

[総説] 松本歯学 10 : 111~120, 1984

key words : 歯冠修復 - 合金 - 陶材 - 高分子 - 物性

歯冠修復材料の評価

高橋重雄

松本歯科大学 歯科理工学教室 (主任 高橋重雄 教授)

Evaluation on Crown Restorative Materials

SHIGEO TAKAHASHI

*Department of Dental Technology, Matsumoto Dental College
(Chief ; Prof. S. Takahashi)*

Summary

In recent developments of dental materials science, variable new or improved materials have been used for crown restorations. They include metals, ceramics, polymers and their composite materials. Dental alloys are classified into four types of gold alloys, gold-palladium-silver system alloys, silver-tin or indium alloys, chromium-nickel system alloys and chromium-cobalt system alloys for crown and bridge work. Dental porcelains and resins that include vinyl acrylics or dimethylacrylate, are used to provide jacket crowns and fusing or facing for crowns and bridges. Porcelain fused to metal restorations have been produced with several types of alloys containing precious metal or non-precious metal. Amalgams, silicate cements, unfilled self-curing resins, composite resins and glass-ionomer cements are available as filling materials.

Properties of crown restorative materials are desirable to simulate densities, specific heats, thermal conductivities, co-efficients of thermal expansion, compressive, tensile and bending strength and modulus of elasticity of the enamel or dentine. They must also be safe to corrosion, tarnish, and solubility, and to be tissue compatibilities.

From the standpoint of dental materials science, for crown restorations, composite resins should be used for class III and class V restorations, and precious metal system alloys fused with porcelain should be prepared on front teeth where esthetic appearance is of primary importance. In molars, the restoration should be provided with gold alloys or gold-palladium-silver system alloys.

Lately, Composite resins have been applied on class II and class IV restorations and chromium-nickel system alloys have been used widely to prepare crown restoration. But the former are one third and the latter are three times the elastic modulus of enamel. Both

are incapable of withstanding the strain to enamel caused by mastication. It seems to be effective that properties of restorative material are as similar to those of tooth structure. While the material has been decided on due to economical reason in many dental clinics, it must be applied from the standpoint of materials science.

はじめに

歯冠部の欠損、あるいは歯牙の欠如した部分を修復する方法は保存学的、あるいは補綴学的にいろいろな方法が適用されている。これらの歯冠修復材料は金属、高分子、無機の各分野の材料が使用されている。

金属材料は、古くから使用されている金合金に加えて、金銀パラジウム合金、銀合金、コバルトクロム合金、ニッケルクロム合金など組成から5種類に分類することができる。さらに、インレー、クラウン、ブリッジなどの修復方法による特性を考慮すると合金の種類は非常に多くなる。

高分子材料は、充填用あるいはジャケット冠用として即硬性レジン、および硬質レジンなど、メチルメタクリレート、ならびにその多官能誘導体を使用されている。

無機材料は充填用としてシリケートセメント、ジャケット冠用として焼成用陶材が使われている。

この外、高分子材料と無機材料、無機材料と金属、金属と高分子材料というような組合せで複合材料として多くの新しい歯科材料、および修復技術が開発されている。

コンポジットレジンは無機質フィラーを多量に混合することによってレジン充填材の性能を著しく向上させた複合材料である。また、歯質との接着を可能にしたカップリング剤の出現は、窩洞の形態などの、従来の G. V. Black の窩洞の分類と要約を大きく変えることができるような考えも生じている。同様なことは、アルミノシリカ粉末とポリアクリル酸水溶液を練和するグラスアイオノマーセメントにおいても考えられるところである。さらに、光重合システムによるコンポジットレジン製の製品化は充填修復を、確実に、容易に色と透明感を調和させる操作ができるようにした。

広い意味では、陶材焼付冠と硬質レジン前装冠も金属と陶材、あるいは高分子材料の複合材といえることができる。金属光沢と色は、陶材、あるい

は硬質レジンによって被覆され、天然歯の色調に置き換えられる。陶材を焼付ける合金は貴金属合金からセミプレシラス合金、ノンプレシラス合金にわたる多くの種類がある。

近年における高分子化学の進歩と複合技術の発展は、新しい歯科材料の開発を促進し、修復技術も多岐にわたるものとなってきた。それに従って、各歯科材料製造会社が発表する新製品は枚挙にいとまがないほどである。また、工業技術の向上は、歯科技工に新しい素材を導入してきた。チタン合金のような融点が高く、酸化されやすい合金でも、融解、鋳造が可能になり¹⁾、センサー技術とコンピューター制御による高速射出成形機は、ポリカーボネート、ポリサルフォン樹脂で修復物を作製できるようにした²⁾。

しかし、これらの新しい材料は歯冠修復材料の所要性質をすべてにわたって満足させているものではなく、ひとつひとつ理想の修復材料へ近づけるように研究がつつげられている。本稿は、多様化した歯冠修復材料について、歯科理工学的見地から評価を述べるものである。

