

# 歯科鑄造用合金の歯科高速切削に関する研究

—負荷圧がダイヤモンドポイントの切削効率に及ぼす影響—

平 雅之, 宮脇 博正, 豊岡 博夫  
荻野 碩哉, 若狭 邦男, 山木 昌雄

## Studies on Dental High-speed Cutting of Dental Casting Alloys

—Effects of the Applied Loads on the Cutting Effectiveness of Diamond Points—

Masayuki Taira, Hiromasa Miyawaki, Hiroo Toyooka, Sekiya Ogino,  
Kunio Wakasa and Masao Yamaki

(平成5年9月27日受付)

### 緒 言

歯科鑄造用合金の重要な選択基準の一つは切削と研磨の容易さである。インレー、クラウン、ブリッジや金属床の切削は咬合調整、辺縁の適合、歯からの除去等に必要不可欠な臨床術式である<sup>1,2)</sup>。技工コストはスプルーの切断や表面の研磨等に大きく影響されている<sup>3)</sup>。しかしながら、歯科鑄造用合金の切削に検討を加えた研究報告は極めて少ないのが現状である<sup>4-6)</sup>。

そこで、本研究では2つのセミプレシャス合金と1つのノンプレシャス合金について、エアータービンによって駆動されたダイヤモンドポイントを用いた静止負荷切削実験を行い、被削挙動に比較検討を加えた。特に、負荷圧がダイヤモンドポイントの切削効率に及ぼす影響について検討を行った。

### 材料ならびに方法

#### 1. 材 料

表1に実験に用いた3種類の歯科鑄造用合金のコード名、タイプ、化学組成、密度、ビッカース硬さ並びに伸びを示した。2つの低融点セミプレシャス合金 Castwell MC (GC Co., 東京) (PARA) と Miro Bright (GC Co., 東京) (MIRO) は遠心鑄造器 (CMI, モリタ, 京

表1 切削実験に用いた3合金の詳細

コード名	タイプ	化学組成 (wt%)
PARA	セミプレシャス	Ag 45, Pd 20, Cu 18, Au 12, others 5
MIRO	セミプレシャス	Ag 73, Zn 8, In 7, Sn 6, others 6
UNI	ノンプレシャス	Ni 77, Cr 14.9, others 8.1

コード名	密度 (g/cm <sup>3</sup> )	ビッカース硬さ	伸び (%)
PARA	11.5	146	28
MIRO	9.6	143	6
UNI	7.5	393	8

都) とブローパイプによってブロック状 (10×10×5 mm) 鑄造体とした。1つの高融点ノンプレシャス合金 Uni Metal (松風, 京都) (UNI) はアルゴンアーク溶解加圧吸引鑄造器 (Cyclarc TVC-850, モリタ, 京都) によってブロック状 (10×10×5 mm) 鑄造体とした。切削実験に先だって、鑄造体表面に80番から1500番のエメリー研磨紙による研磨を行った。

#### 2. 切削実験

図1に切削実験に用いた高信頼性切削試験装置 (モリタ, 京都) を示した。被削材 (鑄造体) はアーム一端上の円形試料台に塩化ビニール系接着剤を用いて固着した。アーム他端にはおもりを載せ、被削材に一定荷重を負荷した。切削実験に用いた歯科高速切削機

広島大学歯学部歯科理工学講座 (主任: 山木昌雄教授) 本研究の要旨は平成4年9月29日の第20回日本歯科理工学会において発表した。本研究は一部文部省科学研究費補助金 (奨励研究A平成5年度 No. 05771688) によった。

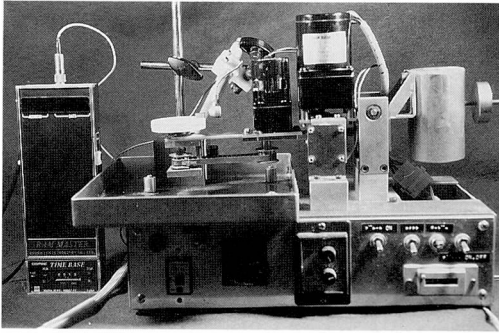


図1 高信頼性切削試験装置

械・用具はボールベアリング式エアタービンハンドピース (MAR-S2, モリタ, 京都) によって駆動されたダイヤモンドポイント (B11, GC, 東京) であった。エアタービンの給気圧は  $3.5 \text{ kg/cm}^2$  とした (無負荷時回転数=300,000 rpm)。

