

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5128497号  
(P5128497)

(45) 発行日 平成25年1月23日(2013.1.23)

(24) 登録日 平成24年11月9日(2012.11.9)

(51) Int.Cl.

A 61 F 2/38 (2006.01)

F 1

A 61 F 2/38

請求項の数 8 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-551485 (P2008-551485)  
 (86) (22) 出願日 平成19年1月23日 (2007.1.23)  
 (65) 公表番号 特表2009-523569 (P2009-523569A)  
 (43) 公表日 平成21年6月25日 (2009.6.25)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2007/002041  
 (87) 國際公開番号 WO2007/102951  
 (87) 國際公開日 平成19年9月13日 (2007.9.13)  
 審査請求日 平成21年12月24日 (2009.12.24)  
 (31) 優先権主張番号 60/761,296  
 (32) 優先日 平成18年1月23日 (2006.1.23)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 60/761,297  
 (32) 優先日 平成18年1月23日 (2006.1.23)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 397071355  
 スミス アンド ネフュー インコーポレーテッド  
 アメリカ合衆国 テネシー 38116、  
 メンフィス ブルクス ロード 145  
 O  
 (74) 代理人 100064908  
 弁理士 志賀 正武  
 (74) 代理人 100089037  
 弁理士 渡邊 隆  
 (74) 代理人 100108453  
 弁理士 村山 靖彦  
 (74) 代理人 100110364  
 弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】膝蓋構成要素

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

(a) 使用される自然の膝蓋骨と係合される第一の面と、(b) 使用される大腿骨構成要素を受ける第二の面と、を有する膝蓋構成要素主要部を備え、前記第二の面が、上端面、下端面、内端面、及び外端面を有し、さらに前記第二の面が、

(i) 使用される大腿骨構成要素と接する、前記内端面から前記外端面へ延在する実質的に軸対称な部分と、

(ii) 前記実質的に軸対称な部分から延在し、使用される大腿骨構成要素と接する一つ以上のファセット面と、

(iii) 緩和部分であって、該緩和部分がなければ前記実質的に軸対称な部分の頂部が在るだろう場所に位置する前記緩和部分と、

をさらに備える膝蓋構成要素であって、

前記一つ以上のファセット面が前記実質的に軸対称な部分の両外側に延在すること特徴とする膝蓋構成要素。

## 【請求項 2】

(iv) 屈曲及び伸長される間、大腿骨構成要素上で円滑な移行を可能とするための、上端面、下端面、若しくは両面における一つ以上の欠損部分、

をさらに備えることを特徴とする請求項 1 に記載の膝蓋構成要素。

## 【請求項 3】

前記実質的に軸対称な部分が、使用時の固定された可動域内で大腿骨構成要素と接触さ

10

20

れ、前記一つ以上のファセット面が、固定された可動域外で大腿骨構成要素と接触されることを特徴とする請求項1～2のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。

#### 【請求項4】

前記一つ以上のファセット面が、掘って作られる、又は前記実質的に軸対称な部分から離れる方向に凹状に延在されることを特徴とする請求項1～3のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。

#### 【請求項5】

前記実質的に軸対称な部分が、前記内側縁及び前記外側縁により幅広い湾曲部位を有するパイ状の小片を備え、前記小片は前記実質的に軸対称な部分の頂部で交わることを特徴とする請求項1～4のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。 10

#### 【請求項6】

前記実質的に軸対称な部分が、使用時における異常回転の許容を容易にすることを特徴とする請求項1～5のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。

#### 【請求項7】

前記大腿骨構成要素から前記第二の面に作用する力のベクトルである接触ベクトルが、  
(a) オンセット型構成要素に関して、前記膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、

(b) インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、又は

(c) 大腿四頭筋腱が前記膝蓋の上極に付随された箇所と、膝蓋腱が前記膝蓋の下極に付随された箇所との間に線として定義づけられた基準線にほぼ垂直な線、 20

のうちの一つから0～30度であることを特徴とする請求項1～6のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。

#### 【請求項8】

前記大腿骨構成要素から前記第二の面に作用する力のベクトルである接触ベクトルが、  
(a) オンセット型構成要素に関して、前記膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、

(b) インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、又は

(c) 大腿四頭筋腱が前記膝蓋の上極に付随された箇所と、膝蓋腱が前記膝蓋の下極に付随された箇所との間に線として定義づけられた基準線にほぼ垂直な線、

のうちの一つから0～5度であることを特徴とする請求項1～6のいずれか一項に記載の膝蓋構成要素。 30

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

##### 【0001】

本明細書は、「低せん断力を有する膝蓋（Low Shear Force Patella）」という名称で、2006年1月23日に出願された米国特許仮出願第60/761296号明細書、「制御解剖学的制約された膝蓋（Controlled Constraint Anatomic Patella）」という名称で、2006年1月23日に出願された米国特許仮出願第60/761297号明細書、及び「凸状橢円形膝蓋（Convex Oval Patella）」という名称で、2006年1月23日に出願された米国特許仮出願第60/761298号明細書の利益を主張し、それぞれの米国仮出願の全内容は、ここに参照によって取り込まれる。 40

##### 【0002】

本発明は、一般に、自然の膝蓋の一部分又は膝頭が置き換えられる膝蓋骨部位を形成するように設計された膝蓋部分（又は膝頭）、とりわけ、全人工膝関節の大軸構成要素に対して協同し、関節を成すように設計された膝蓋構成要素に関する。さらに、前記膝蓋構成要素を埋め込む方法が提供される。

##### 【背景技術】

##### 【0003】

関節置換術、とりわけ膝関節置換術がますます普及している。（例えば、関節炎、損傷、又は疾患などによる）膝関節悪化による衰弱効果を治癒するために、様々な人工膝関節 50

及び方法が開発された。患者の膝を修復するのに用いられる極めて一般的な方法として、人工膝関節置換術があり、ここで、脛骨は切除され脛骨構成要素と置換され、大腿は切除され大腿構成要素と置換される。場合によって、外科医は大腿構成要素と連接される膝蓋の後面における関節面も置換され、よって、膝関節全体又は一部分の置換による結果の改善に役立つ。

#### 【0004】

膝蓋の第一の機能として、大腿四頭筋の効率を高めること、及び大腿四頭筋腱と膝蓋腱との間の繋ぎとしての機能を果たすことが挙げられる。膝蓋は後方に大腿骨顆部間の溝を滑動する突起部を有し、膝蓋トラック (patella track) と称される。膝蓋、膝蓋トラック及び顆部は、低摩擦滑車及び四頭筋腱の梃として共に役割を果たす。

10

#### 【0005】

図1に示すように、膝関節置換手術の際、膝の屈曲及び伸長のときに人工膝蓋構成要素2の後方部6が大腿構成要素8と接するように、人工膝蓋構成要素2が自然の膝蓋骨4と固定されてよい。次いで、膝蓋構成要素2は膝の屈曲及び伸長される間に大腿構成要素の滑車溝9(大腿骨顆部を分離する線)とぴったりとかみ合う。

#### 【0006】

膝蓋構成要素2を埋め込むために、自然の膝蓋骨の一部が取り除かれ、インプラントがその箇所に固定される。あるインプラントは“インセット型(insert)”であり、インプラントが骨と同一平面上に位置するように、骨に穴繰りを使って浅い穴が開けられることを意味する。他の型は“オンセット型(onset)”であり、膝蓋の背部が面取りされ、インプラントが扁平骨の上部に配置されることを意味する。本明細書に記載された発明は、これらのインプラントの型を超えて、両方に用いることができる。

20

#### 【0007】

自然の膝の最大可動域は、約150～160度である。それに反して、膝関節の代替の多くは僅か約110～120度の屈曲が成し遂げられる。この差のいくらかは、膝関節内の瘢痕及びその他の身体状態に起因されるが、残りは主に、膝の自然運動力学を考慮した適切な人工構成要素の形状を設けた現在のインプラントの不具合に起因され得る。

