

金属床義歯へのチタンの応用

黒岩 昭弘 五十嵐順正

Application of Pure Titanium to Metal Framework

Akihiro Kuroiwa and Yoshimasa Igarashi

Abstract: Pure titanium and titanium alloy have been developed to apply to general machinery for medical and dental use.

Titanium has some unfavorable characteristics when casting for use.

Evaluation of the casting and mechanical properties was done to determine if pure titanium can be applied to the metal framework.

The results were as follows:

1. External and internal casting defects occurred easily.
2. Reacted layer was formed on the surface of titanium at high temperature.
3. Manufacturing cost was high.
4. Titanium could substitute for gold alloy due to its mechanical properties.

Manufacturing cost and difficulty were the negative factors when developing titanium for use even if with the mechanical property was similar to the gold alloy. Application of titanium to dentistry should be done considering the mechanical and biocompatible characteristics such as low specific gravity and low allergic effect. So-called environmental hormone is drawing attention these days. Various alloys may be evaluated of their biocompatibilities before applying to the oral cavity in the very near future.

Key words: titanium casting, castability, metal framework

I. はじめに

純チタンおよびチタン合金は、多くの特徴から(表1)、工業界をはじめ、医科、歯科において応用が検討されてきた。

チタンの歯科利用に関する研究が始まった頃は、チタンの融点が非常に高く、高温時の化学的活性が高いため当時の鑄造機や埋没材では、精密鑄造を行うのはたいへん困難であるとされ、加工材としての応用が検討されていた。しかし、その後の真空技術の進歩やアルゴンガスの適応をはじめとして、高周波溶解やアーク溶解などの熱源について

の検討、チタンと反応を起こしにくいような、ルツボ、埋没材の研究開発等が進められ、現在では、各研究者、各メーカーより、チタン用システムが数多く発表されている。またそれによって、歯科臨床においても、鑄造床、クラウン、ブリッジ、インプラントの上部構造についてチタン鑄造体の適応について検討されるようになった。

II. 金属床として応用の可能性

1. 鑄込率の問題

応用初期には鑄込率が低く、複雑な形態では鑄造され難いことが予想されたため、比較的単純で微細な鑄造欠陥は特に問題とならない金属床で臨床応用の可能性について検討が始まった。

鑄造体が口腔内に装着され、長期的に良好に経過するためにも、鑄造体は、個々に形成された所要形態に完全に鑄

松本歯科大学歯科補綴学第一講座(主任:五十嵐順正教授)
Department of Removable Prosthodontics, Matsumoto Dental
University School of Dentistry (Chief: Prof. Yoshimasa Igarashi)

込まれており、外部的にも内部的にも欠陥がないこと、また鑄造体は、歯科に应用する金属として良好な物理的・化学的性質を有することが必要である。したがって、鑄込み不足、鑄造欠陥（チタン鑄造では、空洞状の欠陥）の発生に関しての問題が解決できなければ、適合性や機械的性質の検討を行うのは無意味であり、また不確実なものとなる。そこで筆者らは、チタン鑄造に関する研究と題してこれまでに数多くの鑄造条件下での鑄造特性に関して検討を行ってきた（図1）¹⁾。チタンの鑄込率を考えるにあたって総括してみる。

1) スプルーの条件が鑄込率に及ぼす影響²⁾

スプルー径は鑄込率に大きな影響を及ぼし、スプルー径が大きいほど鑄込率は良好になる。また、スプルーの長さ

については、影響が大きく生ずるものと影響が小さいものがある（図2）。

2) 鑄造方法が鑄込率に及ぼす影響

全方向加圧鑄造と加圧吸引鑄造を比較検討したところ、鑄造方法の違いによって鑄造特性が変化し、たとえば鑄型の通気性などの条件が変化した場合、特性が全く異なってしまう鑄造方法が確認された（図3-a, b）。

3) チタン鑄造専用埋没材の通気性³⁾

チタン専用埋没材の研究は反応性に重点がおかれ、通気性に関しては客観的な指標が提示されていないのが現状である。各種チタン用埋没材を計測したところ、埋没材によっては極端に通気性が高い埋没材と低い埋没材があることが確認された（図4）。

表 1 A characteristic of titanium
チタンの特性

1. 軽量である（密度 4.50 g/cm ³ ）
2. 融点が高い（融点 1,668°C）
3. 疲労強度が大きい
4. 耐蝕性にすぐれる
5. 耐コロージョン性が高い
6. 耐エロージョン性が高い
7. 弾性率が低い（ヤング率 106.6×10 ³ N/mm ² ）
8. 半導体特性がある
9. 熱膨張係数が小さい 熱膨張係数（20～100°C） 900×10 ⁻⁶
10. 非毒性
11. 生体適合性がよい
12. 生体内で安定である

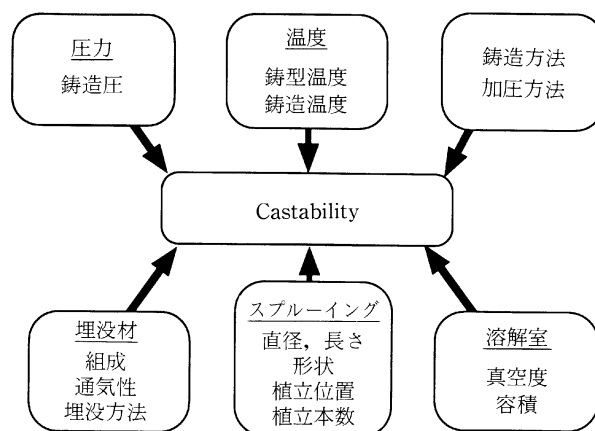


図 1 Conditions of some factors on castability
鑄造性に影響を及ぼす因子

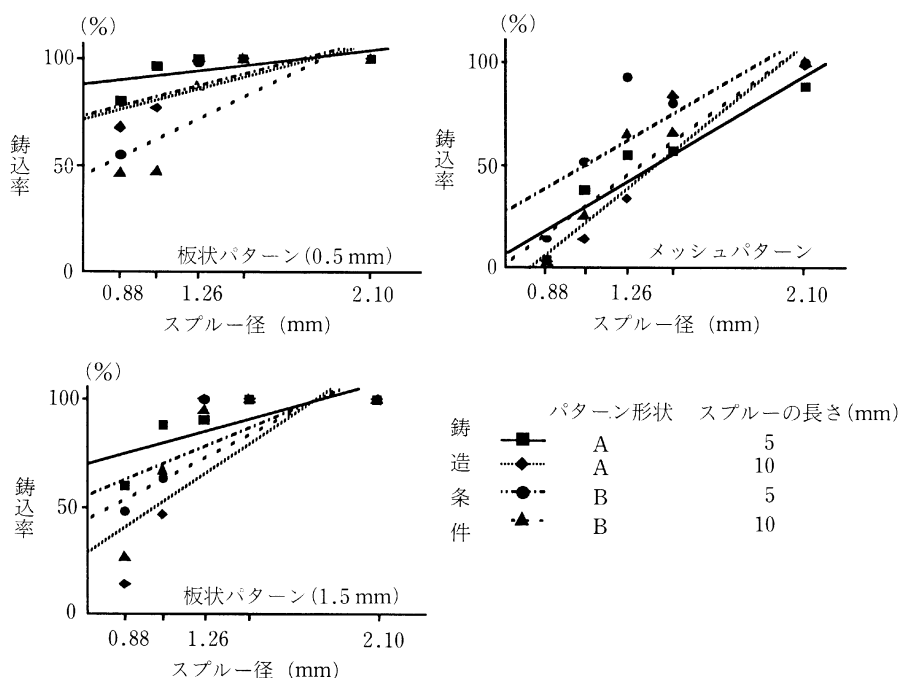


図 2 Effect of sprue conditions on the titanium castability
(Vacuum pressure casting method)
スプルーの条件が鑄込率に及ぼす影響
(加圧吸引鑄造)

