

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-275573

(P2007-275573A)

(43) 公開日 平成19年10月25日(2007. 10. 25)

(51) Int. Cl.

A61B 17/58 (2006.01)

F I

A61B 17/58 315

テーマコード (参考)

4C060

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 51 頁)

(21) 出願番号 特願2007-92167 (P2007-92167)
 (22) 出願日 平成19年3月30日 (2007. 3. 30)
 (31) 優先権主張番号 11/395, 622
 (32) 優先日 平成18年3月31日 (2006. 3. 31)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 501384115
 デビュー・プロダクツ・インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国インディアナ州46581
 ワーソー・オーソピーディックドライブ7
 〇〇
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100123434
 弁理士 田澤 英昭
 (74) 代理人 100101133
 弁理士 濱田 初音

最終頁に続く

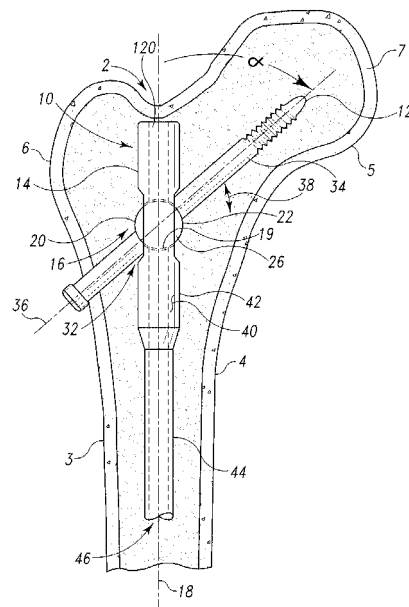
(54) 【発明の名称】 可変角固定具、キット、および釘組立体を事前に設定する方法

(57) 【要約】

【課題】 釘本体およびこの釘本体に対して方向付け可能なネジを受容するためのネジ機能部を有する髓内釘と共に使用するための固定具を提供すること。

【解決手段】 この固定具は、釘に対してネジ機能部を方向付けるように構成されている。固定具は、釘本体と協働する第1の部分および釘本体と協働する第2の部分を含む。固定具はまた、ネジ機能部と協働する第3の部分も含む。第3の部分は、第1の部分に対して複数の位置に配置できる。固定具は、固定具の第1の部分に対して釘本体を配置するための第1の釘本体配置機能部、および固定具の第2の部分に対して釘本体を配置するための第2の釘本体配置機能部も含む。固定具はまた、その第3の部分に対してネジ機能部を配置するためのネジ機能部配置機能部も含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

釘本体、およびその釘本体に対して方向付け可能なネジを受容するためのネジ機能部を有する髓内釘と共に使用するための固定具であって、前記釘に対して前記ネジ機能部を方向付けるように構成された、固定具において、

前記釘本体と協働する第 1 の部分と、

前記釘本体と協働する第 2 の部分と、

前記ネジ機能部と協働する第 3 の部分であって、前記第 1 の部分に対して複数の位置に配置することができる、第 3 の部分と、

前記固定具の前記第 1 の部分に対して前記釘本体を配置するための第 1 の釘本体配置機能部と、 10

前記固定具の前記第 2 の部分に対して前記釘本体を配置するための第 2 の釘本体配置機能部と、

前記固定具の前記第 3 の部分に対して前記ネジ機能部を配置するためのネジ機能部配置機能部と、

を含む、固定具。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記第 3 の部分は、前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して選択可能に固定して配置することができる、固定具。 20

【請求項 3】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記第 3 の部分は、前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して回転可能に配置することができる、固定具。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記固定具の前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して前記釘本体を固定するための手段、

をさらに含む、固定具。

【請求項 5】 30

請求項 4 に記載の固定具において、

前記手段は、クランプを含む、固定具。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記固定具の前記第 3 の部分に対して前記ネジ機能部を固定するための手段、

をさらに含む、固定具。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の固定具において、

前記手段は、クランプを含む、固定具。

【請求項 8】 40

請求項 1 に記載の固定具において、

前記釘本体に対する前記ネジ機能部の位置を測定するための計器、

をさらに含む、固定具。

【請求項 9】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記固定具は、前記釘本体に対する前記ネジ機能部の角度関係を事前に設定するための事前設定機能部を含む、固定具。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の固定具において、

前記釘本体配置機能部、および前記ネジ機能部配置機能部のうち少なくとも一方は、複 50

数の前記釘および前記ネジをそれぞれ受容するように構成されている、固定具。

【請求項 1 1】

関節形成術を実施するのに用いるためのキットにおいて、
髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘本体を含む釘であって、
前記釘本体が、前記釘を貫通した釘開口を画定する第 1 の内壁を有し、
前記釘本体が、前記釘本体の長さ方向軸を画定しており、
前記釘が、前記釘開口内に少なくとも部分的に配置され、かつ内部に開口を画定して
いるネジ機能部をさらに含み、
前記開口が、前記開口の長さ方向軸を画定しており、
前記ネジ機能部が、前記開口の前記長さ方向軸の複数の位置が複数の異なる平面を画
定するように、前記釘本体の前記長さ方向軸に対して複数の角度位置で前記開口の前記長
さ方向軸を方向付けるべく、移動するように構成されている、
釘と、
前記ネジ機能部の前記開口内に少なくとも部分的に適合することができるネジと、
固定具であって、
前記釘本体と協働する釘本体部分、
前記釘本体部分に対して複数の位置で配置することができる、前記ネジ機能部と協働
するネジ機能部部分、
前記固定具の前記釘本体部分に対して前記釘を配置するための釘配置機能部、および
、
前記固定具の前記ネジ機能部部分に対して前記ネジ機能部を配置するためのネジ機能
部配置機能部、
を含む、固定具と、
を含む、キット。

【請求項 1 2】

請求項 1 1 に記載のキットにおいて、
前記ネジ機能部部分は、前記釘本体部分に対して選択可能に固定して配置することがで
きる、キット。

【請求項 1 3】

請求項 1 1 に記載のキットにおいて、
前記ネジ機能部部分は、前記釘本体部分に対して回転可能に配置することができる、キ
ット。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載のキットにおいて、
前記固定具の前記釘本体部分に対して前記釘本体を固定するための手段、
をさらに含む、キット。

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載のキットにおいて、
前記手段は、クランプを含む、キット。

【請求項 1 6】

請求項 1 1 に記載のキットにおいて、
前記固定具の前記ネジ機能部部分に対して前記ネジ機能部を固定するための手段、
をさらに含む、キット。

【請求項 1 7】

請求項 1 6 に記載のキットにおいて、
前記手段は、クランプを含む、キット。

【請求項 1 8】

請求項 1 1 に記載のキットにおいて、
前記釘本体に対する前記ネジ機能部の位置を測定するための計器、
をさらに含む、キット。

【請求項 19】

請求項 11 に記載のキットにおいて、

前記固定具は、前記釘本体に対する前記ネジ機能部の角度関係を事前に設定するための事前設定機能部を含む、キット。

【請求項 20】

請求項 11 に記載のキットにおいて、

前記釘本体配置機能部、および前記ネジ機能部配置機能部のうち少なくとも 1 つは、複数の前記釘および前記ネジのそれぞれを受容するように構成されている、キット。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

10

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、概して、整形外科の分野に関し、詳細には、整形外科的外傷または整形外科関節部品に用いるためにプロテーゼコンポーネントを骨に固定するための装置に関する。

【0002】

〔関連出願〕

以下の出願について、相互参照がなされる。

1. 代理人整理番号：DEP 5517USNP、名称：「髄内釘インプラント組立体、キット、および方法 (INTRAMEDULLARY NAIL IMPLANT ASSEMBLY, KIT AND METHOD)」
2. 代理人整理番号：DEP 5720USNP、名称：「髄内釘、髄内釘組立体、および方法 (INTRAMEDULLARY NAIL, INTRAMEDULLARY NAIL ASSEMBLY AND METHOD)」
3. 代理人整理番号：DEP 5721USNP、名称：「固定具、髄内釘キット、および釘組立体を事前に設定する方法 (FIXTURE, INTRAMEDULLARY NAIL KIT AND METHOD OF PRE SETTING A NAIL ASSEMBLY)」
4. 代理人整理番号：DEP 5654USNP、名称：「可変角髄内釘、キット、および方法 (VARIABLE ANGLE INTRAMEDULLARY NAIL, KIT AND METHOD)」
5. 代理人整理番号：DEP 5722USNP、名称：「可変角髄内釘、組立体、および方法 (VARIABLE ANGLE INTRAMEDULLARY NAIL, ASSEMBLY AND METHOD)」

20

本願と同時出願のこれらの特許文献は、参照して本明細書に組み入れる。

【0003】

30

〔発明の背景〕

骨格系は、人間の胴から延びる多数の長骨を含む。このような長骨には、大腿骨、腓骨、脛骨、上腕骨、橈骨、および尺骨が含まれる。これらの長骨は、特に、事故によって外傷を受けやすく、このような外傷で骨折することがよくあり、重度な複雑骨折をすることもある。

【0004】

例えば自動車事故が、長骨の外傷の一般的な原因である。具体的には、正面衝突で膝の周囲の領域が当たると、大腿骨および脛骨が骨折することがよくある。

【0005】

例えば大腿骨や脛骨などの長骨の遠位端部または近位部分は、骨折して複数に分離することがよくあり、再整合しなければならない。通常は、ピン、プレート、ネジ、釘、ワイヤ、および外部装置の形態である機械装置が、骨折した長骨を取り付けるために一般に用いられている。ピン、プレート、ワイヤ、釘、およびネジは通常、例えば、チタン、ステンレス鋼、またはコバルトクロムなどの人体に適合性である耐久材料から形成されている。

