

科学研究費補助金研究成果報告書

平成24年 4月30日現在

機関番号：16101

研究種目：基盤研究（C）

研究期間：2009～2011

課題番号：21500427

研究課題名（和文） MRIアーチファクトフリー生体用合金の開発

研究課題名（英文） Development of MRI artifact-free alloy for biomedical application

研究代表者

浜田 賢一（HAMADA KENICHI）

徳島大学・大学院ヘルスバイオサイエンス研究部・准教授

研究者番号：00301317

研究成果の概要（和文）：体積磁化率が水（約-9ppm、SI単位系）とほぼ同じで磁気共鳴（MR）画像中で磁化率アーチファクト（偽像）フリーである Au-28Pt 合金に、生体親和性の高い Nb を添加することで、Au-28Pt 合金より約 50%程度硬く、アーチファクトフリーである Au-xPt-8Nb 合金（x=5、10）を開発した。この合金は、高い機械的特性を必要とする、より広範な医療用金属製デバイスに適用可能と考えられた。

研究成果の概要（英文）：Au-28Pt alloy is a MR susceptibility-artifact-free alloy because its volume-magnetic-susceptibility is close to that of water (-9ppm, SI unit). By addition of Nb, a highly biocompatible metal element, the authors successfully developed artifact-free Au-xPt-8Nb alloy (x=5, 10) showing 50 % higher hardness than Au-28Pt alloy. This alloy can be applied for various metal devices for biomedical applications requiring higher mechanical properties.

交付決定額

（金額単位：円）

	直接経費	間接経費	合計
2009年度	1,900,000	570,000	2,470,000
2010年度	800,000	240,000	1,040,000
2011年度	800,000	240,000	1,040,000
総計	3,500,000	1,050,000	4,550,000

研究分野：総合領域

科研費の分科・細目：人間医工学・医用生体工学・生体材料学

キーワード：バイオマテリアル、MRI、アーチファクト、金、白金、ニオブ、磁化率

1. 研究開始当初の背景

磁気共鳴画像法（MRI）は、生体内部の情報を画像化し、診断に用いる方法であり、X線を用いたコンピューター断層撮影（CT）と並んで広く臨床で用いられるようになってきた。この両者は、体内の3次元画像が得られる点で類似の手法と扱われることも多いが、その特徴には相違点や優劣もあり、症例等に応じて使い分けられることもある。MRI

がX線CTより優れる特徴の一つに、放射線被曝がないことが挙げられる。X線CTによる被曝線量は、撮影部位、撮影条件、機器の設定などにより低減することは可能であるが、ゼロにすることはできない。通常は、被曝によるデメリットよりも、撮影により患部の画像情報が得られるメリットが大きいことで被曝が正当化されるが、仮にMRIとX線CTで同等の画像情報が得られるのであれば、

MRI の X 線 CT に対する優位性は明白である。もう一つ優位な特徴として、造影剤を使用しなくても必要な画像情報が得られる場合が挙げられる。X 線 CT においては造影剤の使用が必須となる症例も多く、ヨード造影剤が広く用いられるが、一定の頻度で吐き気などの軽度の副作用が生じ、稀には重篤な副作用を生じることがある。これに対し、造影剤不使用でも例えば血管といった軟組織の画像情報を得ることができる MRI は、副作用の回避という大きなメリットを持つといえる。

一方で、MRI が抱える問題点もいくつかあり、その一つに金属製医療用デバイスが存在する患部の撮影時に生じる金属アーチファクト（偽像）が挙げられる。アーチファクトは画像情報を消失あるいは劣化させ、正確な診断の妨げとなることが多く、解消が求められている。金属アーチファクトの主な原因は、金属と周囲の生体組織とで磁化率が異なるため、患部近傍の磁場が乱れることで生じる磁化率アーチファクトであり、この低減が金属アーチファクト解消に必須となる。