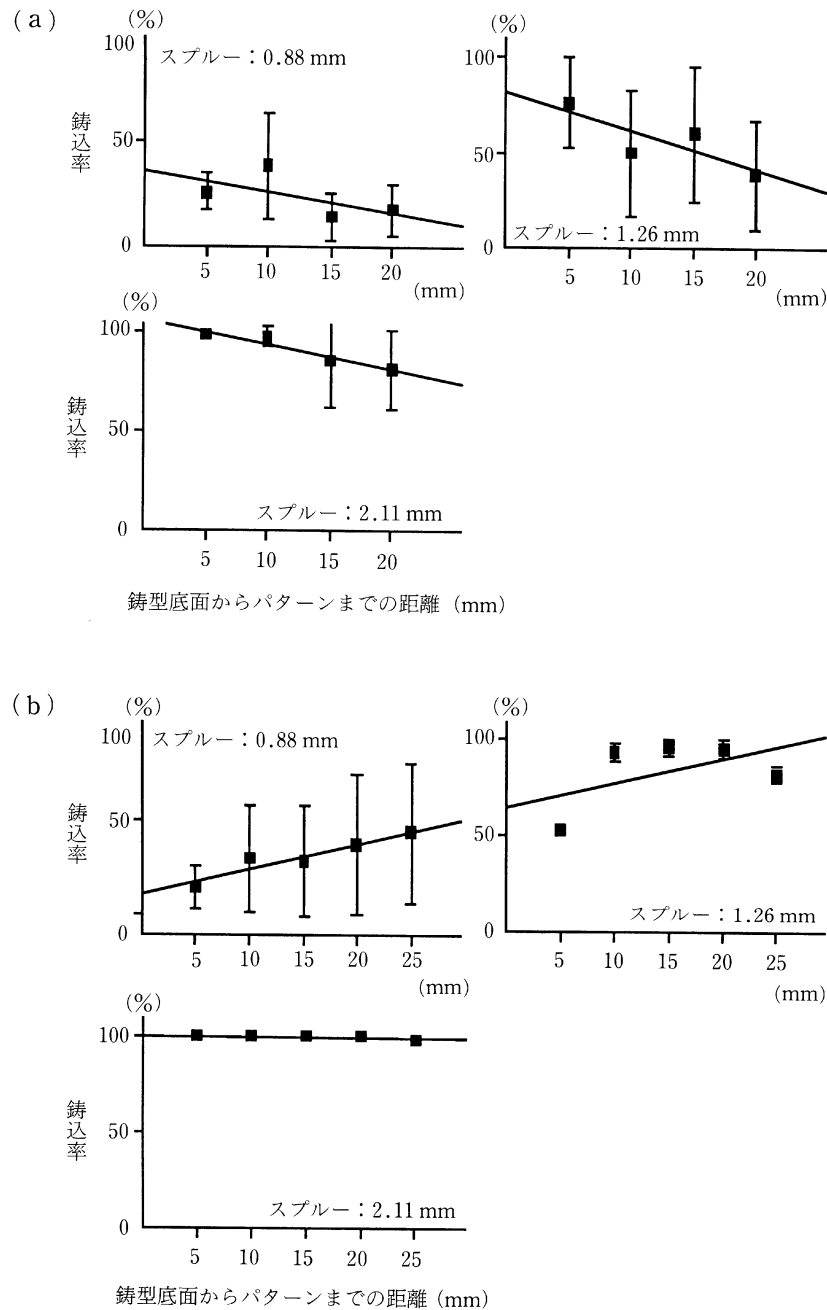


図 3

- a : Effect of sprue conditions and different casting methods on the titanium castability (Vacuum pressure casting method)
 b : Effect of sprue conditions and different casting methods on the titanium castability (All directional casting method)
 a : スプルー径と通気性が铸造率に及ぼす影響 (加圧吸引铸造)
 b : スプルー径と通気性が铸造率に及ぼす影響 (全方向加圧铸造)

4) 铸造圧が铸造率に及ぼす影響^{4,5)}

铸造圧が高いほど铸造率は高くなり、これは使用埋没材によって依存する傾向が異なった (図 5)。

5) 各種チタン専用埋没材が铸造率に及ぼす影響⁶⁾

組成の異なるチタン専用埋没材について比較検討したところ、通気性や铸造温度が铸造率に影響を及ぼした (図 6)。

6) 铸造温度が铸造率に及ぼす影響⁷⁾

加圧吸引型铸造機を用いて比較検討を行ったところ、铸造温度は铸造率に影響を及ぼし、铸造温度が高いほど铸造率が向上した (図 7)。

7) 铸造温度がチタン表層に及ぼす影響^{8,9)}

6) の項目で铸造率には有利な铸造温度も、チタンの表層については铸造温度が増加すると反応が高くなり、一概

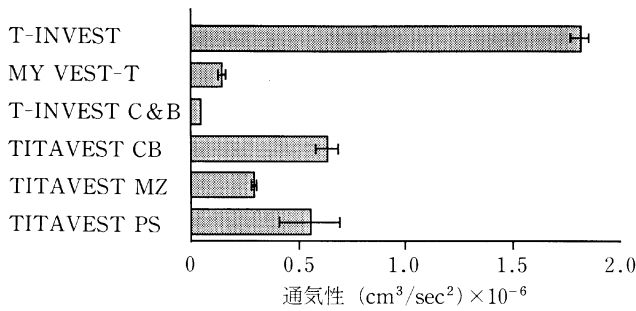


図 4 The gas permeability about some different casting molds for titanium casting
各種チタン鑄造用埋没材の通気性

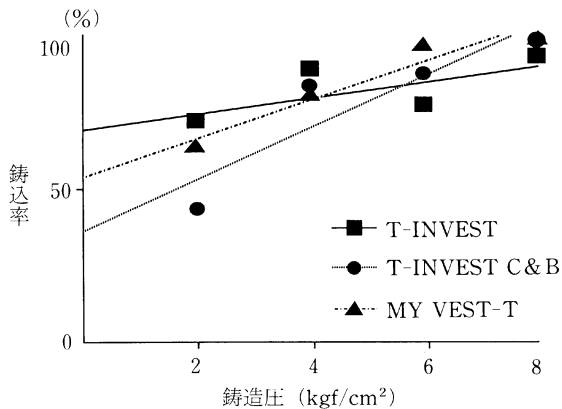


図 5 Influence of casting pressure on the castability (All directional casting method)
鑄造圧が鑄込率に及ぼす影響 (全方向加圧鑄造)

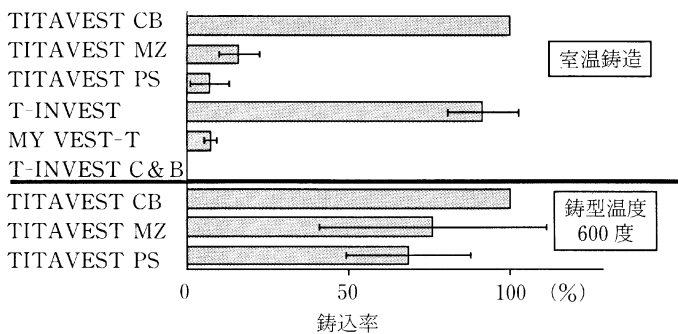


図 6 The castability using some different casting molds (With Vacuum pressure casting method)
各種チタン鑄造用埋没材における鑄込率 (加圧吸引鑄造)

に鑄型温度を高くすることは鑄造を有利な方向に導かなかった (図 8)。

8) 鑄型の大きさが鑄込率に及ぼす影響¹⁰⁾

全方向加圧型鑄造機を用いて鑄造特性を検討すると、通気性の低い埋没材では鑄込率が高いことが確認された。埋没材の組成を変えずに通気性を減少させるためには鑄型の大きさを増加させ、排気時間を延長し、見かけの通気性を低下させることである。この方法を用いて実験を行うと効果的に鑄込率が向上した (図 9-a, b)。

