

(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2009-511144

(P2009-511144A)

(43) 公表日 平成21年3月19日(2009.3.19)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 0 0 B	4 C 0 6 1
A 6 1 M 25/00 (2006.01)	A 6 1 M 25/00 3 0 4	4 C 0 8 1
A 6 1 L 31/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 2 0 A	4 C 1 6 7
	A 6 1 B 1/00 3 1 0 B	
	A 6 1 L 31/00 C	
審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 37 頁) 最終頁に続く		

(21) 出願番号 特願2008-535017 (P2008-535017)
 (86) (22) 出願日 平成18年10月11日(2006.10.11)
 (85) 翻訳文提出日 平成20年5月20日(2008.5.20)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2006/067258
 (87) 国際公開番号 W02007/042526
 (87) 国際公開日 平成19年4月19日(2007.4.19)
 (31) 優先権主張番号 102005048675.4
 (32) 優先日 平成17年10月11日(2005.10.11)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(71) 出願人 598053695
 インベンド メディカル ゲゼルシャフト
 ミット ベシュレンクテル ハフツング
 ドイツ連邦共和国、69469 ヴァイン
 ハイム ヴェベルシュトラッセ 17
 (74) 代理人 100075812
 弁理士 吉武 賢次
 (74) 代理人 100091982
 弁理士 永井 浩之
 (74) 代理人 100096895
 弁理士 岡田 淳平
 (74) 代理人 100117787
 弁理士 勝沼 宏仁

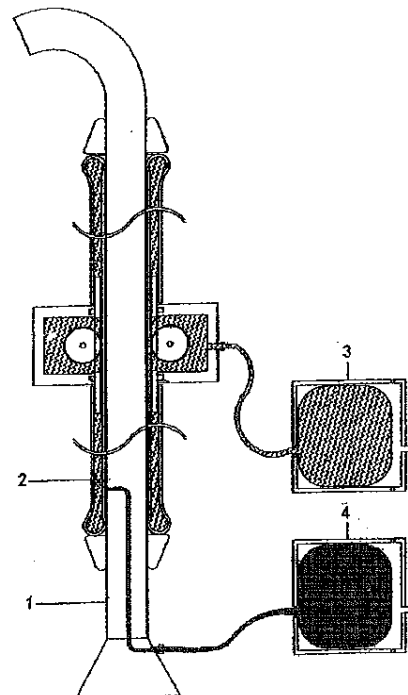
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 自己潤滑エレメントを含む医療技術デバイス

(57) 【要約】

【課題】 医療技術デバイスを提供する。

【解決手段】 本発明の医療技術は、人間や動物の身体と係合するようになっており、デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスにおいて、
デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含む、デバイス。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメント自体が、人間や動物の身体と係合するようになっており、前記
身体と接触する、デバイス。

【請求項 3】

請求項 2 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施した、デバイス。

10

【請求項 4】

請求項 3 に記載のデバイスにおいて、
前記プラズマ処理を施した表面にプラズマコーティングを施した、デバイス。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のデバイスにおいて、
前記プラズマコーティングを施した表面を、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE
、e P T F E、及び/又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。

【請求項 6】

請求項 1 乃至 5 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面に、紫外線照射又はシリケート化によ
って表面処理を施したことを特徴とする、デバイス。

20

【請求項 7】

請求項 1 乃至 6 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは、セラミックコーティング、アクリルコーティング、及び/
又はアシルコーティングを有することを特徴とする、デバイス。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは、シリコーンゴムを含む、デバイス。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは、グラファイト、窒化物、フルオロカーボン、MoS₂、W
S₂、タルカム、シリコーンオイル、ポリシラザン、ポリシロキサン、PTFE、e P T
F E、ゼラチン、寒天、セルロース、又は多糖類及び蛋白質の組み合わせからなる群から
選択された材料を含む表面層を有する、デバイス。

30

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントの前記表面は親水性である、デバイス。

【請求項 11】

請求項 1 乃至 9 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントの前記表面は疎水性である、デバイス。

40

【請求項 12】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面は、潤滑剤が入ったキャビティを含む
、デバイス。

【請求項 13】

請求項 12 に記載のデバイスにおいて、
前記キャビティは、レーザーエンレービングによって形成できる、デバイス。

【請求項 14】

請求項 12 又は 13 に記載のデバイスにおいて、

50

前記キャビティの上にプラズマコーティングを形成した、デバイス。

【請求項 15】

請求項 12、13、又は 14 に記載のデバイスにおいて、

前記キャビティは、放出された潤滑剤が、他の領域よりも高い摩擦に露呈された前記自己潤滑エレメントの領域に供給されるようになっている、デバイス。

【請求項 16】

請求項 12 乃至 15 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記キャビティは、前記自己潤滑エレメントの二つの向き合った部分が重なったとき、夫々のキャビティ部分が係合できないようになっている、デバイス。

【請求項 17】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは、少なくとも一つの基材層、前記基材の一方の面又は両方の面に配置された潤滑剤用の一つのリザーバ層、及び一つ又は二つの外部有孔層を含む層状構造を有する、デバイス。

【請求項 18】

請求項 17 に記載のデバイスにおいて、

前記基材層は、前記潤滑剤に対して実質的に不透過性である、デバイス。

【請求項 19】

請求項 17 又は 18 に記載のデバイスにおいて、

前記リザーバ層は、潤滑剤が固体形態で潤滑剤層として提供されるように形成されている、デバイス。

【請求項 20】

請求項 17 又は 18 に記載のデバイスにおいて、

前記リザーバ層は、毛管作用を持つ材料で形成されている、デバイス。

【請求項 21】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは、潤滑剤がほぼ均等に拡げられた材料で形成されている、デバイス。

【請求項 22】

請求項 21 に記載のデバイスにおいて、

潤滑剤と材料との間に不適合性があり、そのため潤滑剤及び材料の分離が徐々に生じる、デバイス。

【請求項 23】

請求項 21 又は 22 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは多孔質である、デバイス。

【請求項 24】

請求項 20 乃至 23 のうちのいずれか一項

潤滑剤の前記温度 - 粘度特性は、10 乃至 43 の温度範囲内で不連続である、デバイス。

【請求項 25】

請求項 1 乃至 24 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントはチューブ状である、デバイス。

【請求項 26】

請求項 1 乃至 24 のうちのいずれか一項に記載のデバイスを含む内視鏡デバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは、外翻チューブとして形成されている、内視鏡デバイス。

【請求項 27】

請求項 1 乃至 23 のうちのいずれか一項に記載のデバイスの使用であって、内視鏡検査における外翻チューブ及び / 又は内視鏡のシャフトのカバーとしての使用。

【請求項 28】

10

20

30

40

50

人間や動物の身体と係合するようになった、自己潤滑エレメントを持つ医療技術デバイスの製造方法において、

自己潤滑性でないエレメントを、このエレメントが自己潤滑性になるように変化させる工程を含む、方法。

【請求項 29】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスにおいて、前記デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含む、デバイス。

【請求項 30】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑デバイス自体が、人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触する、デバイス。 10

【請求項 31】

請求項 29 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑エレメントの少なくとも一方の表面にプラズマ処理を施した、ことを特徴とするデバイス。

【請求項 32】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面を、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。 20

【請求項 33】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑エレメントはシリコンゴムを含む、デバイス。

【請求項 34】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑エレメントの表面は親水性である、デバイス。

【請求項 35】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、前記自己潤滑エレメントの表面は疎水性である、デバイス。

【請求項 36】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスにおいて、前記デバイスの内部摩擦に露呈された、自己潤滑外翻チューブを含む、デバイス。 30

【請求項 37】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触する、デバイス。

【請求項 38】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、前記外翻チューブの少なくとも一つの表面に、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。 40

【請求項 39】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、前記外翻チューブはシリコンゴムを含む、デバイス。

【請求項 40】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、外翻チューブが前記デバイス内の内部摩擦に露呈されたデバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面が、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングしてある、デバイス。

【請求項 41】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、外翻チューブが前記デバイス内の内部摩擦に露呈されたデバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面が、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、e P T F E、及び/又はポリウレタンでコーティングしてあり、

前記外翻チューブはシリコン製である、デバイス。

【請求項 4 2】

外翻チューブを含む内視鏡デバイスであって、前記外翻チューブはデバイス内の内部摩擦に露呈される、デバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面が、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、e P T F E、及び/又はポリウレタンでコーティングしてあり、

前記外翻チューブはシリコン製である、デバイス。

【請求項 4 3】

人間や動物の身体と係合するようになった、自己潤滑エレメントを含む医療技術デバイスを製造する方法において、

自己潤滑性でないエレメントを自己潤滑性となるように変化する工程を含む、方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人間や動物の身体と係合するようになった医療技術(medico-technical)デバイスに関する。

【背景技術】

【0002】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスは、マニホールドである。このようなデバイスの例には、例えば、内視鏡、カテーテル、ニードル、等が含まれる。

【0003】

内視鏡デバイス並びに医療用内視鏡を体腔に挿入するためのデバイスは、例えば公開されているドイツ国特許出願第 DE - A - 3 9 2 5 4 8 4 号に記載されている。ここに記載されたデバイスにより、もはや、検査されるべき身体に内視鏡を押し込まなくてもよく、内視鏡をそれ自体で移動できる。この目的のため、内視鏡には、挿入を比較的簡単に手早く行うことができる自己推進性が備わっている。

【0004】

この種の自己推進性のため、いわゆる外翻チューブを使用し、この外翻チューブに内視鏡のシャフトを挿入してもよい。内視鏡の推進時に様々な相対的移動が生じる。一方では、互いに滑動接触した内視鏡のシャフトと外翻チューブとの間で相対的移動が生じる。他方では、巻き付けてない外翻チューブの内側区分と外側区分の間でも相対的移動が生じる。

【0005】

夫々の滑動マニホールドの発生を減少するため、外部から供給した潤滑剤を使用することが、欧州特許第 EP - A - 0 8 7 3 7 6 1 号で提案されている。図 1 及び図 2 は、欧州特許第 EP - A - 0 8 7 3 7 6 1 号に記載された内視鏡デバイスの例を示す。両方の場合において、潤滑剤を、一方では内視鏡シャフト 1 と外翻チューブ 2 との間に供給し、他方では二つの重なった外翻チューブ区分間に供給する。この潤滑剤は、外部リザーバ 3 及び 4 に貯蔵されており、使用中に圧送される。

【特許文献 1】ドイツ国特許出願第 DE - A - 3 9 2 5 4 8 4 号

【特許文献 2】欧州特許第 EP - A - 0 8 7 3 7 6 1 号

【発明の開示】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、改良医療技術デバイス、詳細には改良内視鏡デバイスを提供することである。達成しようとする特定の改良は、詳細には、構造が簡単であるが、経済的な効率がよく、デバイスを使用する人に良好に受け入れられ、そして医療技術デバイスで生じる摩擦力を低減する医療技術デバイスである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明によれば、この目的は、人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含むデバイスによって達成される。

10

【0008】

好ましい実施例では、自己潤滑エレメント自体が、人間や動物の身体と係合するようになっており、身体と接触する。

【0009】

更に好ましくは、自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施す。更に好ましくは、プラズマ処理を施した表面にプラズマコーティングを施す。

【0010】

有利には、プラズマコーティングを施した表面は、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングしてある。

20

【0011】

有利には、自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面には、好ましくは、例えば、紫外線照射又はシリケート化によって表面処理を施す。

【0012】

本発明による自己潤滑エレメントは、好ましくは、セラミックコーティング、アクリルコーティング、及び/又はアリルコーティングを備えている。

【0013】

更に、自己潤滑エレメントはシリコーンゴムを含むのが有利であり且つ好ましい。更に好ましくは、シリコーンゴムのみからなる。

【0014】

更に、自己潤滑エレメントは、グラファイト、窒化物、フルオロカーボン、MoS₂、WS₂、タルカム、シリコーンオイル、ポリシラザン、ポリシロキサン、PTFE、ePTFE、ゼラチン、寒天、セルロース、多糖類及び蛋白質の組み合わせ、又はシリコーンオイル、例えば親水性シリコーンオイル又は疎水性シリコーンオイルからなる群から選択された材料を含む表面層を備えていてもよい。

