

# Niフリー Ti 合金製歯列矯正器具の開発

西 喜久雄\* 鄭 澤均\*\* 鏡屋 匡<sup>1)</sup>\*\*  
 正橋直哉<sup>2)</sup>\*\* 花田修治<sup>3)</sup>\*\*

## 1. はじめに

歯列矯正治療においては、弾性応力を受けた歯が長時間(1~2年)をかけて正しい位置・向きに移動・調整される。このときの弾性応力は、複数の歯の表面に装着(接着)した支持具(ブラケット)にアーチ状の金属細線(アーチワイヤ)を通して結紮(両端を固定)することにより、継続的に歯に負荷される。

現在、矯正治療に使われているアーチワイヤには、ニチノール(Ni-Ti)、ベータ Ti 合金( $\beta$ III: Ti-11.5Mo-6Zr-4.5Sn など)、Co-Cr-Ni 合金(エルジロイ: Co-21Cr-16Fe-14Ni-8Mo など)、ステンレス鋼(SUS304など)があり、これらのアーチワイヤは弾性率の違いにより使い分けられる。治療の初期段階では、患者の痛み・不快感を軽減し、ゆっくりとした歯の移動を促すため、低い弾性応力が負荷される。この目的のためには、一定の低応力を負荷できる超弾性ニチノール・アーチワイヤが最適である。治療の中間段階ではしばしば $\beta$ Ti合金が用いられる。 $\beta$ Ti合金の弾性率(代表的なアーチワイヤ用 $\beta$ III合金の縦弾性係数: 67 GPa<sup>(1)</sup>)は、Fe合金やCo合金(200~270 GPa)に比べて低く、降伏強度が比較的高い( $\beta$ IIIの0.1%降伏強度: 約 835 MPa<sup>(1)</sup>)ために、大きな弾性回復ひずみが得られる。また、ニチノールとは異なり、歯科医が装着時にワイヤを容易に曲げ加工できるメリットがある。治療の最終段階では高弾性率のCo-Cr-Ni合金やステンレス鋼が用いられ、仕上げの微調整が行われる。

アーチワイヤの曲げ剛性は、厳密には、縦弾性係数だけで

なく、断面二次モーメントにも依存するので、断面形状とサイズを考慮して剛性を高めた $\beta$ Ti合金を最終段階に使用することもできる。このようにして矯正された歯列を安定化させるために、弾性率の低い $\beta$ 合金(Ti-Nb)を補足的に用いることもある。

一方、金属ブラケットには、Ti合金(Ti-6Al-4V)やステンレス鋼(SUS630)が使われている。ブラケットは微細で複雑な形状をしているので、塑性加工と精密切削加工またはMIM(Metal Injection Molding)法で製造されるが、塑性加工を利用する場合には、現用Ti合金は冷間加工性に劣るので、ステンレス鋼製ブラケットの方が製造は容易である。

このように、多種類の合金によるアーチワイヤとブラケットが開発・使用されているが、両器具は口腔内で常に接触しているため、異種合金の組み合わせではガルバニック電流が発生し易く、その結果、脳活動の混乱や頭痛・肩こりまたは関節痛を起こす場合がある。また、Niアレルギーのある患者にはNiを含む合金は使用できない。そこで、Niフリーの安全・安心なTi合金で、しかも同一の合金系で、超弾性アーチワイヤ、低弾性率アーチワイヤおよびブラケットを開発した。

Niフリーの生体適合性Ti合金の超弾性や形状記憶特性については、最近、多くの研究成果が報告されている<sup>(2)</sup>。その中で、生体用Ti合金として開発され、超弾性発現条件<sup>(3)(4)</sup>および機械的性質<sup>(5)(6)</sup>が詳しく調べられているTi-Nb-Sn合金に着目した。

## 2. 超弾性アーチワイヤ

$\beta$ Ti-Nb-Sn合金のマルテンサイト変態温度は合金組成に極めて敏感である<sup>(3)(4)</sup>ため、体温で超弾性を発現させるためには、合金組成、すなわち、マルテンサイト逆変態終了温度( $A_f$ )を厳密に制御しなければならない。そのためには、合金組成を均一化・最適化した線材作製と、時効による変態温度の微調整が不可欠である。アーク溶解した合金(公称組成: Ti-16 mol%Nb-4.8 mol%Sn)を素材として、真空プラ

