

〔原著〕 松本歯学 39：7～11, 2013

key words：純チタン，厚み，機械的性質

## 生体材料としてのチタン材の肉厚と機械的性質の関係

植松 厚夫<sup>1</sup>，鬼澤 徹<sup>2</sup>，河瀬 雄治<sup>3</sup>，永沢 栄<sup>3,4</sup>，伊藤 充雄<sup>5</sup>

<sup>1</sup>総合インプラント研究センター

<sup>2</sup>茨城県 おにざわ歯科医院

<sup>3</sup>松本歯科大学 歯科理工学講座

<sup>4</sup>松本歯科大学 大学院 硬組織疾患制御再建学講座

<sup>5</sup>バイオマテリアル研究所

Relationship between the thickness and mechanical characteristics  
of titanium as biomaterials

ATSUO UEMATU<sup>1</sup>, TORU ONIZAWA<sup>2</sup>, YUJI KAWASE<sup>3</sup>,  
SAKAE NAGASAWA<sup>3,4</sup> and MICHIO ITO<sup>5</sup>

<sup>1</sup>*General Implant Research Center*

<sup>2</sup>*Ibaragi Onizawa Dental Clinic*

<sup>3</sup>*Department of Dental Materials, School of Dentistry, Matsumoto Dental University*

<sup>4</sup>*Department of Hard Tissue Research, Graduate School of Oral Medicine,  
Matsumoto Dental University*

<sup>5</sup>*Institute for Biomaterials Co., LTD.*

### Summary

The tensile strength, proof stress, elongation, and hardness of commercially available titanium wire rods of 3, 4, and 5 mm in diameter, produced by the same manufacturer, have been reported to show differences. Therefore, producing dental implants while considering that commercially titanium has the same mechanical properties may be a cause of fracture. Furthermore, it has been reported that the amount of titanium elution is influenced by the combination of titanium materials with different microstructures. Manufacturers of dental implants need to understand and overcome these problems.

In this study, the bending strength of commercial raw titanium materials with four kinds of thickness : 0.5 mm (T05), 0.8 mm (T08), 1.0 mm (T10), and 1.2 mm (T12), which were produced by the same manufacturer, was measured, and differences in the strength among each thickness were evaluated.

As a result, the following conclusions were obtained :

1. Bending strength was highest in T08, and lowest in T12.
2. Proof stress was highest in T10, and lowest in T12.
3. Strain amount was highest in T12, and lowest in T05.
4. Hardness was highest in T10, and lowest in T12.
5. The microstructure showed that the size of crystal grains was largest in T12.
6. Titanium plate raw materials differ in mechanical properties clearly with the thickness, and the manufacturers should establish a quality control method and should offer the fixed quality of the material.

## 緒 言

JIS でチタンおよびチタン合金の機械的性質は規格化され市販されている。一般に、同一製造業者が製作した同一規格の原材料は、同一の機械的性質を示すと考えがちである。しかしながら、著者らは実際に市販されているチタン材料について測定した結果、伸展された直径（3, 4, 5 mm）によって機械的性質に差が認められたことを既に報告した<sup>1)</sup>。市販されている材料がすべて同一の機械的性質と考えてインプラント体を製作した場合、フィクスチャーの直径ごとに、使用者の認識と異なるインプラント体が生産されることになる。この現象はインプラント体が破折する原因になる可能性がある。製造者はこの状態をどの程度把握し、対処しているのかが問題である。

江頭らは、チタンを450℃で短時間加熱すると、残留ひずみが除去され疲労破壊までの荷重負荷回数が増加すると報告している<sup>2)</sup>。また、1%乳酸中で、組織の異なる同種のチタン同士の組み合わせにおいても、ガルバニック作用により、溶出が多くなることが報告されている<sup>3)</sup>。チタンを圧縮加工することにより、引張り強さや疲労破壊強度が向上することが報告されているが、加工硬化した材料は耐食性が悪くなることが懸念される<sup>4-7)</sup>。一方、角田らは、Ti-6Al-4V合金において一方向に曲げた状態から反対方向に曲げると疲労破壊強度が低下することを報告している<sup>8)</sup>。また、著者らは、30度の角度から荷重を負荷するとTi-6Al-4V合金の強度が低下することを報告した<sup>9)</sup>。したがって、インプラントの原材料には、個々の材質に特徴があり、この特徴を熟知したうえで、インプラント体の開発や上部構造物に使用することが必要であると考えられる。

