

歯科用純チタンの精密研磨 (第1報, ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の開発)

佐藤秀明^{*1}, 向後淳史^{*2}, 佐藤秀樹^{*3}, 石幡浩志^{*3}, 小柳津善二郎^{*4}, 眞保良吉^{*1}, 小松正志^{*3}

Precision polishing of purity titanium for dental material
(1st Report, Development of polyurea resin bonded mounted wheel)

Hideaki SATO, Atsushi KOGO, Hideki SATO, Hiroshi ISHIHATA,
Yoshijiro OYAIZU, Ryokichi SHIMPO and Masashi KOMATSU

近年, 金属アレルギーに対する国民の関心は高く, 歯科においても, 生体用金属材料に要求される条件は厳しくなっている. その中でも, 純チタンは, 生体に安全な材料であり, 金属アレルギーの原因となる可能性が低いことが明らかになっている. しかし, 低熱伝導率および化学的高活性から, 純チタンは機械加工が極めて難しい難加工材料であるため, 歯科材料として十分に普及していないのが実状である. そこで, 本研究は, 歯科技工用軸付き砥石の開発に関する新しい試みとして, 純チタンの研磨加工に適した, ポリ尿素樹脂ボンド軸付き GC 砥石を開発した. この結果, 市販の4種類の歯科技工用軸付き砥石が必要だったバフ掛け前の研磨時間と, 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石1本による研磨時間とを比較すると, 大幅な研磨時間の短縮に成功した.

Key words : crown restoration, biocompatibility, metal allergy, purity titanium, polishing, mounted grinding wheel, elastic wheel, polyurea resin, silicon carbide abrasive, surface roughness

1. 結論

花粉症や食物アレルギーなど, 天然物質のみならず, ラテックスや建材等の生活に関わる製品が原因物質となり, その接触後, 数年あるいは数十年後を経て, 症状が発現する疾患があり, 生体への安全性あるいはアレルギーに対する国民の関心が高まっている. その中でも, 金属アレルギーについてはピアスなどの装飾品による接触皮膚炎のみならず, 歯科における金属修復がもたらす, 掌蹠膿疱症(しょうせきのうほうしょう)や扁平苔癬(へんぺいたいせん)が広く知られるようになり, 生体用金属材料に要求される条件は厳しくなっている.

齶蝕(うしょく)治療や義歯によって口腔内に装着された金属材料に起因したアレルギーによる患者の被害は甚大である. 近年, アレルギー体質患者の増加に伴い, 口腔内金属に対するアレルギーとの関係解明を求めて, 歯科を受診する患者も増加しており, さらに, インプラント植立を前提とした金属アレルギー検査依頼も増加している.

アレルギーを惹起する抗原・抗体反応を起こしにくい金属として, Matsuno^ら¹⁾は, 純チタンを動物体内に埋め込む実験に

より, 金属でありながら純チタンが生体親和性に大変優れ, 金属アレルギーの原因となる可能性が低いことを明らかにした. さらに, 純チタンは密度が小さく, 高強度であるという優れた特徴があり, 医療用として, 外科, 整形外科, 歯科等の領域において広く使用されている. とくに, 近年チタンの鑄造技術が大きく進歩し, 歯科においては, 他の歯科用金属合金と同様に, クラウン, プリッジや義歯床等のチタン製の鑄造歯科補綴物が製作されている.

チタン製の鑄造歯科補綴物を完成するには, 技工作業の最終工程における研磨加工が極めて重要である. しかし, チタンは, 低熱伝導率および化学的高活性から, 機械加工が極めて難しい難加工材料であるため²⁾, 歯科材料として十分に普及していないのが実状である.

たとえば, 純チタンの鑄造歯科補綴物の製作においては, 鑄造後, GC(SiC)砥粒の軸付き砥石で鑄肌を除去し, その後, 市販の4~5種類の歯科技工用軸付きシリコンゴム砥石により研磨を行い, 粗研磨から仕上げ研磨が行われている. これは一般的な歯科用貴金属材料に行われている3種類の砥石による研磨工程より煩雑で, かつ, チタンは軸付き砥石のみでは光沢を得ることができず, 最後に, バフ掛けにより光沢面を得ている. このように研磨工程が複雑で時間を要するチタンの研磨に対し, 歯科医師および歯科技工士からは, 工程の簡略化と研磨時間の短縮を実現するための研磨工具の開発が要求されている.