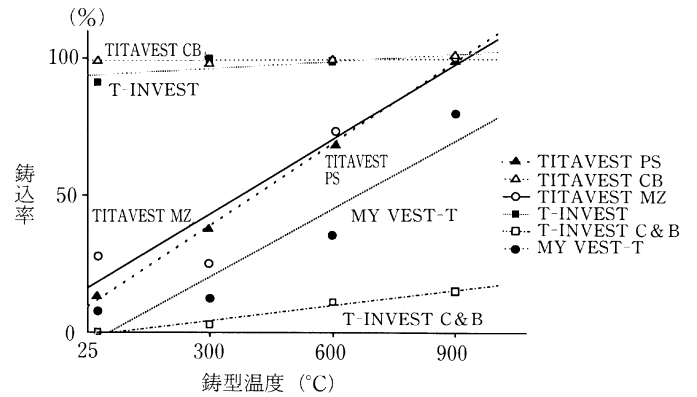


図 7 Effect of casting molds and mold temperatures on the castability
鑄型温度が鑄込率に及ぼす影響について

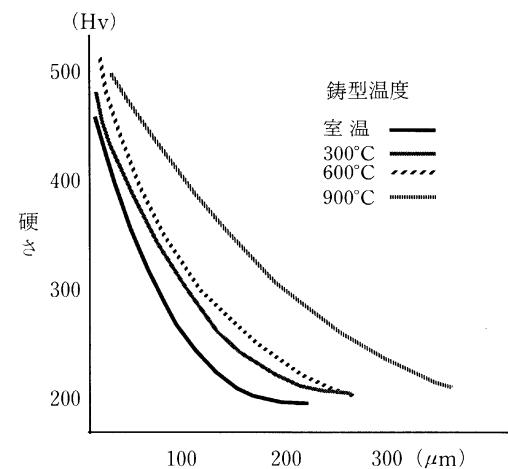


図 8 Vickers hardness value of titanium castings at various mold temperature
各鑄型温度におけるチタン鑄造体の硬さ

9) 通気性のない鑄型への鑄込み¹¹⁾

8) の項目は実験的には成功であったが、埋没材の消費量が増加するという点で、非合理的な手法ではないかとの観点から、シーリングを製作し、実験を行った。結果は通気性の高い T-INVEST にてシーリングを用い、リングレス鑄造と比較したところ、ほぼ 100% の高い鑄込率が得られた (図 10)。

10) 鑄造方法と鑄型温度が鑄込率に及ぼす影響¹²⁾

鑄造方法の違いによって鑄造特性は容易に変化してしまうことが確認された。

各鑄造方法において指定鑄造圧における鑄込率を比較したところ、鑄込率は鑄型温度に影響される事が確認された (図 11)。

2. 臨床形態のパターンへの鑄造

チタンの鑄造特性については実験的なパターンで検討を行ったが、例えば実際に臨床形態ではどうなるか検討を加えた。顎模型を用いてメタルフレームを製作し、加圧吸引型チタン鑄造機サイクラーク (モリタ製作所)、耐火模型

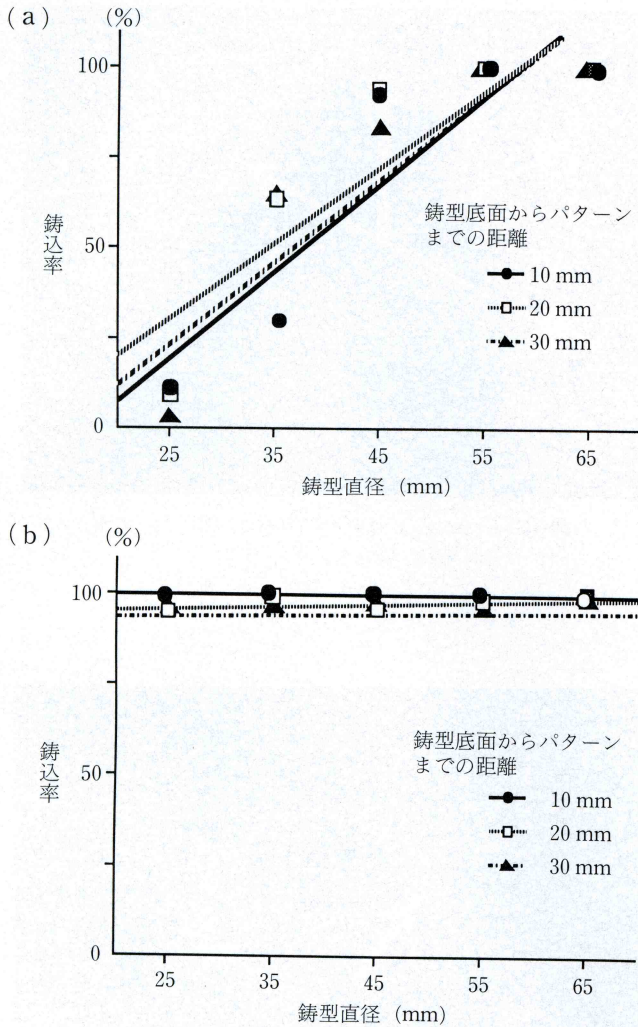


図 9 Effect of casting mold size on the titanium castability
(All directional casting method)
a : T-INVEST, b : T-INVEST C & B
鋳型の大きさが鋳込率に及ぼす影響
(全方向加圧鋳造による)

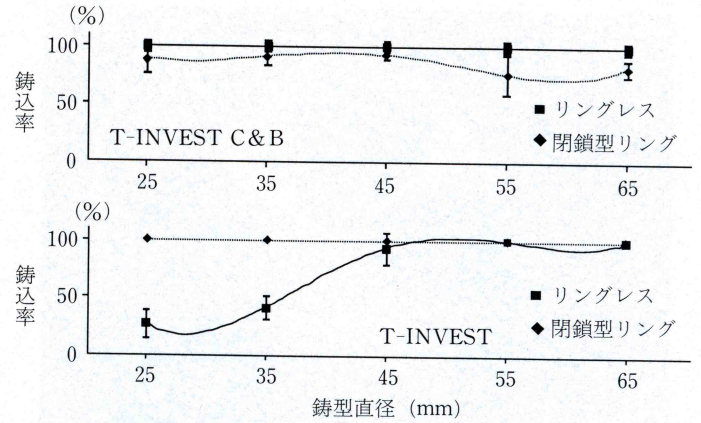


図 10 Effect of mold diameter and ring condition on the titanium castability
(All directional casting method)
鋳型の大きさとリングの条件が鋳込率に及ぼす影響
(全方向加圧鋳造)

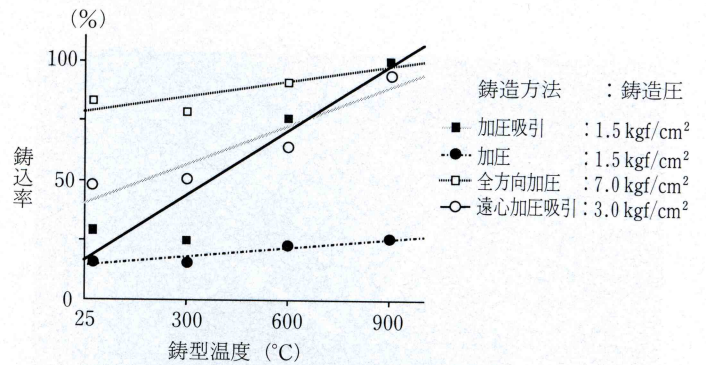


図 11 Effect of casting method and mold temperature on the castability
(With TITAVEST MZ)
鋳造方法と鋳型温度が鋳込率に及ぼす影響
(TITAVEST MZ)

