

〔原著〕 松本歯学 39 : 105~109, 2013

key words : 冷間加工, 加工硬化, チタン

## 冷間加工したチタンの曲げ特性

今村 直樹<sup>1</sup>, 横山 宏太<sup>2</sup>, 津村 智信<sup>2</sup>, 永沢 栄<sup>2,3</sup>, 伊藤 充雄<sup>4</sup>

<sup>1</sup>総合インプラント研究センター

<sup>2</sup>松本歯科大学 歯科理工学講座

<sup>3</sup>松本歯科大学 大学院 硬組織疾患制御再建学講座

<sup>4</sup>(株)バイオマテリアル研究所

### Bending characteristics of cold worked titanium

NAOKI IMAMURA<sup>1</sup>, KOUTA YOKOYAMA<sup>2</sup>, TOMONOBU TUMURA<sup>2</sup>,  
SAKAE NAGASAWA<sup>2,3</sup> and MICHIO ITO<sup>4</sup>

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

<sup>2</sup>*Department of Dental Materials, School of Dentistry, Matsumoto Dental University*

<sup>3</sup>*Department of Hard Tissue Research, Graduate School of Oral Medicine,  
Matsumoto Dental University*

<sup>4</sup>*Institute for Biomaterials Co., LTD.*

### Summary

Compression and bending cause internal strain in metal crystals, hardening metals. Applying this phenomenon, implant manufacturers produce implant bodies using titanium materials whose strength is increased by cold working. However, there have been few reports on the relationship between cold working ratios and mechanical characteristics. In this study, press working of JIS type 2 titanium was performed, setting compression rates to 10, 20, 30, and 35%, and the relationship between the working ratio and bending strength, proof stress, and strain of titanium was investigated.

As a result, the bending strength, proof stress, and hardness increased with increases in the working ratio. The level of strain decreased with increases in the working ratio. Furthermore, metal tissue observation revealed that crystal grains deform with increases in the working ratio, becoming fibrous tissue.

### 緒 言

金属は圧縮や曲げ加工することにより、結晶に

内部ひずみが生じ、硬化する。インプラントメーカーによっては、この現象を利用しチタン材を冷間加工することにより、引張強さ、耐力、疲労破

壊強度を向上させた材料を使用し, インプラント体を製造販売している<sup>1)</sup>. しかしながら, インプラント体と上部構造物とを想定したチタン同士の組み合わせによる溶出実験の結果, 同一ロットの材料から切削したチタンの組み合わせと, 同一ロットでない材料, 特に結晶粒の大きさが異なる組み合わせとを比較したとき, 異なる組み合わせの溶出量が多くなると報告されている<sup>2)</sup>. また, チタン製インプラント体と合金を組み合わせた場合, インプラントを植立した組織にチタンが含まれることが, 動物実験により確認されている<sup>3)</sup>.

現在, チタンのアレルギーも問題視されており<sup>4)</sup>冷間加工の加工率と機械的性質およびチタンの溶出との関係を明らかにする必要があると考えられる.

すでに, 機械的性質に劣る JIS 2 種チタンが冷間加工され, インプラントの材料に使用されていることから, 長期間を要する溶出試験以前に, 機械的安全性の確認が急務である.

本研究では, JIS 2 種チタンを10%, 20%, 30%, 35%の圧縮比になるようにプレス加工し, 加工したチタンの曲げ強さ, 耐力, ひずみとの関係について究明することを目的に行った.

### 実験材料および方法

#### 1. 材料と冷間加工

実験は JIS 第 2 種チタン肉厚 1 mm, 幅 8 mm, 長さ 50 mm (大同特殊鋼, 愛知, 日本) を加工したままとプレス機 (AMADA SED 3030, 神奈川, 日本) を用い, 圧縮比10%, 20%, 30%と35%にそれぞれ冷間加工 (以下, 加工と表示する.) を行った. 略号については 加工前: AS, 10%加工: C 10, 20%加工: C 20, 30%加工: C 30, 35%加工: C 35と以下, それぞれ表示する.

#### 2. 曲げ試験

曲げ試験は万能試験機 (SV-301, IMADA, 愛知, 日本) を用い, 支点間距離30 mm, 試験速度 1 mm/分の条件で行った. 最大荷重時のひずみ量を, クロスヘッドの移動距離により算出し, ひずみ量とした. 耐力は0.2%の永久変形を生じたときの応力とし, 0.2%の永久変形はクロスヘッドの移動距離量より算出した. 測定は各加工条件について 5 本ずつ行った.

