原 著 論 文

エチル・シリケート系埋没材の臨床応用への検討

—メタルフレームの適合性について—

武内 哲二

Clinical Evaluation of Ethyl Silicate Investment for Dental Use

— Casting Accuracy —

Tetsuji Takeuchi

Abstract : The objective of this study was to clarify the casting accuracy of the upper and lower metal frame made by using three kinds of investments.

The results obtained were summarized as follows.

1. The difference between the master casts and the frameworks showed that both phosphate-bonded investments with chromium-cobalt alloy, and plaster investments with nickel-chromium alloy were better than the other two : i.e., plaster investment with silver-palladium-gold alloy, and ethyl silicate investment with chromium-cobalt alloy.

2. Dimensional changes in each part of the metal frames showed that metal frames with either phosphate-bonded investments or with ethyl silicate investments produced shrinkage.

3. All four kinds of metal alloy showed shrinkage when made using ethyl silicate investment.

4. The following two experiments were carried out in order to reduce shrinkage. The first experiment was done by using casting ring liners. The result showed that the shrinkage was greater compared to using phosphate-bonded investments.

5. The second one was done by using gypsum impressed and expanded. This experiment showed that the percentage of shrinkage of metal frames using gypsum was almost the same as that of using phosphate-bonded investments.

This method may prove to be the most effective in solving the shrinkage problem.

Key words : complete denture, ethyl silicate investment, casting accuracy

I. 緒 言

エチル・シリケート系埋没材（以下エチル・シリケ

トと略す）は、一般工業界においてロストワックス法により、ガスタービンのブレードやエンジン部品などの精密鑄造に多用されているが^{1,2)}、歯科臨床では精度上の問題³⁾や操作上の手順の煩雑などがその応用上の障害と

福岡歯科大学歯科補綴学第一講座（主任、指導：羽生哲也教授）

The First Department of Prosthodontics, Fukuoka Dental

College (Chief, Director : Prof. Tetsuya Habu)
平成2年8月10日受付

表 1 実験材料

分 類	商 品 名	略号	製造番号	メーカー
エチル・シリケート系埋没材	HEAT VEST	HV	粉: 2705 液: 2703	亀 水
リン酸塩系埋没材	DENTURE VEST	DV	粉: 611031 液: 601012	三 金
	SNOW WHITE	SW	粉: 068603 液: 078684	松 風
石膏系埋没材	SUNIMENT-D CRISTOBALITE MODERU INVESTMENT	SD CB	粉: 611022 粉: 050362	三 金 而 至
コバルトクロム合金	WASHILLIUM-UH SUNCOLIUM-M SUMMALLOY-C.	WU SC SS	53056 E20022 068726	亀 水 三 金 松 風
ニッケルクロム合金	SUNILIUM	SN	A30082	三 金
金銀パラジウム合金	CASTWELL-MC12	MC	271172	而 至

表 2 鑄造用合金の溶融点・成分

種 類	溶融点	成 分 (%)						
コバルトクロム合金		Co	Cr	Ni	Mo	Ti	W	その他
WASHILLIUM-UH (WU)	1,310°C	56	26	9	5			9
SUNCOLIUM-M (SC)	1,390°C	57	23	6	3		3	8
SUMMALLOY-C. (SS)	1,300°C	61	26		7	0.5		5.5
ニッケルクロム合金								
SUNILIUM (SN)	1,250°C	15	15	59	7			4
金銀パラジウム合金		AU	Ag	Pd	Cu	その他		
CASTWELL-MC12 (MC)	930°C	12	45	20	18	5		

なっていた。

歯科用高温埋没材の主流は最近ではリン酸塩系が占め⁴⁻⁶⁾, エチル・シリケートは埋没材の分類の項にその名が記されている程度で, 詳細な記述はみられない。また, 埋没材の研究の対象も石膏系, リン酸塩系埋没材がほとんどで⁷⁻⁹⁾, エチル・シリケートに関する報告は, きわめて少ない。

しかし, 近年エチル・シリケートは, ヒート・ショック表面処理法の開発により操作性が改善され^{10,11)}, 歯科臨床での利用の可能性が高まってきた。

著者らはエチル・シリケートの補綴臨床への応用を検討する目的で実験を重ね, その操作性(特に他の埋没材使用時よりも短時間で鑄造体を製作できること)をはじめ, 湯流れ性, 鑄造体の表面粗さおよび, 単純形態模型上での適合性などについて検討¹²⁾してきた。

このたび, 臨床的な形態についてその適合性を検討す

る目的で, 無歯顎形態の模型を使用し, この上で上下顎の総義歯のメタルフレームを作製して, その粘膜面における寸法変化を三次元的に検討し, 寸法変化の動向を詳細に調べると同時に, 寸法精度の一層の向上を図るための具体的な改善方法を研究した。

