

導線放電爆発法の歯科補綴への応用

自 見 忠

鹿児島大学歯学部 歯科補綴学講座

はじめに

歯科補綴領域の研究分野を大別すると、1)顎運動ならびに咬合関係、2)補綴物完成までの諸材料、技工(製作方法)関係、3)歯牙ならびに歯周組織、顎口腔粘膜関係である。とくに、2)は有機、無機、セラミック、金属とあらゆる材料が使用されるためとその性質を検べる諸機械を使用するために、多くは工学や理学との関係が深い。さらに歯科補綴物は他の工学産業と違って、ほとんどがオーダーであり、その品質管理も困難である。

最近精密鑄造の理論、技術的な進歩、歯科補綴物鑄造材料の改良、発展にともない、鑄造体が多用されるようになった。金属冠は縫成冠から鑄造冠に代り、金属床においても、圧印床が次第に鑄造床へと移行した。圧印床の衰退の主な原因は、1)鑄造床と比較して適合精度が劣る。2)製作工程が複雑であり経験的な技術を要する。3)人件費がかさばり高価になる、などである。しかし、一部の臨床家にとって、圧印床が依然として愛用されているという事実は、鑄造床にはない優れた諸点をもっているからである。すなわち、1)鑄巢などの鑄造欠陥が少なく、所謂鑄物のもろさがない。2)厚さが薄くできる(口腔内における感覚がよい)。3)18-8ステンレス鋼などが使用できるなどであった。そこで、これらの圧印床の長所を生かし、鑄造床の優れた諸点である適合精度のよいこと、レジンとの接合維持装置が簡単なことなどのできる限り近づけることを目的として、その製作法を研究した。

従来の圧印床の成形法は、陰陽型内に金属板を介在

させて、低速プレスで加圧成形する方法、陽型または陰型のどちらか一方を使用して低速または高速プレスで成形する方法が用いられてきた。前者はHauptmeyer(1921)¹⁾により発表され、18-8ステンレス鋼板を使用して600以上の臨床例を報告している。これらの型は、砂型に青銅、亜鉛、錫などを注入して作られているが、1つの金属床を完成するのに数個の陰陽型を必要とする。その工程も複雑で、適合精度も現在ものと比較してかなり劣るものであった。後者はG. A. S. Blair and B. Crossland(1963)²⁾により開発された爆発成形法によるもので、火薬の爆発によって衝撃エネルギーを金属板に与え、陽型上と高速でプレスする方法である。陽型にはガラス線維を混入したエポキシ樹脂を使用した。ついで田縁、清田^{3,4)}らは火薬の爆発エネルギーを応用し、18-8ステンレス鋼板、Ni-Cr合金板を用いて、金属床を成形し、多くの臨床効果を挙げている。その陽型にはエポキシ樹脂に石膏を混和したものを使用した。いずれにしても、成形器、成形操作の簡略化、寸法精度、再現性を高めること成形型の材質レジンの維持装置の作成などが課題であった。

J..F. Parr(1960)⁵⁾とH. J. Wagner(1960)⁶⁾は水中放電によって発生する圧力の工業的応用(液中放電爆発法)は火薬爆発成形法とともに金属材料の成形に応用され、加工精度の向上、工程の簡略化などに役立った。

こゝで述べる導線放電爆発成形法、溶射は、九州大学応用力学研究所における基礎的研究と工学的応用研究に加えて歯科補綴の意図がうまく組合わされて、従来の圧印床とは比較にならない程高精度、高再現性の

あるものを製作することができた。

1. 導線放電爆発成形法

導線放電爆発成形とは圧力媒体（水など）中の電極間に火花放電を行わせるか、電極間に金属線をつけ、これを大電流で爆発させ、その時に発生する媒体衝撃圧を利用して、金属板を成形型に高速で押しつけ成形する方法である。

この方法の特長は、電気エネルギーを利用するのでエネルギーの制御、装置の取扱いの自動化、保守管理などが容易である。従来の成形法と比較して、1)陰陽型（成形型）の一方のみを使用する。2)成形時間が極めて短時間であり、型の材料は歯科用の超硬石膏を使用する、3)スプリングバックが小さく精密な成形ができる、4)加工硬化をうける、5)再現性が高い、など優れた利点がある。

1) 成形装置と成形原理

成形装置は図1に、その原理は図2に示す。コンデンサーは電気エネルギーを貯え、床成形の場合、50 μ Fの容量のものに最大1万ボルトまで充電できる。放電スイッチを入れると、水槽中の電極間に架線されている金属線（1.0mm ϕ 以下）に瞬間的に数万アンペアの超電

流が流れ、数万度に加熱される。この時の充電エネルギー $E = \frac{1}{2}CV^2$ （C:コンデンサーキャパシティー、V:充電電圧）の大部分は、金属線で消費される。このエネルギーは、水中の電極間で機械的エネルギー $e = \frac{1}{2}mV^2 = \eta \cdot E$ （m:質量、V:速度、 η :エフィシエンシー $\cong 0.1$ ）に変換され、水中に数百気圧以上の衝撃圧力と200m/sec以上の高速水流を発生させる。ここで発生した圧力が金属板に達してエネルギーを与え、100m/secの速度で成形型の表面に衝突させ成形させる（図3）。

