

科学研究費助成事業 研究成果報告書

平成 27 年 6 月 24 日現在

機関番号：32678

研究種目：基盤研究(C)

研究期間：2012～2014

課題番号：24592970

研究課題名(和文) 生体に安全な歯科用純チタンの研磨に適した軸付き砥石の開発

研究課題名(英文) Development of suitable mounted wheel for polishing of dental pure titanium

研究代表者

佐藤 秀明 (Sato, Hideaki)

東京都市大学・工学部・准教授

研究者番号：00196263

交付決定額(研究期間全体)：(直接経費) 1,800,000円

研究成果の概要(和文)：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。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。そこで、本研究は、純チタンの研磨加工に適した、ポリ尿素樹脂ボンド歯科技工用軸付き砥石を開発した。この結果、市販の4種類の歯科技工用軸付き砥石による研磨時間と、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。

研究成果の概要(英文)：There has been a great deal of recent public interest in allergic reactions to the metals used for dental applications, and there is concern about biomedical use of metallic materials. Pure titanium has excellent biocompatibility, and shows reduced possibility of metal allergy. Due to the low thermal conductivity and high chemical reactivity, the machining of pure titanium is very difficult. Therefore, pure titanium is not widely used in dental materials. In this study, a polyurea resin-bonded mounted wheel was developed for polishing of pure titanium. Using this mounted wheel, polishing of pure titanium was achieved over a short time compared with four commercially mounted wheels designed for use by dentists and dental technicians.

研究分野：砥粒加工学

キーワード：歯科理工学 歯科補綴装置 純チタン 研磨加工 軸付き砥石の開発 ポリ尿素樹脂ボンド 表面粗さ
光沢面

1. 研究開始当初の背景

(1) 研究の学術的背景

アレルギーの問題 アスベスト吸引による中皮腫発症に代表されるように、原因物質との接触後、数年あるいは数十年後に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。近年アレルギーの中でも、金属アレルギーへの関心は高く、生体に安全な金属材料の歯科臨床への応用に対する要求が厳しくなっている。また、インプラントのように顎骨内に埋め込む治療法の場合、金属アレルギーによる患者の被害は甚大になる。

アレルギー-体質患者の増加に伴い、皮膚疾患を有する患者が増加しており、皮膚科受診中における患者の中には、口腔内金属による金属アレルギーとの関係解明を求めて、紹介により歯科を受診する場合がある。また、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。

金属アレルギー-の治療およびパッチテスト 連携研究者の東北大学大学院歯学研究科の佐藤秀樹助教(現在、非常勤講師、歯科医師)は、紹介患者を多く引き受けており、パッチテストおよびメタルバイオプシ-法を用い、皮膚疾患のアレルゲンを同定し、患者に苦痛あるいは、被害を与えずに、難治性皮膚疾患を治療してきた。

また、佐藤秀樹が、東北大学病院歯科金属アレルギー-外来において、皮膚あるいは粘膜疾患を有する患者200人に、金属アレルギー-に関するパッチテストを行った。この結果、ニッケル(25.5%)、パラジウム(24.0%)、亜鉛(18.0%)、錫(17.5%)、コバルト(16.0%)、クロム(11.5%)、白金(10.5%)、水銀(8.5%)、金(8.0%)および銅(7.5%)等が、高い陽性率を示した。これに対し、チタンは、1.0%となり、低い陽性率を示した。

歯科用金属材料の種類 我が国の保険医療制度においては、金、銀、パラジウム、銅を主成分として、亜鉛、インジウム等を添加した合金が適応になっており、歯科の様々な用途における使用頻度は極めて高い。また、義歯のクラスプ等には、コバルト、クロムおよびニッケルを主成分とする材料が使用されている。これらの金属元素は、上記に述べたように、金属アレルギー-陽性率が高い。これに対し、チタンは、アレルギー-陽性率は低く、歯科における広い用途に適応できる金属である。

歯科用金属材料としてのチタンの特徴 佐藤秀樹らは、生体親和性に大変優れたチタンの歯科臨床に応用する研究を行っており、その成果を日本歯科保存学会誌および英文誌を中心に、1983年以降、十数編の論文を公表してきた。また、金属アレルギー-に関する論文も数編公表してきた。これらの成果より、

