

歯科領域から求められている生体材料

新谷明喜*

はじめに

歯科医学・医療は、自分の歯で一生涯の間しっかり咬合する、さらに食物を咀嚼・嚥下する、美しい歯で楽しく会話するなど人生のQOL(生活の質の向上)に貢献している。人の口腔は、図1(a), (b), (c)に示すようなスマイルラインに調和した歯並び、色調を有している。ところが長期間機能している顎骨や歯は、う蝕、歯周病、外傷などにより損傷を受け、欠損を生じる。そこで、歯科における修復治療は、硬組織である歯質(エナメル質、象牙質)を外科処置(削除)し、バイオマテリアル(生体材料)の人工臓器(歯冠補綴装置)を装着することで成り立っている。そのため、再生する軟組織や臓器をあつかうMI(Minimal Intervention: 最小限の侵襲)とは考え方が異なってくる。低侵襲手術は患者さんの肉体的・精神的苦痛を最小にするメリットを持つ反面、歯科医師に高度な技術が要求されるため、歯質損傷リスクの増大が考えられる。最近のMI 審美修復では、自己治癒可能なエナメル質は可及的に切削せず、切削したエナメル質や象牙質は表面処理材で接着処理している。その結果、歯質の耐酸性を高めてリーケージ(漏洩)による二次う蝕の予防、セラミックやレジン修復のマージン変色を防止することが可能となってきた。

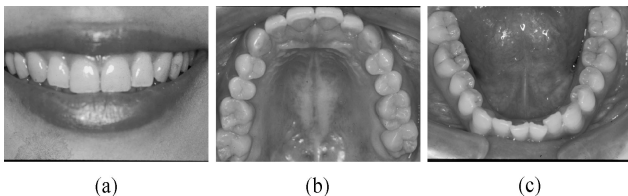


図1 (a)スマイルラインに調和した前歯, (b)理想的な排列の上顎歯列, (c)下顎歯列.

また、審美修復装置と歯質を複合化させる接着材を臨床応用することは、修復装置を長期間口腔内で機能させるだけでなく、歯の寿命をさらに延ばすことを期待させる。

本稿では、修復材料としての金属、金属と審美材料との複合化さらにセラミックス、ハイブリッドレジンによる臨床を中心に解説する。

1. 金属を用いた修復治療

インレー、クラウン、ブリッジ、義歯床、インプラント、矯正治療用ワイヤーに歯科用金属が応用されている。1907年に Taggart⁽¹⁾ が investment casting to dentistry を開発してから、貴金属合金が種々の修復装置に用いられた。1950年代には、図2に示した金合金による開面冠が修復治療に用いられ、現在ではISO規格に機械的性質と選択基準が表示され、臨床応用されてきた。代表的な修復材料として、図3に歯科用材料のビッカース硬さを示した。金合金、金銀パラジウム合金、銀合金などの貴金属、チタン、ニッケルクロム合金、コバルトクロム合金などの非貴金属が用途に応じて臨床応用されている。図4に金属とセラミック材料による修復装置の構造を示した。これら金属の修復装置は歯科精密鑄造(ロストワックス法)により歯の寸法に適合させて製作していた。これにより、食物の咬合・咀嚼などの機能を回復していた。



図2 前歯の金合金による開面金冠.

* 日本歯科大学教授; 生命歯学部歯科補綴学第2講座(〒102-8159 東京都千代田区富士見 1-9-20) Biomaterials, Demanded from Field of Dentistry; Akiyoshi Shinya (Department of Crown and Bridge, School of Life Dentistry at Tokyo, The Nippon Dental University, Tokyo)
Keywords: metal, ceramics, resin, complex restoration, crown/bridge, clinical research, biomaterials
2009年4月21日受理

