

速報

歯科用 Ti-Ag 合金の精密研磨

佐藤秀明^{*1}, 高橋正敏^{*2}, 川島佑介^{*1}, 笠原裕昭^{*1}, 亀山雄高^{*1}, 小柳津善二郎^{*3}, 真保良吉^{*1}, 佐藤秀樹^{*4}

Precision polishing of Ti-Ag alloys for dentistry

Hideaki SATO, Masatoshi TAKAHASHI, Yusuke KAWASHIMA, Hiroaki KASAHARA,
Yutaka KAMEYAMA, Yoshijiro OYAIZU, Ryokichi SHIMPO and Hideki SATO

Key words : dental titanium alloy, biocompatibility, metal allergy, polishing, mounted grinding wheel, polyurea resin, silicon carbide abrasive, surface roughness

1. 緒言

歯科用金属の中で、純チタンは、生体親和性や耐食性に大変優れ、密度が小さいという長所があり、さらに、金属アレルギーの原因となる可能性が低い。しかし、純チタンは、難加工材料であり、歯科補綴装置用材料としては、材料強度が不足している。そこで、機械加工が容易で、優れた機械的性質を備えた、歯科用チタン合金の開発を目的として、高橋ら¹⁾は、Ti-Ag 合金を試作し、エンドミルによる切削加工特性について報告した。これより、Ti-Ag 合金は、純チタンより加工しやすく、Ti-20 および 30mass%Ag 合金の切削加工面は、大変良好な加工面品位を示した。また、高橋ら²⁾は、27.5mass%Ag 以下の Ti-Ag 合金は、生体内で使用されている金属材料より溶出イオン量が少なく、歯冠修復材料としてはもちろん、歯科用インプラント材料にも使用できることを明らかにした。さらに、Ti-Ag 合金は、Ti-6Al-4V 合金や SUS316L と異なり、バナジウムやニッケルを含まないので、生体に対して安全性が高いと考えられ、歯科用金属材料として有望視されている。

ただし、将来、Ti-Ag 合金を臨床応用し、普及させるためには、Ti-Ag 合金の研磨加工技術の確立が必須となる。そこで、本研究は、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き GC 砥石により、Ti-Ag 合金を研磨し、臨床において要求される表面粗さを得ることを目的とする。

2. 実験装置および方法

2.1 ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石

本研究においては、(有)リード創研社製の軸付き砥石(GC1000S60)を使用した。結合剤のポリ尿素樹脂は、高硬度でゴム弾性が高く、耐摩耗性、耐熱性、強靭性を有しており、砥粒保持能力が大きく、気孔も存在する。図 1 に、砥石の形状を、表 1 に、砥石の仕様を示す。

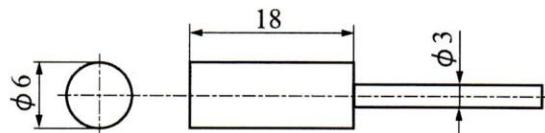


図 1 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石

表 1 砥石の仕様

砥粒	GC
粒度番号	#1000
平均粒径 μm	11.5
結合剤	ポリ尿素樹脂
結合剤のショア硬さ	D58 砥粒無し
砥粒率 vol%	35

2.2 市販の歯科技工用軸付き砥石

比較のため、市販の歯科技工用軸付き砥石により、Ti-Ag 合金の研磨実験を行った。表 2 に示すように、粗仕上げから仕上げまで、3 種類の歯科技工用軸付き砥石((株)松風社製)を使用した。砥粒は SiC である。これらの砥石は、歯科技工において、通常、純チタンおよびチタン合金の研磨に、数多く使用されている。

表 2 市販の歯科技工用軸付き砥石

- ①粗仕上げ (松風シリコンポイント PTYPE PB)
- ②中仕上げ (松風シリコンポイント HARD H2)
- ③仕上げ (松風シリコンポイント MTYPE M3)