#### 3. 硬さ測定

硬さ測定の試験片は, 曲げ試験の試験片と同一条件の試験片を, 注水下で切断機にて長さ 5 mm に切断し, 樹脂に包埋固定後, 自動研磨機 (Ecomet 3, Buehler, Illi, 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, 硬さ測定機 (マイクロビッカース硬度計, HM-102, ミットヨ, 神奈川, 日本) を用い, 試験片の中間部の硬さを荷重200 gr, 荷重負荷時間10秒の条件で, 各試験片作成条件につき, それぞれ 7 個の試験片について測定した.

#### 4. 組織観察

組織観察は硬さ測定用の試験片を用い, ケミポリッシュ (松風, 京都, 日本) で 5 秒間エッチング後, 水洗し, レーザ顕微鏡にて試験片の中心部を 400倍で観察した.

#### 5. 統計処理

データの有意差検定には統計ソフト (エクセル統計2006, 社会情報サービス, 東京, 日本) を用い, 加工率を因子として一元配置分散分析を行った. 検定の結果は, 加工率の影響が危険率 1%以下で有意の場合には  $p < 0.01$  と文中に示した.

## 結 果

図 1 に曲げ強さの測定結果を示す. AS は  $656.9 \pm 33.7$  MPa, C 10 は  $920.7 \pm 70.6$  MPa, C 20 は  $1151.4 \pm 107.3$  MPa, C 30 は  $1329.4 \pm 121.5$  MPa, C 35 は  $1377.9 \pm 54.8$  MPa であった. 曲げ強さは加工率が高いほど大きくなった ( $p < 0.01$ ).

図 2 は耐力の測定結果を示す. AS は  $284.7 \pm 19.2$  MPa, C 10 は  $520.7 \pm 34.0$  MPa, C 20 は 610

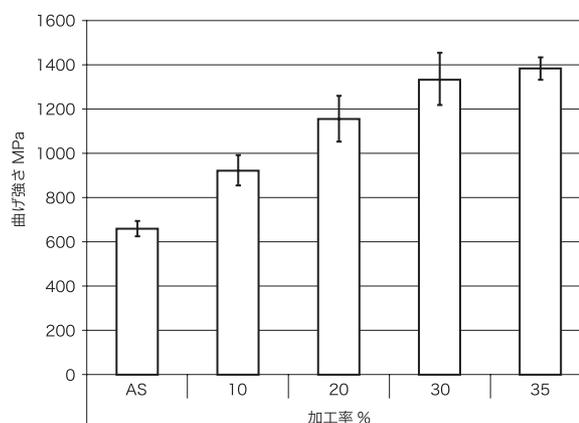


図 1: 曲げ強さの測定結果

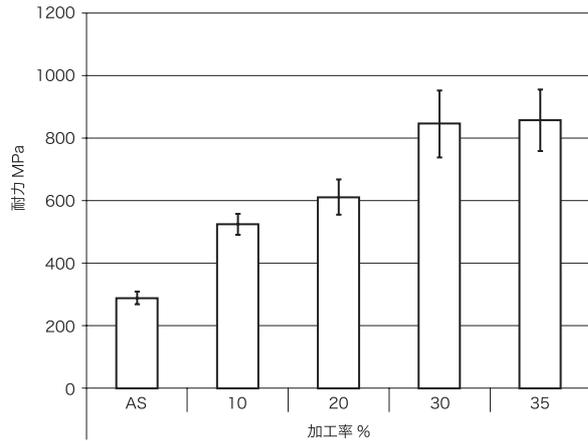


図2：耐力量の測定結果

± 56.4 MPa, C 30は842.4 ± 108.4 MPa, C 35は852.5 ± 100.5 MPaであった。耐力量は加工率が高いほど大きくなった (p < 0.01)。

図3はひずみ量の測定結果を示す。ASは9.4 ± 0.7%, C 10は6.5 ± 0.7%, C 20は5.4 ± 0.8%, C 30は5.3 ± 0.7%, C 35は4.2 ± 0.5%であった。ひずみ量は加工率が高くなるほど小さくなった (p < 0.01)。

図4は硬さの測定結果を示す。ASは114.4 ± 4.7 Hv, C 10は149.4 ± 10.6 Hv, C 20は169.6 ± 10.9 Hv, C 30は184.9 ± 6.7 Hv, C 35は196.3 ±