用としてチタベスト ME (セメント系埋没材:モリタ製作所), 外埋没用としてチタベスト MZ (セメント系埋没材:モリタ製作所), 鋳型の加熱条件や鋳造条件はメーカー指定として5つの条件について検討を行った。各条件の目的と結果は, 条件1ではスプルーの植立方向を水平とし, 4 mm のスプルーを2本とした。メーカーの指定が耐火模型に対して垂直であるのに対して水平に植立すると(図12), リンガルバーに大きな欠陥が発生する。条件2はスプルーの太さは条件1と同様に, 4 mm で植立方向を耐火模型に対して垂直にして製作した鋳造体の内部欠陥の様子であるが(図13), 条件1と比較してリンガルバーにある欠陥が減少する傾向を示した。条件3では, 条件2のスプルー径が4 mm で技工操作の関係から若干太いのではないかと懸念からスプルーを2.5 mm とし, 溶湯量の不足を補うため植立箇所を3カ所とした(図14)。その結果, 再びリンガルバーに条件2より多くの内部欠陥が発生した。条件4ではスプルーをさらに細く2 mm に設定し,

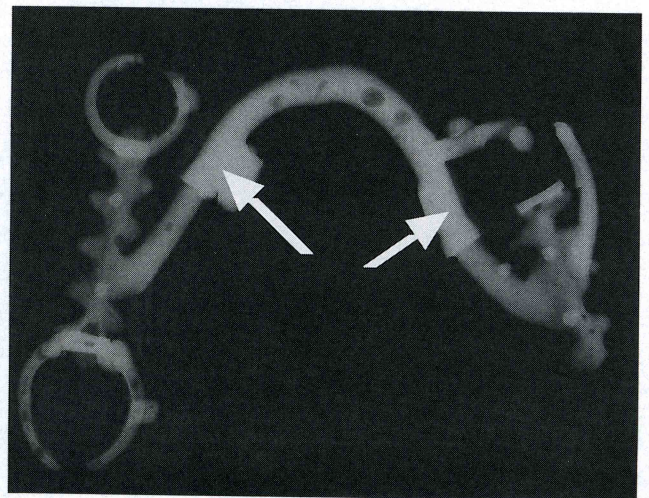


図 12 Casting on clinical pattern (Condition 1)
臨床形態の鋳込み (条件1)
スプルー: 4 mm, 植立方向: 水平
←スプルー取り付け位置

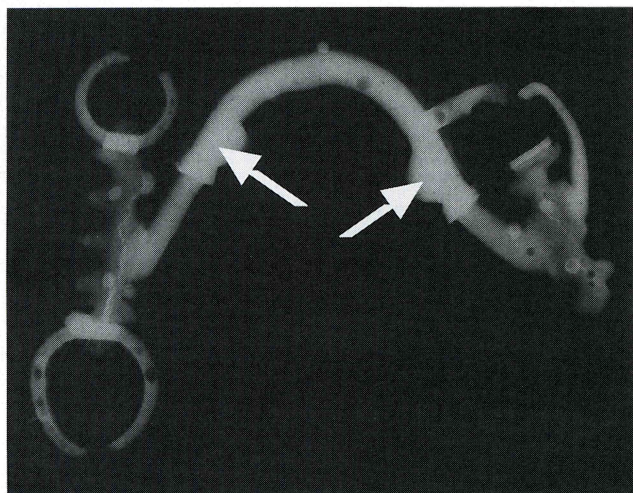


図 13 Casting on clinical pattern (Condition 2)
臨床形態の鋳込み (条件 2)
スプルー：4 mm，植立方向：垂直
⇨スプルー取り付け位置

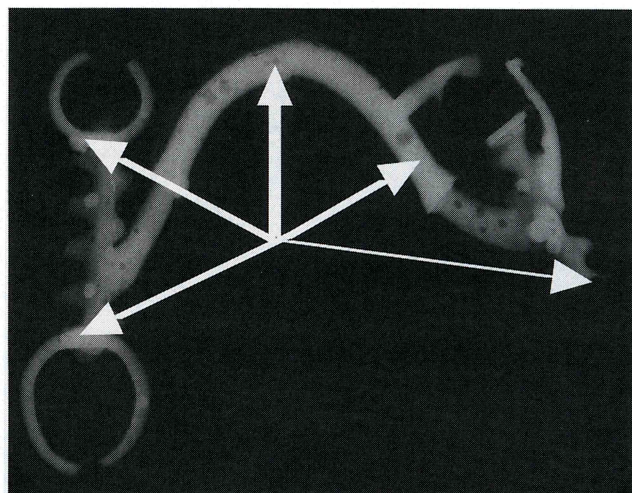


図 15 Casting on clinical pattern (Condition 4)
臨床形態の鋳込み (条件 4)
スプルー：2 mm，植立方向：垂直
⇨スプルー取り付け位置

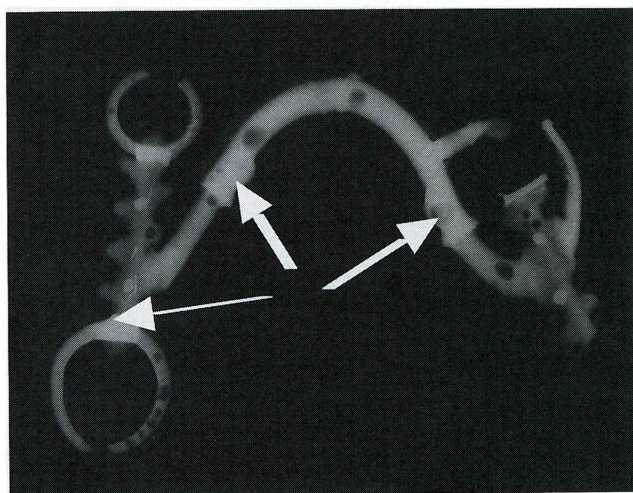


図 14 Casting on clinical pattern (Condition 3)
臨床形態の鋳込み (条件 3)
スプルー：2.5 mm，植立方向：垂直
⇨スプルー取り付け位置

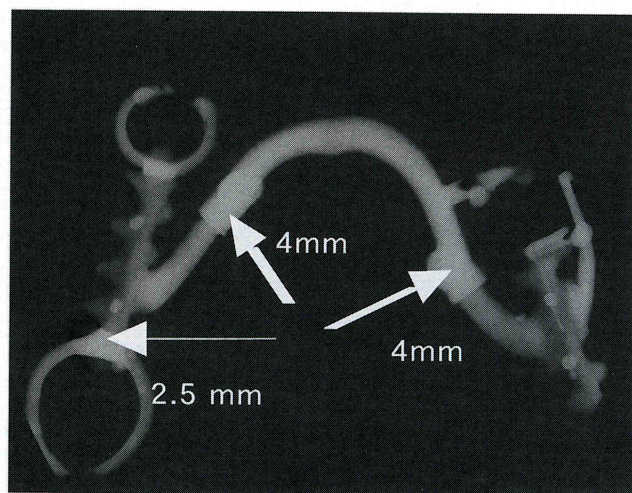


図 16 Casting on clinical pattern (Condition 5)
臨床形態の鋳込み (条件 5)
スプルー：4.0, 2.5 mm，植立方向：垂直
⇨スプルー取り付け位置

植立箇所を 5 カ所とした場合は (図 15)，リングバーに存在する内部欠陥は減少するものの，床維持部に欠陥が散在する傾向が認められた．条件 5 はメーカーの指示に従って 4.0, 2.5 mm のスプルーを植立したときの鋳造体であるが (図 16)，どの条件よりも内部欠陥の少ない鋳造体を得ることができた．

