

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-515202
(P2007-515202A)

(43) 公表日 平成19年6月14日(2007.6.14)

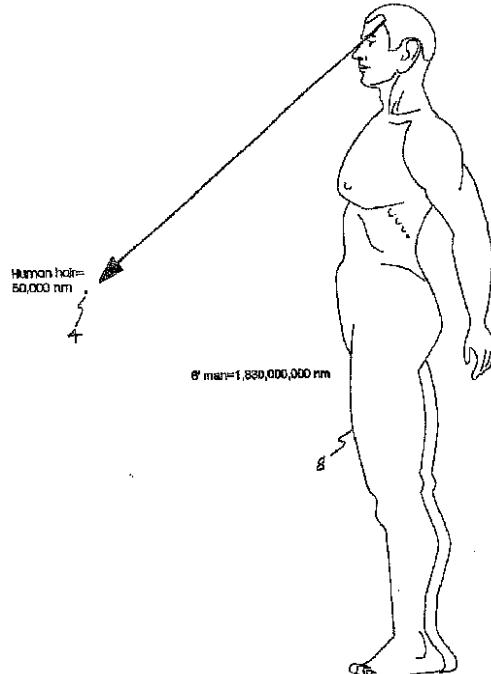
(51) Int.C1.	F 1	テーマコード (参考)
A61L 17/00 (2006.01)	A 61 L 17/00	4 C 0 6 0
A61B 17/12 (2006.01)	A 61 B 17/12 320	4 C 0 7 7
A61F 2/84 (2006.01)	A 61 M 29/02	4 C 0 8 1
A61F 2/04 (2006.01)	A 61 F 2/04	4 C 0 9 7
A61F 2/24 (2006.01)	A 61 F 2/24	4 C 1 6 7
	審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 17 頁)	最終頁に続く
(21) 出願番号	特願2006-538368 (P2006-538368)	(71) 出願人 503000978
(86) (22) 出願日	平成16年10月29日 (2004.10.29)	アプライド メディカル リソーシーズ
(85) 翻訳文提出日	平成18年4月28日 (2006.4.28)	コーポレイション
(86) 國際出願番号	PCT/US2004/036166	アメリカ合衆国 カリフォルニア州 92
(87) 國際公開番号	W02005/042646	688 ランチョ サンタ マルガリータ
(87) 國際公開日	平成17年5月12日 (2005.5.12)	アヴェニーダ エンプレッサ 2287
(31) 優先権主張番号	60/516,197	2
(32) 優先日	平成15年10月30日 (2003.10.30)	(74) 代理人 100082005
(33) 優先権主張国	米国(US)	弁理士 熊倉 賢男
		(74) 代理人 100067013
		弁理士 大塚 文昭
		(74) 代理人 100065189
		弁理士 宮戸 嘉一
		(74) 代理人 100088694
		弁理士 弟子丸 健
		最終頁に続く

(54) 【発明の名称】ナノ構造材料を使用した表面処理剤および変性剤

(57) 【要約】

【課題】本発明はナノスケール構成要素から形成されたナノ構造表面処理剤、被膜または変性剤に向けられている。

【解決手段】これらのナノ構造表面処理剤、被膜または変性剤は疎水性、親水性および表面付着特性を有している。ナノスケール構成要素は所望の処理剤、被膜または変性剤の独特な表面特性を制御するために調整され得る配向、形状寸法、充填密度および組成を有している。このナノ構造技術の応用としては、過剰の材料または組織の変形なしに、牽引、保持または閉塞の改良が望まれるような、或いは高い圧縮力が望ましくないか、危険であるか、或いは非効果的であるような外科クリップ、ステープル、開創器、縫合糸およびマニピュレータが挙げられる。1つの面では、外面を有する医療装置用のナノ構造表面処理剤が開示され、この処理剤は疎水性または親水性表面を与えるように外面に付けられる。この面では、処理剤は二酸化チタンを含有しており、そしてほぼ垂直な側壁部を有するナノ範囲の構造を与える。装置の処理された表面は150度より大きい或いはそれに等しい



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

外面を有する医療装置のためのナノ構造表面処理剤であって、処理剤が外面に付けられて疎水性または親水性表面を形成するナノ構造表面処理剤。

【請求項 2】

処理剤は二酸化チタンを含有している請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 3】

処理剤は炭化タンゲステンコバルトを含有している請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 4】

装置の処理された表面は 150 度より大きいか或いはそれに等しい接触角度を有している請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 5】

装置はクリップ、ステープル、縫合糸、マニピュレータ、把持器、クリップ取付け器、はさみ、電気外科装置または腹腔鏡である請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 6】

処理剤は更に牽引、保持および閉塞のうちの少なくとも 1 つを容易にする請求項 5 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 7】

処理された表面はほぼ垂直な側壁部を持つナノ範囲の構造を有している請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 8】

垂直な側壁部は負の毛管作用をもたらす請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 9】

処理された表面は、高い接触角度と、表面に対する低すべり抵抗とを外面に与えるナノ範囲に構造を有している、請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 10】

垂直な側壁部は約 200 nm の幅を有している請求項 7 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 11】

垂直な側壁部は負の毛管作用により濡れた表面に付着する請求項 8 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 12】

垂直側壁部のファンデルワールス力により、処理された表面が乾燥表面に付着することができる、請求項 11 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 13】

処理剤は装置に蒸着されて硬化される、請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 14】

処理剤は装置にレーザー吹きつけされる、請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 15】

処理された装置は、シリカ、チタン、銀または他の金属またはプラスチックのうちの少なくとも 1 つで浸漬めっきされるか、噴霧されるか或いは被覆され、次いで加熱されて溶媒を蒸発させ、且つ真空の存在下で安定化する、請求項 13 または 14 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 16】

装置は更に内面を有する内腔を備えている、請求項 1 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 17】

内面はフルオロアルキルシラン、ナノ結晶質チタンまたは銀を含むナノ構造体で被覆されるか、処理されるか或いは変性される、請求項 16 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 18】

内面は加水分解、縮合反応、スクリーン印刷、静電グレーディングおよびスプレーのうち

10

20

30

40

50

の少なくとも 1 つにより処理される、請求項 1 6 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 19】

装置は出入管、ステント、移植片、医療管または弁である、請求項 1 6 に記載のナノ構造表面処理剤。

【請求項 20】

内面および外面を有する中空のボディ部分と、
ボディ部分に操作可能に取付けられた入口部分と、
ボディ部分に操作可能に取付けられた出口部分とを備えている人造医療装置であって、
ボディ部分の外面が疎水性ナノ構造表面処理剤で被覆されるか、処理されるか或いは変性されており、ボディ部分の内面が親水性ナノ構造表面処理剤で被覆されるか、処理されるか或いは変性されている、人造医療装置。
10

【請求項 21】

装置は人造膀胱である請求項 2 0 記載の人造医療装置。

【請求項 22】

装置は透析ポートである請求項 2 0 記載の人造医療装置。

【請求項 23】

疎水性ナノ構造表面処理剤は二酸化チタンを含有している請求項 2 0 記載の人造医療装置。

【請求項 24】

疎水性ナノ構造表面処理剤は更にポリプロピレンを含有している請求項 2 0 記載の人造医療装置。
20

【請求項 25】

親水性ナノ構造表面処理剤はフルオロアルキルシラン、ナノ結晶質チタンまたは銀を含有している請求項 2 0 記載の人造医療装置。

【請求項 26】

内面は加水分解、縮合反応、スクリーン印刷、静電グレージングおよびスプレーのうちの少なくとも 1 つにより処理されている、請求項 2 0 記載の人造医療装置。

【請求項 27】

入口部分および出口部分のうちの少なくとも一方が身体の導管に付着するためのカフを更に備えている請求項 2 0 記載の人造医療装置。
30

【請求項 28】

カフは布製であって、親水性ナノ構造表面処理剤で含浸されている、請求項 2 7 に記載の人造医療装置。

【請求項 29】

複数の交差纖維と、複数の隙間と、2 つの表面とを備えている外科用布であって、2 つの表面のうちの少なくとも一方が疎水性ナノ構造表面処理剤で被覆されるか、処理されるか或いは変性されている外科用布。

