

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6227247号
(P6227247)

(45) 発行日 平成29年11月8日(2017.11.8)

(24) 登録日 平成29年10月20日(2017.10.20)

(51) Int.Cl.

F 1

A61B 17/14 (2006.01)

A61B 17/14

A61B 17/74 (2006.01)

A61B 17/74

A61F 2/36 (2006.01)

A61F 2/36

請求項の数 9 外国語出願 (全 34 頁)

(21) 出願番号	特願2012-275052 (P2012-275052)	(73) 特許権者	512325510 ジェームス シー. チョウ アメリカ合衆国 85253 アリゾナ州 パラダイス バレー ノース 70 プ レイス 5228
(22) 出願日	平成24年12月17日 (2012.12.17)	(74) 代理人	110001243 特許業務法人 谷・阿部特許事務所
(65) 公開番号	特開2013-126545 (P2013-126545A)	(72) 発明者	ジェームス シー. チョウ アメリカ合衆国 85253 アリゾナ州 パラダイス バレー ノース 70 プ レイス 5228
(43) 公開日	平成25年6月27日 (2013.6.27)	(72) 発明者	ビヨルン エヌ. リンダル アメリカ合衆国 85224 アリゾナ州 チャンドラー ウエスト エル アルバ ウェイ 1713
審査請求日	平成27年12月11日 (2015.12.11)		
(31) 優先権主張番号	61/576,792		
(32) 優先日	平成23年12月16日 (2011.12.16)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		
(31) 優先権主張番号	13/366,156		
(32) 優先日	平成24年2月3日 (2012.2.3)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		
(31) 優先権主張番号	13/533,740		
(32) 優先日	平成24年6月26日 (2012.6.26)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】耐衝撃性の人工股関節置換手術で用いる人工大腿骨システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人工大腿骨股関節を植え込むために外科用切断器具により近位大腿骨上に骨切除を作り出すシステムであって、

プローチであって、近位大腿骨内に挿入され、穴を形成するように形作られ、前記プローチの表面上に画定された切断ガイド接触機構を含むプローチ、および

前記プローチに接続されるように構成された切断ガイドであって、前記切断ガイドは、係合部分およびガイド部分を含み、前記係合部分は、前記プローチの切断ガイド接触機構を受け取り、且つ、接続するような大きさに構成されたプローチ接触機構を画定する下側表面を含み、前記ガイド部分は、前記係合部分から延在する細長い構造を有し、前記細長い構造は、前記細長い構造を通して横方向に延在し、前記細長い構造の長さに沿って延在する第1の細長いスロットを表し、前記細長い構造は、第1ガイド面が前記切断ガイドの前記下側表面に対して鋭角の角度を有して第1切除面を画定するように、前記細長い構造の前記第1の細長いスロットに沿って延在する第1ガイド面を有する前記切断ガイド、

を備え、

前記細長い構造は、前記プローチ接触機構により画定された軸に対して横断するように縦方向に延在し、前記第1の細長いスロットは、前記近位大腿骨上の前記骨切除を作り出すための前記外科用切断器具を受け取るように構成された切断ガイドスロットとして作動することを特徴とする人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項 2】

10

20

前記ガイド部分の前記細長い構造は、三角形の横断面を有する中心の細長い本体を備え、前記中心の細長い本体は、前記第1ガイド面と、第2ガイド面を画定することを特徴とする請求項1に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項3】

前記ガイド部分は、それらの間の前記第1の細長いスロットを画定するために前記第1ガイド面に沿って延在する第1の細長い付属品と、それらの間の第2の細長いスロットを画定するために前記第2ガイド面に沿って延在する第2の細長い付属品とを備えることを特徴とする請求項2に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項4】

前記切断ガイド接触機構は、支柱を備え、前記プローチ接触機構は、ソケットを備え、前記ソケットは、前記支柱の一部を受け取るように形作られていることを特徴とする請求項1に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。 10

【請求項5】

前記係合部分の前記下側表面は、第1段を備え、前記第1段は、前記プローチに対して、前記切断ガイドの前記支柱周りの回転を実質的に妨げることを特徴とする請求項1に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項6】

前記係合部分は、作動可能なボタンを備え、外力が前記ボタンに加えられると、前記ソケットが前記支柱の一部を受け取ることができ、前記外力が解除されると、前記係合部分は、前記支柱が前記ソケット内に固定されるように前記支柱に係合することを特徴とする請求項4に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。 20

【請求項7】

人工装具をさらに備え、該人工装具の一部は、前記穴内に嵌め込むように形成されることを特徴とする請求項1に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項8】

前記第2ガイド面は、第2切除平面を画定し、前記第2切除平面は、前記切断ガイドの前記下側表面および前記第1ガイド面に対して鋭角の角度をなしていることを特徴とする請求項3に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【請求項9】

前記細長い構造は、前記プローチ接触機構により画定された軸に対して横断するように縦方向に延在することを特徴とする請求項1に記載の人工大腿骨股関節を植え込むシステム。 30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、人工股関節全置換手術 (total hip joint replacement) のための人工装具および方法に関する。具体的には、本発明は、耐衝撃性の人工股関節置換術 (high impact hip joint replacement) を可能にする人工装具およびより大きな骨の保護をもたらす、近位大腿骨 (the proximal femur) の小突起領域 (the calcar region) を準備する手段および方法に関する。耐衝撃性のシステムの設計においては、近位大腿骨の小突起領域のより大きな骨の保護をもたらすということが述べられている。このことは、良好な負担分担 (better load sharing) とより大きな全耐性 (greater overall capability) をもたらす。骨の保護の増大化が結果として生じる可動域の制限をもたらさないことを保証するために、外科医が衝撃の可能性を最小限度に抑える小突起の斜面切断を作り出すことを可能にする付加的な手段や技法が提供される。 40

【背景技術】

【0002】

人工股関節全置換手術は、その機能性、可動域、体重負荷、および全部ではないが大部分のその他の行動や生活様式の特性において悪化した股関節を置換しようと試みる。このような悪化は、一般に、変形性関節症、関節リウマチあるいは骨壊死 (虚血壊死) を患つ 50

ている患者に見られる。人工股関節全置換術は、一般に、大腿骨頭部、大腿骨頸部および大腿骨頂部部分の構造物を人工構成部品と置換するために、これらの構造物の切断を含んでいる。

【0003】

個々の骨格の発育や配置は、人それぞれ異なる。このことは、ひとつには、近位大腿骨に関連する寛骨臼の三次元定位に原因がある。大腿骨頭部の回転中心と小転子 (the less er trochanter) のような確かな解剖学的ランドマーク (a reliable anatomical landmark) との間の距離は、頭部中心 (the head center) の小転子からの垂直オフセット (the vertical offset) として記載され得る。この距離は、大腿骨の軸中心線 (the shaft axis) に平行に測定され、また、手術後の脚の長さに関係する。前後方向から見れば、頭部中心と軸中心線との間の距離は、軸中心線の頭部中心からの側面オフセット (the lateral offset) として、あるいは、頭部中心の軸中心線からの中間オフセット (the medial offset) として記載され得る。これは、多くの場合、単に「オフセット」といわれる。側面オフセットは、手術後の股関節外転筋の機能に関係する。側面オフセットは、頸軸の角度と無関係である。しかしながら、側面オフセットは、頸軸の角度および頸部の長さを単位として表され得る。それは、頭部中心と軸中心線またはその他の信頼性のおけるランドマークとの間の頸軸に沿う距離である。頸軸の角度は、ほとんどの人にとって、約 127 - 140 度の角度範囲にわたって変化する。頸部の長さも同様に変化する。側面から見ると、頭部中心と軸中心線との間の距離は、頭部中心が軸中心線から前方に変位している場合、頭部中心の軸中心線からの前傾オフセットまたは単純に前傾として記載され、または、頭部中心が軸中心線へ後方に変位している場合、後傾として記載され得る。前傾または後傾は、手術後の可動域に関係する。10

【0004】

1960 年代にSir John Charnleyにより開発された最初のチャーンレー全股関節形成術 (the original Charnley total hip arthroplasty) は、小さなカラー (a small collar)、矩形断面および 22 mm の大腿骨頭部を有するステンレス鋼製の人工大腿骨であった。その後の設計は、異なる頭部の大きさ (22、25、25.4、28、32 および 35 mm)、異なる大腿骨構成部品の長さ (標準の人工装具に対し、110 mm ~ 160 mmまでの範囲)、異なる断面 (正方形、円形、橍円形、I 形) および骨内部成長アタッチメントのための多孔質コーティングや (固められたまたは多孔質コーティングされた) 寛骨臼 (the acetabulum) のための金属裏打ちを含むように発展した。20

【0005】

人工装具の頸部の角度および / または頸部の長さは、また、生まれつきの生体構造を複製するかまたは変形を矯正するために、大いに変化し得る。側面オフセットが元のままの正常な大腿骨に対する平均の側面オフセット値に匹敵するよう、人工装具の頸部の角度および / または頸部の長さが設定される場合、この人工装具は、通常のまたは標準のオフセットを有するものと考えられている。しかしながら、側面オフセットが比較的大きくなるように、人工装具の頸部の角度および / または頸部の長さが設定される場合、これは、高度オフセット人工装具と称される。例えば、頸部の角度および / または頸部の長さは、側面オフセットが平均の側面オフセット値よりも少なくとも 10 mm 大きくなるように設定され得る。30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

人工装具の関連する寸法のいずれもその寸法が傷のない正常な大腿骨に対する平均値に匹敵するように設定され得る。これらの寸法は、従来の寸法であると考えられているかもしれない。同様に、関連する寸法のいずれも対応する平均値よりも着実に大きくなるように設定され得る。この場合、人工装具の寸法は、増大されたと考えられている。結果として、平均の寸法よりも小さくなることも選択され得る。40

【0007】

外科医は、一般に、人工股関節全置換手術を行う前に、頸部の角度、垂直オフセット、側面オフセット、および脚部の長さを含む両方の股関節を測定するだろう。これらの測定値は、十分な可動域、脚部の長さ、柔軟な組織の張力、および安定性を達成するために、外科医が置換関節 (the replacement joint) を本来の股関節の角度および寸法にできるだけ接近して合致させることを可能にする。これらの測定値は、また、外科医が置換関節を反対側に位置する股関節に合致させることにより、手術された関節とその周辺での変形やその他の状態を矯正することを可能にする。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】次第に大きくなる側面オフセットを有する解剖学的変異体を点線で示している生まれつきの近位大腿骨の正面図である。 10

