

〔原著〕 松本歯学 31 : 149~154, 2005

key words : チタン—インプラント—引張強さ

インプラント材としてのチタンの機械的性質 —純度による影響—

小野 擴仁, 早野 圭吾, 平 晃一, 永沢 栄, 伊藤 充雄

松本歯科大学 歯科理工学講座

The mechanical properties of the titanium for implant materials
—An influence by the purity—

HIROHITO ONO, KEIGO HAYANO, KOUICHI TAIRA, SAKAE NAGASAWA and MICHIO ITO

Department of Dental Materials Matsumoto Dental University, School of Dentistry

Summary

Commercially available titanium materials are classified on a standard scale from 1 to 4. The standard is based on the amount of Oxygen, Nitrogen, and Iron contained in the titanium. Recently, implant material made of type 4 titanium, has been marketed. This study compares several mechanical properties including tensile strength, elongation, yield strength, energy to break and hardness between type 2 and type 4.

The followings conclusions were obtained : The tensile strength, yield strength, and energy to break of type 4 are higher than those of type 2. Elongation of type 4 is less than that of type 2. Hardness of type 2 is than that of type 4. Overall evaluations of mechanical properties indicate that pure titanium type 4 is superior to type 2 as an implant material.

緒 言

チタン展伸材の全世界における総出荷量は4万トンを超すものであり, その内日本では1万4千トン以上が出荷され, 毎年増加傾向にある¹⁾. また, 歯科用チタン製インプラント材についても使用頻度は増加している. 近年, 歯科用チタン製インプラント材はJIS第2種を用いる会社と第4種を用いる会社がある^{2,3)}. それぞれのインプラント材は各製造会社の研究結果から選択がなされている. JISは2000年までは第1種から3種までが, 2001年から4種が追加され, 主に酸素, 窒素

と鉄の含有量によって分類されている^{4,5)}. 第2種の酸素は0.20 wt%, 窒素は0.03 wt%, 鉄は0.25 wt%, 第4種の酸素は0.40 wt%, 窒素は0.05 wt%, 鉄0.5 wt%である. 酸素, 窒素と鉄の含有量によって機械的性質は左右され, 第2種の引張強さは340–510 MPa, 耐力は215 MPa以上, 伸びは23%以上, 第4種の引張強さは550–750 MPa, 耐力は485 MPa以上, 伸びは15%以上と, 定められている³⁾. 前記のように機械的性質が規格化され市販されている. 一方, 臨床ではインプラント体の破折例が報告されており, 第2種と第4種の機械的性質の特徴について明らかにすること

は、使用する領域やインプラント体の最小径の特定が可能となり、変形や破折の回避につながると考えられる^{6,7)}。また、チタン鑄造体の引張強さ、耐力、伸び、硬さを測定した結果は報告されているが⁸⁾、素材のままの機械的性質については報告されていない。一方、歯科用インプラント体は切削加工によって作製されていることから、本研究では第2種と第4種の、素材のままの引張強さ、伸び、耐力、破断までの消費エネルギー、硬さ、組織などの比較検討を行った。

材料および方法

実験はJIS第2種(神戸製鋼, 以下タイプ2と表示する)と第4種(L・Klein metal, 以下タイプ4と表示する)の、使用頻度の高い直径5 mmのチタン棒を用いて行った。

1. 引張強さ、伸び、耐力と破断までのエネルギーの測定

引張強さの測定は、各チタン棒を長さ10 cmに注水下で切断し、引張試験機(5882型, インストロン)を用い、1.0 mm/minの速度で各7本について行った。伸びは破断までのクロスヘッドの移動距離によって求めた。耐力と破断までの消費エネルギーについては、引張試験機のコントロール部に組み込まれたソフト(HERLINTM, インストロン)を用い測定を行った。

2. 硬さの測定

各チタン棒を長さ5 mmに注水下で切断し、研磨機(Buehler)を用い、平均粒径9 μm と平均粒径3 μm のダイヤモンド粉末(Buehler)にて最終研磨を行った。研磨後、ピッカース硬さ計(HMV 2000, 島津)を用いて、測定荷重150 gにて7ヶ所の硬さを測定した。