40

【0006】

長骨の骨折部は通常、3つの可能な技術の少なくとも 1 つによって所定の位置に固定される。

【0007】

第 1 の方法は、骨折した骨の部分の髄管内に配置する髄内釘を用いることである。

50

【0008】

骨折した骨を修復するための第2の方法は、内部骨プレートを用いることである。この内部骨プレートは、軟組織の下側の骨の外側に配置され、骨の骨折部分をブリッジする。

【0009】

骨折した骨を所定の位置に固定するための別の方法は、外部固定装置を用いることである。このような外部固定装置は、少なくとも2つに大きく分類できる。1つの分類では、固定装置は、概ね線形であって、骨の第1の骨折部分に連結するための第1の部分と、骨の第2の骨折部分に連結するための第2の部分を備えている。第1の一連の骨ネジまたはピンが、まず固定装置に連結され、次に骨の第1の部分に連結される。次に、第2の一連のネジまたはピンが、固定装置に連結され、次に、骨の第2の骨折部分に連結される。したがって、骨の第1の部分の骨折部分が、骨の第2の部分に固定される。

10

【0010】

外部固定装置の第2の方法では、骨を固定するために一連の離間したリングを用いるリング型固定装置が用いられる。例えば、上側リングと下側リングがロッドによって離間している。複数のワイヤが、長骨内に通され、リングによって長骨の各端部に連結される。次に、ワイヤが、自転車のスポークが張られるのと同じ要領で張力がかけられ、それにより骨の第1の骨折部分を支持する剛体構造が形成される。同様に、複数のワイヤが、骨の第2の骨折部分内に通され、下側リングによって固定されて張力をかけられ、骨折部位をブリッジする骨の第2の骨折部分が強固に固定される。

【0011】

大腿骨の骨折を治療するために用いられる様々な装置が存在する。大腿骨の頸部、骨頭、または転子間の骨折は、様々な圧縮ネジ組立体を用いて適切に治療されてきた。圧縮ネジ組立体は通常、バレル部材、ラグネジ、および圧縮ネジを有する圧縮プレートを含む。このような圧縮プレートは、大腿骨の外側に固定され、バレル部材は、大腿骨骨頭の方向に予め穿孔された孔の中に挿入される。

20

【0012】

ネジ付き端部および平滑部分を有するラグネジが、損傷部に亘って大腿骨骨頭内に延びるようにバレル部材内に挿入される。ネジ部分が、大腿骨骨頭に係合する。圧縮ネジが、ラグネジをプレートに連結する。圧縮ネジの張り具合を調節して、骨折の圧縮（整復（reduction））を調節することができる。ラグネジの平滑部分は、圧縮ネジを調節できるよ

30

【0013】

転子下の、および大腿骨骨幹の骨折は、大腿骨の髄管内に挿入されて骨折した大腿骨の骨折部分を固定する髄内ロッドを用いて治療されてきた。1つの傾斜交差釘または止めネジが、大腿骨を通して髄内ロッドの近位端部に挿入される。一部の変態形態では、1つまたは2つのネジを、大腿骨骨幹を通して髄内ロッドの遠位端部に挿入することもできる。標準的な髄内ロッドは、大腿骨骨幹の下部の骨折の治療に適切に用いられている。

【0014】

大腿骨頸部の骨折の修復に用いられる転子釘は、例えばラグネジの形態のネジを利用する。

40

【0015】

例えば、小転子、大転子、および大腿骨頸部などの周りの近位大腿骨骨折は、様々な圧縮ネジ組立体および髄内ロッドを用いて適切に治療されてきた。髄内ロッドが、大腿骨の狭い管内に挿入され、骨折した大腿骨部分が固定される。一般に、1つのネジが、大腿骨および髄内ロッドの近位端部を通して挿入される。別法では、第2のネジが、大腿骨を通して髄内ロッドの近位端部に挿入され、例えば、大腿骨の頸部および骨頭の回転が防止される。

【0016】

髄内ロッドまたは釘が、大腿骨の骨幹または頸部の骨折の修復によく用いられる。大腿骨の髄内管と頸部の中心線が、これらの間に所与の角度を成している。大腿骨と大腿骨頸

50

部との間の角度は、患者によって様々である。患者の大腿骨における骨幹に対する頸部の角度の差異に対応する試みがなされてきた。例えば、大腿骨頸部の異なる角度が得られる髓内釘が提供された。例えば、125度、130度、および135度の大腿骨頸部の角度が提案されている。外科医がこの角度を提案された角度から変更したい場合は、この髓内釘を利用できないため、この解決策は最善の方法ではない。また、この解決策では、それぞれが固有の大腿骨頸部の角度を有する3つの異なる髓内釘の在庫が必要となる。さらに、大腿骨頸部は、プロテーゼの大腿骨頸部の角度に一致する骨折パターンの骨折が起こることもある。患者がこのような骨折をした場合、頸部を適切に修復することができるように、骨折パターンの角度とは異なる角度となる大腿骨頸部の角度を提供するのが望ましい場合がある。

10

【0017】

本発明は、整形外科用締結具によって、上記問題のいくらかを軽減することに関する。

【0018】

〔発明の概要〕

本発明に従って、髓内釘を提供する。この髓内釘は、その長さ方向軸にほぼ沿って位置する回転可能な球を備えている。この球は、対向する凹面クレードルに支持されて、その中心を軸に旋回することができる。これらのクレードルは、この球を支持するが、球に固定されないため、球が旋回することができる。この球は、所望の角度に配置することができる。例えば、釘の中心を通る固定装置で所定の位置に固定することができる。

【0019】

本発明は、例えば、大腿骨釘、脛骨釘、または長骨の管内に適合しうる任意の釘などの髓内釘の形態にすることができる。この釘は、その本体に旋回するボールすなわち球を含む。この旋回する球すなわちボールにより、ネジを様々な角度で釘内に配置することができる。このネジは、例えば、釘の中心軸に垂直、または限定するものではないが垂直方向から45度までの角度に配置することができる。ネジはまた、中心軸に交差する様々な平面に配置することもできる。この球を、固定装置で固定することができる。例えば、固定装置は、釘の雌ネジと螺合してパレルを選択された最適な角度で固定する雄ネジを備えた固定プラグの形態にすることができる。

20

【0020】

本発明の一実施形態に従って、長骨の髓管内に用いるための髓内釘組立体を提供する。この組立体は、髓管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、内部を通る孔を画定している。この釘は、その長さ方向軸も画定している。この組立体は、ブッシュ(bushing)およびネジも含む。このブッシュは、少なくとも部分的に開口内に配置することができ、釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向(angular orientations)でネジを受容するように構成することができる。これらの角度方向は、複数の異なる平面(non-coincident planes)を画定する。

30

【0021】

本発明の別の実施形態に従って、長骨の髓管に用いるための髓内釘キットを提供する。このキットは、髓管内に部分的に配置するための釘を含む。この釘は、第1の内壁を有する。この第1の内壁は、この内壁を通る釘開口を画定している。この釘は、その長さ方向軸も画定している。このキットはまた、釘の開口およびブッシュと協働するネジも含む。このブッシュは、開口内に少なくとも部分的に適合することができ、釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジを受容するように構成されている。これらの角度方向は、複数の異なる平面を画定する。キットはまた、釘に対してネジおよびブッシュの少なくとも1つを位置決めするための装置も含む。

40

【0022】

本発明のさらに別の実施形態に従って、長骨に対して外傷外科手術を行うための方法を提供する。この方法は、髓内釘を用意するステップを含む。この釘は、この釘を貫通した開口を画定している。この開口は、その中心線を有する。この開口の中心線は、複数の異なる平面で調節可能である。この方法はまた、髓管内に少なくとも部分的に釘を配置する

50

ステップと、長骨に取り付けるためのネジを用意するステップも含む。この方法はまた、釘にネジを取り付けるステップと、釘に対して開口の中心線を移動させて釘の長さ方向軸と開口の長さ方向軸との間に所与の角度をなすステップも含む。

【0023】

本発明のさらに別の実施形態に従って、長骨の髄管内に用いるための髄内釘組立体を提供する。この組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための本体を含む。この本体は、その本体を貫通した本体開口を画定している。この本体は、その長さ方向軸および方向付け機能部 (orientation feature) をさらに画定している。この方向付け機能部は、本体に連結されている。方向付け機能部は、ブシュが本体に対して移動可能に配置されることができ、ブシュが本体の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジを受容できるように、ブシュを支持するように構成されている。これらの角度方向は、複数の異なる平面を画定する。

10

【0024】

本発明のさらに別の実施形態に従って、長骨の髄管内でネジと共に用いるための髄内釘組立体を提供する。この組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、第1の内壁を有する。この第1の内壁は、この内壁を通る釘開口を画定している。この釘は、その長さ方向軸、および釘開口内に少なくとも部分的に回転可能に配置されるブシュをさらに画定している。このブシュは、釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジを受容するように構成されている。複数の角度方向は、複数の異なる平面を画定する。

20

【0025】

本発明の別の実施形態に従って、長骨に対して外傷外科手術を行うための方法を提供する。この方法は、長骨に取り付けるためのネジを用意するステップと、髄内釘を用意するステップを含む。この釘は、その釘を貫通した開口を画定している。この開口は、ネジの外形にほぼ一致している。釘に対する開口の中心線の向きは、固定可能に変更することができる。この釘は、変更可能な中心線の向きのうち予め選択された1つに固定される中心線を備える。変更可能な中心線は、複数の一致しない平面 (non-concurrent planes) を画定する。この方法は、髄管内に少なくとも部分的に釘を植え込むステップと、開口を通して長骨内にネジを取り付けるステップを含む。

【0026】

本発明の別の実施形態に従って、髄内釘と共に用いるための固定具を提供する。この髄内釘は、釘本体、およびこの釘本体に対して方向付け可能なネジを受容するためのネジ機能部を有する。この固定具は、釘に対してネジ機能部を方向付けるように構成されている。固定具は、釘本体と協働する第1の部分、および釘本体と協働する第2の部分を含む。

30

【0027】

固定具はまた、ネジ機能部と協働する第3の部分も含む。この第3の部分は、第1の部分に対して複数の位置に配置することができる。固定具はまた、その第1の部分に対して釘本体を配置するための第1の釘本体配置機能部も含む。固定具はまた、その第2の部分に対して釘本体を配置するための第2の釘本体配置機能部も含む。固定具は、その第3の部分に対してネジ機能部を配置するためのネジ機能部配置機能部も含む。