#### 【0008】

従って、いくつかの製品の市場における相対的な成功にも関わらず、多くの膝蓋構成要素は約5から10年経過時に機能しなくなりがちである。これらが機能しなくなる理由の一部として、構成要素の特定の領域における過度な摩耗、若しくは骨/構成要素の接合部分における緩みが挙げられる。例えば、ドーム形膝蓋構成要素の場合、機能しなくなる理由の一つとして、屈曲時に大腿構成要素の下向きへの力が膝蓋構成要素に作用することと、膝蓋構成要素から延在し、且つ膝蓋構成要素を自然の膝蓋に付随される釘が弱くなり、破損される。インプラントに直接作用するせん断力は、膝運動の間に変化し、膝がより深屈曲することによってせん断力がより増大される。例えば、異なる屈曲角度において、膝蓋-大腿境界面に作用する接触応力は境界面の外周縁へ移動し、膝の屈曲が増えるにつれ接触応力も増大される。膝が屈曲される間、膝蓋自体が屈曲され、接触点が構成要素の関節面において上方へ移動する。この位置において、(構成要素の関節面に垂直である)接触力が背面圧縮力及び背面せん断力を引き起こす。

30

#### 【0009】

例えば、人が直立している時、大腿構成要素8がボタン形又はドーム形の膝蓋構成要素2に及ぼす圧力の法線は、構成要素のドーム構造の中心部、又は中心部付近に向けられる。図2に、圧力線の一例を矢印Aで示す。(例えば、人がしゃがむなど)屈曲される間は、膝の屈曲が増大し、大腿構成要素と膝蓋構成要素との間の接触点が滑車溝及び顆部に深く転がり込む要因となる。圧力線もまたドームの中心部から構成要素の上部へ向けられる。全屈曲において、圧力線はもはや自然の膝蓋と垂直でないが、図3の矢印Bで示すように、圧力線は膝蓋構成要素上部方向に下方へ向いている。全屈曲において、力のベクトルは膝蓋上部に圧力が作用される。力のベクトルは、本質的に膝蓋骨面からボタン形膝蓋構成要素を“押し出”そうとする。この力をせん断力と定義する。これが生じる一因として

40

50

、ボタン形の膝蓋がドームのような軸対称な形状であることが挙げられる。

#### 【0010】

せん断力を図示するための有用な類似例として、卓上にあるドーム形の文鎮について考察する。ある人がドームの中心部に圧力を作用させた場合、文鎮は同じ場所に留まる。これは、膝蓋ドームの中心部に向けられた大腿構成要素の力（すなわち圧縮力）と一体に、人が直立している状態と類似している。文鎮の例に戻って、もし人が、表面に垂直な圧力点を文鎮の上部（例えば、一方の端部）に向けると、文鎮は卓上の表面に沿って摺動される。これは、大腿構成要素の力が膝蓋構成要素の上部に向けられる屈曲する膝と類似する。この位置において、膝蓋構成要素を膝蓋に付随する釘には、とりわけ圧力が作用される。実際、釘の不具合によって、多くの人工膝蓋に不具合が生じ、これらのタイプの力は患者にとって苦痛となり得る。この力はせん断力のことを示し、本発明の実施形態ではせん断力を回避、又は軽減しようとする。10

#### 【0011】

人工膝蓋構成要素ではせん断力が問題を引き起こし、自然の膝蓋では問題を引き起こさない理由として、自然の膝蓋はより直線形状である一方、人工の膝蓋構成要素は円弧又はドームのような形状となりがちだからである。自然の膝蓋がより平らであることから、膝蓋が屈曲中に回転し、且つ接触ベクトルが膝蓋を上方に移動するにつれて、（ここで留意すべきは、接触が顆部との場合、接触ベクトルが二つあり、各々の顆部から一つの接触ベクトルが出ており、接触が滑車溝との場合、接触ベクトルが一つある）、膝蓋構成要素の円頂において斜め下方に向くのとは対照的に、大腿構成要素からの力のベクトルが膝蓋に対していくらか垂直（又は直角）のままの状態にある。20

#### 【0012】

理想的な条件下では、解剖学的形状の膝蓋構成要素がこれらの接触条件及び形状により、境界面においてより小さなせん断力が示される。しかしながら、これらの要素は、異常回転、又は外科的移植における配置が原因で、高い接触応力端部荷重にとりわけ影響を受けやすい。例えば、提供される多くのレベルに適合される“解剖学的”膝蓋設計は、滑車溝の関節面と顆内関節面との間において拘束の差を有する。拘束の差は、解剖学的な設計がより多くの大腿面と接することから、ボタン形（又はドーム形）設計と比較して解剖学的設計においてより拡大される。この拡大された拘束差は、一つの領域から他へ移行するとき、解剖学的構造の膝蓋構成要素が大腿構成要素に対して配置構造（平衡）を移行する原因となり、それは患者への不安定性、苦痛、又はクランク（clunk）としてとられる。膝蓋が顆内領域から滑車溝へ移行されるときに、上昇において転移がより積極的にみられる。直面する設計的課題として、構成要素／骨のせん断力をさらに軽減させる一方、制限的な移行を最小限にする膝蓋構成要素の表面を設計することである。このような設計が、患者の苦痛を軽減し、構成要素を長持ちさせることが望ましい。30

#### 【0013】

従って、本発明の実施形態は、膝蓋構成要素と膝蓋骨との間のせん断力負荷を最小とする一方、高度に適合する“解剖学的形状の”膝蓋と同等に外科的移植障害又は運動力学的機能に対してそれほど影響されにくい構成要素を提供する。

#### 【0014】

膝蓋構成要素製造者が経験する新たな課題として、上述した問題点のせん断力を軽減させるが、外科手術における誤差及び患者の身体構造上の変異によって導入された変化にも適応する構成要素を設計することがある。例えば、膝蓋構成要素が大腿構成要素における膝蓋・大腿溝の位置付けと正確に一致するように膝蓋構成要素を配置するのは困難である。従って、（図1～3に示されるように）市場の大半の設計は膝蓋構成要素の軸受表面に軸対称形状が用いられ、結果的に膝蓋構成要素部位と大腿構成要素との間ににおいて低適合性をもたらす。このような設計が原因で、外科医は構成要素が機能するために、厳密に、かつ正確に構成要素を配置する必要がない。しかしながら、そのような構成要素は形状により、上述したせん断力の問題が引き起こされる。他の設計は、自然の膝蓋に近づけるように、膝蓋構成要素をより平らに、又はさらに凹形に形成されるように試みられるが、構4050

成要素がより平らに形成されることによって、より位置誤差に影響を受ける。精密な計器、データ、及び情報の不足が起因して、大腿構成要素において膝蓋・大腿溝の位置付けと正確に一致されるように、解剖学的膝蓋構成要素の回転位置決めを外科的に準備することが困難と成り得る。言い換えれば、より平らな構成要素は異常回転により影響を受けやすい。非軸対称な膝蓋構成要素が適切な位置に埋め込みされないと、上述の軸対称な設計よりも大きな装着関連問題が生じ得る。

#### 【0015】

例えば、いくつかの設計は、平らな隆起で隔てられた鞍状の関節部位を有する構成要素を有する。これらの構成要素は理論的に膝蓋構成要素と大腿構成要素との間のより大きな表面接触領域を可能にするが、配置（とりわけ、回転位置決め及び膝蓋構成要素の自然の膝蓋骨への傾き）にも極めて影響を受けやすい。外科的な精度が絶対的でない場合、位置決めにおける誤差は膝蓋構成要素の端部荷重及び局部固定荷重の原因と成り得る。

10

#### 【0016】

適合する解剖学的形状を有する（例えば鞍状などの）膝蓋が受ける他の問題として、屈曲域を通じて大腿構成要素とともに異なる制約パターンを有することが挙げられる。具体的には、滑車溝における膝蓋骨の栓子の拘束は、顆内領域における栓子の拘束とは異なる。結果として、膝蓋はそれぞれの領域において接続すると同時に異なる平衡位置を模索する。膝蓋骨の滑車溝から顆内領域への移行の間に、異なる拘束パターンとともに新たな平衡条件に到達した膝蓋によってもたらされた調整転移及び／又は回転運動がしばしば生じる。この動作は“クランク（clunk）”と称され、深い屈曲からの伸長の際に特に明らかである。前述のとおり、これは苦痛を引き起こす可能性があり、且つ一つの領域から別の領域への移行が非線形且つ非一貫性であり得ることにより不安定であると患者に認知されることがある。