そこで、本報告は肉厚が異なるチタン板の曲げ強さ、硬さを測定し、どの程度の差があるかを検証することを目的とした。

## 材料および方法

実験は JIS 第 2 種純チタン（大同製鋼，愛知，日本）幅 5 mm，長さ 30 mm，厚さ 0.5, 0.8, 1.0 と 1.2 mm を用いて行った。以下，厚さ 0.5 mm を T05, 0.8 mm を T08, 1.0 mm を T10 として 1.2 mm を T12 と，略号で表示する。

### 1. 曲げ試験

各厚さの試験片を，万能試験機（5882，インストロン，マサチューセッツ，USA）を用い，支台間距離 25 mm，荷重負荷速度 0.5 mm/min の条件において 3 点曲げ試験を行い，曲げ強さ，耐力，最大荷重時におけるひずみ量（以下ひずみ量と略す），弾性率を測定した。耐力はクロスヘッドの移動距離から 0.2% の永久変形点を求め算出し，ひずみ量は，クロスヘッドの移動距離により算出した。弾性率は，曲げ試験における応力 - ひずみ曲線より求めた。測定には各 7 個の試験片を用いた。

### 2. 硬さ測定

硬さ測定の試験片は熱処理前と，それぞれに熱処理を行った試験片を，長さ 5 mm に注水下で切断し，樹脂に包埋固定後，自動研磨機（オートメット 2，ビューラー，イリノイ，USA）を用いて，製造者の推奨する方法に従い鏡面研磨を行った。研磨後，微小硬さ測定機（HM-102，ミツトヨ，神奈川，日本）を用い，試験片の中間部分の硬さを荷重 200 gr，荷重負荷時間 20 秒の条件で，それぞれ 7 回測定した。

### 3. 組織観察

組織観察は，硬さ測定用の試験片を，エッチン

グ液（ケミポリシユ，松風，京都，日本）でエッチングを行い，レーザー顕微鏡（OLS 3000，島津製作所，京都，日本）にて試験片の表面と中央との中間部を100倍にて観察した。

4. 統計処理

統計処理は，各測定値を統計ソフト（エクセル統計2006，社会情報サービス，東京，日本）を用いて，分散分析を行った。検定結果は危険率5%の場合は  $p < 0.05$ ，1%の場合は  $p < 0.01$  と文中に示した。

結 果

1. 曲げ試験

図1に曲げ強さの測定結果の平均値と標準偏差（バー）を示す。T05の曲げ強さは  $712.8 \pm 4.2$  MPa，T08は  $786.9 \pm 13.6$  MPa，T10は  $745.3 \pm 11.9$  MPa，T12は  $591.0 \pm 10.4$  MPa であった ( $p < 0.01$ )。