静止負荷切削実験は以下の様式で行った。ダイヤモンドポイントの先端 4 mm を被削材に水平にあて、一定の静止圧を 5 秒間負荷することによって切削を行った。負荷圧は 20, 40, 60, 80 g とした。切削実験中、ハンドピースの回転数変化を磁気ピックアップ方式の回転計 (Rammaster 1000, オグラ宝石精機, 東京) によって計測し、切削時定常回転数 (切削回転数) を求めた。切削除去体積量 (切削量) は切削実験前後の重量変化を各被削材の密度で割ることによって求めた。各被削材の切削実験は、新品のダイヤモンドポイントを用いて 3 回行い、これを 3 回繰り返した。

ダイヤモンドポイントの切削効率は以下の式に従って算出した。

式(1) ダイヤモンドポイントの切削効率

= 切削量 ÷ (切削実験中におけるダイヤモンドポイントと被削材の接触面積)

式(2) 接触面積

= (切削実験中におけるダイヤモンドポイントの周速) × (切削実験中におけるダイヤモンドポイントと被削材の接触長さ) × (切削実験時間)

式(3) 周速

= (ダイヤモンドポイントの軸径) × 3.14 × 切削回転数

## 結 果

表 2 に、3 合金切削時のハンドピースの切削回転数を示した。切削回転数は合金の種類と負荷圧によって異なることが判明した。一般的に、負荷圧の増加に伴い切削回転数は減少していた。その程度は、PARA が最大で MIRO が続き UNI が最小であった。

表 3 に、3 合金の切削量を示した。切削量も合金の種類と負荷圧によって異なっていた。一般的に、負荷圧の増加に伴い切削量は増加していた。その程度は MIRO が最大で PARA が続き UNI が最小であった。

図 2 に、ダイヤモンドポイントの (3 合金に対する) 切削効率に及ぼす負荷圧の影響を示した。一般的に、負荷圧の増加に伴いダイヤモンドポイントの切削効率は放物線状に増加していた。その程度は MIRO が最大で PARA が続き UNI が最小であった。

表 2 3 合金切削時の切削回転数 ( $\times 10^4 \text{ rpm}$ )

被削材 コード名	負 荷 圧 (g)			
	20	40	60	80
PARA	27.2 (0.02)	25.6 (0.07)	24.2 (0.06)	22.2 (0.04)
MIRO	28.0 (0.01)	26.2 (0.05)	25.2 (0.03)	22.5 (0.01)
UNI	29.0 (0.02)	28.0 (0.03)	27.5 (0.07)	25.5 (1.20)

注：平均値 (標準偏差)

表 3 3 合金の切削量 ( $\text{mm}^3$ )

被削材 コード名	負 荷 圧 (g)			
	20	40	60	80
PARA	0.18 (0.01)	0.30 (0.02)	0.40 (0.01)	0.53 (0.03)
MIRO	0.70 (0.07)	1.26 (0.10)	1.80 (0.15)	2.42 (0.23)
UNI	0.02 (0.01)	0.06 (0.03)	0.09 (0.03)	0.26 (1.14)

注：平均値 (標準偏差)

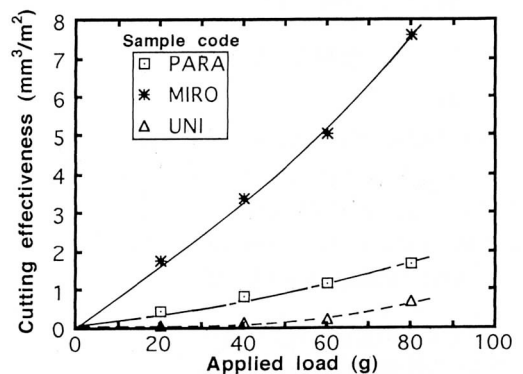


図 2 負荷圧がダイヤモンドポイントの 3 合金に対する切削効率に及ぼす影響

## 考 察

歯科治療においては、エアータービンによって駆動された切削回転用具によって歯と修復物・補綴物が日常的に切削されている。金属は天然歯や他の修復物(コンポジットレジンや陶材)よりも削り難いため、しばしば臨床上の問題となっている。従って、本研究では、鑄造合金の削れやすさを具体的に示し、歯科医師等に材料選択基準を与えることを目的とした。ダイヤモンドポイントを用いて切削実験を行ったのはその優れた耐久性による。カーバイドバーは金属に対して新品段階でこそ優れた切削力を示すものの、金属切削に伴い切削力は急激に低下してしまう。反面、ダイヤモンドポイントの金属に対する切削力は小さいものの、金属切削に伴う切削力の低下傾向はかなり小さいことが報告されている<sup>6)</sup>。

本研究では、実験の行い易さの点から静止負荷切削実験を行った<sup>7)</sup>。検討を加えた負荷圧の範囲(20 g-80 g)は、歯科高速切削に適した、いわゆるフェザータッチの領域<sup>8)</sup>に含まれるものである。

