

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5128158号
(P5128158)

(45) 発行日 平成25年1月23日 (2013. 1. 23)

(24) 登録日 平成24年11月9日 (2012. 11. 9)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 F 2/30 (2006. 01)

A 6 1 F 2/30

A 6 1 L 27/00 (2006. 01)

A 6 1 L 27/00

W

請求項の数 10 外国語出願 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2007-91389 (P2007-91389)
 (22) 出願日 平成19年3月30日 (2007. 3. 30)
 (65) 公開番号 特開2007-268277 (P2007-268277A)
 (43) 公開日 平成19年10月18日 (2007. 10. 18)
 審査請求日 平成22年2月1日 (2010. 2. 1)
 (31) 優先権主張番号 11/394, 423
 (32) 優先日 平成18年3月31日 (2006. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 501384115
 デビュイ・プロダクツ・インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国インディアナ州46581
 ワーソー・オーソピーディックドライブ7
 00
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (72) 発明者 クレイグ・アーンズバーガー
 アメリカ合衆国、46530 インディア
 ナ州、グレンジャー、オールド・オーク・
 ドライブ 11857

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 減少された磨耗率を有する医用インプラントの支持材料および磨耗率を減少するための方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

医用インプラントの支持材料において、
 ポリマー、および、前記ポリマーに共有結合していない界面活性剤、
 を含み、
 前記支持材料は、前記医用インプラントの硬質対向面に接続するように採用される、
 支持材料。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の支持材料において、
 前記ポリマーは、ポリエチレンを含む、支持材料。

10

【請求項 3】

請求項 2 に記載の支持材料において、
 前記ポリエチレンは、超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) である、支持材料。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の支持材料において、
 前記界面活性剤は、陰イオン性界面活性剤、陽イオン性界面活性剤、非イオン性界面活
 性剤、または両性界面活性剤である、支持材料。

【請求項 5】

請求項 4 に記載の支持材料において、
 前記界面活性剤は、非イオン性界面活性剤である、支持材料。

20

【請求項 6】

請求項 5 に記載の支持材料において、
前記非イオン性界面活性剤は、親水性ブロックと疎水性ブロックとのブロックコポリマー、を含む、支持材料。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の支持材料において、
前記ブロックコポリマーは、A - Bブロックコポリマー、A - B - Aブロックコポリマー、またはB - A - Bブロックコポリマーであり、
Aが、親水性ブロックであり、Bが、疎水性ブロックである、
支持材料。

10

【請求項 8】

請求項 7 に記載の支持材料において、
Aは、ポリエチレンオキサイド(PEO)であり、Bは、ポリプロピレンオキサイド(PP0)である、支持材料。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の支持材料において、
前記コポリマーの分子量は、約100g/モル～約20,000g/モルである、支持材料。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の支持材料において、
前記コポリマーの分子量は、約12,600g/モルである、支持材料。

20

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の背景〕

医用インプラントは、インプラントの硬質対向面(hard counterface)、例えば金属対向面(metallic counterface)、に接続する支持材料(bearing material)として超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)などのポリマー材料を用いる。しかし、このポリマー材料は、使用中、磨耗し、同時にこのポリマーの微細な粒子を含む磨耗残屑を生じる傾向がある。これらの粒子は、細胞組織の炎症および悪化、または、この組織の骨溶解などの有害な反応を引き起こす場合がある。

30

【0002】

この支持材料、特にUHMWPEの磨耗率を、例えば、前記ポリマーのバルク特性を改質することによって、減少させる試みがなされている。この支持材料のバルク特性を改質する手法は、このポリマーの放射線架橋、および、酸化に対する関連フリーラジカルの安定化を含む。高度架橋UHMWPEは、非架橋材料よりも低い磨耗率を有するが、この高度架橋材料も、より微細な磨耗残屑を生じる傾向もあり、より高い骨溶解の可能性を伴う。

【0003】

前述は、減少された磨耗率を有する、支持材料などの医用インプラント、または医用インプラント部品が必要であることを示している。本発明はまた、磨耗率を減少させる方法も提供する。