【図2】非常に大きな側面オフセットとわずかに大きな垂直オフセットを有する変異体を点線で示している従来の人工大腿骨全股関節の正面図である。

【図3】90度の頸角、同一の側面オフセットと垂直オフセットを有する2つの人工装具を有する変異体を斜線領域で示している別の従来の人工大腿骨全股関節の正面図である。

【図4】同じ側面オフセットと大きな垂直オフセットを有する変異体を斜線領域で示しているさらに別の従来の人工大腿骨全股関節の正面図である。

【図5A】ステム構成部品、通常の長さの頸部、および頭部構成部品を有するさらに別の従来の人工大腿骨全股関節の正面図である。 20

【図5B】長い頸部構成部品を有する図5Aのステムと頭部の正面図である。

【図6A】短いステムを有する別の従来の人工大腿骨全股関節の正面図である。

【図6B】従来の切除面での近位大腿骨内に挿入される図6Aの人工大腿骨の正面図である。

【図7】短縮された頸部、大腿骨内に挿入される、高度の切除面および高度の多孔質コーティング面を有する人工股関節システムの断面図である。

【図8】従来の多孔質コーティング面を有する、挿入されている股関節システムを有する近位大腿骨の断面図である。

【図9】頸部を短縮する手段を有する人工股関節システムの側面図である。

【図10A】頸部を短縮する手段を有する人工股関節システムの側面図である。

【図10B】頸部を短縮する手段を有する人工股関節システムの上面の断面図である。 30

【図11A】2つの異なった、考えられるオフセットを有する股関節システムの側面図である。

【図11B】ステム部分の直径と側面オフセットとの間の幾何学的関係を表示する表である。

【図12A】短縮された頸部、高度の頸部切除面および短縮されたステムを有する股関節システムの正面図である。

【図12B】近位大腿骨に挿入される図12Aの股関節システムの正面図である。

【図13A】頭部頸部接合部において切除された近位大腿骨の断面図である。

【図13B】ボックス形のみを用いて開けられたIM導管を有している近位大腿骨の上面図である。 40

【図13C】プローチで穴が広げられた大腿骨の断面図である。

【図13D】最終的に頸部が切除される前に、挿入されたプローチを有する大腿骨の断面図である。

【図13E】最終的に頸部が切除された後の図13Dの近位大腿骨とプローチの断面図である。

【図14A】従来の切除面を有する近位大腿骨と従来の多孔質コーティング面を有するシステムの断面図である。

【図14B】高度の切除面を有する近位大腿骨と高度の多孔質コーティング面を有するシステムの断面図である。

【図15A】高度の切除面で面取りした骨部分を上から見た図である。 50

- 【図15B】高度の切除面で面取りした骨部分の正面図である。
- 【図15C】低い切除面で面取りした骨部分を上方前方から見た図である。
- 【図15D】低い切除面で面取りした骨部分の正面図である。
- 【図16A】穴が開けられた高度の切除面を有する近位大腿骨の等角図である。
- 【図16B】面取りした前方縁部を形成するために取り除かれる骨を斜線部分で示している図16Aの近位大腿骨の等角図である。
- 【図16C】高度の切除面および面取りした前方縁部を有する近位大腿骨の上面図である。
- 【図16D】高度の切除面および面取りした前方および後方縁部を有する近位大腿骨である。 10
- 【図16E】高度の切除面および面取りされた前方縁部を有し、股関節ステムおよび頭部を有する近位大腿骨の上面図である。
- 【図16F】高度の切除面および面取りした前方縁部を有し、股関節ステムおよび挿入された寛骨臼カップを有する回転した近位大腿骨の上面図である。
- 【図17A】骨に面取りを作るために軌道に沿ってリーマをガイドする係合機構を含んでいるプローチの側面図である。
- 【図17B】平坦なリーマとプローチの側面図である。
- 【図17C】プローチに係合している平坦なリーマの側面図である。
- 【図18A】カップ形状の切断機構を有する面取りリーマの底面から見た斜視図である。 20
- 【図18B】図18Aの面取りリーマの断面図である。
- 【図19A】挿入されたプローチおよび突出する支柱を有する近位大腿骨の正面図である。
- 【図19B】図19Aのプローチと係合する面取りリーマの正面図である。
- 【図20A】小突起領域が面取りリーマを用いてリーマ仕上げされた後の、挿入されたプローチおよび突出する支柱を有する近位大腿骨の正面図である。
- 【図20B】面取りリーマを用いてリーマ仕上げされ、股関節ステムが挿入された近位大腿骨の正面図である。
- 【図21A】傾斜縁部を有するプローチを上から見た図である。
- 【図21B】傾斜前方縁部を有する近位大腿骨の切り欠き内に挿入された傾斜縁部を有するプローチの上面図である。 30
- 【図22A】骨盤の寛骨臼カップとライナーに接続されるモジュール式頭部を有する股関節ステムを有する大腿骨の正面図である。
- 【図22B】骨と寛骨臼インプラントとの間に衝突がある、寛骨臼ライナーに挿入されたモジュール式頭部を有する股関節ステムの正面図である。
- 【図23A】近位大腿骨内に挿入されたプローチの上面から見た斜視図である。
- 【図23B】近位大腿骨に挿入されたプローチに取り付けられた面取り切断ガイドの上面から見た斜視図である。
- 【図24】面切断ガイドの上面から見た斜視図である。
- 【図25】面切断ガイドの底面から見た斜視図である。
- 【図26】面切断ガイドの側面図である。 40
- 【図27A】大腿骨内に挿入されたプローチに取り付けられた面切断ガイドおよび面取りされた骨の表面の上面図である。
- 【図27B】大腿骨内に挿入されたプローチに取り付けられた面切断ガイドおよび面取りされた骨の表面の上面から見た斜視図である。
- 【図28】前方および/または後方の面切斷を用意する方法を示す線図である。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0009】
- さて、本発明に係る種々の実施例が添付の図面を参照して説明される。当然のことながら、これらの図面は、本発明の代表的な実施例のみを示すものであり、したがって、本発明の範囲を限定するものではない。 50

【 0 0 1 0 】

本発明は、短縮された頸部および該頸部を強化する手段を含んでいる耐衝撃性の人工大腿骨股関節システム (a prosthetic high impact femoral hip stem) を示している。加えて、本発明は、人工股関節システムによる潜在的衝撃を減少させ、患者の生まれつきの可動域を維持する手段を示している。

【 0 0 1 1 】

本明細書において、標準的な医学的方向を示す用語は、通常の日常的な意味を持って使用される。上位 (superior) は、頭部の近くを意味する。下位 (inferior) は、頭部から離れていることを意味する。前方 (anterior) は、前部 (the front) の近くを意味する。後方 (posterior) は、後部 (the back) の近くを意味する。中間 (medial) は、本体の左右対称の平面である正中線 (midline) の近くを意味する。側面 (lateral) は、本体の正中線から離れていることを意味する。基端 (または、近位、proximal) は、本体の幹部 (the trunk of the body) の近くを意味している。末端 (または、遠位、distal) は、該幹部から離れていることを意味する。さらに、標準的な股関節の解剖学的用語は、通常の日常的な意味を持って使用される。10

【 0 0 1 2 】

図 1 を参照すると、傷のない生まれつきの大腿骨 110 が前後方向から見た図とも言われる正面図に実線で示されている。大腿骨 110 は、骨幹 102 を含んでいる基端部 100、頸部 104 および頭部 106 を有している。骨幹 102 は、中心縦軸 112 を有する。頸部 104 は、骨幹軸に対して傾斜した中心縦軸 124 を有する。頭部 106 は、おおよそ球形であり得る。頭部は、中心点 114 を有する。あるいは、回転中心 114 は、平均側面オフセット値、通称、従来オフセットまたは標準オフセットとして知られている側面オフセット距離 (a lateral offset distance) 130 だけ骨幹軸 112 から離れて間隔をおいて配置されている。20

【 0 0 1 3 】

側面オフセット 130 は、全体として参考により本明細書に組み込まれている、1992年に刊行されたイギリスの「Journal of Bone and Joint Surgery」(JBJS BS)、74B巻、28 - 32 頁におけるルビンらの研究に基づけば、約 39.8 mm ~ 54.2 mm であり得る。あるいは、側面オフセット 130 は、1988年に刊行された「Clinical Orthopedics and Related Research」(CORR)、235 号、148 - 165 頁におけるノーブルらの研究に基づけば、36.2 mm ~ 49.8 mm であり得る。30

【 0 0 1 4 】

図 1 は、また、中心点 118 を持つ別のおおよそ球形の大腿骨頭部 116 を有する大腿骨 110 の解剖学的変異体を例示している。頸軸 124 上にあり得る中心 118 は、側面オフセット 130 より大きい第 2 の側面オフセット距離 132 だけ骨幹軸 112 から離れて間隔をおいて配置されている。この距離は、明確にするために、図 1 において誇張されている。この変異体は、高度の側面オフセットを有すると言われている。中心 118 は、また、中心 114 より大きい、大腿骨 110 の確かな解剖学上のランドマークからの垂直オフセットを有し、したがって、頸軸 124 から離れていてもよい。この変異体における頸部 104 は、当然ながら、骨幹 102 から頭部 116 に到達するのに十分に長い。40

【 0 0 1 5 】

図 1 は、また、中心点 122 を持つさらに別の球形の大腿骨頭部 120 を有する大腿骨 110 の別の解剖学的変異体を例示している。頸軸 124 上にあることが示されている中心 122 は、第 2 の側面オフセットよりも大きい第 3 の側面オフセット距離 134 だけ骨幹軸 112 から離れて間隔をおいて配置されている。この距離も、明確にするために、図 1 において誇張されている。この変異体は、高度のオフセットを有すると言われている。さらに具体的には、該オフセットは、特に高度なオフセットと看做される。中心 122 は、また、中心 118 より大きい、大腿骨 110 の確かな解剖学上のランドマークからの垂直オフセットを有する。この変異体における頸部 104 は、当然ながら、骨幹 102 から頭部 120 に到達するのに十分に長い。50

【0016】

ルビン (JBJS BR 1992) は、最高で 62.8 mmまでのオフセットを報告している。最高 68.6 mmまでのオフセットがルビンの 47.0 mmの平均値プラス 7.2 mmの 3 つの標準偏差値 (three standard deviations) から予測され得る。ノーブル (CORR 1988) は、最高 61.0 mmまでのオフセットを報告している。最高 63.4 mmまでのオフセットがノーブルの 43.0 mmの平均値プラス 6.8 mmの 3 つの標準偏差値から予測され得る。

【0017】

図 2 を参照すると、大腿骨 110 の基端部 100 に植え込まれている従来の人工大腿骨全股関節 (a prior art total hip femoral prosthesis) 200 が示される。モジュール式の人工大腿骨 (modular femoral prosthesis) 200 は、ステム構成部品 206、頸部構成部品 208、および頭部構成部品 210 を含んでいる。頸部 208 と頭部 210 とステム 206 は、一緒に固定されている。ステム 206 は、大腿骨の骨幹 102 の用意された導管内に示されている。傾斜した切除面 108 を残し、頸部 104、頭部 106、および基端部 100 の一部分を取り除く大腿骨頸部の骨切り術が行われてきた。ステム 206 は、該ステムが骨幹 102 内に植え込まれると骨幹軸 112 と整列される中心縦軸 214 を有する。頸部 208 は、ステム軸 214 に対して傾斜している中心縦軸 216 を有する。頭部 210 は、球形であり、頸軸 216 上に存在する中心点 212 を有する。中心点 212 は、従来の側面オフセットである側面オフセット距離 240 だけステム軸 214 から離れて間隔をおいて配置されている。

10

20

【0018】

図 2 は、また、ステム 206、別の頸部構成部品 222、および別の頭部構成部品 224 を含んでいる別の従来の人工大腿骨全股関節 220 を例示している。頸部 222 は、ステム軸 214 に対して傾斜している中心縦軸 230 を有する。頭部 224 は、球形であり、頸軸 230 上に存在する中心点 226 を有している。中心 226 は、側面オフセット 240 より大きい側面オフセット距離 242 だけステム軸 214 から離れて間隔をおいて配置されている。側面オフセット 242 は、側面オフセット 240 と比較して高度のオフセットと称され得る。中心 226 は、また、中心 212 より大きい、大腿骨 110 の確かな解剖学上のランドマークからの垂直オフセットを有し得る。頸軸 230 に沿ってベースから端部まで測定された頸部 222 は、約 38 mm の長さがある。

30

【0019】

高度のオフセットの頸部 222 は、従来の頸部 208 より長いことが理解され得る。したがって、頸部 222 は、使用中、頸部 208 よりも強いストレス (stresses) を感じ得る。つまずき、すべり、落下、またはその他のトラウマ (other trauma) による強いサービスストレス (high service stresses) および / または偶発的な過重負担、特に、体内で何年にもわたるストレスや負担が原因で、頸部 222 は、曲がったり、ひびが入ったり、または折れるかもしれない。頸部 222 は、示されている領域 228 で、またはその近くで衰えることが予想されている。頸部 222 の衰えは、付随する社会復帰や重大な合併症の恐れを伴う、少なくとも損傷している頸部を置換する矯正手術を必要とする。

40

【0020】

図 3 を参照すると、大腿骨 110 の基端部 100 に植え込まれている従来の人工大腿骨全股関節 302 が示される。モジュール式の人工大腿骨 302 は、ステム構成部品 304、頸部構成部品 306、および頭部構成部品 308 を含んでいる。頸部 306 と頭部 308 とステム 304 は、一緒に固定されている。ステム 304 は、大腿骨骨幹 102 の用意された導管内に示されている。大腿骨骨幹 102 は、上述されるように用意されている。ステム 304 は、該ステムが骨幹 102 内に植え込まれると、骨幹軸 112 と整列する中心縦軸 310 を有する。頸部 306 は、ステム軸 310 に対して傾斜する中心縦軸 314 を有する。頭部 308 は、球形であり、中心点 312 を有する。中心 312 は、側面オフセット距離 340 だけステム軸 310 から離れて間隔をおいて配置されている。

【0021】

50

図3は、また、長いシステム構成部品322、水平頸部構成部品324、および別の頭部構成部品326を含んでいる別の従来の人工大腿骨全股関節320を例示している。システム322は、システム軸310と整列している。頸部324は、システム軸310に対して直角をなす、またはそれに近い角度をなす中心縦軸328を有する。頭部326は、頭部308と同じ位置に存在する。したがって、頭部326は、頭部308と同じ側面オフセットおよび垂直オフセットを有する。

【0022】

頸部324は、頸部306より短いかも知れないが、システム322と頸部324は、システム304と頸部306よりも大きく大腿骨110から基端側に突出していることが理解され得る。したがって、システム322と頸部324は、側面骨盤のような解剖学的構造物を取り囲んで作用することによる外転(abduction)を妨げ得る。10

【0023】

図4を参照すると、大腿骨110の基端部100に植え込まれている従来の人工大腿骨全股関節402が示される。モジュール式の人工大腿骨402は、システム構成部品403、頸部構成部品404、および頭部構成部品406を含んでいる。頸部404と、頭部406とシステム403は、一緒に固定されている。システム403は、大腿骨骨幹102の用意された導管内に示されている。大腿骨骨幹102は、上述されるように用意される。システム403は、システムが骨幹102内に植え込まれると、骨幹軸112と整列する中心縦軸410を有する。システム403は、システム挿入器具(不図示)用の配置スロット(placement slot)408、大腿骨内に用意された導管内にシステムを駆動するために使用される工具を有する。頸部404は、システム軸410に対して傾斜し得る中心縦軸414を有する。頭部406は、球体であり、中心点412を有する。中心412は、側面オフセット距離440だけシステム軸410から離れて間隔をおいて配置されている。20

【0024】

図4は、また、別のシステム構成部品424、別の頸部構成部品426、および別の頭部構成部品428を有する別の従来の人工大腿骨全股関節422を例示している。システム424は、システム軸410と整列している。頸部426は、システム軸410に対して傾斜し得る中心縦軸432を有している。頭部428は、球体であり、中心点430を有する。中心430は、側面オフセット距離440だけシステム軸410から離れて間隔をおいて配置されている。中心430は、中心412より軸410に平行な方向で大腿骨110のランドマークから離れている。人工股関節422は、人工股関節402に比べて高度の垂直オフセットを有すると言われる。30

【0025】

図5Aを参照すると、従来のモジュール式人工大腿骨全股関節500は、システム構成部品502、頸部構成部品506、および頭部構成部品508を含んでいる。頸部506と頭部508とシステム502は、一緒に固定されている。システム502は、システムが骨幹102内に植え込まれると、骨幹軸112と整列する中心縦軸512を有する。システム502は、また、人工股関節500が組み立てられると、頸部506の末端部を受け入れるポケット(a pocket)504を有する。頸部506は、システム軸512に対して傾斜し得る中心縦軸516を有する。回転の末端中心510が頸部506の末端部で頸軸516上に画定され得る。回転の末端中心510は、頸部506がシステム502に固定されると、ポケット504内に存在する。頭部508は、球体であり、中心点514を有する。中心514は、頭部508が頸部506に固定されると、頸部506の基端部で頸軸516と重なり、したがって、中心514は、また、頸部の回転の基端中心と言われ得る。中心514は、中間-側面距離518および頸軸516に沿う距離520だけ末端中心510から離れて間隔をおいて配置されている。中間-側面距離518は、約20mm~50mmである。距離520は、約20mm~30mmである。40