2. 研究の目的

磁化率アーチファクトの低減あるいは解消には、デバイスに用いている金属と周囲の生体組織の体積磁化率（以下、単に磁化率と記述する）を近似させるか、さらに望ましくは同一にすればよい。生体組織の磁化率は組織の種類により若干変動するが、 $-11\sim-7\text{ppm}$ （SI 単位系）程度とされている。この値は水の磁化率、 -9.05ppm を中心として、組織の含水率の違いなどで変動しているものであり、アーチファクトフリー金属の磁化率としては -9ppm を目標にすることが妥当であると考えられる。しかし、金属元素で -9ppm に近い磁化率を示すものは少なく、加えて医療用デバイス用材料としての所要性質である無毒性、高耐食性、高機械的特性を兼ね備えたものは存在しない。よって、合金でこれら条件を満たす材料が必要である。しかしながら、磁化率が -9ppm に近い、すなわちほぼ完全に非磁性であることを目的に開発された合金はほとんどない。これは、需要が極めて限定的であることが理由であり、例えば超高磁場下で用いる測定装置などが挙げられるのみである。そして、現在これらの限定的な用途に用いられている合金で、生体親和性や耐食性の点で生体材料として利用可能なものは見当たらない。

これに対し、非磁性を目指した医療用合金の開発例も少数ながら存在する。東北大学の千葉晶彦らは低磁化率のコバルトクロム合金を、東京医科歯科大学の野村直之らは磁化率がチタンより小さいジルコニウム合金を開発中である。これらの合金は、従来から存在する医療用合金をベースとして磁化率を

ゼロに近づけようというアプローチを取っており、一定の成果は認められるものの、磁化率が正の値を示す元素を主要構成元素とすることから、磁化率が負の値を取ることは期待しにくい。そこで本研究では、磁化率が負の値を取る反磁性元素を主要構成元素の一つとした合金の開発を試みた。

反磁性金属元素の数は多くはなく、その中から高生体親和性、高機械的特性、高耐食性が期待できる元素に絞ると、最有力候補は Au（磁化率 -34ppm ）と考えられるため、Au を反磁性の構成元素として採用した。次に、Au の磁化率は目標値である -9ppm より小さいため、磁化率が -9ppm より大きい元素と合金化することで磁化率 -9ppm を達成することを目指した。その際の添加元素の選択基準としては、高生体親和性、高耐食性に加え、Au への固溶限が高いことを条件とした。これは、固溶限を超えて第 2 相が析出することで、元素の添加量に対する磁化率の変化傾向が大きく変わってしまい、材料設計が困難になることを回避するためである。これら条件を満足する元素として Pt（磁化率 279ppm ）を候補とし、Au-Pt 合金の磁化率に関する過去の研究を調べた結果、この合金の磁化率が Pt 含有率の増加に従って単調に増加し、Au-28mass%Pt 合金（以下、mass%表記を省略）の磁化率がほぼゼロになるとの報告を発見した。その中では Au-28Pt 付近で合金の磁化率がほぼゼロになると報告されている。一方、Au-Pt 合金の機械的特性に関する報告から、Au-28Pt 前後の合金の機械的特性はあまり高くはないと考えられた。医療用金属材料に必要とされる機械的特性の幅は広く、柔軟性に富んだ、すなわち低強度で低弾性の材料にも、強靱な、すなわち高強度で高弾性の材料にも需要がある。本研究では、Au-Pt 合金に第 3 元素を添加することで、磁化率 -9ppm を維持しつつ、Au-28Pt 合金よりも高強度の合金を開発することを目指した。

第 3 元素の選択基準は第 2 元素と同様に、高生体親和性、高耐食性に加え、Au および Pt への固溶限が高いことを条件とした。いくつかの候補元素を用いた試作を行い、予備実験として作製したインゴットを蒸留水中に設置して MR 撮像を行い、アーチファクトの強弱を評価した。その結果、Nb を添加したインゴットにおいて、アーチファクトが生じない組成が得られることを突き止めた。本研究では、Au-Pt-Nb 合金を対象として、合金組成、加工と熱処理が磁化率と硬さに与える影響、また、合金の微細組織と相構成が諸特性に与える影響を調べ、医療用非磁性 Au-Pt-Nb 合金を開発することを目指した。

3. 研究の方法

(1) 合金の作製：非消耗式アルゴンアーク溶

解炉にて Au、Pt、Nb を溶解し、様々な組成の Au-Pt-Nb 合金のインゴットを作製した。作製したインゴットの重量を測定し、溶解前の原料重量からの減損が 1% 以下であることを確認できた試料のみを以降の実験に供した。また、重量減損がわずかであったため、作製したインゴットの組成は秤量した原料の組成とみなすこととした。

