特集「金属材料による医療イノベーション」

コーヌスクローネへのCo-Cr合金およびTi合金の適用

Cone-Crown telescopes applied non-gold based alloy
— Application of Co-Cr and Ti-based alloy —

[1]東京医科歯科大学大学院医歯学総合研究科　部分床義歯補綴学分野
[2]東京医科歯科大学生体材料工学研究所
五十嵐　順正[1]／大井田　督仁[1]／野村　直之[2]／塙　隆夫[2]
Yoshimasa IGARASHI, Masahito OHIDA, Naoyuki NOMURA and Takao HANAWA

はじめに

歯科臨床においてMIの理念が提唱，実践されだしてから久しい．歯質欠損の病態が歯冠欠損の程度までであれば，このMIの実践は旧来の鋳造修復に比べきわめて効果的な技法であることは大方の臨床医の知るところである．

しかし，歯の欠損が3歯を超えさらに遊離端欠損となった場合の欠損修復，補綴処置については，メタルフリーの理念は今のところその実効性には疑問がある．いわゆるノンクラスプ義歯で，形の上で歯の欠損を「埋めて」も咬合接触の回復，特に咬合支持に伴う咬合圧の支台歯，欠損部顎堤への適正な配分という観点からは大きな難点があり，ノンクラスプ義歯が解決策となるとはいえない．欠損が拡大し，遊離端欠損を生じるとすべてがプラスチックによる構成の義歯構造では短期的にはともかく，中・長期的な予後は咬合支持の回復というわれわれの目標からみると十分な治療効果を望むことは困難である．

以上からみるに，従来パーシャルデンチャーやインプラントによって欠損補綴がなされていたような適応症の場合には単なるMIやメタルフリー修復・補綴は成立し難いのであって，適切な金属構造によって義歯自体の剛性を担保しなければならない．これは保険適用の義歯，一般診療の義歯を問わず，クラスプ・パーシャルデンチャーの基本設計にかかわる必須概念である．

クラスプ・パーシャルデンチャーの剛性を高めるために適用する金属材料として考えられるのは現在のところ以下の合金である．タイプ3金合金，および金銀パラジウム合金，Co-Cr合金，Ti合金の3種の代用合金が現在使用されている．現在の臨床現場における傾向としては，数年前まではPd-Ag合金が補強構造材として多く用いられてきたが，合金の単価高騰もあり，より機械的に優れたCo-Cr合金が現在補強構造材料としてほとんどの症例で日常的に適用されている．以上はクラスプ・パーシャルデンチャーの現状についてみてきたものであるが，本稿の課題であるコーヌスクローネテレスコープ義歯（以下コーヌス義歯）においても状況は同一である．

コーヌス義歯の使用合金

1970年代前半のコーヌスクローネ導入の時点から支台装置である内冠，外冠にはタイプ3金合金を適用することが教科書的に，また臨床現場で広く実行されてきた．しかし，金合金の価格は当時グラム1,200円程度であり，歯学部の学生の臨床実習の現場でも気軽に金合金修復・補綴が行われていた．一方のPd-Ag合金も多く用いられたが，金合金に比べ，合金表面の酸化・硫化が広範に認められる場合があり，金合金に比してその耐食性に不安があった．Co-Cr合金がこの領域で使用されだしたのは1985年前後で，現在は消滅したドイツ連邦共和国のKruppという鉄鋼メーカーの歯科部門が販売していた汎用歯科合金Co-Cr-Mo-Ti合金（Dentitan）によるところが大きい．Co-Cr合金を適用した場合には義歯金属構造の重量はおよそ金合金の1/2，さらにTiおよびTi合金を適用した場合には1/4となる（図1～3）．たとえば，全顎可撤ブリッジの場合金合金ではおよそ40～50g，Co-Cr合金では20g程度，さらにTiおよびTi合金では10g程度と激減する．合金の比重からみて当然の帰結であるが，臨床的にみると補綴装置の総重量は義歯装着後の

図1　標準的なコ　ヌス義歯の症例
左は外冠可撤部を撤去したところ，右は可撤部を装着したところ　タイプ3金合金を使用しているので，義歯金属部の重量は40～50 g となる

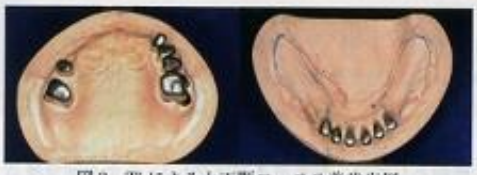


図3　Ti による上下顎コ　ヌス義歯症例
上下内冠を取り込み印象により位置決めした外冠　可撤部製作用模型を示す

図4　上下顎の可撤部
上顎は3ピ　スで鋳造後，2カ所をレーザ　溶接した下顎はワンピ　スで鋳造した　使用金属はすべて Ti である（松本歯科大学歯科病院技工室田村技工士より提供）