歯科理工学的性質

歯科理工学的性質は歯科材料の物理的、機械的、化学的、生物学的諸性質、およびそれらの操作性が上げられている。歯科材料の考慮すべき物理的性質は、比重、比熱、熱伝導率、電気伝導率および色調があげられる。比重は材料の操作性と口腔内の装着感に影響がある。比熱は温度上昇を起こし易さを比較するもので、単位物質の温度を1℃上昇させるのに要する熱量で cal/g で表わす。熱伝導率は、熱を伝える速さで、断面1 cm²の物質で温度差1℃の時に、1 cm に1秒間流れる熱量で cal/sec/cm²として表わされる。熱膨張係数 α は温度 t 、および $t + \Delta t$ における長さを l 、および $l + \Delta l$ とすると、 $\alpha = \Delta l / l / \Delta t$ である。口腔内の温度変化は飲食物の温度によって生ずるもので、軟組織では20~50℃とされるが上下顎の対合歯の間の変化は0~90℃に達することもあり得

る⁴⁾。歯質および歯冠修復材料はこのような温度変化による影響を直接受け、歯冠部の寸法変化と、歯髄に対する刺激による弊害を防止しなければならない。電気伝導は異種金属間の電位差によって生ずる電気刺激の可能性を有するもので、金属材料は歯質無機材料、高分子材料より10~100倍の大きさである。色調は審美性を定める要素として重要である。歯列の自然観は天然歯の色調、透明性を再現することが望まれ、その回復は修復の目的でもある。

機械的性質は、咬合咀嚼機能に耐える強さが必要とされている。強さの測定は、かたさ試験、引張試験、圧縮試験、曲げ試験である。かたさは耐摩耗性と関連を有しているが、引張強さ、圧縮強さ、曲げ強さは破壊までの強さを示すものである。咬合関係を損う限界はむしろ降伏点、耐力、弾性限、比例限などであり、それらの比例限までの変形を示す弾性率である。修復物が破壊あるいは破折することは大きな問題であるが、咬合咀嚼状態を不能にする変形が小さな力で起こされた場合、その修復物の機能的破壊につながるものである。このような観点からは、機械的性質は、比例限、降伏点、耐力あるいは弾性限、および弾性率で代表されるべきであろう。その他、機械的性質の測定値は衝撃強さ、疲労、クリープ(フロー)、縁端強さなどがある。脆性のある陶材では、衝撃強さ、可塑性のあるアマルガム、レジン、コンポジットレジンにクリープ、フローなどの比較も必要である。

化学的性質は、金属の耐腐食性、無機材料の溶解性、崩壊性、高分子材料の吸水性、変色性、未反応モノマー含有量などの検討が行なわれる。歯科用合金の耐腐食性は合金元素の溶出と表面の変色の両面から検討される。歯科用合金の溶解腐食、シリカアルミナのリン酸ゲル、およびポリアクリル酸ゲルの溶解は、修復物の破壊を来すことになる。また、それらの溶出物および高分子材料の未反応モノマーは生体反応を起こす一因になる。また、酸化物の生成による合金の変色、食物残渣の沈着による高分子材料の変色は審美性を損なうだけでなく、局所の刺激を伴う場合もある⁵⁾。

生物学的性質は、局所の刺激による炎症、全身的毒性、アレルギー性、発癌性が問題になる。金属元素、あるいは化学物質の溶解による刺激、溶

解元素の体内吸収による症候の発現は歯科材料としての不適当である。金属のベリリウム、カドミウムはこうした見地から合金成分としての含有が認められていない⁶⁾。

操作性は、修復における充填操作、あるいは修復物作製の技工操作の可能性にかかる問題である。歯科材料の特徴の一つは、材料の取り扱いによってその性質が大きく影響をうけることである。取り扱いの難易度、術者の習熟度、患者および施術部位の状態によって、修復材料の性質は予期しない劣化を示す。例えば、アマルガム充填は、水銀含有量、水分、あるいは唾液の汚染、充填物の気孔率によって圧縮強さで50 kg/mm²から15 kg/mm²になる⁷⁾。また鑄造修復物は、鑄造時の偏折、鑄巣の発現による変色、腐食、破壊などの原因が考えられる。

以上のように操作性は歯科材料の性質に大きな影響のある重要な歯科理工学的性質ではあるが、術者の技術的水準に基づく性質であることから、本稿では歯科材料の性質の評価には特に加えない。

歯冠修復材料の所要性質

一般にものを修復する場合、同質の材料を使用することが原則である。そのような見地から考えれば、歯冠修復は、歯冠を形成するエナメル質、あるいは象牙質によって修復することが原則であろう。しかし現状では、エナメル質あるいは象牙質の再生はできないし、同質の材料で修復することもできない。そこで、歯冠修復材は修復操作ができて、すくなくともエナメル質、象牙質に類似した性質の材料が選択されることになる。表1はその基準となるエナメル質、象牙質の性質を示した⁸⁾。エナメル質および象牙質の性質は前歯部15 kgfから大白歯部60 kgfの咬合力に対して十分な強さとは考えられないが、歯冠の構造および形態によって材料力学的に耐圧できるように配慮されている。しかし、修復物の形状は、歯牙の構造と異なり、咬合力に耐える強度を必要とする。

また修復する歯牙が生活歯である場合、修復材料は口腔内の温度変化あるいは腐食、電流の発生による刺激から歯髄を保護する必要がある、物理的性質の数値はその基準を示すものである。