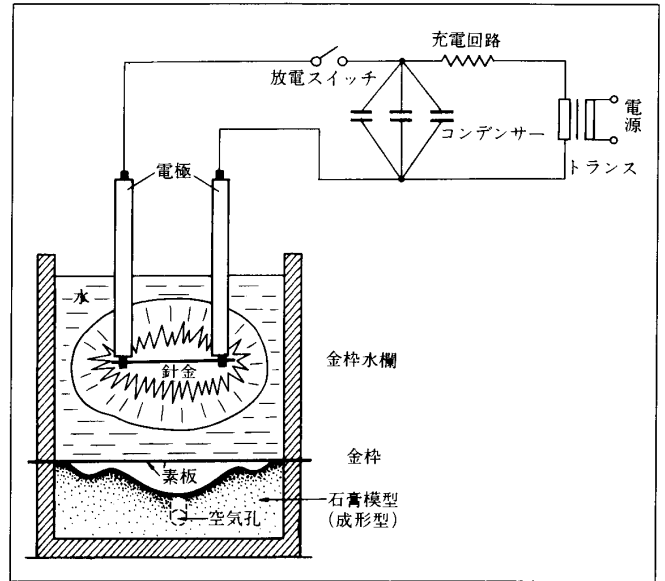


図2 原理

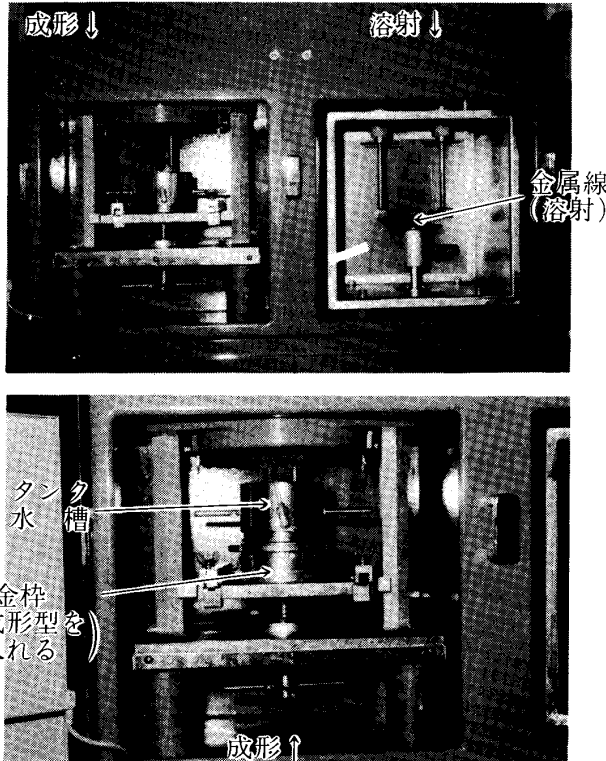


図1 導線放電爆発成形装置

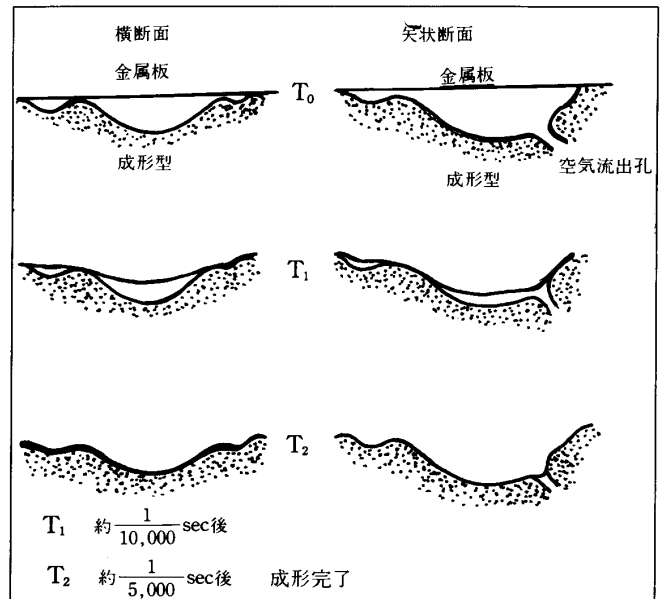


図3 金属板の成形過程

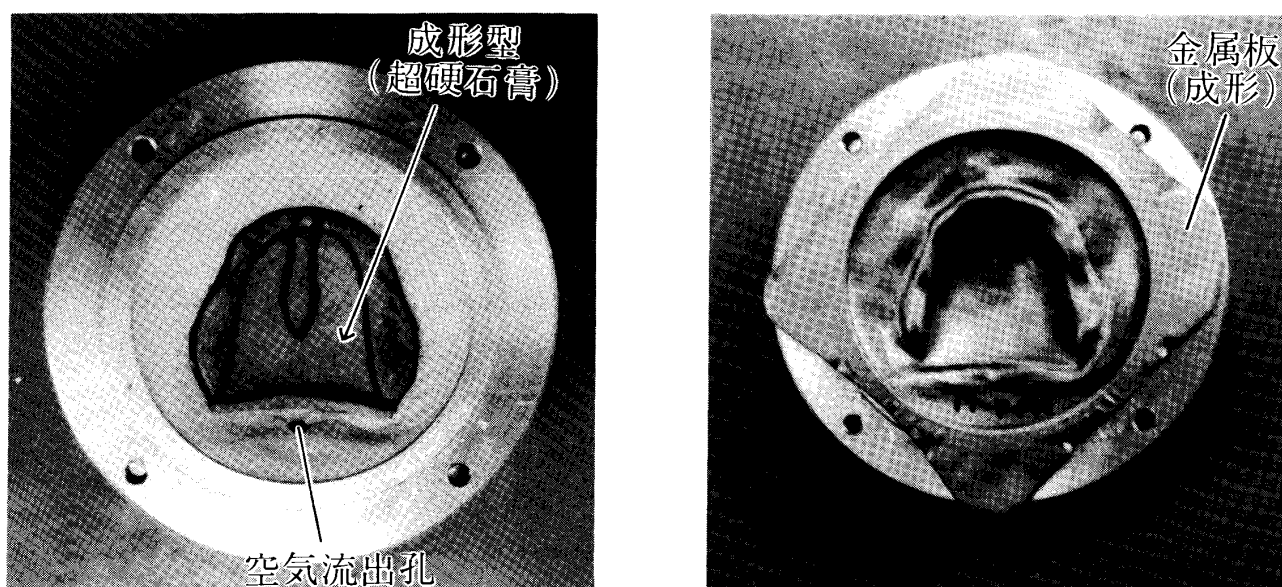


図4 成形型(左)と金属板の成形(右)

2) 成 形

(1) 成形型

成形型は歯科用超硬石膏で作る，母模型にリリースその他の修正を行い，これを印象し超硬石膏を注入して成形型を作る。歯科用超硬石膏の機械的性質を表1に示す。圧縮強さと引張り強さの比は約7：1であるから，成形を行う場合に，引張り力が働くような形状は成形が難しい。

(2) 成形条件

金属床に使用する金属板は，厚さ0.3～0.5mm程度のものがよく，材料はステンレス鋼板，Ni-Cr合金板，Co-Cr合金板，金合金板，銀-パラジウム板である。放電成形の条件は，コンデンサー容量50 μ F，充電電圧6～8KV，爆発用の金属線は0.5～1.0mm ϕ ，長さ50mmのフェ

