

鹿児島大学歯学部紀要

Annals of Kagoshima University Dental School

Volume 2

1982

—目 次—

- 象牙質の体液流動に関する形態学的考察.....仙 波 輝 彦... 1
動物のオペラント行動.....清 水 信一郎...10
保存修復法の現状.....川 越 昌 宜...19
導線放電爆発法の歯科補綴への応用.....自 見 忠...29

鹿 歯 紀

Ann. Kagoshima Dent.

編集の基本方針

本紀要は、歯科医学の研究や教育に関する特定のテーマにもとづき、総説あるいは啓蒙的、解説的な論文を主体に特集をくみ掲載するものとする。本紀要を通して、歯科医学全体、あるいは各分野における研究や教育の動向、当面する問題点などが発掘・整理され、歯科医学の発展に大きく貢献することを期待する。

このような主旨から、本紀要には、原則として原著論文は掲載しない。各分野における先端的な研究成果は、むしろそれぞれの専門誌に発表されることが望ましいからである。

なお、上記のほか、本学部における活動状況や学部内の動きなどについても、必要に応じて掲載する。

編集委員

伊藤学而	井上昌一
浦郷篤史	笠原泰夫

(50音順)

昭和 57 年 3 月 15 日 印刷

昭和 57 年 3 月 20 日 発行

発行所

鹿児島大学歯学部 代表 徳永純一

鹿児島市宇宿町1208-1

印刷所

斯文堂印刷株式会社

鹿児島市南栄3丁目1番地

象牙質の体液流動に関する形態学的考察

仙 波 輝 彦

鹿児島大学歯学部 口腔解剖学講座

生物学的石灰化過程について、Leblond and Weinstock (1976) は過去の業績を次の三説にまとめている。

- 1) 分泌説(The secretory theory) : 象牙(骨)芽細胞が無機質を細胞内に汲みこみ、濃縮し、石灰化の起る場所へ放出する。“micropakets”の概念(Lehninger, 1970)とか、“calcium binding protein”の存在(Wasserman and Taylor, 1966) Jande et al. 1981) により説明される。
- 2) 基質小胞説(The matrix vesicle theory) : 基質小胞(Anderson, 1969; Bonucci, 1970)が石灰化現象発現の部位と考える。無機塩類が vesicles 内に濃縮され、非結晶性磷酸カルシウムを経て結晶化する。
- 3) 直接石灰化説(The direct deposition theory) : 硬組織の基質中でカルシウムと磷酸塩が直接結合し、非結晶性磷酸カルシウム或はハイドロキシ・アパタイトを形成する。この際には、結晶核形成の場として膠原線維、ムコ多糖たんぱく、リピッドといったものが役だつかもしれない。

これら三説のうち、2)と3)は石灰化の場へそれに必要な無機物質が直接体液により運ばれることを意味している。では、そのような事実の根拠がみられるであろうか。また石灰化部の基質や象牙芽細胞層の毛細血管は形態学的にどのような特徴をもつのであろうか。このような点を研究することは、石灰化に関して諸説ある今日、その推論をより正確ならしめるために有益だろうと確信している。本文では過去に行ってきた研究(仙波, 1978)を基として多少の新知見と解説をまじえながら考察してみたいと思う。

1. 歯の体液流動に関するトレーサー実験

本稿の研究に用いた材料は、以下全てラット(殆んどが生後20日令)の下顎切歯である。トレーサーとしては過酸化酵素を主として用いた。過酸化酵素は分子量の異なる種々なものがあり、またこれらは組織化学的反応が極めて鋭敏、検出が容易であるといった理由からトレーサーとしてよく利用される。いくつかの酵素の分子量は次の通りである。

cytochrome c	12,000
horse-radish peroxidase	45,000
catalase	240,000

各酵素は体重0.5mg/gを0.4mlの生理食塩水に溶し、エーテル麻酔下に総頸静脈より1分間で注入を終る程度の速さで投与した。対照例において、動物は0.5mlの生理食塩水を同様の方法で注入された。注入完了後4分で断頭し、切歯摘出後グルタルアルデヒド固定、EDTA脱灰(Warshowsky and Moor, 1967), 80 μ m厚の凍結切片をGraham and Karnovsky (1966)の方法で反応、オスミック酸後固定、エポキシ樹脂包埋した。

トレーサーとしてcytochrome cとhorseradish peroxidaseを使用した場合は、ほぼ同じ結果であった。図1に後者の結果を示す。この光顕標本はエポキシ樹脂包埋により2 μ m厚に切った無染色標本である。トレーサーは注入後5分以内に歯髓毛細血管周囲腔、歯髓固有細胞の細胞間隙はもちろんのこと、象牙芽細胞層の細胞間隙、象牙前質さらに象牙細管を経てエナメル象牙境にまで及んでいる。象牙前質基質における強い陽性反応にかこまれて、それとは対照的に無反応な象

芽芽細胞原形質突起の存在を見ることが出来る。このことは、トレーサーが注入後比較的短時間に象牙芽細胞内を通過することはないということを示している（長い時間トレーサーを使うと細胞内へ蓄積が徐々に起る）。次に catalase 注入の例を図2に示す。この場合、陽性反応は血管腔内のトレーサー物質および赤血球上にみられる。対照例（図3）の所見も当然のことながら同様で、この場合は赤血球上のみ強い陽性反応がある。本稿では写真を示さないが、フェリチン（分子量約46万）を注入した場合、顕微鏡で観察すると投与後30分経つとその粒子が毛細血管周囲腔に存在する。このことは、catalase についても、注入後長時間経過すると徐々に血管外に放出される可能性を示している。トレーサーの血管透過性に関してみられるような相異が、ただ単に分子量だけによるのか、電荷とかその他の原因によるのかは明らかでない。

次に horse-radish peroxidase の注入例について電顕的観察所見を述べる。図4は象牙芽細胞層内にみられる毛細血管の断面である。管腔は赤血球とトレーサー物質による強い陽性反応で占められ、写真の左下部では血管内外に特に強い反応が示されている。ここは内皮細胞の接合部で、Wissig and Williams(1978)の主張するように、血漿の血管外への流出は細胞接合部において最も顕著であるという所見の裏付になるかも知れない。内皮細胞の空胞や小胞内にも陽性反応がみられる。血管周囲腔も陽性反応により占められ、さらにトレーサーは象牙芽細胞間の複雑な嵌合部も充している。象牙芽細胞側壁の形質膜には飲小胞があり、その中にも陽性反応物がみられる。さらに、胞体内部の細管状あるいは垂鈴状小構造物の内容が陽性反応を呈しているが量的には多いといえないだろう。図5は象牙芽細胞の terminal web レベルでの像である。細胞質内には陽性反応を示す構造は見当らない。象牙前質の基質は殆んど反応物で占められ、その中に膠原線維の横断或は縦断面が白く見えている。左側の細胞間隙から象牙前質にかけて、横紋の僅かにみえる太い径の膠原線維束（コルフ線維）が走る。

図中の略号

- AM: エナメル芽細胞層
E: エナメル質
D: 象牙質
PD: 象牙前質
OD: 象牙芽細胞(層)

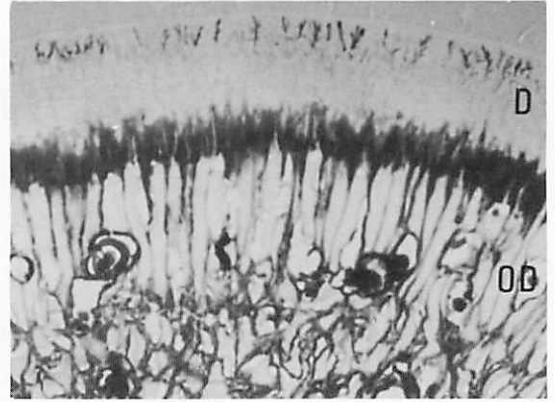


図1 ホースラディッシュ パーオキシデーゼ注入 5分後

黒い部分がトレーサー。象牙前質で反応著し。エナメル象牙境にトレーサー達す。400×

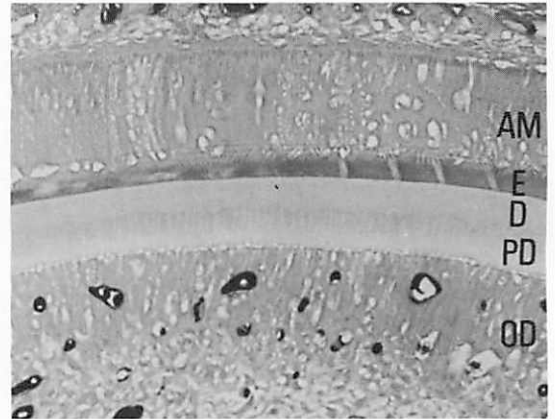


図2 カタラーゼ注入5分後
血管内腔以外に反応なし。290×

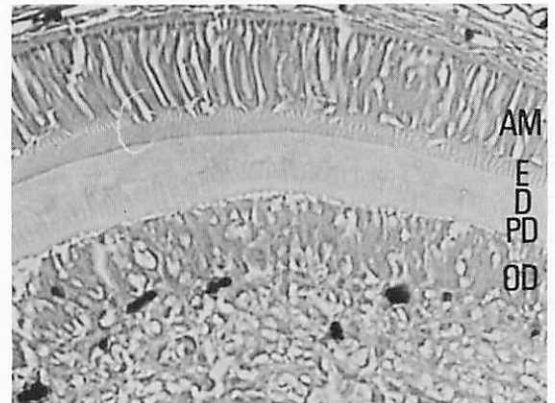


図3 対照例
血管内の赤血球上のみ反応。270×

ここで実験手技の当否について少し検討してみる。
象牙芽細胞の terminal web には, preterminal-border apparatus (Watson and Avery, 1954) と呼ばれる細胞間接着装置が存在する。Garant et al. (1968) の報告にはこの装置に関する記載が詳しく, zonula adherens と tight junction よりなる junctional complex があり, tight j. は象牙芽細胞を螺旋状にとりかこむと考えた。上皮細胞間の接合部にみられる tight j. は環状をなしており, 体液流通の障壁をなしている (Farquhar and Palade, 1963) といわれているから, この考えを象牙芽細胞にあてはめると, 象牙(前)質と歯髄の間には体液による流通はみられないことになる。すなわち, 象牙(前)質は区画されていて, 歯髄との間の物質移動は象牙芽細胞を介してのみ可能となる。これは本文冒頭に示した石灰化過程に関する諸説のうち, 分泌説に有力な論拠を与えるものである。しかし, 本研究においては, 分子量の小さいトレーサーは極めて短時間に象牙芽細胞間を経て象牙前質及び象牙細管内に到達することを示した。この実験に用いた電顕資料を象牙芽細胞の terminal web の高さで横断して観察すると, tight j. は保存されており, 人工的な開裂はみられなかった。それではどこを通過して物質は流入したのだろうか。図5にも示しているように, コルフ線維の通路が物質流通路として考えられるとよいか。象牙芽細胞における tight j. の構造及びその広がりについては, 今後さらに詳細な調査を必要としている。

以上を要約すると, 象牙質側と歯髄との間の体液流通は極めて容易であり, 短時間に行なわれるといえる。従って, 石灰化に必要な無機イオンは象牙芽細胞内を経由することなしに石灰化前線に到達する。Munhoz and Leblond (1974) によると ^{45}Ca の投与に先だって, ラット切歯から象牙芽細胞層を除去しておくこと石灰化帯における放射能活性がラジオオートグラフィーにより検出されなかったというから, 物質の流動に象牙芽細胞の胞体ならびにその原形質突起が何らかの関与をしていると考えてよいか。

2. 象牙芽細胞層にみられる毛細血管の特徴

前節において, 血中無機イオンは細胞間質を経て比較的容易に象牙前質へ侵入し, さらに象牙細管を通じてエナメル-象牙境に直接達することの可能性を示した。そのためには, 体液の進向に従って何らかの圧力差が存在するかも知れないが, ここでは形態学的立場から物質透過に関係ありと考えられる毛細血管の形態

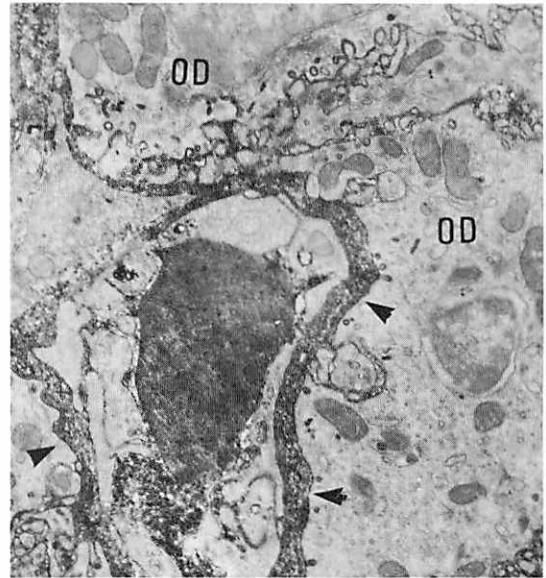


図4 図1の電顕像
血管周囲腔(▲)にトレーサーの流出著明。OD間の嵌合部にも反応。9750×

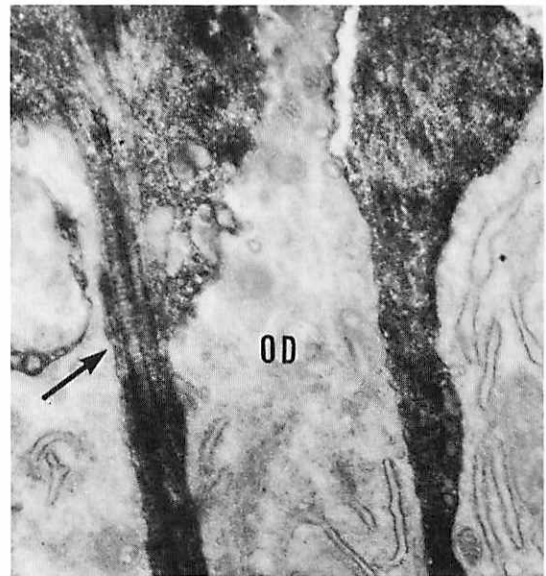


図5 図1の電顕像
ODの terminal web の高さを示す。象牙前質での反応顕著。コルフ線維↑。13,000×

学的特徴を述べる。

ラット切歯々髓において毛細血管は象牙芽細胞層直下と象牙芽細胞層内においてそれぞれ網目状分布を呈している (James, 1955; Adams, 1959)。この状態を立体的に把握するため走査電顕でみたのが図6~8である。標本は血管にメルコックス樹脂を注入し、硬化後カセイソーダ水溶液で組織を除去したものである。図6は唇側を外側から見た。象牙質をとり去ったその直下、すなわち象牙芽細胞層内終末毛細血管網の弱拡大写真である。歯髓中央部から分枝に乏しい比較的直な細動(静)脈が前外方に走り、象牙芽細胞下層に至るのが判る。図7は象牙芽細胞層及びその下層にみられる毛細血管網の側面観を示す。ブドー棚を想起させる立体構築をなし、上方が細胞層内毛細血管網、表面に垂直な走行をもつものが細胞間毛細血管でブドーの幹にたとえられる。根にあたるところに細胞下層の血管網があり、前述の歯髓中央部より斜走してきた細動(静)脈はここで突然分岐する。象牙芽細胞の胞体部はこの内外毛細血管網の間に円柱状上皮様に配列し、terminal webより原形質突起部にかけて表面の血管網から外側に突出している。図8は再び象牙芽細胞層内毛細血管網の外側観である。細胞間を垂直に立ち上った毛細血管は表層近くで数本の放射状分枝を出し、網目部に移行している。血管への樹脂注入の際に生じる圧力のため血管の径は大きくなり、網目の形は必ずしも生体時を示しているとはいえないが、大体において長楕円で、一つの網目には僅か10~15個の象牙芽細胞を一括し栄養している計算になる。ここに用いた材料はラット切歯という特殊な成長を示す歯であるが、造歯細胞が旺んな象牙質形成能を維持できる理由も理解できるといえよう。

次に光顕による切片観察で気づいた所見を述べる。象牙芽細胞層の毛細血管断面には内皮細胞の核が明らかに見える(図9)。この核が血管腔のどの位置に出現するか調べてみた。無作意にスライドグラスを抽出し毛細血管の断面を総数226個観察した。例えば図9をみると、象牙芽細胞層内に横長の断面をもつ毛細血管が2個ある。ここに見える内皮細胞の核は歯髓側に2個、(左)側方に1個位置しているのが明瞭である。このように核の位置が血管断面の象牙質側か、歯髓側か、あるいは(左・右)側方につき、それぞれの数を調べた。それによると、歯髓側46個、象牙質側4個、側方19個、核が断面に見当たらないもの120個、内皮細胞の核なのか周細胞の核か判断できないもの37個であった。この結果から、象牙質側に核の出現する確率は0.1%以

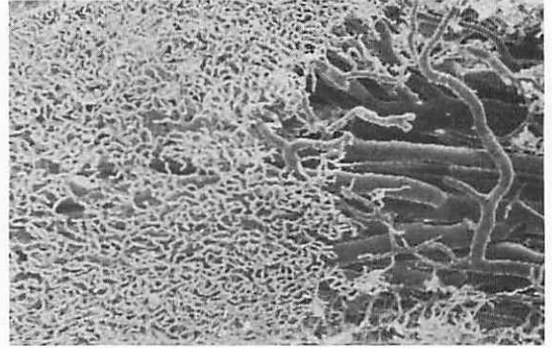


図6 樹脂注入血管の走査電顕像

象牙芽細胞内毛細血管網の外側観を示す。歯髓中央部の静脈幹と連絡が見える。700×

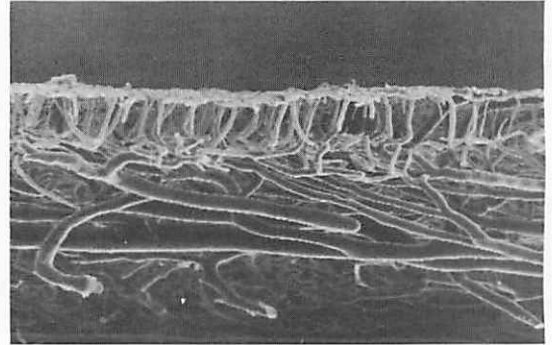


図7 同上・側面観

象牙芽細胞層内と下層の毛細血管を示す。歯髓中央部の動静脈幹との連絡も見える。1,600×

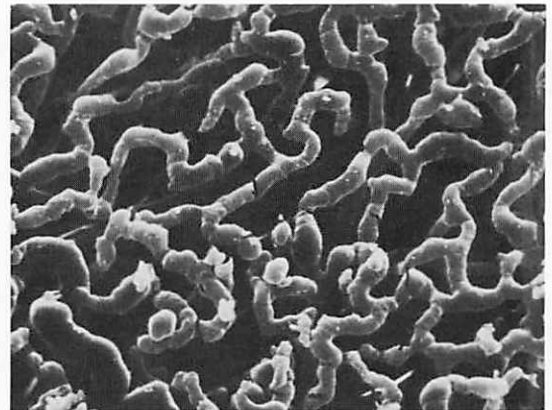


図8 同上・象牙芽細胞層内終末毛細血管網の外側観

一つの網目内に10~15個の細胞が納まる。4,600×

下の危険率で有意差のあることが判った。すなわち、毛細血管は歯の表面に平行して網目状に配列するが、その毛細血管内皮細胞において象牙質側に核の位置する頻度は極めて少ないことを示している。核の位置にこだわるのは何故かという、毛細血管内皮において核のあるところでは原形質が多量にあり、体液の通過は容易でないと考えられるし、一方、核から隔たる位置での細胞質は極めて厚味が薄く、また飲小窩も多いから物質透過が旺んだらうと推測できる。それで体液は毛細血管から象牙質側に向かって透過される可能性が高いと考えてよさそうである。従って、核が毛細血管の象牙質側に極めて少ないということは、前節において示したようにトレーサー物質が極めて短時間に象牙質側に向かって移送されるという理由の一端をなすと考える。