II. 実験材料

実験に使用した埋没材 3 系 5 種ならびに合金 3 系 5 種と, その略号およびメーカーを表 1 に示し, 以下この略号に従って記述する。

また, 表 2 には鑄造用合金の溶融点および成分を示した。

III. 実験方法

この論文は3つの実験によって構成されており、実験1では埋没材と鑄造用合金の組合せをメーカー指示に従い埋没・鑄造し、メタルフレームの粘膜面部の適合性を検討した。

実験2では、エチル・シリケートを用いて、前記各種合金を鑄造した場合のメタルフレームの適合性について検討した。

実験3は、実験1, 2の結果から、エチル・シリケート使用時にみられる鑄造体の収縮傾向を、補正する方法を検討する目的で行った。実験3-aとして、キャストイングリボン(W gauge: 松風)2枚をリング内に内張りする方法を試み、実験3-bとして、原型を寒天印象して硬石膏(プラストーン: 而至)を注入し、水和膨張により原型を膨張させた模型を複製し、再度印象して耐火模型を作り、コバルトクロム合金(以下 Co-Cr 合金と略す)WUを鑄造してその適合性を計測した。

まず最初に、エポキシ製上下無歯顎模型(402-U, L: ニッシン)を印象し、超硬石膏(デンサイト: 松風)で上下無歯顎模型を作製した。この上に21の測定点を設けて原型とし、これを寒天印象材(サンコロイド: 三金)により印象後、耐火模型を作製した。この耐火模型上で、シートワックス(24 gauge: 而至)およびレディーキャストイングリボンワックス(HR 19: 而至)を用いて、メタルフレームのワックスパターンを作製し、上顎では口蓋後縁部に2本、切歯乳頭部に1本、下顎では左右舌側辺縁の後方部に2本、舌小帯部に1本のスプルー(キワックス 6 gauge: 松風)を植立して、上顎は top spruing, 下顎は inverted spruing として埋没した。

エチル・シリケートは、リング内に埋没後、ただちに加圧釜内において2.2気圧の加圧下で硬化させた。

埋没に際して、実験1, 2ではエチル・シリケートには緩衝材を全く使用せず、リン酸塩系埋没材の2種はリングレス、石膏系埋没材の2種はキャストイングリボン1枚をリング内に内張りした。

焼成スケジュールは表3に示した通りであるが、エチル・シリケートは硬化後ただちに800°Cの高温ガス炉内に入れ昇温した。鑄造はすべて、高周波遠心鑄造機(スペースストロン TMC-103: モリタ)により行った。

また、実験1~3を通じて各埋没材と合金の組合せについて、上下顎とも各条件ごとに3床、総計66床のメタルフレームを作製した。

表 3 焼成スケジュール (単位: °C)

エチル・シリケート系埋没材 (高温ガス炉)	
コバルトクロム合金: 800 → 1,150	(30分間))
ニッケルクロム合金: 800 → 1,150 → 1050	(35分間))
金銀パラジウム合金: 800 → 1,150 → 700	(45分間))
リン酸塩系, 石膏系埋没材 (電気炉)	
コバルトクロム合金: 室温 → 800	(4時間)
ニッケルクロム合金: 室温 → 800	(4時間)
金銀パラジウム合金: 室温 → 700	(3時間)

鑄造後は室温まで放冷したのち、メタルフレームを取り出した。鑄造体表面の埋没材はエアーカッター(空気式振動切削器タイプ S: 松風)で、酸化膜はサンドブラスター(ガラスビーズ: ϕ 50 μ m)により除去した^{13,14)}。原型およびメタルフレーム上の測定点を三次元デジタル座標測定機(ダイザックス M-400: 東京精密)を用いて、原点と各測定点間を3回ずつ計測し¹⁵⁾、寸法精度や鑄造に伴う変形などについて検討した。

図1の左に上顎に設けた各測定点の位置を示した。ポイント1, 2, 3(以下 P-1, P-2, P-3 と略す)は口蓋後縁部, P-19 は口蓋隆起の前縁部, P-14 はその後縁部に設定した。P-5, 9 は大白歯相当部, P-12, 16 は小臼歯相当部, P-18, 20 は犬歯相当部, P-21 は切歯乳頭部, P-4, 10, 11, 17 は大白歯, 小臼歯相当部の歯槽頂を越えた頬側に、P-6, 7, 8, 13, 15 は口蓋部に設定した。図1の右側には、上顎の P-5, 9, 21 を結ぶ三角形を基準平面とし、その中点を原点と定め、×で表示した。図2には下顎の各測定点を示した。P-2, 3, 7, 8, 13, 14, 18, 19 は顎堤の舌側床縁部, P-1, 4 は臼後隆起, P-6, 9 は大白歯相当部, P-12, 15 は小臼歯相当部, P-17, 20 は犬歯相当部, P-21 は下顎歯槽頂正中部, P-5, 10, 11, 16 は大白歯, 小臼歯相当部の歯槽頂を越えた頬側部に設定した。下顎の P-6, 9, 21 を結ぶ三角形を基準平面とし、上顎と同様にその三角形上の中点を原点と定め×で表示した。

