

# アレルギーを考慮した医科歯科用マイクロねじの開発に関する研究

東海大学 精密工学科

教授 吉田一也

(平成 21 年度一般研究開発助成 AF-2009026)

キーワード: マイクロねじ, 医科歯科, アレルギー, 塑性加工, インプラント

## 1. 研究の目的と背景

近年, 各国における高齢化の進行に伴い, 安価かつ人にやさしい医療機器の開発に注目が集まっている. 歯科分野においては患者の生活の質の意識が年々高まり, 最近, 有床義歯からインプラントへ置き換わりつつある傾向がみられる.

医科歯科用材料には高強度, 高耐食性並びに高耐磨耗特性, 更には耐アレルギーなど生体毒性がないことなどが求められ, 適用するにはこれらの条件を満足しなければならない. そのため, 医科歯科用材料の多くはチタン合金やステンレス鋼が使用されている<sup>1)</sup>. しかし, 歯科インプラント用ねじに使用されているチタン合金 Ti-6Al-4V にはバナジウムとアルミニウムが含有しており, これらの成分の細胞毒性と神経毒性が懸念されている. それに加え, チタン合金は冷間での塑性加工性が悪いため, ねじは切削加工により製作されており, 製品価格は非常に高価となる欠点もある.

そこで, 本研究では歯科インプラントの生体適合性・耐アレルギーの向上並びに価格低減を図り, 塑性加工による純チタン製歯科インプラント用ねじの製作の可否及び実用化について検討した. また, 塑性加工によるねじ製作には伸線材を使用するため, 純チタンの伸線加工における最適加工条件についても検討した.

## 2. 実験方法

本研究では伸線, 圧造及び転造加工により図 1 に示す歯科インプラント用ねじを製作した. 図 2 に伸線加工における 1 パスの断面減少率  $R/P$  並びに総断面減少率  $Rt$  の定義を示し, 表 1 には本研究で使用した  $\phi 5$  mm の純チタン線の化学成分値を示す. また, 表 2 には伸線加工条件を示す. 伸線加工における最適加工条件の検討では最適潤滑剤の選定, 酸化膜の有用性及び引太り, 引細り現象の傾向について調べた. なお, ねじ製造にはダブルヘッド方式の圧造機と平ダイス方式の転造機をそれぞれ使用した. 製作した歯科インプラント用ねじの評価では成形の可否を確認した後, ねじり破断トルク試験, 硬さ試験及び衝撃試験により従来品と比較を行い, 純チタン製歯科インプラント用ねじが実用性について検討を行った.

## 3. 純チタンの伸線における最適加工条件

### 3. 1 純チタンにおける最適潤滑剤の選定

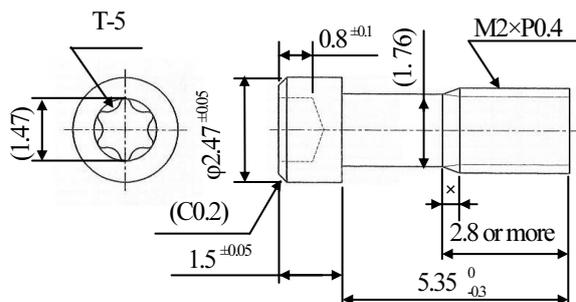


図 1 製作する歯科インプラント用マイクロねじ

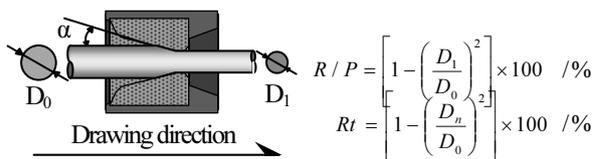


図 2 伸線加工における 1 パス及トータルのリダクション<sup>2)</sup>

表 1 用いた純チタニウムの化学成分 wt%

Fe	N	O	C	H	Ti
0.046	0.005	0.031	0.007	0.0013	Bal

表 2 伸線加工の条件

Die material	WC
Die half angle / deg	6
Drawing velocity / mm/min	500

純チタンにおける最適な潤滑剤の選定を行うため, 4 種類の潤滑剤を使用し, 引抜き応力及び伸線材の表面性状を比較した. 使用した潤滑剤は樹脂系並びに石油系潤滑材, ステアリン酸ナトリウム粉石鹼, 軟質金属の伸線加工に用いられるルブライト Lublight® である. 各潤滑剤における引抜き応力の比較を図 3 に,  $Rt=65.9$  %時の伸線材表面の SEM 画像を図 4 に示す.