【請求項 30】

2 つの表面のうちの他方が第 1 表面処理剤と異なる親水性表面処理剤で被覆されるか、処理されるか或いは変性されている請求項 2 9 に記載の外科用布。
40

【請求項 31】

親水性表面処理剤は二酸化チタンを含有している請求項 2 9 または請求項 3 0 に記載の外科用布。

【請求項 32】

疎水性ナノ構造表面処理剤は析出ポリプロピレンを含有している請求項 2 9 または請求項 3 0 に記載の外科用布。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本願は「ナノ構造表面処理剤」と称される 2003 年 10 月 30 日に出願された暫定出

50

願第60/516197号の優先権を主張する非暫定出願である。

本発明は、一般に、表面処理剤に関し、詳細には、疎水性、親水性、殺菌性または潤滑性の特性を有するナノ構造材料を使用した表面処理剤、変性剤または被膜に関する。

【背景技術】

【0002】

被膜は一般に様々な用途に使用されている。環境保護を行なうためにペイントがしばしば使用されている。移動部品間の潤滑をおこなうためにオイルが使用されている。乾燥を維持したり、潤滑したりするために種々の種類の粉末が使用されることがある。水をはじめにワックスが使用されることがある。適切な表面被膜または変性剤の利点は良く理解され、認識されている。しかしながら、従来技術の被膜の多くは、被膜と被覆されている材料との間の物理的結合に起因して、それらの意図された使用が不足になる。

ナノ材料を使用した被膜、表面処理剤または表面変性剤は慣例の被膜より効果的であって長持ちする効果を生じる。例えば、ナノ結晶質粉末でスプレーされた金属ステンレス鋼被膜は在来の被膜と比較して高い硬度を示す。プラズマまたは熱スプレーを表面に塗布して薄い硬質のセラミックナノ被膜を形成し得る。これらの被膜は二酸化チタンおよびプラズマトーチで形成され、金属表面にスプレーされ得る。このような付設により金属を非常に耐腐食性にする。ナノ粒子の独特な価値はそれらの極めて高い粒子表面積である。この特徴は特性の向上を達成するための多くの部位があることを意味している。

【0003】

ナノ技術は、材料および生成物が生じられる方法と、利用されることができる官能価の範囲および性質とを変革する可能性を有する研究および開発の広い学際的な分野である。詳細には、ナノメートル寸法における材料の合成および制御は、無類の方法で新規な材料特性および装置特性を利用することができ、ナノ構造化により与えられる好機を活用することに研究が世界的に急速に広がっている。より詳細には、現在のところ、医療装置業界では、中でも、より強い結合および良好な可撓性を有する薄膜被膜を形成するためにナノ構造化を具体化する必要性がある。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、ナノスケール構成要素から形成されるナノ構造表面処理剤、被膜または変性剤に向けられている。

【課題を解決するための手段】

【0005】

ナノ構造表面処理剤、変性剤または被膜は疎水性、親水性および表面付着特性を有している。ナノスケール構成要素は、所望の処理剤、被膜および変性剤の独特な表面特性を制御するために調整され得る配向、形状寸法、充填密度および組成を有する。このナノ構造技術の応用としては、牽引、保持または閉塞の改良が望まれるような外科クリップ、ステープル、開創器、縫合糸およびマニピュレータが挙げられる。1つの面では、クリップまたは開創器の組織接触面は、微視的に粗い表面を備えているナノ構造体で処理されるかあるいは被覆されるのがよい。他の面では、ポリエチレンが溶媒に溶解され、次いで沈殿剤にさらされ、その後、器具表面に塗布される。次に、溶媒混合物が真空オーブンで蒸発される。この結果、少なくとも150度の接触角度を有する非常に多孔性のゲル被膜が生じる。

【0006】

再使用前に殺菌されなければならない再使用可能な器具は、これらをより容易および効果的な洗浄性およびより耐久性にするためにナノスケール表面技術から有利になる。通常、使用中に熱傷組織で汚染される電気外科装置は、表面が汚染のないままであり、従って効果的であり続ける場合にナノスケール表面技術から有利になる。また、カテーテル、出入管、ステントおよび移植片のようなナノ表面技術から有利になる多くの装置がある。例えば、これらの装置の各々は1つの表面に特定の特性を有し、他の表面に異なる特性を有

10

20

30

40

50

するようにナノスケール表面技術で処理されるのがよい。すなわち、ステントまたは移植片が疎水性外面および親水性内面またはその逆を有するように処理されるのがよい。血管系または尿管に使用されるための出入管が、凝固または痂皮形成を抑制するために処理された内面を有しながら、潤滑性被膜でナノ被覆された外面を有することにより設置を高めるように処理されるのがよい。この場合、外面ナノ構造体はほぼ垂直な側壁部を有する微視的構造で有利にされる疎水性材料の表面を備えるのがよい。負の毛管作用に因り構造体の先端部により水が支持される。各水滴は非常に高い接触角度と、このような表面における低い摺動抵抗とを有する。しかしながら、外圧が負の毛管圧力を超えると、表面は湿潤され、もはや撥水性ではない。圧力は挿入されるか或いは設定されている血管または導管の壁部により表面に及ぼされる圧力である。その圧力が達成されるまで、表面は疎水性のままである。
10

【0007】

他方、出入管の内腔はフルオロアルキルシランで処理されるか或いは被覆されて、シランが在来の加水分解および縮合反応により内面に固定されるようになっているのがよい。この被覆の結果、表面張力が低下される。このようなナノ構造体は既存の方法により、すなわち、テンプレート、スクリーン印刷、静電グレージングまたはスプレーにより付けられ得る。ステントまたは移植片は、内部成長を促進するためにナノ構造技術で処理されている繊維を有するのがよい。移植または留置装置の場合、組織または身体生成物と接触する表面を変性したり、被覆したり或いは処理したりするためにナノスケール材料を付けることにより感染を抑制することができる。また、ナノ材料は、異物体の導入により免疫システムに及ぼされる応力を除去するための好機を与えることができる。例えば、心臓弁。膀胱弁、ステント、移植片、人造膀胱、移植腎臓または心臓または機械的関節はすべて、これらを免疫システムにとって見分けられないようにし、従って免疫システムにより拒絶されないようにするナノ材料で処理されるのがよい。
20

【0008】

また、血液のような鋭敏または敏感な成分を導かなければならぬ表面にナノ構造材料が付けられるのがよい。例えば、2つまたはそれ以上の血管が連結される吻合が凝結塊の形成を促進しない処理された縫合糸から有利になる。血流における乱流を防ぐか或いは減少させるナノ構造化成分で心臓弁を処理することができる。これは、人造皮膚または培養皮膚が熱傷者の治療に使用される場合に特にそうである。この場合、移植片の一方の側が組織の発生を促進するナノ材料で処理され、反対側が抗菌剤または他の望ましい成分で処理される。
30