図6　口腔内に装着された上下コ　ヌス義歯（Ti 使用）

長期経過観察時にほとんどの症例で生じる「支台歯の喪失と義歯の改造，これに伴う義歯維持力の相対的喪失の問題」に大きくかかわっている　つまり，全顎可撤ブリッジなどで当初多数の支台歯で維持力が十分であったのが，長年の経過中に支台歯が徐々に失われ，義歯構造の重量は装着当初のままであるため，次第に相対的な義歯維持力が低下するということがしばしばみられ，対応に苦慮することが多い　臨床で比重の小さい Co-Cr 合金や Ti 合金などを安定的に適用できれば上記の重量の問題は解決できる　また近年 Co-Cr 合金，Ti 合金を寸法精度よく，的確にほぼ鋳込み率

図2　1990年代に実用化されていた Krupp の Dentitan（Co-Cr-Mo-Ti 合金）を金属部に適用した症例
左上施術前の口腔内，右上は Dentitan 製のコーヌスクローネ内冠，左下は内冠を耐火模型に定位の後キャストオンするための外冠可撤部のワックスアップ状態，右下は完成したコ　ヌス義歯をそれぞれ示す（茅ヶ崎市水村ラボ水村技工士より提供

図5　模型上の可撤部および可撤部内面（Ti 使用）

図7　上顎可撤部の総重量はレジン床部を含めても 10.7 g であった
（Ti 使用）

図8　Ti合金（Ti-6Al-7Nb合金　GC　Tアロイタフ）によるコ　ヌス義歯内冠

図9　大連結子を割愛した可撤部の構造

図10　義歯が装着された口腔内　審美的で軽い外冠可撤部を実現できる（東京医科歯科大学歯学部附属病院技工部夏目技工士より提供）

100%で鋳造できるシステムや，さらにCAD/CAMの発展で加工法も実用段階にまで至った　これらも金合金以外の素材を適用できる環境作りに一役買っている　TiおよびTi合金は耐食性に優れ，生体親和性も高い　しかし，合金の単価は低廉であっても加工に要する周辺機器，とりわけ鋳造システムは高額である

方Co-Cr合金は鋳造床を鋳造できるラボ環境であればCAD/CAM等を適用しないでも十分に対応可能である　したがってユ　ザ　の観点からはTiとCo-Cr合金とを上述の観点から使い分けていくことが考えられる（図4～7）

3　コーヌス義歯の特長

通常のパ　シャルデンチャ　とは異なり支台歯を歯冠形成し，内冠　外冠から成るテレスコ　プ冠を設定することにより，欠損部の義歯床を安定させることができる　テレスコ　プ冠には支持　把持　維持の3安定要素が求められる　特に従来金合金を多用してきた理由は維持力の発現が適切に得られることが大きな理由であった　したがって，金合金以外においても上記の3安定要素，特に維持要素が適切に得られれば比重の大きな合金にこだわる理由はなく，むしろ義歯構造全体の軽量化のほうを選択する観点から金合金以外を適用するという方向性もある

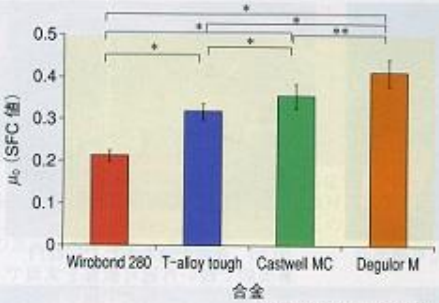
筆者は1985年頃から臨床においてCo-Cr合金を適用し，当初は焼付ボ　セレン前装の適用も試みたが，特別な事例を除き，この前装法はことごとく失敗した　1990年頃から歯冠用硬質レジンの改良が進み，現在ではすべての症例で安全に前装を実施できるようになった　これにより，問題はコ　ヌス義歯の維持力発現の特徴である「楔効果」による維持力の発生が具体的に各合金間でどのように異なるかを明らかにすることが必要である　また，臨床で必要とされる維持力を発揮させるためにはどのような理論の応用があるのかを知り，これを解明したうえで金合金以外の合金の適用を実行すべきであるという立場に到った

4　コ　ヌス義歯の支台装置の要件からみた合金

コ　ヌス内冠上の外冠が嵌合して外れない程度の維持力を生じるメカ－ズムは，一言でいえば「楔効果」とよばれている　これはちょうど木の切り株に斧を打ち込むのと同様で，内冠上の外冠が適合状態からさらに咬合力で荷重されると外冠の「閉じたリング状」の形態が内冠上で滑りを生じ，外冠が微小変形するとともに内冠に対し圧力を生じ，これが外冠の維持力に転換されると説明できる　この微小変形し，内冠へ維持力を生じる性質は使用金属の静止摩擦係数に依存しており，さらに外冠に加わる外力である咬合力の値に比例することが数理的に示される　これまで臨床で主に用いられてきた金合金は経験的に弾性変形能が大きく外観の変形も的確に生じるため適切な維持力の発現が得られたのであるが，Co-Cr合金，Ti合金では経験的に金合金に比べ，弾性変形値が小さく，「弾力がない」合金であることが知られている　そこでCo-Cr合金，TiおよびTi合金を適用する場合には特にコ　ヌス冠の維持力の設定においてコ　ヌス角を小さめにする配慮を臨床的にしてきた（図8～10）　これについて科学的根拠を提示したのがOhidaらの研究である（Dent Mater J, 2010）

