

インプラント材料

Q&A

臨床の疑問に答える

吉成正雄 著



クリニカル編



医歯薬出版株式会社

Q3

インプラント体，アバットメントスクリュー，アバットメント，上部構造は，材料学的に統一すべきですか？

A

材料学的な統一は，用いる材料の機械的性質（特に弾性係数）と化学的性質（特にガルバニック作用）を考慮し決定すべきである（インプラント体・アバットメント連結の関連用語については，マテリアル編 123 ページ，付表を参照）。

1) 機械的性質

弾性係数は材料の「ひずみ」に関係する。応力を負荷したとき，弾性係数の小さな材料は大きな材料より「ひずみ」が大きく，両者を組み合わせると界面に応力が生じる。また，インプラント体とアバットメントそれぞれに使用される材料の弾性係数が異なると，両者間にギャップを生ずることになる。

Ti-6Al-4V 合金，Ti-6Al-7Nb 合金，タイプ 4 金合金（白金合金），金銀パラジウム合金（金パラ合金）は弾性係数が純チタンと近似しているため，上記のような問題点は生じにくい。一方，コバルトクロム合金，ジルコニア（TZP），アルミナは純チタンより弾性係数が2倍以上大きく，上記の問題が生じやすい。

ただし，この比較は太さや形状が同じ場合の比較であり，インプラント体とアバットメントスクリューのように，太さが極端に異なる場合は，同じ弾性係数でも細い材料が大きくひずむので，注意が必要である。

2) 化学的性質

図 3-1 に純チタン，Ti-6Al-4V 合金，白金合金，金パラを単独，あるいは純チタン，Ti-6Al-4V 合金と接触させたときの電位を示す¹⁾。浸漬溶液は，規格で定められている 0.9%NaCl + 1.0%乳酸（pH ≒ 3.0）の混合溶液を用いた。

金属は固有の電位（標準電極電位）をもっており，マイナスの電位をもつ卑金属とプラスに大きい貴金属がある（マテリアル編 16 ページ）。口腔内で卑な金属と貴な金属が接触すると電池が生じ，ガルバニー電流が発生する。チタンの標準電極電位は -1.63V であるが，図 3-1c をみるとチタンの電位は -0.03V であり，プラス方向に大きくなっている。これは，前者が不動態を形成していない金属チタンの電位をみているものであり，後者がチタン表面に酸化物を形成した不動態の状態状態で測定していることによる。すなわち，不動

態化することによりプラスの電位に近づき、貴な電位をもつようになる。このことから、チタンが耐食性に優れることが理解できる。単独浸漬では、純チタンと Ti-Al-V はマイナスの卑な電位を示したが、白金加金、金パラは貴な電位を示した。純チタン、Ti-Al-V と白金加金、金パラを接触させると単独浸漬の中間の電位を示すことがわかる。

図 3-2a に純チタン、金パラ、純チタン+金パラの動電位分極曲線、図 3-2b に合金単独および接触試料の電流密度を示す¹⁾。電位を変化させて、そのときに生ずる電流密度(対数目盛)を測定すると図 3-2a の曲線が得られる。これに図 3-1c の電位を当てはめると、それぞれ●●●の電流密度になる。こうして求めた単独および組み合わせたときの電流密度(通常目盛)が図 3-2b である。ここで示されている電流密度は、金属元素の溶出量の指標となり、電流密度が大きいと溶出量大きいことを意味している。図 3-2 で、金パラの単独浸漬での電流密度に比べ、純チタンや Ti-Al-V と接触させると電流密度が大きくなっていることがわかる。このように、金パラは、純チタンや Ti-Al-V と接触させると溶出が大きくなる危険性があり、チタンインプラントに対し金パラを上部構造に用いるときは注意が必要である。

