

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4391440号
(P4391440)

(45) 発行日 平成21年12月24日(2009.12.24)

(24) 登録日 平成21年10月16日(2009.10.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 18/12 (2006.01)
 A 6 1 B 17/39 3 1 0
 A 6 1 B 17/39 3 2 0

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2005-109055 (P2005-109055)	(73) 特許権者	592261476 ジョンソン・エンド・ジョンソン株式会社 東京都千代田区西神田三丁目5番2号
(22) 出願日	平成17年4月5日(2005.4.5)	(73) 特許権者	505125853 三上 毅 北海道札幌市中央区大通西15丁目1-18
(65) 公開番号	特開2006-288425 (P2006-288425A)	(74) 代理人	100088605 弁理士 加藤 公延
(43) 公開日	平成18年10月26日(2006.10.26)	(72) 発明者	浅原 智彦 滋賀県草津市平井二丁目7番11号
審査請求日	平成20年3月31日(2008.3.31)	(72) 発明者	三上 毅 北海道札幌市中央区大通西15丁目1-18

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイポーラピンセット

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

常態時において開状態で相互に絶縁されかつ使用時において閉状態で高周波電流の印加を受けると、
 上記一对のアームの先端チップ部の対向面上に形成された複合メッキ皮膜であって、貴金属材料と該複合メッキ皮膜の表面に凹凸を与える非伝導性微粒子とからなる複合メッキ皮膜と、

この複合メッキ皮膜上に形成された貴金属材料からなる積層メッキ皮膜であって、上記非伝導性微粒子の上記複合メッキ皮膜からの脱落を防止する積層メッキ皮膜とを備えたことを特徴とするバイポーラピンセット。

【請求項2】

上記貴金属材料は、金、白金、銀、パラジウム、ニッケル、クロム、銅および錫からなる群より選択された少なくとも1種であることを特徴とする請求項1記載のバイポーラピンセット。

【請求項3】

上記非伝導性微粒子は、ポリテトラフルオロエチレンまたはフッ素化エチレン重合体からなるものであることを特徴とする請求項2記載のバイポーラピンセット。

【請求項4】

上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量は、0.05重量%から20.0重量%までの範囲であることを特徴とする請求項1から請求項3のうち、いずれかの項に記載の

バイポーラピンセット。

【請求項 5】

上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量は、4体積%から50体積%までの範囲であることを特徴とする請求項1から請求項3のうち、いずれかの項に記載のバイポーラピンセット。

【請求項 6】

上記複合メッキ皮膜の厚さは3 μ mから50 μ mまでの範囲であり、かつ上記積層メッキ皮膜の厚さは0.2 μ mから10 μ mまでの範囲であることを特徴とする請求項4または請求項5に記載のバイポーラピンセット。

【請求項 7】

上記微粒子の粒径は0.5 μ mから10 μ mまでの範囲であることを特徴とする請求項1から請求項6のうち、いずれかの項に記載のバイポーラピンセット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、主として血管外科、形成外科、一般外科等の外科手術中において、体組織の凝固、止血、切開等の手術操作に用いられるバイポーラピンセットに関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、バイポーラピンセットは、高周波発生装置に接続されかつ互いに電氣的に絶縁された一対のアームを開閉可能に備えた外科器具である。両アームは、術者が操作しない常態（不使用）時において、各アームの先端チップ部間の対向面が互いに離間した開状態になっているが、術者が操作する使用時において、両対向面が体組織を介して接触する閉状態になった際に、対向面間に高周波電流が流れることで、体組織に対する凝固等の手術操作を簡便に行うことが可能となっている。

【0003】

このような構成のバイポーラピンセットの両アームは、従来、その素材としてステンレス鋼、チタン合金、銀系合金などで構成されており、近年、先端チップ部のうち、少なくとも対向面上に貴金属類をメッキした皮膜が設けられたタイプが知られている（例えば特許文献1参照）。

