

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-14652

(P2014-14652A)

(43) 公開日 平成26年1月30日(2014.1.30)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A 6 1 F 2/32 (2006.01)	A 6 1 F 2/32	4 C 0 8 1
A 6 1 L 27/00 (2006.01)	A 6 1 L 27/00 L	4 C 0 9 7
	A 6 1 L 27/00 M	

審査請求 有 請求項の数 12 O L 外国語出願 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2013-10948 (P2013-10948)	(71) 出願人	508041208
(22) 出願日	平成25年1月24日 (2013.1.24)		ジンマー テクノロジー, インコーポレイ
(62) 分割の表示	特願2009-501677 (P2009-501677)		ティド
原出願日	平成19年3月19日 (2007.3.19)		アメリカ合衆国, インディアナ 4 6 5 8
(31) 優先権主張番号	60/783, 880		O, ウォルソウ, イースト メイン スト
(32) 優先日	平成18年3月20日 (2006.3.20)		リート 3 4 5, ポスト オフィス ボッ
(33) 優先権主張国	米国 (US)		クス 7 0 8
		(71) 出願人	513019173
			アーロン ローゼンバーグ
			アメリカ合衆国, イリノイ 6 0 0 1 5,
			ディアフィールド, オークモント ドライ
			ブ 2 0 0

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 人工股関節インプラント

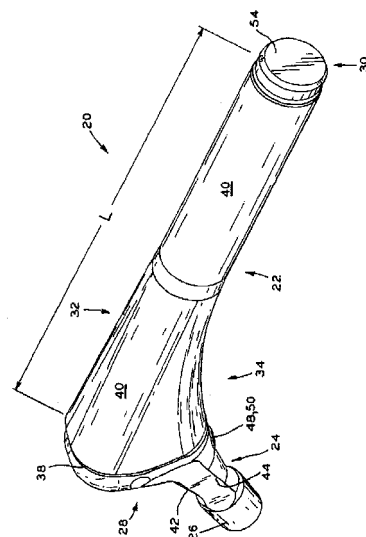
(57) 【要約】

【課題】人工股関節に使用するための人工股関節ステム及び寛骨臼カップを提供する。

【解決手段】人工股関節に使用するための人工股関節ステム20、70、90、100、110、130、150、200、210及び寛骨臼カップ160、180、190。股関節ステムは、ステム部22、72、112、135及びネック部24、80、104、120を含むコア36、コアのステム部を実質的に被覆するポリマーマトリクス層38及びポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層40を含むことができる。ポリマーマトリクス層はコアと多孔性金属層を接続し、既知の股関節ステムより骨の剛性により近い剛性を股関節ステムに与える。股関節ステム及び寛骨臼カップは、さらに、例えば女性患者の解剖学的構造など特定のタイプの患者の解剖学的構造においてより良い結果をもたらすための多数の改良を含む。

【選択図】 図1

図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位端（２８、７８）及び遠位端（３０）を有するステム部（２２、７２）と、前記近位端から突き出るネック部（２４、８０）と、を有し、

前記ステム部は内側／外側（medial/lateral）平面を形成し、

前記ネック部は、前記内側／外側平面に対して前方に（anteriorly）１３度から２５度までの第一の角度に方向付けられた長手軸（６８、７９）を有することを特徴とする、人工股関節ステム（２０、７０、９０）。

【請求項 2】

前記ステム部が、さらに、コア（３６）と、該コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層（３８）と、該ポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層（４０）と、を備えることを特徴とする、請求項 1 に記載の股関節ステム。

【請求項 3】

前記ネック部が前記ステム部と一体的に形成されることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の股関節ステム。

【請求項 4】

さらに、実質的に球形のヘッド部が前記ネック部と一体的に形成されることを特徴とする、請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の股関節ステム。

【請求項 5】

前記ネック部が前記ステム部とは別個のモジュール式コンポーネント（８０）を備え、前記ネック部が異なる第一の角度を有する複数のネック部（８０ a、８０ b、８０ c）から選択されることを特徴とする、請求項 1 または 2 に記載の股関節ステム。

【請求項 6】

さらに、実質的に球形でありかつ前記第一の軸に配置される中心を有するヘッド部（８４）が、前記第一の軸に対して前方に１度から２５度までの第二の角度で配置される第二の軸（８６）に沿って前記ネック部に接続されることを特徴とする、請求項 1、2、3 または 5 に記載の股関節ステム。

【請求項 7】

前記ヘッド部が前記ネック部とは別個のモジュール式コンポーネント（８４）を備え、前記ヘッド部が異なる第二の角度を有する複数のヘッド部（８４ a、８４ b、８４ c）から選択されることを特徴とする、請求項 6 に記載の股関節ステム。

【請求項 8】

近位端（２８、７８）及び遠位端（３０）を有するステム部（２２、７２）と、

前記ステム部の前記近位端から突き出て第一の長手軸（６８、７９）を有するネック部（２４、８０）と、

実質的に球形であり前記第一の軸に沿って前記ネック部に接続されるヘッド部（８４）と、を含み、

前記ステム部は、前記ステム部を通過する内側／外側（medial/lateral）平面（６１、７６）を形成し、

前記ヘッド部は、その中心が前記第一の軸に対して前方に（anteriorly）１度から２５度までの第二の角度で配置される第二の軸（８６）に配置されることを特徴とする、人工股関節ステム（２０、９０）。

【請求項 9】

前記第一の長手軸が前記内側／外側平面に対して前方に１３度から２５度までの第一の角度で配置されることを特徴とする、請求項 8 に記載の股関節ステム。

【請求項 10】

前記ステム部、前記ネック部及び前記ヘッド部が相互に一体的に形成されることを特徴とする、請求項 8 または 9 に記載の股関節ステム。

【請求項 11】

前記ネック部が前記ステム部とは別個のモジュール式コンポーネント（８０）を備え、

10

20

30

40

50

前記ネック部が異なる第一の角度を有する複数のネック部（８０ a、８０ b、８０ c）から選択され、かつ前記ヘッド部が前記ネック部とは別個のモジュール式コンポーネント（８４）を備え、前記ヘッド部が異なる第二の角度を有する複数のヘッド部（８４ a、８４ b、８４ c）から選択されることを特徴とする、請求項 ８ または ９ に記載の股関節ステム。

【請求項 １ ２】

前記ステム部が、さらに、
コア（３６）と、
前記コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層（３８）と、
前記ポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層（４０）と、を備える、請求項 １ から １ １ のいずれか一項に記載の股関節ステム。

10

【請求項 １ ３】

近位端（２８、１１８）及び遠位端（３０）及び第一の近位／遠位長手軸を有するステム部（２２、１１２）と、
前記近位端から突き出るネック部（１０４、１２０）と、を含み、
前記ネック部は、前記第一の軸に対して９０度から１４５度までの第一の角度に方向付けられた第二の長手軸（１０２、１１６）を有することを特徴とする、人工股関節ステム（１００、１１０）。

【請求項 １ ４】

前記ネック部が前記ステムと一体的に形成されることを特徴とする、請求項 １ ３ に記載の股関節ステム。

20

【請求項 １ ５】

前記ネック部が前記ステム部とは別個のモジュール式コンポーネント（１２０）であり、前記ネック部が異なる第一の角度を有する複数のネック部（１２０ a、１２０ b、１２０ c）から選択されることを特徴とする、請求項 １ ３ に記載の股関節ステム。

【請求項 １ ６】

近位端（１３７）及び遠位端（１３３、１５２）を有するステム部（１３５）を含む人工股関節ステム（１３０、１５０）であって、

該ステムが、前記ステム部の前記遠位端が前記ステム部の内側／外側（medial/lateral）平面、及び前側／後側（anterior/posterior）平面のうち少なくとも１つに関して第一の幅を有する第一状態と前記ステム部の前記遠位端が前記内側／外側平面、及び前側／後側平面のうち少なくとも１つに関して第二の幅を有する第二状態との間で作動可能な遠位端固定メカニズムを有し、前記第二の幅が前記第一の幅より大きい、人工股関節ステム。

30

【請求項 １ ７】

前記遠位端固定メカニズムが前記ステム部の半径方向に膨張可能な部分（１３８）を形成する少なくとも１つの膨張点（１４０）を前記ステム部に備えることを特徴とし、前記ステム部が前記第一状態のとき、前記半径方向膨張可能部が実質的に膨張しておらず、前記ステム部が第二状態のとき前記半径方向膨張可能部が少なくとも部分的に膨張している、請求項 １ ６ に記載の股関節ステム。

【請求項 １ ８】

前記遠位端固定メカニズムが前記ステム部に膨張可能構造（１５５）及び少なくとも１つの通路を備え、前記少なくとも１つの通路を介して充填物質（１５６）を注入すると前記充填物質が前記膨張可能構造を膨張させ、前記ステム部が前記第一状態であるとき前記膨張可能構造が実質的に空であり、前記ステム部が前記第二状態であるとき、前記充填物質がその内部にあることにより前記膨張可能構造が少なくとも部分的に膨張している、請求項 １ ６ に記載の股関節ステム。

40

【請求項 １ ９】

実質的に半球形のカップ部（１７０）及び前記カップ部内部に嵌められるライナ（１６６）を含む寛骨臼カップ（１６０）であって、前記ライナが実質的に半球形の座面（１６８）を含み、前記カップ部が比較的薄い可撓性の多孔性金属で作られることを特徴とする

50

、寛骨臼カップ。

【請求項 20】

実質的に半球形の座面（188）を含むライナ（182）及び多孔性金属カップ部（186）を含む寛骨臼カップ（180）であって、該カップが前記ライナと前記多孔性金属カップ部との間に配置される中間層（184）を持ち、前記中間層がポリマーマトリクスで形成されることを特徴とする、寛骨臼カップ。

【請求項 21】

実質的に半球形の座面（196）を含むライナ（192）及び外側半球部を含むカップ部（194）を含む寛骨臼カップ（190）であって、前記カップ部が実質的に環形の負荷リブ（198）を持つことを特徴とする、寛骨臼カップ。

10

【請求項 22】

近位端（28）がコア（36）、該コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層（36）及び該ポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層（40）を含み、遠位端（30）がコア（36）及び該コアを実質的に被覆する多孔性金属層（40）を含むことを特徴とする、人工股関節ステム（200）。

【請求項 23】

近位部（212）及び遠位部（214）を含む人工股関節ステム（210）であって、該股関節ステムが内側コア（36）、多孔性金属外層（40）及び前記遠位部に形成される細長いキャビティ（232）を有し、前記遠位部が可撓性であることを特徴とする、人工股関節ステム。

20

【請求項 24】

前記近位部が30mmから45mmまでの長さであり、前記遠位端が100mmから135mmまでの長さであることを特徴とする、請求項23に記載の股関節ステム。

【請求項 25】

前記近位部が実質的に補完的な丸味を帯びる外側（lateral side）（222）及び内側（medial side）（224）を含むことを特徴とする、請求項23または24に記載の股関節ステム。

【請求項 26】

前記近位部が前記股関節ステムの近位端に近づくにつれて各々外向きに広がる前側（anterior side）（226）及び後側（posterior side）（228）を含むことを特徴とする、請求項23から25のいずれか一項に記載の股関節ステム。

30

【請求項 27】

前記遠位部が前側／後側寸法（posterior/ anterior dimension）で10mmから18mmまでの幅及び内側／外側寸法（medial/lateral dimension）で11mmから19mmまでの幅を持つ遠位端（230）を含むことを特徴とする、請求項23から26のいずれか一項に記載の股関節ステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は近位大腿骨に埋め込むための股関節ステム及び寛骨臼に埋め込むための寛骨臼カップを含む、人工股関節インプラント・コンポーネントに関する。特に、本発明は、女性患者の解剖学的構造など特定のタイプの患者の解剖学的構造においてより良い結果を得られるように改良された形体を含む人工股関節ステム及び寛骨臼カップに関する。

40

【背景技術】

【0002】

加齢または病気による劣化または外傷による傷害後に股関節の使用能力を回復するためまたは股関節の使用能力を増大するために、患者の股関節の一部または全部を置き換えるために整形外科用インプラントが一般的に使用される。股関節置換または股関節形成手術において、大腿骨頸及び大腿骨頭を含めて患者の大腿骨の一部を置き換えるために大腿骨コンポーネントが使用される。大腿骨コンポーネントは典型的には股関節ステムである。

