

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5193202号
(P5193202)

(45) 発行日 平成25年5月8日(2013.5.8)

(24) 登録日 平成25年2月8日(2013.2.8)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 F 2/34 (2006.01)

A 6 1 F 2/34

A 6 1 F 2/36 (2006.01)

A 6 1 F 2/36

請求項の数 6 (全 7 頁)

(21) 出願番号 特願2009-523268 (P2009-523268)
 (86) (22) 出願日 平成19年8月6日(2007.8.6)
 (65) 公表番号 特表2009-545415 (P2009-545415A)
 (43) 公表日 平成21年12月24日(2009.12.24)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2007/058127
 (87) 国際公開番号 W02008/015289
 (87) 国際公開日 平成20年2月7日(2008.2.7)
 審査請求日 平成22年6月24日(2010.6.24)
 (31) 優先権主張番号 102006036924.6
 (32) 優先日 平成18年8月4日(2006.8.4)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)
 (31) 優先権主張番号 102007031669.2
 (32) 優先日 平成19年7月6日(2007.7.6)
 (33) 優先権主張国 ドイツ(DE)

(73) 特許権者 508095614
 セラムテック アクチエンゲゼルシャフト
 CeramTec AG
 ドイツ連邦共和国 プロヒンゲン ファブ
 リクシュトラッセ 23-29
 Fabrikstrasse 23-29
 , D-73207 Plochingen,
 Germany
 (74) 代理人 100061815
 弁理士 矢野 敏雄
 (74) 代理人 100094798
 弁理士 山崎 利臣
 (74) 代理人 100099483
 弁理士 久野 琢也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ソケット変形を減じるための寛骨臼ソケットの非対称的な構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

人工股関節に使用するための寛骨臼ソケットであって、前記人工股関節がステム(1)から成っており、該ステム(1)に球頭(2)が取付け可能であり、該球頭(2)がソケットインサート(3)において回転可能に挿入可能であり、前記ソケットインサート(3)が当該寛骨臼ソケット(4)内に挿入可能且つ固定可能であり、前記ステム(1)が大腿骨(20)内に埋込み可能であり、且つ当該寛骨臼ソケット(4)が骨盤骨(21)内に埋込み可能である、寛骨臼ソケットにおいて、

当該寛骨臼ソケット(4)が、該寛骨臼ソケット(4)の剛性に関して、当該寛骨臼ソケット(4)の対称軸線(z)に対して相互に直交する2つの方向(x, y)において非対称的に形成されており、相互に直交する2つの方向のうちの、他方の方向(y)に対して一方の方向(x)において、補強エレメント(6)が当該寛骨臼ソケット(4)内に供給されており、寛骨臼ソケットの材料よりも高い剛性を備えた材料から成る補強エレメントが、寛骨臼ソケットの周壁内に供給されていることを特徴とする、寛骨臼ソケット。

【請求項 2】

当該寛骨臼ソケット(4)が、第1の方向(y)において最小の壁厚(b)を有しており、第2の方向(x)において最大の壁厚(a)を有している、請求項1記載の寛骨臼ソケット。

【請求項 3】

一方の方向(x)の補強エレメント(6)が、寛骨臼ソケット(4)の剛性を他方の方

向（ y ）に向かって一定に減じる、請求項 1 記載の寛骨臼ソケット。

【請求項 4】

当該寛骨臼ソケット（4）のジオメトリが、非対称的な負荷時に可能な限り円環状の対称的なジオメトリをもたらすように非対称的に構成されている、請求項 1 から 3 までのいずれか一項記載の寛骨臼ソケット。

【請求項 5】

長手方向軸線（ z ）に対して垂直な、当該寛骨臼ソケット（4）の横断面が無負荷状態において楕円形である、請求項 4 記載の寛骨臼ソケット。

【請求項 6】

当該寛骨臼ソケット（4）が少なくとも 1 つの金属から製造されている、請求項 1 から 5 までのいずれか一項記載の寛骨臼ソケット。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、人工股関節に使用するための寛骨臼ソケットであって、人工股関節がステムから成っており、ステムに球頭が取付け可能であり、球頭がソケットインサートにおいて回転可能に挿入可能であり、ソケットインサートが寛骨臼ソケット内に挿入可能且つ位置固定可能であり、ステムが大腿骨内に埋込み可能であり、且つ寛骨臼ソケットが骨盤骨内に埋込み可能である、寛骨臼ソケットに関する。