20

#### 【0017】

それ故に、せん断力が軽減されるように役立つが、僅かなインプラント誤差に適応するよう、より最適に形成された膝蓋構成要素の設計が必要である。深屈曲運動中に、構成要素／骨界面におけるせん断力が極めて高いことから、膝前部の苦痛を軽減するように役立つ膝蓋構成要素がとりわけ必要となる。制御された方法で、膝の可動域における移行が可能な膝蓋構成要素が必要となる。さらに、構成要素の増強及び不具合が低減される特定の領域において強化された材質を有する膝蓋構成要素が必要となる。

30

#### 【発明の開示】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0018】

本発明の実施形態は、せん断力を減少させる、又は最小限にし、僅かな埋め込み誤差に適合するために形成された膝蓋骨構成要素を提供する。さらに、本実施形態は、膝前部の苦痛を、とりわけ激しい屈曲活動中に減少させることができ、制御された方法によって一連の膝運動中、移行を容易にする。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0019】

本発明の諸態様によると、

40

(a) 使用される自然の膝蓋骨と係合される第一の面と、(b) 使用される大腿骨構成要素を受ける第二の面と、を有する膝蓋構成要素主要部とを備えた膝蓋骨構成要素が提供され、前記第二の面が、上端面、下端面、内端面、及び外端面を有し、さらに前記第二の面が、

(i) 使用される大腿骨構成要素と接する、内端面から外端面へ延在する実質的に軸対称な部分と、

(ii) 使用される大腿骨構成要素と接する、実質的に軸対称な部分から延在する一つ以上のファセット面と、

をさらに備える。

#### 【0020】

50

一つの実施形態によると、屈曲及び伸長される間、大腿構成要素上で円滑な移行を可能とするために、膝蓋骨は上端面、下端面、若しくは両面において一つ以上の欠損部分をさらに備えてよい。

**【0021】**

さらなる実施形態によると、実質的に軸対称な部分は使用時の固定された可動域内で大腿構成部位と接触され、一つ以上のファセット面は固定された可動域外で大腿構成部位と接触される。

**【0022】**

さらなる実施形態によると、一つ以上のファセット面は、掘って作られた(scoop)、又は実質的に軸対称な部分から離れる方向に凹状に延在される。

10

**【0023】**

他の実施形態によると、実質的に軸対称な部分は、内側縁及び外側縁により幅広い湾曲部位を有するパイ状の小片を備え、前記小片は実質的に軸対称な部分の頂部で交わる。

**【0024】**

さらなる実施形態では、使用時における異常回転の許容を容易にする実質的に軸対称な部分を設ける。

**【0025】**

さらなる実施形態によると、第一の面が膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にて膝蓋骨と係合され、第二の面は可動域を通じて、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な接触ベクトルが設けられる。

20

**【0026】**

さらなる実施形態によると、接触ベクトルが、

(a) オンセット型構成要素に関して、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、

(b) インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、又は

(c) 大腿四頭筋腱が膝蓋の上極に付隨された箇所と、膝蓋腱が膝蓋の下極に付隨された箇所との間に線として定義づけられた基準線にほぼ垂直な線、

のうちの一つから、一つの実施形態では約0～30度であり、他の実施形態では0～20度であり、さらなる実施形態では0～10度であり、もっとさらなる実施形態では0～5度である。

30

**【0027】**

さらなる実施形態によると、一つ以上の欠損部分は縁半径を備える。

**【0028】**

さらなる実施形態では、緩和部分であって、該緩和部分がなければ実質的に軸対称な部分の頂部が在るだろう場所に位置する緩和部分が設けられており、この実施形態において、一つ以上のファセットが実質的に軸対称な部分の両外側に延在する。

**【0029】**

さらなる実施形態によると、一つ以上のファセットが実質的に軸対称な部分から凹形に延在される。

**【0030】**

さらなる実施形態によると、緩和部分は実質的に軸対称な部分を第一の実質的に軸対称な部分と第二の実質的に軸対称な部分とに分割し、そこで第一の実質的に軸対称な部分は構成要素の内側端部面から内側中心部へ延在され、第二の実質的に軸対称な部分は構成要素の外側端部面から外側中心部へ延在される。他の実施形態では、緩和部分は使用時の深い屈曲でさえもファセットに大腿構成要素と接する別個の接触断片を形成する。

40

**【0031】**

本発明の他の実施態様によると、(a) 使用時に膝蓋骨と係合される第一の面と、(b) 大腿構成要素を支える第二の面とを有する膝蓋構成要素本体を備えた膝蓋構成要素が設けられ、前記第二の面は上端部面及び下端部面を有し、第二の面はさらに第二の面と交差しない一つ以上の軸について外郭が長く描かれることによって形成された凸状の関節面を

50

備える。

**【0032】**

本実施態様の他の実施形態では、内側から外側方向に実質的に配列された一つ以上の軸を備える。

**【0033】**

さらなる実施形態によると、本実施態様は同様に、屈曲及び伸長される間、大腿構成要素上で円滑な移行を可能とするために、膝蓋骨は上端面、下端面、若しくは両面において一つ以上の欠損部分を有してもよい。

**【0034】**

さらなる実施形態によると、第一の面は膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面で膝蓋骨と係合され、第二の面は可動域を通じて、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な接触ベクトルが設けられる。10

**【0035】**

さらなる実施形態によると、接触ベクトルが、

(a) オンセット型構成要素に関して、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、

(b) インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、又は、

(c) 大腿四頭筋腱が膝蓋の上極に付随された箇所と、膝蓋腱が膝蓋の下極に付隨された箇所との間に線として定義づけられた基準線にほぼ垂直な線、20

のうちの一つから、一つの実施形態では約0～30度であり、他の実施形態では0～20度であり、さらなる実施形態では0～10度であり、もっとさらなる実施形態では0～5度である。

**【0036】**

他の実施形態において、凸状の関節面は約50～250mmの曲率半径を有する。

**【0037】**

本発明のさらなる実施態様によると、使用時において膝の屈曲の角度が約90度より大きいとき、膝蓋構成要素と大腿構成要素との間の接触ベクトル角度が、

(a) オンセット型構成要素に関して、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、

(b) インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、又は、30

(c) 大腿四頭筋腱が膝蓋の上極に付隨された箇所と、膝蓋腱が膝蓋の下極に付隨された箇所との間に線として定義づけられた基準線にほぼ垂直な線、

のうちの一つから、一つの実施形態では約0～30度であり、他の実施形態では0～20度であり、さらなる実施形態では0～10度であり、もっとさらなる実施形態では0～5度であることを特徴とする膝蓋構成要素を提供する。

**【0038】**

本発明のさらなる実施態様によると、

(a) 大腿構成要素を提供するステップと、

(b) 膝蓋構成要素を提供するステップであって、

(i) 使用される自然の膝蓋骨と係合される第一の面と、(ii) 使用される骨構成要素を受ける第二の面とを有し、前記第二の面が上端面、下端面、内端面、及び外端面を有し、さらに前記第二の面が、40

(1) 使用される大腿骨構成要素と接する、内端面から外端面へ延在する実質的に軸対称な部分と、

(2) 使用される大腿構成要素と接する、実質的に軸対称な部分から延在する一つ以上のファセット面と、

をさらに備えた膝蓋骨構成要素主要部を備えた、膝蓋構成要素を提供するステップと、

(c) 移植者の自然の膝蓋がインプラントを受領されるための前処理のステップと、

(d) 自然の膝蓋の一部分にインプラントを埋め込むステップと、

を備える膝蓋構成要素を埋め込む方法を提供する。50

## 【0039】

本明細書において“実施形態”は、本発明の特徴又は目的、及びその逆を意味すると考えられる。

## 【発明を実施するための最良の形態】

## 【0040】

本発明の実施形態は、自然の膝蓋骨の一部を置き換える膝蓋骨部分を形成するのに設計された人工膝蓋骨を提供する。この実施形態は、埋め込みやすさの提供、及び種々の外科的誤差に対応させ得るうえに、従来のドーム形の膝蓋骨構成要素において受けたせん断力を減少し得る。