充填用材料

歯冠欠損部に窩洞を形成し、口腔内で充填操作のできる材料は、シリケートセメント、充填用即硬性レジン、グラスアイオノマーセメント、コンポジットレジン、およびアマルガムがある。これらの材料は技工操作を必要としないこと、きわめて短時間で治療を終了できることに特徴がある。

表2は充填用材料の成分を示した。基本的に、これらの材料は粉末と液を混合して5~10分で硬化させるか、コンポジットレジンのように粉末と粘稠度の高い液を混合しペースト状にしておき、添加した反応開始剤を、触媒あるいは紫外線あるいは可視光線によって活性化させ、硬化する材料もある。これらの材料は、いずれも室温あるいは口腔内温度で硬化反応を起こすことから化学的活性の大きな材料ということが出来る。表2はこれらの材料の成分を示したものである。充填用材料として応用され始めた順を示すならば、1826年にアマルガム、1907年にシリケートセメント、1930年代に即硬性レジン、1960年代にコンポジットレ

ジン、1970年代にグラスアイオノマーセメントになる。これらの、現在の製品は発表された初期の製品をいろいろな角度から改良している。アマルガムは合金のノンジンク化、合金粉末の微細化、切削合金粉末から球状合金粉末そして今日の高銅型アマルガム合金粉末、また混汞方法も乳鉢-乳棒から機械練和へと改善されている⁹⁾。シリケートセメントは、フッ化カルシウム、あるいはフッ化ナトリウムを粉末成分に加えることによって2次齲食の抑制に効果を上げ、粉末粒子の大きさによって色調、透明度の調整を行なった。コンポジットレジン発表されて以来約15年であるが、フィラーのシリカ粉末を微細化し、操作性を改善したこと、あるいは窒化スズ粉末の応用でかたさの増大、bis-GMA以外の多官能メタクリレート応用で強度を向上させた¹⁰⁾。さらに、ボンディング剤、カップリング剤および歯質の表面処理法の開発は歯質との接着を可能にし、窩洞形態の改革に発展させた。表3は、これらの充填材の性質をまとめたものである。アマルガムは熱伝導率、熱膨張係数などの物理的性質において歯質と一致しないが、機械的性質は、優れている。物理的性質はシリケートセメントがよく一致しているが、機械的強さでは引張強さ、弾性率などエナメル質に劣る。即硬性レジン、およびコンポジットレジンなど高分子材料を基質とする充填材は熱膨張率、弾性率がエナメル質と一致しないところに大きな欠点がある。グラスアイオノマーセメントの性質は測定されていない項目も多く、歯科用材料の製品化にあたって今後の問題として考えてみたい。

表1：歯質の性質

	エナメル質	象牙質
密度 (g/cm ³)	2.8	2.1
比熱 (cal/g)	0.18	0.28
熱伝導率 (cal/sec/cm ²)	0.0022	0.0015
熱膨張係数 (×10 ⁻⁶ /°C)	11.4	8.3
かたさ (Hk)	343	68
圧縮強さ (kgf/mm ²)	28	27
引張強さ (kgf/mm ²)	7.0	4.2
曲げ強さ (kgf/mm ²)	8	27
弾性率 (×10 ³ kgf/mm ²)	4.8	1.4

表2：充填用材料の成分

	粉 末	液
アマルガム	銀, スズ, 銅, 亜鉛	水銀
シリケートセメント	シリカ, アルミナ フッ化カルシウム	リン酸
即硬性レジン	ポリメチルメタクリレート 過酸化ベンゾイル	メチルメタクリレート ジメチルバラトルイジン
コンポジットレジン I	シリカ-bis-GMA (ペースト) 過酸化ベンゾイル	シリカ-bis-GMA (ペースト) ジメチルバラトルイジン
コンポジットレジン 光重合タイプ	シリカ-bis-GMA (ペースト) ベンゾインメチルエーテル	
グラスアイオノマーセメント	シリカ, アルミナ フッ化カルシウム	ポリアクリル酸水溶液

鑄造修復材料

歯科用合金による歯冠修復は、インレー、アンレー、3/4冠、4/5冠、全部被覆冠および加工義歯に分類することができる。今日では、歯科鑄造法が精密化し加工によるシェルクラウンの作製は補綴の教育実習の項目からも除外されている。したがって、表4、5、6は歯冠修復に使用される歯科鑄造用合金について、組成を示した¹¹⁾¹²⁾¹³⁾。表4は、高カラット金合金の組成を示した。タイプI~IVの分類は米国歯科医師会規格(ADAS) No.5鑄造用金合金の分類である。本邦においては、22K金合金、20K金合金に相当するのが、タイプI

の軟質金合金、タイプIIの硬質金合金であり、タイプIII硬質金合金、タイプIV超硬質金合金に相当するのが、いわゆる白金加金と称せられている。

表5は経済性を考慮した低カラット金合金、および健康保険材料として使用されている日本工業規格T6106歯科鑄造用金銀パラジウム合金の組成である。低カラット金合金は金含有量が40~50%であるが、耐腐食性に対する配慮からパラジウムを加え、貴金属含有量を47~67%としている。これらの組成は、銀合金の改良から出発した金銀パラジウム合金と、金合金の低廉化から発展した低カラット金合金の限界と対照的に示している。貴金属価格の高騰は、コバルト・クロム