チタンは、生体に安全な材料であると共に、金属アレルギー-の原因となる可能性が極めて小さいことが明らかとなっている。

技工作業におけるチタンの研磨加工 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大変小さく、強度も十分に有している。しかし、極めて機械加工が難しい難加工材料であるため、現在、歯冠修復材料として十分に普及していない。

例えば、純チタン製の歯科補綴装置の製作においては、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種類の軸付きシリコンゴム GC(SiC)砥石を用いて研磨を行い、粗研磨から仕上げ研磨が行われている。しかし、砥石による研磨のみで、十分な滑沢(光沢)面を得ることは難しく、最後はバフ掛けを行い、滑沢(光沢)面を得ている。また、4~5種類の砥石を使用するので、研磨工程が多く、多くの研磨時間が必要である。このため、歯科医師、歯科技工士からは、工程の簡略化と研磨時間の短縮が望まれている。よって、チタン製の歯科補綴装置製作のための研磨加工技術の向上が要求されている。

チタンの研磨に適した砥石開発の必要性

これまで、チタンの軸付き砥石による研磨加工に関しては、国内外において、ほとんど報告されてこなかった。しかし、臨床において、その重要性は十分理解されており、歯科理工学の見地から考えても、極めて重要な問題である。チタン研磨用の砥石の開発が、チタンの普及を促進させ、歯科における金属アレルギー-の治療に大いに貢献できるものとする。以上が、研究開始当初の背景である。

2. 研究の目的

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、ポリ尿素樹脂ボンド軸付き GC(SiC)砥石を開発し、純チタンの研磨を行い、研磨特性について調査する。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-材料である。

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、従来から多く使用されている陶材焼付鑄造冠の最終仕上げであるグレ-ジングした面と同等の滑沢な面を得ること、ならびに、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。

3. 研究の方法

(1) 実験装置および方法

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((有)リ-ド創研製 GC1000S60, GC1000S70, GC1000S80, GC1000M60, GC1000M70 および GC1000S80)を示す。表1に、砥石の仕様を

示す。砥粒には、粒度番号#1000(平均粒径11.5 μ m)のGC砥粒を用いた。結合剤にはポリ尿素樹脂を用い、砥石記号中のSおよびMは、結合剤の硬度を示し、ショア硬度で、それぞれD58およびD68(砥粒が入っていない状態)である。砥石記号の末尾の60, 70および80の数字は、砥粒率mass%を示す。砥粒率をvol%に換算すると、約35%, 約46%および約59%である。

ポリ尿素樹脂は、柔軟性に優れた構造をも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材料である。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ると期待し、採用した。

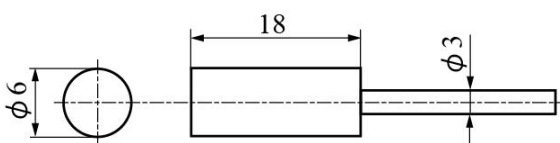


図1 開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石

表1 砥石の仕様

砥粒	GC
粒度番号	#1000
平均粒径 μ m	11.5
結合剤	ポリ尿素樹脂
結合剤のショア硬度 S	D58 砥粒無し
結合剤のショア硬度 M	D68 砥粒無し
砥粒率 mass%	60, 70, 80
砥粒率 vol%	35, 46, 59

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2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((株)松風製)を使用した。図2に、軸付き砥石の形状を示す。結合剤は、シリコンゴムである。およびは合成ゴムである。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

通常、純チタンおよびチタン合金の研磨に使用
粗仕上げ(松風シリコンポイント PTYPE PB)
中仕上げ(松風シリコンポイント HARD H2)
仕上げ(松風シリコンポイント MTYPE M2)
最終仕上げ(松風シリコンポイント MTYPE M3)

試験片

試験片の材料は、JIS2種純チタン((株)神戸製鋼所製 KSS0)である。表3に純チタンの機械的性質を示す。初めに、試験片は Autocast



図2 市販の歯科技工用軸付き砥石の形状 HC ((株)ジ・シ・製)を用いて鑄造を行った。埋没材にはタイタンベスト-C(岡崎鑛産物(株)製)をメカ指定条件により使用した。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×幅5mm×厚さ8mmの直方体に研削加工した。

表3 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・K)	17
硬さ		196HV0.1

実験装置および実験条件

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4に実験条件を示す。

支点の右側端部には、ルータ(M21HD, ミニタ(株)製)を設置し、軸付き砥石を回転させた。軸付き砥石に、一定の研磨荷重 $F=1.96$ Nを与えながら、押付け研磨を行った。

