

(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局



(10) 国際公開番号

WO 2012/023193 A1

(43) 国際公開日

2012年2月23日(23.02.2012)

PCT

(51) 国際特許分類:

A61F 2/38 (2006.01)

(21) 国際出願番号:

PCT/JP2010/063960

(22) 国際出願日:

2010年8月19日(19.08.2010)

(25) 国際出願の言語:

日本語

(26) 国際公開の言語:

日本語

(71) 出願人(米国を除く全ての指定国について): 日本メディカルマテリアル株式会社(Japan Medical Materials Corporation) [JP/JP]; 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原3丁目3-31 Osaka (JP).

(72) 発明者; および

(75) 発明者/出願人(米国についてのみ): 橋田 昌彦(HASHIDA, Masahiko) [JP/JP]; 〒5320003 大阪府大阪市淀川区宮原3丁目3-31 日本メディカルマテリアル株式会社内 Osaka (JP).

(74) 代理人: 田中 光雄, 外(TANAKA, Mitsuo et al.); 〒5400001 大阪府大阪市中央区城見1丁目3番7号IMPビル 青山特許事務所 Osaka (JP).

(81) 指定国(表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA,

BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PE, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) 指定国(表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

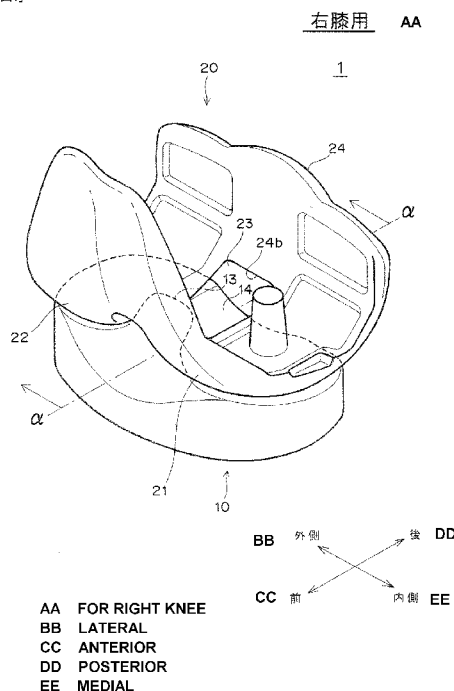
添付公開書類:

— 国際調査報告(条約第21条(3))

(54) Title: ARTIFICIAL KNEE JOINT

(54) 発明の名称: 人工膝関節

[図1]



(57) Abstract: Provided is an artificial knee joint capable of controlling the rotation of the knee joint according to the bend angle while also maintaining high stability in the antero-posterior direction. The artificial knee joint is provided with a femoral component that is fixed to the distal end of the femur, and a tibial plate that is fixed to the proximal end of the tibia and slidably accepts the femoral component. The femoral component has a medial condyle and lateral condyle. An opening and an elliptical sliding part, which connects the posterior ends of the medial condyle and lateral condyle and slides on the tibial plate when the knee is bent, are formed between the medial condyle and lateral condyle. The tibial plate is provided with a medial fossa that accepts the medial condyle and a lateral fossa that accepts the lateral condyle. Between the medial fossa and lateral fossa, a spine, which moves in the opening in the antero-posterior direction according to the flexing and extending motions of the knee and which contacts the elliptical sliding part during knee flexion, and a concave sliding surface, which configures the posterior surface of the spine and slidably accepts the elliptical sliding part, are formed. The width of the elliptical sliding part widens continuously from the opening to the posterior end.

(57) 要約: 膝関節の回旋を屈曲角度に応じて制御し、同時に前後方向への高い安定性を確保できる人工膝関節を提供する。大腿骨遠位端に固定される大腿骨コンポーネントと、脛骨近位端に固定され大腿骨コンポーネントを摺動可能に受容する脛骨プレートとを備えた人工膝関節であり、大腿骨コンポーネントが内側顆と外側顆とを有し、内側顆と外側顆の間には、開口と内側顆と外側顆との後端を接続

し膝関節屈曲時に脛骨プレートに対して摺動する橢円球状摺動部とが形成され、脛骨プレートが、内側顆を受容する内側窩と外側顆を受容する外側窩とを備え、内側窩と外側窩との間には、膝関節の屈曲・伸展動作に対応して開口内を前後方向に移動し膝関節屈曲時に橢円球状摺動部に接触するスパインと、スパインの後面を構成し橢円球状摺動部を摺動可能に受容する凹状摺動面とが形成され、橢円球状摺動部の幅が開口から連続して後端に向かって広がっている。

WO 2012/023193 A1

明 細 書

発明の名称： 人工膝関節

技術分野

[0001] 本発明は、人工膝関節に関し、特に、膝関節の回旋抵抗力を屈曲角度に応じて制御できる人工膝関節に関する。本人工膝関節においては、前後方向への高い安定性も持ち、ポストの局所摩耗も低減できる。

背景技術

[0002] 変形性膝関節症や慢性関節リウマチなどにより膝関節が高度に変形した場合、正常な機能に回復させるために、人工膝関節への置換手術が行われている。

[0003] 人工膝関節は、大腿骨遠位端に固定する大腿骨コンポーネントと、脛骨近位端に固定する脛骨コンポーネントとを含んでいる（例えば特許文献１～３）。脛骨コンポーネントは、脛骨に直接固定される金属製またはセラミック製または樹脂製の脛骨トレイと、脛骨トレイの上面に固定され、大腿骨コンポーネントと接触する樹脂製の脛骨プレートとから構成されている。

[0004] 膝関節を屈曲すると、大腿骨コンポーネントは、脛骨プレートの表面を摺動しながら回転する。このとき、大腿骨コンポーネントには、前方向の力が働く。そのため、十字靱帯を切除した場合、膝関節の脱臼の可能性、特に、大腿骨コンポーネントが前方向に脱臼する可能性がある。

[0005] また、正常な膝関節では伸展～軽度屈曲位において小さく外旋し、深屈曲の際は大きく外旋運動することが臨床で確認されている。これは、十字靱帯が伸展～軽度屈曲位において過度の回旋を抑える大きな役割を果たしているためと考えられる。そのため、十字靱帯を切除した場合は伸展～軽度屈曲位で回旋方向にも不安定となる可能性がある。

[0006] 膝関節屈曲時における大腿骨コンポーネントの前方向への脱臼を防止するために、特許文献１では、大腿骨コンポーネントの後端で且つ内側顆と外側顆との間にカムを設け、脛骨コンポーネントの中央に、上方向に突出するポ

ストとを設けている。膝関節を屈曲したとき、カムがポストの後面に接触して、大腿骨コンポーネントの前方への移動を防止している。

また、伸展～軽度屈曲時の回旋方向への動揺性を小さくするために、大腿骨顆間の開口部とポストが回旋方向で干渉することを利用している。

[0007] しかしながら、特許文献 1 では、屈曲時に大腿骨コンポーネントからの負荷がポストに集中するため、ポストが局所的に著しく摩耗して、変形や破損することがあった。

あわせて深屈曲においても、大腿骨顆間の開口部とポストが小さな回旋角度で干渉するため、大きな回旋運動が期待できない状態にあった。

[0008] 特許文献 1 のカム・ポスト構造における回旋自由度と摩耗の問題点を解決するために、特許文献 2 及び 3 に開示された人工膝関節では、大腿骨コンポーネントの後端で且つ内側顆と外側顆との間に凸状摺動面を設け、脛骨コンポーネントの後部中央に凹状摺動面を設けている。膝関節を屈曲したとき、凸状摺動面が凹状摺動面に接触して、大腿骨コンポーネントの前方への移動を防止する。また、屈曲時の大腿骨コンポーネントからの負荷は、凹状摺動面に広く分散されるため、凹状摺動面の局所摩耗が抑えられる。

しかし、靱帯の張力を適切に調整できなかった場合、伸展～軽度屈曲位における前後方向、回旋方向への抵抗力が比較的小さいため、前後方向、回旋方向に安定しない恐れがあった。

特許文献1：米国特許第 4 2 9 8 9 9 2 号明細書

特許文献2：特許 2 9 8 1 9 1 7 号公報

特許文献3：国際公開第 2 0 0 7 / 1 1 6 2 3 2 号パンフレット

発明の開示

発明が解決しようとする課題

[0009] 人工膝関節の置換術を受けた患者のうち、靱帯（特に十字靱帯）を切除した患者は、膝関節の前後方向、及び回旋方向の安定性が低い。そのため、膝関節の靱帯張力を適切に調整できなかった場合、大腿骨コンポーネントが、前後方向、及び回旋方向に安定しない恐れがある。そこで、人工膝関節は、

伸展～軽度屈曲位において、前後方向及び回旋方向に安定することが望ましい。その一方、深屈曲においては、人工膝関節が大きな回旋自由度を有することが望ましい。すなわち、人工膝関節には、これらの相反する特性を同時に達成することが求められる。さらに、ポストに対する耐摩耗性を確保することも同時に必要である。

[0010] 特許文献 1 に開示された人工膝関節は、伸展～軽度屈曲位における安定性と前後方向の安定性は確保されているが、ポストの異常摩耗に対する耐性に劣り、また深屈曲時に必要な大きな回旋自由度を得ることはできない。また、特許文献 2 及び 3 に開示された人工膝関節は、膝関節の靱帯張力を適切に調整できなかった場合、前後方向、回旋方向への抵抗力が比較的小さいため、伸展～軽度屈曲位において前後、回旋方向に安定しない恐れがある。

[0011] そこで、本発明は、伸展～軽度屈曲位では、膝関節の靱帯張力を適切に調整できなかった場合においても、前後方向、回旋方向共に安定性が高く、また、深屈曲では、必要な大きな回旋を実現できる人工膝関節、すなわち、屈曲角度によって回旋を制御できる人工膝関節を提供すること目的とする。また、本発明は、ポストの摩耗の耐性が高い人工膝関節を提供すること目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明の人工膝関節は、大腿骨遠位端に固定される大腿骨コンポーネントと、脛骨近位端に固定され大腿骨コンポーネントを摺動可能に受容する脛骨プレートと、を備えた人工膝関節であって、前記大腿骨コンポーネントが、内側顆と外側顆とを有し、前記内側顆と前記外側顆との間には、開口と、前記内側顆と前記外側顆との後端を接続し、膝関節屈曲時に前記脛骨プレートに対して摺動する橢円球状摺動部と、が形成され、前記脛骨プレートが、前記内側顆を受容する内側窩と、前記外側顆を受容する外側窩とを備え、前記内側窩と前記外側窩との間には、膝関節の屈曲・伸展動作に対応して前記開口内を前後方向に移動し、膝関節屈曲時に前記橢円球状摺動部に接触するスパインと、前記スパインの後面を構成し、前記橢円球状摺動部を摺動可能に

受容する凹状摺動面と、が形成され、前記楕円球状摺動部の幅が、前記開口から後端に向かって広くなることを特徴とする人工膝関節である。

[0013] 本明細書において、「前記開口から後端に向かって広くなる」とは、楕円球状摺動部の幅が、開口から後端に向かって「常に」又は「連続して」広くなって場合と、開口から後端に向かう間に部分的に幅が一定になるが、全体としては広くなっている場合とを含む。言い換えれば、「前記開口から後端に向かって広くなる」とは、開口から後端に向かう間に、楕円球状摺動部の幅が狭くならないことを意味する。

本明細書において、「楕円球状摺動部」とは、楕円球状体の曲面を摺動面とする摺動部のことであり、楕円球状体の全部又は一部を含むことができる。

また、本明細書における「楕円球状体」とは、長軸と単軸を有する楕円球状の立体物だけでなく、真球状の球体も含むものとする。

発明の効果

[0014] 本発明の人工膝関では、楕円球状摺動部の幅が開口から後端に向かって広がっているため、膝関節の屈曲角度を大きくすると、スパインの幅に対する楕円球状摺動部の幅も大きくなる。すなわち、膝関節の屈曲角度を大きくすると、楕円球状摺動部の回旋方向における自由度が高くなる。そのため、本発明の人工膝関節は、膝関節の回旋の制限を屈曲角度に伴い制御できる。

また、本発明の人工膝関では、回旋が生じる膝関節屈曲時には、スパインが楕円球状摺動部に接触するので、回旋方向の安定性を高めることができる。

図面の簡単な説明

[0015] [図1] 図1は、実施の形態1に係る人工膝関節の伸展時における概略斜視図である。

[図2] 図2は、実施の形態1に係る人工膝関節の概略分解図である。

[図3] 図3 (a) は、図1の $\alpha-\alpha$ 線における概略断面図であり、図3 (b) は図3 (a) の人工膝関節を 90° に屈曲したときの概略断面図である。

[図4]図4 (a) ~ (e) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における概略断面図である。

[図5]図5 (a) ~ (e) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における概略正面図である。

[図6]図6 (a) ~ (e) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における概略斜視図である。

[図7]図7 (a) ~ (c) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における外旋を説明する概略斜視図である。

[図8]図8 (a) ~ (f) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の変形例の概略断面図である。

[図9]図9 は、骨切りした大腿骨の遠位端の概略斜視図である。

[図10]図10 (a) ~ (c) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における概略断面図である。

[図11]図11 (a) ~ (c) は、従来の人工膝関節の様々な屈曲角度における概略斜視図である。

[図12]図12 (a) ~ (c) は、別の従来の人工膝関節の様々な屈曲角度における概略斜視図である。

[図13]図13 (a) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の概略断面図であり、図13 (b) は、図13 (a) に図示した人工膝関節の分解図である。

[図14]図14 (a) ~ (c) は、実施の形態 1 に係る人工膝関節の様々な屈曲角度における概略断面図である。

[図15]図15 は、実施の形態 2 に係る人工膝関節で使用される脛骨プレート of 概略斜視図である。

[図16]図16 (a) は、実施の形態 2 に係る人工膝関節を 150° に屈曲したときの概略断面図である。図16 (b) は比較例の人工膝関節を 150° に屈曲したときの外旋を説明する概略斜視図である。

[図17]図17 は、実施の形態 2 に係る人工膝関節で使用される脛骨プレートの後端摺動面 (図15の部分 I) の拡大図である。

[図18]図18は、実施の形態2に係る人工膝関節で使用される脛骨プレート
の概略上面図である。

[図19]図19は、実施の形態2に係る人工膝関節で使用される脛骨プレート
の概略上面図である。

[図20]図20は、実施の形態2に係る人工膝関節で使用される脛骨プレート
の内側窩の後端部（図15の部分I I）の拡大図である。

[図21]図21（a）は、図15のY-Y線における概略断面図であり、図2
1（b）は、図15のZ-Z線における概略断面図である。

[図22]図22は、図15のY-Y線における概略断面図である。

[図23]図23（a）～（b）は、実施の形態2に係る人工膝関節を150°
に屈曲したときの概略断面図である。

[図24]図24は、実施の形態2に係る人工膝関節で使用される脛骨プレート
の概略斜視図である。

符号の説明

- [0016] 1 人工膝関節
 10 脛骨プレート
 11 内側窩
 11p 内側窩の切除面
 11r 内側窩の後方の半径
 12 外側窩
 12c 後端摺動曲面
 12p 後端摺動平面
 12r 外側窩の後方の半径
 13 スパイン
 13t スパインの頂部
 14 凹状摺動面
 20 大腿骨コンポーネント
 21 内側顆

２２ 外側顆

２３ 開口

２４ 橈円球状摺動部

２４ｂ 橈円球状摺動部の下端

発明を実施するための最良の形態

[0017] 以下、図面に基づいて本発明の実施の形態を詳細に説明する。なお、以下の説明では、必要に応じて特定の方向や位置を示す用語（例えば、「上」、「下」、「右」、「左」及び、それらの用語を含む別の用語）を用いる。それらの用語の使用は図面を参照した発明の理解を容易にするためであって、それらの用語の意味によって本発明の技術的範囲が限定されるものではない。また、複数の図面に表れる同一符号の部分は同一の部分又は部材を示す。

[0018] <実施の形態１>

図１及び図２は、本実施の形態にかかる人工膝関節１を示している。

人工膝関節１は、大腿骨の遠位端に固定される大腿骨コンポーネント２０と、脛骨の近位端に固定される脛骨プレート１０とを含んでいる。

[0019] 大腿骨コンポーネント２０は、内側顆２１と外側顆２２を備えている。内側顆２１と外側顆２２との間には、開口２３と、内側顆２１と外側顆２２との後端を接続する橈円球状摺動部２４が形成されている。

[0020] 脛骨プレート１０は、金属製の脛骨トレイ（図示せず）を介して、脛骨の近位端に固定される。脛骨プレート１０は、内側窩１１と外側窩１２とを備えている。内側窩１１と外側窩１２との間には、スパイン１３と、スパイン１３の後面を構成する凹状摺動面１４とが形成されている。

[0021] 大腿骨コンポーネント２０と脛骨プレート１０とから人工膝関節１を構成したとき、脛骨プレート１０の内側窩１１の上に大腿骨コンポーネント２０の内側顆２１が配置され、脛骨プレート１０の外側窩１２の上に大腿骨コンポーネント２０の外側顆２２が配置される。また、脛骨プレート１０のスパイン１３は、大腿骨コンポーネント２０の開口２３の中に挿入される。