## 【0041】

苦痛及び構成要素の不良のもととなる構成要素／骨界面のせん断力を軽減させるために、膝蓋骨に望ましい関節領域は実質的に平らな側面を有する。しかしながら、より良い耐久性のために境界面を大きくするには、望ましい関節領域が大腿骨構成要素の滑車溝の冠状及び矢状断面としっかりと整合される。最終的に、回転弛緩（外科的誤差）を可能とするために、望ましい関節領域は（上述のボタン形又は円形の膝蓋骨構成要素のように）軸対称である。記載されている膝蓋骨構成要素の実施形態は、これらの概念の適切且つ最適な構成である。さらに具体的には、設計がボタン形設計により近いほど、滑車溝の関節領域と顆内関節領域との間の拘束差が前記構成要素の回転性問題に及ぼす影響は小さいが、骨／膝蓋骨の界面へのせん断力は望ましくない方法で増大すると言ってもよい。しかしながら、幾何学的形状が“解剖学的”設計に近いほど、界面力を低減（若しくはより望ましい方向へ延伸）させることが可能となるが、設計は拘束差及び避けられない外科的な異常回転に影響を受けやすくなり得る。記載されている設計の実施形態は、膝蓋骨の関節面を配置することを目的としているので、一定の回転がかかっても、接触ベクトルは通常、構成要素／骨の界面に正常のまま保持され、その結果、せん断力の低下を引き起こす。例えば、（a）オンセット型構成要素に関して、膝蓋骨／膝蓋構成要素の境界面にほぼ垂直な線、又は（b）インセット型構成要素に関して、膝蓋骨に設けられた軸にほぼ平行な線、若しくは（c）下記に記載された他の基準系、のうちのいずれかであることから、屈曲状態が90度以上において、実施例では接触ベクトルが一実施形態において0～50度へ低減され、他の実施形態においては0～45度、さらなる実施形態においては0～40度、他の実施形態においては0～35度、他の実施形態においては0～30度、他の実施形態においては0～25度、さらなる実施形態においては0～20度、他の実施形態においては0～15度、他の実施形態においては0～10度、及びさらなる実施形態においては0～5度である。

## 【0042】

（a）について：膝蓋骨／膝蓋構成要素の界面に対して垂直な線であり、一実施形態の一例として図18及び図19に示す。垂直線は、“垂直力（normal force component）”を表わす“N”によって示される。（N1は図18に示され、N2は図19に示される。）（b）について：膝蓋骨に形成された軸線に対して平行な線であり、一例として、軸線は、膝蓋骨挿入要素を収容するのに骨に穴を作成する際、ドリルによって形成される。ドリルの軸線もまた、膝蓋骨に作成された軸線である。

## 【0043】

接触ベクトルと膝蓋上の法線方向との間の角度を測定する代替的方法を図23に示す。この代替手法には異なる基準線（膝蓋構成要素の配置によって定義されていないもの）が用いられるが、解剖学的基準座標系によって代わりに定義される。この選択肢において、二つの関心領域は、（1）大腿四頭筋腱100が膝蓋101の上極に付随された接続領域107（第一の接続領域）、及び（2）膝蓋腱104が膝蓋の下極に付隨された接続領域（第二の接続領域）、である。これらは、力が膝蓋中に広がる領域である。

## 【0044】

線102がそれぞれの接続領域107及び108内の領域から引かれた場合、この線102は基準線として用いることができる。内側／横方向から見ると、この基準線は、膝蓋

10

20

30

40

50

に作用する接触力が測定され得る基準を定義するのに用いることができる。例えば、接触力における角度は線 103 より測定され、線 103 は基準線 102 と垂直である。

#### 【 0 0 4 5 】

ここで膝蓋構成要素自体に関し、図 4 ~ 6 に示す第一の実施形態において、膝蓋構成要素 10 は、構成要素本体 12 と、膝蓋骨と係合される第一の表面 14 と、大腿構成要素について支持される第二の表面 16 とを含有する。第一の表面 14 は、構成要素 10 が収容されるよう調整された患者の自然の膝蓋へ構成要素 10 を固定する一つ以上の釘（図示せず）と一体の平面である。上述のように、本発明の実施形態は、インセット型若しくはオンセット型構成要素となり得る。釘の任意の適正な数及び釘の位置づけを用いることができ、釘の代わり、又は釘に加えて、その他の任意の適切な固定装置を使用してもよい。

10

#### 【 0 0 4 6 】

第二の表面 16 は、大腿構成要素と関節結合を成し、力が第一の面 14 / 骨界面にどの程度まで作用するか定める面である。第二の表面 16 は、実質的に軸対称な領域、ファセット領域、及び混合領域から成る一連の大腿骨面より形成される。これらの面の組み合わせは、構成要素 / 骨界面におけるせん断力を減少させ、同様に埋め込み誤差による異常回転が考慮される。

#### 【 0 0 4 7 】

第二の表面 16 は、構成要素 10 の内端面 20 から外端面 22 へ延在する実質的に軸対称な部分 18 を有する。実質的に軸対称な部分 18 は、構成要素 10 の一部分の上に湾曲した円弧を有する。一つの実施形態において、内端面 20 及び外端面 22 に近接する湾曲した部位 24 は、前記構成要素の先端部 26 における湾曲した部位よりも幅がいくらか広い。これは、本質的に、実質的に軸対称な部分 18 の側面を形成する二つの細長い小片 28（又は“パイ状の”小片）が築かれる。これらの小片 28 は、一定の可動域内で大腿構成要素に対して連接され、完全に軸対称な（すなわちボタン形の）膝蓋を用いる際に得られる効果を呈するのに寄与する。（注記：以下に論じるように、機能するためには厳密に対称である必要はないという理由から、軸対称部位 18 は“実質的に”軸対称とする。自由に形成された表面など、その他の表面の形状は、類似の効果を実現し得、以下に述べられている。）

20

#### 【 0 0 4 8 】

一定の回転範囲内で、膝蓋構成要素 10 は実質的に軸対称な部分 18 において大腿構成要素と接する。回転の閾値（例えば、5 ~ 30 度、5 ~ 15 度、又はさらに具体的には 5 ~ 10 度、若しくはその他の適切な範囲のうち、任意の閾値であってよい）に達した後、構成要素 10 と大腿構成要素との間の接触は、一般的に、より適合された接触条件が存在するファセット面 30 へ移動される。例えば、滑車溝と顆内関節領域との間で膝が曲げられ、及び膝蓋が移行するにつれて、境界面は小片 28 からファセット面 30 へ移り得る。

30

#### 【 0 0 4 9 】

図 5 に示すように、ファセット面 30 は実質的に軸対称な部分 18 の側面に設けられる。ファセット面 30 は、“掘って作られた”、又は実質的に軸対称な部分 18 の小片 28 から下向きに、且つ凹形に延在されたくぼみを意味する。示された実施形態では、内側から外側への実質的に軸対称な部分 18 によって定義された各々の四半部に、四つのファセット面 30 が存在する。上述のボタン形（ドーム形の）インプラントへの見方及び比較のために、内側から外側方向への実質的に軸対称な部分の小片を保持するために表面がそがれたドーム形の構成要素について考察する。ファセット面 30 が大腿構成要素の顆状突起の断面と協働することを可能とするように、ファセット面 30 は任意の縦深であってよい。図 22 に、ファセット面 30 の幾何学的形状を定義することができる方法が示される。実質的に軸対称な部分の端部は、識別可能であり、且つ関節面上部の空間において軸周囲において“突出”されることが可能である。この“突出”された面、若しくは“スウェイプされたシート（swept sheet）”が、ファセット面 30 の深さ範囲を規定することができる。面 30 は通常、接触点が実質的に軸対称な部分 18 からより適合性のあるファセット面 30 へ移動される場合など、大腿構成要素と一定の可動域外において接する。

40

50

## 【0050】

膝蓋構成要素10が位置決めされた人間が直立しているとき、圧力の法線は、実質的に軸対称な部分18の頂部26へ、又は当該頂部26付近へ方向づけられる。人間が膝を屈曲させた時に（例えば、しゃがみこみ姿勢をとり始めるとき）、ファセット面30が現時点で接触がなされる領域であるように、膝蓋構成要素は大腿構成要素との関連で回転される。ファセット面30は、大腿構成要素と共に働く、自然の膝蓋とさらに接近させること及びプラットフォームを設けることができる。ファセット面30は、異常回転の増大において、大腿構成要素の適合性の増加をもたらす。図6に示されるように、境界面がファセット面30のとき、せん断力要素が低下される。