\* トミー株式会社研究部主任研究員

\*\* JST 研究員

\*\*\* 東北大学金属材料研究所

1) 研究生 2) 附属研究施設大阪センター教授

3) 名誉教授

Development of Orthodontic Devices Made by Ni-free Ti Alloys; Kikuo Nishi\*, Taek-Kyun Jung\*\*, Tadasu Abumiya\*\*\*, Naoya Masahashi\*\*\*, Shuji Hanada\*\*\* (\*Tomy Inc., \*\*JST, \*\*\*Tohoku University)

2009年11月4日受理

ズマ溶解を横型銅鑄型中で複数回繰り返した後、プラズマ再溶解して、連続的に縦型銅鑄型中に鑄込んで丸棒インゴット(直径 40 mm $\phi$ 、長さ 250 mm)を作製した。このインゴットを熱間鍛造、スウェージ加工、引抜き加工することにより、0.4 mm $\phi$  の線材とした。この合金は冷間加工性に優れるので、難加工性ニチノールとは対照的に、中間焼鈍をすることなく細線加工が可能である。溶体化処理後、 $A_f$  調整用時効熱処理<sup>(4)</sup>を行った。比較的低温(393–423 K)での時効により  $A_f$  が低下し、応力-ひずみ曲線は著しく変化するのが観察された。図 1 は 393 K で 30 min 時効熱処理した Ti-16 mol% Nb-4.8 mol% Sn 線材の体温(310 K)における応力-ひずみ曲線で、最大付与ひずみを増加させながら、繰り返し変形している。比較のために溶体化のままの結果も図中に示す。時効により超弾性が明瞭に観察されるようになることが分かる。この時効処理で電子回折図形にはほとんど変化が現れないが、縦弾性係数は僅かに増加傾向を示すことが確認されていることから、 $\beta$  相の相分解( $\alpha$  または  $\omega$  相析出)あるいはその前駆現象が起り、 $\beta$  相が安定化することによって  $A_f$  が低下し、応力-ひずみ曲線に変化が現れると考えられる。

時効線材を JIS 規格による歯列矯正用ワイヤの曲げ試験で評価した結果をニチノールと比較して図 2 に示す。超弾性によるひずみ回復量に僅かに違いが見られるが、これは TiNb 合金の変態ひずみがニチノールより小さい<sup>(7)(8)</sup>ことに起因すると考えられる。矯正治療において重要なのは除荷後の荷重-変位挙動であり、本合金には除荷後に荷重減少の少ない変位域が広く存在するので超弾性ワイヤとして利用できる。