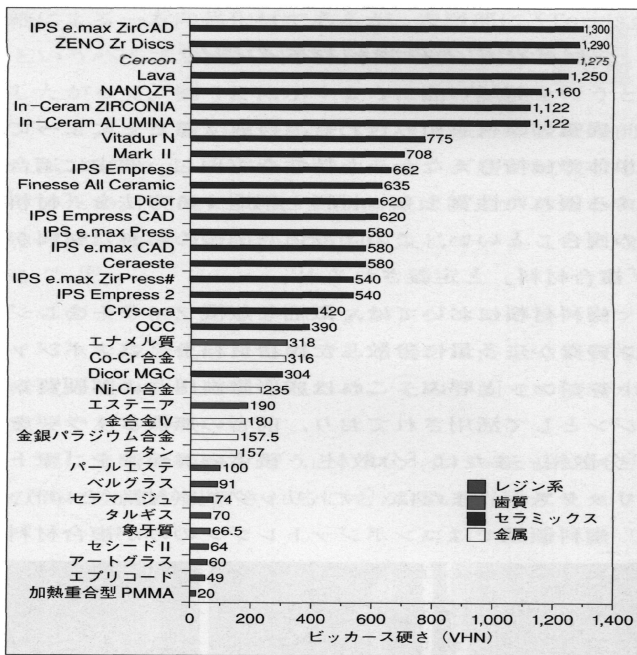


図3 歯科材料のビッカース硬さ⁽¹⁴⁾。

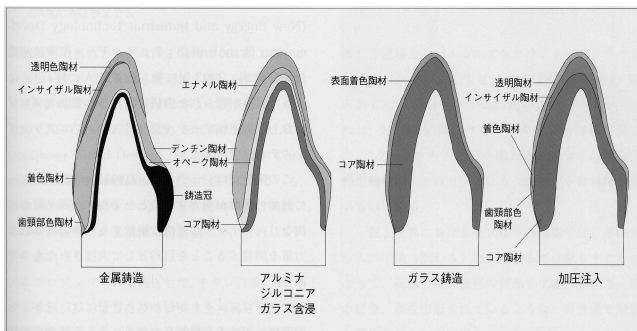


図4 金属とセラミックス材料による修復装置の構造。

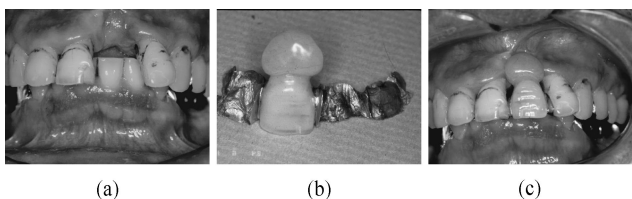


図5 (a)上顎左側中切歯欠損の唇面観, (b)金銀パラジウム合金を用いた一部被覆ブリッジ, (c)接着した症例。

図5に、(a)上顎左側中切歯の欠損に、(b)金銀パラジウム合金を鑄造して一部被覆ブリッジを製作して、(c)前歯欠損のブリッジをセメントで合着した症例を示す。図6に、(a)上顎左側中切歯の欠損に、(b)超塑性チタンを圧延加工して接着ブリッジを製作して、(c)前歯欠損のブリッジを接着材で接着した症例を示す。この症例では、一部被覆ブリッジに比較して、エナメル質の削除量が少なく、侵襲の小さい治療である。図7に、(a)歯を全て喪失した無歯顎に、(b)

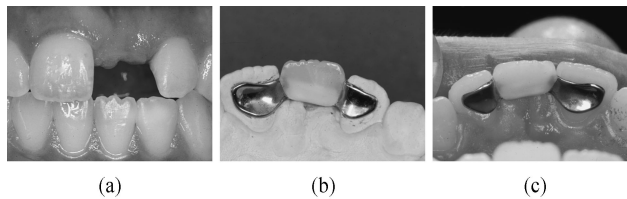


図6 (a)上顎左側中切歯欠損の唇面観, (b)超塑性チタンを用いた接着ブリッジ, (c)接着ブリッジの舌面観。

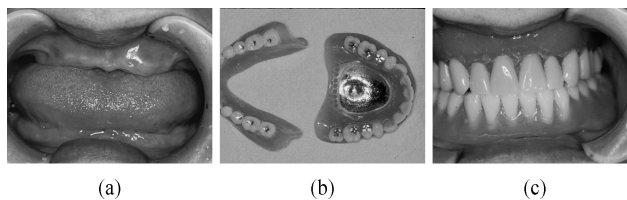


図7 (a)無歯顎の唇側面観, (b)上下コバルトクロム合金による総義歯, (c)装着した総義歯の唇面観。

コバルトクロム合金を鑄造して金属床の総義歯を製作して、(c)総義歯を装着した症例を示す。

2. 金属とポーセレンやコンポジットレジンとの複合化による審美修復

1960年ごろ、セラムコ社が金属にポーセレンを焼付けた陶材焼付鑄造冠を開発し、歯と同じ色調の陶材焼付鑄造冠がアメリカを中心にハリウッドスマイルとする臨床応用で世界展開してきた。今日までの多くの基礎研究と臨床評価により、陶材焼付鑄造冠は多数の国民の審美修復と機能回復に貢献している。一方、より製作技法の簡便化とコストダウンなどの技術改良によりコンポジットレジン(レジン前装鑄造冠)の研究開発が行われ、臨床応用されている。最近では、より美しく、より親和性に優れ、より歯質(エナメル質・象牙質・歯髄)を保護するバイオマテリアルが求められている。