【0004】

このような公知のバイポーラピンセットでは、上述したように、凝固、止血、切開等の手術操作時に、先端チップ部の対向面間に高周波電流が通電されるが、上記操作によって得られる結果を確実にするためには、ある程度大きな電流が必要であり、この結果、当然ながら、通電時に発生する熱等による蛋白質分解により蛋白質が先端チップ部の対向面上に付着し、焦げ付きにより固着する。この付着等した蛋白質分解物が対向面上に存在することにより、術中において凝固、止血等の効果が低下することが知られている。この現象は、熱伝導性や電気伝導性が比較的低いステンレス鋼やチタン合金でピンセットを構成する場合に顕著である。このようなピンセットを用いて、高周波電流を上昇させて、迅速かつ確実な手術操作を行おうとすれば、それだけ、この蛋白質の付着量や固着（焦げ付き）量が増加し、体組織の凝固、止血、切開等の手術操作を中断して、蛋白質分解物を除去するために清拭、洗浄などを行う必要が生じる。

【0005】

このような問題を解消させることを目的として、図2(a)および図2(b)に示すように、先端チップ部1の対向面1a上に、熱および電気伝導性に優れた貴金属からなり、極力平滑化した表面を有する貴金属メッキ皮膜2を光沢メッキにより形成し、同時に先端チップ部1におけるミクロな電流密度を揃えて、温度のバラツキを防ぐことを試みた技術が知られている。この技術は、貴金属メッキ皮膜2がアームを構成する金属材料の性質に由来する腐食性や伝導性を改良する手段として簡便である点で、ある程度は有効である。

10

20

30

40

50

しかしながら、貴金属メッキ皮膜 2 は、先端チップ部 1 への蛋白質の付着性を低下させるほどの効果を示さないため、上記問題を完全に解消したことになる。

【特許文献 1】特開平 7 - 275255 号

【非特許文献 1】J. Neurosurg. (神経外科誌) : 第 100 巻、第 133 頁 ~ 第 138 頁、2004 年

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

この発明の目的は、外科手術中に高周波電流を通電して行われる凝固または切開等の手術操作に使用され、アームを構成する金属材料の性質そのものに束縛されることなく、先端チップ部への蛋白質の付着量および固着（焦げ付き）量を低下させるバイポーラピンセットを提供することにある。

10

【課題を解決するための手段】

【0007】

この発明の請求項 1 記載の発明は、常態時において開状態で相互に絶縁されかつ使用時において閉状態で高周波電流の印加を受ける一对のアームを開閉可能に備えたバイポーラピンセットにおいて、上記一对のアームの先端チップ部の対向面上に、貴金属材料と非伝導性微粒子からなる複合メッキ皮膜と、この複合メッキ皮膜上に貴金属材料からなる積層メッキ皮膜を備えたことを特徴とするものである。

20

【0008】

この発明の請求項 2 記載の発明は、上記貴金属材料を、金、白金、銀、パラジウム、ニッケル、クロム、銅および錫からなる群より選択された少なくとも 1 種としたことを特徴とするものである。

【0009】

この発明の請求項 3 記載の発明は、上記非伝導性微粒子を、ポリテトラフルオロエチレンまたはフッ素化エチレン重合体からなるものとしたことを特徴とするものである。

【0010】

この発明の請求項 4 記載の発明は、上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量を、0.05 重量% から 20.0 重量% までの範囲としたことを特徴とするものである。

【0011】

この発明の請求項 5 記載の発明は、上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量を、4 体積% から 50 体積% までの範囲としたことを特徴とするものである。

30

【0012】

この発明の請求項 6 記載の発明は、上記複合メッキ皮膜の厚さを 3 μm から 50 μm までの範囲とし、かつ上記積層メッキ皮膜の厚さを 0.2 μm から 10 μm までの範囲としたことを特徴とするものである。