本発明のこれらおよび他の特徴は関連した図面を参照して行なわれる種々の実施形態の論述でより明らかになるであろう。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明の特徴および原理を示す添付図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

図1を参照すると、ナノメータに示される人の毛髪4および182.9 cm(6フィート)の身長の人8の比較測定値が示されている。ナノメータは10億分の1のメータである。182.9 cm(6フィート)の身長の人8は身長がほぼ1,830,000,000ナノメートルである。普通の人の毛髪4は直径がほぼ50,000ナノメートルである。更なる比較が図2に見られることができ、この図では、1ミクロンの直径を有する粒子11が基質10に静止して示されている。更に、図2は細かい自動仕上げ材またはペイントの粒径を表すほぼ0.3ミクロンの直径を有する粒子12を示している。更に、もっと小さい粒子13は0.2ミクロンの直径を有する黒/白写真フィルムよりなる最も小さい粒径を示している。比較により、1ナノメータの直径を有する粒子14が図面の中心において極めて小さいドット(粒子)14により表されている。スケールの可視性を向上させるために、ナノスケールの粒子16は100倍に拡大されている。100ナノメートルであるか或いはそれ未満の粒子は一般にナノスケール以内であると理解される。ナノスケールの表面特徴は非常に小さいと認められる。
40
50

【0010】

ナノ構造表面を有するように処理された、変性された、或いは被覆された材料は肉眼で滑らかに見えることがある。しかしながら、倍率の高い顕微鏡下では、表面は粗く且つでこぼこであるように見える。ナノ構造表面は高く組織化されたパターンにおける別個の粒子よりなる。各ナノ粒子は個々の特性を表し、そして表面を制御可能にする方法で集合的構造に寄与する。材料の表面に付着されたナノ結晶質粉末が硬さおよび他の望ましい特性を高めるものと示された。1つの望ましい特性は疎水性の特性である。この特性は、水滴が表面に示されている図3Aないし図3Cに示されている。未処理のガラス表面が図3Aに示されており、このガラス表面は小さい接触角度24aを有することが見られる。水滴22aは接触角度24aについて大きい領域にわたって広がっていることが見られる。比較して、図3Bはテフロン（登録商標）すなわちポリテトラフルオロエチレン（PTFE）で被覆された表面20bを示している。接触角度24bは、テフロン（登録商標）が或る程度まで水滴をはじくので、非常に増大されており、そして全く疎水性である。他の比較では、図3Cに示すように、表面2cは接触角度24cが劇的に増大されるように超疎水性であると思われるナノ構造体で処理されている。ナノ表面と水滴22cとの間には、この関係に含まれる量子物理的原理がある。ナノ構造体は原子レベルで作用し、そのレベルにおける関係は劇的である。

【0011】

100nm未満の粒径により特徴付けられるナノスケールの材料は耐久性、可撓性および機能特性の著しい向上を示している。ナノ相粉末から製造される被膜を付けることができるに加えて、スプレーに含まれる処理パラメータが実際にナノ結晶質構造体を生じる技術自身が開発されつつある。これは、SiC被膜を付けるために極超音波プラズマ粒子付着（HPD）方法を使用して達成された。ナノ被膜を生じるための材料および方法は広く利用可能である。ナノ皮膜が比較的多い量および広い範囲の材料で製造される。例えば、ナノ皮膜が周期律系の第4の主群の金属または元素またはこれらの元素の化合物から製造され得る。ナノ被覆された表面を生じるための方法は、表面に材料を直接付着させ、次いで材料を硬化することを含む。マグネットロンスパッタ技術がナノ被膜を生じる1つの方法である。この技術は真空中の塗布を含む。固体基材が金属または非金属層で被覆される。陰極上の被覆材料が、ガス雰囲気中でこれをガスイオンと衝突させることにより噴霧されるか或いはスパッタリングされる。図4はAG34を含めてMo、NiまたはTiNiのようなナノ構造体で被覆されている表面30を示している。

【0012】

図5を参照すると、器具55と接触している表面42を有する生きている組織40の一部が示されている。器具55は、一時的に組織によく付着し、且つ剥離により容易に除去される疎水性または親水性表面をもたらすナノ被膜52を有している。この特性は、幅200nmの垂直構造体に由来する粘着能力を有する垂直ナノ構造体またはナノ管の形成により達成される。毛管力により、その直径を有するナノ構造体を水膜または濡れた表面に粘着させる。均等に強いファンデルワールスの力により、ナノ構造体を同様に乾燥表面に付着させることができる。各垂直構造体はたった 10^{-7} Nの力を及ぼすが、これらの構造体は、 10 cm^2 のパッチから 100 kg の質量を吊り下げるのに十分な 10 N/cm^2 の接着力を集合的に有するのに十分に密に充填されている。

【0013】

ナノ被膜のこの特性は、組織に保持式または牽引式に接触する開創器、クリップおよび他の装置のための非常に有用である。ナノ構造表面は、表面間に化学的相互作用が無い場合に、極度のファンデルワールス相互作用を介して更なる接合をもたらす。1つの分子と隣の分子との間には、分子間電磁引力が存在する。すべての分子は分子間引力を受けるが、或る場合には、これらの引力は非常に弱い。本発明の他の面では、再使用可能で殺菌可能な外科器具のナノ構造表面処理剤または被膜の極めて疎水性の特性は微生物の付着を防ぐ。例えば、ナノ構造処理剤または被膜を有する再使用可能な把持器、クリップ取付け器、はさみ、解剖器具または腹腔鏡は、バクテリアがナノ構造表面の超疎水性のためにナノ

構造表面上で成長し難く、すなわち、微生物が表面に付着することができないので、使用と使用との間で非常に且つ確実に清浄され得る。しかも、ナノ処理された表面は、これらがオートクレーブ殺菌の温度より十分に高い温度に容易に耐えるので、一般のオートクレーブの温度に容易に耐える。また、再使用可能な器具の臨界ピボットまたはヒンジ点はナノ被膜の存在下で良好に保存され、潤滑をほとんど或いは全く必要としない。

【0014】

図6Aを参照すると、血管を閉塞するのに一般に使用される外科クリップ100aが示されている。クリップ100aは接触部分153a、154aに被膜を有していない。血管150aに対する圧縮は血管上の位置を維持するために過剰でなければならない。クリップ100aは、これが血管からずれると、かなりの危険を表す。幾つかの外科クリップの接触面153a、154aは、それを防ぐために、鋸歯付きであるか、或いは布などで覆われている。図6Bを参照すると、本発明によるクリップ100bは、第1ジョーー101bと、第2ジョーー102bと、これらのジョーー101b、102bにそれぞれ操作可能に取付けられた接触面153b、154bとを備えている。接触面153b、154bは、組織を過剰圧縮しなければならないことなしに高い牽引をもたらすためにナノ構造材料15bで変性されたり、被覆されたり、或いは処理されたりされるのがよい。例えば、複数の垂直ナノ管またはナノ毛髪を有する組織接触面が毛管引力により滑らかで湿った或いは乾いた表面に付着する。以上で説明したように、毛管力により、ナノ構造体が水膜または湿った表面に粘着する。より詳細には、各垂直構造体はたった 10^{-7} Nの力を及ぼすが、これらの構造体は、 10 cm^2 のパッチから 100 kg の質量を吊り下げるのに十分な 10 N/cm^2 の接着力を集合的に有するのに十分に密に充填されている。ナノ構造体はクリップの組織接触部分に蒸着され、次いで硬化されるのがよい。