表3：充填用材料の性質

	アマルガム	シリケートセメント	即硬性レジン	コンポジットレジン	グラスアイオノマーセメント
密度 (g/cm ³)	9.5~12.0	2.4	1.2	1.7~2.3	1.9~2.2
比熱 (cal/g)	0.033*	-	0.35	0.35	-
熱伝導率 (cal/sec/cm ²)	0.055	0.0018	0.0005	0.0015	-
熱膨張係数 (×10 ⁻⁶ /°C)	22~28	7.6	80	20~40	-
かたさ (Hv)	65~80	10~67	14~17	45~60	85~106
圧縮強さ (kgf/mm ²)	38~60	17~24	7~10	20~36	10~15
引張強さ (kgf/mm ²)	2.5~5.0	0.5~1.0	7~10	4.1~5.7	1.3
曲げ強さ (kgf/mm ²)	10~13	-	7~10	8~13	10~15
弾性率 (×10 ³ kgf/mm ²)	3.6~4.4	1.7	0.2~0.3	0.9~1.6	0.2~0.4

*水銀

表4：高カラット金合金の組成 (重量%)

	金	銀	銅	白金	パラジウム	亜鉛
Type I 軟質金合金	80~96	2~12	2~6	0~4	0~1	0~1
Type II 中硬質金合金	73~83	7~15	6~11	0~6	0~4	0~1
Type III 硬質金合金	71~80	5~13	7~13	0~7	0~2	0~2
Type IV 超硬質金合金	62~72	8~17	9~15	0~10	0~8	0~3

表5：低カラット金合金、金銀パラジウム合金および銀合金の組成 (重量%)

	金	銀	銅	パラジウム	錫	インジウム	亜鉛
低カラット金合金	35~60	20~33	11~31	4~12	-	-	1~3
金銀パラジウム合金	12	51~57	10~15	20~24	-	-	1~2
銀合金 I	-	65~73	-	-	6~12	0~10	8~13
銀合金 II	-	66~71	-	0~2	-	22~24	5~7

表6：市販コバルト・クロム・ニッケル系合金の組成 (重量%)

	コバルト	クロム	ニッケル	モリブデン	銅	その他
ニッケルクロム合金	-	10~14	75~78	-	-	Si
ニッケルクロム・モリブデン系合金	-	12~19	68~78	3~7	-	Mn Fe Si
ニッケルクロム・銅系合金	-	7~9	81~87	-	2~5	Fe Si
コバルトクロム・ニッケル系合金	2~21	14~23	51~62	4~6	2~3	Si Al
コバルトクロム合金	57~66	27~32	0~2	3~6	-	Mn Fe Si

一ニッケル系合金の応用へと使用範囲を拡大することになった。

表6は本邦における市販コバルト・クロム・ニッケル系合金の組成である。表の組成は、市販31種類の合金をX線マイクロアナライザーによって定量分析した結果を分類したものである。これらの非貴金属系合金は、いずれも溶解点が1200℃以上で、その鑄造修復物の作製は非常に困難である。しかし、高周波誘導による溶解、あるいはアルゴンアーク溶解のできる鑄造機の開発、高温埋没材の普及ならびに精密鑄造法の確立は、これらの合金による歯冠修復の実用化を推進することになった。

これらの合金の性質は表7、8にまとめた¹⁴⁾¹⁵⁾。各歯科用合金の比熱、熱伝導率、熱膨張係数は、無機および高分子材料と比較すると、0.03~0.1 cal/g、0.7~1.0 cal/sec/cm²(°C/cm)、13~19×10⁻⁶/°Cで比熱では10分の1、熱伝導率は約100倍となり、熱膨張係数は、無機材料と高分子材料の間にある。これらの性質は合金組成、ならびに合金状態による影響が大きく、無機材料および高分子材料との違いを特記しておきたい。

金合金の性質は、軟質、中硬質、硬質、超硬質および熱処理によって、かたさ、引張強さ、伸び曲げ強さが増大しているが、弾性率の増大傾向は小さい。これらの合金は、いずれも機械的性質において、エナメル質、象牙質より大きく、咬合力を一平方ミリメートルの単位断面積で受けたとしても十分に耐える応力を有している。かたさはコバルトクロム合金がエナメル質に近似しているが、他の合金はいずれも小さい。弾性率を比較すると、貴金属合金は8~10×10³ kg/mm²でpeyton、野本らの発表によるエナメル質の弾性率に近似しているが¹⁶⁾¹⁷⁾、コバルトクロム系合金、およびニッケルクロム系合金は、約2倍である。咀嚼時に生ずる咬合圧の応力は必然的に弾性限以下の大きさであり、歯質より合金の弾性率が大きいことは、咬合時に生ずるひずみが、歯質より小さく、歯根膜負担を大きくするものと考えられる。コバルト・クロム・ニッケル系合金による歯冠修復は顎関節症を誘発するといわれているのは、このような物性に原因するものと推察できる。歯質に類似した性質の合金の使用は、歯冠修復の予後を良好にする大きな要因といえよう。