3. 組織観察

組織観察は、各チタン棒を長さ5 mmに注水下で切断し、通法に従ってアルミナ粉末とダイヤモンド粉末(Buehler)で研磨を行い、ケミポリッシュ(松風)でエッチングし、光学顕微鏡を用いて行った。

4. 面分析

エックス線マイクロアナライザ(JXA 8200, 日本電子)を用い、研磨した試験片の炭素(C), 酸素(O), 鉄(Fe), チタン(Ti)についての面分析を加速電圧20.0 KVで行った。

5. 測定値の分散分析

ANOVAを用いて測定値の分散分析を行った。1%の危険率で有意差が認められた測定値については、文中に $p < 0.01$ にて表示した。

結 果

図1に引張強さの測定結果を示す。以下、図中のバーは標準偏差を示す。タイプ2の引張強さは 523.3 ± 1.1 MPa, タイプ4は 819.7 ± 17.0 MPaであった。 $(p < 0.01)$

図2に伸びの測定結果を示す。タイプ2の伸びは $25.1 \pm 0.8\%$, タイプ4は $19.7 \pm 1.5\%$ であった。 $(p < 0.01)$

図3に耐力の測定結果を示す。タイプ2の耐力は 384.3 ± 9.8 MPa, タイプ4は 645.6 ± 14.6 であった。 $(p < 0.01)$

図4に破断までの消費エネルギーを測定した結果を示す。タイプ2のエネルギーは 122.7 ± 3.7

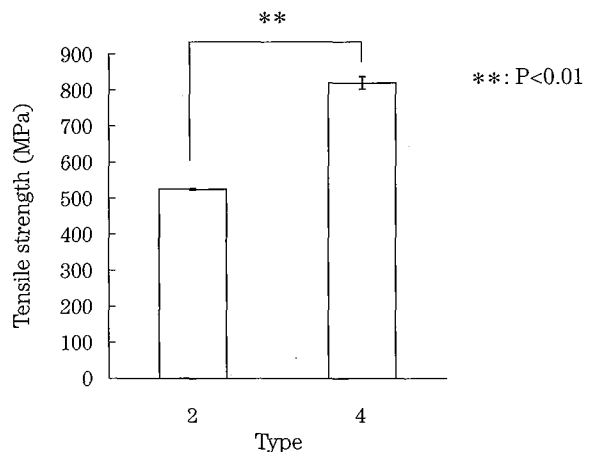


