



歯科用貴金属合金
安全性試験レポート

Vol. 10

メタルセラミック修復用貴金属合金「ブライティス」の
物性と安全性

目次

1. はじめに	2
2. 材料と試験方法	3
2.1 試料	3
2.2 試験片作製	3
2.3 試験方法	4
3. 結果および考察	6
3.1 0.2%耐力, 伸び, 硬さおよびヤング率	6
3.2 液相点および固相点, 熱膨張係数および熱膨張ヒステリシス	8
3.3 組織観察	9
3.4 溶出試験	9
3.5 WST-8試験	10
3.6 トリパンプルー色素排除試験	11
4. まとめ	12

メタルセラミック修復用貴金属合金 「ブライティス」の物性と安全性

1. はじめに

山本貴金属地金株式会社 常務取締役
博士(工学) 安楽 照男

歯科用貴金属合金は、機械的性質や加工性、耐食性、生体適合性に優れていることから広範囲の用途に用いられ長年の臨床実績がある。一般的に歯科用貴金属合金の設計は、金、白金、パラジウム、銀などの貴金属に、数種類の非貴金属元素を添加し強度を向上させるとともに融点、铸造性、加工性などが調整して行われる。特にメタルセラミック修復用貴金属合金では、陶材を焼き付けるために合金と陶材の結合や熱膨張係数を考慮した合金設計をしなければならないため、主成分のほかに非貴金属元素との添加特性を把握しなければならない。メタルセラミック修復用貴金属合金の特性は、JIS T 6118 (歯科メタルセラミック修復用貴金属材料)¹⁾に規定され、生体適合性に加え、化学組成と耐力と伸び、はく離・クラック発生強さに関する規定がある。化学組成に応じて種類の異なるタイプ1とタイプ2に分類されている。タイプ1は、金50%以上を含有し、金および白金族元素の合計が75%以上である。タイプ2は、金または白金族元素を35%以上、もしくは金、白金族元素の合計が35%以上でタイプ1を除くと定められている。

日常の臨床では、合金特性のほかに陶材との適応をもとに用途に応じた合金が選択されて使用されている。しかし、インプラント上部構造では、メタルフレームも複雑で長いケースが多く用いられることから、高度な精度や耐久性が要求されるようになってきた。特に、陶材との適応として熱膨張係数と強固な結合はもちろんのことであるが、陶材の繰り返し焼成や前ろう付けや後ろう付けの加熱・冷却を伴う操作によっては、熱的影響による適合性がきわめて重要である。これらの特性は、主要な金、白金、パラジウムなどの貴金属で合金設計することは難しく、添加元素の種類や添加量による制御技術が要求される。

弊社の歯科用貴金属合金の開発では、独自の技術を生かし、主要構成の貴金属と添加元素の種類や添加量を微調整し最大の物性を引き出す検討を行っている。メタルセラミック修復用貴金属合金は、高カラットから低カラット、パラジウム系までのあらゆるラインアップの合金をそろえるとともに、国内販売では15年連続の市場第1位である。さらに、生体に対する安全性を評価するために、溶出試験や細胞毒性試験の結果の検討も行っている。これら長年蓄積した基本データは、歯科医療従事者の臨床に役立ててもらいたいという思いから2010年11月に「歯科用貴金属合金の科学」(基礎知識と铸造の実際)として書籍を株式会社学建書院より出版した。ぜひ、御一読していただきたい書籍である。

新製品「ブライティス」は、既存のセミプレシャス系の種類に追加ラインアップとして各種陶材の適応に合わせて、インプラント上部構造に適した物性を反映させるために開発された。この合金は、

金(48.7%)、白金(0.5%)、パラジウム(28.5%)を主体として銀(17.2%)を効果的に配合しており、既存のセミプレシャス系より金、白金族元素の合計がわずかに少ないながらも同様にディギヤッシング後の酸化膜が薄灰色で修復物が明るく仕上がる。また、熱的影響による変形が少なく、適度なしなやかさと靱性があり、繰り返し铸造しても安定した強度を発揮する特徴がある。今回の試験では、臨床実績の多い既存のセミプレシャス系と合わせ物性と化学的特性や安全性評価を中心に行った。

評価項目は、機械的性質、顕微鏡観察、熱膨張ヒステリシス、溶出特性、細胞毒性を中心に“安全性シリーズVol.10”としてまとめた。

本試験レポートが、歯科医療従事者の臨床に何らかの役に立つことができれば幸いである。

2. 材料と試験方法

2.1 試料

表1に試験に用いたブライティスおよび比較として用いた既存のセミプレシャス系合金の組成を示す。

表1 セミプレシャス系合金の組成 (mass%)

製品名	Au	Pt	Pd	Ag	その他
ブライティス	48.7	0.5	28.5	17.2	Sn, In, Ir, Cu, Ga 5.1
クインタス52	52	1	28.3	13	Cu, In, Sn, Ir 5.7
ゼオメタル53	53	1.5	27.5	12.3	Sn, In, Ir, Cu, Ga 5.7
クインタセラフィー	56	2	24.5	13	In, Sn, Ru 4.5

2.2 試験片作製

試験片は表2に示すワックスパターンを用い、真空铸造機で各合金の添付文書に定められている铸造条件に従って铸造した。

表2 試験の種類と試験片形状

試験の種類	形状	熱処理
引張試験	直径 3 mm, 長さ 60mm(つかみ部: 直径 6mm, 長さ 15mm)	大気中 920℃, 15 分間保持後, 放冷
硬さ試験	10 mm × 10 mm × 1 mm	大気中 920℃, 15 分間保持後, 放冷
熱膨張測定	直径 6 mm, 長さ 20 mm	大気中 920℃, 15 分間保持後, 放冷
熱膨張ヒステリシス測定	直径 6 mm, 長さ 10 mm	無処理
組織観察	10 mm × 10 mm × 1 mm	無処理
溶出試験	34 mm × 13 mm × 1.5 mm	無処理
WST-8試験	—	—
トリパンブルー色素排除試験	直径 15 mm, 厚さ 1 mm	無処理