【0013】

この発明の請求項 7 記載の発明は、上記微粒子の粒径を 0.5 μm から 10 μm までの範囲としたことを特徴とするものである。

【発明の効果】

40

【0014】

この発明によれば、一对のアームの先端チップ部の対向面上に、貴金属材料と非伝導性微粒子からなる複合メッキ皮膜を備えるように構成したので、上記先端チップ部の対向面に対し体組織との接地面積を小さくする粗面性を付与することができ、これによりアームを構成する金属材料の性質そのものに束縛されることなく、先端チップ部への蛋白質の付着量および固着性を低下させることができるという効果がある。このため、従来のバイポーラピンセットを用いたときのように、体組織の凝固、止血、切開等の手術操作を中断し、蛋白質分解物を除去するために清拭、洗浄する必要がないため、洗浄性に優れ、本来の施術性能を劣化させることなく、操作性を維持し、外科手術を円滑に進めることができ、手術時間の短縮化を図ることができるという効果がある。また、この発明によれば、上記

50

複合メッキ皮膜上に貴金属材料からなる積層メッキ皮膜を備えるように構成したので、複合メッキ皮膜からの非伝導性微粒子の脱落を防止することができ、複合メッキ皮膜により対向面に付与された粗面性を維持することができるという効果がある。

【0015】

この発明によれば、上記貴金属材料を、金、白金、銀、パラジウム、ニッケル、クロム、銅および錫からなる群より選択された少なくとも1種としたので、選択された貴金属材料の優れた熱伝導性および電気伝導性により、バイポーラピンセット本来の施術性能を維持することができるという効果がある。

【0016】

この発明によれば、上記非伝導性微粒子を、ポリテトラフルオロエチレンまたはフッ素化エチレン重合体からなるものとしたので、フッ素系重合体からなる非伝導性微粒子の熱的および電氣的な非伝導性により、対向面に対し、表面積を拡大させる一方で、体組織との接地面積を少なくすることで、先端チップ部への蛋白質の付着性および固着性を低下させることができるという効果がある。

10

【0017】

この発明によれば、上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量を、0.05重量%から20.0重量%までの範囲としたので、この範囲内で、先端チップ部への蛋白質の付着性および固着性を低下させるのに適した粗面性を先端チップ部の対向面に付与することができるという効果がある。

【0018】

この発明によれば、上記複合メッキ皮膜中の非伝導性微粒子の含有量を、4体積%から50体積%までの範囲としたので、この範囲内で、先端チップ部への蛋白質の付着性および固着性を低下させるのに適した粗面性を先端チップ部の対向面に付与することができるという効果がある。

20

【0019】

この発明によれば、上記複合メッキ皮膜の厚さを3 μ mから50 μ mまでの範囲とし、かつ上記積層メッキ皮膜の厚さを0.2 μ mから10 μ mまでの範囲としたので、これらの範囲内で、上記先端チップ部の対向面に対し体組織との接地面積を小さくする粗面性を付与することができ、これによりバイポーラピンセット本来の施術性能を維持することができると共に、複合メッキ皮膜からの非伝導性微粒子の脱落を確実に防止することができ、これにより上記粗面性を維持することができるという効果がある。

30

【0020】

この発明によれば、上記微粒子の粒径を0.5 μ mから10 μ mまでの範囲としたので、この範囲内で、上記先端チップ部の対向面に対し体組織との接地面積を小さくする粗面性を付与することができ、これによりバイポーラピンセット本来の施術性能を維持することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

以下、この発明の詳細について説明する。

この発明の発明者らは、従来のバイポーラピンセットを鋭意検討し、いかにすればバイポーラピンセットの先端チップ部への蛋白質の焦げ付きを少なくすることができるか否かについて探索した結果、従来のバイポーラピンセットに設けられた貴金属メッキ皮膜などに対する対向面の超平滑化という開発傾向とは逆に、むしろ、先端チップ部の対向面を凹凸の大きい粗面とすることで、粗面化した対向面に蛋白質分解物が付着する量を少なくし、固着（焦げ付き）量が低減させることを発見したものである。しかも、対向面の粗面化だけではなく、この粗面上にさらに保護膜として積層メッキ皮膜を設けることで、この蛋白質付着防止性を維持することができることを初めて明らかにしたものである。

40

【0022】

実施の形態1.