IV. 実験結果

上下顎メタルフレーム粘膜面の各測定点を通る断面図を図3に示した。図のA~Dは上顎, E~Hは下顎の断面を示し、図のAは、左右犬歯相当部を結ぶ断面, B, Cは、それぞれ小臼歯, 大白歯相当部の断面を示し、Dは、口蓋正中断面を示した。下顎では図Eは臼後隆起部の、F, G, Hはそれぞれ大白歯, 小臼歯, 犬歯相当部の断面を示した。

図 1 上顎測定点 (ポイント 1~21), 基準平面 (斜線) および原点 (×)

図 2 下顎測定点 (ポイント 1~21), 基準平面 (斜線) および原点 (×)

図 3 上下顎のメタルフレーム粘膜面および断面 (A~H)

A: 大歯相当部 B: 小臼歯相当部 C: 大臼歯相当部
D: 口蓋正中部 E: 臼後隆起部 F: 大臼歯相当部
G: 小臼歯相当部 H: 大歯相当部

次に, グラフを除く図 4~31 に計測結果に基づき, 寸法変化の方向と寸法変化量を矢印で示した。寸法変化量は 20 倍に拡大して矢印の長さで表示したが, 寸法変化量が小さすぎて 20 倍の拡大率では図上に表示できなかった測定点は, ポイントのみの表示とした。また, 図上の原点の位置は■で表示した。

1. 実験 1

メーカー指示の埋没材と合金の組合せの寸法変化につ

いては, エチル・シリケート HV と Co-Cr 合金 WU の組合せ (図 4) では, すべての測定点がほぼ原点方向に収縮する傾向を示した。断面 D の切歯乳頭, 口蓋隆起部前縁および口蓋後縁部は約 1.5% の収縮傾向を示した。

リン酸塩系埋没材 DV と Co-Cr 合金 SC の組合せの寸法変化 (図 5) は, 先のエチル・シリケートに比べ寸法変化量は小さく, 口蓋部ではわずかな収縮傾向を示したが, 歯槽頂を越えた頬側の P-4, 11 では, 逆に約 0.5%

図4 実験1 上顎 HV-WU の組合せの寸法変化
○：原型の測定点の位置，→：方向と寸法変化量（×20），■：原点

図6 実験1 上顎 SW-SS の組合せの寸法変化

図5 実験1 上顎 DV-SC の組合せの寸法変化

程度広がる傾向を示した。

リン酸塩系埋没材 SW と Co-Cr 合金 SS の組合せの寸法変化（図6）は，SC に比べ口蓋部（断面 D）ではほぼ垂直方向へ約 1.5% の浮き上がり傾向が認められたが，その他の点ではほぼ同様の傾向を示した。

石膏系埋没材 SD と，ニッケルクロム合金（以下 Ni-Cr 合金と略す）SN の組合せの場合（図7）は，ほとんど寸法変化が認められなかった。

石膏系埋没材 CB と，金銀パラジウム合金（以下 Ag-Pd 合金と略す）MC の組合せの場合（図8）では，各測

図7 実験1 上顎 SD-SN の組合せの寸法変化

定点とも膨張傾向を示し，特に口蓋正中部（断面 D）では約 1.6% の沈み込み傾向を示した。

図9に上顎歯槽頂上の P-5 と原点間の寸法変化率を%表示で示した。図のプラスは膨張を，マイナスは収縮を示している。左端から，順にエチル・シリケート，次にリン酸塩系埋没材2種，石膏系埋没材2種と各メーカー指定の合金との組合せを示した。棒グラフ上の縦線は標準偏差を示している。エチル・シリケート HV と Co-Cr 合金 WU との組合せの収縮率は，約 1.1% の高い値を示した。

図10に上顎正中歯槽頂上の P-21 と原点間の寸法変

図 8 実験 1 上顎 CB-MC の組合せの寸法変化

図 9 実験 1 上顎ポイント 5 と原点間の長さの寸法変化率

図 10 実験 1 上顎ポイント 21 と原点間の長さの寸法変化率

図 11 実験 1 下顎 HV-WU の組合せの寸法変化
○：原型の測定点の位置，→：方向と寸法変化量（×20），■：原点

図 12 実験 1 下顎 DV-SC の組合せの寸法変化

化率を示した。P-5 とほぼ同様にエチル・シリケート HV と WU の組合せは、やはり約 1.2% の収縮率を示したが、SC は SS とほぼ同程度の収縮傾向を示した。

次に下顎メタルフレームの適合性について述べると、エチル・シリケート HV と Co-Cr 合金 WU の組合せ（図 11）では、上顎と同様にすべての測定点でほぼ原点方向に収縮し、舌側床縁部の各測定点では、斜め上方への約 1.9% の浮き上がり傾向と、下顎後方の舌側床縁（断面 E）での約 1.3% の水平的な収縮傾向が目立った。