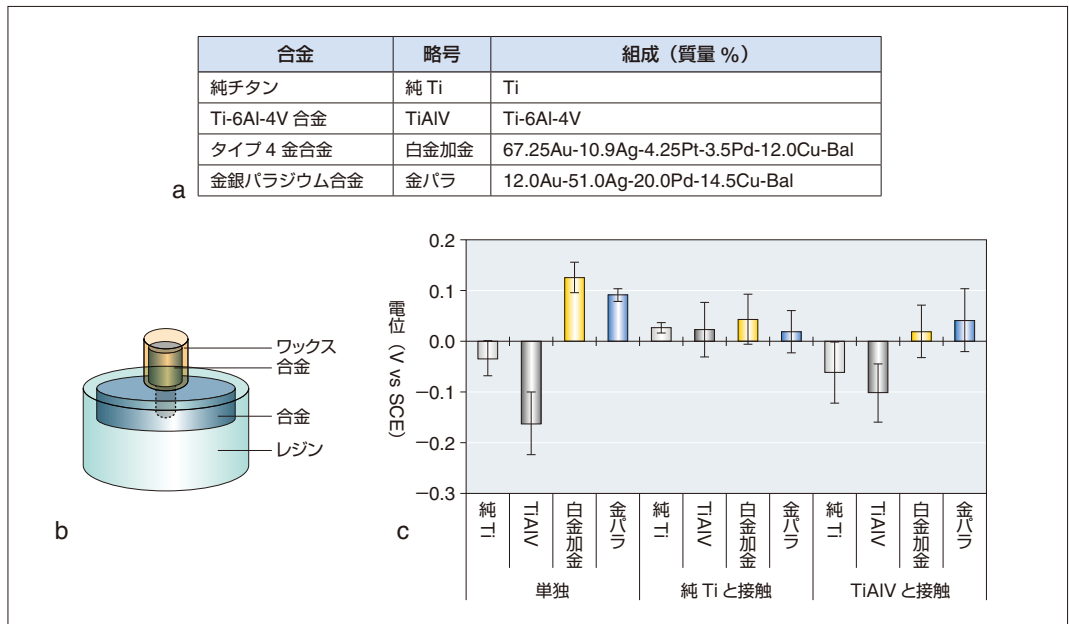


図 3-1 合金単独および接触試料の自然電極電位(北村ほか, 2002¹⁾をもとに作成)
a: 合金の組成, b: 接触させた状態, c: 電位の変化

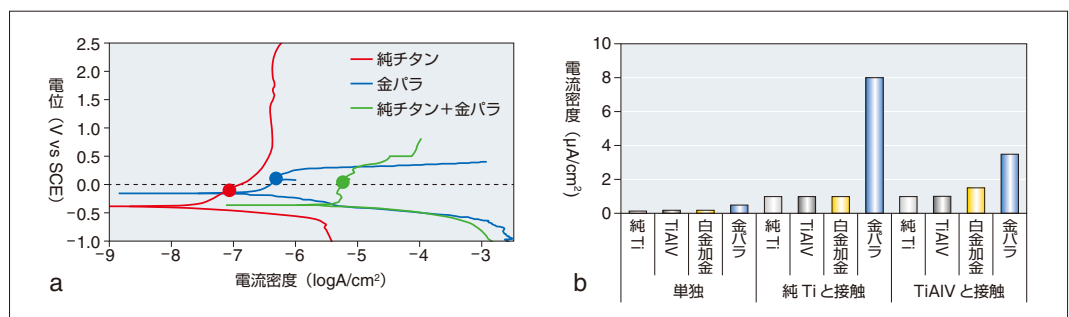


図 3-2 純チタン、金パラ、純チタン+金パラの動電位分極曲線 (a)、合金単独および接触試料の電流密度 (b) (北村ほか, 2002¹⁾をもとに作成)

Q20

ハイドロキシアパタイト溶射膜の剥離や脱落は、なぜ起きやすいのですか？

A

コーティングの過程でハイドロキシアパタイト(HA)が熱分解を受け、溶解度の大きな成分が膜内に生じ、その成分が溶解して膜が脱落するためである。

生体内に埋入された HA コーティング膜が酸性下におかれたとき、膜の溶解・剥離の問題が生ずる。pH の低下は、生体内で炎症を生じたときや口腔内での細菌の酸産生によって生ずる。コーティング膜が骨縁上に露出した場合を想定して、pH = 6 の生理食塩水中で市販の溶射法による HA コーティング膜の溶解性試験を行った結果(図 20-1)、コーティング膜は pH = 6 という比較的酸性度の小さな溶液中でも溶解した¹⁾。