50

股関節ステムは、患者の大腿骨の準備済み大腿管内部に配置されるステム部を含む。ステム部は、骨セメントによりまたはプレス嵌めされた後にステム部の多孔性コーティングの中へ周囲の組織が骨性内植することにより固定される。股関節ステムは、また、人工大腿骨頭を受け入れるのに適するネック部も含む。大腿骨頭は、患者の寛骨臼に準備される凹部内部に受け入れられる寛骨臼カップなど人工寛骨臼コンポーネント内部に受け入れられる。

【0003】

既知の1つの股関節ステムは、コバルト・クロム・モリブデン合金またはチタンで形成されるコア、及び小さい金属ビーズのマトリクス体または金網の形式の多孔性表面層を含む。典型的には、コア及び多孔性表面層を高温に加熱して多孔性表面層及びコアを溶融、融解またはその境界面に沿って相互に付着させることにより、多孔性表面層はコアに焼結される。米国特許第6,395,327号、6,514,288号及び6,685,987号（各々、本発明の譲受人に譲渡され、参照により本出願に組み込まれる）は、上記のタイプの股関節ステムの疲労強度及びコアと多孔性表面層との間の接続を強化するための様々な方法を開示している。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、人工股関節に使用するための人工股関節ステム及び寛骨臼カップを提供する。股関節ステムは、ステム部及びネック部を有するコア、コアのステム部を実質的に被覆するポリマーマトリクス層、及びポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層を含むことができる。ポリマーマトリクス層は、コアと多孔性金属層とを接続し、既知の股関節ステムより良く骨の剛性を模倣する剛性を股関節ステムに与える。股関節ステム及び寛骨臼カップは、さらに、例えば女性患者の解剖学的構造など特定のタイプの患者の解剖学的構造の場合により良い結果をもたらす多数の改良を含む。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の1つの形態において、本発明は、近位端及び遠位端を有するステム部及び近位端から突き出るネック部を含み、ステム部は内側／外側平面（medial/lateral plane）を形成する人工股関節ステムを提供する。ネック部はこれに沿う長手軸を有し、長手軸は内側／外側平面に対して前方に（anteriorly）13度から25度までの第一の角度に方向付けられる。ステム部は、コア、コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層、及びポリマーマトリクス装置を実質的に被覆する多孔性金属層を含むことができる。ステム部と一体的にネック部を形成することができる。ヘッド部を実質的に球形にすることができ、ネック部と一体的に形成することができる。ネック部はステム部とは別個のモジュール式コンポーネントを含むことができ、異なる第一の角度を有する複数のネック部からネック部を選択することができる。ヘッド部を実質的に球形にすることができ、ヘッド部は第一軸に配置される中心を有し、ヘッド部は第一軸に対して前方に1度から25度までの第二の角度で配置される第二軸に沿ってネック部に接続される。ヘッド部はネック部とは別個のモジュール式コンポーネントを含むことができ、異なる第二の角度を有する複数のヘッド部からヘッド部を選択することができる。

【0006】

本発明の別の形態において、本発明は、近位端及び遠位端を有するステム部、ステム部の近位端から突き出た第一の長手軸を有するネック部、及び実質的に球形でありかつ第一軸に沿ってネック部に接続されるヘッド部を含み、ステム部は内側／外側平面を形成する人工股関節ステムを提供する。ヘッド部は第一軸に対して前方に1度から25度までの第二の角度で配置される第二軸に配置される中心を有する。第一軸は内側／外側平面に対して前方に13度から25度までの第一の角度で配置される。ステム部、ネック部及びヘッド部を相互に一体的に形成することができる。ネック部は、ステム部とは別個のモジュール式コンポーネントを含むことができ、異なる第一の角度を有する複数のネック部からネック部を選択することができる。また、ヘッド部はネック部とは別個のモジュール式

コンポーネントを含むことができ、異なる第二の角度を有する複数のヘッド部からヘッド部を選択することができる。ステム部はコア、コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層及びポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層を含むことができる。

【0007】

本発明のさらに別の形態において、本発明は、近位端及び遠位端及び第一の近位／遠位長手軸を有するステム部及び近位端から突き出るネック部を含む人工股関節ステムを提供する。ネック部はこれに沿う第二長手軸を有し、第二長手軸は第一軸に対して90度から145度までの第一の角度に方向付けられる。ステム部と一体的にネック部を形成することができる。ネック部をステム部とは別個のモジュール式コンポーネントとすることができる、異なる第一の角度を有する複数のネック部からネック部を選択することができる。

10

【0008】

本発明の別の形態において、本発明は近位端及び遠位端を有するステム部及び遠位端固定メカニズムを含む人工股関節ステムを提供する。遠位端固定メカニズムは、ステム部の遠位端がステム部の内側／外側平面、及び前側／後側平面（anterior/posterior plane）のうち少なくとも1つに関して第一の幅を有する第一状態とステム部の遠位端が内側／外側平面、及び前側／後側平面のうち少なくとも1つに関して第二の幅を有する第二状態との間で作動可能であり、第二の幅は第一の幅より大きい。遠位端固定メカニズムは、ステム部に少なくとも1つの膨張点を含み、ステム部の半径方向に膨張可能な部分を形成する。ステム部が第一状態のとき、半径方向膨張可能部分は実質的に膨張しておらず、ステム部が第二状態のとき、半径方向膨張可能部分は少なくとも部分的に膨張している。遠位端固定メカニズムはステム部に膨張可能構造及び少なくとも1つの通路を含むことができ、少なくとも1つの通路を介して充填物質を注入すると、充填物質は膨張可能構造を膨張させ、ステム部が第一状態のとき膨張可能構造は実質的に空であり、ステム部が第二状態のとき膨張可能構造は充填物質がその内部にあることにより少なくとも部分的に膨張している。

20

【0009】

本発明の別の形態において、本発明は、比較的薄く可撓性のある多孔性金属で作られる実質的に半球形のカップ部及びカップ部内部に嵌められるライナを含む寛骨臼カップを提供する。ライナは実質的に半球形の座面を含む。

30

【0010】

本発明のさらに別の形態において、本発明は、実質的に半球形の座面を含むライナ、多孔性金属カップ部及びライナと多孔性金属カップとの間に配置される中間層を含む寛骨臼カップを提供する。中間層はポリマーマトリクスで形成される。

【0011】

本発明の別の形態において、本発明は、実質的に半球形の座面を含むライナ及び実質的に環形の負荷リブを含む外側半球部を含むカップ部を含む寛骨臼カップを提供する。

【0012】

本発明の別の形態において、本発明は、コア、コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層及びポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層を含む近位端、及びコア及びコアを実質的に被覆する多孔性金属層を含む遠位端を含む、人工股関節ステムを提供する。

40

【0013】

本発明のさらに別の形態において、本発明は、近位端及び遠位端、内側コア、多孔性金属外層、及び遠位端に形成される細長いキャビティを含む人工股関節ステムを提供する。遠位端は可撓性である。近位部の長さは例えば30mmから45mmまでの間であり、遠位部の長さは例えば100mmから135mmまでの間である。近位部は実質的に補完的な丸みを帯びる外側（lateral side）及び内側（medial side）を含むことができる。近位部は、それぞれ股関節ステムの近位端に近づくにつれて外向きに広がる前側（anterior side）及び後側（posterior side）を含むことができる。遠位部は、前側／後

50

側寸法 (posterior/ anterior dimension) で 10 mm から 18 mm までの幅、及び内側／外側寸法 (medial/lateral dimension) で 11 mm から 19 mm までの幅を有する遠位端を含むことができる。

【0014】

本開示の上述の及びその他の特徴及びこれを達成するための方法は、添付図面と一緒に以下の実施形態の説明を参照することによりさらに明らかになりより良く理解できる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明に係る股関節ステムの第一の斜視図である。

【図2】図1の股関節ステムの第二の斜視図である。

10

【図3】図1及び2の股関節ステムのコアの第一の斜視図である。

【図4】図1及び2の股関節ステムのコアの第二の斜視図である。

【図5】図2の線5-5に沿って見た股関節ステムの断面図である。

【図6】股関節ステムの近位端の側面図であり、ネック部輪郭及び傾斜表示形体を示している。

【図7】股関節ステムの近位端の斜視図であり、ネック部輪郭を示している。

【図8】股関節ステムの近位端の側面図であり、大腿骨頭が寛骨臼カップ内部に嵌められ、寛骨臼カップが寛骨臼内部に配置されている状態で示されており、その間の関節運動が比較的大きい角度であることを示している。

【図9】股関節ステムの上面斜視図であり、それぞれ実線及び点線で患者に対して股関節ステムの中立位置及び前傾位置を示している。

20

【図10】股関節ステムのコアの近位端の斜視図であり、その中の湾曲溝を示している。

【図11】股関節ステムのコアの遠位端の一部の斜視図であり、隆起の周りの複数の窪み及びコアのステム部の複数の凸部を含むコアの遠位隆起を示している。

【図12】各々一体的ステム部及びネック部を有するいくつかの股関節ステムの近位端略図であり、ネック部の可能な前傾角度の範囲を示している。

【図13】股関節ステム部及び股関節ステム部に使用できる複数のモジュール式前傾ネック部を含む、モジュール式股関節ステムシステムのコンポーネントの近位端図である。

【図14】一体的ステム部及びネック部及び股関節ステムに使用できる複数のモジュール式前傾大腿骨ヘッド部を含むモジュール式股関節ステムシステムのコンポーネントの近位端図である。

30

【図15】図14の線15-15に沿って見たモジュール式大腿骨ヘッド部の端面図である。

【図16】股関節ステムシステムのコンポーネントの部分的断面分解近位端図であり、股関節ステム部、モジュール式前傾ネック部及びモジュール式前傾大腿骨ヘッド部を示している。

【図17】図16のモジュール式股関節ステムシステムのコンポーネントの部分的断面組立近位端図である。

【図18】各々一体的ステム部及びネック部を有するいくつかの股関節ステムの前面／後面略図であり、ネック部の可能な頸／幹角度の範囲を示している。

40

【図19】モジュール式ステム部に使用できる様々な頸／幹角度を有する複数のモジュール式骨頸コンポーネントを含むモジュール式股関節ステムシステムのコンポーネントの部分的断面前面／後面図である。

【図20】大腿骨骨幹内にある股関節ステムの一部の断面図であり、非膨張状態の遠位端固定メカニズムの1つの実施形態を示している。

【図21】図20の股関節ステムの一部の断面図であり、膨張状態の遠位端固定メカニズムを示している。

【図22】大腿骨骨幹内にある股関節ステムの一部の断面図であり、非膨張状態の遠位端固定メカニズムの別の実施形態を示している。

【図23】図22の股関節ステムの一部の断面図であり、さらに、膨張状態の遠位端固定

50

メカニズムを示している。

【図 2 4】可撓性の寛骨臼カップ及びライナ及び患者の骨盤部の分解図である。

【図 2 5】別の実施形態に従った寛骨臼カップの断面図である。

【図 2 6】別の実施形態に従った寛骨臼カップの部分的断面図である。

【図 2 7】さらに別の実施形態に従った股関節ステムの断面図である。

【図 2 8】さらに別の実施形態に従った股関節ステムの前面／後面図であり、後大腿骨の一部を影で示している。

【図 2 9】図 2 8 の股関節ステムの内側／外側図であり、後大腿骨の一部を影で示している。

【0016】

同じ参照符号はいくつかの図面を通じて同じ部品を示す。本明細書において示される例は実施形態の例であり、例示は決して本発明の範囲を限定するものとして解釈されないものとする。

【発明を実施するための形態】

【0017】

図 1～5 を参照すると、一般にステム部 2 2 及び一般にステム部 2 2 から鈍角に伸びかつ先細大腿骨頭嵌め込み部品を含むネック部 2 4 を含む、本発明に係わる人工股関節ステム 2 0 が図示されている。股関節ステム 2 0 のステム部 2 2 は、股関節ステム 2 0 を患者の大腿骨内に固定するために患者の大腿骨の準備済み大腿管内に受け入れられる。下で論じる通り、大腿骨頭コンポーネントは大腿骨頭嵌め込み部品 2 6 に被せて嵌められ、患者の寛骨臼の準備済み凹部内に配置される寛骨臼カップなど人工寛骨臼コンポーネント内部に受け入れられ、それにより関節式に接続される人工股関節が得られる。股関節ステム 2 0 は、さらに、近位端 2 8、遠位端 3 0、外側 3 2、内側 3 4 並びに股関節ステム 2 0 が患者の右大腿骨に使用されるか左大腿骨に使用されるかに応じて対向する前面及び後面を形成する。

