原著論文

カルシア系鋳型材を用いたチタン鋳造冠の基礎的研究

高橋 英和 村上 光広 藤生 貴子 川和 忠治
堀田 康弘* 宮崎 隆* 鈴木 暎* 宮治 俊幸*

Basic Researches for Titanium Cast Crown Using Calcia Investments

Hidekazu Takahashi, Mitsuhiro Murakami, Takako Fujiy, Tadaharu Kawawa,
Yasuhiro Hotta*, Takashi Miyazaki*, Ei Suzuki* and Toshiyuki Miyaji*

Abstract : The interest in the application of titanium and its alloys to dental prostheses is increasing since they possess good mechanical properties. However, fabrication of titanium prostheses, especially the casting procedure, has been very difficult because of its chemical reactivity at high temperatures. In our previous study, we could obtain a sound titanium casting using the calcia mold which is very stable for titanium. In this study, we investigated the calcia investments containing metal titanium powder to improve the casting accuracy. Setting and thermal expansion at 1,000°C of the calcia investment with 8.8 wt% titanium powder was 0.5% and 1.2%, respectively. The marginal opening and cement layer thickness between the die and the titanium cast crowns obtained from the calcia mold fired at 1,000°C were found to be improved when the content titanium powder was 8.6 wt% or 8.8 wt%. The contamination of oxygen produced a hardened layer with a thickness of about 250 μ m under surface of titanium casting ; nevertheless, it was possible to finish a glazing surface by the conventional polishing procedures.

Key words : titanium casting, calcia investment, casting accuracy

I. 緒 言

わが国では、チタンの歯科鋳造の研究が1970年代後半から、手がけられ¹⁾、今日に至るまで研究開発が著しく進展してきた。純チタンは床用補綴物材料としては強

度が不足する²⁾が、歯冠補綴物としては十分な強度を有し、金属アレルギーの面からも臨床応用が期待されている。しかしながら、チタンを歯冠補綴物に用いるためには、従来の精密鋳造と比較して解決しなければならない種々の問題点があげられる³⁾。近年、鋳型材⁴⁾および鋳造機⁵⁾の開発が急速に進められ、チタンの精密鋳造が可能になりつつある。すでにいくつかの鋳型材を用いたチタン鋳造冠の臨床応用への検討がなされている^{6,7)}が、歯型にスパーサーを塗布したり、冠内面をサンドブラスト処理したものでありまだ完全なものとはいえない。チタン鋳造冠を臨床応用するにあたって必要なことは、支台歯に対して十分な適合度を有していること、およびチェアサイドで簡便に調整・研磨できることがあげられる。

昭和大学歯学部第一補綴学教室（主任：川和忠治教授）

* 昭和大学歯学部歯科理工学教室（主任：宮治俊幸教授）

The First Department of Prosthodontics, Showa University, School of Dentistry (Chief: Prof. Tadaharu Kawawa)

* Department of Dental Technology, Showa University, School of Dentistry (Chief: Prof. Toshiyuki Miyaji)

平成3年4月10日受付

著者らは、安定した酸化物で、しかも安価であるカルシアを耐火材成分とする鋳型材を開発し、チタン鋳造に応用したところ、鋳型材からの汚染が少なく、表面性状が良好なチタン鋳造体が得られたことを報告してきた⁸⁻¹¹⁾。本研究では、適合性向上のために膨張剤としてチタン粉末を配合したカルシア鋳型材を用いて、操作が比較的容易であるアルゴンアーク融解加圧鋳造機にて鋳造した純チタン鋳造冠の適合精度、および研磨による表面性状の変化を測定し、カルシア鋳型材を用いたチタン鋳造冠の臨床応用の可能性について検討を行った。

II. 材料および方法

1. 鋳型材および金属

鋳型材粉末は電融カルシア(8A, #325 pass, タテホ化学)を主成分とし、これにチタン粉末(#350 pass, 大阪チタニウム)を8.4~9.0 wt% 配合したものを準備した。練和媒体としてメタノール(99.7%, 和光純薬)を用い、P/L: 100 g/23 ml で練和した。

