

チタン用陶材「イニシャル Ti」と CAD/CAMチタンフレームが 補綴設計にもたらす可能性

大阪府 dental BiOVISION株式会社
歯科技工士
辻 貴裕



はじめに

歯科用金属の中でも陶材焼付用金属にはプレシャスもしくはセミプレシャス合金が一般的に使用されてきたが、近年の著しい金属価格の高騰により、材料費としての金属代が治療費に重くのしかかっている状況となっている。

その一方で、CAD/CAMテクノロジーは目覚ましく発展し、鋳造加工が困難であったチタンのミリング加工による精度の高いフレームが作製可能となった。

歯科用金属としてのチタンは、1960年代に歯科用インプラント体の材料として利用されはじめた。1980年頃からは専用の鋳造機が開発され、鋳造床などに用いられてきたが、歯冠修復用としては広く普及することはなかった。その理由として、高融点であることから鋳造の困難さもあげられるが、チタン焼付用の専用陶材は熱膨張係数が小さく、化学的にも安定した低溶陶材でな

ければならず、チタン陶材製品そのものの問題やフレーム処理が原因によるトラブルも多かったためと考えられる。

そこで、今回は昨年発売となったGC社「イニシャル」陶材のラインナップの中からチタン用セラミック「イニシャル Ti」の築盛ステップと注意点、臨床応用した症例を紹介したい。



1-1 CAD/CAMチタンフレームにイニシャルTiを築盛したインプラントスーパーストラクチャー。

歯科用金属としてのチタンの性質

チタンは地球上に豊富に存在する非貴金属であり、密度は $4.5\text{g}/\text{cm}^3$ と軽く、比重は金の4分の1以下であり軽金属に分類される(表1)。しかし、溶融温度は 1720°C と高い(チタン合金は 1640°C)。

チタンは本来活性な金属だが、酸素との親和力がきわめて強く、高温の金属チタンは非常に酸化しやすい。この性質は室温では安定した酸化膜(不動態膜)と

なり優れた耐食性を示すことから、金属イオンの放出を防ぐ役割を担う。この耐食性は溶接、加工および熱処理などの材料履歴により変化することはない。

ゆえにチタンは口腔内や生体内環境下で優れた耐食性を示し、生体に対し有害性が少なく生体親和性に優れ、金属アレルギーの原因になりにくいとされている。

チタンの溶接については、純チタン、チタン合金ともに溶接性に優れているといわれているが、レーザー溶接機が必須であり、かつアルゴンガス雰囲気にする事で酸素との反応を防止しながら行わなければならない。

また、陶材を築盛するにあたっては、溶接部のフレーム強度の低下やガスの発生が懸念されるためお勧めできない。

金属	比重 (g/cm ³)	融点 (°C)	膨張係数 (10 ⁻⁶ /°C)	弾性係数 (10 ¹² dyne/cm ²)
Al	2.6	660	23.9	0.76
Au	19.3	1064	14.2	0.88
Ag	10.5	962	19.6	1.01
Cu	9	1084	17.1	1.36
Fe	7.9	1539	12	1.9
Ni	8.9	1455	13	2.05
Co	8.9	1495	12.3	2.1
Cr	7.2	1890	6.6	2.53
Ti	4.5	1720	8.8	1.14

金属データブック, 1974

表1 歯科用合金の成分元素およびチタンの物理的性質。

	表面粗さ (μm)	焼付強さ (MPa)	再研磨後焼付強さ (MPa)
As-polished	1	0.4	—
Glass beads	1.8	2.7	—
Carborandom	5.8	25.4	6
Alumina	2.8	35.9	12.4

「チタンセラモメタルの焼付強さに及ぼすサンドブラストの影響」1996 九歯大・理工

表2 各処理面における表面粗さおよび焼付強さ。

純チタンとチタン合金

現在、CAD/CAMミリングによるチタン加工ではインプラントブリッジフレームは純チタンとチタン合金クラウン&

ブリッジフレームにはチタン合金が一般的に用いられることが多い。

ビッカース強度は純チタン(グレード

4)で170HV、チタン合金(Ti-6AL-4V)においては、320HVと高い数値を示す。



2-1 ワックスアップで歯冠外形を回復する。



2-2 Aadvaにてミリング加工されたAadva ユニバーサルチタンアバットメント。



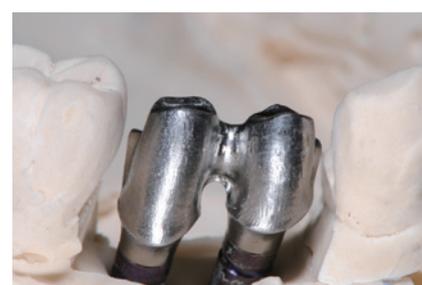
2-3 調整後のAadva ユニバーサルチタンアバットメント。



2-4 アバットメントをスキャンし、ミリング加工されたチタン外冠フレーム。



2-5 フレーム最終調整は専用のクロスカットバーで行う。



2-6 最終調整されたチタン外冠フレーム。

チタンフレームの前処理

フレーム最終調整は良く切れる専用のクロスカットバーで行い、低速で一方向に面をならすようにする(図2-5)。そして、120~150μmの粒径の粗いアルミナサンドを2気圧下、45°Cの角度で