表7：歯科用合金の性質

	軟質合金	中硬質合金	硬質合金		超硬質合金	
			軟化	硬化	軟化	硬化
密度 (g/cm ³)	15~17	15~17	15~17		15~17	
比熱 (cal/g)	0.031*	—	—		—	
熱伝導率 (cal/sec/cm ²)	0.710*	—	—		—	
熱膨張係数 (×10 ⁻⁶ /°C)	16~19*	—	—		—	
かたさ (Hv)	40~75	70~100	90~140	120~150	130~190	200~250
圧縮強さ (kgf/mm ²)	—	26	—	—	41	97
引張強さ (kgf/mm ²)	26	35	36	54	49	79
曲げ強さ (kgf/mm ²)	—	50	—	—	76	134
弾性率 (×10 ³ kgf/mm ²)	7.8	7.8	7.8	8.3	9.8	10.3

*Au 参考値

表8：歯科用各種合金の性質

	銀合金	金銀パラジウム合金		ニッケル クロム合金	コバルト クロム合金
		軟化	硬化		
密度 (g/cm ³)	8~10	11		7.9~8.5	8.3
比熱 (cal/g)	0.056*	0.056		0.105**	0.099***
熱伝導率 (cal/sec/cm ²)	1.006*	1.006		0.13	0.17***
熱膨張係数 (×10 ⁻⁶ /°C)	16~24	17~19		17.6	18
かたさ (Hv)	95~140	140~190	200~250	119~270	260~360
圧縮強さ (kgf/mm ²)	32~48	103	106	—	—
引張強さ (kgf/mm ²)	10~40	66	83	33~69	67~87
曲げ強さ (kgf/mm ²)	32~70	120	132	—	—
弾性率 (×10 ³ kgf/mm ²)	4.9~6.3	8.2	8.7	22	20

*Ag **Ni ***Co 参考値

チタン合金は現在実用化にむけて開発研究がつづけられているが、化学的にも機械的性質においても期待がもてる材料である¹⁹⁾。

銀合金は、銀—スズ系合金と銀—インジウム系合金があるが、化学的性質も機械的性質もいずれも十分に満足すべき水準ではない。耐腐食性は成分の溶解は生じないが、変色することが難点とされている。

ジャケット冠および前装歯冠

審美的歯冠修復方法として、陶材あるいは硬質レンジ前装冠、およびこれらの継続歯は、単独にあるいは架工義歯の支台、ポンテックに使用されている。

陶材は、1789年に人工歯として使用され始め、陶材ジャケット冠が作製されるようになっていたのは1885年とされている。陶材を金属に焼付ける方法は、Pierre Fanchardによって18世紀に報告されているが、今日のような陶材金属冠は、1889年、焼成炉を開発した Charles H. Land によるとされている。しかし、それが一般に広く使用され始めたのは、合金を製品化した1950年代である。陶材の主成分は長石と石英であるが、一般の陶器は、陶土が主成分である。陶材は歯質の色調と一致させることができる点、金属にはない特性がある。焼成用陶材は、操作を容易にするため、焼成

時の収縮を小さくするためにルーサイトを加え、粒度分布を配分するなどの改良を加えている¹⁹⁾。その組成は表9に示した。オベーク陶材、デンチン陶材、エナメル陶材など色調、透明度によって異なる。また、脆性を小さく強度の向上を企図したアルミナス陶材など、アルミナ含有量が著しく多い。これらの陶材は、歯冠部の微妙な色調の差を現わすために金属酸化物を添加したフリット粉末を調製している。表10は焼成した陶材の性質である²⁰⁾。陶材の性質は陶材の種類によっても異なるが、焼成条件によっても変動が大きく、表の測定値はこれまで報告されている結果をまとめたものである。性質の中で、特に注目すべきものは、圧縮強さの大きさに対して引張強さが非常に小さいことである。したがって、曲げ強さも小さく、陶材は脆弱な材質を示唆するに十分である。もろく、破折しやすいことは陶材の欠点とされている。アルミナス陶材はこうした脆性を改善したと云われているが、表10の示す性質の範囲にある。陶材ジャケット冠はこのような性質から全体に厚みをもって作製する必要があり、歯質の削去量もそれだけ多くなる。このような陶材は、破折しやすいことから、靱性のある金属に焼付ける方法がとられたのである。陶材の第2の欠点は操作性の難かしさにある。

歯科用レジンにはポリメチルメタクリレート (PMMA) が主として使用されているが、歯冠修復用レジンには少しでも歯質の強度に近似させ、歯刷子に対する耐腐蝕性を向上させた硬質レジが使用されている²¹⁾。

ポリメチルメタクリレートは線状結合 (図1-b) により糸マリ状の構造によって形成されるが、硬質レジンには架橋結合による網目構造になっている。図1-c, d, e, f はいずれも多官能モノマーで MMA, PMMA (図1-a, b) と混合して重合させるか、あるいはこれらだけで重合させる場合もある。重合方法は製品によって異なるが、100~135°C 加熱重合、触媒による常温重合、あるいは紫外線による光重合がとられている²²⁾。

硬質レジンの性質は表10に示してあるように、陶材とは大きな差がみられる。表3に示す即硬性レジンの性質と近似している。しかし、耐摩耗性については即硬性レジンの2~3倍に向上している。両者は本質的に、炭素の共有結合によって構