この発明の1つの実施の形態によるバイポーラピンセットは、上記のような知見に基づ

50

いてなされたもので、このバイポーラピンセットには、図1(a)に示すバイポーラピンセットの先端チップ部1の対向面1a上に、図1(b)に示すように、上記対向面1aに対し粗面性を付与する複合メッキ皮膜3がメッキにより設けられている。複合メッキ皮膜3は、貴金属材料3aと非伝導性微粒子3bと分散剤(図示せず)とから概略構成されている。

【0023】

貴金属材料3aとしては、電気的および熱的な伝導性に優れかつ生体安全性にも優れた材料が選択され、例えば金、白金、銀、パラジウム、ニッケル、クロム、銅および錫からなる群より選択されることが好ましいが、これらの材料の他にも、これらの材料を除いた貴金属類(10族)、亜類(11族)なども電気化学的に安定であり、同様に使用可能である。

10

【0024】

また、非伝導性微粒子3bとしては、電気的および熱的な伝導性に劣る非伝導性を有しかつ生体安全性に優れた材料が選択され、例えばポリテトラフルオロエチレン(PTFEともいう)またはフッ素化エチレン重合体等のフッ素系重合体を選択されるが、特にポリテトラフルオロエチレンが好適である。このようなフッ素系重合体からなる微粒子は、非伝導性微粒子3bとして複合メッキ皮膜3中に含有されることで、貴金属材料3aに保持された状態で、複合メッキ皮膜3の表面に凹凸を生じさせることで、当該表面の粗面化に寄するものである。

【0025】

20

また、複合メッキ皮膜3へのフッ素系重合体からなる非伝導性微粒子3bの混合率はメッキ処理の安定性および皮膜安定性を考慮すると、適当な範囲があり、非伝導性微粒子3bの添加量が少ないと対向面1aの表面の粗面化が不十分となるため、例えば金のように比重の大きい重い金属の場合では、この非伝導性微粒子3bの添加量は少なくとも0.05重量%は必要であり、逆に非伝導性微粒子3bの添加量が多すぎると、その非伝導性微粒子3bが複合メッキ皮膜3の表面から突出しすぎるため、20重量%以下であることを要する。これらの範囲を体積%で示すと4体積%から50体積%までの範囲となる。

【0026】

また、複合メッキ皮膜3に用いられるフッ素系重合体からなる非伝導性微粒子3bの粒径には適当な範囲があり、平均粒径が0.5 μ mから10 μ mまでの範囲であることが必要である。平均粒径0.5 μ m未満の非伝導性微粒子3bでは、実際には微粒子同士が会合して実質的な径は小さくなく、また平均粒径10 μ mを超える非伝導性微粒子3bでは、安定な皮膜形成の障害となる。一般には、平均粒径3 μ mから6 μ mまでの範囲が現実的であり、この粒径範囲が好ましく用いられる。これに対応した複合メッキ皮膜3の膜厚の設計については、非伝導性微粒子3bの添加量が少ない場合には薄くとも3 μ m以上、厚くとも50 μ m以下の厚みが必要である。

30

【0027】

さらに、分散剤は、貴金属材料3aに対して非伝導性微粒子3bが均一に分散されることで、複合メッキ皮膜3全体に均等な粗面性を発現させることを目的として添加される成分である。

40

【0028】

さらに、上記バイポーラピンセットの上記複合メッキ皮膜3上には、図1(c)に示すように、上記複合メッキ皮膜3の粗面性を維持しつつ保護する積層メッキ皮膜4がメッキにより設けられている。積層メッキ皮膜4は、上述した貴金属材料から構成されるものであり、この貴金属材料は、上記複合メッキ皮膜3の一部を構成する貴金属材料3aと同一であってもよく、あるいは異なってもよい。複合メッキ皮膜3および積層メッキ皮膜4にそれぞれ使用される貴金属材料が同一であれば、製造上、材料調達のメリットを得ることができるが、仮に異なる場合であっても、バイポーラピンセット本来の施術性能を維持する上で別段の支障を生じるわけではない。すなわち、貴金属材料はいずれもイオン化傾向が小さく、その差も小さいために、仮に2つの皮膜中に含有される貴金属材料が異なって