図1：タイプ2とタイプ4のチタン材の引張強さの測定結果

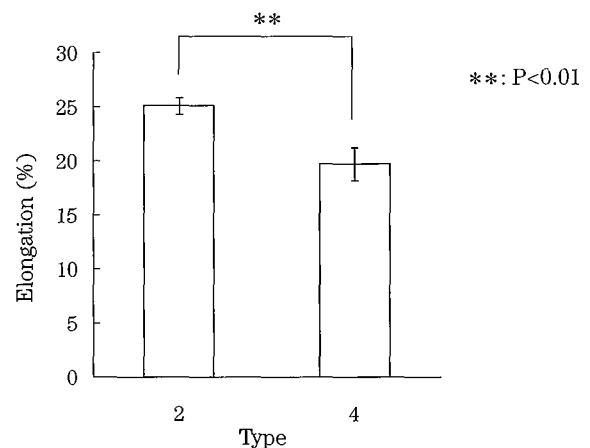


図2：タイプ2とタイプ4のチタン材の伸びの測定結果

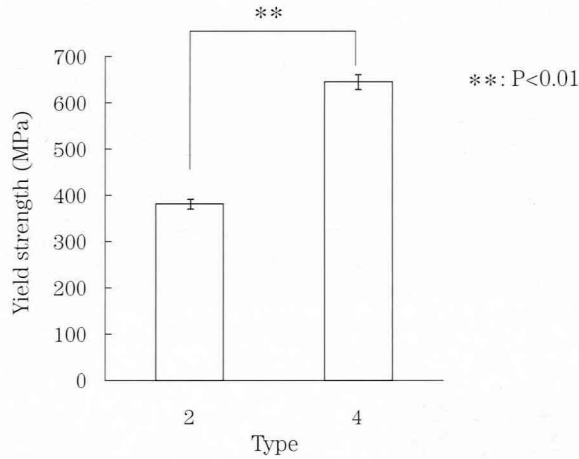


図3：タイプ2とタイプ4のチタン材の降伏強さの測定結果

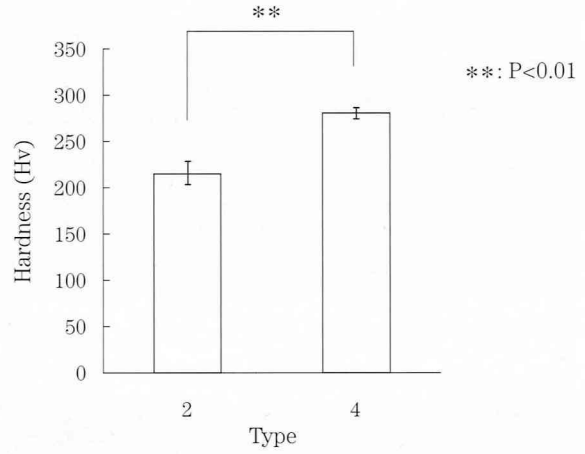


図5：タイプ2とタイプ4のチタン材の硬さの測定結果

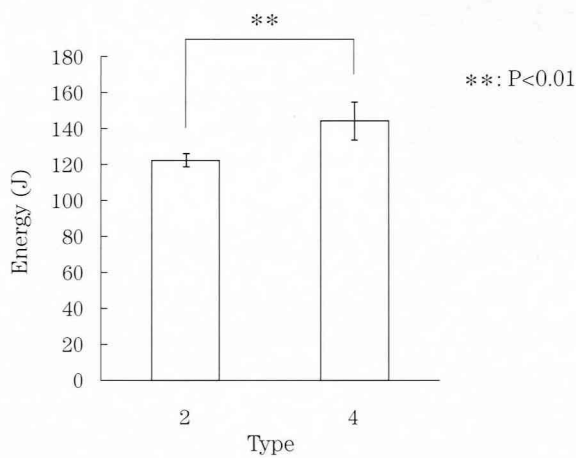


図4：タイプ2とタイプ4のチタン材の破断までの消費エネルギーの測定結果

J, タイプ4は 144.3 ± 10.4 Jであった。(p < 0.01)

図5に硬さの測定結果を示す。タイプ2の硬さは 215.0 ± 11.6 Hvであり、タイプ4は 280.7 ± 6.1 Hvであった。(p < 0.01)

図6に組織観察結果を示す。両者の結晶の大きさはほとんど差が認められなかった。しかし、タイプ2の組織は、矢印で示すようにタイプ4の組織とは異なった線状の像が観察された。

図7にタイプ2の図8にタイプ4の、C, O, Fe, Tiについての面分析結果を示す。

FeとO元素の分布に差が認められ、タイプ4の含有量が多いことが確認された。一方、タイプ4のTiはFeとOの含有量が多いことによってタイプ2よりも少ない濃度分布を示した。