曲げ強さが最も大きかったのはT08であり，

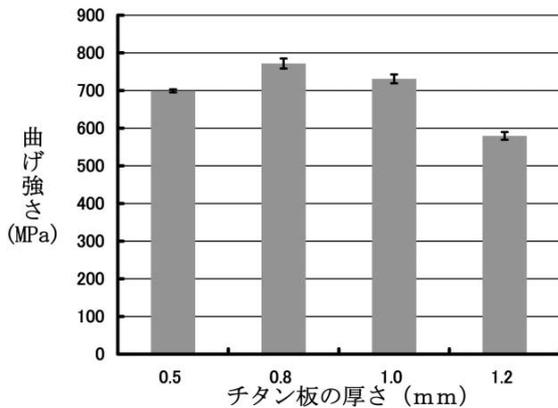


図1：チタン材の厚さと曲げ強さの関係

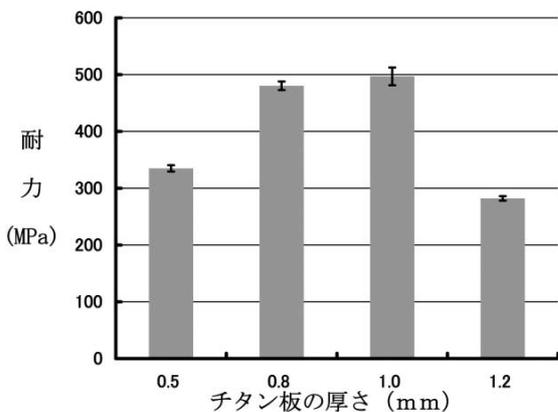


図2：チタン材の厚さと耐力の関係

T12が最も小さかった。以下，図は測定結果の平均値と標準偏差を表している。

図2に耐力の測定結果を示す。T05の耐力は  $341.5 \pm 5.7$  MPa であり，T08は  $489.8 \pm 7.7$  MPa，T10は  $506.7 \pm 15.9$  MPa，T12は  $287.6 \pm 4.0$  MPa であった ( $p < 0.01$ )。耐力が最も大きかったのはT10であり，T12が最も小さかった。

図3にひずみ量の測定結果を示す。T05のひずみ量は  $2.9 \pm 0.07\%$ ，T08は  $4.4 \pm 0.5\%$ ，T10は  $5.0 \pm 0.3\%$ ，T12は  $7.3 \pm 0.3\%$  であった ( $p < 0.01$ )。最もひずみ量が大きかったのはT12であり，最も小さかったのはT05であった。

図4に弾性率の測定結果を示す。T05弾性率は  $109.2 \pm 0.8$  GPa，T08は  $106.6 \pm 1.8$  GPa，T10は  $96.5 \pm 1.8$  GPa，T12は  $80.5 \pm 1.5$  GPa であった ( $p < 0.01$ )。最も弾性率が大きかったのはT05であり最も小さかったのはT12であった。

2. 硬さ

図5に硬さの測定結果を示す。T05の硬さは

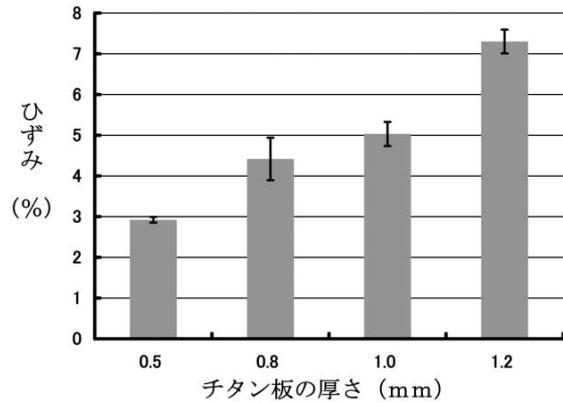


図3：チタン材の厚さと最大曲げ荷重時のひずみ量との関係

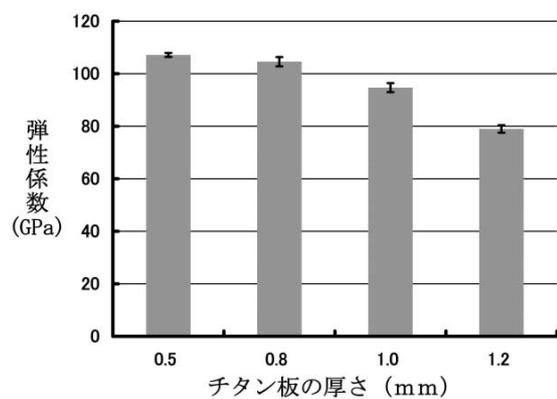


図4：チタン材の厚さと弾性率の関係

153.2 ± 2.8 Hv, T08は164.4 ± 4.2 Hv, T10は191.4 ± 7.5 Hv, T12は117.2 ± 7.9 Hvであった ( $p < 0.01$ ). 最も硬さが大きかったのはT10であり, 最も小さかったのはT12であった.