50

いても、生体内での使用時において電気化学的に安定することから、生体安全性が確保されるからである。

【0029】

積層メッキ皮膜4の厚さについては、複合メッキ皮膜3の面粗さ(粗面性ともいう)が大きい場合には、積層メッキ皮膜4を10 μ mまで厚くして、複合メッキ皮膜3中に含有される非伝導性微粒子3bを保護することが必要となるが、複合メッキ皮膜3の面粗さが小さい場合にはごく薄い0.2 μ m程度で十分である。すなわち、積層メッキ皮膜3の厚さは0.2 μ mから10 μ mまでの範囲であることが必要とされる。

【0030】

以上のように、この実施の形態1における貴金属 非伝導性微粒子系の複合メッキ皮膜3の上にさらに貴金属材料からなる積層メッキ皮膜4をメッキして得られる対向面1aの表面は、図1(c)に示すように相当な凹凸を有する粗面となる。このように面粗さの大きい表面が、面粗さの小さい平滑表面である従来の金属メッキ皮膜に比べて蛋白質付着量が極めて低いことは、これまでのバイポーラピンセットとしては意外であるが、この知見を実証することで、この発明に到達したものである。つまり、通常の平均的なステンレス製バイポーラピンセットでは、先端チップ部の表面粗さRaが0.15 μ mから0.30 μ mまでの範囲であり、金メッキを施した超平滑化表面を有するバイポーラピンセットではRaが0.03 μ mから0.05 μ mまでの範囲であるのに対し、この実施の形態1によるバイポーラピンセットでは、焦げ付きの大きいステンレス製バイポーラピンセットと同程度の面粗さRaが0.10 μ mから0.30 μ mまでの範囲を有しているものの、蛋白質付着性を格段に小さくすることが可能である。

【0031】

以下、この発明を実施例で具体的に説明する。

この発明の発明者である三上らによって提示された非特許文献1に記載されている評価方法を用いて、複数のバイポーラピンセットの先端チップ部への蛋白質分解物の焦げ付き等を定性的および定量的に評価する。すなわち、先端チップ部の形状および寸法が同一である(ここではすべて1.0mm幅)バイポーラピンセットを用いて、100 μ l(マイクロリットル)のヒト全血を先端チップ部に塗り、これら先端チップ部の間隙を1.0mmとした上で、両先端チップ部間に同一の高周波出力(高周波発生装置:Malis(商標)Generator, 15 Malis Unit, 1.6W)を印加してヒト全血を凝固させ、そのとき凝固してチップに付着した凝血を同一条件で超音波洗浄した後に、残存する凝血中の蛋白質量を定量する。また、この蛋白質が先端チップ部にいかに強く固着しているかの固着性は上記高周波発生装置でヒト全血を20秒間凝固させたものを超音波洗浄(2W)して脱着に要する時間として評価する。

【0032】

このような定量的方法で、この発明に係るバイポーラピンセット(実施例1)の性能を、一般的な製品(比較例1、比較例2および比較例3)と比較した。

【0033】

実施例1

幅1.0mmの先端チップ部を有するステンレス製バイポーラピンセットを用意し、この先端チップ部の対向面に対して、純金と、平均粒径5 μ mのPTFE製微粒子とからなる複合メッキ皮膜(膜厚4.3 μ m:この膜厚は同浴メッキのテストピースで測定した)を形成した。この複合メッキ皮膜は、これに含まれる微粒子量が1.05重量%(または7.85体積%)であり、Ra=0.199 μ mの面粗さであった。この複合メッキ皮膜上には、さらに純金からなる積層メッキ皮膜(膜厚0.80 μ m:この膜厚は同浴のテストピースから測定した)を形成した。この積層メッキ皮膜の面粗さはRa=0.178であった。このように作製したバイポーラピンセットでは、15 Malis Unit(1.6W)、凝固時間を24秒とし、対向面間の間隙を1.0mmとして、蛋白質付着量を調べて、実施回数5回の平均から付着量を求めた。また、蛋白質固着性については、Malis Power 17, (2W)で洗浄した場合の脱着時間を調べ、やはり実施回