## 【0051】

10

実質的に軸対称な小片28と、小片28のそれぞれ両側に配置されるファセット面30との間の転位は、屈曲転移中に移動及びクランクを未然に防ぐために円滑又は融和されていることが好ましい。同様に、図4～6に示すように、構成要素10には、上端部面34及び下端部面36における変形された部位32を設けることができる。欠損部分32は、屈曲と伸張との間の転位の際に生じる、滑車溝における“クランク”又は他の干渉を防ぐために設けられる。

## 【0052】

20

図7は、上位／下位方向からの、その他の構成要素10を示す。本実施形態において、実質的に軸対称な部分18は、前記構成要素の内端部20より（又は内側に偏った）に配置し得る。図8は、患者の左膝に埋め込まれた時の下位から上位方向への、図7に示したインプラントを示す。この図は構成要素がインレー設計として考案し得るか示される（例えば、つまりオンセット型とは対照的にインセット型と成り得る）。さらに、インプラントの頂部（又は、この場合、実質的に軸対称な部分）は、図8に示した内側に偏った軸のように、膝蓋の中心にないラクシティ回転軸（rotational laxity axes）を設けるように内側に偏らせててもよい。

## 【0053】

既に簡潔に述べたように、実質的に軸対称な部分18及びファセット面30によりもたらされたのと類似の作用を成し遂げるために、他の関節表面形状を用いることができる解するべきである。例えば、上述の分離した面と類似の幾何学的形状を近似した構成要素10は、自由に形成された形状を設けることができる。自由に形成された形状は、厳密である必要性はない。例えば、軸対称部分又は実質的に軸対称な部分は、完全に左右対称である必要性はなく、又ファセット面は他のファセット面より多かれ少なかれ窪まれ、若しくは他の接觸条件があるように設計され得る。

30

## 【0054】

図9は、図4～6の欠損部分32に示された縁半径より大きな縁半径を有する構成要素を示す。図9の縁半径38は、変形部位32から材質がさら取り除かれ、この場合も先程と同様に、屈曲と伸張との間の転位の際に生じる、滑車溝におけるクランク又は他の干渉を防ぎ得る。この例は、変形された部位32が細くあってよく、又は顕著な縁半径38を有し得ることを明らかにするために示される。

40

## 【0055】

膝蓋構成要素50の他の実施形態を図10～13に示す。この実施形態は、前述の多くの特徴を有するが、さらに上位から下位の方向に緩和部分52を含有する。（いくつかの実施形態においては、緩和部分52は上端部面34から下端部面36へ延在される。）図11に示されるように、緩和部分52は面16の中央領域56を二つの部分（例えば、内側と外側）に分けられる。緩和部分52は、凹面、平面、実質的に平面、又は若干ながら凹面であってよい。この大まかな目的は、欠損された接面と共に仕切りを設けることであり、緩和部分52と、大腿構成要素の膝蓋溝との間で最小限の接觸が生じるか、少しの接觸もない。この設計は、一定の制約パターンが利用可能な可動域を通じて大腿構成要素と共に存在するように、関節面の配置を設ける。

## 【0056】

50

本質において、緩和部分 5 2 は、屈曲の最初から最後まで（又は実質的に屈曲の最初から最後まで）二つの接触断片 6 0 を提供するために、構成要素 1 0 の頂部領域が取り除かれた物質である。緩和部分 5 2 の製作は、頂部の起伏と称することができる。（この概念は、屈曲の間、大腿構成要素との接触を持続する二つの断片を有する頸骨の挿入箇所と類似している。）断片 6 0 は、制約パターンが同様の状態で継続されるため、屈曲時、互いに比較的内側・外側の距離を一定に保つことが好ましい。これは、前大腿部の突縁及び大腿構成要素の顆内域の屈曲域にわたって一定の制約を持続するのに役立つ。緩和部分 5 2 は、接することなく、滑車溝に沿って乗っている。構成要素 5 0 に設けられた頂部の起伏の量は変化することができ、望ましい設計によって決まる。上記に述べられた“クランク”問題防止のために、最上及び最下面（3 4 及び 3 6）において増大された頂部の起伏部分が設けられる。これらの増大された頂部の起伏部分は、本質的に上述の欠損部分 3 2 であり、単により顕著な方法で随意に提供されているだけである。図 1 0 ~ 1 3 に同様に示されるのは、実質的に軸対称な部分 1 8 、ファセット面 3 0 、及び（僅かな又は大きい縁半径を有し得る）欠損部分 3 2 である。これらの面は、前述のように形成され得る。他の実施形態において、これらの面は二つの部分から成る接触パッチとして存在するわけではなく、せん断力及び制御された移行を低減させる適切な力平衡を可能とする。

#### 【 0 0 5 7 】

図 1 4 に示す他の実施形態では、より深い屈曲作用において接触領域を最大にするために構成要素 5 0 の輪郭は改良されてもよい。ファセット面は、図 4 ~ 6 のインプラントと同様に関節を成し、これらのインプラントと同類であることから、関節を成したファセット面はせん断力の軽減を助長する。さらに、内側頂部の起伏端部は初期の屈曲において内側の接触領域を増やすために改良されてもよい。例えば、図 1 4 に示すように、全ての軸及び寸法は図 1 0 に示す設計と同じ状態であり得るが、インプラント 5 0 の上層部分 6 2 における接触断片がより大きな関節面となるように若干改良されてもよい。要するに、図 1 0 が図 1 4 と重ね合わせられるとわかるように、上層部分 6 2 にはより大きな隅部が設けられ、又は上層部分 6 2 にてより大きな境界面を設けるために延在された外形を有する。

#### 【 0 0 5 8 】

図 1 5 に示すさらなる実施形態では、緩和部分 5 2 は幅が広げられ、（図示された実施形態では、内側縁 2 0 側により延在されているが）内側縁 2 0 と外側縁 2 2 とにより延在される。本実施形態では、平面な、又は実質的に平面な緩和部分 5 2 を有しておらず、その代わりに僅かながら凸状である。既に述べたように、これは本発明の範囲内でまだ緩和部分 5 2 と考えられる。この設計は、交差する保持手法に関連して特定の使用を見出しえる。緩和部分 5 2 の幅は、大腿構成要素の顆部間の距離と同じと成り得る。増大した緩和部分を設けることは接触域が極小化されるが、場合によっては必要と成り得る。図示されていないが、緩和部分 5 2 は図示されているものと比べてより狭くなり得る。これは接触域を最大にするが、移植不良に対する感受性を犠牲にし得る。必要な手段のための適当なバランスは、患者の需要によって上述した設計の様々な特徴を組み合わせることにより成し遂げることできる。

#### 【 0 0 5 9 】

本発明のさらなる実施態様に係るさらなる実施形態では、橢円形凸状の膝蓋構成要素 7 0 を提供する。図 1 6 及び 1 7 に橢円形の形状を有する、凸状の膝蓋構成要素 7 0 が示されるが、任意の適切な形状が本発明の範囲内である。本実施形態の構成要素 7 0 は、膝蓋骨と大腿構成要素に対して接続する第二の面 7 4 とを係合する第一の面 7 2 を有する。第一の面 7 2 は、上述した実施形態の第一の面と同じような特徴を有し得る。第二の面 7 4 は、凸状の関節面 7 6 を有する形状である。面 7 6 は、円弧を備えた線が軸についてスウェイプされること（即ち、スウェイプされた円弧）を規定する。橢円形凸状の膝蓋構成要素を構築するのに用いることができる幾何学的形状の例として、図 2 0 に示す。この例では、スウェイプ軸（sweep axis）が一つの平面に規定され、関節面の輪郭はスウェイプ軸についてスウェイプ、又は“突出”される。この“突出された面”又は“スウェイプされ