このように，基礎的実験の結果を基に臨床形態で検証を行ってみると，内部欠陥の発生はあまりに突発的で法則性がないように思われる．内部欠陥の観察から予想できることは，チタン溶湯をいかにうまく鋳型内の空隙に填入するかであるが，それは早すぎても乱流を起こし，ガス欠陥の発生を誘発する．鋳型温度を高く設定すれば鋳込みもゆっくり行え，鋳造という観点からは有利になるが，逆にチタン表面は多くの反応層を有することとなる．また，鋳型と

の反応を抑制するために鋳型温度を低く設定した場合，溶湯と鋳型の温度差はほぼ 2000°C となり，凝固時間がきわめて短くなるため，乱流が生じないようにゆっくりと流すことができない．この点がチタン鋳造を難しくさせている最大の原因であると思われる．

欠陥の少ないチタン鋳造体を製作するためには，乱流を起こさないように十分植立位置を吟味しながらスプルーイングを行うことが第一の基本ではないかと思われる．

III. 埋没材の問題

1. 反応性と適合性

チタンの歯科臨床応用への試みが始まった当初は，チタンが高温時に活性が高く，特に耐火材や結合材として歯科

表 2 Depth of hardness layer on titanium castings
チタン鋳造体の硬化層の厚さについて

埋没材	鋳造温度 (°C)	厚さ (μm)
TITAVEST SP	室温	40
	300	40
	600	60
	900	150
TITAN vest	室温	100
TITAVEST CB	600	100
MAGVEST Gray	800	100

硬化層の厚さ：鋳造体界面近傍から鋳造体中央部まで硬さを計測し、統計的に有意差 ($p < 0.05$) がなくなったときの距離によって算出した

表 3 Materials used in fitness testing
適合試験に用いた材料

ワックスパターン	全部鋳造冠型	(A.D.A. 規格改良型)
パターンの厚さ	0.4, 0.6, 0.8, 1.0, 1.5 mm	
スプルー	直径：2.11 mm 長さ：5 mm	村上研究所
埋没材		
TITAVEST CB		モリタ製作所
	L/P=0.16	
焼却温度	900°C	係留時間 50 分
鋳造温度	700°C	係留時間 50 分
T-Invest C & B		ジーシー
	L/P=0.16	
焼却温度	900°C	係留時間 50 分
鋳造温度	700°C	係留時間 50 分
チタン	JIS 第 2 種	神戸製鋼
鋳造機	サイクラーク	モリタ製作所

で高頻度利用されてきた、 SiO_2 と簡単に反応してしまうため、耐火性の高い酸化物を探さなければならなかった。こうして、酸化物生成の標準自由エネルギー (ΔG°) の温度依存性から¹³⁾、 TiO_2 より低い ΔG° を有する酸化物として MgO 、 Al_2O_3 、 ZrO_2 、 CaO 、 Y_2O_3 の応用が検討された。まず、 MgO は最も初期から検討が行われた素材である¹⁴⁾。現在でも有用な素材であるが若干膨張が低い欠点を有する¹⁵⁾。 Al_2O_3 については可能性が高く、実際にかなり含有している埋没材もある¹⁶⁾。 ZrO_2 は純度が高いものは高価なため、実際はジルコンサンドとよばれる若干純度の低いものを使うことが多い。この耐火材はチタン鋳造用の埋没材は高価であるといわれるきっかけとなった。 CaO については、非常に良好な表面をもたらす埋没材として宮崎ら¹⁷⁾によって検討が行われたが、大気中の安定性に問題を残している。 Y_2O_3 ¹⁸⁾ についても高価なため、実験的研究に留まったのみで実用には至っていない。

このチタン鋳造体界面近傍に存在する α ケースを取り除くか否かについては、現在でも論議されている問題であるが、工業界のレベルでは除去すべきであるとし、歯科医

表 4 Some Dental casting alloys used in fitness testing
適合試験に用いた鋳造用合金

鋳造用合金	製品	成分 (%)	液相点 (°C)	製造元
チタン	KS-50 JIS 第 2 種	Ti : 99.5	1,668	神戸製鋼
Co-Cr 合金	スマロイコ バルト	Co : 61, Cr : 26 Mo : 7, Ti : 0.5	1,350	松風
12% 金含有 銀パラジウム合金	キャストウ エル M.C.	Ag : 46, Pd : 20 Cu : 20, Au : 12	930	ジーシー

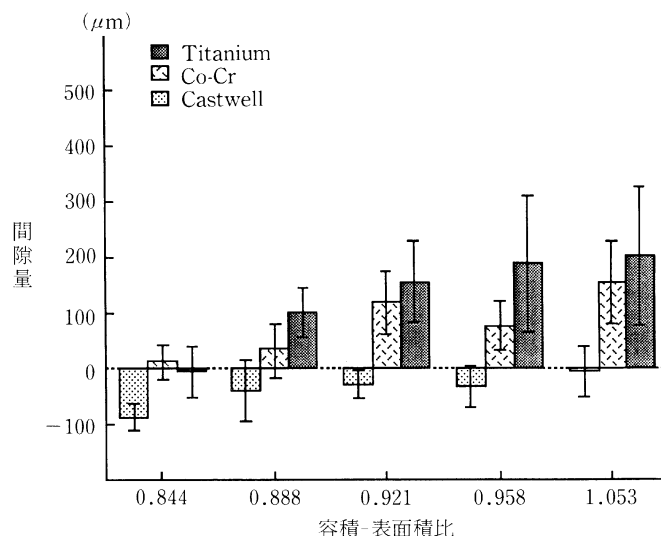


図 17 Effect of pattern thickness on the fitness of cast crown
(With TITAVEST CB)
鋳造冠の厚さが適合性に及ぼす影響
(TITAVEST CB)

のサイドでは、除去により形態や適合性を崩す可能性を指摘している。実際、この反応層はどの程度存在するかを表 2¹⁹⁾ に示す。この点では鋳造体より CAD/CAM や放電加工で作られたもののほうが良いとの意見もあるが、現時点ではこれらの技法による修復物の完成度はまだ低く、鋳造法を用いざるをえない。高温で活性が高いチタンを鋳造する行為は必然的に反応層を形成するため、この反応を最小限におさえることを考えなければならない。

2. 適合に関する問題²⁰⁾

修復物や補綴物は口腔内で形成された窩洞、形成された支台歯などに正確に適合しなければならない。実際、適合試験は規格化された方法で行われるため、計測結果は実際に臨床で製作されている鋳造体の精度を必ずしも再現していない。臨床の現場では、しばしば適合試験材などを用いて適合調整が行われていることも事実である。

口腔内で使用される補綴物は形態や厚さが一定ではなく、異なるものである、そこで、ADA 規格を参考に鋳造体の厚さを変化させ、チタンの適合について検討を行った。実験材料ならびに方法を (表 3, 4) に示す。チタン

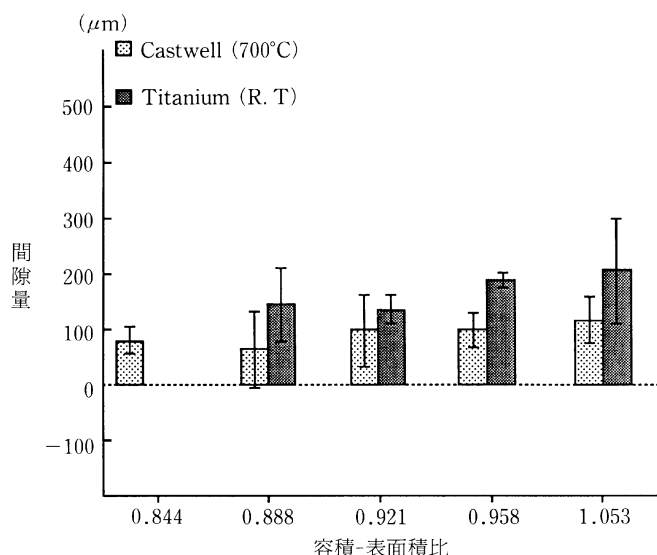


図 18 Effect of pattern thickness on the fitness of cast crown (With T-INVEST C & B)
 鑄造冠の厚さが適合性に及ぼす影響 (T-INVEST C & B)