試験片を取付けたバイスは、左右に水平往復運動する。試験片送り速度 $v=31.4$ mm/sである。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、研磨液(水道水)を砥石に与えながら、湿式研磨を行った。軸付き砥石のツル・イングおよびドレッシングには、立形ロタリドレッサ(V125P, オオタ(株)製)を用いて行った。

研磨面の算術平均粗さ R_a の測定には、触針式表面粗さ計(SURFTTEST SV-400, (株)ミツトヨ製)を使用した。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。研磨面の光沢度は、高光沢グロスチェッカ(IG-410, (株)堀場製作所製)により計測した。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。

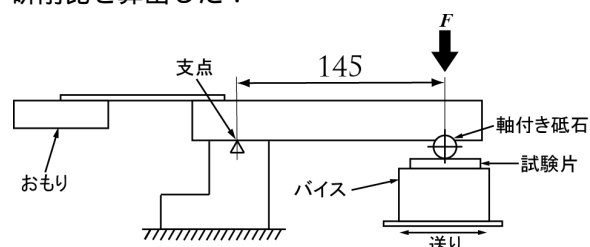


図3 実験装置概略

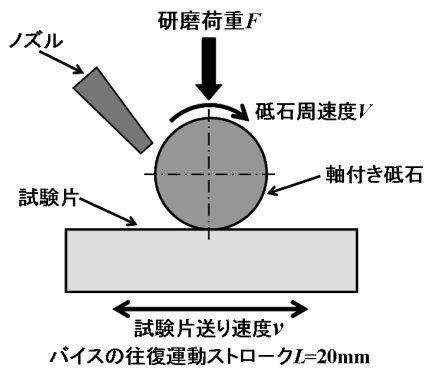


図4 軸付き砥石部の詳細

表4 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	100
パイスの往復運動ストローク 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

研磨面の初期粗さ

試験片の研磨面の初期粗さは、鋳造後の鋳肌面を 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。研磨実験に使用する面は、粒度番号#60 の A 砥粒の布研磨紙(三共理化学(株)製)を用いて研磨した。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。

4. 研究成果

(1) ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石による研磨結果

純チタンの試験片を、開発したポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石で研磨した。図5に、砥石周速度 $V=5.2\text{m/s}$ 、研磨荷重 $F=1.96\text{N}$ 、試験片送り速度 $v=31.4\text{mm/s}$ における、研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係を示す。結合剤のショア硬さは S で、パラメータは、砥石の砥粒率(mass%, vol%も併記)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(Dental materials,1997)らは、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、齲蝕および歯周病に罹患するリスクが高くなると述べており、このレビューは、臨床家の間において広く知られている。

連携研究者で、臨床経験 32 年の歯科医師である佐藤秀樹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、歯科補綴装置の加工面性状としては問題なく、臨床において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、本研究においては、 $Ra=0.30\mu\text{m}$ の値を表面粗さの目標値とした。

図5より、いずれの砥粒率の場合においても、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、砥粒率が大きくなるほど、算術平均粗さ Ra は小さくなった。研磨時間 $t=$ 約 240sec 以降は、砥粒率に関係なく、算術平均粗さ Ra は、研磨時間の経過に対して、ほぼ一定の値を示した。

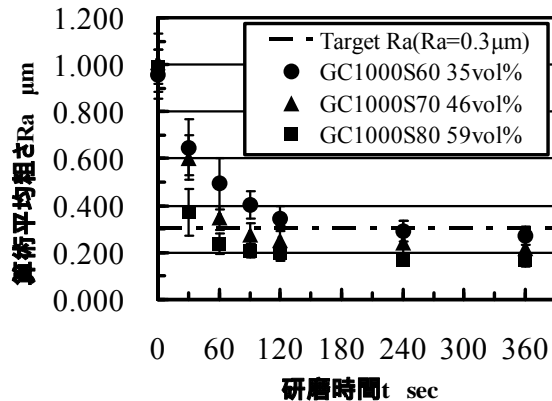


図5 研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係

Kruskal-Wallis test を行った結果、研磨時間 $t=0\text{sec}$ において、GC1000S60 の算術平均粗さ Ra と GC1000S70 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。GC1000S60 の算術平均粗さ Ra と GC1000S80 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。GC1000S70 の算術平均粗さ Ra と GC1000S80 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られなかった($p>0.05$)。すなわち、研磨時間 $t=0\text{sec}$ において、GC1000S60、GC1000S70 および GC1000S80 の研磨面の三者の初期粗さ Ra の間に、有意差が無く、研磨面の初期粗さの値を一定にして、研磨実験を行っていることが確認できた。