鋳造用金属には純チタン棒(JIS 2種, 神戸製鋼)を、直径10 mm, 高さ10 mmの円柱状に切断したものをインゴットとして用いた。

実験は室温 $23\pm2^{\circ}\text{C}$, 相対湿度 $50\pm10\%$ の実験環境で行った。

2. 鋳型材の硬化膨張と熱膨張

鋳型材の硬化膨張をテーパー金型(内径20 mm, 高さ10 mm, テーパー1/10)を用いて測定した。練和した鋳型材を金型に填入し、金型ごと密封容器に封入し、冷蔵庫に保管した。練和から3時間後に硬化した試料を金型から取り出し、再度冷蔵庫で保管した。練和開始20時間後に再び試料を金型に試適し、そのときの浮き上がり量をマイクロメーターで測定し、次式より硬化膨張率を求めた。

$$\text{硬化膨張率}(\%) = \text{浮き上がり量}(\text{mm}) \times 0.5$$

測定試料数は各組成の鋳型材について10個とした。

鋳型材の熱膨張を微小定荷重熱膨張計(サーモフレックス, 理学電機)を用いて測定した。練和した鋳型材を金型(内径5 mm 高さ15 mm)に填入し、金型ごと密封容器に封入し、冷蔵庫で保管した。20時間後に硬化した試料を金型から取り出し、30分間実験室内にて放置後、測定機の電気炉に移した。昇温速度 5 k/min にて $1,000^{\circ}\text{C}$ まで加熱し、室温から $1,000^{\circ}\text{C}$ までの膨張量より熱膨張率を求めた。測定試料数は各組成の鋳型材に

図1 支台歯金型の寸法
(unit: mm)

ついて5~8個とした。

3. 鋳造冠の適合精度

全部鋳造冠の適合精度を検討する目的で、以下の2つの実験を行った。実験Iでは、金型原型を用いて冠辺縁の浮き上がりについて検討し、適切なチタン粉末配合量について検索した。実験IIでは、実験Iで検索した配合量について、臨床的な形態における適合精度の確認を行った。

1) 実験I

図1に示すADASに準じた支台歯金型(ステンレス鋼製, 歯頸部直径10 mm, 歯冠長9.3 mm, テーパー1/12)を用いて、直接法により鋳造冠を製作し、試適時の冠辺縁の浮き上がり量を測定した。蠟は、試作ワックス(日本精蠟製のパラフィン, バイセンおよびミツロウを重量比で3:3:1で配合したもの, 融解温度 $54\sim 64^{\circ}\text{C}$)¹²⁾を用いた。分離材として白色ワセリンを金型に薄く塗布してから、歯頸部における軸面の厚さが0.5 mm, 咬合面部の厚さが0.5 mmになるよう調整された蠟型製作用リングを用いて、流し込み法により蠟型形成を行った。蠟を流し込んでから1時間後に蠟型製作用リングを取り外し、ショルダー部に生じた間隙を再軟化して圧接修正した。蠟型はさらに24時間以上金型上に放置した。スプルー(READY CASTING WAX R25, ジーシー)を、歯冠隅角部に付着し、円錐台に植立した(図2)。厚さ1.5 mmのセラミックファイバー系裏層材(Casting Ribbon, 松風)を、鋳造用リング(チタン製,

図2 蠟型と鋳造リングおよび裏層材の位置関係
(unit: mm)

内径 30 mm, 高さ 35 mm) 内に 2 層に裏層し, 裏層材表面に白色ワセリンを塗布した。蠟型は, あらかじめ準備したチタン粉末配合量 8.4~9.0 wt% のカルシア鋳型材にて埋没した。鋳型は埋没後, 直ちに密封容器に移し, 庫内温度約 4°C の冷蔵庫にて保管した。埋没 20 時間後に鋳型を冷蔵庫から取り出し, 30 分間実験室内にて放置後, 電気炉 (AF 5000 VTT, 大栄歯科産業) に移した。鋳型を 5 時間かけて 1,000°C まで上昇させ, 1,000°C にて 30 分以上係留後, アルゴンアーク融解加圧鋳造機 (キャストマチック 230 型, 岩谷産業) にて純チタンを鋳造した。鋳型を放冷後, 鋳造体を割りだして, 内面に気泡などによる小突起物のないことを確認後, 超音波洗浄し, 測定用試料とした。鋳造体を金型に約 100 g の手圧で試適した。歯冠を 4 等分し, 冠辺縁と金型ショルダー部との間隙を, 万能投影機 (V16 D, ニコン) に, GP-IP アダプターを介してパーソナルコンピュータを用いて記録した。測定試料数は各組成の鋳型材について 8 個とした。