【0018】

特に図 3～5 を参照すると、股関節ステム 2 0 は、一般に、ステム部 2 2 及びネック部 2 4 を形成する基材またはコア 3 6 及び図 5 から分かる通りコアのステム部を実質的に被覆するポリマーマトリクス層 3 8、及びポリマーマトリクス層 3 8 を実質的に被覆する多孔性金属層 4 0 を含む。ポリマーマトリクス層 3 8 及び多孔性金属層 4 0 はコア 3 6 のステム部 2 2 の実質的に全てを被覆するか、または希望に応じてその選択された部分のみを被覆することができる。1つの実施形態において、ステム部は、一般に近位端 2 8 から遠位端 3 0 まで伸びる長さ L (図 1) を持ち、1つの実施形態において、それぞれの端より約 7.6 mm (0.3 インチ) 手前で止まる。多孔性金属層 4 0 は、長さ L の約 10、20、30 % からまたはその 70、80、90 または 95 % にわたって長さ L に沿って伸びる。1つの実施形態において、多孔性金属層 4 0 はステム部 2 2 に沿ってその長さの約 33 % を被覆する。別の実施形態において、多孔性金属層 4 0 はステム部 2 2 の近位端 2 8 の約 33 % を被覆する。すなわち中間被覆 (midcoat) 多孔性ステムである。

【0019】

例えば鍛造または鋳造の後に要求される形状または輪郭を得るために機械加工によりコバルト・クロム・モリブデン合金またはチタン合金からコア 3 6 を作ることができる。例えばポリエーテルエーテルケトン (PEEK) など不活性ポリアリルエーテルケトン (PAEK) ポリマーからポリマーマトリクス層 3 8 を作ることができる。多孔性金属層 4 0 は例えばチタンファイバの金網であり、または金属ビーズのマトリクス体または例えばインディアナ州ウォルソーの Zimmer, Inc. の Trabecular Metal (登録商標) に従って生産される他の多孔性金属構造である。

【0020】

下記の通り股関節ステム 2 0 を作ることができる。まず、コアを鍛造し、コア 3 6 の要求される形状または輪郭を形成するために鍛造後コア 3 6 を機械加工する。表面を十分に粗くするためにコア 3 6 を砂ブラストし、その後射出成形時にコア 3 6 全体にポリマーを

流れ易くするためにこれを加熱する。その後、多孔性金属層内部にコア 36 のステム部 22 を配置してコア 36 のステム部 22 と多孔性金属層 40 との間に空隙を設けた状態で射出成形機内部にコア 36 を配置する。その後、適切なゲートを介してコア 36 と多孔性金属層 40 との間の空間にポリマーマトリクス層 38 を注入すると、ポリマーマトリクス層 38 は多孔性金属層 40 の中にまた溝 52、窪み 56、凸部 58 及び（または）平坦部を通してコア 36 のステム部 22 の表面へ浸透する。ポリマーマトリクス層 38 が冷却したら、多孔性金属層 40 はコア 36 のステム部 22 にしっかりと接着または固定される。多孔性金属層 40 を付着させるためにコア 36 が焼結工程を経ず、それによりコア 36 の疲労強度を維持するので有利である。

【0021】

図 6～8 を参照すると、股関節ステム 20 のネック部 24 は、図 8 に示すように、人工股関節において寛骨臼コンポーネントに対して股関節ステム 20 の関節運動を増大することができる輪郭を持つ。図 6 及び 7 に示すように、股関節ステム 20 のネック部 24 はステム部 22 と大腿骨頭嵌め込み部品 26 との間に伸びるネック区分 42 を含む。ネック区分 42 は比較的薄いまたは細い輪郭を持ち、そのかなりの部分に沿って大腿骨頭嵌め込み部品 26 の最大直径より小さい直径を有する。特に、ネック区分 42 はその周りに複数の波形凹部 44 を含むことができ、機械加工によりコア 36 の元々の鍛造品から材料を削除することによりこの凹部を形成することができる。図 8 に示すように、ネック区分 42 の薄いまたは細い輪郭により、人工大腿骨ヘッド部 43 がステム 20 の嵌め込み部品 26 に被せて嵌められ、かつ寛骨臼に準備される凹部内に配置される寛骨臼カップ 46 など図 8 に示される寛骨臼コンポーネント内部に入れられるとき、人工股関節において寛骨臼コンポーネントに対して股関節ステム 20 の関節運動の角度を増大することが可能になる。また、図 2 及び 4 に示すように、股関節ステム 20 のコア 36 のネック部 24 はその近位端 28 に器具嵌め合い部品 47 を含むことができ、股関節ステム 20 を患者の大腿骨の準備済み大腿骨管の中へ押し込む際に役立つように器具嵌め合い部品 47 の内部に器具（図示せず）を係合させることができる。

【0022】

図 6 及び 7 を参照すると、股関節ステム 20 のネック部 24 は傾斜表示形体 48 も含む。傾斜表示形体はこの図において股関節ステム 20 のネック部 24 の内側 34 から突き出る隆起または突起として示されている。下で説明するように、傾斜表示形体 48 は要求される傾斜または整列（alignment）に従って外科医が股関節ステム 20 を配置するのを助けるために股関節ステム 20 の埋め込み時に外科医が触れることのできる股関節ステム 20 の触覚用形体である。本発明の譲受人に譲渡され参照により本出願に組み込まれる米国特許第 6,676,706 号は、「開かない」すなわち最小限の切開を伴う全股関節形成手術を実施するための方法を開示している。前記の方法において、寛骨臼カップを受けるための凹部または座を寛骨臼に準備するために小さい前部切開がなされ、寛骨臼カップが前部切開部を通して寛骨臼内部に挿入され、この内部に配置される。また、大腿骨を準備し股関節ステム 20 など股関節ステムを受け入れるために小さい後部切開もなされ、大腿骨の準備済み大腿骨管内部に股関節ステムが配置される。このようなまたはその他の最小限の切開を伴う手術時に、外科医は準備済み的大腿骨管への股関節ステムの挿入を直接見ることはできない。または前部切開部を通して外科医はこれを部分的にしか見ることはできない。

【0023】

図 9 を参照すると、後部切開部を通して準備済み大腿骨管の中へ股関節ステム 20 を挿入する際、外科医は、例えば図 9 において点線で示される前傾整列（anteversion alignment）に股関節ステム 20 を配置するために前部切開部から外科医の指を挿入することにより傾斜表示要素 48 の突起 50 に触れることができる。この整列において、股関節ステム 20 のネック部 24 は中立傾斜整列すなわち図 9 において実線で示される直線内側／外側整列からステム部 22 に対して前方に約 12° から 14° 回転する。また、外科手術によっては、外科医は、股関節ステム 20 を配置するために準備済み大腿骨の内側けづめ

10

20

30

40

50

(medial calcar) に切削される 1 つまたはそれ以上の溝に対して相対的に傾斜表示要素 48 の突起 50 を触覚で整列させることができる。必要であれば、外科医は前傾整列以外の位置に股関節ステム 20 を配置するためにも傾斜表示要素 48 の突起 50 を使用することができる。このように、傾斜表示要素 48 の突起 50 は、最小限の切開を伴う股関節形成手術時に股関節ステム 20 を直接見ることなく要求される整列に従って外科医が股関節ステム 20 を配置できるようにするので有利である。

【0024】

傾斜表示形体 48 は本出願においては隆起または突起 50 として示されているが、股関節ステム 20 のネック部 24 の内側 34 または股関節ステム 20 のネック部 24 の他の部分の凹部、一群の凹部または凸部または一群の凸部など他の触覚的要素を使用することができる。

10

【0025】

図 10 及び 11 を参照すると、コア 36 は、コア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間の機械的相互接続を強化するための複数の形体を含む。図 10 に示すように、コア 36 のステム部 22 の近位端 28 は、その前面及び後面のうち一方またはその両方に全体的に「キャンディ棒」形または「数字の 7」形の湾曲溝 52 を含む。股関節ステム 20 の製造時に、ポリマーマトリクス層 38 の材料はコア 36 と多孔性金属層 40 との間の空間の中に注入され、ポリマーマトリクス層 38 の材料は溝 52 の中に流れ込んでこれを実質的に満たして、材料が硬化したときコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間に頑丈な機械的相互接続体を形成する。機械的相互接続体は、股関節ステム 20 が股関節に使用されるとき、特に多孔性金属層 40 が周囲の大腿骨組織に実質的に融合した後、コア 36 に加えられる捻り荷重またはその他の荷重に反応する回転運動などコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間の相対的運動に抵抗する。

20

【0026】

図 11 を参照すると、コア 36 の遠位端 30 は準備済み大腿骨管の中へ股関節ステム 20 を挿入するための剛性の先端面となる隆起 54 を含む。隆起 54 は、また、その円周に沿って形成される複数の窪み 56 を含む。股関節ステム 20 の製造時に、ポリマーマトリクス層 38 の材料はコア 36 と多孔性金属層 40 との間の空間に注入され、窪み 56 の中へ流れ込みこれを実質的に満たして、材料が硬化したときコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間に頑丈な機械的相互接続体を形成する。この機械的相互接続体も、また、股関節ステム 20 が埋め込まれた後コア 36 に対する捻り荷重またはその他のタイプの荷重に反応する相対的回転運動などコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間の相対的運動に抵抗する。

30

【0027】

さらに図 11 を参照すると、コア 36 のステム部 22 は、さらに、凸部 58 及び平坦部 60 または例えば鍛造または鍛造後機械加工によりコア 36 に形成される溝、キャビティ、穴、窪み、突出、隆起、突起またはその他の凸状または凹状の形体などコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間の機械的相互接続を強化するための形体を含むことができる。凸部 58 及び平坦部 60 はコア 36 に沿って長手方向に伸び、上述のようなコア 36 に加えられる捻り荷重及び（または）その他のタイプの荷重に反応するコア 36 とポリマーマトリクス層 38 との間の相対的回転運動など相対的運動に抵抗する。

40

【0028】

下でさらに詳しく述べるように、本発明の発明者は、女性の身体構造など特定のタイプの患者の解剖学的構造により良い結果をもたらすために、股関節ステム及び寛骨臼カップに対する多数の改良を開発した。

【0029】

2004 年 1 月 13 日に発行された米国特許第 6,676,706 号、2005 年 3 月 1 日に発行された米国特許第 6,860,903 号、2005 年 10 月 11 日に発行された米国特許第 6,953,480 号、2006 年 1 月 31 日に発行された米国特許第 6,991,656 号、2004 年 8 月 30 日に提出された放棄済み米国特許出願第 10/929,736 号、2004 年 9 月 28 日に提出さ

50

れ現在係属中の米国特許出願第10/952,301号、2005年9月26日に提出され現在係属中の米国特許出願第11/235,286号、及び2005年4月13日に提出され現在係属中の米国特許出願第11/105,080号（全て、「最小限の切開を伴う全股関節形成を実施するための方法及び装置」と題し、全て本出願の譲受人に譲渡され、その開示は参照により本出願に組み込まれる）に記載された外科技術に従って、本出願において説明される股関節ステム及び寛骨臼カップを埋め込むことができる。

【0030】

既知の股関節ステムは、一般に股関節ステムのネック部と解剖学上の内側／外側平面との間に例えば1度から12度までの前傾角度を持つ。本発明の発明者は、多くの患者、特に女性患者の場合、股関節ステムのネック部と解剖学上の内側／外側平面との間の前傾角度及び（または）股関節ステムの大腿骨ヘッド部とネック部との間の前傾角度が大きいとより良い解剖学的利点が得られることを発見した。

10

【0031】

図12を参照すると、相互に一体的に形成されるステム部22及びネック部24を含む股関節ステム20の近位端28の上面図が示されている。典型的な既知の股関節ステムは、図12に点線で示される大腿骨頭嵌め込み部品26を持つネック部24aを含み、その中心長手軸68cは内側／外側平面61と一致し整列する。すなわち、ネック部24aは、解剖学上の内側／外側平面61に対して前方に約0°傾斜するので、中立傾斜を持ち、前傾を持たない。股関節ステムはその近位端28に器具嵌め合い部品47を含み、患者の大腿部の準備済み大腿骨管の中へ股関節ステム20を押し込む際に役立てるために、器具嵌め合い部品内部に器具（図示せず）を係合させることができる。嵌め合い部品47は図面全体を通じて内側／外側平面61とネック部の中心長手軸との間の交差点に示されているが、準備済み大腿骨管の中へ股関節ステム20を押し込む際に役立てるために、嵌め合い部品47を股関節ステム20の任意の場所に配置することができる。しかし、図示するように、嵌め合い部品47は各ネック部の中心長手軸との交差点61にとって便利な場所となる。