※引張試験、硬さ試験、熱膨張測定の熱処理は、JIS T 6120 (歯科メタルセラミック修復物の試験方法)²⁾の熱処理方法に準ずる

2.3 試験方法

試験方法は下記のとおりとした。

(1) 引張試験²⁾

引張試験機としてオートグラフAGS-10kND（島津製作所）を用い、0.2%耐力、伸び、ヤング率（弾性率）を求めた。測定条件は、標点間距離15 mm、クロスヘッドスピード1.5 mm/minとした。

(2) 硬さ試験³⁾

硬さ試験機としてMVK-E II（明石製作所）を用い、試験片は1検体で9箇所を測定した。測定条件は、荷重300gで保持時間15秒間とした。

(3) 液相点および固相点試験²⁾

合金をるつぼ内で溶融し、その温度を測定して得られる冷却曲線から液相点および固相点を求めた。

(4) 熱膨張測定²⁾

熱機械分析装置としてTMA8310（リガク）を用い、室温から505℃まで5℃/minで昇温し、50～500℃までの熱膨張係数を求めた。

(5) 熱膨張ヒステリシス測定

熱機械分析装置は、TMA8310（リガク）を用い、室温から960℃まで、昇温・冷却速度を10℃/minとして3回往復させ、熱膨張ヒステリシス曲線を得た。3回往復後の試料の長さの変化を変位率（%）として算出した。

(6) 組織観察

試験片は、表面を2000番まで耐水研磨紙で研磨し、鏡面仕上げした後、王水を蒸留水で2倍に希釈した溶液で約20秒間エッチングした。その後、金属顕微鏡PM-6（オリンパス）を用いて観察した。

(7) 溶出試験²⁾

試験片は、すべての面を約0.1 mm研削し、耐水研磨紙の1000番まで研磨して仕上げた。これを0.1 M乳酸 (0.9%) + 0.1 M NaCl (0.58%) 溶液10 mLを用いて下記の溶出試験を行った。

試験片を試験液10 ml中に浸漬し、37℃で7日間静置した。その後、試験片を除いて浸漬溶液を回収し、過酸化水素および硝酸によって浸漬溶液中の有機物を除去した後、誘導結合プラズマ発光分光分析（ICP-MS）に供し、溶液中の金属イオンの定性および定量分析を行った。金属イオンの溶出量は合金の単位面積あたりの溶出量（ $\mu\text{g}/\text{cm}^2$ ）として算出した。

(8) WST-8試験^{4,5)}

本試験は、指示薬であるWST-8が生細胞の持つ脱水素酵素（ NAD^+ 、 NAD(P)^+ デヒドロゲナーゼ）によって橙色のWST-8ホルマザンへと還元される原理を利用し、この橙色の濃淡を測定することに

より試料の細胞への影響を分析するものである。本試験ならびに次項で述べるトリパンブルー色素排除試験では、細胞としてヒト急性単球性白血病細胞株 THP.1細胞を用いた。

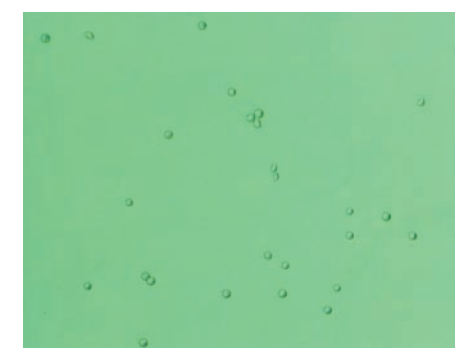


図1 ヒト急性単球性白血病細胞株 THP.1細胞

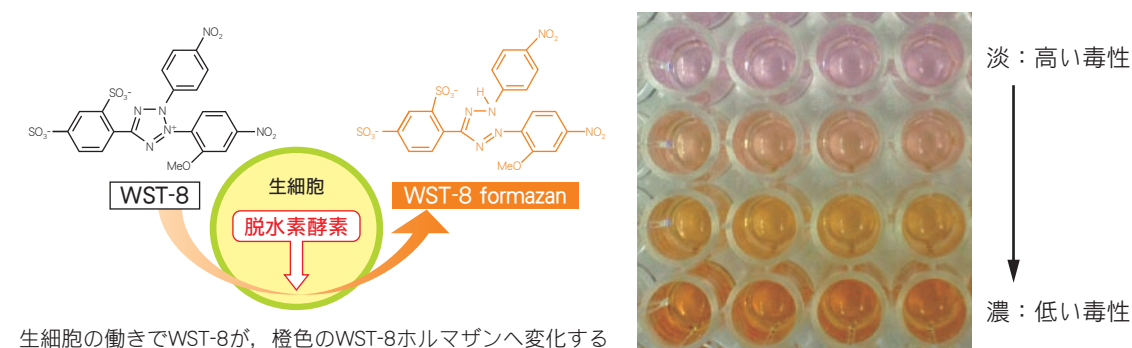


図2 WST-8試験原理

96穴培養プレートのウェルに試料溶液とともにTHP.1細胞を5000個/ウェルとなるよう播種し、炭酸ガスインキュベーター内で72時間培養した。各ウェルにWST-8試薬を添加し、2時間反応させた後に450 nmにおける吸光度を測定した。試料溶液の代わりにRPMI1640培地を用いた際の吸光度をコントロールとし、試料を添加した時の吸光度をコントロールに対する相対吸光度として算出した。