(1) 陶材焼付け修復の臨床

硬くて脆いポーセレンを強靱な金属の裏装による化学的結合で、美しく強い複合材料である。図8に、(a)二次う蝕による審美不良の上顎右中切歯に、(b)多目的合金にポーセレンを築盛した後焼成して製作し、(c)口腔内に陶材焼付鑄造冠を接着した症例を示す。

(2) コンポジットレジン前装修復の臨床

金属にコンポジットレジンを経験的結合させて、コンポジットレジン前装による材料である。図9に、(a)審美不良の上顎右中切歯に、(b)金銀パラジウム合金にコンポジットレジン築盛した後光重合して製作し、(c)コンポジットレジン前装鑄造冠を接着した症例を示す。図10に、(a)外傷による上顎左右中切歯の欠損に、(b)ニッケルクロム合金を鑄

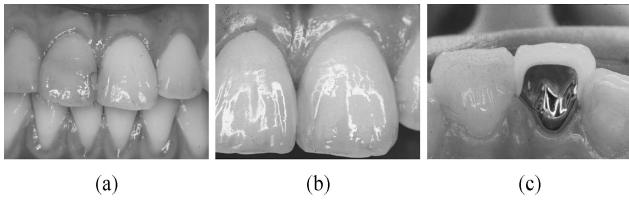


図8 (a) 上顎右側中切歯の二次ウ蝕による審美障害の唇側観, (b) 陶材焼付铸造冠の唇面観, (c) 舌面観.

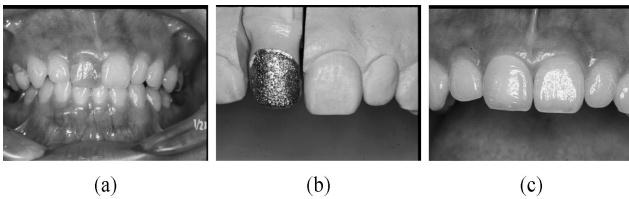


図9 (a) 上顎右側中切歯の二次ウ蝕による審美障害の唇側観, (b) 金銀パラジウム合金を用いた金属コア, (c) レジン前装铸造冠の唇面観.

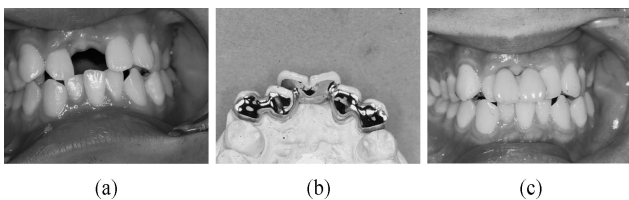


図10 (a) 上顎左右中切歯を事故で欠損した唇面観, (b) ニッケルクロム合金を用いた接着ブリッジ, (c) レジン前装接着ブリッジの唇面観.

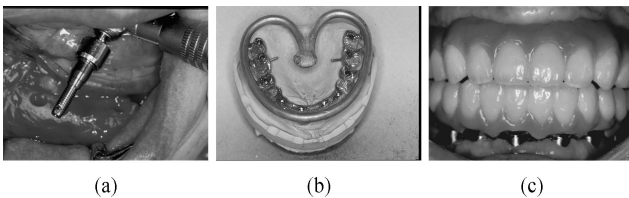


図11 (a) チタンインプラントを顎堤に埋入, (b) Type 4 合金を用いたインプラント上部ブリッジコア, (c) レジン前装インプラントブリッジ.