2) 実験Ⅱ

顎模型 (SWP 6, ニッシン) の人工歯 (下顎右側第 1 大臼歯) を全部鋳造冠の支台歯形態 (辺縁部はナイフエッジ) に形成し, これを原型として複製したエポキシ樹脂製支台歯を作製した。支台歯の寸法を図 3 に示す。この支台歯を用いて, 間接法の手順に従って全部鋳造冠を作製した。印象採得は, レジン個歯トレーを用いて, 重縮合型シリコン印象材 (トシコンインジェクション, 三金工業) で行った。超硬石膏 (フジロック, ジーシー, w/p: 0.20) を注入して歯型を製作した。分離材 (ドライウエル, 富士写真フィルム) を一層歯型に塗布し, 前述の試作ワックスで塗蠟法により蠟型を作製した。完成した蠟型は, 模型上で 24 時間以上放置後, 実験Ⅰと同様の方法でスプルーを植立, 埋没, 鋳造した。鋳型材に

図3 臨床的な支台歯形態を施した支台歯およびセメント層の測定部位
(unit: mm)

近遠心面テーパ: 約 7.5°

頬舌面歯頸側テーパ: 約 6.5°

a~j は測定部位を示す

はチタン粉末配合量 8.6 wt% および 8.8 wt% のカルシア鋳型材を用いた。得られた鋳造体内面に気泡などの小突起物がないことを確認後, 超音波洗浄し, リン酸亜鉛セメント (エリート 100, ジーシー) で支台歯に合着した。リン酸亜鉛セメントは, 鋳造冠の浮き上がりが小さいといわれる粉液比 0.96 g/0.5 ml¹³⁾ で, 練板温度 23°C にて, JIS T 6602¹⁴⁾ に準じて練和した。セメント練和終了 60 秒後に, 小木片 (パルサ板) を介して鋳造冠に 15 kg の荷重を 10 分間加圧した。セメント硬化後, シリコン枠を用いて鋳造冠を支台歯ごとエポキシ樹脂 (Epo-mix, Buehler) にて包埋した。次いで硬組織切断機 (ミクロカッター ST-1, シーゲル産業) にて近遠心および頬舌的に切断した。得られた断面を耐水研磨紙にて #1000 まで研磨した。切断面におけるセメント層の厚さを実験Ⅰと同様に万能投影機にて測定, 記録した。測定部位は, 冠辺縁部, 冠辺縁部より 1 mm, 2 mm 咬合面よりの部位および咬合面の軸面部の隅角より 1 mm, 2 mm 内側の部位とした (図 3)¹⁵⁾。測定試料数は各 5 個とした。

4. 鋳造体の硬さ

鋳造冠の適合実験Ⅱの割断試料を用いて鋳造体の硬さを測定した。すなわち, チタン粉末配合量 8.8 wt% カルシア鋳型より得られた鋳造冠の頬舌断試料歯冠中央部における表層から 50, 100, 150, 200, 250, 500, 750, 1,000 μm 内側の部位をマイクロビッカース硬さ (Hv) を微小硬度計 (MVK E, 明石製作所) を用いて荷重 200 g, 荷重保持時間 20 秒の条件で測定した。測定試料は 5 個とした。

5. 鋳造体の研磨面性状

各研磨段階での表面粗さおよび SEM 観察を行った。

表 1 カルシア系鋳型材の硬化膨張率と熱膨張率
(室温から 1,000°C)

チタン粉末配合量 (wt%)	硬化膨張 (%)	熱膨張 (%)
8.4	0.5 (0.1)	1.1 (0.4)
8.6	0.5 (0.1)	1.1 (0.4)
8.8	0.5 (0.0)	1.2 (0.6)
9.0	0.5 (0.1)	1.2 (0.7)

() : S.D.