【0026】

図5Bを参照すると、従来の高度オフセットのモジュール式人工大腿骨全股関節は、長いモジュール式頸部構成部品550を有するシステム502と頭部508を含んでいる。頸50

部 5 5 0 は、ステム軸 5 1 2 に対して傾斜し得る中心縦軸 5 5 2 を有する。この配列における頭部 5 0 8 の中心は、点 5 5 4 にある。中心 5 5 4 は、中間 - 側面距離 5 2 2 および頸軸 5 5 2 に沿う距離 5 2 4 だけ末端中心 5 1 0 から離れて間隔をおいて配置されている。距離 5 2 4 は、距離 5 2 0 より大きい。中間 - 側面距離 5 2 2 は、増分 5 2 6 だけ中間 - 側面距離 5 1 8 より大きい。増分 5 2 6 は、約 1 0 mm ~ 2 0 mm である。したがって、中間 - 側面距離 5 2 2 は、約 3 0 mm ~ 7 0 mm である。距離 5 2 4 は、約 3 0 mm ~ 4 0 mm である。不都合なことに、側面オフセットの増大は、頸部 2 2 2 に関して述べたように、長いモジュール式頸部 5 5 0 にかなり大きなストレスと緊張 (stress and strain) をかける。

【 0 0 2 7 】

10

図 6 A および 6 B を参照すると、従来の頸部切除面 (a traditional neck resection level) を有する標準的な従来の短い楔式の人工股関節システム (a standard prior art short wedge-style prosthetic hip stem) が例示されている。図 6 A に示されるように、短い楔式人工股関節システム 8 0 0 は、従来の多孔質コーティング面 (a traditional porous coating level) 8 0 2 および該多孔質コーティング面の基端側境界 8 0 6 から頭部接続機構 (a head connection feature) 8 0 8 の中心点 8 0 7 までの距離により画定されるような従来の有効頸部長さ 8 0 4 を含んでいる。短い楔式人工股関節システム 8 0 0 は、短縮されたステム部分 8 1 0 を含んでいる。短縮されたステム部分 8 1 0 は、エルボ機構 (an elbow feature) 8 1 2 を含んでいる。それは、また、転子免荷遷移 (a trochanteric relief transition) といわれている。多孔質コーティング面の末端側境界 8 0 5 は、転子免荷遷移 8 1 2 の下に示されている。図 6 B を参照すると、従来の頸部切除面 8 1 4 を有する近位大腿骨内に挿入されている標準的な短い楔式人工股関節システム 8 0 0 が示されている。頸部切除面は、多孔質コーティングの基端側境界 8 0 6 と一致する。

【 0 0 2 8 】

20

種々の市販の入手可能な人工全股関節の種類が説明されてきたが、以下の説明は、短縮された頸部および高度の頸部切除を可能にする基端側コーティングを含む人工全股関節の実施例に関する。別の実施例は、頸部を強化する手段を含んでいる。さらに、以下の説明は、潜在的な衝突が減少し、患者が通常の可動域を維持することが可能となるような小突起領域を用意する方法を提供する。

【 0 0 2 9 】

30

図 7 を参照すると、近位大腿骨内に植え込まれている、短縮された頸部および基端側コーティングを有する人工大腿骨股関節システム (a prosthetic femoral hip stem) 6 0 0 の実施例が示されている。大腿骨股関節システム 6 0 0 は、従来の側面オフセット 6 0 1 、標準的なステム長さおよび標準的な基端側本体の設計を含んでいる、図 1 - 6 において説明されたステムと同様の特徴を含み得る。ステム構成部品 6 0 2 は、骨髓内導管内に延在するように示されている。大腿骨股関節システムは、モジュール式の大腿骨頭部を受け止めるように形成されている頭部接続機構 6 0 6 を含んでいる。頭部接続機構 6 0 6 は、中心点 6 0 5 を含み得る。さらに、大腿骨股関節システム 6 0 0 は、従来のステムで用いられるより高度な頸部切除のために設計され、短縮された人工頸部 6 0 4 を可能にする。頸部 6 0 4 は、この実施例では中間に置かれる。ステム 6 0 2 、頸部 6 0 4 および頭部接続機構 6 0 6 の部分は、それぞれの部分の要求に応じて異なる材料から作られ得る。

40

【 0 0 3 0 】

大腿骨股関節システム 6 0 0 は、また、ステム 6 0 2 の基端側にある横断面に沿って延在し、ステム 6 0 2 と頸部 6 0 4 の側面部分に交差し得る上面 6 2 0 を含み得る。言い換えれば、上面 6 2 0 は、ステム 6 0 2 の上方部分と頸部 6 0 4 のベース部分を一体化させる。上面は、滑らかであり、平坦であり得る。あるいは、上面は、粗面処理のような表面性状要素 (surface texture elements) を含んでもよいし、また、起伏があってもよい。

【 0 0 3 1 】

短縮された頸部 6 0 4 は、1 つの材料からなる基板で作られ、別の材料からなる外側コーティング 6 0 8 を含み得る。コーティング 6 0 8 は、多孔質であり、頸部 6 0 4 を取り

50

囲んで骨内部成長を高める。短縮された頸部 604 は、高水準の多孔質コーティング 608 を可能とし得る。この場合、基端側コーティング 608 の基端側境界 610 の少なくとも一部は、上面 620 に平行な平面に沿ってステム 602 の基端側部分から延在し得る。短縮された頸部の骨内部成長は、短縮された頸部との負荷分担を促進し、耐衝撃性の適用を可能とする。それで、基端側コーティング 608 の基端側境界 610 は、頸部 604 のベース部分を横切って斜めに末端方向に延在し得る。基端側境界 610 の傾斜部分は、頭部接続機構 606 の中心点 605 から第 1 の距離 612 の位置に配置され得る。

【0032】

短縮された頸部 604 の側面範囲 (the lateral extent) は、ステムの切除面、またはステムの多孔質コーティング面と頭部接続機構 606 の中心、または存在する場合の実際の頭部の中心との間の側面距離として画定され得る。より詳細には、側面範囲は、頸軸と切除面または多孔質コーティング面との交点と頭部接続機構 606 または頭部の中心との間の側面距離として画定され得る。短縮された頸部 604 の側面範囲は、上述した、例えば、図 1 に関連して述べられた、一定の割合の全側面オフセット距離であり得る。側面範囲は、側面オフセットの約 50 % であり得る。あるいは、それは、40 %、30 % または 20 % の全中間オフセットのように小さなオフセットであってもよい。例えば、全側面オフセットが 45 mm である場合、側面範囲は、全側面オフセットの 30 %、または 15 mm であるとして画定され得る。頸軸に沿って測定されると、より小さな側面範囲が短縮された頸部に関連することが理解される。

【0033】

比較として、股関節ステム 600 に類似しているが、長い頸部と従来の多孔質コーティング面を有する大腿骨股関節ステムが図 8 に示されている。従来の多孔質コーティングは、頭部接続機構 606 の中心点 605 からの第 2 の距離 614 に配置される基端側境界を有する。この場合、第 2 の距離 614 は、図 6 に示される第 1 の距離 612 より大きい。

【0034】

図 7 に示されるように、頸部 604 を短くし、基端側コーティング 608 を含むことにより、基端側コーティングが頭部に近い骨内部成長を高め、したがって、生まれつきの骨と分担する負荷の量の増大化による頸部 606 に加えられるストレスを減少させるので、支えられていない頸部長さの量は縮小し、モーメントアーム長さ (moment arm length) は減少し得る。図 7 および 9 ~ 11 に記載される耐衝撃性の股関節ステムは、生まれつきの股関節に匹敵する可動域を提供する (36 mm のような) 大きな直径の頭部用に最適化されている。大きな直径の人工頭部を取り囲む人工頸部の形状を設計することにより、人工頸部の長さが短縮され、一方、寛骨臼の衝突が起こる面における人工頭部の直径と頸部の直径との間の所望の比率が維持され得る。

【0035】

大腿骨股関節ステム 600 の別の実施例は、頸部を強化する手段を含み得る。図 9、10A - 10B を参照すると、大腿骨股関節ステム 600 の基端側部分が示されている。ステム 600 は、以前の設計に比べて、上面 620 上に置かれる追加材料を含み、頸部を強化する手段として役立つ曲線的な上面 622 を作り出し得る。頸部を強化する手段を作り出すべく上面に追加される材料は、頸部とステムの部分を製造するために使用される材料と同じであるか、または異なる材料であり得る材料を含み得る。図 10A および 10B は、曲線的な上面 622 の断面 A - A を提供する。ここで、追加材料は、上面 620 上に存在する。あるいは、追加材料は、多角形、矩形またはその他の不規則な形状をした、基端側に高められた断面を作り出し得る。

【0036】

曲線的上面 622 は、対象とする大腿骨頭部の中心位置および側面頸部とステム上面との交点との間に一定の距離を維持するのに役立つ。植え込み全体の大きさが変動する (ステム直径およびオフセット) 時、この「有効頸部長さ」 624 は、略一定のままである。追加材料 620 は、したがって、頸部 604 と追加材料 620 との交点と頭部構成部品 606 の中心点との間の長さとして画定される一定の有効頸部長さ 624 を提供する。多孔

10

20

30

40

50

質コーティング 608 は、また、曲線的上面 622 を越えて延在し得る。

【0037】

図 9 - 10 B に例示されるような本明細書における設計は、22 mm より大きい、好ましくは 32 mm より大きい、さらに好ましくは、36 mm より大きい人工大腿骨頭部に適している。大きい人工頭部は、小さい頭部が提供するより比較的大きい可動域を提供し得る。増大化された可動域は、該可動域の価値によって経験され、または、大きな頭部の全股関節形成術システムの設計全体におけるその他の選択に影響を与える。例えば、大きな頭部システムにおける可動域の実際の増大化を提供する代わりに、頸部の直径または幅がその強さを改善するために増大し、高度の頸部切除が用いられ、および / または薄い寛骨臼構成部品が提供され得る。高度の頸部切除は、設計が高度な多孔質面、短縮された頸部および / または平均化された頸部を組み込むことを可能とする。これらの選択が結果的にその可動域が小さな頭部システムの可動域に匹敵する大きな頭部システムをもたらす一方で、これらの選択は、また、その強さおよび荷重伝達特性が、需要の高い患者に適しているシステムをもたらす。10

【0038】

図 11 A および 11 B を参照すると、耐衝撃性大腿骨股関節システムの別の実施例が、図 7 に記載される短縮された頸部長さ 604 を、頸部を強化する手段としての図 8 および 9 に記載される曲線的な上面 622 と組み合わせている。これらの特徴を組み合わせることにより、頸部は、所定のシステム直径または大きさに使用可能である最大大腿骨オフセットが増大化され得るように、十分に強化され得る。特に、このことは、小さな骨髄導管の解剖額的構造 (small intramedullary canal anatomy) および大きな側面オフセットを有する患者にとって有利である。この大腿骨の形態は、「シャンパン・フルート」形態といわれている。図 11 A を参照すると、標準的なシステム設計の高度オフセットの提供に匹敵する側面オフセットを有する高度オフセット 642 と増大化された側面オフセットを有する高度オフセットプラス 640 の 2 つの異なったあり得るオフセットが例示されている。20

【0039】

図 11 B に示される表は、システム部分 602 の直径と側面オフセットの間の形状的関係の実施例を示す。表の最も左側の欄は、種々の末端側のシステムの直径を列挙している。最も右側の 2 つの欄は、2 つの設計に対する側面オフセットの値を示している。最も右側の欄は、その他の増加が予想されるけれども、側面オフセットにおいて 5 mm の増加が示されている。例えば、高度オフセットプラスの設計は、患者集団に対する平均側面オフセットを超える 1 または 2 つの標準的偏差より大きい側面オフセットを組み込み得る。平均を超える 3 またはそれ以上の偏差より大きい側面オフセットも予想される。30

【0040】

図 12 - 12 B を参照すると、短縮されたシステムを有する耐衝撃性の大腿骨股関節システムの別の実施形態が例示されている。大腿骨股関節システム 850 は、図 6 A および 6 B に記載される股関節システムと類似しているが、該システム 850 は、基端側多孔質コーティング 852、高度頸部切除面 854、およびしたがって、短い「有効頸部長さ」を含み得る。大腿骨股関節システム 850 は、転子免荷遷移 (a trochanteric relief transition) 858 を有する短縮されたシステム 856、および連続的なフレア (flare) と緩やかな湾曲を有する中間湾曲部 860 を含み得る。大腿骨股関節システム 850 は、また、本明細書に先に記載された実施形態と類似の頭部接続機構 862 を含み得る。40

【0041】

短縮されたシステム 856 は、長さで 6 cm に満たないか、または長くてもよい。基端側多孔質コーティング 852 は、基端側境界 851 および末端側境界 853 を含み得る。基端側多孔質コーティング 852 の基端側境界 851 は、図 6 A および 6 B に例示される多孔質コーティングの基端側境界 806 よりも頭部接続機構 862 の近くにあることを例示している。また、基端側多孔質コーティング 852 の末端側境界 853 は、転子免荷遷移 858 にまたは転子免荷遷移 858 の基端側に配置されている。基端側多孔質コーティング 852 の末端側境界をこの配置に置くことにより、植え込み体は、コーティングが湾曲50

部 858 の周辺に延在していないので、修正手術の間に容易に取り除かれ得る。

【 0042 】

さらに、大腿骨股関節システム 850 が図 12B に示されるように近位大腿骨に挿入されると、頸部切除面 854 は、図 6B に示される頸部切除面 814 より高い。頸部切除面を基端側に移し、したがって、多孔質コーティングを基端側に移すことにより、股関節システムへの後の修正は、従来の多孔質コーティング面を有する従来の股関節システムに比べると容易になり得る。また、先に述べた実施形態に類似して、高い頸部切除面は、生まれつきの大腿骨、特に、小突起領域の優れた保持を可能とし、システムが一層多くの負荷を生まれつきの大腿骨と分担することを可能にし、構造物の全体の強度を増大させる。骨の一体化は、人工頭部の近くで達成され得る。多孔質コーティングが基端側で中間フレアの上まで高いので、大きな圧縮ストレスが骨の界面で起き得る。このことは、優れた骨内部成長を促進するのに役立つ。このことは、さらに、頸部の支えられていない長さを減少させ得る。総体的に、このことは、大腿骨のシステムの仕官を実質的に防止し、大腿骨内のシステムの移動を減少させ、優れた植え込み安定性を提供する。10