を CB に鑄込む場合、0.4 mm の試料体の条件では過膨張の傾向を示し (図 17)、0.6 mm 以上の試料体では、CB、C & B (図 18) とともに、試料体の厚さが増加に伴って浮き上がり量は増加した。同一条件にて鑄込んだパラジウム合金の結果と比較検討しても、チタンは鑄造体の厚さが大きいほど適合が不良になることがわかる。臨床ではなるべく厚みの急激な変化 (極端に細い小連結子と大連結子の結合など) は避けたほうが良いと思われる。

IV. 機械的性質から考えるチタンの金属床

1. 全部床義歯のメタルフレームとして

チタンの機械的性質に関しては、チタンの応用が始まったころには表面が鋳型と反応し硬くなる結果、チタンは硬いという情報として誤解されていた時期があった。後に反応性が低い埋没材で機械的性質を検討すると、弾性率はほぼ白金加金 (Type IV) に近似し、伸びは金合金 Type I よりも大きい値を示し、18~25% ほど伸びるといわれている (表 5, 図 19)^{8,19)}。

機械的性質から考えると、チタンは軟らかな金属として考えたほうが良いと思われる。すなわち、全部床のメタルフレームとして考えると若干補強を加えるか、厚くする必要がある。

2. 部分床義歯のメタルフレームとして

チタンはほぼ白金加金 (Type IV) に近似した弾性率 (図 19)¹⁹⁾ を有することから、クラスプアームの設計は白金加金の設計と同一で良いと思われる。鑄込率を考えた場合、あまり複雑な形態にすると乱流が生じ、内部欠陥が発

表 5 Influence of mold temperature on some mechanical properties of titanium castings
 鑄型温度がチタンの機械的性質に及ぼす影響について

鑄型温度 (°C)	引張強さ (MPa)	伸び (%)	ヤング率 (GPa)
室温	439 (25.6)	15.3 (4.3)	98 (12.8)
300	420 (16.0)	12.4 (3.2)	99 (7.7)
600	437 (22.0)	11.9 (1.4)	101 (4.2)
900	461 (25.0)	11.3 (1.9)	109 (8.6)
Ingot (KS-50)	413 (25.0)	36.2 (4.7)	94 (2.2)

() : SD n=5

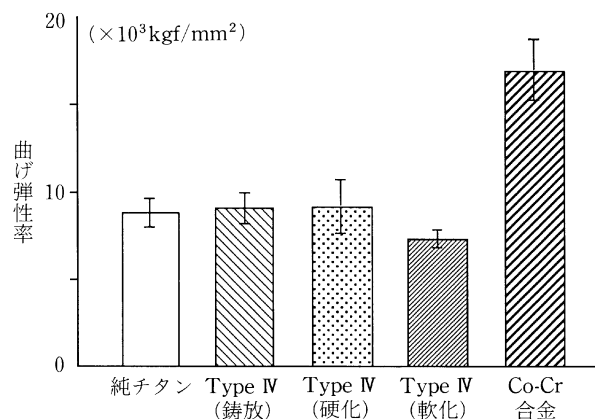


図 19 Comparison of titanium castings and dental casting alloys on elastic modules
 各鑄造用合金における曲げ弾性率について

生する可能性が生じ、予防歯学的な配慮からも単純な支台装置を考えるべきである。

V. 製作時のコストについて

いかにチタンのインゴットが安価 (図 20) でも、補綴物完成までに必要なコストで経済性を考えねばならない。ちなみに石膏系埋没材とリン酸塩系埋没材、チタン用埋没材と価格を比較すると、リン酸塩系埋没材とチタン専用埋没材の価格についてはほとんど差がないのに対して、石膏系埋没材は半分の価格となる (図 21)。鑄造機の価格については、一般の遠心鑄造機のおよそ 25~50 倍の価格となる (図 22)。特殊な鑄造であるため鑄造機の価格を省いて考えても、チタンが安いから普及するのではないかという考えには到達しにくい。チタンの普及を妨げているのはこの点が大きな問題である。

VI. 金属床としてのチタン

では金属床としてのチタンを用いるメリットはあるのだろうか。ここまで検討してきた項目を要約すると

- (1) 鑄造欠陥が発生しやすい
- (2) 表面に反応層がある

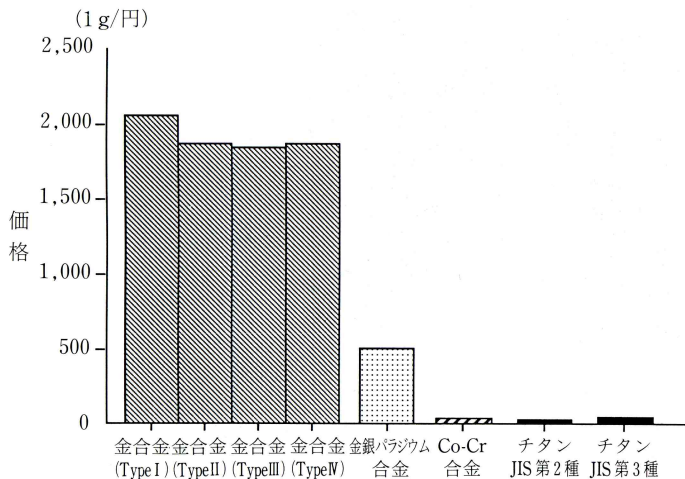


図 20 Comparison of price on some different dental casting alloys
各種歯科 casting 合金の価格比較

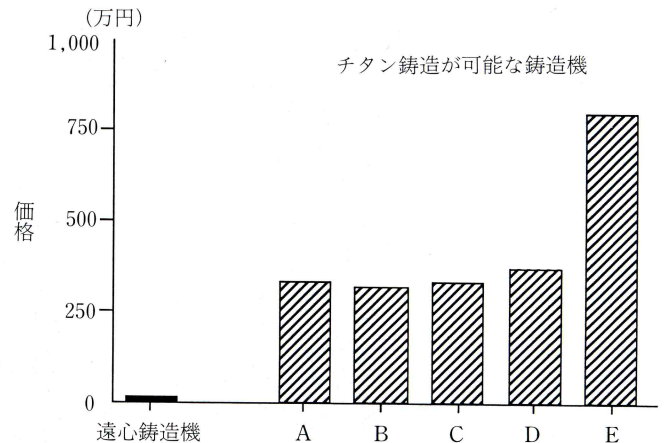


図 22 Comparison of price on some different casting machine
各種 casting 機の価格比較

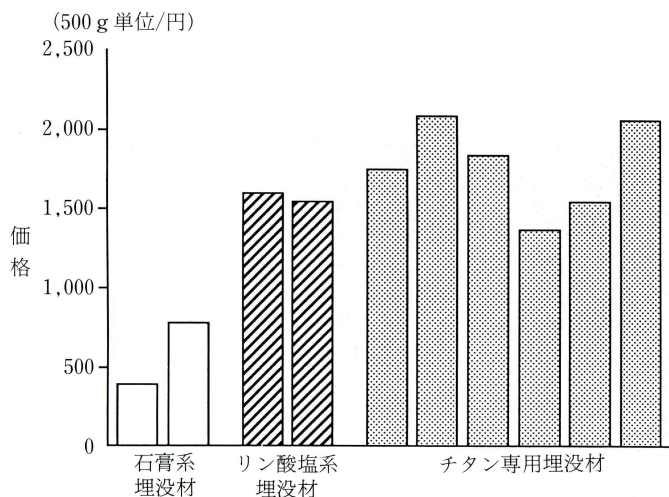


図 21 Comparison of price on some different casting mold
各種埋没材の価格比較

(3) 製造コストが高い

(4) 機械的性質としては金合金の代用金属となりうる

これらから、機械的性質は金合金に近似するものの、製造コストが高いため代用合金として金属床にあえてチタンを使用する必然性はないことがわかる。加えて一般診療用の金属としてチタンを考えると、加工が金合金よりも困難であるにもかかわらず、金属の色が黄金色を呈していないため、学術的な見解ではないがあまり高いチャージを請求しにくいことも確かである。