10

20

30

40

50

たシート”は、構成要素 70 の関節面 76 を定義するのに用いることができる。関節面 76 は、いずれもが第二の面と交差しない一つ以上の軸について輪郭形状をスウェーブさせることによって形成され得る。（これは、図 21 に図示されているような、ボタン形又はドーム形の膝蓋を設計する際に用いられる典型的な手法とは区別される。）凸状の円弧又はスウェーブされた輪郭形状の半径は、約 50 ~ 250 mm に、とりわけ半径が 100 mm であるとき有用である。さらに、凸状の関節面 76 は複数の軸から構成することができ、例えば、異なる屈曲角度に関する異常回転の感度の総計を変化させるのに中心域が上部及び下部と異なる半径に成り得る。

#### 【 0060 】

一定の滑車形状が必要とされることから、構成要素 70 は、大腿滑車溝の横断面を選択し、膝蓋の関節表面前方（反対側）の実質的内側 - 外側軸の周辺に大腿滑車溝の横断面をスウェーブ若しくは突出し、サジタル平面 (sagittal plane) の周りで切断された際、凸状の関節面が形成することによって設計することができる。大きな凸面半径が用いられる 10 と、背面の境界面におけるせん断力 / 応力が非常に軽減され得る。関節面が凹面又は平らではないことから、異常回転（スピニン）に対する感受性は低減される。

#### 【 0061 】

ドーム形又はボタン形の構成要素が受けるせん断力と橈円形凸状の膝蓋構成要素 70 が受けるせん断力を比較した例が図 18 及び 19 に示される。それぞれの設計における接触ベクトルが矢印 “A” および “B” によって示される。これは大腿構成要素から延在される力の方向である。（骨 / 構成要素境界面から測定されるか、又は図 23 によって定義された解剖学的基準座標系を用いて測定された）垂直力は、N（図 18 では N1、図 19 では N2）によって表される。接触力ベクトル（A 又は B）の端部と垂直力（N1 又は N2）の端部との間の距離はせん断力要素であり、S1 及び S2 によって示される。図 18 ではドーム形 / ボタン形構成要素が受けるせん断力 “S1” を示し、図 19 では橈円形凸状の構成要素 70 が受けるせん断力 “S2” を示す。橈円形凸状の構成要素が受ける接触力 “B” は第一の面にほぼ垂直であり、この設計ではせん断力が大幅に軽減されることを意味する。要するに、凸面の半径を変化させることにより、せん断力の軽減と異常回転の感受性とのバランスが保たれ得る。この設計は、真っ直ぐではなく、又は僅かながらアーチ形である大腿滑車溝にとって凹状又は平面設計より最適でもある。

#### 【 0062 】

図 17 に戻ると、上端部面 78 および下端部面 80 は欠損部分 32 を同様に有し得る。上述のように、欠損部分 32 は、構成要素 70 が滑車溝と顆部との間の転移を促進させ、屈曲と伸長との間の転移において打撃若しくはクランクを防ぐのを助ける。この例は、欠損部分が丸い、又は角のある形状と成り得ることも同様に示す。記載された全実施形態における基本目的は、単に構成要素の端部から材質を除去することである。図 18 と図 19 との比較で示すように、凸状構成要素 70 の設計には、上述したドーム形 / ボタン形膝蓋の設計より多くの素材体積が含有されてもよい。図 19 の矢印 “B” が示す部分は、図 18 の矢印 “A” が示す部分よりも多くの素材が含有され、よってその域においてより耐久性を有する。要するに、橈円形凸状膝蓋の設計は特定の領域における過度の磨耗及び骨折を防ぐために有用と成り得る。

#### 【 0063 】

前述した膝蓋構成要素は、従来の外科技術を用いて埋め込まれてもよい。例えば、膝蓋骨は従来、脛骨及び大腿の切断が行われた後、試験的配置の前に準備されていた。一旦適切な膝蓋構成要素が選定されると、膝蓋は適切な深さ及び部位にリーミングされるべきである。（技術的に解されるように、インプラントがオンセット型かインセット型かにより異なるリーマー機器及び技法が用いられるか決まる。）切断後に残った骨の量を断定するために膝蓋全体の厚さは測定するべきであり、それから膝蓋は切除又は面が仕上げ直される。そして、釘穴を開けるために膝蓋釘ドリルを用いることができる。次いで、自然の膝蓋の一部分が準備されたら、適切な膝蓋構成要素が埋め込まれる。

#### 【 0064 】

10

20

30

40

50

本発明及び特許請求の範囲の技術的範囲又は精神から逸脱することなく、図示された、及び上記に列挙された構造及び手法に関して、変更及び改良、追加及び削除することができる。

**【図面の簡単な説明】**

**【0065】**

【図1】膝蓋骨構成要素が、自然の膝蓋骨の部分に固定され得る方法の側面斜視図である。

【図2】膝を伸ばした状態の時、大腿骨構成要素がボタン又はドーム形の膝蓋骨構成要素にかかる圧縮力の一例を示した図である。

【図3】膝を屈曲した状態の時、大腿骨構成要素がボタン又はドーム形の膝蓋骨構成要素にかかるせん断力の一例を示した図である。 10

【図4】本発明の実施形態における膝蓋骨構成要素の上面図である。

【図5】図4に示した膝蓋骨構成要素の上面斜視図である。

【図6】図4に示した膝蓋骨構成要素の内側から外側への側面図である。

【図7】頂部が中央にある、膝蓋骨構成要素の他の実施形態の、上から下方向への側面図である。

【図8】膝蓋骨の骨を十分に伸ばした状態で埋め込まれた時の構成要素の、上から下への投影図である。この構成要素は、図7に示した投影図と似ているが、このインプラントはインレー（挿入）手法によって付随される。

【図9】拡大された縁半径を有する構成要素の側面斜視図である。 20

【図10】本発明の他の実施形態に係る膝蓋骨構成要素の上面図である。

【図11】図10に示した膝蓋骨構成要素の上面斜視図である。

【図12】図10に示した膝蓋骨構成要素の内側から外側への側面図である。

【図13】図10に示した膝蓋骨構成要素の上から下への側面図である。

【図14】関節接合面に拡大された表面を有する構成要素の他の実施形態を示す図である。

【図15】拡大された緩和部分を有する膝蓋骨構成要素の上面図である。

【図16】本発明のさらなる実施形態に係る膝蓋骨構成要素の上面図である。

【図17】図16の膝蓋骨構成要素の内側から外側への側面図である。

【図18】ボタン形又は円蓋の膝蓋骨構成要素が受けるせん断力の一例を示す図である。 30

【図19】図18の膝蓋骨構成要素が受けるせん断力の一例を示す図である。

【図20】図16の構成要素を設計するときに使用され得る構成要素の幾何学的構造の一例を示す図である。

【図21】従来技術の円蓋又はボタン形の膝蓋骨構成要素を設計する時に使用される幾何学的構造の一例を示す図である。

【図22】図4～6の構成要素を設計するのに使用され得る幾何学的構想の一例を示す図である。

【図23】垂直力、接触力ベクトル、せん断力を測定するのに使用される、その他の理論構成の枠組みの一例を示す図である。

**【符号の説明】**

**【0066】**

10、50、70 膝蓋構成要素

12 膝蓋構成要素本体

14、72 第一の表面

16、74 第二の表面

18 実質的に軸対称な部分

20 内端面

22 外端面

24 湾曲部位

26 先端部（頂部）

2 8	小片	
3 0	ファセット面	
3 2	欠損部分	
3 4	上端部面	
3 6	下端部面	
3 8	縁半径	
5 2	緩和部分	
5 6	中央領域	
6 0	接触断片	
6 2	構成要素 5 0 の上層部分	10
7 6	関節面	
1 0 0	大腿四頭筋腱	
1 0 1	膝蓋	
1 0 4	膝蓋腱	
1 0 7	第一の接続領域	
1 0 8	第二の接続領域	
A、B	接触力ベクトル	
N、N 1、N 2	垂直力	
S 1、S 2	せん断力	