(9) トリパンブルー色素排除試験⁶⁾

試験片は、鏡面研磨したものをトリパンブルー色素排除試験に供した。本試験法の原理は次の通りである。試料の毒性によって細胞死がもたらされると、細胞が膨張し細胞膜が破壊される。色素化合物であるトリパンブルーは生細胞では細胞膜が健康であるため取り込まれないが、細胞膜が破壊されている死細胞には取り込まれて細胞を青く染色する。この色素化合物で染色した後、生細胞と死細胞を顕微鏡観察によって計数することで、細胞の増殖とともに細胞生存率を測定することができる。

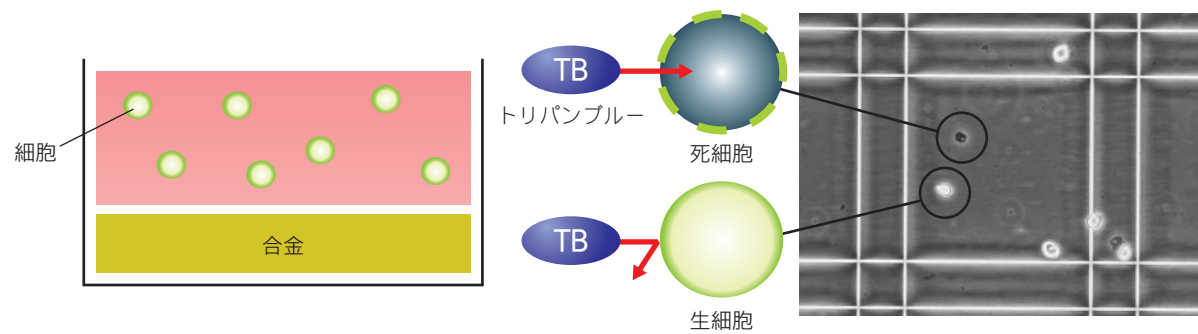


図3 トリパンブルー色素排除試験原理

24穴培養プレートのウェルに試験片を設置し、ここに 10×10^4 個/mLに調整したTHP.1細胞を1 mL播種した。これを炭酸ガスインキュベーター（5%CO₂, 37°C）内で3日間培養した。培養後の細胞懸濁液を回収し、等量のトリパンブルーと混合後、血球計算盤にて生細胞および死細胞を個別に計数した。細胞生存率は、総細胞数（生細胞と死細胞の合計）に占める生細胞の割合から算出した。なお、試験片を設置せずにウェルに直接細胞を播種したものをコントロールとした。

3. 結果および考察

3.1 0.2% 耐力, 伸び, 硬さおよびヤング率

図4と図5に0.2%耐力と伸びの試験結果を示す。0.2%耐力は、450~500MPaであり、ブライトイスとクインテスセラフィーが同じ値（450MPa）であった。伸びは、8.5~12.0%であり、ブライトイス（12.0%）が最も高い値であった。JIS T 6120²⁾では推奨する陶材の最高温度で15分間熱処理された合金に対して250 MPa以上の0.2%耐力、2%以上の伸びが要求されているが、本試験の結果はこれらを十分に満たすことを示している。