40

【0028】

本発明のさらに別の実施形態に従って、関節形成術の実施に用いるためのキットを提供する。このキットは、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘本体を含む釘を含む。この釘本体は、この釘を通る釘開口を画定する第1の内壁を有する。この釘本体は、この釘本体の長さ方向軸も画定している。この釘は、釘開口内に少なくとも部分的に配置され、かつネジ機能部の開口を画定しているネジ機能部をさらに含む。この開口は、その長さ方向軸を画定している。このネジ機能部は、開口の長さ方向軸の複数の位置が複数の異なる平面を画定するように、釘本体の長さ方向軸に対して複数の角度位置に開口の長さ方向軸を方向付けるべく、移動するように構成されている。

【0029】

50

キットはまた、ネジ機能部の開口内に少なくとも部分的に適合するネジ、および固定具も含む。この固定具は、釘本体と協働する釘本体部分、およびネジ機能部と協働するネジ機能部部分を含む。ネジ機能部部分は、釘本体部分に対して複数の位置に配置することができる。固定具はまた、固定具の釘本体部分に対して釘を配置するための釘配置機能部、および固定具のネジ機能部部分に対してネジ機能部を配置するためのネジ機能部配置機能部を含む。

【0030】

本発明の別の実施形態に従って、患者の長骨に外傷外科手術を行うための方法を提供する。この方法は、釘本体およびネジ機能部を含む髓内釘組立体を用意するステップを含む。ネジ機能部は、釘本体に対して複数の向きに配置できる開口中心線を画定している開口を画定している。開口中心線の複数の向きが、複数の異なる平面を画定する。 10

【0031】

この方法は、長骨を露出するために患者に切開部を形成するステップと、患者の長骨のうちの1つの形状に関連した患者固有のデータを得るステップも含む。この方法は、患者固有のデータに基づいて釘本体に対するネジ機能部の適切な角度関係を決定するステップと、釘本体に対してネジ機能部の角度位置を設定するための固定具を用意するステップも含む。この方法はまた、固定具と適切な角度関係で釘本体に対してネジ機能部の角度位置を設定するステップと、患者に釘組立体を植え込むステップを含む。

【0032】

本発明の技術的な利点には、髓内釘の長さ方向軸に対して様々な角度でネジを配置できることが含まれる。様々な角度でネジを配置できるため、例えば大腿骨の、頸部と骨幹との間の角度 (neck shaft angle) における、患者ごとの差異に対処することができ、あるいはネジでつなぐ骨折部に対して適切な角度位置にネジを配置できる。 20

【0033】

例えば、本発明の一態様に従って、長骨の髓管内でネジと共に使用するための髓内釘を提供する。この組立体は、髓管内に配置するための釘を含む。この釘は、この釘を貫通した開口を含む。この釘は、長さ方向軸をさらに画定している。この釘組立体は、開口内にブシュ位置をさらに備え、複数の角度位置でネジを受容するように構成されている。

【0034】

したがって、本発明により、釘に対して様々な角度でネジを配置することができる。したがって、本発明により、釘に対して様々な角度でネジを設けることができる。この様々な角度により、解剖学的構造における差異、および特に頸部の骨折部などの骨折部の位置における差異に対応できる。 30

【0035】

本発明の技術的な利点には、様々な角度のいずれか一つに旋回バレルを固定して、それにより、ネジ、特に大腿骨髓内釘の大腿骨頸部のネジを所定の固定角度にできることがさらに含まれる。

【0036】

例えば、本発明の別の態様に従って、髓管で釘と共に使用するための髓内釘を提供する。この釘は、髓管内に少なくとも部分的に配置され、開口を含む。ブシュが、この開口内に配置される。このブシュは、複数の角度方向でネジを受容するように構成されている。固定装置が、所与の固定角度でブシュを固定可能に配置するために釘に結合されている。したがって、本発明により、所定の選択された角度で旋回球状ブシュを固定することができる。 40

【0037】

本発明の技術的な利点には、髓内釘に対して特定の角度でネジを備えた髓内釘組立体を提供することで、人体の解剖学的構造の差異および骨折位置の差異に対応できることがさらに含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、髓管内でネジと共に使用するための髓内釘を提供する。

【0038】

釘組立体は、髄管内に部分的に配置され、貫通した開口を画定する釘を含む。釘組立体はまた、開口内に配置され、かつ釘の長さ方向軸に対して所定の角度でネジを受容するように構成されたブシュを含む。したがって、本発明は、髄内釘の長さ方向軸に対して特定の角度でネジを設けることで、人体の解剖学的構造および骨折位置における差異に対応できるネジを有する髄内釘を提供する。

【0039】

本発明の技術的な利点には、病院または製造施設における髄内釘の在庫を減らすことができることが含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、開口を画定している釘、およびこの釘内に適合し、かつ複数の位置に配置されるように構成されたブシュを含む髄内釘組立体を提供する。この釘組立体は、この髄内釘組立体が釘に対して複数の角度関係が得られるようにブシュ内に配置できるネジをさらに含む。

10

【0040】

したがって、本発明は、様々な角度位置に配置できるネジを備えた髄内釘を提供する。様々な角度位置に配置できるネジを備えた髄内釘組立体を提供することにより、個々の特定の角度位置またはある範囲の角度位置に対して個々の釘組立体を用意する必要がなくなり、これにより、在庫を減らすことができる。したがって、本発明により、釘組立体の在庫を減らすことができる。

【0041】

本発明の技術的な利点には、大腿骨の頸部に理想的な角度位置で配置できるネジを備えた大腿骨髄内釘を提供することができることが含まれる。例えば、本発明の別の態様に従って、開口を含む釘、およびこの釘に対して回転可能に配置され、かつ釘内にはめ込まれたブシュを含む髄内釘組立体を提供する。この釘組立体は、ブシュの開口内に適合するネジも含む。このネジは、患者の体内の所望の位置に釘を配置するべく、この釘に対して回転可能に配置することができる。したがって、本発明は、ネジを大腿骨頸部の最適な位置に配置できる髄内釘を提供する。

20

【0042】

本発明の技術的な利点には、大転子と小転子との間に理想的な角度で配置できるネジを備えた髄内釘を提供することができることも含まれる。例えば、本発明のさらに別の実施形態に従って、開口を有する釘、およびその開口内に適合可能に、かつ回転可能に配置されるブシュを含む髄内釘組立体を提供する。このブシュは、大転子から小転子に延在するように所与の角度で配置されるネジを受容するための開口を含む。したがって、本発明は、大転子および小転子に対して理想の角度位置で配置できるネジと協働する髄内釘を提供する。

30

【0043】

本発明の技術的な利点には、大腿骨の頸部における骨折と大転子および小転子に関連した骨折に同じ釘で対応できることも含まれる。

【0044】

例えば、本発明のさらに別の態様に従って、開口を有する釘を含む髄内釘組立体を提供する。この釘の開口は、釘内に回転可能に配置できるブシュを受容する。このブシュは、ネジが大腿骨の頸部と整列した第1の位置から、ネジが大転子および小転子に対して配置された第2の位置まで回転可能に配置できるネジを受容する開口を含む。したがって、本発明は、大転子および小転子の両方の骨折と大腿骨頸部の骨折に用いることができる髄内釘組立体を提供する。

40

【0045】

本発明の技術的な利点には、患者の特別な要求に対して予め設定することができる髄内釘を提供することも含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、髄内釘キットを提供する。このキットは、ブシュを受容するための開口を有する釘、およびその開口内に回転可能に適合するブシュを含む。このブシュは、ネジを受容するための開口を含む。釘組立体は、特定の角度関係で釘に対してブシュを固定するための固定機構も含む。

【0046】

50

このキットは、釘に対してブシュの位置を事前に設定すなわち整合させて、固定機構で所定の位置にロックされる釘に対してブシュの整合位置を実現する整合装置も含む。したがって、本発明は、所定の位置に事前に設定することができる髄内釘組立体を提供する。

【0047】

本発明の技術的な利点には、2つの別々の平面の一方に同時に2つの別個のネジを配置できることも含まれる。例えば、本発明の別の態様に従って、長骨の髄管内で用いるための髄内釘を提供する。この組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、その釘を貫通した開口を画定している。この釘は、その長さ方向軸も画定している。この組立体はまた、2つのブシュおよび2つのネジも含む。各ブシュは、開口内に少なくとも部分的に配置され、釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジの1つを受容するように構成されている。複数の角度方向は、複数の異なる平面を画定する。したがって、本発明により、2つの別個のネジを、同時に2つの別々の平面における2つの開口のそれぞれに一つずつ配置できる。

【0048】

本発明の技術的な利点には、骨折部をさらに安定化させるために複数のネジを対向した平面に固定できることも含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、長骨の髄管内に用いるための髄内釘を提供する。釘組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、その釘を貫通した開口を画定している。この釘は、その長さ方向軸も画定している。釘組立体は、ブシュおよびネジも含む。このブシュは、開口内に少なくとも部分的に配置され、かつ釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジを受容するように構成されている。複数の角度方向は、複数の異なる平面を画定する。

【0049】

本発明の技術的な利点には、大腿骨頸部の同じ平面に2つのネジを配置できることも含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、長骨の髄管内で用いるための髄内釘組立体を提供する。この組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、その釘を貫通した開口を画定している。この釘は、その長さ方向軸も画定している。この組立体は、ブシュおよびネジも含む。このブシュは、開口内に少なくとも部分的に配置されるように構成されている。この釘組立体は、ネジの少なくとも一部を受容するための、第2のブシュ開口を画定している第2のブシュも含む。第2のブシュは、第2のブシュ開口内に少なくとも部分的に配置され、かつ釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向で第2のネジを受容するように構成されている。したがって、本発明は、大腿骨頸部の同じ平面に2つのネジを設けることができる。

【0050】

本発明の技術的な利点には、不安定な大腿骨骨折部を治療するために複数の平面にネジを配置できることも含まれる。例えば、本発明のさらに別の態様に従って、長骨の髄管内で用いるための髄内釘組立体を提供する。この組立体は、髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘を含む。この釘は、開口を画定し、長さ方向軸をさらに画定している。この釘組立体は、ブシュおよびネジを含む。このブシュは、開口内に少なくとも部分的に配置され、かつ釘の長さ方向軸に対して複数の角度方向でネジを受容するように構成されている。複数の角度方向は、複数の異なる平面を画定する。したがって、本発明は、不安定な大腿骨骨折部を治療するためにネジを複数の平面に配置できる釘を提供する。