次に本節第3番目の課題として透過電顕による内皮細胞の特徴について述べる。この内皮細胞について、Riedel et al. (1966) はヒトの歯で、Corpron et al. (1974) はマウス臼歯、Semba and Ishida (1975) はラット切歯で、それぞれ“窓あき”型を報告し、また Han and Avery (1963) はモルモットで“窓あき”型を認めていない。このような形態学的報告における相違は観察した材料や年齢、さらに観察部位の相異、標本作製手技の問題等によるのかも知れない。ここに報告するラット切歯はグルタルアルデヒドによる灌流固定後、EDTA脱灰を冷蔵庫内で2週間行ない、四酸化オスミウムで後固定した。

ラット切歯における歯髄表層の毛細血管網分布は象牙芽細胞の機能と密接な関連をもつようである。象牙質形成の初期には終末毛細血管は象牙芽細胞層直下に位置しているが、その進行に伴って象牙芽細胞下層と同層内の血管網に分れる。さらに進行して old odontoblast 期 (Takuma and Nagai, 1971) になると細胞層内血管は terminal web の高さまで達す。このような血管分布レベルの移動に加えて、終末毛細血管内皮細胞そのものにも変化が生じる。図10は象牙芽細胞が分化を終り、象牙前質の基質産生を始めた時期にみられる終末毛細血管内皮で、それは連続型を示している。飲小窩は極めて少なく、体液の透過性に関しては不活潑なようである。毛細血管は象牙質形成の進行に伴い、前述のように象牙芽細胞下層と細胞層内の二段の網目に分れてくる。この分離の初期は連続型内皮細胞が殆んどであるが、細胞層内毛細血管が terminal web に近いレベルに移動するにつれて、“窓あき”型内皮が出現するようになる(図11)。“窓あき”型の生理的意義につい

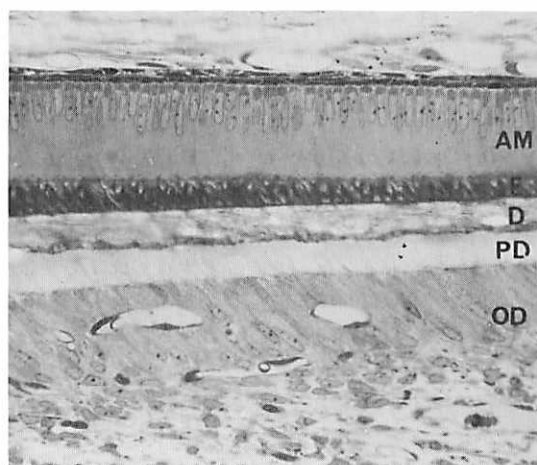


図9 ラット切歯光顕像 エポソ包埋, トルイジンプルー染色。OD層内の毛細血管内皮の核の位置に注意。240×

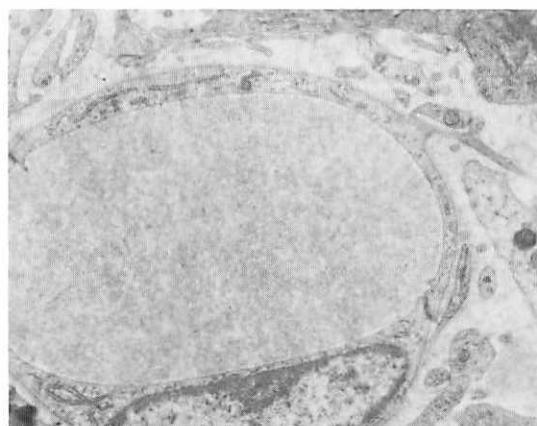


図10 幼若象牙芽細胞層直下の連続型毛細血管の透過電顕像。3,500×

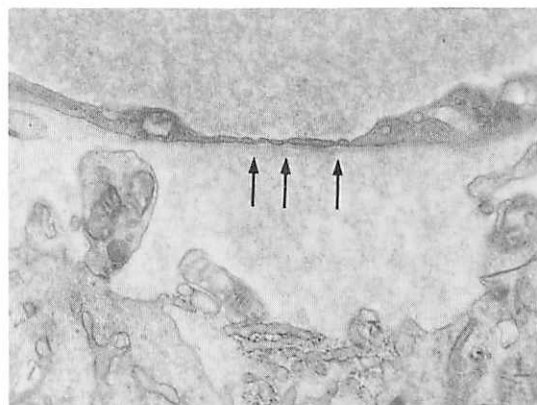


図11 老象牙芽細胞層内の“窓あき”型毛細血管の透過電顕像。孔↑の径は300~400nm。15,000×

ては、体液を血管の内・外へ速く移送する必要があると考えられる組織に通常みられることから想像できる (Bloom and Fawcett, 1975)。

以上本節でみてきたように、象牙芽細胞層の終末毛細血管は象牙質形成の進行に伴い、細胞層内に占める網目のレベルが変化し、また内皮細胞は連続型から“窓あき”型へと移行する。この変化は Josephsen et al. (1974)も指摘しているように、象牙質形成に必要な材料の供給や象牙質形成に関する基質環境の調整を効率よく行うために極めて有意だと推測される。第1節で示したようにトレーサーが極めて短時間内にエナメル-象牙境にまで到達する実験結果の形態学的証拠を本節で示したことになる。

3. 象牙前質の酸性ムコ多糖-たんぱく複合体

象牙質や象牙前質の基質構成物質は、膠原線維、リンたんぱく、糖たんぱく、酸性ムコ多糖-たんぱくとといったものがあげられる。Leblond and Weinstock (1976)の綜説を一読されることを願って、ここでは酸性ムコ多糖-たんぱく複合体についてのみ考察する。

電顕による形態学の立場から酸性ムコ多糖たんぱくを検出するには、種々の方法が紹介されている(山元, 1973; 大倉, 1973; 矢島・相原, 1973)。細胞間質中のものを検出するには Luft法(1966)がよく用いられる。この方法により象牙前質中の酸性ムコ多糖-たんぱくに関する形態学的知見を述べる。

ラット切歯を Luft法に従いルテニウム・レッド(以下RRと記す)で染色した。図12は象牙前質の弱拡大写真で、散在性に多数みられる小黑点はRR陽性物質(酸性ムコ多糖-たんぱく)を示している。これが酸性ムコ多糖-たんぱくを表現するものであるかどうかについての検討は、仙波(1978)に詳しく述べてあるから参照されたい。これら多数のRR陽性物質をよくみると、図13でみられるように星芒状構造をしているのが判る。切片標本では中心部に直径約20~25nmの(楕)円形の芯をもち、そこから平面上で4~6本の細い放射状構造物が突出している。一つの星芒状構造のもつ全輪郭の直径は150nm以上にもなる。場所によっては、この星芒状RR陽性物質が膠原線維の横縞周期構造と一致して附着しているのがみられるが、普遍性をもった事象であるかどうか明らかでない。

生体の細胞間質に存在するムコ多糖-たんぱくの機能に関しては、(1)体液、電解質等の移動、(2)石灰沈着、(3)線維化、(4)関節の滑剤、(5)血液凝固阻止等が考えら

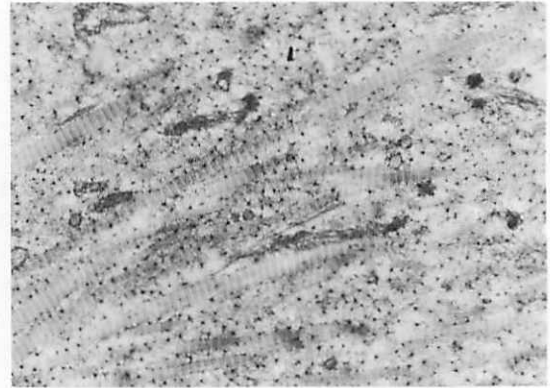


図12 象牙前質基質内のRR陽性顆粒物質の分布を示す透過電顕像。16,000×

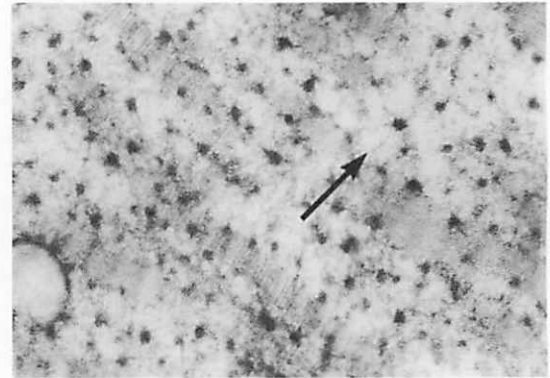


図13 RR陽性顆粒が星芒状を呈する↑ことを示す。60,000×

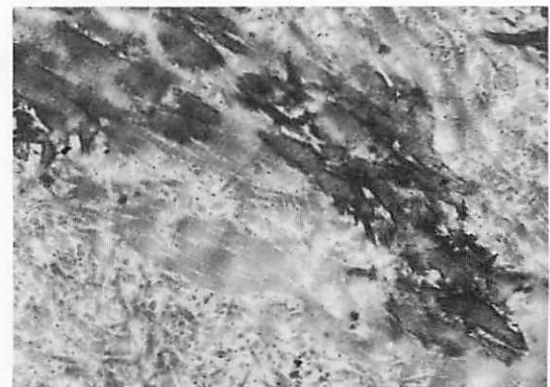


図14 象牙前質の石灰化前線におけるRR染色像。石灰化帯(黒色部)附近にはRR陽性顆粒が消失している。15,000×

れている。例えば、軟骨質は血管が極めて乏しいにもかかわらず、軟骨細胞は正常に機能できる。それは体液循環の円滑な証拠である。また組織学研究者が軟骨を固定するとき、固定液が他組織に比し容易に浸透する事実を経験している。このような事例は、軟骨基質内に豊富に存在するムコ多糖-たんぱくが体液や電解質の移動に関係しているという事実の一部であるといえよう。

ところで、象牙前質にみられた星芒状酸性ムコ多糖-たんぱくはどのような機能的意義をもつのであろうか。この形状から想起する巨大分子のモデルは Fitton-Jackson のオクトパスモデルで、これはムコ多糖-たんぱく複合体の電顕像をもとにして考察した結果作られたものである。形態学の立場から、RR染色による各種組織基質内陽性物質の構造をみると、形・大きさいずれも一定せず、それら電顕像の相異の間に化学的構造がどう説明されるのか永らく不明であった。Rosenberg et al.(1970) はウシの鼻中隔軟骨から得た多糖たんぱくの種々なフラクションを透過電顕で観察し、巨大分子の構造を明らかにした。このモデルにより象牙前質にみられるRR陽性物質を考えてみると、PPL-5 α 分画に相当するといえるかもしれない。このような曖昧な表現しかできないのは、輪郭のうえでは極めて類似性が高いのだが、計測によるとその長さに著しい差のあることが判る。図13でみられるRR陽性星芒状構造を測ると、最大直径150nm程度であるのに、Rosenberg et al.により示された値は500~800nmである。この差は形態学と生化学との方法論的な相異に基づくものと思える。透過電顕標本の作製には完全脱水過程を経るが、生化学的物質抽出・分画の方法には分子の水和による膨潤が必要である。このように全く相反した手技により作られた標本の計測値は当然のことながら著しい差が生じるであろう (Anderson and Sajdera, 1971)。

ところで、ムコ多糖-たんぱく複合体の生体における機能の可能性については先に5項目を列挙した。硬組織の石灰化との関連はどうかというと、その促進説と抑制説といった相反する主張がある。ここで多少の推測を加えさせていただくなら、Salvo and Schubert (1976), Campo et al. (1969) はムコ多糖-たんぱく複合体の磷酸カルシウム沈澱に関する効果を研究し、そのなかでPPL-5分画 (前述のRR陽性星芒状物質もこの範疇に属すと考えてよさそうだが) が沈澱を妨げるのを認めた。これはPPL-5分画のムコ多糖-たんぱく分子の“たこ足”状細突起が磷酸カルシウムの微細結晶をつつみこみ、結晶の成長を抑制し、象牙前質、軟

骨においては石灰化を遅延させていると考えてもよさそうである (鈴木, 1969; 吉沢, 1972)。このように考えてくると、図14で未石灰部の膠原線維の周囲にはRR陽性顆粒がみえるのに、石灰化の進行している部位での膠原線維上、あるいはその周辺に殆んど顆粒が見当たらないのである。このようなことから、象牙前質にみられるRR陽性星芒状構造物は象牙前質において、膠原線維が量、大きさ共に充分成熟し、歯の丈夫な土台が完成するまで石灰化を抑制しているのかも知れない。

4. 結 語

以上象牙前質基質のおかれている環境状態を知るために、トレーサーを用いた実験を中心として、それにかかわるとみられる毛細血管、ムコ多糖-たんぱく複合体の特徴について形態学の立場から述べ、多少の推論を試みた。硬組織石灰化機構の説明に関し、未だに定説がない。その原因の一つには、石灰化の場における生物学的環境の正しい理解が不足しているためと考え、本研究を行ってきた。しかし、体液流動方向の例一つとってみても、ここではトレーサー注入僅か5分以内の実験であり、エナメル-象牙境に達したトレーサーはその後どの方向へ流れてゆくのか不明である。また、象牙芽細胞 terminal web における tight j. についても不明な点を残している。このように、未だ理解不十分な点も多く抱えているが、ここに今日まで行ってきた研究の一端を紹介した。

参 考 文 献

- ADAMS, D. (1959) : Peripheral capillaries in the rodent incisor pulp. *J. Dent. Res.*, 38: 969~978.
- ANDERSON, H. C. (1969) : Vesicles associated with calcification in the matrix of epiphyseal cartilage. *J. Cell Biol.*, 41: 59~72.
- ANDERSON, H. C. and S. W. SAJDERA (1971) : The fine structure of bovine nasal cartilage. Extraction as a technique to study proteoglycans and collagen in cartilage matrix. *J. Cell Biol.*, 49: 650~663.
- BLOOM, W. and D. W. FAWCETT (1975) : A textbook of histology. 10th ed., W. B. Saunders Co., Philadelphia. pp. 386~426.
- BONUCCI, E. (1970) : Fine structure and histo-

- chemistry of "Calcifying globules" in epiphyseal cartilage. *Z. Zellforsch. Mikrosk. Anat.*, 103 : 192~217.
- CAMPO, R. D., C. D. TOURTELLOTTE and R. J. BIELEN (1969) : The protein-polysaccharides of articular, epiphyseal plate and costal cartilages. *Biochim. Biophys. Acta.*, 177 : 501~511.
- CORPRON, R. E., J. K. AVERY and S. D. LEE (1974) : Ultrastructure of terminal pulpal blood vessels in mouse molars. *Anat. Rec.*, 179 : 527~542.
- FARQUHAR, M. G. and G. E. PALADE (1963): Junctional complexes in various epithelia. *J. Cell Biol.*, 17 : 375~412.
- GARANT, P. R., G. SZABO and J. NALBANDIAN (1968) : The fine structure of the mouse odontoblasts. *Archs. oral Biol.*, 13 : 857~876.
- GRAHAM, R. C. and M. J. KARNOVSKY (1966) : The early stages of absorption of injected horse-radish peroxidase in the proximal tubules of mouse kidney. Ultrastructural cytochemistry by a new technique. *J. Histochem. Cytochem.*, 14 : 291~302.
- HAN, S. S. and J. K. AVERY (1963) : The ultrastructure of capillaries and arterioles of hamster dental pulp. *Anat. Rec.*, 145 : 549~572.
- JAMES, W. W. (1955) : The blood capillary system of the odontoblast layer of the dental pulp. *J. Anat.*, 89 : 547~549.
- JANDE, S. S., T. TOLNAI and D. E. M. LAWSON (1981) : Immunohistochemical localization of vitamin D-dependent calcium-binding protein in duodenum, kidney, uterus and cerebellum of chickens. *Histochemistry*, 71 : 99~16.
- JOSEPHSEN, K., O. FEJERSKOV and J. THEILADE (1974) : Age changes in juxtaodontoblastic capillaries of rat molars. *Scand. J. Dent. Res.*, 82 : 574~578.
- KARNOVSKY, M. J. (1967) : The ultrastructural basis of capillary permeability. studied with peroxidase as a tracer. *J. Cell Biol.*, 35 : 213~236.
- LEBLOND, C. P. and M. WEINSTOCK (1976) : A comparative study of dentin and bone formation. In "The Biochemistry and Physiology of Bone" (G. H. BOURNE, ed) pp. 517~562. Academic Press, New York.
- LEHNINGER, A. L. (1970) : Mitochondria and calcium ion transport. *Biochem. J.*, 119 : 129~138.
- LUFT, J. H. (1966) : Ruthenium red staining of the striated muscle cell membrane and the myotendinal junction. *Electron Microscopy*. ed. by R. Ueda, Maruzen Co., Tokyo, 2 : 65~66.
- MUNHOZ, C. O. and C. P. LEBLOND (1974) : Deposition of calcium phosphate into dentin and enamel as shown by radioautography of sections of incisor teeth following injection of ⁴⁵Ca into rats. *Calcif. Tissue Res.*, 15 : 221~235.
- 大倉卓治(1973) : アルシアン青などによるムコ多糖の電子鏡検。山田英智他編 医学・生物学のための応用電子顕微鏡総論, 301~315頁 医歯薬出版
- RIEDEL, H., H. G. FROMME and B. TALLEN (1966) : Elektronenmikroskopische Untersuchungen zur Frage der Kapillarmorphologie in der menschlichen Zahnpulpa. *Arch. Oral Biol.*, 11 : 1049~1055.
- ROSENBERG, L., W. HELLMANN and A. K. KLEINSCHMIDT (1970) : Macromolecular models of proteinpolysaccharides from bovine nasal cartilage based on electron microscopic studies. *J. Biol. Chem.*, 245 : 4123~4130.
- SALVO, J. D., and M. SCHUBERT (1967) : Specific interaction of some cartilage proteinpolysaccharides with freshly precipitating calcium phosphate. *J. Biol. Chem.*, 242 : 705~710.
- SEMBA, T, and M. ISHIDA (1975) : On the fluid flow in the pulp of young rat incisors. *proc. 10th Int. Cong. Anat.*, ed. by E. Yamada, Science Council of Japan, 409.
- 鈴木旺(1969) : ムコ多糖の化学, 機能, 代謝, 6 : 74~84.
- 矢島権八, 相原薫(1973) : Periodic acid methanamine silver 染色によるムコ多糖の電子鏡検, 山田英智他編 医学・生物学のための応用電子顕微鏡総論, 301~315頁 医歯薬出版.
- 山元寅男(1973) : Ruthenium red によるムコ多糖の電子鏡検。同上286~291頁 医歯薬出版
- 吉沢善作(1972) : 実験に必要な基礎知識, 化学の領域, 増刊76 : 1~30.
- TAKUMA, S. and N. NAGAI (1971) : Ultrastructure of rat odontoblasts in various stages of their development and maturation. *Archs. oral Biol.*, 16 : 993~1011.
- WARSHAWSKY, H. and G. MOORE (1967) : A technique for the fixation and decalcification of rat incisors for electron microscopy. *J. Histochem. Cytochem.*, 15 : 542~549.
- WASSERMA, R. H. and A. N. TAYLOR (1966) :

Vitamin D₃-induced calcium-binding protein in chick intestinal mucosa. *Science*, 152 : 791~793.