Kruskal-Wallis test を行った結果、研磨時間 $t=120\text{sec}$ において、GC1000S60 の算術平均粗さ Ra と GC1000S70 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られた($p<0.001$)。GC1000S60 の算術平均粗さ Ra と GC1000S80 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られた($p<0.001$)。GC1000S70 の算術平均粗さ Ra と GC1000S80 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られた($p<0.001$)。すなわち、研磨時間 $t=120\text{sec}$ において、GC1000S60、GC1000S70 および GC1000S80 の三者の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見られ、砥粒率が大きくなるほど、算術平均粗さ Ra は小さくなった。

Kruskal-Wallis test を行った結果、研磨時間 $t=240\text{sec}$ および $t=360\text{sec}$ において、GC1000S60 の算術平均粗さ Ra と GC1000S70 の算術平均粗さ Ra の間には、有意差が見ら

れた($p<0.05$).GC1000S60の算術平均粗さ Ra とGC1000S80の算術平均粗さ Ra の間には,有意差が見られた($p<0.001$).GC1000S70の算術平均粗さ Ra とGC1000S80の算術平均粗さ Ra の間には,有意差が見られた($p<0.05$).

すなわち,研磨時間 $t=240\text{sec}$ および $t=360\text{sec}$ において,GC1000S60,GC1000S70およびGC1000S80の三者の算術平均粗さ Ra の間には,有意差が見られ,砥粒率が大きくなるほど算術平均粗さ Ra は小さくなった.

図5より,GC1000S60の $t=240\text{sec}$ において算術平均粗さ Ra は $0.29\mu\text{m}$ となり,目標値を下回った.GC1000S70の $t=90\text{sec}$ において算術平均粗さ Ra は $0.28\mu\text{m}$ となり,目標値を下回った.GC1000S80の $t=60\text{sec}$ において算術平均粗さ Ra は $0.24\mu\text{m}$ となり,目標値を下回った.さらに,GC1000S80の $t=120\text{sec}$ 以降のみの算術平均粗さ Ra が $0.20\mu\text{m}$ 以下を示し,大変良好な加工面性状が得られた. $t=360\text{sec}$ においては,研磨面は鏡面に近くなり,光沢度は約220となった.

表5に,研磨時間 $t=360\text{sec}$ における研削比を示す.砥石の砥粒率が大きくなると,研削比は小さくなった.大変小さい数値であり,砥石の損耗が大きいことがわかる.

表5 研磨時間 $t=360\text{sec}$ における研削比

軸付き砥石の種類	研削比
GC1000S60 35vol%	0.54
GC1000S70 46vol%	0.22
GC1000S80 59vol%	0.06

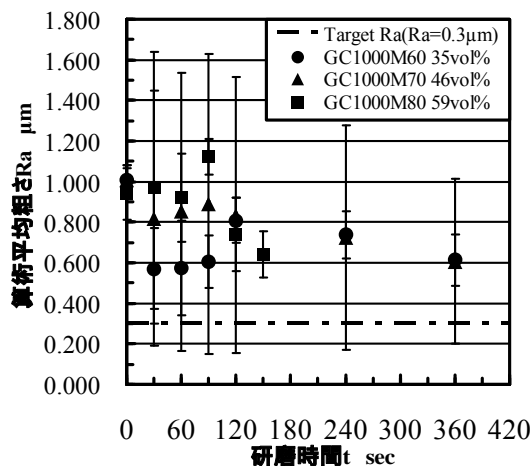


図6 研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係

図6に,結合剤のショア硬さMにおける,研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係を示す.結合剤の硬さが増加すると,結合剤の減衰能が小さくなる.よって,砥石の回転振動により,砥石が研磨中に試験片の上を跳ねる現象が発生し,砥粒率に関係なく, Ra が大きくなった.特に,M70の砥石においては, Ra のばらつきが大きくなった.硬さがMの砥石の場合には,良好な加工面性状を得ることができなかった.

