

チタン TITANIUM JAPAN

July 2020

Vol.68 No.3

目次

〈挨拶〉〈紹介〉	
会長就任のご挨拶	柴田耕一朗 ... 1
ラグジュアリーモダンブランドとしてのチタン製品の拡大	徳田万里江 ... 2
二九精密機械工業が提供するチタン合金小径パイプ	大田 智之 ... 4
ロシアのチタン産業の現状	渡邊光太郎 ... 8
〈報告〉〈解説〉	
チタン製インプラントの冷間鍛造成型	岡室 養子 ... 12
チタンの究極の脱酸手法 ～希土類オキシハライドを利用する新技術～	飯塚 昭博, 大内 隆成, 岡部 徹 ... 16
チタン・チタン合金のアノード酸化による TiO ₂ ナノチューブ形成	土谷 博昭 ... 22
〈研究報告〉	
粗大結晶粒から成る Ti ₃ Al 金属間化合物の高温変形	伊藤 勉, 福井 貴大, 御手洗容子 ... 29
チタン合金の逐次プレス成形法の開発と肉厚制御	奥出 裕亮, 岩岡 拓, 中村 勲, 片桐 嵩 ... 36
レーザー照射によるチタン合金表面への炭窒化及び硬化肉盛	山口 富子 ... 42
チタン合金積層造形体の内部空孔形成に及ぼす TiC ヘテロ凝固核粒子の影響	渡辺 義見, 佐藤 尚, 佐藤 直子, 中野 禅, 鈴木 進補 ... 46
〈展示会情報〉	
2020年賛助会員部会西日本支部新年交流会報告	西宗 直朗 ... 54
〈事務局からの案内〉	
2019年度事業報告および2020年度事業計画	56
文献抄録	62
2020年3月～5月中の主なニュース	68
金属チタン統計	70
スポンジチタンの生産量と出荷量の2019年月別推移・展伸材の出荷量の2019年月別推移	72
委員会報告	73
チタンに関する催物紹介	74
〈編集後記〉	石丸 誠 ... 75



チタン製インプラントの冷間鍛造成型

岡 室 養 子*

OKAMURO, Yoko* Titanium Orthopedic Implants Manufactured by Cold Forging



To develop the manufacturing process of metallic osteosynthesis devices and artificial hip joints, the effects of cold forging conditions on microstructure and hardness of cold forged devices was investigated using grade 2 of commercially pure titanium. The micro cracks were not observed on forged surface, and the microstructure was fine. The hardness increased with increasing the forging load. As the change on surface roughness was small, it was clear that processing time for surface finish can be short.

1. はじめに

超高齢化社会を迎え、加齢、骨粗鬆症等を原因とする骨折患者の増加により、骨・関節治療用インプラントの使用量は年々増加している。骨・関節治療用インプラントを Fig. 1 に示す¹⁾。プレートとねじを組み合わせた骨接合材料、人工関節、脊椎固定具等、数多くの製品がある。特に、転倒などに起因する高齢者では、脊椎、大腿骨、脛骨、上腕骨等の関節周囲において、骨折が多発する傾向があるが、それらの使用量の約90%が海外製品に依存している状況が続いている。日本が得意とする先端的なものづくり技術を活用して、低コストで高品質なインプラント製品を製造できる技術の開発とその実用化が望まれている。冷間鍛造技術を活用した整形インプラント製造技術の開発に向けた取り組みに関して、インプラント用材料の動向を含めて述べる。

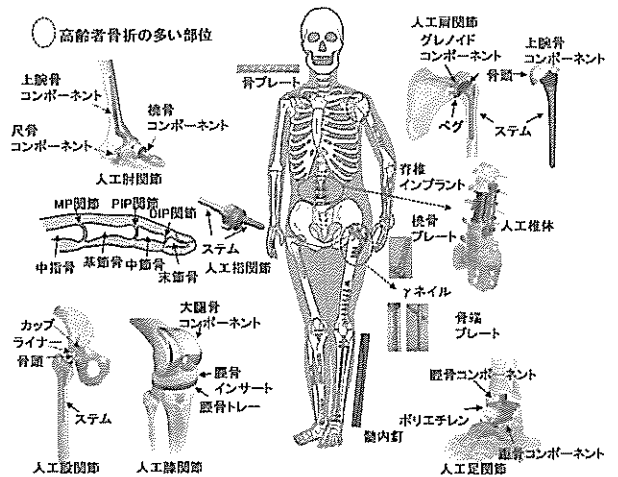


Fig. 1 Various orthopaedic implants.

