

(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

(43) 国際公開日
2017年11月2日(02.11.2017)



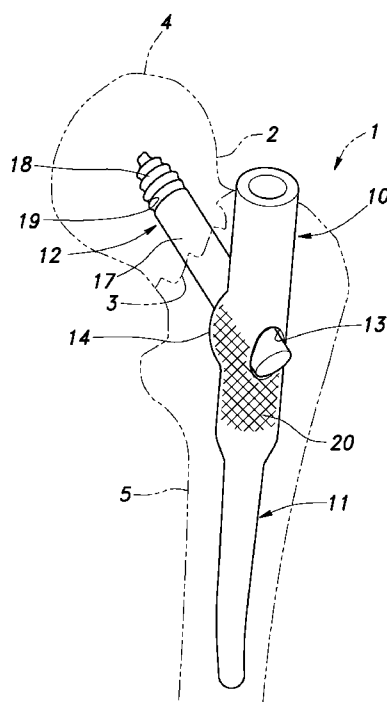
(10) 国際公開番号

WO 2017/188261 A1

- (51) 国際特許分類:
A61B 17/72 (2006.01) *A61B 17/76* (2006.01)
- (21) 国際出願番号: PCT/JP2017/016396
- (22) 国際出願日: 2017年4月25日(25.04.2017)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:
特願 2016-099968 2016年4月25日(25.04.2016) JP
特願 2016-140860 2016年6月29日(29.06.2016) JP
- (72) 発明者; および
(71) 出願人: 山田 郁史 (YAMADA, Ikufumi) [JP/JP]; 〒7980039 愛媛県宇和島市大宮町3丁目4番5号 Ehime (JP).
- (74) 代理人: 特許業務法人 大島特許事務所 (OSHIMA & PARTNERS); 〒1010051 東京都千代田区神田神保町2-20 Tokyo (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, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA,

(54) Title: INTERNAL FIXATOR FOR BONE FRACTURE

(54) 発明の名称: 骨折内固定具



(57) Abstract: Provided is an internal fixator for treatment of femoral neck fracture, capable of being loaded in a balanced manner, having an internal fixation member that is at least partially thickened for a stronger connection to femur, and capable of reducing the risk that the internal fixation member might break the femoral head. The central axis of a femoral neck (2) is out of alignment with the central axis of an intramedullary nail (11) placed in the medullary cavity of a femoral shaft (5). Therefore, to bring an internal fixation member (12) such as a lug screw closer to the central axis of the femoral



WO 2017/188261 A1

MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA,
NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA,
RO, RS, RU, RW, SA, 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, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, 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, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類 :

- 国際調査報告 (条約第21条(3))
- 補正された請求の範囲 (条約第19条(1))

neck (2), the central axis of a through-hole (13) into which the back-end of the internal fixation member (12) is fitted is offset against the central axis of the intramedullary nail (11).

(57) 要約 : バランスよく荷重を受けることができ、かつ、少なくとも部分的に内固定部材を太くすることにより、大腿骨との結合を強めるとともに、内固定部材が大腿骨頭を切り裂くリスクを低減できる大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具を提供する。大腿骨頸部 (2) の中心軸は、大腿骨幹部 (5) の髓腔に配置される髓内釘 (11) の中心軸に対してずれている。そこで、大腿骨頸部 (2) を挿通するラグスクリュー等の内固定部材 (12) を、大腿骨頸部 (2) の中心軸に近づけるため、内固定部材 (12) の後端側を嵌合する貫通孔 (13) の中心軸を髓内釘 (11) の中心軸に対してオフセットさせた。

明 細 書

発明の名称：骨折内固定具

技術分野

[0001] 本開示は、整形外科学分野に於ける骨の骨折を固定するための内固定具、特に、大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具に関する。

背景技術

[0002] 図1に示すように、大腿骨頸部骨折では、大腿骨1は、大腿骨頸部2の骨折部分3を境として、大腿骨頭4側と、大腿骨幹部5側とに分かれ、大転子6及び小転子7は、大腿骨幹部5側に位置する。図2～図4に示すように、従来大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具101は、大腿骨幹部5の髓腔に配置される髓内釘102と、大腿骨頭4と大腿骨幹部5とをつなぐラグスクリュー103とを有する（例えば、特許文献1参照）。ラグスクリュー103は、ねじが切られた先端側から髓内釘102の貫通孔104に挿入され、先端側が大腿骨頭4内に固定され、後端側が貫通孔104に支持される。

先行技術文献

特許文献

[0003] 特許文献1：特開2009-112594号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] しかし、このような骨折内固定具101には、以下の問題があった。

[0005] 第1の問題は、髓内釘102の太さが大腿骨幹部5の髓腔の大きさによって制限されるため、髓内釘102の貫通孔104に挿通されるラグスクリュー103の直径が制限されていたことである。

[0006] 第2の問題は、ラグスクリュー103が、大腿骨頸部2の中心軸2aに挿入出来なかったためラグスクリュー103を太く出来なかったことである。理由は以下のごとくである。実際の手術では、髓内釘102の貫通孔104は、小転子7程度の高位に位置する。図5に示すように、横断面でみると、

大腿骨頸部の中心軸 2 a と髓内釘 1 0 2 の中心軸 1 0 2 a との間には 4 mm 程度のずれ 1 0 5 が生じる。これは同部の解剖学的特異性に由来する。その一方で、図 3 に示すように、従来の髓内釘 1 0 2 のラグスクリュー 1 0 3 が挿通される貫通孔 1 0 4 は、髓内釘 1 0 2 の中心軸 1 0 2 a である縦軸と貫通孔 1 0 4 の中心軸 1 0 4 a とが交差するように、設けられている。ところで、図 6 に示すように、従来技術では、まず、髓内釘 1 0 2 の貫通孔 1 0 4 を経由して、ガイドワイヤ 1 0 6 を、大腿骨頭 4 側に挿入し（図 6 (A)）、次に、ガイドワイヤ 1 0 6 をガイドにキャニユレイティッドドリル（図示せず）で骨孔をあけた後、ガイドワイヤ 1 0 6 を経由して、ラグスクリュー 1 0 3 をその骨孔に挿入する（図 6 (B)）。このため、ラグスクリュー 1 0 3 の中心軸 1 0 3 a は、大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a からずれて挿入されることになる。例えば、ずれ 1 0 5 が 4 mm であれば、大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a からラグスクリュー 1 0 3 の中心軸 1 0 3 a は 4 mm ずれることになる。ラグスクリュー 1 0 3 の中心軸 1 0 3 a が大腿骨頸部 2 の中心軸 1 0 2 a に近いほどラグスクリュー 1 0 3 を太くできるが、このようなずれ 1 0 5 があるためその太さが制限される。

[0007] 第 3 の問題は、荷重バランスが悪かったことである。第 2 の問題で述べたように大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a からラグスクリュー 1 0 3 の中心軸 1 0 3 a がずれていると、患者の歩行等によって骨折内固定具 1 0 1 に荷重がかかったとき、骨への負担がアンバランスになる。骨折面同士にかかる負荷に於いて、負荷の強いところと弱いところが生じる。このことは、手術後早期に患者が歩行練習等をして早期荷重を受けることに対して不利となる。

[0008] 第 4 の問題は、髓内釘 1 0 2 の強度を確保するために、貫通孔 1 0 4 の内径を小さくしており、そのため、ラグスクリュー 1 0 3 の外径も小さくする必要があったことである。

[0009] このような問題が存在することによって、ラグスクリュー 1 0 3 が望ましい太さよりも細くなり、大腿骨頭 4 側と、大腿骨幹部 5 側との間の固定力、引き抜き抵抗力を大きくできなかった。

[0010] また、図7に示すように、歩行時には大腿骨頭4に骨盤8から矢印の方向の荷重Fが働く。このとき、荷重Fはラグスクリュー103の先端側に強くかかる。ラグスクリュー103の先端側が細いことは、荷重Fを受けるのに不利である。このため、手術後早期に患者が歩行練習をすると、骨折部分3が不安定なため、痛みの原因になり、また、図8に示すようにラグスクリュー103が大腿骨頭4を切り裂いて、骨折部分3がずれてしまうおそれがあった。

[0011] このような問題を鑑み、本発明は、バランスよく荷重を受けることができ、かつ、少なくとも部分的に内固定部材（ラグスクリュー等）を太くすることにより、大腿骨との結合を強めるとともに、内固定部材が大腿骨頭を切り裂くリスクを低減できる大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具を提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0012] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具（10, 30, 40, 70）は、大腿骨頸部（2）骨折の治療用のものであって、大腿骨幹部（5）の髓腔に配置されるべき、上部に貫通孔（13, 33, 43, 73）を備えた髓内釘（11, 31, 41, 71）と、前記貫通孔及び前記大腿骨頸部に挿通されるべき軸部（17, 34, 45, 74）及び大腿骨頭（4）に突入するべき先端部（18, 35, 46, 75）を有する棒状の内固定部材（12, 32, 42, 72）とを有し、前記先端部の延在方向の中心軸が、前記髓内釘の中心軸に対して前記大腿骨頸部の中心軸に近づく方向にオフセットしていることを特徴とする。

[0013] この構成によれば、大腿骨頭に突入する先端部が大腿骨頸部の中心軸に近づくため、バランスよく骨盤からの荷重を支持できる。また、先端部を太くすることにより、大腿骨頭と先端部との間の固定力及び引き抜き抵抗力を高めることができるとともに、大腿骨頭が先端部に切り裂かれるリスクを低減することができる。

[0014] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具（10, 40

、70)は、上記構成に於いて、前記貫通孔(13, 43, 73)の中心が、前記髓内釘(11, 41, 71)の中心軸に対してオフセットしており、前記内固定部材(12, 42, 72)に於いて、前記先端部の中心軸は、前記軸部の中心軸に一致することを特徴とする。

[0015] この構成によれば、貫通孔の中心軸が髓内釘の中心軸に対してオフセットしていることにより、内固定部材を直線状に延在させて、内固定部材の軸部及び先端部の双方を太くすることができる。そのため、内固定部材の軸部と大腿骨幹部側との間の固定力及び引き抜き抵抗力を高めることができる。また、先端部だけでなく軸部も大腿骨頸部の中心軸に近づくため、骨盤からの荷重を更にバランスよく支持することができる。

[0016] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具(30)は、上記構成に於いて前記先端部(35)は、前記軸部(34)と別体であり、前記先端部及び前記軸部は、互いを結合させる結合構造を有し、前記先端部の少なくとも一部の外径は、前記貫通孔(33)の内径よりも大きいことを特徴する。

[0017] この構成によれば、先端部が軸部に対して別体であることにより、骨折内固定具を患者に取り付けるときに、先端部を髓内釘の貫通孔に通す必要がなくなるため、先端部の外径を貫通孔の内径よりも大きくすることができる。そのため、先端部が太くなり、大腿骨頭と先端部との間の固定力及び引き抜き抵抗力を高めるとともに、大腿骨頭が先端部に切り裂かれるリスクを低減することができる。