【0002】

寛骨臼ソケットは一次固定するための手術の進行中に、種々異なる技術により骨盤骨に連結される。周知の固定形式はプレスばめによるソケットの締付けである。これは技術的な意味において締めしるを伴う結合に分類されている連結の 1 つである。つまり寛骨臼ソケットの外側ジオメトリは、医者による寛骨臼のフライス加工によってもたらされるソケット収容部よりも大きい。従ってソケットの挿入後に骨によりソケットに作用する法線力と、その結果である摩擦力とは寛骨臼ソケットの一次固定（*Verankerung*）を保証する。

【0003】

骨盤骨の不均一な剛性に基づき、一般的に、プレスばめ状況において寛骨臼ソケットの非対称的な負荷がもたらされる。非対称的な負荷は寛骨臼ソケットの非対称的な変形を結果的にもたらすことがある。このことは原理的に不都合である。なぜならば寛骨臼ソケットの変形はソケットインサートの挿入を困難にするか、もしくは更にソケットインサートの非対称的な変形及び負荷に繋がるからである。この場合、起こり得る更なる作用はソケットインサートの破損、及び／又はソケットインサートの球冠直径の局所的な縮小による、滑動対偶の機能の減縮である。

【0004】

剛性に関する骨盤骨の不均一性は、一般的に、常に同じ方向に存在するので、医者はプレスばめにおいて寛骨臼ソケットに対する極めて高い負荷の方向を、十分な正確性を持って患者において判断することができる。

【0005】

本発明の根底にある課題は、請求項 1 の上位概念部記載の寛骨臼ソケットを改良して、ソケットインサートの損傷及び／又は滑動対偶、つまり球頭／ソケットインサートの機能の減縮が、ソケットインサートの球冠直径の局所的な縮小により回避されている寛骨臼ソケットを提供することである。

【0006】

上記課題は本発明によれば、寛骨臼ソケットは、寛骨臼ソケットの剛性及び／又はジオメトリに関して、寛骨臼ソケットの対象軸線に対して互いに直交する 2 つの方向において非対称的に形成されていることにより解決される。有利には、寛骨臼ソケットの剛性及び／又はジオメトリに関して寛骨臼ソケットを非対称的に構成することにより、プレスばめ状況における非対称的な外側の負荷に対抗することができる。従って寛骨臼ソケットは直

10

20

30

40

50

交する２つの方向において種々異なる剛性を有している。

【０００７】

寛骨臼ソケットの比較的高い剛性の軸線は、埋込み時に骨盤骨の極めて高い剛性の方向に対して同一線上に配向することができる。骨盤骨の剛性との関係において寛骨臼ソケットの剛性を適切に設計することにより、プレスばめ状況による寛骨臼ソケットの不可避の変形は均一に発生する、つまり全ソケット周面においてほぼ同じ程度の変形量を伴う。

【０００８】

本発明による構成において、寛骨臼ソケットは第１の方向において最小の壁厚を有していて、第２の方向において最大の壁厚を有している。寛骨臼ソケットの壁厚の非対称的な構成は、例えば端面の領域の所定の方向において最小の壁厚が形成され、且つ前記方向に対して直交する方向において最大の壁厚が形成されている。種々異なる壁厚に基づき、寛骨臼ソケットは上記両方向において同様に種々異なる剛性を有している。

10

【０００９】

別の構成において、他方の方向に対する一方の方向において補強又は弱化工具メントが寛骨臼ソケット内に供給されている。補強工具メント - 比較的高い剛性を有する材料から成る工具メント - を寛骨臼ソケットの周壁内に挿入することにより、種々異なる負荷方向において寛骨臼ソケットの種々異なる剛性を達成することもできる。

【００１０】

本発明の更に別の構成は、一方の方向の補強又は弱化工具メントは、他方の方向に向かって剛性を一定に減じるか又は高めることを特徴とする。弱化工具メントは寛骨臼ソケットにおける切欠きであってもよい。