溶射膜断面の SEM 像の一例を図 20-2 に示す。コーティング膜は層状の構造をなし、ポーラスな部分も存在する。膜の組成は不均一であり、チタン基板との密着性は悪く、水分が界面に達すると膜の脱落が生じる。この理由は、コーティングの過程で HA が熱分解を受け、 α -TCP、TeCP、CaO などが膜内に生成し、これら溶解度の大きな成分が溶解・脱落したためである。溶解は溶解度の大きな成分は溶出し終わるまで続き、膜厚の大きなインプラント材ほどカルシウムの溶出量が多い。また、溶射後水熱処理する方式においても、水熱処理では α -TCP をすべて HA に転換できていないものと推察される。

この溶解には膜の剥離、あるいは微細粒の脱落がみられ、脱落した微細粒はマクロファージの貪食により炎症を助長し、膜の消失をさらに早めると推察される。

HA フレーム溶射法と真空熱処理

フレーム溶射法は約 2700℃とプラズマ溶射法より低温であるため、コーティング膜の熱分解は比較的少ない。さらに、溶射後の真空中熱処理(650℃ 3時間)により結晶化され、アパタイトとなる製品もある(POI-EX ファイナタイト、京セラ)。

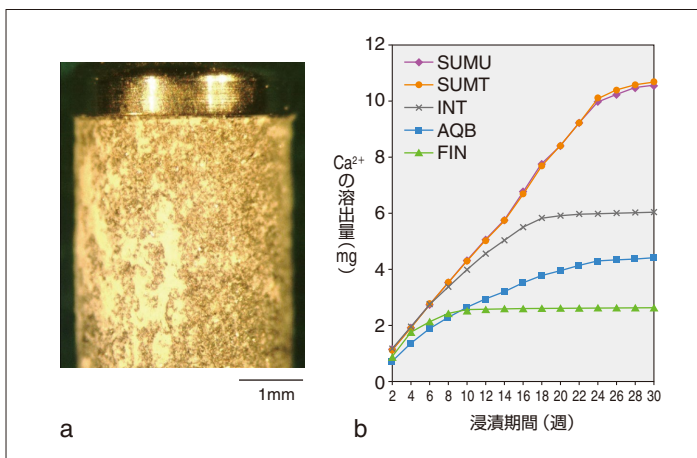


図 20-1 生理食塩水中 (pH = 6) での HA コーティングインプラントの溶解試験 (図中の英字は商品名の略号)

a: 浸漬 1 カ月後の光学顕微鏡像。膜からの微細粒の脱落がみられる

b: Ca²⁺ 溶出量の経時的変化。厚膜ほど溶出量が多い

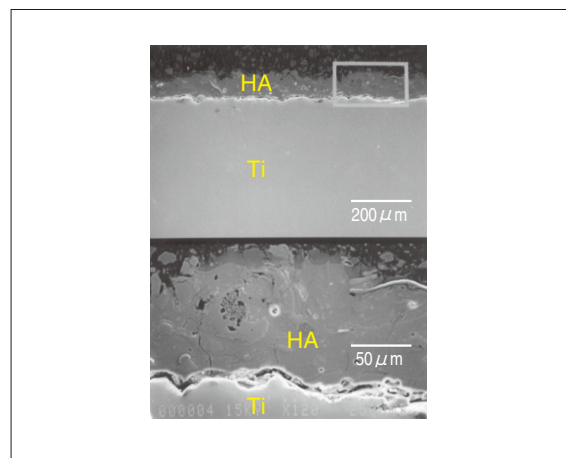


図 20-2 溶射法による HA 膜の断面 (下: 強拡大)

膜: 厚い, ポーラス, 組成不均一 (溶解度の大きな成分を含む)。密着性が悪く剥離がみられる。脱落した顆粒がマクロファージに貪食され、炎症を助長し、膜の消失をさらに早める