しかし, これまで, 歯科におけるチタンの軸付き砥石による研磨加工に関する報告例は大変少なく, 宮崎・玉置^ら³⁾によ

*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 東京都市大学大学院工学研究科: 同上

Tokyo City University Graduate School of Engineering

*3 東北大学大学院歯学研究科:

〒980-8575 宮城県仙台市青葉区星陵町4-1

Tohoku University Graduate School of Dentistry

*4 (有)リード創研:

〒425-0077 静岡県焼津市五ヶ塚之内955-1

Lead-soken Ltd.

(学会受付日:2010年9月6日)

る、市販の歯科技工用軸付き砥石による純チタンの定荷重研削、玉置・宮崎ら⁴⁾による、市販の歯科技工用軸付き電着ダイヤモンドホイールによる純チタンの定荷重研削に関する報告が見られる程度である。

今後、高性能な砥石が開発され、チタンの精密研磨加工が容易になれば、歯科医師が、チタン製の铸造歯科補綴物をこれまで以上に選択する。この結果、これらの普及がより高まれば、歯科における金属アレルギー抑制に、大いに貢献できるものとする。

そこで本研究は、臨床応用を目的とした歯科技工用軸付き砥石開発に関する新しい試みとして、純チタンの研磨加工に適した、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き GC 砥石を開発する。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、強靱性を兼ね備えたエラストマー材料である⁵⁾。

開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石で純チタンを研磨し、臨床において、従来から多く使用されている陶材焼付铸造冠の最終仕上げであるグレース面と同等の滑沢(光沢)な面を得ること、ならびに、軸付き砥石の研磨性能を評価できる実験装置を試作し、純チタンの研磨加工に関する資料の系統的構築に必要な基礎資料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

図 1 に、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石(リード削研社製)を示す。粒度番号#1000(平均粒径 11.5 μ m)の GC 砥粒を用いた。砥粒率は約 46%である。結合剤にはポリ尿素樹脂を用い、硬度はショア硬さで D58(砥粒が入っていない状態)である。砥石のショア硬さも測定したところ D78 となった。

ポリ尿素樹脂は、柔軟性に優れた構造を持つポリアミンとポリイソシアネートを重合することにより、高硬度でゴム弾性が高く、耐摩耗性、耐熱性、強靱性を兼ね備えたエラストマー材料である。原料組成比を変化させることにより、硬度および発泡率の調整も比較的容易に行える。よって、これを砥石の結合剤に採用すれば、砥粒保持力が大きく、気孔も存在するため、純チタンに対し、研磨能力や耐久性に優れた砥石が製作でき、用途に応じた砥石の設計が可能になると期待し、採用した。

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、純チタンの研磨実験を行った。表 1 に示すように、粗仕上げから最終仕上げまで、4 種類の歯科技工用軸付き砥石(松風社製)を使用した。図 2 に、軸付き砥石の形状を示す。結合剤は、①がシリコーンゴムである。②、③および④は合成ゴムである。砥粒は SiC である。なお、砥粒の粒径および砥石の結合度、砥粒率は公開されていない。これらの砥石は、本来、純チタンおよびチタン合金の研磨のために開発された砥石ではないが、歯科においては、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。

2.3 試験片

試験片の材料は、JIS2 種純チタン(神戸製鋼所製 KS50, N:0.03%, C:0.08%, H:0.010%, Fe:0.15%, O:0.15%, 残 Ti,

mass%)である。表 2 に純チタンの機械的性質を示す。初めに、試験片は Autocast HCIII (ジーシー社製)を用いて铸造を行った。埋没材にはタイタンベスト-C(岡崎産物社製)をメーカー指定条件により使用した。铸造後は、埋没材を除去し、鑄型より試験片を取出した。

次に、試験片は、ダイヤモンドホイール(SDC140)と平面研削盤を用いて、長さ 30mm \times 幅 5mm \times 厚さ 8mm の直方体に研削加工した。続いて、粒度番号#240 の GC 砥粒の耐水研磨紙を用いて、研磨実験に使用する面以外を、定盤の上で研磨加工して仕上げた。

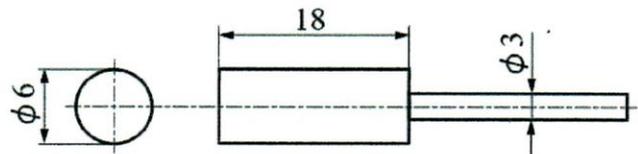


図 1 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石

表 1 市販の歯科技工用軸付き砥石

通常、純チタンおよびチタン合金の研磨に使用
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 M2)
④最終仕上げ (松風シリコンポイント MTYPE M3)