リン酸塩系埋没材 DV, SW と Co-Cr 合金 SC（図 12）および Co-Cr 合金 SS（図 13）の組合せの寸法変化は、ともにエチル・シリケートに比べ寸法変化量は小さく、わずかに舌側床縁部（断面 F, G, H）において浮き上が

図 13 実験 1 下顎 SW-SS の組合せの寸法変化

図 15 実験 1 下顎 CB-MC の組合せの寸法変化

図 14 実験 1 下顎 SD-SN の組合せの寸法変化

る傾向を示した。

石膏系埋没材を使用し、Ni-Cr 合金 SN (図 14) と、Ag-Pd 合金 MC (図 15) を鋳造した場合は、頬側方向への膨張傾向を示したが、特に、Ag-Pd 合金 MC にその傾向が顕著に現れた。Ni-Cr 合金 SN では、小白歯、大白歯部において約 0.6% 頬側に広がり、Ag-Pd 合金 MC では大白歯部 (断面 F) において約 1.1% の広がりを示した。

図 16 に下顎の P-6 と原点間の寸法変化率を示した。上顎と同様にエチル・シリケートは約 1.0% の収縮率を示したが、石膏系埋没材と Ni-Cr 合金 SN の組合せは、下顎では膨張傾向に転じた。

図 17 に下顎の P-21 と原点間の寸法変化率を示した。上顎とほぼ同様にエチル・シリケートは約 1.1% の収縮

図 16 実験 1 下顎ポイント 6 と原点間の長さの寸法変化率

図 17 実験 1 下顎ポイント 21 と原点間の長さの寸法変化率

率を示したが、石膏系埋没材と Ni-Cr 合金 SN の組合せは膨張傾向に転じた。

図 18 実験 2 上顎 HV-SC の組合せの寸法変化

○：原型の測定点の位置，→：方向と寸法変化量
($\times 20$)，■：原点

図 19 実験 2 上顎 HV-SS の組合せの寸法変化

2. 実験 2

次に、エチル・シリケートを使用し、各種合金を鋳造したメタルフレームの寸法変化を図 18~25 に示した。

上顎のメタルフレームにエチル・シリケートとその指定合金 WU を組合せた結果は、図 4 に示したので省略し、2 種の Co-Cr 合金 SC, SS を鋳造した上顎の床は、いずれも収縮傾向を示した (図 18, 19)。口蓋部ではほぼ原点方向に、歯槽頂頰側部では水平方向に 0.9% 前後の収縮傾向を示した。Ni-Cr 合金 SN, Ag-Pd 合金 MC を鋳造した場合 (図 20, 21) の結果は、Ni-Cr 合金

図 20 実験 2 上顎 HV-SN の組合せの寸法変化

図 21 実験 2 上顎 HV-MC の組合せの寸法変化

では Co-Cr 合金 WU と同程度の収縮傾向を示したが、口蓋後縁では約 1.4% とやや大きな収縮傾向を示した。エチル・シリケートを使用した上顎のメタルフレームでは Ag-Pd 合金 MC との組合せが最も寸法変化量が小さくすぐれた適合性を示した。

下顎にエチル・シリケートを用い Co-Cr 合金 SC を鋳造した場合 (図 22) と、Co-Cr 合金 SS を鋳造した場合 (図 23) は、舌側床縁でともに大きい収縮傾向を示した。

Ni-Cr 合金 SN (図 24) は、上顎と同様に下顎のエチル・シリケートとコバルトクロム合金 WU の組合せ (図 11) に類似した傾向を示し、Ag-Pd 合金 MC (図 25) は下顎

図 22 実験 2 下顎 HV-SC の組合せの寸法変化
○：原型の測定点の位置，→：方向と寸法変化量
($\times 20$)，●：原点

図 24 実験 2 下顎 HV-SN の組合せの寸法変化

図 23 実験 2 下顎 HV-SS の組合せの寸法変化

図 25 実験 2 下顎 HV-MC の組合せの寸法変化

で最も小さな寸法変化量を示した。

3. 実験 3

エチル・シリケートを用い、その収縮傾向の補正法を検討した。

1) 上顎メタルフレームの適合性

(1) 実験 3-a. キャスティングリボン 2 枚をリング内に内張りして、Co-Cr 合金 WU を鋳造した場合（以下この方法をリボン法と略す）の略号を WU+2A とし、その結果（図 26）は各測定点で原点方向に向かって収縮が認められ、特に口蓋正中部（断面 D）では後縁部で約 1.3%，口蓋隆起部前縁では約 1.9% の浮き上がり傾向