【図 1】

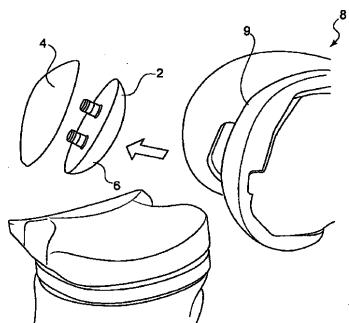


FIG. 1

【図 2】

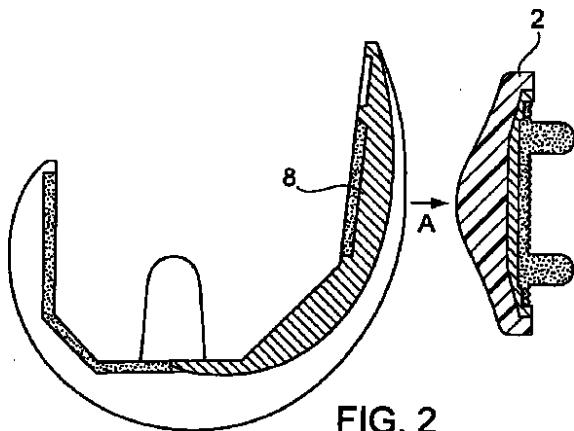


FIG. 2

【図 3】

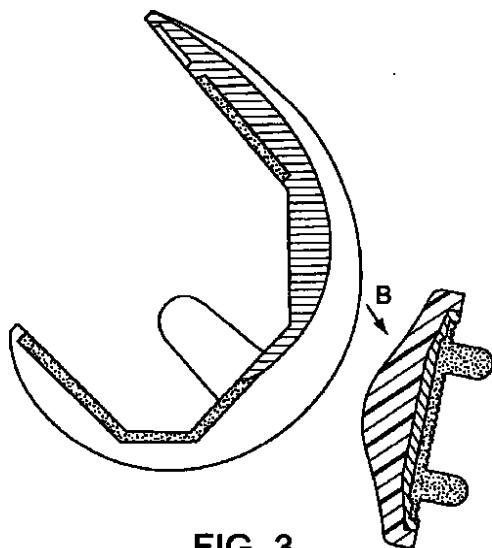


FIG. 3

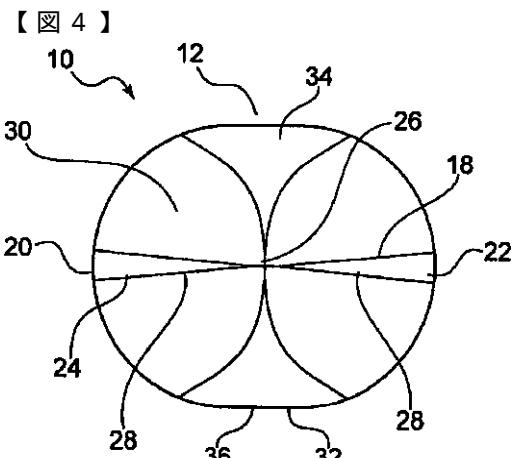


FIG. 4

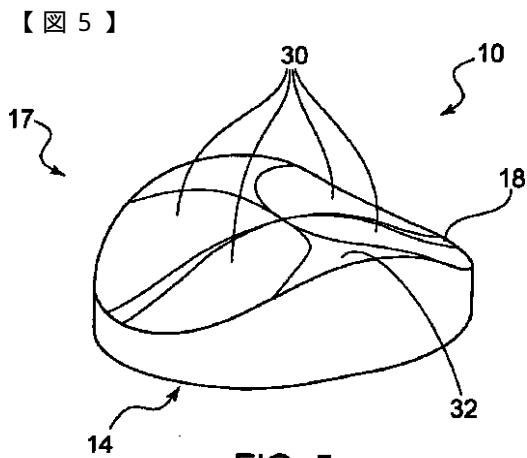
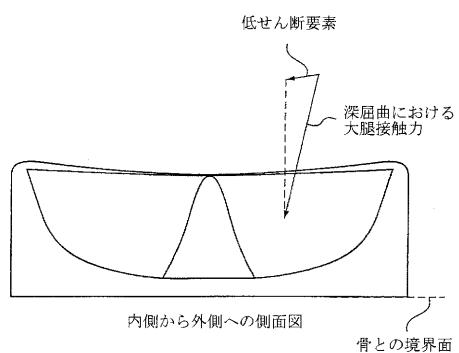
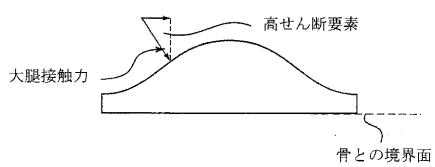