Q26

チッピングを減らすためには、
どうすればよいのですか？

A

前装陶材とジルコニア (TZP) の間に強度の大きな中間層セラミックスを介在させるか、根本的には前装陶材を使用しないことである。

図 26-1 は、TZP と前装陶材の間に、陶材あるいは二ケイ酸リチウムを介在させたときの焼付強さを示す¹⁾。中間層が陶材のときは 30MPa 前後の焼付強さであったが、中間層に二ケイ酸リチウム含有セラミックスを使用し焼成温度を 960°C にすると、焼付強さは 55MPa と増加した。このように、中間層に強度の大きなセラミックス (IPS e.max Press など) を粉末化して使用することにより、陶材のチッピングを減らすことが期待される。

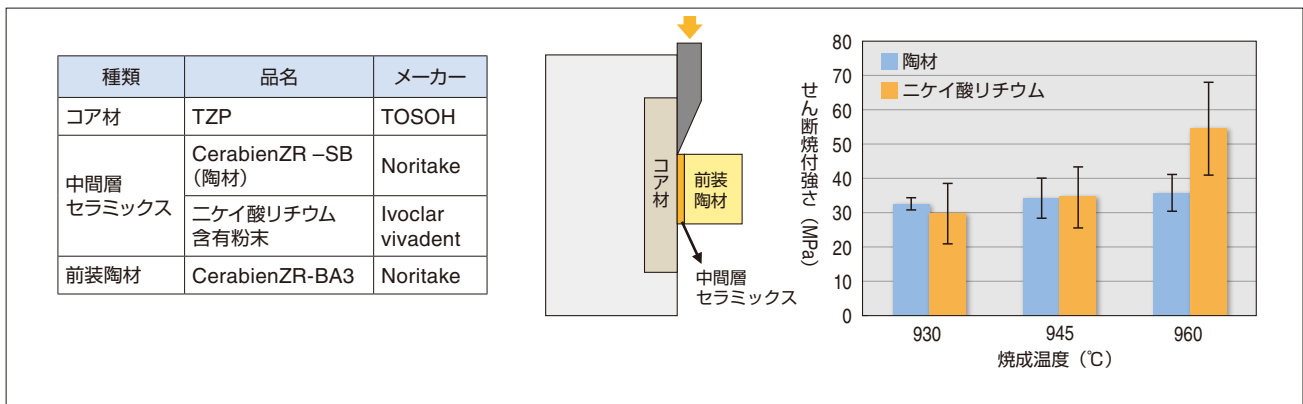


図 26-1 中間層に二ケイ酸リチウムを含有したセラミックスを使ったときのせん断焼付強さ

Q27

前装陶材を使用しないジルコニア修復は
可能ですか？

A

高透光性カラージルコニア (TZP) の開発により、透光性、色調、強さを併せもったフルジルコニア修復物の製作が可能となっている。

図 27-1 は TZP を使用したデンチャーの例である。高強度ガラスセラミックス修復物がすべて破損したため、TZP 製に交換した。当初は不透光性 TZP で修復していたが、2 年後に透光性 TZP が使用可能となったため、より審美性の高い修復が実現した。

フルジルコニアは単層 (モノリシック, monolithic) ジルコニア, オールジルコニア, フルカウントゥアジルコニアなどと呼ばれている。前装陶材のチッピングを根本的に解決するためには単層 TZP の使用が合理的である。当初は白色不透明の TZP にデッピング法

TZP 焼結体に透光感を付与するためには、空孔欠陥と不純物を低減することが重要となる。一般的に TZP 焼結体には空孔欠陥が存在し、添加物としてアルミナが添加されているため、空孔欠陥（空気）やアルミナとの屈折率差による光散乱が生じ、透光性が低下する。Zpex は、空孔欠陥を少なくして高密度焼結体とすること、および不純物となるアルミナを低減することで透光性が大きくなった。さらに透光性を高めた超高透光性 Zpex Smile は、光学的等方体で光散乱が少なく、焼成体の透光性を高めるため立方晶を共存させている。このため強度は若干低下するが、それでも曲げ強さ 600MPa 以上を確保しており、従来のオールセラミック IPS e.max Press の強度（350MPa 程度）を大きく上回っている。