STRENGTH OF DIE STONE

COMPRESSIVE STRENGTH (kg/cm ²)	TENSILE STRENGTH (kg/cm ²)	SPECIFIC GRAVITY
698	96	1.86

MATERIAL: GRASTONE (RANSON & RANDOLPH)
W/P: 0.24

RESTITUTION OF STEEL BALL

STONE	F. R. P.	MILD STEEL
0.264	0.498	0.41

表1 歯科用超硬石膏の機械的性質

ーズ線を用いる。これを成形型を埋没した金枠(図4左)上に金属板をのせ，水中で金属板上20～30mmで爆発させる。金属板は約130m/secの速度で成形型に衝突し，図4右の様に成形される。その模式図は図3に示した。火薬爆発法のように，金属板と成形型の間隙を真空引きする必要はない。

(3) 成形結果

i) 本法による成形は，高速プレスであるから，金属板は冷間加工され，成形前に比べると硬さHvで30～35%の増加を示す。18-8ステンレス鋼板は，成形前のオーステナイト(austenite)から成形後はマルテンサイト(martensite)に変態し，磁性をおびる。(表2)

ii) 前述したように，成形型を歯科用超硬石膏を用いるので，成形型を作るのが容易で，表1に示すように，超硬石膏の反発係数は他に用いられた複合プラスチック(F. R. P)，mild steelなどと比較して小さく，いわゆるスプリングバックが小さい。これは床の適合精度を高める。図5Aは，母模型をプラスチックで作った母型によって18-8ステンレス鋼板(厚さ0.4mm)を使用した圧印床である。Bは矢状断面と大白歯部を通る前頭断面である。母模型と圧印床粘膜面の間隙(適合精度)を測定した。Cはその値である。いずれも铸造床と比較して勝るとも劣るものではなかった。

iii) 図6は18-8ステンレス鋼板(厚さ0.4mm)に縦横に5mm間隔の目盛を入れて，総義歯模型に成形した場合の各部位(下)におけるのびと厚みの変化を測定した。図7はこの結果を示したものである。歯槽頂部の凸部と口蓋中央部の凹部において金属板ののびが12-

表2 圧印床に用いられる歯科用金属板の組成(上から1,2,3)
 下4は金属板と成形後の硬さHvの比較

Chemical Composition of Materials

1) 18-8 Stainless Steel

Weight %

Ni	Cr	Fe	Mo	Si
8.5	18.8	58.7	2.8	1.2

2) Ni-Cr Alloy

Ni	Cr			
90	10			

3) 18K Alloy

Au	Pd	Ag	Cu	others
75	6	4	14	1

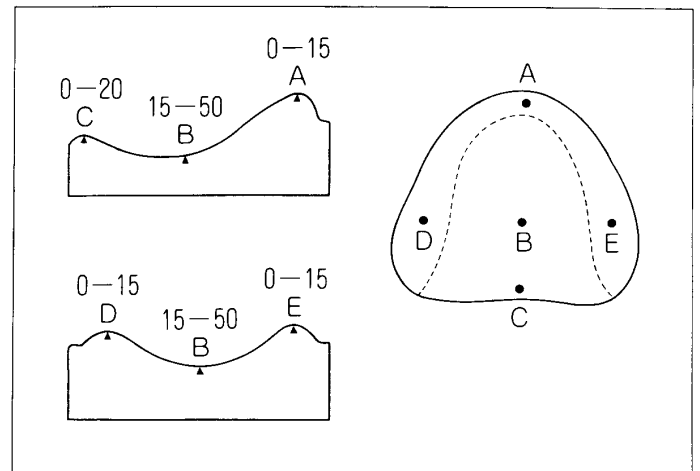
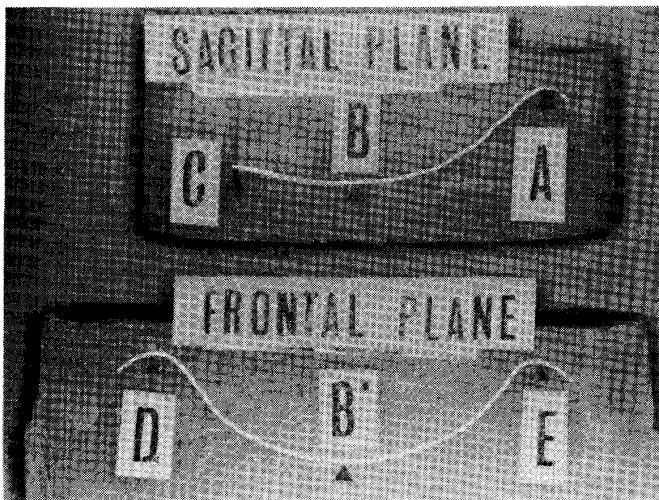
Hardness of Plate before and after Press-forming

	Before	After	Up(%)
1)	260	350	35
2)	280	370	33
3)	130	170	30



A

B



C

図5 A プラスチックの母模型に18-8ステンレス鋼板を成形したもの
 B 矢状面、前頭面で切断し母模型と金属板の間隙(適合精度)を測定した試料
 C 各部位における間隙

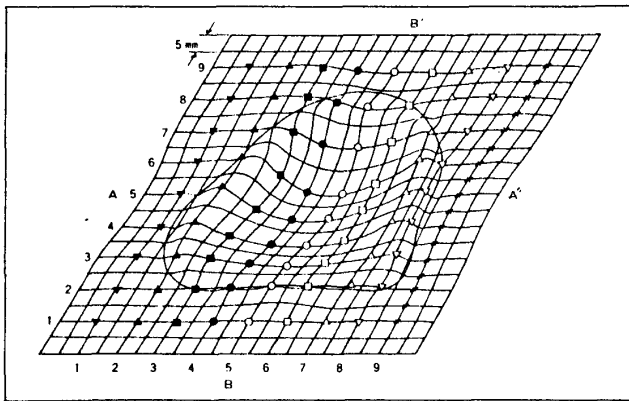


図6 金属板の変形量(のび,厚みの変化)の測定床(上)と変形量の測定部位(下)

13%, 厚みは25%減少となった。

2. 線爆溶射法

成形と同じ原理であるが、溶射は大気中で金属線を瞬間的に超大電流を通じて加熱することによって、まず線が溶融し、さらに線の中心部が強烈に沸騰してとけた線の表面部を高温高速で溶射する。溶射過程は図8に、金属線が放電爆発した瞬間の状態は図9に示す。