造して接着ブリッジを製作し、コンポジットレジンで築盛した後光重合して、(c)コンポジットレジン前装接着ブリッジを接着した症例を示す。図11に、(a)無歯顎にチタン製のインプラントを埋入して骨結合させ、(b)合金 Type 4 を鋳造してインプラントブリッジを製作して、そのブリッジにコンポジットレジンで築盛した後、光重合と加熱重合を行い、(c)インプラントコンポジット前装ブリッジを装着した症例を示す。

3. オールセラミックスによる審美修復

金属を応用した症例では、咬合・咀嚼などの機能性に満足

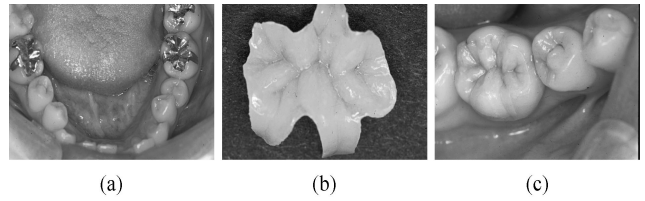


図12 (a) 下顎右側第一大臼歯の二次ウ蝕, (b) 耐火材を用いたセラミックインレー, (c) 接着した咬合面観.

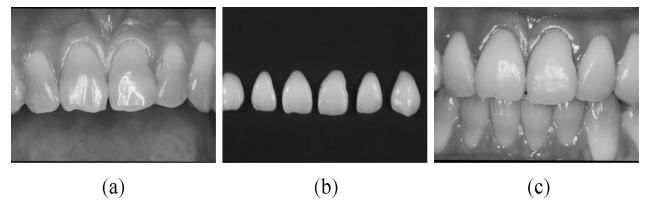


図13 (a) テトラサイクリンによる変色した唇面観, (b) セラミックの薄板(シェル), (c) セラミックラミネートベニアの唇面観.

できても、審美性と金属アレルギーなどの欠点が認められるようになってきた。そこで、さらなる審美性の要求に対応するため、オールセラミックスによる臨床が検討されている。セラミック修復は初期のインレー、アンレー、ラミネートベニア、クラウンから、現在では1~2歯欠損ブリッジまでの広範囲の臨床に応用されている。これらのセラミックは、耐火模型法⁽²⁾、ガラス鋳造法⁽³⁾、加圧成形法⁽⁴⁾で製作されている。最近開発されているCAD/CAM⁽⁵⁾⁻⁽⁸⁾で製作するジルコニアフレームは、これまでブリッジに使用された金属フレームと同等かそれ以上の機能を有する高強度セラミック素材として脚光をあびている⁽⁹⁾。さらに、インプラントのアバットメントや上部修復装置としての有用性が期待されている⁽¹⁰⁾。

同様に、コンポジットレジンでは、臼歯部のクラウンに応用できる機械的性質を向上させたハイブリッドレジン単体の開発が行われ、広く臨床応用されている。さらにブリッジへの応用として、グラスファイバーを補強材とするファイバー補強ハイブリッドレジンブリッジが研究され、臨床で注目されている⁽¹¹⁾⁻⁽¹³⁾。これら材料の出現により、セラミックやハイブリッドレジンによるオールエステティックレストレーションによる一口腔の修復が可能になってきた。

(1) 耐火模型直接焼成法による臨床

形成した支台歯をシリコンラバー印象材で印象採得した後、超硬質石膏を注入して作業模型を製作する。トリミングした間接作業模型を複印象して、リン酸塩系埋没材を注入した耐火模型を製作する。この模型に直接セラミックスを築盛したのち、焼成する。図12に、(a)合金 Type 2 インレーの二次ウ蝕と審美不良の下顎右第一大臼歯に、(b)セラミックを焼成してインレー体を製作し、(c)セラミックインレーを接着した症例を示す。図13に、(a)テトラサイクリンによる変色歯に、(b)セラミックを焼成してシェル(薄板)を製作

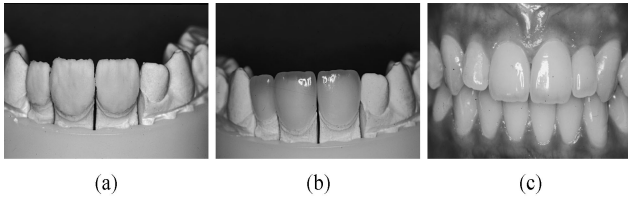


図14 (a) 耐火材に築盛したセラミックス, (b) 焼成したセラミッククラウン, (c) 接着した唇面観.