WATSON, M. L. and J. K. AVERY (1954) : The development of the hamster lower incisor as observed by electron microscopy. *Am. J. Anat.*, 95 :

109~161.

WISSIG, S. L. and M. C. WILLIAMS (1978) : Permeability of muscle capillaries to microperoxidase. *J. Cell Biol.*, 76 : 341~359.

動物のオペラント行動

— その原理と応用 —

清水 信 一 郎

鹿児島大学歯学部 薬理学教室

フランスの Charpentier によって合成(1950)され、最初 Laborit, Hが次いで Delay, J と Deniker, P が精神病に対するその治療効果を報告したクロールプロマジン chlorpromazine は、精神分裂病の一次選択剤として最も好んで使用される事実によってだけでなく、最初の向精神薬でありまた精神薬理学 Psychopharmacology の発展の契機となったことによっても注目に価する薬物である。精神薬理学とは、観念構成、気分、感情に作用して広い意味での行動の変化をもたらす薬物—向精神薬—の作用を研究する薬理学の一部門である。一方前臨床的段階においてこのような薬物を動物に投与し、その行動の変化より薬理作用や作用機序を研究するのはいわゆるスクリーニングや構造—機能連関を知るためにも有効な方法であって、クロールジアゼポキンド chlordiazepoxide はこのような方法によって見出された薬物であった。言語表現の手段を持たず、精神作用の存在しない或いは少なくともその存在を認めることが困難な動物の行動と向精神薬の相互干渉の研究においては精神薬理学なる名称は不適切であり、この領域は専ら行動薬理学 Behavioral Pharmacology と云う名前と呼ばれるようになった。即ち行動薬理学は（最近漸く一般に科学的な方法論に堪えることが出来ると認められるようになった）動物の行動に及ぼす薬物の効果を分析するために実験心理学と薬理学の手段と概念を使用する生物学の一分野である。

条件行動としてのオペラント学習

行動の定義については研究者の立場によって異なり

表 1 行動の分類と研究分野

A CLASSIFICATION OF BEHAVIOR

UNCONDITIONED BEHAVIOR

SIMPLE REFLEXES---PHYSIOLOGISTS PHARMACOLOGIST
 INSTINCTIVE BEHAVIORS---ETHOLOGISTS & COMPARATIVE
 PSYCHOLOGISTS

CONDITIONED BEHAVIOR

CONDITIONED REFLEXES---PHYSIOLOGISTS
 OPERANT BEHAVIORS---PSYCHOLOGIST & BEHAVIORAL
 PHARMACOLOGISTS

未だ決定されたものではなく、これが行動の生物学的研究の遅れた一つの原因でもあろうが、ここでは Thompson と Schuster (T. Thompson & C. R. Schuster, 1968) にならって、他の生物から観察の可能なある生物の効果器の活動であるとしておこう。行動の分類もいろいろとあるところであるが、表に示すように条件行動 conditioned behavior と無条件行動 unconditioned behavior に大別するのが便利と考える。無条件行動は非学習行動 unlearned behavior 或いは本能行動 instinct behavior とも言うことが出来るであろうが、歴史的には専ら生理学、神経薬理学或いは生態学の研究者によって、条件行動は行動薬理学、生理学の研究者によって夫々行なわれて来た。現代の代表的な行動科学者として、前者に属するロレンツ (K. Z. Lorenz, 1903-) を、後者に属するスキナー (B. F. Skinner, 1904-) を上げることが出来よう。1973年ノーベル医学生理学賞を得たロレンツの業績は輝かしいものであるが、定量性、再現性の必要な薬理学的研究にはなじまないものと言わざるを得ない。これに対してスキナー

一の創始した実験的行動分析は、一定の環境下における学習行動とは言えその優れた定量性によって、また1957年フィラデルフィアで創始された米国行動薬理学会に参加した研究者の大部分がスキナーの流れを汲んだいわゆるスキナリアン Skinnerians であったこともあつかつて、行動薬理学の研究に好んで用いられるようになった。この学習行動は、スキナーにしたがつてオペラント行動 operant behavior と呼ばれている。勿論、行動薬理学の対象とする動物行動は多くの異なる考えをもつ研究者によって研究されており、オペラント行動に限定されるものではない。またスキナーの行動分析は使用される用語、概念が特殊で分りにくいと言う声も多く聞かれるところである。その非難は確かに首肯させる一面を持っているが、本来スキナーの学風はきわめて記述的であつて難解な理論を含まず、他分野の研究者にも理解し易いようにも思われる。それだけにオペラント行動は単に行動薬理に限らずその研究と応用の範囲はきわめて広いものがある。以下にオペラント行動を規定する諸因子とその基本的手続について説明し、歯科医学、口腔生物学における応用について簡単に触れてみたい。

オペラント行動の学習過程はオペラント条件づけ operant conditioning と呼ばれるが、この条件づけが古典的条件づけと基本的に異なる手続きは、(1)動物は条件づけられるべき反応を生得的に少しでも有することが必要でこのことを反応レパートリー repertoire を持つと言いこのような反応をオペラントと呼ぶ。(2)古典的条件づけでは中性刺激と無条件刺激の対立提示が強化 reinforcement と呼ばれるのに対し、オペラントにおける強化は条件づけられるべき反応が生じたとき初めて強化刺激 reinforcer が与えられることを意味する。(3)試行の進行は反応生起と強化刺激の経時的提示に依存していることなどである。オペラント行動の分類はヒルガードら (E. R. Hilgard & D. G. Marquis, 1940) により報酬訓練、逃避訓練、回避訓練などに分けられて以来、いくつかの分類が提唱されているが、ここでは先づ陽性及び陰性強化刺激によって維持される2種類のオペラント行動に大別して述べることにする。

レバー押し行動の成立

陽性強化によって強化され維持されるオペラント学習の代表的なものは、餌によるラットのレバー押し条件行動であろう。図1に示した実験装置はスキナーの考案によるものでスキナー箱と呼ばれる。この箱

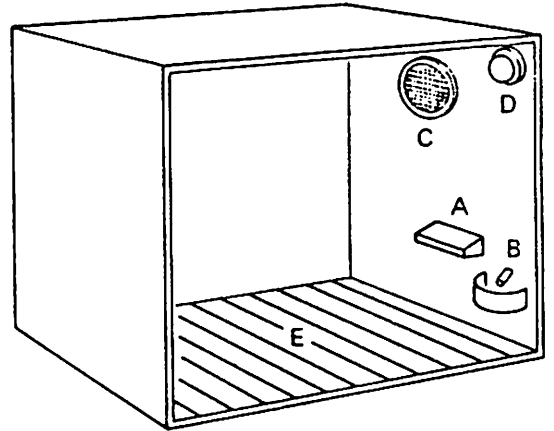


図1 スキナー箱

A—レバー、B—給餌口 (pellet cup)、C—スピーカー、D—ライト、C及びDはいずれも弁別刺激提示のために使用することが出来る。

の中に入れられたラットは環境に順応するまで探索を含む種々の行動を行なう。嗅ぎ回り、身づくろいなどはすべて先に述べたオペラントと呼ぶ行動レパートリーに含まれるものであつて、このような行動の現われる頻度を生起確率 probability of occurrence と呼び或いはオペラントレベル operant level と名づける。ラットによるレバー押し行動はオペラントの中では決して高くなく通常の状態ではごく偶然的な産物であるにすぎないので、このオペラントレベルを高め安定した行動基線 behavioral baseline を獲得するためには先行操作 antecedent manipulation が必要になる。この例ではラットを一定の飢餓状態に落ち込らせる、即ち飢餓動因 hunger drive を高めることは、自由摂食時の体重の85%まで体重を減少させるように食餌量を減少調節するか又は毎日一定時間にその日の体重の7~10%の食餌量を与えることによって達成される。これが表2に示したようにオペラント行動を規定する因子の1つである先行変数 antecedent variables の中、陽性強化刺激の除去 removal of positive reinforcer に相当する。このようなラットが更に速やかにレバー押し摂食行動を学習するために、実験者はラットがレバーの周辺でレバー押し類似のオペラントを発したとき素早くこれを強化するために固形餌を与えてやる必要がある。またレバー押しに前後して生ずるそれ以外の行動 lateral behavior は強化しないように注意しなければならない。このような操作を shaping または successive approximation と言い、すぐれて実験者の主観

表2 オペラント行動の実験的分析
オペラント行動を規定する諸因子(説明本文)

EXPERIMENTAL ANALYSIS OF OPERANT BEHAVIOR

1. ANTECEDENT VARIABLES
 - A. DEPRIVATION OF A POSITIVE REINFORCER
 - B. PRESENTATION OF A NEGATIVE REINFORCER
 - C. WITHDRAWAL OF POSITIVE REINFORCER
2. CURRENT STIMULUS CIRCUMSTANCES
 - A. UNIDENTIFIED STIMULI
 - B. DISCRIMINATIVE STIMULI
 - C. RECEPTORS STIMULATED
3. PROPERTIES OF BEHAVIOR
 - A. OPERANDUM
 - B. RESPONSE TOPOGRAPHIES
4. PEINFORCEMENTS
 - A. POSITIVE VS. NEGATIVE
 - B. SCHEDULING OF CONTINGENCIES
 - C. PRIMARY VS. CONDITIONED (SECONDARY)

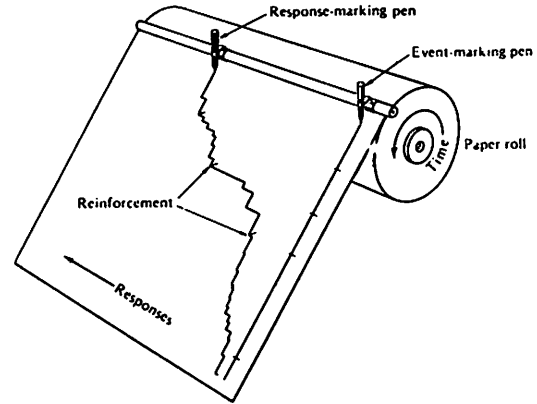


図2 累積記録計(説明本文)

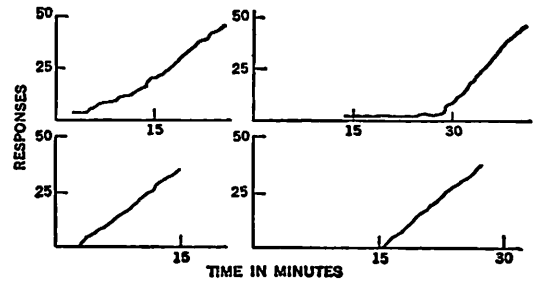


図3 ラットレバー押し行動の累積記録
(Ferster & Skinner, 1957)

的な判断に任される部分であって、簡明な記述の困難なところであるが同時に安定したレバー押し行動の学習々得の遅速に大きな影響を与える。Shaping 又は approximation の学習開始のステップとしての必要性は同時に、ラットはレバー押し反応と餌の関係、又は実験者の企図するところを学習しているのではなく、強化刺激が提示される直前の反応が強化されていると言うことを示している。学習行動のみならず、一般に動物の行動に際してはあくまで擬人的な解釈は避けなければならない。

スキナーは彼の行動実験で好んで図2に示したような累積記録計 cumulative recorder による記録を用いた。累積記録計は比較的ゆっくりした速度で流れる記録紙にペンが1回の反応ごとに一定のステップで立ち上がって記録して行き、更に強化刺激が提示されたときには斜めのマークが入るために、オペラント反応の頻度と強化の多寡、行動の安定性が視覚的にとらえられるように工夫されている。図3によって見ると、左上図の累積記録によって示される行動は反応頻度は高いが安定性に欠け、右上図ではラットはスキナー箱の中で最初の数分間はレバー押し反応を殆ど示さなかったことが分る。最も安定した記録は左下であることが視覚的に理解出来るに違いない。節食による動因

形成と shaping が適切であれば、30分~1時間のshaping 又は50個の餌提示のいずれかを毎日反復すれば遅くとも3~4試行で安定したレバー押し行動の学習が完成する。ラットによっては最初の30分で学習することもめずらしくないが、中には稀にスキナー箱の一隅で全く動かなくなり何日たっても学習せず止むを得ず実験を中止しなければならないものもあり、その原因はいろいろと推測されても結局は個体差と言わざるを得ない。このようにして学習を完成したラットをスキナー箱に入れてレバー押し反応にも餌を与えない様にすれば、ネズミのレバー押しは図の様にしばらくは続けられるがやがて減少して行きやがて全く反応は停止してしまう(図4)。これを消去 extinction と云い、翌日再び同じ状況で実験を再開すると前日と同様に反応は生起するがやがて消失し、何日かの消去過程ののちにはスキナー箱に於けるレバー押しは起こらなくなってしまう。

オペラント行動の属性

オペラント行動を規定する因子の中で、現在にいた

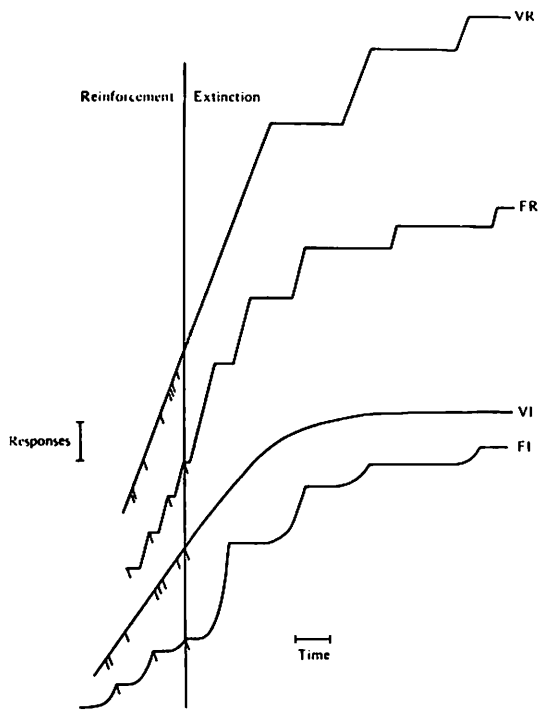


図4 各種間歇強化の累積記録と消去過程

るまで最も等閑に付されているのは行動属性 properties of behavior と云うべき表に示す性質である。レバー押し行動に関して言えばレバーの取り付けられてある高さ、その背面にセットされて給餌機 pellet feeder と連動するマイクロスイッチの開閉時の機械的性質などはラットのオペラントに最も適した高さ、最も開閉し易い強さでなければオペラントの生起頻度を高めることは出来ない。これをオペランダム operandum 又はマニプランダム manipulandum と言い実験器具の製作にあたって注意を要するところである。しかし最も重要な行動属性は個々のレバー押しに際して生ずるレバー押しの力 force emission, 持続時間, レバー押しに使用される筋群などであって、一括して反応トポグラフィ response topographies と呼ばれる。これ等が初期の行動研究においてそれ程興味の対象にならなかったのは、いわゆるスキナリアンの反応に対する見方が生起確率に、言い換えれば反応時間々隔に偏りがちで反応の dimensional な面を見るのが少なかったからと思われるが、レバー押しの力についてはノッターマンら (J. M. Notterman & D. E. Mintz, 1965) の詳細な研究が1965年に発表され、その他のトポグラフ

ィーも次第に研究がすすめられている (S. Shimizu et al. 1978)。薬物その他の各種の操作に対して反応トポグラフィの或るものは反応頻度より敏感であることが分かっている。また或る種の陽性強化スケジュール下で、ラットは先行する強化されたレバーのレバー押し持続時間にきわめて近い持続時間を持ったレバー押しを続けて行なうことが確かめられており、行動の時系列分析として興味がある結果が得られている。

陽性強化スケジュール

これまで述べて来た実験では、ラットは1回の反応ごとに1個の餌を与えられた。これは連続強化と呼ばれるもので行動研究ではそれのみで終る可能性はむしろ少なくなっている。強化と刺激の関係は心理学的には contingency と言う概念で論じられきわめて複雑な様相を呈するのでここではしばらくおくとしても、薬理学その他の医学生物学的研究の必要上からは連続強化も含めた強化スケジュールについての理解が望ましく、またこれはオペラントを規定する因子の中では最も中心的なものとも言える。表3に強化スケジュール schedules of reinforcement の主なものを挙げたが陰性強化スケジュールは後述することとし、陽性強化スケジュールを簡単に説明してみたい。