Ohidaらはコ　ヌスクロ　ネの維持力の発現に関するKörberの以下の等式を用いてCo-Cr合金，Ti合金，Pd-Ag合金について金合金との対比を検討した

$$T = \mu_0 \frac{K}{\sin \alpha/2}$$



*P<0.001, **P<0.05
(One-way ANOVA, Tukey HSD)

図 11　各種歯科用合金の静止摩擦係数（SFC）の値
金合金が最大，Co-Cr 合金が最小であることが分かり，コーヌスクローネの維持力発現のメカニズムから各合金使用時の維持力にかかわる内冠テーパー角（コーヌス角）を調整付与する根拠が示された（Ohida et al. Dent Mater J 2010）．

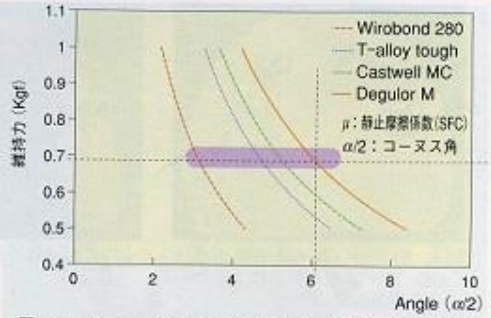


図 12　コーヌス角とテレスコープ冠維持力（T）の関係
内冠テーパー角（コーヌス角）と各合金の SFC 値を等式

$$T = \mu_0 \cdot \frac{K}{\sin \alpha/2}$$

に代入して得られた維持力 T の関係を示す．横軸はコーヌス角，縦軸は得られる維持力の理論値である．グラフ中紫で示した部分が維持力 700 gf に相当する各合金におけるコーヌス角の理論解となる．

T：外冠維持力，μ_0：使用合金の静止摩擦係数，K：外冠に加わる咬合力，$\alpha/2$：内冠の軸面テーパー角（コーヌス角）

以上とすると μ_0 は金合金でおよそ 0.4，Co-Cr 合金ではおよそ 0.2 であり，維持力 T を一定とすると $\alpha/2$ の値すなわちコーヌス角は金合金に比べ Co-Cr 合金ではより小さな値に設定する必要がある．なお，Ti 合金においてもほぼ同様の傾向が認められた．

上記式の試算によると，金合金でコーヌス角 6 度とした場合にほぼ 700 gf となる維持力を付与するには，Pd-Ag 合金で 5～6 度，Ti 合金では 5 度未満，Co-Cr 合金では 3～4 度程度となる．実際の臨床では維持力を少なめに付与することが多く，これらの上限の値を付与することが行われている（図 11, 12）．

5　臨床的な維持力の調整

金合金製のコーヌス冠と同様 Co-Cr，Ti 合金製のコーヌス冠においても過剰な維持力の削減，不足した維持力の増加という両方の調整ができる．

調整には茶色のシリコンポイントをダイヤモンドドレッサーで成形したものを適用する．調整部位として，維持力が過剰である場合には外冠帽壁テーパー部に認められる過剰接触部位（シャイニングスポット）を中心に削合・調整し，適切な維持力を付与する．維持力が不足の場合には外冠が微小沈下できるように内冠天井部または外冠内面の相当部を削合・調整する．

調整時の条件として，内外冠が適合していること，義歯全体の動揺が最小となっていること，つまり，欠損部上の義歯床が機能時に適合し義歯の動揺がほとんどみられないという条件は不可欠である．

6　おわりに

コーヌス義歯用の合金は従来からの金合金に加え，本文に示したように Co-Cr 合金，Ti 合金も安心して合理的に適用できるようになった．適用にあたっては歯科用合金の基礎的な条件を知ったうえで適切な合金を選択し，応用していくべきである．なお，本学生体材料研究所金属部門（主任：塙　隆夫教授）での開発になる機械的性質が改善された汎用の Co-Cr 合金が最近公表され，近々市場に登場する予定であることを報告しておく．

もっと知りたい読者のために

1）塙　隆夫編．医療用金属材料概論．日本金属学会；2010：278.
2）Ohida M, Yoda K, Nomura N, Hanawa T, Igarashi Y. Evaluation of the static frictional coefficients of Co-Cr and gold alloys for cone crown telescope denture retainer applications. Dent Mater J 2010; 29：706-712.