[0018] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記髓内釘に於ける、前記貫通孔が形成された部分(14, 44)の、前記貫通孔の延在方向に直交する方向の幅は、その上下の部分よりも拡幅されていることを特徴とする。

[0019] この構成によれば、拡幅部分に貫通孔が形成されるため、貫通孔を大きくして内固定部材を太くでき、又は、貫通孔の中心軸の髓内釘の中心軸に対するオフセット量を大きくすることができる。

- [0020] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記軸部の後端側（５１）は先細になっていることを特徴とする。
- [0021] この構成によれば、内固定部材を挿入するために大腿骨に形成した骨孔を早期に縮小させ、骨の強度の回復を早めることができる。
- [0022] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記髓内釘及び前記内固定部材の一方は、前記貫通孔の延在方向に沿った溝（５６）を有し、前記髓内釘及び前記内固定部材の他方は、前記溝に係合する突起（６１）を有することを特徴とする。
- [0023] この構成によれば、内固定部材の軸線回りの回旋が防止されるため、骨折部分を境にして、大腿骨頭側が大腿骨幹部側に対して回旋することを防止できる。
- [0024] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記軸部は流路（４７）を有する筒状をなし、前記先端部の表面には前記流路に連通する注入孔（４８）が形成されていることを特徴とする。
- [0025] この構成によれば、骨折内固定具を大腿骨に取り付けた後、流路及び注入孔を介して骨セメント、骨形成薬又は人工骨等の注入物を先端部と大腿骨頭との間に注入することができる。注入物が先端部の周囲に拡がり固化することにより、先端部の大腿骨頭４に対する固定を強固にするとともに、大腿骨頭から先端部への荷重分布を分散させて、荷重に対する先端部の支持力を高めることができ、大腿骨頭が先端部に切り裂かれるリスクを低減することができる。
- [0026] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記髓内釘は、該髓内釘の下部を横断する雌ねじ部（５３）を有することを特徴とする。
- [0027] この構成によれば、横ねじを大腿骨幹部及び雌ねじ部に締結することにより、髓内釘の大腿骨幹部に対する固定を強固にすることができる。

[0028] 本発明の少なくともいくつかの実施形態に係る骨折内固定具は、上記構成の何れかに於いて、前記髓内釘の下部は、前記大腿骨幹部の髓腔の延在方向に対応する湾曲部（16）を有することを特徴とする。

[0029] この構成によれば、髓内釘を、大腿骨幹部の髓腔内で偏らないように配置できる。

発明の効果

[0030] 本発明に係る大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具によれば、骨盤からの荷重をバランスよく受けることができる。また、少なくとも部分的に内固定部材（ラグスクリュー等）を太くすることにより、大腿骨との結合を強め、また、内固定部材が大腿骨頭を切り裂くリスクを低減できる。

図面の簡単な説明

[0031] [図1]大腿骨頸部骨折を示す斜視図

[図2]従来技術に係る大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具を示す斜視図

[図3]従来技術に係る髓内釘を示す側面図

[図4]従来技術に係る大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具の使用状態を示す斜視図

[図5]従来技術に係る髓内釘の位置を示す横断面図

[図6]従来技術に係るラグスクリューの位置を示す平面図

[図7]従来技術に係る大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具の使用状態を示す斜視図

[図8]従来技術に係る大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具の使用状態を示す斜視図

[図9]第1実施形態に係る大腿骨頸部骨折用の骨折内固定具の斜視図

[図10]第1実施形態に係る骨折内固定具の側面図

[図11]第1実施形態及びその変形例に係る髓内釘の側面図（A：第1実施形態、B：変形例1、C：変形例2、D：変形例3、E：変形例4）

[図12]第2実施形態及びその変形例に係る斜視図（A：骨折内固定具、B：内固定部材の変形例、C：内固定部材の他の変形例）

[図13]第3実施形態に係る骨折内固定具の斜視図

[図14]第3実施形態に係る髓内釘の側面図

[図15]第3実施形態に係る内固定部材の斜視図

[図16]第3実施形態の変形例に係る内固定部材の先端部の斜視図（A：変形例、B：他の変形例）

[図17]第3実施形態の髓内釘及び内固定部材間の係合構造の変形例を示す図（A：内固定部材の斜視図、B：髓内釘及び内固定部材間の係合状態を示す断面図、C：第1実施形態のように内固定部材と髓内釘との中心軸が互いにオフセットしている場合の形状を示す断面図）

[図18]第4実施形態に係る骨折内固定具の斜視図（A：突起を有する例、B：補助スクリューを有する例、C：補助スクリューを有する他の例）

発明を実施するための形態

[0032] 以下、図面を参照して、本発明の実施形態について説明する。

[0033] <第1実施形態>

図9及び図10は、第1実施形態に係る大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具10を示す。骨折内固定具10は、大腿骨幹部5の髓腔に配置されるべき髓内釘11と、大腿骨頭4及び大腿骨幹部5間をつなぐべき棒状の内固定部材12とを有する。

[0034] 髓内釘11は、図11（A）に示すように、内固定部材12を挿通させる貫通孔13を有し、貫通孔13の中心軸13aは、髓内釘11の中心軸11aに対して幅方向にオフセットしている。貫通孔13は、髓内釘11に於ける拡幅部分14に形成されており、拡幅部分14は、貫通孔の13延在方向に直交する方向の幅が、その上下の部分よりも拡幅されている。

[0035] 図11（B）～（E）は、髓内釘11の変形例を示す。図11（B）の変形例では、拡幅部分14を設けずに、貫通孔13の中心軸13aを髓内釘11の中心軸21aに対して幅方向にオフセットさせている。図11（C）の変形例では、拡幅部分14を設けることに代えて、髓内釘11の上部21の全体を湾曲させることにより、貫通孔13の中心軸13aを、髓内釘11の

中心軸 2 1 a (大腿骨幹部 5 の髓腔に沿って直線状に延在する部分の中心の延長線) に対してオフセットさせている。図 1 1 (D) の変形例では、拡幅部分 1 4 を設けることに代えて、髓内釘 1 1 の上部 2 1 を部分的に湾曲させることにより、すなわち、貫通孔 1 3 を設ける部分のみ湾曲させ、かつ、その上下の部分は髓内釘 1 1 の中心軸 2 1 a (大腿骨幹部 5 の髓腔に沿って直線状に延在する部分の中心の延長線) に沿って延在させることにより、貫通孔 1 3 の中心軸 1 3 a を、髓内釘 1 1 の中心軸 2 1 a に対してオフセットさせている。図 1 1 (E) の変形例では、貫通孔 1 3 は、側周部の全体に壁を持つのではなく、一方の側に欠損部 1 5 が生じるように、貫通孔 1 3 の中心軸 1 3 a が髓内釘 1 1 の中心軸 1 1 a に対して幅方向にオフセットしている。

[0036] なお、縦荷重に対し骨折内固定具 1 0 に支持力が出るように内固定部材 1 2 や髓内釘 1 1 の表面にハイドロキシアパタイトなどのコーティング 2 0 を設けてもよい。コーティング 2 0 に代えて、表面に凸凹構造やポーラス構造を設けてもよい。また、図 1 0 に示すように、髓内釘 1 1 の下端側に大腿骨幹部 5 の前弯に応じた湾曲部 1 6 を設けることにより、髓内釘 1 1 は髓腔内で偏らないように配置できる。

[0037] 図 9 に示すように、内固定部材 1 2 は、貫通孔 1 3 及び大腿骨頸部 2 に挿通されるべき軸部 1 7 と、大腿骨頭 4 に突入するべき先端部 1 8 とを有する。内固定部材 1 2 は、直線状に延在する棒状部材であって、先端部 1 8 に雄ねじが形成されたラグスクリューからなる。先端部 1 8 が大腿骨頭 4 の内部に締結されることによって、内固定部材 1 2 は大腿骨頭 4 に固定される。また、軸部 1 7 の後端側は、密に又は緩く貫通孔 1 3 に嵌合することにより、大腿骨幹部 5 に固定された髓内釘 1 1 に支持される。なお、軸部 1 7 の後端側の外周面に雄ねじを設け、貫通孔 1 3 の内周面に雌ねじを設けて、両者を締結させてもよい。

[0038] 骨折内固定具 1 0 の取り付け手順について説明する。まず、髓内釘 1 1 を大腿骨幹部 5 の髓腔に挿入する。この時、貫通孔 1 3 の中心軸 1 3 a の髓内

釘 1 1 の中心軸 2 1 a に対するオフセットの方向が、大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a に向かうように髓内釘 1 1 を配置する。次に、ガイドワイヤ 1 0 6 (図 7 参照) を、貫通孔を介して大腿骨頭 4 に挿入し、ガイドワイヤ 1 0 6 をガイドにして、キャニユレイティッドドリルで内固定部材 1 2 を挿入する部分に骨孔 1 9 を設ける。次に、内固定部材 1 2 を先端側から貫通孔 1 3 及び骨孔 1 9 に突入させる。この時、骨孔 1 9 にねじを切るように内固定部材 1 2 を軸線回りに回転させることによって、先端部 1 8 が大腿骨頭 4 に締結される。このように、骨折内固定具 1 0 を取り付けることにより、骨折部分 3 が骨接合される。

[0039] 第 1 実施形態に係る骨折内固定具 1 0 に於いては、貫通孔 1 3 の中心軸 1 3 a が髓内釘 1 1 の中心軸 1 1 a に対して幅方向にオフセットしていることにより、内固定部材 1 2 は、大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a に近い位置に挿入でき、荷重バランスが良くなる。これにより、従来のものに比べ骨折部分 3 の痛みを軽減でき、また、早期荷重に有利であるためリハビリを従来よりも早く進められる。

[0040] また、第 1 実施形態に係る骨折内固定具 1 0 では、貫通孔 1 3 の中心軸 1 3 a が髓内釘 1 1 の中心軸 1 1 a に対して幅方向にオフセットしていることにより、内固定部材 1 2 を従来よりも太くすることができる。例えば、大腿骨頸部 2 の髓腔幅(直径)が 1 8 mm であり、大腿骨頸部 2 の中心軸 2 a の髓内釘 1 1 の中心軸 1 1 a に対する偏位が 4 mm であるとき、皮質骨に接触しないように内固定部材 1 2 の外周面と大腿骨頸部 2 の外面との間の厚みを 1 mm 以上確保するには、従来方法では、直径 8 mm のラグスクリュー(内固定部材)しか挿入出来なかった。しかし、第 1 実施形態に係る骨折内固定具 1 0 では、その偏位を 0 mm にすることもでき、その場合、理論上直径 1 6 mm の内固定部材 1 2 を使用することができる。このように、内固定部材 1 2 を太くすることにより、内固定部材 1 2 と、大腿骨頭 4 側及び大腿骨幹部 5 側との間の固定力や引き抜き抵抗力を、従来よりも格段に大きくでき、また、大腿骨頭 4 から先端部 1 8 への荷重分布を分散させることができ、大腿