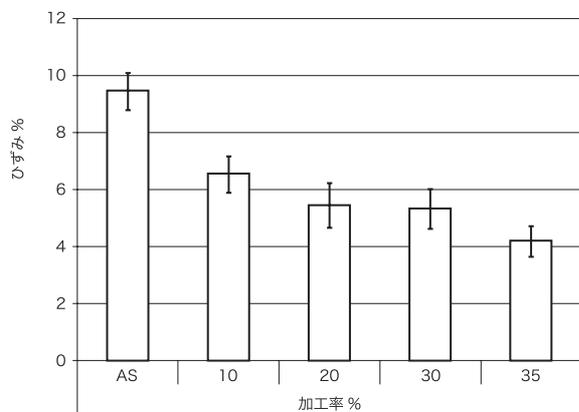


図3：ひずみ量の測定結果

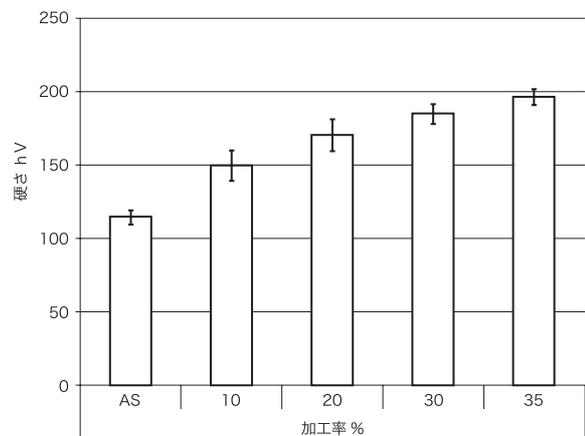
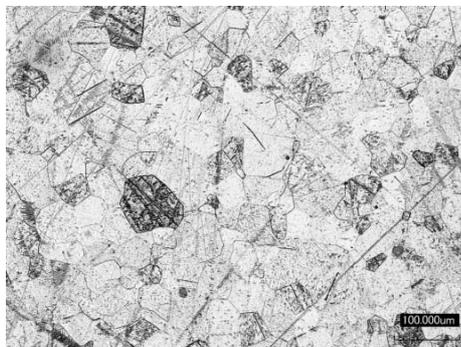


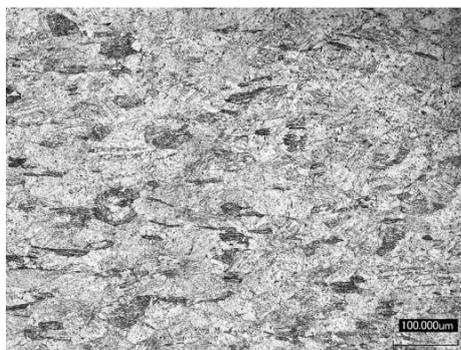
図4：硬さの測定結果



a：加工前



b：10%加工



c：20%加工

図5：組織観察

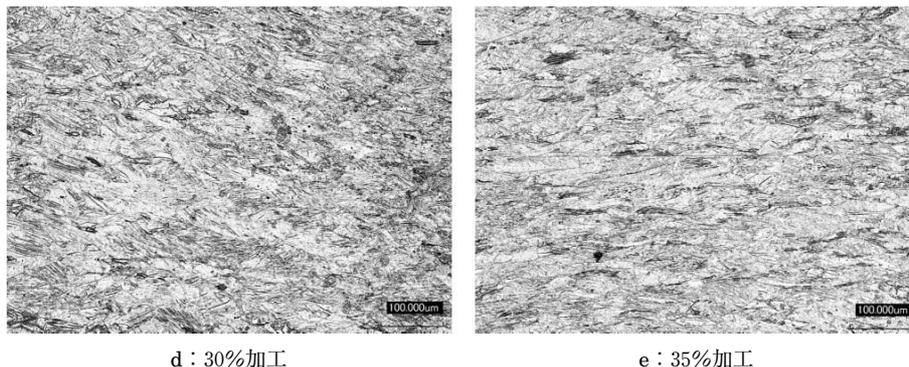


図6: 組織観察

5.6 Hvであった ( $p < 0.01$ ).

図5と図6は組織観察結果を示す。加工前の組織は結晶粒界が認められている。C10はわずかに結晶粒が圧縮されている状態が確認された。C20はC10以上に圧縮された結晶粒が多く認められた。C30とC35は結晶粒が圧縮された繊維状組織が観察された<sup>5)</sup>。加工率が高くなるに従い、結晶粒は圧縮されていた。