Simple Schedules: CRF (Continuous reinforcement) スケジュールは先に述べたように1回の反応ごとに強化される単純なスケジュールで、以下に記した FI, VI, FR の各スケジュールと共に次の DRL, DRH などの

表3 主なる強化スケジュールとその略語

SCHEDULES OF REINFORCEMENTS	
POSITIVE REINFORCEMENT	
CONTINUOUS REINFORCEMENT (CRF)	
FIXED INTERVAL (FI)	
FIXED RATIO (FR)	
VARIABLE INTERVAL (VI)	
VARIABLE RATIO (VR)	
DIFFERENTIAL REINFORCEMENT OF LOW RATE (DRL)	
WITH OR WITHOUT LIMITED HOLD	
DIFFERENTIAL REINFORCEMENT OF HIGH RATE (DRH)	
WITH OR WITHOUT LIMITED HOLD	
NEGATIVE REINFORCEMENT	
AVOIDANCE	
ESCAPE	
CONDITIONED EMOTIONAL RESPONSE (CER)	

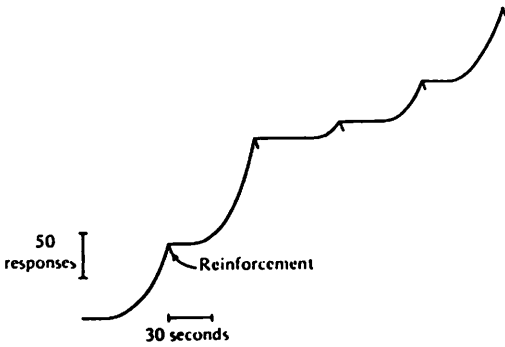


図5 FI-60secの累積記録

強化直後の反応の停滞と強化直前の反応の急激な増加が見られる。

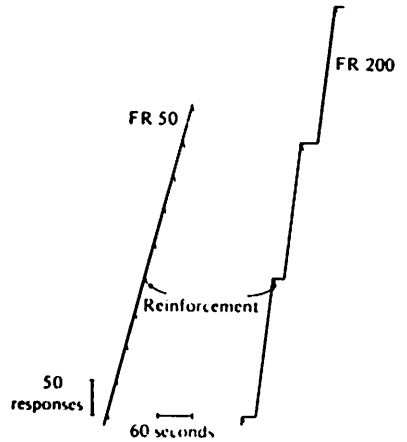


図7 FRスケジュールの学習曲線

FR-200では強化直後の反応停止が見られる。

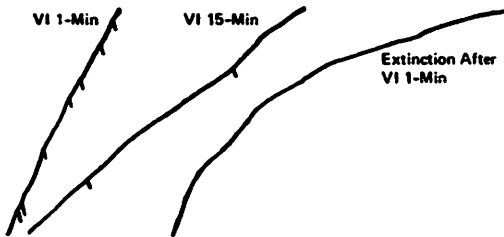


図6 VIスケジュールの累積記録

VI-1分とVI-15分の反応率の相違に注意、右端の累積記録はVI-1分学習ラットの消去過程を示す(Catania, 1979)。

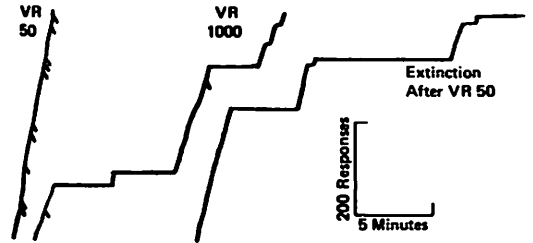


図8 VRスケジュールの累積記録

VR-1000におけるratio strainに注意せよ。説明本文(Catania, 1979)。

complex schedules に対して simple schedule と呼ばれ、また CRF 以外の4つは CRF の連続強化スケジュールに対して間歇強化 intermittent reinforcement スケジュールと一括される。FI と VI スケジュールは強化刺激の提示を時間の経過によって決定するもので FI では反応の頻度に関係なく一定の時間が経過しなければ強化されない。例えば図5は1分間の FI スケジュールであって、1分経過後の最初のレバー押しだけが強化される。このスケジュールでは反応頻度は強化直後は低く抑えられるが、時間の経過と共に頻度は加速度的に増加して居り、これを FI スキャロップ scalop と言い FI にのみ見られる特性であって動物の時間感覚に関係するとも考えられている。VI はこれに対して時間々隔は任意に設定され一試行が終了したときの平均時間々隔が例えば VI-60秒と言うように示される。VI スケジュールでは FI のようなスキャロップは見られず、略一定した反応率と適度な分布の反応間隔を示す(図6)。FR と VR のスケジュールは反応回数と強化を関係づけるスケジュールで FR は図の下の累積記録で見

るように強化後の短時間の反応休止とそのあとに来る直線的な高頻度の反応が特徴である。この2つの特徴は設定された反応回数が多い程著しい。VR は反応回数を VI と同様の手続きで変化させたもので FR と似た高い一定の反応頻度を示すが例えば VR 500 又は VR 1000 と言うような頻回の反応を要求されるときは ratio strain と呼ぶ反応の中断が随所に見られるようになる(図8)。これらの simple schedule は心理学的には単独で或いは組み合わせで学習行動の理論的分析に用いられる他、行動薬理的には向精神薬のスクリーニングとして又動物の運動能、食欲、時間感覚に及ぼす薬物の影響を見るために盛んに使用されている。

Complex Schedules: 表に挙げた DRL と DRH スケジュールの中で特に好んで薬理学的研究に使用される DRL について述べることにする。図9に示したスケジュールは DRL 12sec と言われるものである。これは今まで述べてきたスケジュールと性格を異にし、反対に反応の頻度を抑えようとする。すなわち先行する反応の

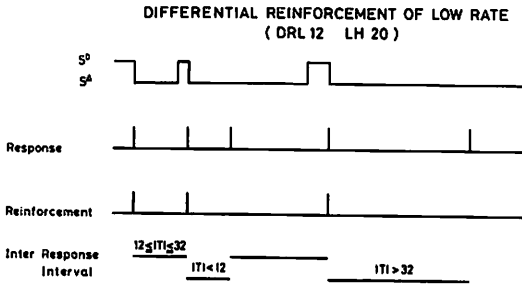


図9 DRL 12 LH 20 スケジュールにおける反応、強化及び反応間隔の関係
 S^0, S^A は夫々反応が強化される期間と強化されない期間を示す。

12秒後に生じた反応でなければ強化されず、12秒以内に反応が生じた場合タイマーはリセットされて更に少なくとも12秒後まで待たなければならない。このように反応が時間依存的な行動を temporal behavior とか timing responding などと呼んでいる。LH 20 は DRL 12 に更にもう一つの時間因子を加え、最終反応生起後12秒から32秒までの20秒間に生じた反応だけが強化される。即ち単なる DRL よりも一層時間弁別的であることが分かる。実験結果は反応間隔 (Inter Response Time) のヒストグラムで処理され、そのパターンの変化について考察されることが多い。DRL のみのときには設定した時間に近い反応ほど重みをつけて推計学的な処理を行なうこともある。DRL 或いは DRL LH スケジュールは外見上の行動様式の複雑さにかかわらず学習成立が余り困難でなく、反応の頻度が低く抑えられるので餌、水などを用いる陽性強化スケジュールとしては動物の飢餓動因が長時間持続するので薬物の時間効果が得られ易くまた薬物に対する感受性が鋭いので、特に向精神薬のスクリーニングに好んで用いられる。

DRL は反応が強化された直後に動物が更に数回反応を続発する burst と呼ばれる現象が生じ易く ITI (Inter-trial Intervals) のヒストグラムが二峰性を示しそのパターンの認識を困難にするのでいろいろの工夫がこらされた。図10に示した DRLL (Differential Reinforcement of Long Latency) もその一つで house light の点滅による弁別刺激を加えて burst を減少させている。しかし DRL や DRLL スケジュール下の動物は決して設定時間の間、一定の姿勢で待っているのではなく、スキナー箱の周囲を歩き回るとか、嗅ぎ回るとかのいわゆる lateral behavior を習得し易い。このような欠点を除き時間弁別学習を行なう目的で使用されるの

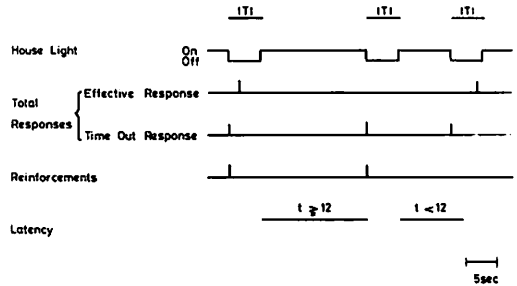


図10 DRLL スケジュールの反応-強化の関係
 強化された反応から12秒以上経過した最初の反応だけが強化される。強化ののち5秒間 House Light は消灯され、この間反応は頻発しない。

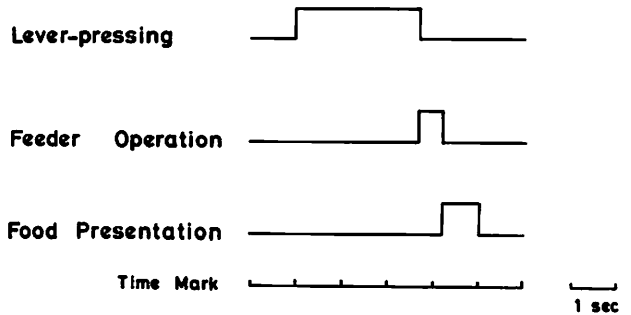


図11 RD スケジュールにおけるレバー押しと給餌機作動の関係を示す。
 この場合は2秒以上4秒までのレバー押し動作と動物によるレバー押しの解除が強化の条件である。

がRD (Response Duration) スケジュールである(図11)。動物はレバーを設定時間例えば2秒以上4秒までの2秒間押し続けレバーを離れたときに強化刺激が与えられる。これは先に述べたオペラントの行動特性を利用したスケジュールの一つでDRLなどに見られがちな lateral behavior は存在せず比較的単純な形で timing response を見ることが出来る。

陰性強化スケジュール

これまで述べてきたように陽性強化スケジュールは刺激の提示によってオペラントが強化されるものであったが、以下の陰性強化スケジュールは刺激の動物による能動的又は受動的な除去によって強化されるものを言う。

回避スケジュール： 図12に示したスケジュールは、Sidman avoidance と名付けるものでスキナー箱のステンレス製のグリッドの床に与えられる電気ショッ

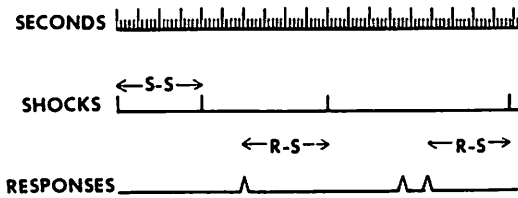


図12 Sidman avoidance の回避スケジュール (説明本文)

クはラットに対する不快刺激として作用する。

このショックソースは2つのクロックによって交互にコントロールされている。図に示すようにS-SとR-Sの2つである。Sは刺激、Rは反応、ここではレバー押し反応を現わし、ラットが最後に選択したものがRであればR-Sクロックが、SであればS-Sクロックが作動し、いずれも4秒後にはグリッドにショックを提示することとなっている。このようにしてラットのレバー押しはショック回避によって強化され、レバーを押すことによっていつまでもショックを回避することが出来る訳である。またラットがレバーを押して始めて除去される持続性のショックを基本として組み立てられた回避スケジュールや、ブザーや光刺激のショック前提示によって回避反応を生起させる弁別学習も行なわれている。

逃避学習： 逃避はこれに対して図13のような2つの接続するコンパートメントを持つ実験箱の片方にラットを置き、ショックの提示によって他方に逃避するスケジュールである。この変形で実験箱の中央にある棒に登り、適当な高さで投射されている光ビームをラットの体が遮断するときグリッドのショックが停止するいわゆるポールクライミング pole climbing も好んで使用される。このようにいくつかのタイプの回避と逃避反応は行動薬理においてもショックの遅延、停止に効果のあったレバー押しの頻度、回避成功率、逃避反応の生起頻度、逃避に要した時間即ち潜時 latency などいくつかのパラメータによって薬物と行動の相互作用を分析するためにシドマン以来多くの行動学者によって精力的に研究されて来た。陰性強化スケジュールによる学習実験の利点は、先行操作が特に複雑でないこと、条件づけが比較的簡単であること、きわめて長時間の実験に安定した行動基線が得られることなどがあげられよう。勿論この種の実験は生体に対してきわめて大きなストレスを与えるもので消化性潰瘍 peptic ulcerなどを発症することが稀ではないので、これを主目的とする精神身体医学の研究などにおける場合を除

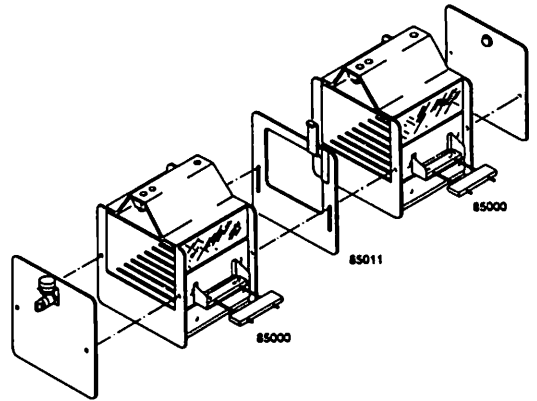


図13 逃避実験箱の分解図

中央で区切られた2つのコンパートメントの1方へ逃避するとショックは停止する。

いは実験動物の管理には十分意を盡さなければならない。

条件情動反応 CER： 陰性強化スケジュールの最後に上げた CER (Conditioned Emotional Response) について簡単に述べたい。例えば VI 2min 陽性強化スケジュールで安定した基線を示しているラットに3分間のブザーを提示しブザー終了直後に電気ショックを与えることとする。この手続きの最初の何回かの試行ではショックの間だけレバー押しは停止するだけであるが試行の進行と共にレバー押し反応の停止期間は延長しやがてブザー直後よりショック終了まで殆ど反応は見られなくなる。同時にラットは他のすべての行動を停止してショックの発現を待つように一隅にうづくまる。条件情動反応とか、条件抑制 conditioned suppression、不安 anxiety などと様々な名で呼ばれたこの現象に及ぼす抗不安薬 antianxiety drugs その他の薬物の効果は広範に研究されて来たところである。

オペラント学習の応用

以上心理学者ではない著者が、学問的な厳密さと知識経験の不足を承知の上で、オペラント行動と規定する諸因子のいくつかを中心に行動分析の原理と実際的な手法をそれが重要な役割を果たしている行動薬理との関りに触れながら述べて来たのは読者の何人かに自分の研究レポーターにオペラントを加える意図を動機づけられないかと目論んだからであるが、個々の薬物と行動の相互交渉については最早や紙巾が許さない

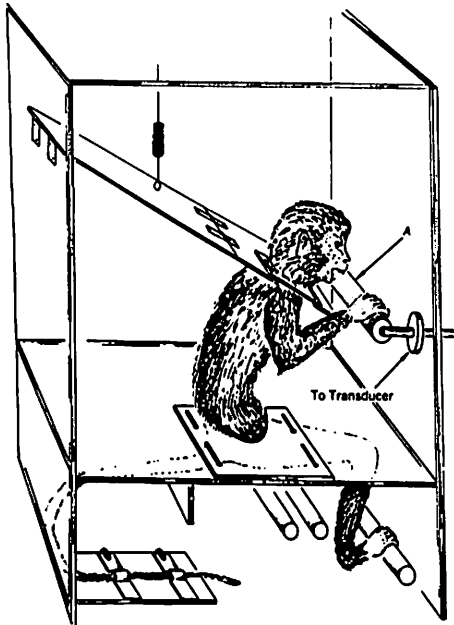


図14 Titrating 法によるサルの咬合力測定及び痛覚閾測定実験

ので、末尾に上げた成書を参照していただきたい。最後にオペラント行動の歯科医学、口腔生物学分野での応用について簡単に紹介、展望することとする。

小児の食行動障害の治療にオペラント条件づけ療法が奏効した症例が高山 (1981) によって本紀要の第1巻に報告されているように、臨床心理学、精神医学におけるオペラント行動療法は勿論、歯科臨床にも円滑な口腔治療のための動機づけなどと言う考えが何の抵抗もなく用いられるようになった。基礎研究では味覚の嗜好 taste preference, 回避 taste aversion の問題はリクター (C. P. Richter, 1939) 以来古くて新しい課題であるがなお研究の余地は、遺伝やインプリンティングとの関係などに十分残されていると考えられる。またスタンレイ (W. C. Stanley, 1972) とその共同研究者は CRF, 弁別, 回避等各種のスケジュールを駆使して新生仔犬 neonate dog の哺乳行動を詳細に分析した。

次に咀嚼行動の定量化実験を考えてみたい。図14でサルはチェアに固定され、尻尾も同じく固定されて電気ショックが与えられるようになっている。ショックが与えられたときサルの口の前にある柔らかいゴムで出来た棒を強く噛めばその力に応じて電気ショックの強さは減少するように設定する。棒を噛む反応が停止すれば一旦減少したショックの強度は次第に増加し

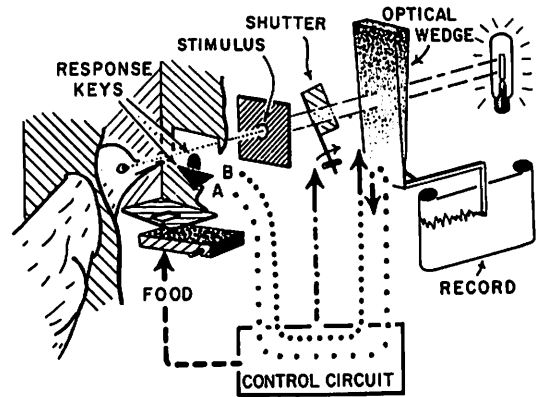


図15 オペラント行動によるハト光覚閾の測定 (Blough, 1958)

FR スケジュールで予備訓練を受けたハトは、キー-Aをつついて刺激光を弱め、閾値以下になったときキー-Bをつついて餌を得る。キー-Bは刺激光の増強と連動し、給餌後ハトは閾値上になった光刺激を弱めるために再びキー-Aをつつく (Blough, 1956)。

サルの尻尾に対する痛覚、不快感覚として再び刺激効果を発揮するようになる。この実験はサルの痛覚閾値を測定する効果的な方法であって一般に titrating 法と呼ばれるサルのみならずラット、マウス、ネコ、イヌハトなどの感覚閾値の測定に有効なもの (例えば図15を見よ。また D. S. Blough, 1958参照) であるが、この棒の中に圧力センサーを組み込みトランスジューサーに接続すればサルの咬合力の検出、したがって咀嚼に関与する組織器官に加えられる力は定量的に長時間に涉って測定記録出来よう。この実験はサルよりも手軽に扱えるラットのような小動物にも可能な実験手続きであり、先に述べた shaping と実験機器の形状によっては組織、器官の部位は更に特定が可能である。このようにオペラント行動は味覚などの感覚、摂食吸水などの口腔環境を中心とした行動、また実験動物への刺激とその反応の定量化等に広く応用されることが可能であり、将来一層その適用の分野が広がることが期待される。

引用及参考文献

- Blough, D. S., 1958: J. Exp. Anal. Behav., 1: 31-43
 Catania, A. C., 1979: Learning, Prentice Hall, N. J.
 Ferster, C. B. & Skinner, B. F., 1957: Schedules of Reinforcement, Prentice Hall, N. J.