2.3 試験片

Ti-Ag 合金の組成は、Ag を 20mass%とした。スポンジチタン(>99.8%)と銀粒(>99.99%)を秤量し、アルゴンアーク溶解炉を用いてインゴットを溶製し、それを鋳込んだ。次に試験片を、平面研削盤を用いて、幅 4.0mm×高さ 10.0mm×長さ 30.0mm の直方体に研削加工した。硬さは約 230HV0.2 である。

2.4 実験装置

図 2 に実験装置概略、表 3 に実験条件を示す。軸付き砥石は、ルータの主軸に取付けられて回転する。支点から左側のおもりの位置を調節することで、砥石を試験片に一定荷重 F で押付けた。バイスは、左右に水平往復送り運動させた。

*1 東京都市大学工学部: 〒158-8557 東京都世田谷区玉堤 1-28-1
Tokyo City University Faculty of Engineering

*2 東北大学大学院歯学研究科口腔修復学講座歯科生体材料学分野
〒980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町 4-1
Tohoku University Graduate School of Dentistry

*3 (有)リード創研: 〒425-0077 静岡県焼津市五ヶ堀之内 955-1
Lead-soken Ltd.

*4 東北大学大学院歯学研究科口腔修復学講座歯科保存学分野
Tohoku University Graduate School of Dentistry

(学会受付日 2013 年 6 月 28 日)

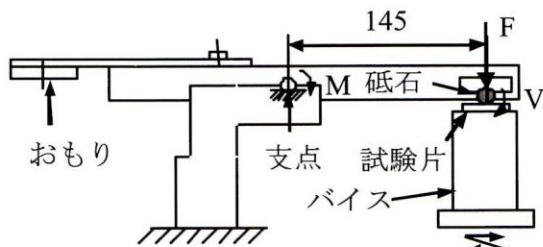


図2 実験装置概略

表3 実験条件

砥石周速度 V m/s	5.2
研磨荷重 F N	1.96
研磨液流量 Q mL/min	水道水 100
バイストローク L mm	20
試験片往復回数 回/min	30
試験片送り速度 v mm/s	31.4

2.5 研磨面の初期粗さ

鋳造後の鋳肌面を GC 砥石で粗研磨する技工作業を想定し、初期粗さを定めた。GC 砥粒の耐水研磨紙(粒度番号#60)により、研削加工面の Ra が、約 $1.0\mu\text{m}$ の値を示すように調整しながら研磨し、これを研磨面の初期粗さとした。

3. 実験結果および考察

3.1 市販の歯科技工用軸付き砥石による研磨結果

初期粗さを付与した試験片を、表2に示した①～③の3種類の砥石で研磨し、算術平均粗さ Ra および最大高さ粗さ Rz を計測した。表4に、各砥石による研磨面粗さと、その表面粗さを得るまでに要した研磨時間 t を示す。砥石は、表面粗さが一定になった時点で、次の工程の砥石に交換した。

表4 市販の歯科技工用砥石による研磨結果

砥石	Ra μm 研磨前→研磨後	Rz μm 研磨前→研磨後	t sec
①	0.990→0.379	6.03→2.41	120
②	0.379→0.300	2.41→1.79	90
③	0.300→0.231	1.79→1.29	120
合計研磨時間 t sec			330

3.2 ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨結果

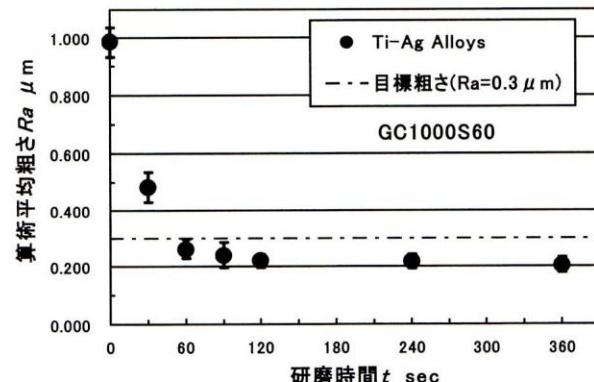
初期粗さを付与した試験片を、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石で研磨した。図3に、研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係を示す。プロットにおける縦棒は標準偏差を示す。