【0015】

図7を参照すると、組織に接触する表面162、163と、組織に係合する部分164、165とを有する外科ステープル160が示されている。なお、従来技術によるステープルはこれらが位置および機能を維持するために非常に圧縮されなければならない。外科ステープルの過剰圧縮は、毛細管血流に悪影響し、その結果、組織が壊死してしまうので、望ましくない。図8は生きている組織に親水性引力を与えるナノ構造材料180で処理されるか、変性されるか、或いは被覆されている表面172、173および端部174、175を有する本発明による外科ステープル170を示している。本発明の外科ステープル170は組織の過剰圧縮なしに位置および機能を維持する。圧力誘発式親水性ナノ被膜はステープル170の封入のための無比のマトリックスをなす。ステープルは、一般に、所望のステープル形状に切断された予備形成される長さのワイヤから形成される。ナノ被覆されたステープルは、シリカ、チタン、銀または他の金属またはプラスチックで浸漬めっきされるか、噴霧されるか或いは他の方法で被覆され、次いで加熱されて溶媒を蒸発させ、そして真空または電気アークの存在下で安定化されるのがよい。変更例として、ナノ複合被膜の付着のために脈動レーザー切除を使用してもよい。これらのナノ複合体では、遷移金属窒化物のナノ結晶が約1つの単層の薄い不定形組織内に埋め込まれ、それにより高い材料硬度および耐亜裂性を生じる。自己組織化性ナノ構造体の小さいスケールが、外科ステープルへの付着に良く適している。何故なら、ナノ付着の自己組織化性は仕上げ済みステープルの小さい寸法および複雑な形状により問題にされないからである。

【0016】

本発明の更に他の面が図9に示されており、図9では、血管移植片またはステントが血管200内に示されている。移植片またはステント201は、内部血管壁部により引き付けられて同化されるように、組織接触面に付着されたナノ結晶質チタンまたは銀のようなナノ構造材料215で被覆されるか、処理されるか或いは変性されている。また、圧縮圧が毛管反発を減じる場合以外、毛管圧力により疎水性をもたらす垂直ナノ管または毛髪のナノ構造を有するワイヤで金属ステントが製造されてもよい。毛管圧力が超えられた領域では、組織接触部分は自然発生体液により十分に湿潤される。ステントまたは移植片201がナノ材料で被覆された個々の繊維のような多孔性または織製材料で製造されている場

10

20

30

40

50

合、改良された組織内部成長が期待される。そのうち、このようなナノ被覆移植片またはステント 201 がほぼ自然の体液通路 220 を形成する。

【0017】

図 10 を参照すると、外面 255 と、内面 257 と、腔 254 と、長さとを有する或る長さの医療管 250 が示されている。本発明の実施形態は、表面 255、257 を変性したり、処理したり或いは被覆したりするためにナノ構造材料 256、258 を使用することを意図している。第 1 被膜が第 1 効果を与えるように外面 255 に付けられ、第 2 ナノ被膜が第 2 効果を与えるように内面 257 に付けられるのがよい。例えば、処理された表面を十分に湿潤することによって過剰毛管圧に応答する複数の自己組織化ナノ構造よりなる疎水性ナノ被膜が外面 255 に付けられて、管が身体通路に装入されるようにし、そして同様の疎水性ナノ被膜が内面 257 に付けられて通常粘着性流体同伴成分が集合して管の腔 254 を遮断する事がないようにする。なお、同様の疎水性被膜を外面および内面に使用してもよい。何故なら、この被膜は外面に対してナノ被膜を疎水性にする過剰圧縮性であるからである。他の面では、TiO₂ (二酸化チタン) のナノ被膜が管の外面に付けられてもよい。二酸化チタンは超親水性であって、水をはじくのではなく、水を引き付ける。更に図 11 に示すように、ナノ構造体で処理されるか或いは被覆されているステントまたは移植片が親水性外面被膜 322 により血管または身体通路に装入されてもよい。移植片またはステントの外面被膜 322 は血管 300 の内膜層 324 に引き付けられ、次いでそこに組み入れられ得る。また、腔面 321 が流れ維持のための条件をもたらす疎水性ナノ材料で処理されるか或いは被覆されてもよい。

【0018】

図 12 ないし図 14 を参照すると、ナノ被膜が織製または編組ステント、管または移植片の個々の纖維に正面または背面構成で付けられて個々の纖維が適切な親水性または疎水性を示すようにしてもよいことはわかるであろう。また、ナノ材料での纖維の被覆が寸法をほとんど変化させないことは気づかなければならぬ。従って、個々の纖維 760 および縫合糸 700、750 を処理する際の大きな価値を得る。例えば、ナノ処理 715 されたモノフィラメント縫合糸 700 は非常に達成し難かった特性をより滑らか表面 710 にもたらす。或る時間後に除去されるように意図されている縫合糸が、治療が行なわれるときに身体組織 790、791 に付着しないように、疎水性ナノ材料で被覆されたり、変性されたり或いは処理されたりされてもよい。ナノ処理された縫合糸の除去はさほどの引張りを必要としなく、その結果、治療組織に対する痛みおよび損傷がさほどない。何故なら、超疎水性ナノ被膜の高い水滴接触角に起因して自然発生体液が表面と一体化することができないからである。また、ナノ結晶質構造体の超疎水性は微生物およびバクテリアの付着を防ぎ、従って傷の感染の防止の助けとなる。これは、撲り縫合糸 750 が使用される場合、本発明の特に価値ある面である。ナノ被膜の疎水性は、体液導管が撲り縫合糸 750 で縫合されるときに通常生じる体液の「芯作用」を防ぐ。撲り縫合糸 750 は、汚染物が縫合糸 750 自身を通って漏れることがあるため、腸または結腸の吻合には通常使用されない。撲り縫合糸 750 の纖維 760 に対する疎水性ナノ構造被膜または表面変性が纖維 760 を防水性にする。ナノ粒子および後の撥水性構造体の極めて小さいサイズおよび自己組織化特性は、体液の分子が撲り縫合糸の隙間または編空隙を通るのを防ぐ反発力を与える。撲り縫合糸の個々のストランドがミクロン単位で測定されることを心に留めて、ナノ寸法の被膜だけが必要とされる疎水性をなんとかして達成することができる。もっと厚い被膜またはワックスは縫合糸のストランドーストランドに過剰の寸法を加える。

【0019】

永久に適所に留まるべきであるモノフィラメント縫合糸 700 の場合、親水性ナノ被膜は縫合糸の封入および組入れのためのほぼ完全なマトリックスをなす。封入工程は縫合糸に親水性ナノ被膜を付けることにより非常に促進される。また、本発明の別の実施形態は永久設置用に意図される場合の撲り縫合糸 750 の親水性ナノ処理剤の使用を意図している。極めて細い縫合糸へのナノ技術の適用もまた非常に重要である。眼外科、神経外科、心臓外科および血管外科に使用されているもののような非常に細い縫合糸は、かなりの寸

10

20

30

40

50

法を追加することなしに特性を追加するナノ被膜により非常に有利化される。整形外科に使用されるワイヤ縫合糸はナノ被膜の特性により非常に有利化される。これらの縫合糸は組織および骨により容易に通されるが、生きている身体における滞留に付随する化学反応を受けない。また、縫合糸 700、750 を設置するのに使用される針 780 は本発明の一部として意図され、このようなナノ被覆された針 780 は、裸鋼針と関連された通常の抵抗なしに組織 790、791 に容易に通されるように親水性ナノ被膜を備えている。本発明のこの面はプラスチックまたは美容整形外科の分野では特に価値がある。ナノ構造材料で処理された縫合糸は、治療が行なわれるとき、発育組織に合体さないように、組織とほとんど非反応性にされている。より小さいゲージの縫合糸が組織に非常に容易に通されるので、この縫合糸で美容整形切口を閉じることが可能である。