30

【0015】

好ましい形体では、自己潤滑エレメントの表面は親水性である。別の好ましい形体では、自己潤滑エレメントの表面は疎水性である。水に関し、親水性表面の接触角度は90°よりも小さく、他方、疎水性表面の接触角度は90°又はそれ以上である。接触角度という用語は、固体の表面(表面)に関する三相点(固相-液相-気相)の降下輪郭(drop contour)の接線が形成する角度を意味し、かくして、様々な相による表面又は界面の湿潤性についての計測値を提供する。接触角度が大きければ大きい程、湿潤性が低下する。

40

【0016】

本発明の別の実施例では、自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面には、潤滑剤が入ったキャビティが設けられている。これに関し、プロファイルは、レーザーエングレービング(レーザー研削)によって形成できる。

【0017】

キャビティ上にプラズマコーティングを形成するのが好ましい。

【0018】

更に、キャビティは、好ましくは、放出された潤滑剤が、他の領域よりも高い摩擦に露

50

呈された自己潤滑エレメントの領域に供給されるようになっている。

【0019】

特に好ましくは、キャビティは、自己潤滑エレメントの二つの向き合った区分が重なったとき、夫々のキャビティ区分が係合できないようになっている。

【0020】

本発明の別の実施例では、自己潤滑エレメントは、少なくとも一つの基材層、基材の一方の面又は両方の面に配置された潤滑剤用の一つのリザーバ層、及び一つ又は二つの外部有孔層を含む層状構造を有する。

【0021】

基材層に関し、潤滑剤に対して実質的に不透過性であるのが好ましい。リザーバ層に関し、潤滑剤が固体形態で潤滑剤層として提供されるように形成されているのが好ましい。更に、リザーバ層は、好ましくは、毛管作用を持つ材料で形成されている。

【0022】

本発明の別の実施例では、自己潤滑エレメントは、潤滑剤がほぼ均等に拡げられた材料で形成されている。更に好ましくは、潤滑剤と材料との間に不適合性があり、そのため潤滑剤及び材料の分離が徐々に生じる。

【0023】

更に、自己潤滑エレメントは多孔質であるのが好ましい。

【0024】

潤滑剤に関し、潤滑剤の温度 - 粘度特性は、10 乃至 43 の温度範囲内で不連続であるのが好ましく、そして有利である。

【0025】

以上とは別に本発明は、上文中に説明した及び以下に説明する実施例のうちの任意の一つによる医療技術デバイスにおいて、自己潤滑エレメントがチューブ状である、デバイスを提供する。

【0026】

更に、本発明は、上文中に説明した及び以下に説明する実施例のうちの任意の一つによるデバイスを含む内視鏡装置において、自己潤滑エレメントが外翻チューブの形態である、内視鏡デバイスを提供する。

【0027】

更に、本発明は、上文中に説明した及び以下に説明する実施例のうちの任意の一つによるデバイスの使用であって、内視鏡検査における外翻チューブ及び/又は内視鏡のシャフトのカバー（又は内視鏡のシャフト）としての使用を提供する。

【0028】

本発明によれば、更に、人間や動物の身体と係合するようになった、自己潤滑エレメントを持つ医療技術デバイスの製造方法において、自己潤滑性でないエレメントを、このエレメントが自己潤滑性になるように変化させる工程を含む、方法が提供される。

【発明を実施するための最良の形態】

【0029】

本発明は、人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスを提供する。この医療技術デバイスは、デバイスの内部摩擦に対して露呈された自己潤滑エレメントを備えている。

【0030】

本発明による自己潤滑エレメントは、外部から潤滑剤を供給しなくても潤滑効果を発揮できるエレメントである。潤滑効果というのは、特に、自己潤滑エレメントと対応するエレメントとの間の摩擦中の、並びに自己潤滑エレメントの異なる区分間の摩擦中の、摩擦係数の低減であるということは理解されよう。

【0031】

自己潤滑特性により、内部摩擦を大幅に低減できる。特に、自己潤滑エレメントの異なる区分間の、及び一方では自己潤滑エレメントと、他方では医療 - 技術デバイスとの間の

10

20

30

40

50

摩擦を大幅に低減できる。

【0032】

更に、外部から潤滑剤を供給する場合とは対照的に、デバイスの構造は簡単であり、医療 - 技術デバイスの取り扱いが大幅に改善される。更に、デバイスのエレメント自体の自己潤滑特性により、デバイスを、製造が容易で安価な使い捨て物品として設計できる。更に、潤滑剤の消費が減少し、これにより更なる経済的利点が得られる。

【0033】

更に、検査されている人間や動物の身体に潤滑剤がくっついてしまうという従来技術で起った現象を、本発明によるデバイスにより、ほとんど又は全くなくすることができる。

【0034】

特に、加硫していない又は加硫したシリコンゴム、PTFE、ePTFE、及びポリウレタンが、自己潤滑エレメント用の特に良好な材料であると考えられる。これは、これらの材料が良好に作用し、それ自体が自己潤滑特性を備えており、衝撃強度や曲げ挙動等の非常に良好な機械的特性を備えているためである。これらの機械的特性は、自己潤滑エレメントをチューブとして、特に外翻チューブとして使用する場合に適切に補償される。前記材料は、別の材料と混合してもよい。

【0035】

本発明の好ましい実施例によれば、自己潤滑エレメントの大部分を形成する材料には、シリコンゴム、天然ゴム、及び(コ)ポリマーゴムからなる群から選択された一つ又はそれ以上のゴムが含まれる。

【0036】

適当な(コ)ポリマーゴムは、少なくとも一つの、通常は二つの、三つの、又はそれ以上の様々なモノマーを含むコポリマーから形成したゴムである。

【0037】

更に、本発明のゴムコンパウンドは、適当な軟化剤、充填剤、及び/又は発泡剤、等を含有していてもよい。

【0038】

本発明によるゴムエレメントの基本的物質としてシリコンゴムを特に有利に使用でき、従って好ましい。

【0039】

シリコンゴムを使用する場合、ゴムエレメントは、上述の添加剤の他に疎水剤を含有していてもよい。これらの疎水剤は、水の吸収を阻止し、その結果、吸収された水は、鎖エレメントを分離し、及びかくしてシリコンゴムを望ましくならぬように変化させてしまう。

【0040】

例えば、シラノール及び/又はポリアルキルジシラザンを含むシリコンコンパウンドを疎水剤として使用してもよい。

【0041】

この他の添加剤として、ロジウム及び/又はプラチナ触媒を、及び適当な場合には一つ又はそれ以上の抑制剤を追加に加えてもよい。添加剤による加硫について、特にプラチナ触媒、例えばビニルシロキサンを配位子として含有するPt(0)錯体が適している。

【0042】

可能な抑制剤として、特に、例えば2-メチルブチノール、エシニルシクロヘキサノール、テトラメチルテトラビニルシクロテトラシロキサン、又はテトラメチルジビニルジシロキサン等のアセチレニック・アルコールを挙げることができる。

【0043】

シリコンゴムがペルオキシドにより加硫される場合には、例えばジクミルペルオキシド、1,4-ビス(t-ブチルペロキソ)-1,4-ジメチルヘキサノール、2,4-ジクロロベンゾイルペルオキシド、及び4-メチルベンゾイルペルオキシド等のアルキル過酸化物又はアリル過酸化物を触媒の代わりに加えてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 4 4 】

更に、医療技術の用途について、ハロゲンを含有する、特に弗素を含有するポリオレフィンが適している。これは、これらが、多くの場合、不活性であり、従って、身体に対する適合性が非常に優れているためである。不活性であり且つ生体親和性であり、容易に入手できるため、通常の P T F E 又は発泡形態の P T F E (e P T F E) のいずれかとしての P T F E が最も好ましい。

【 0 0 4 5 】

有利には、未処理のエレメントを、その自己潤滑性を形成し及び / 又は強化するように表面処理することによって、自己潤滑エレメントを得ることができる。表面処理を行うための適当な方法は、例えば、シリケート化、紫外線照射、オゾン処理、光ラッカー技術又はスクリーン印刷技術によるテキスチャー加工、及びコロナ処理である。

10

【 0 0 4 6 】

注文に応じて別の層を形成することもできる。これは、例えば、遠心コーティング、浸漬コーティング、又はスプレーコーティングを行い、適用した溶液の電子や線による重合、光結合によるグラフト重合、セラミックコーティング、アクリレートコーティング、又はアシルコーティングによって行われる。表面処理を行うためにコーティングを付けるための適当な方法は、とりわけ、本明細書では、スパッタリング、P V D (物理的蒸着法)、C V D (化学的蒸着法)、並びに粉体コーティング法である。

【 0 0 4 7 】

別の方法として、プラズマ処理に言及しなければならない。この方法は、例えば、処理がなされるべき材料に応じて、表面処理の様々な可能性を提供し、特に良好な自己潤滑性を提供する。更に、プラズマ処理は、経済的に非常に興味深い方法である。これは、多数のユニットを低価格で比較的短時間に製造できるためである。

20

【 0 0 4 8 】

プラズマは、同数の正の電荷及び負の電荷を含むイオン化したガスであると理解されるべきである。代表的に使用されるガスは、特に、加工物の表面のクリーニングを行うことができるエッチングガスである O_2 及び F_2 、アルゴン等の不活性ガス並びに紫外線的作用による加硫並びにフラグメンティング (fragmenting) 及び繰り返し分離を行うことができる水素、表面の機能化及びかくして活性化を行うことができる NH_3 、 N_2 、 SO_2 、空気、及び水、分離によってプラズマポリマー層を形成できる有機化合物ガス及び金属有機化合物ガス、並びにハロゲンガス、及び以上のガスの混合物である。

30

【 0 0 4 9 】

上述のガス全てによって、ラジカル位置を形成できる。これによって、後加硫、後酸化、及び最終製品でポリマー層として現れる機能的モノマーによるグラフト等の別の処理を行うことができる。

【 0 0 5 0 】

処理を施した表面の極めて特殊な機能化を、使用されるガスを選択することによって行うことができる。例えば、 O_2 によって $=OH$ 基を導入でき、 H_2O 、 H_2/O_2 、又は O_2 によって OH 基を導入でき、 H_2O 、 H_2/O_2 、又は CO_2/H_2 によって $COOH$ 基を導入でき、 CF_4 、 SF_6 、 BF_3 、 XeF_6 、 SOF_2 、 NF_3 、又は SiF_4 によって F 基を導入でき、 CCl_4 又は BCl_3 によって Cl 基を導入でき、 NH_3 、 N_2H_4 、又は N_2/H_2 によって NH_2 基を導入でき、 H_2S 、 H_2/S_8 、又は CS_2 によって SH 基を導入できる。

40

【 0 0 5 1 】

これらのガスは、高周波を適用することによって、これらのガスの夫々のプラズマに変換できる。これらのプラズマは、通常は、電子、ラジカル、イオン、紫外線を含み、使用されるガスに応じて複数の様々な励起粒子を含む。

【 0 0 5 2 】

本発明では、表面処理中、低圧プラズマを使用する。とりわけ、圧力が $1 Pa$ 乃至 $100 Pa$ の低圧プラズマを使用する。これは、化学的に極めて反応性が高いプラズマを表

50

面処理に活用するのを容易にする。例えばグロー放電によってプラズマに点火するための適当な容量は、好ましくは、10W乃至5000Wである。代表的な処理時間は、数秒乃至数分である。

【0053】

実際の表面処理は、プラズマゾーン内で、プラズマゾーンの外で直接的に行うことができ（いわゆる「遠隔法」）、又は最初はプラズマゾーンで活性化し、次いでグラフト反応を行うことができる。更に、処理が施されるべきエレメントを反応溶液で、特にポリマー溶液で、例えば浸漬によってコーティングした後、プラズマゾーン内で定着工程を行うこともできる。