この方法の主な特長は、1)電気エネルギーを利用するので、エネルギー制御の精度がよく、再現性が高い。例えば一回の溶射被膜の厚さはほぼ一定である。溶射条件は次の実験式で表す。

$$S = K_1 CVf^{2/3}$$

$$L = K_2 Vf^{-2/3}$$

ここでSは線の易適断面積、Lは線の長さ、Cはコンデンサー容量、Vは充電電圧、fは放電回路の固有

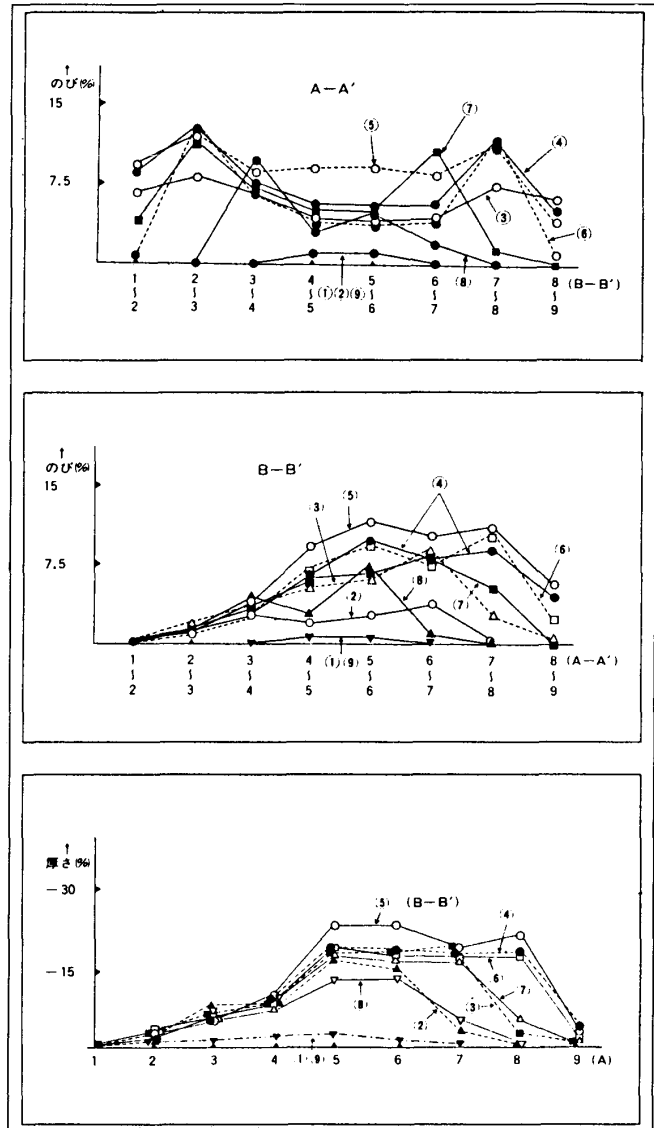


図7 金属成形板ののびおよび厚みの変化

振動数、 K_1 、 K_2 は材質常数で、 K_2 はほぼ一定である。2)線を通電加熱するので電流の大きさによって超高温まで加熱でき、高融点金属、例えばタングステン、モリブデン、白金などすべて金属、合金あるいはサーメット類の一部の溶射ができる。3)溶射粒子の大きさも任意コントロールできる。4)溶射粒子は線材の沸点近くまで高温に加熱されており、さらに400~600m/secの超音速で溶射されるので、基材との付着力が大きい。5)線自体の爆発ガスの中を溶射粒子が飛散するので、粒子の酸化が少ない。

この溶射表面の凹凸によって、レジンと金属板の機械的結合を図る。

レジンを床と結合させる場合は溶射する部分は脱脂した面を出す。アセトンなどで清掃しておく。非溶射

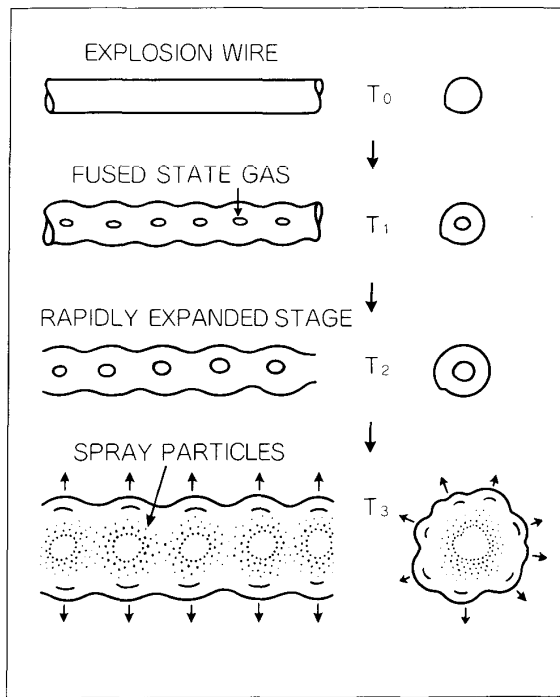


図8 金属線の溶射過程 (Tは時間)