ではどのような症例にチタンは有効かを考えなければならない。

VII. チタンの適応症

今一度、チタンの持つ特性を考慮に入れ、さらなる臨床応用の拡大に向けてチタンの適応症を再考する。

1. キャストオンテクニックを用いたコーヌス義歯への可能性^{21,22)}

コーヌス義歯の装着初期には十分維持力が確保されているが、長期的な経過を考慮すると、支台歯の喪失が生じたときには義歯の重量が問題になることがある。チタンの比重が低いことを補綴物に生かすことを考えると、重量が増加しがちな上顎におけるコーヌス義歯に応用することが考えられる。このコーヌス義歯を製作する際に、キャストオンテクニックという内冠に対して、外冠を合理的に精度良く製作しようとする方法がある。これは、内冠などの1次 casting 体上で直接ワックスアップしたワックスパターンを内冠ごと埋没し casting を行い、 casting 後に内冠と外冠を分離して補綴物として応用する方法である。Co-Cr 合金の表面を酸化させそれを分離被膜に応用する方法があるが、高温で酸化被膜を生成するチタンでもこの方法が応用できる可能性が高い。ここでは臨床応用の可能性について紹介する。

1) 1次 casting 体 (内冠) の製作 (図 23)

(1) 蠟型採得

プラスチック・コーピング法にて蠟型を製作した。このときコーヌス角は全周 6° になるようにコノメトリーした。

(2) 1次 casting 体 (内冠) の埋没・ casting

Titavest CB を混液比 0.16 にて練和し、焼却終了後、 casting 温度 650°C にて casting を行った後、通法にしたがって、内冠の表面を平滑になるまでラバーホイールを用いて仕上げた。

(3) 2次 casting 体 (外冠) の製作 (図 24)

内冠上に直接ワックスアップを行い、賦形した。

(4) 2次 casting 体 (外冠) の埋没・ casting

混液比を 0.14 とし 700°C 焼却終了後、 casting 温度 200°C にて casting を行った。

このように単冠でのキャストオンテクニックは可能となった。

2. チタン製インプラント上部構造について²³⁾

もう 1 つの臨床応用としては、チタン製上部構造を製作

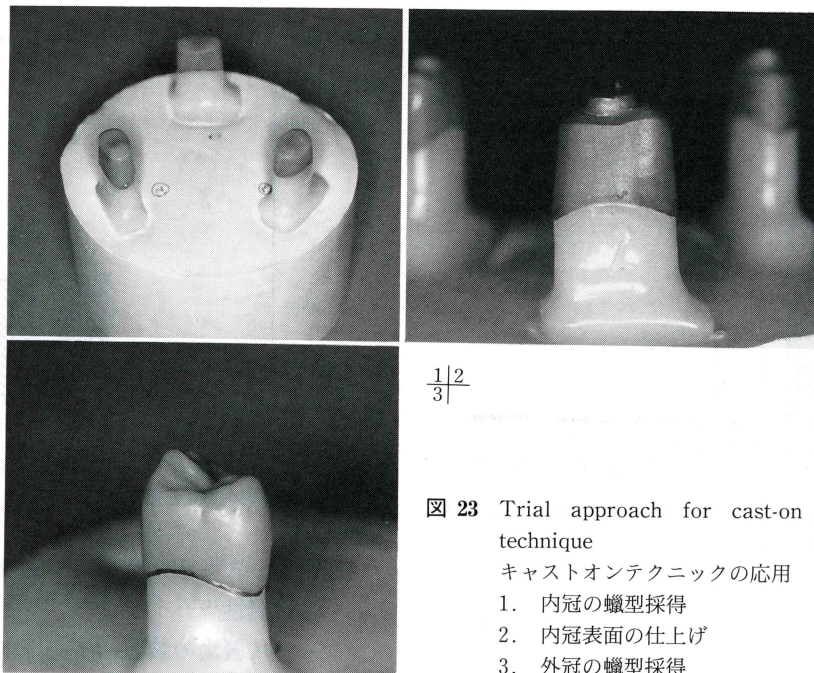


図 23 Trial approach for cast-on technique

キャストオンテクニックの応用

1. 内冠の蠟型採得
2. 内冠表面の仕上げ
3. 外冠の蠟型採得

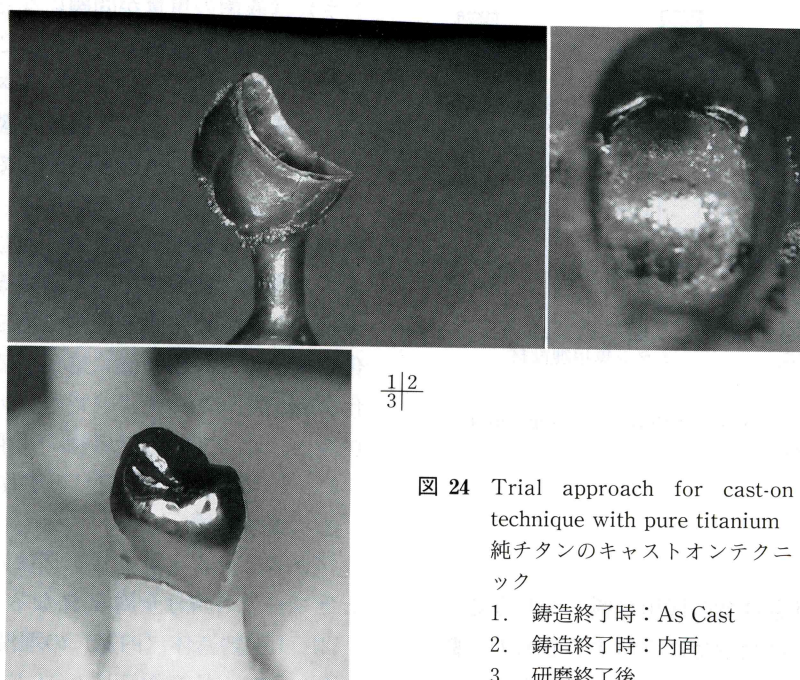


図 24 Trial approach for cast-on technique with pure titanium

純チタンのキャストオンテクニック

1. 鑄造終了時: As Cast
2. 鑄造終了時: 内面
3. 研磨終了後

する必要性が考えられる (図 25)。インプラントの上部構造をチタン製にすることで、Fixture と上部構造の金属が統一でき、金属の溶出は最小限に抑えられる。このことからさらに生体安全性の優れた、予知性の高い治療が行える。インプラントの装着は今後ますます増加すると思われる。装着したインプラントも長期間安定していなければならない。予知性を高く保つためにも金属の統一は必須課題ではないか。

3. 金属アレルギーに対して

さらにもう 1 つの選択肢として考えられるのは、金属ア

レルギーに対処できる金属であることである。

これまで歯科医は、あまり歯科で用いられている金属の生体適合性について患者に説明してこなかった。また、パッチテストなどの適合試験もほとんど行われていないのが現状である。特に口腔内の金属が統一されていないことは、金属イオンの溶出の点からも十分配慮しなければならない問題である。今後の歯科医療では医療の立場からの必然性によって金属を選択すべきであって、経済的な立場から金属を決定すべきではないように思われる。少なくとも口腔内に何か金属を入れるときには、ある程度の金属に対する説明が必要になる。現時点ではチタンでアレルギー