を示すなど、口蓋部で大きな浮き上がり傾向を示した。

(2) 実験 3-b. 原型を印象して、硬石膏の複模型を作り原型を膨張させたうえ再度印象しエチル・シリケート HV と Co-Cr 合金 WU を用いて鋳造した場合（以下この方法を複模型法と略す）を WU+PL と略し、原型の測定点を基準に修正した寸法変化量を図 27 に示した。

メタルフレームは口蓋部（断面 D）で浮き上がり傾向をみせ、口蓋隆起部前縁で約 1.7%，口蓋後縁で約 0.8% の浮き上がり傾向を示した。

図 28 に、実験 2, 3 の測定結果から、上記の P-5 と原点間の寸法変化率（実験 3-b の結果は原型上の寸法に補正して）のグラフを示した。リボン法（WU+2A）は 0.55%，複模型法（WU+PL）は約 0.12% の収縮率を示した。

図 26 実験 3-a 上顎 HV-WU+2A の組合せの寸法変化

○: 原型の測定点の位置, →: 方向と寸法変化量 (×20), ■: 原点

図 27 実験 3-b 上顎 HV-WU+PL の組合せの寸法変化

○: 原型の測定点の位置, →: 方向と寸法変化量 (×20), ■: 原点

図 29 に, 上記の P-21 と原点間の寸法変化率を表示したが, この場合も P-5 と原点間と同様の傾向を示した。リボン法 (WU+2A) は約 1.0%, 複模型法 (WU+PL) は約 0.3% の収縮率を示した。

2) 下顎メタルフレームの適合性

(1) 実験 3-a. 下顎メタルフレームの铸造にあたって, リボン法による場合の測定結果 (図 30) は, 下顎後縁

図 28 実験 2, 3 上顎ポイント 5 と原点間の長さの寸法変化率

図 29 実験 2, 3 上顎ポイント 21 と原点間の長さの寸法変化率

図 30 実験 3-a 下顎 HV-WU+2A の組合せの寸法変化

○: 原型の測定点の位置, →: 方向と寸法変化量 (×20), ■: 原点

図 31 実験 3-b 下顎 HV-WU+PL の組合せの寸法変化

○：原型の測定点の位置，→：方向と寸法変化量（×20），■：原点

図 32 実験 2, 3 下顎ポイント6と原点間の長さの寸法変化率

歯槽頂部の測定点が，前下方に向かって沈み込む傾向を示した。床後縁部の舌側床縁では約 0.4%，臼歯から犬歯相当部の舌側床縁では約 1.5% の斜め上方への浮き上がり傾向を示した。

(2) 実験 3-b. 下顎の複模型法によるメタルフレームの測定結果（図 31）では，ほぼ上顎と同様の傾向を示し，床後縁部で約 0.7%，大臼歯，小臼歯，犬歯相当部の舌側縁部で約 1.2% の原点方向への収縮傾向を示した。

図 32 は実験 2, 3 の結果をもとに P-6 と原点間の寸法変化率を示したグラフで，リボン法が約 0.4%，複模型法が約 0.3% の収縮率を示した。

下顎の P-21 と原点間の寸法変化率のグラフは，P-6 と原点間の寸法変化率に類似の傾向を示したので省略し

表 4 上顎各測定点の HV-WU と HV-WU+PL の分散分析表

	要因	SS	DF	V	F-値
POINT. 5	級間	4.395	1	4.395	55.62**
	誤差	1.264	16	0.079	
	合計	5.659	17		
POINT 12	級間	2.055	1	2.055	11.50**
	誤差	2.858	16	0.179	
	合計	4.913	17		
POINT 18	級間	3.007	1	3.007	22.51**
	誤差	2.138	16	0.138	
	合計	5.145	17		
POINT 21	級間	3.311	1	3.311	42.36**
	誤差	1.251	16	0.078	
	合計	4.5632	17		

**危険率 1% で有意

図 33 上顎各測定点の HV-WU と HV-WU+PL の分散分析

た。

3) 実験 3-b の寸法変化のまとめ

表 4 は，歯槽頂部の大臼歯部，小臼歯部，犬歯部，正中部の各ポイントごとに原点から各測定点間の寸法変化率を 1 因子とし，上顎の実験 1 でメーカー指示によるエチル・シリケート系埋没材（HV-WU）の組合せおよび実験 3 の複模型法（HV-WU+PL）の 2 水準について，一元配置分散分析を行った結果で，図 33 にそのグラフを示す。グラフの縦線は平均値を示す。分散分析結果，原点から各測定点間の寸法変化率の因子が危険率 1% で有意となり，HV-WU と HV-WU+PL の間に寸法変化の改善が認められた。

表 5 は，下顎の実験 1 でメーカー指示によるエチル・シリケート系埋没材（HV-WU）の組合せと実験 3 の複模型法（HV-WU+PL）について，上顎同様に一元配置分散分析を行った結果で，図 34 にそのグラフを示した。分散分析の結果，原点から各測定点間の寸法変化率の因子が大臼歯部，小臼歯部のポイント 5, 12 で危険率 1%