10

【0020】

図 15 を参照すると、PTFE のような公知の材料で被覆されるか或いは被覆されていない表面 403a を有する電気外科電極 400a が示されている。組織が加熱され、次いで乾燥されると、まさに調理肉がグリルに粘着するように、蛋白質およびコラーゲンが電極 400a の表面 403a に強く付着する傾向がある。乾燥痂皮 420a が堆積すると、全体装置の効率が劇的に悪化する。或る場合には、装置がもはや使用可能でない程度まで組織が表面 403a に粘着する。図 16 は本発明による電気外科装置 400b を示しており、この装置は、一実施形態では、超親水性であり、その結果、自己清浄性である二酸化チタンよりなるナノ構造材料 415b で変性されるか、処理されるか或いは被覆されている表面 402b、403b を備えている。一般に、水滴が約 43 度の接触角度でセラミックに形成し、これはセラミック電気外科器具が疎水性であることを意味している。電気外科装置を使用するとき、時間につれて表面上の液滴の汚染が生じる。しかしながら、光触媒作用性の超親水性セラミックの表面上の液滴が広がってたった 7 ないし 25 度の接触角度を形成する。これは表面の濡れおよびすすぎ洗いが非常に一様であることを意味しており、液体が滑り落ち、付着が起こることがないように有機表面汚染物を流し去る。表面の密度および疎水性が乾燥痂皮 420 の付着を不可能にする。電気外科装置としては、ブレード、プローブ、はさみ、フック、把持器およびワイヤが挙げられる。これらの装置のすべてはナノ被膜の付設により高められる。何故なら、より濃密およびより疎水性の表面が設けられるからである。

20

【0021】

30

図 17 および図 18 を参照すると、中空の主体部分 460 と、出口部分 452 と、第 1 入口部分 453 と、第 2 入口部分 454 とを有する人造膀胱 450 が示されている。この暴行 450 は病気に起因して取り出された自然の膀胱の代わりをするように寸法決めされ、構成されている。一面では、人造暴行 450 は永久的に移植される可撓性構造を備えている。この種類の移植片では、2 つの重要な問題点がある。第 1 に、隣接した組織への膀胱材料の外部付着が望ましくない。第 2 に、膀胱の内部 475 の痂皮形成が防がれなければならない。本発明によるナノ材料による膀胱表面 457、476 のナノ被覆または変性が両問題点の解決をもたらす。第 1 に、膀胱の外面 457 はそこに亀裂を生じることなしに可撓性を許容する特定の疎水性材料で被覆されるのがよい。外面は、約 160 度の液接触角度が維持されるように、膀胱表面に析出されたポリプロピレンよりなるナノ被膜を備えて作成されるのがよい。これにより、隣接組織の内部成長および引き続く付着を防ぐ。膀胱の内面 476 は痂皮形成および感染を阻止する銀またはチタンのような特定の疎水性などの材料および追加の材料で被覆されるのがよい。一実施形態では、人造膀胱 450 には、入口 453、454 および出口 452 に布カフ 480、481 が取付けられている。これらのカフ 480、481 は自然の身体の導管、すなわち、尿管および尿道に付着するように寸法決めされ、構成されている。カフ 480、481 は好ましくはダクロン織布で製造されている。本発明は組織内部成長および合体を促進する二酸化チタンのような親水性ナノ構造体でカフ 480、481 が含浸させていることを意図している。

40

【0022】

図 19 を参照すると、複数の交差線維 501、504 および隙間 503 を有する織製ま

50

たは編製布 500 の一部が示されている。この布 500 は一般に自然の組織に対する移植片、三角巾、支持体またはパッチとして使用される。布 500 は一般に縫合糸、ステープルまたは接着剤により組織に取付けられる。本発明は布 500 を一方の側または両方の側においてナノ材料で被覆することを意図している。例えば、組織内部成長を促進し且つ拒絶反応を最小にするために、二酸化チタンよりなる親水性ナノ構造体が線維 501、504 または全体布 500 に付けられてもよい。また、一方の側が二酸化チタンのような親水性ナノ構造体で被覆され、反対側が析出ポリプロピレンのような疎水性ナノ構造体で被覆されてもよい。この構成は腹部組織、腹膜などのような隣接組織の付着を防ぐ。ナノ構造体が本来、可撓性および耐久性であり、従って布を当てるのに良く適していることは特に注目すべきである。

10

【0023】

図 20 は一対の刃 610、620 およびそれぞれの表面 635、630 を有する外科はさみ 600 を示している。これらの刃 610、620 は非常に鋭くなければならなく、且つ互いに密接状態に保持されなければならない。これにより、明らかに、摩擦および「離脱」動作のような機械的問題点をもたらす。はさみの刃の潤滑はこれらの機械的問題点で助成するのが一般的である。しかしながら、潤滑は外科手順においてすぐに衰え、非効果的になる。また、これらの問題点は PTFE などの厚い被膜を使用して検討された。これらの被膜は適度に好首尾であった。本発明によりナノ処理されているはさみの刃 610、620 は、二酸化チタンの超親水性特性に由来する摩擦低減湿り度が表面 635、630 に与えられているから、潤滑を必要としない。この場合、切断されている組織からの湿分が 7ないし 25 度の表面接触角度で液滴を形成する。従って、組織接触面は十分に湿潤される。変更例として、接触面は析出ポリプロピレンのような本来反発性または非反応性であるナノ材料で処理されてもよい。ナノ被膜は、設計の統合性が対向表面 630、635 への被膜の付設により妥協されないほどに薄い。

20

【0024】

第 1 取付け部分 805 および第 2 取付け部分 810 を有する内腔吻合装置 800 が図 21 に示されている。このような装置は、通常、切除手順中に縫合糸で残留内腔 820、830 に取付けられる。縫合糸は組織 820、830 を取付け部分 805、810 に取付ける。縫合糸の通路間で漏れる可能性があることはわかるであろう。特定の親水性ナノ被膜の独特な特性は組織付着特性である。このように、本発明は縫合糸を使用することなしに生きている組織 820、830 を吻合装置 800 の取付け部分 805、810 に取付けるためにナノ構造体を使用することを意図している。ナノ被膜が閉塞付着をもたらす場合、種々の機械的捕獲 / 保持部分が設けられてもよい。吻合装置の具体例では、連結部分 805、810 の内面に疎水性ナノ被膜を設け、連結部分 805、810 の組織接触外面 825 に親水性ナノ被膜を設けてもよい。

30

【0025】

図 22 は本発明の更なる使用を示している。透析ポート 850 が示されている。このポート 850 は透析流体の規則的な導入および排出のための生きている人の腹腔への永久的な開口部である。腹膜透析は関連した問題点がある。それはポート部位 855 の感染である。ナノ構造体により出入りポート 850 の処理により感染を防ぐ。何故なら、微生物がナノ処理された表面に付着したり成長したりすることができないからである。

40

本発明の精神および範囲を逸脱することなしに種々の開示実施形態に対する多くの他の変更例を行うことは理解されるであろう。少なくともこれらの理由で、前述の説明は本発明を限定するものと解されるべきでなく、好適な実施形態の単なる模範例であると解されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0026】