- Glick, S.D. & Goldfard, J. ed., 1976 : Behavioral Pharmacology, Mosby Co., Saint Louis
- Hilgard, E.R. & Marquis, D.G., 1940 : Conditioning and learning, rev. by Kimble, G.A. 1961. Appleton Century Crofts, Inc. N. Y.
- Honig, W.K., 1966 : Operant behavior, area of reserch and application, Appleton Century Croftss, N. Y.
- Honig, W.K. & Staddon J.E.R. ed., 1977 : Handbook of Operant Behavior, Appleton Century Crofts, N. Y.
- Kimble, G.A. ed., 1967 : Foundations of conditioning and learning, Appleton Century Crofts, N.Y.
- Notterman, J.N. & Mintz, D.E. 1965 : Dynamics of Response, John Wiley, N. Y.
- Richter, C.P., 1939 : Endocrinology 24 : 367~371.
- Shimizu, S., 1977 : Pharmacol. Biochem. Behav. 6 : 141-143
- Sidman, M., 1955 : Science 122 : 925
- _____, 1962 : J. Exp. Anal. Behav. 5 : 271
- Stanley, W.C. 1972 : Oral Sensation and Perception, ed. by Bosma, J.F., Charles C. Thomas Inc. Springfield.
- 田所作太郎, 1980 : 薬物と行動, ソフトサイエンス社, 東京。
- 高山巖, 1981 : 鹿歯紀 1 : 22~25。
- Thompson, T. & Gralowski, J.G., 1972 : Reinforcement Schedules and Multioperant Avalysis, Appleton Century Crofts, N. Y.
- Thompson, T. & Schuster, R.C., 1968 : Behavioral Pharmacology, Prentice Hall, N.J.
- 梅岡義貴, 大山正編, 1966 : 学習心理学, 誠信書房, 東京。
- Weiss, B. & Laties, V.G., 1975 : Behavioral Pharmacology, the Current Status, Plenum, N.Y.

保存修復法の現状

川 越 昌 宜

鹿児島大学歯学部 歯科保存学講座

はじめに

歯は食物を細く咬み碎き軟化させ消化し易い状態にする機能の他に、発音や談話、顎骨の発育形成ないし顔貌の調和にも関係している。歯に齲蝕その他の疾患を起すと、当然咀嚼をはじめいろいろな機能に支障をきたすことになる。

齲蝕その他の疾患によって歯の硬組織に欠損を生じると、歯の硬組織には自然治癒能力がなく、病変は次第に深部へ進入し、やがて歯髓組織や歯周組織にまで達することになる。そこで歯の硬組織に生じたこのような欠損は、できるだけ早く病変の進行を制止し、歯の固有の形態や機能を回復させることが必要である。このような処置によって、病変の歯髓や歯周組織への波及を防ぎ、さらにこれらの組織の健康の保持、増進に役立つことになる。このような治療法が保存修復法である。

硬組織の欠損を伴う場合はもとより、硬組織欠損はなくても形態、機能及び外観を回復する必要がある場合にも、当然保存修復の対象となるが、齲蝕による欠損が最も多い。

歯の硬組織は前述のように自然治癒することがないので、罹患歯質を除去し、使用する材料に適した窩洞を形成し、必要に応じて窩壁や歯髓の保護対策を講じた後、人工的材料で欠損部を修復することになる。

修復用の材料としては、硬度、耐磨耗性、耐腐蝕性、温度膨張係数、色沢及び透明度などが歯質と類似しており、窩壁歯質と強く結合接着して歯質との間に隙間を作らない（微少漏洩のない）もので、口腔内で長期

にわたり安定しており、無害無刺激性であり、そのうえ修復操作の簡単な材料が理想的である。しかし残念ながら現在のところそのような理想的材料はない。

そこで修復物が長期にわたって機能を果たすことができるようにするため、次のような配慮が必要となる。

(1) 修復材料の選択

現在使用されている各種の材料はそれぞれ長所と短所をもっており、各症例ごとに最も適した材料を選択することが必要である。選択にあたっては審美的要求の強弱、咬合圧の程度、欠損の形と大きさ及び深さなどを考慮する。

(2) 修復物の保持に適した窩洞形態の付与

修復材料や修復法に適した保持形態を付与し、修復物の保持をはかる。

(3) 歯髓保護対策

有髓歯の場合には、修復材料（接着材料）自体の歯髓刺激や修復物を介しての温度的あるいは電氣的刺激などから歯髓を保護する。

(4) 修復物辺縁の封鎖

修復物と窩壁との適合性や接着性をはかり、修復物辺縁からの微少漏洩を防止する。

(5) 修復物周囲歯質の強化

弗化物などを歯質に塗布したり、あるいは修復材料に弗化物などを配合したりして、歯質の耐酸性を向上させ二次（再）齲蝕を防止する。

歯冠修復法の現状

現在臨床で広く応用されている歯冠修復法について、

成形修復、インレー修復、金修復の順に概要を述べることにする。

(1) 珪酸セメント修復 silicate cement restoration

審美的修復材である珪酸セメントは、1871年イギリスのFletcherによって開発されたが、操作性が悪く硬化物も脆弱で崩壊し易いなどの欠点があって、当時は余り使用されなかった。20世紀の始めになってドイツのAscher社が、Steenbockによる改良品を発売し、広く臨床に応用されるようになった。

歯に似た色調や透明性を有し温度膨張係数も歯質のそれに近く、しかも二次齲蝕の発生が少ないなどの長所を備えているが、経時的な変色、唾液への溶解性、歯髄に対する為害性及び収縮性など欠点が多く、レジン特に複合レジンの普及につれて現在では使用されることが少ない。

粉末は、シリカ SiO_2 とアルミナ Al_2O_3 が主成分であるが、その他に弗化カルシウム CaF_2 や燐酸塩などを含む。

液の主成分は正燐酸の約50%水溶液で、少量のアルミニウムや亜鉛などの燐酸塩を含む。

粉末と液を混和して使用する。珪酸セメントの硬化機構は複雑でよく分からないが、粉末粒子の表面が液に溶解され正燐酸ができ、pHの変化に従って珪酸ゲル構造が生成され、未反応の粉末粒子を包んだ形で硬化する。正しく混和されたものでは、珪酸ゲル部分が20~30%、未反応粒子部分が70%位といわれている。硬化時間は3~8分(37℃)である。理化学的耐久性に欠ける点があり、永久修復というよりむしろ半永久修復といえる。

(2) グラスアイオノマーセメント修復 glass ionomer cement restoration

グラスアイオノマーセメントは、1972年にA.D. WilsonとB.E. Kentによって開発された審美的修復材料である。別名ASPAセメント、alumino silicate polyacrylate cementとも呼ばれる。

このセメントは、珪酸セメントの粉末成分とカルボキシレートセメントの液状成分を組合わせたもので、カルボキシレートセメントと同様に歯質と物理化学的結合を起すといわれ、歯質や金属とよく接着する。色沢、透明度及び温度膨張が歯質に近く、歯髄に対する刺激が少ない。また粉末中の弗素イオンが修復物周囲歯質を耐齲蝕性にするといわれる。反面、硬化が完了するまでに水分に触れると性質が劣化することや溶解度が大きいなどの欠点を有する。

粉末はアルミノシリケートガラス(シリカ、アルミ

ナが主体)である。

液はポリアクリル酸の50%水溶液を用いていたが、最近ではアクリル酸とイタコン酸の共重合体の水溶液(約50%)を主体とし、それに少量の酒石酸を加えたものが使用されている。

粉末と液を練和すると、液中の水和した水素イオンが、アルミノシリケートガラス粉末表面を浸蝕し、粉末表面の陽イオン(Al^{3+} や Ca^{2+})は液のカルボキシルイオンと結合し、架橋構造の硬化物となる。

硬化時に水分感作を起すので、バーニッシュあるいはココアバターを修復物表面に塗り防水する。液を冷蔵庫のような低温室に保管しておく、ゲル化して粘稠になるので注意が必要である。

修復に用いる以外に合着や裏層などにも使用される。

(3) アマルガム修復 amalgam restoration

アマルガム修復の歴史は古く、既に約150年前にヨーロッパで行なわれた。その後英国や米国でも一部の人のによってアマルガムが使用されていたが、当時のものは粗悪でいろいろな問題点があり、米国歯科医師会では一時使用を禁止したこともあった。その後の改良によって、アマルガムは安価で、操作が簡単で、窩洞への適合性が優れていることが認められ、19世紀の終わりには金箔にかわる修復材料として広く使用されるようになった。アマルガム合金の微細化や組成の改良などによって良質の安定したものが得られるようになり、米国の1960年代の統計によると、臼歯部修復の約85%がアマルガム修復によるものといわれる。日本でも早くから取り入れられ、広く応用されて今日に到っている。

遅発異常膨張を起す原因が亜鉛であることが分かり、合金組成から亜鉛を除いた無亜鉛合金non-zinc amalgam alloyが作られ、合金の微粒化によって、銀の含有量を増量させることが可能になり、練和し易く物理化学的性能も向上した。球状合金は、混和する水銀量が少なく(合金:水銀=1:0.8)練和が早く、軽圧で填塞が可能でしかも窩洞への適合性に優れるなどこれまでのものに比べ性能が改善された。

材料の改良と共に、練和法も改善され、機械練和が行なわれるようになり、あらかじめ余分の水銀を加えて練和した後、過剰の水銀を取り除く従来の方法に代って、最初から適正混合比で合金と水銀を練和し、水銀を搾り出さずにそのまま填塞する低水銀混合法、いわゆるドライテクニック dry technicが行なわれるようになった。また、アマルガムの質の向上とpin保持法などの出現で、広汎な欠損の修復も可能となった。

高銅アマルガム high copper amalgam は、分散強化型アマルガムあるいはディスペースアマルガムとも呼ばれる。銅と銀の共晶合金を球状粉末とし削片型銀錫合金に対して約2倍を加えたもので、従来の合金に比べて銅の含有量が高い。このアマルガムは、これまでのアマルガムの欠点であった γ_2 相(Sn_{7-8}Hg)を消失させ(新しい化合物 Cu_6Sn_5 を作る)、機械的強度が増強すると同時に化学的にも安定した。これに対して、単に合金中の銅の含有量を10%以上に増加させたものも作られており、前者(混合型)に対して単一相型高銅アマルガムと呼んでいる。(銀60%、錫22~25%、銅10~13%その他)。混合型と同じような性能を示すといわれる。

このような高銅アマルガムにも、従来のアマルガムに比べて進行速度は遅いものの、腐蝕が認められ、また微少漏洩もあるという。

(4) アクリルレジン修復 acrylic resin restoration, direct resin restoration

審美的修復材料であるアクリルレジンとは、1941年にドイツのSchnebelのレジンで常温で短時間に重合硬化させる研究に基づいて、Kulzer社からPalapont S. H. という商品名で始めて発売された。続いてアメリカでもKadon(Caulk社)やReplica(Cosmos社)が発売され、1951年頃には日本でも数種の商品が市販されるようになった。

審美的修復材として利点も多く、一時は硅酸セメントと共に広く応用されたが、その内硬化収縮、寸法変化、窩洞からの脱離、歯髄刺激性、変色及び磨耗など多くの欠点が指摘され、殆んど使用されないようになった。

その後、硬化時の重合収縮を防ぐための筆積み法(塗布積層充填法、無圧填塞法)、保持形態の改良(円形穿下)、歯髄保護対策としての裏層法の確立などがなされた。また硬度や耐磨耗性が低く、温度膨縮が大きいという理工学的欠点を防ぐために、無機質のフィラー(シリカやガラスなど)を混入したり、また無機質フィラーをビニールシランなどで表面処理することによってレジンとの結合をはかるなどの努力がなされ、再び臨床で広く応用されるようになったが、臨床的に未だ十分満足できるものではなかった。現在では複合レジンの出現によって、審美的修復材料としての座を失ってしまった。

アクリルレジンとは、メチルメタクリレート(methyl methacrylate, MMA)と呼ばれるアクリル系のレジンである。即時重合レジンとも呼ばれる。

液はメチルメタクリレートの単量体(monomer)を主体とし、重合促進剤(activator, accelerator)として第3アミン(tertiary amine)、重合抑制剤(inhibitor)としてヒドロキノン(hydroquinone)などがそれぞれ少量加えてある。

粉末は同じ単量体を重合させた重合体(polymer)が主体で、重合開始剤(initiator)として0.5%の過酸化ベンゾイル(benzoyl peroxide, BPO)を含む。

粉末と液を混合すると、液中の第3アミンが粉末中の過酸化ベンゾイルを分解させ、ベンゾイルラジカル(遊離基, free radical)を生成して、これがMMA単量体(液)の重合を開始させる。

即時重合レジンで重合させるための起媒の方法にはいろいろな方式があり、上記のものは過酸化ベンゾイルアミン起媒方式といわれ、もっとも一般的なものである。この他に、パラトルエンスルフィン酸(p-toluene sulphonic acid)で重合させるスルフィン酸起媒方式もある。

(5) 複合レジン(コンポジットレジン)修復 composite resin restoration

即時重合レジンには前述のように、修復材としての理工学的問題点が多く、修復技法の改善と、無機質フィラーの混入及びフィラーの表面処理など、材料の改良が試みられてきた。1962年アメリカのBowenは、アクリルレジンとエポキシレジンの反応産物である新しいタイプのレジン Bis-GMA を開発した。そしてこのベースレジンと表面処理を施したフィラーとの結合をはかり、大量のフィラーを混入させることに成功した。その後、フィラーを大量に配合した強固な複合レジンの製品が続々と発売された。

これらの複合レジンとは、従来のアクリルレジンとは比較にならないほどの優れた物理化学的性質を有しており、硅酸セメントやMMAレジンに代って、現在では審美的修復材として確固たる地位を築いた。しかしながら、歯髄刺激性、歯質への接着性と辺縁封鎖の不良及び仕上げ研磨の困難性など多くの問題点が指摘された。最近では材料自体の改良と並行して、窩洞(窩縁)形態の改善、酸処理法の導入など、技法の改善が行われており、前歯部の審美的修復だけでなく、臼歯部にも応用されるようになり、ますます今後の発展が期待されている。

複合レジンとは、フィラーとレジンとから成る複合材料の1つである。

Phillips は、イ)ベースレジンとして Bis-GMA が使われ、ロ) 70%以上の無機質フィラーを含有し、ハ) フ

イラーが表面処理されておりベースレジンと強固に結合することの3条件を備えたものを、コンポジットレジンと規定したが、最近ではこの条件を備えていないが、複合材料としての特性をもった製品も多く、レジんに大量のフィラーを混入して、複合材料としての特性を備えたものを、すべてコンポジットレジン（複合レジン）と呼んでいる。

複合レジン、ベースレジン、フィラー、重合開始剤、重合促進剤その他からなる。

a) ベースレジン

現在市販されている複合レジンの多くは、Bis-GMAが使われている。これは、エポキシ系のビスフェノールA (bisphenol A) と、アクリル系のグリシジルメタクリレート (glycidyl methacrylate) との反応によって作られるコモノマー (comonomer) で、二官能性の熱硬化性レジンである。

b) フィラー

フィラーとしては、硬くて熱膨張係数の小さな無機質の石英、シリカ、硼硅酸ガラス (borosilicate glass)、リチウムアルミニウムシリケート (lithium aluminium silicate)、ハイドロキシアパタイト (calcium hydroxyapatite)、窒化硅素、二酸化硅素 (コロイダルシリカ) 等の球状、棒状、無定形の微細な粉末が用いられる。

これらのフィラーは、ベースレジンとの結合を強化するためカップリング剤 coupling agent で、表面処理が施されている。カップリング剤としては、ビニールシラン vinyl silane が最もよく使用される。

フィラーの粒度は、 ϕ 数 μm ~10 μm の範囲のものが主体であったが、最近では0.04 μm という超微粒の有機フィラー (コロイダルシリカ) を配合した製品もできている。

フィラーを大量に配合することによって、複合レジン of 重合収縮や温度膨張係数が小さくなり、また硬度も増大する。

c) 重合開始剤と重合促進剤

常温でレジン を重合硬化させるために、通常第3アミン (重合促進剤) と過酸化ベンゾイル (重合開始剤) が使用されており、過酸化ベンゾイル (BPO) アミン起媒方式である。第3アミンとしては、ジメチルパラトルイジンあるいはジハイドロキシエチルパラトルイジンが用いられる。重合開始剤として、トリ n ブチルボランを用いる方式のものもある。また、紫外線あるいは可視光線を照射して重合硬化させる方式のものもあり、これらのものでは、紫外線増感剤や可視光線

増感剤がそれぞれ配合されている。

d) 重合硬化反応

過酸化ベンゾイルと第3アミンの組合わせによる過酸化ベンゾイルアミン起媒方式では、MMA系レジンの場合と同様に、過酸化ベンゾイルが第3アミンによって分解され、ベンゾイルラジカルが生成され、これがモノマーの二重結合を開かせて重合硬化を開始させる。紫外線や可視光線照射タイプのもものでは、増感剤がラジカルを発生し、これがモノマーを重合させる。

e) 可視光線重合型コンポジットレジン

紫外線照射によって重合させるコンポジットレジン of 紫外線による人体への悪影響などの問題点を改良し、可視光線によって重合させるコンポジットレジンで、現在数種類が発売されている。