表9：陶材の組成

陶材の種類	成 分					
	SiO ₂	Al ₂ O ₃	R ₂ O	B ₂ O ₃	MO	その他
オベーク陶材	51~53	11~17	10~15	0~5	11~27	CaO
デンチン陶材	61~63	13~17	13~17	0~4	0~5	—
エナメル陶材	63~64	13~16	14~17	0~3	0~5	—
アルミナス陶材	26~30	60~63	4	5	—	CaO

MO: MgO, SnO₂, In₂O₃, Li₂O, ZrO₂, Fe₂O₃, TiO₂

表10：陶材および歯冠用レジンの性質

	陶 材	歯冠用硬質レジン
密度 (g/cm ³)	2.4	1.1~1.3
比 熱 (cal/g)	0.28	0.35*
熱伝導率 (cal/sec/cm ²)	0.0025	0.0005*
熱膨張係数 (×10 ⁻⁶ /°C)	12~13	59~102
か た さ (Hk)	178~542	13~26
圧縮強さ (kgf/mm ²)	63~153	5~11
引張強さ (kgf/mm ²)	1.7~3.5	4.5~4.8*
曲げ強さ (kgf/mm ²)	5~12	8~9
弾 性 率 (×10 ⁸ kgf/mm ²)	4~15	0.2~0.3

* アクリックレジン

成されるもので、金属材料あるいは無機材料のような強さとかたさに到達しない。したがって、かたさの増大は石英の微粉末フィラーとして加えている。

硬質レジン最大の利点は操作が容易なことである。加熱重合温度が100~135℃で、陶材のように約1000℃、真空炉を必要としない。また、金属冠に前装する場合、歯科用合金はすべて使用することができ、特別な成分、あるいは所要性質の制限がない。しかし、合金とレジンとは化学的に結合

することがないので機械的な維持装置（リテンション）を必要とする。しかし、これも近年の接着化学の進展は、金属とレジンとの接着を可能にするオーバークレジン製の製品が現れてきた。

硬質レジンとは陶材と比較して、操作が簡単でジャケット冠、あるいは前装冠を容易に作製できる利点はあるが、耐摩耗性、かたさ、あるいは色調、安定性などに劣る性質があり、これらの性質を十分に理解した上で修復する症例を限定すべきであろう。

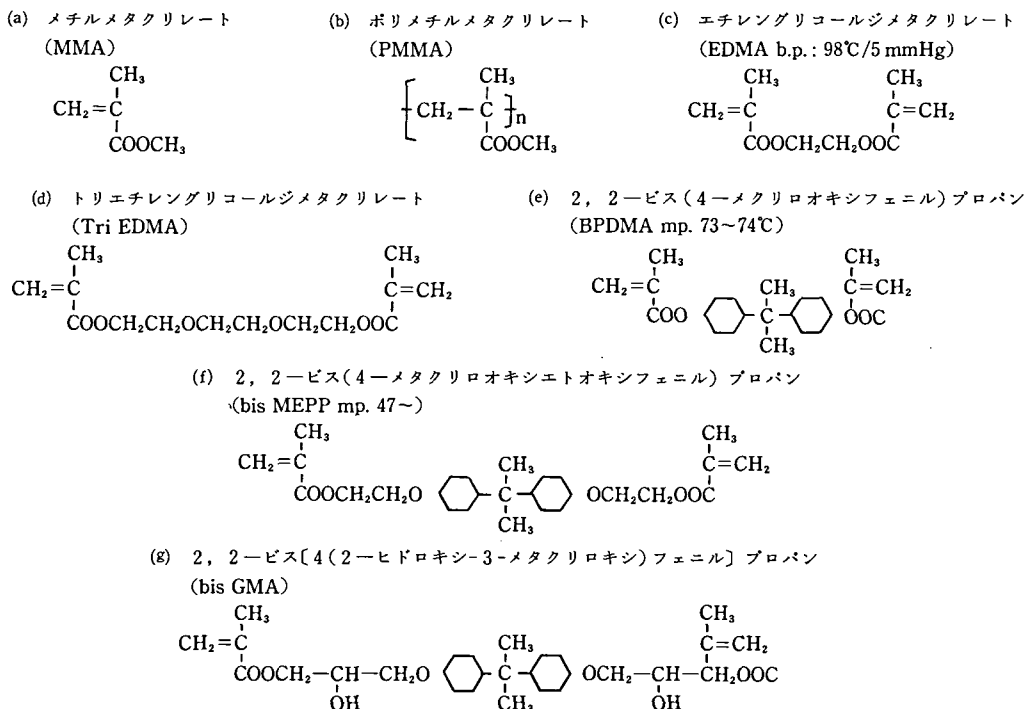


図1：高分子材料の構造

表11：貴金属系陶材焼付用合金の組成

	金	白金	パラジウム	銀	スズ	インジウム	その他
高カラット系合金	77~88	4~12	1~11	0~3	0~4	0~4	Fe, Ir
低カラット系合金	40~57	5~10	19~47	1~16	0~9	0~9	Fe, Ir
セミプレシラス系合金	0~10	0~10	50~60	0~43	0~7	0~5	Ni, Fe, Ir

表12：非貴金属系陶材焼付用合金の組成

	クロム	ニッケル	モリブデン	アルミニウム	ベリリウム	その他
低クロム系合金	11~13	80~84	1~2	0~3	1~2	Fe, Mn
中クロム系合金	14~18	64~83	0~8	0~3	—	B, Si
高クロム系合金	20~25	62~70	0~10	0~1	—	Sn, Co