【図 1】ナノスケール測定値の比較寸法を示す図である。

【図 2】ナノスケール測定値の比較寸法を示す図である。

【図 3A】滑らかなガラス上の水の接触角度を示す図である。

50

【図3B】テフロン（登録商標）（PTFE）で処理されたガラス上の水の接触角度を示す図である。

【図3C】超疎水性ナノ構造材料で処理されたガラス上の水の接触角度を示す図である。

【図4】ナノ構造体で被覆されている装置または表面を示す図である。

【図5】ナノ被膜が接触する組織表面を示す図である。

【図6A】非被覆状態における外科用クリップを示す図である。

【図6B】ナノ被覆状態における外科用クリップを示す図である。

【図7】被覆されていないステークルを示す図である。

【図8】本発明によりナノ被覆されているステークルを示す図である。

【図9】本発明によるナノ被膜またはナノ構造体を有する血管移植片の端面図である。 10

【図10】本発明によるナノ被膜またはナノ構造体を有する血管ステントの端面図である。

【図11】本発明によるステントまたは移植片が取付けられた血管の斜視図である。

【図12】本発明による或る長さのモノフィラメント縫合糸の端面図である。

【図13】本発明による或る長さの撲り縫合糸の端面図である。

【図14】本発明による縫合糸の設置を示す図である。

【図15】被覆されていない電気外科装置を示す図である。

【図16】本発明によりナノ被覆されている電気外科装置を示す図である。

【図17】本発明によるナノ被膜を有する人造膀胱の斜視図である。

【図18】本発明によるナノ被膜を有する人造膀胱の断面図である。 20

【図19】本発明によりナノ被覆されるか、或いはナノ被覆された纖維で製造された布またはメッシュの斜視図である。

【図20】本発明によるナノ被覆されたはさみの斜視図である。

【図21】本発明による吻合装置の側面図である。

【図22】本発明による透析ポートの側面図である。

【図1】

【図2】

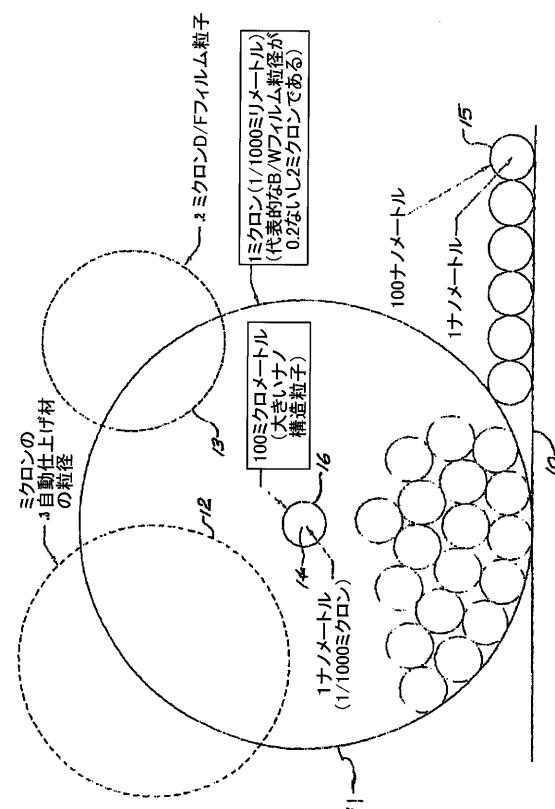
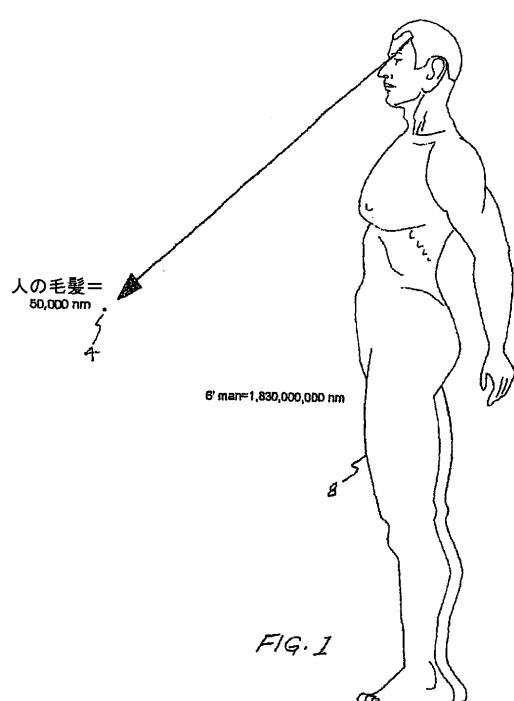
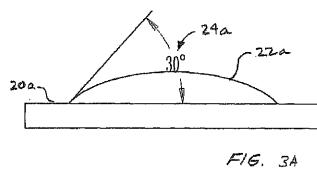
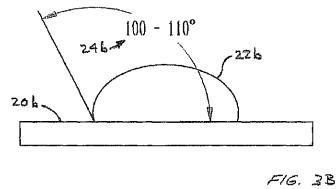