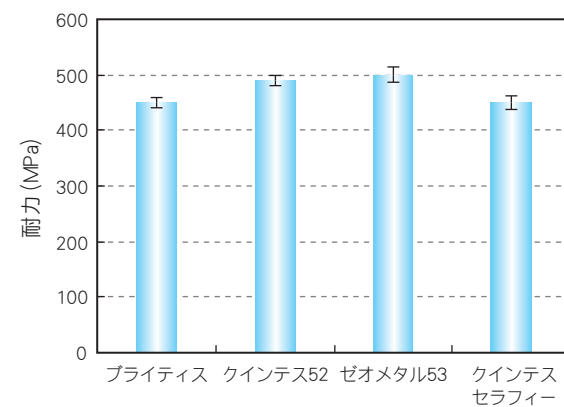


図4 0.2%耐力

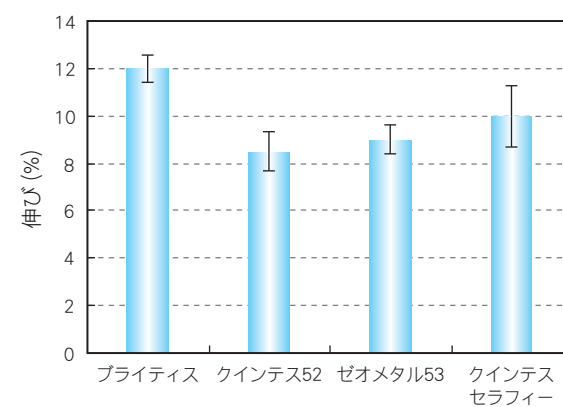


図5 伸び

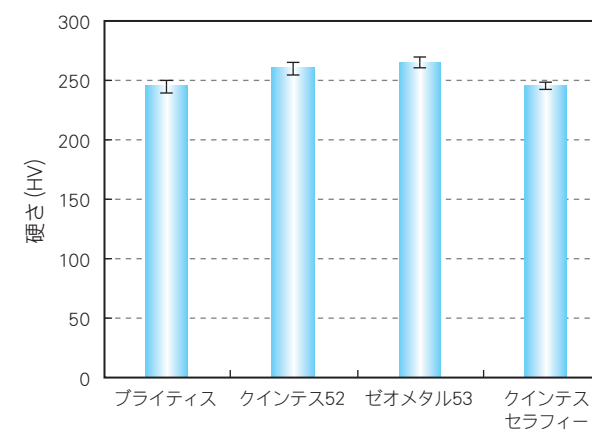


図7 硬さ

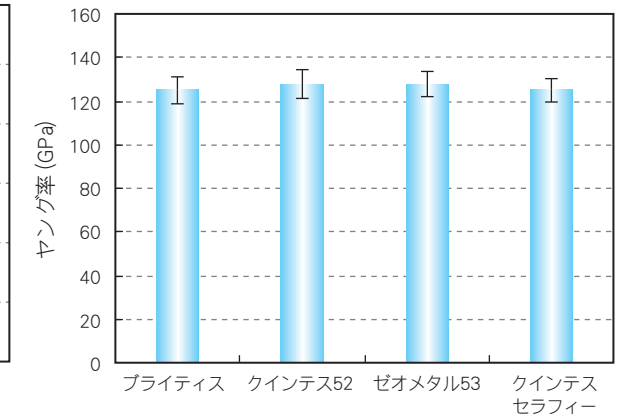


図8 ヤング率

図6に0.2%耐力と伸びの関係を示す。既存製品と比較して、ブライトイスは0.2%耐力が低く伸びが高い傾向が認められるため、比較的軟らかく靱性のある合金に分類できる。

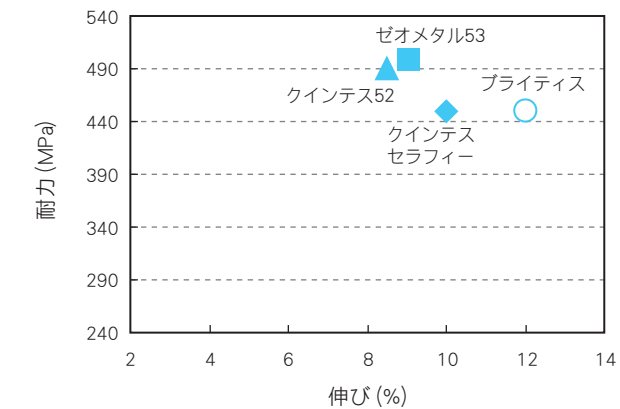


図6 0.2%耐力と伸びの関係

図7と図8に硬さとヤング率の試験結果を示す。硬さはHV245~265であり、ブライトイスとクインテスセラフィーが同じ値（HV245）であった。口腔内に用いられる補綴物には、天然歯と同様の硬さが求められる。天然歯のエナメル質の硬さが、おおむねHV250~300程度であるので⁷⁾（*参考文献⁷⁾にはヌープ硬さが示されている。厳密にはビッカース硬さに換算することはできないが、20K合金の硬さ関係から換算している。）、ブライトイスと既存製品は最適な硬さを持つといえる。ヤング率は125~128GPaであり大差がなかった。ヤング率は弾性率とも呼び、ヤング率が低い場合は伸びやすい、たわみやすいことを示している。したがって、ヤング率の増加は、結果として硬さを増加させることにもつながる。口腔内において咬合に耐えるためには最適な硬さだけではなく、適度な靱性が求められる。ブライトイスは既存製品と比べると、シルバー含有タイプとしての適度な強度のバランスを保ちつつ、靱性が高い方へシフトしていることが認められる。

3.2 液相点および固相点, 熱膨張係数および熱膨張ヒステリシス

図9と図10に液相点と固相点の試験結果を示す。液相点は1275~1290℃であり, 固相点は, 1215~1230℃であった。プライティスの液相点は1275℃, 固相点は1215℃であり, 既存製品に比べるとやや低い値であった。溶解操作を考慮すると温度の低い方が有利であるが, ろう付け作業による加熱温度1100~1150℃付近であることを考慮すると, プライティスはろう付け作業時の熱による影響を受けにくいと考えられる。

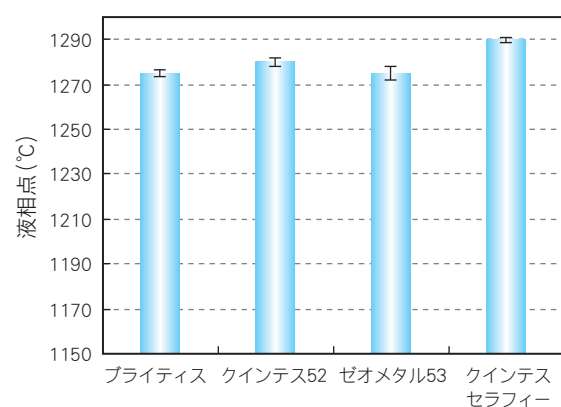


図9 液相点

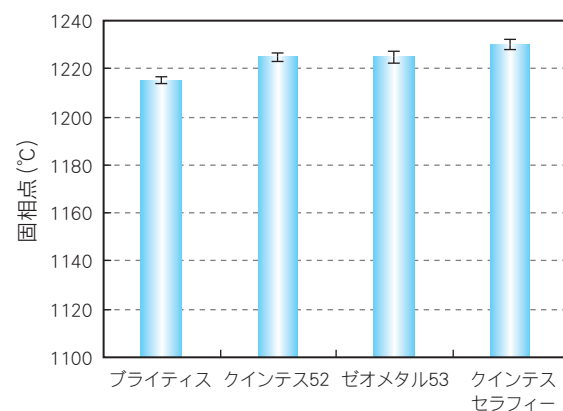


図10 固相点

図11と図12に熱膨張係数と変位率の試験結果を示す。市販のメタルセラミック修復用貴金属合金では, 熱膨張係数を陶材 $12.3\sim 13.8\times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ (50~500℃) に合わせて $13.1\sim 15.0\times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ (50~500℃) の範囲に設定されている⁸⁾。プライティスと既存製品は, $14.3\sim 14.6\times 10^{-6}\text{K}^{-1}$ (50~500℃) であり, プライティス (14.6) が最も高く, ゼオメタル53 (14.3) が最も低い値であった。この測定結果から, 4種類ともおおむね適応範囲にあることがわかる。図12の変位率を見ると, プライティスとゼオメタル53が約0.04%, クインテスセラフィーが約0.07%, クインテス52が約0.03%であった。これらの変位率から計算すると, 5mmの平板に対して約2μmの変位である。プライティスは, 既存製品と同様に繰り返し焼成の熱履歴に対して寸法変化の少ないことが推測される。