2. インプラント用材料動向

インプラント用金属材料素材の選択の考え方を Fig. 2 および Fig. 3 に示す。クロム (Cr) やモリブデン (Mo) を含むステンレス鋼は生体内で良好な耐食性を有する。また、窒素 (N) の添加や20%程度の冷間加工を加えることでステンレス鋼においても高強度化を図ることができる。また、Co-28%Cr-6%Mo 合金は、高温型鍛造が一般的であり、高い耐久性を有する。ステンレス鋼と Co-Cr-Mo 合金に比べて生体適合性が優れるチタン材料では、純チタン1種、2種、3種、4種とグレードの番号が大きくなるにつれて、酸素 (O) と鉄 (Fe)

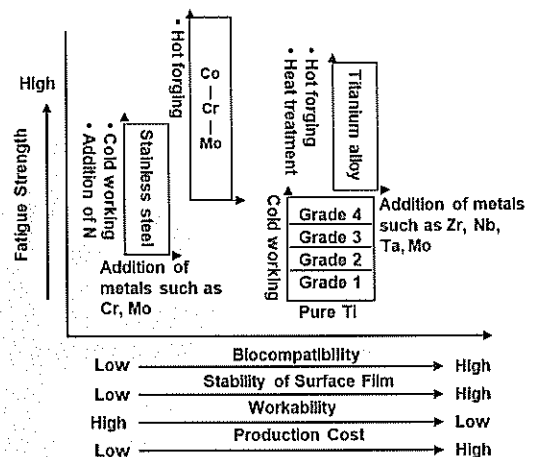


Fig. 2 Relationship between metallic material and fatigue strength.

* ㈱タイショーテクノ 代表取締役社長
〒594-1144 大阪府和泉市テクノステージ1丁目5番2号
President, TAISHOTECHNO INC.
Technostage, 1-5-2, Izumi City, Osaka 594-1144

Device	Used material
Osteosynthesis - Bone plate - Bone screw - Compression hip screw - Short femoral nail - Intramedullary nail	- Commercially pure Ti, Ti alloy - Ti alloy, Stainless steel - Ti alloy - Stainless steel, Ti alloy - Stainless steel, Ti alloy
Hip joint - Cemented stem	- Hot-forged Co-28Cr-6Mo, Cold-worked stainless steel
Knee joint - Cementless stem - Femoral component - Tibial plate	- Ti alloy - Co-28Cr-6Mo casting - Ti alloy

Fig. 3 Main metallic materials used in orthopaedic implants.

Alpha structure (Hcp)	Mixed alpha-beta structure	Beta structure (Bcc)
← Alpha-stabilizing elements [Al, O, Zr, etc.]		Beta-stabilizing elements → [Mo, Fe, Nb, Ta, etc.]
		← Higher fatigue strength
Improved fabricability →		
Unalloyed titanium (ISO 5832-2) Grade 1 Grade 2 Grade 3 Grade 4	Ti-6Al-4V (ISO 5832-3) Ti-6Al-7Nb (ISO 5832-11) Ti-15Zr-4Nb-4Ta (JIS T 7401-4)	Ti-15Mo-5Zr-3Al (ISO 5832-14)

Fig. 4 Effects of alloying elements on Ti structure and microstructures of Ti materials specified in ISO, ASTM and JIS.

が増加し、室温強度と疲労強度が向上する。特に純チタン4種では、20%程度の冷間加工を加えることで、疲労強度がチタン合金に近づく。チタン合金においては、モリブデン (Mo)、ジルコニウム (Zr)、ニオブ (Nb)、タンタル (Ta) などを含んだ合金は生体適合性を改善しながら強度を上げることができ、インプラント用チタン合金として期待されている。

チタン材料はその構成相により α 型、 $\alpha\text{-}\beta$ 型及び β 型として分類されるが、代表的な医療用チタン材料をFig. 4に示す。 α 型の代表は純チタン (ISO5832-2)であり、 $\alpha\text{-}\beta$ 型の代表例はTi-6Al-4V (ISO5832-3)である。ISOには規格化されていないが、JIST7401-4には $\alpha\text{-}\beta$ 型としてTi-15Zr-4Nb-4Taも規定されている。また β 型合金としてはTi-15Mo-5Zr-3AlがISO5832-14として規定されている。