これらのレジン は、従来の練和して重合させるものに比べて、任意の作業時間が得られ、修復物形態の整形や窩縁溢出物の除去修正を行なった後で重合させることができる。窩洞が深く深部が重合不足となる場合や、填塞不足がある場合など、その上に盛り上げて積層充填ができる。練和を行なわないので、修復物に気泡が入ることが少なく、また練和不足による硬化むらがない。短時間 (20~60秒) の照射で重合硬化させることができる。硬化後直ちに修正、仕上げ研磨できるなどの長所がある。又紫外線照射タイプのものに比べても、人体への悪影響がない。紫外線より深部まで重合させることができる上、光の拡散により少しぐらゐの穿下なら重合させることができる。可視光線照射装置は、warming up の必要がなく、また連続照射が可能である、などの利点がある。

しかしながら、窩洞がある程度以上に深い場合には、深部まで重合させることができないので、分割して填塞しなければならない。金属製の光を通さないマトリックスが使用できない。また、光の当る表層部から重合硬化が起るので、エナメル質層部のレジン of 窩壁への密着適合は良いものの、深層部では重合収縮により窩壁や窩底に隙間を生ずる。さらに、積層填塞を行なうと、層間に気泡を生じ易い、などの短所がある。

f) 超微粒粒子フィラー配合の複合レジン (MFR)

これは研磨性に優れ、滑沢な研磨面が得られる新しい型の複合レジンである。

ベースレジンとしては、Bis GMA系あるいは urethane dimethacrylate 系のレジンである。MFR の最大の特長は、フィラーが従来のものに比べてはるかに微細な二酸化硅素 (コロイダルシリカ) の粒子で、 ϕ 0.04 μm 以下である。従来の複合レジンとはフィラーの配合の方

法が異なり、先ずフィラーをベースレジンモノマーに混ぜて重合硬化させ、それを微細に粉碎したもの（ブリ・コンポジット）をベースレジンに配合してある。このようなフィラーは、無機物と有機物との複合体となっているので複合フィラー、あるいはベースレジンと同質のポリマーであるということでは有機フィラーと呼ばれる。フィラーの含有量は、一般の複合レジンに比べて少なく、重量比で34~57%である。

このレジン最大の長所は、面が滑沢でありまた研磨し易く、滑沢な研磨面とすぐれた光沢が得られる点である。しかしながら、フィラーの含有量が少ないため、引張り強さ、吸水性及び温度膨張係数などの機械的あるいは物理的性質が、無機フィラー配合の複合レジンに比べてやや劣るといわれる。またこのMFRのベースレジンには、それ自体に歯質への接着性がないといわれており、辺縁封鎖の上からも酸蝕法を応用し、接着性の強化をはかる必要がある。

g) 新コンポジットレジン TMM(M)-Si₃N₄

これは最近開発されたレジンで、テトラメチロールメタントリメタクリレート(TMM-3M)とテトラメチロールメタンテトラメタクリレート(TMM-4M)を主成分とするベースレジンに、窒化珪素(Si₃N₄)とα石英がフィラーとして含有されている複合レジンである。水銀中毒及び環境汚染が心配されているアマルガムにかわる白歯冠修復用材料として開発された。

機械的強度は、従来の複合レジンに比べて優れており、アマルガムに比べても優るとも劣らないといわれる。歯髄刺激性や歯質への接着性は、従来の複合レジンと同程度であるが、耐磨耗性に優れている。アマルガムにはない歯質への接着性も備えており、白歯部歯冠修復材料としての期待も大きい。

h) 酸処理による接着力の増強

即時重合レジンや Bis-GMA 系複合レジン歯質に対する接着力は、浸水によって弱められ、ことに象牙質では殆んど接着を示さない。酸によってエナメル質表面を処理して、レジン接着性を高めようという方法は、Buonocoreによって1955年に始められた。

エナメル質表面を酸により軽く脱灰すると、エナメル質表層が表面に付着している削片とともに一層溶かされて、粗糙な新鮮面と微細な凹陥部（ポケット）ができる。このような処理面は、ぬれがよく、レジン微細な部分まで浸入密着していわゆるレジントッグresin tagを形成する。粗糙面形成により接着面積が増加したうえにレジントッグの嵌合力が働いて接着力が増加すると共に、辺縁封鎖性も向上する。またエナメル質だ

けなく象牙質でも、酸処理による接着性の向上が認められている。

複合レジン酸処理により、歯質への接着性が向上するが、複合レジン単独で使用するより、それぞれボンディング剤bonding agentを塗布した方が接着力は増大する。また、酸蝕したエナメル質に対する複合レジン接着力は、経時的な劣化や冷熱刺激の付与による劣化は認められないが、酸蝕象牙質ではともに低下する傾向がみられる。

TBB系MMAレジンであるエナマイト Enamiteは、未酸蝕象牙質に対しても接着性を示し、酸蝕によりさらに接着力は著しく増加するが、ボンディング剤を併用すると接着力は逆に低下するという。

エナメル質の酸処理は、エナメル小柱を横断したような面では最も凹凸の多い処理面が得られ効果的であるが、窩洞内壁エナメル質のようにエナメル小柱が縦断されるような面では、効果がかなり減退する。従って酸蝕法を応用する場合には窩縁斜面を形成して、エナメル小柱を横断する面をできるだけ広くし、保持の増強と良好な辺縁封鎖をはかる必要がある。

酸蝕用の酸としては、これまで乳酸、クエン酸及び燐酸など多くのものが試みられたが、現在では主として30~60%の正燐酸溶液が使用される。燐酸の作用時間は約1分が標準である。

接着増強材としては、プライマー-cavity primer(カップリング剤coupling agent)とボンディング剤bonding agentがあり、複合レジン充填の際に、それぞれ窩洞に塗布して修復物の接着を増強させる目的に使用される。

(6) メタルインレーmetal inlay, 鑄造修復cast restoration

19世紀後半になって陶材インレーに用いる金属マトリックスの中に結晶金を入れて取り出し、その中へ金銀を流し込んだマトリックスインレーが作られた。その後、窩洞に圧接したマトリックスと、窩洞表面に適合させたマトリックスを鍍着した中空の、ダブルマトリックスインレーも出現した。このようなインレーが作られるまでには、脱落した金箔塊をセメントで合着したり、模型上で作製したアマルガム修復物を窩洞に合着するアマルガムインレー法なども行なわれていた。

1907年、W.H. Taggartが、圧迫鑄造による金インレーの製作法を発表した。これが鑄造法によるインレーの始まりで、この方法は、広く普及した。その後鑄造法は、遠心鑄造法、吸引鑄造法、空気圧やガス圧鑄造法などが行なわれるようになり、鑄造金属の酸化を防ぐ

ために無酸素状態で金属の溶融を行なう方法なども行なわれている。

鑄造用金属としては、最初の頃は鑄造精度も悪く、辺縁封鎖をよくするためには辺縁の圧接を行なう必要があり、柔軟な金属である純金あるいは高カラットの金合金が使用された。その後複雑広範囲の窩洞の修復や橋義歯の橋脚として用いられるようになると、強大な咬合力に耐えるため硬質の金属が必要となり、鑄造法の精度の向上と相俟って、硬質の金属が使われるようになった。

金属の鑄造収縮を補うために、膨張埋没法、加熱膨張など埋没法も改善され、クリストバライト埋没材とアスベストリボンの使用によって鑄造冠はもとより橋義歯でも1塊鑄造 one-piece-cast が行なえるようになった。

a) 鑄造修復用金属

鑄造修復用金属としては、物理化学的性質や操作性の点で金合金が最も優れている。外国では一部を除きインレー用合金として、専ら高カラットの金合金が主流を占めているが、日本では経済的な面から代用合金がよく使用されている。

高カラット金合金の主体は、一般に金-銀-銅合金である。18K以上の高カラット金合金は、展延性にすぐれている。銅の含有量が多いものはやや硬く赤味を帯び、銀の多いものは柔らかく白っぽくなり溶融時の流動性がよい。

最近では日本でも米国の規準にならい鑄造用金合金を4つのタイプに分けているものもある。

タイプI (soft)：溶融点950~1050℃で展延性に富むが曲り易いので、単純窩洞のインレー用として使用される。熱処理ができない。金および白金族元素83%以上(20~22K)で銀の含有量が多く銅は少ない。プリンネル硬さ40~75を示す。最近では次第に使用されないようになった。

タイプII (medium)：咬合力の加わるインレー用(2級、4級、MOD、 $\frac{3}{4}$ 冠、鑄造冠)で溶融点は930~970℃である。金および白金族元素78%以上(19K以上)で銅を多く白金族を少なくしてあり、プリンネル硬さは70~100で熱処理が可能といわれ、よく使用される。

タイプIII (hard)：タイプIIよりさらに硬く溶融点920~950℃で、咬合圧の特にかかる部位や橋義歯などに適する。金および白金族78%以上(金と白金で18~19K)で、白金やパラジウムの含有量が多く硬い白金加金である。熱処理ができる。

タイプIV (extrahard)：主としてバー、クラスプ及

び床用に使用する。金の量を少なくして銅を多く加えてあり(金・白金族75%以上で18K相当)、熱処理が可能である。

鑄造修復用金属として性質の優れた白金加金が最近ではよく使用されている。

また最近、銅を含まないで、金55%、銀29%、パラジウム8.9%、白金1%及びインジウム0.1%のカップフリーの金合金(スタビロールNFⅣ)が開発され、従来の金合金に劣らない性質を備え、しかも毒性の危険が心配される銅を含まないということで注目される。

低カラット金合金(通常16K以下のもの)にパラジウムを添加すると、性能が著しく向上し、融点は高くなるが、鑄造修復用として使用できる。白金やパラジウムを加えると、金合金の硬さ、強さ及び熱処理硬化性を増大するといわれる。

日本では、保険医療用として14K金合金が使用されているが、これは貴金属の金の含有量を58.3%とし、これに銀、銅、亜鉛、アルミニウムあるいはニッケルなどを加えたものである。変色したり、機械的性質も十分でなく、操作性も悪い。J I S規格では第1種がインレー用である。

金銀パラジウム合金の金の含有量は、2%、5%、10%、12%と次第に増量され、現在では20%となった。保険医療用としても、金含有量20%以上、パラジウム20%以上、銀30%以上と指定されている。J I S規格第1種がインレー、クラウン用である。物理化学的性質や鑄造性などは、金合金に比べてはるかに劣るがその他の鑄造用合金の中では比較的すぐれた性質を有する。

その他の銀合金としては、上記の金銀パラジウム合金の他に、銀の含有量が60%以上のものが鑄造用として用いられる。錫、亜鉛、カドミウムあるいはインジウムを含有する。最近ではカドミウムが除かれているという。700℃以下の低温で溶融し、鑄造性がよく収縮が少ないが、一般に展延性に欠け縁端強度が低い。変色を起すこともある。

銀合金の耐変色性と機械的性質の向上のためにインジウムを加え、その含有量が20~22%のものは、口腔内での変色が少なく展延性があり、鑄造収縮率が小さく溶融温度が低く(600~700℃)鑄造性がよいなど、銀合金としてはすぐれている。パラジウムやニッケルの1%程度の添加によりさらに展延性その他の性質が向上するといわれる。

錫-アンチモンの合金である錫合金は、溶融点が約380℃、収縮率が非常に小さく鑄造性がよいなどの点で

一時盛んに使用されたが、機械的性質が劣り最近では余り使用されない。

黄色銅合金の中で歯科用のものは、銅52～60%、亜鉛40～45%のほかにアルミニウム、シリコン、ニッケル、クロム、コバルト及びインジウムなどを少量含有する。溶融点、機械的性質及び色調が金合金に類似している。一般に鑄造性は良く変色も少ないが、唾液への溶解性がある。アルミニウムを加えると黄金色を増すが、溶解時に酸化物となり点蝕孔を生じ易い。また亜鉛が溶解しても点蝕孔を起す。

白色銅合金は、銅50～60%、亜鉛35～45%、ニッケル10～15%のものが多い。硬く展延性に欠け、変色し易く、溶融点が高く鑄造性が悪い。インレー用としては不適當である。

鑄造用ニッケル-クロム合金は、最近ポーセレン焼付用合金として開発されたものである。クラウンやブリッジにも使用される。溶融点が1200～1300℃と高く鑄造収縮も大きい、物理化学的性質は優れているといわれる。

またコバルト-鉄-ニッケル (Co-Fe-Ni) 系合金は、コバルト10～30%、鉄10～40%、ニッケル40～80%の組成で適当な添加元素や合金を加えると、鑄造性や機械的性質の良い軟質の合金が得られ、耐蝕性もよく、鑄造修復用合金として期待できるという。

最近航空機や宇宙ロケットなどの材料として注目されている軽くて強く錆ないチタン合金を、歯科材料として応用しようと、ニッケルにチタンを加えたり、チタンに銅やニッケルを加えたりなどいろいろ研究されているが、溶融点が高く鑄造法の改善など問題も多く、歯冠修復用金属としては、まだ実用化されていない。

以上鑄造用合金について述べてきたが、最近の貴金属の著しい高騰を考えると、鑄造修復材料として金合金に近い性質を有し、鑄造性がよく、安価な代用合金の開発が望まれる。

b) 鑄造収縮の補償 (精密鑄造法)

歯冠修復に用いる鑄造用合金は鑄造収縮を起すので、これをいかに補償して適合のよい鑄造修復物を作るかが重要な問題である。鑄造体の表面や窩洞面は粗糙で微細な凹凸があり、原窩洞に対して全く膨縮変化のない鑄造物は、窩洞に挿入することがむづかしい。窩壁と鑄造修復物側壁との隙間が5 μ m以上であれば挿入することはできるが、合着に用いるセメントの抵抗力(20 μ m以下では極端に大きい)や合着力(20～40 μ mで最高値を示す)などを考慮すると、20～30 μ m程度が望ましい。しかし隙間がそれ以上広くなりセメント層が厚く

(50 μ m以上)になると、セメントの崩壊や溶解が起り易くなり、二次蝕蝕の発生や修復物の脱落を招くことになる。従って内側性インレーでは20～30 μ mの隙間を作るように小さく、外側性インレーではその分だけ大きくなるように膨縮変化を調節しなければならない。

鑄造修復物の膨縮変化に関与する因子は、間接法模型の膨張、蠟原型の収縮、埋没材の膨張及び金属の鑄造収縮であり、これらの膨張収縮量を集計すると鑄造修復物の原窩洞に対する最終的寸法変化量が分かる。

適合のよい鑄造修復物を作るため、一般に間接法作業模型の膨張と鑄型に用いる埋没材の膨張が利用されている。

イ) 模型材による鑄造収縮の補償

間接法蠟原型採得用の作業模型材として、石膏、硬石膏あるいは超硬石膏がよく使用されている。石膏の硬化膨張は0.2～0.3%で、硬石膏や超硬石膏はそれより少ない。また現用の印象材は一般に僅かに収縮するので、模型は印象材収縮分と模型材膨張分の合計だけ膨張することになり、鑄造収縮の補償にわずかに貢献する。

ロ) 蠟原型の収縮

加熱軟化して窩洞に圧入されたインレーワックスは、冷却するにしたがって収縮する。インレーワックスの熱膨張係数は350 $\times 10^{-7}/^{\circ}\text{C}$ と大きく、インレーワックスを溶かすような高温を加えると、収縮もそれだけ大きくなる。従って蠟原型にはできるだけ温度変化を加えないよう配慮すべきである。

ハ) 蠟原型膨張埋没法

インレーの鑄造収縮補償法として最初に考えられた方法で、蠟原型の収縮を補いそのうえ鑄造収縮の補償にも役立てようというねらいである。埋没時に蠟原型を加温膨張させて埋没しようという方法であるが、蠟型の加温による変形の危険性や膨張効果が不十分なため現在では行なわれない。

ニ) 石膏系埋没材による鑄造収縮の補償

鑄造修復用金属の鑄造には普通石膏系埋没材が使用される。

i) 埋没材の硬化(凝結)膨張 setting expansion

埋没材は硬化時に凝結膨張を起す。凝結膨張は石英埋没材、クリストバライト埋没材ともに0.3～0.4%である。これも鑄造収縮の補償にわずかながら役立っている。

ii) 埋没材の加熱膨張

埋没材は加熱によって加熱膨張 thermal expansion を起す。この膨張は硬化膨張に比べ膨張率が大きい。

クリストバライト埋没材の加熱膨張と石英埋没材の加熱膨張とは形状、大きさともに大きく異なる。

石英埋没材は温度の上昇に伴って徐々に膨張し、350～450℃で一旦収縮し、500～600℃で急激な膨張を示して600～750℃で一定（膨張率約0.8%）となる。

クリストバライト埋没材は、温度の上昇に従って始めは徐々に上昇するが、250℃前後になると急激な膨張を起し、400～800℃の広い範囲で一定した膨張量（約1.3%）を示し、石英埋没材に比べて大きな加熱膨張が得られる。

このようにクリストバライト埋没材は、400℃位の低温でも大きな加熱膨張が得られ、従って鑄造の温度範囲が広く、そのうえ金合金や銀パラジウム合金などの大きな鑄造収縮を十分補償することのできる理想的な埋没材である。鑄造用リングによって埋没材の加熱膨張を抑制することがないように、必ずアスベストリボン（石綿帯）を使用する。鑄造修復物の形状、大きさおよび使用金属によって、1重～5重にして使用するが、アスベストリボンにワセリンを塗布するかあるいは浸透させたものを用いると、埋没材の吸水膨張を防げる。また、混水比は埋没材の膨張に大きな影響を及ぼすので、常に適正な混水比で混和しなければならない。

iii) 埋没材の吸水膨張

埋没材の凝結時に水分を供給すると、凝結膨張が著しく増大する。これが吸水膨張 hygroscopic expansion である。水の供給法によって澆水法、加水（注水）法あるいはアスベスト法などがある。吸水膨張によって鑄造収縮を補償しようというもので、大きな膨張（約1.3%）が得られまた加水量によって膨張量が調節できるなどの長所があるが、リング内の位置によって膨張量が変り一定しないうえ、内部に蠟型を含んだままで埋没材だけを膨張させるため蠟型の変形を起すという。凝結膨張と加熱膨張だけで、鑄造収縮は十分補償できるので、加水膨張は必要でない。

c) 印象材の現状

印象材として現在よく使用されているのは、アルジネート、寒天、寒天—アルジネートの連合及び合成ゴム系の弾性印象材（ポリサルファイド系、シリコーンゴム系及びポリエーテル）である。

これらの印象材について精度、表面粗さ、操作性、安定性、弾性などの性質を比較すると、殆んどすべての点で合成ゴム系のものが優れており広く使用されているが、近時価格の高騰により、寒天印象や寒天—アルジネート連合印象がよく行なわれるようになった。