【0054】

エレメントの表面を様々な方法でプラズマ処理することによって変更してもよい。第1の変形例は、エッチングによる除去によってクリーニング及び殺菌を行うことを含む。このエッチング作業中、表面の湿潤性が変化し、特に表面の粗さが増大する。具体的に述べると、材料を除去することによって、表面の微小な粗さが増大する。即ち、凹凸のある粗いテクスチャーが形成される。波の山から波の谷まで計測した凹凸の平均深さは、好ましくは、1nm乃至2500nmであり、更に好ましくは、1nm乃至1500nmであり、最も好ましくは、1nm乃至1000nmである。従って、これは、プラズマ予備処理即ちプラズマ活性化であり、これに続き、本発明の自己潤滑エレメントを最終的に得るため、別の工程が行われる。特にシリコンゴム製の本発明による自己潤滑エレメントは、最初にプラズマ活性化に通したときに良好な自己潤滑性を示すことがわかる。

【0055】

形成された微小な粗さにより、物質又は層を更に適用するのが大幅に容易になり、特に本発明に従って潤滑剤を更に適用するのが大幅に容易になる。好ましい実施例では、シリコンオイル、特に親水性シリコンオイルを適用し、これを、続いて行われる第2プラズマ法で、予備処理した表面上に定着する。適用したシリコンオイル層の厚さは、好ましくは、0.1nm乃至1nmの範囲内にある。

【0056】

第2の変形例は、ラジカル位置を形成することである。二次反応は、前記ラジカル位置の形成によって、例えば、適用された特にポリマー物質を更に加硫することによって開始できる。このようにして、ポリマーネットワークを更に稠密に形成できる。これは、全体として、結果的に形成された表面の潤滑性を改善する。

【0057】

この効果は、ラジカル位置が、続いて行われるグラフト反応の開始点である場合に更に向上する。好ましくは、自己潤滑エレメントの基本的材料（例えばシリコンゴム又はPTFE）とは異なるポリマー物質を、処理が既に施してある表面上でグラフト重合する。このようにして、例えばビニルピロリジン、ビニルイミダゾール、ポリエチレンオキシド及びポリプロピレンオキシドのエトキサイド（ブロック）コポリマー、アリリックポリエチレンオキシド、及び（2-ヒドロエチル）メタクリレートグラフト重合できる。

【0058】

形成されたラジカル位置は、更に、酸素、例えば大気中の酸素等との反応によって親水性位置を形成するのに適しており、その結果、処理を施した表面は、全体として親水性になる。

【0059】

本発明によれば、好ましくは、いわゆる低圧プラズマ処理を使用する。低圧プラズマ処理というのは、非常に低圧の、通常は0.5mbarよりも低い真空チャンバ内にチューブを挿入し、次いで、例えば20乃至40の温度で約1000Vでイオン化することによって、例えばシロキサン又はポリカーボンでコーティングすることを意味する。ガスを入れることによって、ラジカルをチューブの表面上に上文中に説明した方法で形成し、ポリマーをモノマーシラン分子で形成する（重合）。

【0060】

10

20

30

40

50

チューブ状加工物の場合には、外コーティング及び内コーティングを非常に簡単な方法で行うことができる。これは、上述のコーティングに加え、チューブの端部に一つ/二つの電極を適用し、前記電極によりチューブの内壁にもコーティングを施すことによって、一回の作動サイクルで行うことができる。

【0061】

低圧プラズマ処理に加え、いわゆる大気圧プラズマ処理がある。これもまた、本発明に従って適用できる。

【0062】

更に、使用されたプラズマは、使用された温度に応じて、主として、低温プラズマ及び高温プラズマに区別される。高温プラズマは、溶融プラズマとともに作用し、ガスの温度は、代表的には、107 Kの範囲内にある。低温プラズマは、更に、非熱プラズマ及び熱プラズマに細分される。非熱プラズマは、例えば、低圧グロー放電、コロナ放電、又はバリア放電によって発生され、ガスの温度は、代表的には、300 K乃至103 Kである。熱プラズマは、アーク放電、アーク光プラズマ、又はRFアークトーチによって発生された場合、ガスの温度は、代表的には、 2×10^4 K以上である。

10

【0063】

コーティングに必要な時間は、加工物の材料、形成されるべき層、及びその厚さに応じて適切に調節でき、代表的には、数分の範囲内にあり、最大半時間の処理時間も考えられる。

【0064】

本発明によれば、好ましくは、以下のイオン化法が使用される。一つの方法では、平滑な表面が得られるように、提供されたシリコン材料を変化するガスとして酸素を使用する。別の方法では、シロキサンを最初の液体形態から気体の蒸気に変換する。フルオロカーボンでコーティングする上で同じ作業モードが好ましい。後者の二つの変形例には、均等で平滑な表面が得られるという利点があり、これに伴って摩擦力が確実に減少し、二つの方法を次々に実施した場合に更に良好な結果が得られる。

20

【0065】

この理由により、プラズマ処理によって得られ、シロキサン及び/又はフルオロカーボンでコーティングしたシリコンチューブは、本発明の特に好ましい実施例である。これとは別に、更に、自己潤滑エレメントに、特にシリコンチューブ等の自己潤滑シリコンエレメントにプラズマコーティングによってPTFE又はePTFE層を形成するため、研削特性を向上するのが好ましい。このように(e)PTFEでコーティングすることにより、自己潤滑エレメントの摩擦係数を更に減少できる。

30

【0066】

更に、上述のプラズマ重合(ポリマー溶液を予め付けた後、プラズマで定着する)によって、所望の特性を持つ層を更に形成でき、これらの所望の特性は、自己潤滑性に寄与できる。この層の形成に関し、表面が親水性であるべきか或いは疎水性であるべきかを選択できる。

【0067】

基本的には、本発明の自己潤滑エレメントの表面を、表面処理によって、用途に応じて特定の設定できる。即ち、これ以上の任意の層及び/又は潤滑剤が適用されるかどうかに応じて、表面エネルギーを極めて選択的に調節できる。

40

【0068】

化学的特徴においては、本明細書では、表面が親水性又は疎水性を選択的に備えているのが有利である。これにより、エレメントの二つの異なる区分が摺動接触する場合に潤滑効果が改善される。更に、その親水性又は疎水性に応じてコーティングを更に付けることが容易になる。更に、この方法では、活性基を導入することによって、表面を選択的に活性化できる。疎水性表面を得るためには、好ましくは、シロキサンプラズマ、詳細にはペルフルオロカーボンプラズマを使用する。撥油性を得るため、好ましくは、アクリレート、詳細にはペルフルオロアクリレートによるグラフト重合が考慮される。

50

【0069】

表面は、詳細には、補助剤として随意に使用されるべき潤滑剤に応じて親水性又は疎水性のいずれかを備えるように調節される。例えば、自己潤滑エレメントの表面が親水性である場合には、水又は水溶液及び/又は水性混合物を補助的潤滑剤として使用できる。正確には、これまで、検査を受ける人によって許容されても受容されてもいない油性の潤滑剤が多くの場合に使用されてきた内視鏡の用途の場合、水又は水溶液及び/又は水性混合物を使用することにより確かな改善がもたらされる。

【0070】

他方、油性の潤滑剤を補助的に使用する必要があるか或いは望ましい場合には、自己潤滑エレメントの表面を疎水性にした場合に、自己潤滑エレメントとの適合性が特に優れており、及びかくして改善された摺動効果が得られる。

10

【0071】

エレメントの表面にこのように有利なコーティングを施すことにより、摩擦特性を既に大幅に低減し、及びかくしてコーティングを施したエレメントの自己潤滑性に寄与する。用途に適した表面特性を確保するため、先ず最初に、エレメントに化学的、機械的、又は物理的予備処理、特にコロナ予備処理を加えるのが有利である。

【0072】

自己潤滑性を発現する適当なコーティング材料は、詳細には、グラファイト、窒化硼素等の窒化物、フルオロカーボン、 MoS_2 、 WS_2 、タルカム、シリコンオイル、(ポリ)シラザン、(ポリ)シロキサ、PTFE、及びePTFEである。更に、摺動性及び生体親和性に優れた、多糖類及び蛋白質の組み合わせ、詳細にはアルギン酸と乳清蛋白質や大豆蛋白質等並びにこのような蛋白質の混合物との組み合わせが、特に有利なコーティングであることがわかった。ゼラチン、寒天、及び/又はセルロースのコーティングを形成するのが有利であることがわかった。これらのコーティングには、更に、トリグリセリド等の別の潤滑剤を随意に加えることができる。コーティング材料は、例えば、ナノ粒子又は高分子として提供される。しかしながら、コーティング材料は、微粒子又はマクロ粒子として提供されてもよい。

20

【0073】

表面構造は、ナノ粒子等の粒子の形態のコーティング粒子を使用することによって、例えば層毎に形成することによって、きちんと方向づけされた方法で調節できる。粒子は、処理を施した表面に、詳細には自己組織化単分子層の形態で形成できる。これは、粒子が微小テキスチャーを備えているためであり、又はナノ粒子が表面活性剤で覆われているためである。

30

【0074】

本発明における好ましい幾つかの別の表面処理方法、即ち単なるコーティング又は表面変更又はエングレーピング(以下に説明する)の完了後の平滑化を以下に詳細に説明する。

【0075】

セラミックコーティングの場合には、薄いセラミック層(セラミックフィルム)を表面に適用する。この表面には、随意であるが、セラミックコーティング用の従来のコーティング法によってキャビティが低温で形成されている。処理を施した表面は、セラミックコーティングを分離することによって平滑化でき、更に、生体親和性が向上する。

40

【0076】

原理的には、エンジニアリングで周知の方法によって、エレメントの表面に無機セラミック又はガラスコーティングを適用できる。医療-技術の用途で特に適したコーティングを提供する開始物質は、シラン、ハロゲン化シラン、特に弗化シラン、及び水ガラスを使用したシリケート、並びにゾル-ゲル法によってアクセスできる SiO_2 、 Al_2O_3 、及び/又は TiO_2 のネットワーク構造である。

【0077】

例えば有機珪素化合物(シラン)を火炎に供給することにより、表面(エングレーピン

50

グを施した表面を含む)のシリケート化を行う。次いで、薄い非常に稠密であり且つ強く付着した、水分に対して安定しており且つ多くの場合に表面エネルギーが高いシリケート層を、いわゆる火炎熱分解によって、処理を施した表面上に形成する。火炎に対する露呈時間が短いため、加工物の温度を非常に低い温度に保持できる。従って、この方法は、非常に薄壁の合成材料にも適している。

【0078】

シリケート層は、実際には、全ての表面に付着しており、ナノ穴表面構造を形成する。これにより、有機成分、詳細には、例えば潤滑剤が、シリケート層に最適に化学的に結合する。

【0079】

変形例として、内部摩擦に露呈されるエレメント用の材料としてシリコンゴムを使用する場合、最も上側のシリコン層を、プラズマ法によって、シリケート層に熱変換できる。この方法では、最も上側の層はガラスのように硬化し、その結果、表面の硬度が向上し且つ非常に平滑になるという利点を得られる。

【0080】

内部摩擦に露呈されるエレメント用の材料としてシリコンゴムが使用された場合、更に、賦形され又は賦形されていない表面の有利であり且つ摩擦を低減するコーティングが得られる。シリコンゴムの表面にはOH基があり、これを化学的に変換することにより、ゴムに親水性又は疎水性を賦与できる。

【0081】

コーティングに使用された前記材料、詳細にはグラファイトを、シリコンゴムで形成されたエレメント全体に混合することもできる。本明細書では、一方ではシリコンと、及び他方ではシリコンに混合される材料との間の適合性を向上するのに適した薬剤を追加するのが好都合である。このような薬剤の一例は、例えば、ジメチルジスルヒド(DMS)であり、これは、特に、シリコンゴム中のグラファイトの分散性を向上する。

【0082】

内部摩擦に露呈されるエレメントがPTFE又はePTFEで形成されている場合には、上述の材料を含む同様のコーティングを有利に使用できる。この場合も、前記材料、例えばグラファイトを、PTFE又はePTFEで形成されたエレメント全体に混合できる。この場合、分散状態を改善するため、更に、薬剤及び他の添加剤物質、例えば乳化剤を追加するのが好ましい。

【0083】

グラファイト、フルオロカーボン、 MoS_2 、 WS_2 、タルカム、シラザン、シロキサン、PTFE、ePTFE、及びシリコンオイル、及び/又はアルギン酸及び蛋白質、特にアルギン酸及び乳清蛋白質、及び/又はアルギン酸及び大豆蛋白質を含有する(又は追加された)、上文中説明したように製造したコーティングは摩擦を低減し、及びかくして長期に亘る使用中にアブレーションを低減する。