チタン材料の熱間製造プロセスをFig. 5に示す²⁾。所望の成分としたインゴットは粗い鑄造組織のため均質化処理後高温で鍛造し鑄造組織を破壊する。その後加熱温度を1段階下げて再度鍛造することでマイクロ組織を均一で微細なものにする。丸棒の場合、ビレットと呼ばれる中間サイズから所定の大きさの丸棒まで一気に圧延し低コスト化が図られる。なお α 型や $\alpha\text{-}\beta$ 型のチタン合金では、仕上圧延は一般的にマイクロ組織制御のため β 変態点以下の温度で実施される²⁾。

熱間型鍛造成型することで素材の歩留りと製品の耐久性が向上する。チタン材料では高温になるにつれて引張

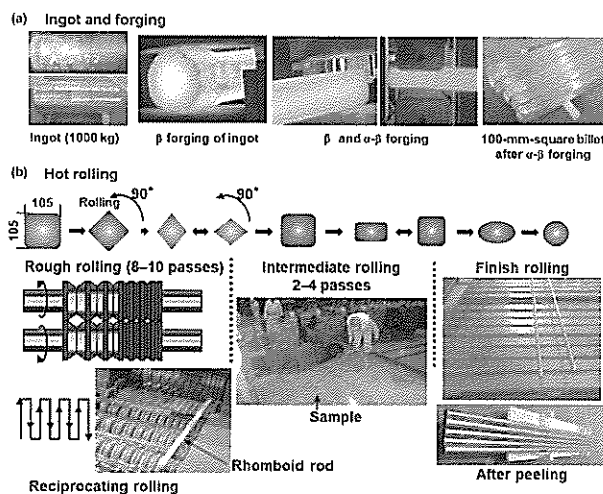


Fig. 5 (a) Ti ingots and 100-mm-square billet after β and $\alpha\text{-}\beta$ forgings. (b) Schematic illustration of continuous hot rolling of Ti materials to obtain rod specimens.

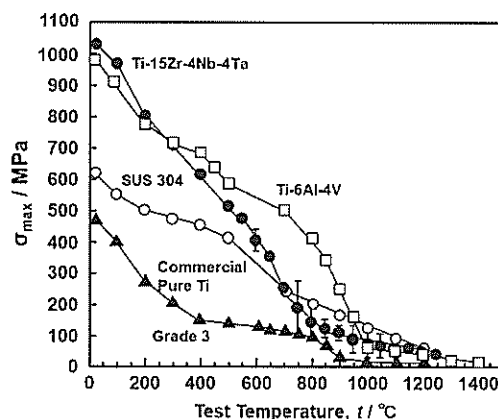


Fig. 6 Effects of test temperature on maximum strength (σ_{\max}) obtained by high-temperature tensile tests.

強度が急激に低下し、この急激な低下を利用することで熱間鍛造が実現できる (Fig. 6)。いっぽう冷間鍛造成型においては室温で強度が小さく延性の高い純チタン材料を用いることが有効であり、Fig. 1に示した骨接合材料において、特に、小さく厚さの薄い材料において有利となる。冷間鍛造では、材料の酸化がないため、材料表面性状、寸法精度が優れている。また、材料表面に傾斜機能的に強度を付与することが可能となる。この技術は、最近の疾病の低年齢化、スポーツの進展に伴い、輸入品では製品開発が行われない、例えば、小中高生等に用いる小児用の骨接合材料等の開発への期待が急増している。

3. 冷間鍛造実験の概要

本実験では、チタン材料の中でも使用量が比較的多く安価な純チタン2種を用いて、骨折治療に非常に多く

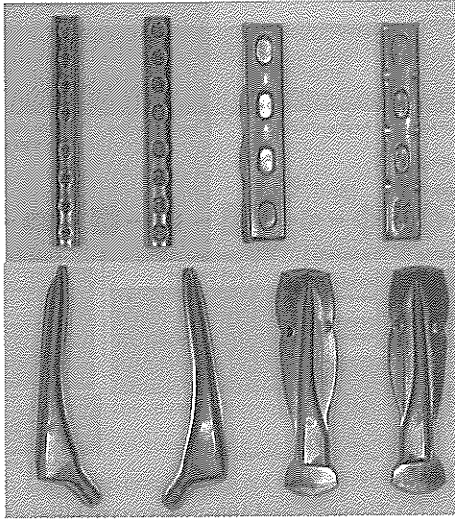


Fig. 7 Cold forged devices (Bone plate L, Bone plate S, Stem by plate and Stem by bar).