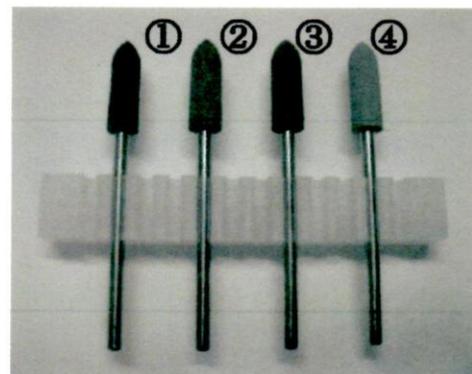


図 2 市販の歯科技工用軸付き砥石の形状

表 2 純チタンの機械的性質

ヤング率	GPa	106
引張強さ	MPa	415
熱伝導率	W/(m \cdot K)	17
硬さ		196HV0.1

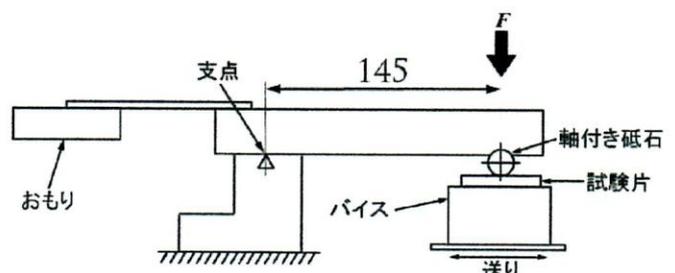


図 3 実験装置概略

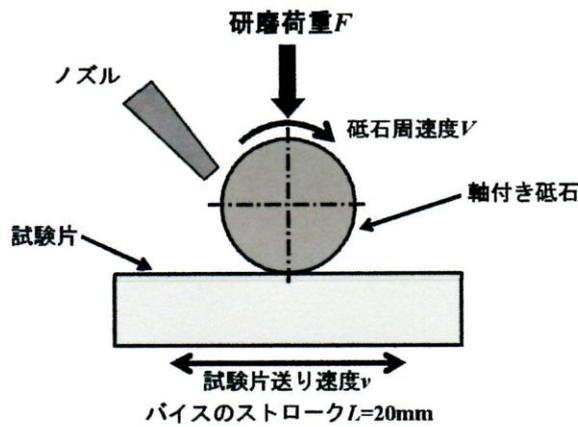


図4 軸付き砥石部の詳細

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	60
パイスのストローク L	mm	20
試験片往復回数	回/min	30
試験片送り速度 v	mm/s	15.7, 31.4

2.4 実験装置および実験条件

本研究においては、歯科技工用軸付き砥石の研磨性能評価用の実験装置を製作した。図3に、実験装置概略、図4に、軸付き砥石部の詳細を示す。表3に、実験条件を示す。

支点の右側端部には、ルータ(モニター社製 M21HD)が設置されている。軸付き砥石は、ルータの主軸に取付けられて回転する。支点の左側端部には、おもりが取付けられている。おもりと支点間の腕の長さを調整することにより、支点を中心とした右回りのモーメントを一定に保ち、研磨荷重 $F=1.96\text{N}$ の押付け研磨を行った。

試験片を取付けたパイスは、ピストン・クランク機構により左右に水平往復運動し、試験片に送り運動を与える。試験片送り速度 $v=15.7$ および 31.4mm/s で、この値は、パイスのストローク $L=20\text{mm}$ の中央における最大値を示す。砥石の周速度 V は、市販の歯科技工用軸付き砥石の推奨周速度を参考に 5.2m/s とした。軸付き砥石のツルーイングおよびドレッシングは、GC80GVの砥石に押当てて行った。実験においては、研磨液(水道水)を砥石に与えながら、湿式研磨を行った。

研磨実験においては、仕上げ面粗さとして算術平均粗さ Ra および最大高さ Rz を測定した。 Ra および Rz の測定は、研磨面の長手方向の送り速度が最大を示す位置(研磨面の長手方向における距離の中心の位置)において、触針式表面粗さ計(SURFTEST SV-400 ミツトヨ社製)により、各10回ずつ計測した。表面粗さの測定方向は、試験片の長手方向と直角の方向である。実験結果の検定には、Kruskal-Wallis testを行った。また、研磨後における試験片の研削体積と、研磨後における軸付き砥石の摩耗体積の比から研削比を算出した。