【0084】

使用中、例えばPTFE等のコーティングが広範囲に亘って接着する場合、コーティングは、いわゆる犠牲層を形成する。この場合、本発明によるエレメントは、好ましくは、犠牲層が部分的に又は完全に消費された後でも緊急作動性が保持されるように、即ち自己潤滑性が減少するけれども使用できるように設計されている。

【0085】

同様に、紫外線照射によって表面を改質できる。この場合、紫外線照射は真空中で行われる。処理がなされるべき表面に、紫外線、即ち波長が約400nmの光を、所定の雰囲気、例えば窒素雰囲気又は窒素/酸素雰囲気中で所定の圧力下で所定期間に亘って照射する。十分な平滑化を行うようになった代表的な照射時間は、0.5分乃至20分の範囲内にあり、特に1分間乃至2.5分間の範囲内にある。約20分又はそれ以上照射すると、通常は、それ以上の改善はなされず、そのためこのような長時間に亘る照射は経済的に不利である。従って、本発明によれば、好ましい照射は、0.5分乃至20分の期間に亘

10

20

30

40

50

って行われ、特に良好な湿潤性を得るためには、例えば1分間乃至2.5分間の比較的短い照射時間が有利である。代表的な照射量は、 $2\text{ J} / \text{cm}^2$ 乃至 $40\text{ J} / \text{cm}^2$ である。摩擦に露呈されるエレメントが少なくともその表面上にシリコンゴムを含む場合、及び全体がシリコンゴムで形成されている場合、真空中での紫外線照射（VUV法）を特に有利な方法で使用できる。これは、この場合、次いで、シリコン表面の加硫が行われるためである。加硫によりシリコン表面が平滑になり、接着効果をなくすか或いは大幅に低減する。

【0086】

紫外線照射の利点は、特に、装置に掛かる費用が低いということ、並びに適合性の問題も接着強度の問題点も生じないということである。

10

【0087】

アクリレートコーティングの場合には、処理が施されるべき表面を、着色するのと同様の方法でアクリレート層でコーティングする。この目的のため、有利には、浸漬コーティング、ローラーコーティング、ドクターブレードによるコーティング、回転コーティング、いわゆるドクターブレード法等を使用し、均等であり、及びかくして特に平滑なコーティングを得ることができる。コーティング後、適当な場合には、硬化を行ってもよい。本明細書では、紫外線照射によって硬化を行うのが特に有利である。形成されたアクリレートコーティングの厚さは、好都合には、 $2\text{ }\mu\text{m}$ 乃至 $15\text{ }\mu\text{m}$ であり、厚さが薄い場合には、 $2\text{ }\mu\text{m}$ 乃至 $10\text{ }\mu\text{m}$ であり、可撓性の観点から、特に $2\text{ }\mu\text{m}$ 乃至 $5\text{ }\mu\text{m}$ の厚さが好ましい。

20

【0088】

エンジニアリングで周知の各アクリレートを、この目的のため、アクリレートとして使用できる。アクリレートを適切に選択することにより、内部摩擦に露呈されるエレメントの性質を調節できる。

【0089】

更に、有機ポリシラザン層又は無機のポリシラザン層のいずれかを形成することにより、賦形表面を滑らかにすることができる。このようなポリシラザン層は、有利には、浸漬コーティング及び続いて行われる酸化変換によって適用できる。例えば、ペルヒドロポリシラザンの適用及び酸化を浸漬によって行う。このようにして、非常に薄いコーティングが形成されるようになっている。これらの非常に薄いコーティングは、例えば厚さが $0.01\text{ }\mu\text{m}$ 乃至 $1\text{ }\mu\text{m}$ のコーティングを施したエレメントの可撓性について有利である。

30

【0090】

更に、このようにして、非常に良好な接着強度を得ることができるということがわかった。この場合、問題がほとんどなく、即ち刺激を生じたりエッチングを生じる物質がほとんど又は全く使用されず、これにより医療技術の用途での個々の場合は是認性が強く改善される。更に、ポリシラザンの製品範囲は非常に広く、そのため、使用及び所望の特性に正確に適合した原料を選択できる。

【0091】

上文中で言及したアシルコーティングは、有利には、アシル化合物を先駆物質として使用するCVD法によって実施できる。先駆物質化合物の例は、オルトやメタ等の置換したベンゼン又はパラキシレン又はジ-パラ-キシレンジマーである。

40

【0092】

医療技術の用途に特に適した有機コーティングとして、二成分エポキシド焼付コーティング、ポリウレタン焼付コーティング、二成分ポリウレタン空気乾燥ラッカー、並びに弗素化ポリマーに言及する。弗素化ポリマーについて、ポリテトラフルオロエチレン、弗素化エチレン/プロピレンコポリマー、ペルフルオロアルキルコポリマー、ポリビニリデンフルオリド、及びエチレンクロロトリフルオロエチレンが特に適している。

【0093】

親水性表面を選択的に調節するため、ポリアクリロニトリルコーティングが更に有利で

50

ある。この際、疎水性表面を、ポリスルホンコーティングによって選択的に調節できる。

【0094】

上掲のコーティング技術に関し、これらのコーティング技術に先立って、予備処理を行うのが更に有利である。特に、予備処理としてコロナ活性化、弗素化、又は火炎処理を使用する場合に特に良好な接着強度及び滑動挙動が得られる。この場合、コロナ活性化が最良の結果をもたらす。

【0095】

最終的に摩擦に露呈される結果的に形成された表面の表面エネルギーは、基本的エレメントを別の物質でコーティングすることによっても、即ち予備処理を施した表面に一つ又はそれ以上の層を形成することによっても調節できる。

【0096】

自己潤滑エレメントは、更に、自己潤滑性でない基本的エレメントで形成されていてもよく、これには、後に、潤滑剤が加えられる。更に、摩擦抵抗を更に低減するため、上文中に説明した自己潤滑エレメントの一つに別の潤滑剤を加えてもよい。

【0097】

潤滑剤を自己潤滑エレメントの表面に直接的に蓄えるばかりでなく、この潤滑剤を特に良好に分離するため、自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面は、潤滑剤を収容するキャビティを持つプロファイルを備えているのが好ましい。更に、このようなキャビティは、キャビティの形成後に上述のプラズマ処理を施した自己潤滑エレメントに、追加に形成されているのが特に好ましい。好ましくは、自己潤滑エレメントは、シリコン、(e) P T F E、又はポリウレタンで形成されており、プラズマ処理によって形成されたシロキサン又はペルフルオロカーボンコーティングを備えている。キャビティは、コーティングによって覆われる。

【0098】

このようなプロファイルを持つ(即ち潤滑剤を収容したキャビティが設けられた)自己潤滑エレメントは、外翻チューブとして、及び/又は特に小腸検査用内視鏡用のシャフトのシースとして特に有利に使用できる。キャビティは、追加の潤滑剤用のいわゆるリザーバを形成する。転回部の近くに残る潤滑剤により、良好な、即ち低減した摩擦が得られる。

【0099】

摩擦の低減は、とりわけ、製造中にキャビティに入れた脂肪によっても、並びに、随意であるがキャビティの外側に付着した脂肪によってもなされる。脂肪は、体内で、身体の外にある場合よりも高い体内の温度で液体に近い状態になる。内視鏡のシャフト及び/又は外翻チューブシステムの潤滑を検査前及び/又は検査中に行うのとは異なり、キャビティを一回充填することは、検査中に必要に応じて潤滑剤を提供するよりも遥かに容易である。

【0100】

プロファイルを形成する前記キャビティは、規則的形状を備えていてもよいし、不規則な形状を備えていてもよい。形成されたキャビティの深さは、約10 μ m乃至250 μ mであり、好ましくは、約50 μ m乃至200 μ mであり、特に好ましくは、100 μ m乃至150 μ mである。キャビティの深さが小さ過ぎる場合には、キャビティ内に収容される潤滑剤の量が不十分になり、キャビティが深過ぎる場合には、不都合なことに、キャビティの形成中にキャビティの縁部が容易に損傷してしまう。良好な補償を提供するため、好ましい深さは、所与の範囲内にある。同じ理由により、キャビティの直径は、好ましくは、50 μ m乃至250 μ mであり、更に好ましくは、約100 μ m乃至200 μ mであり、もっと好ましくは、約130 μ m乃至170 μ mであり、特に約150 μ mである。

【0101】

原理的には、本明細書中に説明した全ての潤滑剤を使用できる。この場合、植物性潤滑剤、特にパーム油脂が好ましい。これは、パーム油脂が良好に許容されているためであり、取り扱いが容易であり、プロファイル内に入れておくのが容易であるためである。

10

20

30

40

50

【0102】

潤滑剤が入ったキャビティがエレメントの少なくとも一方の表面に設けられている場合には、キャビティは、外部からの作用により、潤滑剤を、極めて選択的に、及び所定の時点に放出できる。有利には、例えば溝の形態のキャビティを、エンボス加工、発泡、及び開放カッティング、カッティング又は圧延、又はエングレーピング、特にレーザーエングレーピングによって形成できる。

【0103】

従って、本発明の好ましい実施例では、エレメントの表面に直接配置した溝に潤滑剤を入れる。幾つかの形体では規則的に配置した溝が、他の形体では不規則に配置した溝が、プロファイルを形成する。プロファイルの好ましい実施例を以下に詳細に説明する。

10

【0104】

上述のプロファイルは、好ましくは、放出された潤滑剤が、特に高い摩擦に露呈された領域に供給されるようになっている。この目的のため、プロファイルは、長さ方向に延びるキャビティを含んでいてもよいし、横方向に延びるキャビティを含んでいてもよいし、又は螺旋状に延びるキャビティを含んでいてもよい。こうしたキャビティは、好ましくは、溝によって形成され、局所的に集められた個々の窪みによって形成される。

【0105】

多くの場合、別の用途でも、自己潤滑エレメントの二つの別々の少なくとも一つの異なる区分が互いに接触することにより、この位置での摩擦が増大する。従って、自己潤滑エレメントの二つの向き合った区分を重ねたときに夫々のプロファイル区分が係合できないようにプロファイルを適合するのが特に有利である。

20

【0106】

従って、チューブ状エレメントの場合、好ましくは、チューブ状エレメントの表面線に関して 0° よりも大きく且つ 90° よりも小さい所定の角度をなす溝が設けられる。

【0107】

プロファイルが、 $50\ \mu\text{m}$ 乃至 $500\ \mu\text{m}$ 、好ましくは、 $200\ \mu\text{m}$ 乃至 $400\ \mu\text{m}$ の好ましい深さを持つのが本発明に特に適しているということがわかった。深さが $50\ \mu\text{m}$ よりも小さい場合には、限られた量の潤滑剤しか吸収できず、自己潤滑効果が比較的迅速に減退する。他方、深さが $500\ \mu\text{m}$ よりも大きい場合には、製造中の寸法精度が容易に低下してしまう。更に、深さが $500\ \mu\text{m}$ よりも大きいこのようなプロファイルを形成する場合には、処理を施した表面に比較的強い衝撃（例えば機械的衝撃又は熱的衝撃）が加わり、そのため比較的大きな凹凸が表面に形成されてしまい、そのため滑動効果が低下する。従って、本発明では、 $50\ \mu\text{m}$ 乃至 $500\ \mu\text{m}$ の範囲が好ましく、上文中に説明した欠点は、 $200\ \mu\text{m}$ 乃至 $400\ \mu\text{m}$ の範囲内で更に小さくなる。

30

【0108】

潤滑剤を吸収し、潤滑剤を制御された態様で放出する目的に特に適したプロファイルは、エングレーピング、詳細にはレーザーエングレーピングによって製造できる。従って、プロファイルは、レーザーによるエングレーピングによって製造されるようになっているのが好ましい。かくして、レーザーエングレーピングによって製造されるようになったプロファイルを持つ自己潤滑エレメントは、同様に、本発明に含まれる。

40

【0109】

レーザーエングレーピングにより、例えばパルス状レーザービームによって、材料を制御下で除去できる。ビームは、好ましくは、機械加工精度を向上するために非常に強く聚焦される。焦点の直径は、例えば、 $0.01\ \text{mm}$ 乃至 $0.1\ \text{mm}$ になる。焦点では、例えば 2000°C よりも高い極めて高い温度に達し、これによりほぼ全ての材料の加工を迅速に行うことができる。