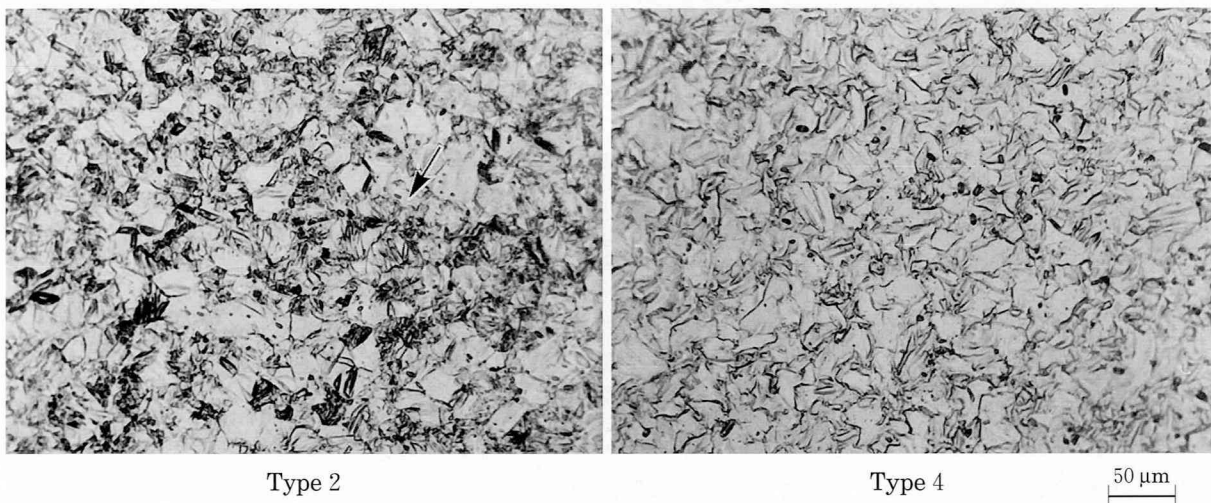


図6：タイプ2とタイプ4のチタン材の組織観察結果
a：タイプ2、b：タイプ4

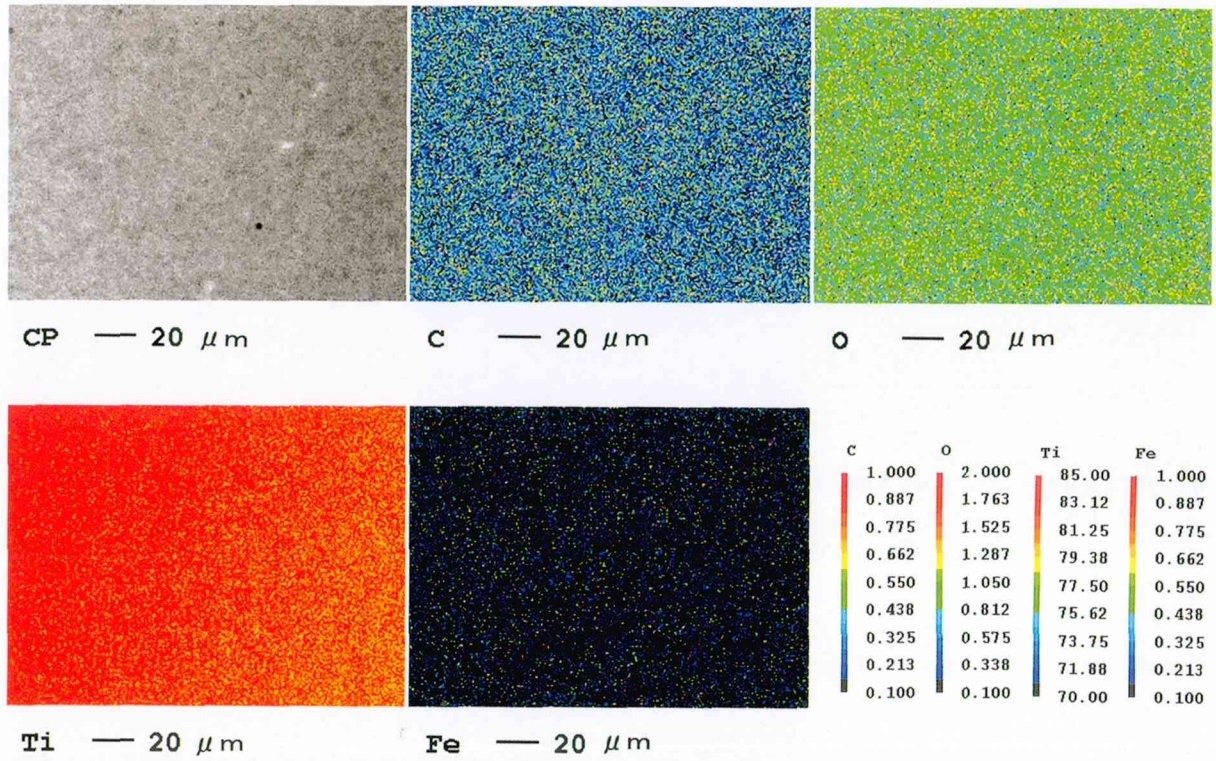


図7：タイプ2のC, O, Fe, Tiの面分析結果（色彩は濃度分布を示し、赤色が最大値、青色は最小値を示す。CPは組成像を示す。）

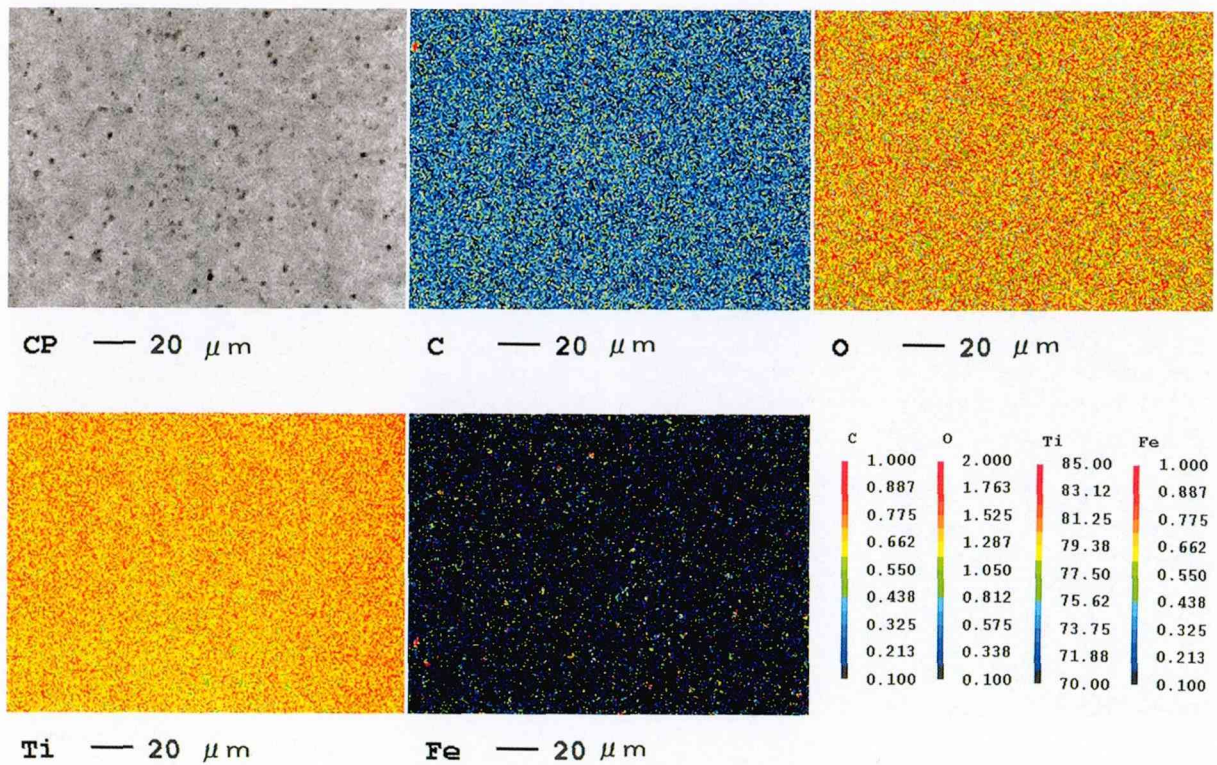


図8：タイプ4のC, O, Fe, Tiの面分析結果（色彩は濃度分布を示し、赤色が最大値、青色は最小値を示す。CPは組成像を示す。）

考 察

規格に提示されているようにタイプ2とタイプ4の機械的性質の差は固溶されている酸素、水素によって影響されている⁹⁾。引張強さは、タイプ2チタンは約520 MPa、タイプ4は約820 MPaであった。面分析の結果においても、タイプ4は特にFeとO元素の含有量が多く確認された。機械的性質の差は、固溶により結晶歪みが生じることに起因することが報告されており⁹⁾、この現象と同様にタイプ4はタイプ2よりも固溶によるひずみ量が多いと考えられる。タイプ4をインプラント材として用いた場合、咬合圧やブラキシズム等の応力負荷による変形や破折に対して、タイプ2よりも耐えることが出来ると考えられる。伸びはタイプ2が約25%、タイプ4が約20%であり、その差はわずか5%であった。耐力についてはタイプ2が約380 MPa、タイプ4が約650 MPaであった。この両者の差は270 MPaであった。耐力が大きい場合、咬合圧やブラキシズム等によって生じる応力負荷による塑性変形に対する抵抗力が大きくなることを意味している。破断までの消費エネルギーはタイプ2が約120 J、タイプ4が約140 Jでその差は20 Jであった。インプラント材として使用した場合この測定値が大きいほど靱性が大きく、繰り返される応力負荷に耐えられると思われる。