(2) 圧延 (熱間加工) : 合金インゴットをステンレス管に真空封入し、700°C にて圧延を行った。40Pt 以上の合金では圧延後の合金の加工性が不良であったことから、40Pt 以下の合金のみを本研究の対象とした。

(3) 磁化率の測定 : 磁化率測定には磁気天秤を用いた。測定した試料の体積を測定し合金の体積磁化率を算出した。

(4) 結晶構造解析 : X 線回折法 (XRD) により、存在相の格子定数を求めた。

(5) 硬さ試験 : マイクロビッカース硬さ試験機により行った。

(6) 熱処理 : 真空中で均質化熱処理は 1000°C で 15 分、時効処理は 700°C で 30 分行った。

(7) MRI 撮影 : Magnetom Vision 1.5T (Siemens, München, Germany) を用いて、スピンエコー (SE) 法は TR/TE=500/12 または 400/18、グラジエントエコー (GE) 法は TR/TE=108/12 の条件で撮影した。

(8) 光学顕微鏡写真撮影 : 合金の結晶組織を光学顕微鏡で観察した。

4. 研究成果

(1) 実験結果

① Au-Pt-Nb 合金の磁化率とアーチファクト : Pt 濃度と Nb 濃度を変化させた様々な組成の Au-Pt-Nb 合金を作製し、磁化率を測定した結果、磁化率は 4~11Nb の範囲で Nb 濃度に正の依存性を示したが、Pt 濃度には依存しなかった。5~40Pt の範囲では 8Nb において磁化率が -9ppm に近い値を示した。MRI 画像では Au-Pt-8Nb 合金の周囲に顕著なアーチファクトは見られず、これらの合金がアーチファクトフリー合金であることを確認した。

② Au-Pt-8Nb 合金の磁化率に対する加工と熱処理の影響 : Au-(5~40)Pt-8Nb 合金の圧延後、均質化処理後、時効硬化処理後の磁化率を図 1 に示す。これらの磁化率は、いずれもほぼ -9ppm を示し、加工と熱処理は磁化率に影響しなかった。

③ Au-Pt-8Nb 合金の硬さ : Au-(5~40)Pt-8Nb 合金の圧延後、均質化処理後、時効処理後のビッカース硬さを図 2 に示す。圧延材に対して均質化処理後は軟化を、時効処理後は硬化を示した。また、どの熱処理条件においても Au-5Pt-8Nb 合金が最も硬く Pt 濃度が上昇するに従って硬さが下降した。Au-5Pt-8Nb 合金、Au-10Pt-8Nb 合金では Au-28Pt 合金よりも硬さが向上し、Pt 濃度が上昇すると Au-28Pt 合

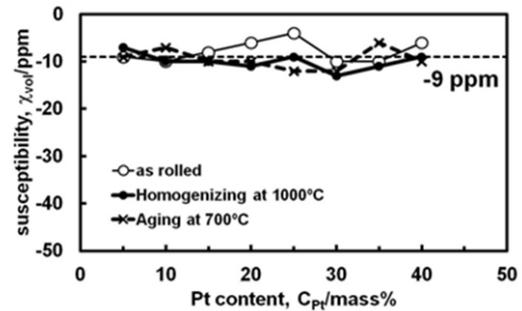


図 1 Au-Pt-8Nb 合金の磁化率への Pt 濃度と熱処理の影響

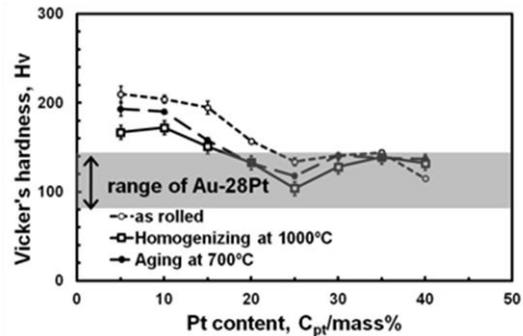


図 2 Au-Pt-8Nb 合金の硬さに対する Pt 濃度と熱処理の影響

金と同等の硬さを示した。よって、アーチファクトフリーである Au-Pt-8Nb 合金のうち Nb 添加により機械的特性の向上が期待できるのは Au-5Pt-8Nb 合金、Au-10Pt-8Nb 合金であった。