チタン粉末配合量 8.6 wt% のカルシア鋳型材で作製した直径 12 mm, 厚さ 1 mm のチタン円板鋳造試料を用いて, 以下の方法で研磨した。

① サンドペーパーポイント (粗, 大木製作所) を約 10,000 rpm で 3 分, ② サンドペーパーポイント (細, 大木製作所) を約 5,000 rpm で 2 分, ③ フェルトホイールに研磨材 (マイティーポリシャー, 矢田化学工業) を塗布し約 5,000 rpm で 2 分, ④ フェルトホイールに研磨材 (マイティーポリシャーファイナル, 矢田化学工業) を塗布し約 5,000 rpm で 1 分, を順次行った。

表面性状の測定は, 表面形状測定機 (surfcom 700 A, 東京精密) を用いて, 研磨方向に垂直に測定し, 付属プログラムを用いて R_{max} を記録した。測定は試料中央部の 5 カ所で行い, その平均をその試料の測定値とした。測定試料数は 5 個とした。また SEM 観察には走差型電子顕微鏡 (S-550, 日立製作所) を用いて 250 倍で行った。

III. 結果および考察

1. 実験方法について

チタンは酸素と親和性が大きく, 表面に安定な酸化被膜を生成するので耐蝕性がよいが, 酸素と親和性が大きいことは鋳造にとっては不利になる。したがって, チタン精密鋳造の一番の問題点はいかに酸素の影響のない鋳造体を製作するかにあるといえる。酸化を固溶したチタンは著しく硬化し, 鋳造体の調整研磨操作を困難にしよう。そのため, 鋳型材および鋳造機の改良, 開発が試みられてきた^{4,5)}。従来のリン酸塩系鋳型材のほかに, 融解時のチタンより安定した酸化物であるマグネシア, アルミナ, カルシア, ジルコニア, などが耐火材の主成分として試みられている⁴⁾。また鋳造機としては, アルゴンアークや高周波により融解し, 加圧や遠心力により鋳型内に鋳込む構造の鋳造機が考案, 市販され, 検討されている⁵⁾。本実験では, 安定した酸化物であるカルシアを

図 4 カルシア鋳型材の熱膨張曲線

鋳型材に用い, 操作が比較的容易であるアルゴンアーク融解加圧鋳造機にて鋳造を行った。カルシア粉末をメタノールと練和した鋳型材は, 硬化時には膨張するが, 加熱時には収縮傾向を示すため, カルシア単体の鋳型材では鋳造体はチタンの鋳造収縮を補償することができなかった。鋳造体の適合性を向上するためには, 硬化時の膨張を大きくすること, 鋳型材の加熱時の収縮を小さくすることが考えられる。しかしながら硬化時の膨張は, ワックスパターンの変形をも引き起こすので, 加熱時の膨張を期待する方が優れていると考えられる。加熱時の膨張剤として金属粉末を添加して酸化する際の膨張を期待する方法が都賀谷ら¹⁶⁾により考案されている。著者らもカルシア系鋳型材に当初ジルコニウム粉末を配合して良好な加熱膨張を得ることに成功した¹⁰⁾が, ジルコニウム粉末は高価で, かつ, 入手が制限されているため, 本実験では, 価格が安く, 入手の容易なチタン粉末を利用した。

2. 鋳型材の硬化膨張および熱膨張

カルシアおよびチタン粉末配合カルシア鋳型材の硬化膨張率と熱膨張率を表 1 に示す。カルシアの硬化膨張率は前報⁹⁾では #200 を用いて約 0.5% であった。本実験の結果との差は, 粉末粒度の違いによるものと思われる。チタン粉末を配合した鋳型材では, やや硬化膨張率は減少した。しかし, 最小値を示した 8.6 wt% とカルシア単体の差は 0.1% と小さく, チタン粉末配合量がカルシア鋳型材に及ぼす影響はあまりないと考えられる。