40

【0004】

〔発明の概要〕

本発明は、UHMWPEなどのポリマー、および、このポリマーに共有結合していない界面活性剤を含む、医用インプラント支持材料を提供する。この支持材料は、減少された磨耗率を有する。この支持材料は、減少された磨耗残屑量を生じる。この支持材料は、骨溶解の軽減を提供できる。界面活性剤は、境界潤滑剤として作用し、硬質対向面に接続する場合、この支持材料のポリマーの硬質対向面との間の摩擦を軽減する。本発明の支持材料は、1つ以上の長所を有する。例えば、UHMWPE製であり、界面活性剤を含有する本発明の支持材料は、架橋UHMWPE製の支持材料よりも低い磨耗率を提供する。

【0005】

50

本発明はまた、医用インプラントのポリマー支持材料が滑液の存在下で硬質対向面に連接する場合に、医用インプラントのこのポリマー支持材料の磨耗率を減少させる方法を提供し、この方法は、支持面、硬質対向面、またはその両方に近接した滑液中への界面活性剤の提供を含む。

【0006】

〔発明の詳細な説明〕

本発明は、界面活性剤が、タンパク質含有血清などの液体媒質中で、硬質対向面に連接するポリマー表面の、硬質対向面との間 (between a polymer surface articulating against a hard counterface) の摩擦を軽減する、および/または、潤滑効果を提供するという観察に基づく。したがって、ある実施形態では、本発明は、ポリマーおよびこのポリマーと共有結合していない界面活性剤を含む医用インプラント支持材料を提供し、この支持材料は、この医用インプラントの硬質対向面への接続に採用される。

10

【0007】

本発明にしたがった支持材料は、任意の適切な医用インプラント、または医用インプラント部品の支持材料であることができる。適切な医用インプラントまたは医用インプラント部品は、人工股関節の寛骨臼 (acetabular cup)、寛骨臼の挿入物または内張り、あるいは、トラニオン支持 (例、モジュラーヘッド (modular head) と軸との間)、人工膝関節の脛骨プラトー、膝蓋ボタン (膝蓋-大腿骨関節)、ならびに、トラニオンまたは他の支持構成物、人工足関節の距骨面 (脛距関節) および他の支持構成物、人工肘関節の橈骨上腕骨関節、尺骨上腕骨関節、および他の支持構成物、人工肩関節の関節窩上腕骨関節および他の支持構成物、脊柱の代用椎間板および代用脊椎間関節、側頭下顎骨関節 (temporo-mandibular joints) (顎)、ならびに、指関節を含むが、それらに制約されない。

20

【0008】

前記支持材料のポリマーは、いずれかの適切なポリマー、具体的には、ポリエチレン、特に、典型的に $6.64215545 \times 10^{-19} \text{g}$ (400,000原子質量単位) 以上の重量平均分子量を有する超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) から製造されることができる。本明細書で使用される場合、「超高分子量ポリエチレン (ultrahigh molecular weight polyethylene)」という用語は、 $6.64215545 \times 10^{-19} \text{g}$ (400,000原子質量単位) 以上の重量平均分子量を有するポリエチレンポリマーを指す。好ましくは、この超高分子量ポリエチレンは、約 $1.66053886 \times 10^{-18} \text{g}$ (約1,000,000原子質量単位) (例えば、約 $3.32107773 \times 10^{-18} \text{g}$ または約 $4.98161659 \times 10^{-18} \text{g}$ (約2,000,000原子質量単位または約3,000,000原子質量単位)) 以上の重量平均分子量を有する。典型的には、この超高分子量ポリエチレンの重量平均分子量は、約 $1.66053886 \times 10^{-17} \text{g}$ (約10,000,000原子質量単位) 以下より小さく、さらに好ましくは、約 $9.96323318 \times 10^{-18} \text{g}$ (約6,000,000原子質量単位) 以下より小さい。本発明での使用に適した超高分子量ポリエチレンは、市販の超高分子量ポリエチレンを含み、ニュージャージー州サミット所在のティコナ社 (Ticona (Summit, N.J.)) からの粉末化超高分子量ポリエチレンの GUR 1050 (約 $8.30269432 \times 10^{-18} \text{g}$ ~ 約 $9.96323318 \times 10^{-18} \text{g}$ (約5,000,000原子質量単位 ~ 約6,000,000原子質量単位) の重量平均分子量)、または GUR 1020 (約 $4.98161659 \times 10^{-18} \text{g}$ ~ 約 $6.64215545 \times 10^{-18} \text{g}$ (約3,000,000原子質量単位 ~ 約4,000,000原子質量単位) の重量平均分子量) などであるが、それらに制約されない。

