

〔原著〕 松本歯学 31 : 155~159, 2005

key words : チタン—インプラント—引張強さ

## チタン棒材の直径と機械的性質の関係について

高橋 恭彦<sup>1</sup>, 寺島 伸佳<sup>2</sup>, 吉田 貴光<sup>2</sup>, 出口 雄之<sup>2</sup>, 伊藤 充雄<sup>2</sup>

<sup>1</sup>(社)日本歯科先端技術研究所

<sup>2</sup>松本歯科大学 歯科理工学講座

Relationship between diameter of titanium rods and mechanical properties

YASUHIKO TAKAHASHI<sup>1</sup>, NOBUYOSHI TERASHIMA<sup>2</sup>, TAKAMITSU YOSHIDA<sup>2</sup>,  
YUJI DEGUCHI<sup>2</sup> and MICHIO ITO<sup>2</sup>

<sup>1</sup>*Japan Institute for Advanced Dentistry*

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

### Summary

Mechanical properties of titanium wires can be greatly influenced by the degree of working. When titanium wires formed under different degrees of working are fabricated into abutments or fixtures, the thus prepared implant system would be constructed with different types of titanium materials. Since such an implant system with different titanium materials might cause undesired fracture, this situation should be avoided. In this study, three commercially available titanium wires (i.e., CPT3 with 3mm in diameter, CPT4 with 4mm in diameter, CPT5 with 5mm in diameter) were evaluated for their mechanical properties such as tensile strength, elongation, yield strength, energy to break and hardness.

The following conclusion is obtained :

1. For tensile strength, CPT4 showed the highest value, while CPT3 had the lowest value.
2. However, CPT3 showed the greatest elongation while CPT4 showed the lowest value, which was below the specification value.
3. The yield strength of CPT4 was the highest, while CPT3 had the lowest value.
4. CPT3 exhibited the highest value of energy to break, suggesting that CPT3 is superior in toughness.
5. Hardness of CPT3 had the lowest value, while there is no significant difference between CPT4 and CPT5.
6. Metallographic observation demonstrated twin structures in CPT4, indicating that a residual strain was involved in their microstructures.
7. Based on the above, material suppliers and manufacturers should be aware of these

data, and they should be required to provide titanium materials with constant mechanical properties.

## 緒 言

歯科用チタン製インプラント材はアバットメントやフィクスチャーの寸法に適した直径を有するチタン棒を用いて切削して作製している。このチタン材はそれぞれの直径に線引き加工されて製造が行われている。この加工によって、チタン材には転位密度が増加し、加工硬化が生じる。この加工硬化によって引張強さ、耐力、硬さは増加し、伸びは減少することが報告されている<sup>1-4)</sup>。線引き加工時の直径が小さくなるに従って、歪が増加する。この歪が一定量増加することによってチタン材の変形能は低下し、繰返される応力負荷によって亀裂が生じ、疲労破壊しやすくなる<sup>5)</sup>。切削に用いるチタン材の材質が直径によって異なるとインプラント材も各寸法において、同一にはならないことになる。したがって、チタン材の材質は直径が異なっても JIS に定める範囲の機械的性質であるべきである。近年、インプラント材の破折が報告されており、加工度の差異によるチタン棒の材質の劣化が原因のひとつと考えられる<sup>6-8)</sup>。本研究は市販されている JIS 2 種の加工度の異なる 3 mm, 4 mm と 5 mm のチタン棒の機械的性質が JIS に定める範囲であるのかまた、それぞれの機械的性質に差があるのか否かを明らかにするために、引張強さ、伸び、耐力、破断までの消費エネルギー、硬さと組織観察について検討を行った。

## 材料および方法

実験は JIS 2 種の直径 18 mm の母材ワイヤー（神戸製鋼）を 3, 4, 5 mm の直径に 620°C から 700°C で社内規格（新金属）に従って焼きなましを繰り返し行いながら、線引き加工を行ったチタン棒（以下、直径 3 mm のチタン棒を CPT 3、直径 4 mm を CPT 4、そして直径 5 mm を CPT 5 と表示する）を用いて行った。引張強さの測定は各チタン棒を長さ 10 cm に切断し、万能試験機（5882型、インストロン）を用い、1 分間に 1 mm 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、破断までの消費エネルギーについては万能試験機のコントロール部に組込まれたソフト（MEDLIN™, インストロン）を用いた。