FIG. 2

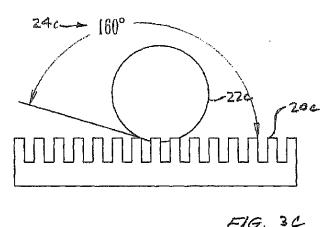
【図3A】



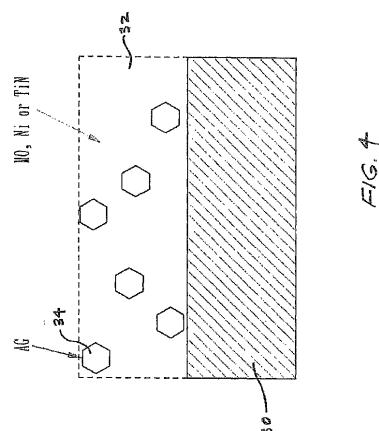
【図3B】



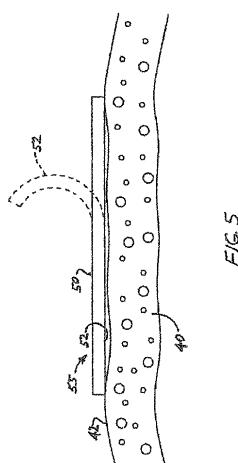
【図3C】



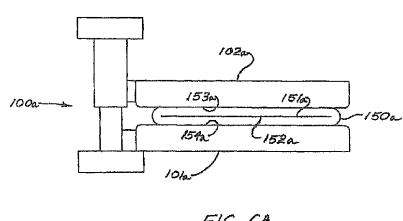
【図4】



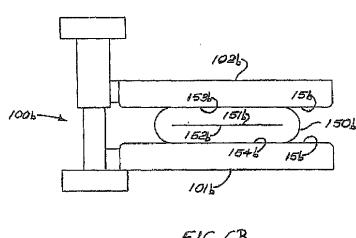
【図5】



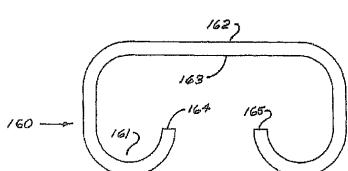
【図6A】



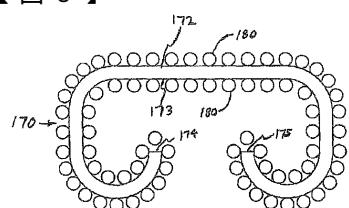
【図6B】



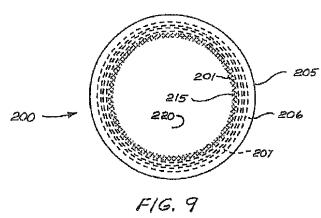
【図7】



【図8】



【図9】



【 図 1 0 】

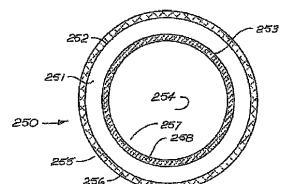
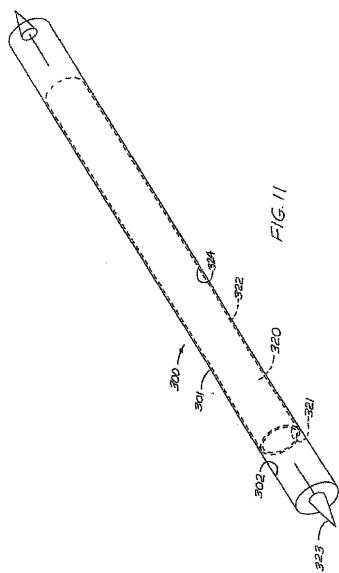
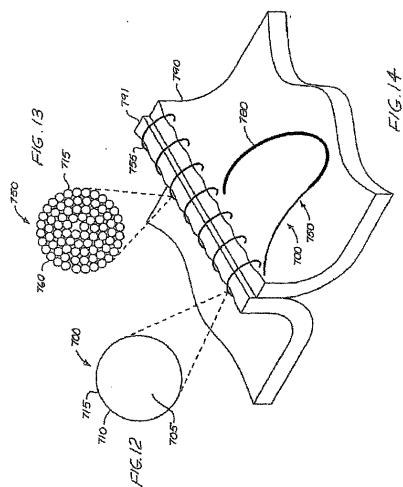


FIG. 10

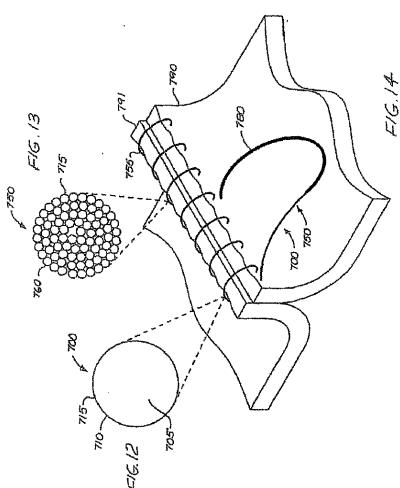
【 図 1 1 】



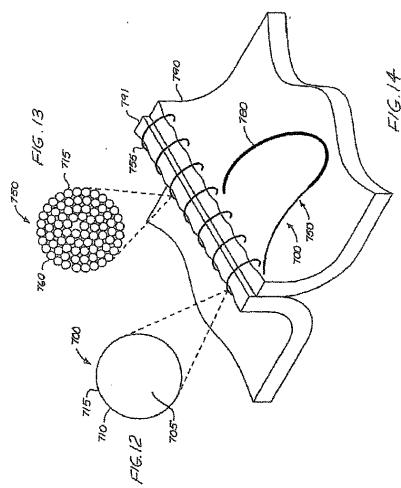
【 図 1 2 】



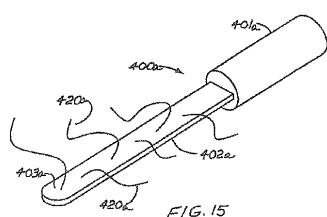
【 図 1 3 】



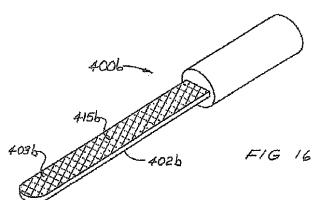
【図14】



【図15】



【図16】



【図17】

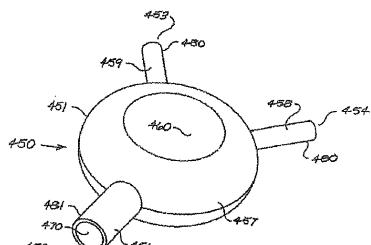
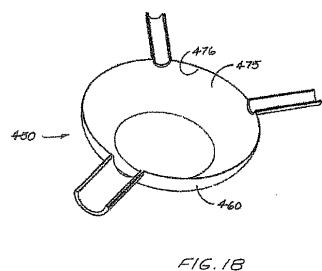
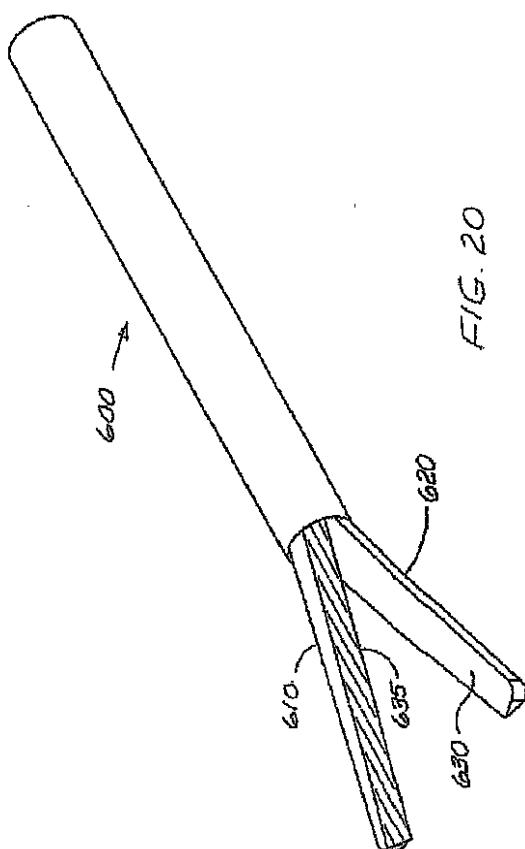


FIG. 17

【図18】



【図20】



【図19】

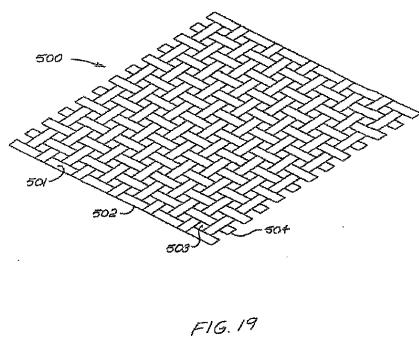
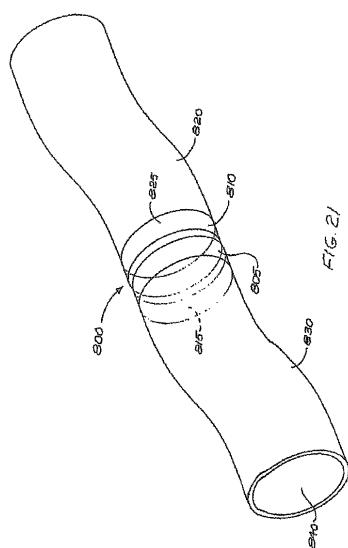