図 3 より樹脂系潤滑剤を使用した際の引抜き応力が最も低く, 伸線限界も最も高い結果が得られた. 特に  $Rt=90$  %以上まで伸線加工を行えたのは樹脂系潤滑剤だけであり, 図 4 の伸線材の表面性状からも良好な表面性状が得られていることがわかる. 従って, 純チタンにおける最適潤滑剤は樹脂系潤滑剤であると判断した.

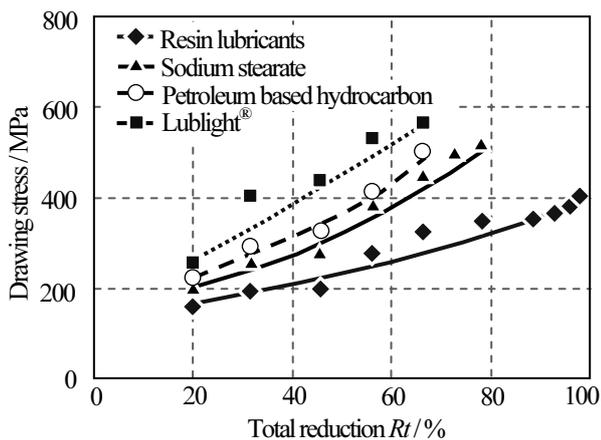


図3 潤滑剤が引抜き応力に与える影響

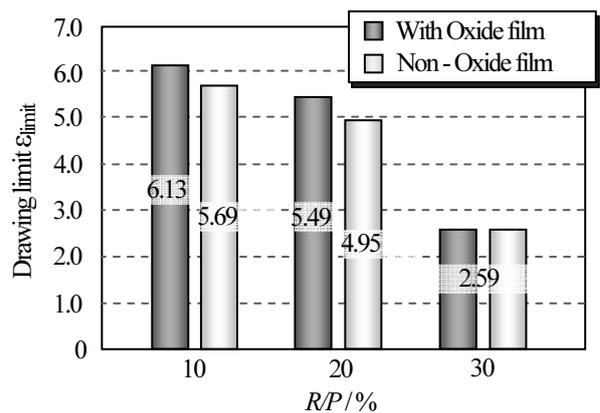


図5 酸化皮膜の有無が伸線限界に与える影響

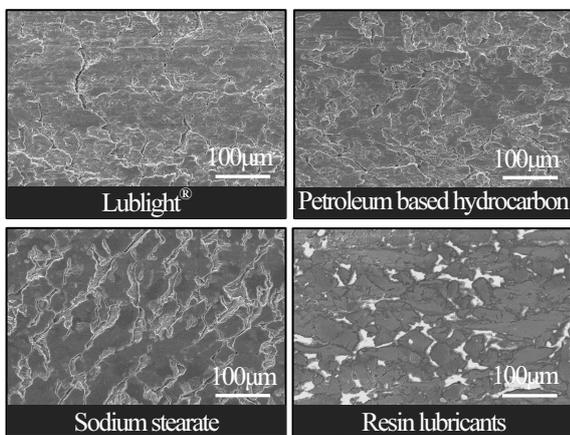


図4 各種潤滑剤を用い、 $Rt=65.9\%$ まで伸線した線材の表面写真

### 3.2 純チタンの伸線加工における酸化皮膜の影響

通常、酸化皮膜は伸線性を阻害するため鋼線の伸線加工では、ショットブラストや酸洗いにより取り除いている。しかし、純チタンにおいては酸化皮膜を付着させることで伸線性が向上することも考えられる<sup>2,3)</sup>。そこで、純チタンにおける酸化皮膜の有効性について検討するため、酸化皮膜が付着した線材と付着していない線材を用意し、引抜き応力、伸線限界並びに表面性状を調べた。図5に1パスリダクション  $R/P$  が10~30%で伸線を行った際の伸線限界を示す。また、一例として  $R/P=20\%$ で伸線した際の引抜き応力及び線材表面のSEM画像をそれぞれ図6と図7に示す。なお、伸線限界は塑性ひずみ ( $\epsilon_{\text{limit}} = \ln[A_0/A_n]$ ) で定義した。図4より  $R/P$  が高ければ伸線限界に差は生じていないが低断面減少率の伸線では差が表れ、酸化皮膜を付着させた方の伸線性が高いことがわかる。