[0022] 人工膝関節１の伸展・屈曲の際、内側顆２１及び外側顆２２は、内側窩１

1 及び外側窩 1 2 に対して、前後方向に摺動する。また、その動作に合わせて、スパイン 1 3 も開口 2 3 内を前後方向に移動する（図 3（a）、（b））。

[0023] 図 4、図 5、及び図 6 に、本実施の形態の人工膝関節 1 を $0^{\circ} \sim 150^{\circ}$ まで屈曲したときの状態を示す。

[0024] （1）屈曲角度 0° （伸展時）：図 4（a）、図 5（a）、図 6（a）

伸展時の人工膝関節 1 は、スパイン 1 3 が開口 2 3 中に挿入されている。橈円球状摺動部 2 4 は、凹状摺動面 1 4 に接触しておらず、脛骨プレート 1 0 の内側顆 2 1 及び外側顆 2 2 と、大腿骨コンポーネント 2 0 の内側窩 1 1 及び外側窩 1 2 が、それぞれ接触している。

[0025] （2）屈曲角度 45° ：図 4（b）、図 5（b）、図 6（b）

内側顆 2 1 及び外側顆 2 2 が、内側窩 1 1 及び外側窩 1 2 に対して前方向に摺動し、それに伴い、スパイン 1 3 が開口 2 3 中を後ろ方向に移動する。そして屈曲角度 45° まで屈曲すると、内側顆 2 1 及び外側顆 2 2 の後端に形成された橈円球状摺動部 2 4 がスパイン 1 3 の後面（凹状摺動面 1 4）に接触する。開口 2 3 の幅がスパイン 1 3 の幅に近いので、スパイン 1 3 の移動は、開口 2 3 内で $0^{\circ} \sim 15^{\circ}$ に制限される。

[0026] （3）屈曲角度 90° ：図 4（c）、図 5（c）、図 6（c）

スパイン 1 3 が橈円球状摺動部 2 4 の前側を支持することにより、大腿骨コンポーネント 2 0 の前方向への脱臼が防止されている。

また、スパイン 1 3 は、開口 2 3 から離脱する。これにより、開口 2 3 によるスパイン 1 3 の移動の制限がなくなり、橈円球状摺動部の回旋制限に移行する。これに伴い、大腿骨コンポーネント 2 0 は $0^{\circ} \sim 20^{\circ}$ の回旋が可能になる（図 7（a））。

[0027] （4）屈曲角度 120° ：図 4（d）、図 5（d）、図 6（d）、

橈円球状摺動部 2 4 が凹状摺動面 1 4 に対して摺動する。また、橈円球状摺動部 2 4 が外側方向に回転することにより、大腿骨コンポーネント 2 0 を $0^{\circ} \sim 25^{\circ}$ 外旋することが可能である（15）（図 7（b））。

[0028] (5) 屈曲角度 150° : 図 4 (e)、図 5 (e)、図 6 (e)

橈円球状摺動部 24 が凹状摺動面 14 に対してさらに摺動する。大腿骨コンポーネント 20 は、 $0^\circ \sim 35^\circ$ 外旋することが可能である (図 7 (c))。

[0029] 上述のように、人工膝関節 1 の屈曲角度の増加に伴い、大腿骨コンポーネント 20 は脛骨プレート 10 に対してより大きな外旋が可能になる。外旋可能角度は、スパイン 13 の幅 $13w$ と、橈円球状摺動部 24 との幅 $24w$ との関係で決定される。

特に、橈円球状摺動部 24 の幅 $24w$ が、後端に向かって広がっているのが好ましく、自然な膝関節と同様の外旋状態 (軽度屈曲時には外旋角度が小さく、深屈曲時には外旋角度が大きい) を実現することができる (図 5 (c) ~ (e)、図 7 (a) ~ (c))。橈円球状摺動部 24 の幅 $24w$ と外旋角度の関係について、以下に詳細に説明する。

[0030] 屈曲角度 90° (図 5 (c)) では、橈円球状摺動部 24 の幅 $24w$ がスパイン 13 の幅 $13w$ より僅かに広い。そのため、スパイン 13 の後面 (凹状摺動面 14) において橈円球状摺動部 24 が回転可能な角度も僅か ($0^\circ \sim$ 約 20°) である。すなわち、大腿骨コンポーネント 20 も、例えば、 $0^\circ \sim$ 約 20° の角度範囲で外旋可能である (図 7 (a))。

[0031] 屈曲角度 120° (図 5 (d)) になると、スパイン 13 の幅 $13w$ に対する橈円球状摺動部 24 の幅 $24w$ が広がる。そのため、橈円球状摺動部 24 が回転可能な角度範囲が広がる (例えば、 $0^\circ \sim$ 約 25°)。よって、大腿骨コンポーネント 20 も、例えば、 $0^\circ \sim$ 約 25° の角度範囲で外旋可能になる (図 7 (b))。

[0032] 屈曲角度 150° (図 5 (e)) になると、スパイン 13 の幅 $13w$ に対する橈円球状摺動部 24 の幅 $24w$ がさらに広がる。そのため、橈円球状摺動部 24 が回転可能な角度範囲もさらに広がる (例えば、 $0^\circ \sim 35^\circ$)。よって、大腿骨コンポーネント 20 も、例えば、 $0^\circ \sim 35^\circ$ の角度範囲で外旋可能になる (図 7 (b))。

[0033] このように、橈円球状摺動部 24 の幅 24w が後端に向かって広がっていると、軽度屈曲時には外旋を制限して膝関節の安定性を高めることができ、屈曲角度の増加に伴って外旋角度の範囲を拡げ、そして、深屈曲時には大きな外旋角度（例えば、屈曲角度 135° 以上で外旋角度 $25 \sim 35^{\circ}$ ）を実現することができる。よって、自然な膝関節と同様に機能する人工膝関節 1 を得ることができる。

[0034] なお、図 5 及び図 6 のように、スパイン 13 の内側面と内側窩 11 との間（すなわち、スパイン 13 の内側側面）、及びスパイン 13 の外側面と外側窩 12 との間（スパイン 13 の外側側面）を、滑らかな曲面とするのが好ましい。これにより、大腿骨コンポーネント 20 が前後方向に摺動するとき、及び大腿骨コンポーネント 20 が回旋するとき、大腿骨コンポーネント 20 の内側顆 21 及び外側顆 22 と、スパイン 13 の側面との間の面圧が低くなり、スパイン 13 の摩耗を抑制できる。また、大腿骨コンポーネント 20 の開口 23 の縁部（特に、前後方向に伸びる縁部）も、スパイン 13 の内側側面及び外側側面とほぼ同一の曲率を持つ曲面とすると、更に好ましい。

[0035] 再び図 3 を参照すると、図示した人工膝関節 1 では、橈円球状摺動部 24 は、人工膝関節 1 の伸展時には脛骨プレート 10 と接触していない。そして、人工膝関節 1 を屈曲（例えば屈曲角度 90° ）すると、橈円球状摺動部 24 は凹状摺動面 14 に接触する（図 3（b））。橈円球状摺動部 24 は、凹状摺動面 14 に対して摺動可能である。

[0036] また、橈円球状摺動部 24 と凹状摺動面 14 とが接触する屈曲角度が 90° 以下になるように、人工膝関節の寸法形状等を変更することもできる。

例えば、本発明の人工膝関節 1 は、図 8（a）～（f）のように、屈曲角度 0° で橈円球状摺動部 24 と凹状摺動面 14 とが接触する人工膝関節 1 も含んでいる。この図の人工膝関節は、屈曲角度 $0^{\circ} \sim 150^{\circ}$ の全範囲で、橈円球状摺動部 24 と脛骨プレート 10 とが接触する。なお、橈円球状摺動部 24 と凹状摺動面 14 とが接触する屈曲角度は、 $0 \sim 90^{\circ}$ の範囲にあるのが好ましい。 90° を越える屈曲角度まで橈円球状摺動部 24 と凹状摺

動面 14 とが接触しないと、人工膝関節 1 の安定性が低くなりすぎるので好ましくない。

[0037] 図 3 (a) のように、本実施の形態の人工膝関節 1 は、膝関節の伸展時（屈曲角度 0° ）から深屈曲時（屈曲角度 135° ）まで、スパイン 13 の頂部 13t が、橈円球状摺動部 24 の下端 24b よりも高い位置にある。（これは、後述の「ジャンピング・ディスタンス JD」を用いれば、「 $JD > 0$ 」と表現できる。）そのため、大腿骨コンポーネント 20 が前方に脱臼しようとしたとき、橈円球状摺動部 24 がスパイン 13 に接触する。そのため、大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼するのを抑制できる。

[0038] 大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼するのをより効果的に抑制するには、スパイン 13 の頂部 13t が、橈円球状摺動部 24 の下端 24b よりも、約 1mm 以上高い位置にある（ $JD > 1\text{mm}$ ）のが更に好ましい。

[0039] 人工膝関節 1 を屈曲すると、橈円球状摺動部 24 はスパイン 13 の後面（凹状摺動面 14）に接触する（図 3 (b)）。大腿骨コンポーネント 20 には前方向の力が働くが、橈円球状摺動部 24 がスパイン 13 に接触しているので、大腿骨コンポーネント 20 の前方向への脱臼は殆ど起こらない。

[0040] スパイン 13 を有する脛骨プレート 10 を用いた人工膝関節 1 では、スパイン 13 は、大腿骨コンポーネント 20 の開口 23 から挿入され、そして大腿骨コンポーネント 20 の内側（大腿骨遠位端が固定される領域）に突出する。よって、スパイン 13 が大腿骨 90 と接触しないように、図 9 に示すように、大腿骨 90 の遠位端 91 にスパイン 13 を収容する空間 92 を形成する必要がある。この空間 92 は、大腿骨 90 の内側顆と外側顆との間（顆間）に形成され、前後方向に延びている。

[0041] 大腿骨 90 の強度を高く保つためには、骨切り量を減らすのが好ましい。そのためには、大腿骨コンポーネント 20 の内側に突出するスパイン 13 の突出量を減らして、スパイン 13 を収容するための空間 92 を狭くするのが望ましい。その反面、スパイン 13 の突出量が少なくなれば、大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼しやすくなる。大腿骨コンポーネント 20 の脱

臼のしやすさは、ジャンピング・ディスタンスから知ることができる。

[0042] ジャンピング・ディスタンスとは、大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼する際に乗り越えなくてはならない障害の「高さ」のことである。本発明の人工膝関節 1 では、ジャンピング・ディスタンスは、橈円球状摺動部 24 の最下点とスパイン 13 の頂点 13 t との高さの差に相当する。

[0043] 図 10 を参照して、ジャンピング・ディスタンス JD の具体例を説明する。

図 10 (a) に示す人工膝関節 1 は、スパイン 13 の頂部 13 t の位置が、橈円球状摺動部 24 の最下点（この図では下端 24 b に相当）の位置より高い。このように、大腿骨コンポーネント 20 が脱臼する際に乗り越えなくてはならない障害が存在する場合、ジャンピング・ディスタンス JD は正の値 ($JD > 0$) をとる（これを「正のジャンピング・ディスタンスと称する」）。また、ジャンピング・ディスタンスの絶対値（これを「ジャンピング・ディスタンスの大きさ」と称する）は、スパイン 13 の頂部 13 t と橈円球状摺動部 24 の下端 24 b との高さの差に等しい。

[0044] 図 10 (b) から明らかなように、屈曲角度 90° における人工膝関節 1 も、正のジャンピング・ディスタンス JD を有する。また、スパイン 13 の頂部 13 t と橈円球状摺動部 24 の最下点との差分が、図 10 (a) における差分よりも大きくなっている。よって、図 10 (b) のジャンピング・ディスタンス JD の大きさは、図 10 (a) よりも大きい。ジャンピング・ディスタンス JD が大きいほど、大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼しにくいので、屈曲角度 90° では、屈曲角度 0° に比べて、大腿骨コンポーネント 20 が脱臼しにくい。

人工膝関節では、低屈曲よりも深屈曲のほうが、大腿骨コンポーネント 20 が前方向に脱臼しやすい。本発明の人工膝関節 1 は、深屈曲におけるジャンピング・ディスタンスが大きいので、深屈曲における大腿骨コンポーネント 20 の脱臼も効果的に抑制できる。

[0045] また、図 10 (c) に示すように、屈曲角度 150° における人工膝関節

1も、正のジャンピング・ディスタンスを有する。そして、図10(c)の人工膝関節1のジャンピング・ディスタンスの大きさは、図10(b)のものと同等又はそれ以上である。よって屈曲角度 150° では、屈曲角度 90° と同等又はそれ以上に、大腿骨コンポーネント20が脱臼しにくい。

[0046] 図10からわかるように、本発明の人工膝関節1では、低屈曲から深屈曲まで、ジャンピング・ディスタンスが正なので、低屈曲でも深屈曲でも、大腿骨コンポーネント20の脱臼を抑制できる。さらに、深屈曲におけるジャンピング・ディスタンスが大きいので、深屈曲での大腿骨コンポーネント20の脱臼も効果的に抑制できる。

[0047] 図11のような従来的人工膝関節1Pでは、屈曲角度 0° （図11(a)）で、大腿骨コンポーネント200Pのカム240Pの最下点が、スパイン130Pの頂点130Ptより高い位置にある（すなわち、負のジャンピング・ディスタンスJD（ $JD < 0$ ）を有する）。そのため、大腿骨コンポーネント200Pの脱臼を抑制できない。

[0048] 屈曲角度 90° （図11(b)）及び 150° （図11(c)）では、人工膝関節1Pは正のジャンピング・ディスタンスJDを有し、大腿骨コンポーネント200Pの脱臼を抑制することができる。ただし、ジャンピング・ディスタンスJD大きして、大腿骨コンポーネント200の前方向への脱臼を効果的に抑制するには、スパイン130の高さを高くする必要がある。そのため、スパイン130Pを収容するための空間920Pは広くなる。

[0049] また、図12のような別の従来的人工膝関節1Qでは、屈曲角度 0° （図12(a)）、屈曲角度 90° （図12(b)）及び屈曲角度 150° （図12(c)）の全てで、正のジャンピング・ディスタンスJDを有する。

しかしながら、屈曲角度 150° でのジャンピング・ディスタンスの大きさが小さすぎる。よって、深屈曲において、大腿骨コンポーネント200Qが脱臼する危険性がある。

また、スパイン130Qの頂部近傍（強度が低い）に作用点Oがあるので、スパイン130Qが破損しやすい。

[0050] これに対して、図10に示すように、本発明の人工膝関節1では、橈円球状摺動部24がスパイン13の低い位置（凹状摺動面14）に潜り込むので、スパイン13の高さを低くしても、十分に大きいジャンピング・ディスタンスJDを確保することができる。

そして、スパイン13の高さが低いので、スパイン13用の空間92は、従来に比べて非常に狭くできる。

[0051] このように、本発明の人工膝関節1は、屈曲時に、大腿骨コンポーネント20の橈円球状摺動部24を、スパイン13の後面（凹状摺動面14）で支持することにより、スパイン13の高さを低く抑えても、ジャンピング・ディスタンスを十分な大きさにすることができる。よって、大腿骨90の骨切り量を減らしながら、大腿骨コンポーネント20の前方向への脱臼を効果的に抑制することができる。

[0052] また、図10（b）～（c）と、図11（b）～（c）及び図12（b）～（c）とを比較して明らかなように、大腿骨コンポーネント20、200P、200Qの作用点Oを受けているスパイン13、130P、130Qの厚さが全くことなる。本実施の形態のスパイン13は、従来のスパイン130P、130Qに比べて2～3倍厚い。よって、本実施の形態のスパイン13は、大きな応力Fを受けても破損しにくい。

[0053] 特に、屈曲角度90°以上の屈曲位において、橈円球状摺動部24と14凹状摺動面との作用点Oの高さ方向における位置が、外側窩12の底部の高さ T_0 と、外側窩12の底部から測定したスパイン13の頂部13tの高さ T_1 の2/3の位置の高さ $T_{2/3}$ との間にあるのが好ましい。ここで「外側窩12の底部」とは、外側窩12の最も低い部分を指している。

底部の高さ T_0 と高さ $T_{2/3}$ の間ではスパイン13の厚みが厚いので、作用点Oから大きな応力Fを受けてもスパイン13が破損しにくい。

[0054] また、図13に詳細に図示するように、大腿骨コンポーネント20の橈円球状摺動部24の少なくとも一部が、外側顆22より外向きに突出しているのが望ましい。図13では、橈円球状摺動部24は、外側顆22よりも、後

ろ方向に寸法A、上端部で寸法Bだけ外側に突出している。図のように楕円球状摺動部24が外側顆22より外向きに突出していると、楕円球状摺動部24はスパイン13のより低い位置（凹状摺動面14）に潜り込むことができるので、ジャンピング・ディスタンスJDをより大きくし、作用点Oの位置をより低くすることができる。

[0055] なお、図14に示すように、人工膝関節1の屈曲角度が90°以上でも、作用点Oは、外側窩12とほぼ同じ高さか、又は外側窩12よりも低い位置にある。よって、大きなジャンピング・ディスタンスJDが確保でき、深屈曲でも大腿骨コンポーネント20は前方向に脱臼しにくいことがわかる。また、応力Fを支えるスパイン13の厚みも厚いので、深屈曲を繰り返してもスパイン13が破損しにくいことがわかる。