骨頭4が切り裂かれるリスクを低減することができる。

[0041] <第2実施形態>

図12(A)は、第2実施形態に係る骨折内固定具30を示す。骨折内固定具30は、第1実施形態と同様に、大腿骨幹部5の髓腔に配置されるべき髓内釘31と、大腿骨頭4及び大腿骨幹部5間をつなぐべき棒状の内固定部材32とを有するが、特に、内固定部材32の構造が第1実施形態と異なる。第1実施形態と同様の構成については説明を省略する。

[0042] 髓内釘31は、従来のもと同様に構成されている。すなわち、貫通孔33の中心軸が、髓内釘31の中心軸に対してオフセットせずに交差している。

[0043] 内固定部材32は、直線状に延在する棒状の部材であり、貫通孔33及び大腿骨頸部2(図1参照)に挿通されるべき軸部34と、大腿骨頭4(図1参照)に突入するべき先端部35とを有するが、両者は別体として構成される。軸部34と先端部35とは、先端部35の後端側に設けられた非貫通孔36に軸部34の先端側が嵌合する挿入式、又はこの非貫通孔36と軸部34の先端側とに設けられたねじ(図示せず)を互いに締結するねじ込み式等により、互いに接合される。挿入式の場合、先端部35が軸部34に対して回転しないように、軸部34と先端部35の間には溝及び突起等の係合構造(図示せず)が設けられる。

[0044] 骨折内固定具30の取り付け手順について説明する。まず、先端部35を大腿骨頭4(図1参照)に突入させ、次に、髓内釘31を配置し、その後、軸部34を先端側から貫通孔33に挿入して、軸部34と先端部35とを接合する。

[0045] 先端部35を軸部34に対して別体とすることにより、骨折内固定具30の取り付け時に、貫通孔33に先端部35を通す必要がなくなる。そのため、先端部35の最大外径を、貫通孔33の内径よりも大きくすることができる。先端部35を太くすることにより、先端部35と大腿骨頭4(図1参照)との間の固定力や引き抜き抵抗力大きくなり、また、大腿骨頭4(図1参

照) が切り裂かれるリスクを低減することができる。

[0046] また、髓内釘 3 1 の径を大きくしなくても先端部 3 5 を太くできるため、髓内釘 3 1 を細くすることにより、髓内釘 3 1 の大腿骨幹部 5 (図 1 参照) への挿入時に於ける大転子 6 (図 1 参照) への侵襲を最小限にとどめることができる。

[0047] なお、髓内釘 3 1 は、第 1 実施形態の髓内釘 1 1 と同様に、貫通孔 3 3 の中心軸が髓内釘 3 1 の中心軸に対してオフセットするように構成してもよい。また、図 1 2 (B) に示すように、貫通孔 3 3 の中心軸を髓内釘 3 1 の中心軸に対してオフセットさせるのではなく、軸部 3 4 を湾曲させることにより、先端部 3 5 の中心軸を大腿骨頸部 2 (図 1 参照) の中心軸に近づけてもよい。また、図 1 2 (C) に示すように、軸部 3 4 を先端部 3 5 に接合するための非貫通孔 3 6 の中心軸を、先端部 3 5 の中心軸に対してずらすことにより、先端部 3 5 の中心軸を大腿骨頸部 2 (図 1 参照) の中心軸に近づけてもよい。これらの構成により、荷重バランスが良くなり、骨折部分 3 の痛みを軽減でき、また、早期荷重に有利であるためリハビリを従来よりも早く進められる。

[0048] <第 3 実施形態>

図 1 3 は、第 3 実施形態に係る骨折内固定具 4 0 を示す。骨折内固定具 4 0 は、第 1 及び第 2 実施形態と同様に、大腿骨幹部 5 の髓腔に配置されるべき髓内釘 4 1 と、大腿骨頭 4 及び大腿骨幹部 5 間をつなぐべき、直線状に延在する棒状の内固定部材 4 2 とを有する。第 3 実施形態に係る骨折内固定具 4 0 は、内固定部材 4 2 の全体が太く、また、内固定部材 4 2 が大腿骨頭 4 に結合する部位に、骨セメント、骨形成薬又は人工骨等を挿入可能となるように構成される。

[0049] 図 1 4 に示すように、髓内釘 4 1 は、内固定部材 4 2 を挿通させる貫通孔 4 3 を有し、貫通孔 4 3 は、髓内釘 4 1 に於ける拡幅部分 4 4 に形成されている。拡幅部分 4 4 は、貫通孔の 4 3 延在方向に直交する方向の幅が、その上下の部分よりも拡幅されている。図示した髓内釘 4 1 は、貫通孔 4 3 の中

心軸が髓内釘 4 1 の中心軸に対して交差しているが、第 1 実施形態と同様に両中心軸が互いにオフセットしていてもよく、その場合、骨折内固定具 4 0 は、第 1 実施形態と同様の作用効果を発揮する。貫通孔 4 3 の内径は、髓内釘 4 1 に於ける拡幅部分 4 4 以外の部分の幅と同程度以上であることが好ましい。拡幅部分 4 4 を設けることにより、貫通孔 4 3 の内径を大きくして、内固定部材 4 2 を太くすることができる。内固定部材 4 2 が太いことにより、内固定部材 4 2 と、大腿骨頭 4 側及び大腿骨幹部 5 側との間の固定力や引き抜き抵抗力が大きくなるとともに、大腿骨頭 4 から先端部 4 6 への荷重の分布範囲を拡げることができる。

[0050] 図 1 5 に示すように、内固定部材 4 2 は、直線状に延在する棒状部材であって、貫通孔 4 3 及び大腿骨頸部 2 に挿通されるべき軸部 4 5 と、大腿骨頭 4 に突入するべき先端部 4 6 とを有する。先端部 4 6 の最大外径は軸部 4 5 の中間部分の外径に等しく、先端部 4 6 及び軸部 4 5 は貫通孔 4 3 を通過可能である。先端部 4 6 が大腿骨頭 4 に固定される構成や、軸部 4 5 が髓内釘 4 1 に支持される構成は第 1 実施形態と同様である。

[0051] 軸部 4 5 は、内部に流路 4 7 を有する中空構造であり、概ね円筒形状をなす。また、先端部 4 6 の表面には、流路 4 7 に連通する注入孔 4 8 が設けられている。第 1 実施形態と同様に骨折内固定具 4 0 を取り付けした後、骨セメント、骨形成薬又は人工骨等の注入物 4 9 を、流動可能な状態で軸部 4 5 の後端の開口 5 0 から、流路 4 7 及び注入孔 4 8 を介して、先端部 4 6 及び大腿骨頭 4 間に注入できる。注入物 4 9 は、先端部 4 6 の周囲に拡がり固化する。これにより、先端部 4 6 の大腿骨頭 4 に対する固定を強化するとともに、大腿骨頭 4 から先端部 4 6 への荷重の分布範囲を拡げて、荷重に対する先端部 4 6 の支持力を高めることができ、大腿骨頭 4 が先端部 4 6 切り裂かれるリスクを低減することができる。

[0052] また、軸部 4 5 の後端側には後端に向かうにつれて細くなったテーパ部 5 1 が設けられている。内固定部材 4 2 を太くしたため、内固定部材が挿通される骨孔 5 2 の径が大きくなって、骨の強度が低下する。しかし、テーパ

一部5 1を設けたことにより、骨孔5 2が早期に縮小し、骨の強度の回復を早めることができる。

[0053] 髓内釘4 1はその下部を横断する雌ねじ部5 3を有し、横ねじ5 4が大腿骨幹部5及び髓内釘4 1の下部を横断するように雌ねじ部5 3に締結されることにより、髓内釘4 1が大腿骨幹部5に固定される。雌ねじ部5 3及び横ねじ5 4を複数設けてもよい。

[0054] 図1 6は、先端部4 6の変形例を示す。図1 6 (A)に示す変形例では、先端部4 6に雄ねじを形成せず、先端部4 6の表面を滑らかな面にしている。また、図1 6 (B)に示す他の変形例では、先端部4 6に雄ねじを形成せず、かつ、内固定部材4 2の回旋防止のために、表面に複数の突起5 5を設けている。図1 6 (A)又は(B)に示す変形例は、第1及び第2実施形態に適用してもよい。

[0055] 図1 7 (A)及び(B)に示す第3実施形態の変形例は、内固定部材4 2が、髓内釘4 1に対して回旋することを防止するための構造が追加されたものである。内固定部材4 2の軸部4 5は、貫通孔4 3の延在方向、すなわち軸部の軸線方向に沿った溝5 6を有する。また、髓内釘4 1は、貫通孔4 3が形成された本体部5 7と、本体部5 7に固定されて、溝5 6に係合する突起部5 8とを有する。本体部5 7には、上端から下方に向かってねじ孔5 9が設けられており、ねじ孔5 9は貫通孔4 3に連通している。突起部5 8は、ねじ孔5 9に締結されるねじ部6 0と、ねじ部6 0から下方に突出して溝5 6に係合する突起6 1とを有する。

[0056] 骨折内固定具4 0に於いて、突起部5 8以外の部品は、第1実施形態と同様に大腿骨1 (図1参照)に取り付けられる。この時、溝5 6が上方を向くように内固定部材4 2は取り付けられる。その後、突起部5 8をねじ孔5 9に締結して、突起6 1を溝5 6に係合させることにより、内固定部材4 2の回旋を防止できる。

[0057] この回旋防止構造は、第1及び第2実施形態にも適用できる。第1実施形態のように、内固定部材4 2の中心軸が髓内釘4 1の中心軸に対してオフセ

ットしているときは、図17(C)に示すように、突起部58に於いて、ねじ部60が形成された上部58aと突起61が形成されてねじが切られていない下部58bとを互いに別体として構成し、突起61を下部58bの中心軸からオフセットするように配置する。

[0058] <第4実施形態>

図18は、第4実施形態に係る骨折内固定具70を示す。骨折内固定具70は、大腿骨幹部5(図1参照)の髓腔に配置されるべき髓内釘71と、大腿骨頭4(図1参照)及び大腿骨幹部5(図1参照)間をつなぐべく直線状に延在する棒状の内固定部材72とを有する。髓内釘71は、貫通孔73を有し、内固定部材72は、軸部74の後端側に於いて貫通孔73に嵌合することにより髓内釘71に支持され、先端部75が大腿骨頭4(図1参照)に突入している。第4実施形態は、内固定部材72の回旋を防止するための構造を有し、特に断らない限り、第1～第3実施形態のいずれの構造にも適用できる。

[0059] 図18(A)に示すように、内固定部材72は、後端側に開口76が形成された中空部77を有する。先端部75の表面には、中空部77に連通する孔78が設けられており、第1実施形態と同様に骨折内固定具70を大腿骨1(図1参照)に取り付けた後、開口76及び中空部77を介して、突起79を孔78から突出させる。突起79が大腿骨頭4(図1参照)に係合することにより、内固定部材72の回旋が防止される。