20

【0032】

前傾を大きくし易くするために、股関節ステム20は、解剖学上の内側／外側平面61に対して傾斜するネック部24を含むことができる。例えば、股関節ステム20は図12において実線により前傾整列で示されており、大腿骨頭嵌め込み部品26を持つネック部24cは中立傾斜すなわち直線内側／外側整列からステム部22に対して前方に約25°傾斜している。ネック部24cの中心長手軸68cは内側／外側平面61との間に25°の角度を成す。別の実施形態において、股関節ステム20は図12において点線で示される大腿骨頭嵌め込み部品26を持つネック部24bを含み、ネック部は中立傾斜整列からステム部22に対して前方に20°傾斜する。すなわちネック部24bの中心長手軸68bは内側／外側平面61との間に20°の角度を成す。外科医が患者固有の解剖学的構造に一致する要求される前傾整列を持つようにシステムに含まれる複数の股関節ステム20の中から股関節ステム20を選択できると有利である。内側／外側平面61に対して0°から25°またはそれ以上までの角度で傾斜するネック部24を持つように前傾の角度を選択することができる。特に、例えば13°、14°または16°程度の小さい角度または21°、23°または25°程度の大きい角度またはその間の任意の角度の相対的前傾角度を有する股関節ステムを含むシステムにおいては複数の股関節ステムから股関節ステムを選択することができる。特に多くの女性患者は、既知の股関節ステムシステムが提供するものより大きい角度の解剖学上の内側／外側平面に対するネック部24の前傾整列を必要とするかも知れない。上述の通り、ネック部と内側／外側平面との間の前傾角度が大きくなると、一部の女性患者を含めて特定の患者にとってより良い解剖学的利点をもたらすことができる。

30

40

【0033】

図13を参照すると、モジュール式股関節ステムシステムのコンポーネントの上面図が示されている。図には別の股関節ステム70のステム部72の近位端78が示されている

50

が、下で説明する点を除けば、股関節ステム 70 及びステム部 72 は上述の図 1～5 の股関節ステム 20 及びネック部 22 と実質的に同様である。ステム部 72 の近位端 78 は複数のモジュール式ネック部 80 から選ばれた 1 つと噛み合い係合するために先細凹部 74 を含む。各モジュール式ネック部 80 は組立て時に凹部 74 と噛み合うために先細嵌め込み部品を含む。各モジュール式ネック部 80 は、また、ネック部 80 とステム部 72 との間の回転運動を防止するために、ステム部 72 の股関節ステム 70 の回転防止形体（凹部 74 の溝 83 として図示される）と係合するために任意の別の回転防止形体（キー 81 として図示される）を含むことができる。または、各モジュール式ネック部 80 及びステム部 72 は回転を防止するためにその間に卵形係合形状を備えることができる。実質的に球形の大腿骨ヘッド部 43 を図 13 に示すように各モジュール式ネック部 80 と一体的に形成するか、または各モジュール式ネック部 80 を別個に形成されるモジュール式大腿骨ヘッド部と結合し、下で説明するように例えば先細穴／嵌め込み接続を介してモジュール式ネック部 80 に取り付けられる。

10

【0034】

各ネック部 80 は内側／外側平面 76 により形成される中立傾斜からステム部 72 に対して前方に傾斜する整列で配置される。例えば、図 13 に示すように、モジュール式ネック部 80 a を内側／外側平面 76 に対して前方に約 15° 傾斜させることができる。すなわち、モジュール式ネック部 80 a の中心長手軸 79 a は平面 76 との間に 15° の角度を成す。別の実施形態においては、モジュール式ネック部 80 b を内側／外側平面 76 に対して前方に約 20° 傾斜させることができる。すなわち、モジュール式ネック部 80 b の中心長手軸 79 b は平面 76 との間に 20° の角度を成す。さらに別の実施形態においては、モジュール式ネック部 80 c を内側／外側平面 76 に対して前方に約 25° 傾斜させることができる。すなわち、モジュール式ネック部 80 c の中心長手軸 79 c は平面 76 との間に角度 25° を成す。モジュール式システムにおいては、複数のネック部 80 を提供することができる。この場合、特定のモジュール式ネック部 80 の中心長手軸 79 と内側／外側平面 76 との間の前傾角度は例えば約 0° から 25° またはそれ以上までであり、前傾角度は例えば 13° 、 14° または 16° 程度の小さい角度または 21° 、 23° または 25° 程度の大きい角度またはその間の任意の角度である。

20

【0035】

図 14 を参照すると、別のモジュール式システムのコンポーネントが示されている。このシステムにおいて、股関節ステム 20 のネック部 24 はステムと一体的に形成され、複数のモジュール式大腿骨ヘッド部 84 と一緒に図示されている。上述の通り、ネック部 24 を要求される前傾整列で配置することができる。例えば、図 12 のネック部 24 a、24 b、24 c と同様、ネック部 24 を内側／外側平面 61 からステム部 22 に対して前方に約 15° 傾斜させることができる。すなわちネック部 24 の中心長手軸 68 は内側／外側平面 61 との間に 15° の角度を成す。各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 は、ネック部 24 の大腿骨頭嵌め込み部品 26 と噛み合い係合するための先細凹部 88 を含む。各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 は、また、ネック部 24 と各大腿骨ヘッド部 84 との間の回転運動を防止するために、ネック部 24 の回転防止形体（大腿骨頭嵌め込み部品 26 のキー 85 として示される）と係合するための任意の別の回転防止形体（溝 87 として示される）を含む。または、各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 及びネック部 24 は、回転防止のためにその間に卵形係合形状を備えることができる。下で説明するように、各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 自体が股関節ステム 20 のネック部 24 に対して前傾する。

30

40

【0036】

特に、各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 の凹部 88 は中心軸 86 を形成し、この中心軸は、各大腿骨ヘッド部 84 の凹部 88 が大腿骨ヘッド部 84 の中心に対して偏心となるように、大腿骨ヘッド部 84 の中心及びネック部 24 の中心軸 68 から片寄る。各モジュール式大腿骨ヘッド部 84 が組立て時に中心長手軸 68 から片寄るように、中心軸 86 をネック部 24 の中心長手軸 68 に対して前方に傾斜させることができる。例えば、モジュール式大腿骨ヘッド部 84 a を長手軸 68 に対して前方に約 5° 傾斜させることができる

50

。すなわち、大腿骨ヘッド部 84 a の中心軸 86 a は軸 68 との間に 5° の角度を成す。別の実施形態において、大腿骨ヘッド部 84 b を長手軸 68 に対して前方に約 10° 傾斜させることができる。すなわち、大腿骨ヘッド部 84 b の中心軸 86 b は軸 68 との間に 10° の角度を成す。さらに別の実施形態において、大腿骨ヘッド部 84 c を長手軸 68 に対して前方に約 15° 傾斜させることができる。すなわち、大腿骨ヘッド部 84 c の中心軸 86 c は軸 68 との間に 15° の角度を成す。モジュール式システムにおいては、複数の大腿骨ヘッド部 84 を提供することができる。このシステムにおいて、中心長手軸 68 と大腿骨ヘッド部の軸 86 との間の角度を約 1° から 25° またはそれ以上の角度まで変動させることができる。特に、 1° 、 3° または 5° 程度の小さい角度及び 21° 、 23° または 25° 程度の大きい角度またはその間の任意の角度とすることができる。上述の通り、大腿骨ヘッド部とネック部との間の前傾が大きくなると、一部の女性患者を含めて特定の患者にとってはより良い解剖学的利点をもたらすことができる。

【0037】

図 15 を参照すると、ネック部 24 の中心長手軸 68 (図 14) 及び大腿骨ヘッド部 84 a の凹部 88 の中心軸 86 a を含む、図 14 の線 15-15 に沿って見たモジュール式大腿骨ヘッド部 84 a の図が示されている。図 15 に示すように、モジュール式オフセット大腿骨ヘッド部 84 a を提供して股関節ステム 20 の前傾の量を増大するために、軸 86 a は軸 68 から片寄る。すなわち、軸 68 とは同軸ではない。軸 86 a と 68 のずれは、図 15 の左側と比べて右側において大腿骨ヘッド部 84 a の質量を増大させ、それにより、前傾量を増加して、股関節ステムの性能を強化する。大腿骨ヘッド部 84 とネック部 24 との間に片寄りが必要なかったら、軸 68 はモジュール式大腿骨ヘッド部 84 の中心軸 86 と一致することになる。

【0038】

図 16 及び 17 には、モジュール式ネック部及びモジュール式大腿骨ヘッド部を含むモジュール式股関節ステムシステムのコンポーネント例が示されている。図 16 及び 17 には、下に説明されることを除いて上述の股関節ステム 20 (図 1~5) 及び股関節 70 (図 13) と実質的に同様のモジュール式股関節ステム 90 の近位端が示されている。図 16 及び 17 に示されるモジュール式股関節ステムシステムは上述の図 13 及び 14 に示されるシステムのモジュール性を兼ね備える。股関節ステム 90 は先細凹部 88 を有するモジュール式大腿骨ヘッド部 84 を含むことができる。組立て時、ステム部 72 の凹部 74 はモジュール式ネック部 80 の先細嵌め込み部品 82 と係合し、モジュール式大腿骨ヘッド部 84 の凹部 88 はモジュール式ネック部 80 の大腿骨頭嵌め込み部品 26 と係合する。モジュール式大腿骨ヘッド部 84 は、ネック部 80 と大腿骨ヘッド部 84 との間の回転運動を防止するために、ネック部 80 の回転防止形体 (大腿骨頭嵌め込み部品 26 のキー 85 として示される) と係合するための別の任意の回転防止形体 (溝 87 として示される) を含む。さらに、ネック部 80 は、ネック部 80 とステム部 72 との間の回転運動を防止するために、ステム部 72 の回転防止形体 (凹部 74 の溝 83 として示される) と係合するための別の任意の回転防止形体 (先細嵌め込み部 82 のキー 81 として示される) を含む。または、上記のコンポーネントの各々が回転防止のためにその間に卵形係合形状を備えることができる。

【0039】

ステム部 72 は解剖学上の内側/外側平面 91 を形成し、ネック部 80 は中心長手軸 79 を形成し、モジュール式大腿骨ヘッド部 84 は中心軸を形成する。股関節ステム 90 に適切な角度の前傾が含まれるようにするために外科医が任意の組合せのモジュール式コンポーネントを選択できると有利である。例えば、図 16、17 に示すように、モジュール式大腿骨ヘッド部 84 を長手軸 79 に対して前方に角度 α 傾斜させることができる。すなわち、大腿骨ヘッド部 84 の中心軸 86 は軸 79 との間に角度 α を成す。また、上述のネック部 80 a、80 b、80 c、と同様、ネック部 80 を、内側/外側平面 76 に対して前方に角度 β 傾斜させることができる。すなわち、ネック部 80 の中心軸 79 は軸 76 との間に角度 β を成す。角度 α は約 1° から 25° またはそれ以上までの間から選択できる

。特に、例えば 13° 、 14° または 16° 程度の小さい角度及び 21° 、 23° または 25° 程度の大きい角度またはその間の任意の角度を持つことができる。角度 β は約 1° から 25° またはそれ以上までの間から選択できる。特に、例えば 13° 、 14° または 16° 程度の小さい角度及び 21° 、 23° または 25° 程度の大きい角度またはその間の任意の角度を持つことができる。

【0040】

多くの女性患者を含めて一部の患者の大腿骨頸と大腿骨幹との間の角度は、一般に、比較的外反である男性の大腿骨の骨頸と骨幹との間の角度より内反的である。既知の股関節ステムは、特定の女性患者において最適の成果を上げるような十分に内反の頸／幹角度（neck/shaft angle）を持つ形状ではない。また、脚の長さを長くする必要なくもっと内反の頸／幹を持つ股関節ステムを納めるためには、男性患者の場合より女性患者の場合のほうが大腿骨の骨幹端のより大きな部分を切除する必要がある。特に、一部の女性の場合、小転子付近において骨が切除される。その結果、男性患者に比べて多くの女性患者においては股関節ステムの固定のために利用可能な骨幹端が小さくなり、それにより、女性患者における股関節ステムの骨幹固定の重要性が増す。