[0056] <実施の形態2>

本実施の形態の人工膝関節1は、屈曲時の外旋をさらに容易にしたものである。実施の形態1とは、脛骨プレート10の後端側の縁部の形状が異なっている。それ以外の構成については、実施の形態1と同様である。

[0057] 本実施の形態では、深屈曲時の外旋を促進するために、脛骨プレート10は、外側窩12の後端側の縁部に、後端摺動面を備えているのが好ましい。

[0058] 本実施の形態では、図15に示すように、脛骨プレート10の外側窩12の後端部は、平面又は曲面により面取りされているのが好ましい。この面取りされた面は、後端摺動面（後端摺動曲面12c又は後端摺動平面12p）を形成する。

本明細書において「後端摺動曲面12c」とは、曲面状の後端摺動面を全て含む。後述するように、後端摺動面とは、大腿骨コンポーネント20の外側顆22を摺動させる面である。よって、外側顆22を安定して摺動させるために、後端摺動曲面12cは凹状の曲面であるのが好ましい。

また、本明細書において「後端摺動平面12p」とは、平面状の後端摺動面を全て含む。

[0059] 以下、主に後端摺動曲面12cを例示して、本発明の後端摺動面の説明を

する。特に記載のない限り、「後端摺動曲面 12c」は、「後端摺動平面 12p」と読み替えることができる。

[0060] 後端摺動曲面 12c は、外側窩 12 と同様に、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22 と摺動するための面である。外側窩 12 は、外側顆 22 が亜脱臼する前に外側顆 22 が摺動する面である。そして、後端摺動曲面 12c は、外側顆 22 が亜脱臼した後に外側顆 22 が摺動する面である（図 15 に、外側顆 22 が、外側窩 12 及び後端摺動曲面 12c の表面上を摺動するときの摺動ルート 12x を示す）。

[0061] 本明細書において、「亜脱臼」とは、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22 又は内側顆 21 が、脛骨プレート 10 の外側窩 12 又は内側窩 11 から後方に離脱することである。外側顆 22 の亜脱臼は、大腿骨コンポーネント 20 と脛骨プレート 10 との相対的な動作を、健全な膝関節の動作（大腿骨の外旋）に近づける。よって、脛骨プレート 10 が後端摺動曲面 12c を備えることにより、膝部の靱帯の張力バランスを健全な膝関節に近い状態にすることができ、自然な膝関節と同様の深屈曲が可能にする。

[0062] 脛骨プレート 10 に後端摺動曲面 12c を設けることにより、外側顆 22 が亜脱臼した後の摺動面を提供するだけでなく、外側顆 22 の亜脱臼を促進することができる。

大腿骨コンポーネント 20 は、膝関節の屈曲により、脛骨プレート 10 の上でロールバックする。そして、人工膝関節 1 を深屈曲すると、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22 又は内側顆 21 が、脛骨プレート 10 の外側窩 12 又は内側窩 11 から亜脱臼する。このとき、外側窩 12 の後端に後端摺動曲面 12c が形成されていると、内側顆 21 より先に外側顆 22 が亜脱臼する。本実施の形態の人工膝関節 1 は、亜脱臼を促進することにより、深屈曲を容易に達成できる。

[0063] 外側顆 22 が外側窩 12 から亜脱臼した状態は、亜脱臼していない状態に比べると、人工膝関節 1 が不安定である。本実施の形態の人工膝関節 1 は、外側顆 22 が亜脱臼するときに、脛骨プレート 10 の凹状摺動面 14 に脛円

球状摺動部 24 が接触しているので、人工膝関節 1 を安定させるのに有利である。また、外側顆 22 が亜脱臼した後に、橈円球状摺動部 24 を支点として、大腿骨コンポーネント 20 を安定して外旋させることができる（図 16（a）参照）。また、橈円球状摺動部 24 を支点として外旋することにより、外旋がスムーズで、外旋に対する抵抗（例えば、亜脱臼の際の抵抗等）が少ない。

[0064] なお、図 16（a）は、後端摺動曲面 12c を有する人工膝関節 1 を示し、図 16（b）は、比較例として、内側後方に方向付けられていない後端摺動平面 12p を有する人工膝関節 1' を示している。図 16（a）の人工膝関節 1 は、スムーズに外旋することができる。

[0065] 本実施の形態では、後端摺動曲面 12c が内側後方に方向付けられているのが好ましい。

ここで「後端摺動曲面 12c の方向」について、図 17 を参照しながら、以下に詳細に説明する。

[0066] 図 17 は、外側窩 12 の後端摺動曲面 12c（図 15 の部分 I）の拡大図である。

図 17 には、任意の測定点 P における、後端摺動曲面 12c の法線方向（法線ベクトル N ）が図示されている。本明細書では、「後端摺動曲面 12c の方向」とは、法線ベクトル N の方向である。なお、本明細書で議論される「法線ベクトル N 」は、後端摺動曲面 12c に対して引くことのできる 2 本の法線ベクトルのうち、上向きの成分 N_s を含む法線ベクトルである。

[0067] 図 17 では、まず、法線ベクトル N を上方向成分 N_s と水平面 H に投射した水平成分 N_H とに分解し、次いで、水平成分 N_H を内側方向成分 N_m と後ろ方向成分 N_p とに分解している。これらの成分標記を用いると、「後端摺動曲面 12c が内側後方に方向付けられている」とは、後端摺動曲面 12c の法線ベクトル N の水平成分 N_H が、内側方向成分 N_m と、後ろ方向成分 N_p とを含むことである。

[0068] 図 17 のような後端摺動曲面 12c に、大腿骨コンポーネント 20 の外側

顆 2 2 により力がかかけられると、後端摺動曲面 1 2 c に垂直な方向（法線ベクトル N の方向と一致）に抗力が発生する。この抗力は、外側顆 2 2 に対して、内側後方向きの力を与える。そのため、外側顆 2 2 は、内側後方向きに移動しやすくなる。すなわち、外側顆 2 2 の外旋が促進される。

[0069] また、外側顆 2 2 が垂脱臼し、そして外側顆 2 2 が外旋方向するとき、外側顆 2 2 は後端摺動曲面 1 2 c によってサポートされるので、スムーズな外旋が実現される。

[0070] このように、後端摺動曲面 1 2 c が内側後方に方向付けられていることにより、外側顆 2 2 が垂脱臼した後の外旋が促進され、且つスムーズに外旋する。

[0071] 図 1 8 及び図 1 9 のように、後端摺動面（後端摺動曲面 1 2 c 又は後端摺動平面 1 2 p）の上を摺動する外側顆 2 2 の摺動ルート 1 2 x は、円弧として近似できる。図 1 8 及び図 1 9 では、摺動ルート 1 2 x の円弧は、凹状摺動面 1 4 の中心 O を中心とした半径 R の円弧として描かれている。

[0072] 図 1 8 及び図 1 9 には、摺動ルート 1 2 x 上の任意の点（点 $P_1 \sim P_3$ ）における、後端摺動曲面 1 2 c の法線ベクトル N の水平成分 $N_{H1} \sim N_{H3}$ が示されている。図 1 8 及び図 1 9 に図示された水平成分 $N_1 \sim N_3$ は、いずれでも内側後方を向いている。

[0073] 図 1 8 では、3 つの水平成分 $N_{H1} \sim N_{H3}$ の全てが、同じ方向を向いている。すなわち、図 1 8 の後端摺動面は、平面から成る後端摺動平面 1 2 p であり、どの位置でもほぼ同じ方向を向いている。

[0074] これに対して、図 1 9 では、3 つの水平成分 $N_{H1} \sim N_{H3}$ は、それぞれ異なる方向を向いている。すなわち、図 1 9 の後端摺動面は、曲面から成る後端摺動曲面 1 2 c である。図 1 9 のように、点 P が後方に位置するほど、水平成分 N_H の内側方向成分が大きくなるのが好ましい。具体的には、点 P_1 、 P_2 の各々における水平成分 N_{H1} 、 N_{H2} を比較すると、点 P_2 のほうが点 P_1 より後方にあるので、水平成分 N_{H2} のほうが水平成分 N_{H1} のよりも内側方向成分が大きい（より内側方向に指向している）のが好ましい。

外側窩 22 が後方にいくほど（つまり、人工膝関節 1 の屈曲角度が大きくなるほど）、外側窩 22 を内側方向に方向付ける力が大きくなり、それに伴い、外側窩 22 を外旋角度も大きくすることができる。

なお、図 19 のように、水平成分 $N_1 \sim N_3$ は、点 $P_1 \sim P_3$ における摺動ルート 12x の接線方向と一致させているが、これに限定されない。

[0075] なお、比較のために、脛骨プレート 10 の内側窩 11 の後端部についても説明する。

人工膝関節 1 の深屈曲時に、脛骨プレート 10 の内側窩 11 の後端部と、大腿骨コンポーネント 20 若しくは大腿骨とが接触する場合がある。そこで、内側窩 11 の後端部を、平面 11p によって面取りするのが好ましい。（図 15 参照）。図 20 に、平面 11p（図 15 の部分 II）の拡大図を示す。

図 20 からわかるように、平面 11p の任意の点 P' に引かれた法線ベクトル N' は、上方向成分 N_s' と後ろ方向成分 N_p' とを含む。しかしながら、法線ベクトル N' は、内側方向成分 N_m' を含んでいない。すなわち、平面 11p は、後方には方向付けられているが、内側後方には方向付けられていない。

[0076] 図 21（a）は、外側窩 12 の最下点（位置 Q_2 と一致）を通る前後方向における、脛骨プレート 10 の端面図である。また、図 21（b）は、内側窩 11 の最下点を通る前後方向における、脛骨プレート 10 の端面図である。

図 21（a）、（b）に示すように、本発明の人工膝関節 1 で使用する脛骨プレート 10 では、外側窩 12 及び内側窩 11 は曲面である。

[0077] 本発明では、外側窩 12 の後方領域 12PS の半径 $12r$ が、内側窩 11 の後方領域 11PS の半径 $11r$ よりも大きいのが好ましい（図 21（a）、（b）参照）。

[0078] 本明細書において、「外側窩 12 の後方領域 12PS」とは、図 21（a）の位置 Q_2 より後方にある外側窩 12 の領域である。また、「内側窩 11 の後方領域 11PS」とは、図 21（b）の位置 Q_1 より後方にある内側窩 11

の領域である。

なお、外側窩 12 の「位置 Q_2 」とは、人工膝関節 1 の伸展時において、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22（図 21（a）の破線）の最下位置が、脛骨プレート 10 の外側窩 12 と接触する位置である。また、内側窩 11 の「位置 Q_1 」とは、人工膝関節 1 の伸展時において、大腿骨コンポーネント 20 の内側顆 21（図 21（b）の破線）の最下位置が、脛骨プレート 10 の内側窩 11 と接触する位置である。

[0079] また、本明細書において、「外側窩 12 の後方領域 12 PS の半径」とは、外側窩 12 の前後方向の断面（図 21（a）参照）における、後方領域 12 PS の半径である。同様に、「内側窩 11 の後方領域 11 PS の半径」とは、内側窩 11 の前後方向の断面（図 21（b）参照）における、後方領域 11 PS の半径である。

[0080] 図 21（a）、（b）のように、脛骨プレート 10 の外側窩 12 の後方領域 12 PS の半径 $12r$ が、内側窩 11 の後方領域 11 PS の半径 $11r$ よりも大きいと、外側窩 12 の後方領域 12 PS の傾斜が、内側窩 11 の後方領域 11 PS の傾斜より緩やかになる。すなわち、脛骨プレート 10 の前後方向の中央付近（例えば、位置 Q_1 、 Q_2 ）で、内側窩 11 と外側窩 12 との高さを一致させると、位置 Q_1 、 Q_2 から後方に向かって等距離だけ移動したとき、外側窩 12 の高さは、内側窩 11 の高さよりも、常に低い。よって、大腿骨コンポーネント 20 がロールバックするとき、大腿骨コンポーネント 20 の内側顆 21 より、外側顆 22 のほうが、後方に移動しやすい。その結果、ロールバックが生じると、内側顆 21 より外側顆 22 のほうが後方に位置する状態になりやすく、大腿骨コンポーネント 20 は外旋しやすくなる。さらに、脛骨プレート 10 の外側窩 12 と内側窩 11 との高さの差は、後方にいくほど増大するので、ロールバックが生じ始める屈曲角度（例えば 90° ）より、さらにロールバックが進行する屈曲角度（例えば 135° ）のほうが、より外旋しやすくなる。このような脛骨プレート 10 を使用することにより、軽度屈曲よりも深屈曲で外旋しやすい人工膝関節を得ることができ

る。

- [0081] 外側窩 12 は、後方領域 12 P S の半径が、前方領域 12 A N の半径より大きいのが好ましい。内側窩 11 は、後方領域 11 P S の半径が、前方領域 11 A N の半径とほぼ等しくすることもできるが、後方領域 11 P S の半径が、前方領域 11 A N の半径より大きいのが好ましい。なお、本明細書において、「外側窩 12 の前方領域 12 A N」は、位置 Q_2 より前方の領域であり、「内側窩 11 の前方領域 11 A N」は、位置 Q_1 より前方の領域である。
- [0082] 図 21 (a) のように、外側窩 12 と後端摺動面（後端摺動曲面 12 c 又は後端摺動平面 12 p）との間が曲面にされているのが好ましく、外側顆 22 が外側窩 12 から後端摺動面に垂脱臼するとき、人工膝関節への衝撃を小さくすることができる。
- [0083] また、外側窩 12 の最下点（位置 Q_2 と一致）を通る前後方向の断面（図 21 (a)、図 22 参照）において、後端摺動面（後端摺動曲面 12 c 又は後端摺動平面 12 p）の前後方向の長さ 12 d が、脛骨プレート 10 の前後方向の長さの $1/5$ 以下であるのが好ましい。これにより、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22 が外側窩 12 から後端摺動面に垂脱臼する屈曲角度を、比較的大きい屈曲角度の範囲（例えば $90^\circ \sim 150^\circ$ ）に設定することができる。
- [0084] また、外側窩 12 の最下点を通る前後方向の断面（図 21 (a)、図 22 参照）において、後端摺動面（後端摺動曲面 12 c 又は後端摺動平面 12 p）の傾斜角度が 20° 以上であるのが好ましい。ここで「後端摺動面の傾斜角度」とは、外側窩 12 の最下点を通る前後方向の断面（図 21 (a)、図 22）で観察したときの、後端摺動面の最大傾斜角度を指す。
- [0085] 図 23 (a) は、後端摺動面（例として後端摺動曲面 12 c）の傾斜角度が 20° 以上（この図では、約 35° ）の脛骨プレート 10 を用いた人工膝関節 1 である。図 23 (b) は、後端摺動面の傾斜角度が 20° 未満（この図では、約 10° ）の脛骨プレート 10 を用いた人工膝関節 1 である。

大腿骨コンポーネント 20 を 150° に屈曲したとき、図 23 (a) では

、亜脱臼後、大腿骨コンポーネント 20 の外側顆 22 と脛骨プレート 10 の後端摺動曲面 12 c との接触範囲が広い（面接触している）。よって、外側顆 22 が、後端摺動曲面 12 c 上でスムーズに摺動できる。これに対して、図 23（b）では、外側顆 22 と後端摺動曲面 12 c の後方縁部とが接触している。

[0086] このように、脛骨プレート 10 の後端摺動曲面 12 c の傾斜角度が 20° 以上であると、深屈曲であっても外側顆 22 を後端摺動曲面 12 c の面で受容できるので、深屈曲における大腿骨コンポーネント 20 の摺動がよりスムーズになる。

[0087] 図 24 に示すように、後端摺動曲面 12 c は、凹状摺動面 14 の中心 O を中心として、角度 $\theta = 5 \sim 30^{\circ}$ の範囲で形成されているのが好ましい。これにより、大腿骨コンポーネント 20 の外旋が、自然な膝の外旋角度（ $5 \sim 30^{\circ}$ ）の範囲で起こりやすくなる。

[0088] 本実施の形態の人工膝関節 1 は、深屈曲時に大腿骨コンポーネント 20 を自然に外旋させることができるので、人工膝関節 1 への置換後も、自然な膝関節の動作を実現することができる。