[0060] 図18(B)及び(C)は、他の回旋防止手段を示す。図18(B)及び(C)に示す骨折内固定具70は、内固定部材72と略平行に配置される補助スクリュー80を更に有する。補助スクリュー80の後端側が髓内釘71に設けられた第2貫通孔81に密に又は緩く嵌合することにより、補助スクリュー80は髓内釘71に支持される。補助スクリューの先端部82には、雄ねじが形成されており、大腿骨頭4(図1参照)に締結される。補助スクリュー80は、図18(B)に示すように内固定部材72の下方に設けられても、図18(C)に示すように内固定部材72の上方に設けられてもよく

、また、1つだけ設けられても、複数設けられてもよい。骨折部分3に対して大腿骨頭4側と、大腿骨幹部5側とが、内固定部材72及び補助スクリューによって互いに固定されるため、大腿骨頭4側の大腿骨幹部5側に対する回旋が防止される。

[0061] 以上で具体的実施形態の説明を終えるが、本発明は上記実施形態に限定されることなく幅広く変形実施することができる。例えば、第3実施形態の注入物を注入するための流路及び注入孔や、雌ねじ部及び横ねじを第1及び第2実施形態に適用してもよい。第3実施形態における溝と突起とによる回旋防止構造は、内固定部材に突起を設け、髓内釘の本体部に締結する部材に溝を設けてもよい。また、上記実施形態に示した構成要素は必ずしも全てが必須なものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない限りにおいて適宜取捨選択することが可能である。例えば、第3実施形態において、注入物を注入するための流路及び注入孔や、雌ねじ部及び横ねじを省略してもよい。

符号の説明

[0062] 10, 30, 40, 70 : 骨折内固定具
11, 31, 41, 71 : 髓内釘
11a : 髓内釘の中心軸
12, 32, 42, 72 : 内固定部材
13, 33, 43, 73 : 貫通孔
13a : 貫通孔の中心軸
14, 44 : 拡幅部分
16 : 湾曲部
17, 34, 45, 74 : 軸部
18, 35, 46, 75 : 先端部
47 : 流路
48 : 注入孔
51 : テーパー部
56 : 溝

6 1 : 突起

請求の範囲

- [請求項1] 大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具であって、
大腿骨幹部の髓腔に配置されるべき、上部に貫通孔を備えた髓内釘と、
前記貫通孔及び前記大腿骨頸部に挿通されるべき軸部及び大腿骨頭に突入するべき先端部を有する棒状の内固定部材とを有し、
前記先端部の延在方向の中心軸が、前記髓内釘の中心軸に対して前記大腿骨頸部の中心軸に近づく方向にオフセットしていることを特徴とする骨折内固定具。
- [請求項2] 前記貫通孔の中心が、前記髓内釘の中心軸に対してオフセットしており、
前記内固定部材に於いて、前記先端部の中心軸は、前記軸部の中心軸に一致することを特徴とする請求項1に記載の骨折内固定具。
- [請求項3] 前記先端部は、前記軸部と別体であり、前記先端部及び前記軸部は、互いを結合させる結合構造を有し、
前記先端部の少なくとも一部の外径は、前記貫通孔の内径よりも大きいことを特徴する請求項1に記載の骨折内固定具。
- [請求項4] 前記髓内釘に於ける、前記貫通孔が形成された部分の、前記貫通孔の延在方向に直交する方向の幅は、その上下の部分よりも拡幅されてい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骨折内固定具。
- [請求項5] 前記軸部の後端側は先細になってい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骨折内固定具。
- [請求項6] 前記髓内釘及び前記内固定部材の一方は、前記貫通孔の延在方向に沿った溝を有し、
前記髓内釘及び前記内固定部材の他方は、前記溝に係合する突起を有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骨折内固定具。

- [請求項7] 前記軸部は流路を有する筒状をなし、前記先端部の表面には前記流路に連通する注入孔が形成されてい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骨折内固定具。
- [請求項8] 前記髓内釘は、該髓内釘の下部を横断する雌ねじ部を有することを特徴とする請求項1～7のいずれか一項に記載の骨折内固定具。
- [請求項9] 前記髓内釘の下部は、前記大腿骨幹部の髓腔の延在方向に対応する湾曲部を有することを特徴とする請求項1～8のいずれか一項に記載の骨折内固定具。

補正された請求の範囲
[2017年8月23日(23.08.2017)国際事務局受理]

[請求項 1] (補正後) 大腿骨頸部骨折の治療用の骨折内固定具であって、
大腿骨幹部の髓腔に配置されるべき、上部に貫通孔を備えた髓内釘と、
前記貫通孔に嵌合して前記髓内釘に支持されるとともに前記大腿骨頸部に挿通
されるべき軸部、及び大腿骨頭に突入するべき先端部を有する棒状の内固定部材
とを有し、

前記先端部の延在方向の中心軸が、前記髓内釘の中心軸に対して前記大腿骨頸
部の中心軸に近づく方向にオフセットしていることを特徴とする骨折内固定具。

[請求項 2] 前記貫通孔の中心が、前記髓内釘の中心軸に対してオフセットし
ており、

前記内固定部材に於いて、前記先端部の中心軸は、前記軸部の中心軸に一致す
ることを特徴とする請求項 1 に記載の骨折内固定具。

[請求項 3] 前記先端部は、前記軸部と別体であり、前記先端部及び前記軸部
は、互いを結合させる結合構造を有し、

前記先端部の少なくとも一部の外径は、前記貫通孔の内径よりも大きいことを
特徴する請求項 1 に記載の骨折内固定具。

[請求項 4] 前記髓内釘に於ける、前記貫通孔が形成された部分の、前記貫通
孔の延在方向に直交する方向の幅は、その上下の部分よりも拡幅されていること
を特徴とする請求項 1～3 のいずれか一項に記載の骨折内固定具。

[請求項 5] 前記軸部の後端側は先細になってい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骨折内固定具。

[請求項 6] 前記髓内釘及び前記内固定部材の一方は、前記貫通孔の延在方向
に沿った溝を有し、

前記髓内釘及び前記内固定部材の他方は、前記溝に係合する突起を有すること

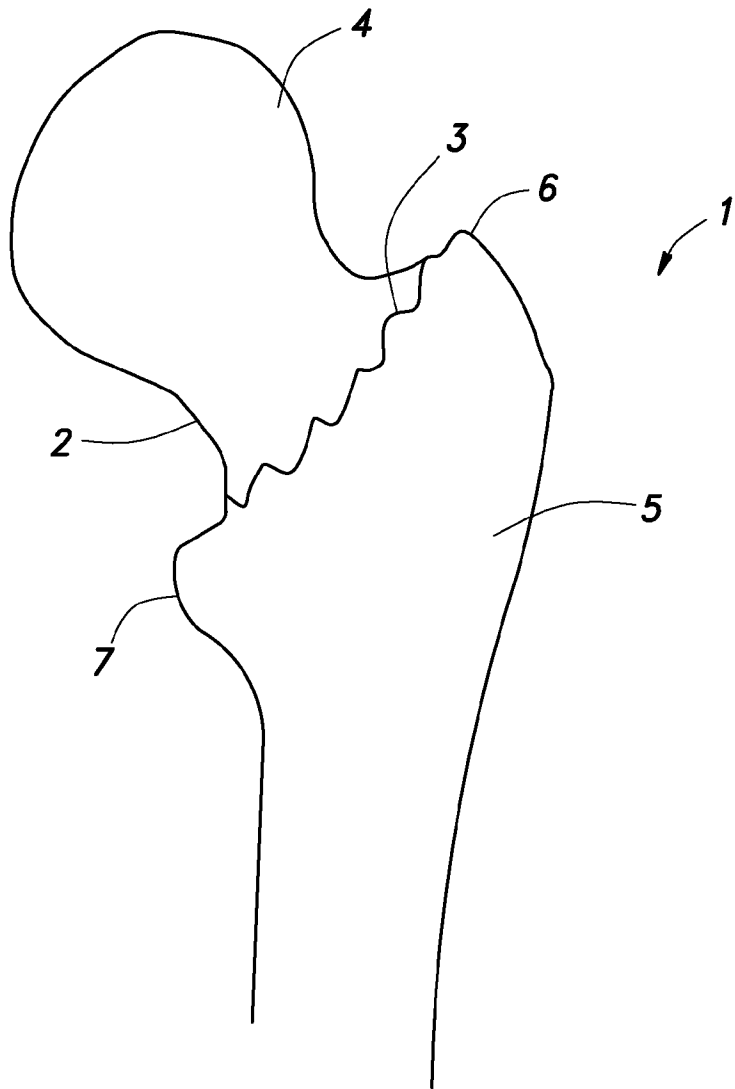
を特徴とする請求項 1～5 のいずれか一項に記載の骨折内固定具。

[請求項 7] 前記軸部は流路を有する筒状をなし、前記先端部の表面には前記流路に連通する注入孔が形成されてい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骨折内固定具。

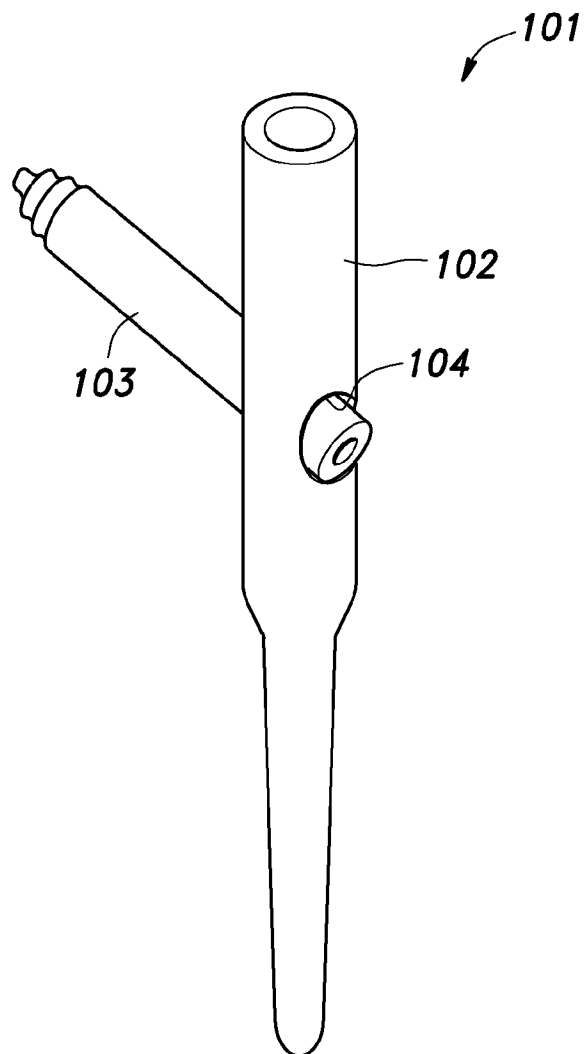
[請求項 8] 前記髓内釘は、該髓内釘の下部を横断する雌ねじ部を有することを特徴とする請求項 1～7 のいずれか一項に記載の骨折内固定具。