【0041】

図18を参照すると、下に説明することを除いて上述の股関節ステム20（図1～5）と実質的に同様の股関節ステム100のいくつかの実施形態が示されている。各股関節ステム100は、一体的なステム部22及びネック部104を含む。股関節ステム100はステム部22を通過する中心長手軸106を形成し、中心長手軸102を有するネック部104を含む。中心長手軸106と各中心長手軸102はその間に角度を成す。患者の解剖学的構造に応じてこの角度を選択することができる。例えば、図18において実線で示されるネック部104aは、軸106との間に約 110° の角度を成す中心長手軸102aを持つことができる。もっと外反の頸／幹角度が求められる場合、外科医は、軸106との間に約 120° の角度を成す中心長手軸102bを有するネック部104bを含む、図18に点線で示される股関節ステム100bを選択することができる。または、もっと外反ではない（もっと内反の）頸／幹角度が求められる場合、外科医は、軸106との間に約 90° の角度を成す中心長手軸102cを有するネック部104cを含む、図18において点線で示される股関節ステム100cを選択することができる。様々な頸／幹角度を有する股関節ステムシステム100において、特定の患者の解剖学的構造に一致する頸／幹角度を有する特定の股関節ステムを選択することができる。このようなシステムにおいて、頸／幹角度は約 90° から約 145° までの範囲を持つことができ、特に、例えば 90° 、 110° または 120° 程度の小さい角度または前記の数値の間の任意の増分の角度を持つことができる。股関節インプラントシステムの脚の長さを増大することなくもっと内反の方位を持つように股関節ステム100を選択することができると有利である。股関節ステム100は、一部の女性患者において最適の成果を上げるために外科医が様々な頸／幹角度を持つ充分な変動範囲の股関節ステムの中から選択できるようにする。

【0042】

図19を参照すると、モジュール式股関節ステムシステムは、下に説明することを除いて上述の股関節ステム20（図1～5）と実質的に同様の股関節ステム110を含む。股関節ステム110は、ステム部112及び、各々ステム部112の近位端118の先細凹部114に噛み合い係合するための先細嵌め込み部品122及びモジュール式大腿骨ヘッド部を受けるための大腿骨嵌め込み部品26を有する複数のモジュール式ネック部120を含むことができる。各ネック部120は、各ネック部120とステム部112との間の回転運動を防止するために、ステム部112の回転防止形体（凹部114の溝119として図示されている）と係合するための別の任意の回転防止形体（先細嵌め込み部品122のキー121として図示されている）を含む。または、各ネック部120及びステム部112は、回転防止のために卵形係合形状を備えることができる。各モジュール式ネック部120はステム部112の中心長手軸111との間に角度を成す中心長手軸116を形成する。1つの実施形態において、モジュール式ネック部120aは軸111との間に約1

10°の角度を成す中心長手軸116aを持つことができる。

【0043】

外科医がもっと大きい頸／幹角度を求める場合、軸111との間に約120°の角度を成しかつ中心長手軸116aとの間に約10°の角度を成す（すなわち、モジュール式ネック部120aから頸／幹角度が+10°変化する）中心長手軸116bを形成するモジュール式ネック部120bを選択することができる。外科医がもっと小さい頸／幹角度を求める場合、軸111との間に約90°の角度及び中心長手軸116aとの間に約20°の角度を成す（すなわち、モジュール式ネック部120aから頸／幹角度が-20°変化する）中心長手軸116cを形成するモジュール式ネック部120cを選択することができる。特定の患者の内反／外反の解剖学的構造に応じて様々な値の頸／幹角度を選択することができる。例えば、頸／幹角度は約90°から約145°までの範囲を持つことができ、特に、例えば90°、110°または120°またはその間の任意の増分の角度を持つことができる。股関節ステム110は、特定の女性患者において最適の成果を上げるために頸／幹角度を変動させるために、外科医が多様なモジュール式ネック部の中から選択できるようにするので有利である。

10

【0044】

本発明の発明者は、特定の患者特に女性患者が加齢するにつれて、一般に、近位大腿骨の骨幹端及び骨幹の骨皮質が、特に小転子の高さから下方に、薄くなることを発見した。骨幹端及び骨幹の皮質が薄くなると、それぞれ骨幹端においては皮質が「ストーブパイプ」形になり、骨幹においては骨髓内管が著しく広がる。これらの影響は、骨粗しょう症を患う女性においてさらに顕著であり、その結果、さらに皮質は薄くなり、その結果骨髓内管は広くなり、特に近位骨幹の骨貯蔵量（bone stock）が減少する。

20

【0045】

セメントを含まないプロテーゼが使用される場合、特定の患者特に高齢女性患者の骨髓内管は広がっているので、骨髓内管をより完璧に充填し、初期固定を可能にするためにより広い股関節ステムを使用する傾向を強める。多くの既存の股関節ステムにおいて幅が増せば剛性が増すので、剛性を増したより広い股関節ステムを使用すれば、股関節ステムの周りに応力遮蔽が生じる可能性がある。コア、ポリマーマトリクス中間層及び多孔性金属外層を含む本出願において説明される股関節ステムは、皮質骨の剛性率により近い剛性率を持つので有利である。これにより、コア及び多孔性金属コーティングしか持たない既知のもっと剛性の股関節ステムとは違い、股関節ステムと大腿骨との間の相対的動きを最小限に抑えることができ、より大きい負荷が皮質骨に配分されて、応力遮断の可能性を小さくする。

30

【0046】

さらに、本発明の発明者は、女性の場合、側方X線で見ると内側／外側平面におけるより前側／後側平面において骨髓内管はより広がる傾向を持つ。これは、一般に骨幹の後部骨皮質を薄くさせる骨粗しょう症を患う女性の場合に特に当てはまる。このように、骨髓内管の前側／後側直径と内側／外側直径が等しくない場合、実質的に円筒形である既知の股関節ステムは骨幹の中で最適な固定を得られない。

【0047】

図20を参照すると、下に説明することを除いて、図1～5に示され上で説明した股関節ステム20と実質的に同様の股関節ステム130の一部が示されている。股関節ステム130は、コア36、ポリマーマトリクス層38及び多孔性金属層40を持つステム部135を含むことができる。ステム部135はさらに第一の非膨張状態と第二の膨張状態との間で作動可能な遠位端固定メカニズムを含むことができる。遠位端固定メカニズムは、例えばスリット、ヒンジまたは弱体化エリアなど複数の膨張点140を多孔性金属層40に含むことができる。膨張点は複数の半径方向に膨張可能な部分138を形成する。遠位端固定メカニズムは、またシャフト134の雄ネジ（ネジ切り端）146と噛み合い係合するための雌ネジ（ネジ切り開口）149を有する起動部材148も含むことができる。シャフト134を股関節ステム130の永久的部品とすることができ、コア6の貫通穴1

40

50

32内に回転可能であるように配置することができる。シャフト134は、シャフト134に回転運動を与えるためのアクチュエータ装置139（図21）と係合するための六角嵌め合い部品など適切な工具係合構造を有する近位端137を含む。

【0048】

図21を参照すると、手術中、まず股関節ステム130を準備済み大腿骨144の骨髓内管145に埋め込んだ後、シャフト134の雄ネジ146を起動部材148の雌ネジ149の中へねじ込むためにアクチュエータ装置139によりシャフト134を矢印Aの方向に回転させることができる。シャフト134の回転及び起動部材148の雌ネジ149の中へシャフトの雄ネジ146をねじ込むと、股関節ステム130の遠位端133に向かって矢印Bの全体的方向に起動部材148を移動させる。矢印Bの方向に起動部材148が移動すると、起動部材148は、コア36の突合せ部136により与えられる固定反応面に多孔性金属層40の膨張可能部138を押し付け、それにより多孔性金属層40の膨張点140を変形させて、膨張可能部138を第一の非膨張状態から第二の膨張状態へ半径方向に膨張させる。複数の半径方向に膨張可能な部分138は股関節ステム130を広げて、骨髓内管の隙間142（図20）を実質的に満たし、それにより、大腿骨144の骨幹における股関節ステム130の遠位端固定を強化する。

【0049】

シャフト134の回転量により膨張可能部138の膨張の程度を制御することができる。例えば、1つの実施形態において、アクチュエータ装置によるシャフト134の半回転すなわち180°の回転は、大腿骨144の骨髓内管が股関節ステム130より僅かしか広くない場合、初期固定を与えるために多少の膨張を膨張可能部138に与える。1つの実施形態において、シャフト134の2回転すなわち720°の回転は、大腿骨144の骨髓内管が股関節ステム130よりかなり広い場合、初期固定を与えるために最大膨張を膨張可能部138に与える。この場合、起動部材148の表面143が股関節ステム130の遠位端133に接して起動部材148の移動を制限するまでシャフト134を回転させる。このようにして、シャフト134に与えられる回転量は、外科医が膨張可能部138を適切な量だけ膨張させて、股関節ステム130を骨幹に適切に固定させることができるようにする。X線またはその他の映像化により適切に固定されているかどうかを確認できる。1つの実施形態において、膨張点140は、半径方向に膨張せずに矢印Bの方向に多孔性金属層40がつぶれる代わりに、多孔性金属層40が半径方向に外向きに動き易くするためにスライド強化要素例えばプラスチックシートを含むことができる。第一の非膨張状態の膨張可能部138は股関節ステムのオリジナルの断面形状を形成するので有利である。埋め込み後、膨張可能部139の変形は、股関節ステムがその遠位部においてより大きな断面形状を持てるようにし、大腿骨における股関節ステムの骨幹固定を強化するので有利である。

【0050】

図22及び23を参照すると、下に説明することを除いて、図1～5に図示される股関節ステム20及び図20、21に示される股関節ステム130と実質的に同様の股関節ステム150の一部が示されている。股関節ステム150は、大腿骨144の骨幹における股関節ステム150の遠位固定を強化するために遠位端152付近において股関節ステム150を広げ易くする膨張可能構造155を有する遠位端固定メカニズムを含むことができる。コア36は中央貫通穴154を備えることができる。コア36、ポリマーマトリクス層38及び多孔性金属層40は、貫通穴154内の充填材が膨張可能構造155の中へ移動できるようにする複数の通路153を含むことができる。通路153は水平向きに図示されているが、貫通穴154から膨張可能構造155の中への充填材の流れを容易にするために、通路153を斜めまたはその他の向きにすることができる。膨張可能構造155への充填材156の流れを調整するために、任意の数の通路153を配置することができる。また、通路153の幅を変動させることができる。図22に示すように、大腿骨144の骨髓内管145内での膨張前に、膨張可能構造155は実質的に平らで未膨張のままであり、股関節ステム150の全径をあまり増大させていない。または、膨張可能構造1

55が股関節ステム150の全径を増大させないように膨張可能構造155を股関節ステム150の多孔性金属コーティング40の凹部内部に配置することができる。

【0051】

図23に示すように、充填材156例えば骨セメントまたはポリメチルメタクリレート(PMMA)をチューブまたはその他の適切な送給装置により矢印Cの方向に貫通穴154の中へ導入すると、充填材156は通路153の中へ移動して、膨張可能構造155を満たす。膨張可能構造155の膨張は股関節ステム150の遠位端152を広げ、股関節ステム150と大腿骨44の骨髓内管との間の空隙142を実質的に満たす。充填材供給装置は、遠位方向で中心貫通穴154を、従って通路153及び膨張可能構造155を満たしながら、中心の貫通穴154から近位方向に徐々に移動されて、要求される膨張状態まで膨張可能構造155を完全に充填できるようにする。2005年10月14日に提出された「大腿骨骨折を整復するための方法及び装置」と題する米国特許出願第11/250,927号(本出願の譲受人に譲渡され、その開示は参照により本出願に組み込まれる)において説明される人工インプラントに使用される材料など適切な生体適合性材料で膨張可能構造155を形成することができる。