2.5 研磨面の初期粗さ

試験片の研磨面の初期粗さは、铸造後の铸肌面をGC砥石で粗研磨する技工作業が終了した加工面性状を想定し、初期粗さを定めた。平面研削盤による研削加工面に対し、GC砥粒の耐水研磨紙(粒度番号#60)により、試験片の長手方向に沿って、研削加工面の表面粗さを調整しながら研磨した。これより、 Ra を約 $1.0\mu\text{m}$ 付与し、これを研磨面の初期粗さとした。

3. 実験結果および考察

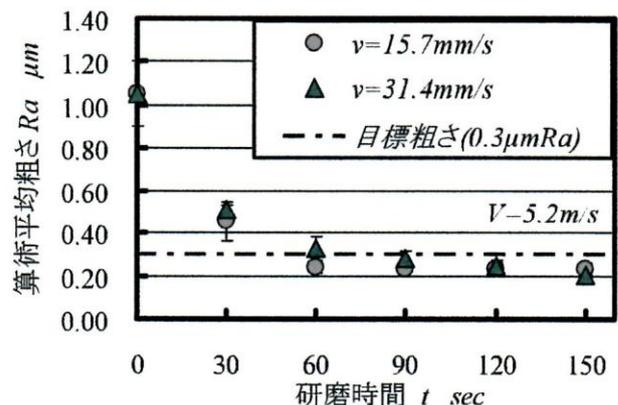
3.1 ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨結果

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、算術平均粗さ Ra および最大高さ Rz を計測した。図5に、砥石周速度 $V=5.2\text{m/s}$ における、研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係を示す。パラメータは、試験片送り速度 v である。

図5中に示した一点鎖線は、表面粗さの目標値($Ra=0.30\mu\text{m}$)である。近年、Bollenら⁶⁾は、歯科補綴物の表面粗さに関するレビューの中で、歯科補綴物の算術平均粗さ Ra は、 $0.2\mu\text{m}$ 以下が望ましく、算術平均粗さが大きくなると、齶蝕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。

そこで、著者の1人で、臨床経験27年の歯科医師である佐藤秀樹(日本歯科保存学会指導医・認定医)が市販の歯科技工用砥石を用いて、別途、手作業により、純チタン製試験片の、乾式研磨を行った。その結果、この仕上げ面は、研磨痕等がなく、十分な滑沢(光沢)面であり、歯科補綴物の加工面性状としては問題なく、十分に使用できると思われたが、この表面粗さを測定したところ、 $Ra=0.30\mu\text{m}$ および $Rz=1.50\mu\text{m}$ となった。この Ra は、Bollenら⁵⁾の推奨する、表面粗さの値 $Ra=0.2\mu\text{m}$ より大きい。純チタンは極めて難削性が強い材料であることを考慮した結果、上記の値を、本研究における表面粗さの目標値とした。

図5より、いずれの試験片送り速度 v の場合においても、研磨時間 t が経過するにつれ、算術平均粗さ Ra は減少していき、一定の値に近づく傾向を示す。算術平均粗さ Ra が減少する割合は、研磨時間 t が初期におけるほど大きい。研磨時間 t を一定とすると、試験片送り速度 v が大きくなるほど、算術平均粗さ Ra は大きくなっているが、研磨時間 t 約120sec以降は、算術平均粗さ Ra は、いずれの試験片送り速度 v の場合においても、ほぼ一定の値を示した。

図5 研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係

Kruskal-Wallis test を行った結果(データの個数 $n=10$), 研磨時間 $t=120\text{sec}$ においては, 試験片送り速度 $v=15.7\text{mm/s}$ における算術平均粗さ Ra と試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ における算術平均粗さ Ra の間には, 有意差が見られなかった ($p>0.05$). 研磨時間 $t=150\text{sec}$ においては, 試験片送り速度 $v=15.7\text{mm/s}$ における算術平均粗さ Ra と試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ における算術平均粗さ Ra の間には, 有意差が見られた ($p<0.05$).