④ Au-Pt-8Nb 合金の微細組織の光学顕微鏡観察 : Au-(5~40)Pt-8Nb 合金の微細組織観察の結果、いずれの組成においても金色を帯びた相と銀色の相の 2 相が確認できた。この両相はそれぞれ、XRD 解析の結果で示された $\alpha 1$ 相と $\alpha 2$ 相と推定された。Pt 濃度増加に伴い $\alpha 1$ 相は金色が濃くなり、純 Au の色調に近づく傾向が見られたが、 $\alpha 2$ の色彩はあまり変化しなかった。

⑤ Au-Pt-8Nb 合金の XRD 解析 : 各組成の XRD 図形において、基本的には面心立方構造 (fcc) を示すピークが確認できた。Au-5Pt-8Nb 合金および Au-10Pt-8Nb 合金では fcc 単相を示したが、広角側にサブピークの存在が示唆された。Pt 濃度が増加すると fcc の 2 相構造を示した。ここで低角側ピークを示す相を $\alpha 1$ 相、広角側ピークを示す相を $\alpha 2$ 相とする。35Pt 以上では第 3 相が確認できた。XRD のピークから求めた $\alpha 1$ 相、 $\alpha 2$ 相の格子定数の Pt 濃度依存性を図 3 に示す。 $\alpha 1$ 相の格子定数は Pt 濃度に依存せずほぼ一定で、Au の格子定数 (0.40784nm) に近い値を示した。 $\alpha 2$ 相の格子定数は Pt 濃度上昇とともに減少し Pt の格子定数 (0.39233nm) に近

づくことが分かった。第 3 相の格子定数は 0.442nm で、Pt 濃度依存性は認められなかった。Au-Nb、Pt-Nb の金属間化合物のうち NbPt (格子定数 0.498nm) が候補と考えられた。

⑥エネルギー分散型 X 線分光分析 (EDX) : 時効処理後の各合金の EDX 分析を外部委託で実施した。各組成の合金の $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 両相の組成の Pt 濃度依存性を図 4 に示す。 $\alpha 1$ 相では Au、Pt、Nb の組成はあまり変化しておらず、 $\alpha 2$ 相では合金の Pt 濃度上昇にともない Au 濃度が減少し、Pt 濃度が増加した。他方、Nb 濃度はほぼ一定であった。

(2) 考察

①合金組成の選択: Au は負の磁化率を示す反磁性元素、Pt と Nb は正の磁化率を示す常磁性元素であることから、Au-28Pt 合金の Pt を Nb で置換することで磁化率が同じ合金を作製できると考えていた。しかし、Au-Pt 2 元合金では合金の磁化率は Pt 濃度依存性が認められたにもかかわらず、Au-Pt-Nb 合金では Pt 濃度依存性は認められなかった。また、作製した合金の組成と各元素の磁化率から平均値として計算した磁化率と合金の磁化率は一致しなかった。このことから、合金の磁性に対する組成の影響が予測不可能で合金の磁気特性を設計することは困難であることが理解できる。

②合金の加工: 純 Au は展性に最も優れることから Au 合金も展性に優れると期待しがちであるが、実際は難加工性であることも多く、個々の合金の展性を調べる必要がある。非磁性である Au-28Pt 合金の室温加工は困難であったが、500°C で十分な加工性を示すことがわかった。一方 Au-Nb-Pt 合金の圧延は 700°C での加熱を必要とした。特に Pt 濃度の高い合金では中間焼鈍を行いつつ圧延する必要がある。すなわち、Au-(5~40)Pt-Nb 合金の加工性は Au-28Pt 合金より低いと結論されるが、700°C での加熱により必要な加工性は確保できることから実用化に大きな障害とはならないと考えられる。また、Au-Pt-Nb 合金は加工硬化が可能であり、加工による磁化率の変化が僅かであることから、加工は機械的特性の向上に有効な手法であることが確認できた。