20

【００１１】

比較的低い剛性を有する材料から成る工具メントの供給により、寛骨臼ソケットの剛性は低剛性を有する材料の場所において弱化する。この場合、剛性の減少量は方向に関連している。その結果、寛骨臼ソケットは種々異なる負荷方向に関して同様に種々異なる剛性を有している。極端な場合、剛性を方向に関連して減じるために、工具メントは供給されず、適切に材料が切り欠かれるだけである。

【００１２】

更に別の構成において、寛骨臼ソケットのジオメトリは、非対称的な負荷時に可能な限り円環状の対称的なジオメトリがもたらされるように非対称的に形成されている。有利には、対称軸線に対して垂直な、寛骨臼ソケットの横断面は無負荷状態において楕円形である。

30

【００１３】

ソケットジオメトリ、例えば負荷がかけられているソケット横断面の非対称的な構成により、非対称的な負荷がある場合、同様に非対称的な変形が発生することを達成できる。非対称的な変形は対称的なソケットジオメトリの形成に通じる。具体的な例として、楕円形のソケット横断面がプレスばめにおける非対称的な負荷に基づき変形し、その結果、横断面はほぼ円環状のジオメトリを有する。

【００１４】

有利には、寛骨臼ソケットは少なくとも１つの金属から製造されている。

40

【００１５】

本発明に係る寛骨臼ソケットは、好ましくは、寛骨臼ソケットが、第１の方向において最小の壁厚を有しており、第２の方向において最大の壁厚を有している。

【００１６】

好ましくは、他方の方向に対する一方の方向において、補強又は弱化工具メントが前記寛骨臼ソケット内に供給されている。

【００１７】

好ましくは、一方の方向の補強又は弱化工具メントが、該補強又は該弱化工具メントの剛性を他方の方向に向かって一定に減じるか又は高める。

【００１８】

50

好ましくは、弱化エレメントが寛骨臼ソケットにおける切欠きである。

【0019】

好ましくは、寛骨臼ソケットのジオメトリが、非対称的な負荷時に可能な限り円環状の対称的なジオメトリをもたらすように非対称的に構成されている。

【0020】

好ましくは、長手方向軸線に対して垂直な、寛骨臼ソケットの横断面が無負荷状態において楕円形である。

【0021】

好ましくは、寛骨臼ソケットが少なくとも1つの金属から製造されている。

【0022】

以下に、先行技術及び本発明を図面に基づき詳細に説明する。

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】図1a, 1b, 1cは、従来技術を示した図である。

【図2】図2a, 2bは、発明による寛骨臼ソケットを示した図である。

【図3】図3a, 3bは、補強又は弱化エレメントを備えた本発明による寛骨臼ソケットを示した図である。

【図4】図4aは、無負荷状態にある本発明による寛骨臼ソケットを示した図であり、図4bは、無負荷状態にある本発明による寛骨臼ソケット（点線）と、負荷状態にある本発明による寛骨臼ソケット（実線）とを対比した図である。

【0024】

図1a, 1b, 1cには従来技術が示されている。人工股関節は、一般的に、球頭2に連結されているステム1と、ソケットインサート3に連結されている寛骨臼ソケット（Hueftpfanne）4とから成っている。ステム1と寛骨臼ソケット4とは大腿骨20もしくは骨盤21への組込みにより患者の身体に結合され、球頭2もしくはソケットインサート3のための支持体である。球頭2はソケットインサート3の球冠5において回転可能に支承されている。寛骨臼ソケット4はその対称軸線zに対して回転対称的に形成されている。これにより寛骨臼ソケット4の壁厚 a_1 , b_2 は全方向x, yにおいて同じであり、プレスばめ状況における寛骨臼ソケット4の非対称的な負荷により、結果的に寛骨臼ソケット4の非対称的な変形になることがある。

【0025】

図2a, 2bには端面7の平面においては対称的（図2a参照）に構成されていない、本発明による寛骨臼ソケット4が示されている。対称軸線zに対して直交する方向xにおいて壁厚aは最大であり、同様に対称軸線zに対して直交する方向yにおいて壁厚bは最小である。この場合、方向x, yは互いに直交して、つまり直角に配置されている。