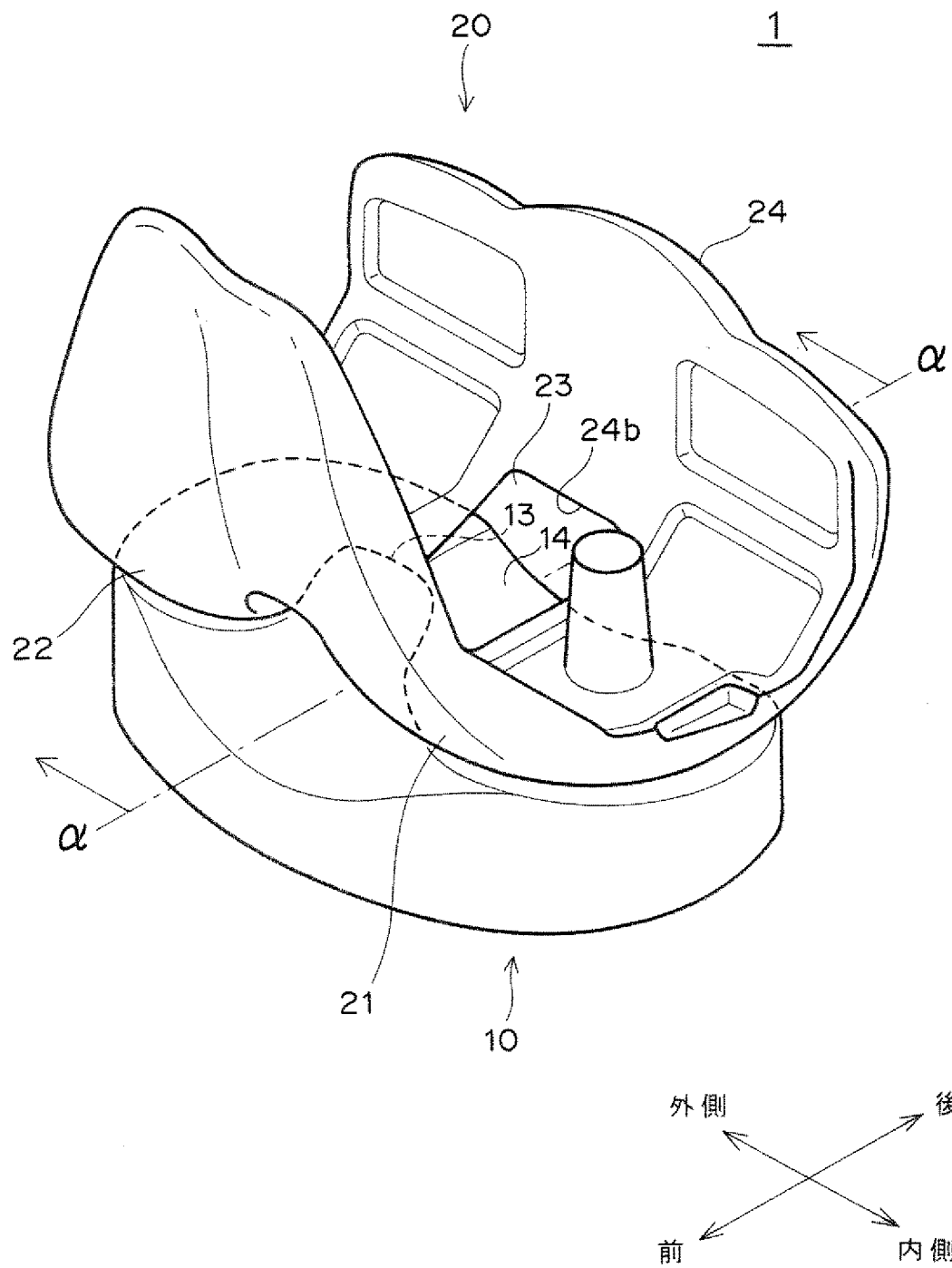
請求の範囲

- [請求項1] 大腿骨遠位端に固定される大腿骨コンポーネントと、脛骨近位端に固定され大腿骨コンポーネントを摺動可能に受容する脛骨プレートと、を備えた人工膝関節であって、
前記大腿骨コンポーネントが、内側顆と外側顆とを有し、
前記内側顆と前記外側顆との間には、
開口と、
前記内側顆と前記外側顆との後端を接続し、膝関節屈曲時に前記脛骨プレートに対して摺動する橢円球状摺動部と、が形成され、
前記脛骨プレートが、前記内側顆を受容する内側窩と、前記外側顆を受容する外側窩とを備え、
前記内側窩と前記外側窩との間には、
膝関節の屈曲・伸展動作に対応して前記開口内を前後方向に移動し、膝関節屈曲時に前記橢円球状摺動部に接触するスパインと、
前記スパインの後面を構成し、前記橢円球状摺動部を摺動可能に受容する凹状摺動面と、が形成され、
前記橢円球状摺動部の幅が、前記開口から後端に向かって広くなることを特徴とする人工膝関節。
- [請求項2] 屈曲角度 0° ～ 150° において、前記スパインの頂部が、前記橢円球状摺動部の下端よりも高い位置にあることを特徴とする請求項1に記載の人工膝関節。
- [請求項3] 前記スパインの内側面と前記内側窩との間、及び前記スパインの外側面と前記外側窩との間が、曲面にされていることを特徴とする請求項1又は2に記載の人工膝関節。
- [請求項4] 前記外側窩の後端部が、平面又は曲面により面取りされて後端摺動面を形成しており、
前記後端摺動面が内側後方に方向付けられていることを特徴とする請求項1乃至3のいずれか1項に記載の人工膝関節。

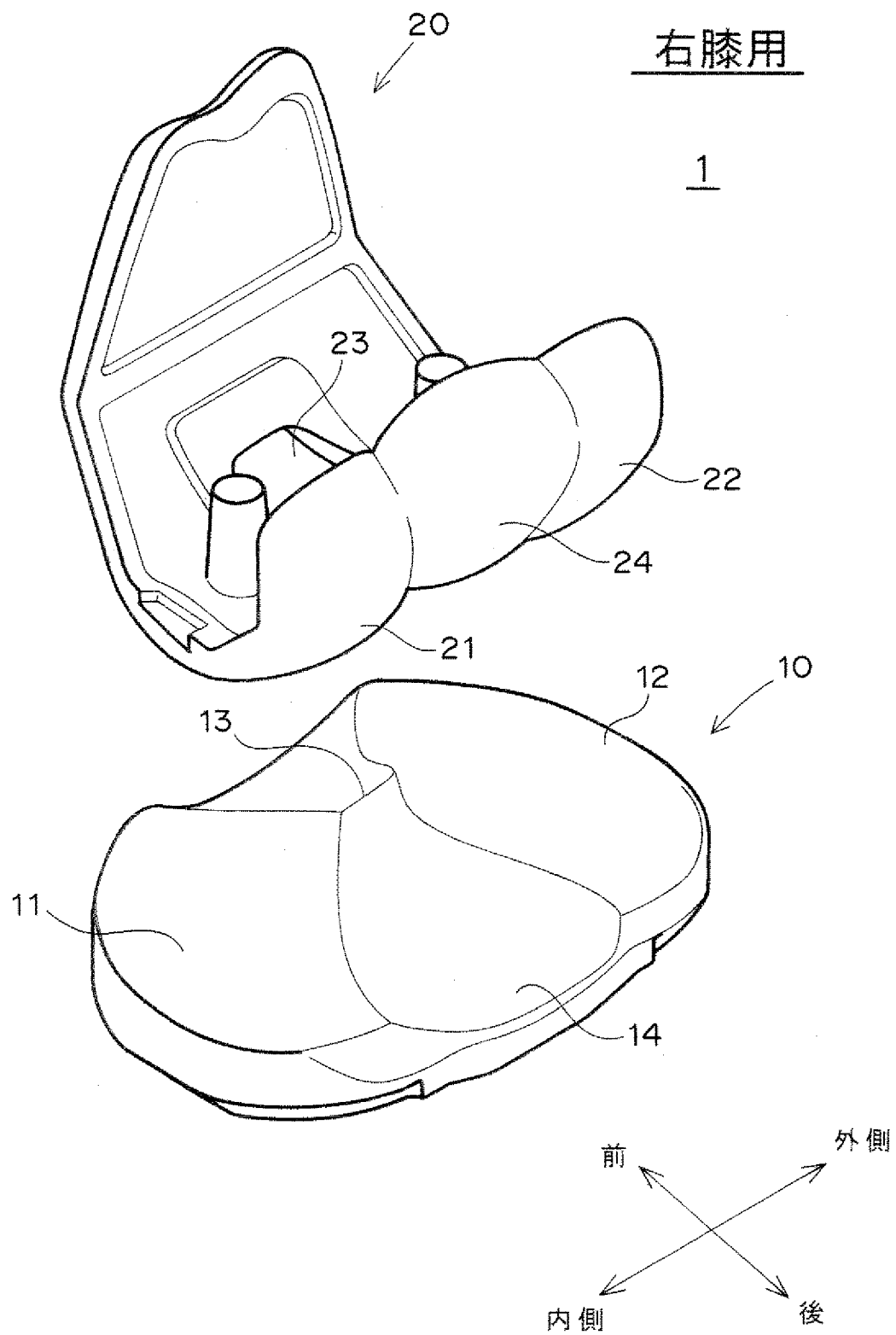
[請求項5] 屈曲角度 90° 以上の屈曲位において、前記橢円球状摺動部と前記凹状摺動面との作用点の高さ方向における位置が、前記外側窩底部の高さと、前記外側窩底部から測定した前記スパインの頂部の高さの $2/3$ の位置の高さとの間にあることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の人工膝関節

[請求項6] 前記橢円球状摺動部の少なくとも一部が、前記外側顆より外向きに突出していることを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の人工膝関節。

[図1]

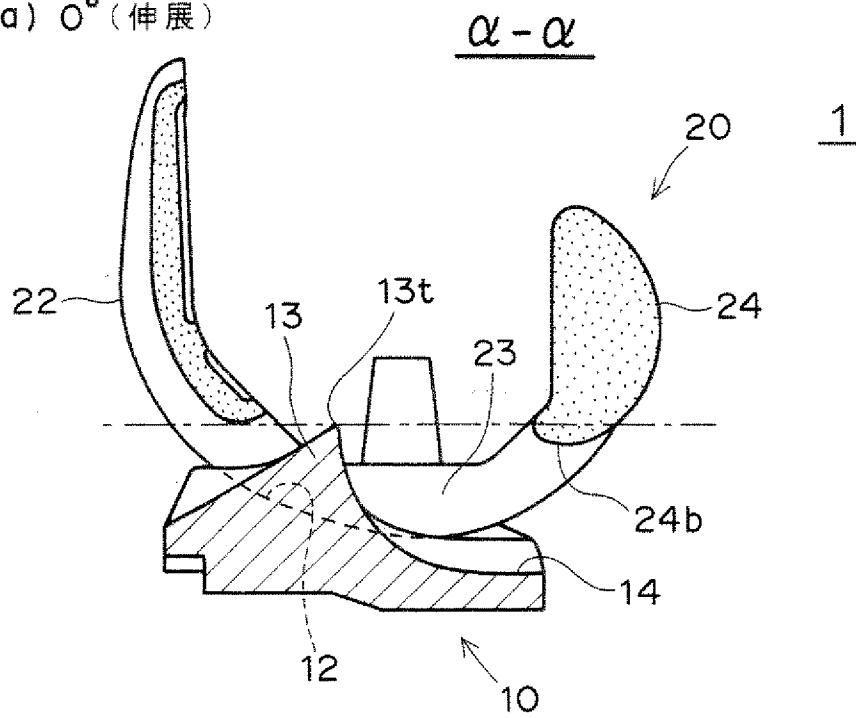
右膝用

[図2]

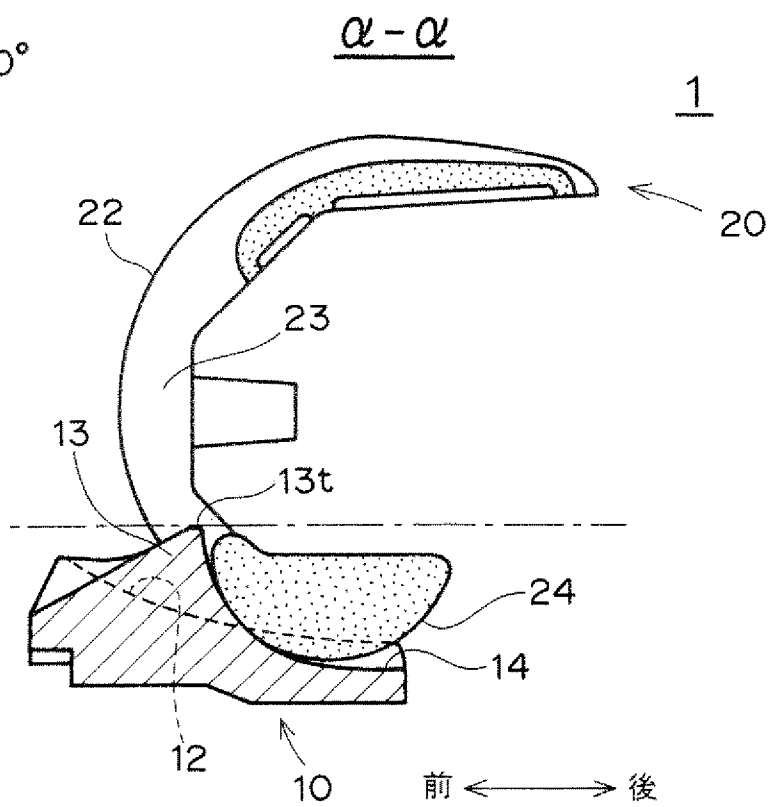


[図3]

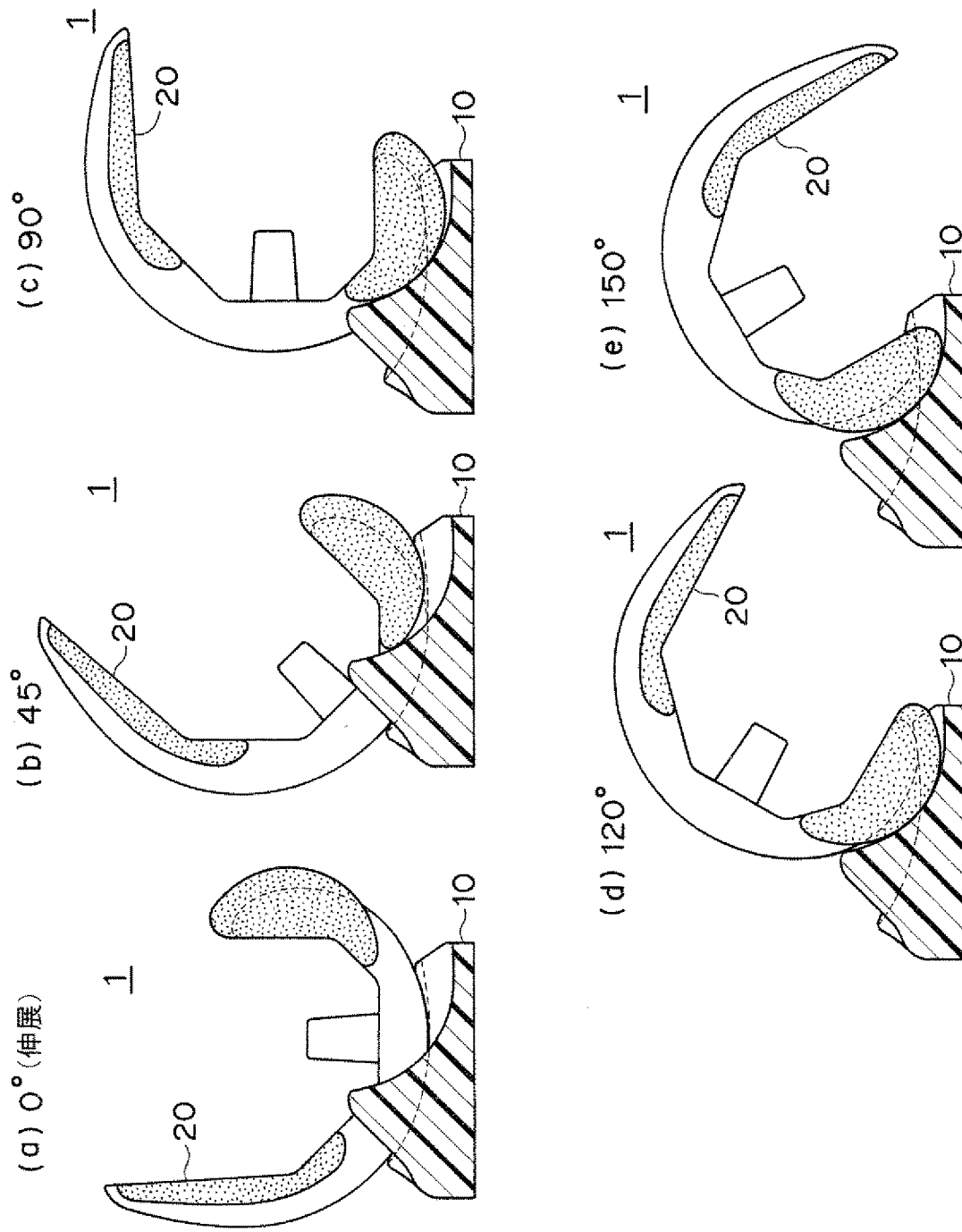
(a) 0° (伸展)