③合金の熱処理: Au-Pt-Nb 合金は 1100°C から急冷しても溶体化はできず、光学顕微鏡観察でも 2 相構造であった。状態図が存在しないので明確ではないが、単相化温度がさらに高温であるか、あるいはスピノーダル分解による 2 相分離が生じたためと考えられた。Au-Pt 合金では 400°C において約 38-95Pt の範囲でスピノーダル分解が生じることから、Nb 添加にスピノーダル分解の Pt 濃度範囲を拡大する効果があると推定される。

時効処理による磁化率の明瞭な変化は認

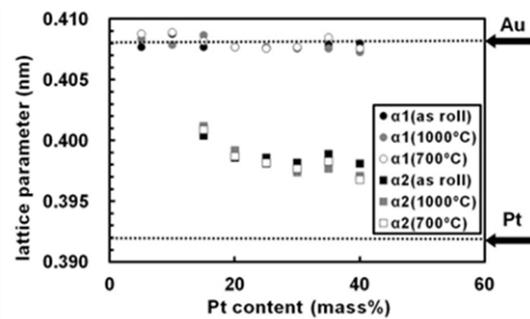


図 3 Au-Pt-8Nb 合金中の $\alpha 1$ 相、 $\alpha 2$ 相の格子定数の Pt 濃度依存性

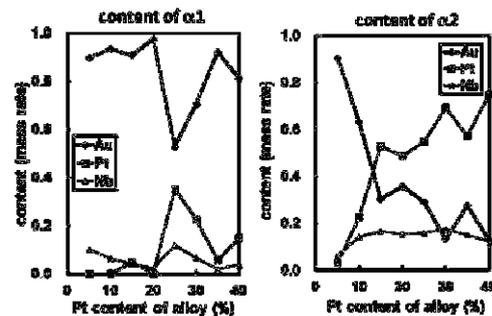


図 4 Au-Pt-8Nb 合金中の $\alpha 1$ 相、 $\alpha 2$ 相の組成の Pt 濃度依存性 (EDX 分析)

められなかった。本研究で試作した合金でもっとも硬い Au-(5, 10)Pt-8Nb 合金において時効硬化の程度が最大であったが、15Pt 以上では硬化が僅かであり変化しなかった。時効処理後の相構成は基本的に 2 相構造のままだったが、Au-(35, 40)Pt-8Nb 合金では第 3 相のピークが明瞭化しており、NbPt の析出が促進されたと考えられる。しかし、この組成の合金では時効硬化が認められないことから、NbPt の析出は機械的特性に影響しないと考えられた。以上より、時効硬化処理温度は 700°C が適切と考えられた。

④合金の機械的特性: 圧延後、均質化熱処理後、時効処理後すべてにおいて、ビッカース硬さは Au-5Pt-8Nb 合金が最も硬く、Au-10Pt-8Nb 合金がそれに次ぎ、Pt 濃度上昇にともない軟化した。Au-(5, 10)Pt-8Nb 合金のビッカース硬さは Au-28Pt 合金よりも高く、本研究の目標である機械的特性の高い Au-Pt-Nb 合金の開発に成功したといえる。

一方、Pt 濃度が上昇するに従い Au-28Pt 合金とほぼ同等の硬さを示し Nb 添加の効果はほとんど見られなかった。Au-Pt 合金は純 Au に Pt を添加するにつれて硬くなることが明らかになっている。これは、添加量の少ない領域では Pt の固溶によって、添加量が多くなると 2 相分離による析出によって生じる硬化である。しかし、Au-Pt-8Nb 合金では Pt 濃度上昇にともない軟化するという逆の現象が生じる。