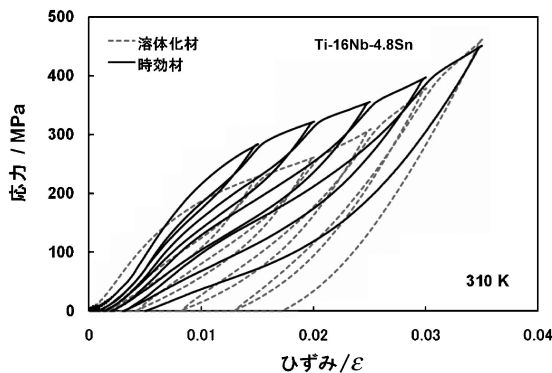


図 1 繰り返し負荷・除荷したときの引張応力-ひずみ曲線。

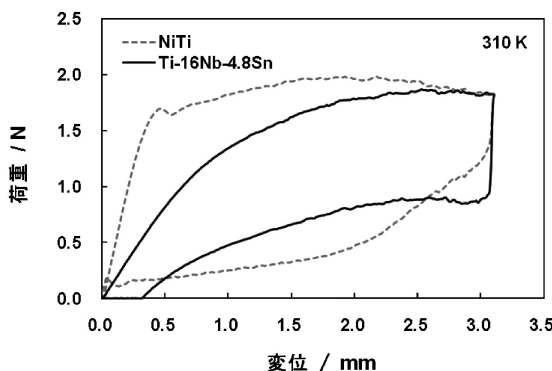


図 2 三点曲げ試験 (JIS) による超弾性評価。

### 3. 低弾性率( $\beta$ Ti 型)アーチワイヤ

熱間圧延後、スウェージと引き抜きにより作製した near- $\beta$  型 Ti-16 mol% Nb-5.5 mol% Sn の線材(0.4 mm $\phi$ )を各温度で熱処理(保持時間 30 min)したときの機械的性質を図 3 に示す。加工のままの縦弾性係数は 44 GPa であるが、熱処理温度の上昇とともに 71 GPa まで増加し、それ以上の温度では減少する。一方、0.1% 降伏強度は、加工のままでは 615 MPa であるが、熱処理により 1200 MPa 以上に達する。そのため、例えば、673 K で熱処理することにより、 $\beta$  III と同レベルの縦弾性係数 67 GPa と、 $\beta$  III より高い 0.1% 降伏強度 1160 MPa が得られるので、大きな弾性回復ひずみが発現し、低弾性率アーチワイヤとして利用できる。また、673 K の上下温度で熱処理することにより、縦弾性係数を 55~70 GPa の範囲で変えられる。

アーチワイヤの作製プロセスで重要な技術にアーチ形状付与がある。通常、線材をアーチ形状の断面をもつ枠型に巻きつけ、800 K 以上で熱処理することにより形状を付与する。超弾性アーチワイヤのように、溶体化処理温度が 800 K 以上の場合には、この方法で溶体化と同時にアーチ形状を付与できるが、低弾性率アーチワイヤのように、線材加工後 600~750 K での熱処理が特性発現に必要な場合には従来法では形状付与ができない。そこで、アーチ形状付与条件を検討した結果、線材の最終加工率の増加または応力負荷下での熱処理(tension anneal)により、アーチ形状付与のための熱処理温度を下げられることを見出した。図 4 に (a) 円形断面(0.4

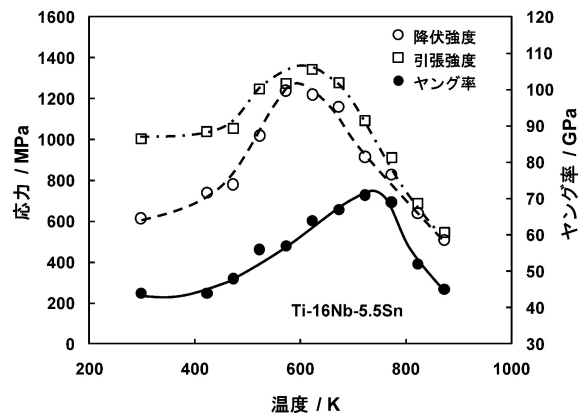


図 3 Ti-16 mol% Nb-5.5 mol% Sn 線材の機械的性質の熱処理温度依存性。

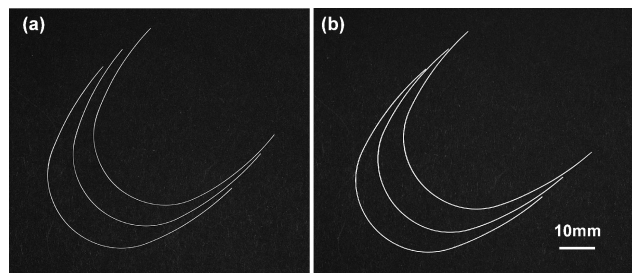


図 4 低弾性率  $\beta$ Ti 型アーチワイヤの外観。

mmφ)と(b)長方形断面(0.4 mm×0.55 mm)をもつTi-16 mol%Nb-5.5 mol%Sn 低弾性率アーチワイヤの外観を示す。これらのアーチワイヤでは熱処理条件、断面形状とサイズを制御することにより、曲げ剛性を広い範囲で変化させることができる。

#### 4. ブラケット

Ti-16 mol%Nb-5.5 mol%Sn 合金は冷間加工性および切削性に優れるので、異形断面線材への塑性加工およびその後の切削・成形加工でブラケットを作製した。線材長手方向の重心線に対して非対称な断面をもつ異形断面線材の加工においては反りが発生しやすいので、切削加工前に矯正用 tension anneal を行った。直線化矯正は焼鈍温度が高いほど容易になるが、著しい硬度低下(軟化)を伴う。そこで、最終製品に求められる硬度、直線化矯正が容易な温度および成形加工性を考慮して、図5に示した硬度の焼鈍温度依存性から、830 Kを焼鈍温度とした。切削加工したブラケットを研磨した後、ブラケットと歯との接着性を向上させるため、ブラケット裏面にメッシュ状ベースを接合して最終製品とした(図