ビッカース硬さはタイプ2が約215 Hv、タイプ4が約280 Hvであり、その差は65 Hvであった。これは図7と8の各元素の分布状態が示しているように、タイプ4の固溶元素濃度が高いことに起因していると考えられた。

組織観察の結果、加工によって結晶粒内にスベリ線が生じることが報告されており¹⁰⁾、タイプ2に観察された像はこのスベリ線に関連した現象ではないかと考えられた。

タイプ4は、伸び以外のすべての測定値においてタイプ2よりも大きな値が得られた。引張強さが大きく、耐力も大きいことは塑性変形に対する抵抗力が大きいことを意味し、破断までの消費エネルギーの大きいことは靱性が大きいことを示している。この結果からタイプ4はインプラント加工用材料として優れており、特に破折傾向の高い直径の小さいインプラント体に用いることは良い

結果となると考えられる。したがって、タイプ4の生体反応について、今後さらに検討する必要性があるものと思われた。

結 論

市販されているチタン材はタイプ1からタイプ4に分類されている。規格はチタン材に含有される酸素、窒素と鉄の量によって機械的性質が定められている。本研究はタイプ2とタイプ4の知見を得るために引張強さ、伸び、耐力、破断までの消費エネルギー、硬さについて比較検討を行った。以下結論について示す。

引張強さ、耐力、破断までの消費エネルギー、硬さはタイプ2よりもタイプ4が大きかった。伸びはタイプ2よりもタイプ4が小さかった。タイプ4をインプラント材として使用することは、ブラキシズム等の応力負荷による破折頻度を減少するものと考えられた。タイプ4の機械的性質は、インプラント材として優れているものと考えられた。