図5からも酸化皮膜を付着させた方の引抜き応力が約10%低下していることもわかる。図6では酸化皮膜を付着させた方の表面性状は良好であるのに対し、酸化皮膜を付着させていない線材表面にはダイスマークが表れていることがわかる。以上のことから

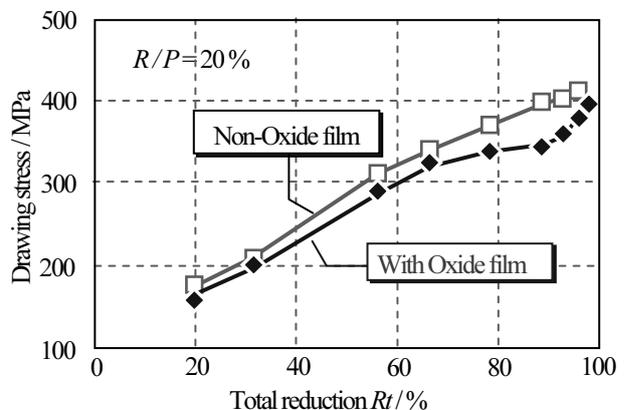


図6 酸化皮膜の有無が引抜き応力に与える影響

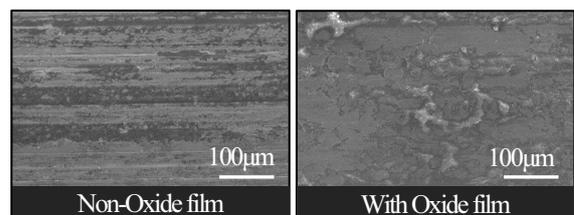


図7  $Rt=92.6\%$ まで伸線した線材表面のSEM写真

酸化皮膜を付着させることで潤滑性能が向上したと推測される。よって、純チタンにおける酸化皮膜の付加は有用であるといえる。

### 3.3 $R/P$ が伸線材の寸法精度に及ぼす影響

伸線材の寸法は引太りや引細り現象によって所定のダイス孔径と異なる場合がある。本現象の程度は伸線に使用する材料や  $R/P$  によって異なり、正確なパススケジュールを組むためには引細り並びに引太り現象の傾向を把握することは重要となる。本研究では純チタンを用いた際の引太り、引細り現象を把握すべく、伸線後の線材直径を測定し、ダイス孔径に対しての伸線材の直径変化率  $\eta$  を求めた。その際、 $R/P$  は10~30%の条件で伸線加工を行った。 $R/P$  と  $\eta$  の関係を図8に示す。図8より直径変化率はいずれ

の  $RP$  の場合においても  $Rt$  の増加に伴い分散するが、 $\pm 1\%$  以内に収まっていることがわかる。特に  $RP$  が低い条件ほど引太りの傾向を示し、 $RP$  が高い条件ほど引細りの傾向が現れることが確認できる。これは  $RP$  が低い条件では材料に弾性回復が起こりやすく、 $RP$  が高い条件では伸線ダイスによる変形に加え、高い引抜き応力により、線材が引張られるため、このような傾向が現れたと推測される。