【0051】

本発明の他の技術的な利点は、添付の図面、以下の説明、および特許請求の範囲から当業者には容易に明らかとなろう。

【0052】

各図面において、一致する参照符号は一致する構成要素を表し、同様の参照符号は同様の構成要素を表す傾向がある。

【0053】

〔発明の詳細な説明〕

本発明の実施形態および利点は、同様の参照符号が同様の構成要素および一致する構成

10

20

30

40

50

要素に用いられている添付の図面および以下の説明を参照することにより最もよく理解できるであろう。

【0054】

本発明に基づいて、ここで図1を参照すると、長骨4の髓管2内で用いるための髓内釘組立体10が示されている。長骨4は、例えば、大腿骨、脛骨、または上腕骨などの体の任意の長骨とすることができる。

【0055】

本発明に基づいて、図1を参照すると、長骨4の髓管2内でネジ12と共に使用するための、髓内釘組立体10が示されている。髓内釘組立体10は、釘14を含む。釘14は、髓管2内に少なくとも部分的に配置できるように構成されている。釘14は、その釘14を貫通した開口16を画定している。釘14は、その長さ方向軸18を画定している。

10

【0056】

髓内釘組立体10は、ブシュ20も含む。このブシュ20は、釘14の開口16内に少なくとも部分的に配置されている。ブシュ20は、釘14の長さ方向軸18に対して複数の角度位置でネジ12を受容するように構成されている。

【0057】

ブシュ20は、様々な方式または実施態様において複数の角度方向でネジ12を受容するように構成することができる。例えば、釘組立体10は、ブシュ20を釘14の開口16内で移動可能に配置できるように構成することができる。

【0058】

20

ブシュ20は、任意の様々な適当な構成で釘14内に回転可能に配置することができる。例えば、ブシュ20は、その外面22の周りを回転することができる。ブシュ20は、任意の形状を有することができる、例えば球形にすることができる。例えば、ブシュ20の回転中心線26は、第1の位置にとどまることができる。ブシュ20の中心線26の固定位置は、釘14に形成された凹状クレードル19によって得ることができる。ブシュ20は、ネジ12のシャンク34を受容するための横ブシュ開口(transverse bushing opening)32も含む。横ブシュ開口32は、ブシュ20が球形の場合、任意の向きにすることができる。

【0059】

横開口32は、釘14の長さ方向軸18と角度 α をなす横開口中心線36を画定している。この角度 α は、ブシュ20を矢印38の方向に回転させて、最適な角度 α が得られるように変更すなわち調節することができる。ブシュ20と釘14との間の隙間は、一旦決定された角度 α を維持するために最小限にすることができる。

30

【0060】

ここで図1Aを参照されたい。大腿骨4内に取り付けられた釘組立体10の平面図が示されている。釘組立体10は、ブシュ20が回転可能に取り付けられている釘14を含む。ネジ12が、ブシュ20の横ブシュ開口32内にスライド可能に適合する。ネジ12は、ネジ中心線36を画定している。ブシュ20の形状が球形であるため、ネジ中心線36は、この中心線36から各方向に角度 θ で矢印24の方向に回転することができる。

【0061】

40

釘14は、長骨4の髓管2内に適合できるように任意の適当な形状を有することができる。例えば、釘14は、円柱または円形などの形状にすることができる外面40を有することができる。釘14の外面40は、均一にしてもよいし、図1に示されているように、大腿骨4の顆部分6の近傍で大きな直径を有してもよい。外面40は、釘の近位部分42で大きな直径を有し、釘14の遠位部分44で小さな直径を有することができる。釘14は、中実の断面を有してもよいし、図1に示されているように、カニユーレ状、すなわち釘14の中心線18に沿って延びる長さ方向の孔46を備えてもよい。釘14は、直線または線形にしてもよいし、長骨4の髓管2に一致するように湾曲または曲線状にしてもよい。

【0062】

50

例えば、図 2 に、釘 1 4 の外面 4 0 の形状が詳細に示されている。図 2 に示されているように、釘 1 4 は、概ね円形の断面を有する。釘 1 4 は、直径 D P によって画定されている近位部分 4 2 と、近位部分 4 2 から延び、直径 D D の円形の断面積を有する遠位部分 4 4 を含む。

【0063】

ここで図 3 および図 4 を参照されたい。釘 1 4 内に配置されて釘組立体 1 0 を形成しているブシュ 2 0 が詳細に示されている。図 3 および図 4 に示されているように、ブシュ 2 0 は、釘 1 4 に形成された開口 1 6 内に適合している。開口 1 6 は、ネジ 1 2 (図 1 を参照) が釘 1 4 の長さ方向軸 1 8 に対して複数の角度位置に配置されるようにブシュ 2 0 を受容するべく十分な大きさを有するのが好ましい。

10

【0064】

例えば、図 3 に示されているように、開口 1 6 は、概ね一定の断面を有し、対向した平面の端部 4 8 によって画定されている。開口 1 6 は、図 3 に示されているように、平面端部 4 8 から延びた対向した半円端部 5 0 によっても画定されている。

【0065】

ここで図 4 を参照されたい。開口 1 6 の形状により、ネジ 1 2 が、弓状の方向にブシュ 2 0 の中心線 2 6 を中心に、例えば、水平中心線 5 2 から近位方向に中心線 3 6 までの角度 α 、および水平中心線 5 6 から遠位方向にネジ 1 2 の中心線 3 6 までの角度 β ほど回転することができる。

【0066】

ここで図 4 A を参照されたい。釘組立体 1 0 は、内／外平面 (medial/lateral plane) に示されている。釘組立体 1 0 は、球形ブシュ 2 0 が旋回可能に取り付けられた釘 1 4 を含む。ブシュ 2 0 は、ネジ 1 2 がスライド可能に適合する貫通開口 3 2 を含む。ブシュ 2 0 は、ネジ 1 2 が、その中心線 3 6 から 3 3 A の方向に移動できるように、図 4 A に示されているように、釘 1 4 に形成された開口 1 6 内に適合している。開口 1 6 は、ネジ 1 2 のシャンクの直径 D S よりも広い幅 A W を有するため、ネジ 1 2 が矢印 3 3 A の方向に回転して、図 4 A に示されているように中央内／外側の方向 (medial/lateral directions) に移動することができる。

20

【0067】

ここで図 5 を参照されたい。開口 1 6 が詳細に示されている。開口 1 6 は、例えば、対向した一方の平面端部 4 8 から他方の平面端部 4 8 まで延びる幅 A W によって画定することができる。開口 1 6 は、対向した半円端部 5 0 を画定している一対の対向した半径 R によっても画定することができる。半径 R は、基点 5 4 から延びている。2 つの基点 5 4 は、距離 L だけ離間している。

30

【0068】

ここで図 5 A を参照されたい。釘組立体 1 0 の平面図が示されている。釘組立体 1 0 は、第 1 の部分 2 8 で、中実で示されているネジ 1 2 が通る開口 1 6 を画定している。ネジ 1 2 は、第 1 の位置 2 8 から、例えば、第 2 の位置 3 7 および第 3 の位置 3 9 まで矢印 3 3 A の方向に回転することができる。上記したように、ネジ 1 2 は、開口 1 6 の幅がネジ 1 2 の直径 D S よりも大きいため、第 1 の位置 2 8 から両方向に角度 θ だけ、矢印 3 3 A の方向に回転することができる。

40

【0069】

ここで図 5 B を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が釘組立体 1 0 A として示されている。釘組立体 1 0 A は、図 1 ~ 図 5 の釘組立体 1 0 に類似しているが、この釘組立体 1 0 A は、開口 1 6 A に近接して配置された面取り部すなわち平坦部 3 0 A を有する釘 1 4 A を含む。平坦部 3 0 A は、矢印 2 6 A の方向へのさらなる移動を可能にするのに役立つため、ネジ 1 2 A が、釘 1 4 A の中心線 1 8 A に対してより大きな角度で回転する、すなわち弧を描くことができる。

【0070】

ここで図 6 および図 7 を参照されたい。ブシュ 2 0 が釘に取り付けられていない釘組立

50

体 10 の釘 14 の近位部分 42 が示されている。釘 14 は、ブシュ 20、およびブシュ 20 の外面 22 を支持するためのクレードル 19 を受容するための開口 16 を含む。釘 14 は、中実にしてもよいし、図 6 および図 7 に示されているようにカニューレ状にしてもよい。釘 14 は、その長さ方向中心線 18 に沿って延びる長さ方向の孔 46 を含む。

【0071】

本発明の複数位置釘組立体は、釘組立体が、例えば大腿骨の頸部を支持できるように、釘に対してブシュの角度位置を選択的に固定して連結するための手段を含むのが好ましい。

【0072】

ブシュ 20 は、任意の適当な方式で釘 140 に対して選択的に固定して連結されることができる。単純にするために、ブシュ 20 の外面 22 は、ブシュ 20 のクレードル 19 に対して選択的に固定的にまたは回転可能に接触または係合し、ブシュ 20 を釘 14 に固定して連結させることができる。

【0073】

例えば、図 8 に示されているように、固定プラグなどの形態の固定手段 54 を用いて、ブシュ 20 を釘 14 に対して選択的に固定して配置することができる。固定プラグ 54 は、例えばブシュ 20 の外面 22 に選択的に接触させることができる。固定プラグ 54 は、任意の手段によって選択的にブシュ 20 に係合することができる。例えば、図 8 に示されているように、固定プラグ 54 は、釘 14 の近位部分 42 の近位端部に形成されたカウンタボア 60 に形成された雌ネジ 58 に螺合する雄ネジ 56 を含むことができる。固定プラグ 54 は、ブシュ 20 の外面 22 に選択的に接触するステム 62 を含む。

【0074】

例えば、図 8 に示されているように、ブシュ開口 32 の中心線 36 は、適切な角度位置にくるように矢印 38 の方向に回転させることができる。ブシュ開口 32 が適切に方向づけられたら、釘 14 に対するブシュ開口 32 の角度方向を固定するために、固定プラグ 54 を回転させて、ステム 62 を矢印 64 の方向に前進させ、ステム 62 がブシュ 20 の外面 22 を固定することができる。