謝 辞

実験の遂行にあたり、材料の提供および加工に協力を頂いた株式会社ヨシオカの吉岡茂社長、好村昌之工場長に心から感謝の意を表します。

文 献

- 1) 萩原益夫 (2004) 日本におけるチタン合金の研究・開発の現状, 第1版, 2-3. 丸善, 東京.
- 2) 伊藤充雄. 人工歯根・骨補填材材料. 西山 寛, 根本君也, 長山克也編 (2003) スタンダード歯科理工学, 第2版, 331. 学建書院, 東京.
- 3) Ratner BD, Hoffman AS, Schoen FJ and Lemons JE (2004) Biomaterials Science, Second ed, 824. ELSEVIER ACADEMIC PRESS, New York.
- 4) JISH 4600-1988 (1988) JIS チタン及びチタン合金の板及び棒. 日本規格協会, 東京.
- 5) JIS H 4600-2001 (2001) JIS チタン及びチタン合金の板及び棒. 日本規格協会, 東京.
- 6) 浅井澄人, 徐 輝 (2002) 2本連続の充実型インプラント体の破折症例, 日口腔インプラント誌 15: 446-50.
- 7) 大澤 薫, 宮崎 隆, 藤野 茂, 星野清興 (2003) インプラント体が破折した一症例, 日口腔インプラント誌 16: 88-9.
- 8) 江 永言 (2002) チタン展伸材と鑄造材の特性

比較, 歯材器 **21**: 139-45.

- 9) 森永卓一, 室町繁雄, 嵯峨敏郎, 財満鎮雄 (1964) 金属材料学, 19版, 258-9. 朝倉書店, 東京.
- 10) 木原譲二, 和泉 修編 (1997) 材料の性質とその変形挙動, 金属加工, 第2版, 52. 丸善, 東京.