表 5 下顎各測定点の HV-WU と HV-WU+PL の分散分析表

	要因	SS	DF	V	F-値
POINT 6	級間	1.272	1	1.272	13.04**
	誤差	1.561	16	0.098	
	合計	2.833	17		
POINT 12	級間	0.672	1	0.672	13.39**
	誤差	0.803	16	0.050	
	合計	1.474	17		
POINT 17	級間	0.415	1	0.415	3.67-
	誤差	1.810	16	0.113	
	合計	2.225	17		
POINT 21	級間	0.034	1	0.034	0.27-
	誤差	2.034	16	0.127	
	合計	2.068	17		

**危険率 1% で有意

図 34 下顎の各測定点 HV-WU と HV-WU+PL の分散分析

で有意となったが、犬歯部、正中部のポイント 18, 21 で有意差は認められなかった。

V. 考 察

金属床義歯にはレジン床に比べ、多くの利点があるが、Faber¹⁶⁾ が述べているように金属床は、レジン床に比べ、(1)費用がかさむ (2)リベース、リライニングが困難である (3)製作時間が長い、などの点で不利な一面をもっている。補綴臨床において適合性の良いメタルフレームを製作することは、なかなか容易なことではなく、複雑な工程の積み重ねを必要とし、多くの研究者¹⁷⁻¹⁹⁾、歯科医師、歯科技工士が種々の工夫とテクニックを駆使してこの問題の解決に努力しているのが現状である。

そこですぐれた適合性を備えながら、短時間で比較的簡単にメタルフレームを製作する方法を求めてこの研究に着手した。

メタルフレーム用の合金としては、最も一般的なコバ

ルトクロム合金をはじめとして、金合金、ニッケルクロム合金、チタン合金など多くの床用合金^{20,21)}があげられるが、この中から Co-Cr 合金を中心に 3 系 5 種の合金を選び、全種類について未使用の新しい合金を使用して鋳造を行った²²⁾。また、金合金鋳造床の適合性²³⁾については臨床の応用の頻度や、エチル・シリケートを用いなければならないほど鋳造時に高温を必要としないので対象から除外した。

使用した寒天印象材は、堤ら²⁴⁻²⁶⁾の報告から弾性、変形を考慮し、その反復使用限度を 5 回とした。

エチル・シリケートの耐火模型の寒天印象からの取り出し時および、ヒート・ショック処理時に、わずかではあるが模型にひび割れや破折が認められた。この原因としては、硬化直後のエチル・シリケート系埋没材が非常に脆く、印象時の寒天表面に接している部位、特に測定点部付近に若干の水分の残留があったためと考えられる。

鋳造後のメタルフレームの取り出しには、測定点の保護とメタルフレームの変形を防ぐため、エアーカッターを使用した。リン酸塩系埋没材は 2 種類とも埋没材の除去に最も長い時間を要した。

Pulskamp²³⁾の報告によれば、計測に際しスプルー切断による影響はほとんどないとされているが、一方、斎藤ら²⁷⁾の報告から切断後の変形が予想されたため、メタルフレームの計測は上下顎ともスプルーを切断せずに行った。

また、鋳造欠陥は井田²⁸⁾の報告と同様に、リン酸塩系埋没材と Co-Cr 合金の組合せにみられ、部位的には上下顎歯槽頂部でわずかに、またその外側の維持格子部に移行する部分とその部の測定点に認められた。

今回の実験結果をもとに考察すると、製作時間、操作性などの点を考慮してエチル・シリケートを使用した結果、リン酸塩系埋没材と比べ、確かにその作業・操作時間を大幅に短縮できた。また適合性は、原型を硬石膏により複製し膨張させることによって、エチル・シリケートに特有の収縮傾向を最小限にとどめ、リン酸塩系埋没材とほぼ同程度の寸法精度を得ることができた。しかし、エチル・シリケートはヒート・ショック法を含めて、現在のメーカー指示の方法では依然として収縮傾向が大きく、今回の埋没材と合金組合せのなかで最も大きな収縮傾向を示した。この原因としてワックスパターンの作製に先立ち、エチル・シリケートの耐火模型を、ヒート・ショックによって前もって加熱するため、再加熱時の熱膨張率が約 20% 程度減少し、加えて鋳造時の熱膨張が、

金属の凝固収縮を十分に補うことができないことなどに起因すると考えられる。

さらに、リングレス鑄造ができないことや、緩衝材として用いたキャストイングリボンの効果が、あまり認められないことなどの点もあげられる。

追加実験として、格子状ワックスパターンをリング内に埋没・鑄造して、キャストイングリボンの内張りなしのリングのみと、キャストイングリボン1枚および2枚を内張りした場合の比較を行ったが、期待したほどの収縮傾向の改善はみられなかった。