### 考 察

本研究はJIS2種チタン板を圧縮比10%, 20%, 30%と35%にそれぞれ冷間加工し、材質の向上が得られるのかについて検討を行った。

JIS4種のチタンの曲げ強さは約1654 MPaであり、耐力は約412 MPaであることを報告している<sup>6,7)</sup>。JIS2種のチタン板の加工前の曲げ強さは約657 MPaであり、JIS4種のチタンの曲げ強さと比較して約1000 MPa小さな測定値であった。加工したチタンの中でC35の曲げ強さが最大値の1378 MPaが得られたが、JIS4種と比較して約280 MPa小さい結果であった。

加工前のチタンの耐力は約285 MPaであり、C20の耐力は610 MPaであった。JIS4種チタンの耐力である660.8 MPaに近似した測定値が得られている<sup>7)</sup>。一方、C30の耐力は約842 MPaであり、C35は約852.5 MPaであった。JIS4種よりも大きな耐力が得られた。耐力が向上することにより疲労破壊強度が向上することが報告されており、口腔内で使用するには適した材質であると考えられた<sup>8)</sup>。一般に、金属材料は転位により塑性変形する。加工により転位が増加すると、新たな転位の発生は、すでに生じている転位によって妨げられ、金属材料は塑性変形されにくくなる。こ

の現象は、加工硬化と呼ばれ広く知られている<sup>9)</sup>。組織観察の結果から、結晶粒が変形し、残留ひずみが多くなったため、加工することで曲げ強さ、耐力が向上したものと考えられた。

最大荷重時のひずみ量は、加工率が高くなるにしたがい小さな測定値となり、加工前のひずみをC35のひずみと比較すると1/2以上小さな測定値であった。この結果は加工により靱性が損なわれると考えられた。したがって、加工硬化により材質の向上を得るには、加工度により靱性とのバランスをとる配慮が必要である。

硬さは加工率が高くなるほど大きくなる傾向であった。しかしながら、加工率が最も高いC35の硬さは約196 Hvであり、JIS4種の約280 Hvより大きくなることはなかった<sup>6)</sup>。一般的に、硬さは耐力に比例する。また、加工された金属材料の機械的性質は加工方向により異なる。C35の耐力がJIS4種の耐力よりも大きかったにもかかわらず、硬さが下回った原因は、曲げ試験の応力方向と硬さ測定の方法が直交していたことによるものと考えられた。

### 結 論

本研究はJIS2種のチタン板を10%, 20%, 30%と35%に冷間加工し、曲げ強さ、耐力、ひずみ量、硬さと組織が加工率によりどのように影響されるのかについて検討を行った。その結果以下の結論が得られた。

1. 曲げ強さ、耐力、硬さは加工率が高くなるほど大きくなった。
2. 最大荷重時のひずみ量は加工率が高くなるほど小さくなった。
3. 加工率が高くなるほど結晶粒は変形し、繊維

状組織が観察された。

文 献

- 1) Ratner B, Hoffman A, Schoen F and Lemons J (2004) *BIOMATERIALS SCIENCE*, Second Edition, 150, Elsevier Academic Press, San Diego.
- 2) Yamazoe M (2010) Study of corrosion of combinations of titanium/Ti-6 Al-4 V implants and dental alloys. *Dent Mater J* **29** : 542-53.
- 3) Ffoti B, Tavitian P, Tosello A, Bonfil J and Franquin C (1999) Polymetallism and osseointegration in oral implantology-pilot study on primate-. *J Oral Rehabi* **126** : 495-502.
- 4) 細川隆司, 赤川安正 (2002) チタンインプラントに対する金属アレルギーのリスク. 広大歯誌 **34** : 1-5.
- 5) John MP and Ronald LS (2006) *Restorative Dental Materials*, 12th Edition, 143, MOSBY ELSEVIER, St. Louis.
- 6) 溝口 尚, 齊藤隆幸, 江黒 徹, 溝口利英, 伊藤充雄 (2007) Ti および Ti 合金の機械的性質と成分の溶出について. 松本歯学 **33** : 276-80.
- 7) 築瀬武史, 浅井澄人, 江頭有三, 溝口 尚 (2007) チタンおよびチタン合金の機械的性質: 歯科用材料として. 日口腔インプラント誌 **20** : 22-7.
- 8) 新家光雄, 牧 清二郎, 相田収平, 秋山俊一郎, 小森和武 (2008) チタンの基礎と加工, 初版, 19. コロナ社, 東京.
- 9) 榎本貢三, 他編 (2013) *スタンダード歯科理工学*, 5 版, 140. 学建書院, 東京.