断面

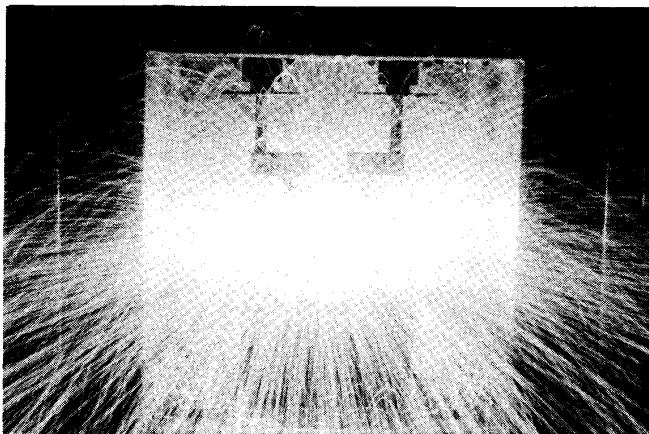
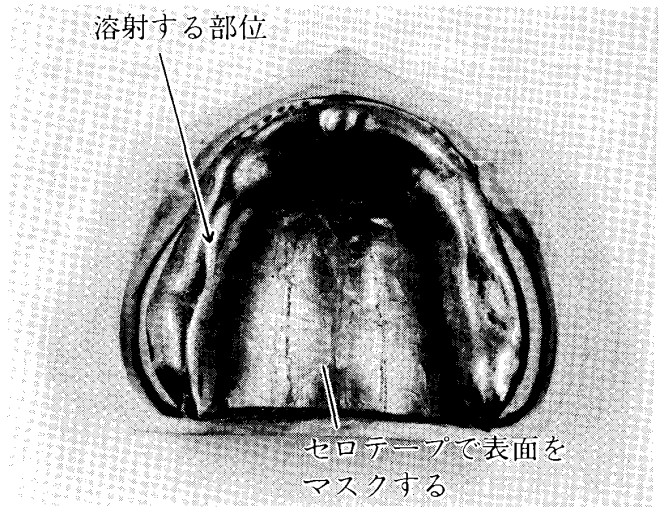
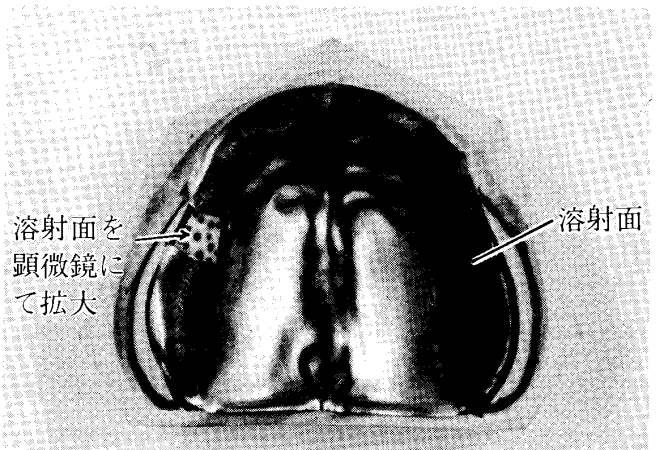


図9 タングステンワイヤーを放電爆発させ、タングステン微粒が飛散している

面は図10Aに示すようにセロファンなどでマスクしておく。図10Bはレジンの維持装置として溶射したもので、右側は微粒であり、左側はやや大きい粒子である。図11は溶射面の走査電顕像である。レジンの維持力は粒子の大きさが20~30 μ で最大になった。その値は400kg/cm²(剝離の場合)で、剪断では170kg/cm²である。また図12に示すように、ポストダムの形成にも使用できる。ポストダムの部位に溶射を行ない。その表面に即時重合レジンをもり上げ、適当な幅、大きさにす



A 溶射前の処置



B 溶射したもの。○部は走査電顕で観察したものである

図10

ることができる。その上、タングステンなどの溶射によって、補強の役割をはたすこともできる。

3. 義歯床の製作

成形およびレジンを維持部の溶射が終了すれば、通法に従って、人工歯排列、歯肉形成を行ったのち、フラスコに埋没、他の金属床の場合と同様な操作を行う。流蠟の場合に溶射面の蠟を完全に除去し、アセトンなどで清掃しておく。従来の圧印床において問題となった付線の鐵着による床材質の劣化は、この溶射によるレジンの維持によって解消され、またポストダムが自由な位置、大きさに作りうるのが特長である。

図13は局部床義歯の製作を示したものである。

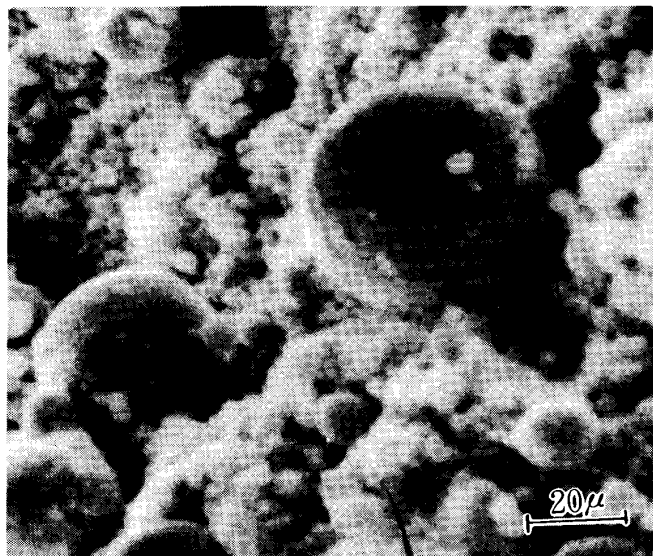


図11 レジン維持装置としての溶射膜の走査電顕像

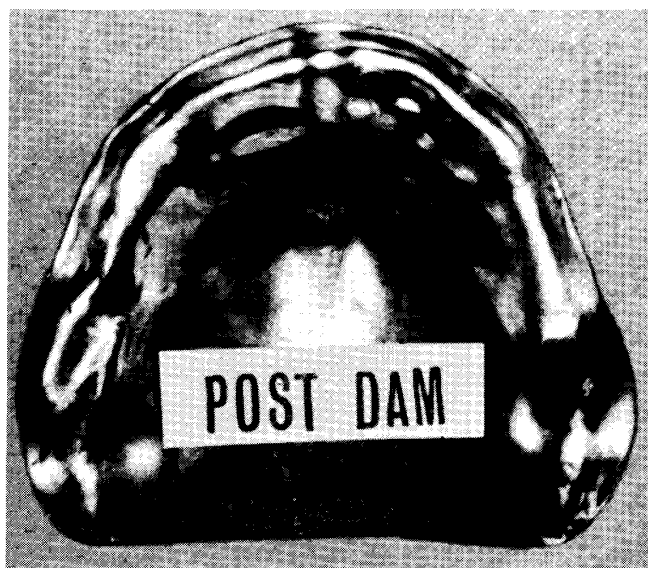
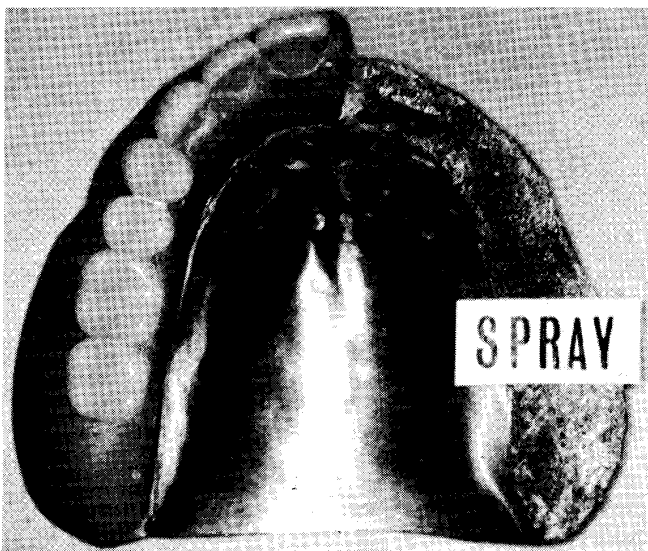


