微鏡(FE-SEM)写真.

Sr²⁺の放出に起因する.

金属系バイオマテリアルに軟組織適合性を付与する手段として血液適合性ポリマーであるセグメントポリウレタン(SPU: Segmented Polyurethane)を修飾する方法がある⁽³⁰⁾. チタン合金表面にSPUを修飾することでチタン合金を人工腱, 人工臓器等へ適用することが期待される. SPUをチタン合金表面へ強固に修飾するためには, シランカップリング処理を施すことで達成可能である. シランカップリング剤として, γ-MPTS (Methacryloxypropyltrimethoxysilane), APS (Aminopropyltriethoxysilane)およびγ-MPS (Mercaptopropyltriethoxysilane)を用いてSPUをTNTZ表面に修飾し, 純水中に30日間浸漬前後のSPUのせん断接着強さを図19⁽³⁰⁾に示す. いずれのシランカップリング剤でも

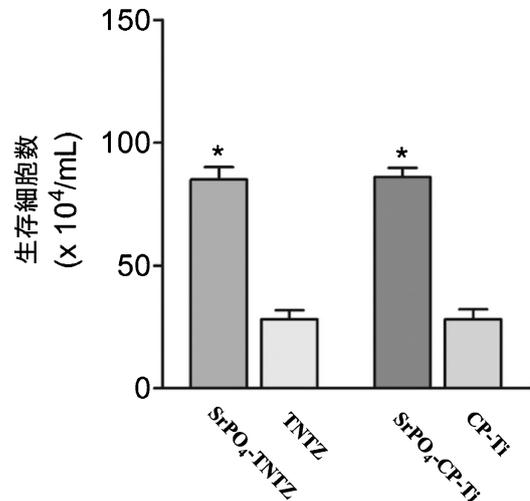


図18 SrPO₄被覆したTNTZ合金(SrPO₄-TNTZ)およびCP-Ti(SrPO₄-CP-Ti)ならびにTNTZ合金およびCP-Ti表面での生存骨芽細胞数.

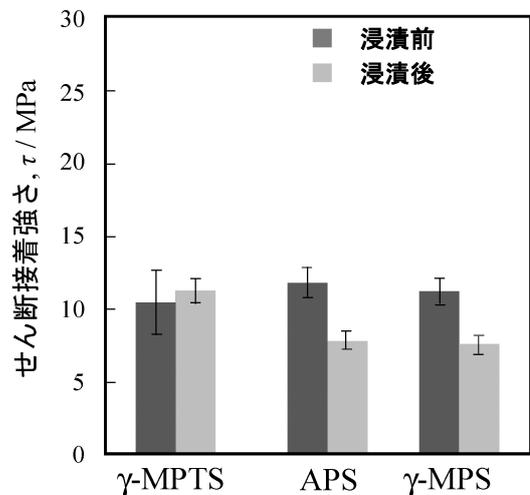


図19 シランカップリング剤にγ-MPTS (Methacryloxypropyltrimethoxysilane), APS (Aminopropyltriethoxysilane)およびγ-MPS (Mercaptopropyltriethoxysilane)を用いてSPUをTNTZ表面に修飾し, 純粋中に30日間浸漬前後のSPUのせん断接着強さ.

純水中への浸漬前では、SPUのせん断接着強さは、約10～12 MPaとなっており、これは無処理の場合の約10倍の値である。純水中に浸漬後では、シランカップリング剤にAPSおよび γ -MPSを用いた場合には、浸漬前の場合に比べて低下している。一方、 γ -MPTSを用いた場合には、低下していない。したがって、 γ -MPTSがシランカップリング処理剤として適していると判断される。

埜⁽³¹⁾が報告している人工歯根における骨形成機能性付与のための表面処理および表面修飾(改質)技術の進歩にて、骨形成機能性付与のための表面処理および表面修飾に関する研究に着目すると、現在、上述した技術を含む第3段階から骨形成に関与する生体分子等を表面修飾する技術の研究を行う第4段階まで進展して来ており、今後は幹細胞や生体組織等を表面修飾し、生物機能表面を金属系バイオマテリアルに形成させる研究が展開される第5段階への展開が進むとされている。