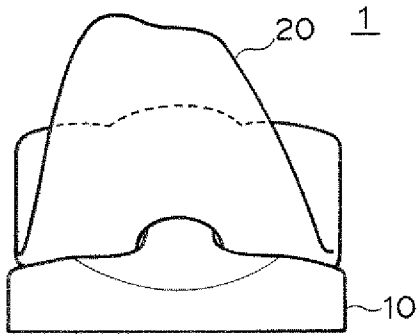
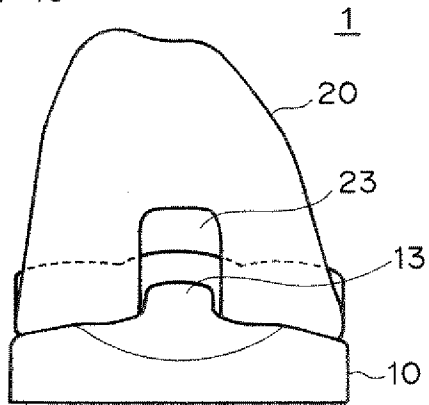
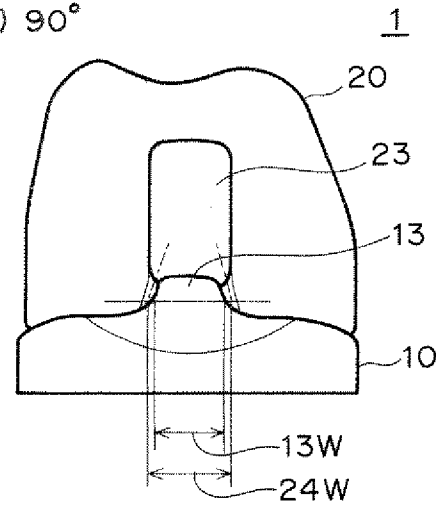
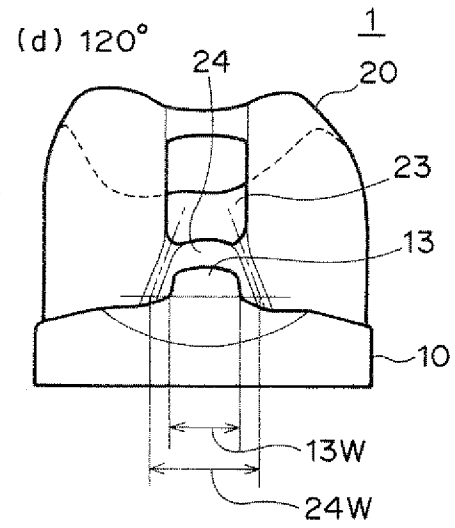
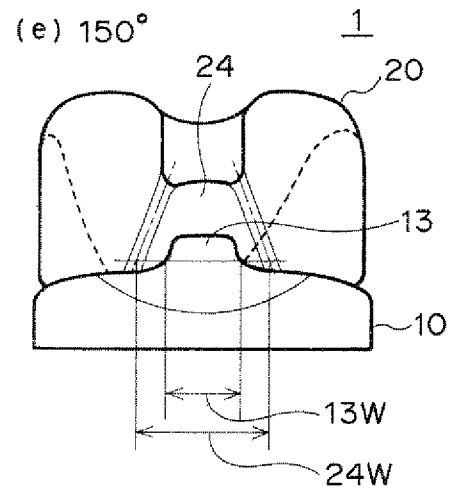
(b) 90°



[図4]

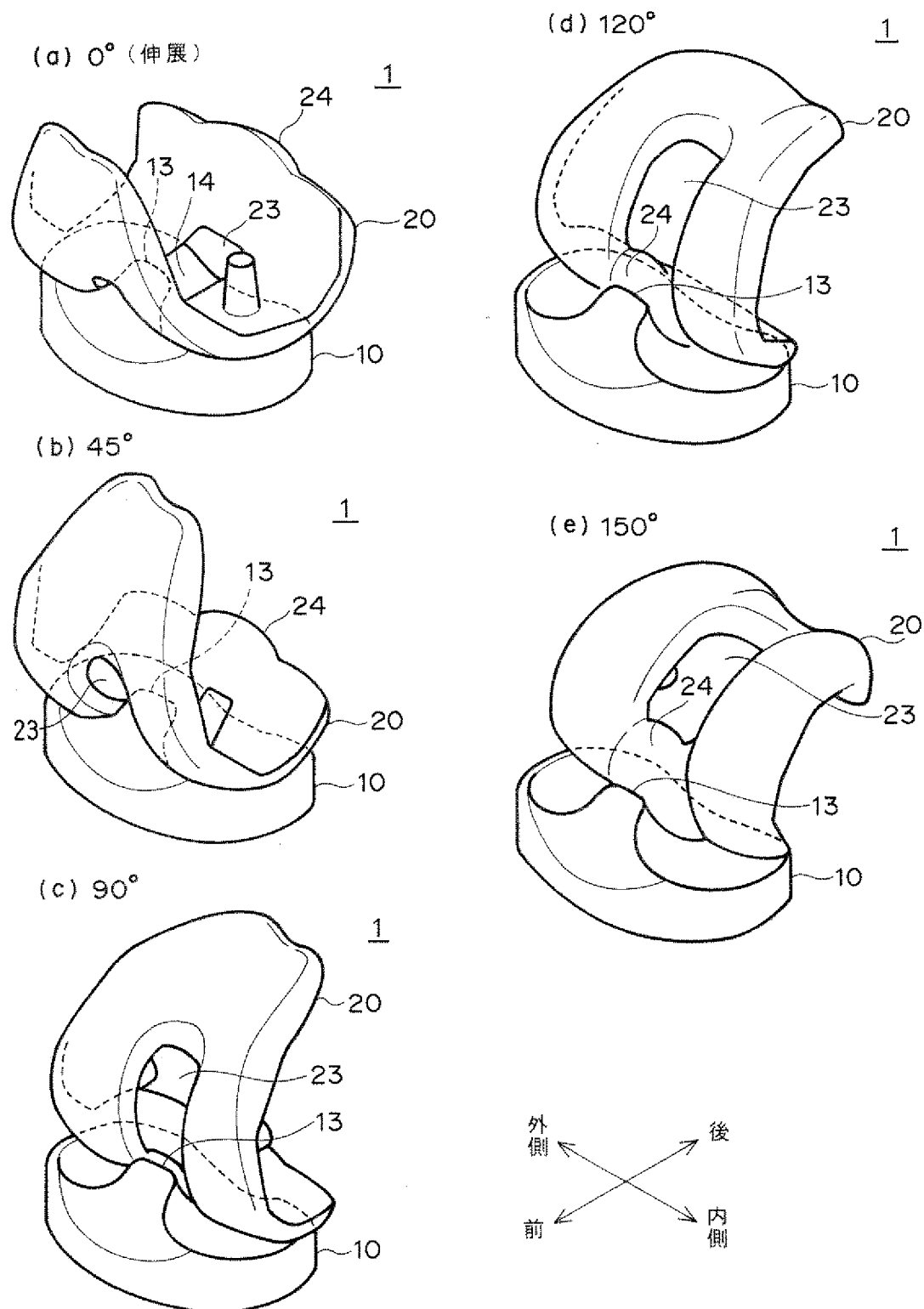


[図5]

(a) 0° (伸展)(b) 45° (c) 90° (d) 120° (e) 150° 

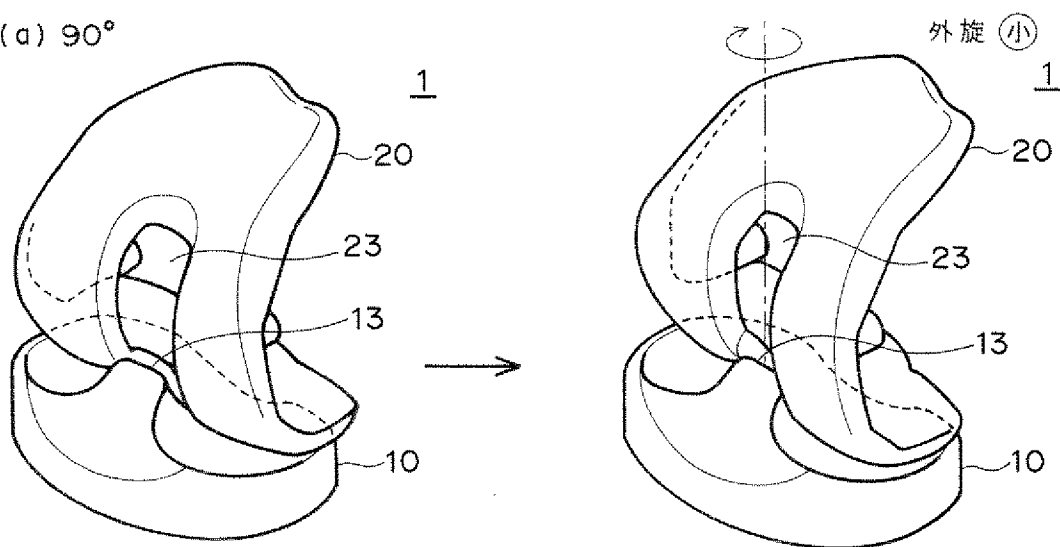
外側 ← → 内側

[図6]

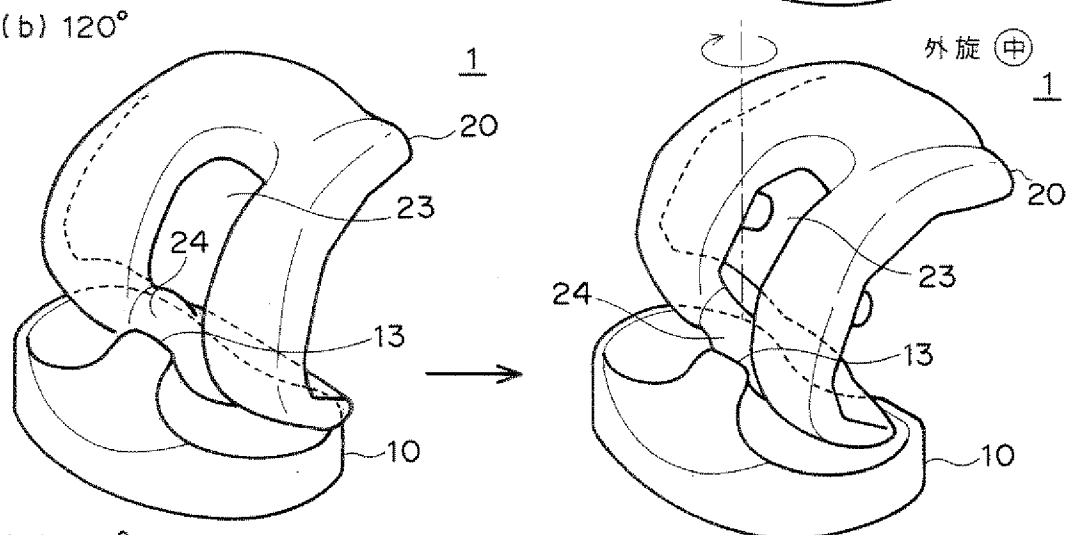


[図7]