図3より、研磨時間 t が経過すると、算術平均粗さ Ra は減少し、一定の値に近づいた。本研究における表面粗さの目標値は、既報³⁾と同様に、 $Ra=0.3\mu\text{m}$ とした。図3より、 $t=60\text{sec}$ における Ra は $0.26\mu\text{m}$ となり、目標値を下回ったが、その後も、 Ra は減少し、 $t=120\text{sec}$ における Ra は $0.22\mu\text{m}$ 、 $t=240\text{sec}$ における Ra は $0.22\mu\text{m}$ 、 $t=360\text{sec}$ における Ra は $0.21\mu\text{m}$ となり、 $t=120\text{sec}$ 以降の Ra は、目標値を十分に下回った。

近年、Bollen ら⁴⁾は、歯科補綴装置の表面粗さに関して、算術平均粗さ Ra は、 $0.2\mu\text{m}$ 以下が望ましく、 Ra が大きくなると、齶触および歯周病に罹患するリスクが高くなると述べている。図3より、 $t=120\text{sec} \sim 360\text{sec}$ における Ra は、 $0.21\mu\text{m} \sim 0.22\mu\text{m}$ の値を示しており、Bollen ら⁴⁾の推奨する値よりも、わずかに大きいが、大変近い値となった。

Ra について、Kruskal-Wallis testを行った結果(データの個数 $n=10$)、 $t=120\text{sec}$ と $t=240\text{sec}$ 、 $t=240\text{sec}$ と $t=360\text{sec}$ 、 $t=120\text{sec}$ と $t=360\text{sec}$ の間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。これより、 $t=120\text{sec} \sim 360\text{sec}$ の範囲における算術平均粗さ Ra は、ほぼ一定の値を示すことがわかった。よって、開発した砥石で研磨した場合、 $t=120\text{sec}$ 経過時点において研磨を停止しても、目標値を十分に下回ることがわかった。

次に、開発した砥石と、市販の歯科技工用軸付き砥石との比較を行う。Kruskal-Wallis testを行った結果(データの個数 $n=10$)、開発した砥石に用いた試験片の初期粗さと①の粗仕上げ用砥石に用いた試験片の初期粗さの間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。 $t=120\text{sec}$ における、開発した砥石の Ra と③の仕上げ用砥石の Ra の間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。よって、仕上げ面粗さは、ほぼ同じ値であるが、研磨時間を比較すると、開発した砥石は1本で $t=120\text{sec}$ 、市販の砥石は3本の合計で $t=330\text{sec}$ となり、約 64% 削減という、大幅な研磨時間の短縮に成功した。さらに、砥石が1本で済むため、砥石交換の必要がなく、研磨工程が簡便になった。

図3 研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係

4. 結 言

本研究において、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石と、市販の3種類の歯科技工用軸付き砥石による、Ti-Ag合金の研磨の比較を行った。仕上げ面粗さは、ほぼ同じ値になったが、開発した砥石で研磨すると、研磨時間が約 64% 削減され、大幅な研磨時間の短縮に成功した。

5. 参考文献

- M. Kikuchi, M. Takahashi and O. Okuno: Dental Materials Journal, 27,2(2008)216.
- M. Takahashi, M. Kikuchi, Y. Takada and O. Okuno: Materials Transactions, 51,4(2010)762.
- Hideaki Sato, A. Kogo, Hideki Sato, H. Ishihata, Y. Oyaizu, R. Shimpo and M. Komatsu: Journal of the Japan Society for Abrasive Technology, 55,4(2011)214(in Japanese).
- C. M. L. Bollen, P. Lambrechts and M. Quirynen: Dental Materials, 13(1997)258.