このリボンの内張りによる効果が現れなかった原因に次の2つの理由が考えられる。すなわち、エチル・シリケート系埋没材に湿式のリボンを使用しても吸水膨張が望めず、また、ヒビ割れが起こる可能性があって乾式のリボンしか使用できず、単純に熱膨張による寸法精度の向上のみを期待せざるを得なくなるわけである。次に、リング内埋没後に加圧して硬化させるため、その加圧がさらにクッション効果を小さくしていると考えられる。

複模型法は、模型の複製に約1時間半程度多く時間を要するが、それでもリン酸塩系埋没材による従来の埋没・鑄造・研磨などの手順と比べて大幅な時間の短縮が可能であった。寸法精度の面からみるとメーカー指示の方法よりは明らかに改善され、従来のリングレス法と同程度の寸法精度を得ることができた。

また、エチル・シリケート系埋没材使用時のメーカー指示による方法と複模型法について、各測定点における寸法変化率の分散分析の結果は、上顎では明らかに収縮傾向が改善されたのに対し、下顎の正中部、犬歯部では有意が認められなかった。これは、上顎では床口蓋部があり、粘膜面の形状が滑らかなカーブで移行し、垂直的な差が少ないのに対し、下顎では床口蓋部にあたる部分を欠き垂直に近い壁が多いという上下顎の形態的な差に起因していると考えられる。

各測定点における寸法変化は、歯槽頂部で比較的安定していたが、口蓋部と舌側辺縁部で埋没材と合金の組合せにより差がみられた。特に下顎後縁部にこの傾向が強く、リン酸塩系埋没材を使用したリングレス鑄造では垂直方向に、エチル・シリケート使用時は水平的に収縮する傾向がうかがわれた。

エチル・シリケートが、今日市販されている高温埋没材のなかに占める割合はわずかであるが、この埋没材の用途は今後さらに広がっていく可能性を秘めている。

今回の実験を通じて、製作の段階で行うヒート・ショック法の一部に十分規格化されていない部分が残ってお

り、その明確化が今後の課題といえる。また、寸法精度の点でもさらにエチル・シリケートの収縮を補う方法を検討し、寸法精度の向上を図ることにより、メタルフレームやデンタルインプラントの下部構造の製作だけでなく、純チタンメタルフレームの作製やその他の分野にも、広く応用される可能性があると考ええる。

VI. 結 論

エチル・シリケート系埋没材を中心に、3系5種の埋没材と3系5種の合金を組合せ、上下顎総義歯のメタルフレームの適合性を三次元的に計測し検討した結果、以下に記す知見を得た。

1. 総義歯のメタルフレームの粘膜面の寸法精度は、メーカー指示による埋没材と合金の組合せのなかでは、リン酸塩系埋没材とコバルトクロム合金、石膏系埋没材とニッケルクロム合金の組合せが、比較的良好で、次いで石膏系埋没材と金銀パラジウム合金、さらにエチル・シリケート系埋没材とコバルトクロム合金の組合せの順となった。

2. メタルフレーム各部の寸法変化は、エチル・シリケート系埋没材とリン酸塩系埋没材では、ともに床の中心方向への収縮傾向が認められ、部分的には上顎では口蓋部、下顎では舌側辺縁部が浮き上がる傾向が認められた。

3. エチル・シリケート系埋没材を使用して各種の合金を鑄造した場合は、上下顎すべてのメタルフレームに、床の中心方向への収縮が認められた。また、金銀パラジウム合金を用いて鑄造した場合は、他の合金と比較して最も寸法変化が小さかった。

4. エチル・シリケート系埋没材を用いキャストイングリボンを内張りした方法（リボン法）実験では、収縮傾向をある程度抑えることができたが、リン酸塩系埋没材使用時よりも大きな収縮を示した。

5. 硬石膏により原型を複製し膨張させる方法（複模型法）では、臨床に頻用されているリン酸塩系埋没材を使用した場合とほぼ同程度の収縮量に改善され、有床義歯に十分応用できる寸法精度が得られた。この方法は操作時間が延長して、短時間鑄造を特色とするエチル・シリケート系埋没材にとってやや不利な条件となるが、なおかつリン酸塩系埋没材使用時よりも、かなり短時間に鑄造体を得ることができ、その特徴は依然として残った。

稿を終わるにあたり、本研究に際し終始ご懇篤なるご指導とご校閲を賜りました、本学歯科補綴学第一講座羽生哲也教授、また、それぞれご専門の立場からご指導ご助言を賜りました松浦智二教授、堀部 隆教授に深甚なる感謝の意を表します。あわせて遠方の地からご教示、ご助言を賜りました澤村直明前助教授に深謝し、さらに研究の途上で心からのご支援をいただきました本学歯科補綴学第一講座の各位に謝意を表します。