【0026】

異なる壁厚a, bに基づき、寛骨臼ソケット4は上記2つの方向x, yにおいて異なる剛性を有している。

【0027】

図3には本発明による寛骨臼ソケット4が示されている。図3の寛骨臼ソケット4では、他方の直交する方向yに対する一方の方向xにおいて、補強又は弱化するように作用するエレメント6が寛骨臼ソケット4に供給されている。補強又は弱化エレメント6 - 寛骨臼ソケット4の残りの材料よりも高い又は低い剛性を備えた材料から成るエレメント - を寛骨臼ソケット4の被覆体内に供給することにより、種々異なる負荷方向に対する寛骨臼ソケット4の種々異なる剛性が形成されている。

【0028】

この場合、方向xの補強又は弱化エレメント6は、端面においてほぼ90°（図3b参照）の角度範囲 α を有している。方向xにおける剛性は、方向xに対して直交する方向yにおける剛性とは異なることが重要である。方向x, yに対する2つの極値の間において均一な剛性変化を達成するために、補強又は弱化エレメントは最大で180°の角度 α を

10

20

30

40

50

有してよい。この場合、各エレメントの壁厚はエレメントの一方の端部から中央まで連続的に増加し、他方の端部に向かって同じように連続的に再び減少する。

【 0 0 2 9 】

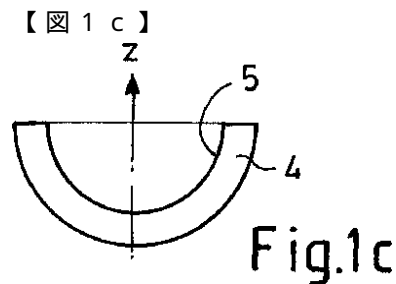
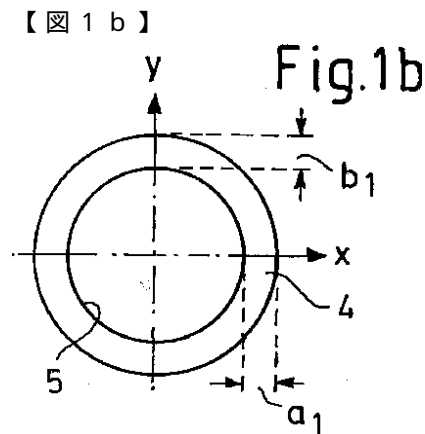
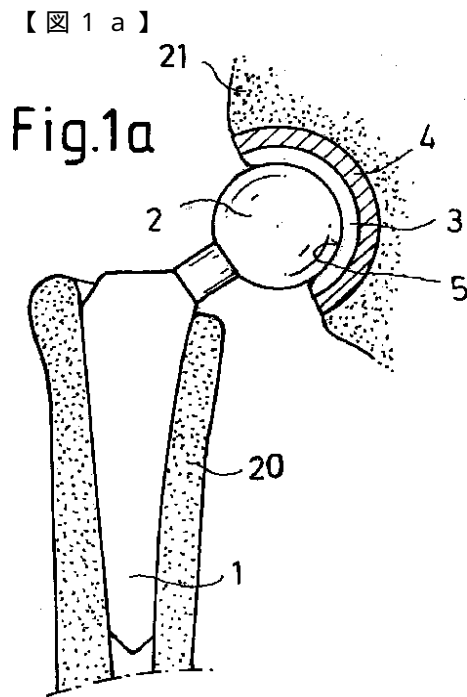
例えば比較的僅かな剛性を有する材料から成るエレメント 6 の供給により、比較的僅かな剛性を有する材料の場所において寛骨臼ソケット 4 の剛性は弱化される。この場合、剛性の減少の程度は方向に関係している。その結果、寛骨臼ソケット 4 は種々異なる負荷方向において同様に種々異なる剛性を有する。極端な事例では、剛性を方向に関連して減じるために、エレメントは供給されず、材料が適切に切り欠かれるだけである。

【 0 0 3 0 】

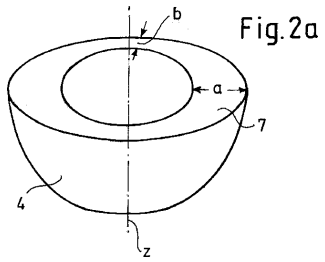
対称軸線 z に対して垂直な寛骨臼ソケット 4 の横断面は無負荷状態（実線）において楕円形であるように、非対称的に形成されているジオメトリを有する寛骨臼ソケット 4 が図 4 b に示されている。非対称的な負荷の場合、寛骨臼ソケット 4 は変形し（図 4 b の破線）、その結果として対称的なジオメトリが発生する。図 4 a には負荷状態にある寛骨臼ソケット 4 が示されている。簡略化されたモデルイメージにおいて点状に発生する力は F_1 、 F_2 で示されている。この実施の形態において、非対称的な負荷（方向 F_1 ）の場合に可能な限り円環状の対称的なジオメトリ（図 4 a）がもたらされることを保証することができる。