【 0043 】

大腿骨股関節システム 850 は、また、先の実施形態で説明されたように、頸部を強化する手段を含み得る。

【 0044 】

本明細書で説明されているシステム構成部品はいずれも、生体適合性材料から作られ得る。生体適合性材料の例は、限定されるものではないが、ステンレス鋼、チタンおよびその合金、コバルト・クロム・モリブデン合金、およびその他のクロム合金のような金属；ポリエーテルエーテルケトン (PEEK) やポリアリールエーテルケトン (PAEK) のようなポリマー；アルミナやジルコニアのようなセラミックス；および炭素繊維強化工ボキシ樹脂のような複合材料を含み得る。システム構成部品の部分は、それぞれの部分の要求にしたがって異なる材料から作られ得る。システム構成部品は、ある材料からなる末端部分と別の材料からなる基端部分とで作られ得る。システム構成部品は、ある材料の基板と別の材料のコーティングとで作られ得る。材料は、中実（すなわち、非多孔質）または多孔質であってもよい。システム構成部品の表面は、ミクロレベルまたは巨視的レベルで滑らかであってもよいしづらざらしていてもよい。システム構成部品は、鋳造、鍛造、機械加工、またはこれらの方の組み合わせにより作られ得る。鋳造は、熱的手段、化学的手段、電気的手段、またはこれらに匹敵する手段が適用される。例えば、コーティングは、焼結、スパッタ (spattered) 、蒸着 (vapor deposited) 、イオン注入、電気メッキなどをされ得る。20

【 0045 】

本明細書で説明されている頸部構成部品はいずれも、上でシステム構成部品に対して説明したように作られ得る。頸部構成部品は、強度を強めるかまたはやむをえない強度の減少を最小限に抑える材料、表面処理、および製造方法で作られることが好ましい。

【 0046 】

図 13A - 13E は、高い最終切除面を有する耐衝撃性股関節システムを準備し、挿入する方法のステップを示している。骨切りは、頭部を取り除くことにより遂行され、図 13A に染めされるような頭部 - 頸部接合部に、またはその近くに、用意された切除面を作り出し得る。次に、骨髄内 (IM) 導管が図 13 に示されるような箱型のみ (a box chisel) またはその他の類似する手術器具を用いて開けられる。40

【 0047 】

図 13C に示されるように、一端 IM 導管が開けられると、外科医は、次に、図 13D および 13E に示されるように、末端側 IM 導管をリーマ (a reamer) で仕上げ、基端側 IM 導管および基端側骨幹端をブローチ (a broach) で広げ得る。次に、頸部切除が、平坦な小突起用リーマまたは鋸のための切除ガイドとして、ブローチを用い完了し得る。

【 0048 】

図 14A および 14B は、従来の切除面と図 11A - 11E で説明される技術にしたが50

う最終切除面との間の対比を提供する。最終切除面(図14B)は、大腿骨頸部上に従来の切除技術よりも高く存在し、結果として、生まれつきの骨と分担する大きな負荷をもたらす。

【0049】

図7および9-11において説明されている耐衝撃性システムの設計は、全股関節形成の間、近位大腿骨の小突起領域の優れた骨保護、および改善された負荷分担のために、図13A-13Eにおいて説明される手術方法を使用し得る。しかしながら、骨保護の潜在的増大化は、衝撃により患者の可動領域を制限する。

【0050】

先の設計は、低い大腿骨頸部切断を利用し、頸部平面の組み込みを含んでいる植え込み頸部の形状を変更し、小さなサイズの頭部を用いるとき、寛骨臼構成部品の衝撃に対し安心感を与える。大きなサイズの頭部を用いるとき、例えば、斜面切断、浮き彫り、丸み付け、エッジ・ブレーク(edge break)、または潜在的衝撃の領域のその他の変更を用いることにより、このような同じ形状の変更が周囲の骨においてなされ得る。周囲の骨においてなされる斜面切断またはその他の切断は、衝撃が寛骨臼構成部品に対して起きる場合、安心感を与える。衝撃の軽減が植え込みではなく骨において取り組まれるので、このことは、薄い植え込み首部の形状が用いられることが可能にし得る。骨の部分を取り除き、面取りされた平坦な面を示すことを含んでいる、このような趣旨での骨の形状を変更するためにどのような方法も用いられ得る。ある基端側の骨は、骨の「棚」のような、高い衝撃の適用において分担する負荷に対して保持され、挿入された股関節システムの頸部分からの負荷を移動させるのに役立ち得る。別の骨表面形状は、曲線的表面、L字形切り欠き、あるいは、起伏のある表面切除形状を含み得る。

10

【0051】

図15Aおよび15Bは、先に説明された耐衝撃性股関節システムと連結して用いられ得る面取りされた骨の断面の実施例を示している。図15Aおよび15Bに示される面取りされた骨の表面は、典型的な可動域を可能とする一方、小突起骨の高い面を維持している。図15Cおよび15Dは、面取りされた骨の別の実施例を示している。この場合、切除面は、小突起骨の高い面を維持する一方、角張っており、これも典型的な可動域を可能としている。

20

【0052】

30

図16A-25Bは、面取りされた表面を作り出し、衝撃を減少させ、強化された頸部を有する股関節システムを可能とする器具および方法を例示している。図16A-16Fは、前方の小突起室をさらに用意し、可動域を増大させ、人口構成部品および/または宿主骨(host bone)の可能性のある衝撃を妨げる追加ステップを例示している。図16Aは、図13A-13Eにしたがって用意された近位大腿骨を示している。大腿骨頭部部分は、取り除かれ、IM導管に近づくことを可能にする馬蹄形の空洞650を示している。空洞の深さおよび幅は、患者の解剖学的構造にしたがって変わりやすい。あるいは、空洞は、矩形状であってもよいし、または不規則な形状をしていてもよい、図16Bにおいて、近位大腿骨は、さらに、斜めになったまたは面取りされた前方縁部652を空洞650にガイドすることにより用意された。図16Cは、第1の非傾斜公報縁部654および傾斜前方縁部652を含み得る空洞650の上面図を提供している。あるいは、前方縁部と公報縁部は両方とも傾斜していてもよい。この場合、後方であって下方の骨株(bone stock)は、図16Dに示されるように、最大限のストレス転移(maximal stress transfer)に対して保護され得る。前方縁部が傾斜していると、可動域は、図16Eおよび16Fに示されるように、改善され得る。図16E-16Fを参照すると、空洞650を通って大腿骨内に挿入された近位大腿骨システムの上面図が示されている。図では、頭部接続構成部品606が寛骨臼カップ666により受け取られているモジュール式頭部665に接続されている。植え込まれた股関節システムは、先の実施例において説明されている股関節システム600であり得る。図16Eは、中立の、非回転位置にある、股関節システム600と接続されているモジュール式頭部665を例示している。図16Fは、空洞450の前方傾

40

50

斜縁部 452 が寛骨臼カップ 666 と接触状態になるように回転している、股関節システム 600 と接続されているモジュール式頭部 665 を例示している。寛骨臼カップ 666 の前方縁部に接触する前に近位大腿骨がさらに回転することを可能にすることにより、傾斜縁部 652 が衝突の可能性を減少させていることが理解され得る。

【0053】

図 17A - 17C を参照すると、傾斜前方縁部 652 は、時には、小突起プレーナーまたは小突起リーマともいわれる、プローチ 674 と係合する支柱 672 上の平坦なリーマ 670 を用いることにより用意され得る。図 17A は、プローチ 674 を示している。該プローチは、傾斜前方縁部 652 の所望の角度に直交する傾斜した基端側穴 676 を含んでいる。プローチ 674 が近位大腿骨に嵌め込まれるとともに、支柱 672 が穴 676 内に挿入され、リーマ 670 を穴に整列させる。運動矢印 677 により指示されるように、リーマ 670 が回転し、前進すると、リーマは、基端側前方縁部を斜めに裁断し、斜面 652 を形成する。リーマ 670 は、該リーマが回転している間、干渉されることなく基端側前方縁部またはプローチの方部を受け取る大きさに形作られている中心空洞を含み得る。
10

【0054】

プローチは、ただ 1 つの穴のみを含み得る。この場合、別個の左右のプローチが設けられている。プローチは、また、単一のプローチが左右の大腿骨に適している 2 つの穴を含み得る。

【0055】

図 18A - 20B を参照すると、患者の正常な可動域を保持するとともに、高い切除面を有する人工股関節のための大腿骨股関節システムを準備するのに用いられ得る方法および器具の別の実施例が示されている。図 18A および 18B を参照すると、面取りリーマが示されている。面取りリーマ 900 は、カップ状に形成されている切断面 904 に接続されている細長いハンドル部分 902 を含んでいる。カップ状に形成されている切断面は、また、骨切断面とも言われる。カップ状に形成されている切断面 904 は、円錐形であってもよく、または、さまざまな湾曲の度合いを含み得る。細長いハンドル部分 902 は、肩部 906 においてカップ状に形成されている切断面 904 に接続されている。肩部 906 は、細長いハンドル 902 より大きな直径を有し得る。カップ状に形成されている切断部分 904 は、肩部 906 に対して末端側に配置され、外側に向かって朝顔状に開いていてもよい。カップ状に形成されている切断部分 904 は、内面 903 および該内面 903 と背中合わせの外面 905 を含み得る。カップ状に形成されている切断部分 904 は、内面 903 と外面 905 との交点において、先の尖った縁部分 908 を含み得る。カップ状に形成されている切断部分 904 は、複数の窓ともいわれる開口部 910 を含み得る。該開口部は、骨の切除を手助けする先の尖った縁部 911 を含み得る。窓縁部 911 は、あるいは、扁平であってもよいし、丸みを帯びていてもよい。カップ状に形成されている切断部分 904 の頂点において、面取りリーマ 900 は、プローチに接続される支柱部分を受け取るように形作られている雌型機構 912 を含み得る。雌型機構 912 は、カップ状に形成されている切断部分 904 の内面 903 から肩部 906 内に延在するソケットまたは穴を含み得る。あるいは、嵌め合い機構 912 は、プローチの溝またはソケットにより受け取られるように形作られた相補的雄型機構であってもよい。
30
40

【0056】

図 19A を参照すると、近位大腿骨の頭部が頭部 - 頸部連結部において切除された後、近位大腿骨に挿入されている、支柱 920 を有するプローチが示されている。プローチは、該プローチが切除面と面一になり、支柱が切除面にほぼ直角を成して延在するように該支柱が方向付けられるまで大腿骨の空洞内に挿入されている。挿入されているプローチと嵌め合いになっている、図 18A および 18B において説明される面取りリーマ 900 が図 19B に示されている。面取りリーマ 900 がプローチの支柱 920 に係合すると、先の尖った縁部分 908 は、切除面と面一になり得る。器具 900 は、次に、作動し、回転し、面取りリーマに力を加え、骨組織を取り去ることにより、小突起区域をリーマで仕上
50

げる。

【0057】

図20Aを参照すると、プローチ920が依然として近位大腿骨内に植え込まれている、面取りリーマ900を用いてリーマで仕上げられた後の近位大腿骨が示されている。リーマで仕上げた後、プローチは、取り除かれ、先に説明されたような人工大腿骨股関節が図20Bに例示されるように、挿入され得る。

【0058】

小突起リーマ(a calcar reamer)の別の実施例は、近位大腿骨内に挿入されたプローチの基端側部分を受け取るように形作られている中心開口部を含み得る。リーマが回転すると、面取り切断刃が鋸のような役割で作動し、プローチの一方の側または両側に相補的な面取り骨表面を作り出すように、小突起リーマは、少なくとも1つの面取り切断面を含み得るけれども、小突起リーマの構造および使用方法は、図17A-20Cに示されるリーマに類似している。これらの器具は、種々の切断刃の形状を含み、異なる形状をした骨切除を作り出す。あるいは、切除は、自由になされ、股関節ステムを取り囲んでいる骨部分を取り除き、潜在的な抵触を減少させ得る。

10

【0059】

図21A-21Bは、プローチ674の傾斜した縁部678によりガイドされる鋸を用いることによる傾斜前方縁部652を用意する別の配列を例示している。この実施例において、プローチの基端側前方角部は、傾斜前方縁部652のための所望の切除面を確定する傾斜部分678を持っている。プローチ676が近位大腿骨内に嵌め込まれるとともに、鋸が傾斜部分678に整列され、それに沿って移動する。作動鋸が前進すると、該鋸は、基端側前方縁部を斜めに裁断し、斜面652を形成する。

20

【0060】

プローチは、1つまたは2つの傾斜部分678を含み得る。

【0061】

図22-27は、全股関節形成中に近位大腿骨を用意するのに用いられ、衝撃の可能性を最小限に抑え、患者の生まれつきの可動域を維持する器具および方法の別の実施例を例示している。図22Aおよび22Bは、大腿骨内に挿入されているモジュール式頭部に接続されている人工大腿骨股関節ステムを例示している。股関節ステムは、本明細書で先に説明されている耐衝撃性股関節ステム600であり得る。図22Aおよび22Bを参照すると、股関節ステム600が大腿骨内に挿入された後、面切除切断(chamfer resection cuts)は、全く実行されなかった。接続されるモジュール式頭部部分は、寛骨臼構成部品と結合するものと理解され得る。図22Bにおいて、面切除切断がなければ、骨-寛骨臼カップの境界における関節の後方衝突681が存在し、したがって、患者の可動域を制限することが理解され得る。