典型的な熱膨張曲線を図 4 に示す。カルシア系鋳型材をメタノールで練和した硬化体は, 200°C 付近までやや膨張傾向を示した後, 400°C 付近で反応生成物の分解のため収縮し, 配合したチタン粉末の酸化反応のために約 800°C より膨張が観測された。しかし, その膨張量にはばらつきが大きく認められ, 8.4~9.0 wt% の鋳型材の

表 2 チタン粉末配合量による鋳造冠の辺縁浮き上がり量

チタン粉末配合量 (wt%)	浮き上がり量 (μm)
8.4	770 (393) ^{**}
8.6	337 (248) ^{**}
8.8	32 (16) ^{**}
9.0	40 (34)
** : $p < 0.01$ () : S.D.	

膨張量に有意差はなかった。本実験の結果において測定値のばらつきが大きい原因として次のことが考えられる。本実験では通常の鋳造炉の状態を考え、熱膨張測定時に特に空気などの送風を行わなかった。そのため、酸素が十分供給されず、チタン粉末の酸化が十分に行われなかった可能性が考えられる。また、本実験では鋳造物の鋳肌面の表面粗さを小さくする目的でメッシュの細かいカルシア粉末およびチタン粉末を用いたため、焼結が進みやすくチタン粉末の酸化による膨張を抑制していることが考えられる。金属が酸化することで鋳型の膨張を期待する方法では、鋳型材を加熱する速度が膨張時の挙動に影響を与えるとの報告¹⁶⁾もあるので、今後、鋳型材の焼成条件について検討するつもりである。

3. 鋳造冠の適合精度

カルシア鋳型材で得られた鋳造体は鋳型材との焼き付きがなく、鋳放しの状態で適合性の評価が可能であった。実験 I での金型原型を用いた冠辺縁の浮き上がり量の結果を表 2 に示す。

金属冠の浮き上がりはチタン粉末配合量が増加するほど減少した。t 検定によると、チタン粉末配合量 8.4 wt%, 8.6 wt%, 8.8 wt% の浮き上がり量間に 1% の危険率で有意差が認められたが、8.8 wt% と 9.0 wt% では有意差が認められなかった。本実験での評価方法では、鋳造冠が大きくできた場合は浮き上がり量としては 0 に近くなり、9.0 wt% では大きめにできていることが考えられる。また、この金型歯型の軸面は片側のテーパーが 1/24 と小さいため、鋳造冠のわずかな膨縮が強調されて現れているものと考えられる。8.4 wt% と 8.6 wt% の浮き上がり量の変化量は約 430 μm であり、これを変化率に直すと 0.36% に相当する。しかし、2 つのチタン粉末配合量における鋳型材の硬化膨張率および熱膨張率はほとんど差がない。これは、鋳造用電気炉内と熱膨張測定用電気炉内での酸素供給状態が異なっていたことが原因と考えられる。

臨床における支台歯に準じたエポキシ歯型を用いた実

図 5 各測定部位におけるセメント層の厚さ (金属チタン粉末 8.6 wt% 配合)

図 6 各測定部位におけるセメント層の厚さ (金属チタン粉末 8.8 wt% 配合)

験 II では、チタン粉末配合量 8.6 wt% および 8.8 wt% カルシア鋳型材を用いた。各測定点でのセメント層の厚さの平均を図 5, 6 に示す。図中の縦線は標準偏差を示す。セメント層の厚さは 8.6 wt% で平均 47 μm (7~114 μm), 8.8 wt% で平均 56 μm (4~115 μm) であった。測定部位およびチタン粉末配合量による有意差はみられなかった。金属支台歯において浮き上がり量に差のみられた 8.6 wt% と 8.8 wt% の鋳型材間に差が認められなかったのは、単純な形態の金属支台歯と複雑な形態の臨床的な支台歯の形態の差と、セメント合着することで適合の差を不明確にしている可能性が考えられる。適合のよい全部鋳造冠を合着したセメント層の厚さは、軸面部で 20~30 μm 、咬合面では 25~150 μm とされている¹⁷⁾。本実験の結果は軸面と咬合面でのセメント層に差がなく、全体的にセメント層は均一であった。これは、鋳造リングにセラミックファイバー系裏層材を 2 層

表 3 鑄造体断面のマイクロビッカース硬さ

表層からの部位 (μm)	硬さ (Hv)
50	250 (43)
100	218 (19)
150	195 (14)
200	174 (11)
250	163 (7)
500	157 (6)
750	156 (8)
1,000	157 (6)

(): S.D.