硬さの測定は、各直径のチタン棒を長さ 5 mm に注水下で切断しピッカース硬さ計（HMV 2000, 島津）荷重 150 g を 15 秒間負荷し、試験片の中間部の 7 ヶ所について行った。

組織観察は各直径のチタン棒を長さ 5 mm に注水下で切断し、通法にしたがってアルミナ粉末とダイヤモンド粉末（Buehler）を用い研磨後ケミポリッシュ（松風）でエッチングし、レーザー顕微鏡（OLS 3000, 島津）を用いて 10 倍にて観察した。

## 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。なお、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  $p < 0.01$  と表示した。

## 結 果

図 1 に各直径と引張強さについての測定結果を示す。CPT 3 の引張強さは約 462 MPa, CPT 4 では約 650 MPa, そして CPT 5 で約 520 MPa であった。（ $p < 0.01$ ）

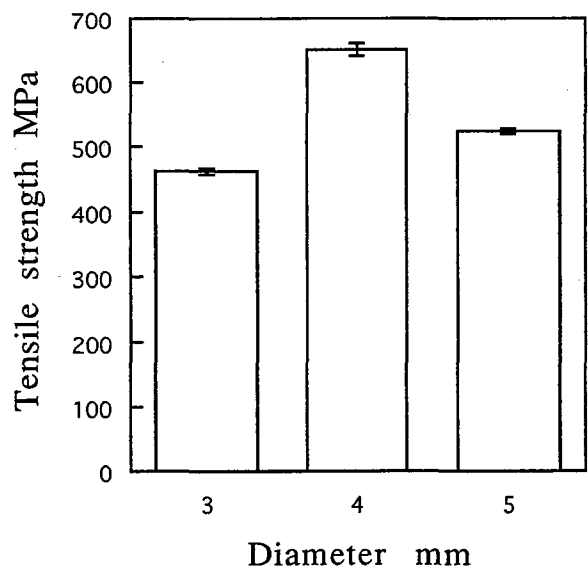


図 1：直径 3 mm, 4 mm と 5 mm のチタン材の引張強さの測定結果 ( $p < 0.01$ ) (I: SD を示す)

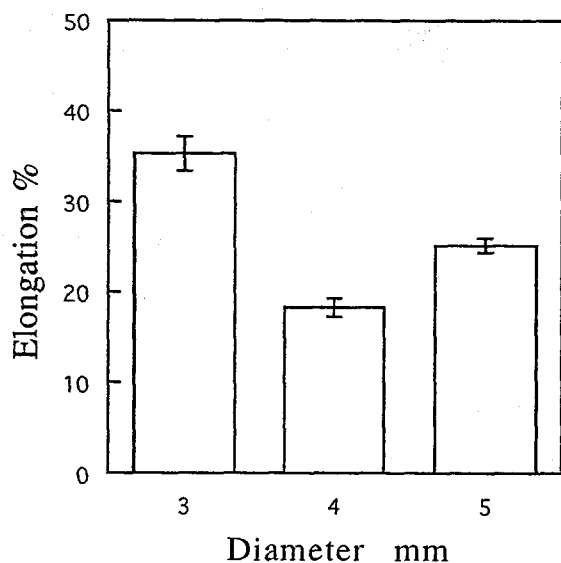


図2：直径3 mm, 4 mmと5 mmのチタン材の伸びの測定結果 ( $p < 0.01$ ) (I: SDを示す)