30

【0062】

図23-27は、近位大腿骨内に挿入されているプローチ674の基端側部分に嵌め込まれているかまたは取り付けられており、生まれつきの大腿骨の前方および後方部分に対する人工頭部の衝突を減少させる生まれつきの大腿骨の面取り縁部を作り出すのに用いられる面切断ガイド(a chamfer cutting guide)700を例示している。

40

【0063】

図23Aを参照すると、近位大腿骨内に挿入されているプローチ674が示されている。プローチ674は、この出願において先に説明されているプロセスに類似するまたは一致する方法を用いて、近位大腿骨内に挿入されている。図23Bは、プローチ674の基端側部分に取り付けられている面切断ガイド700を例示している。

【0064】

図24は、係合部分ともいわれる第1部分710およびガイド部分ともいわれる第2部分750を含んでいる面切断ガイド700の斜視図を提供している。係合部分710は、面切断ガイド700をプローチ674またはその他の骨の機構に固定するよう作用し、基端側表面712および該基端側表面の反対側にある末端側プローチ接触部分714を含

50

み得る。基端側表面 712 は、曲線的な縁部 716 とガイド部分の境界 718 との間に延在し得る。

【0065】

図 25 に例示されるように、末端側プローチ接触部分 714 は、階段状の構造を有し、第1段 720、該第1段 720 から末端方向にずれている第2段 722、および第2段 722 から末端方向にずれている第3段 724 を含み得る。段数および方向は、変動可能である。末端プローチ接触部分 714 は、また、挿入されているプローチを取り囲む骨部分と連動するように形作られている種々の代わりの構造を含み得る。特に、骨接触部分は、図 16A および 16B に説明される空洞 650 の内側部分の骨と連動し得る。別の構成は、患者の骨の表面形状に合致する、平坦な、傾斜した、あるいは起伏のある表面を含み得る。

10

【0066】

末端プローチ接触部分 714 の第1段 720 の表面は、少なくとも 1 つの開口部 726 を含み得る。この場合は、2 つの比較的小さくて、ほぼ円形の開口部である。

【0067】

第1段 472 および第2段 724 は、凹形状の曲線的角部 730 において第1段部 720 と交差する第1の垂直面 728 により接続されている。角部は、鋭角であってもよいし、傾斜していてもよいし、弓形に曲げられていてもよいし、あるいは、緩みを入れられていてもよい。第2段 724 は、図 25 に最もよく示されるように、少なくとも 1 つの大きな開口部 732 を含み得る。大きな開口部 732 は、プローチの基端側部分を受け取るように形成されている。開口部 732 は、係合部分 710 を貫通して延在し、基端側表面 712 に交差する。

20

【0068】

面切断ガイド 700 がプローチ 674 に取り付けられると、開口部 732 の中心軸は、大腿骨頸部の軸に整列し得る。面切断ガイド 700 は、ボタン 765 またはレバーを押すことにより作動し得るバネ荷重機構を介してプローチ 674 に係合し得る。ボタン 765 が押圧されると、面切断ガイド 700 の大きな開口部 732 は、プローチの基端側部分を越えて摺動することができる状態になり得る。ボタン 765 の外力が解除されると、バネ力により大きな開口部 732 の側部がプローチの支柱に対してしっかりと押され、したがって、大きな開口部 732 の側部に対して支柱を押し付け得る。このことは、切断ガイド 700 を所定の位置にしっかりと固定し得る。係合部分 710 は、使用中面切断ガイド 700 を固定する補足的な開口部または接続機構を含み得る。補足的な接続機構の実施例としては、突起部分、先細状モース (morse-taper)、またはその他の雌雄接続機構が含まれ得る。

30

【0069】

第2段 722 および第3段 724 は、第2の垂直面 734 により接続され得る。第3段 726 は、第2の垂直面 734 および第2の垂直面 734 と背中合わせの第3の垂直面 736 に交差する。第3の垂直面 734 は、第2の曲線的角部 738 に接続し得る。この場合、角部 738 は、ガイド部分 750 の末端側表面 752 に交差する。

【0070】

40

面切断ガイド 700 の底面側から見た斜視図が図 25 に示されている。ガイド部分 750 は、実質的に細長く、一般的に矩形形状をなしている。ガイド部分 750 は、ほぼ矩形形状の末端側表面 752 を含み得る。末端側表面 752 は、係合部分 710 と平坦な端部 715 との間に延在する。ガイド部分 750 の横断面が図 26 に例示されている。ガイド部分 750 の横断面は、通常三角形であり、正三角形である中心本体 754 および上方に位置し、三角形状の本体 754 の縁部に平行な内側縁部 766、768 を有する 2 つの付属品 756、758 を含んでいる。付属品 756、758 と三角形状の本体 754 の縁部との間の空間は、切断ガイドとして作動する溝またはスロット (slots) 760、762 を作り出し、従来の外科用鋸またはその他の外科用切断器具のための所定の切断経路を定めている。2 つの切断ガイド 760、762 は、近位大腿骨の前後両側に、結果として生じ

50

る所望の骨切除を作り出す前方スロットおよび後方スロットとして作動し得る。2つのスロット760、762は、図27Aに例示されるように、中心本体754の(z軸の)長さに沿って延在する基端側主要溝部764において交差する。

【0071】

付属品756、758は、大きな外科的柔軟性を可能とする補助的切断ガイドとして働く外側表面770、772を有し得る。平坦な外側表面770、772は、別の骨切除を作り出す間、動力付鋸が存在することが可能である補助的ガイド境界を作り出す。

【0072】

図27A - 27Bを参照すると、切断ガイド700を用いて実行された前方および後方切除後における面切断ガイド700が取り付けられている近位大腿骨が示されている。切除後の結果としての形状は、大腿骨の前方/後方表面上に平坦な表面787、789を作り出している。このことは、実際に、頸部の前方/後方両側に平坦な表面を含み、カップやライナーによる衝突を避けている従来の股関節システムの設計に類似している。

10

【0073】

図28を参照すると、線図が前方および/または後方面切断を有する大腿骨を用意する方法を例示している。該方法は、この方法が股関節への外科的接近を確立する方法のような別の方法の後で発生し得ることが理解されるけれども、ステップ800で開始する。ステップ810において、最初の頸部切除が頭部-頸部連結部で、またはその近くで、あるいは、大腿骨頸部の骨頭下領域(a subcapital region)において大腿骨頭部を取り除くことによりなされる。次に、ステップ820において、骨髓内導管が開けられる。次に、ステップ830において、基端側骨幹端プローチで広げられる。ステップ830において、次第に大きくなるプローチが連続して用いられ得る。プローチは、切除面と面一になるように近位大腿骨内に位置決めされ得る。ステップ840を参照すると、1以上の面切断が頸部切除を取り囲む1以上の位置(前方、後方、中間)においてなされる。現時点では、方法は、この方法が人工股関節システムを植え込む方法のような別の方法の前に発生し得ることが理解されるけれども、ステップ850で終了する。

20

【0074】

選択的ステップ822において、最終の頸部切除が近位大腿骨の最終位置における最終プローチに関連してなされる。ステップ822は、ステップ830の後で発生する。

30

【0075】

選択的ステップ832を参照すると、末端側骨髓内導管または骨幹は、ステップ822および/または830の前または後にリーマで仕上げられる。次第に大きくなるリーマがステップ832において連続して用いられる。

【0076】

ステップ842、844および846は、平坦な面切断を作り出すために用いられる種々の可能性のある技術および器具を説明している。ステップ842を参照すると、平坦な面切断は、図21A - 21Bにおいて記載されるシステムに類似するプローチのガイド面に関連してなされる。ステップ844を参照すると、平坦な面切断は、図24 - 27Bにおいて記載される切断ガイドのような切断ガイドのガイド面に関連して代替的になされる。ステップ846を参照すると、平坦な面切断は、また、図17A - 17Cに記載される小突起リーマのような小突起リーマを用いて、または鋸を用いてなされる。ステップ848を参照すると、湾曲面切断が図18A - 19Bに例示される器具に関し記載されているもののような湾曲した切断ガイド面を用いるプローチに関連してなされる。

40

【0077】

耐衝撃性大腿骨股関節システムは、稼働中の動的負荷に耐えるように、システムの能力を改善する短縮された頸部の長さや幅広い頸部直径のような頸部を強化する適用を組み込む。システムは、また、大腿骨頸部の小突起領域へのストレスを転移させるように、システムの能力を改善する高い平均化された切除面や多孔質コーティング面のようなストレスを転移させる適用を組み込む。システムは、システム軸に沿って見た場合に、システムの突出領域を増加させることでストレス転移に役立つ顕著な中間フレアを特徴とする。システムは、多くのス

50

トレスを小突起領域に転移させてるので、大腿骨の残りの部分のストレス分布は、生まれつきの大腿部の分布に近い。したがって、多くの骨の材料を長期間にわたって保持することができる。

【0078】

本発明の種々の形態が以下のように表現される。

【0079】

1. プローチであって、近位大腿骨内に挿入され、穴を形成するように形作られ、切断ガイド接触面および切断ガイド接続機構を備えるプローチ、および

プローチに接続される切断ガイドであって、係合部分およびガイド部分を備え、前記係合部分は、プローチ接触面およびプローチ接続機構を備え、前記プローチ接触面は、前記切断ガイド接触面に接触し、前記プローチ接続機構は、前記切断ガイド接続機構に相補的であり、前記プローチ接続機構は、前記切断ガイド接続機構に接続し、前記プローチ接続機構は、前記プローチ接触面上に存在し、前記ガイド部分は、前記係合部分から延在し、前記ガイド部分は、第1ガイド面を備え、前記第1ガイド面は、第1切除面を画定する切断ガイド、
10

を備えていることを特徴とする人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0080】

2. 前記第1切除面は、前記切断ガイド接触面に対して角度をなしていることを特徴とする上記1.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0081】

3. 前記ガイド部分は、少なくとも1つの付属品を備え、前記少なくとも1つの付属品は、前記第1ガイド面を備え、前記少なくとも1つの付属品は、第2ガイド面を備え、前記第2ガイド面は、第2切除面を画定し、前記第2切除面は、前記切断ガイド接触面および前記第1ガイド面に対して角度をなしていることを特徴とする上記1.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。
20

【0082】

4. 前記切断ガイド接続機構は、支柱を備え、前記プローチ接続機構は、ソケットを備え、前記ソケットは、前記支柱の一部を受け取るように形作られていることを特徴とする上記1.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0083】

5. 前記プローチ接触面は、前記プローチ接続機構を取り囲み、前記プローチ接触面は、第1段を備え、前記第1段は、前記支柱の一部がソケット内に含まれ、前記プローチ接触面が前記切断ガイド接触面に接触すると、前記切断ガイドの前記支柱周りの回転を実質的に妨げることを特徴とする上記4.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。
30

【0084】

6. 前記係合部分は、作動可能なボタンを備え、外力が前記ボタンに加えられると、前記ソケットが前記支柱の一部を受け取ることができ、前記外力が解除されると、前記係合部分は、前記支柱が前記ソケット内に固定されるように前記支柱に係合することを特徴とする上記4.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0085】

7. 前記システムは、人工装具を備え、該人工装具の一部は、前記穴内に嵌め込むように形成されることを特徴とする上記1.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。
40

【0086】

8. プローチであって、近位大腿骨内に挿入され、穴を形成するように形作られ、切断器具接触面および切断器具接続機構を備えるプローチ、および

前記プローチに接続される切断器具であって、係合部分および骨切断面を備え、前記骨切断面は、前記係合部分から延在し、前記係合部分は、プローチ接触面およびプローチ接続機構を備え、前記プローチ接続機構は、前記切断器具接続機構に相補的であり、前記プローチ接続機構は、前記切断器具接続機構に接続し、前記プローチ接触面は、前記切断器
50

具接触面に接触する切断器具、
を備え、

前記切断器具は、回転可能であり、前記器具が回転するとき、前記骨切断面が骨部分に係合し、これを取り除くことを特徴とする人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0087】

9. 前記切断器具接触面は平坦であることを特徴とする上記8.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0088】

10. 前記切断器具接続機構は、基端側ソケットを備え、前記ブローチ接続機構は、支柱を備え、前記支柱が前記基端側ソケット内に受け取られるように形作られることを特徴とする上記8.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。 10

【0089】

11. 前記骨切断面は、平坦であり、前記支柱が前記基端側ソケット内に受け取られると、前記骨切断面は、前記切断器具接触面と整列することを特徴とする上記10.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0090】

12. 前記骨切断面は、曲線的であることを特徴とする上記8.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0091】

13. 前記切断器具は、ハンドルを備え、前記ハンドルは、前記係合部分に接続されていることを特徴とする上記8.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。 20

【0092】

14. 前記骨切断面は、少なくとも1つの開口部を備え、前記少なくとも1つの開口部は、切断刃を備えていることを特徴とする上記8.に記載される人工大腿骨股関節を植え込むシステム。

【0093】

15. ステム、頸部、頸部を強化する手段、および外側コーティングを備える人工股関節であって、前記ステムは、縦軸および基端部分を備え、前記頸部は、ベースおよび頭部接続機構を備え、前記頭部接続機構は、中心点を備え、前記頸部を強化する手段は、前記ステムの上面におかれる追加材料を備え、前記外側コーティングは、基端側境界を備え、前記基端側境界は、前記頸部の一部を横切って延在する、人工股関節、および 30

骨に面切断を作り出す器具であって、前記器具は、本体を備え、前記本体は、係合部分を備え、前記係合部分は、接続機構を備え、前記器具は、切断ガイドを備え、前記切断ガイドは、前記本体に連結されている、器具、

を備えていることを特徴とする全股関節形成システム。

【0094】

16. 前記接続機構は、骨内に挿入される固定装置に係合するように形作られていることを特徴とする上記15.に記載される全股関節形成システム。

【0095】

17. 前記器具は、切断面を備えていることを特徴とする上記15.に記載される全股関節形成システム。 40

【0096】

18. 前記器具は、回転力を適用することにより作動することを特徴とする上記17.に記載される全股関節形成システム。

【0097】

19. 前記切断ガイドは、前記本体から側方に延在していることを特徴とする上記15.に記載される全股関節形成システム。

【0098】

20. 前記切断ガイドは、第1の面を備え、前記第1の面は、経路に沿って切断器具をガイドするように形作られていることを特徴とする上記19.に記載される全股関節形成シ 50