【0052】

一部の実施形態において、例えば股関節ステム150の通路153の数、相対的位置及び相対的断面積を変動させることにより、膨張可能構造155を股関節ステム150の円周の周りで非均等に膨張させることができる。これにより、例えば骨髓内管の前側/後側平面の幅が骨髓内管の内側/外側平面の幅を上回る場合がある骨粗しょう症を患う女性の体内で最適に固定できるようにするために、股関節ステム150を内側/外側平面におけるより前側/後側平面においてより膨張させることができるので、股関節ステム150を骨幹により最適に固定させることができる。上述の通り、女性の骨粗しょう症は、一般に骨幹の後部皮質を薄くする。非均等に膨張する能力、特に内側、外側または前方より後方にさらに膨張できる能力により、股関節ステム150を最適に固定できる。

【0053】

全股関節形成手術において、人工寛骨臼カップコンポーネントが骨盤の内側壁前方の患者の寛骨臼内部に納められる。特定の患者の場合、寛骨臼カップの半球部の周りに比較的均等に配分されずに、大腿骨プロテーゼからの負荷が主に寛骨臼カップの縁の周りの骨盤に伝えられる場合がある。その結果、寛骨臼カップの半球部の周りに応力遮断を生じる可能性がある。寛骨臼の半球部の周りの骨の応力遮断は寛骨臼後方の骨盤の内側壁において骨の吸収を生じて、その結果骨盤の内側壁の中へ寛骨臼カップが移動する可能性がある。発明者は女性患者においてはほとんどの男性の場合より骨盤の内側壁が薄いことを発見した。

【0054】

図24を参照すると、半球関節表面168を含めて例えば超高分子量ポリエチレンで作られるライナ166を含む可撓性寛骨臼カップ160が示されている。ライナ166は多孔性金属カップ部170内部に嵌めこまれる。チタンファイバの金網または金属ビーズマトリクス体から多孔性金属カップ部を作るか、またはこれをインディアナ州ウォルソーのZimmer, Inc.から入手可能なTrabecular Metal(登録商標)技術に従って製造される多孔性金属層とすることができる。カップ部170の縁及び半球部の両方の周りに寛骨臼負荷をもっと均等に配分し、応力遮断の可能性を小さくし、骨盤162の内側壁163の中への寛骨臼カップ160の移動の可能性を小さくするために、カップ部170を比較的薄く作るか、または図24において点線172で表される通りカップ部170が全体に可撓性であるように逃げ溝(リリーススリット)を含むことができる。

【0055】

図25を参照すると、例えば超高分子量ポリエチレンで作られるライナ182、上述の股関節ステム20の中間層と同様のポリマーマトリクスの中間層184(不活性ポリアリルエーテルケトン(PAEK)ポリマー例えばポリエーテルエーテルケトン(PEEK)で作ることができる)、及び多孔性金属層186(チタンファイバの金網または金属ビー

ズマトリクス体で作るかまたは例えばインディアナ州ウォルソーのZimmer, Inc.から入手可能なTrabecular Metal（登録商標）技術に従って製造される多孔性金属層とすることができる）を含む、別の実施形態に従った寛骨臼カップ180が示されている。ライナ182は、本出願において説明される各種の股関節ステムなど股関節ステムの大腿骨頭コンポーネントを関節式に受けるための半球形座面188を含む。多孔性金属層186は、寛骨臼カップ180を周囲の寛骨臼の骨の中に統合できるようにする。ポリーマトリクス層184の存在により、ライナ182と多孔性金属層186との間の屈曲運動が既知の寛骨臼カップの剛性より骨の剛性により近い剛性を寛骨臼カップに与えられるので、有利である。このようにして、股関節ステムの大腿骨頭コンポーネントからの荷重は、カップの半球部の周りにさらに周囲の寛骨臼の骨に均等に配分されるので、応力遮断の可能性を小さくし、応力遮断の結果生じる骨盤の内側壁の中へのカップの移動を小さくする。

10

【0056】

図26を参照すると、一般に例えば超高分子量ポリエチレンで作られるライナ192及び多孔性金属層194（チタンファイバの金網であるかまたは例えばインディアナ州ウォルソーのZimmer, Inc.から入手可能なTrabecular Metal（登録商標）に従って製造される多孔性金属構造とすることができる）を含む別の実施形態に従った寛骨臼カップ190が示されている。ライナ192は、本出願において説明される各種の股関節ステムなど股関節ステムの大腿骨頭コンポーネントを関節式に受けるための半球形座面196を含む。多孔性金属層194は、寛骨臼カップ190を周囲の寛骨臼の骨の中に統合できるようにし、さらに寛骨臼に荷重を伝えるために周囲の寛骨臼の骨に当接する多孔性金属層194の外側半球部分の周りに配置される負荷リブ198を含むので有利である。その結果、股関節ステムの大腿骨頭コンポーネントからの荷重がカップの半球部の周りにさらに周囲の寛骨臼の骨により均等に配分されるので、応力遮断の可能性を小さくし、応力遮断の結果生じる骨盤の内側壁の中へのカップの移動を小さくする。

20

【0057】

図27を参照すると、下に説明することを除いて図1～5に示され上で説明した股関節ステム20と同様の本発明のさらに別の実施形態に従った股関節ステム200が示されている。股関節ステム200は一般に近位端28及び遠位端30を含み、近位端28は股関節ステム20の近位端と同様に構成されて、股関節ステム20に関して上で説明した通り股関節ステム200の近位端28はコア36、ポリーマトリクス層38及び多孔性金属層40を含む。ただし、股関節ステム200の遠位端30はコア36及び多孔性金属層40のみを含み、ポリーマトリクス層38を含まない。このように、股関節ステム200の遠位端30は、大腿骨の骨幹における股関節ステム200の遠位端30の初期固定を容易にするために股関節ステム200の近位端より高い剛性を持つ。この場合、股関節ステム200の近位端28は既知の股関節ステムより自然の骨の剛性により近い剛性を持ち、それにより股関節ステム200の近位端の周りの骨幹端の周囲骨に負荷を伝えて、応力遮断の可能性を小さくする。上述の通り、一部の女性患者など特定の患者においては、骨幹端の皮質が薄くなるだけでなく、全股関節形成時により広い範囲の大腿骨の骨幹端を切除しなければならず、その結果固定のために利用できる残留骨幹端が少なくなる。従って、この種の手術の場合、股関節ステム200は、大腿骨の骨幹における初期固定を強化するための比較的剛性の遠位端30及び大腿骨の骨幹端における応力遮断及び骨吸収を防止するために比較的柔軟性の近位端28を含むので有利である。

30

40

【0058】

図28、図29を参照すると、それぞれさらに別の実施形態に従った股関節ステム210の前面図及び側面図が示されている。近位大腿骨に対して股関節ステム210の形体を示すために、図28、図29において、股関節ステム210は幽霊線で示される近位大腿骨“F”に重ねて示されている。股関節ステム210は、例えば高齢の女性患者などの患者に特に有益である。この種の患者の近位大腿骨は、図28に示されるように骨幹及び骨幹端の薄くなった皮質“C”を特徴とし、おそらく骨幹端の内側皮質及び後部皮質が完全に失われて、その結果図28に示されるような骨髓内管のストーブパイプ形になりかつ骨

50

幹の骨髓内管が薄くなる。図 28、図 29 において大転子“GT”、小転子“LT”、大腿骨頸“F”及び大腿骨頭“FH”を含む近位大腿骨に対する股関節ステム 210 の形体を示すために、近位大腿骨の解剖学的形体が想像線で示されているが、大腿骨頸及び大腿骨頭並びに大転子の一部は、大腿骨の準備済み骨髓内管の中に股関節ステム 210 を挿入できるようにするために全股関節形成手術時に切除されるものと理解される。

【0059】

股関節ステム 210 は一般に近位部または骨幹端部 212 及び遠位部または骨幹部 214 を含む。図 1～5 に関連して上で説明した股関節ステム 20 と同様に股関節ステム 210 を構成することができ、股関節ステム 210 は、コア 36、コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層（図示せず）及びポリマーマトリクス層を被覆する上述のような多孔性金属層 40 または砂ブラスト層を含むことができる。股関節ステム 210 の近位部 212 は、ステージライン 216（一般に小転子の頂点から 15 mm）から小転子の底部のライン 220 まで測定される長さ寸法 D_1 を持ち、この寸法は、例えば 30 mm または 35 mm 程度の小さい長さから 40 mm または 45 mm 程度の大きい長さまでまたはその間の任意の長さである。図 28 に示すように、ステム 210 の近位部 212 は、図 28 の前面／後面図で見るとき多くの既知の股関節ステムのように台形ではなく、内側に湾曲し補完的丸味を帯びる外側 222 及び内側 224 を含む「ゲースネック（ガチョウの首）」形状を持つ。特に、大転子に触れずにかつ骨切除後残っている大転子のどの部分にも負荷を与えないようにするために、外側 222 は内側に湾曲する。図 29 の側面図を見ると、股関節ステム 210 の近位部 212 は、股関節ステム 210 の近位端に近づくにつれて前方向及び後方向に僅かに例えば 1 mm から 2 mm 外向きに広がる前面 226 及び後面 228 を含むフレア形を有する。

【0060】

股関節ステム 210 の近位部 212 のネック部及び大腿骨ヘッド部（図示せず）を股関節ステム 210 と一体的に形成することができ、図 12 及び 18 に関連して上で説明した他の股関節ステムと同様に要求される前傾／後傾及び内反／外反角度で整列することができる。または、股関節ステム 210 のネック部及び大腿骨ヘッド部を、図 13～17 及び 19 を参照して上で説明したように要求される前傾／後傾及び内反／外反角度を与えるために 1 つまたはそれ以上のモジュール式コンポーネントとしてこれを構成することができる。

【0061】

股関節ステム 210 の遠位部 214 は円形または台形の断面を持つことができ、遠位部 214 が骨幹狭部の皮質と係合できるようにするために既知の股関節ステムに比べて細長く、小転子中心線 221 から股関節ステム 210 の遠位端 230 までを測った長さ寸法 D_2 を持つ。この長さは、例えば 100 mm、105 mm または 125 mm 程度の小さい長さ及び 125 mm、130 mm または 135 mm 程度の大きい長さまたはその間の任意の長さである。特定の患者、特に高齢の女性患者（骨髓内管の前側／後側寸法及び内側／外側寸法が多少広がっている）の骨髓内管内部に適切に嵌めるために、遠位端 230 付近において、内側－外側間で測定される股関節ステム 210 の幅寸法 D_3 は 10 mm から 18 mm まで変動可能であり、図 29 に示されるように、前側－後側間で測定される股関節ステム 210 の幅寸法 D_4 を寸法 D_3 より 1 mm またはそれ以上大きくすることができる。すなわち寸法 D_4 は 11 mm から 19 mm まで変動可能である。

【0062】

さらに、股関節ステム 210 の遠位部 214 は、遠位端 230 から股関節ステム 210 の近位部 212 に向かって内向きに、任意に小転子の底部の線 220 まで伸びる細長いブラインドキャビティ 232 を含む、実質的に中空の構造を持つことができる。キャビティ 232 は股関節ステム 210 の遠位部 214 が屈曲できるようにするので、股関節ステム 210 の遠位部 214 の剛性率は股関節ステム 210 の周囲の大腿骨の剛性率により近づいて、股関節ステム 210 の遠位部 214 の周りの応力遮蔽を防止するのに役立つ。または、股関節ステム 210 の遠位部 214 の周りの大腿骨の剛性率により近い剛性率を与え

るために、本出願において開示される他の股関節ステムと同様のコア／ポリマーマトリクス／多孔性外側層構造を含むように股関節ステム 210 の遠位部 214 を構成することができる。さらに別の実施形態において、股関節ステム 210 の遠位部 214 はその剛性率を減少するために複数の溝、スロープまたはその他の弱体化をその中に含むことができる。

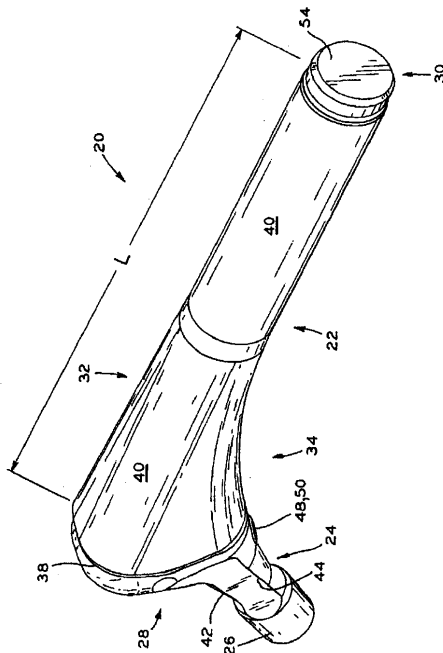
【0063】

本開示は模範的設計を持つものとして説明されているが、本開示の精神及び範囲内でさらに本開示を修正することができる。従って、本出願はその一般的原理を用いる本開示の変形、使用法または適合を包括することを意図している。さらに、本出願は、本開示が属する技術分野において既知のことまたは慣行でありかつ特許請求の範囲の限度内に属する本開示からの逸脱を包括することを意図している。