【 0 0 3 1 】

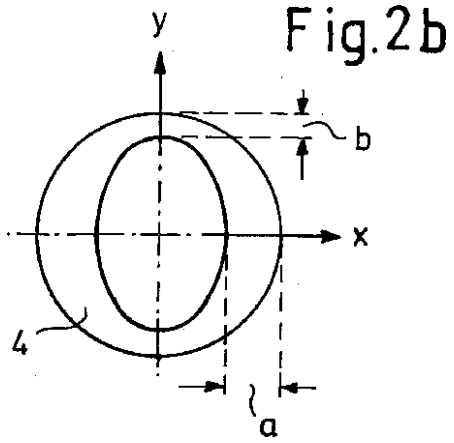
寛骨臼ソケット 4 のジオメトリの非対称的な構成により、非対称的な負荷において同様に非対称的な変形が発生することがある。この非対称的な変形は対称的なソケットジオメトリの形成に繋がることになる。具体的な例では楕円形のソケット横断面がプレスばめにおける非対称的な負荷の結果変形され、横断面がほぼ円環状のジオメトリを有する。



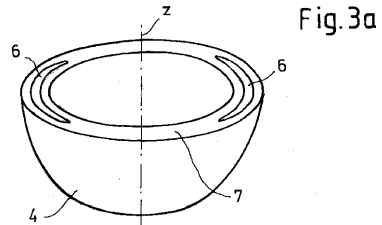
【図 2 a】



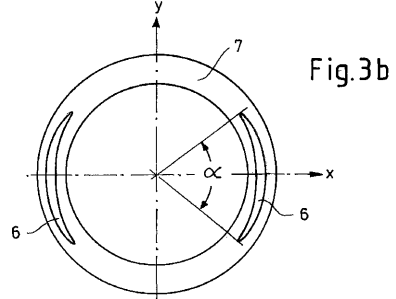
【図 2 b】



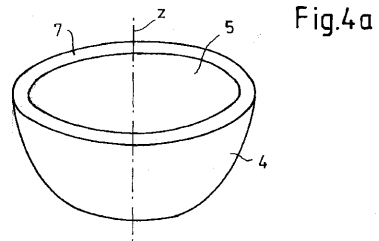
【図 3 a】



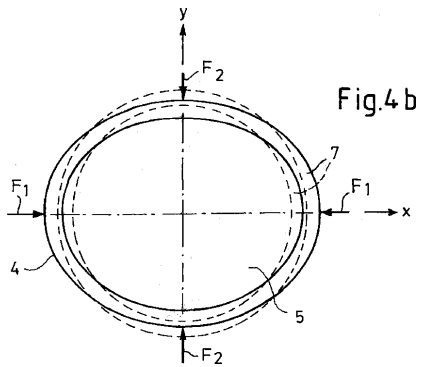
【図 3 b】



【図 4 a】



【図 4 b】



フロントページの続き

- (74)代理人 100112793
弁理士 高橋 佳大
- (74)代理人 100128679
弁理士 星 公弘
- (74)代理人 100135633
弁理士 二宮 浩康
- (74)代理人 100114890
弁理士 アインゼル・フェリックス＝ラインハルト
- (72)発明者 ローマン プロイス
ドイツ連邦共和国 ラインフェルデン - エヒターディングエン カルコーフェンシュトラッセ 8
- (72)発明者 トーマス パンドルフ
ドイツ連邦共和国 エスリングエン - ツェル バッハシュトラッセ 5

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 特開平06-070947(JP,A)
特開2006-015153(JP,A)
特開平11-253471(JP,A)
米国特許第06537321(US,B1)
特表平06-505414(JP,A)
国際公開第98/22049(WO,A1)
独国特許出願公開第4442559(DE,A1)
欧州特許出願公開第380045(EP,A1)
欧州特許出願公開第640324(EP,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 2/34
A61F 2/36