数 5 回の平均から脱着時間を求めた。これらの結果を表 1 に示した。

【 0 0 3 4 】

比較例 1

実施例 1 で使用したステンレス製バイポーラピンセットの先端チップ部に対していかなるメッキによる表面処理を行わない以外は、実施例 1 と同様に、蛋白質付着量および蛋白質固着性を評価し、突沸回数を測定し、その結果を表 1 に示した。

【 0 0 3 5 】

比較例 2

チタン合金製バイポーラピンセットの先端チップ部に対していかなるメッキによる表面処理を行わない以外は、実施例 1 と同様に、蛋白質付着量および蛋白質固着性を評価し、突沸回数を測定し、その結果を表 1 に示した。

【 0 0 3 6 】

比較例 3

実施例 1 で使用したステンレス製バイポーラピンセットの先端チップ部に対して光沢メッキにより超平滑化金メッキ皮膜を形成した以外は、実施例 1 と同様に、蛋白質付着量および蛋白質固着性を評価し、突沸回数を測定し、その結果を表 1 に示した。

【 表 1 】

	蛋白質付着量	蛋白質固着性	突沸回数 (回数)
実施例 1	A A	A A	1
比較例 1	D	C	1 2
比較例 2	C	D	1 5
比較例 3	B	A	8

【 0 0 3 7 】

なお、表 1 において、蛋白質付着量については、A A (最も少ない) から D (最も多い) まで 5 段階評価とし、蛋白質固着性については、A A (最も脱着しやすい) から D (最も取れ難い) まで 5 段階とした。突沸回数については、ヒト全血 1 0 0 μ l (マイクロリットル) をガラス板上に置き、M a l i s U n i t 2 0 で通電して 1 0 回のうち、突沸 (バンピング: B u m p i n g) が何回起こるかで判断した。蛋白質固着がきついほどチップ全体に平均して電流が流れにくいので、この現象が起こることになる。

【 0 0 3 8 】

表 1 から明らかのように、先端チップ部を構成する材質の異なる複数のバイポーラピンセット (実施例 1、比較例 1 ~ 比較例 3) を比較すると、この発明における先端チップ部を有するバイポーラピンセット (実施例 1) の特性が他のバイポーラピンセット (比較例 1 ~ 比較例 3) と比べて明らかに有意にすぐれていることが判った。すなわち、蛋白質付着量については、面粗さが同等のステンレス製バイポーラピンセットより格段に小さく、また蛋白質固着性については面粗さが平滑な金メッキよりさらに小さい。その結果、バイポーラピンセット (実施例 1) では蛋白質付着量が格段に少なく、また蛋白質固着性も格段に小さく、いずれも従来品 (比較例 1 から比較例 3) と比較して $p < 0.05$ で有意な差が認められた。

【 0 0 3 9 】

次に、上記実施例 1、比較例 1 ~ 比較例 3 に加えて、貴金属材料を変更した以下の実施例 2 ~ 4 について、蛋白質付着量および蛋白質固着性を定量的に評価した。

【 0 0 4 0 】

実施例 2

実施例 1 における貴金属材料として金に代えてニッケルを用い、これに平均粒径 5 μ m の P T F E 微粒子を複合化して複合メッキ皮膜を形成した。この複合メッキ皮膜は、同浴のテストピースで測定したところ、微粒子の添加量が 1 5 . 2 重量% (または 2 2 . 8 体積%)、膜厚 1 0 . 4 μ m であった。次に、この複合メッキ皮膜上に白金からなる積層メッキ皮膜を形成した。この積層メッキ皮膜は、同浴のテストピースで測定したところ、膜

厚 2.2 μm であった。この積層メッキ皮膜に対する蛋白質付着量は同様に測定したところ、1.4 mg、蛋白質固着性を示す脱着時間は6秒で、比較例 2, 3, 4 のいずれとも $p < 0.05$ で有意な差が認められた。