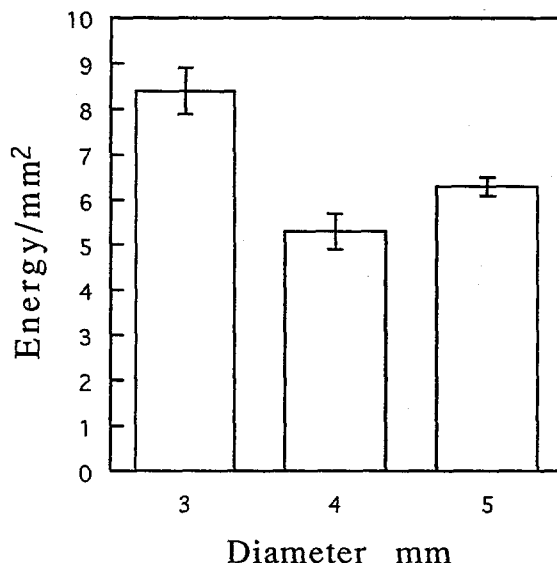


図4：直径3 mm, 4 mmと5 mmのチタン棒材の破断までに消費されるエネルギーの測定結果 ( $p < 0.01$ ) (I: SDを示す)

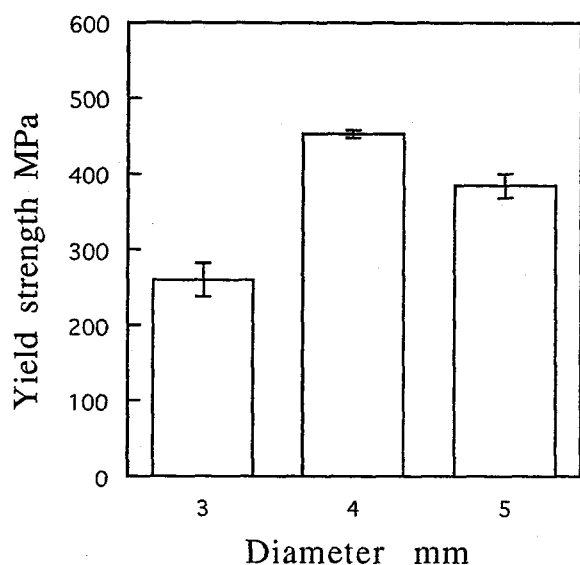


図3：直径3 mm, 4 mmと5 mmのチタン材の降伏強さの測定結果 ( $p < 0.01$ ) (I: SDを示す)

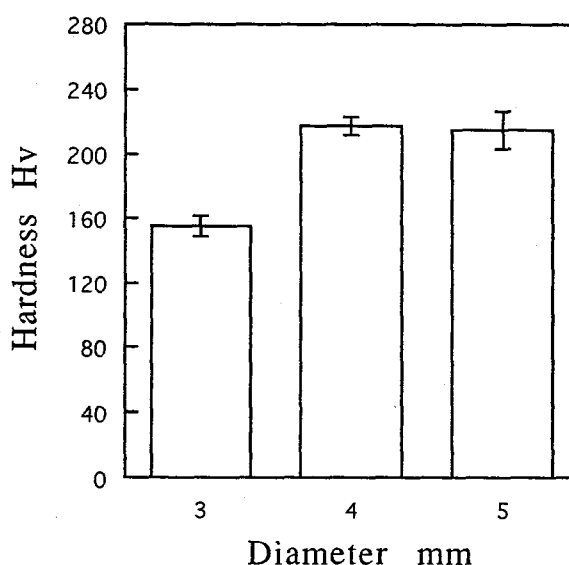


図5：直径3 mm, 4 mmと5 mmのチタン材の硬さの測定結果 ( $p < 0.01$ ) (I: SDを示す)

図2に各直径と伸びについての測定結果を示す。CPT 3の伸びは約35%, CPT 4では約18%, そしてCPT 5では約25%であった。 ( $p < 0.01$ )

図3に各直径と降伏点についての測定結果を示す。CPT 3の降伏点は約260MPa, CPT 4では約453MPa, そしてCPT 5では約384MPaであった。 ( $p < 0.01$ )

図4に各直径と破断までの単位断面積あたりの消費エネルギーについての測定結果を示す。CPT 3の破断までの消費エネルギーは約8.4 $J/mm^2$ ,

CPT 4では約5.3 $J/mm^2$ そしてCPT 5では約6.3 $J/mm^2$ であった。 ( $p < 0.01$ )