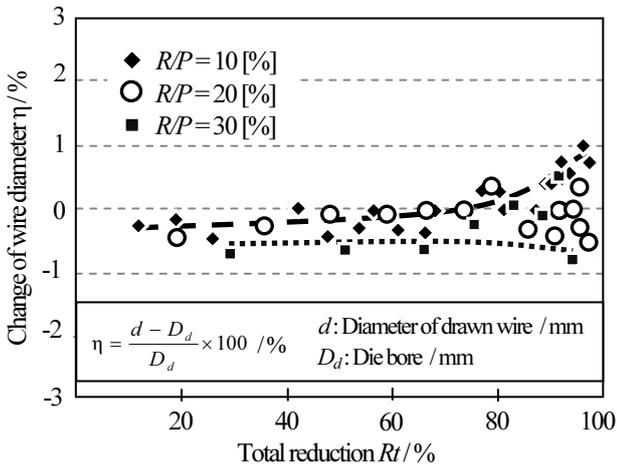


図8 各引抜き条件における引抜き線材の直径変化

#### 4. 純チタン製歯科インプラント用ねじの製作

##### 4.1 歯科インプラント用ねじ製作の成形限界

純チタン製歯科インプラント用ねじの成形の可否と成形限界を調べるため、伸線加工により硬さを変えた伸線材を用意し、各線

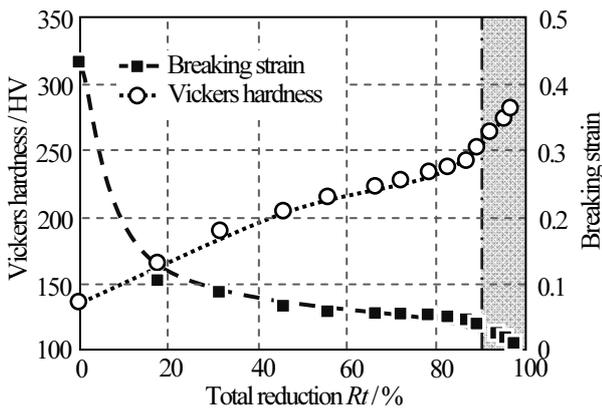


図9 伸線材の機械的性質の変化と伸線限界

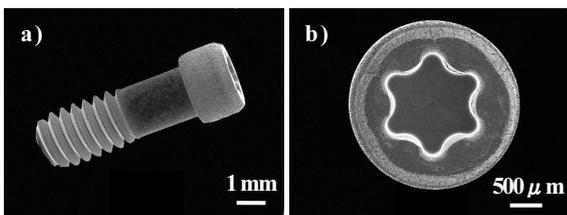


図10 製作した歯科インプラント用ねじ

材でねじの製作を行った。図9に伸線材の機械的性質とねじの成形限界を示し、図10に製作した歯科インプラント用ねじの外観写真を示す。図9より純チタンを用いた際の成形限界は  $Rt=91\%$  であり、それ以上の加工度の伸線材を使用すると圧造加工時にねじ頭部に割れが発生することが確認できた。従って、図10に示す割れない良好な歯科インプラント用ねじを得るには伸線材のビッカース硬さを  $260\text{HV}$  以下、引張り試験における破断ひずみを  $0.05$  以上の線材を選択する必要がある。

##### 4.2 ねじのねじり破断トルク試験

純チタンねじは従来のチタン合金ねじに比べ材料強度が低いため、製作したねじのねじり破断トルク試験を行った。ねじり破断トルク試験とは、ねじ部を治具に固定してねじが破断するまでねじり、最大トルクを調べる試験法である。本試験より得られたねじり破断トルクとねじ製作に用いた伸線材の硬さの関係を図11に示す。なお、ビッカース硬さは成形限界までの  $135\sim 260\text{HV}$  の伸線材を用意し、圧造及び圧造加工を施しねじを製作した。図11より線材の硬さに比例し、ねじのねじり破断トルク  $T_B$  が高くなることわかる。そのねじり破断トルクは実験値より次の近似式で計算することができる。

$$T_B = 0.186 \times \text{HV of drawn wire} / \text{Ncm} \quad (1)$$

また、実際の医療現場では  $35\text{Ncm}$  の適正締め付けトルクで締め付けられているため、近似式より約  $196\text{HV}$  以上の硬さが伸線材には必要とされる。

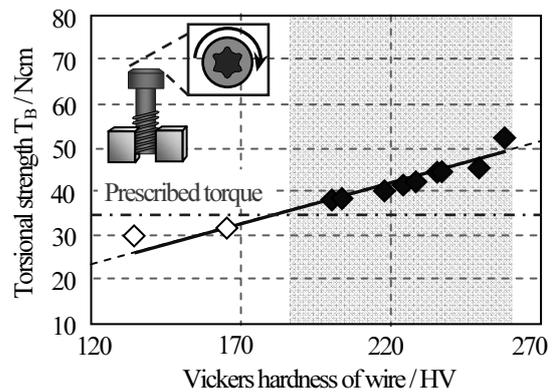


図11 素線の硬さとできたねじのねじり強度の関係

次に製作した純チタン製ねじと他材料でのねじの強度を比較した。比較材料はチタン合金(Ti-6Al-4V)、通常の鋼(SMCH 16A)及びその焼入れ材とし、ねじのねじり破断トルクとビッカース硬さを図12に示す。なお、図12に示す純チタン製ねじは線材硬さが  $260\text{HV}$  の時の結果である。図12より純チタン製歯科インプラント用ねじのねじり破断トルクは  $54\text{Ncm}$  であり、実用条件である  $35\text{Ncm}$  の締め付けトルクに耐え得ることが確認できた。