金属に陶材焼付ける方法は、陶材の脆弱である短所と、歯質の色調が得られない金属の欠点を相互に補なうことができる。しかも、歯冠舌側面など外観にふれない部分は金属で被覆するだけで歯質の削去量も減少させることができる。しかし、このように陶材を焼付けることのできる合金は、歯科鑄造用合金として操作性を有し、かたさ Hv150以上、引張強さ 50 kg/mm²以上、比例限 40 kg/mm²以上、弾性率 8×10^3 kg/mm²以上、伸び 2%以上などの機械的性質、その上に、1)陶材焼成温度より高い溶融点 (1200°C) であること、2)陶材と化学的に結合あるいは焼結できる元素が添加されていること、3)熱膨張係数は陶材よりわずかに大きいこと、4)陶材焼成温度で軟化変形しないこと、5)成分元素は焼付ける陶材に影響をおよぼさないこと、などの制約がある。表11および12は陶材焼付用合金の組成である。これらの合金の組成は、貴金属系合金と非貴金属系合金の2つに分けられ、それぞれの合金はさらに3つに分類されている。

貴金属系高カラット金合金は最初に使用された合金で安定した性質を有している。しかし、金価格の高騰、変動などの経済的理由もあって、低カラット系合金、セミプレシラス系合金、あるいは非貴金属系合金が開発された。セミプレシラス系合金および非貴金属系合金は陶材の色調の表現、および陶材焼付に難点があり高度の技術が要求される²³⁾²⁴⁾²⁵⁾

化学的性質および生物学的性質

歯科修復材料の組成および物理的、化学的性質を中心に操作性の難易度について述べてきたが、化学的性質および生物学的性質も重要な材料の選択基準である。

充填用材料は口腔内で反応することから、その化学的特性と、硬化後における溶解度、あるいは変色が重要な事項となる。アマルガムは水銀の毒性および硬化後における腐食溶解、変色が生じやすい。シリケートセメントはリン酸水溶液の歯髄刺激性、および硬化後の崩壊に注意したい。この硬化中における感水期間の存在することも機械的性質に影響を与える。充填用即硬性レジンでは硬化時に収縮を生じ、窩壁との間に隙間ができること、あるいは未反応の残留モノマーの歯髄刺激などの

生物学的性質にも問題がある。コンボジットレジンでは、歯質との接着性もあり、即時重合レジンでは欠点を改善しているが、未反応の残留モノマーの存在は避けられていない。とくに光重合における窩洞深部の充填操作を注意する必要がある。グラスアイオノマーセメントは、シリケートセメントの液成分をポリアクリル酸水溶液としたもので、歯質との接着性を有し、生物学的性質は良好な結果をみせているが、その硬化反応はアルミノシリカのポリアクリル酸ゲルを形成することから、溶解性の大きいこと、水分による白濁あるいは亀裂などの障害が生じ易い欠点がある²⁶⁾。

歯科用合金は金合金をはじめ、金銀パラジウム合金、銀合金、コバルトクロム系合金、ニッケルクロム系合金と使用されている種類が多い。これらの合金元素は、体内の必須元素もあるが、ニッケル、クロム、コバルト、モリブデン、亜鉛、銅などアレルギー性あるいは発癌性のある元素も含まれている。これらの元素は貴金属と合金を作製するか、あるいは表面に強固な不動態を形成し腐食溶解による体内へ吸収を阻止しなければならない。金合金、および金銀パラジウム合金は、その目的を達成しているが、コバルトクロム系合金、ニッケルクロム系合金については、市販製品の個々に検討を要するところである。コバルトクロム系合金はクロム含有量30%以上、ニッケルクロム系合金はクロム含有量20%以上である場合、腐食溶解は生じないことがこれまでの報告に示されている。これらの合金のクロム含有量を減少することは、溶融点を低下し、操作性を向上することになる。これらの市販合金は、口腔内で変色などの化学変化が生じない程度の最低のクロム含有量にしている。ニッケルクロム合金は健康保険診療においても使用されている材料でもあり、その規格がない現在、基準の作成は急務であろう。

ニッケルクロム合金は陶材焼付用合金にも使用されているが、低クロム系合金、中クロム系合金は耐腐食性に不信を抱くものである。貴金属系合金は、セミプレシラス合金であっても、金、白金、パラジウム合計量は16カラット以上である。これらの合金は十分に耐腐食性を有している²⁷⁾。

ジャケット冠、あるいは前装冠に使用する陶材および硬質レジンでは、化学的にも生物学的にも安定した材料である。硬質レジンの重合は口腔外の

技工操作であるので、残留モノマーは少ないわけであるが、これも操作に慎重さを欠いた場合には歯頸部歯齦への刺戟となる。この点、陶材は歯齦との組織親和性を有し、障害を起こすことはない²¹⁾。

む す び

歯科理工学的見地から、歯冠修復材料を選択するならば、前歯隣接面窩洞、および歯頸部単純窩洞の充填にはコンポジットレジン、前歯部の歯冠全体にわたる修復は貴金属系合金を使用した陶材焼付冠、そして、臼歯の歯冠修復は金合金、あるいは金銀パラジウム合金である。