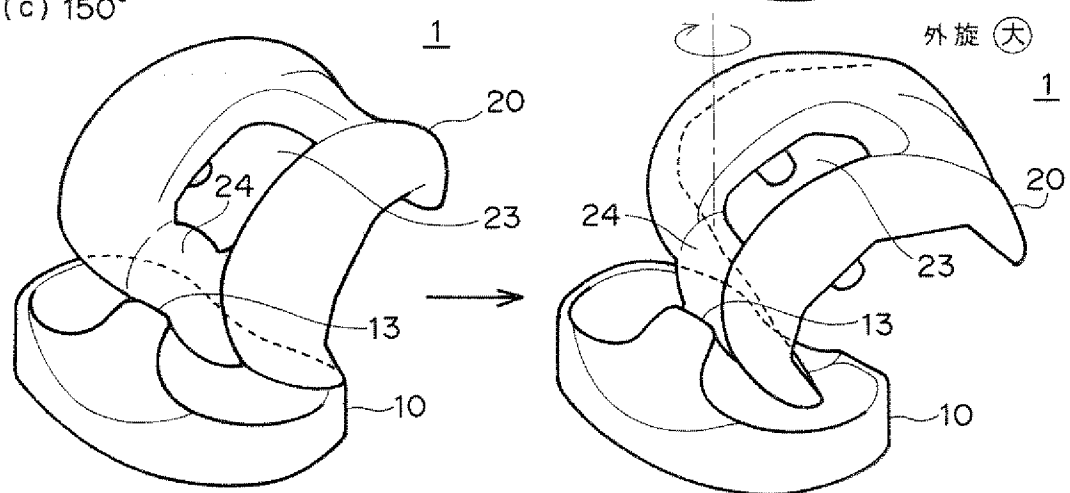
(a) 90°



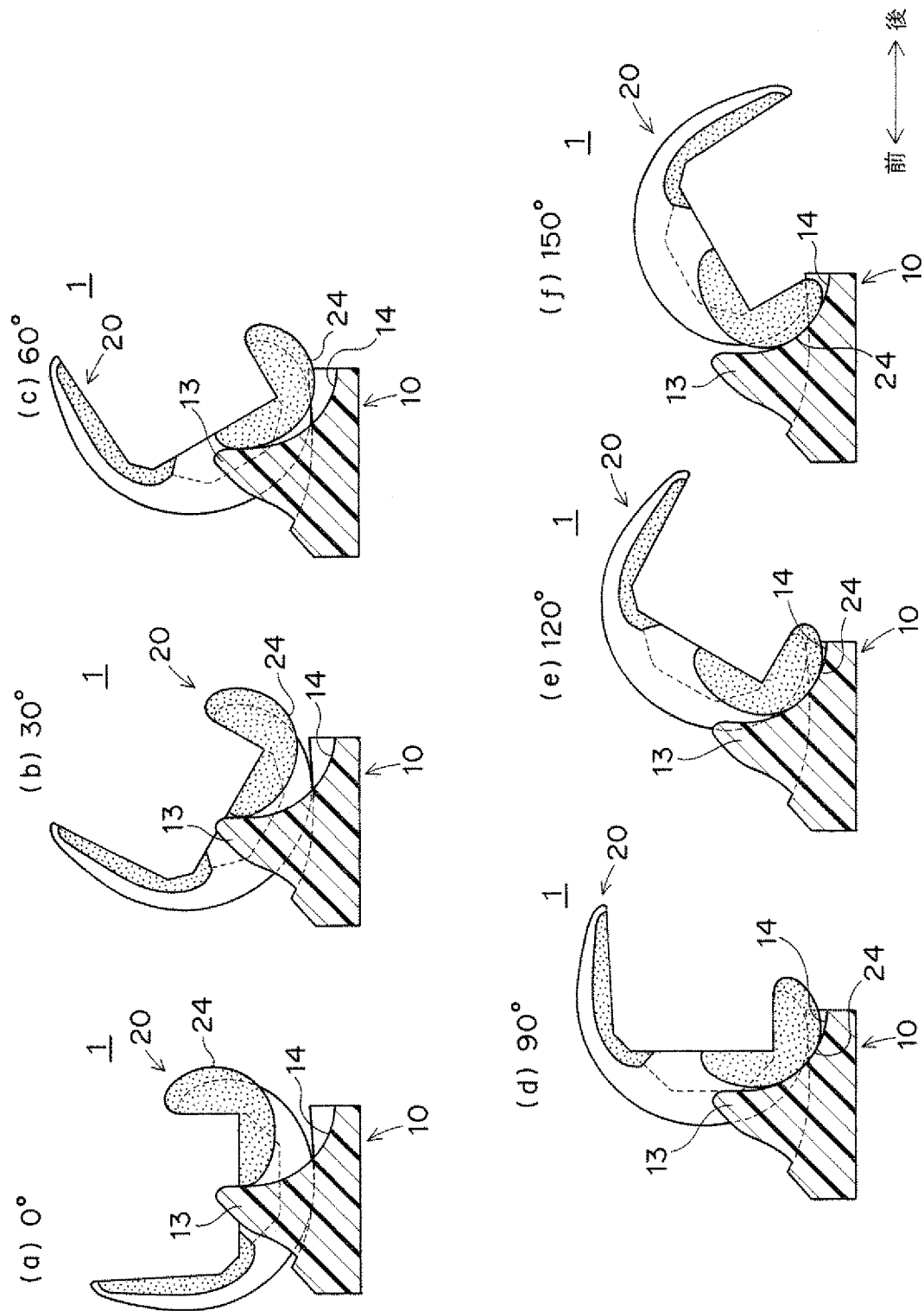
(b) 120°



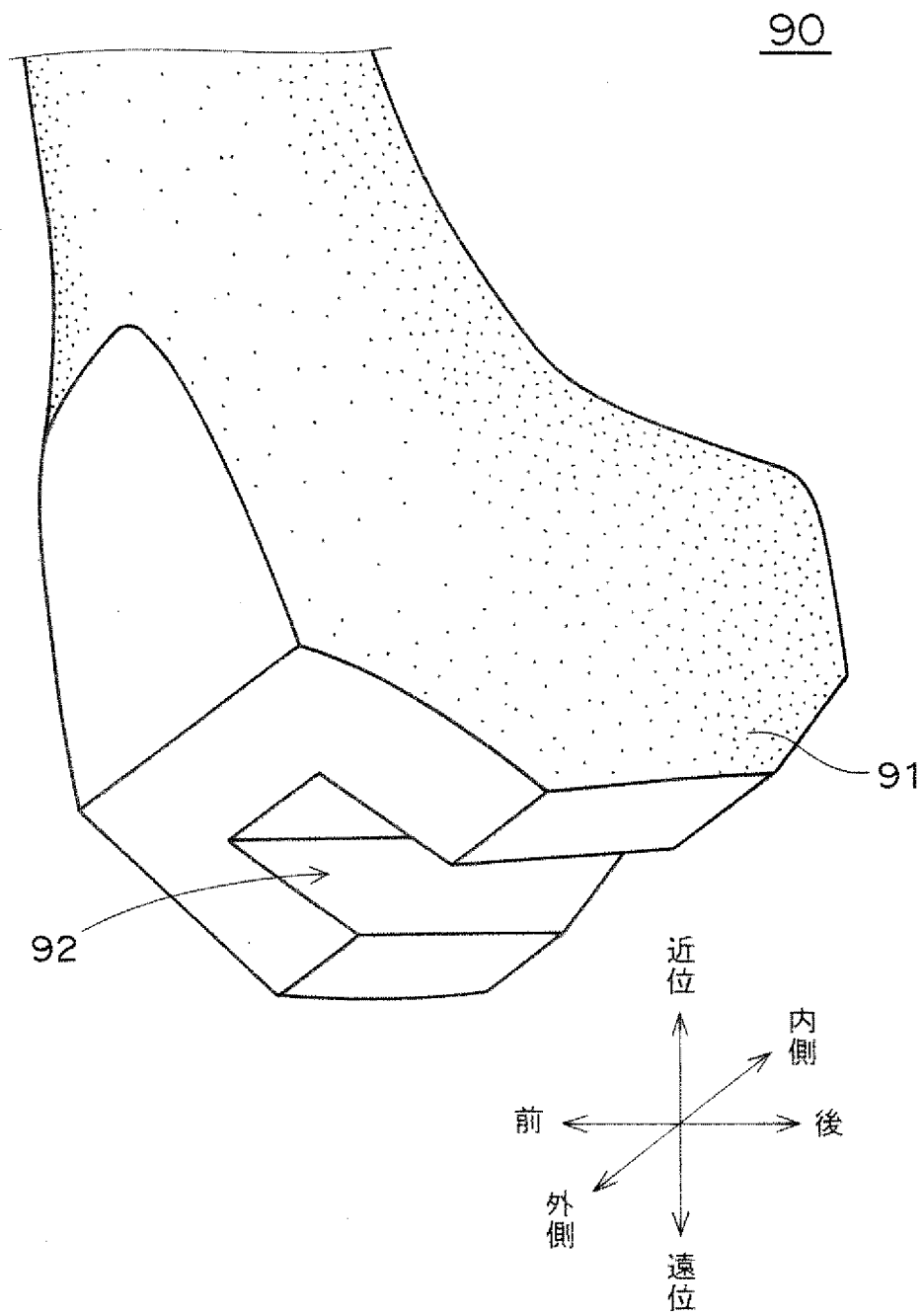
(c) 150°



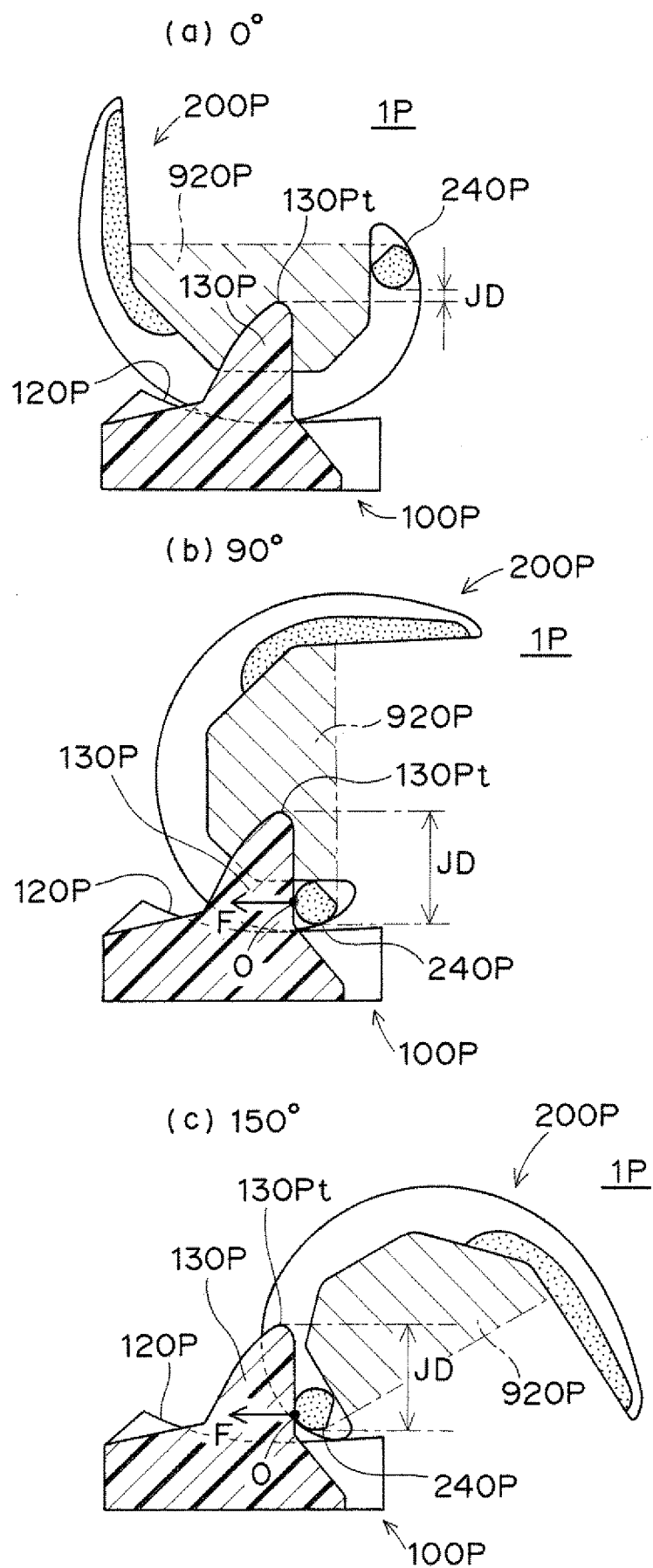
[図8]



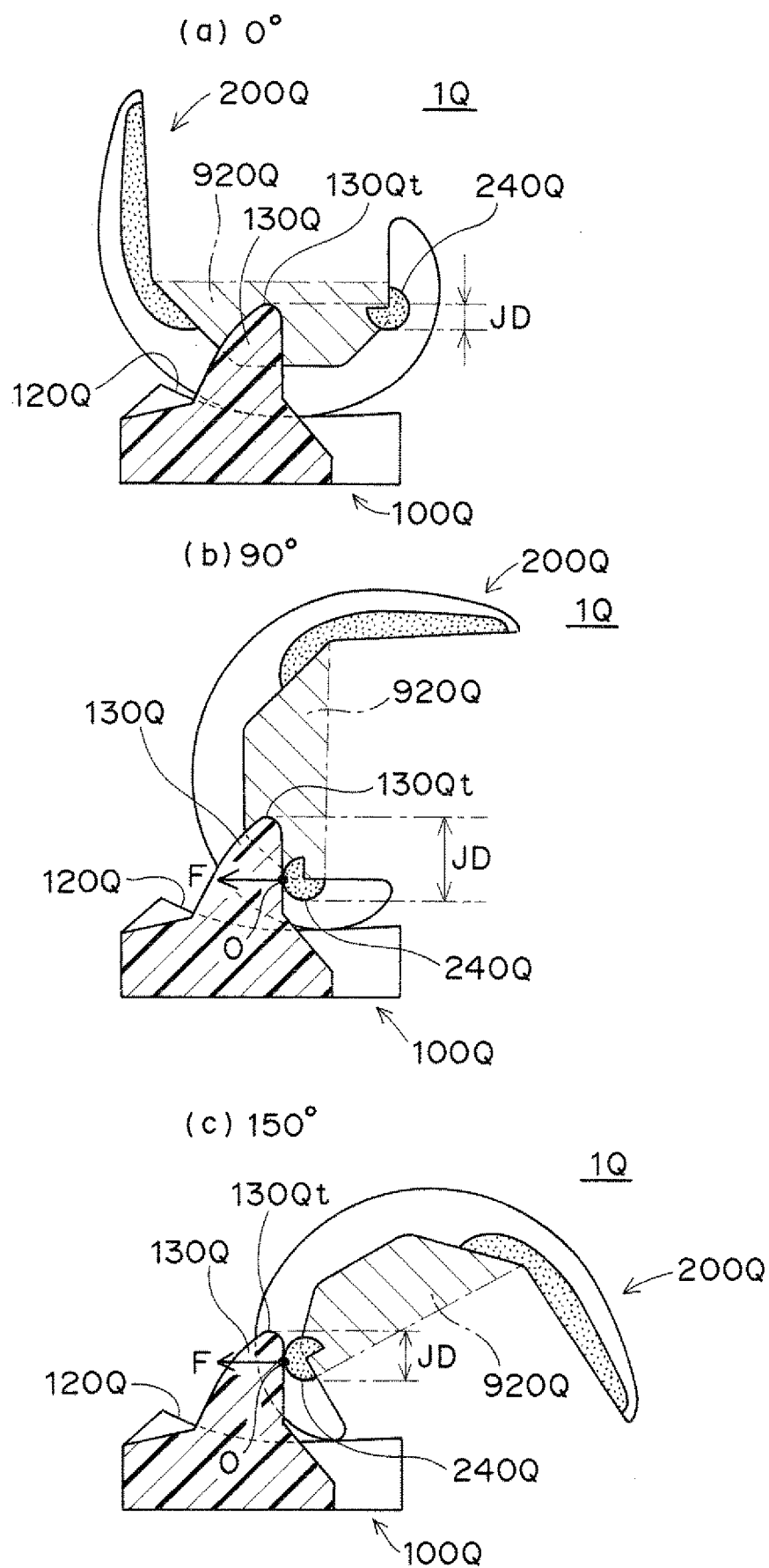
[図9]



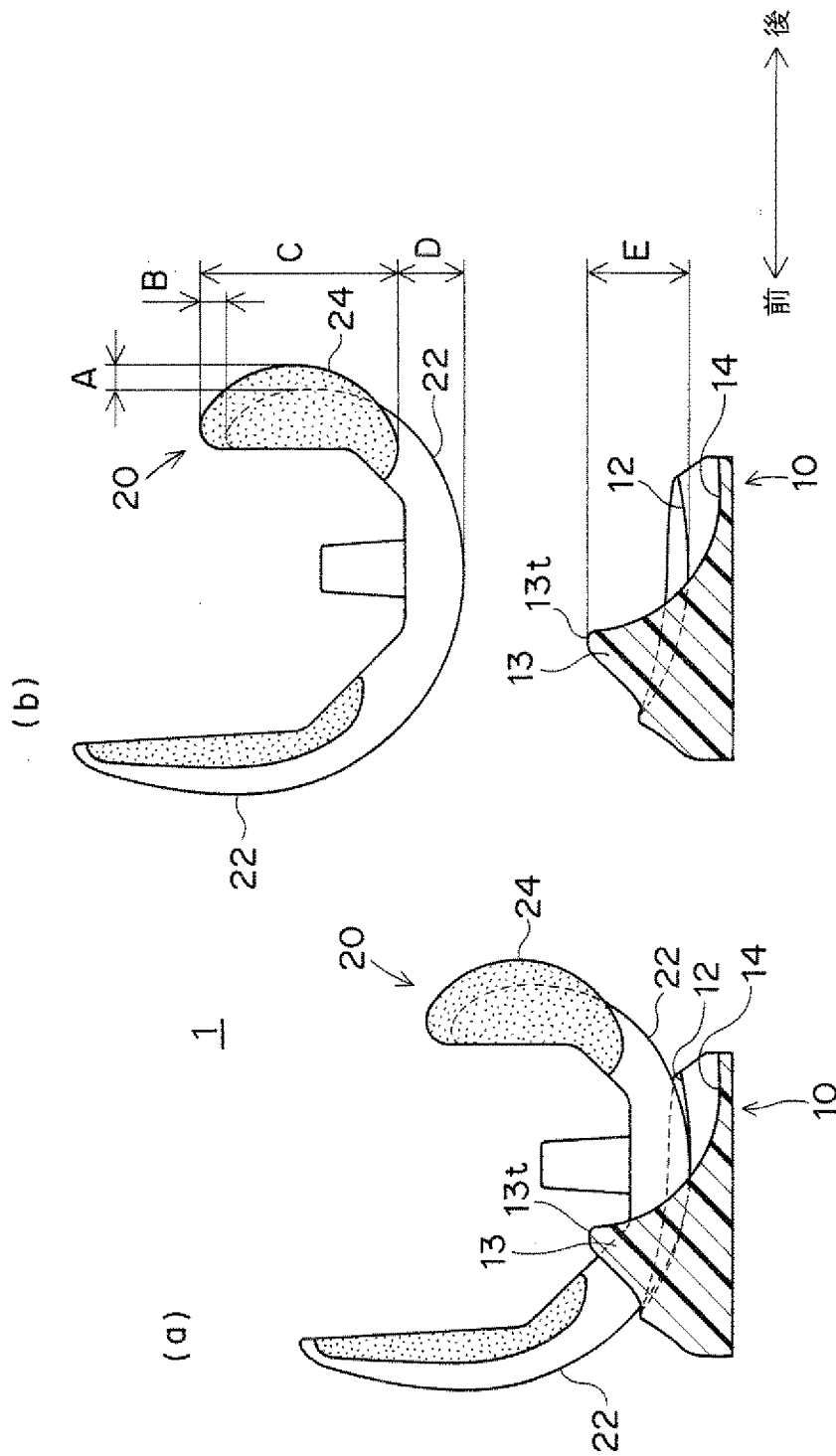
[図11]



[図12]



[図13]

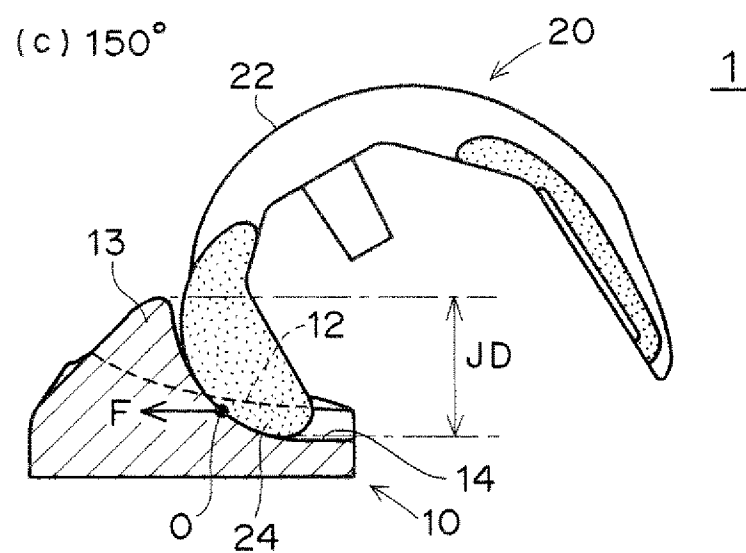
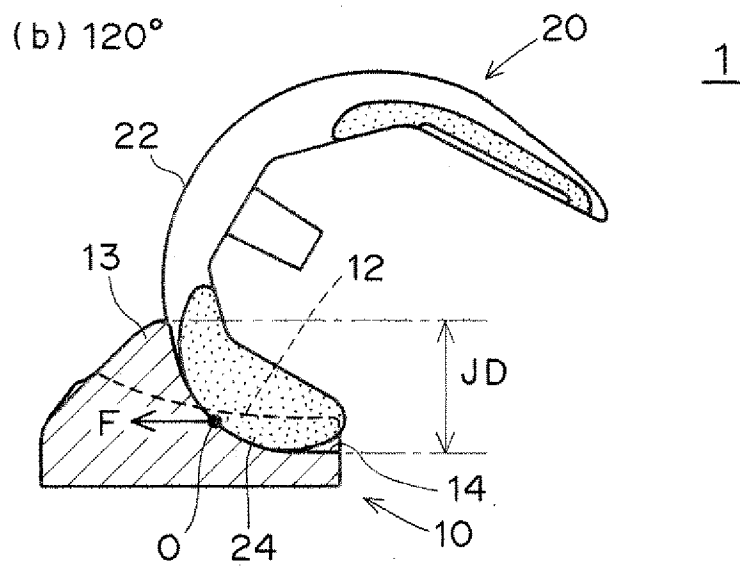
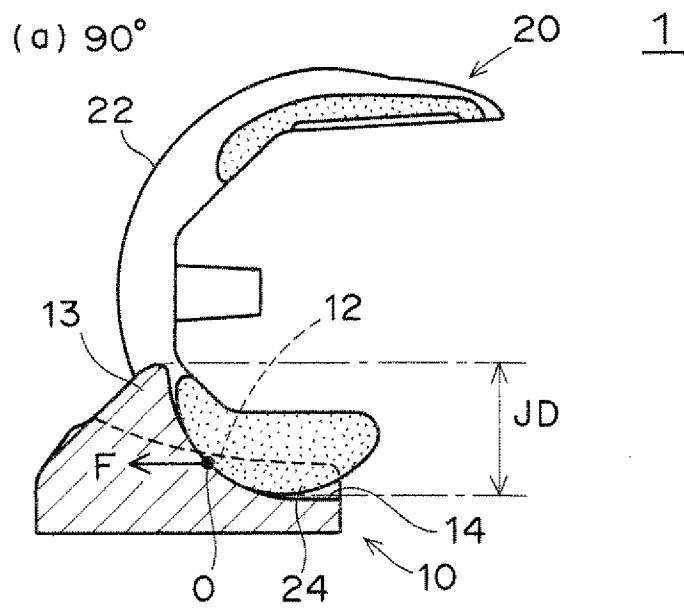


$$A \geq 0 \text{ and } B \geq 0 \text{ and } E \geq D \text{ and } C \geq 20 \text{ mm}$$