ステム。

【0099】

21. 前記人工股関節は、上面を備え、前記上面は、前記頸部の前記ベースおよび前記システムの基端側部分に交差する横断面を横切って延在することを特徴とする上記15.に記載される全股関節形成システム。

【0100】

22. 前記追加材料は、前記上面に備え、前記頸部を強化する前記手段は、曲線的部分を備えていることを特徴とする上記21.に記載される全股関節形成システム。

【0101】

23. 中心縦軸および基端部を備えるシステム、

10

前記システムの基端側部分から延在する頸部であって、第1の長さ、ベースおよび頭部接続機構を備え、前記頭部接続機構は、中心点を備え、前記第1の長さは、ベーと中心点との間の距離を備える、頸部、

前記システムの前記基端部と前記頸部の前記ベースとの間に延在する上面、および
基端側境界を備える外側コーティングであって、前記外側コーティングの少なくとも一部は、前記頸部に含まれる、外側コーティング、
を備えていることを特徴とする人工大腿骨股関節。

【0102】

24. 前記上面は、前記システムの基端部および前記頸部の前記ベースと交差する横断面に沿って延在することを特徴とする上記23.に記載される人工大腿骨股関節。

20

【0103】

25. 外側コーティングは、多孔質であることを特徴とする上記23.に記載される人工大腿骨股関節。

【0104】

26. 前記多孔質コーティングは、生物学的成長を促進することを特徴とする上記25.
に記載される人工大腿骨股関節。

【0105】

27. 前記外側コーティングの前記基端側境界の一部は、少なくとも部分的に上記頸部を横切って延在していることを特徴とする上記23.に記載される人工大腿骨股関節。

【0106】

30

28. 前記外側コーティングの基端側境界と前記頸部の前記頭部接続機構との間の距離は、第2の長さを備えていることを特徴とする上記23.に記載される人工大腿骨股関節。

【0107】

29. 前記第2の長さは、前記第1の長さ未満であることを特徴とする上記28.に記載される人工大腿骨股関節。

【0108】

30. 中心縦軸および基端部を備えるシステム、

前記システムの基端部分から延在する頸部であって、ベース、頭部接続機構および第1の長さを備え、前記第1の長さは、前記ベースと前記頭部接続機構の中心点との間の長さを備える、頸部、

40

前記システムの前記基端部および前記頸部の前記ベースに交差する横断面に沿って延在する上面、

その少なくとも一部が前記頸部に含まれる外側コーティング、および
頸部を強化する手段、
を備えていることを特徴とする全股関節形成のための人工大腿骨。

【0109】

31. 前記外側コーティングは、多孔質であることを特徴とする上記30.に記載される人工股関節。

【0110】

32. 前記多孔質外側コーティングは、生物学的成長を向上させる材料を備えていること

50

を特徴とする上記 3 1 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 1 】

3 3 . 前記頸部を強化する前記手段は、前記上面上の追加材料を備えていることを特徴とする上記 3 0 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 2 】

3 4 . 前記頸部を強化する前記手段は、曲線的部分を備えていることを特徴とする上記 3 0 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 3 】

3 5 . 前記頸部を強化する前記手段は、第 1 の部分において前記頸部の前記ベースに交差することを特徴とする上記 3 0 . に記載される人工股関節。 10

【 0 1 1 4 】

3 6 . 中心縦軸および基端部を備えているシステム、

第 1 の長さ、ベースおよび頭部接続機構を備える頸部であって、前記頭部接続機構は、中心点を備え、前記第 1 の長さは、前記ベースと前記中心点との間の距離である、頸部、前記システムの前記基端部と前記頸部のベースとの間に延在する上面、および前記頸部を強化する手段、

を備えていることを特徴とする全股関節形成のための人工大腿骨股関節。

【 0 1 1 5 】

3 7 . 前記上面は、前記システムの基端部および前記頸部のベースに交差する横断面に沿つて延在することを特徴とする上記 3 6 . に記載される人工股関節。 20

【 0 1 1 6 】

3 8 . 前記頸部を強化する前記手段は、前記上面に追加材料を備えていることを特徴とする上記 3 6 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 7 】

3 9 . 前記頸部を強化する前記手段は、曲線的部分を備えていることを特徴とする上記 3 8 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 8 】

4 0 . 前記頸部を強化する前記手段は、第 1 の部分において前記頸部の前記ベースに交差することを特徴とする上記 3 8 . に記載される人工股関節。

【 0 1 1 9 】

4 1 . 前記第 1 の部分と前記頭部接続機構の前記中心点との間の距離は、第 2 の長さであることを特徴とする上記 3 8 . に記載される人工股関節。 30

【 0 1 2 0 】

4 2 . 前記第 2 の長さは、前記第 1 の長さより小さいことを特徴とする上記 3 9 . に記載される人工股関節。

【 0 1 2 1 】

4 3 . 生まれつきの大腿骨の頸部を横切って切断し、前記頸部の骨頭下部分に頸部切除面を形成するステップであって、前記頸部切除面は、外側皮質縁部により境界される、ステップ、

プローチを大腿骨空洞内に挿入するステップであって、前記頸部切除面の前記外側皮質縁部は、前記プローチを少なくとも部分的に取り囲んで延在する、ステップ、および

前記頸部切除面の前記外側皮質縁部を面取りするステップ、

を備えていることを特徴とする人工大腿骨股関節を受け取る生まれつきの大腿骨を用意する方法。

【 0 1 2 2 】

4 4 . 前記プローチは、平坦な切断器具接触面を備えていることを特徴とする上記 4 3 . に記載される方法。

【 0 1 2 3 】

4 5 . 前記プローチは、基端側ソケットを備え、前記頸部切除面の前記外側皮質縁部を面取りするステップは、前記頸部切除面の前記外側皮質縁部を切断器具で切断するステップ 50

を含み、前記切断器具は、支柱を備え、前記支柱は、前記基端側ソケット内に受け取られるることを特徴とする上記43.に記載される方法。

【0124】

46. 前記切断器具は、平坦な骨切断面を備え、前記支柱が前記基端側ソケット内に受け取られると前記骨切断面は、整列され、前記頸部切除面の前記外側皮質縁部を面取りすることを特徴とする上記45.に記載される方法。

【0125】

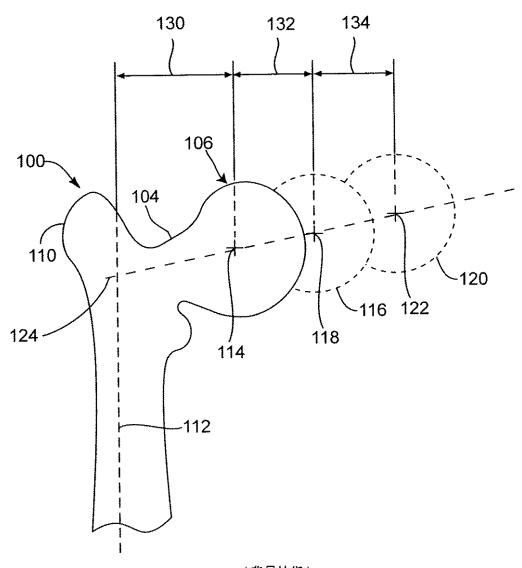
47. 前記切断器具は、曲線的な骨切断面を備えていることを特徴とする上記43.に記載される方法。

【0126】

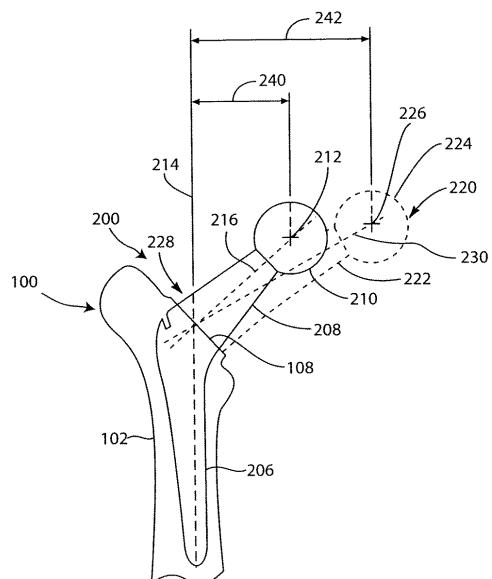
48. 前記支柱が前記基端側ソケット内に受け取られると、前記切断器具は、前記支柱の周りに回転可能であり、前記器具が回転すると、前記平坦な骨切断面は、前記骨の一部を取り除くことを特徴とする上記45.に記載される方法。

10

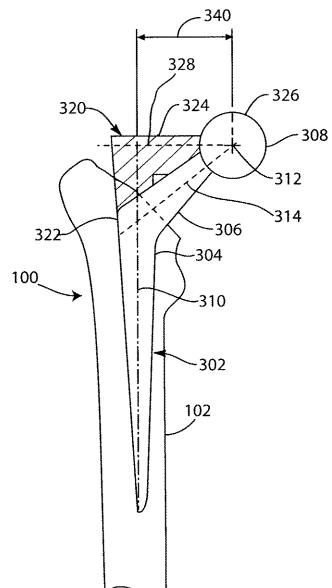
【図1】



【図2】

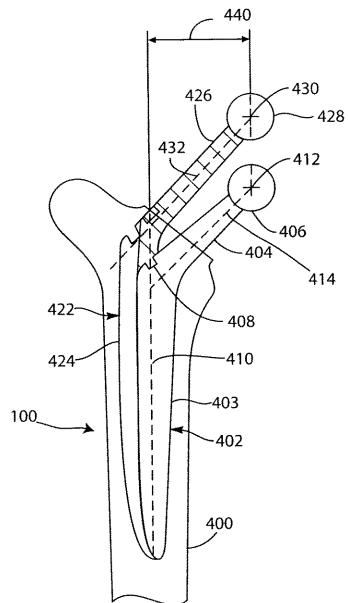


【図3】



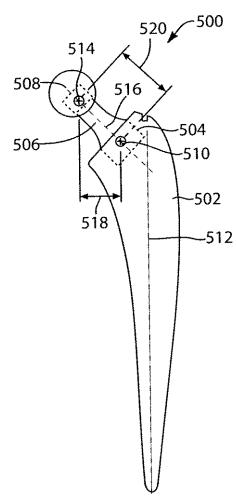
(従来技術)

【図4】



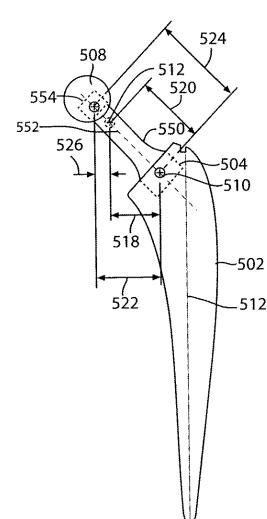
(従来技術)

【図5A】



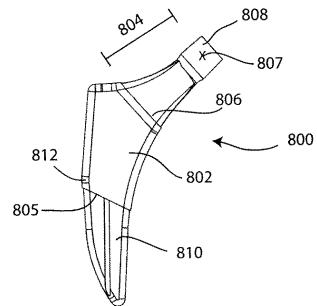
(従来技術)

【図5B】

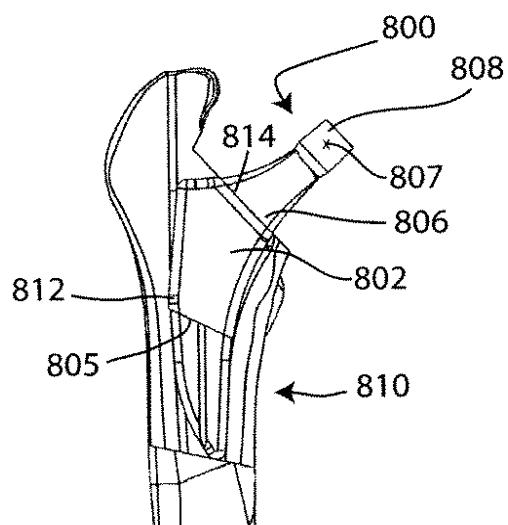


(従来技術)