開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石で 150 秒研磨したところ, 試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ において, 算術平均粗さ $Ra=0.206\mu\text{m}$ (データの個数 $n=10$, 標準偏差 $SD=0.0176\mu\text{m}$) となった. この値は, 表面粗さの日標値を十分に満足し, Bollen ら⁶⁾の推奨する, 歯科補綴物の表面粗さの値 $Ra=0.2\mu\text{m}$ に, ほぼ等しくなった.

図 6 に, 砥石周速度 $V=5.2\text{m/s}$ における, 研磨時間 t と最大高さ Rz の関係を示す. パラメータは, 試験片送り速度 v である. 図 6 中に示した一点鎖線は, 表面粗さの日標値 ($Rz=1.50\mu\text{m}$) である. 図 6 より, いずれの試験片送り速度 v の場合においても, 研磨時間 t が経過するにつれ, 最大高さ Rz は減少していき, 一定の値に近づく傾向を示す. 最大高さ Rz が減少する割

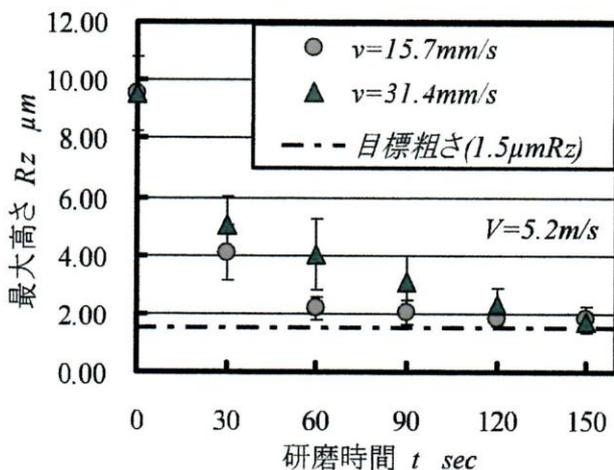


図 6 研磨時間 t と最大高さ Rz の関係

表 4 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石と市販の歯科技工用軸付き砥石の研磨性能の比較

	研磨工程	$Ra \mu\text{m}$	$Rz \mu\text{m}$	$t \text{ sec}$	$t \text{ sec}$
		研磨前→研磨後	研磨前→研磨後		合計
本研究	ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石(1本のみ使用), 研削比 0.18	1.06→0.21 a, d	9.49→1.70 a, e	150	150
①は, 陶歯・陶材仕上げ研磨用	①粗仕上げ (松風シリコンポイント PTYPE.PB) 研削比 0.12	1.19→0.50 a	7.05→2.97 a	150	360
②は, 硬質合金仕上げ研磨用	②中仕上げ (松風シリコンポイント HARD.H2) 研削比 0.42	0.50→0.28 a	2.97→1.77 a	60	
③, ④は, 金合金, パラジウム合金, 銀合金の仕上げ研磨用	③仕上げ (松風シリコンポイント MTYPE.M2) 研削比 0.24	0.28→0.29 b	1.77→1.88 b	60	
	④最終仕上げ (松風シリコンポイント MTYPE.M3) 研削比 0.50	0.29→0.24 c, d	1.88→1.51 c, e	90	

研磨条件は, 表 3 と同様であり, $F=1.96\text{N}$, $V=5.2\text{m/s}$, $v=31.4\text{mm/s}$ である

1.各砥石における研磨前と研磨後の表面粗さの Kruskal-Wallis test による検定結果

a: 有意差あり($p<0.001$), b: 有意差なし($p>0.05$), c: 有意差あり($p<0.01$)

2.ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の研磨後と松風シリコンポイント MTYPE.M3 の研磨後の表面粗さの Kruskal-Wallis test による検定結果

d: 有意差あり($p<0.01$), e: 有意差なし($p>0.05$)

合は, 研磨時間 t が初期におけるほど大きい. 研磨時間 t を一定とすると, 試験片送り速度 v が大きくなるほど, 最大高さ Rz は大きくなっているが, 研磨時間 t 約 120sec 以降は, 最大高さ Rz は, いずれの試験片送り速度 v の場合においても, ほぼ一定の値を示した.

Kruskal-Wallis test を行った結果(データの個数 $n=10$), 研磨時間 $t=120\text{sec}$ においては, 試験片送り速度 $v=15.7\text{mm/s}$ における最大高さ Rz と試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ における最大高さ Rz の間には, 有意差が見られなかった ($p>0.05$). 研磨時間 $t=150\text{sec}$ においては, 試験片送り速度 $v=15.7\text{mm/s}$ における最大高さ Rz と試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ における最大高さ Rz の間には, 有意差が見られなかった ($p>0.05$).