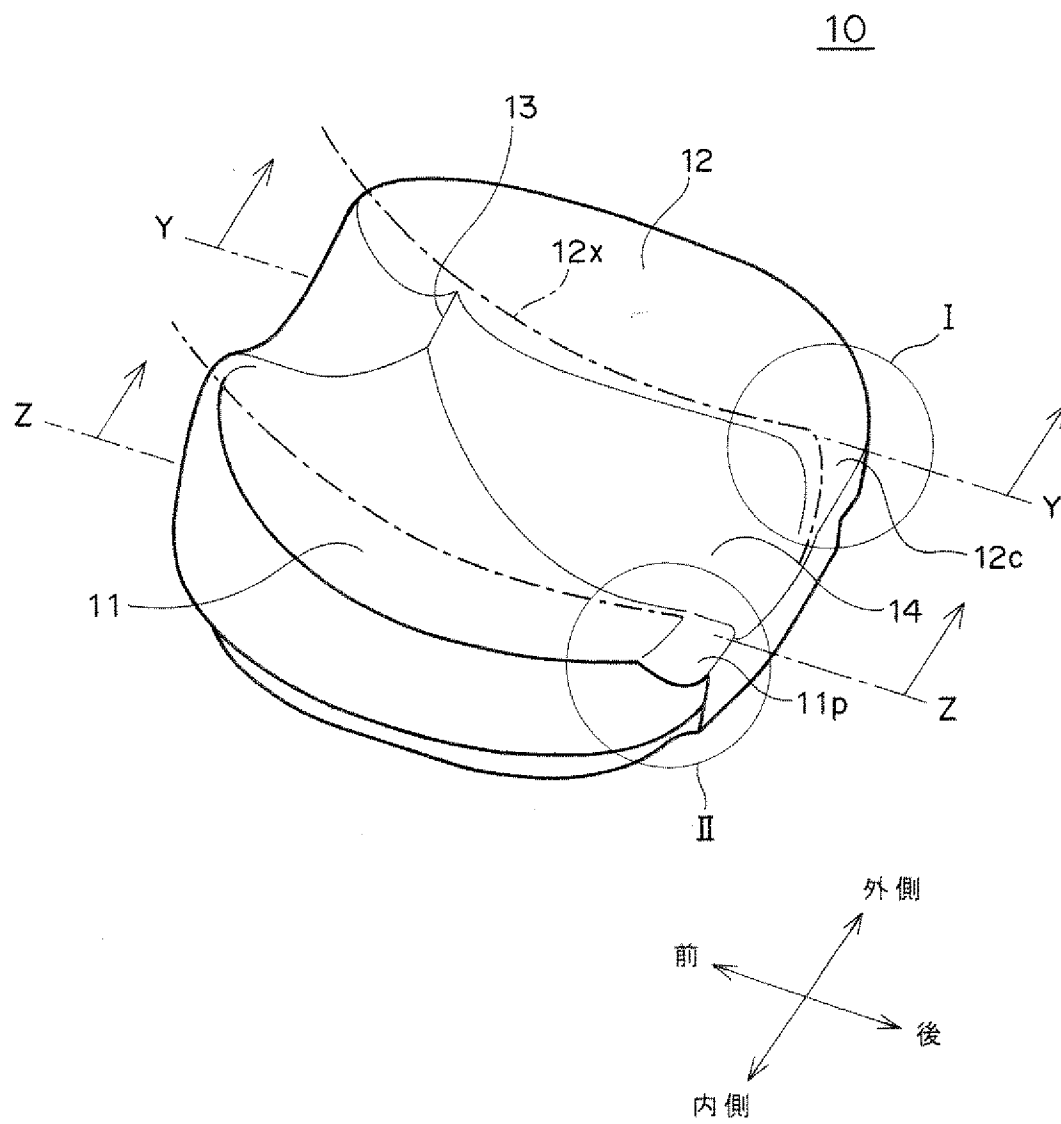
or

$$A \geq 0 \text{ and } B \geq 0 \text{ and } E \geq D \text{ and } D \leq 10 \text{ mm}$$

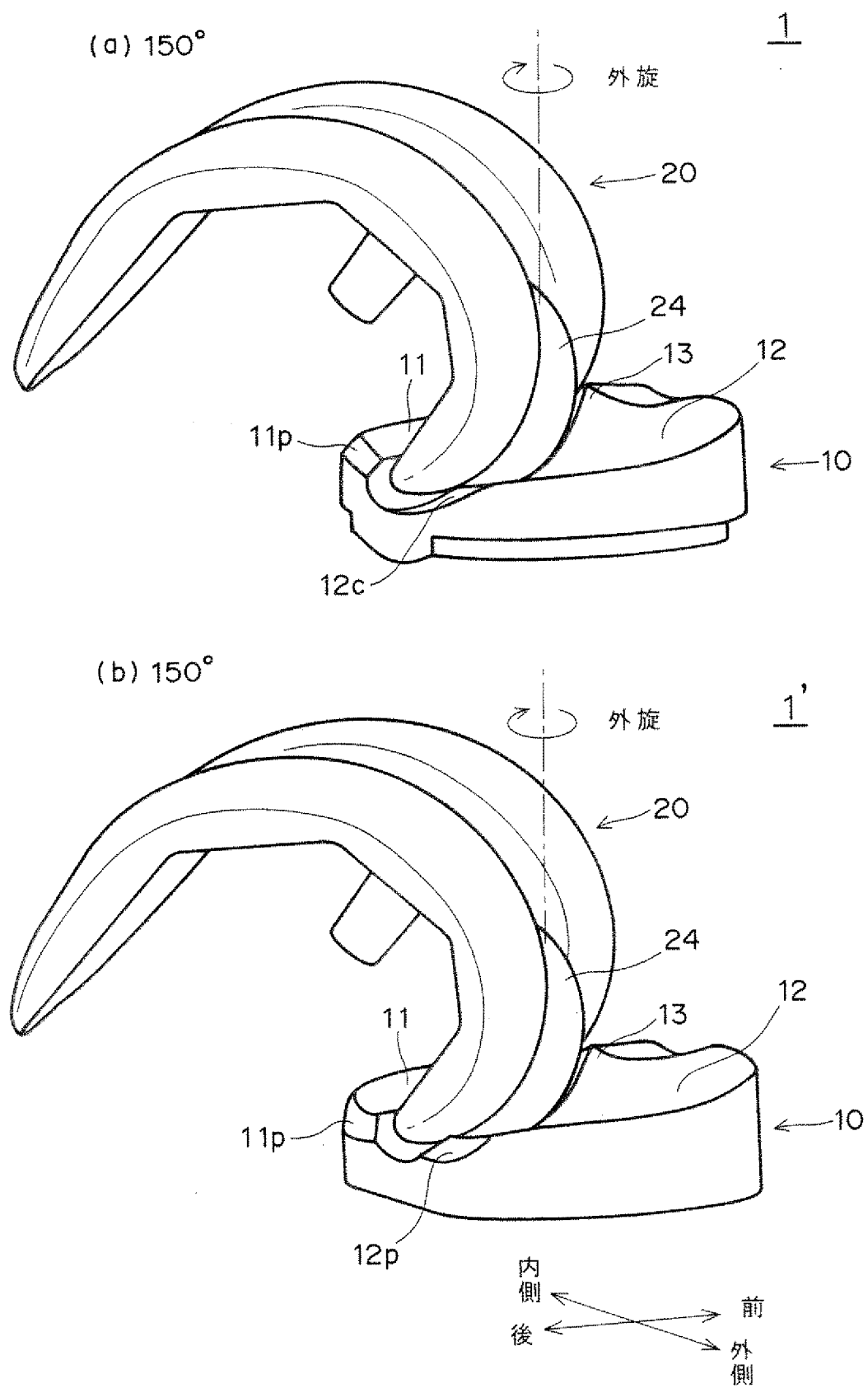
[図14]



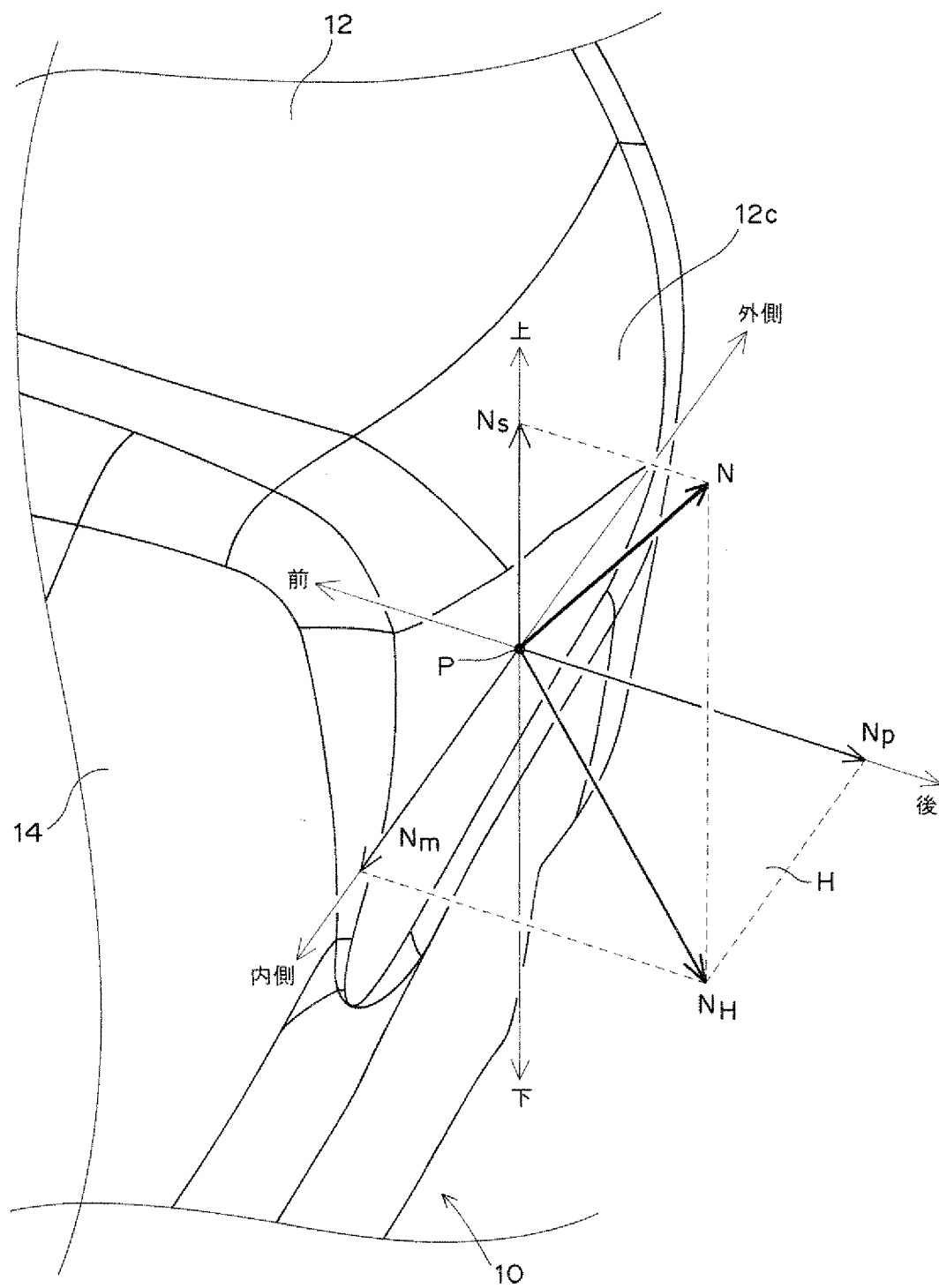
[図15]



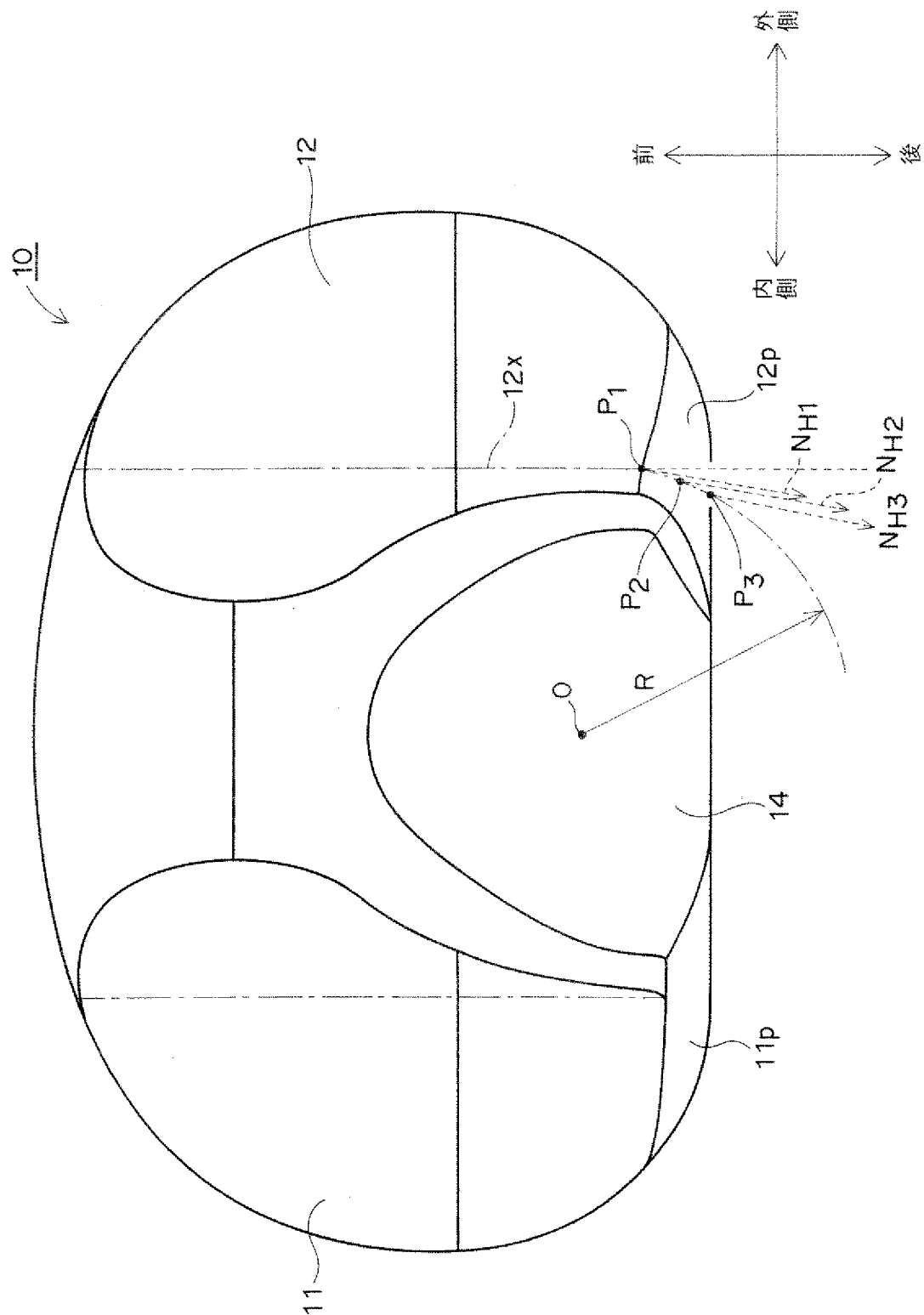
[図16]



[図17]