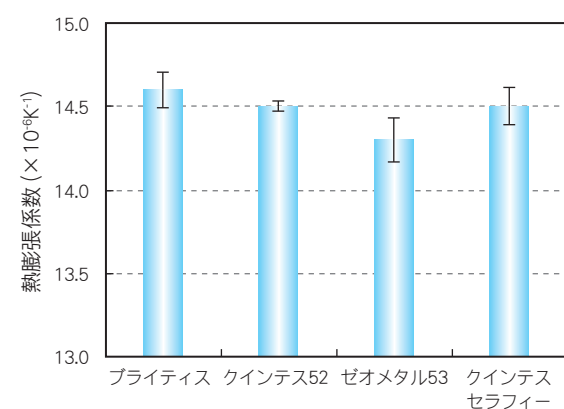


図11 熱膨張係数

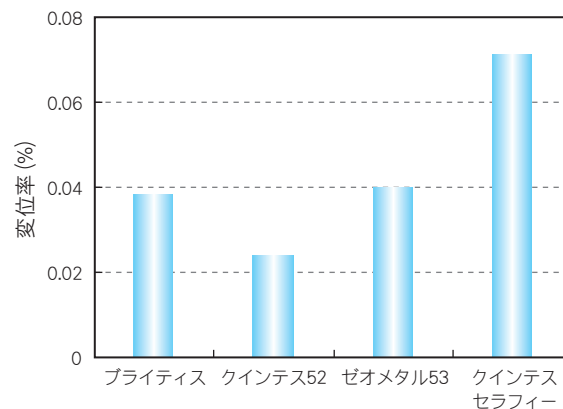


図12 変位率

3.3 組織観察

図13から図16に金属組織を示す。結晶組織は, 4種類とも類似しており大きな違いは認められなかった。結晶粒径は, 20~50μmの範囲であった。

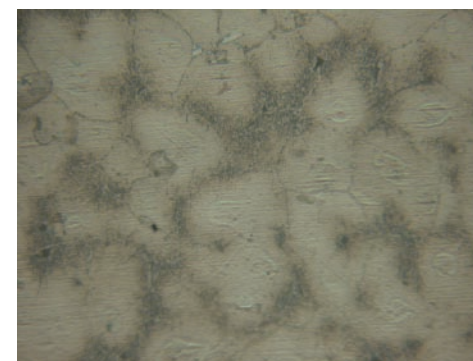


図13 プライティスの金属組織 (400倍)

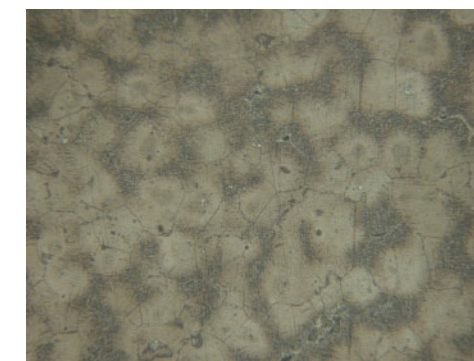


図14 クインテス52の金属組織 (400倍)

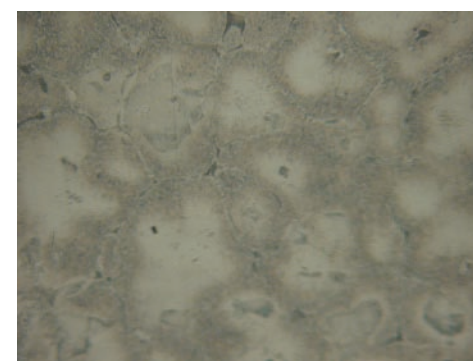


図15 ゼオメタル53の金属組織 (400倍)

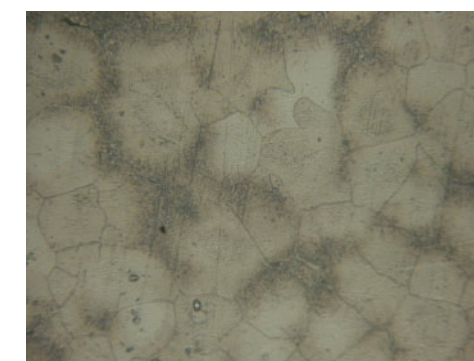


図16 クインテスセラフィーの金属組織 (400倍)

3.4 溶出試験

0.9% 乳酸+0.58% NaCl溶液における溶出試験の結果を図17に示す。溶出が確認された金属は, Ag ($0.161\text{-}0.487\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$), Cu ($0.193\text{-}0.844\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$), In ($4.906\text{-}13.275\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$), Sn ($0.756\text{-}1.173\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$), およびGa ($2.078\text{-}2.831\ \mu\text{g}/\text{cm}^2$) であった。最も高いAg溶出量を示したのはクインテスセラフィーであり, 以下プライティス > クインテス52 > ゼオメタル53の順であった。Cuの溶出量はクインテス52 > プライティス > ゼオメタル53, Inはプライティス > クインテス52 > ゼオメタル53 > クインテスセラフィーであった。Snの溶出量はAgと同様にクインテスセラフィー > プライティス > クインテス52 > ゼオメタル53の順であった。Gaはプライティス > ゼオメタル53であった。なお, クインテス52はGaを, クインテスセラフィーはCuおよびGaを合金組成に有さないため, 当然これら金属の溶出は確認されなかった。溶出金属の中で, Inはすべての合金の組成においてマイナーな成分であるにも関わらず最も高い溶出量を示した。その一方, Agは主要な合金成分であるにもかかわらずその溶出量はいずれの合金においても最も低かった。