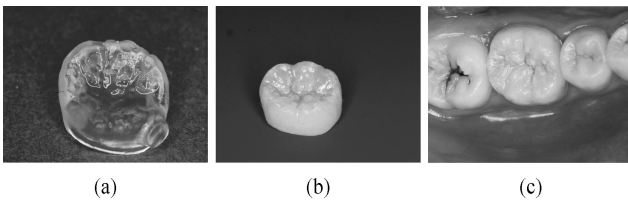


図15 (a) 铸造したガラスクラウン, (b) 結晶化熱処理したガラスクラウン, (c) 接着した咬合面観.

し, (c)ラミネートベニアを接着した症例を示す. 図14に, (a)セラミックの粉末を耐火模型材に築盛・焼成し, (b)セラミッククラウンを製作し, (c)セラミッククラウンを接着した症例を示す.

(2) ガラス鑄造法による臨床

溶融状態のガラスを歯科精密鑄造に準じたロストワックス法で鑄造する. 鑄造したセラミック修復は機械的性質向上のため結晶化熱処理を行い, 同時に歯と同じ色調に再現する. 図15(a)ガラス鑄造クラウンは, 作業模型の支台歯にワックスで歯冠形成した後, 埋没, 鑄造リングにガラスを溶融状態で鑄造する. 埋没材から取り出した透明なガラスクラウンを示す. (b)結晶化熱処理により歯の色調に再現したセラミッククラウンを製作し, (c)ガラス鑄造クラウンを接着した症例を示す.

(3) 加圧成型法による臨床

ガラス鑄造法と同様にロストワックス法で形態の回復を行うが, 色調を選定したブロックをリングに挿入して, そのリングを溶解・鑄造炉に設置した後, 加熱して軟化状態(飴状)のポーセレンを加圧しながら成型する. 図16(a)加圧成型クラウンは, 作業模型の支台歯にワックスで歯冠形成した後, 埋没, 鑄造リングに軟化状態で加圧成型する. (b)埋没材から取り出した歯の色調再現したセラミッククラウンを製作し, (c)加圧成型セラミッククラウンを接着した症例を示す.

(4) CAD/CAM 法による臨床

コンピューターを応用して, CADによる形状測定と設計, CAMによる機械加工から, セラミック修復を製作する. また歯科医院にスキャナーを設置し, CAD情報をインターネットでCAMセンターに送信し, セラミック修復を製作するネットワーク型CAD/CAMシステムも応用されている. こ

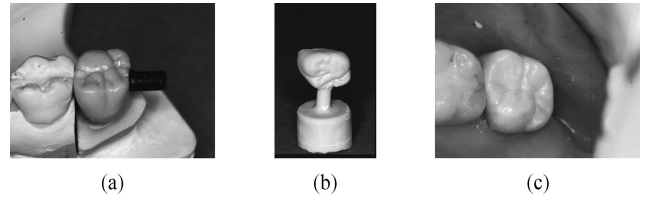


図16 (a) 加圧成型用クラウンのワックス形成, (b) 加圧成型して埋没材から取り出したセラミッククラウン, (c) 接着した咬合面観.

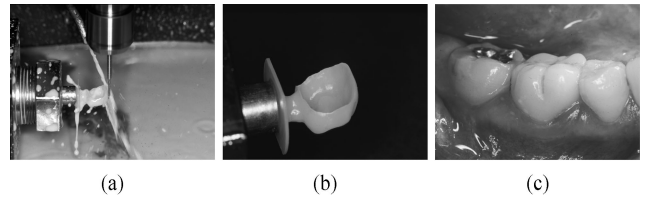


図17 (a) 注油しながら切削するCAD/CAM, (b) CAD/CAMで加工したセラミッククラウン, (c) 接着した咬合面観.

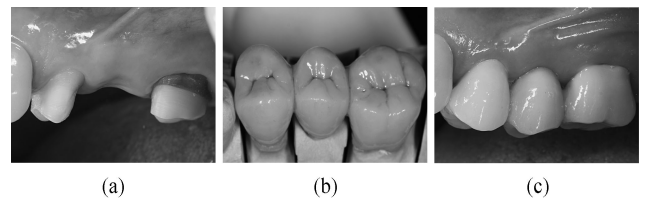


図18 (a) 上顎左側第一大臼歯欠損の頬面観, (b) ジルコニアコアにセラミックスを焼成した咬合面観, (c) ジルコニアブリッジを接着した頬面観.