10

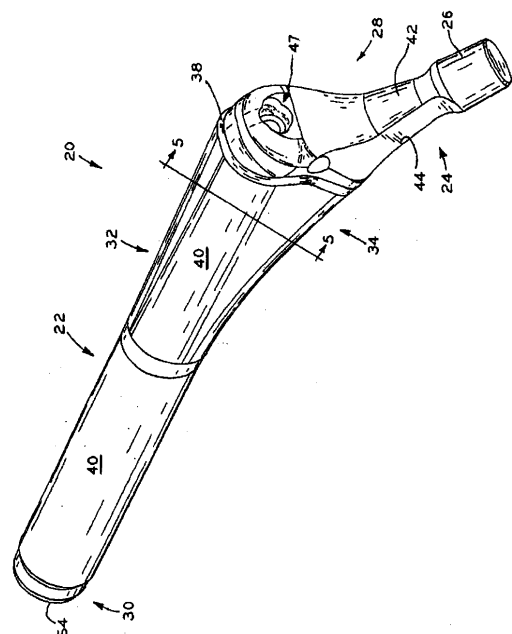
【図 1】

図1



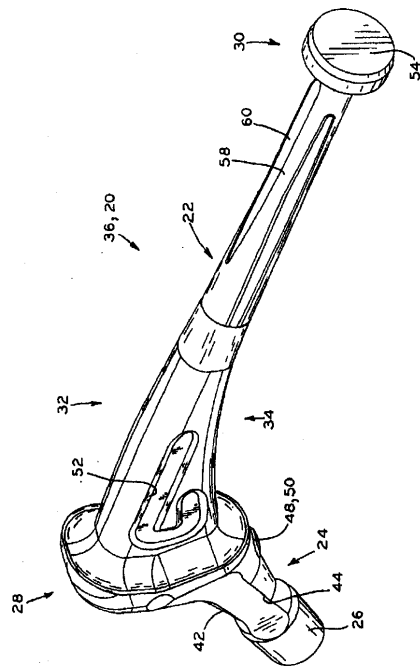
【図 2】

図2



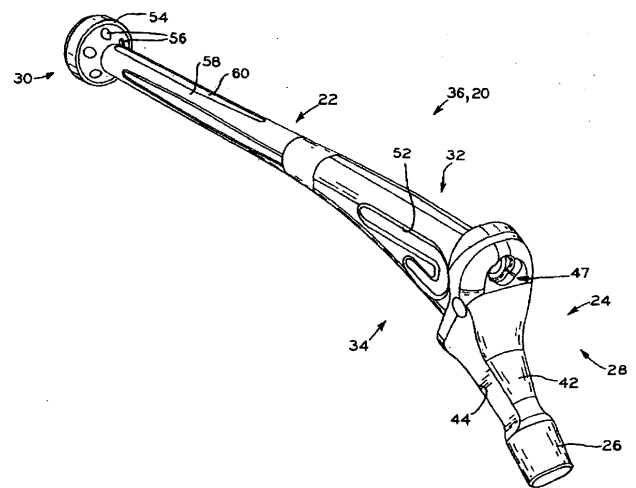
【図 3】

図3



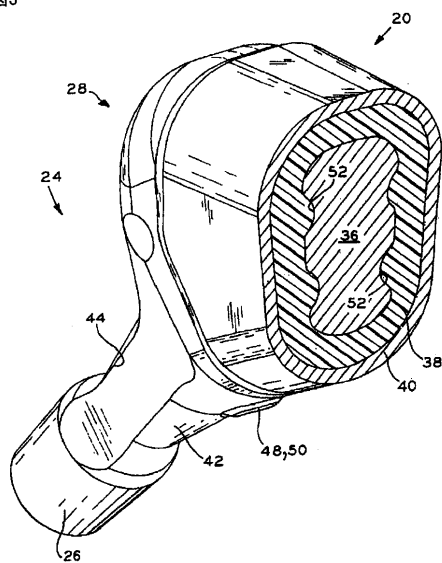
【図 4】

図4



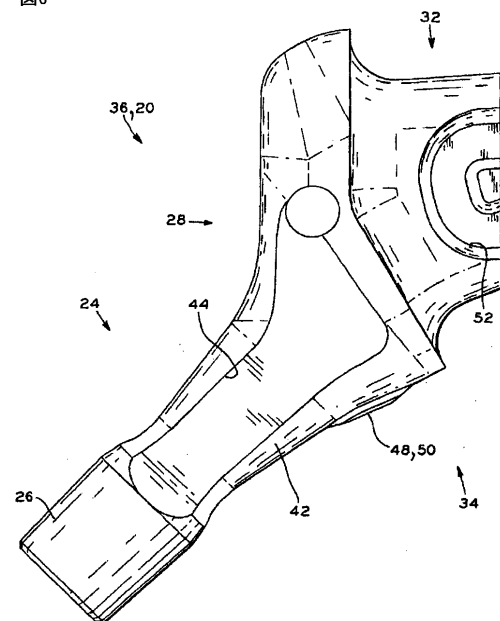
【図 5】

図5



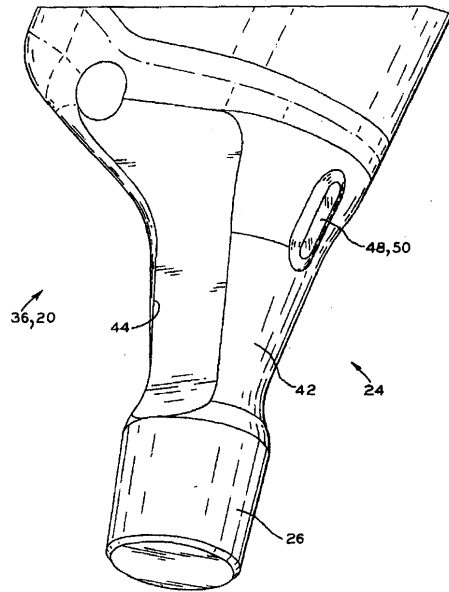
【図 6】

図6



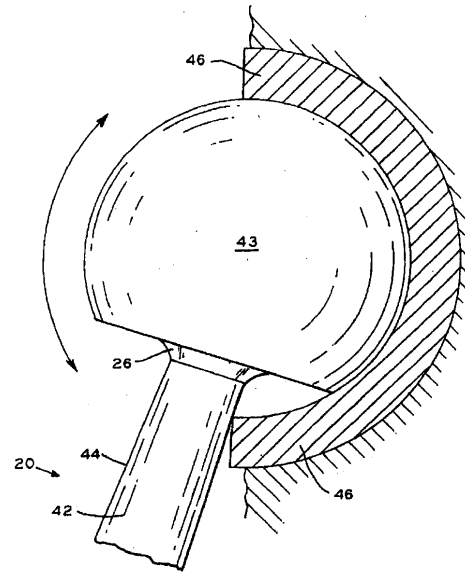
【図 7】

図7



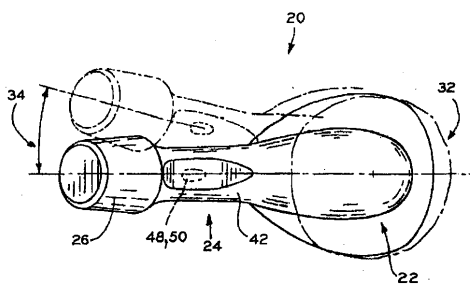
【図 8】

図8



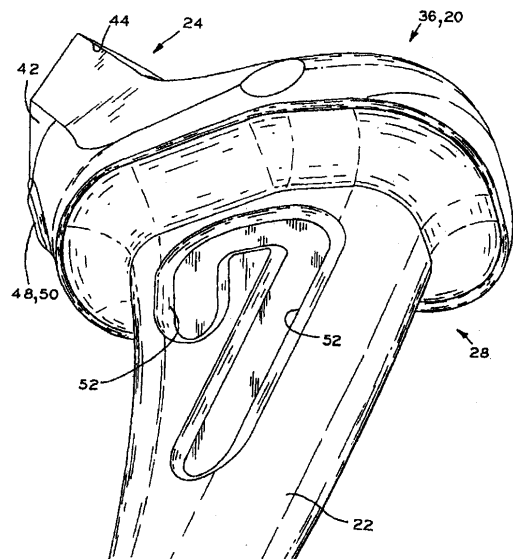
【図 9】

図9

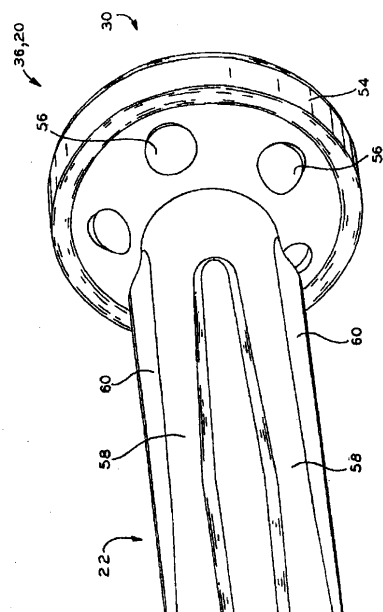


【図 10】

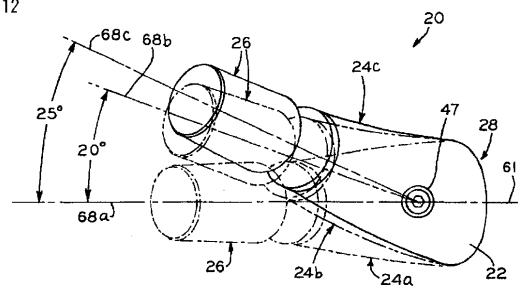
図10



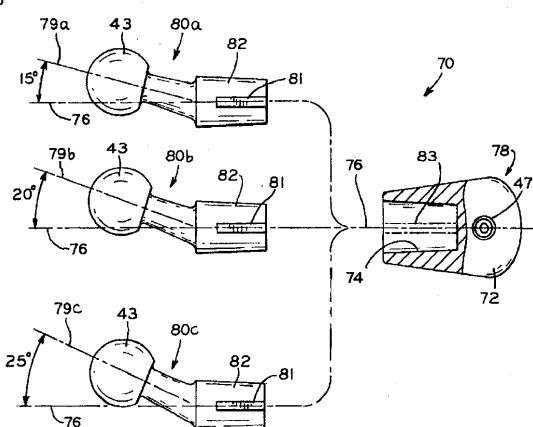
【図 1 1】



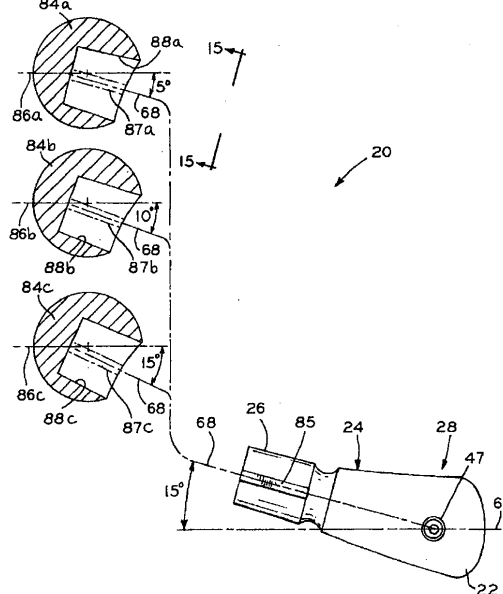
【図 1 2】



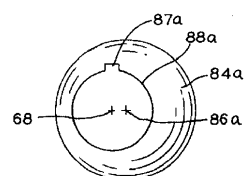
【图 1 3】



【図 14】

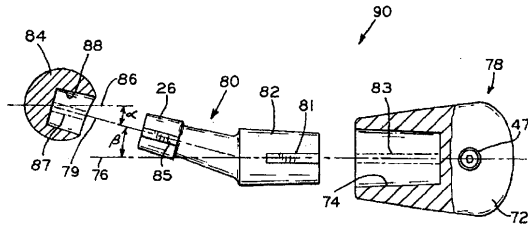


【图 15】



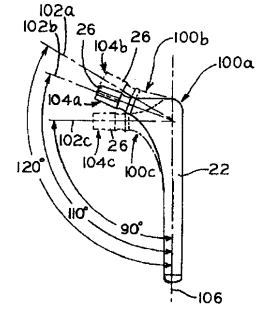
【図 16】

図16



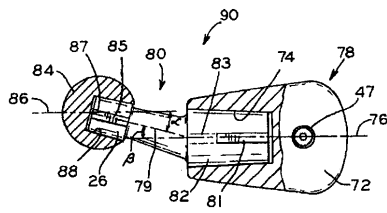
【図 18】

図18



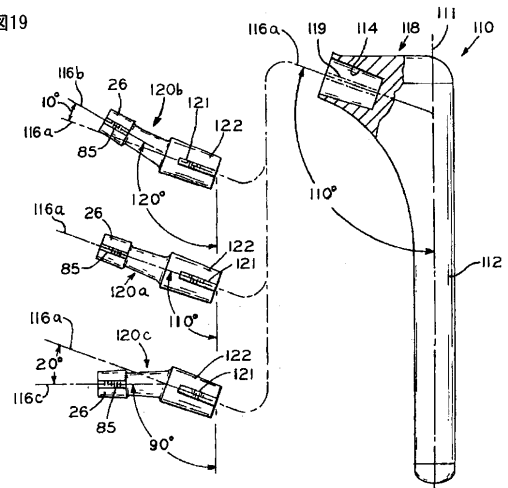
【図 17】

図17



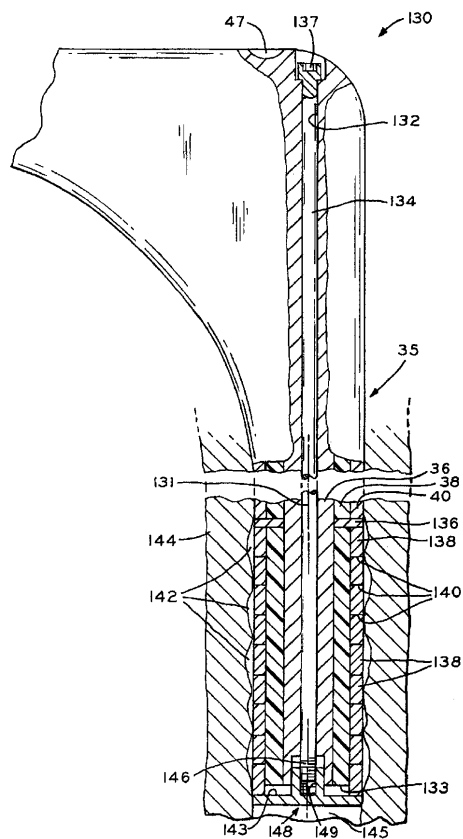
【図 19】

図19



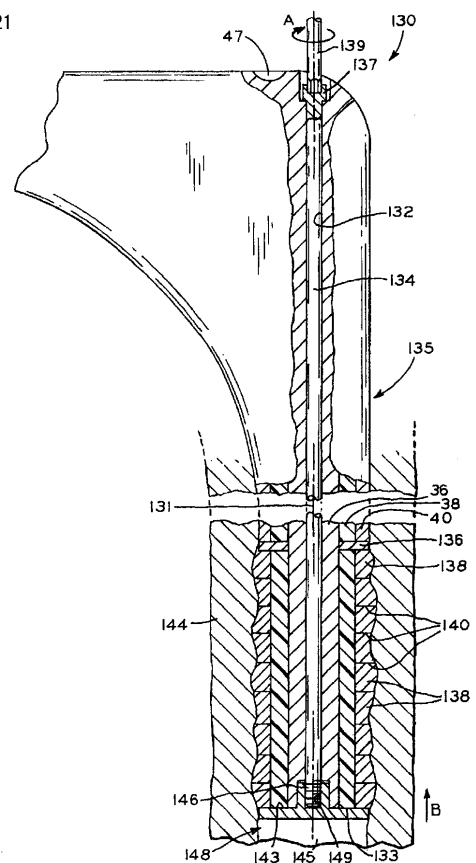
【図 20】

図20



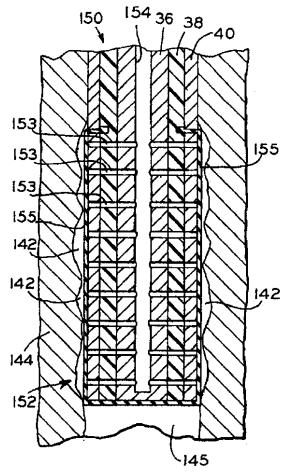
【図 21】

図21



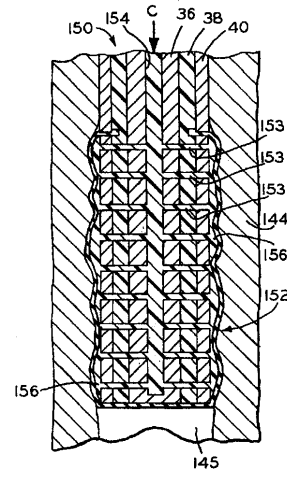
【図 2 2】

図22



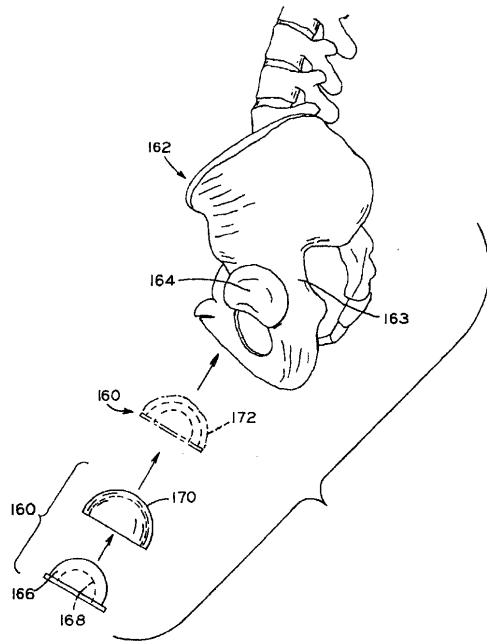
【図 2 3】

図23



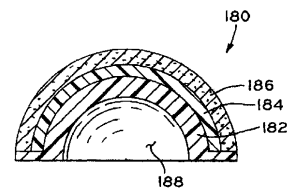
【図 2 4】

図24



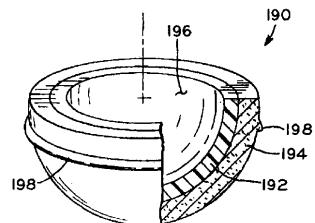
【図 2 5】

図25



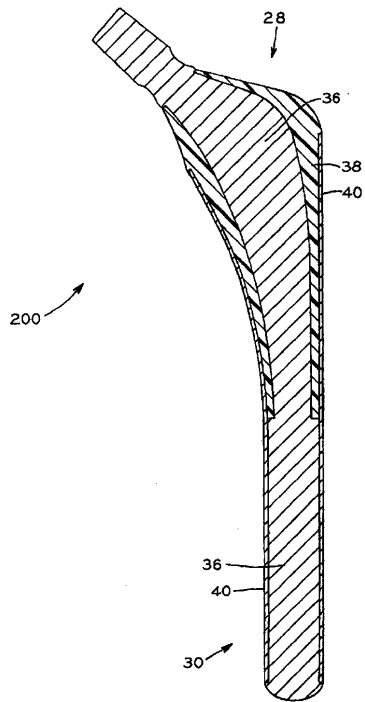
【図 2 6】

図26



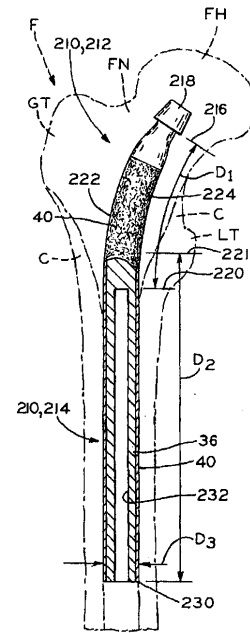
【図 27】

図27



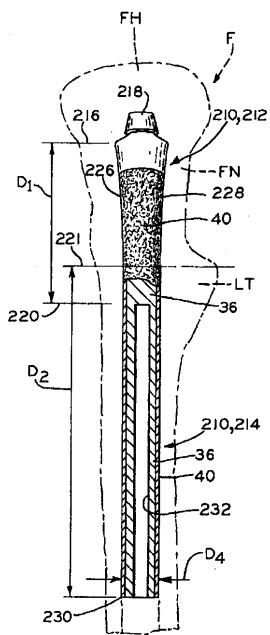
【図 28】

図28



【図 29】

図29



【手続補正書】

【提出日】平成25年1月29日(2013.1.29)

【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】

近位端(28)がコア(36)、該コアの少なくとも一部を被覆するポリマーマトリクス層(38)及び該ポリマーマトリクス層を実質的に被覆する多孔性金属層(40)を含み、遠位端(30)がコア(36)及び該コアを実質的に被覆する多孔性金属層(40)を含むことを特徴とする、人工股関節ステム(200)。