30

40

【0009】

疎水性部分と親水性部分の両方を含有する界面活性剤は、任意の適切な界面活性剤、例えば、陰イオン性界面活性剤、陽イオン性界面活性剤、非イオン性界面活性剤、または両性界面活性剤、好ましくは、非イオン性界面活性剤であることができる。この界面活性剤は、添加 (内在) 界面活性剤 (added (endogenous) surface active agent) であり、滑液中に自然に存在することができるいずれの界面活性剤も指すものではない。この界面活性剤は、任意の適切な分子量、例えば 100g/mol ~ $20,000 \text{g/mol}$ 以上、実施形態では 1000g/mol ~ $20,000 \text{g/mol}$ であることができる。ある実施形態では、非イオン性界面活性剤は、親水性ブロックと疎水性ブロックとのブロックコポリマー (block copolymer of hydrophilic and hydrophobic blocks) を含み、例えば、この界面活性剤は、A-B型ブロックコポ

50

リマー、A-B-A型ブロックコポリマー、またはB-A-B型のブロックコポリマー、あるいはそれらの配合物であり、これらの型では、Aは親水性ブロックであり、Bは疎水性ブロックである。一例として、Aはポリエチレンオキサイド (polyethylene oxide) (PEO)、Bはポリプロピレンオキサイド (polypropylene oxide) (PPO) である。ある実施形態では、この界面活性剤は、BASFから市販されているPLURONIC(登録商標)F127であり、これは、約12,600g/モルの分子量を有する。

【0010】

この界面活性剤は、任意の適切な量、例えば、支持材料の約0.01重量%以上の量、例えば、約0.1重量%～約5重量%、好ましくは、約0.5重量%～約1重量%の量でこの支持材料に組み込まれることができる。

10

【0011】

ポリマー、特にUHMWPE、の磨耗率は、非改質ポリマーに比較して、特に界面活性剤が1%のレベルで液体、例えば、滑液または血清に添加されると、少なくとも約2倍で(すなわち、約1/2に)、好ましくは5倍で(すなわち、1/5に)、さらに好ましくは約10倍で(すなわち、約1/10に)減少される。例えば、PLURONIC F127は、血清に血清重量として1%のレベルで添加されると、UHMWPEの磨耗率を1/10に減少させる。磨耗率および摩擦係数は、当分野で周知の方法、例えば、ピン-オン-ディスク法 (Pin-on-Disk method) で重量損失または垂直抗力を測定することによって決定されることができる。

【0012】

本発明は、さらに、医用インプラントのポリマー支持材料の磨耗率を減少させる方法を提供し、この支持材料は、支持面を有し、この支持面は、滑液の存在下で医用インプラントの硬質対向面に接続し、この方法は、支持面、硬質対向面、またはその両方に近接した滑液中への界面活性剤を提供することを含む。ある実施形態では、この支持材料は、この支持面と滑液との間の界面に移動する界面活性剤を含む。

20

【0013】

界面活性剤は、任意の適切な方法、例えば成型、ラム押出 (ram extrusion)、または、仕上げポリマー(例えば、UHMWPE)品への、適切な溶媒中のこの界面活性剤の浸潤によって支持材料に含まれることができる。よって、例えば、粉末化UHMWPEまたはペレット化UHMWPEおよび界面活性剤は、所望の濃度で混合、例えば乾式混合されることができ、結果的に生じる混合物 (blend) は、圧縮成型またはラム押出によって成型されることができる。