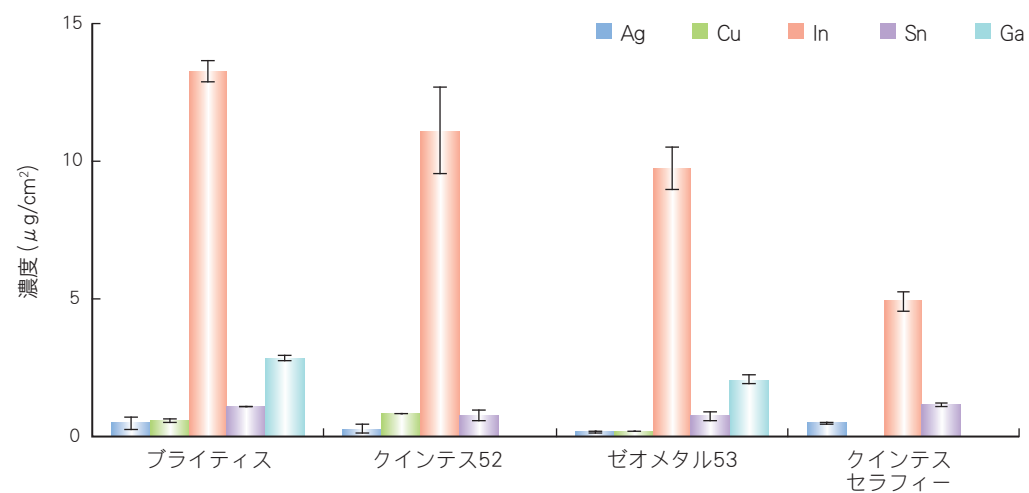


図17 0.9%乳酸+0.58%NaCl溶液におけるセミプレシャス系合金の溶出試験結果

3.5 WST-8 試験

生体用金属材料が生体に及ぼす為害性という観点から、磨耗によって生じる磨耗粉よりも、溶出によって生じる金属イオンがより強い毒性を示すものと考えられる⁹⁾。金属イオンの細胞毒性を分析するために金属塩を用いた研究が数多く報告されている¹⁰⁻¹⁶⁾。そこで、市販のAg, Cu, In, Sn, Ga試薬 (Ag_2SO_4 , $CuCl_2$, $InCl_3$, $SnCl_2$, $GaCl_3$) を用いてWST-8 試験を行った。金属試薬を各金属が合金から溶出する濃度に調製し、細胞に対して為害性を示すか否か検討した。WST-8法におけるAgの阻害曲線を図18に示す。合金において最も高いAg溶出を示したのはクインテスセラフィー ($0.487 \mu g/cm^2 = 0.004 \text{ mM}$) であるが、この濃度における相対吸光度はコントロールと同等であった。したがって、本実験で用いたセミプレシャス系合金から溶出する濃度域のAgではTHP.1細胞に対し毒性を示さないものと考えられた。

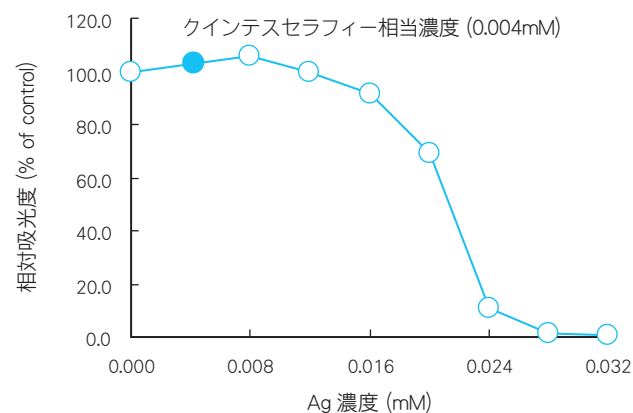


図18 THP.1細胞に対するAgの影響

同様にCu : 0.013 mM (クインテス52), In : 0.110 mM (プライティス), Sn : 0.009 mM (クインテスセラフィー), Ga : 0.039 mM (プライティス) についても検討を行った (図19~22)。その結果、InおよびSnにおいてコントロールと同等の相対吸光度が認められた。CuおよびGaにおいて相対吸光度のわずかな低下が認められるものの、吸光度はコントロール比でCu : 75%, Ga : 95%といずれも顕著な減少ではなく、合金から溶出するレベルの金属では細胞に傷害を与えないものと考えられた。