ブラスト処理を行う。

この適切なサンドブラスト処理が焼成陶材の焼付けにも影響するといわれている(表2)。

チタンの優れた耐食性は表面に存在

する酸化被膜の存在に由来するため、フレーム調整とブラスト処理後の洗浄処理としてスチームクリーナーで表面洗浄後、清潔な状態で大気中に5分以上放置して不動態被膜を生成する。

チタンと陶材の焼付け

焼成の最初のステップとして、イニシャル Tiボンダーを塗布する。ボンダーと専用リキッドをしっかりと混和し、ごく薄く均一にフレーム全体に塗布する(図2-8)。

接着強度に関して、イニシャル Tiボンダーを塗布した時としなかった時とで破壊試験を行った結果、ボンダー処理を施したほうが明らかに接着強度が得ら

れているといった報告がある(図2-14)。

陶材焼付用金属は、金属の弾性係数が焼付界面に生ずる応力に関係するので重要であり、純チタンおよびチタン合金の弾性係数は、Au合金と同程度で、Ni-Cr合金よりも小さい(表1)。

陶材成分として人工ガラスセラミックを採用することで、チタンに特化した熱膨張係数にコントロールされている。

そして、低溶陶材に分類される焼成温度に設定されているので、チタンフレームの酸化が軽減されている。

これらのことから、適切なブラスト処理によって機械的結合が得られ、ボンダー処理が化学的結合をもたらす、チタン用に熱膨張係数がコントロールされていることが圧縮応力による結合をもたらす。



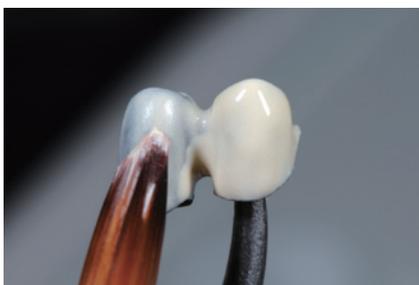
2-7 125 μ mのアルミナサンドブラスト処理を施し、不動態化処理を行う。



2-8 イニシャル Tiボンダーをごく薄く均一にフレーム全体に塗布する。



2-9 ボンダー焼成後、平ブラシでファーストオパークを塗布し焼成。



2-10 セカンドオパークを塗布する。



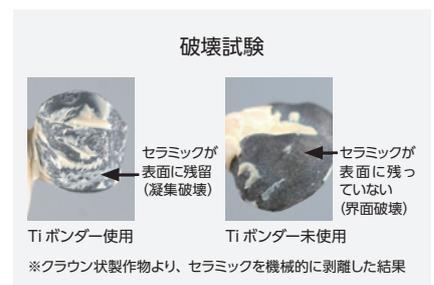
2-11 セカンドオパーク焼成後。表面にはやや光沢がある。陶材は歯頸部と咬合面には蛍光性の高いインサイド (IN-42)を築盛し、歯冠全体にフルオデンチン (FD-91、93)とデンチンを築盛しカットバックを行う。そしてクリアフルオレッセンス (CL-F)で約0.2mmの厚さで被い、エナメルとエナメルオクルーザルで最終形態を回復する。



2-12 形態修正を行い、グレイズ後の最終上部構造。



2-13 口腔内装着後の上部構造。



2-14 Tiボンダー使用有無の破壊試験(試験元:KLEMA社)。

チタンと陶材の焼成温度

純チタンは約880℃でαタイプからβタイプへと相転移するため、変態温度以上の焼成温度は望ましくないとされている。

一方、熱伝導率は金合金より低く、密度も小さいため、陶材焼成時のケースに応じた温度管理は重要で、焼成昇温速度は45℃/min以下とし、GC社指定の

プログラム（デンチン焼成780℃）を基準に使用ファーンレスや母体となるチタンフレームの大きさによって10℃～20℃上げて焼成し、オペークの焼成状態を確認して調整しなければ、生焼け状態になることもある。

イニシャル陶材の特徴として、ライン

ナップされているすべての製品（MC、LF、Zr-FS、AL、Ti）の色調と名称が統一されていることから、1つの製品で色調表現をマスターすれば、同じテクニックで応用できる。