30

【0014】

界面活性剤は、初めに支持材料全体に分布されるか、または、この支持材料のごく一部、例えば表面、だけに存在することができる。よって、例えば、この界面活性剤は、約0.5 mm以上、例えば、約0.5 mm～約2 mm以上の厚さを有する表層に存在することができる。圧縮鋳型の内部容積は、前記ポリマーと界面活性剤との混合物で完全に充満されることができ、または、別法として、この内部容積 (internal volume) の一部が、この混合物で充満され、残りの容積はこのポリマーで充満されることができる。後者の場合、この界面活性剤は前記支持材料の表面に含有されることになる。

【0015】

別法として、支持材料は、ポリマー中の界面活性剤の十分な濃度を得ることに適した温度で、適した時間、この界面活性剤溶液中に浸漬されることができる。適切な乾燥によって溶媒が除去されることができる。

40

【0016】

別の実施形態では、硬質対向面は、界面活性剤を含み、この界面活性剤をこの硬質対向面に近接する滑液に放出する。例えば、この界面活性剤は、接続面 (articulating surface) に近接する多孔質支持体に組み入れられることができるハイドロゲルに含まれることができる。例えば、このハイドロゲルは、疎水性マクロマーおよび親水性マクロマーから形成されることができる。例えば、米国特許第6,916,857号および同第6,846,875号を参照されたい。結果的に生じるハイドロゲルは、界面活性剤を負荷されることができる。この

50

ハイドロゲルは、前記硬質対向面上に被覆されることができる。

【0017】

本発明のさらに別の実施形態では、界面活性剤は、この界面活性剤を滑液中に注入することによって提供されることができる。本発明の実施形態にしたがって、この界面活性剤が滑液に注入される場合、この界面活性剤は、滑液の約0.01重量%以上、例えば、約0.1重量%～約5重量%、好ましくは、約0.5重量%～約1重量%の量で注入されることができる。

【0018】

さらなる実施形態では、界面活性剤は、この界面活性剤が医用インプラントの非接続部分から溶出するように、提供されることができる。

10

【0019】

界面活性剤が、初めに血清(または滑液)中に存在しても、あるいは、ポリマーバルク中に存在しても、この界面活性剤は、表面エネルギーの減少のために、ポリマーと血清との間の界面に移動する。

【0020】

インプラントの硬質対向面は、任意の適切な材料、例えば金属、セラミック、または、それらの組み合わせから作製することができる。適切な金属は、チタン、タンタル、ステンレス鋼を含む。典型的には、この硬質対向面は、使用に際して適当な強度および湾曲を発揮する金属合金から形成される。使用可能な金属合金の例は、チタン-アルミニウム-バナジウム合金などのチタン合金、コバルト-クロム-モリブデン合金などのコバルト-クロム合金、および、ステンレス鋼を含む。具体例では、この硬質対向面は、コバルト-クロム-モリブデン合金を含む。

20

【0021】

タンパク質は、UHMWPEの磨耗率を変化させる傾向があることが知られている。例えば、図1に示されるように、特定のタンパク質濃度までタンパク質濃度を増加させるにつれ、磨耗率が増加する。この濃度を超えると、磨耗率は、減少傾向を示す。本発明にしたがって、界面活性剤の使用によって、磨耗率をさらに減少させることができる。図2に示されるように、1%界面活性剤含有血清中のUHMWPEの磨耗率は、血清単独での磨耗率よりも低い。さらに、図3に示されるように、Co-Cr-Mo対向面に対するUHMWPEの摩擦係数は、血清中の界面活性剤の使用によって減少する。

30

【0022】

以下の実施例は、本発明をさらに詳細に説明するものであるが、当然のことながら、決して、本発明の範囲を制限すると解釈すべきではない。

【0023】

〔実施例1〕

本実施例は、前記界面活性剤の長所を説明するものである。すなわち、この界面活性剤は、UHMWPEの磨耗率を減少させる。

【0024】

UHMWPEピンは、長さ1.78cm (0.7 in)、直径0.95cm (0.375in)で、GUR 1020樹脂から製造され、ラム押出を受けた棒状ストックである。このピンは、放射線滅菌される。直径3.81 cm(1.5in)、厚さ1.27 cm(0.5in)の金属対向面は、68%コバルト、26%クロム、6%モリブデン、および0.2%炭素の注型から加工される。この対向面は、熱間等方加圧され、熱処理によって均質化され、10 nm～20 nmの間の平均表面粗度まで研磨される。各磨耗試験群に対して3個のディスクが得られる。同一帰属を含めたサンプル組み合わせチャートが表1に示される。