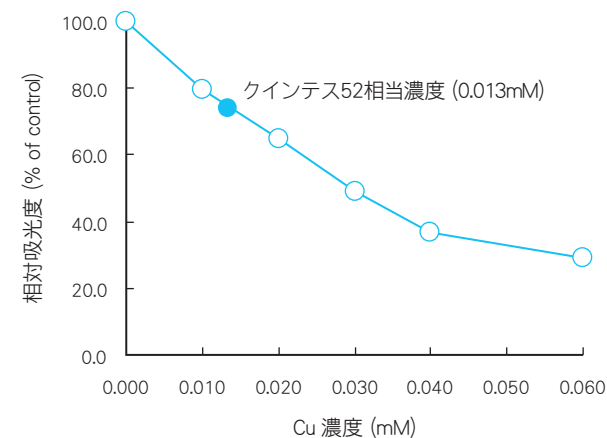


図19 THP.1細胞に対するCuの影響

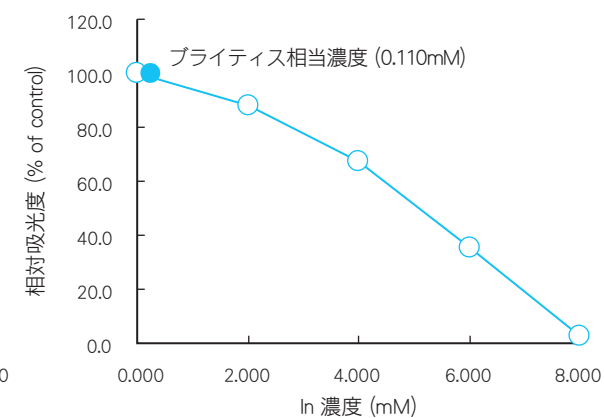


図20 THP.1細胞に対するInの影響

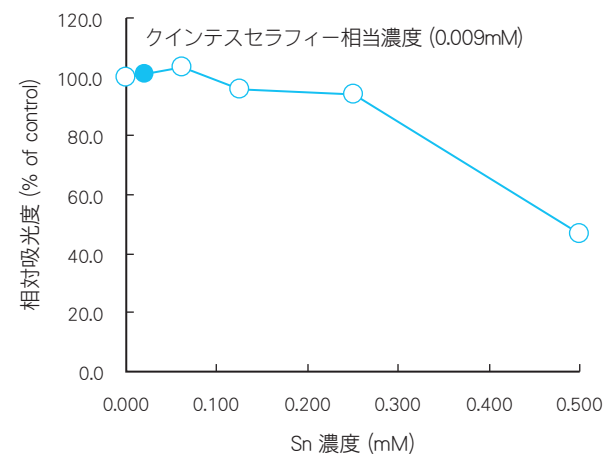


図21 THP.1細胞に対するSnの影響

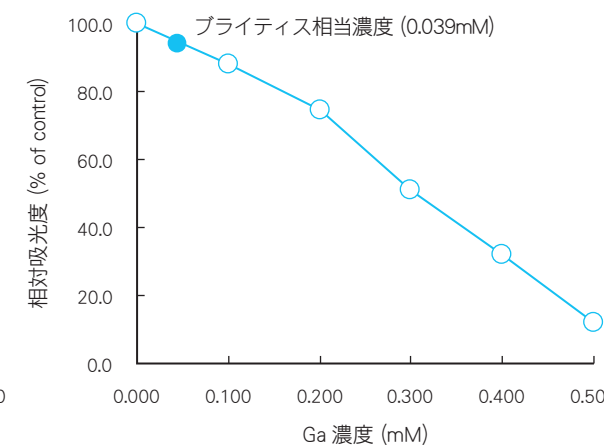


図22 THP.1細胞に対するGaの影響

3.6 トリパンプルー色素排除試験

合金上で細胞を培養することで合金が細胞にどのような影響を与えるかをトリパンプルー色素排除試験によって分析した。セミプレシャス系合金上でTHP.1細胞を培養した際の細胞増殖および生死判定の結果を図23および表3に示す。コントロール (72×10^4 個) に対して、各合金上で培養した際の細胞増殖数はプライティスが 70×10^4 個と最も高く、以下、クインテスセラフィーの 68.3×10^4 個、ゼオメタル53の 67×10^4 個、クインテス52の 64×10^4 個と続き、いずれの合金においても増殖細胞数の有意な低下は認められなかった。さらに、どの合金上で培養されたTHP.1細胞

も、総じて95%以上の細胞が生細胞とカウントされた(表3)。以上の結果から、ブライティスをはじめとするセミプレシヤス系合金はTHP.1細胞に対して為害性を示さないものと考えられた。

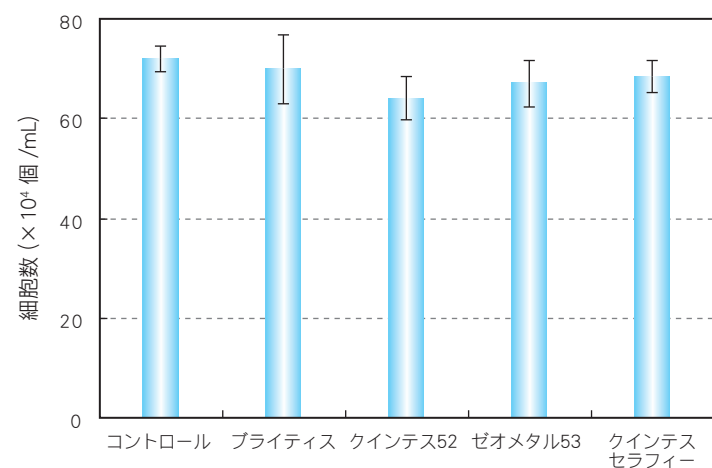


図23 セミプレシヤス系合金上におけるTHP.1細胞の増殖

表3 セミプレシヤス系合金上で培養したTHP.1細胞の細胞生存率

	ブライティス	クインテス52	ゼオメタル53	クインテスセラフィー
細胞生存率 (%)	99.5	97.4	99.0	99.0

4. まとめ

新たに開発したメタルセラミック修復用貴金属合金「ブライティス」の物性、溶出特性、細胞毒性を分析し既存製品と比較した結果、以下の結論を得た。

1. いずれの物性試験においても、セミプレシヤス系（シルバー含有タイプ）の既存製品と同等の結果を示した。
2. 0.9%乳酸+0.58%NaCl溶液による溶出試験においてAg, Cu, In, Sn, Gaが検出されたが、検出された溶出レベルではWST-8試験で検討する限り有意な細胞増殖抑制作用は認められなかった。
3. 合金上で培養した細胞は高い細胞生存率を示し、増殖能の低下も認められなかった。