使用されている骨接合用材料を、冷間鍛造し、長期力学的信頼性の高い製品を製造しうるかを検証する足がかりとした。具体的には、形状の異なる2種類の骨プレート及びハーフサイズの人工股関節ステムをモデル材として、鍛造負荷加重条件を変化させつつ鍛造を実施し、鍛造品の硬度変化、表面状態、内部組織などの品質の変化を確認した。

使用機械：AIDA K-1 2500E

表面潤滑処理：二硫化モリブデン

素材：① Bone plate L 板材 2×10×100

② Bone plate S 板材 4×13.5×70

③ ハーフステム 板材 9×22×86 丸棒 φ12×86

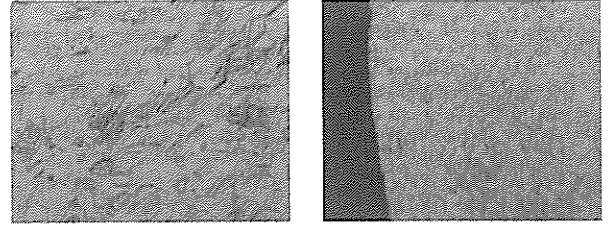
工程：素材取り→表面潤滑処理→鍛造→

トリム・ピース→仕上げ切削

板材からの加工においては、余肉を少なくするニアネットシェイプ加工となるような素材取りを行ったため、加工荷重が少なくなり製品硬度は上がらないだろうと予想された。そこでハーフステムでは、丸棒材から加工するという据え込み率の大きな加工荷重の大きくなるレイアウトも行い、工程レイアウトの違いによる製品硬度の違いを検証することとした。その際の素材径の選定においては、余肉を大きく出しその部分の割れ等を観察するという目的のため、質量調整は行わなかった。

4. 冷間鍛造実験の結果と考察

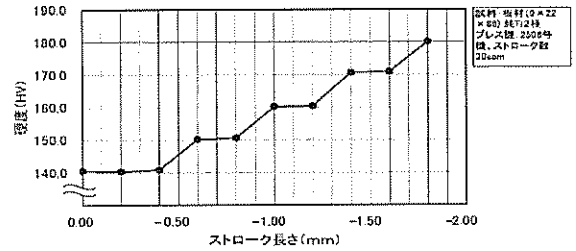
全ての製品で割れの発生は見られずに、純チタン2種を冷間鍛造することができた (Fig. 7)。鍛造品のミクロ組織も微細でまた内部での微細な割れも観察されなかった (Fig. 8)。鍛造負荷加重条件を変化させた負荷試験から鍛造製品の硬度変化との関係が明らかとなり、冷間鍛造の基礎的な特性を得ることができた。いずれの形状においてもストローク長さが増加、すなわち鍛造負



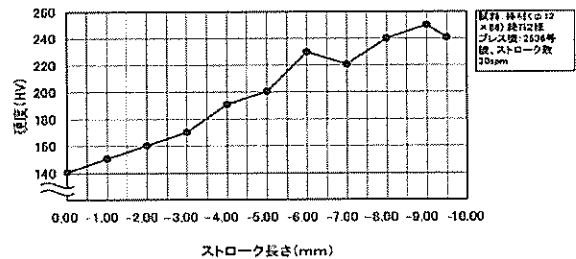
a) before forging

b) after cold forging

Fig. 8 Microstructure of forged stem (x200).



(a) Forging by plate



(b) Forging by bar

Fig. 9 Hardness Variation.

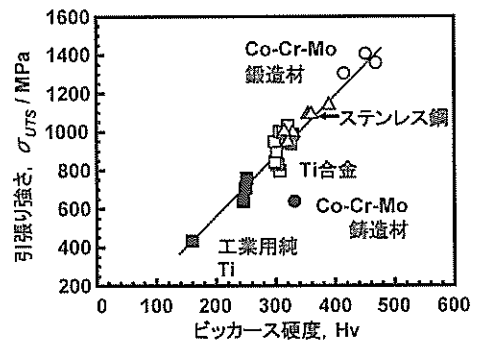


Fig. 10 Relationship between hardness and tensile strength.