図12 上, レジンの維持装置としての溶射面
下, ポストダム

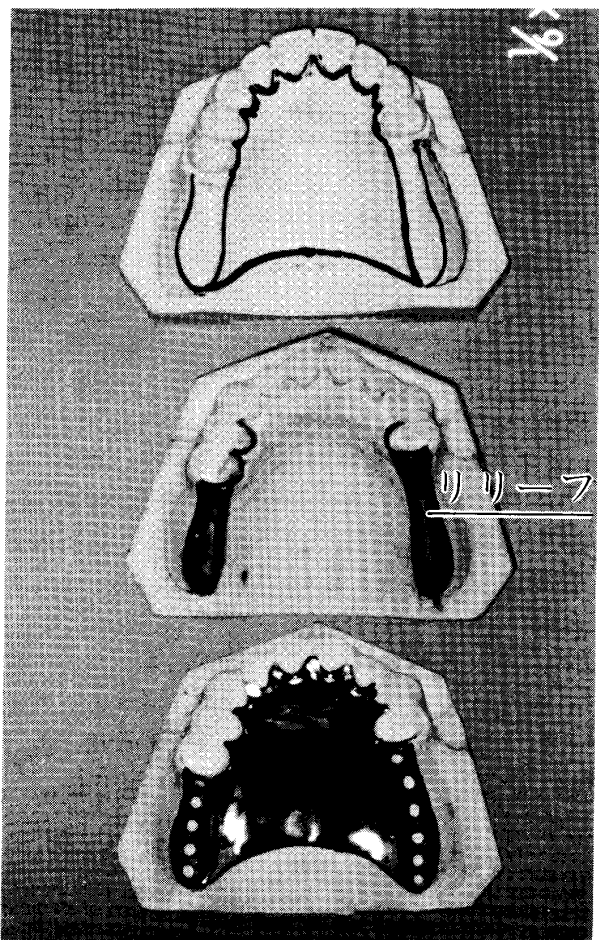


図13 局部義歯床の制作

4. 金属溶射の陶材焼付金属冠への応用

最近、陶材焼付金属冠の臨床応用が盛んになったにもかかわらず、トラブルは減少した。しかし、いまだ貴金属系の焼付金属の強度不足、高価なことなどで不満がないわけではない。

一方、貴金属系の焼付金属の欠点を補う合金として卑金属系の応用が盛んになった。とくに Ni-Cr 系合金は急速な発展をみたが、焼付け技術により、陶材-金属の接着強度にばらつきが生じるという欠点がある。Ni-Cr 系合金は、優れた機械的性質（引張強さ、硬

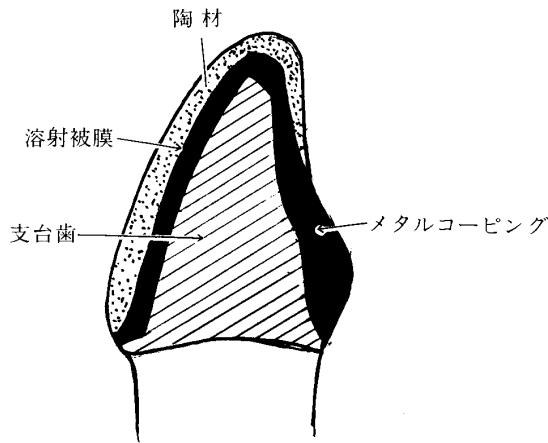


図14 陶材焼付金属冠の構成

表3 金属の組成および陶材

Au base alloy (wt%)					
Au	Pt	Pd	other		
83.0	7.5	7.0	2.5		
Ni base alloy (wt%)					
A					
Ni	Cr	Al	Ga	other	
75.0	16.0	0.4	3.8	4.8	
B					
Ni	Cr	Al	Mn	Mo	other
72.2	18.0	1	4.5	3.5	0.8
Porcelain					
VACUUM PORCELAIN		Paint-O-Pake		Ceramco Inc	
VACUUM PORCELAIN		Gingival		Ceramco Inc.	

さ、弾性率などが大きい)をもち、耐食性、耐摩耗性も大きい。また比重が小さく、貴金属系の $\frac{1}{2}$ である。

これらの長所を保持して、陶材との接着強度を安定させることを目的として、本法の溶射を応用した。

1) 原理

第2節でのべた溶射原理と同様である。図1に示した両電極間に溶射する金属線をおき、溶射条件を算出して所要の溶射被膜を作る。図14に示す Ni-Cr 系合金のメタルコーピングを作り、その陶材焼成面に貴金属系焼付金属の溶射被膜を作り、その上に陶材を焼付ける方法である。溶射の条件は、前述の式より、コンデンサー容量 $50\mu\text{F}$ 、充電電圧 6.8KV 、溶射距離 17.5mm とする。