⑤合金の微細構造と組成: 本研究で試作した

Au-Pt-8Nb 合金は全て 2 相組織を示している。この組織は Au-Pt 合金の 2 相分離に基づく分離反応により生成されたと考えられるため、単相 α (fcc) から $\alpha 1 + \alpha 2$ への分離と推定される。 $\alpha 1$ 、 $\alpha 2$ 両相の格子定数をみると、 $\alpha 1$ 相では Pt 濃度依存性がないことがわかる。Au と Nb の原子半径がほぼ同じであるのに対し、Pt の原子半径が小さいことから、 $\alpha 1$ 相の Pt 濃度が上昇すれば格子定数は小さくなるはずである。したがって、 $\alpha 1$ 相の Pt 濃度は Au-Pt-8Nb 合金全体の Pt 濃度 (以下、 C_{Pt}) に依存せずほぼ一定であることが示唆されている。一方、 $\alpha 2$ 相の格子定数は C_{Pt} 上昇にともない減少していることから、 $\alpha 2$ 相中の Pt 濃度は上昇していると推測される。つまり、合金全体で増加した Pt はほとんど $\alpha 2$ 相に含まれていると考えてよい。原子半径がほぼ同じ Au と Nb に関しては、濃度の変化しても格子定数には反映されにくいいため、以上のデータからそれぞれの濃度の変化を議論することは困難である。 $\alpha 1$ 相と $\alpha 2$ 相の組成を EDX 分析した結果、 $\alpha 1$ 相の Au 濃度は C_{Pt} にあまり依存せず、 C_{Pt} 上昇にともないほぼ一定あるいはやや減少している。また、Pt 濃度と Nb 濃度はほぼ一定で、 $\alpha 1$ 相に関しては C_{Pt} の上昇にともなう組成の大きな変化は認められない。一方、 $\alpha 2$ 相においては、 C_{Pt} の上昇にともない Au 濃度が急激に減少するとともに Pt 濃度が急激に増加しており、 $\alpha 2$ 相の格子定数の C_{Pt} 依存性と一致していた。特に Au-5Pt-8Nb 合金では $\alpha 1$ 相とあまり組成に違いはなく、XRD ピークがほとんど重なっていることと一致していた。また、15Pt 以上の合金では第 1 元素が Pt となっており、 $\alpha 2$ 相は白金合金であるといえる。Nb 濃度については、 C_{Pt} が小さい合金では低いものの、15Pt 以上の合金ではほぼ一定であり、Pt に対する固溶限が小さいことを考えると、 C_{Pt} が大きい合金では Nb が過飽和となって析出している可能性がある。

(3) 結論

MRI において、医療用金属製デバイスの周囲に生じる磁化率アーチファクトの解消が可能で、Au-28Pt 合金よりも高い機械的特性が得られる合金の候補として Au-Pt-Nb 合金を挙げ、諸性質を調べた。その結果、以下の結論が得られた。

- ① Au-Pt-8Nb 合金は、5~40Pt において磁化率はほぼ -9ppm であった。また、700°C 圧延後、1000°C 均質化処理後、700°C 時効処理後においても磁化率はほぼ -9ppm を示し、これらの合金はアーチファクトフリーを維持しつつ加工、均質化、時効硬化が可能であることが分かった。
- ② Au-Pt-8Nb 合金の加工性は Au-5Pt-8Nb 合金、Au-10Pt-8Nb 合金が良好であったが、Pt 濃度

上昇にともない低下した。

- ③ ビッカース硬さは、700°C 圧延後、1000°C 均質化処理後、700°C 時効処理後いずれにおいても Au-5Pt-8Nb 合金、Au-10Pt-8Nb 合金が最大で、Au-28Pt 合金より硬くなった。しかし、Pt 濃度上昇に伴い合金は軟化し、Au-28Pt 合金とほぼ同等の硬さを示した。

以上のことから、Au-5Pt-8Nb 合金、Au-10Pt-8Nb 合金が Au-28Pt 合金よりも高い機械的特性を示す医療用非磁性合金として有力な候補であると結論された。

(4) 研究の位置づけと今後の展望

磁化率が水とほぼ同じ負の値を示し、生体用としての利用が期待できる Au-28Pt 合金を、生体用合金として研究した報告例は皆無であり、本研究がいわば再発見した合金と思われる。Au-28Pt 合金の弱点の一つである機械的特性を改善した Au-Pt-Nb 合金は、状態図が存在しない程に研究例がなく、本研究が新発見した組成と思われる。この合金は加工性が比較的低いものの、これまでに線材への加工に成功しており、今後、血管クリップや動脈瘤塞栓用ワイヤといった、比較的単純形状のデバイスとして開発が進むと期待できる。

5. 主な発表論文等

(研究代表者、研究分担者及び連携研究者には下線)

[雑誌論文] (計 0 件)

[学会発表] (計 14 件)