このため,砥石の周速度を小さくして研磨を行った.図7に,結果を示す.砥石の周速

度を, $V=2.6\text{m/s}$ および 1.3m/s にすると,砥石の振動が減少し,表面粗さが小さくなった.これより,結合剤の硬さが増加し,振動が発生する場合には,周速度を小さくすると振動が減少し,表面粗さが小さくなった.本研究のように,剛性の小さい軸付き砥石による研磨においては,結合剤の硬さおよび砥石の周速度が,表面粗さに大きな影響を及ぼすことがわかった.

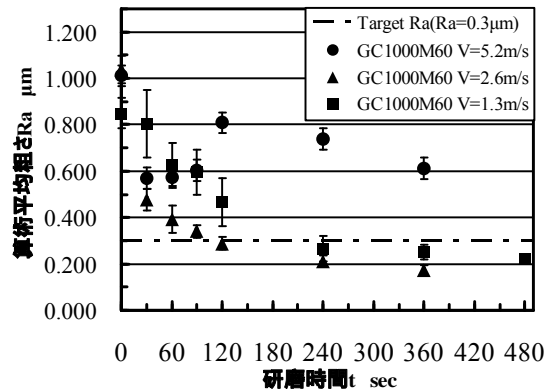


図7 研磨時間 t と算術平均粗さ Ra の関係

(2)市販の歯科技工用軸付き砥石による研磨結果

表6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, ~ 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. ~ 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. ~ および ~ 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, ~ および ~ 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. ~ 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, ~ の軸付き砥石は, ~ 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.

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 ~ 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,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 のほうが小さくなり,有意差があった($p<0.01$).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

表 6 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 μm 研磨前→ 研磨後	t sec	t sec 合計
本研究	GC1000S80 59vol%(1 本 のみ使用), 研磨時間 t=120sec	0.99 e→ 0.20 a, d	120	120
は,陶 歯・陶材 仕上げ 研磨用	粗仕上げ (松風シリコ ンポイ ント PTYPE.PB) 研削比 0.12	1.19 e→ 0.50 a	150	360
は,硬 質合金 仕上げ 研磨用	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	60	
は,金合 金,パラ ジウム合 金,銀合 金の仕 上げ研 磨用	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	60	
	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	90	

研磨条件は,表 4 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

- 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 ($p<0.01$)
- 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 ($p<0.01$)
- ポリ尿素樹脂ボンド軸付き砥石の研磨前と松風シリコンポイント PTYPE.PB の研磨前の表面粗さ Ra を Kruskal-Wallis test による検定を行ったところ,両者の表面粗さの間には有意差があり ($p<0.001$),研磨面の初期粗さに差があった.表 6 中に,検定を行い有意差があった Ra を e の記号で示す.

幅な短縮をすることができた.

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 120 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 69%削減するという,大幅な研磨時間の短縮に成功した.

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

〔雑誌論文〕(計 1 件)

笠原裕昭,佐藤秀明,亀山雄高,佐藤秀樹,小柳津善二郎,眞保良吉,東江眞一,高橋正敏,歯科用純チタンおよび Ti-Ag 合金の精密研磨,砥粒加工学会誌,査読有,58 巻,2014,777-778.

〔学会発表〕(計 2 件)

佐藤秀明,開発したポリ尿素樹脂ボンド軸

付き砥石を用いた純チタンおよび Ti-Ag 合金の精密研磨,日本歯科理工学会,2015 年 4 月 11 日~2015 年 4 月 12 日,仙台市情報・産業プラザ(宮城県・仙台市)

笠原裕昭,歯科用純チタンおよび Ti-Ag 合金の精密研磨,砥粒加工学会,2014 年 9 月 11 日~2014 年 9 月 13 日,岩手大学工学部(岩手県・盛岡市)

〔図書〕(計 0 件)

〔産業財産権〕
出願状況(計 0 件)

名称:
発明者:
権利者:
種類:
番号:
出願年月日:
国内外の別:

取得状況(計 0 件)

名称:
発明者:
権利者:
種類:
番号:
出願年月日:
取得年月日:
国内外の別:

〔その他〕
ホームページ等

6. 研究組織

(1)研究代表者

佐藤 秀明(SATO Hideaki)
東京都市大学・工学部・准教授
研究者番号:00196263

(2)研究分担者

()

研究者番号:

(3)連携研究者

佐藤 秀樹(SATO Hideki)
東北大学大学院・歯学研究科・助教
研究者番号:60154085

(4)研究協力者

Werner J. Finger
小松 正志(KOMATSU Masashi)
小柳津善二郎(OYAIZU Yoshihiro)