[請求項 9] 前記髓内釘の下部は、前記大腿骨幹部の髓腔の延在方向に対応する湾曲部を有することを特徴とする請求項 1～8 のいずれか一項に記載の骨折内固定具。

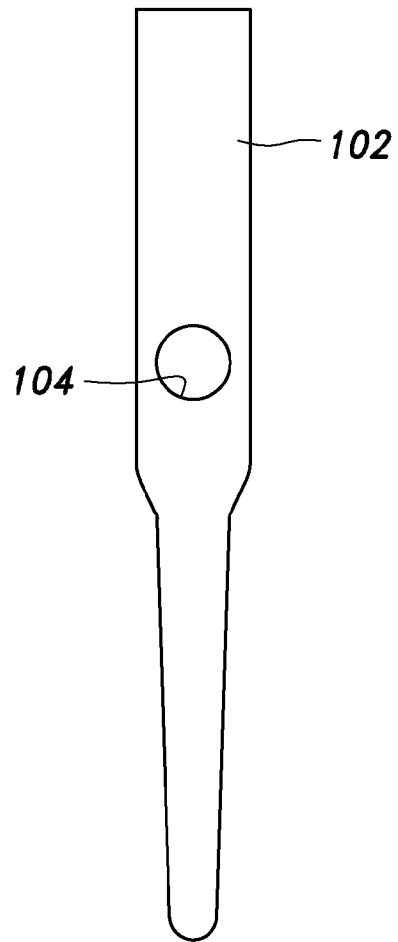
[図1]



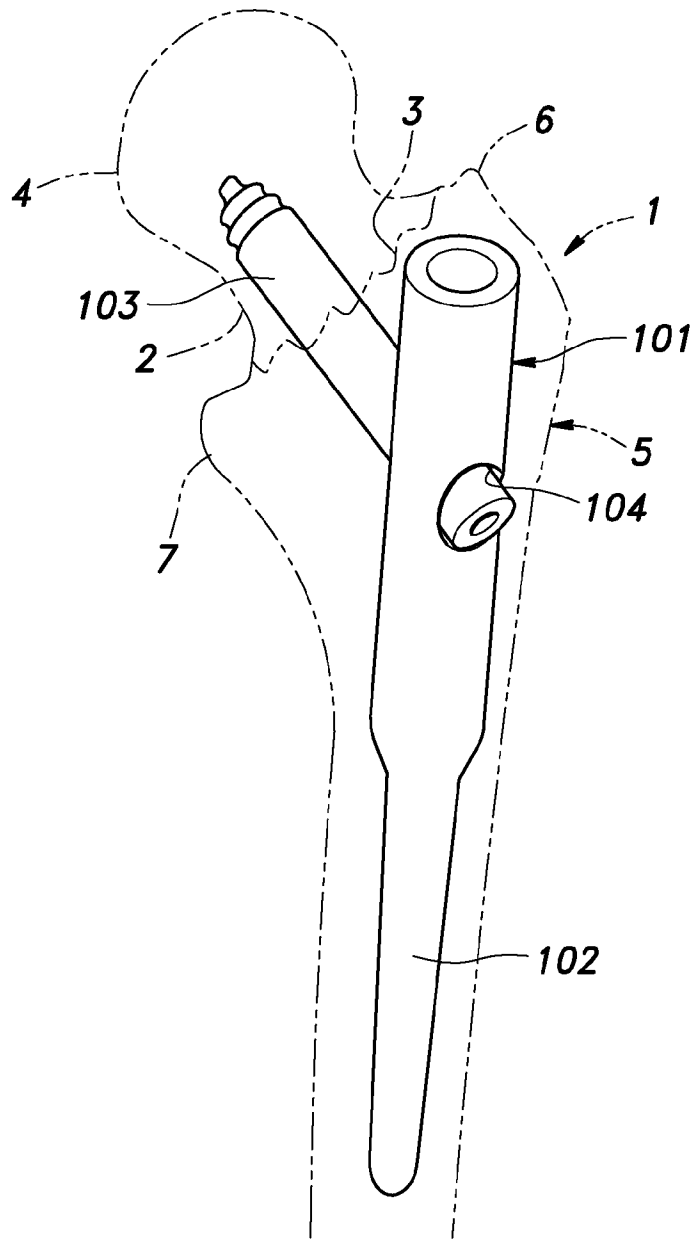
[図2]



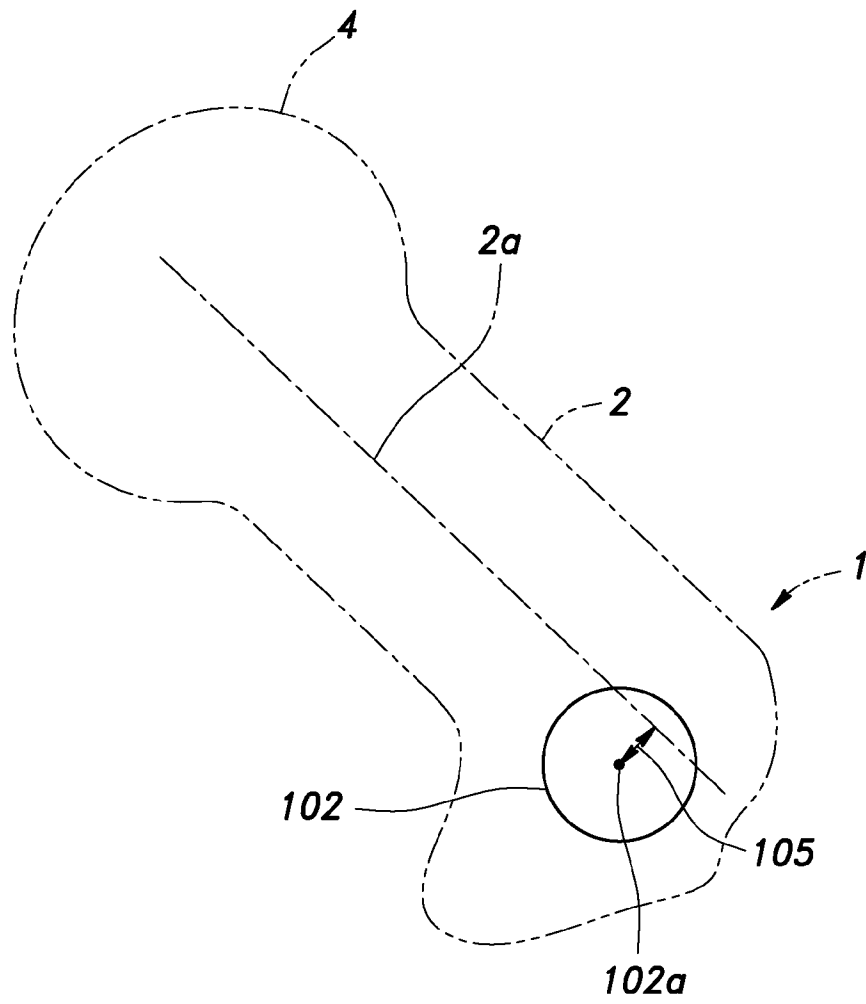
[図3]



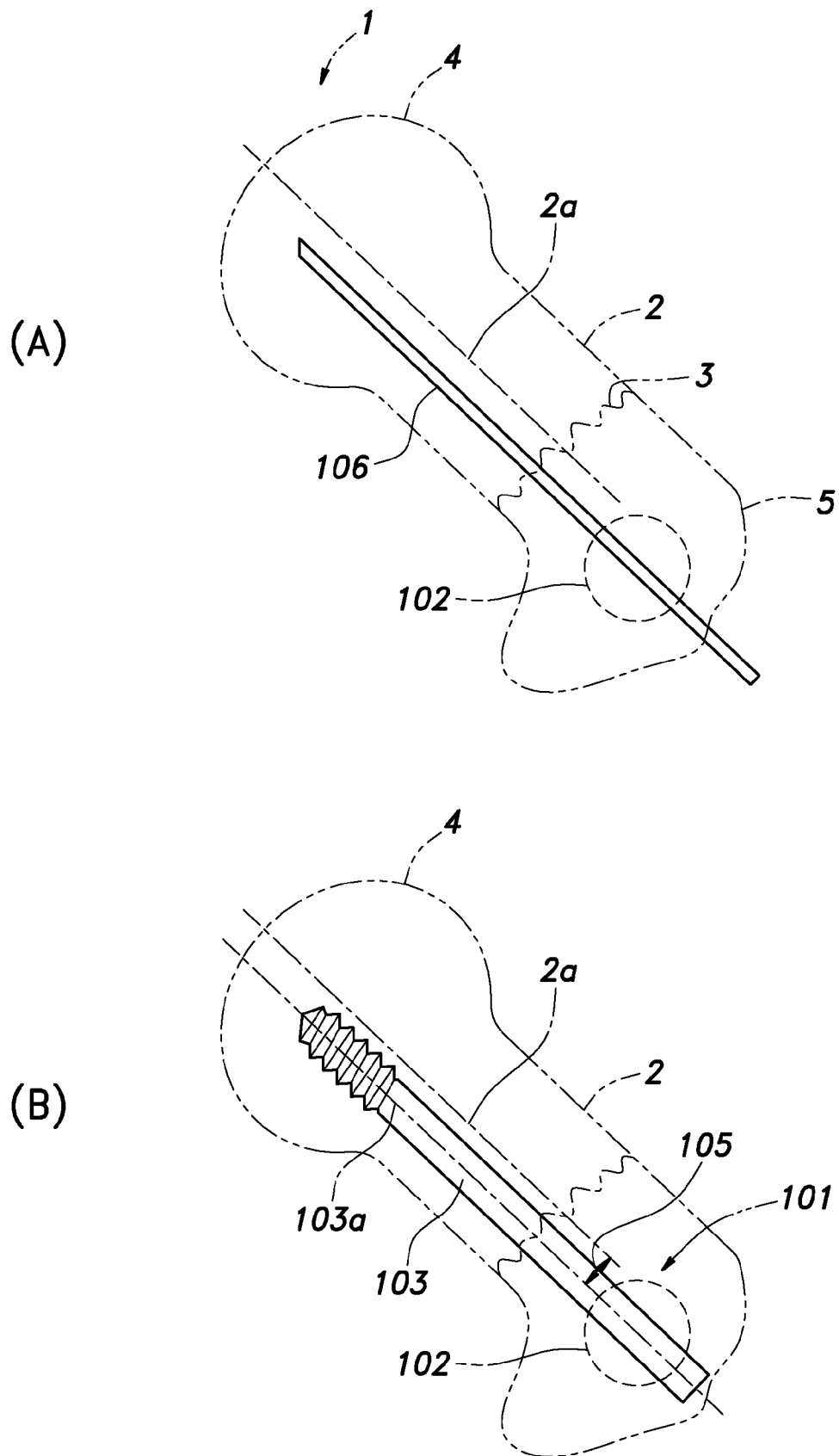
[図4]