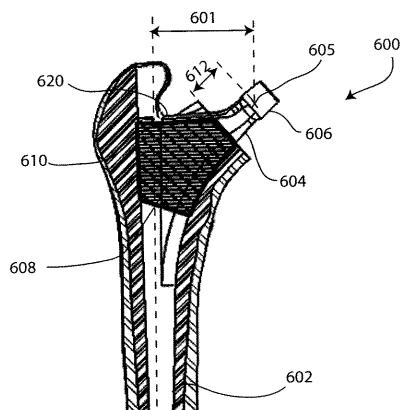
【図 6 A】



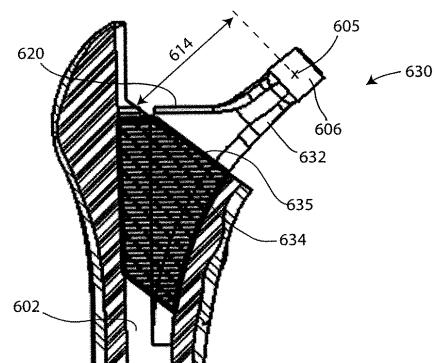
【図 6 B】



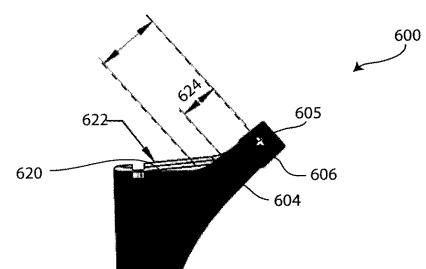
【図 7】



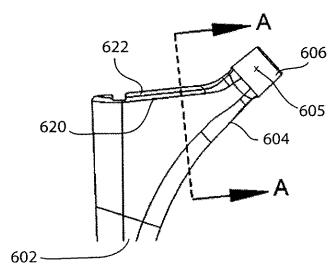
【図 8】



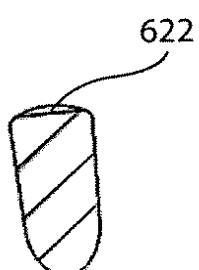
【図 9】



【図 10 A】

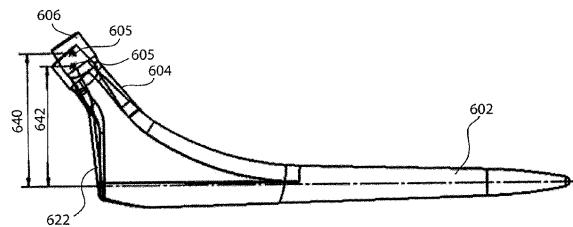


【図 10 B】



断面A-A

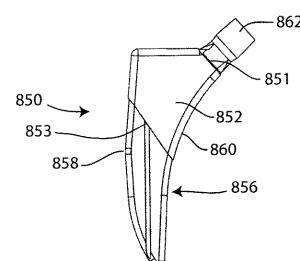
【図 11 A】



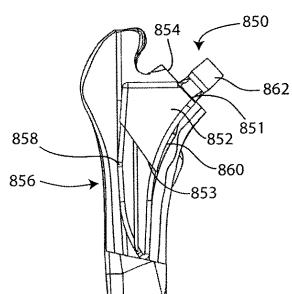
【図 11 B】

IM直径 (mm)	標準的オフセット(SO) (mm)	高度オフセット(HO) (mm)	耐衝撃性高度オフセット(HHO) (mm)	高度オフセット・プラス(HOP) (HO+5mm)
9	34	40	40	45
10	35	41	41	46
11	36	42	42	47
12	37	43	43	48
13	37	43	43	48
14	38	46	46	51
15	39	47	47	52
16	40	48	48	53
17	40	48	48	53
18	41	49	49	54