表 4 研磨による鑄造体表面の粗さ

研磨の段階	R_{max} (μm)
鑄放し	20.0 (3.0)
サンドペーパーコーン (粗)	12.4 (3.5)
サンドペーパーコーン (細)	10.0 (3.7)
フェルトホイール 1	1.5 (1.0)
フェルトホイール 2	0.8 (0.3)

(): S.D.

に裏層したため厚さが 3 mm と厚く、鑄型材の膨張に対しての緩衝能力が大きく、リングレス埋没に近い状態で鑄造されていたと考えられる。著者らの模型上にてクリストパライト埋没材で K メタルを鑄造した場合の適合度¹⁵⁾と比較すると、咬合面部のセメント層が小さいものの、標準偏差が大きい。したがって、本実験の鑄造方法での純チタン鑄造冠の適合精度は必ずしも満足いくものではないので、適合精度向上のためのさらなる検討が必要であろう。

4. 鑄造体の硬さ

鑄造体断面のマイクロビッカース硬さを表 3 に示す。表層下約 250 μm までは内部と比べて硬化していることが認められた。しかし、表層 50 μm においても Hv 250 程度であり、硬化の程度は小さかった。膨張剤としてチタン粉末を含むカルシア鑄型材は、鑄造時の鑄型はカルシアとチタン粉末が酸化したチタニアで構成されている。このチタニアの安定性はカルシアより若干劣っている。そのため、この鑄型材で得られた鑄造体の表層は、カルシア単体の鑄型材で得られた鑄造体よりも、表面が酸素の影響で汚染されたことが認められた。しかし、その汚染の度合いも小さく、硬化層の厚みも小さいため、チタン粉末配合カルシア鑄型材による純チタン鑄造は十分に実用的であると考えられる。

図 7 金属チタン 8.6 wt% 配合カルシア鑄型材で鑄造した純チタン鑄造体表面 ($\times 250$)

図 8 純チタン鑄造体表面をサンドペーパーコーン (粗) で研磨した表面 ($\times 250$)

5. 鑄造体の研磨面性状

各研磨工程による表面粗さの変化を表 4 に示す。カルシア鑄型材で得られた鑄造体は、鑄放し面の表面粗さが R_{max} で 20 μm とやや荒れており、SEM 像を図 7 に示す。鑄型材との焼き付きはみられないが、表面に荒れがみられる。サンドペーパーポイントによる研磨した面の SEM 像を図 8 に示す。 R_{max} は、12 μm であるが、ポイントの回転方向に表層のチタンが引き伸ばされたような

図 9 純チタン鋳造体表面をバフ研磨した表面 (×250)

状態が観察できる。バフ研磨材を用いて最終バフ研磨を行った面を図 9 に示す。研磨によると考えられる条痕が若干観察できるものの、 R_{max} は約 $1\mu\text{m}$ と大幅に改善しほぼ臨床上に満足できる表面が得られたことがわかる。チタンは反応性が高いので、硬さが小さいわりには研磨も決して容易でなく、著者らは各種の研磨方法について検討¹⁸⁾したところ、通常のカーボランダムホイールやシリコンポイントを用いるとホイールの消耗が大きかったり、光沢が得られないなどの問題点が判明した。しかしながら、今回の結果から、表面の硬化の程度が少ない鋳造物であれば、サンドペーパー、バフ研磨という、通常の調整研磨方法に準じた方法で臨床上に満足できる研磨ができることが判明した。

IV. 結 論

カルシウム粉末を主成分としチタン粉末を添加した鋳型材を用いて、純チタンの鋳造を試みたところ以下の結果を得た。

1. 鋳型材の硬化膨張は約 0.5% であり、焼成温度 $1,000^{\circ}\text{C}$ での熱膨張は、チタン粉末を 8.8 wt% 配合することで約 1.2% であった。
2. チタン粉末を 8.6 wt%, 8.8 wt% 添加することで、鋳造冠の適合精度が大きく改善したが、ばらつきがやや大きかった。
3. チタン粉末を配合したカルシウム鋳型材で鋳造した純チタンは、鋳造体の表層下に約 $250\mu\text{m}$ の硬化層が存