5. 低弾性率チタン合金のインプラントへの実用化の展望

生体用低弾性率 TNTZ 合金の低弾性率が応力遮蔽を低減し、骨の応力に応じた改変(良好な骨のリデリング)をもたらすことは動物実験にて実証出来ている⁽²⁾⁻⁽⁹⁾。しかし、実用化においては、人においても同様に低弾性率が有効であると実証することが要求されている。その試みとして、脊柱矯正器具を長期間埋入した場合、それを構成するロッドに低弾性率チタン合金である TNTZ 合金を用いることが隣接間障害を抑制することに有効であるかどうかを有限要素解析した例が報告されている⁽³²⁾。その場合、Co-Cr 合金、Ti64 合金および TNTZ 合金製ロッドおよびスクリュー(ヤング率は、それぞれ58, 127および220 GPa)から構成される脊柱矯正器具で腰椎を固定した場合としない場合の屈曲・伸展、回旋および側屈に対す腰椎の剛性比が図20⁽³²⁾⁽³³⁾のように解析されている。いずれの動作においても Co-Cr 合金、Ti64 合金および TNTZ 合金製ロッドおよびスクリューの順に腰椎の剛性が低下する傾向となっている。このことから、ロッドおよびスクリューが低ヤング率であるほうが腰椎の柔軟性が増し、隣接間障害をより抑制出来ると考えられる。また、脊柱固定器具の剛性も低弾性率ロッドおよびスクリューで構成したほうがより低下する。このことは、脊柱矯正器具の破損の抑制に繋がると共に隣接間障害の抑制にも有効であると考えられる。

一方、異なるヤング率の骨固定プレートを短期間ウサギ大腿骨に人工的に導入した半欠損部に埋入し、その治癒状況を検討した例を示す。すなわち、厚さ0.5 mmのTi64 ELI合金製プレート(Ti64-0.5t)、厚さ0.5 mmのTNTZ合金製プレート(TNTZ-0.5t)および厚さ1.5 mmのTNTZ合金製プレート(TNTZ-1.5t)で欠損部を3週間固定した後の欠損部の治癒状況を図21⁽³³⁾に示す。図21(a)および(b)に示す同一厚さ(0.5 mm)のプレートでは、ヤング率の高いTi64-0.5t

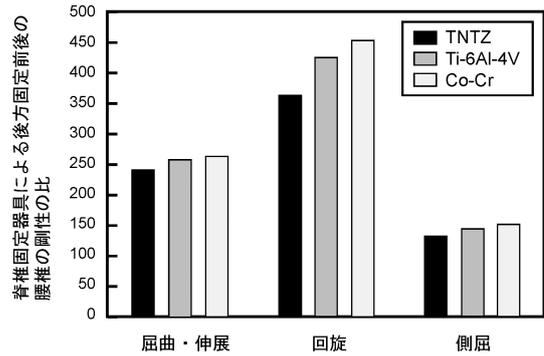


図20 腰椎固定器具により後方固定した腰椎の剛性に及ぼすロッドおよびスクリュー材料の影響。

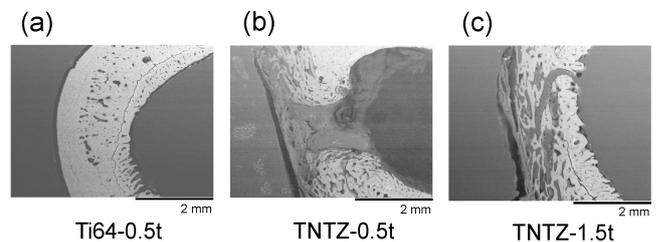


図21 ウサギ大腿骨に人工的に導入した欠損部の、チタン合金製プレートによる3週間固定後の骨治癒状況；(a)厚さ0.5 mmのTi-6Al-4V ELI合金製(Ti64-0.5t)、(b)厚さ0.5 mmのTi-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ)合金製(TNTZ-0.5t)および(c)厚さ1.5 mmのTi-29Nb-13Ta-4.6Zr (TNTZ)合金製(TNTZ-1.5t)。

では骨治癒が完了しているのに対して、TNTZ-0.5tでは欠損が残存している。さらに、図21(b)および(c)に示す同一材料で(TNTZ合金)厚さの異なるプレートの場合では、厚さが大きいTNTZ-1.5tのほうがTNTZ-0.5tに比べて欠損部の治癒が進んでいる。これらのことは、プレートのヤング率が高いほうが骨治癒の進行が速いことを示している。

以上より、早期骨癒合達成と長期間埋入による良好な骨のリモデリングの達成とでは、低ヤング率 β 型チタン合金の有効性が異なる可能性があると思われる。この点に関してのさらなる検討が望まれる。

6. まとめ

生体用金属材料に関する研究開発は、分野を超えて盛んに行われているが、生体用金属材料の生体機能をより高めるための表面修飾、細胞や生体との相互作用等の研究開発が増大している一方、チタンおよびチタン合金、Co-Cr-Mo合金、ステンレス鋼等の基盤となる生体用金属材料それ自体に関する研究開発が減少して来ている状況にあると思われる。今後も生体用基盤金属材料の研究開発が積極的に展開されることを祈念し、本稿がそれに寄与出来れば幸いである。

現在の研究に至る基盤を得る機会を与えて頂いた学生時代の恩師名古屋大学名誉教授 安達健吾先生(学部4年次)、佐