図5に各直径と硬さについての測定結果を示す。

CPT 3の硬さは約155Hv, CPT 4が約214Hv, そしてCPT 5は約215Hvであった。 ( $p < 0.01$ )

図6に各直径のチタン材の組織観察結果を示す。aはCPT 3, bはCPT 4そしてcはCPT 5の組織である。CPT 4は結晶が変形したときに生じるスベリ線が観察された。

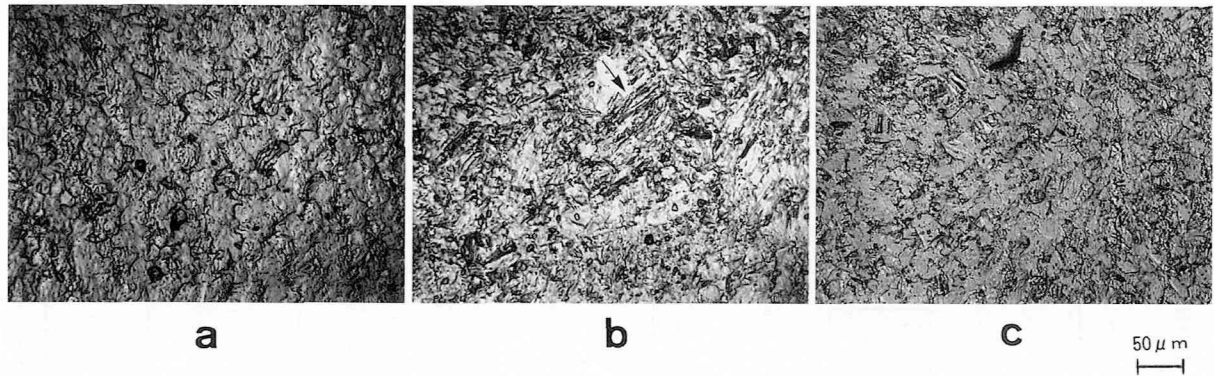


図6：直径3 mm，4 mmと5 mmのチタン材の組織の観察結果  
a：直径3 mm，b：直径4 mm，c：直径5 mm（矢印はスベリ線を示す）

### 考 察

線材はインゴットから所定の直径に加工し作製される。その作製方法は段階があり、初めは直径が大きい金型を使用し、所定の線材を線引する。そして徐々に直径を小さな線材に線引き加工している。したがって、線材は直径が小さいほど加工度は高くなる。加工度が高い金属材料は結晶の歪み密度の増加によって硬さは大きく異なり、加工度が高く歪み密度の高い材料は変形能が低く、繰返し応力に対する耐久性は減少する。この現象は疲労破壊といわれている<sup>1,2)</sup>。加えてチタンインプラント材にはさまざまな直径のチタン材が使用され加工されている。同じ規格のチタン材であれば直径が異なっても同様の機械的性質であることが望まれる。したがって出荷以前に熱処理によって加工歪は除去されているものと考えられてきた。しかしながら、本研究の結果、CPT 3のチタン材とCPT 4のチタン材の引張強さの差は約190 MPaであり、CPT 5との差は約60 MPaであった。CPT 4とCPT 5の差は約130 MPaでCPT 4の引張強さが大きい結果であった。各材料間の引張強さの差は同じチタン材でありながら大き過ぎると思われる。JISにおいては2種のチタンの引張り強さは340～510 MPaであると定められている。CPT 4の引張強さは規格よりも約110 MPaほど大きな測定値であった。

次に伸びについてはCPT 4が約18%であり、CPT 4はCPT 3の約1/2の伸びであった。JIS 2種のチタンの伸びは23%以上であると定められている。したがって、CPT 4の伸びについては規格外となり、改良すべき点であると考えられ

た。

降伏点はCPT 3とCPT 4の差は約190 MPaとCPT 4が大きいものであった。JIS 2種の降伏点は215 MPa以上であると定められている。すべてのチタン棒は規格内であった。

各チタン材の破断までに消費されるエネルギーを測定した結果、CPT 3が最も大きく、ついでCPT 5であり、CPT 4が最も小さかった。CPT 4を用いて加工したインプラント材が口腔内で破断するまでに必要なエネルギーは最も少なく靱性の低いことが明らかとなった<sup>9)</sup>。