【0110】

材料の除去が熱プラズマに基づいて行われるため、加工されるべき材料の硬度の重要性は低い。従って、本方法は、使用可能な全ての材料に本発明に従って適用できる。更に、浸蝕等の適用可能な他の方法と比較して、時間が最大60%節約される。

50

【0111】

エンレーピング中、除去されるべき材料を局部的に溶融し、気化し、これにより加工を非常に正確に行うことができる。精度は、とりわけ、焦点したビームの焦点の直径、及びレーザーの精度で決まる。従って、両パラメータは、好ましくは、本発明によれば、0.1 mmの値に設定される。

【0112】

同様に、材料を除去する上で、即ち放射エネルギーの吸収度について、レーザーの波長が重要な役割を果たす。吸収度は、材料及び使用されたレーザーの波長で決まる。従って、適切な波長を選択することが非常に重要であり、好ましくは、本発明では、機械加工を施した材料が、レーザーエネルギーを、少なくとも50%又はそれ以上、更に好ましくは、少なくとも60%又はそれ以上、特に好ましくは、少なくとも70%又はそれ以上吸収するように選択される。

10

【0113】

本発明によれば、レーザーエンレーピングを行うのに例えば固体レーザーを使用する。前記レーザーは、ランプポンプ式で作動してもよいし、ダイオードポンプ式で作動してもよい。通常は、これらのレーザーの元来の波長は、IR範囲内にあるが、特定の光学的結晶によって紫外線(UV)範囲にすることもできる。これは、様々な材料の吸収特性のため、及び焦点性(focusing capacity)のため、有利である。IRレーザービームと比較して、UVレーザービームは、更に小さな焦点直径に焦点できる。

【0114】

以上とは別に、特に微細な加工を行う上で、エキシマレーザー又はCO₂レーザーを使用するのが特に好ましい。これは制御が容易である。CO₂レーザーによるレーザー加工は安価に行うことができ、及びかくして更に有利である。CO₂レーザーは、好ましくは、10600 nmの波長で作動する。パルスエネルギーは、約10 μs乃至100 μs、特に20 μs乃至60 μsの平均値に設定される。

20

【0115】

エンレーピング工程中、形成されたキャビティの側部の処理が施された表面に、波状の凹凸が形成される。このような波形は、エレメントの自己潤滑性を低下する。従って、更に、レーザーエンレーピング及び続いて行われる平滑化によってプロファイルを得るのが好ましい。

30

【0116】

以上説明した方法は、波形の凹凸を均すと同時に、エンレーピングによって形成された、十分な量の潤滑剤を入れておくのに適したキャビティの深さを維持するように、エンレーピングを施した表面を滑らかにするための特に適した技術であるということがわかった。従って、必要とされる平滑化を迅速に且つ均等に行うため、特にセラミックコーティング、シリケート化、紫外線照射、アクリレートコーティング、アシルコーティング、ポリシラザンコーティング、及びポリシロキサンコーティングを使用できる。適当な処理時間及び処理条件により、特に、プラズマ重合又はプラズマ処理と関連してポリマーのグラフト重合を行う場合、プラズマ処理により平滑化を行なってもよい。

【0117】

本発明の別の好ましい実施例では、自己潤滑エレメントは層状構造を有する。層状構造は、少なくとも一つの基材層を含む。この基材層は、この層の上に付着される層用の安定したベースを形成する。更に、実際の使用に十分な潤滑剤を入れておくように、基材の少なくとも一方の側、好ましくは両側潤滑剤用のリザーバ層が配置されている。基材の少なくとも一方の側又は両側にリザーバ層が配置されている場合には、潤滑剤を制御された態様で放出するように二つの外有孔層が設けられている。第1の場合には、基本的構造は、基材/リザーバ層/有孔層を含み、第2の場合には、基本的構造は、有孔層/リザーバ層/基材/リザーバ層/有孔層を含み、更に夫々の間に中間層が設けられていてもよい。

40

【0118】

基材層は、例えば、上文中で言及したゴムのうちの一つで形成されていてもよく、上述

50

の利点のため、シリコーンゴムが特に好ましい。基材層は、使用された潤滑剤に対して実質的に不透過性であるように設計されている。

【0119】

リザーバ層は、潤滑剤が潤滑剤層として固体形態をなすように形成できる。この場合、潤滑剤は、以下に説明するように外部からの影響により軟化し又は液化し、少なくとも一つの隣接した層に放出されるようになっている。

【0120】

更に、リザーバ層は、スポンジ状構造を備えていてもよいし、毛管効果を持つ材料で形成されていてもよく、この場合、潤滑剤は、スポンジ状構造及び/又は材料によって吸収され、次いで、又は外部から特定の作用が加わったとき、少なくとも一つの隣接した層の放出される。

10

【0121】

二つのリザーバが設けられている場合、これらのリザーバは形状が同じであってもよいし、異なってもよい。加えられる圧力の作用が異なる場合には、設計が異なるのが特に有利である。本発明による自己潤滑エレメントが外翻チューブの形態である場合には、例えば、特に外翻領域に、リザーバの内層及び外層に圧力等の異なる物理的作用が加わり、その結果、この層を夫々の外部条件に合わせて設計するのが有用である。以下に説明する有孔層にも同じ配慮が適用される。

【0122】

有孔層は、好ましくは、リザーバ層とぴったりと隣接して設けられており、エレメントの外面を形成する。しかしながら、リザーバ層と有孔層との間に、潤滑剤に対して実質的に透過性である限り、別の層を配置してもよい。有孔層の孔は、任意の設計であってもよい。この層は、通穴又はダクトを備えているのが好ましい。これらの通穴又はダクトの中央軸線は、有孔層が形成するエレメント表面に関し、ほぼ直角、即ち約80°乃至100°、特に約90°をなす。このようにして、潤滑剤は、リザーバ層から潤滑されるべき表面まで、特に効果的であり且つ制御された態様で出る。

20

【0123】

更に、上文中に説明したプラズマ法によって、有孔層即ち多孔質層を形成できる。

【0124】

エレメントの層状構造は、例えば個々の層を必要に応じて前もって製造した後、これらを互いに積層することによって、又は基材に、又は基材の上方に配置された最も上側の層に潤滑剤層を適用した後、この複合材料に有孔層を形成することによって、容易に製造できる。この実施例の利点は、潤滑剤リザーバを、使用で決まる任意の大きさを持つように設計できるということである。

30

【0125】

医療技術デバイスの内部摩擦中、潤滑剤が、例えば物理的又は化学的作用によって放出される。物理的作用には、例えば、圧力及び温度の影響又は変化が含まれる。圧力の作用は、特に、医療技術デバイスを、その使用中に身体の状態に適合する場合に生じる。こうした状況は、代表的には、内視鏡検査で、先端、即ち身体と係合した及び/又は身体に挿入した端部が、推進中に湾曲する場合にみられる。

40

【0126】

化学的作用の例として、酸性溶液(pH = 0乃至6.99)及び塩基性溶液(pH = 7.01乃至14)に言及する。これらの溶液は、例えばこれらの溶液中への浸漬によって、対応するエレメントに適用されるようになっている。酸性溶液及び塩基性溶液は、潤滑剤の化学的变化を生じ、その軟化点又は融点に作用を及ぼし、即ち低下させ、例えばその結果、潤滑剤が流出する。

【0127】

その結果、酸性溶液及び/又は塩基性溶液と材料との間で過剰の反応がほとんど又は全くない場合には、そのpH値は、好ましくは、5乃至6.99(酸性溶液)及び/又は7.01乃至9(塩基性溶液)の範囲内にある。生理学的特徴では、医療機械の用途におい

50

て、5乃至6.99のpH値が最も好ましい。

【0128】

更に、化学的作用は、必ずしも、酸性溶液又は塩基性溶液によって及ぼされなくてもよい。この実施例について、潤滑剤は、化学的相互作用によって放出される。

【0129】

内部摩擦に露呈されるエレメントは、ゴム及び潤滑剤を含む材料で形成されているのが更に好ましい。ゴム及び/又はゴム混合物を使用することによって、エレメントを特に可撓性の形体にできる。これは、特に医療技術の用途に関し、好ましくは内視鏡の分野において有利である。

【0130】

加工が容易であり、経済的に効率的であるため、好ましくは、シリコンゴムがゴムとして使用される。更に、レーザーエンレーピングを使用する場合、レーザーエンレーピングによって高い寸法精度を特に容易に得ることができる。これには、滑動制御について有利な効果がある。潤滑剤は、適当には、シリコンオイルである。これは、シリコンオイルが化学的に不活性であり、その性質を用途に関して容易に調節できるためである。一方ではシリコンゴムと、及び他方ではシリコンオイルとの間の適合性が高いため、この組み合わせは、ゴム及び潤滑剤の特に好ましい組み合わせである。プロファイルをエンレーピングによって製造する場合には、好ましくは、植物性潤滑剤、例えばパーム油脂が使用される。

【0131】

上文中に言及したように、医療技術デバイスの自己潤滑エレメントは、好ましくは、自己潤滑性ゴム及び潤滑剤を含む。ゴムは、どのような設計であってもよい。概して、ゴムは比較的安価であり、及び従って、特に使い捨て物品として大量生産できる。更に、例えば潤滑剤吸収性、可撓性、高温での寸法安定性等のゴムの特性を難なく調節できる。

【0132】

特に、油中水乳濁液(O/W乳濁液)、水中油乳濁液(W/O乳濁液)、及び窒素乳濁液等のべたべたしたゲル状の潤滑剤を潤滑剤として使用することが考えられる。

【0133】

基本的には、植物油、獣脂、鉱油、及び合成オイル等の全ての種類のオイルが適している。

【0134】

パラフィンオイル、特に粘度が高いパラフィン(ラテン語で、パラフィナム サプリキダム)及びグリセリンが特に適した潤滑剤である。これは、通常は、人間及び多くの動物がこれらに対して耐性があるためである。好ましい実施例では、パーム油脂を使用する。これは、入手が容易であり、潤滑性が良好であり、及び作用が良好であり、並びに生体親和性が優れているためである。パーム油脂は、特にプロファイルを形成し、これを潤滑剤で充填する場合に有利である。

【0135】

更に、シリコンオイルが極めて適している。これは、特にシリコンをベースとしたゴムに非常に良好に貯えることができ、前記ゴムによって制御された態様で分配でき、その結果、連続的な潤滑効果を得ることができるためである。グラファイトと混合したシリコンオイルを使用した場合、特に有利な滑動特性が得られる。上文中に説明したように、シリコンゴムエレメントをPTFEによってコーティングした場合には、好ましくは、シリコン/水乳濁液が使用される。これは、潤滑剤とコーティングとの間の相互作用を改善できるためである。

【0136】

医療技術デバイスは、潤滑剤を様々な方法で含んでいてもよい。本発明の好ましい実施例では、潤滑剤は、自己潤滑エレメントを構成する材料にほぼ均等に拡げてある。これは、例えば、材料、特にゴムの製造時に潤滑剤を加え、ゴム又はその開始物質と混合することによって行うことができる。この他にシリコンオイルを含むシリコンゴムが、この

10

20

30

40

50

ような材料の代表的な例である。

【0137】

潤滑剤が材料中にほぼ均等に拡げてある上述の場合には、通常は、一方では潤滑剤と、及び他方では材料との間に或る程度の不適合性が存在する。この不適合性は、潤滑剤と材料との間の化学ポテンシャルの相違に基づく。このようにして、油相と水相との間の分離に匹敵する分離が徐々に起る。分離により、潤滑剤の「ブリード」又は「滲出」が生じ、その結果、医療技術エレメントの自己潤滑エレメントの表面上に潤滑剤の薄膜が形成される。

【0138】

この実施例の利点は、製造が簡単であり、可能な開始材料並びに成分の範囲が広く、長期間に亘って連続的に潤滑されるということである。

【0139】

上文中に説明した潤滑剤と材料との分離は、材料中で潤滑剤が不均等であることによる。

【0140】

潤滑剤が短期間に亘って強くブリード（滲出）するのが望ましい場合には、内部摩擦に露呈されるエレメントが多孔質であるのが有利である。この場合、例えば外部圧力が上昇したとき、含有された潤滑剤が更に迅速にエレメントの表面に出てくる。そして、その場所での潤滑性を大幅に向上する。