FIG. 5

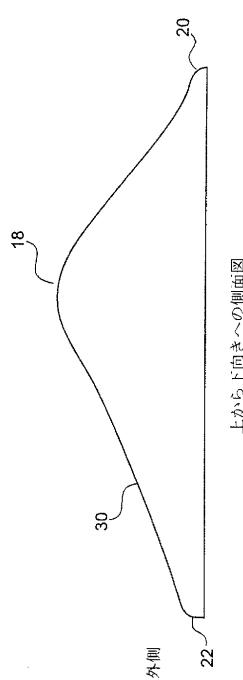
【図6】



深屈曲において、接触力ベクトルはドーム形膝蓋と比較して骨との界面に対してより垂直となる



【図7】



【図 8】

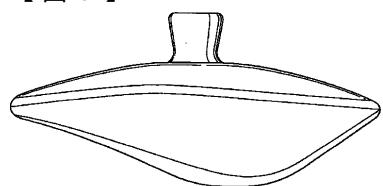


FIG. 8

【図 9】

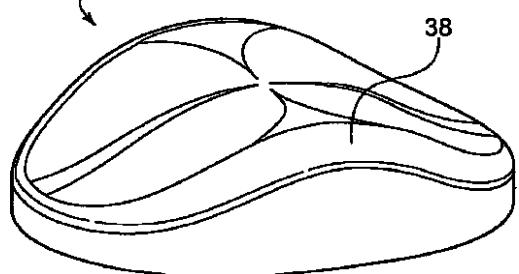


FIG. 9

【図 10】

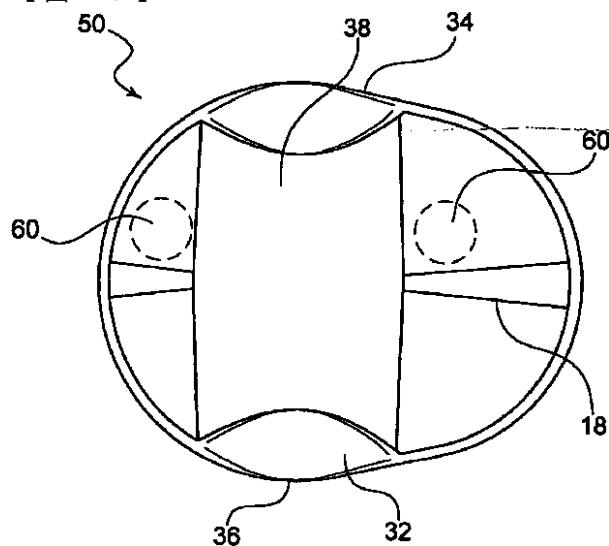


FIG. 10

【図 11】

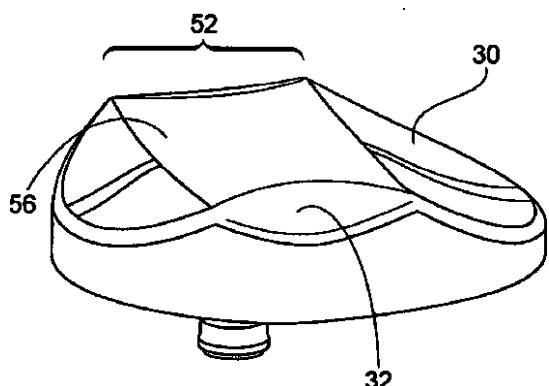


FIG. 11

【図 12】

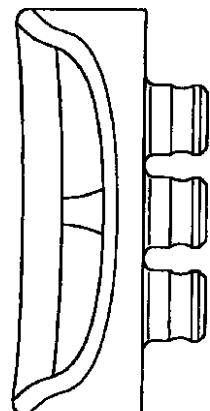


FIG. 12

【図 13】

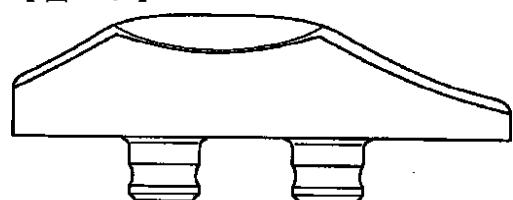


FIG. 13

【図 14】

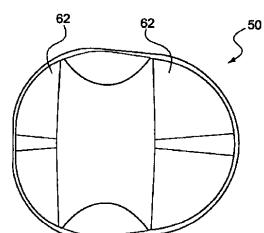


FIG. 14

【図 15】

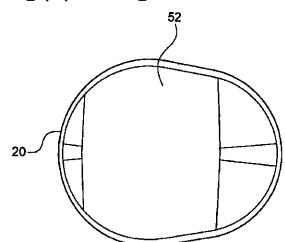


FIG. 15

【図 16】

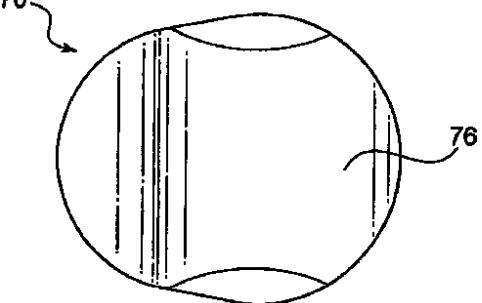


FIG. 16

【図 17】

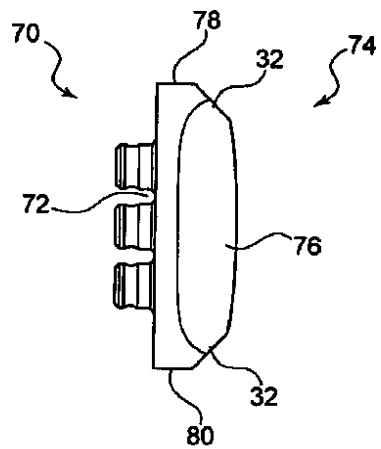


FIG. 17

【図 18】

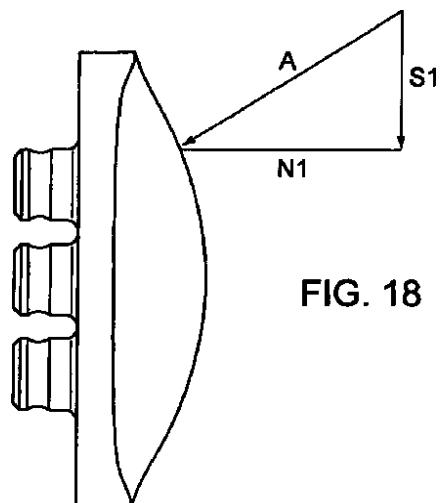


FIG. 18

【図19】

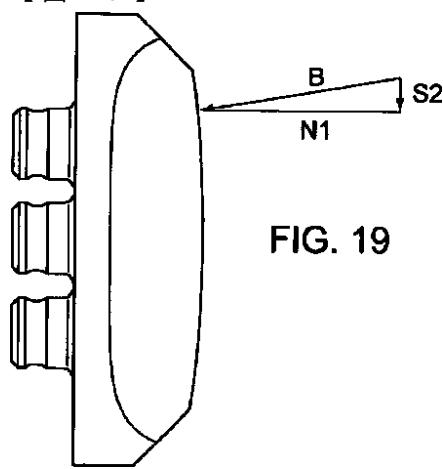
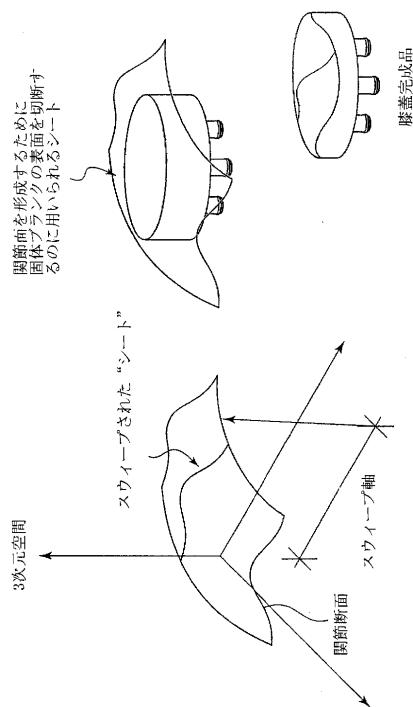
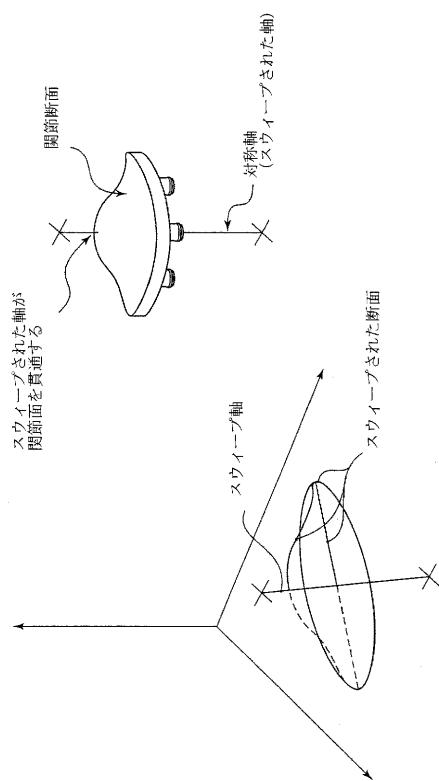


FIG. 19

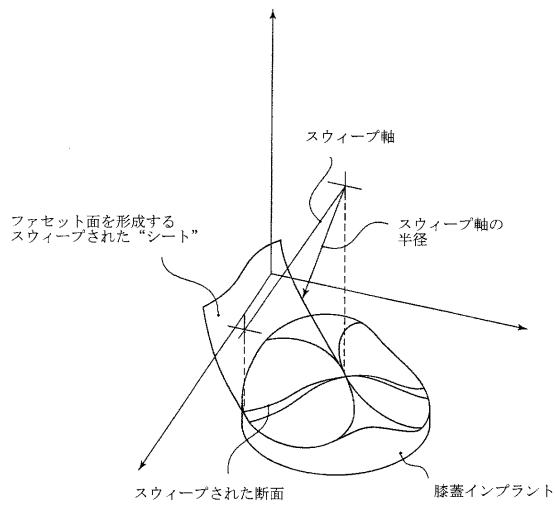
【図20】



【図21】



【図22】



【図23】

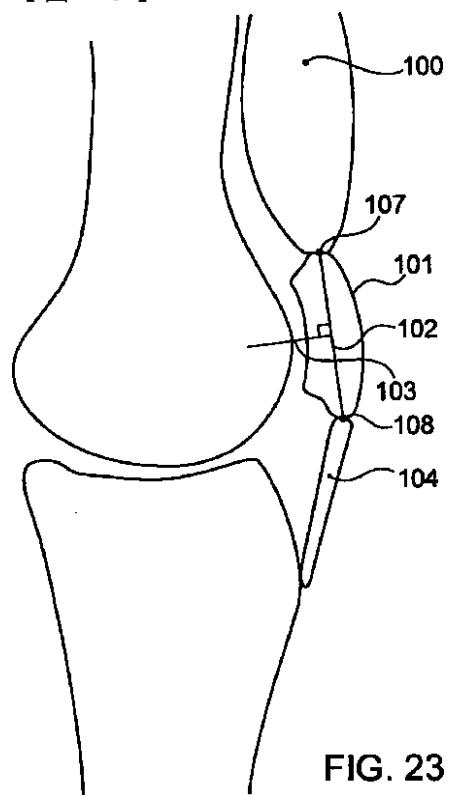


FIG. 23

---

フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/761,298

(32)優先日 平成18年1月23日(2006.1.23)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ブライアン・マッキンノン

アメリカ合衆国・テネシー・38133・バートレット・ブロードウェイ・ストリート・3290

(72)発明者 ジェイソン・オットー

アメリカ合衆国・テネシー・38016・メンフィス・サウス・フロント・ストリート・408・

#305

審査官 宮崎 敏長

(56)参考文献 特開平08-080311(JP, A)

米国特許第04470158(US, A)

欧州特許出願公開第0676182(EP, A1)

特表昭55-500222(JP, A)

米国特許第04285070(US, A)

欧州特許出願公開第0582514(EP, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 2/38