40

【0025】

【表 1】

サンプルの組み合わせおよび帰属

サンプル群	ピン	ディスク	ステーション
血清および界面活性剤	S1	2B	1
	S2	5B	2
	S3	6	3
水	W1	7	4
	W2	8	5
	W3	9	6
血清	4	43	4
	5	44	5
	6	45	6

10

【0026】

磨耗試験は、ピン - オン - ディスク (POD) 装置 (AMTI OrthoPOD) 上で実施される。ピンは、ディスクに対して10 mm x 10 mm平方のパターンで移動し、最大交差剪断運動 (cross shear motion) 量を提供する。ピークを330Nとするポール荷重サイクル (Paul loading cycle) が適用される (ポール・J (Paul, J.) 著、「人体内の関節によって伝達される力 (Forces transmitted by joints in the human body)」、プロシーディング・オブ・インスティテュート・オブ・メカニカル・エンジニアリング (Proc. Inst. Mech. Eng.)、第181巻、p.8~p.15、1967年)。周波数は、1.6 Hzである。198万サイクルの試験期間について、33万サイクルのデータ収集を1行程として、6回実施される。蒸発による水分損失は、24時間毎に補充される。被験潤滑剤は、各試験行程終了時に廃棄され、新鮮潤滑剤が追加される。

20

【0027】

各データ収集行程後、各サンプル対は、次の行程の間、1箇所のステーションで時計回りに回転される。この試験の経過中、全サンプルが、このステーション全部で試験される。3種類の潤滑剤が検討される。すなわち、逆浸透処理水、ウシ血清 (ハイクロン社製 (Hyclone Inc.))、初期濃度の90%まで希釈され、EDTAおよびアジ化ナトリウムで処理される)、1重量% PLURONIC F127を含有する前述のウシ血清調合物である。バルク血清温度は、37± に維持される。

30

【0028】

重量測定データは、以下の様にピンから入手される。ピンは、清浄化され、0.01 mgまで計測可能な微量天秤で重量が計測される。この天秤は、標準重量で較正される。標準浸漬対照ピンを使って、液体取り込み量の修正が加えられる。テーラー・ホブソン社製Form TalysurfシリーズIIプロフィロメータ (Taylor-Hobson Form Talysurf Series II Profilometer) 上で、ディスクの接触形状測定が実施される。カットオフ長さ250 μm、100:1帯域幅、ゲージレンジ1 mmが使用される。サンプル毎に、2対の垂直軌跡が得られる。ピンの画像は、ニコン社製Epiphot 200/300倒立顕微鏡 (Nikon Epiphot 200/300 Inverted Microscope) (メタログラフ) で得られる。ディスクの画像は、ニコン社製D1デジタルカメラ (Nikon D1 Digital Camera) で得られる。

40

【0029】

図2A~図2Bは、UHMWPEピンの磨耗率を示す。このピンの磨耗率は、界面活性剤が用いられると、より低度である。

【0030】

〔実施例2〕

この実施例は、本発明の長所、すなわち、ポリマー表面と硬質対向面との間の摩擦係数が減少されることを説明するものである。

【0031】

実施例1で説明された同種のピンおよびディスクについて、摩擦データが収集される。

50

多軸歪ゲージが装備されたAMTI社製のOrthoPODピン - オン - ディスク・テスター (AMTI OrthoPOD Pin-on-Disk Tester) で、データが収集される。摩擦係数は、磨耗試験で用いられるものと同じ10 mm x 10 mm試験パターンおよびボール荷重サイクル中、垂直抗力を面内力 (in plane force) で除算することによって算出される。ボール荷重曲線ピーク間で被験パターンのごく一部について摩擦データが得られる。図3は、前記界面活性剤の使用によって起こる摩擦係数の減少を示す。図3の各点は、約30個のデータ点の平均である。