### 3. 組織観察

図6に各試験片の組織観察結果を示す. T05, T08とT10は結晶粒の大きさに差はみとめられなかったが, 双晶の現れ方に大きな差が認められた. また, T12は粗大な結晶粒が観察された.

### 考 察

図1から図4に示したように, 曲げ強試験の結

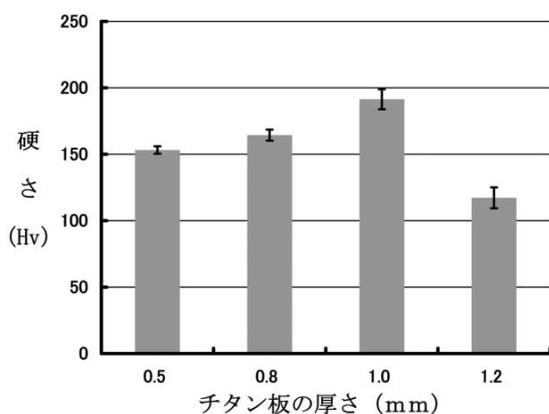


図5: チタン材の厚さと硬さの関係

果には, チタン材の板厚により, 明らかに大きな差が生じていた ( $P < 0.01$ ). 最も差が大きかったのは, 耐力であり, 最も小さかったT12は最も大きかったT10の約57%でしかなかった. この耐力の値に相当するように, 硬さの値も変化していた. 曲げ試験では, 応力分布が試料内で一様とされないため必ずしも正確な物性値を得ることはできない. しかしながら, 耐力と硬さとが板厚の変化に対して同一の挙動を示したことから, チタン板材の機械的性質は厚さによって大きく異なっていると考えられる.

組織観察の結果においても, T05, T08, T10は結晶粒径こそ差が認められなかったものの双晶の入り方には大きな差が認められ, T12の組織の結晶粒の大きさが前者らより明らかに大きかった.

曲げ強さ, 耐力, 硬さに影響を及ぼすのは, 結晶粒の大きさと残留する加工歪であることが考えられる. T12の結晶粒が他の試験片よりも大きいことから, 曲げ強さ, 耐力, 硬さについては4種類の中で最小の測定値が得られたものと考えられる. ひずみに関しては結晶粒が大きいほど塑性変形しやすくなり, 大きな測定値が得られたものと考えられた.

冷間圧延した金属には必ず加工ひずみが残留す

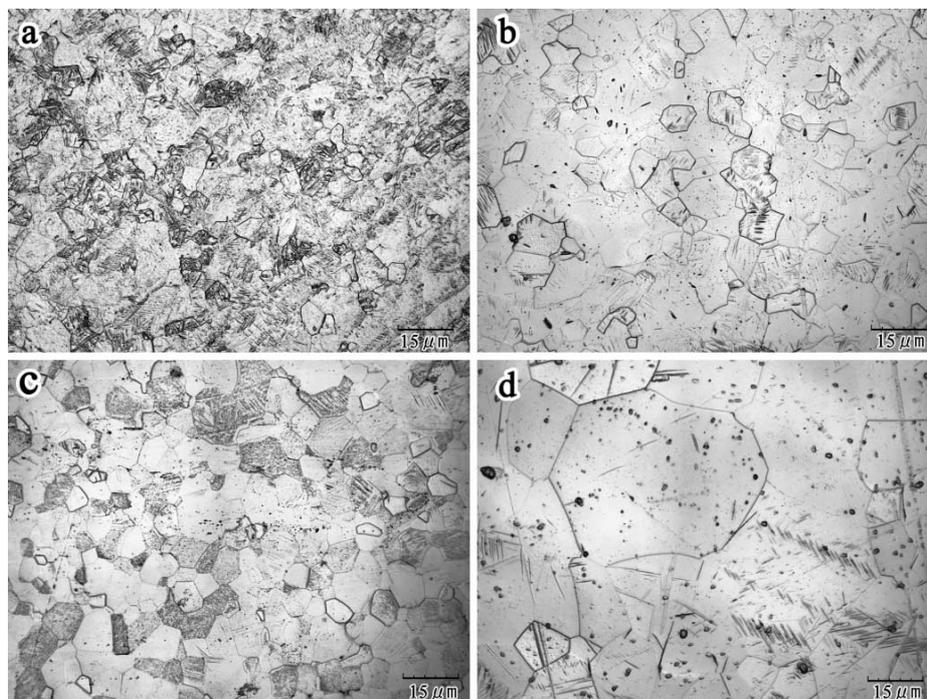


図6: チタン材の組織  
(a: T05, b: T08, c: T10, d: T12)