【0075】

ここで図 9 を参照されたい。固定プラグ 54 が詳細に示されている。固定プラグ 54 は、釘 14 の雌ネジ 58（図 7 を参照）と協働する雄ネジ 56 を含む。固定プラグ 54 は、ブシュ 20（図 8 を参照）に接触するステム 62 も含む。固定プラグ 54 は、一般的なネジ回し（不図示）と協働する六角孔（hexagonal drive）66 を含むこともできる。固定プラグ 54 は、長さ方向の中心孔 68 を含むことができる。

【0076】

ここで図 10 を参照されたい。釘組立体 10 の釘 14 の近位部分 42 が詳細に示されている。近位部分 42 は、釘 14 の長さ方向中心線 18 に沿って延びる長さ方向の孔 46 を画定することができる。釘 14 は、概ね円柱の釘外面 40、および釘 14 の第 1 の端部 29 から延びたカウンタボア 60 を含むことができる。カウンタボア 60 は、その外径上に形成された雌ネジ 58 を含むことができる。雌ネジ 58 は、プラグ 54 を受容するように構成されている。

【0077】

ここで図 11 を参照されたい。ブシュ 20 が詳細に示されている。ブシュ 20 は、直径 DB によって画定されている。ブシュ 20 は、中心開口 32 を含むことができる。

【0078】

ここで図 12 を参照されたい。ブシュ 20 は、概ね球形の形状および円形の断面を有することができる。直径 DB によって画定することができる。ブシュ 20 の中心開口 32 は、直径 DO によって画定することができる。

【0079】

図 1～図 3 の釘組立体 10 は、人体に適合性の任意の適当な耐久材料から形成することができる。例えば、釘組立体 10 は、例えば、金属、プラスチック、または複合材料から

10

20

30

40

50

形成できる釘 14、プシュ 20、および固定プラグ 54などの構成要素を含むことができる。金属から形成される場合、釘組立体 10の構成要素は、例えば、コバルトクロム合金、ステンレス鋼合金、またはチタン合金から形成することができる。釘組立体 10の構成要素は、単純にするために、かつ金属の相互作用を防止するために、全て同じ材料から形成することができる。

【0080】

ここで図 13を参照されたい。釘組立体 10全体が示されている。本発明の釘および釘組立体は、任意の長骨に用いることができ、身体の長骨で任意の様々な市販タイプの髓内釘に用いることができることを理解されたい。

【0081】

図 13に示されている釘組立体 10は、梨状釘 (piri forma nail) の形態である。図 13の釘組立体 10の梨状釘 14は、大腿骨 4の顆部分 6の梨状部 8を貫通するようにデザインされている。大腿骨 4の梨状部 8は、図 13に示されているように、図 13の前／後図で見ると、大腿骨 4の長さ方向中心線に一致している。したがって、釘組立体 10の釘 14は、前／後図に示されているように、概ね直線の長さ方向中心線 18を有する。

【0082】

釘組立体 10は、近位部分 42および遠位部分 44を含む。近位部分 42は、クレードル 19において釘 14に固定されているプシュ 20を含む。釘 14は、長さ方向に延びる孔またはカニューレ 46を含むことができる。

【0083】

釘 14は、釘組立体 10を大腿骨 4に適切に固定するべく、大腿骨 4の遠位部分 44にネジを取り付けるための別の横開口をさらに含む。釘 14は、1つの遠位開口、または図 13に示されているように複数の遠位開口を含むことができる。例えば、釘 14は、図 13に示されているように、中央から外側の方向に延びることができる第 1の遠位開口 70、および同様に中央から外側の方向に延びることができる第 2の遠位開口 72を含む。

【0084】

図 14に示されているように、大腿骨の自然の曲線または弓型の性質に対応するために、釘組立体 10の釘 14は、図 14の内外図 (medial/lateral view) で見て概ね弓形の形状を有する。釘 14の長さ方向中心線 18は、図 14に示されているように、基点 78から延びる半径 R1によって画定された方向に延びる。半径 R1、および基点 78の位置は、人間の大腿骨の形状に似るように選択される。釘 14の大きさ、および釘 14が対応するようにデザインされた大腿骨の特定の解剖学的縫合線によって、半径 R1の基点 78の位置および R1の寸法を相応に変更できることを理解されたい。

【0085】

ここで図 15を参照されたい。釘 14の遠位部分 44における遠位開口 70および 72が詳細に示されている。第 1の開口 70および第 2の開口 72は、任意の適当な形状を有することができることを理解されたい。開口 70および 72は、釘 14の遠位部分 44の長さ方向軸 18に対して垂直すなわち横向きにすることができる。開口 70および 72がこのように横向きであるため、横ネジ (不図示) を、開口を通して大腿骨の皮質壁内に固定することができる。

【0086】

開口 70および 72は、任意の適当な形状を有することができ、図 15に示されているように、第 1の開口 70に示されているような円柱開口を含むことができ、または第 2の開口 72に示されているような楕円開口を備えることができる。第 2の開口 72などの楕円開口により、釘 14の遠位部分 44が骨すなわちネジに対して軸方向に移動することができる。釘組立体 10の髓管 2内への取付けを容易にするために、釘 14は、その端部 82から延びたテーパ平坦部 80を含むことができる。この平坦部 80は、取付け時に髓管 2の内壁に接触する。

【0087】

本発明の釘組立体 10は、図 14および図 15に示されているように、2つの遠位開口

10

20

30

40

50

を含むことができるが、この釘組立体は、別の遠位ネジを受容するため、または釘 14 の長さ方向軸 18 に対して様々な角度方向で遠位ネジを受容するために別の開口を含むこともできることを理解されたい。

【0088】

例えば、図 16 に、本発明の別の実施形態に従った釘組立体 10A が示されている。この釘組立体 10A は、図 1～図 3 の釘組立体 10 に類似しており、4 つの遠位開口を有する釘 14A を含む。例えば、図 16 に示されているように、釘組立体 10A は、図 15 の釘 14 の第 1 の開口 70 に類似した第 1 の開口 70A、および図 15 の釘 14 の開口 72 に類似したスロットの形態である第 2 の開口 72A を含む。

【0089】

釘 14A は、図 16 に示されているように、第 3 の開口 74A および第 4 の開口 76A も含むことができる。第 3 の開口 74A および第 4 の開口 76A は、図 16 に示されているように、例えば、釘 14A の長さ方向軸 18A に対して横向きすなわち垂直にし、かつ第 1 の開口 70A および第 2 の開口 72A に対して垂直にすることができる。第 3 の開口 74A および第 4 の開口 76A は、図 16 に示されているように概ね円柱状にしてもよいし、図 16 に示されているように長さ方向軸 18A に対して正確に垂直な方向からやや傾斜するようにしてもよい。

【0090】

ここで図 17 を参照されたい。本発明の別の実施形態に従った釘インプラント組立体 84 が示されている。釘インプラント組立体 84 は、釘組立体 10 およびネジ 12 を含む。釘インプラント組立体 84 は、図 17 に示されているように、遠位ネジも含むことができる。例えば、遠位ネジは、第 1 の遠位開口 70 と協働する第 1 の遠位ネジ 86、および第 2 の遠位開口 72 と協働する第 2 の遠位ネジ 88 を含むことができる。第 1 の遠位ネジ 86 および第 2 の遠位ネジ 88 は、例えば、大腿骨すなわち長骨 4 の皮質骨 3 に係合するための皮質ネジの形態にすることができる。

【0091】

ここで図 17A を参照されたい。本発明の別の実施形態に従った釘インプラント組立体 84B が示されている。釘インプラント組立体 84B は、釘組立体 10B およびネジ 12B を含む。釘インプラント組立体 84B は、図 17A に示されているように、釘 14B の遠位部分 44B に固定された遠位ネジブッシュ 20B に形成された遠位ネジ開口 70B を通して遠位ネジ 86B を受容するための遠位ネジブッシュ 20B も含むことができる。例えば、遠位ネジ 86B は、例えば、大腿骨すなわち長骨 4 の皮質骨 3 に係合するための皮質ネジの形態にすることができる。

【0092】

ここで図 18 を参照されたい。遠位ネジ 86 および 88 が詳細に示されている。遠位ネジ 86 は、頭部 90 を含み、この頭部 90 から細かいピッチの皮質ネジ 92 が延びている。ネジ 86 は、頭部 90 の反対側に自動穿孔／自動タッピング部分 94 も含む。第 2 の遠位ネジ 88 は、第 1 の遠位ネジ 86 に類似しており、破線で示されているように長さが変化する。

【0093】

図 18 に破線で示されているように、釘組立体 10 は、大きな近位皮質ネジ 92 も含むことができる。このネジ 92 は、大転子を小転子に取り付けるために用いることができる。

【0094】

ここで図 19 を参照されたい。図 1～図 3 の釘組立体 10 と共に用いるためのネジ 12 が示されている。このネジ 12 は、ネジ山 96 を画定しているシャンク部分を含む。ネジ 12 は、釘 14 のブッシュ 20 の開口 32 内に適合して配置されることができ、かつ釘 14 に固定して適合するように構成することができる任意のネジとすることができる。例えば、図 19 に示されているように、ネジ 12 は、シャンク 34 から延びた頭部すなわちリップ 90 を含むことができる。

10

20

30

40

50

【0095】

リップ90は、ネジ12がブシュ20の開口32を通して移動するのを防止するようにデザインすることができる。リップ90は、ネジ12が開口32から横に移動するのを防止できる任意の適当な大きさおよび形状を有することができる。例えば、リップ90は、開口32の直径ODよりも大きいリップ直径LDを有することができる。

【0096】

ここで図19を参照されたい。ネジ12は、例えば、ネジ12に形成されたスロット21の形態である回転機能部を含むすなわち画定することができる。スロット21は、任意の適当な大きさを有することができる。スロット21は、ネジ12の回転を容易にするために用いることができ、ネジ12の長さ方向中心線23の周りに配置することができる。スロット21は、スロット幅SWおよびスロット深さSDを有することができる。スロット21は、このスロット21によって生じる応力集中(stress risers)を軽減するべく、スロット21に位置する半径範囲(radius)を含むことができる。スロット幅SDおよびスロット長さSLは、ネジ12を長骨4内に植え込むために、ネジ12が、例えばネジ回し(不図示)と協働するのに十分であるようにデザインされている。スロット21の代わりに、内部または外部に六角形または四角形の機能部(不図示)を用いることができる。