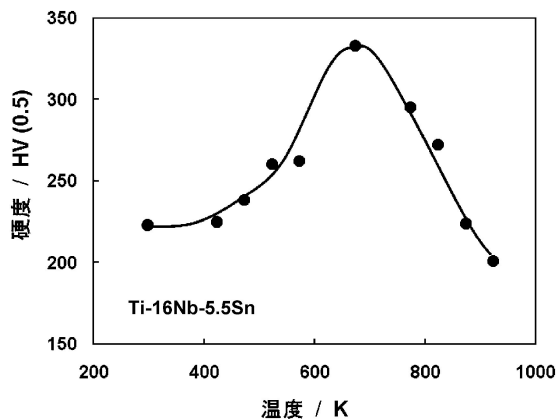


図5 異形断面加工線材の熱処理による硬度変化。

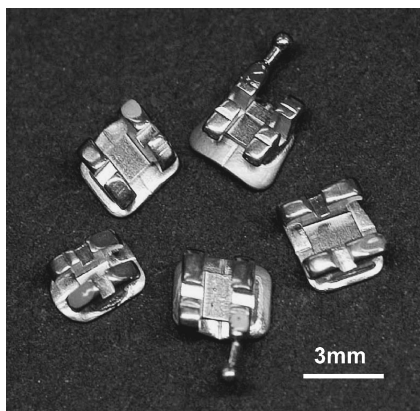


図6 口腔内での上下・左右の歯の形状に合わせて使用されるサイズ・形状の異なるブラケット製品の代表例。

6). 開発したブラケットについては、耐食性試験、経時特性試験、アーチワイヤとの摩擦抵抗試験などを行い、従来品(SUS630)を凌ぐ特性が得られることを明らかにした。なお、開発したブラケットは「チタンブラケット」として製造販売の認証を取得した。

#### 5. ま と め

歯列矯正用器具であるアーチワイヤとブラケットをNiフリーの生体適合性合金(組成の僅かに異なる2種類のTi-Nb-Sn合金)で作製する技術を開発した。同一の合金系によるアーチワイヤとブラケットの組み合わせは世界初の成果であり、ガルバニック電流によって誘発される頭痛、関節痛などの各種症状を抑制できると考えられる。アーチワイヤについては、合金組成と加工熱処理条件を最適化することにより、超弾性ばかりでなく、低弾性率(縦弾性係数55~70 GPa)・高強度(0.1%降伏強度700~1200 MPa)による大きな弾性回復ひずみを付与できることを示した。断面形状とそのサイズを考慮することにより曲げ剛性を広い範囲で制御可能であるので、Ti-Nb-Sn合金アーチワイヤは歯列矯正治療のすべての段階に対応できる。また、Ti-Nb-Sn合金ブラケットについては、簡便な成形加工技術が開発され、量産化に成功したので、現用のNiを含むステンレス鋼製ブラケットやVを含むチタン合金製ブラケットを代替できる。

以上の結果が示すように、今回開発したアーチワイヤとブラケットは、安全・安心な歯列矯正治療に貢献するものと期待される。

#### 6. 特 許

国内特許第3521253号および米国特許 US 6,786,984 B1 を取得している。

本研究開発は科学技術振興機構重点地域研究開発プログラム「育成研究」の支援により行われたものである。

#### 文 献

- (1) W. H. Guo, M. Iijima, W. A. Brantley, W. A. T. Clark and A. B. Wade: J. Dental Research, **81**(2002), A173.
- (2) S. Miyazaki, H. Y. Kim and H. Hosoda: Mater. Sci. Eng., **A438-440**(2006), 18.
- (3) E. Takahashi, T. Sakurai, S. Watanabe, N. Masahashi and S. Hanada: Mater. Trans., **43**(2002), 2978.
- (4) F. Nozoe, H. Matsumoto, T. K. Jung, S. Watanabe, T. Saburi and S. Hanada: Mater. Trans., **48**(2007), 3007.
- (5) H. Matsumoto, S. Watanabe and S. Hanada: Mater. Trans., **46**(2005), 1070.
- (6) H. Matsumoto, S. Watanabe and S. Hanada: J. Alloys Comps., **439**(2007), 146.
- (7) H. Y. Kim, Y. Ikehara, J. I. Kim, H. Hosoda and S. Miyazaki: Acta Mater., **54**(2006), 2419.
- (8) S. Miyazaki, S. Kimura, K. Otsuka and Y. Suzuki: Scripta Metall., **18**(1984), 883.