在したが、汚染の程度が少ないため、特別な手法を用いなくても調整研磨が可能であった。

文 献

- 1) 井田一夫, 竹内正敬, 都賀谷紀宏ほか: チタン合金の歯科鋳造に関する研究 (第一報) 純チタンの鋳造, 歯材器誌, 37: 45~52, 1980.
- 2) 伊藤実希夫: チタン合金鋳造床の力学的研究, 口病誌, 57: 99~117, 1990.
- 3) 宮崎 隆: チタン鋳造はプレシヤスメタルの精密鋳造を追い越すことができるか, 歯科技工, 18: 904~909, 1990.
- 4) 中村雅彦: チタン用鋳型材, 三浦維四, 井田一夫編, チタンの歯科利用, 62~74, クインテッセンス出版, 東京, 1988.
- 5) 浜中人士: チタン用鋳造機, 三浦維四, 井田一夫編: チタンの歯科利用, 75~83, クインテッセンス出版, 東京, 1988.
- 6) 末瀬一彦, 岩井啓三, 角田 淳ほか: 純チタンクラウンの補綴学的考察, 補綴誌, 28: 860~867, 1984.
- 7) 佐藤秀樹, 松井明彦, 奥田礼一: アーク融解・加圧吸引鋳造器の試作 9. メラミン歯に対する純チタン鋳造修復物の適合精度, 日歯誌, 32: 1573~1578, 1989.
- 8) 宮崎 隆, 谷由美子, 鈴木 咲ほか: カルシウム (CaO) の歯科鋳型材への適用に関する基礎的研究, 歯材器, 6: 334~339, 1987.
- 9) 宮崎 隆, 谷由美子, 玉置幸道ほか: カルシウム系鋳型材を用いたチタン鋳造に関する研究, 歯材器, 6: 437~440, 1987.
- 10) 宮崎 隆, 谷由美子, 玉置幸道ほか: カルシウム系鋳型材を用いたチタン鋳造に関する研究 (第 2 報) 鋳型の保管法および鋳造体の適合性の改善, 歯材器, 6: 633~638, 1987.
- 11) 宮崎 隆, 玉置幸道, 鈴木 咲ほか: カルシウム系鋳型材を用いたチタン鋳造に関する研究 (第 3 報) 鋳型材の粒度配合が鋳造体表面性状に及ぼす影響, 歯材器, 7: 736~740, 1988.
- 12) 鈴木利彦, 宮崎 隆, 藤堂睦子ほか: カルシウム系鋳型材を用いたチタンの精密鋳造に向けて (第 2 報) 原型材料が鋳造体表面性状に及ぼす影響, 歯材器, 7 (S12): 186, 1988.
- 13) 塩沢育己: セメント合着による全部鋳造冠の三次元的変位に関する研究, 補綴誌, 23: 86~102, 1979.
- 14) 日本工業規格: JIS T 6602 歯科用リン酸亜鉛セメント, 日本規格協会, 東京, 1985.
- 15) 新谷明幸, 下田圭介, 藤生貴子ほか: セラミックファイバー系裏層材使用時の全部鋳造冠の適合精度, 昭歯誌, 10: 395~402, 1990.
- 16) 都賀谷紀宏, 鈴木政司, 井田一夫ほか: チタン鋳造用マグ

- ネシア系鋳型材に関する研究—添加 Zr 粉の酸化膨張による鋳造体の適合性の改善—, 歯材器, 4 : 344~349, 1985.
- 17) 吉田恵夫 : 歯科鋳造法の実用精度について, 補綴誌, 2 : 159~186, 1958.
- 18) 宮崎 隆, 玉置幸道, 鈴木 暎ほか : チタン補綴物の研磨に関する研究 (第 1 報) 技工回転工具を用いた機械研磨, 歯材器, 6 : 917~922, 1987.