本論文の要旨は第 80 回日本補綴歯科学会 (1988 年 10 月 22 日、岐阜)、および平成元年度日本補綴歯科学会九州支部会 (1989 年 9 月 3 日、長崎) において発表した。

文 献

- 1) 加山延太郎：鋳物のおはなし，162～167，日本規格協会，東京，1988.
- 2) 錦織徳郎：精密鋳造法，型技術，4：42～44，1989.
- 3) 川原春幸，中村正明監修，石崎順啓ほか：デンタルマテリアル，135～139，医歯薬出版，東京，1988.
- 4) 川原春幸監修，権田悦通，中村正明ほか：歯科用 コバルト・クロム合金鋳造法，1～3，医歯薬出版，東京，1979.
- 5) 金竹哲也：新訂版歯科理工学通論，168～169，永末書店，京都，1980.
- 6) Barreto, M.T., Goldberg, A.J., Nitkin, D.A. et al : Effect of investment on casting high-fusing alloys, J Prosthet Dent, 44 : 504～507, 1980.
- 7) 渡辺孝一，大川成剛，宮川 修ほか：リン酸塩系埋没材の硬化挙動の基礎的研究 (第 1 報) 硬化時間，硬化膨張および圧縮強さにおよぼす温度の影響，歯材器，1：39～46，1982.
- 8) 小園凱夫，田島清司，柿川 宏ほか：リン酸塩系埋没材の膨張と鋳造精度 (第 2 報) Ni-Cr 合金鋳造体の寸法精度と適合性への影響，歯材器，3：767～774，1984.
- 9) 小西正裕，渡辺嘉一，横塚繁雄：せっこう系埋没材を用いた鋳造冠内面の形状変化，補綴誌，29：874～890，1985.
- 10) 鎌田恒郎：エチル・シリケート系埋没材ヒート・ショック処理による高温鋳造のスピード化と実際，日本歯技，150：1～10，1981.
- 11) 鎌田恒郎：ヒート・ショックによるセラミックモールドプロセスの適合性に関する一考察，日本歯技，172：1～8，1983.
- 12) 武内哲二，中 四良，高橋 裕ほか：エチル・シリケート系埋没材の臨床応用への検討—基礎的検討：湯流れ性，表面粗さ，単純形態模型への適合性—，補綴誌，35：36～43，1991.
- 13) 西本桂三：サンドブラスト処理の効果に関する検討—Ni-Cr 系合金金床について—，補綴誌，27：191～209，1983.
- 14) 山守克哉：高溶合金による鋳造床内面の粗さに関する実験的研究—鋳造体に至る因子の影響とサンドブラスト処理の効果について—，補綴誌，27：331～355，1983.
- 15) 高橋 裕，武内哲二，澤村直明ほか：三次元座標測定機によるレジン床義歯の測定精度の検討—測定点の形状について—，補綴誌，32：1358～1362，1988.
- 16) Faber, B.L. : Lower cast metal denture, J Prosthet Dent, 7 : 51～54, 1957.
- 17) 那須稔雄，野口八九重：リング内における埋没材の寸法変化に対する裏装材の緩衝能について (第 1 報) 内側型鋳造体の場合，歯理工誌，23：65～75，1982.
- 18) Mezger, P.R., Stols, A.L.H., Vrijhoef, M.M.A. et al : Metallurgical aspects of high-palladium alloys, J Dent Res, 67 : 1307～1311, 1988.
- 19) Earnshaw, R. : The effect of casting ring liners on the potential expansion of a gypsum-bonded investment, J Dent Res, 67 : 1366～1370, 1988.
- 20) 橋本弘一監修，和久本貞雄，谷 嘉明ほか：歯科材料と臨床，103～112，医歯薬出版，東京，1978.
- 21) 山根正次：歯科材料科学事典，253～254，学建書院，東京，1987.
- 22) 堀田照美：金銀パラジウム合金の鋳造法の違いが諸性質に及ぼす影響，九州歯会誌，42：867～889，1988.
- 23) Pulskamp, F.E. : A comparison of the casting accuracy of base metal and gold alloys, J Prosthet Dent, 41 : 272～276, 1979.
- 24) 堤千鶴子：各種弾性印象から作られた間接法模型の精度に関する研究 (第 1 報) 間接法模型の表面精度に関する評価，歯材器，3：623～635，1984.
- 25) 石上恵一：石こう系埋没材用寒天複印象材に関する研究—反復使用が弾性ひずみ，色彩および複模型の精度に及ぼす影響について—，補綴誌，30：929～940，1986.
- 26) 藤多 清，小倉英夫，中村健吾：寒天印象材と模型用せっこうとの適合性，歯材器，5：26～38，1986.
- 27) 斎藤設雄，池田政明，天日常光ほか：鋳造床の適合度に関する基礎的研究 (その 1)，歯材器，38：633～639，1981.
- 28) 井田一夫：歯科鋳造の話，186～196，クインテッセンス出版，東京，1987.