硬さはCPT 3が最も小さくCPT 4とCPT 5の差はわずかに認められた。加工した場合、結晶の歪み密度の上昇に伴って硬さが増加し、加工硬化が生じる。山内らは加工前のチタン材の硬さが150 Hvであるのが最初の肉厚よりも60%薄くなるように圧延したチタン材の硬さは240 Hvまで増加したことを報告している<sup>10)</sup>。しかしながら、本研究では加工度が最大のCPT 3が最も硬さが小さく、CPT 5とCPT 4の硬さの差はなかった。これは加工した後、焼きなましを施しているためであると考えられる。純チタンの本来の硬さは約150 Hvであり、CPT 3の硬さは約155 Hvを示している。この結果からCPT 3は加工後、焼きなましによって加工歪みが除去されたものと考えられる。一方、CPT 4は伸びの測定値から推察すると加工歪みの残留量が多いと考えられる。

組織観察においてCPT 3とCPT 5は加工に伴うスベリ線がほとんど認められないが、CPT 4についてはスベリ線が多く存在している状態が観察された。この点からもCPT 3とCPT 5よりもCPT 4に残留する歪みが多いものと考えられ

た。また、疲労破壊は45°のスベリ面から亀裂が生じることが報告されており、結晶の乱れが認められるCPT4は疲労破壊が生じやすいと考えられる<sup>13)</sup>。今後は市販されている直径の異なるインプラント材の機械的性質について検討する必要性が示唆された。

### 結 言

線材としてのチタン材は加工度によって機械的性質が大きく影響される。加工度の異なる材料を用いてアバットメントやフィクスチャーを加工した場合、それぞれに異なった機械的性質のインプラント材となる可能性がある。このようなことはインプラント材の破折等の原因になるために避けなければならない。チタン材としては加工度が異なっても一定の機械的性質であるべきである。したがって本研究は市販されている各種直径の異なるJISチタン材の機械的性質について検討を行った。以下の結言が得られた。

1. 引張り強さはCPT3のチタン材が最も小さくCPT4が最も大きかった。
2. 伸びはCPT3のチタン材が最も大きくCPT4が最も小さく規格外であった。
3. 耐力はCPT4のチタン材が最も大きく、CPT3が最も小さかった。
4. 破断までの消費エネルギーはCPT3のチタン材が最も大きく靱性に優れた材質であった。
5. 硬さはCPT3が最も小さくCPT4とCPT5のチタン材は差が認められなかった。
6. 組織観察の結果、CPT4のチタン材には加工に伴うスベリ線が多く認められることから、残留歪みが存在していると考えられた。
7. チタン材の製造会社は加工度の異なるチタン

材の機械的性質をJISの規格の範囲にして供給すべきであると考えられた。

### 謝 辞

実験の遂行にあたり材料の提供および加工に協力いただいた(株)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) 金子秀夫(1965)金属物性工学概論, 第2版, 138-46, 朝倉書店, 東京.
- 2) 橋口隆吉(1968)近角聡信結晶の強度, 初版, 108-36, 朝倉書店, 東京.
- 3) 石田二郎, 和田次郎(1964)新制機会材料, 25版, 169, オーム社, 東京.
- 4) 橋口隆吉(1967)格子欠陥と金属の機械的性質, 初版, 43, 丸善, 東京.
- 5) ИВАНОВА В. С. (横堀武夫, 他訳, 1970): 金属の疲労破壊, 117, 丸善, 東京.
- 6) 保志美砂子, 松下恭之, 木原優文, 古谷野 潔(2002)インプラント破折に関する生体力学的検討. 日口腔インプラント誌 **15**: 192-8.
- 7) 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.
- 8) 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.
- 9) 西山 寛, 根本君也, 長山克也, 他(2003)スタンダード歯科理工学, 第2版, 331, 学建書院, 東京.
- 10) 山内鴻之祐(2004)チタン合金の研究-開発の最前線, 初版, 33, 丸善, 東京.
- 11) 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, 238, アイピーシー, 東京.