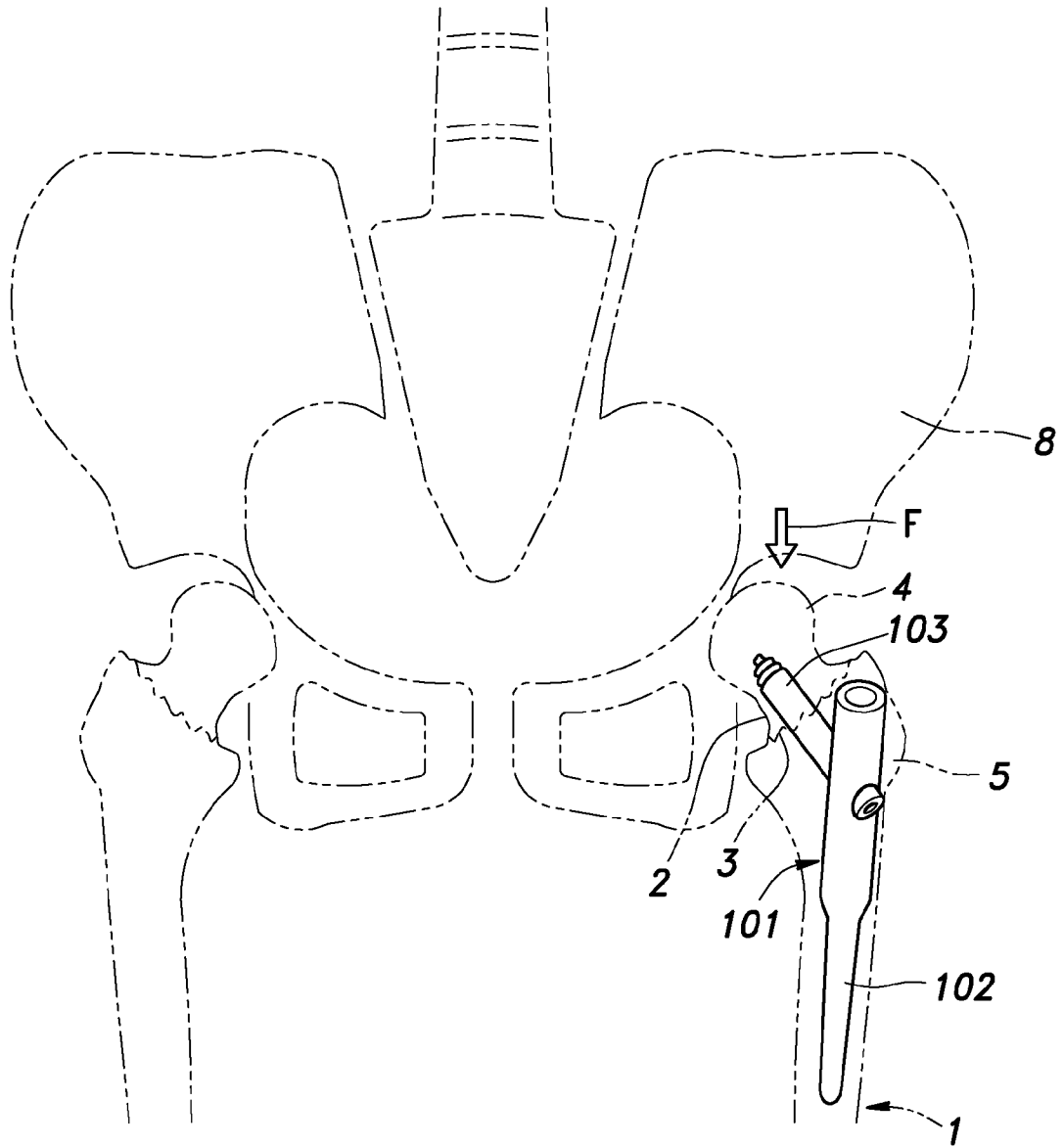
[図5]



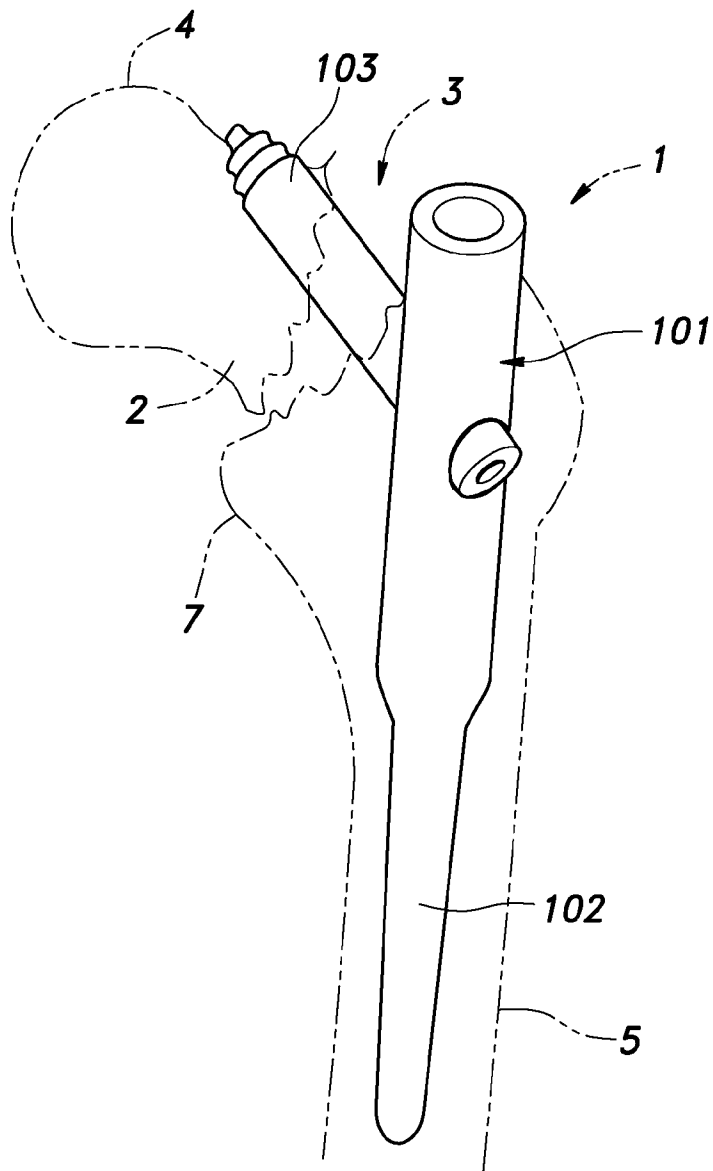
[図6]



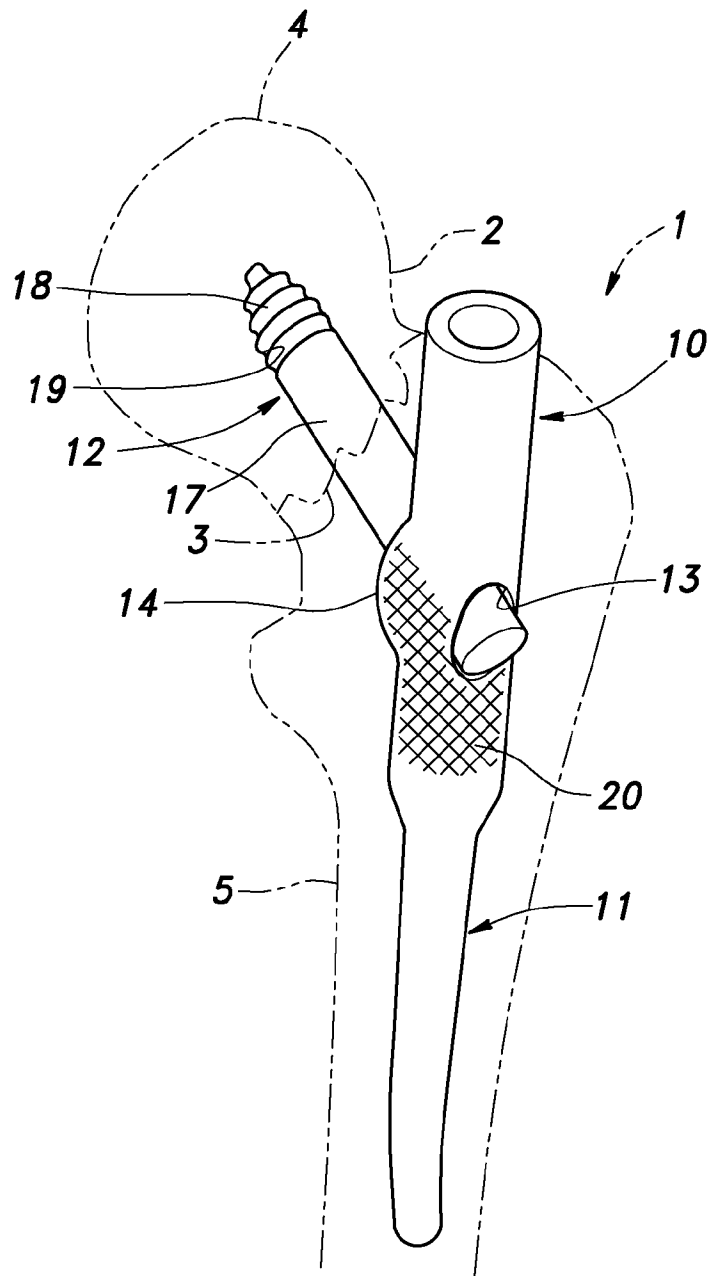
[図7]



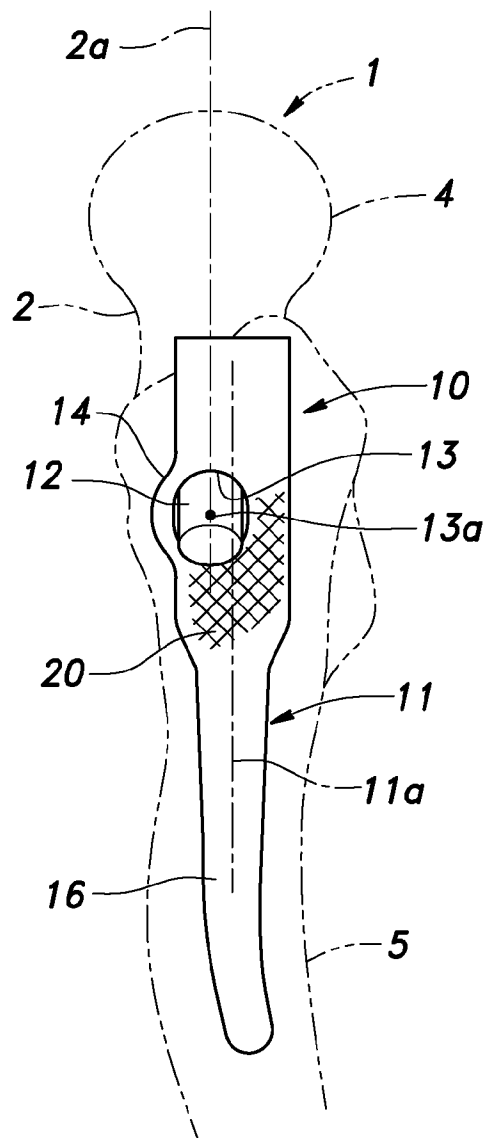
[図8]