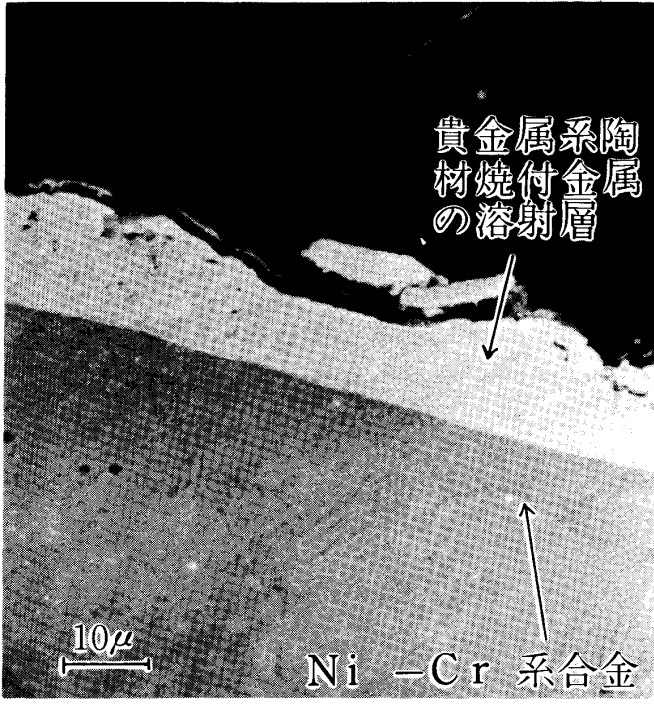
2) 溶射被膜ならびに陶材焼付

表3に示す組成の金合金を Ni-Cr 系合金に溶射する。1)の溶射条件の場合、1回の溶射で金合金被膜の厚みは約 $5\sim 6\mu$ である。図15Aは Ni-Cr 系合金の母材に金合金の溶射を行った被膜の状態を走査電顕像で示した。Bはさらにその上に、ポーセレンを焼付けた場合の金属-溶射層-ポーセレンの走査電顕像である。この像の線上で種々の元素について線分析を行い、図16にその結果を示した。Ni-Cr 合金の主成分である Ni, Cr, 金合金の主成分である Au, 陶材の成分として Sn, Alについて濃度分布を示した。Auの濃度は溶射被膜内で陶材焼成前は均一であるが、陶材焼成後は不均一になっている。また溶射被膜と Ni-Cr 合金の界面より合金内部に約 30μ 、ほぼ $11\text{wt}\%$ の同一濃度で Auが拡散している。Niの濃度は焼成前は $75\text{wt}\%$ と均一であるが、陶材焼成後は Auが合金中に拡散する拡散層では $65\text{wt}\%$ に低下した。しかし被膜中の Niの変化は大きく、最高 $62\text{wt}\%$ を示した。Crは合金中で $16\text{wt}\%$ であったが、拡散層では $12\text{wt}\%$ となり、被膜では不均一で平均 $1.4\text{wt}\%$ であった。陶材成分元素の Snは被膜中にも検出できたが、これは陶材焼成により生じた被膜の凹凸に陶材が侵入したものである。Alは合金、陶材中にも存在するが合金中はほぼ均一である。

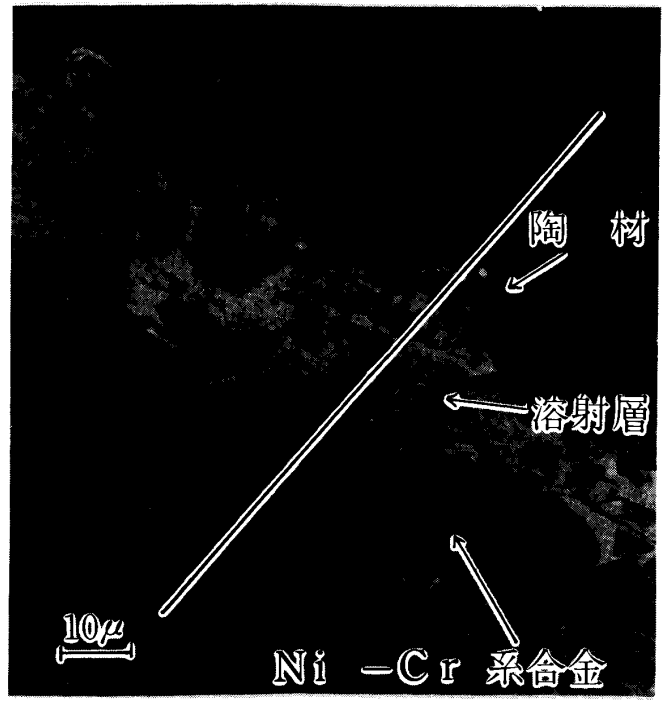
図17は合金-被膜-陶材の凹凸像である。合金、被膜、陶材がはっきり区別しうる。陶材焼成後の溶射被膜の表面には微細な凹凸が生じ陶材がその微細な部分に侵入し、合金と被膜の境界にも侵入している。

3) 合金-陶材界面における剪断試験

多くの研究者は、陶材-合金の接着強度試験法として剪断がよいとしている^{7,8,9)}。図18に示す試験片を用い合金-陶材界面の剪断強度の測定を行った。インストロン試験機でクロスヘッドスピードを $2\text{mm}/\text{min}$ とし