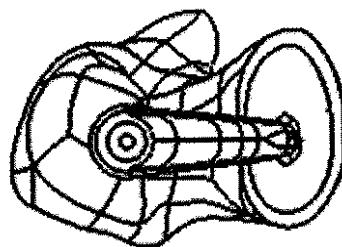
【図 12 A】



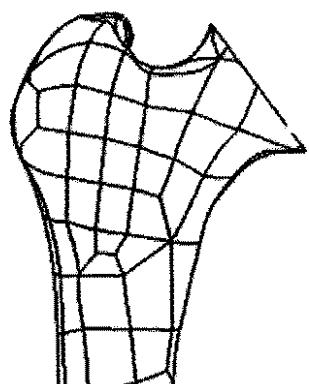
【図 12 B】



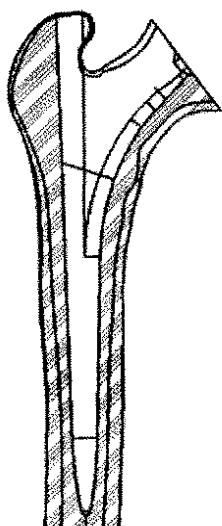
【図 13 A】



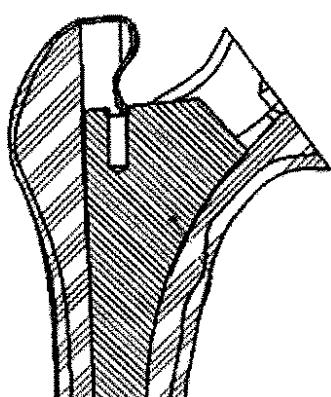
【図 13 B】



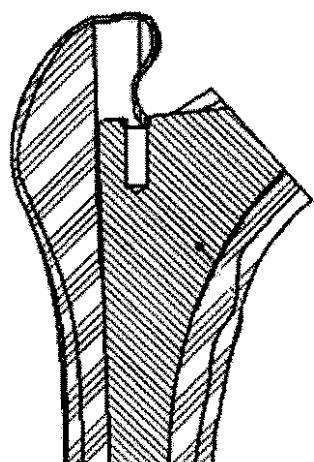
【図 13 C】



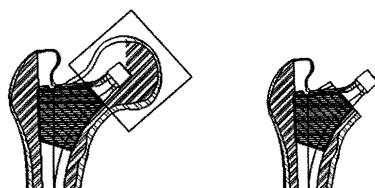
【図 13 D】



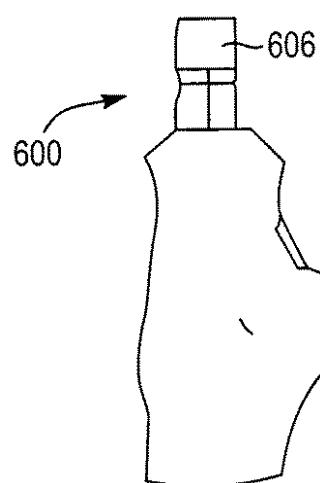
【図 13 E】



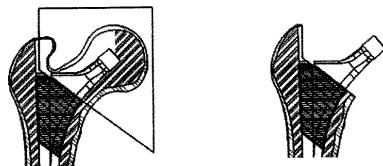
【図 14 B】



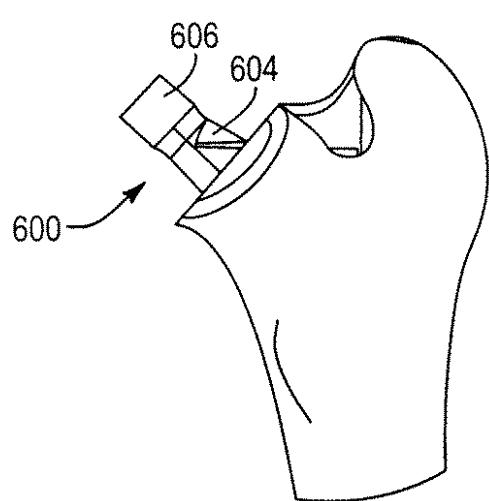
【図 15 A】



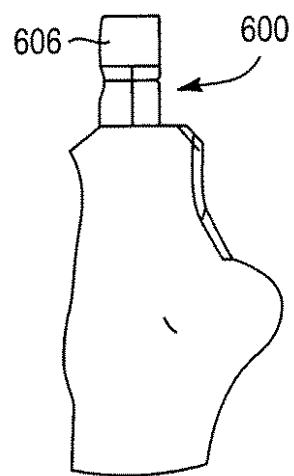
【図 14 A】



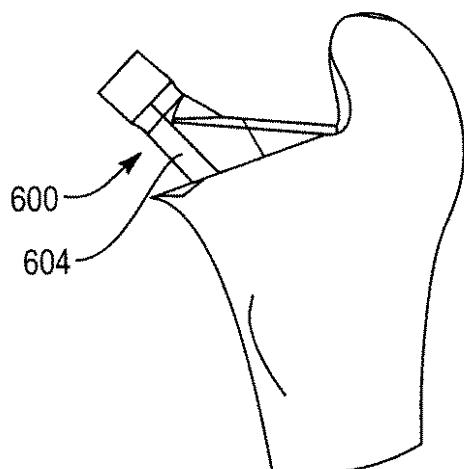
【図 15 B】



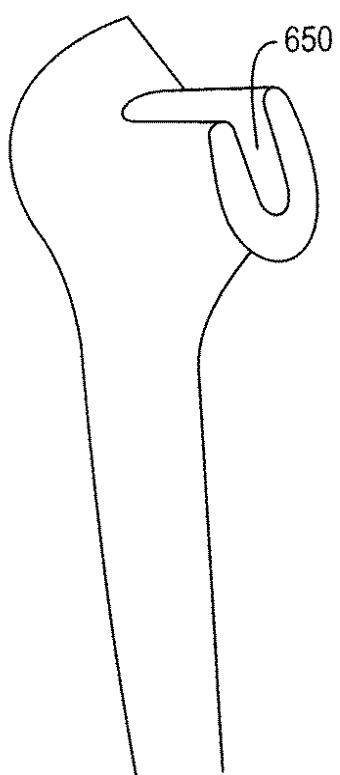
【図 15 C】



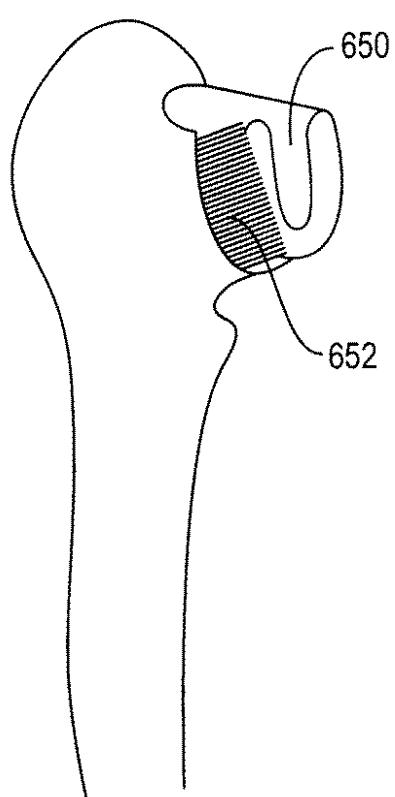
【図 15 D】



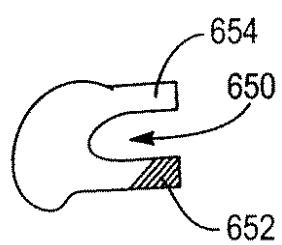
【図 16 A】



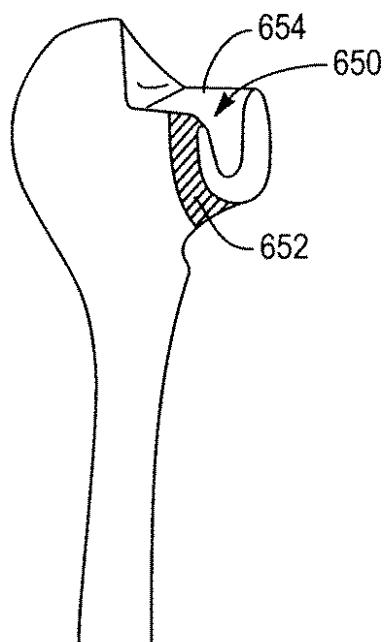
【図16B】



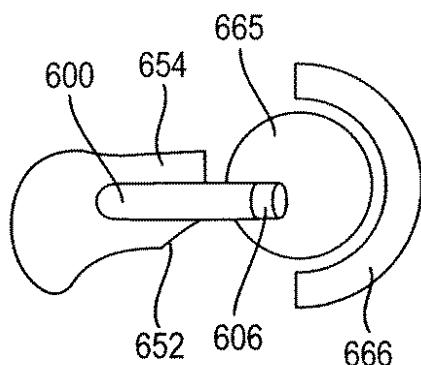
【図16C】



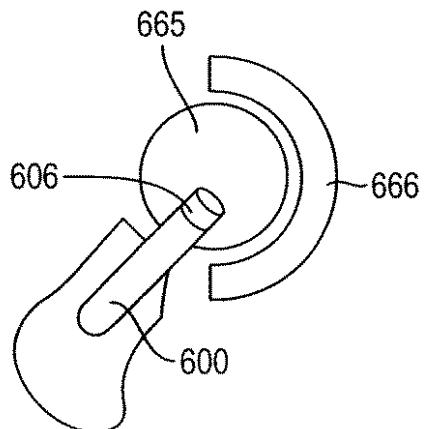
【図16D】



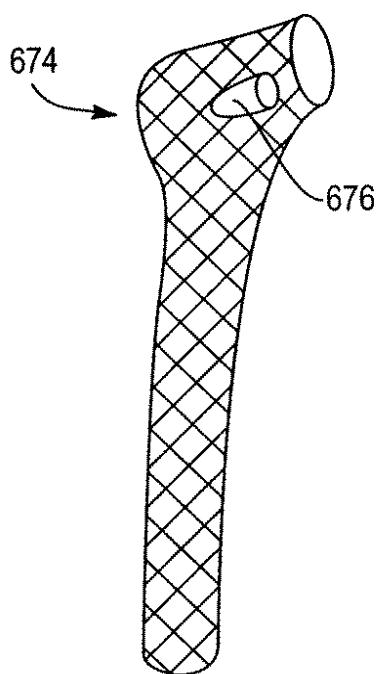
【図16E】



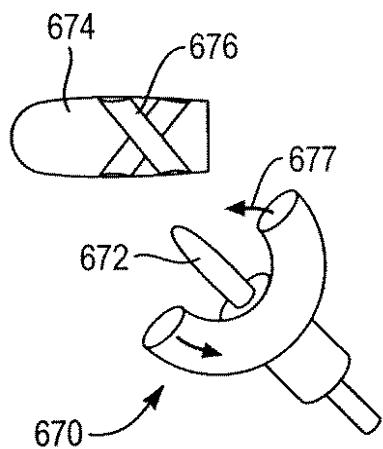
【図 1 6 F】



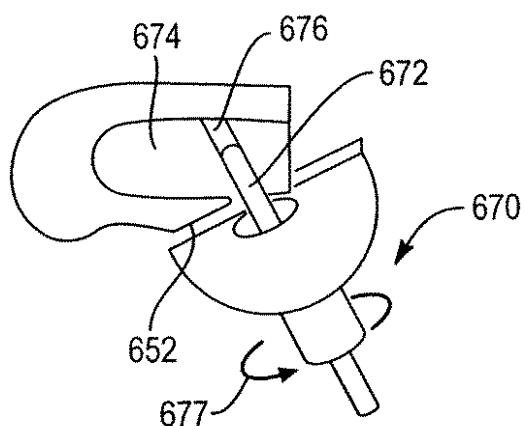
【図 1 7 A】



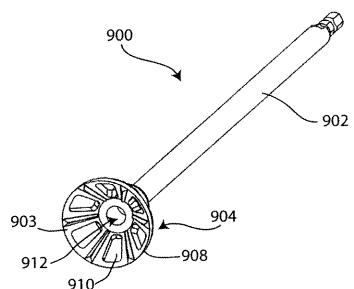
【図 1 7 B】



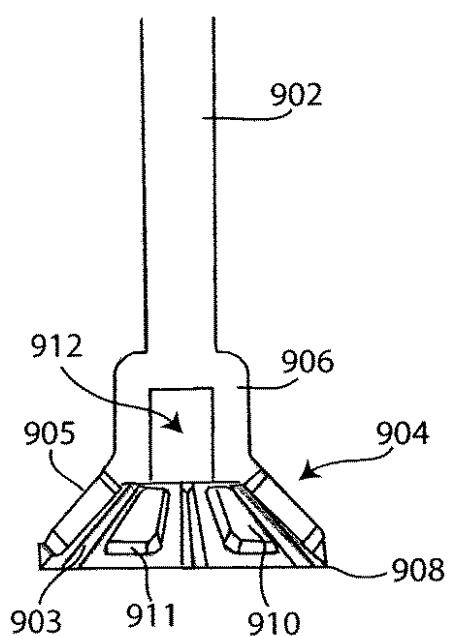
【図 1 7 C】



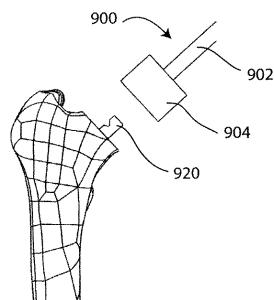
【図 1 8 A】



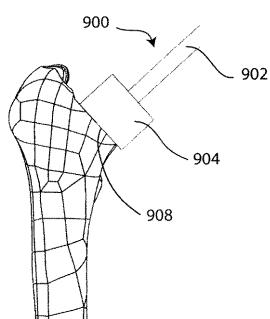
【図 18 B】



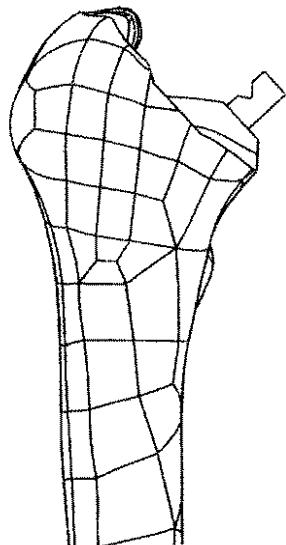
【図 19 A】



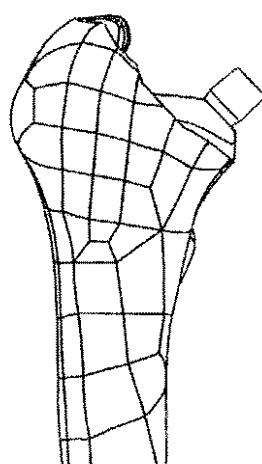
【図 19 B】



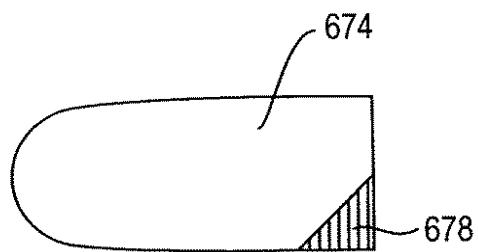
【図 20 A】



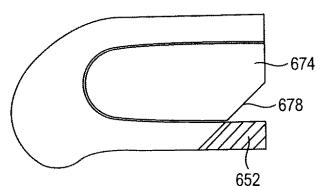
【図 20 B】



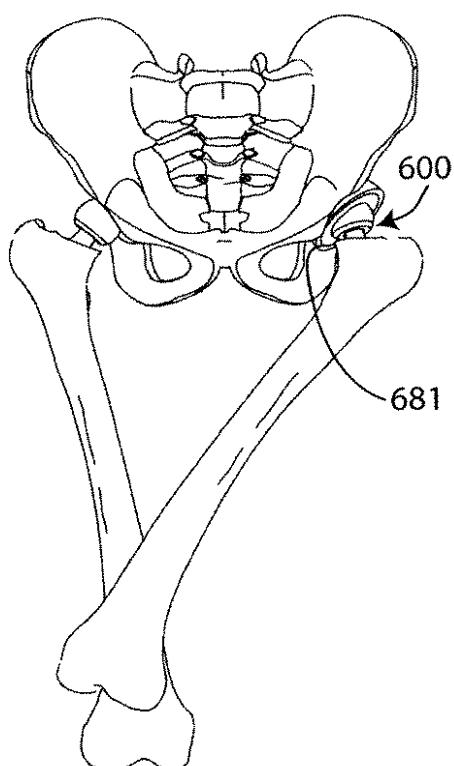
【図 2 1 A】



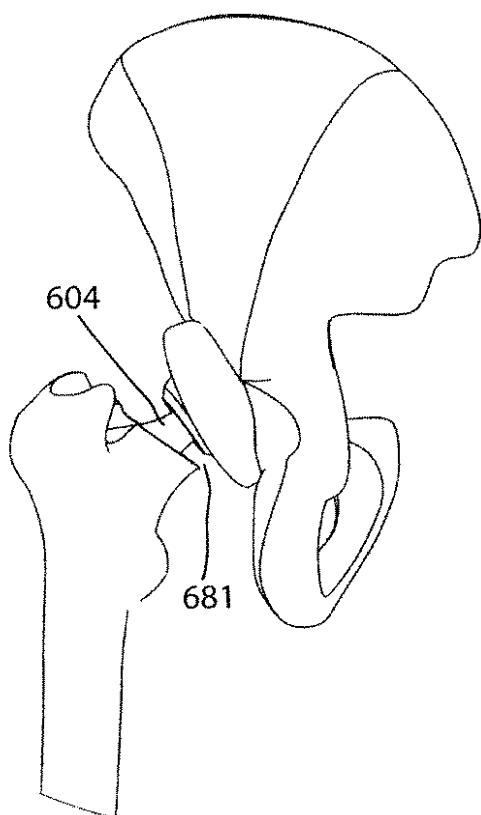
【図 2 1 B】



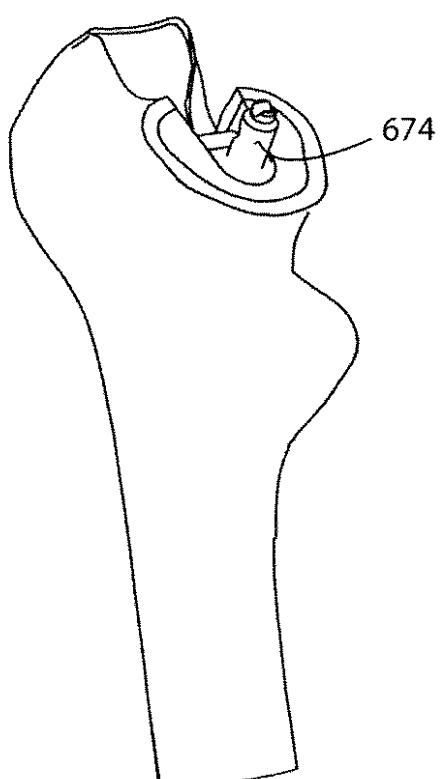
【図 2 2 A】



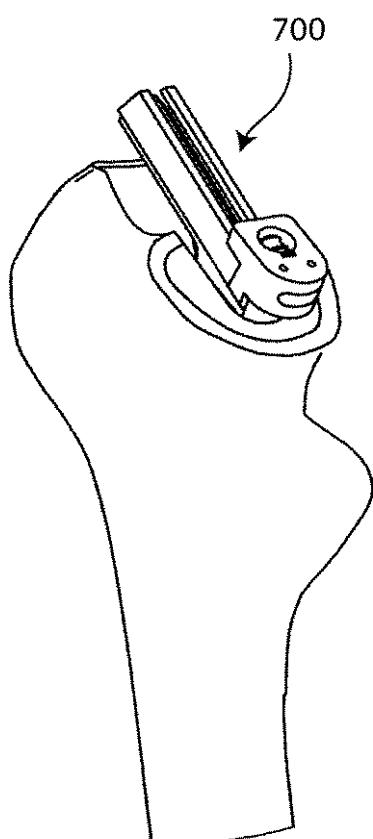
【図 2 2 B】



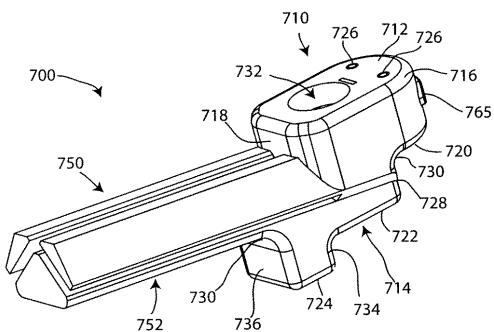
【図 2 3 A】



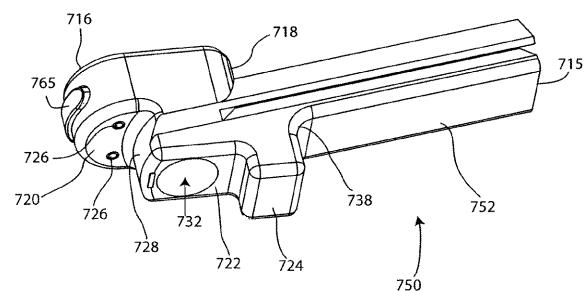
【図23B】



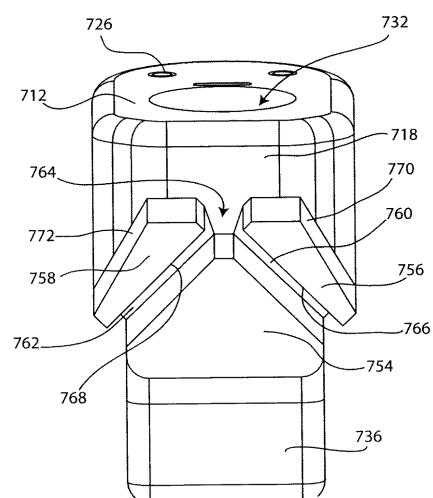
【図24】



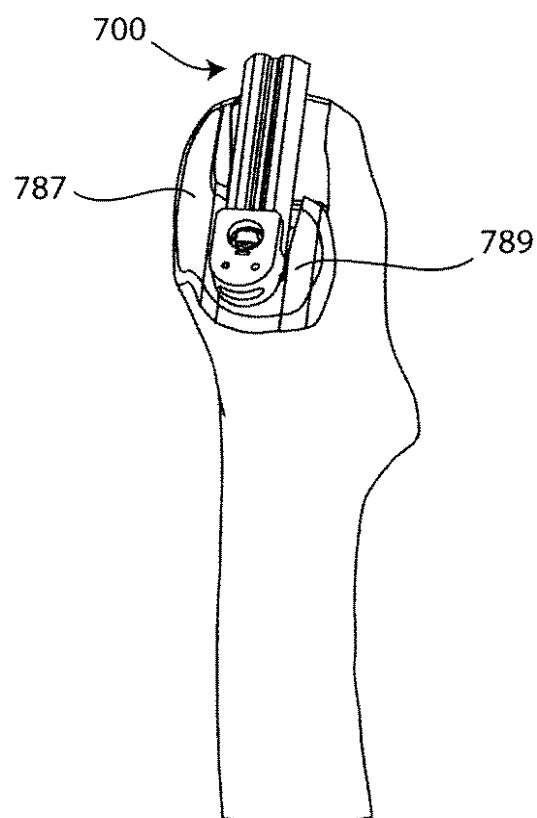
【図25】



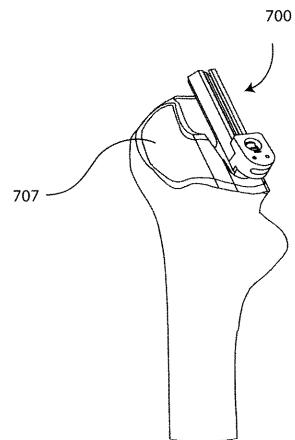
【図26】



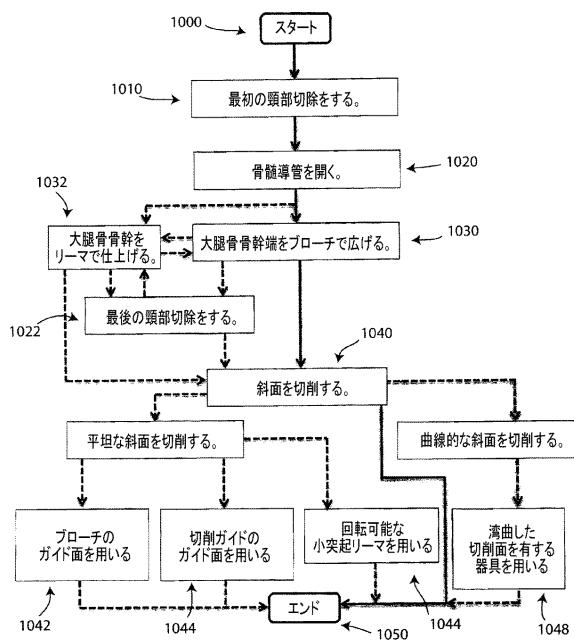
【図27A】



【図27B】



【図28】



フロントページの続き

(72)発明者 ニコラス スレーター

アメリカ合衆国 85248 アリゾナ州 チャンドラー ウエスト アスター ドライブ 35
2

(72)発明者 ジョシュア エー.バターズ

アメリカ合衆国 85224 アリゾナ州 チャンドラー ノース ベンソン レーン 1226

審査官 後藤 健志

(56)参考文献 特開2009-000518(JP,A)

特開平10-272148(JP,A)

米国特許出願公開第2005/0251145(US,A1)

特表2005-504601(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/14

A61B 17/56 - 17/92

A61F 2/36