10

【0097】

図19に示されているように、ネジ12は、カニューレ状にすることができ、ネジ12の長さ方向中心線23に沿って延びる長さ方向の開口25を含むことができる。長さ方向の孔25は、例えば、ガイドワイヤ(不図示)を受容して、釘組立体10の開口32内の所定の位置にネジ12を案内し、ネジ12を長骨4内に適切に配置するために用いることができる。

20

【0098】

ネジ12は、例えば、ネジ12のスロット21に近接した長さ方向の開口25に形成された小さなカウンタボア(不図示)に形成された、例えば雌ネジの形態の、不図示の取外し機能部を含むこともできる。ネジ12は、その端部から延びる大きなカウンタボア(不図示)をも含むことができ、ネジ12は、小さなカウンタボアおよび長さ方向の開口25と同心にすることができる。

【0099】

図19に示されているように、ネジ12は、そのシャンク34に形成された複数のネジ山96を備えることもできる。ネジ山96は、図19に示されているように、参照して本明細書に組み入れる米国特許出願第60/627,266号に詳細に開示されているような均一でない断面を有することができる。

30

【0100】

再び図19を参照されたい。ネジ12のシャンク34は、ネジが内部に形成された第1の部分27を含む。第1の部分27は、ネジ12の長さ方向軸23に沿ってネジ12の第1の端部29から第2の端部31まで延びることができることを理解されたい。図19に示されているように、シャンク34が第2の部分33を含むことができることも理解されたい。シャンク34の第2の部分33は、平滑な表面を画定することができる。図19に示されているように、シャンク34は、概ね円柱状であって、例えば直径DSによって画定することができる。

40

【0101】

ネジ12は、図19に示されているように、概ね円柱状であって、直径DSおよび全長Lによって画定されている。ネジ12のシャンク34は、ネジ山96を含む第1の部分27および平滑な表面を有する第2の部分33を含む。直径DSの全長Lは、ネジが設けられた長さTLと平滑すなわちネジが設けられていない長さULに分かれている。ネジが設けられた長さTLは、第1の部分27を画定し、平滑な長さULは、第2の部分33を画定している。ネジが設けられた長さTLは、例えば、シャンク34の全長Lの、例えば20%~40%の部分とすることができる。平滑な長さULは、ネジ12の第2の部分33

50

が、髓内釘 14 のブシュ 20 の傾斜開口 32 内に配置され（図 1～図 3 参照）、大腿骨 4 の骨折部をスライド式に圧縮できるように十分な長さであるのが好ましいことを理解されたい。

【0102】

ネジ山 96 は、図 19 に示されているように、ネジ 12 のシャンク 34 の周りを螺旋状に進むことができる。ネジ山 96 は、長さ方向軸 23 に沿って近接するネジ山間の間隔を画定するピッチ P によって画定することができる。ネジ山 96 は、右または左螺旋構造のいずれかで、長さ方向軸 23 の周りを螺旋状に進むことができる。ネジ山 96 は、図 19 に示されているように、単一リード型（single lead type）とすることができるが、別法として、二重リード構造（double lead configuration）または三重リード構造（triple lead configuration）とすることができる。 10

【0103】

ここで図 19A を参照されたい。完全にネジ山が設けられた皮質ネジ 12A が示されている。完全にネジが設けられた皮質ネジ 12A は、図 1～図 5 の釘組立体 10 に類似した釘組立体 10A に用いることができる。ネジ 12A は、図 19A に示されているように、完全にネジが設けられたシャンク 34A を含む。すなわち、ネジ 12A は、頭部 90A からネジ 12A の第 1 の端部 29A までネジ 12A のシャンク 34A の外面の周りに延在するネジ山 96A を含むシャンク 34A を含む。

【0104】

ここで図 20 を参照されたい。ネジ山 96 は、任意の適当な形状すなわちネジ形を有することができる。例えば、図 20 に示されているように、ネジ山 96 は、ボックスとテーパを組み合わせた構造を有することができる。例えば、図 20 に示されているように、ネジ山 96 は、任意の適当な形状または輪郭を有することができる。例えば、図 20 に示されているように、この輪郭は、山の頂（crest）35、および反対側の谷底（root）37 を含むことができる。後面 39 が、ネジ 12 の第 2 の端部 31 に近接した谷底 37 と山の頂 35 との間に位置し、前縁 41 が、ネジ 12 の第 1 の端部 29 に近接した谷底 37 と山の頂 35 との間に位置している。 20

【0105】

図 20 に示されているように、前縁 41 および後縁 39 は、矢印 31 の方向に取り外す力よりも矢印 29 の方向に取り付ける力が小さくなるように構成することができる。このように取付けを容易にし、かつ取外しを困難にすることは、図 20 に示されているように、谷底 37 および山の頂 35 に対して直角をなす、すなわち垂直な構造の後縁 39 を設け、かつ垂直面 43 と谷底 37 との間の傾斜面 45 および垂直面 43 を備えた前縁 41 を設けることで達成することができる。 30

【0106】

ネジ 12 のネジ山 96 は、図 20 に示されているように、垂直面 43 および傾斜部分 45 を含む前縁 41 を含む。傾斜部分 45 により、ネジ 12 を長骨すなわち大腿骨 4 内に取り付ける際に必要な力が軽減される。垂直面 43 と傾斜部分 45 は、これらの間に角度 α を画定することができる。応力を最小限にするべく、山の頂 35、谷底 37、後面 39、および前縁 41 は、これらの間に弓形部分を含むことができる。 40

【0107】

ここで図 20A～図 20F を参照されたい。本発明の釘のネジのネジ山についての代替の輪郭構造が示されている。図 20A を参照すると、弓状の谷底および山の頂を有する輪郭 47A が示されている。例えば、図 20A に示されているように、ネジ 12A の輪郭 47A は、傾斜後面 39A が延びる弓状の山の頂 35A を含む。前縁 41A は、同様に弓状の山の頂 35A から延びている。輪郭 47A は、後面 39A と前面 41A を連結する弓状の谷底 37A も含む。

【0108】

ここで図 20B を参照されたい。本発明のネジのネジ山のさらに別の輪郭が、概ね V 型のネジ山 96B を含む輪郭 47B を有するネジ山 96B を含むネジ 12B として示されて 50

いる。輪郭 47B は、後面 39B および前面 41B を含む。谷底 37B および山の頂 35B は、図 20B に示されているように最小である。

【0109】

ここで図 20C を参照されたい。本発明に従ったネジのネジ山のさらに別の輪郭が示されている。例えば、図 20C に示されているように、ネジ 12C は、ブロック型すなわち矩形の輪郭 47C を有するネジ山 96C を含む。輪郭 47C は、後面 39C および離間して平行な前面 41C を含む。後面 39C および前面 41C は、谷底 37C および山の頂 35C に対して直角をなす、すなわち垂直である。

【0110】

ここで図 20D を参照されたい。本発明に従ったネジのネジ山の輪郭のさらに別の実施形態が示されている。ネジ 12D のネジ山 96D の輪郭 47D は、標準的なネジ山の形状である概ね切頭 V 型の形状を有する。輪郭 47D は、平坦な山の頂 35D、向かい合った傾斜後面 39D および前面 41D を含む。谷底 37D は、後面 39D および前面 41D から延びている。

10

【0111】

ここで図 20E を参照されたい。本発明のネジのネジ山のさらに別の輪郭が輪郭 47E として示されている。ネジ 12E は、輪郭 47E を有するネジ山 96E を含む。輪郭 47E は、山の頂 35E および離間して平行な谷底 37E に対して垂直である、後面 41E を含む。輪郭 47E は、谷底 37E と山の頂 35E との間に所与の角度で配置された後面 39E も含む。

20

【0112】

本発明に従って、図 20F を参照すると、本発明のネジの輪郭のさらに別の形が示されている。図 20F のネジ 12F は、輪郭 47F を画定しているネジ山 96F を含む。輪郭 47F は、離間して平行な山の頂 35F および谷底 37F を含む。輪郭 47F は、谷底 37F および山の頂 35F に垂直な後面 39F を含む。輪郭 47F は、谷底 37F と山の頂 35F との間に所与の角度で配置された表面 41F も含む。

【0113】

ここで図 21 を参照されたい。釘組立体 10 の釘 14 の近位部分 42 が詳細に示されている。釘組立体 10 は、釘組立体 10 内に配置されて釘インプラント組立体 84 を形成しているネジ 12 と共に示されている。図 21 に示されているように、ネジ 12 は、ブシュ 20 に形成されたブシュ開口 32 内にスライド可能に適合するシャンク 34 を含む。

30

【0114】

図 21 に示されているブシュ 20 は、例えば、釘 14 に形成された横開口 32 と協働するクレードル 19 および固定ピン 54 によって、釘 14 に回転可能に固定されている。図 21 に示されているように、ネジ 12 は、ネジ山 96 を含む第 1 の部分 27、および図 21 では平滑な外面を有する第 2 の部分 33 を含む。ブシュ 20 の開口 32 内に適合するネジ 12 のシャンク 34 の部分は、平滑であって、骨折、特に大腿骨頸部の骨折の治療を助けるべくスライド式の圧縮が可能である。

【0115】

しかしながら、ネジ山 96 が、ネジ 12 のシャンク 34 全体に亘って延びてもよく、ネジ山 96 がブシュ 20 の開口 32 内に適合しうることを理解されたい。このような構造は、大腿骨頸部の骨折において、スライド式の圧縮に寄与せず、同程度の治療が実現できない場合がある。

40

【0116】

ブシュ 20 が矢印 38 の方向に回転できるため、ネジ 12 の長さ方向中心線 36 が、同様に矢印 38 の方向に回転することができる。したがって、本発明の釘組立体 10 を用いることにより、ネジ 12 の長さ方向中心線 36 が、実線で示されている第 1 の位置 27 から、破線で示されている第 2 の位置 39 に移動することができる。ブシュ 20 が回転できるため、ネジ 12 の中心線 36 が破線で示されている第 3 の位置 41 に移動することもできる。