このように、現在では陶材のデンチン色に対応する Zpex と、エナメル色の透光性を有する Zpex Smile を組み合わせることにより、陶材と同等な色調を有し、従来の TZP に近い強度をもつフルジルコニア修復物の製作が可能となっている。

Color shades Zpex-Pink

Er ₂ O ₃ (wt%)	Zpex-Pink (3.2Er) + Zpex						Zpex-Pink
	0.5	1.0	2.0	3.0	5.0	7.5	9.3
Zpex	94.6	89.2	78.5	67.7	46.2	19.4	0
Zpex-Pink	5.4	10.8	21.5	32.3	53.8	80.6	100
sample							

図 27-3 高透光性カラーTZP の例（東ソーのご厚意による）

	A1	A2	A3	A3.5	A4	B1	B2	B3	B4
Zpex 高透光性 デンチン色									
Zpex Smile 超高透光性 エナメル色									
	C1	C2	C3	C4	D2	D3	D4		
Zpex 高透光性 デンチン色									
Zpex Smile 超高透光性 エナメル色									




図 27-4 「VITAPAN classical」 対応の高透光性カラーTZP の光透過率（%、厚さ 1.0mm）
Zpex：高透光性，デンチン色。Zpex Smile：超高透光性，エナメル色（東ソーのご厚意による）

Q40

金属イオンの溶出は骨吸収関連サイトカインの放出に関係しますか？

A

チタンイオンは炎症性サイトカインの放出を惹起し、インプラント周囲の骨吸収に影響することが報告されている。

チタンインプラントを埋入したインプラント周囲炎患者のインプラント周囲粘膜には、チタンの検出量が健常者のそれと比較して有意に多く、チタンイオンの溶出が報告されている¹⁾ (表 40-1)。

また、インプラント周囲炎患者のインプラント周囲軟組織における遺伝子発現を調査した結果、重度なインプラント周囲炎患者では IL-12 や TNF- α の mRNA のレベルが高く、RANKL/OPG 比も最大であり、インプラント周囲炎には炎症性サイトカインや破骨細胞発生因子の発現が関与していると報告している²⁾。さらに、チタンイオンは T 細胞に取り込まれ RANKL の分泌を促進することが報告されている³⁾。

以上の報告から、チタンイオンは RANKL の分泌を促すことによってマクロファージが破骨細胞へと分化し、骨破壊に関与すると考えられる (図 40-1)。

表 40-1 インプラント周囲炎患者の組織から検出されたチタン (Olmedo ほか, 2013¹⁾ をもとに作成)

	上清	沈殿物
Control	0 ppb	0 ppb
インプラント周囲炎	2.02 ppb	2.44 ppb
非インプラント周囲炎	0.41 ppb	0.88 ppb

上清、沈殿物ともに検出

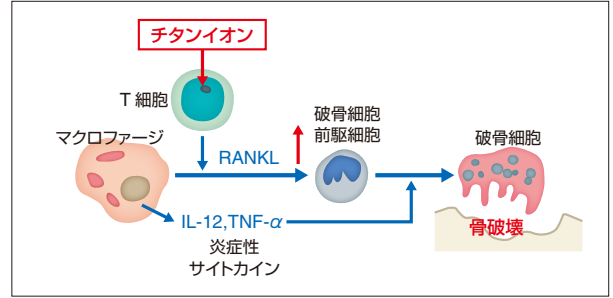


図 40-1 チタンイオンの骨破壊への関与

Q41

摩耗粉の放出がインプラント周囲骨の吸収を引き起こすのは、なぜでしょうか？

A

骨/インプラント界面へ移動した摩耗粉 (サブミクロン微粒子, 1 μ m 以下) がマクロファージを呼び寄せると、炎症性サイトカインや破骨細胞誘導因子を産生し、破骨細胞が活性化して骨吸収を引き起こすことが報告されている。

炎症性異物肉芽組織には摩耗粉を貪食した単球・マクロファージに TLR2, TLR4 の発現が観察され、摩耗粉に対する生体反応に TLR (toll-like receptor) を介した分子機構が関与する可能性が指摘されている¹⁾。