【0041】

実施例 3

実施例 1 における貴金属材料として金に代えて白金を用い、これに実施例 2 と同様に平均粒径 5 μm の P T F E 微粒子を複合化して複合メッキ皮膜を形成した。この複合メッキ皮膜は、同浴のテストピースで測定したところ、微粒子の添加量が 1.38 重量% (または 12.3 体積%)、膜厚 5.03 μm であった。この複合メッキ皮膜上に金からなる積層メッキ皮膜を形成した。この積層メッキ皮膜は膜厚 0.2 μm であった。この積層メッキ皮膜に対する蛋白質付着量は同様に測定したところ、1.2 mg、蛋白質固着性を示す脱着時間は4秒であった。

10

【0042】

実施例 4

実施例 3 における貴金属材料として白金に代えてニッケルを用い、これに平均粒径約 6 μm の P T F E 微粒子を複合化して複合メッキ皮膜を形成した。この複合メッキ皮膜は、同浴のテストピースで測定したところ、微粒子の添加量が 5.4 重量% (または 16.8 体積%)、膜厚 13.6 μm であった。この積層メッキ皮膜上に錫からなる積層メッキ皮膜を形成した。この積層メッキ皮膜に対する蛋白質付着量は同様に測定したところ、1.1 mg、蛋白質固着性を示す脱着時間は5秒であった。

20

【表 2】

	蛋白質付着量 (mg)	蛋白質固着性 (脱着時間、秒)
実施例 1	1.2	5
実施例 2	1.4	6
実施例 3	1.2	4
実施例 4	1.1	5
比較例 1	2.5	23
比較例 2	2.6	16
比較例 3	1.8	9

30

【0043】

この表 2 から明らかなように、実施例 1 ~ 実施例 4 はいずれも、比較例 1 ~ 比較例 3 と比較して、蛋白質付着量が少なく、また蛋白質固着性を示す脱着時間が短いことが分かる。

【産業上の利用可能性】

【0044】

この発明に係るバイポーラピンセットは、主として血管外科、形成外科、一般外科等の外科手術中において、体組織の凝固、止血、切開等の手術操作に使用する際に、先端チップ部への蛋白質の付着および固着を防止することから、本来の性能および操作性を維持し、洗浄性に優れたものとするのが可能である。

40

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図 1】この発明の 1 つの実施の形態によるバイポーラピンセットの先端チップ部の対向面に対する表面処理過程を示す図であって、(a) は表面処理前の状態、(b) は対向面上に複合メッキ皮膜を設けた後の状態、および (c) は複合メッキ皮膜上に積層メッキ皮膜を設けて表面処理を終えた状態を示す断面図である。

【図 2】従来のバイポーラピンセットの先端チップ部の対向面に対する表面処理過程を示す図であって、(a) は表面処理前の状態、(b) は表面処理後の状態を示す断面図である。

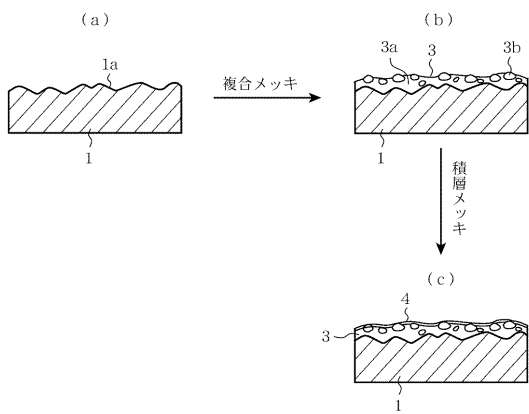
【符号の説明】

50

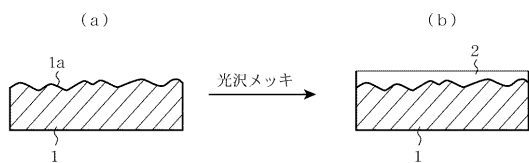
【 0 0 4 6 】

- 1 先端チップ部
- 1 a 対向面
- 2 貴金属メッキ皮膜
- 3 複合メッキ皮膜
- 4 積層メッキ皮膜

【 図 1 】



【 図 2 】



フロントページの続き

(72)発明者 寶金 清博

北海道札幌市南区澄川6条11丁目11-15

審査官 川端 修

(56)参考文献 特開平07-275255(JP,A)

米国特許第05197962(US,A)

特開平11-335859(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 18/12