以上の結果から、ブライティスは既存のセミプレシヤス系と比較して金および白金族元素の含有量がわずかながら少ないものの、既存製品と変わらない物性および組織を有することが明らかとなっ

た。さらに、溶出試験および細胞試験においても良好な結果が認められたことから、セミプレシヤス系メタルセラミック修復用貴金属合金として安心して使用できるといえる。

溶出試験および細胞試験（WST-8試験、トリパンプルー色素排除試験）は、高知大学医学部歯科口腔外科学講座との共同研究において実施されたものである。

《参考文献》

- 1) JIS T 6118 : 2005 歯科メタルセラミック修復用貴金属材料.
- 2) JIS T 6120 : 2001 歯科メタルセラミック修復物の試験方法.
- 3) JIS Z 2244 : 2009 ビッカース硬さ試験 - 試験方法.
- 4) Ishiyama M, Miyazono Y, Sasamoto K, Ohkura Y, Ueno K, A Highly Water-Soluble Disulfonated Tetrazolium Salt as a Chromogenic Indicator for NADH as Well as Cell Viability. *Talanta*, 44 : 1299-1305, 1997.
- 5) Tominaga H, Ishiyama M, Ohseto F, Sasamoto K, Hamamoto T, Suzuki K, Watanabe M, A water-soluble tetrazolium salt useful for colorimetric cell viability assay. *Anal. Commun.*, 36 : 47-50, 1999.
- 6) Correa GT, Veranio GA, Silva LE, Hirata Junior R, Coil JM, Scelza MF, Cytotoxicity evaluation of two root canal sealers and a commercial calcium hydroxide paste on THP1 cell line by Trypan Blue assay. *J. Appl. Oral Sci.*, 17 : 457-461, 2009.
- 7) 小田豊編 : 新編 歯科理工学 第4版, 学建書院, 2007, 32.
- 8) 安楽照男著, 伊藤充雄ほか監修 : 熱膨張. 歯科用貴金属の科学, 学建書院, 2010, 83.
- 9) 吉成正雄, 金子節, 住井俊夫, 歯科用合金からの金属元素の溶出に及ぼす電位の影響, 歯材器, 11 : 515-526, 1992.
- 10) Chandler JE, Messer HH, Ellender G, Cytotoxicity of gallium and indium ions compared with mercuric ion. *J. Dent. Res.*, 73 : 1554-1559, 1994.
- 11) 埴隆夫, 中沢興三, 丸山典夫, 山本玲子, 廣本祥子, 角田方衛, Mu Y., 小林剛, 生体適合性に優れた生体用構造材料に関する研究. 金属材料技術研究所研究報告集, 22 : 223-239, 2000.
- 12) Morita J, Sato I, Kashimura N, Metal ion-mediated damage to DNA and polysaccharides by active oxygen species. *J. Agric. Chem. Soc. Jpn.*, 65 : 1366-1370, 1991.
- 13) Contreras RG, Sakagami H, Nakajima H, Shimada J, Type of cell death induced by various metal cations in cultured human gingival fibroblasts. *In Vivo*, 24 : 513-517, 2010.
- 14) Wataha JC, Craig RG, Hanks CT, The release of elements of dental casting alloys into cell culture medium. *J. Dent. Res.*, 70 : 1014-1018, 1991.
- 15) Lewis JB, Wataha JC, Randol TM, Mccloud VV, Lockwood PE, Metal ions alter lipopolysaccharide-induced NF kappa B binding in monocytes. *J. Biomed. Mater. Res. A*, 67 : 868-875, 2003.
- 16) Wataha JC, Lewis JB, Lockwood PE, Rakich DR, Effect of dental metal ion on glutathione levels in THP-1 human monocytes. *J. Oral Rehabil.*, 27 : 508-516, 2000.

《安全性試験レポート 既刊》

- Vol.1 国際水準の品質と安全を求めて(2004年12月)
- Vol.2 「ZEO METAL」シリーズ 溶出試験と*in vitro*による細胞毒性試験(2005年6月)
- Vol.3 メタルセラミック修復用貴金属合金及び金合金 溶出試験と*in vitro*による細胞毒性試験(2005年12月)
- Vol.4 「ルナウイング」の生物学的評価(2006年6月)
- Vol.5 高カラット金合金の物性・安全性レポート(2007年10月)
- Vol.6 歯科材料の物性から生物学的影響まで 硬質レジン,メタルセラミック修復用合金,金合金における検討(2008年5月)
- Vol.7 金合金「ネクシオキャスト」の物性・安全性レポート(2008年10月)
- Vol.8 ハイブリッド型硬質レジン「ツイニー」の生物学的評価(2010年6月)
- Vol.9 貴金属合金の化学的・生物学的特性 チタンとの組み合わせによる溶出特性(2011年2月)
- Vol.10 メタルセラミック修復用貴金属合金「ブライティス」の物性と安全性(2011年10月)

編集者 安楽 照男
発行者 山本 隆彦
印刷所 小西印刷所
発行年月日 2011年10月7日

YAMAKIN株式会社

本社：〒543-0015 大阪市天王寺区真田山町3番7号 TEL.(06)6761-4739(代) FAX.(06)6761-4743
生体科学安全研究室：〒783-8505 高知県南国市岡豊町小蓮 高知大学医学部 歯科口腔外科学講座研究室内
東京・大阪・名古屋・福岡・仙台・高知・生体科学安全研究室
<http://www.yamakin-gold.co.jp>

ISO 9001/13485 ISO 14001 認証取得



認証範囲
本社及び支店工場



QAC/JP/0455
認証範囲：高知工場

営本20111007
20170707W