- ① 種村浩、児玉智信、中井隆介、東高志、鈴木秀謙、浜田賢一、西出拓司、岩田博夫、滝和郎、Au-Pt コイルによる磁化率アーチファクトの低減効果、第 27 回日本脳神経血管内治療学会学術総会、2011. 11. 24、幕張メッセ (千葉市)
- ② 宇山恵美、浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtNb 合金への第 4 元素の添加、第 33 回日本バイオマテリアル学会大会、2011. 11. 22、京都テルサ (京都市)
- ③ 浜田賢一、宇山恵美、譽田栄一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtNb 合金を構成する 2 相の特性、日本金属学会 2011 年秋季大会、2011. 11. 7、沖縄コンベンションセンター (宜野湾市)
- ④ 宇山恵美、乾志帆子、浜田賢一、浅岡憲三、非磁性 Au-Pt-8Nb 合金の铸造性評価、第 58 回日本歯科理工学会学術講演会、2011. 10. 22、奥羽大学 (郡山市)
- ⑤ 宇山恵美、乾志帆子、浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、MRI Compatible Au-Pt-Nb Alloy for Biomedical Applications、International Conference on Processing & Manufacturing of Advanced Materials 2011 (Thermec' 2011)、2011. 8. 2、ケベック

ク市コンベンションセンター(カナダ、ケベック市)

- ⑥ 乾志帆子、宇山恵美、浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、Castability of MRI Compatible Au Alloy for Biomedical Application, International Dental Materials Congress 2011, 2011.5.27、延世大学(韓国、ソウル市)
- ⑦ 宇山恵美、乾志帆子、浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、Microstructure of MRI Compatible Au-Pt-8Nb Alloy for Biomedical Application, International Dental Materials Congress 2011, 2011.5.27、延世大学(韓国、ソウル市)
- ⑧ 浜田賢一、宇山恵美、譽田栄一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtNb 合金の磁化率、第 32 回日本バイオマテリアル学会大会、2010.11.30 グランドプリンスホテル広島(広島市)
- ⑨ 宇山恵美、浜田賢一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtNb 合金の体積磁化率と機械的特性、第 56 回日本歯科理工学会学術講演会、2010.10.9、長良川国際会議場(岐阜市)
- ⑩ 浜田賢一、宇山恵美、譽田栄一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtNb 合金の体積磁化率、第 147 回日本金属学会講演大会、2010.9.27、北海道大学(札幌市)
- ⑪ 宇山恵美、浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、Magnetic-susceptibility of Au-Pt-Nb Alloy for Magnetic-resonance-imaging Compatible Biomedical-devices, 88th General Session and Exhibition of the International Association for Dental Research, 2010.7.15、バルセロナ国際コンベンションセンター(スペイン、バルセロナ市)
- ⑫ 浜田賢一、宇山恵美、譽田栄一、浅岡憲三、MRI アーチファクトフリー生体用 AuPtX 合金の特性、第 31 回日本バイオマテリアル学会大会、2009.11.16、京都テルサ(京都市)
- ⑬ 宇山恵美、浜田賢一、浅岡憲三、MRI アーチファクトフリー生体用合金の研究(第 2 報) -AuPt 基合金の機械的特性-、第 54 回日本歯科理工学会学術講演会、2009.10.1、鹿児島県民交流センター(鹿児島市)
- ⑭ 浜田賢一、宇山恵美、譽田栄一、浅岡憲三、生体用非磁性 AuPtX 合金の機械的特性、第 145 回日本金属学会講演大会、2009.9.16、京都大学(京都市)

[産業財産権]

○出願状況(計 1 件)

名称：医療用合金及び医療用具
発明者：国立大学法人徳島大学
権利者：浜田賢一、譽田栄一、浅岡憲三、吉田みどり
種類：特許
番号：PCT/JP2010/050789
出願年月日：平成 22 年 1 月 22 日
国内外の別：国際

[その他]
ホームページ等
浜田賢一、日経 BP ネット デジタルヘルス Online
(<http://www.nikkeibp.co.jp/article/dho/20111012/287078/>)、平成 23 年 10 月 13 日、「MRI でも“正しく映る”生体内で使用可能な合金」について

6. 研究組織

(1) 研究代表者

浜田 賢一 (HAMADA KENICHI)
徳島大学・大学院ヘルスバイオサイエンス研究部・准教授
研究者番号：00301317

(2) 研究分担者

()
研究者番号：

(3) 連携研究者

()
研究者番号：