開発した砥石で 150 秒研磨したところ, 試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ において, 最大高さ $Rz=1.70\mu\text{m}$ (データの個数 $n=10$, 標準偏差 $SD=0.341\mu\text{m}$) となった. この値は, 表面粗さの日標値を満足せず, 少し大きな値となった.

3. 2 市販の歯科技工用軸付き砥石による研磨結果

表 4 に, 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石と市販の歯科技工用軸付き砥石の研磨性能の比較を示す.

市販の歯科技工用軸付き砥石は, ①~④の 4 種類の軸付き砥石を使用して, 4 工程の研磨加工を行った. 各砥石における研磨時間 t は, 表面粗さが減少し, 最小の表面粗さの値が得られた最短時間を示す. ①~④の各軸付き砥石における研磨前と研磨後の表面粗さについて, Kruskal-Wallis test による検定を行った(データの個数 $n=10$). ①, ②および④の軸付き砥石については, 研磨前と研磨後の表面粗さについて有意差があった. これより, 研磨により表面粗さが小さくなり, ①, ②および④の軸付き砥石の, 純チタンの研磨に対する有効性が確認できた. ③の軸付き砥石については, 研磨前と研磨後の表面粗さについて有意差がなかった. これより, 研磨を行っても, 研磨前と研磨後の表面粗さに差が見られず, ③の軸付き砥石は, ②の軸付き砥石の次工程に使用した場合, 純チタンの研磨に対する有効性が確認できなかった.

よって、現在、歯科技工において、チタンを研磨する際、①～④の4種類の軸付き砥石が使用され、4工程の研磨加工が行われているが、本実験の結果より、③の軸付き砥石を省略してもよいといえる。

次に、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨後の表面粗さと④の最終仕上げ軸付き砥石による研磨後の表面粗さについて、Kruskal-Wallis test による検定を行った結果(データの個数 $n=10$)、算術平均粗さ Ra については、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の Ra ほうが小さくなり、有意差があった ($p<0.01$)。最大高さ Rz については、有意差が見られなかった ($p>0.05$)。これより、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨面の表面粗さは、市販の歯科技工用軸付き砥石による研磨面の表面粗さとほぼ同じであるといえるが、市販の歯科技工用軸付き砥石に比較して、研磨工程の大幅な削減と研磨時間の大幅な短縮をすることができた。

3.3 研磨面性状

走査型電子顕微鏡(SEM)を用いて、試験片の研磨面を観察した。図7に、試験片の研磨面に、初期粗さを付与した様子を示す。この面は、鋳造後の鋳肌面をGC砥石で粗研磨した工程の加工面性状を想定している。平面研削盤による研削加工面に対して、GC砥粒の耐水研磨紙(粒度番号#60)により、試験片の長手方向に沿って、研削加工面の表面粗さを、手作業により調整しながら研磨した。図7に示す、初期粗さを付与した面の表面粗さは、 $Ra \approx 1.0 \mu\text{m}$ 、 $Rz \approx 5.0 \mu\text{m}$ であった。

初期粗さを付与した面においては、大きな凹凸が、多く見られた。また、むしり取られたような条痕が確認でき、その条痕の方向は、一様ではなかった。これは、砥粒の突き出し高さが一定でない耐水研磨紙を使用して、手作業により、初期粗さを付与しているためと考えられる。目視による観察でも、初期粗さを付与した面に大きな条痕が確認できた。

図8に、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石により得られた研磨面の様子を示す。研磨後の表面粗さは、 $Ra \approx 0.28 \mu\text{m}$ 、 $Rz \approx 1.64 \mu\text{m}$ であった。研磨面は、ほぼ平滑であり、大きな凹凸は見られなかった。研磨面の一部に、強く擦り付けたような条痕が確認できた。これは、鋭利で切れ味のよい砥粒の切れ刃が、純チタンを微小切削した跡だと思われる。GC(SiC)砥粒と純チタンとは、以下のような化学反応を生じ、GC砥粒が摩耗しやすいことが報告されている³⁾。