【0032】

本明細書で引用され、参照することによって本明細書に組み入れられる刊行物、特許出願、および特許を含む全ての参照文献は、各参照文献が個々に、かつ、具体的に参照することによって組み入れられると表記され、本明細書に全体が述べられている場合と同程度に、参照することによって、本明細書に組み入れられている。

10

【0033】

用語「1つの(a)」および「1つの(an)」および「この、前記(the)」、および本発明の説明に関連する(特に、以下の特許請求の範囲に関連する)同様の指示対象は、本明細書で他に規定されない限り、または、文脈で明確に否定されない限り、単数および複数の両方を網羅すると解釈される必要がある。用語「含む(comprising)」、「有する(having)」、「含む(including)」および「含有する (containing)」は、他に言及されない限り、無制約な用語と解釈される必要がある(すなわち、「含むが、それに制約されない (including, but not limited to)」を意味する)。本明細書の数値範囲の列挙は、他に提示されない限り、この範囲内に入る各個別の数値を独立して参照することの省略表現方法として機能することが意図されているにすぎず、各個別数値は、この数値が本明細書に独立して列挙されているかのように本明細書に組み入れられている。本明細書に記述されている方法は、すべて、本明細書に他に提示されない限り、または、他に文脈によって明確に否定されない限り、任意の適切な順序で実施されることができる。本明細書で提供されるいずれかの、および、全ての例、または例示的な語(例、「など(such as)」は、他に特許請求がされない限り、本発明をより良く明らかにするに過ぎないことが意図されており、本発明の範囲に制約を設けるものではない。本明細書の語は、本発明の実施に不可欠であるとして特許請求のされない要素を提示すると解釈されるべきではない。

20

【0034】

本発明の好ましい実施形態は、本発明の実施に関して本発明者に既知の最良の形態を含めて本明細書に記述される。それらの好ましい実施形態の変形物は、前述の記載を読むことで、当業者に明らかになることができる。本発明者は、当業者が、適宜、このような変形物を用いることを予想しており、また、本発明者は、本発明が本明細書に詳細に記述された以上に別途実施されることを意図する。したがって、本発明は、適用可能な法律によって許されることによって、本明細書に添付の特許請求の範囲に列挙される主題の全ての変更物および等価物を含む。さらに、前述の要素の可能な全変形物中での前述の要素のいずれの組み合わせも、本明細書に他に提示されるか、または、文脈で他に明確に否定されない限り、本発明によって包含される。

30

【0035】

〔実施の態様〕

40

(1) 医用インプラントの支持材料において、
ポリマー、および、前記ポリマーに共有結合していない界面活性剤、
を含み、
前記支持材料は、前記医用インプラントの硬質対向面に接続するように採用される、
支持材料。

(2) 実施態様1に記載の支持材料において、
前記ポリマーは、ポリエチレンを含む、支持材料。

(3) 実施態様2に記載の支持材料において、
前記ポリエチレンは、超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)である、支持材料。

(4) 実施態様1に記載の支持材料において、

50

前記界面活性剤は、陰イオン性界面活性剤、陽イオン性界面活性剤、非イオン性界面活性剤、または両性界面活性剤である、支持材料。

(5) 実施態様4に記載の支持材料において、

前記界面活性剤は、非イオン性界面活性剤である、支持材料。

(6) 実施態様5に記載の支持材料において、

前記非イオン性界面活性剤は、親水性ブロックと疎水性ブロックとのブロックコポリマー、を含む、支持材料。

(7) 実施態様6に記載の支持材料において、

前記ブロックコポリマーは、A-Bブロックコポリマー、A-B-Aブロックコポリマー、またはB-A-Bブロックコポリマーであり、

Aが、親水性ブロックであり、Bが、疎水性ブロックである、支持材料。

(8) 実施態様7に記載の支持材料において、

Aは、ポリエチレンオキサイド(PEO)であり、Bは、ポリプロピレンオキサイド(PPO)である、支持材料。

(9) 実施態様8に記載の支持材料において、

前記コポリマーの分子量は、約100g/モル～約20,000g/モルである、支持材料。

(10) 実施態様9に記載の支持材料において、

前記コポリマーの分子量は、約12,600g/モルである、支持材料。

【0036】

(11) 医用インプラントのポリマー支持材料の磨耗率を減少させる方法であって、前記支持材料が、支持面を有し、前記支持面が、滑液の存在下で医用インプラントの硬質対向面に接続する、方法において、