【0141】

同様に、潤滑剤の粘度が実際の使用温度で低下する場合には、潤滑剤が比較的短期間には強くブリードするのが有利である。このような粘度の低下は特に制限されていないけれども、粘度の低下は、少なくとも2.5%、好ましくは5%、更に好ましくは7.5%乃至10%、20%、場合によっては50%又はそれ以上であるのが特に有利である。この場合、潤滑剤の例えばいわゆるムーニー粘度は、例えば、ML1+4 (100)である。

【0142】

潤滑剤は、温度 - 粘度特性が10 乃至43 で不連続であるのが好ましい。医療技術の用途、例えば内視鏡の用途では、エレメントは、例えば商業的に入手可能な冷蔵庫内に貯蔵でき、実際に使用する場合には、例えば室温にし、又は人間や動物の体温にし、潤滑剤の流動性の上昇により、潤滑効果を高める。

【0143】

従って、例えば10 乃至30 、好ましくは20 乃至25 の室温で、粘度の所定の低下が生じるのが好ましい。換言すると、潤滑剤の温度 - 粘度特性は、10 乃至43 の温度範囲内で、好ましくは20 乃至25 の温度範囲内で不連続性を示し、例えばジャンプし、特に上述のパーセンテージの変化のうちの一つに対してジャンプ応答を示す。

【0144】

潤滑剤の上述の粘度低下が人間や動物の通常の体温で生じる場合、非常に有利である。従って、幾つかの実施例について、粘度が、30 乃至43 の温度範囲内で、好ましくは36 乃至38 の温度範囲内で、特に約 37 ± 0.5 の温度範囲内で、上文中に説明した程度に低下するのが望ましい。即ち、潤滑剤は、前記温度範囲内で、その温度 - 粘度特性が不連続性を示す。この場合も、パーセンテージの上述の変化が特に好ましい。

【0145】

本発明では、使用された潤滑剤についての好ましい融点もまた、50 の範囲内であってもよく、約50 又はそれ以上であってもよい。更に好ましくは、潤滑剤は、約37 の体温では完全には溶融しないが、この温度で液化が開始する。

【0146】

勿論、所定温度で粘度を失う上述の場合にも、エレメントは多孔質であってもよく、これにより前記有利な効果が更に向上する。

10

20

30

40

50

【0147】

自己潤滑エレメントに使用される材料、特にゴムは、多くの場合、強化剤を含有することにより、更に良好な寸法安全性を備えることができる。この場合、強化剤を潤滑剤で含浸し、これにより、同様に、潤滑剤を材料中に効率的に貯えることができる。

【0148】

勿論、強化剤は、潤滑剤を貯蔵する上述の実施例で提供してもよい。この場合、前記実施例では、同様に、潤滑剤で含浸してもよいが、必ずしも潤滑剤で含浸しなくてもよい。

【0149】

強化剤の好ましい例は、織製した又は織製していないテキスタイルコンパウンドである。テキスタイルコンパウンドは、一つ又はそれ以上の方向でほぼ平行に整合しているか或いはランダムに配置されたテキスタイルファイバを含んでいてもよい。更に、テキスタイルコンパウンドは、実質的に粒子や粉体の形態で提供されてもよい。

10

【0150】

特に、一方では潤滑剤と、他方では綿/羊毛テキスタイルコンパウンドとの間の適合性が高い場合には、様々な形体の羊毛及び綿が、テキスタイルコンパウンド用の材料として特に適している。選択された潤滑剤に応じて、更に、合成テキスタイルコンパウンド、好ましくはナイロン型、及び/又はレーヨン型合成テキスタイルコンパウンドを使用するのが好ましい。

【0151】

別の例では、エレメントの一つ又はそれ以上の表面に潤滑剤層が形成されることが記載されている。潤滑剤は、圧力及び/又は熱の作用を和らげ、潤滑作用を発揮する。このようにして、自己潤滑エレメントは、潤滑剤層で簡単な方法でコーティングされるようになった任意の適当な材料を含んでいてもよい。前記潤滑剤層は更新可能であり、そのため繰り返し使用できる。

20

【0152】

自己潤滑エレメントはスポンジ形態で又は毛管作用を示す材料で形成でき、そのようにするのが好ましい。この場合、潤滑剤はエレメントによって吸い込まれ、例えば化学吸着又は物理吸着によって、キャピティ、例えば小孔又はダクト内に保持される。更に、自己潤滑エレメントを形成する材料は、特にゴムである場合、内部に包含された潤滑剤とともに製造でき、次いで例えば発泡によりキャピティを形成できる。このようなスポンジ状構造及び/又は毛管作用を示す材料が、上述の積層体の上述のリザーバ層について、特に適している。

30

【0153】

例えば、潤滑剤で充填したこのようなエレメントに圧力を及ぼすことによって、潤滑剤を再び放出できる。その結果、潤滑剤の薄膜がエレメントの一つ又はそれ以上の表面上に形成され、及びかくして自己潤滑が生じる。

【0154】

本発明の医療技術デバイスの自己潤滑エレメントは、基本的には、様々な形状をとることができ、例えば矩形又は円形のディスクであってもよく、矩形又は多数の縁部が設けられたチューブであってもよく、螺旋状又はホースであってもよい。しかしながら、例えば内視鏡等の多くの用途では、エレメントは、パイプ状又はチューブ状であるのが好ましい。

40

【0155】

チューブ状自己潤滑エレメントの場合には、チューブの外側だけに自己潤滑性を備えていてもよく、チューブの内側だけに自己潤滑性を備えていてもよく、チューブの外側及び内側の両側に自己潤滑性を備えていてもよい。特に、チューブがいわゆる外翻チューブである場合、両側に自己潤滑性を備えているのが好ましく、有利である。外翻チューブは、一方の側で裏返され、及びかくしてそれ自体に載るチューブである。これを行うにあたり、外側の一部が外側の別の部分に沿って摺動する。別のエレメント、例えば内視鏡のシャフトをチューブに導入する場合には、シャフトは、チューブの相対的移動時に推進される

50

。外翻チューブ自体の部分間の摩擦が低減されることとは別に、挿入したエレメント、例えば内視鏡のシャフトとの摩擦も低減され、この場合、前記シャフト自体が、例えば別のチューブで覆われる。更に、一方では外翻チューブと、その環境、即ち通常は身体の開口部の壁との間の摩擦もまた低減される。

【0156】

外側から追加に供給された潤滑剤（例えばオイル）を使用する場合、潤滑剤は、外翻時に、一方では、自己潤滑エレメントとシャフト又は外部との間に提供され、他方では、二つのチューブ部分間に形成された空間に提供される。

【0157】

このような外翻チューブの代表的な長さ（巻き付けられていない状態での）は、3 m程度であり、通常は3 . 20 m乃至3 . 50 mである。しかしながら、特定の用途では、特に小腸用内視鏡の場合には、3 . 50 mを越える長さが必要とされる場合がある。ここに表示した長さは、特に、人間の検査と関連した長さである。従って、獣医学の用途では、適切に適合した、即ち明らかに短いけれども比較的長い長さを考慮に入れなければならない。内視鏡及び他の用途に対し、本発明による自己潤滑エレメントは、曲げることができ、又は可撓性であるのが更に有利である。エレメントは、弾性であってもよいし非弾性であってもよいが、非弾性であるのが好ましい。これは、非弾性であるために寸法的に安定しているため、デバイスの機械的制御を良好に行うことができるためである。

10

【0158】

自己潤滑性は、内部摩擦作業中に有利であることがわかった。前記摩擦作業には、自己潤滑エレメントの様々な部分間の摩擦、並びにエレメントと別の対応するエレメントとの間の摩擦が含まれる。

20

【0159】

エレメントの二つの異なる部分間の摩擦は、いわゆる外翻チューブの場合に生じる。外翻チューブの場合には、チューブは、チューブの中心から見て外面が外翻し、チューブ自体と接触するように巻き付けられる。

【0160】

上文中に特に好都合な態様で説明した夫々の利点により、医療技術デバイスは、内視鏡デバイスの部分であり、自己潤滑エレメントは外翻チューブの形態である。

【0161】

好ましくは、自己潤滑エレメントは、人間又は動物の身体と係合させてこれと接触できる。過剰量の潤滑剤が放出されないため、エレメントは、実質的に中立の向き合った環境、詳細には向き合った身体組織のような挙動を示し、そのため、本発明のこの好ましい形体により、デバイスと身体組織との間を接触させることができる。

30

【0162】

具体的な特に好ましい形体では、自己潤滑エレメントは、従って、外翻チューブ、特に内視鏡用外翻チューブ（例えば、結腸内視鏡、空腸内視鏡、胃内視鏡、気管支内視鏡）を形成する。

【0163】

本発明によるデバイスは、エレメントに加え、カウンタエレメントを含んでいてもよい。この場合、自己潤滑エレメントの様々な部分間の摩擦に加え、エレメントの少なくとも一つの表面とカウンタエレメントの少なくとも一つの表面との間に摩擦が生じる。

40

【0164】

エレメントの自己潤滑性により、少なくとも二つの向き合った表面間の摩擦係数が大幅に低下する。これにより、エレメント及びカウンタエレメントの互いに対する滑動性が大幅に向上する。

【0165】

この滑動性の大幅な向上は、カウンタエレメント又はカバー又はそのシースを、内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントについて上文中に説明したように設計することによって得ることができる。カウンタエレメントについて、上述の実施例の各々を使用できる

50

。この場合、エレメント及びカウンタエレメントは、所期の使用環境に応じて同じ方法で又は異なる方法で医療技術デバイスで設計できる。従って、カウンタエレメント及び/又はそのカバーを自己潤滑性がない材料で形成してもよい。

【0166】

有利な実施例では、カウンタエレメントの表面に、同様に、潤滑剤が設けられる。この潤滑剤は、付着オイル、積層潤滑フィルム、及び/又は固体潤滑剤であってもよい。

【0167】

付着オイルの場合には、上文中で潤滑剤の例として表示したように、同じオイルを使用できる。

【0168】

積層潤滑フィルムの場合は、例えば、材料用の適当な物質として上文中に説明したゴムを含んでいてもよい。

【0169】

有利にはカウンタエレメントの表面に設けられた固体潤滑剤は、表面に直接適用されていてもよいし、結合樹脂によって表面に付着していてもよい。このような結合樹脂は、上文中に説明したゴムのうちの一つ又はそれ以上を含んでいてもよい。

【0170】

滑動性が良好であることにより好ましい固体潤滑剤の具体的例には、グラファイト等の炭素コンパウンド、窒化硼素等の窒化物、弗素を含む、弗素樹脂等の弗素化合物、硫酸モリブデンや硫酸タングステン等の硫化物が含まれる。

【0171】

好ましい実施例では、カウンタエレメントは内視鏡のシャフトである。内視鏡のシャフトは、好ましくは、自己潤滑エレメントによって形成された外翻チューブに挿入され、その表面又はカバーは、好ましくは、本発明による自己潤滑エレメントとして設計されている。表面又はカバーは、夫々、それ自体がチューブの形態で設けられており、当然のことながら、本発明の自己潤滑エレメントを外翻チューブとして使用する限り、自己潤滑性がない材料で形成されていてもよい。本発明に従って使用された潤滑剤は、活性物質を含むのが更に有利であり、好ましい。潤滑剤は、潤滑性を持たない活性物質を含んでいてもよいし、活性物質自体が潤滑効果を持っていてもよいし、潤滑剤の一部又は全部を形成してもよい。このようにして、医療技術の用途では、鎮痛剤や止血剤等の夫々の有用な活性物質を局所的に及び選択的に使用し、供給してもよい。

【0172】

本発明では、特に、緩和剤、抗炎症剤、充血除去剤、止血剤、消毒剤、加湿剤、及び鎮痛剤が好ましい。これは、本発明によるデバイスを動物や人間の身体で使用する場合にこれらが夫々の特定の有利な効果を生じるためである。