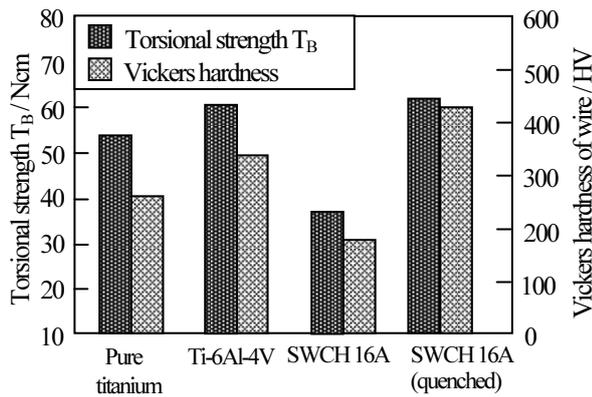


図12 各種材料によりできたねじのねじり強度の比較

### 4.3 歯科インプラント用ねじの衝撃試験

製作した純チタン製歯科インプラント用ねじの衝撃強度を従来品と比較するため衝撃試験を行った。本試験ではねじが破壊されるまでの衝撃回数を比較し、その結果を図13に示す。なお、一回の衝撃荷重は7kgと12kgとし、荷重の方向は咬頭傾斜角が約30°、歯軸が仮想咬頭平面に対し15°傾斜しているという報告<sup>4)</sup>より45°方向から繰り返し衝撃荷重を加えた。また、図14に製作した純チタン製ねじと従来品のチタン合金製ねじの金属組織を示す。図13より本研究で製作したねじの方が衝撃に対する強度が高いことがわかる。これは図14に示すように塑性加工により製作したためファイバーフローが形成されたためである。

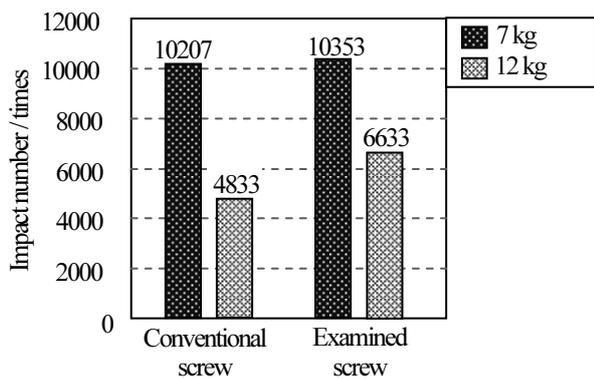


図13 製作したねじと従来品における破壊衝撃回数

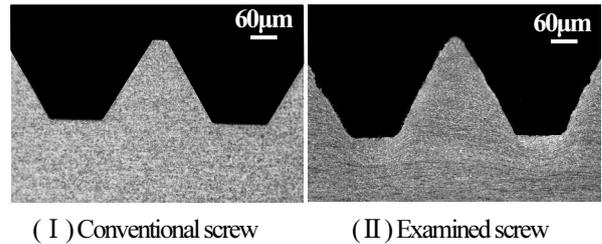


図14 切削と塑性加工によりできたねじの金属組織写真

## 5. 結言

塑性加工により純チタン製歯科インプラント用ねじの製作可否について検討した。得られた事柄を以下に示す。

1. 伸線、圧造及び鋳造加工により、純チタン製歯科インプラント用ねじの製作は可能である。
2. 純チタン線は樹脂系潤滑剤を用いることで $Rf=90\%$ 以上まで伸線可能である。伸線材の直径の寸法精度は $\pm 1\%$ 以内に収まるが、 $RP$ が大きい条件ほど伸線後に引細りの傾向が現れる。
3. ねじのねじり破断トルクは圧造及び鋳造前の伸線材の硬さに相関がある。
4. 本研究で製作したねじは歯科インプラント用として実用に耐え得るねじり破断強度と衝撃強度を有している。

### 謝辞

本研究は財団法人天田金属加工機械技術振興財団の一般研究開発助成として採択され行われたものであり、同財団からの研究助成に対し深く感謝の意を表します。また、本研究を行うにあたり貴重な助言を賜りました鶴見大学歯学部大久保力廣教授、(株)ユニオン精密の諸兄、そして実験に協力していただいた東海大学の大学院生の齊木美男君に感謝申し上げます。

### 参考文献

- 1) 赤川安正ら：よくわかる口腔インプラント学(2005), 37-72, 医歯薬出版
- 2) 吉田一也ら：塑性加工の基礎(1988), 64-72, 産業図書
- 3) 村尾卓司：塑性と加工, 44-504(2003), 55-59
- 4) 森田誠：日本補綴歯科学会雑誌, 49(2005), 697-707