【請求項2】

前記遠位端は、前記コアと前記多孔性金属層の間のポリマーマトリクス層(38)を含まないことを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項3】

前記コアは、コバルト・クロム・モリブデン合金またはチタン合金から作られることを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項4】

前記ポリマーマトリクス層は、不活性ポリアリルエーテルケトンポリマーから作られることを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項5】

前記多孔性金属層は、Trabecular Metalの多孔性金属構造から成ることを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項6】

前記ポリマーマトリクス層は、射出成形された層であることを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項7】

前記コアは、前記ポリマーマトリクス層が凹状形体の中へ延びる凹状形体を含み、これにより前記コアと前記ポリマーマトリクス層との間の機械的相互接続を強化することを特徴とする、請求項6に記載の人工股関節ステム。

【請求項8】

前記コアは、前記ポリマーマトリクス層の中へ延びる凸状形体を含み、これにより前記コアと前記ポリマーマトリクス層との間の機械的相互接続を強化することを特徴とする、請求項6に記載の人工股関節ステム。

【請求項9】

前記遠位端(3)は、前記コアに直接的に結合された多孔性金属層を含むことを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項10】

前記近位端(28)と前記遠位端(30)を備えるステム部(22)であり、前記ステム部は内側／外側平面(61、76)を形成するステム部(22)と、

前記近位端から延びるネック部(24)と、を含み

前記ネック部は、長手軸(68、79)に沿って、前記内側／外側平面に対して前方に13°と25°の間の第1角度で方向付けられていることを特徴とする、請求項1に記載の人工股関節ステム。

【請求項11】

前記第1角度は、21°から25°の間であることを特徴とする、請求項10に記載の人工股関節ステム。

【請求項12】

前記ネック部は、前記ステム部と一体的に形成されることを特徴とする、請求項 10 に記載の人工股関節ステム。

フロントページの続き

(71)出願人 513019184

ウェイン ジー. パプロスカイ

アメリカ合衆国, イリノイ 60190, ウィンフィールド, ノース ウィンフィールド ロード
26

(74)代理人 100099759

弁理士 青木 篤

(74)代理人 100102819

弁理士 島田 哲郎

(74)代理人 100123582

弁理士 三橋 真二

(74)代理人 100133008

弁理士 谷光 正晴

(74)代理人 100153084

弁理士 大橋 康史

(72)発明者 ドア, ローレンス ディー.

アメリカ合衆国, カリフォルニア 91011, ラ カナダ, ウッドレイレーン 4335

(72)発明者 ローゼンバーグ, アーロン

アメリカ合衆国, イリノイ 60015, ディアフィールド, オークモント ドライブ 200

(72)発明者 パプロスカイ, ウェイン ジー.

アメリカ合衆国, イリノイ 60190, ウィンフィールド, ノース ウィンフィールド ロード
26

Fターム(参考) 4C081 AB05 BB08 CA152 CA182 CG03 CG04 DB03 DC03 DC04 EA06

4C097 AA05 BB01 CC02 CC03 CC13 DD01 DD09 DD10 FF07 MM03

【外国語明細書】
2014014652000001.pdf