寒天—アルジネートの連合印象は、寒天印象の精度

とアルジネート印象の簡便さの両方の長所を生かし、欠点を除いた方法である。シリンジに入れて適温にした寒天印象材を被印象体やその周囲におき、これが硬化する前にトレーに盛ったアルジネート印象材をその上からすばやく圧接し、両方を同時に硬化させて印象を採得する。この方法はアルジネート印象材では困難なアンダーカットの印象も可能で、精度の点でも評価が高い。しかし両印象材の接着が十分に行なわれることが必要であり、またアルジネート印象のタイミングなど操作上の熟練を要する。

インレー修復の合着には、現在磷酸亜鉛セメント、EBAセメント、カルボキシレートセメント及びグラスアイオノマーセメントなどが使用されている。

カルボキシレートセメントは、歯質に化学的に結合し、歯髄に対して刺激性が少ないという特長をもっている。カルボキシレートセメントの粉液を練和すると、ポリアクリル酸のカルボキシル基(COOH)と粉のZnOのZnイオンとがキレート結合して、大きな立体構造の分子を作って硬化する。このカルボキシル基は単にZnとキレート結合するだけでなく、Caその他の金属元素とも結合するので、歯質の無機成分と強力に結合する。また歯質の蛋白とも結合するともいわれる。さらに金合金ではあまり期待できないものの、その他の代用合金とは強く結合するという。この合金類との結合は、キレート結合ではないという人もある。磷酸亜鉛セメントに比べて圧縮強さはやや劣るが、引張り強さはやや優る。歯髄刺激性が少なく、歯質との接着が強く水中でも接着力が低下しない。

(7) ポーセレン(陶材)インレー porcelain inlay

17世紀の中頃に既製陶材の栓子を前歯に填塞したのが、ポーセレンインレーの最初のものであるといわれている。その後、易溶陶材鑄造法、白金箔マトリックス焼成法、キャストマトリックス焼成法が行なわれ、ついで耐火性歯型上での直接焼成法と変遷した。

ポーセレンインレーは、硬度、耐磨耗性に優れ、唾液への溶解性や変色がなく安定しており、歯髄や歯周組織に対して刺激性がないなど多くの特長をもっている。しかし脆くて咬合圧など外力の加わる部分には使用できないうえ、製作操作が煩雑であり熟練を要するなどの難点も多く、また最近ではコンポジットレジンが出現して広く使われるようになったので、ポーセレンインレーはごく一部の人間によって応用されているに過ぎない。

(8) 金修復 gold restoration

金箔を窩洞に填塞して修復する方法は既に数百年前

あるいはもっと古くから行なわれていたという。窩洞に直接充填する金属としては、はじめは鉛が使用されたが、そのうち錫箔や非凝着性の金箔が用いられるようになった。19世紀になって凝着性の金箔や槌打法などが発表され、材質の優秀さも認められ、広く臨床に使用されるようになった。

金箔は物理化学的性質に優れ、窩壁への適合性がよく、またそのすぐれた縁端強さによって窩縁の保護や窩縁封鎖がよいなど多くの長所を備えている。一方、色調が歯冠色と合わない、電気や熱の良導体である。高価であることに加え、操作が煩雑で充填に長時間を要するなどの理由で、日本ではあまり使用されていない。

箔状、結晶状あるいは微粒状の純金を窩洞内に槌打すると、常温で鍛接され、次々に積み上げてゆき充填することができる。金は燐や硫黄のガスあるいは微細なホコリなどの付着によって凝着性(粘性)を失なうので、表面の清潔なものを使用する。燐や硫黄などのガスを吸着させて凝着性を永久に失った非凝着性金を窩底に充填し、その表層部は凝着性金で充填する方法がよいという人もあるが、非凝着性金は現在では殆んど使用されていない。金の表面に粘着性をそこなう物質が吸着するのを防ぐ目的で、あらかじめアンモニアあるいは炭酸ガスを吸着させ、凝着性を一時的に失なわせた半凝着性金は、加熱により再び凝着性を回復する。表面に汚染のない凝着性金は、そのまま凝着することができるが、空气中にさらすとガスや微細なホコリが付着して凝着性を失い易い。このような場合には焼還によって不純物を除去して使用する。

充填した金箔や金粉などの性質は、充填の方法や技術的差異などにより一定値が得られにくい。R.W.Ruleによると、金箔は鑄造した純金より高い硬度と引張り強さを示し、22K金合金の鑄造体に近い値である。またマットゴールドや金粉を金箔と比較した成績によると、使用した充填器具や充填方法の違いによる多少の差はあるものの、抗彎強さ及び硬さは、マットゴールドや金粉を単独で使ったものに比べ、マットゴールドと金箔を併用したものと金箔を単独で使用したものでは、明らかに高い値を示している。また密度についても同じ傾向を示す。これは金箔がマットゴールドや金粉に比べて粘性が勝っているからであろう。マットゴールドや金粉の充填には、手用充填より機械充填の方が良い結果を示している。

これらの成績から、窩洞に直接充填する金としては、金箔を単独で使用するのが最良である。操作が容易で、

充填が早くそのうえ強い充填圧が不要で患者の苦痛も少ないといわれるマットゴールド、金粉あるいは海綿金などを使用する場合には、これらを機械充填により窩洞の深部だけに充填し、表層部には金箔を充填する方法(金箔との併用)が良いということになる。

おわりに

現在臨床で広く応用されている保存修復法について概要を述べた。初めに書いたように残念ながら現在のところ未だ理想的な修復材がない。従ってその意味では理想的な修復法もないということになる。

しかし現在行なわれている修復法でも、金インレー修復や金箔修復には、20年以上にわたって修復効果を発揮しているものも多い。私自身の齶蝕の修復に用いた¹⁾の3級金インレーは既に30年経過しており、また歯冠破折の修復に用いた¹⁾の4級複合レジン¹⁾は10年近く経過した現在少し変色を起しただけで、ともに修復当時の状態を保ち異常を認めない。また当時学生で国家試験実地試験の患者に施した私のアマルガム修復が、材質的には劣るといわれている削片型のアマルガムを使用しておりながら、20年以上にわたって修復機能を果しているということを経年前に聞いた。このように適切な処置を行えば、材質的に耐久性が低いといわれているアマルガム修復や複合レジン修復でも、長期間にわたって修復価値を発揮しその目的を達成させることが可能である。そのためには勿論患者自身の口腔清掃など、齶蝕予防や再発防止の努力も必要であることは云うまでもない。アマルガムやレジンを用いた成形修復は暫間的であると考え、たとえ小さな欠損であっても始めから鑄造冠やジャケット冠にしてしまうというようなことが一部で行なわれている。歯冠を全部被覆してもその処置が適切でないと適合が悪く、歯肉炎、二次齶蝕あるいは脱落などを惹起することになる。充填、修復を安易に考えず、適材適所の修復法を慎重に行ない、その患者の生涯にわたって目的を達成できるように心掛けるべきである。

珪酸セメントは物理化学的性質が劣り、もっとすぐれた他の修復材の出現もあって、現在では殆んど使用されていない。

ガラスイオノマーセメントは、歯質に対して接着性を有し、水中に浸漬してもその接着力は低下しない。そして50%クエン酸によるエナメル質の前処理によって接着力は更に強化され、歯髄刺激性が少ないなどの長所を有しているが、反面感水作用や唾液溶解性など改

良の点も多い。

アマルガムは、ノン・ガンマ2といわれる高性能の高銅アマルガムがこれからの主体となると思われ、初期齲蝕の処置にもエナメル窩洞の応用で期待されている。しかしながら、水銀による環境汚染が水俣病以来社会問題となり、河川における水銀の排水基準値が5 ppb以下におさえられたことによって、歯科大学や大学歯学部附属病院の一部では、既にアマルガム修復を行っていないところがある。充填されたアマルガムによる患者への毒性については、口腔内に残存する水銀やアマルガム残渣さえ取り除けば問題はないといわれている。水銀中毒の危険性はむしろ歯科診療室の水銀による汚染にある。従って水銀蒸気を発生させないためには水銀の床などへの飛散を防ぎ、練和時にも水銀蒸気が発生しないような対策が必要である。そして手指による水銀との接触を避け、残渣アマルガムや余剰水銀の回収に努め、バキュームや排唾管に流入した水銀なども回収し、廃水への流出を防止しなければならない。

水銀の代りに人体に毒性が少ないガリウムを使ったものは、従来のアマルガムに比べて物理的性質に優れ、歯質への接着性もあるといわれているが、耐蝕性が劣りまた歯髄や歯周組織に対して毒性があるなどの欠点があり、臨床上使用できないという。

銅の代わりに10%以上の金を銀錫合金に加えた合金も作られたが、経済的な面もあり未だ実用化されていない。

アマルガムについては毒性があり、使用すべきでないという学者もある。近き将来アマルガムは使用されなくなり、他の修復法に代る可能性が高い。

複合レジンとは酸処理の応用によって歯質への接着性が一段と増大し、辺縁封鎖性も向上した。強度に関してもアマルガムに匹敵するものもある。フィラーの混入によって強度が増し、温度膨縮も減少したとはいうものの、金属やエナメル質に比べるとまだ硬度が低く、温度膨張係数も歯質の約2倍あり、歯髄に対する刺激性や研磨の困難性など今後の改善が期待される。

インレー修復の最大の欠点は、セメントによって合着しなければならない点である。セメントは口腔内で溶解するうえ強度が劣り咬合圧などの外力が直接作用すると崩壊する。従って合着用セメントとしては、歯質や修復物と化学的に結合し、物理化学的に優れた性質をもつものが望まれる。

金や白金など貴金属類の高騰に伴ない、鑄造用合金としてはもっと安価で物理化学的性質の優れたものが望

ましい。鑄造用ニッケルクロム合金が陶材焼付用として出現し、現在では鑄造冠やインレーなどにも使用され期待されている。

陶材インレーは、耐火性模型材による直接焼成法が行なわれるようになり、また低溶陶材の品質も向上してきたが、それでも築盛および焼成の操作や色調の調整など煩雑であり、あまり行なわれていない。

金箔は高価であり、修復操作がやや煩雑であるので、優れた修復材でありながらあまり使用されていない。現在の保険診療の下では保険適用外の陶材や金箔などを用いた修復は、経済的な面からもあまり行なわれていないと思われる。

齲蝕象牙質についてはこれまで着色脱灰など外観的に異常が認められる部分は、完全に除去すべきであるといわれてきた。最近では齲蝕象牙質でも、表層の脱灰や崩壊が著しく再石灰化が期待できない壊死層（第1層）は、完全に除去しなければならないが、深層のいくらか脱灰されてはいるが生活反応を示し再石灰を起す生活層（第2層）は、できるだけ残す方がよいという考え方がひろまってきた。この第1層と第2層の鑑別には、齲蝕検知液（染色液：caries detector）を用いる。

回転式切削機械は高速化され切削器具にダイヤモンドポイントやカーバイドバーが使用されるようになり、窩洞形成も容易になってきた。齲蝕象牙質の除去にも従来から回転式切削器具や手用器具類が使用されている。最近では齲蝕象牙質だけを軟化させる液（GK-101液）を加注しながら、スクラッチャー（切削具）で軽く掻き取ることによって、齲蝕象牙質第1層だけを除去し、とくに窩洞（箱型）形成や円形穿下などの保持を付与することなく、第2層の上に接着性複合レジン（クリアフィル）を充填する方法（GK-101システム）も行なわれている。この方法では、齲窩の開拓時の遊離エナメル質の除去やエナメル窩縁の修正だけに回転式切削器具を使用するだけであり、これまでのように歯の切削時の苦痛が殆んどない。現在は前歯部の修復に応用されているが、今後臼歯部の修復にも無痛の処置が期待される。

参考文献は紙面の都合で割愛させて頂きましたが引用させていただいた方々に対し、厚く御礼申し上げます。

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)鑄巣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

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。いづれにしても、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）。

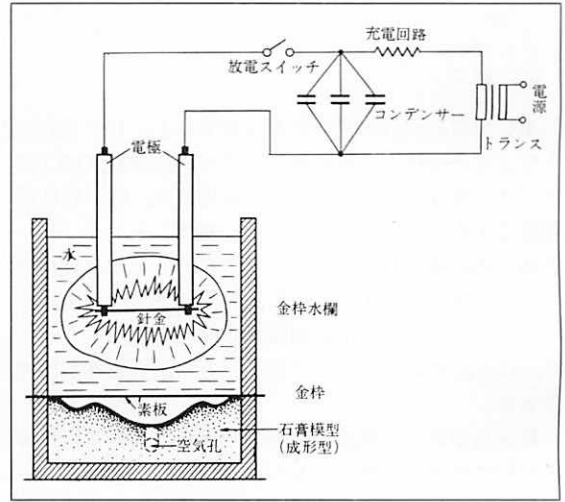


図2 原理

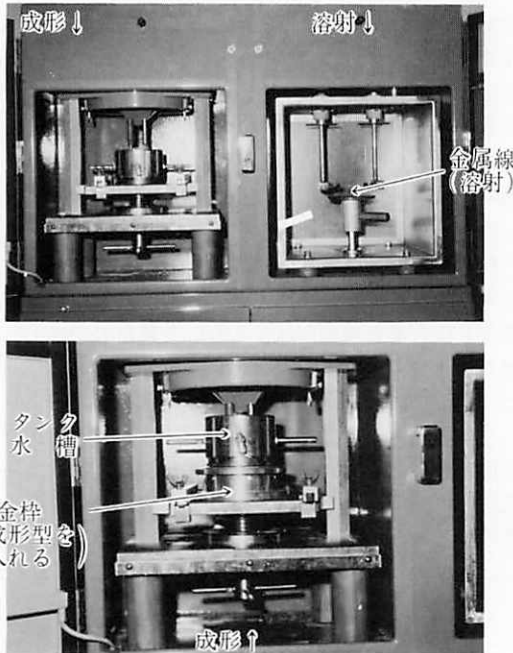


図1 導線放電爆発成形装置

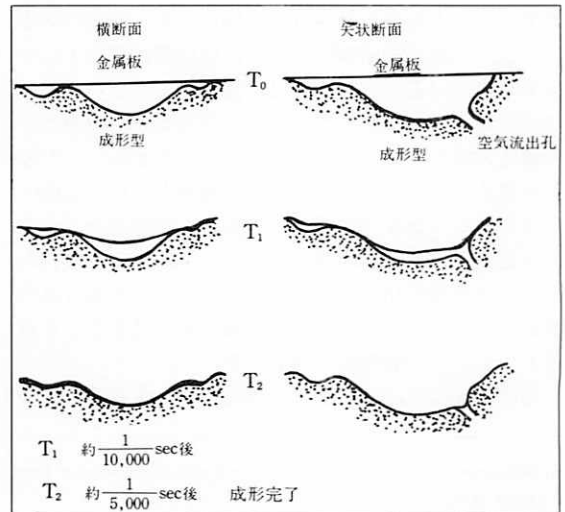


図3 金属板の成形過程

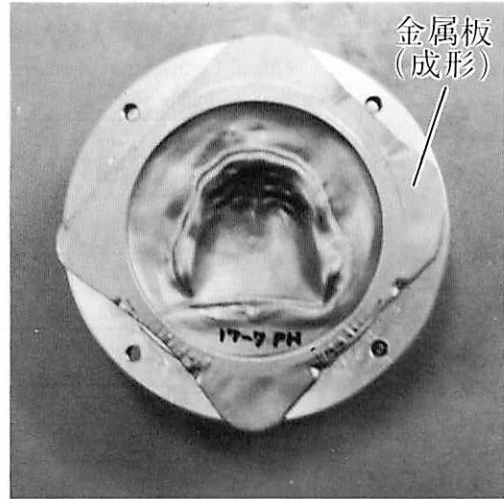


図4 成形型(左)と金属板の成形(右)

2) 成 形

(1) 成形型

成形型は歯科用超硬石膏で作る，母模型にリリーフ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

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棒(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り本法によって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

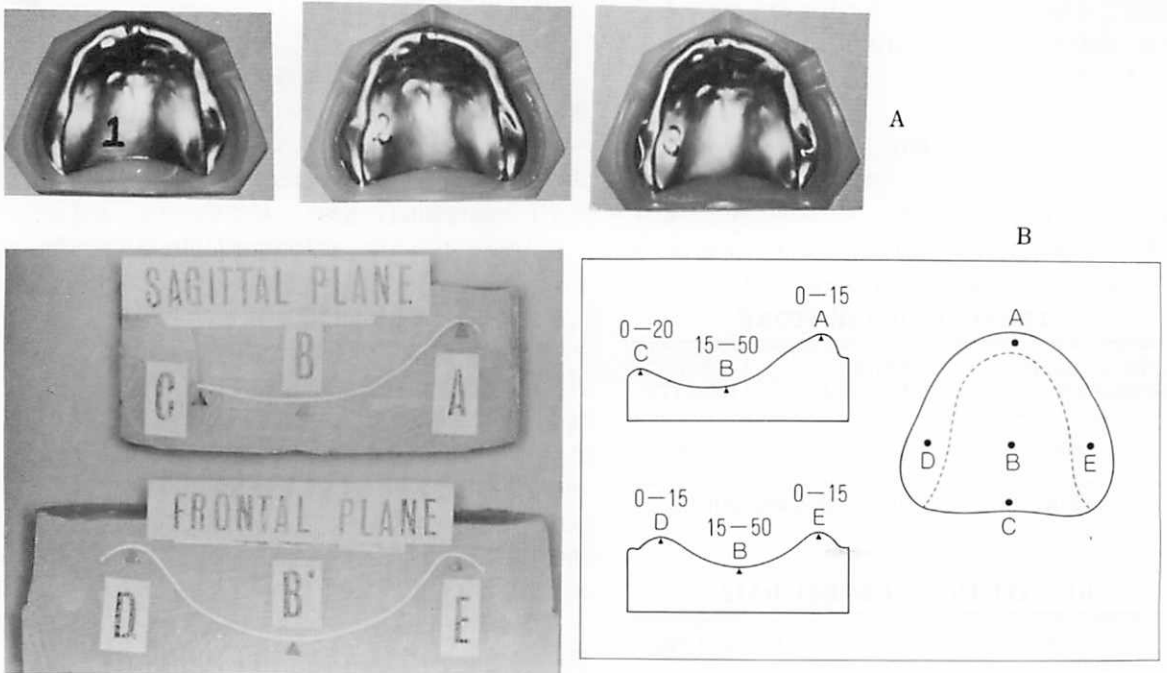


図5 A プラスチックの母模型に18-8ステンレス鋼板を成形したもの
B 矢状面、前頭面で切断し母模型と金属板の間隙(適合精度)を測定した試料
C 各部位における間隙