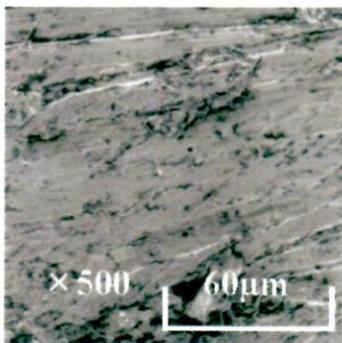


図7 初期粗さを付与した試験片の研磨面

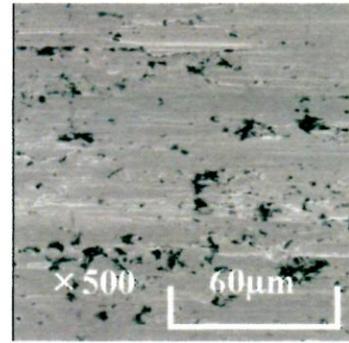


図8 ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石により得られた研磨面



よって、砥粒が多く脱落するが、脱落しないで残った砥粒の切れ刃先端が、微小切削を続けていくと、鋭利な切れ刃が摩耗し、切れ味の低下した切れ刃で、純チタンを擦っていくので、表面粗さが小さくなったと思われる。これより、強く擦り付けたような条痕以外の箇所は、平滑な加工面性状が得られている。この研磨面性状と、図示してはいるが、市販の歯科技工用軸付き砥石により得られた研磨面性状は、ほぼ同様であった。

次に、目視による観察を行った。図9に、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨面性状を示す。目視による観察の結果、大きなスクラッチの発生は見られず、平滑な面ではあるが、光沢があまりなく、にぶい銀白色を示した。図9に示すように、文字は映り込んではいないが、鏡面のように、はっきりとした文字は、映り込んではいなかった。この研磨面性状と、図示してはいるが、市販の歯科技工用軸付き砥石により得られた研磨面性状は、ほぼ同様であった。この面に、著者の1人である佐藤秀樹がバフ掛けを行い、クラウン等の歯科補綴物としての表面品位を十分に満足することを、日本歯科保存学会指導医・認定医の立場から確認している。よって、バフ掛け前の研磨工程の削減と加工時間の大幅な短縮に成功した。

これより、研磨時間を比較すると、市販の4種類の歯科技工用軸付き砥石による研磨時間は360秒、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石1本による研磨時間は150秒であった。軸付き砥石1本の交換時間を10秒とし、3本交換すると仮定すると、研磨時間を約60%削減するという、大幅な研磨時間の短縮に成功した。

研磨工程の削減と加工時間の大幅な短縮に成功した理由として、結合剤の剛性と砥粒保持力が、純チタンを研磨するのに適合しており、砥粒が純チタンに接触した際に、結合剤



図9 ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨面性状

が変形し、これより、砥粒突き出し長さが揃い、スクラッチが発生しにくく、精密研磨ができたものと考えられる。

3.4 砥石作用面性状

図10は、ドレッシング後におけるポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の砥石作用面性状を示す。これより、ドレッシングにより、多くの砥粒の切れ刃が突き出している。また、ポリ尿素樹脂の特徴である多くの気孔が存在し、良好な砥石作用面が形成されている。

図11は、純チタンの研磨後におけるポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の砥石作用面性状を示す。砥粒が多く脱落した様子が見られるが、多くの砥粒の切れ刃も突き出していた。研削比は、約0.18であった。GC砥粒の場合、砥粒と純チタンの親和性が大きいため、研削温度が高温になりやすく、砥石の作用面にチタンが融着し、目づまりや目こぼれ状態で研磨した可能性が高い。よって、砥粒の脱落が多く見られ、砥石の損耗量が大きく、研削比が小さくなったものと考えられる。また、研磨後も、多くの気孔が存在し、切りくずの逃げを助けていると考えられる。これより、研削比は小さいものの、砥石の切れ味を長く保つことができ、効率の高い純チタンの研磨に成功