A



B

図15 A Ni-Cr合金（母材）に貴金属焼付金属を溶射した場合の断面の走査電顕像
 B 1010℃でAの金属に陶材を焼付けた場合の断面の走査電顕像

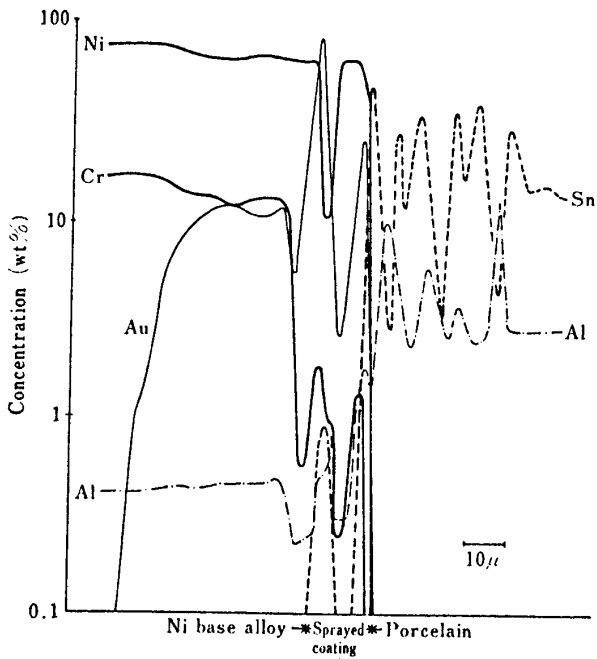


図16 図15Bの斜線上のX線マイクロアナライザーによる元素分析¹⁰⁾

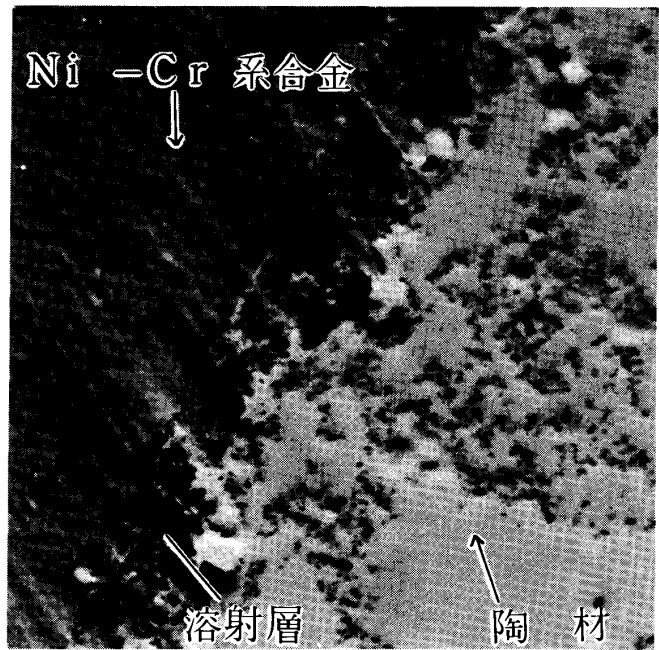


図17 Ni-Cr系合金-被膜(溶射層)-陶材の凹凸像

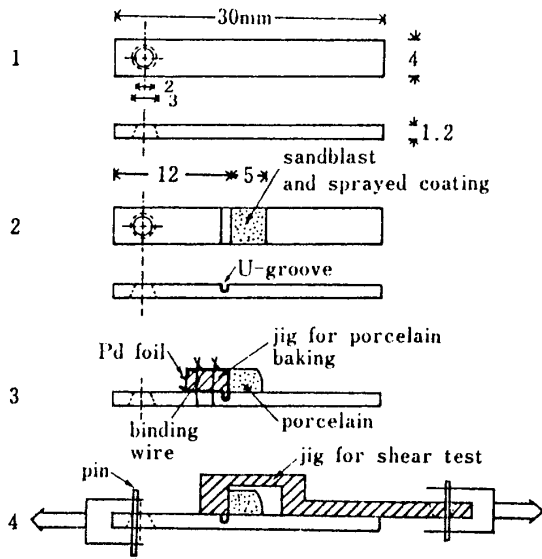


図18 剪断試験用の試料と試験器具

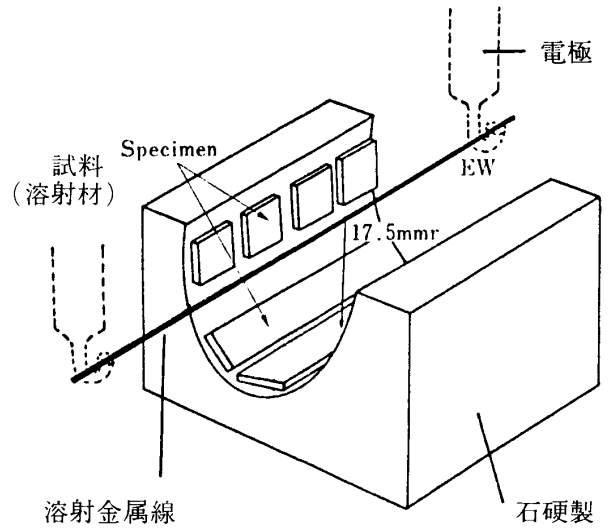


図19 被溶射物の保持器

表4 剪断試験の結果
Ni-Cr Ni-Cr-Au被膜

Ni-Cr	Ni-Cr-Au被膜
94	113
99	141
105	79
50	89
65	118
67	134
125	103
101	92
80	90
75	125
平均値 (10個)	86.1 108.4
不偏分散の平方根	25.4 21.1

た。その結果を表4に示す。

Ni-Cr系合金と金合金を、Ni-Cr系合金の表面に約5 μ 溶射した場合の両者に陶材を焼付け、剪断による合金-陶材界面の接着強度の差についても検定を行い、平均値との間には5%の危険率で有意であることがわかった。このことから、金合金の溶射被膜はNi-Cr合金と陶材の接着強度を増加させることが確かめられた。

1回の溶射に用する金合金の重量は、1mm ϕ の金属線を用いるので $0.5^2\pi \times 60\text{mm}^3 \times 20 = 0.85(\text{gr})$ となる。2回の溶射を行っても1.7grであり、完全に前歯部金属

冠(Ni-Cr)のコーピングに対して金合金の被膜が完了する。1回の溶射で約40~50個¹⁰⁾のコーピングに金合金の被膜を作ることができる。一方金合金のみで陶材焼付金属冠を製作すると、1個のクラウンにつき2~2.5grを必要とする。本法による溶射法を用いるときわめて経済的であるといえる。図19に溶射時のコーピングの設置を示す。

引用文献

- Hauptmeyer : Uber Gebilssplatten aus hichtros-tenbem Stahl, D. M. F. Z. 5 : 129-141, 1921
- Blair, G. A. S. and B. Crossland : The explosive forming of stainless steel upper dentures, The dent. Pract. 13 : 413-419, 1963.
- 田縁 昭・他 : 爆発成形法について (最近開発した有力な加工法), 歯界展望 : 40 : 833-837, 1972
- 清田堅吉・他 : 爆発成形法によって製作した金属義歯床の臨床試用, 工業火薬協会誌 31 : 405-412 1970
- Parr, J. F. : Hydrosark forming shapes space-age metals, The Tool Engineer 44 : 83-86, 1960
- Wagner, H. J. : Hydrosark forming evolution of the process, The Tool Engineer 44 : 83-86, 1960
- Shell, J. S. and Nielsen, J. P. : study of the bond between the gold alloys and porcelain, J. D. Res. 41 : 1424, 1962

- 8 岩間英仁：貴金属と陶材の焼付強さ，歯科理工誌
14：82，1973
- 9 Anthony, D. H., Burnett, A. P., Smith D. L. and
Brooks, M. S.: Shear test for measuring bonding
in cast gold alloy—Porcelain composites, J. D. Res.
49：29, 1970
- 10 妻鳥行高：線爆溶射法を応用した陶材焼付金属冠
に関する研究，日補誌 23：4，1979