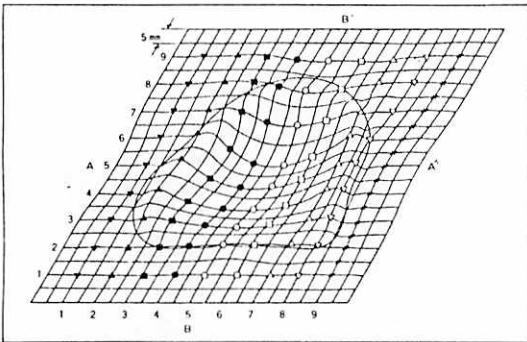


図6 金属板の変形量(のび,厚みの変化)の測定床(上)と変形量の測定部位(下)

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される。

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

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

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

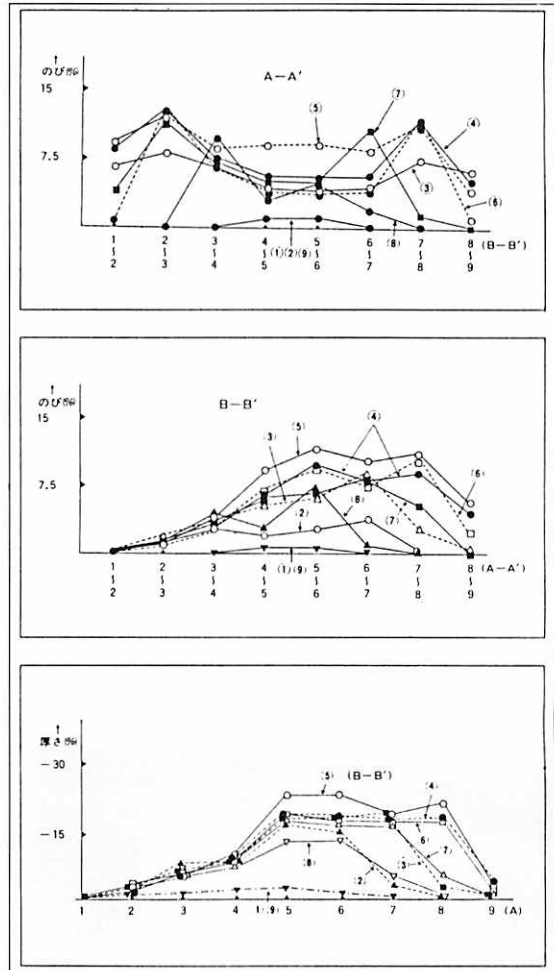


図7 金属成形板ののびおよび厚みの変化

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、レジンを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

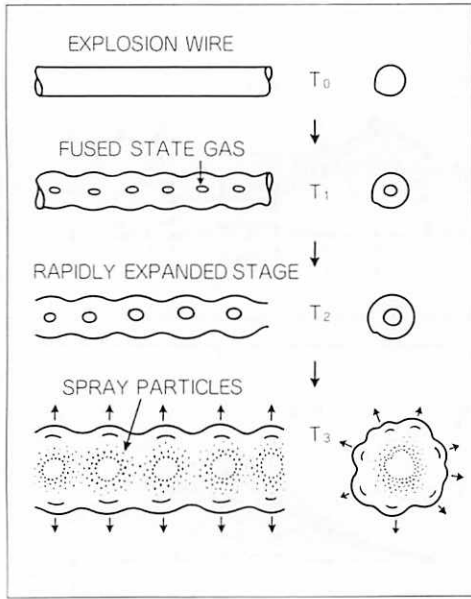


図8 金属線の溶射過程 (Tは時間)

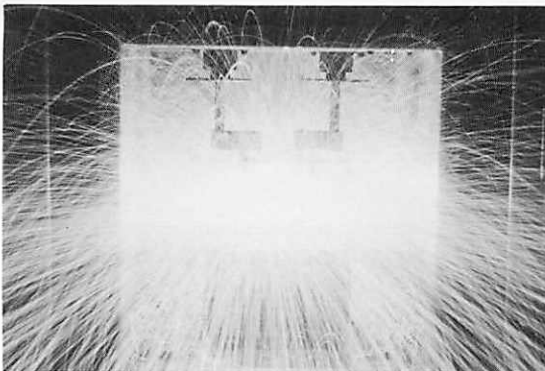
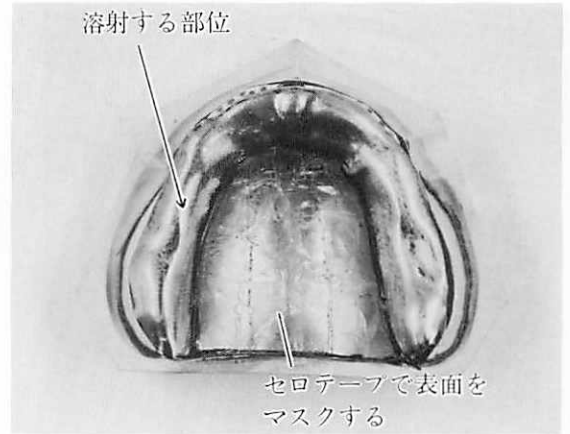


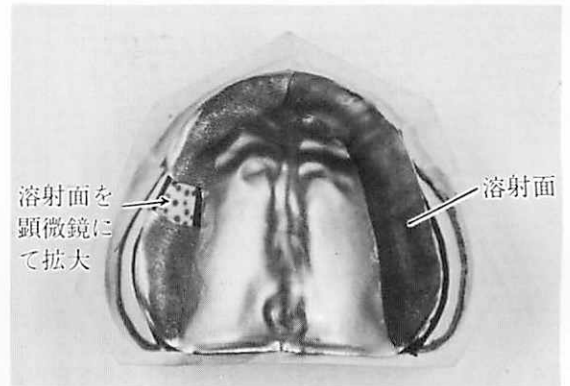
図9 タングステンワイヤーを放電爆発させ、タングステン微粒が飛散している

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 $20\sim 30\mu$ で最大になった。その値は $400\text{kg}/\text{cm}^2$ (剥離の場合)で、剪断では $170\text{kg}/\text{cm}^2$ 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

成形およびレジン維持部の溶射が終れば、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鏝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、大きさに作りうることが特長である。

図13は局部床義床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

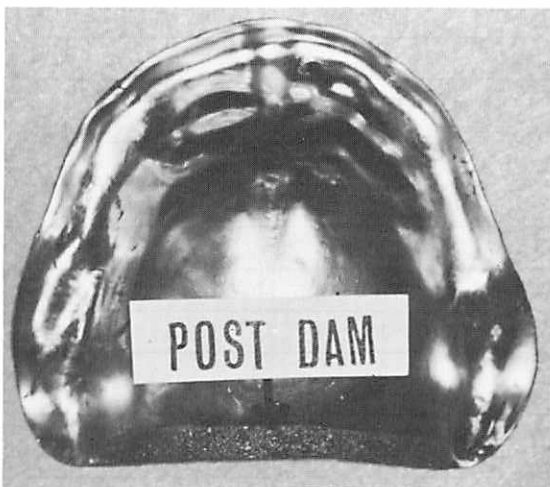
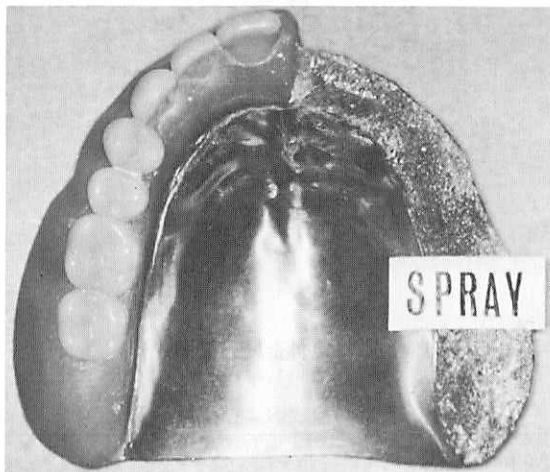
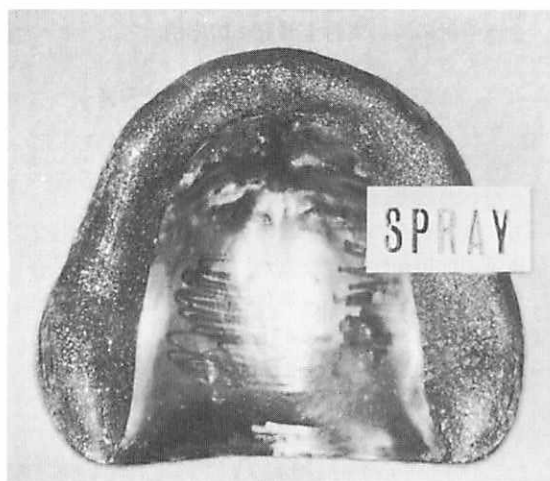


図12 上, レジンの維持装置としての溶射面
下, ポストダム

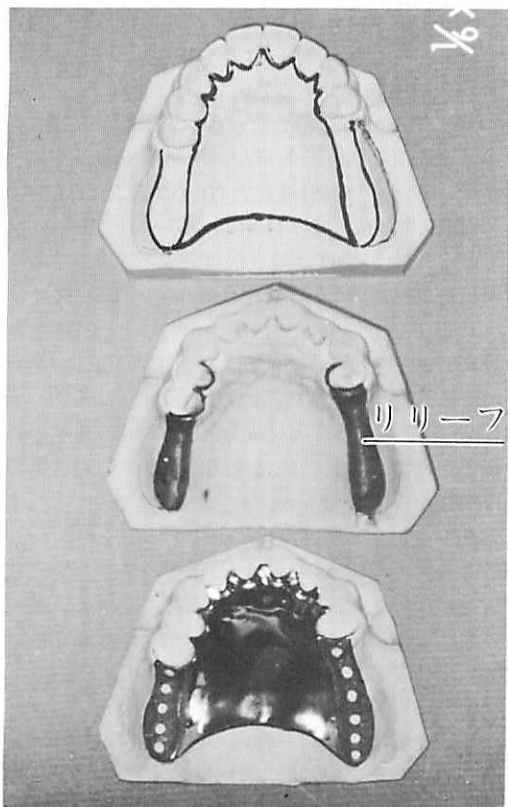


図13 局部義歯床の制作

4. 金属溶射の陶材焼付金属冠への応用

最近は、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

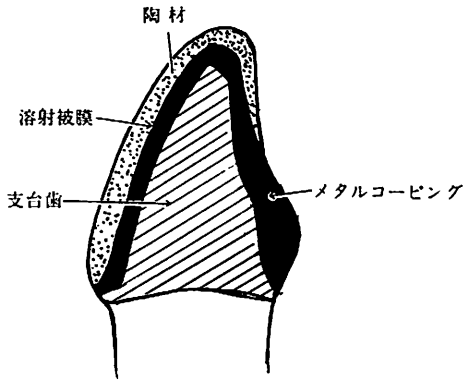


図14 陶材焼付金属冠の構成

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、貴金属系の劣である。

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50μF、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5~6μ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11wt%の同一濃度でAuが拡散している。Niの濃度は焼成前は75wt%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65wt%に低下した。しかし被膜中のNiの変化は大きく、最高62wt%を示した。Crは合金中で16wt%であったが、拡散層では12wt%となり、被膜では不均一で平均1.4wt%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2mm/minとし

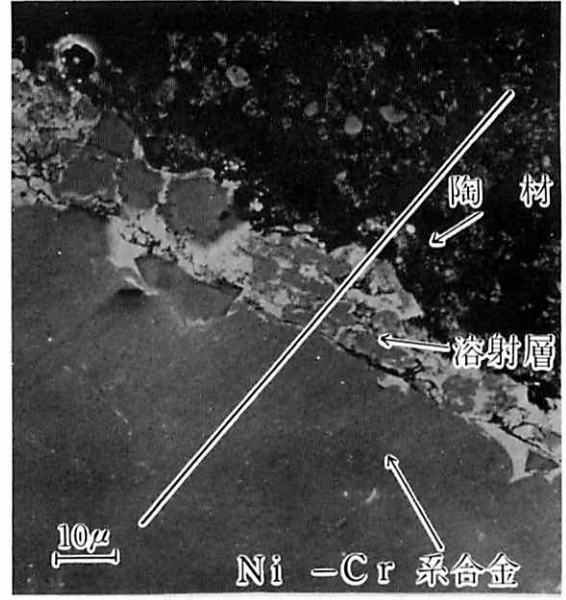
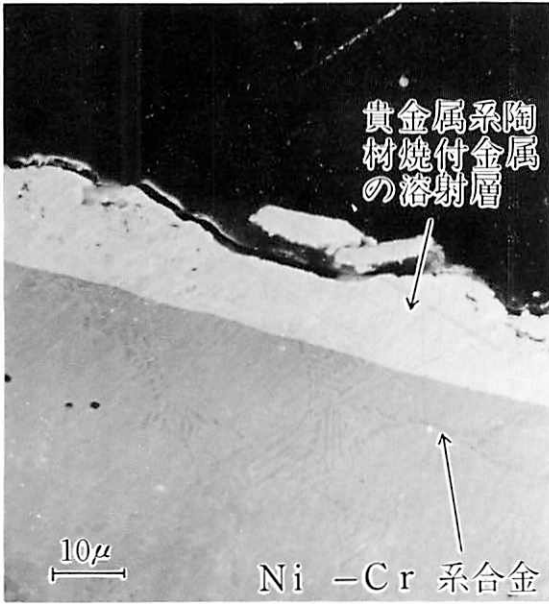


図15 A Ni-Cr合金（母材）に贵金属焼付金属を溶射した場合の断面の走査電顕像
 B 1010°CでAの金属に陶材を焼付けた場合の断面の走査電顕像

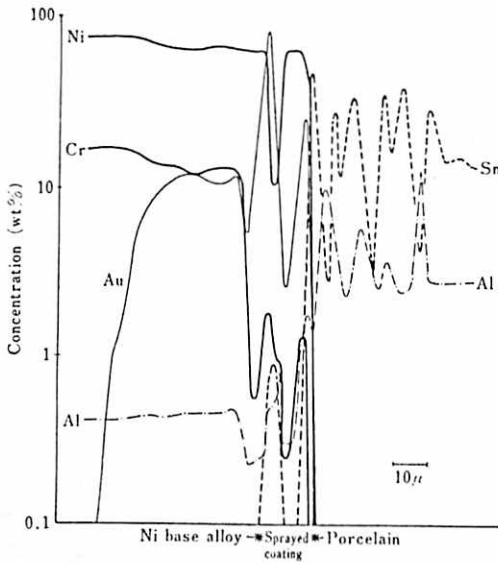


図16 図15Bの斜線上のX線マイクロアナライザーによる元素分析¹⁰⁾

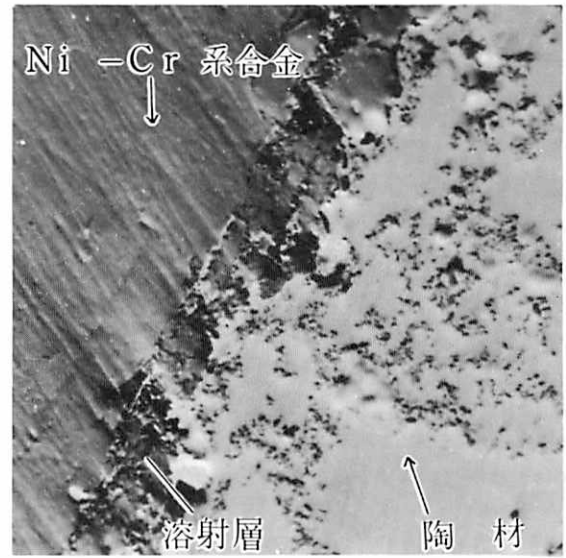


図17 Ni-Cr系合金-被膜(溶射層)-陶材の凹凸像

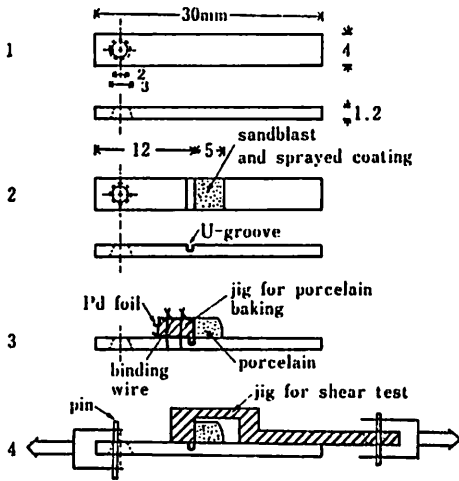


図18 剪断試験用の試料と試験器具

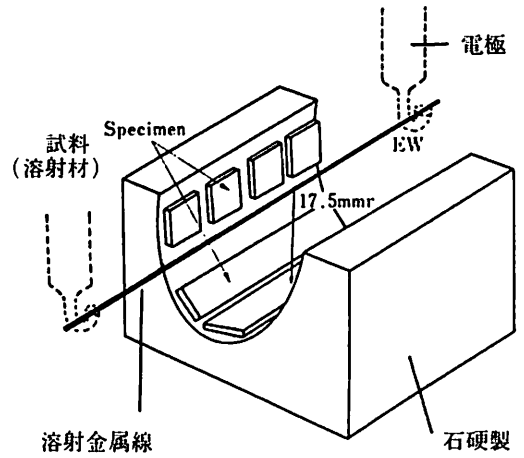


図19 被溶射物の保持器

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5μ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回の溶射に用いる金合金の重量は、1mmφ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 Gebissplatten 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

編 集 後 記

早いもので、本学部も開学部以来4年になろうとしている。この4月には、小児歯科学講座の開設を最後として当初の予定の18講座が完成され、一応の形が整うことになる。しかし、内部的には、人および諸設備など多くの面での整備は未だしの感をぬぐえない。昭和59年には、第1回生の卒業に合わせて、大学院の開設が予定されていることでもあり、この数年はとくにこれらの充実に努力し、学問的な成果の蓄積を計らなければならない。そのためにも、当面、本紀要が果す役割は大きいものがあると思われる。

この巻では、4名の先生方に、それぞれのご専門の領域の総説的な論文をお願いした。いずれ劣らぬ力作である。これが契機となって、学部内あるいはこれを越えて、活発な論議を呼び、狭い専門領域にとらわれない新しい視点の研究や教育の発端となれば、編集者として欣びにたえない。