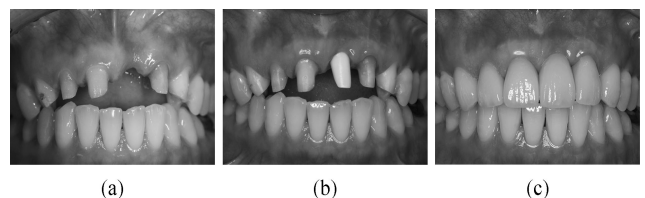


図19 (a) 上顎左側中切歯欠損した唇面観, (b) 欠損部にチタンインプラントを埋入し, アバットメントをジルコニアで製作, (c) ジルコニアセラミックブリッジの唇面観.

の最新技術で製作されたセラミック修復は, 製品の高品質化, 製作工程の簡略化, 技工環境の改善など多くの利点もたらされる. 図17(a)CAD/CAMクラウンは, CADで支台歯を計測, 歯冠形態を設計した後, CAMによりその形態を機械加工する. CAMで注油しながらクラウンを切削する. (b)切削したCAD/CAMクラウンを切断して研磨する. (c)CAD/CAMクラウンを接着した症例を示す. 図18(a)CAD/CAMブリッジ用に形成した支台歯上にCAD/CAMで製作したジルコニアフレームにポーセレンを築盛・焼成して, (b)ジルコニアブリッジを製作する. (c)ジルコニアブリッジを接着した症例を示す. 図19に, (a)上顎左側中切歯欠損

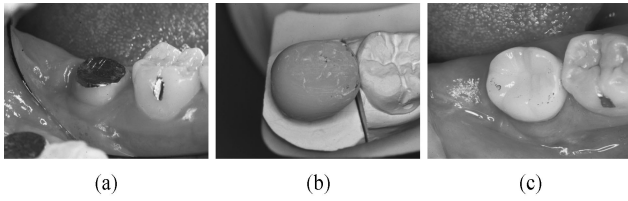


図20 (a) 金合金の支台築造を用いた支台歯形成, (b) ハイブリッド型レジンを用いたクラウン, (c) その咬合面観.

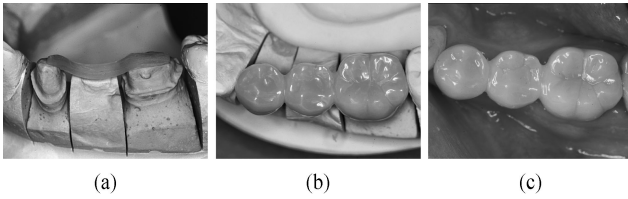


図21 (a) 欠損部にガラスファイバーを用いたコアの製作, (b) コアにハイブリッド型レジンを築盛, (c) ガラスファイバー補強ハイブリッド型レジンブリッジの咬合面観.

による症例に, (b)欠損部にチタンフィクスチャーを骨とオステオインテグレーションさせた上部をジルコニアフレームで審美性を調整し, (c)歯冠セラミックスを築盛・焼成して審美性を回復したジルコニアクラウンを接着した症例を示す.

4. ハイブリッドレジンによる審美修復

(1) ハイブリッド型レジンクラウン

図20(a)歯質の欠損を金合金の支台築造で支台歯形成して, (b)間接作業模型上にオパーク, サービカル, デンティン, エナメルなどを築盛した後, 光・加熱重合を行い, 最終研磨し, (c)ハイブリッド型レジンクラウンを接着した症例を示す.

(2) ファイバー補強ハイブリッド型レジンブリッジ

図21(a)ファイバー形状を連結部底部およびポンティック底部に配置し, (b)ファイバーにハイブリッド型レジンクラウンと同様に築盛した後, 光・加熱重合を行い, 研磨する. 図21(c)ファイバー補強ハイブリッド型レジンブリッジを接着した症例を示す.

5. 各種修復装置の構造と材料組成

金属, セラミックスとレジン材料による修復装置の構造を図4に示した. 陶材焼付铸造冠は铸造した金属にセラミックスを多層構造に焼付けた金属とセラミックスの複合体である. 一方, セラミック修復では耐火模型材, ガラス铸造, 加圧注入, CAD/CAMで製作し, セラミックス単体または金属のコアに相当するセラミックコアとセラミックスとの複合