イニシャル Tiの色調再現性と問題点

ガムシェードに関してはMCやZr-FSは数種類用意されているのに対し、チタン用はジンジバユニバーサル（GU）のみである。しかし、デンチン陶材やサー

ビカルトランスルーセント陶材を組み合わせて築盛することで、自然感のある歯肉色の再現は可能である（図3-1）。また、専用オペークはパウダータイプし

がなく、専用液と練和するのだが、焼成時の「ひかれ」により、マージン部に一層メタルラインのブラックマージンになりやすい（図3-2）。



3-1 ジンジバ陶材はGUのみだが、デンチンやトランスルーセント系の陶材を組み合わせることで色調再現は可能である。



3-2 専用オペークはパウダーオペークのみとなり、その欠点として、マージン部にブラックラインが生じやすい。



3-3 チタン合金の場合、複数回の焼成による酸化膜付着が著しい。

酸化被膜の除去

チタンの特性から焼成による酸化膜の付着は貴金属よりも顕著で、適合精度に影響を及ぼさないかが懸念される場所である。

特にチタン合金は焼成を重ねる度の酸化膜付着は著しい（図3-3）。これは、貴金属で作製したメタルセラミッククラウン同様、最終グレース後に内面を

通常のサンドブラスト処理することで容易に除去できる。

インプラントブリッジ（純チタン）の場合は、合金ほど酸化被膜の付着は著しくないが、複数回の焼成によりその被膜は厚くなる（図3-4）。

このような高精度な適合が求められるインプラント体やアバットメントとの

接合部に対する酸化被膜の除去方法として、1.5気圧以下のガラスビーズ処理を慎重に行うことで対応している（図3-6）。適合確認のため酸化被膜の除去前後にワンスクリューテストを行い20倍のマイクロスコープを使用して注意深く観察した結果、優劣は見受けられなかった（図3-7）。



3-4 インプラントブリッジフレームの焼成回数を重ねるごとの接合部の酸化被膜の付着。



3-5 最終グレース後の酸化被膜。



3-6 1.5気圧以下のガラスビーズ処理を慎重に行い、酸化被膜を除去。



3-7 適合確認のためワンスクリューテストを行い20倍のマイクログラフを使用し観察。優劣は見受けられなかった。

インプラント上部構造への応用

無歯顎のインプラント補綴設計においては、スクリュー固定式のインプラントブリッジが選択されることも多い。その場合の裏装材料としては人工歯、ハイブリッドレジン、セラミックと分かれるが、人工歯を使用する場合は人工歯の形態や大きさに左右され、床用レジン（歯肉色部）との組み合わせとなるので、症例的に適応しないこともある。また、ハイブリッドレジンに変色やプラークの付着が著しいことから、第一選択にはしたくないと考えている（図4-1）。

一方、セラミックは口腔内でも酸やアルカリ、水分などの影響を受けにくく、化学的安定性は良好で、着色があっても除去が比較的容易である。そうなる

例が多くなるわけだが、問題として、無歯顎症例はフレームが大きくなり、従来の鑄造法では、面あれや鑄巣によるガスの発生や鑄造ミス（図4-2）、ロウ着による強度低下（図4-3）や焼成によるフレームのたわみ等の問題があり、陶材築盛時のストレスは尽きなかった。それが、CAD/CAMによるミリング加工であれば、適合精度にも優れたチタンフレームに直接陶材を築盛できる。つまり、ひとつのブロックからミリングされたフレームに築盛できることで、これらの問題は解消された。

なにより、ワックスアップや埋没といったアナログ的な作業から解放されることは大きなメリットだろう。

また、大臼歯部には破折を防止する目的で、咬合面までミリング加工し、頬

側のみチタンポーセレンでフェーシングすることも可能である（図4-4）。

エステティックゾーンでの補綴設計としては、ジルコニアが第一選択肢になるところだが、強度も考慮した場合は必ずしもその限りではない（図4-5）。

症例に応じて、チタンアバットメントの唇側部のみをカットバックし、チタンポーセレンを焼付けるフューズドアバットメントにする方法もある（図4-6）。



4-1 プラーク付着が著しいハイブリッドレジン。



4-2 ワックスアップ法による鑄造欠陥。



4-3 ロウ着部の経年劣化による破断。



4-4 強度を重視する場合、チタンをミリング加工で咬合面まで回復させることもある。



4-5 破折したジルコニアアバットメント。



4-6 チタンポーセレンを焼付けたフューズドアバットメント。



4-7 チタンポーセレンを築盛したフルマウスインプラントブリッジ。



4-8 ミリングされたフレームの築盛前のワンスクリューテスト。



4-9 複数回焼成後、完成した上部構造のワンスクリューテスト。



4-10 口腔内装着された最終上部構造。



Dr. H. Kitajima

おわりに

CAD/CAMによるミリング加工されたチタン製のインプラントブリッジは数年前から日本国内でも製作されていたが、裏装材料としては人工歯かハイブリッドが主流だった。

チタンフレームとチタン用陶材の組

み合わせにより、優れた精度でコストの安定した補綴物作製が可能となり、設計と材料のバリエーションも豊富となったといえる。

つまり、貴金属から非貴金属であるチタンで加工されたフレームの普及が一

層加速し、アナログ技工からデジタル技工へ変貌しようとしている時代にインシヤル Tiの存在は大きな役割を担うであろうと期待している。



辻 貴裕 (つじ たかひろ)

大阪府 dental BiOVISION株式会社 歯科技工士

略歴◎1990年 旭川歯科学院専門学校卒業。1990年 東京ホテツセンターラボラトリー入社。1992年 佐藤歯科医院勤務 (旭川)。1993年 株式会社技研入社 (旭川)。1996年 渡豪。1998年 渡加、Universal Dental Laboratories Inc入社 (Edmonton)。2000年 デンテックインターナショナル (株)大阪オフィス入社。2010年 dental BIOVISION株式会社設立 代表取締役就任。