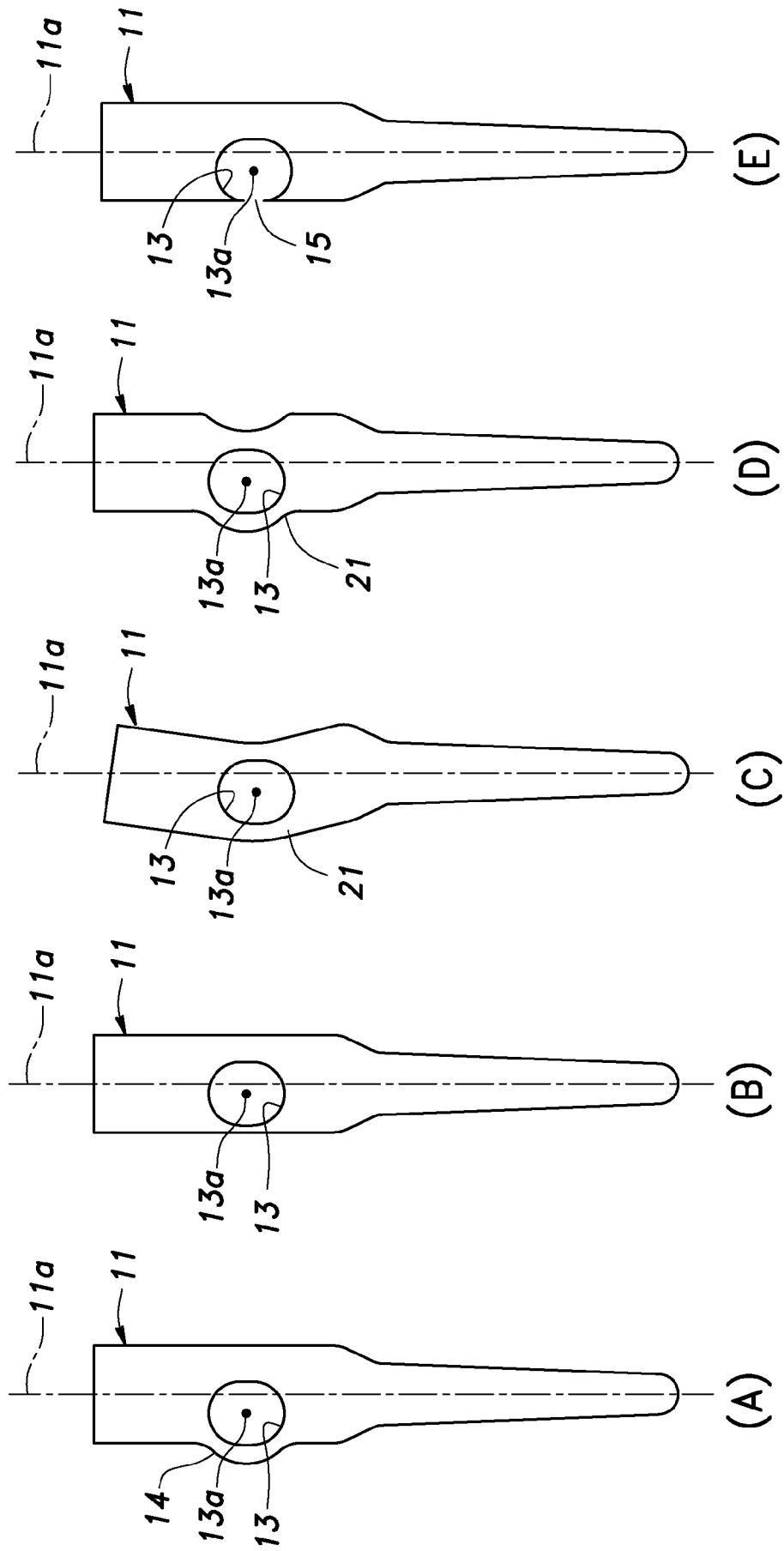
[図9]



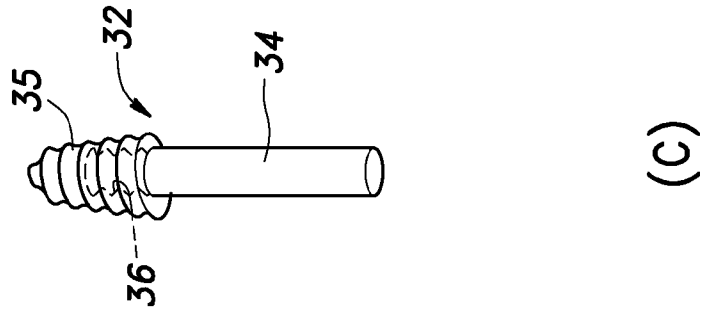
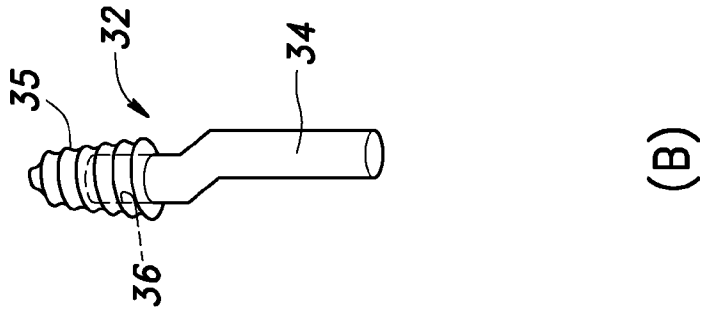
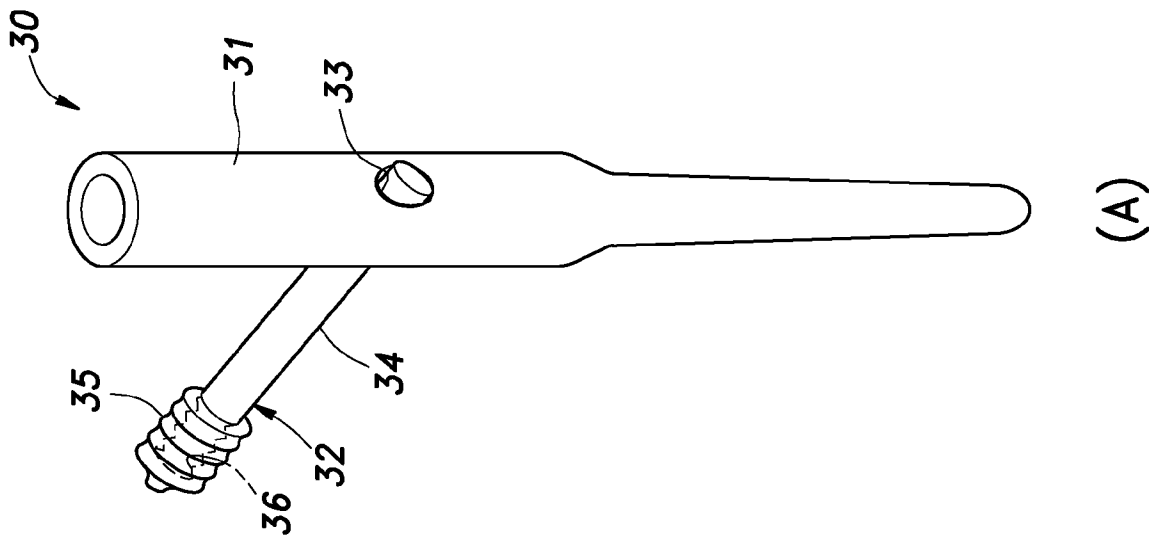
[図10]



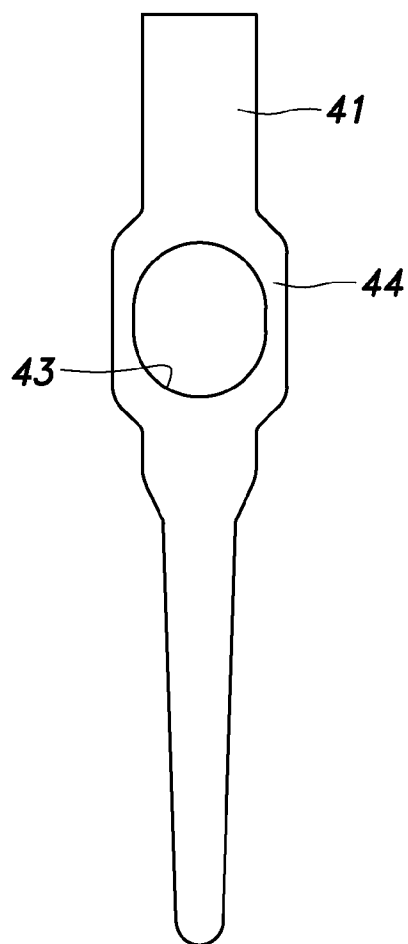
[図11]



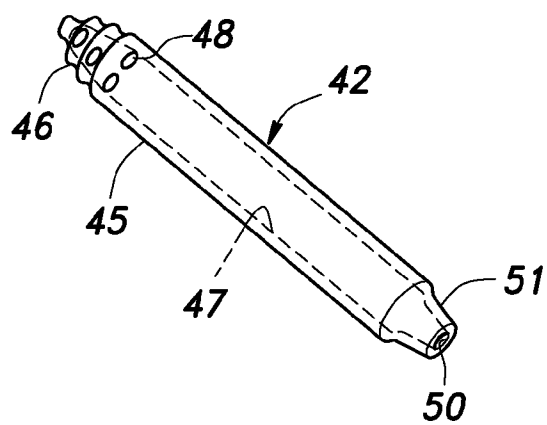
[図12]



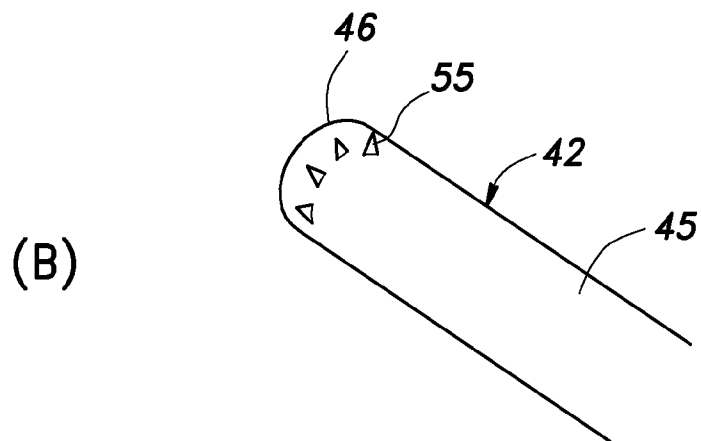
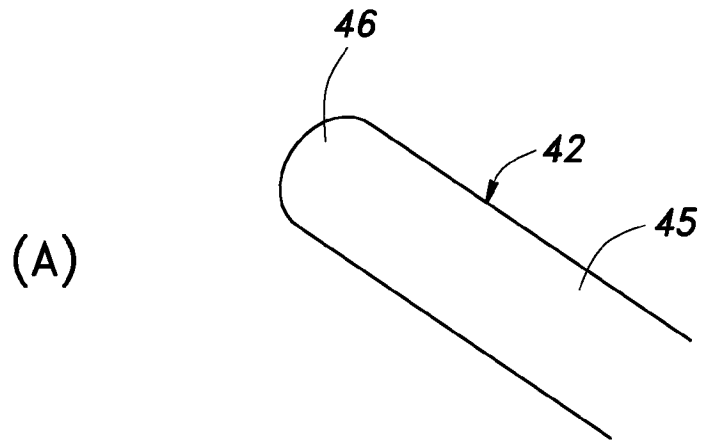
[図14]



