

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砕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が生じると、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、やがて歯髄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、病変の歯髄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髄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) 歯髄保護対策

有髄歯の場合には、修復材料（接着材料）自体の歯髄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髄を保護する。

(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 やリン酸塩などを含む。

液の主成分は正リン酸の約50%水溶液で，少量のアルミニウムや亜鉛などのリン酸塩を含む。

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珪酸ができ，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せて作ったもので，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パ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 $\frac{1}{2}$ 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凝固点であった 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、無圧充填法)、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 sulphinic 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と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

ィ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。

複合レジンには、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、複合レジンの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に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。

これらのレジンには、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い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。金属製など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の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（フリ・コンポジット）をベースレジんに配合してある。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。

このレジンの最大の特長は、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んに、窒化硅素(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 系複合レジンの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、レジンの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陷部（ポケット）ができる。このような処理面は、ぬれがよく、レジンは微細な部分まで浸入密着していわゆるレジンタグ 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タ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

けでなく象牙質でも、酸処理による接着性の向上が認められている。

複合レジンは酸処理により、歯質への接着性が向上するが、複合レジンを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の接着力は、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、効果はかなり減退する。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、複合レジンの填塞に際し、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、その中へ金鍍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℃で延展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。ブリネル硬さ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, ¾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、ブリネル硬さは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%のカッパーフリーの金合金(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。一般に铸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、溶融点が高くて铸造性が悪い。インレー用としては不適當である。

铸造用ニッケル-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℃と高く铸造収縮も大きい、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、铸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、铸造修復用合金として期待できるといふ。

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、溶融点が高く铸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。

以上铸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、铸造修復材料として金合金に近い性質を有し、铸造性がよく、安価な代用合金の開発が望まれる。

b) 铸造収縮の補償(精密铸造法)

歯冠修復に用いる铸造用合金は铸造収縮を起すので、これをいかに補償して適合のよい铸造修復物を作るかが重要な問題である。铸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铸造物は、窩洞に挿入することがむづかしい。窩壁と铸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。

铸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铸造収縮であり、これらの膨張収縮量を集計すると铸造修復物の原窩洞に対する最終的寸法変化量が分かる。

適合のよい铸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) 模型材による铸造収縮の補償

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、铸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 $350 \times 10^{-6}/^{\circ}\text{C}$ 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

インレーの铸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铸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铸造収縮の補償

铸造修復用金属の铸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。これも铸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漬水法、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方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、現在燐酸亜鉛セメント、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。燐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達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、空気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数年前に聞いた。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言うまでもない。アマルガムやレジンを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強い。

複合レジンに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機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的処置が期待される。

参考文献は紙面の都合で割愛させていただ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。