【0173】

例

例 1

市販のシリコンゴムを押し出し、長さが 3 . 2 0 c m の内視鏡用外翻チューブを形成する。

【0174】

次いで、チューブの表面線に関して傾斜した溝を、波長が 1 0 6 0 0 n m (パルスの持続時間が 4 0 μ 秒) の C O ₂ レーザーでエンレーピングすることによって形成する。

【0175】

溝を、6 0 で、この温度のパーム油脂液体で充填する(油脂の軟化開始温度: > 3 5)。その後、チューブを冷却し、パーム油脂を溝内に固化する。

【0176】

結果的に形成されたチューブを内視鏡用外翻チューブとして使用する。チューブと内視鏡のシャフトとの間の摩擦並びに外翻領域のチューブ部分間の摩擦が大幅に低下し、潤滑効果の改善がなされると同時に、潤滑剤が内視鏡デバイスからほとんど逃げないことがわ

10

20

30

40

50

かった。

【0177】

例2

二つのチューブを例1におけるように押し出した。これらのチューブのうち的一方に、例1におけるようにレーザーでエンレーピングを施す。その後、両チューブをセラミックフィルムでコーティングした。エンレーピングを施したチューブの溝を例1におけるようにパーム油脂で充填した。このようにして、両方の場合において、優れた滑動性が得られた。

【0178】

例3

二つのチューブを例1におけるように押し出した。これらのチューブのうち的一方に、例1におけるようにレーザーでエンレーピングを施す。その後、両チューブの表面を、低温プラズマ法によってシリケート化する。エンレーピングを施したチューブの溝を例1におけるようにパーム油脂で充填した。このようにして、両方の場合において、優れた滑動性が得られた。

【0179】

例4

二つのチューブを例1におけるように押し出した。これらのチューブのうち的一方に、例1におけるようにレーザーでエンレーピングを施す。その後、両チューブに紫外線を窒素雰囲気中で10分間に亘って照射した。エンレーピングを施したチューブの溝を例1におけるようにパーム油脂で充填した。このようにして、両方の場合において、優れた滑動性が得られた。

【0180】

例5

二つのチューブを例1におけるように押し出した。これらのチューブのうち的一方に、例1におけるようにレーザーでエンレーピングを施す。その後、両チューブにコロナ活性化によって予備処理を施す。その後、チューブを浸漬コーティングによってアクリレート層でコーティングする。エンレーピングを施したチューブの溝を例1におけるようにパーム油脂で充填した。このようにして、両方の場合において、優れた滑動性が得られた。

【0181】

例6

例5を、コロナ予備処理の代わりに弗素化を予備処理として実施することを除いて繰り返した。例5で得られたのとほぼ同じ結果が得られた。

【0182】

例7

例5を、コロナ予備処理の代わりに手作業で火焰吹付を行うことを予備処理として実施することを除いて繰り返した。例5で得られたのとほぼ同じ結果が得られた。

【0183】

例8

二つのチューブを例1におけるように押し出した。これらのチューブのうち的一方に、例1におけるようにレーザーでエンレーピングを施す。その後、両チューブを浸漬コーティングによってペルヒドロポリシラザン混合物でコーティングする。コーティングは、高温で酸化させることによってポリシラザン層に変化する。エンレーピングを施した溝を例1におけるようにパーム油脂で充填した。このようにして、両方の場合において、優れた滑動性が得られた。

【0184】

例9

レーザーを使用した例1乃至例8の試験を、長さが3.50mのチューブを使用することを除き、繰り返す。この場合、溝はないが、深さが100 μ m乃至150 μ mで直径が

10

20

30

40

50

150 μmの実質的に円形のキャビティを形成した。これらのキャビティは、パーム油脂で充填してある。

【0185】

このようにして形成した外翻チューブを大腸及び小腸の内視鏡検査で使用した。検査されるべき対象に更に深く挿入した場合でも一定の良好な潤滑を維持できることがわかった。

【0186】

例10

例1で使用したシリコンゴムを押出し、各々の長さが3.20cmの8個の外翻チューブにした。

【0187】

その後、4個のチューブをプラズマ処理用の反応チャンバ(真空<0.5mbar)に次々に入れた。プラズマガスとしてO₂を使用し、数秒間に亘ってプラズマ予備処理を行った。その結果、シリコンゴムの表面がマイクロレベルで荒らされる。

【0188】

第2工程において、6個のチューブ(3個のチューブには予備処理が施してあり、3個のチューブには予備処理が施してない)に低圧プラズマ処理(真空<0.5mbar; 温度=20-40℃)を加え、コーティングを形成する。このようにして、二種類のチューブを、一度に、シロキサン、フルオロカーボン、及び/又はePTFEでコーティングする。

【0189】

8個のチューブを、全て、内視鏡のシャフト用の外翻チューブとして使用し、滑動性を以下の基準に従って評価した。

- A: 滑動性が優れている;
- B: 滑動性が非常に良好である;
- C: 滑動性が平均以上である;
- D: 摩擦が過剰である;

【0190】

以下の表1は、評価結果を示す。

【表1】

表1

チューブ番号	プラズマ予備処理	コーティング	滑動性
1	良	—	C
2	否	シロキサン	B
3	良	シロキサン	A
4	否	フルオロカーボン	B
5	良	フルオロカーボン	A
6	否	ePTFE	B
7	良	ePTFE	A
8	否	—	D

【0191】

例11

この例でも、例10によるチューブ1乃至7を製造する。これらのチューブには、例9におけるようにレーザーエンレーピングによってキャビティを形成した後、適当なチューブ(チューブ1、3、5、及び7)に例10におけるように予備処理を施し、その後プ

ラズマコーティングを施す（チューブ 1 を除く）。キャビティをパーム油脂で潤滑した。
例 10 と同様の評価を行い、比較的良好な結果を得た。

【図面の簡単な説明】

【0192】

【図1】図1は、当該技術分野の現在の内視鏡装置の図である。

【図2】図2は、当該技術分野の現在の別の内視鏡装置の図である。

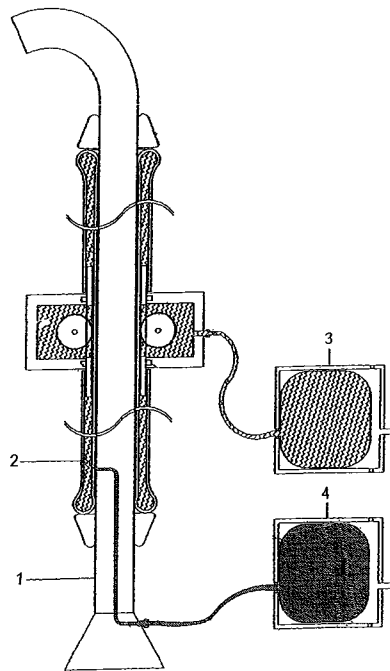
【符号の説明】

【0193】

- 1 シャフト
- 2 外翻チューブ
- 3、4 外部リザーバ

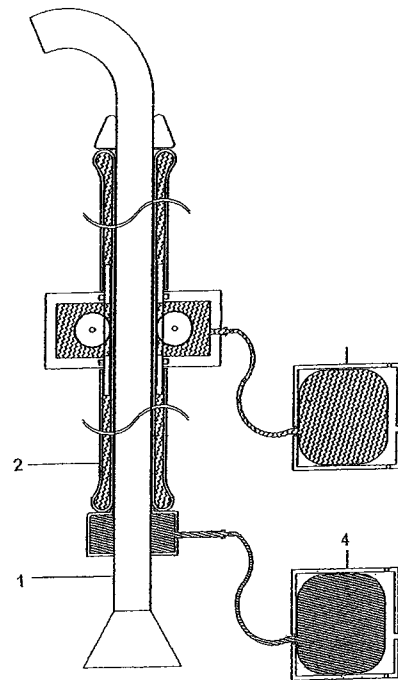
【図1】

(従来技術)



【図2】

(従来技術)



【手続補正書】

【提出日】平成19年10月9日(2007.10.9)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含むデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施した、ことを特徴とするデバイス。

【請求項2】

請求項1に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメント自体が、人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触する、デバイス。

【請求項3】

請求項1に記載のデバイスにおいて、

前記プラズマ処理を施した表面にプラズマコーティングを施す、デバイス。

【請求項4】

請求項3に記載のデバイスにおいて、

前記プラズマコーティングを施した表面を、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。

【請求項5】

請求項1乃至4のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面に、紫外線照射又はシリケート化によって表面処理を施したことを特徴とする、デバイス。

【請求項6】

請求項1乃至5のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントに、セラミックコーティング、アクリルコーティング、及び/又はアシルコーティングを施したことを特徴とする、デバイス。

【請求項7】

請求項1乃至6のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは、シリコーンゴムを含む、デバイス。

【請求項8】

請求項1乃至7のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントは、グラファイト、窒化物、フルオロカーボン、 MoS_2 、 WS_2 、タルカム、シリコーンオイル、ポリシラザン、ポリシロキサン、PTFE、ePTFE、ゼラチン、寒天、セルロース、又は多糖類及び蛋白質の組み合わせからなる群から選択された材料を含む表面層を有する、デバイス。

【請求項9】

請求項1乃至8のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの前記表面は親水性である、デバイス。

【請求項10】

請求項1乃至8のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの前記表面は疎水性である、デバイス。

【請求項11】

請求項1に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面は、潤滑剤が入ったキャビティを含む

、デバイス。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載のデバイスにおいて、
前記キャビティは、レーザーエンレーピングによって形成できる、デバイス。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 又は 1 2 に記載のデバイスにおいて、
前記キャビティの上にプラズマコーティングを形成した、デバイス。

【請求項 1 4】

請求項 1 1、1 2、又は 1 3 に記載のデバイスにおいて、
前記キャビティは、放出された潤滑剤が、他の領域よりも高い摩擦に露呈された前記自己潤滑エレメントの領域に供給されるようになっている、デバイス。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 乃至 1 4 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記キャビティは、前記自己潤滑エレメントの二つの向き合った区分が重なったとき、
夫々のキャビティ区分が係合できないようになっている、デバイス。

【請求項 1 6】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは、少なくとも一つの基材層、前記基材の一方の面又は両方の面に配置された潤滑剤用リザーバ層、及び一つ又は二つの外部有孔層を含む層状構造を有する、デバイス。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載のデバイスにおいて、
前記基材層は、前記潤滑剤に対して実質的に不透過性である、デバイス。

【請求項 1 8】

請求項 1 6 又は 1 7 に記載のデバイスにおいて、
前記リザーバ層は、潤滑剤が固体形態で潤滑剤層として提供されるように形成されている、デバイス。

【請求項 1 9】

請求項 1 6 又は 1 7 に記載のデバイスにおいて、
前記リザーバ層は、毛管作用を持つ材料で形成されている、デバイス。

【請求項 2 0】

請求項 1 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは、潤滑剤をほぼ均等に拡げた材料で形成されている、デバイス。

【請求項 2 1】

請求項 2 0 に記載のデバイスにおいて、
潤滑剤と材料との間に不適合性があり、そのため潤滑剤及び材料の分離が徐々に生じる、
デバイス。

【請求項 2 2】

請求項 2 0 又は 2 1 に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントは多孔質である、デバイス。

【請求項 2 3】

請求項 1 9 乃至 2 2 のうちのいずれか一項
潤滑剤の前記温度 - 粘度特性は、1 0 乃至 4 3 の温度範囲内で不連続である、
デバイス。

【請求項 2 4】

請求項 1 乃至 2 3 のうちのいずれか一項に記載のデバイスにおいて、
前記自己潤滑エレメントはチューブ状である、デバイス。

【請求項 2 5】

請求項 1 乃至 2 3 のうちのいずれか一項に記載のデバイスを含む内視鏡デバイスにおい

て、

前記自己潤滑エレメントは、外翻チューブの形態をなしている、内視鏡デバイス。

【請求項 26】

請求項 1 乃至 23 のうちのいずれか一項に記載のデバイスの使用であって、内視鏡検査における外翻チューブ及び / 又は内視鏡のシャフトのシースとしての使用。

【請求項 27】

人間や動物の身体と係合するようになった、自己潤滑エレメントを含む医療技術デバイスの製造方法において、

自己潤滑性でないエレメントを、このエレメントが自己潤滑性になるように変化させるプラズマ処理工程を含む、方法。

【請求項 28】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、該デバイスの内部摩擦に露呈された自己潤滑エレメントを含む医療技術デバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施した、ことを特徴とするデバイス。