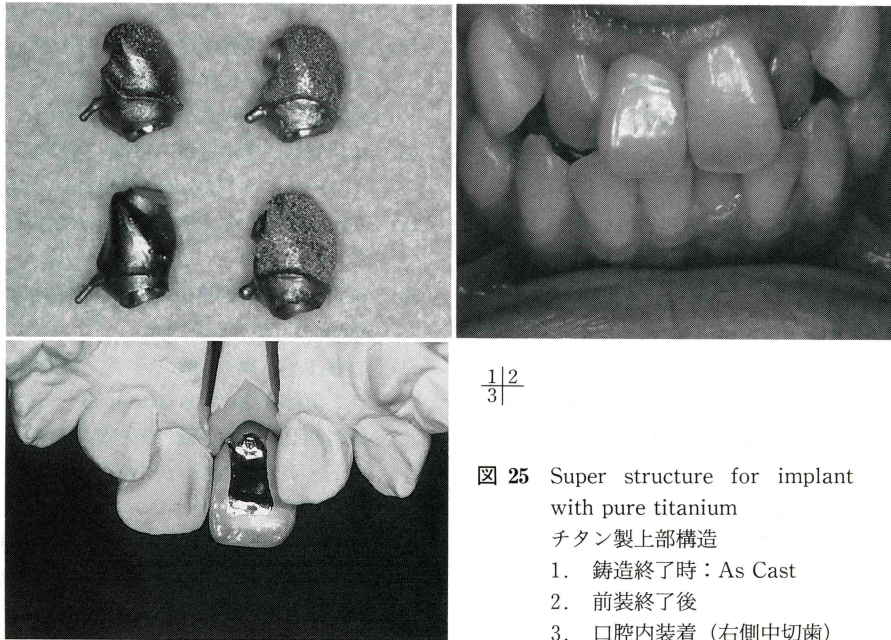


図 25 Super structure for implant
with pure titanium

チタン製上部構造

1. 鑄造終了時：As Cast
2. 前装終了後
3. 口腔内装着（右側中切歯）

を起こしたという報告はないため、チタンにとって優れた生体親和性は最大の特徴になると思われる。

VIII. 総括と展望

チタンの鑄造特性や機械的性質の比較検討から、以下のことが確認できた。

- (1) 鑄造欠陥が発生しやすい
- (2) 表面に反応層がある
- (3) 製造コストが高い
- (4) 機械的性質としては金合金の代用金属となりうる

金合金の代用としてチタンを用いることは、機械的性質がどれほど近似していても、製作の難易度・製作に要するコストを考えると合理的とは思われない。チタンの応用を拡大するには、チタンが有する金合金にはないメリットを考慮すべきであり、それは低比重・優れた生体親和性をいかに発揮させるかであるといえる。

環境ホルモンに対する関心が高まっている現在である。口腔内に装着する金属にも生体安全性の問われる時代が遠くない将来に訪れるのではないだろうか。

これらの実験結果を得るにあたり多くの方々協力していただきました。稿を終えるにあたって、ご指導いただいた、明海大学歯学部歯科材料科学講座 橋本弘一名誉教授ならびに松本歯科大学総合歯科医学研究所生体材料開発部門 伊藤充雄教授に感謝の意を表します。また、実験を遂行するにあたって協力していただいた、松本歯科大学歯科補綴学第一講座 米田隆紀助手、大野孝文助手、関口祐司助手、山崎博史助手、明海大学歯学部歯科材料科学講座 和田賢一講師、松本歯科大学病院歯科技工士室 汲田 健氏、田村利政氏に心より御礼申し

上げます。最後に、試料を快く提供していただいた(株)松風、(株)モリタ製作所、(株)サンエス石膏、(株)ジーシー、(株)大成歯科工業に厚く御礼申し上げます。

文 献

- 1) 黒岩昭弘, 五十嵐順正. ここまできたチタン鑄造. QDT 21 : 40-55, 1996.
- 2) 黒岩昭弘. スプルーの条件がチタン鑄造の鑄込率に及ぼす影響. 歯材器 11 : 262-277, 1992.
- 3) 黒岩昭弘, 米田隆紀, 安田英子ほか. チタン鑄造に関する研究. (その 7) 各種チタン専用埋没材の通気性について. 補綴誌 38・91 回特別号 : 218, 1994.
- 4) 米田隆紀, 黒岩昭弘, 井上義久ほか. 純チタンの鑄造性に関する研究 (第 1 報) —鑄造圧が鑄込率に及ぼす影響について—. 松本歯学 21 : 137-147, 1995.
- 5) Yoneda T, Kuroiwa A, Igarashi Y et al. Studies on the castability of pure titanium (Part 3). Influence of casting pressure and sprue diameter on the titanium castability. Matsumoto Shigaku 24 : 92-99, 1998.
- 6) 黒岩昭弘, 米田隆紀, 堀口英子ほか. 純チタンの鑄造性に関する研究 (第 2 報) —埋没材と鑄型温度の違いが鑄込率に及ぼす影響について—. 松本歯学 21 : 166-170, 1995.
- 7) Kuroiwa A, Horiguchi E, Yoneda T et al. Effect of mold temperature on the titanium casting. Matsumoto Shigaku 21 : 202-207, 1995.
- 8) 黒岩昭弘, 和田賢一, 日比野 靖ほか. チタン鑄造に関する研究 (第一報) —鑄造温度がチタン鑄造体に及ぼす影響—. 歯材器 9 : 279-288, 1990.
- 9) 橋本弘一, 黒岩昭弘, 和田賢一ほか. チタン鑄造体表層の反応生成物について. 歯材器 11 : 603-614, 1992.

- 10) 井上義久. 鋳型の通気性がチタン鋳造に及ぼす影響. 歯材器 14: 302-312, 1995.
- 11) Ohno T, Kuroiwa A, Igarashi Y et al. Studies on the castability of pure titanium (Part 4). Castability in case of casting molds with low gas permeability. Matsumoto Shiga-ku 24: 100-107, 1998.
- 12) 遠藤泰生, 堀口英子, 黒岩昭弘. 各種ガス圧鋳造における鋳型温度がチタンの鋳込率に及ぼす影響. 歯材器 16: 206-217, 1997.
- 13) 井田一夫, 三浦維四編. チタンの歯科利用 62-72, 東京: クインテッセンス出版, 1988.
- 14) 井田一夫, 竹内正敏, 都賀谷紀宏ほか. チタン合金の歯科鋳造に関する研究 (第 1 報) 純チタンの鋳造. 歯材器誌 37: 45-52, 1980.
- 15) 中村雅彦, 君野和也, 奥田 進ほか. チタン鋳造用マグネシア埋没材に関する研究—Al 粉による鋳型の硬化膨張の促進—. 歯材器 2: 783-790, 1983.
- 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埋没材に関する研究—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) 宮崎 隆, 玉置幸道, 鈴木 暎ほか. カルシア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およぼす影響. 歯材器 7: 736-740, 1988.
- 18) 小川博章, 田中久雄, 宮崎 隆ほか. チタン鋳造へのイットリアコーティング法の応用. 歯材器 8(特 13): 148, 1989.
- 19) 和田賢一. チタン鋳造体の曲げ特性に関する研究. 歯材器 12: 225-241, 1993.
- 20) 荒川仁志, 黒岩昭弘. 鋳造冠の厚さが適合性に及ぼす影響. 歯材器 15: 467-478, 1996.
- 21) 杉藤庄平, 黒岩昭弘. チタンにおけるキャストオンテクニック. 歯材器 15: 306-316, 1996.
- 22) 黒岩昭弘, 汲田 健, 田村利政ほか. チタン鋳造の最前線キャスト・オン・テクニックの臨床応用に向けて. QE 16: 165-167, 1997.
- 23) 黒岩昭弘, 黒岩博子, 内山和重ほか. IMZ インプラントツインプラスによる症例報告 (歯科技工操作を中心に). デンタルマガジン 92: 60-64, 1998.