近年、コンポジットレジンの臼歯部充填、あるいはニッケルクロム合金の歯冠修復がよく行なわれているが、前者は弾性率がエナメル質より小さく、後者は約3倍の大きさにある。両者とも咀嚼時の歯質のひずみ量と調和しない。歯冠修復の機能は歯質と材料の性質が一致して効果があると考えられる。歯科医療の現状では、経済的理由から歯冠修復材料の選択を行なっているが、それは歯科理工学的立場から行なわれるべきものであろう。そうした努力が、人々の口腔の健康を守り、歯科医療の向上につながるものであることを銘記したい。

文 献

- 1) 井田一夫(1984) 歯科用チタン。QDT クインテックスデンタルテクノロジー, 9: 910-918
- 2) 中村健吾, 小倉英夫, 佐野正枝, 小野錠二郎(1979) 高速射出成形機による歯科修復物の製作。DE, 53: 1-9.
- 3) 徐 崇仁, 護得久朝保, 長沢 亨, 都留宏道, 若狭邦男, 山本昌雄(1982) ポリスルフォン床用レジンに関する研究, 広島大学雑誌, 14: 149-155.
- 4) 金竹哲也(1978) 歯科理工学通論, 437. 永末書店, 京都.
- 5) 歯科理工学会編(1982) 歯科理工学, 120, 医歯薬出版, 東京.
- 6) 佐藤温重(1983) 歯科材料の毒性, ザ・クインテックス, 12: 53-59.
- 7) 金竹哲也, 高橋重雄, 中村倉子, 滝沢 稔, 松本威, 高橋泰雄, 中野義基, 真坂信夫, 西山嘉重(1969) アマルガムの圧縮強さとかたさに関する研究, 歯科学報, 69: 250-257.
- 8) Phillips, R. (1973) Skinner's Science of Dental Materials, 48-50 W. B. Saunders Co. Philadelphia.
- 9) 市川明彦(1967) 微粉アマルガム合金の処理条件に関する研究, 歯科学報, 67: 897-927.
- 10) 平沢 忠, 平野 進, 平林 茂, 原嶋郁雄, 奈須郁代, 相沢美乃里, 黒沢俊夫, 矢口栄美子(1981) ミクロフィラーコンポジットレジンの物性の比較, DE, 57: 14-27.
- 11) 住井俊夫, 有坂はる子(1980) 銀-インジウム合金をテストする, DE, 53: 22-32.
- 12) ADA (1974) Guide to Dental Materials and Devices. 39. Amer. Dent. Ass. Chicago.
- 13) 高橋重雄(1983) 市販鑄造用ニッケルクロム合金の理工学的性質, 歯科技工, 11: 541-547.
- 14) 高橋重雄(1980) クラウンブリッジ用合金としての鑄造用ニッケルクロム合金をテストする, DE, 55: 16-29.
- 15) 高橋重雄, 野口八九重, 佐藤敏治, 中村健吾(1980) 鑄造用コバルトクロム合金をテストする, DE, 54: 30-40.
- 16) Peyton, F. A., Craig, R. G., and Johnson, D. W. (1961) Compressive properties of Dental Cement, and Gold, J. Dent Res., 40: 936-945.
- 17) 西村文夫, 岡崎邦夫, 中村英雄, 野本 直(1984) エナメル質の圧縮挙動とビッカース硬さ, 歯科材料器機, 第4回学術講演会抄録集76.
- 18) 井田一夫, 都賀谷紀宏(1984) 歯科用金属としてチタンとその鑄造について, 歯科技工, 12: 1084-1089.
- 19) 加藤一男(1979) 陶材の膨張と収縮の機構, 歯科技工別冊, 陶材, 23-31.
- 20) 中村健吾(1978) メタルボントポーセレン用材料, DE, 別冊, 最新の歯科技術, 173-187.
- 21) 中村宣男, 熱田 充(1979) 歯冠用硬質レジン, 184. 医歯薬出版, 東京.
- 22) 増原英一, 藤沢盛一郎(1979) 歯科充てん用レジン, 84. 医歯薬出版, 東京.
- 23) 高橋重雄, 住井俊夫, 河野暢夫, 伊藤充雄, 永沢栄, 石井和生, 杉江玄嗣, 宮沢てる子, 村上正博(1981) ノンブリシラス陶材焼付合金の陶材焼付強さをテストする, DE, 59: 14-23.
- 24) 伊藤充雄, 中田幸一, 高橋重雄(1982) 統, ノンブリシラス陶材焼付合金の陶材焼付強さをテストする, DE, 61: 22-33.
- 25) 杉江玄嗣, 石井和生, 永沢 栄, 伊藤充雄, 高橋重雄(1982) セミブリシラス陶材焼付合金の陶材焼付強さをテストする, DE, 63: 20-27.
- 26) 中田幸一, 宮沢てる子, 高橋重雄(1980) 市販コンポジットレジンおよびガラスアイオノマー士の機械的性質の検討, 松本歯学, 6: 203-208.
- 27) 尾花甚一, 関根 弘, 高橋重雄, 松尾悦郎(1983) ノンブリシラスメタルと鑄造床, ザ・クインテックス, 6: 80-90.