前記支持面、前記硬質対向面、またはその両方に近接した滑液中へ界面活性剤を提供すること、

を含む、方法。

(12) 実施態様11に記載の方法において、

前記支持材料は、前記滑液と前記支持面との間の界面に移動する界面活性剤を含む、方法。

(13) 実施態様11に記載の方法において、

前記硬質対向面は、界面活性剤を含み、かつ前記界面活性剤を前記硬質対向面に近接する滑液に放出する、方法。

(14) 実施態様11に記載の方法において、

前記界面活性剤は、前記滑液中へ前記界面活性剤を注入することによって提供される、方法。

(15) 実施態様11に記載の方法において、

前記界面活性剤は、この界面活性剤が前記医用インプラントの非接続部分から溶出するように、提供される、方法。

(16) 実施態様11に記載の方法において、

前記ポリマーは、ポリエチレンである、方法。

(17) 実施態様16に記載の方法において、

前記ポリエチレンは、超高分子量ポリエチレンである、方法。

(18) 実施態様11に記載の方法において、

前記界面活性剤は、陰イオン性界面活性剤、陽イオン性界面活性剤、非イオン性界面活性剤、または両性界面活性剤である、方法。

(19) 実施態様18に記載の方法において、

前記界面活性剤は、非イオン性界面活性剤である、方法。

(20) 実施態様19に記載の方法において、

前記非イオン性界面活性剤は、親水性ブロックと疎水性ブロックとのブロックコポリマー、を含む、方法。

10

20

30

40

50

(21) 実施態様20に記載の方法において、
前記ブロックコポリマーは、A-Bブロックコポリマー、A-B-Aブロックコポリマー、
またはB-A-Bブロックコポリマーであり、
Aが、親水性ブロックであり、Bが、疎水性ブロックである、
方法。

(22) 実施態様21に記載の方法において、
Aは、ポリエチレンオキサイド(PEO)であり、Bは、ポリプロピレンオキサイド(PP0)であ
る、方法。

(23) 実施態様11に記載の方法において、
前記支持面と前記対向面との間の摩擦係数を減少させること、
を含む、方法。

10

【図面の簡単な説明】

【0037】

【図1】図1は、血清中タンパク質濃度の関数としての、各種対向面に対するUHMWPE製の
支持材料の既知の磨耗率を示す図である。

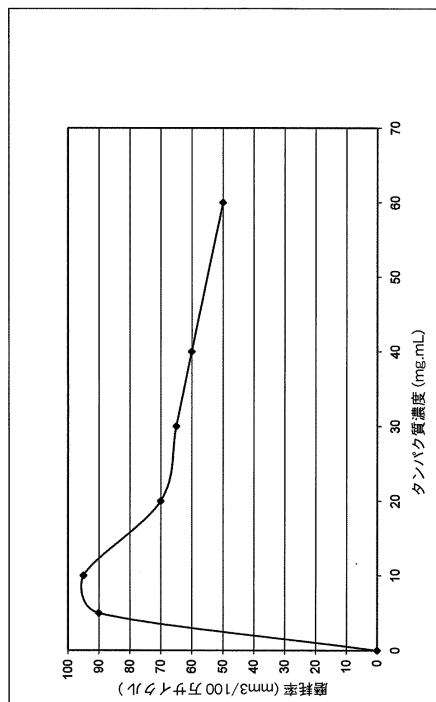
【図2A】図2Aは、本発明の実施形態にしたがった、UHMWPE製のピンが水中および仔ウシ
血清+1重量%界面活性剤中で注型CoCrMo対向面をこする際の、UHMWPE製のピンの重量変
化を示す図である。