50

【0117】

ネジ12の中心線36は、実線で示されている第1の位置27と破線で示されている第3の位置41との間の任意の位置に配置できることを理解されたい。回転可能なブシュ20を有する釘組立体10を提供することにより、釘14の長さ方向中心線18に対するネジの様々な角度方向が可能となる。

【0118】

ブシュ20が適切な位置に回転し、ネジ12の長さ方向中心線36が所望の向きにきたら、固定プラグ54を回転させて、固定プレート54を矢印64の方向に前進させ、固定プレート54のステム部分62をブシュ20の外面22に係合させることができる。したがって、ステム部分62が、ブシュ20を固定角度方向に固定する。

10

【0119】

図21に示されているように、ネジ12が、実線で示されている第1の位置37にある場合、ネジ12の頭部90が、大腿骨4の皮質骨3に支持され、ネジ12のシャンク34の第2の部分33が、ブシュ20の開口32を貫通している。ネジ12の第1の部分27に形成されたネジ山96が、大腿骨4の頸部5の海綿骨質に係合し、大腿骨4の骨頭7に向かって延びている。

【0120】

ここで図21Aを参照されたい。釘組立体10が斜視図で示されている。釘組立体10は、細い遠位部分44および拡大近位部分42を有する釘14を含む。釘14は、ブシュ20が旋回可能に固定される孔すなわち開口16を画定している。ブシュ20は、ネジ12をスライド可能に受容するための貫通開口32を含む。図21Aに示されているように、ネジ12は、例えば、実線で示されている第1の位置37に配置することができる。ネジ12はまた、破線で示されている第2の位置39でも示されている。ネジ12は、破線で示されている第3の位置41でもさらに示されている。ネジ12の向きは、3つ全ての平面で変更できることを理解されたい。

20

【0121】

ここで図21Bを参照されたい。釘14の上方から見たネジ12が示されている。釘組立体10は、実線で示されている第1の位置37に配置できるネジ12を含む。ネジ12は、破線で示されている第2の位置39に配置することもできる。ネジ12は、例えば、破線で示されている第3の位置41に配置することもできる。

30

【0122】

ここで図22を参照されたい。釘組立体10が、釘インプラント組立体84を構成しているネジ12と共に示されている。釘インプラント組立体84は、小転子骨折部に対して大転子を固定するために用いられるように構成されている。釘インプラント組立体84は、ブシュ20と共に釘組立体10を構成する釘14を含む。

【0123】

ブシュ20は、ブシュ中心線36が大転子9から小転子11に延びるように向いている。釘組立体10のブシュ20を、ブシュ20の横中心線36が大転子9から小転子11まで一列になるように位置に回転させ、固定プラグ54を用いて、ブシュ20を釘14に固定する。

40

【0124】

ネジ12の頭部90は、大転子9で皮質骨3に支持されている。ネジ12のシャンク34は、ブシュ20内を通り、ネジ12のネジ山96は、大腿骨4内に延び、図22Aに示されているように、大腿骨4の小転子11に近接した皮質骨3内に延びることができる。

【0125】

ここで図23を参照されたい。骨折部13が大腿骨4の頸部5に延在する大腿骨4が示されている。骨折部13は、頸部5を横断するように延在している。図23に示されているように、釘組立体10のブシュ20は、ネジ12が釘組立体10のブシュ20内に配置された時に、このネジ12が骨折部13に交差して、ネジ12が骨頭7を大腿骨4の残りの部分に固定する働きをするように、ブシュ20の横開口32の中心線36が配置される

50

よう、矢印 6 4 の方向に回転することができる。図 2 3 に示されているように、ブシュ 2 0 の開口 3 2 の長さ方向軸 3 6 は、骨頭 7 を大腿骨 4 に適切に固定するように整合している。固定プラグ 5 4 を用いて、ブシュ 2 0 を釘 1 4 に固定することができる。

【0126】

ここで図 2 4 を参照されたい。本発明の釘インプラント組立体 8 4 が、図示されているように、長さ方向の骨折部 1 5 が大腿骨 4 の本体から頸部 5 を経て骨頭 7 内に至っている大腿骨 4 に用いられている。釘組立体 1 0 が、骨頭 7 を大腿骨 4 に適切に固定するべく、ネジ 1 2 が骨折部 1 5 を横断するように延びるよう方向付けされていることを理解されたい。

【0127】

図 2 4 に示されているようにネジ 1 2 は、適切な角度で骨折部 1 5 に交差して、骨頭 7 を大腿骨 4 に適切に固定することができるように、頸部 5 および骨頭 7 の物理的中心線とは異なる方向に向けることができる。ブシュ 2 0 は、その横軸 3 6 が適切な向きにある状態で方向付けられたら、固定プラグ 5 4 をブシュ 2 0 に固定して固定プラグ 5 4 を釘 1 4 に固定する。

【0128】

ここで図 2 5 を参照されたい。大腿骨 4 の遠位顆部分 1 7 から大腿骨 4 の髓管 2 内に挿入された本発明の釘インプラント組立体 8 4 が示されている。釘インプラント組立体 8 4 は、釘組立体 1 0 を形成する釘 1 4 およびブシュ 2 0 を含む。釘組立体 1 0 は、大腿骨 4 の遠位顆部分 1 7 を通って髓管 2 内に挿入されている。ネジ 1 2 は、大腿骨 4 の遠位顆部分 1 7 の皮質骨 3 を通して挿入され、ブシュ 2 0 のブシュ開口 3 2 を経て大腿骨 4 内に至っている。大腿骨 4 の遠位顆部分 1 7 内に植え込まれたこのような釘インプラント組立体 8 4 は、逆方向釘と呼ばれる場合が多い。

【0129】

図 1 の釘インプラント組立体 8 4 は、手術中に (interoperatively) 固定された頸部角度 α を有することができるが、この頸部角度 α は、例えば、釘組立体 1 0 を患者に植え込む前に手術室の台で予め設定することができることを理解されたい。

【0130】

例えば、図 2 6 に、大腿骨 4 の前後図の X 線写真 4 5 が示されている。X 線写真 4 5 に示されているように、大腿骨 4 の頸部 5 および骨頭 7 が、頸部角度 α として定義された角度を大腿骨 4 となしている。頸部角度 α は、X 線写真 4 5 から決定することができる。

【0131】

ここで図 2 7 を参照されたい。ブシュ 2 0 を釘 1 4 内に位置決めするための装置 4 7 が示されている。装置 4 7 は、釘組立体 1 0 と共に釘キット 4 9 を形成する。

【0132】

装置 4 7 は、例えば、図 1 ~ 図 4 の釘組立体 1 0 などの髓内釘と共に使用するための固定具の形態にすることができる。釘組立体 1 0 は、例えば、図 1 ~ 図 4 に示されている釘 1 4 などの釘本体を含む。釘組立体 1 0 は、釘 1 4 に対して方向付けることができる図 1 のネジ 1 2 などのネジを受容するためのブシュ 2 0 などのネジ機能部も含む。固定具 4 7 は、釘 1 4 に対してブシュ 2 0 を方向付けるように構成されている。

【0133】

固定具 4 7 は、釘 1 4 と協働するための第 1 の部分 5 1 を含む。固定具 4 7 は、第 2 の部分 5 3 も含む。第 2 の部分 5 3 は、釘 1 4 に対するブシュ 2 0 の複数の位置の 1 つに一致することができる。固定具 4 7 は、ブシュ 2 0 に形成された開口 3 2 内にスライド可能に適合する固定ピンの形態である、例えば図 2 7 に示されているような機能部 5 5 と協働するネジ機能部も含む。固定ピンは、例えば、ネジ 1 2 の形態としてもよいし、別の構成要素としてもよい。ネジ機能部と協働する機能部 5 5 は、ブシュ 2 0 と協働して第 2 の部分 5 3 と共に用いられる。

【0134】

第 2 の部分 5 3 は、図 2 7 に示されているように、第 1 の部分 5 1 に対して固定して配

10

20

30

40

50

置することができる。例えば、図 27 に示されているように、第 2 の部分 53 は、第 1 の部分 51 と一体にすることができる。別法では、第 2 の部分 53 は、第 1 の部分に対して選択可能に配置可能とすることができる。例えば、第 2 の部分 53 は、第 1 の部分 51 に対して旋回可能に配置することができる。この旋回位置は、プシュ 20 の中心に一致させることができる。

【0135】

釘 14 は、釘 14 を第 1 の部分 51 に寄りかからせる単純な重力で第 1 の部分 51 に配置することができる。例えば、図 27 に示されているように、第 1 の部分 51 は、釘 14 の外面を支持する V 型をなす一对の平面の形態である。第 1 の部分 51 を形成する平面は、重力により釘 14 が第 1 の部分 51 に保持されるように配置されている。釘 14 は、この釘 14 を第 1 の部分 51 に対して配置して保持できるコレット、クランプ、付勢部材、または任意の他の装置によって固定することができることを理解されたい。

10

【0136】

固定具 47 は、その第 1 の部分 51 に釘 14 を固定するための手段も含むことができる。この固定手段は、例えば、固定具 47 の第 1 の部分 51 に取り付けることができるクランプ 57 の形態にすることができる。

【0137】

ネジ機能部と協働する機能部 55 は、プシュ 20 と協働してプシュ 20 の向きを表示できる任意の機能部とすることができる。ネジ機能部と協働する機能部 55 は、プシュ 20 に形成された開口 32 にスライド可能に適合することができる。ネジ機能部と協働する機能部 55 は、実際は、単純に、患者に植え込まれるネジ 12 とすることができる。単純にするため、および植え込まれるネジ 12 の汚染を防止するために、ネジ機能部と協働する機能部 55 は、例えば、第 2 の部分 53 と協働する円柱ピンなどの別個の構成要素とすることができる。ネジ機能部と協働する機能部 55 は、第 2 の部分 53 と協働するチップすなわちポインタ 59 を含むことができることを理解されたい。

20

【0138】

固定具 47 は、ネジ機能部と協働する機能部 55 を固定具 47 の第 2 の部分 53 に固定するための手段も含むことができる。例えば、ネジ機能部と協働する機能部 55 は、第 2 の部分 53 に取り付けられて第 2 の部分 53 にピン 55 を固定するクランプ 61 の形態である、ピン 55 を固定するための手段を備えたピンとすることができる。