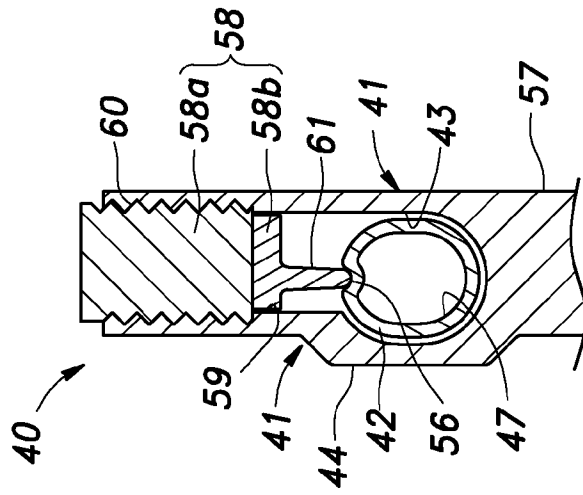
[図15]



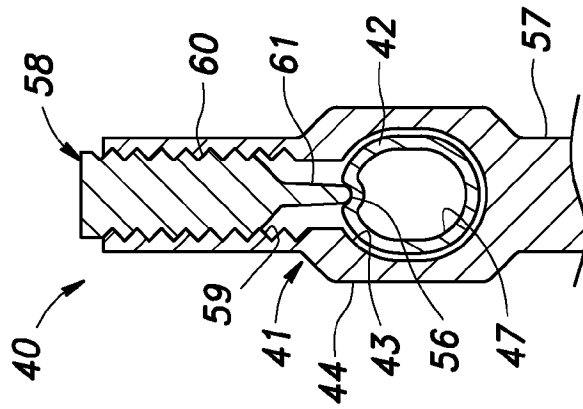
[図16]



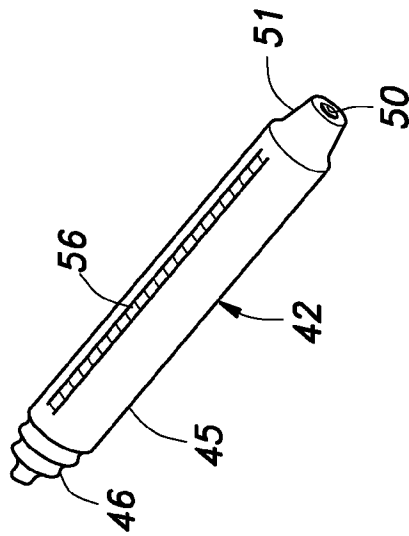
[図17]



(C)

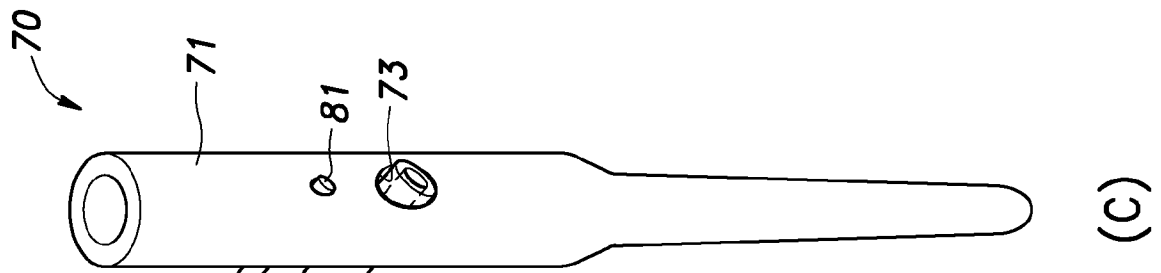


(B)

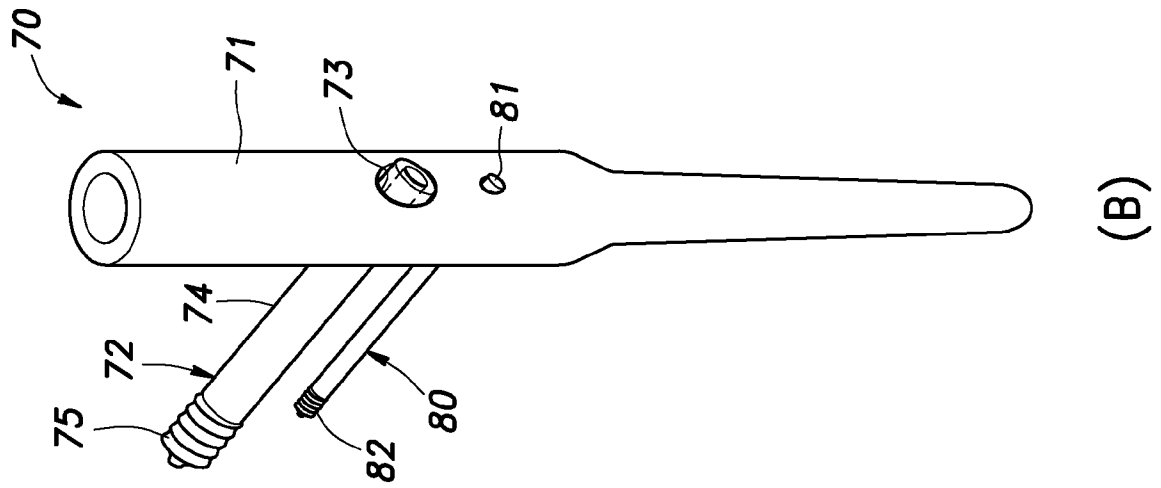


(A)

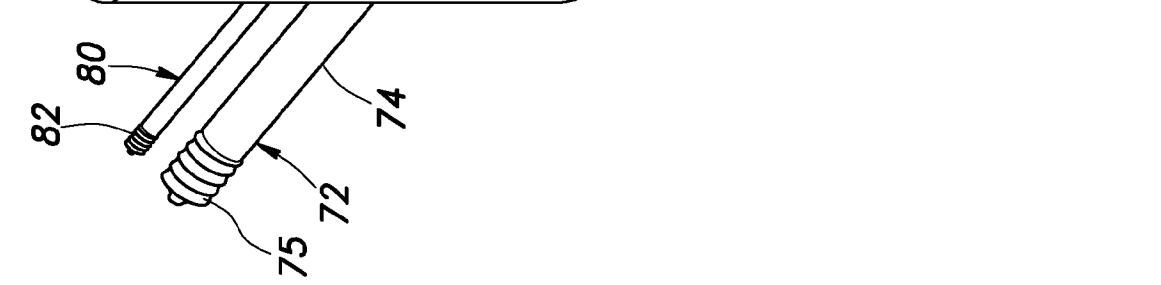
[図18]



(A)



(B)



(C)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2017/016396

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B17/72(2006.01) i, A61B17/76(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)
A61B17/72, A61B17/76

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	1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2017	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2017

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 Y	US 5429640 A (SHULER, Thomas E), 04 July 1995 (04.07.1995), column 12, line 18 to column 16, line 68; fig. 1 to 4E & WO 94/12126 A1	1-2, 8 3-7, 9
Y	JP 2004-305671 A (Ikufumi YAMADA), 04 November 2004 (04.11.2004), abstract; claim 4; paragraphs [0005] to [0014]; fig. 5 to 9 (Family: none)	3, 6-7

Further documents are listed in the continuation of Box C. See patent family annex.

* Special categories of cited documents:	"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
"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance	"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
"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date	"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
"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)	"&" document member of the same patent family
"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	

Date of the actual completion of the international search 01 June 2017 (01.06.17)	Date of mailing of the international search report 13 June 2017 (13.06.17)
--	---

Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3, Kasumigaseki, Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915, Japan	Authorized officer Telephone No.
--	---

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2017/016396

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2010/0179551 A1 (KELLER, Samuel), 15 July 2010 (15.07.2010), abstract; paragraphs [0044] to [0047]; fig. 1, 7 to 11 & WO 2008/147975 A1 & CA 2686932 A1 & CN 101677831 A	4
Y	JP 2012-531955 A (Smith & Nephew, Inc.), 13 December 2012 (13.12.2012), paragraphs [0053], [0077]; fig. 1 to 1A, 33, 59 to 60 & US 2012/0143192 A1 paragraphs [0112], [0136]; fig. 1 to 1A, 33, 59 to 60 & WO 2011/002903 A2 & CA 2765376 A1 & CN 102639074 A	5, 9
A	US 4135507 A (HARRIS, Leslie J), 23 January 1979 (23.01.1979), abstract; fig. 4 (Family: none)	1

A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC））

Int.Cl. A61B17/72(2006.01)i, A61B17/76(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（IPC））

Int.Cl. A61B17/72, A61B17/76

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	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2017年
日本国実用新案登録公報	1996-2017年
日本国登録実用新案公報	1994-2017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	US 5429640 A (SHULER, Thomas E)	1-2, 8
Y	1995.07.04, 第12欄第18行-第16行第68行, 図1-4E & WO 94/12126 A1	3-7, 9
Y	JP 2004-305671 A (山田 郁史) 2004.11.04, 要約, 請求項4, 段落0005-0014, 図5-9 (ファミリーなし)	3, 6-7

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	の日の後に公表された文献
「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	「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
「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	「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
「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）	「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
「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献	「&」同一パテントファミリー文献
「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願	

国際調査を完了した日

01.06.2017

国際調査報告の発送日

13.06.2017

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ISA/J P）
郵便番号100-8915
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）

近藤 利充

31

4022

電話番号 03-3581-1101 内線 3386

C (続き) . 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
Y	US 2010/0179551 A1 (KELLER, Samuel) 2010.07.15, 要約, 段落 0044-0047, 図 1, 7-11 & WO 2008/147975 A1 & CA 2686932 A1 & CN 101677831 A	4
Y	JP 2012-531955 A (スミス アンド ネフュー インコーポレーテ ッド) 2012.12.13, 段落 0053, 0077, 図 1-1A, 33, 59-60 & US 2012/0143192 A1, 段落 0112, 0136, 図 1-1A, 33, 59-60 & WO 2011/002903 A2 & CA 2765376 A1 & CN 102639074 A	5, 9
A	US 4135507 A (HARRIS, Leslie J) 1979.01.23, 要約, 図 4 (ファミリーなし)	1