合金切削中のハンドピースの回転数は、合金の種類と負荷圧によってかなり異なっていた。このことは、各切削実験においてダイヤモンドポイントと合金(被削材)の接触面積が異なることを意味する。合金の削れやすさを比較する場合、この接触面積の違いに配慮する必要があると考えられた。従って、ダイヤモンドポイントの切削効率を、合金の切削量の上記接触面積に対する比として求めた。

3合金の主たる使用用途は以下の通りである。PARAはインレー、クラウン、ブリッジ等に多用されている。MIROは支台築造(コア)に使用されることが多い。UNIは陶材焼付用合金である。支台築造用材料は形成のために最も切削の必要がある。

本研究で明らかにされたように、ダイヤモンドポイントの切削効率は、UNI, PARA, MIROの順に大きくなった。天然歯質(牛歯)に対するダイヤモンドポイントの切削効率(80 g負荷圧)は、エナメル質で約9.0 mm<sup>3</sup>/m<sup>2</sup>、象牙質で約13.0 mm<sup>3</sup>/m<sup>2</sup>である。これらの値を各合金に対するものと比較すると、MIROの削り易さは歯質と同等か若干小さい程度であり、PARAとUNIは歯質よりもかなり削り難いと言える。歯質と同程度に削れる金属は小さな負荷圧による形成が可能であり、また、歯質と金属の境界部分の移行を円滑に行うことができるため、臨床上極めて有利である。一方、削れ難い合金に対しては、負荷圧を大きくするなどの処置が必要となるが、発熱・振動により歯質に為害作用を及ぼすことが懸念される。

MoonとModjeski<sup>9)</sup>は、軟らかく伸びの小さな合金ほど切削しやすいと述べている。PARAとMIROは硬さの点では同じであったが、伸びの点でPARAがMIROを上回るため、PARAの方がMIROよりも削り難くなったものと思われる。UNIは極めて硬い合金であるため非常に削れ難かったものと考えられる。

易削性は、歯科鑄造用合金の大切な所用性質の一つである。MIROは被削性の点では最も満足できる合金である。しかしながら、MIROは口腔中の耐食性に劣るため、支台築造など唾液との接触の少ない部位に使用するのが妥当である。PARAは、被削性の点では劣るものの、耐食性に優れており、唾液と常に接触する部位での使用が可能である。UNIは非常に削り難く、UNIの切削に適した新しい切削回転用具の開発が必要と思われる。鑄造後、多くの切削加工が予期される場合には、鑄造合金としてMIROとPARAを選択することが妥当と考えられる。また、易削性、耐食性と強度を兼備する新しい歯科鑄造用合金の開発も望まれる。

## 結 論

2種類のセミプレシャス合金(PARAとMIRO)と1つのノンプレシャス合金(UNI)について、ダイヤモンドポイントを用いた静止負荷切削実験を行い、以下の知見を得た。

- (1) 負荷圧の増加(20 gから80 gまで)に伴い、切削回転数は減少し切削量は増加した。
- (2) ダイヤモンドポイントの切削効率は、負荷圧の増加に伴い放物線状に増加し、その程度はMIROが最大でPARAが続きUNIが最小であった。

## 文 献

- 1) Sarrett, D.C., Richeson, J.S. and Smith, G.E.: Scanning electron microscopy evaluation of four finishing techniques on margins of gold castings. *J. Prosthet. Dent.* 50, 784-792, 1983.
- 2) Howell, P.G.T.: Assessment of a bur designed for the removal of metal restoration. *Brit. Dent. J.* 156, 58-60, 1984.
- 3) Grajower, R., Kurz, I. and Bapna, B.S.: Cutting times and grinding rates of various crown and bridge metals. *Dent. Mater.* 2, 187-192, 1986.
- 4) 宮川 修, 渡辺孝一, 大川成剛, 中野周二, 塩川延洋: 非貴金属系合金の研削に関する研究 第1報 試験装置の試作と2, 3の歯科用ホイールについての結果. *歯材器* 4, 645-656, 1985.
- 5) 玉置幸道: 歯科用合金の複合研削に関する研究. *歯材器* 5, 804-811, 1986.
- 6) Miyawaki, H., Taira, M., Wakasa, K. and Yamaki,

- M.: Dental high-speed cutting of four cast alloys. *J. Oral Rehabil.*, **20**, in press, 1993.
- 7) Grajower, R., Zeithick, A. and Rajstein, J.: The grinding efficiency of diamond burs. *J. Prosthet. Dent.* **42**, 422-428, 1979.
- 8) 上田祥士：歯科用エアータービン使用時の研削荷重について，特に窩洞側壁形成について. 歯科学報 **82**, 21-60, 1982.
- 9) Moon, P.C. and Modjeski, P.J.: The burnishability of dental casting alloys. *J. Prosthet. Dent.* **36**, 404-408, 1976.