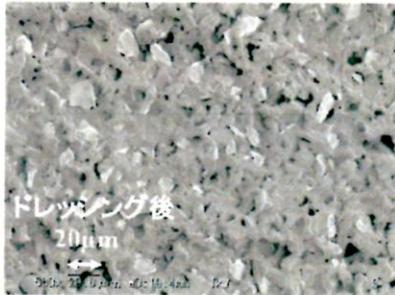


図10 ドレッシング後におけるポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の砥石作用面性状

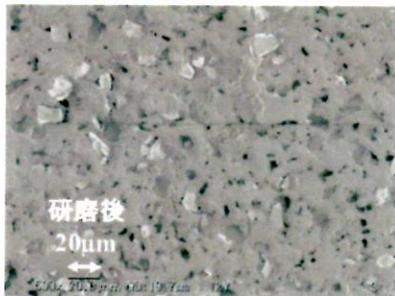


図11 純チタンの研磨後におけるポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の砥石作用面性状

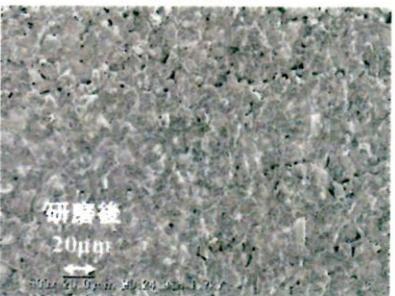


図12 純チタンの研磨後における松風シリコンポイントMTYPE M3(④最終仕上げ)軸付き砥石の砥石作用面性状

したと考えられる。

図12は、純チタンの研磨後における松風シリコンポイントMTYPE M3(④最終仕上げ)軸付き砥石の砥石作用面性状を示す。図11のポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石と比較すると、砥粒が脱落した様子はあまり見られず、また、気孔の存在も、ほとんど確認できなかった。これより、切りくずの逃げを助けることが難しく、純チタンの研磨を高効率で行うことができなかった。

4. 結論

本研究においては、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石により純チタンを研磨加工し、基礎資料を得ることができた。本研究で得られた、主な結果を以下に示す。

- (1)開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石により、150秒研磨したところ、試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ において、算術平均粗さ $Ra=0.206\mu\text{m}$ となった。この値は、表面粗さの目標値を満足するものであり、Bollenら⁵⁾の推奨する、歯科補綴物の表面粗さの値 $Ra=0.2\mu\text{m}$ に、ほぼ等しい値を示した。
- (2)ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨面性状は、目視による観察の結果、大きなスクラッチの発生は見られず、平滑な面ではあるが、光沢があまりなく、にぶい銀白色を示した。文字は映り込んではいないが、鏡面のように、はっきりとした文字は、映り込んではいなかった。この面にバフ掛けを行うと、歯科補綴物としての表面品位を十分に満足することを、日本歯科保存学会指導医・認定医が確認した。
- (3)開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石1本による研磨時間と、市販の4種類の歯科技工用軸付き砥石による研磨時間と比較すると、研磨時間を約60%削減するという、大幅な研磨時間の短縮に成功した。
- (4)研磨後の砥石作用面性状より、砥粒が多く脱落した様子が見られるが、多くの砥粒の切れ刃も突き出していた。また、研磨後も、多くの気孔が存在した。これより、研削比は小さいものの、砥石の切れ味を長く保つことができ、効率の高い純チタンの研磨に成功した。

5. 参考文献

- 1) H. Matsuno, A. Yokoyama, F. Watari, M. Uo and T. Kawasaki: Biocompatibility and osteogenesis of refractory metal implants, titanium, hafnium, niobium, tantalum and rhenium, *Biomaterials*, 22(2001)1253.
- 2) Z. Tanaka, M. Sugano, T. Koscki and R. Kaneda: Ultra Precision Grinding for Mirror-like Finishing in Commercial Purity Titanium, *Journal of the Japan Society of Precision Engineering*, 69, 3(2003)380 (in Japanese).
- 3) T. Miyazaki, Y. Tamaki, E. Suzuki and T. Miyaji: Polishing of Titanium Prosthetics (Part1) Mechanical Polishing by Dental Laboratory Rotary Wheels, *Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 6, 6(1987)917 (in Japanese).
- 4) Y. Tamaki, T. Miyazaki, E. Suzuki and T. Miyaji: Polishing of Titanium Prosthetics (Part5) Mechanical Polishing by the Electrodeposited Diamond Wheels, *Journal of the Japanese Society for Dental Materials and Devices*, 7, 5(1988)824 (in Japanese).
- 5) 小柳津善一郎, 田村克浩, 田中伸佳, 安永暢男: ポリ尿素樹脂をバインダとした弾性砥石の研削性能, 2004年度砥粒加工学会学術講演会講演論文集, B24(2004)149.
- 6) C. M. L. Bollen, P. Lambrechts and M. Quirynen: Comparison of surface roughness of oral hard materials to the threshold surface roughness for bacterial plaque retention: A review of the literature, *Dental Materials*, 13(1997)258.