る。肉厚を薄くすればするほど残留ひずみが多くなり、加工硬化し、材料は脆くなる。したがって、この加工ひずみを除去し、靱性を得ることが必要になる。このひずみは焼鈍を行うことにより除去することが可能である。一般的にチタン材は焼鈍によって加工ひずみを除去した後に出荷されているが、焼鈍する加熱温度と加熱時間が結晶粒の成長を左右し、加熱温度が高いほど結晶粒の成長は大きくなることが報告されている<sup>10)</sup>。したがって、T12は焼鈍時の処理が他の肉厚の材料とは異なっていたことが考えられた。

また、曲げ強さ、耐力の測定値が大きいからといって、疲労強度のことを考えると、必ずしも優れた材料とすることはできない。したがって、ひずみがどの程度残留しているのかなどの問題が明らかにされることが必要である。チタン原材料の製造者は品質管理を確立し、一定した材質の提供をすべきであると考えられた。

### 結 論

本研究は、同一製造会社で作製された肉厚が異なる同種のチタン板における機械的性質の差を検証することを目的として、曲げ試験、硬さ試験、金属組織の観察を行った。

その結果、以下の結論が得られた。

1. 曲げ強さの最大値を得たのは T08 であり、最小値は T12 であった。
2. 耐力の最大値を得たのは T10 であり、最小値は T12 であった。
3. ひずみ量の最大値を得たのは T12 であり、最小値は T05 であった。
4. 硬さの最大値を得たのは T10 であり、最小値は T12 であった。

5. 組織は T12 の結晶粒が他の結晶粒よりも大きく観察された。
6. チタン板材は板の厚みによって機械的性質が明らかに異なっており、製造者は品質管理方法を確立し、一定した材質を提供すべきである

### 文 献

- 1) 高橋恭彦, 寺島伸佳, 吉田貴光, 出口雄之, 伊藤充雄 (2005) チタン棒材の直径と機械的性質の関係. 松本歯学 **31**: 155-9.
- 2) 江頭有三, 丸藤雅義, 前川修一郎, 田村 有, 吉田貴光 (2011) インプラント材としてのチタンの熱処理温度と疲労破壊の関係. 日口腔インプラント誌 **23**: 220-8.
- 3) Yamazoe M. (2010) Study of corrosion of combinations of titanium/Ti-6Al-4V implants and dental alloys. Dent Mater J **29**: 542-53.
- 4) 岡本正三 (1967) 鉄鋼材料, 第 8 版, **46**, コロナ社, 東京.
- 5) 森永卓一, 室町繁雄, 嵯峨敏郎, 財満鎮雄 (1964) 金属材料, 第 19 版, **259**, 朝倉書店, 東京.
- 6) Powers J, Sakaguchi R. (2003) Craigs Restorative Dental Materials 12<sup>th</sup> ed., 142, Mosby Elsevier, Missouri.
- 7) Ratner B, Hoffman A, Schoen F, Lemons J. (2004) BIOMATERIALS SCIENCE. Second Edition, 149, Elsevier Academic Press, San Diego.
- 8) 角田方衛, 筏 義人, 立石哲也 (2000) 金属系バイオマテリアルの基礎と応用, 初版, **507**, アイピーシー, 東京.
- 9) 市川博彰, 谷口哲也, 江黒 徹, 永沢 栄, 伊藤充雄 (2011) 歯科用インプラント材料としてのチタンおよびチタン合金の機械的性質, 日口腔インプラント誌 **24**: 207-14.
- 10) 村上陽太郎, 亀井 清 (1979) 非鉄金属材料学, 初版, **112**, 朝倉書店, 東京.