【請求項 29】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑デバイス自体が、人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触する、デバイス。

【請求項 30】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの少なくとも一つの表面を、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、e P T F E、及び / 又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。

【請求項 31】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントはシリコンゴムを含む、デバイス。

【請求項 32】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの表面は親水性である、デバイス。

【請求項 33】

請求項 28 に記載のデバイスにおいて、

前記自己潤滑エレメントの表面は疎水性である、デバイス。

【請求項 34】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスにおいて、

前記デバイスの内部摩擦に露呈された、少なくとも一つの表面にプラズマ処理が施してある自己潤滑外翻チューブを含む、デバイス。

【請求項 35】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触する、デバイス。

【請求項 36】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面を、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、e P T F E、及び / 又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。

【請求項 37】

請求項 34 に記載のデバイスにおいて、

前記外翻チューブはシリコンゴムを含む、デバイス。

【請求項 38】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、前記デバイス内の内部摩擦に露呈された外翻チューブを含むデバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施し、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングした、デバイス。

【請求項 39】

人間や動物の身体と係合するようになった医療技術デバイスであって、前記デバイス内の内部摩擦に露呈された外翻チューブを含むデバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施し、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングし、

前記外翻チューブはシリコン製である、デバイス。

【請求項 40】

外翻チューブを含む内視鏡デバイスであって、前記外翻チューブはデバイス内の内部摩擦に露呈される、デバイスにおいて、

前記外翻チューブ自体が人間や動物の身体と係合するようになっており、前記身体と接触し、

前記外翻チューブの少なくとも一つの表面にプラズマ処理を施し、シロキサン、フルオロカーボン、PTFE、ePTFE、及び/又はポリウレタンでコーティングし、

前記外翻チューブはシリコン製である、デバイス。

【請求項 41】

人間や動物の身体と係合するようになった、自己潤滑エレメントを含む医療技術デバイスを製造する方法において、

自己潤滑性でないエレメントを自己潤滑性となるように変化させるプラズマ処理工程を含む、方法。

【国際調査報告】

60800500005

PCT/EP2006/067258



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2006/067258

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV.	A61B1/00	A61B1/01 A61B1/31
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B A61L		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the International search (name of data base and, where practical, search terms used)		
EPO-Internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 236 423 A (MIX THOMAS W [US] ET AL) 17 August 1993 (1993-08-17)	1,2, 8-11, 25-30, 32-43
Y	column 11, lines 13-46 column 12, lines 14-24 column 14, lines 42-56 column 15, line 24 - column 18, line 54 figures 1-3,8-10	3-7, 12-24,31
----- /-----		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art. *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
6 July 2007		18/07/2007
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel: (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Lommel, André 05.9.2008

PCT/EP2006/067258

2

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2006/067258

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	DE 20 2005 004168 U1 (STM MEDTECH STARNBERG [DE]) 25 May 2005 (2005-05-25)	1, 2, 9, 25-30, 32, 36-38, 40, 43
Y	paragraph [0016]; figure 1	3-8, 10, 11, 21-24, 31, 33-35, 39, 41, 42
Y	WO 01/90230 A (NKT RES AS [DK]; ARMAND CHAABANE [DK]) 29 November 2001 (2001-11-29) the whole document	7, 8, 10-12, 21-24, 34, 35
Y	WO 89/09246 A (DU PONT [US]) 5 October 1989 (1989-10-05) the whole document	3-8, 10-20, 33, 39, 41, 42
X	WO 2005/058139 A (LEVEY JOHN M [US]; DZICZEK JENNIFER [US]) 30 June 2005 (2005-06-30) page 3, line 27 - page 4, line 24; figures 4, 9	1, 12-20, 23, 25, 27-29, 43
X	US 6 257 238 B1 (MEAH NIZAM M [US]) 10 July 2001 (2001-07-10) column 3, lines 28-47; figure 3	1, 12-16, 25, 27-29, 43
X	US 2003/229269 A1 (HUMPHREY ROBERT N [US]) 11 December 2003 (2003-12-11) paragraphs [0029], [0030]; figure 2	1, 12-16, 25-29, 43
X	US 2002/147385 A1 (BUTLER JOHN [IE] ET AL) 10 October 2002 (2002-10-10) paragraphs [0020], [0068], [0093], [0095]; claims 1, 10	1, 2, 9, 25, 27-30, 43
A	US 5 674 219 A (MONSON DONALD R [US] ET AL) 7 October 1997 (1997-10-07) column 6, lines 4-16	

Form PCT/ISA/210 (continuation of second sheet) (April 2005)

PCT/EP2006/067258

3

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2006/067258

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5236423	A	17-08-1993	NONE
DE 202005004168	U1	25-05-2005	NONE
WO 0190230	A	29-11-2001	AU 6009001 A 03-12-2001
WO 8909246	A	05-10-1989	AU 629203 B2 01-10-1992 AU 3219889 A 16-10-1989 DK 228690 A 21-09-1990 EP 0418247 A1 27-03-1991 IL 89694 A 01-12-1992 JP 3503379 T 01-08-1991
WO 2005058139	A	30-06-2005	NONE
US 6257238	B1	10-07-2001	NONE
US 2003229269	A1	11-12-2003	NONE
US 2002147385	A1	10-10-2002	NONE
US 5674219	A	07-10-1997	NONE

PCT/EP2006/067258

4

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

 Internationales Aktenzeichen
 PCT/EP2006/067258

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES INV. A61B1/00 A61B1/01 A61B1/31		
Nach der internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC		
B. RESEARCHIERTE GEBIETE Recherchierte Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole) A61B A61L		
Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gebührende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen		
Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe) EPO-Internal		
C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 236 423 A (MIX THOMAS W [US] ET AL) 17. August 1993 (1993-08-17)	1,2, 8-11, 25-30, 32-43
Y	Spalte 11, Zeilen 13-46 Spalte 12, Zeilen 14-24 Spalte 14, Zeilen 42-56 Spalte 15, Zeile 24 - Spalte 18, Zeile 54 Abbildungen 1-3, 8-10 ----- -/--	3-7, 12-24, 31
<input checked="" type="checkbox"/> Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen <input checked="" type="checkbox"/> Stehe Anhang Patentfamilie		
* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen : *A* Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist *E* älteres Dokument, das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist *L* Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum eher anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt) *O* Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht *P* Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist *T* Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist *X* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden *Y* Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderscher Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann nahelegend ist *A* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist		
Datum des Abschlusses der internationalen Recherche 6. Juli 2007		Abschlusssdatum des internationalen Recherchenberichts 18/07/2007
Name und Postanschrift der internationalen Recherchenbehörde Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax: (+31-70) 340-3016		Bevollmächtigter Beauftragter Lommel, André

Formblatt PCT/ISA/210 (Blatt 2) (April 2006)

PCT/EP2006/067258

5

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

internationales Aktenzeichen PCT/EP2006/067258

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN		
Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Beitr. Anspruch Nr.
X	DE 20 2005 004168 U1 (STM MEDTECH STARNBERG [DE]) 25. Mai 2005 (2005-05-25)	1, 2, 9, 25-30, 32, 36-38, 40, 43
Y	Absatz [0016]; Abbildung 1	3-8, 10, 11, 21-24, 31, 33-35, 39, 41, 42
Y	WO 01/90230 A (NKT RES AS [DK]; ARMAND CHAABANE [DK]) 29. November 2001 (2001-11-29) das ganze Dokument	7, 8, 10-12, 21-24, 34, 35
Y	WO 89/09246 A (DU PONT [US]) 5. Oktober 1989 (1989-10-05) das ganze Dokument	3-8, 10-20, 33, 39, 41, 42
X	WO 2005/058139 A (LEVEY JOHN M [US]; DZICZEK JENNIFER [US]) 30. Juni 2005 (2005-06-30) Seite 3, Zeile 27 - Seite 4, Zeile 24; Abbildungen 4, 9	1, 12-20, 23, 25, 27-29, 43
X	US 6 257 238 B1 (MEAH NIZAM M [US]) 10. Juli 2001 (2001-07-10) Spalte 3, Zeilen 28-47; Abbildung 3	1, 12-16, 25, 27-29, 43
X	US 2003/229269 A1 (HUMPHREY ROBERT N [US]) 11. Dezember 2003 (2003-12-11) Absätze [0029], [0030]; Abbildung 2	1, 12-16, 25-29, 43
X	US 2002/147385 A1 (BUTLER JOHN [IE] ET AL) 10. Oktober 2002 (2002-10-10) Absätze [0020], [0068], [0093], [0095]; Ansprüche 1, 10	1, 2, 9, 25, 27-30, 43
A	US 5 674 219 A (MONSON DONALD R [US] ET AL) 7. Oktober 1997 (1997-10-07) Spalte 6, Zeilen 4-16	

PCT/EP2006/067258

61

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2006/067258

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5236423 A	17-08-1993	KEINE	
DE 202005004168 U1	25-05-2005	KEINE	
WO 0190230 A	29-11-2001	AU 6009001 A	03-12-2001
WO 8909246 A	05-10-1989	AU 629203 B2	01-10-1992
		AU 3219889 A	16-10-1989
		DK 228690 A	21-09-1990
		EP 0418247 A1	27-03-1991
		IL 89694 A	01-12-1992
		JP 3503379 T	01-08-1991
WO 2005058139 A	30-06-2005	KEINE	
US 6257238 B1	10-07-2001	KEINE	
US 2003229269 A1	11-12-2003	KEINE	
US 2002147385 A1	10-10-2002	KEINE	
US 5674219 A	07-10-1997	KEINE	

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 L 31/00	P
	A 6 1 L 31/00	B
	A 6 1 L 31/00	T

(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, IS, IT, LT, LU, LV, 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, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, LY, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW

(72) 発明者 コンスタンチン、ポプ

ドイツ連邦共和国ヴァインハイム、ヴェベルシュトラッセ、17

Fターム(参考) 4C061 FF26 GG14 GG24 JJ03 JJ06

4C081 AC06 AC16 BB05 CA012 CA132 CA212 CA272 CB052 CD012 CD022

CD112 CD152 CF002 CF162 DA03 DB07 DC03 EA02 EA06 EA14

EA15

4C167 AA01 BB05 BB06 FF01 GG03 GG04 GG05 GG31 HH14

专利名称(译)	医疗技术装置包括自润滑元件		
公开(公告)号	JP2009511144A	公开(公告)日	2009-03-19
申请号	JP2008535017	申请日	2006-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	酒店德医疗GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru霍夫淳君		
申请(专利权)人(译)	Inbendo医疗GESELLSCHAFT手套Beshurenkuteru Hafutsunku		
[标]发明人	コンスタンチンポブ		
发明人	コンスタンチン、ポブ		
IPC分类号	A61B1/00 A61M25/00 A61L31/00		
CPC分类号	A61B1/31 A61B1/00151 A61B1/00154 A61B1/12		
FI分类号	A61B1/00.300.B A61M25/00.304 A61B1/00.320.A A61B1/00.310.B A61L31/00.C A61L31/00.P A61L31/00.B A61L31/00.T		
F-TERM分类号	4C061/FF26 4C061/GG14 4C061/GG24 4C061/JJ03 4C061/JJ06 4C081/AC06 4C081/AC16 4C081/BB05 4C081/CA012 4C081/CA132 4C081/CA212 4C081/CA272 4C081/CB052 4C081/CD012 4C081/CD022 4C081/CD112 4C081/CD152 4C081/CF002 4C081/CF162 4C081/DA03 4C081/DB07 4C081/DC03 4C081/EA02 4C081/EA06 4C081/EA14 4C081/EA15 4C167/AA01 4C167/BB05 4C167/BB06 4C167/FF01 4C167/GG03 4C167/GG04 4C167/GG05 4C167/GG31 4C167/HH14		
代理人(译)	耀希达凯贤治 永井裕之		
优先权	102005048675 2005-10-11 DE		
其他公开文献	JP5846713B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供医疗技术设备。本发明的医疗技术包括自润滑元件，其适于接合人体或动物体并暴露于装置的内部摩擦。