【図2B】図2Bは、仔ウシ血清のみでのUHMWPEの重量変化を示す図である。

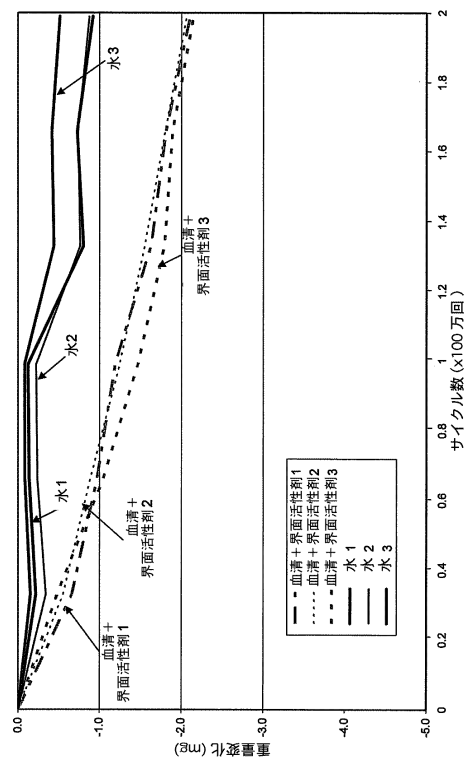
【図3】図3は、本発明の実施形態にしたがった、血清(○)、1重量%界面活性剤(△)、お
よび、血清+1重量%UHMWPE(x)におけるサイクル回数の関数としての、UHMWPE製のピン
とCoCrMo対向面との間の摩擦係数を示す図である。

20

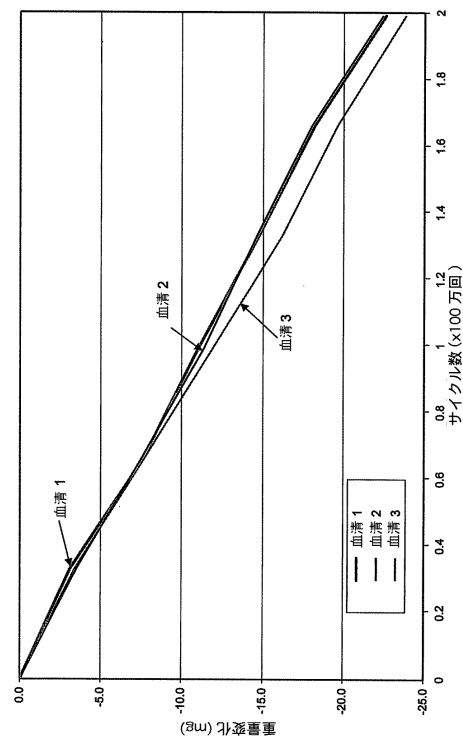
【図1】



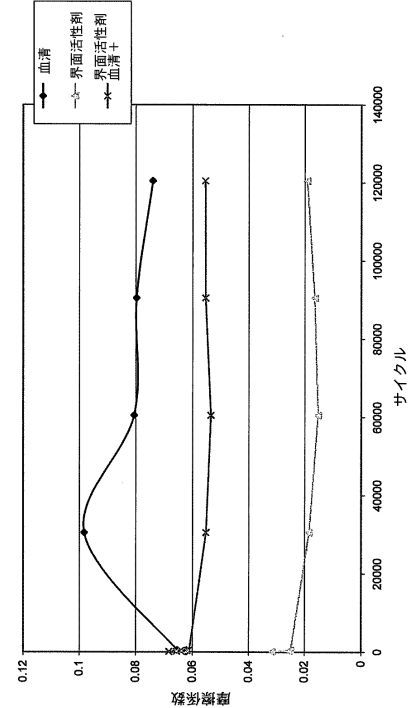
【図2A】



【図 2 B】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 イェン・シュオ・リアオ
アメリカ合衆国、4 6 5 8 2 インディアナ州、ワーズー、エヌ・ティンバーライン・シーアイア
ール・ダブリュ 9 2 9

(72)発明者 ローレンス・サルパティ
アメリカ合衆国、4 6 5 2 6 インディアナ州、ゴシェン、クリークストーン・コート 6 0 6 4
5

審査官 瀬戸 康平

(56)参考文献 特開平 0 4 - 2 5 0 1 5 8 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 3 1 2 6 9 1 (J P , A)
特開 2 0 0 6 - 0 0 0 2 1 9 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 F 2 / 3 0
A 6 1 L 2 7 / 0 0