商品名	製造	基本組成および強化法	成型法	铸造, 圧入または焼成温度 (°C)
Vitadur N	Ivoclar Vivadent	アルミナ分散	造形	1,120
Dicor	Dentsply	マイカ分散	—	1,360
OCC	オリンパス	マイカ・βスボジウム分散	铸造	1,100 ~ 1,200
Cryscera	九耐デントセラム	β-メタリン酸カルシウム	—	1,100 ~ 1,200
Mark II	Ivoclar Vivadent	長石系	—	—
Dicor MGC	Dentsply	マイカ分散	CAD/CAM	—
Ceraeste	トクヤマデンタル	ジオブサイド分散	—	900
Finesse All Ceramic	Dentsply	—	—	930
IPS Empress 1	—	リユースイト分散	加圧成形	1,075 ~ 1,180
IPS Empress 2	—	リチウム・ニケイ酸分散	—	920
IPS Empress Esthetic	—	リチウム・ニケイ酸分散	—	1,075
IPS Empress CAD	Ivoclar Vivadent	リユースイト分散	CAD/CAM	—
IPS e.max Press	—	リチウム・ニケイ酸分散	加圧成形	915 ~ 920
IPS e.max CAD	—	—	CAD/CAM	結晶化 850
IPS e.max ZirPress	—	フルオロアパタイト	加圧成形	900 ~ 910
In-Ceram ALUMINA	—	多孔質アルミナ+ガラス浸透	—	コア焼結 1,120 ガラス浸透 1,100
In-Ceram ZIRCONIA	Vident	多孔質アルミナ・ジルコニア+ガラス浸透	耐火模型法 または CAD/CAM	コア焼結 1,180 ガラス浸透 1,140
In-Ceram SPINELL	—	多孔質スピネル+ガラス浸透	—	コア焼結 1,180 ガラス浸透 1,100
Procera AllCeram	Nobel Biocare	アルミナ高密度焼結	—	1,700
Procera AllZircon	—	—	—	—
Cercon	DeguDent	—	—	1,350
Lava	3M ESPE	—	—	1,500
In-Ceram YZ CUBES	Ivoclar Vivadent	—	—	1,530
ZENO Zr discs	Wieland	—	—	—
KATANA	ブリタケ	—	—	1,350
IPS e.max ZirCAD	Ivoclar Vivadent	—	—	1,500
NANOZR	松下電工	ジルコニア・アルミナ高密度焼結	—	1,450

図22 コア用セラミックの強化法, 基本組成, 成型法および铸造・圧入・焼成温度⁽¹⁴⁾.

体である. 歯の硬さはエナメル質で 310 HV に対して金合金 Type 4 で 180 HV と小さく, さらに金合金は展延性を示すので, 長期間口腔内で機能する金属の修復装置は咬合による対合歯の磨耗を防止する. しかし, 金属より 3 倍以上硬いセラミックスでは咬合接触するエナメル質を磨耗させる危険性が認められる. 繰り返し咬合力が負荷される部位のセラミックスでは, 塑性変形を示さないので破折を生じることがある. 金属を铸造して製作する修復装置は技工操作が簡単であるのに対し, セラミックスの修復装置は技工操作が煩雑で難しい. 修復装置の価格が金属に比べセラミックスで高いのは審美性の評価による理由である. 口腔内の多様な欠損症例に金属の使用範囲は広く対応できるが, セラミックスは単冠に限定され多数歯欠損症例には使用できない. そこで金属を修復装置のコアに使用せずにセラミックスやレジンで多数歯欠損症例に使用できる材料と製作技法が検討, 研究開発されてきた.

図22に修復装置のコア用セラミックの強化法, 基本組成, 成型法および铸造・圧入, 焼成温度を示した. 例えば CAD/CAM のジルコニア高密度焼結では, チョーク状のジルコニアブロックを機械加工してジルコニアコアを製作したのち, 1500°C で焼結して機械的性質を向上させる. このとき, ジルコニアの約 20% 収縮を補正して加工精度に優れたコアに調整する. 図23にセラミックスの破壊靱性値を示した. これまで使用してきた Vitadur N, Dicor, Empress は曲げ強さが 100-200 MPa, 破壊靱性値が 1-3 MPam^{1/2} に対し, Cercon, Lava, NANOZR は曲げ強さが 1000-1500 MPa, 破壊靱性値が 10-19 MPam^{1/2} と 10 倍以上の向上が認められる. Vitadur N, Dicor, Empress の硬さが 300-780 HV に対し, Cercon, Lava, NANOZR は 1300 HV を示し, 2-4 倍程度増加している. したがって金属と同等, またはそれ以上の機能が期待されている. このような理由から, セラミック修復は多数歯欠損症例への応用が可能となり, メタルフリーレストレーショ