荷荷重が増加するにつれて鍛造品の硬度は高くなり、ハーフステムにおいては素材形状の違いからくる加工荷重の違いにより、同一点における硬度がHVで70ポイント以上の違いがあった。(Fig. 9) (素材硬度HV140, (a)板材からの加工品HV180, (b)丸棒材からの加工品HV250)。これによって工程レイアウト設計において製品機能上必要な硬度を得られるような設計をすることで、製品の性能向上につなげられる可能性が見

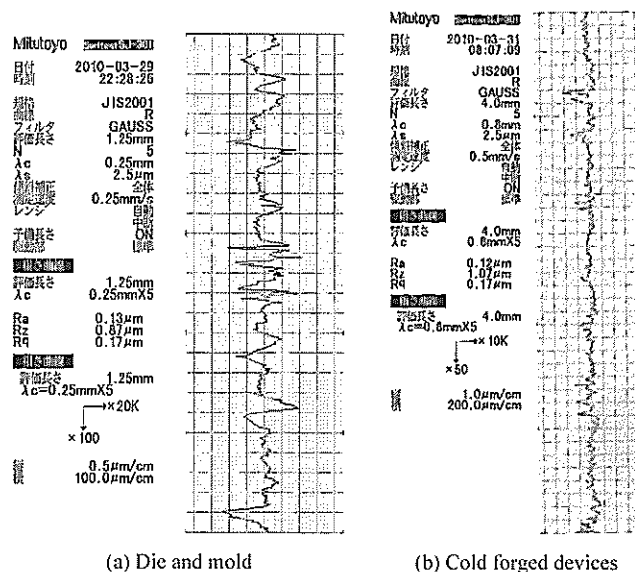


Fig. 11 Surface roughness measurement result.

出せた。

Fig. 10にて、現行使用されている整形インプラントにおける引張強さと硬度の関係を示す²⁾。今回の研究にて得られたHV 250超という硬度は4種チタンの硬度・強度に相当し、このことから類推すると、現在輸入品で使用されている製品の強度と同等以上の力学的な性能を有することがわかった。

Fig. 11に(a)金型と(b)鍛造品の表面粗さ測定結果を示す。金型の表面粗さと鍛造品の表面粗さが同等であり、金型設計や工程レイアウトを工夫することで、チタンにおいても金型の仕上げ精度の高転写性が期待でき、少ない仕上げ加工での製品化の可能性を見出した。

Fig. 12は冷間鍛造加工の後に外周部と中穴部のみをマシニングで仕上げ加工したサンプル品である。

5. おわりに

本研究によって、冷間鍛造することによる加工硬化を活かして純チタンの硬度を高め、インプラントとして必要な強度を持たせることができる可能性を見出した。これは生体親和性がより高い純チタンでインプラントを作成できるということと同時に、あまり強度の必要のない製品についてはより薄くより小さくすることができるということにもなり、先述のように小児用の骨接合プレートのような小さく薄くすることが求められる小型のインプラントにおいて、その利点をより発揮できると考える。

そこで今回の研究を基礎として、今後はFig. 1内にある骨接合プレートを主な対象として、様々な条件下で

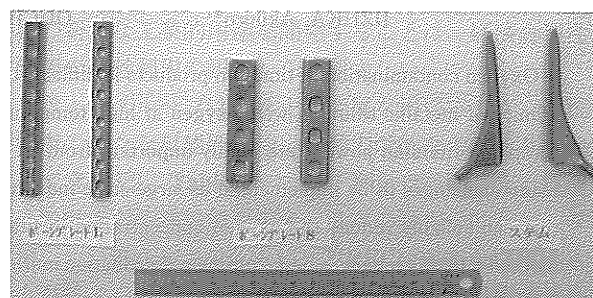


Fig. 12 Forged products after finish.

加工を行い、そこで得られた鍛造製品の機械的性質の評価・分析、耐久性試験などを行い、総合的に検討することで、より安価に高性能なインプラント製品を製造可能にする技術として確立していくことを目指す。

謝辞

最後に、本研究実施時のアドバイザーであり、本報告の前半部に業界の最新動向などを記載するにあたり情報提供とご助言を下された国立研究開発法人産業技術総合研究所 生命工学領域 健康工学研究部門 生体材料研究グループ 上級主任研究員 岡崎義光氏に感謝致します。

参考文献

- 1) 岡崎義光：ぶらすとす 25 (2020).
- 2) Y. Okazaki, Mater. Trans. 60 (2019), 1769-1778.