FIG. 19

【図21】



【図22】

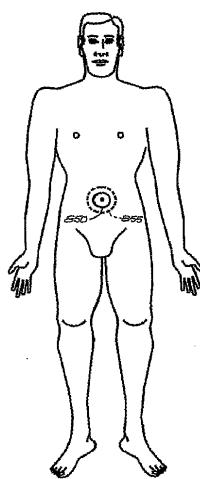


FIG. 22

フロントページの続き

(51)Int.Cl.	F I	テーマコード(参考)
A 6 1 B 17/3201 (2006.01)	A 6 1 B 17/32	3 2 0
A 6 1 B 17/28 (2006.01)	A 6 1 B 17/28	
A 6 1 M 1/28 (2006.01)	A 6 1 M 1/28	
A 6 1 F 2/06 (2006.01)	A 6 1 F 2/06	
A 6 1 B 18/04 (2006.01)	A 6 1 B 17/38	
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 L 31/00	Z
A 6 1 L 33/00 (2006.01)	A 6 1 L 33/00	
A 6 1 L 27/00 (2006.01)	A 6 1 L 27/00	C
A 6 1 L 29/00 (2006.01)	A 6 1 L 27/00	E
A 6 1 M 1/14 (2006.01)	A 6 1 L 27/00	M
	A 6 1 L 27/00	P
	A 6 1 L 27/00	U
	A 6 1 L 29/00	Z
	A 6 1 M 1/14	

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PL,PT,RO,SE,SI,SK,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,M,A,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NA,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,YU,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100103609

弁理士 井野 砂里

(72)発明者 ブルスタッド ジョン アール

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 2 9 ダナ ポイント フォーモサ ドライヴ 3 4
0 5 6

(72)発明者 ヒラル ネイビル

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 7 7 ラグナ ニジェール スピンドルウッド 2 5
2 9 1

(72)発明者 ジョンソン ゲアリー エム

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 9 2 ミッション ヴィージョ キャネラ 2 4 6 6
2

(72)発明者 ハート チャールズ シー

アメリカ合衆国 サウスカロライナ州 2 9 4 8 3 - 8 9 4 9 サマーヴィル マーヴィン ガーデンズ 1 2 6

F ターム(参考) 4C060 CC06 DD12 DD22 FF13 GG03 MM24

4C077 AA06 KK10 PP24

4C081 AB05 AB13 AB17 AB19 AB35 AC02 AC05 AC06 AC07 AC08

AC15 AC16 BA03 BA14 BB01 BB04 BB05 BC01 BC02 CA022

CF142 CG02 CG07 CG08 DA01 DA02 DA03 DA04 DA05 DB06

DB07 DC03 DC05 DC06 DC14 DC15 EA02 EA04 EA06 EA14

4C097 AA15 AA27 AA30 BB01 DD01 DD06 DD09 EE02 EE06 FF03

FF04 FF10 SB10

4C167 AA46 BB06 CC09 DD01 GG02 GG04 GG06 GG21 GG26 HH08

HH14 HH16

【要約の続き】

接触角度を有している。垂直側壁部は負の毛管作用をもたらし、約200nmの幅を有している。垂直側壁部は負の毛管作用により濡れた表面に付着する。垂直側壁部のファンデルワールス力により、処理された表面が乾燥表面に付着することができる。処理剤は装置に蒸着されて硬化されてもよいし、或いは処理剤は装置にレーザー吹き付けされてもよい。

【選択図】図1

专利名称(译)	使用纳米结构材料的表面处理剂和变性剂		
公开(公告)号	JP2007515202A	公开(公告)日	2007-06-14
申请号	JP2006538368	申请日	2004-10-29
[标]申请(专利权)人(译)	应用医疗资源		
申请(专利权)人(译)	应用医疗Risoshizu公司		
[标]发明人	ブルスタッドジョンアール ヒラルネイビル ジョンソンゲアリー エム ハートチャールズシー		
发明人	ブルスタッド ジョン アール ヒラル ネイビル ジョンソン ゲアリー エム ハート チャールズ シー		
IPC分类号	A61L17/00 A61B17/12 A61F2/84 A61F2/04 A61F2/24 A61B17/3201 A61B17/28 A61M1/28 A61F2/06 A61B18/04 A61L31/00 A61L33/00 A61L27/00 A61L29/00 A61M1/14 A61B17/00 A61B17/02 A61B17/06 A61B17/064 A61B17/122 A61F2/00 A61F2/02 B05D3/00 C09D		
CPC分类号	A61B17/064 A61B17/02 A61B17/06166 A61B17/122 A61B2017/00345 A61B2017/00858 A61F2002 /0086 A61L27/30 A61L31/082 A61L2400/12 A61L2400/18		
FI分类号	A61L17/00 A61B17/12.320 A61M29/02 A61F2/04 A61F2/24 A61B17/32.320 A61B17/28 A61M1/28 A61F2/06 A61B17/38 A61L31/00.Z A61L33/00 A61L27/00.C A61L27/00.E A61L27/00.M A61L27/00.P A61L27/00.U A61L29/00.Z A61M1/14		
F-TERM分类号	4C060/CC06 4C060/DD12 4C060/DD22 4C060/FF13 4C060/GG03 4C060/MM24 4C077/AA06 4C077 /KK10 4C077/PP24 4C081/AB05 4C081/AB13 4C081/AB17 4C081/AB19 4C081/AB35 4C081/AC02 4C081/AC05 4C081/AC06 4C081/AC07 4C081/AC08 4C081/AC15 4C081/AC16 4C081/BA03 4C081 /BA14 4C081/BB01 4C081/BB04 4C081/BB05 4C081/BC01 4C081/BC02 4C081/CA022 4C081/CF142 4C081/CG02 4C081/CG07 4C081/CG08 4C081/DA01 4C081/DA02 4C081/DA03 4C081/DA04 4C081 /DA05 4C081/DB06 4C081/DB07 4C081/DC03 4C081/DC05 4C081/DC06 4C081/DC14 4C081/DC15 4C081/EA02 4C081/EA04 4C081/EA06 4C081/EA14 4C097/AA15 4C097/AA27 4C097/AA30 4C097 /BB01 4C097/DD01 4C097/DD06 4C097/DD09 4C097/EE02 4C097/EE06 4C097/FF03 4C097/FF04 4C097/FF10 4C097/SB10 4C167/AA46 4C167/BB06 4C167/CC09 4C167/DD01 4C167/GG02 4C167 /GG04 4C167/GG06 4C167/GG21 4C167/GG26 4C167/HH08 4C167/HH14 4C167/HH16		
优先权	60/516197 2003-10-30 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明涉及由纳米级组分形成的纳米结构表面处理，涂层或改性剂。纳米结构表面处理，涂层或改性剂具有疏水性，亲水性和表面粘附性。纳米级组分具有取向，几何形状，填充密度和组成，可以调节它们以控制所需处理，薄膜或改性剂的独特表面性质。这种纳米结构技术的应用是希望改善牵引力，保持力或阻塞而不会过多的材料或组织变形，或者高压缩力是不希望的，危险的或无效的。这种手术夹，U形钉，牵开器，缝合线和操纵器。在一个方面，公开了一种用于具有外表面的医疗装置的纳米结构表面处理，其应用于外表面以提供疏水或亲水表面。在这方面，处理剂含有二氧化钛并提供具有基本垂直侧壁的纳米范围结构。经处理的装置表面具有大于或等于150度的接触角。垂直侧壁提供负毛细作用并且具有约200nm的宽度。垂直侧壁通过负毛细作用粘附到润湿表面。垂直侧壁的范德华力使得处理过的表面粘附在干燥表面上。可以将处理沉积在装置上并固化，或者可以将处理激光喷涂在装置上。 [选图]图1