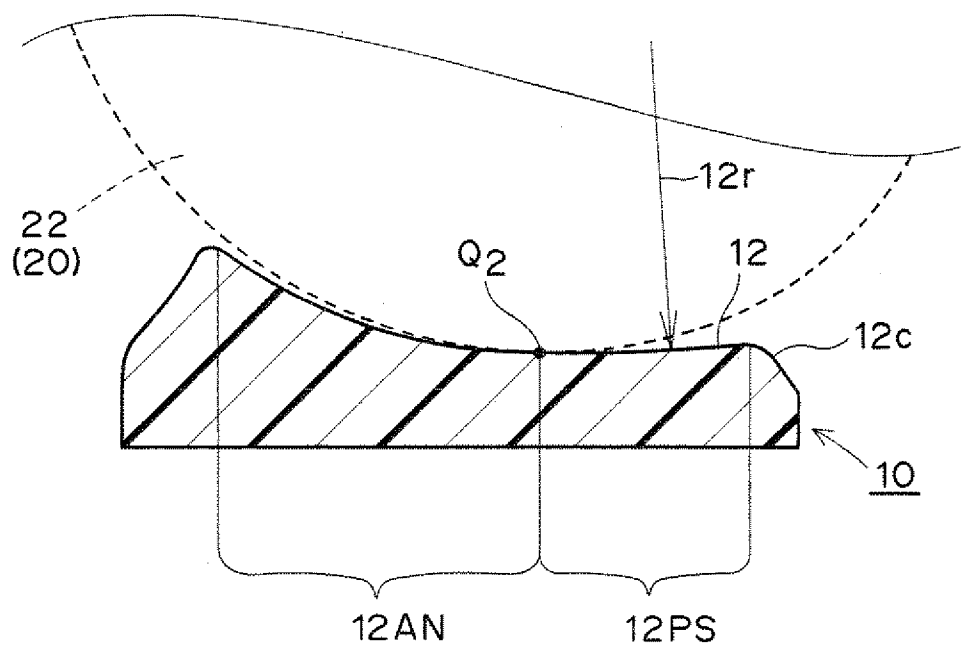


[図18]

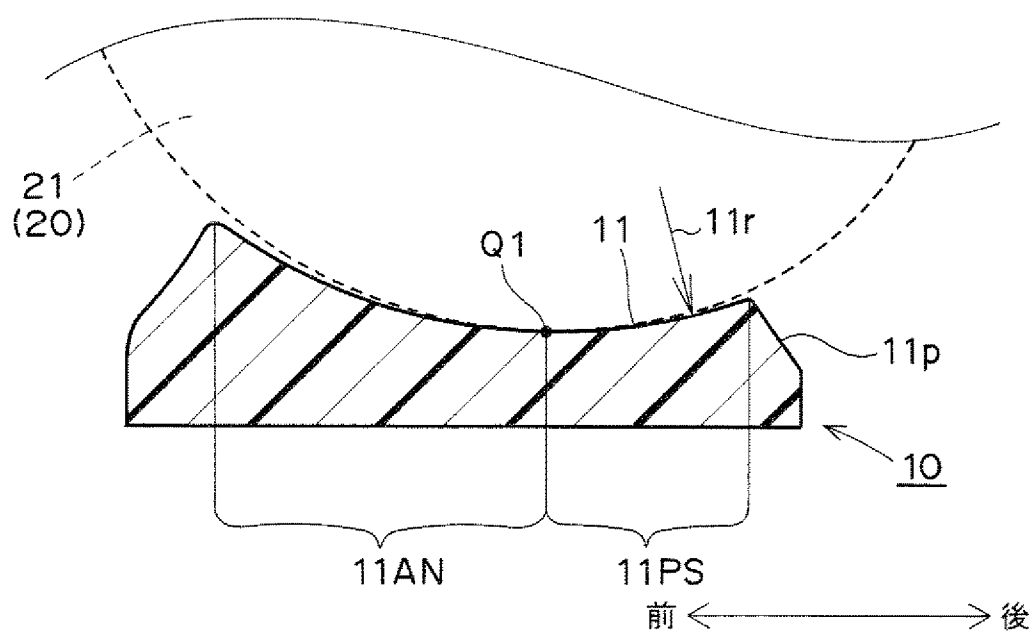


[図21]

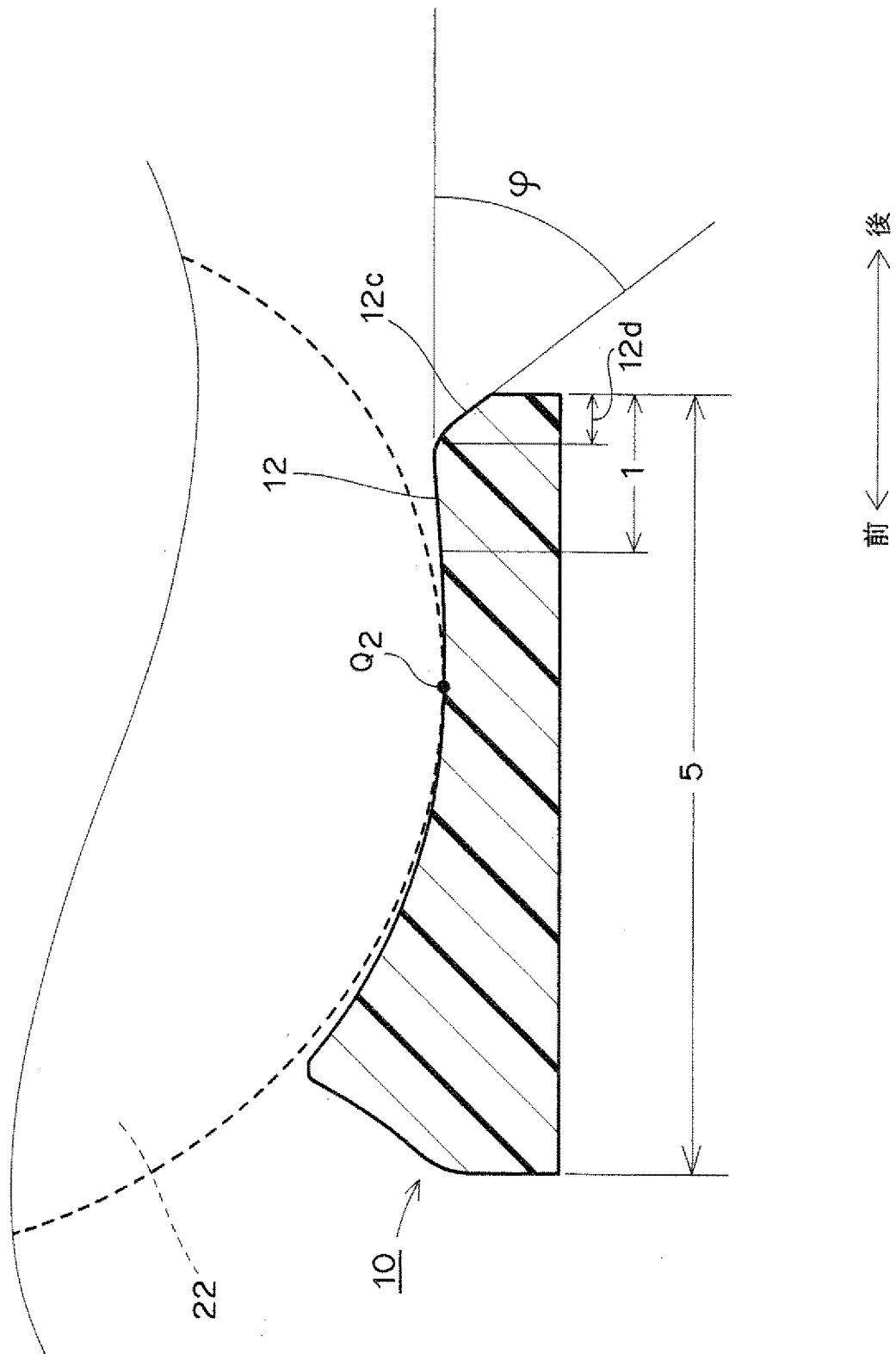
(a)

Y-Y

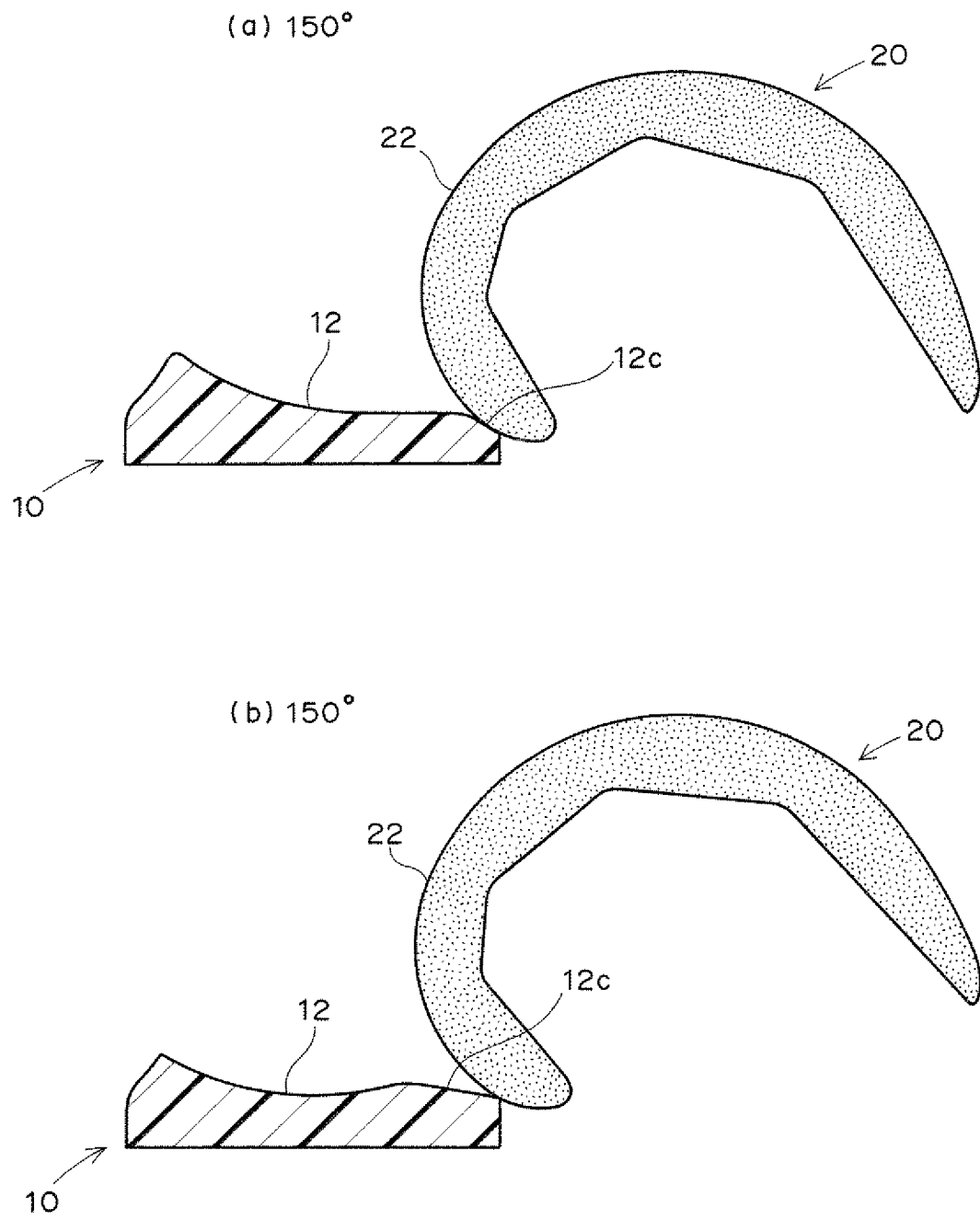
(b)

Z-Z

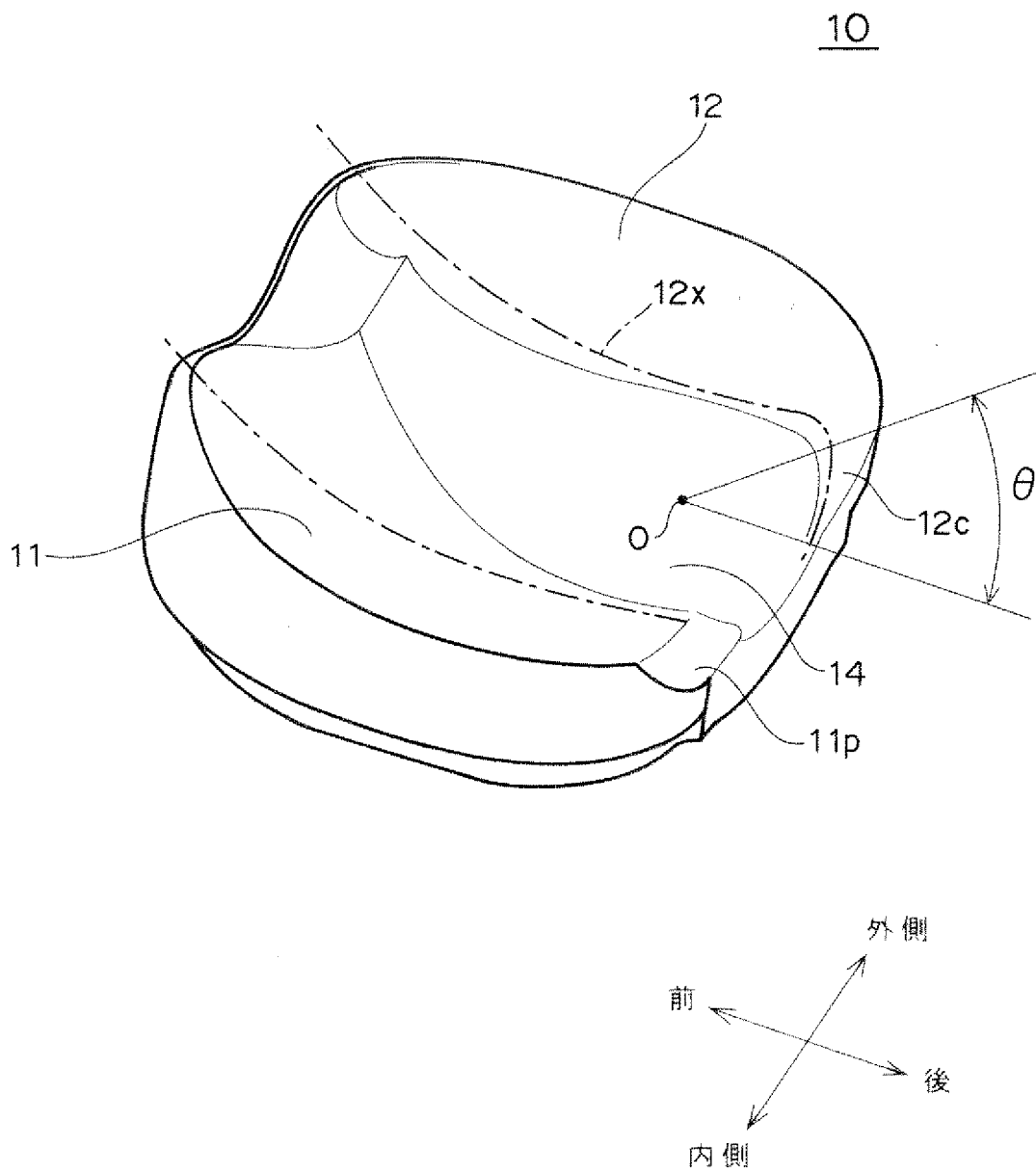
[図22]



[図23]



[図24]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2010/063960

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61F2/38(2006.01) i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61F2/38

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2010
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2010	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2010

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	JP 2010-172569 A (Japan Medical Materials Corp.), 12 August 2010 (12.08.2010), entire text (Family: none)	1-6
A	JP 2010-12262 A (DEPUY PRODUCTS, INC.), 21 January 2010 (21.01.2010), entire text & US 2009/0326668 A & US 2009/0326668 A1 & EP 2140838 A2 & CN 101658447 A	1-6
A	JP 2010-22827 A (DEPUY PRODUCTS, INC.), 04 February 2010 (04.02.2010), entire text & US 2010/0016979 A & EP 2145606 A1 & CN 101664347 A	1-6

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date

“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

“X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

“Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

“&” document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
03 September, 2010 (03.09.10)

Date of mailing of the international search report
14 September, 2010 (14.09.10)

Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61F2/38(2006.01) i

B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (I P C))

Int.Cl. A61F2/38

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1 9 2 2 - 1 9 9 6 年
日本国公開実用新案公報	1 9 7 1 - 2 0 1 0 年
日本国実用新案登録公報	1 9 9 6 - 2 0 1 0 年
日本国登録実用新案公報	1 9 9 4 - 2 0 1 0 年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号
X	JP 2010-172569 A (日本メディカルマテリアル株式会社) 2010.08.12, 全文 (ファミリーなし)	1 - 6
A	JP 2010-12262 A (デピュイ・プロダクツ・インコーポレイテッド) 2010.01.21, 全文 & US 2009/0326668 A & US 2009/0326668 A1 & EP 2140838 A2 & CN 101658447 A	1 - 6
A	JP 2010-22827 A (デピュイ・プロダクツ・インコーポレイテッド) 2010.02.04, 全文 & US 2010/0016979 A & EP 2145606 A1 & CN 101664347 A	1 - 6

C 欄の続きにも文献が列挙されている。

パテントファミリーに関する別紙を参照。

* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの

「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの

「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)

「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献

「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの

「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの

「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の 1 以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの

「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

0 3 . 0 9 . 2 0 1 0

国際調査報告の発送日

1 4 . 0 9 . 2 0 1 0

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (I S A / J P)

郵便番号 1 0 0 - 8 9 1 5

東京都千代田区霞が関三丁目 4 番 3 号

特許庁審査官 (権限のある職員)

高山 芳之

電話番号 0 3 - 3 5 8 1 - 1 1 0 1 内線 3 3 4 6

3 I

8 9 1 4