30

【0139】

固定具 47 は、釘 14 に対するネジ機能部 20 の位置を測定するための計器 63 も含むことができる。例えば、計器 63 は、固定具 47 の第 2 の部分に設けられた分度器 63 すなわち一連の刻み線の形態にすることができる。分度器 63 は、概ね平面であって、ピン 55 のポインタ 59 をオーバーレイすることができる。

【0140】

固定具 47 は、釘 14 に対する横開口 32 の角度関係を事前設定するための事前設定機能部 65 も含むことができる。例えば、事前設定機能部 65 は、ピン 55 と協働して横開口 32 の角度関係を特定の角度関係 α に事前設定するばね付勢戻り止めの形態にすることができる。

40

【0141】

固定具 47 は、第 1 の部分 51 および／またはネジ機能部と協働する機能部 55 が、直径、長さ、および形状が異なる複数の髄内釘に対応するように構成されるよう構成できることを理解されたい。例えば、図 27 に示されているように、第 1 の部分 51 は、V 型を形成する一对の平面の形態にして、その結果、釘 14 が相反する方向に延在できるようにし、様々な長さの釘 14 を固定具 47 と共に使用可能にすることができる。さらに、V 型を形成する平面を備えた第 1 の部分 51 を用いることにより、様々な直径の釘 14 が可能となる。

【0142】

ここで図 27 A を参照されたい。釘キット 49 の装置 47 の第 2 の分度器 63 A が示し

50

ている。第2の分度器63Aは、図27の第1の分度器63にやや類似している。第2の分度器63Aを用いて、装置47の第1の部分51のウェッジすなわちV型部分内の釘14を回転可能に方向付けることができる。第2の分度器63Aは、第2の協働機能部55Aから延びることができるポインタ59Aと協働する表示(indicia)67Aを含む。第2の協働機能部55Aは、釘14に形成された角度方向機能部99と協働する。角度方向機能部99は、線形に整合している一組のノッチの形態にすることができる。

【0143】

釘14が矢印38Aの方向に回転して、ポインタ59Aに、分度器63Aの表示67Aの異なる部分を通過させることができる。

【0144】

ポインタ59Aは、例えば、中心線36Aから両方向に所与の距離すなわち θ の距離を移動することができる。

【0145】

ここで図28を参照されたい。分度器63の上に位置しているポインタ59が示されている。分度器63は、目盛69の形態にできる表示67および対応する数字または文字71を含むことができる。数字および/または文字71は、釘14に対するブシュ開口32の特定の角度すなわち特定の所望の角度位置 α に一致することができる。

【0146】

対応する機能部すなわちピン55は、図28に示されているように、ポインタ59が分度器63の表示67に示されている適切な位置に整合するまで回転すなわち一直線にすることができる。ポインタ59が、分度器63の適切な表示67の上にきたら、釘組立体10が、体内に移植するのに適切に方向付けられるように、固定ピン54を回転させて固定ピン54をブシュ20に固定する。次に、ピン55をブシュ開口32から取り外し、釘組立体10は、植え込む準備ができる。

【0147】

ここで図28Aを参照されたい。釘キット49の装置47が、分度器63Aと共に詳細に示されている。分度器63Aは、ポインタ59Aが延びている協働機能部55Aを含む。ポインタ59Aは、分度器63Aに形成された表示67Aに整合している。文字または数字の形態の符号71Aを、ポインタ59Aの位置を容易に表すことができるように表示67Aに関連させることができる。

【0148】

ここで図29を参照されたい。本発明の別の実施形態が釘組立体110として示されている。釘組立体110は、転子釘組立体の形態である。釘組立体110は、図1～図4の釘組立体10に類似しているが、この釘組立体110の転子釘114が、その遠位部分144に整合していない、または傾斜した近位部分142を含むという点で、転子釘114は、図1～図4の釘組立体10の釘14とは異なっている。

【0149】

近位部分142は、遠位部分144の中心線118と角度 θ をなす近位部分中心線173を画定している。この角度 θ は、転子釘組立体110を、大腿骨4の大転子9を介して挿入しやすいように選択される。

【0150】

図29に示されているように、転子釘組立体110は、転子釘114を含む。この転子釘114は、その近位部分142に開口116を画定している。開口116は、ネジ112を受容するための横開口132を画定するブシュ120を受容する。ブシュ120は、例えば、クレードル119と固定ピン116との間に収容されるなどして釘114に回転可能に固定されている。釘114は、長さ方向中心線118と整合した長さ方向の孔146を画定している。釘114は、図29に示されているように、第1の遠位開口170および第2の遠位開口172を含むことができる。

【0151】

ここで図30を参照されたい。釘114の遠位部分144は、直線すなわち線形にして

10

20

30

40

50

もよいし、図30に示されているように、大腿骨の髓管の弧すなわち曲線に一致するように弧状すなわち曲線状にしてもよい。図30に示されているように、釘114の遠位部分144は、曲線状であるか、または基点178から延びる半径R2によって画定された弧を形成している。

【0152】

本発明の釘は、股関節頸部の骨折に用いる髓内釘に利用できるが、本発明の釘は、長骨の骨折においてほかの場所で用いることができることを理解されたい。

【0153】

例えば、図31および図32に示されているように、本発明の釘は、図31および図32に示されている逆方向大腿骨釘インプラント組立体284に用いることができる。

10

【0154】

ここで図31を参照されたい。釘インプラント組立体284は、ネジ212を複数の角度位置に配置できる釘組立体210を含む。釘インプラント組立体284は、図31に示されているように、釘組立体210の釘214に形成された第1の近位開口270内にスライド可能に適合する第1の近位ネジ286も含む。釘インプラント組立体284は、釘214に形成された第2の近位開口272内にスライド可能に適合する第2の近位ネジ288も含む。

【0155】

図31に示されているように、釘インプラント組立体284は、釘214にスライド可能に適合する第2の遠位ネジ275も含むことができる。釘インプラント組立体284は、ブシュ220が適合する遠位開口216を含む釘214を含む。ブシュ220は、ネジ212がスライド可能に適合する開口232を含む。ブシュ220の開口232は、必要に応じて、釘214の軸218に対して調節できる軸236を含む。

20

【0156】

ここで図32を参照されたい。ブシュ220は、例えば、釘214に螺合する固定プラグ254によって選択可能に固定することができる。ブシュ220は、例えば、釘214に形成されたクレードル219と固定プラグ254との間で回転することができる。

【0157】

本発明の釘は、大腿骨に使用するのに特に適しているが、本発明の釘は、例えば脛骨などの他の長骨にも用いることができることを理解されたい。

30

【0158】

例えば、図33および図34に示されているように、本発明の釘は、釘組立体310の形態にすることができる。図33および図34に示されている釘組立体310は、脛骨に用いる釘の形態にすることができる。このようなある釘は、図33および図34に示されているように、釘融合(nail fusion)に用いることができる。釘組立体310は、図33に示されているように、体の踵骨79内に挿入し、さらに脛骨77の髓管94を通して挿入することができる。

【0159】

釘組立体310は、釘314を含むことができる。釘314は、ブシュ320が適合する横開口316を含む。ブシュ320は、例えば、釘314に形成されたクレードル319と固定プラグ354との間に拘束されるなどして釘314に回転可能に適合する。釘組立体310は、近位部分342、および開口316が設けられている遠位部分344を含む。遠位部分344は、ブシュ320に形成された開口332が適切に配置されると、ブシュ320を適所に選択的に固定する固定プラグ354も含むことができる。釘314は、その中心線318に沿って延びる長さ方向の孔346も含むことができる。

40

【0160】

本発明の釘は、足から挿入する脛骨釘に用いることができるが、本発明の釘は、図35に示されているように、例えば、脛骨77の近位部分を通して挿入される釘組立体410の形態にできることを理解されたい。

【0161】

50

釘組立体 410 は、ブシュ 420 が適合する横ブシュ開口 432 を画定する釘 414 を含む。ブシュ 420 は、釘 414 に形成されたクレードル 419 と固定ピン 454 との間に拘束されて、ブシュ 420 に回転可能に適合しうる。ブシュ 420 は、釘組立体 410 を形成するためにネジ 412 を受容するためのブシュ開口 432 を含むことができる。釘 414 は、ブシュ 420 が配置される近位部分 442、および遠位開口 470 および 472 を備えることができる遠位部分 444 も含むことができる。釘 414 は、カニユーレ状にする、すなわち釘 414 の中心線 418 に沿って形成された長さ方向の孔 446 を含むことができる。

【0162】

ここで図 36 を参照されたい。本発明の釘組立体は、足の長骨以外の他の骨にも用いることができることを理解されたい。例えば、本発明の釘は、例えば、上腕骨 79 に用いることができる。

【0163】

図 36 に示されている釘組立体 510 は、長骨 79 の髄管 181 に近位側に挿入される釘 514 を含むことができる。釘 514 は、例えば、釘 514 に形成されたクレードル 519 と釘 514 に固定された固定プラグ 554 との間に拘束されることによってブシュ 520 が回転可能に適合する開口 516 を含むことができる。釘 514 およびブシュ 520 が固定プラグ 554 と一体になって、釘組立体 510 を構成する。

【0164】

釘 514 は、図 36 に示されているように、長さ方向中心線 518 を画定している遠位部分 544 を含むことができる。釘 514 は、遠位部分 544 から延びる近位部分 542 も含むことができる。近位部分 542 は、開口 516 を含む。

【0165】

ブシュ 520 は、ネジ 512 がスライド可能に通り抜けるブシュネジ開口 532 を含む。ネジ 512 と釘組立体 510 が一体になって、釘インプラント組立体 584 を構成する。釘 514 は、その長さ方向中心線 518 と同心に延びる長さ方向の孔 546 を含むことができる。

【0166】

ここで図 37 を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が釘組立体 610 として示されている。釘組立体 610 は、釘 614 を含む。釘 614 は、プラグ 756 を受容するためのポケット 661 を画定している近位部分 642 を含む。釘 614 は、ブシュ 620 を部分的に受容するためのクレードル 619 を画定している。クレードル 619 は、凹状であって、図 37 に示されているように、概ね半球形である。プラグ 756 は、同様に概ね半球形であってブシュ 620 の外面 622 と結合する凹面 635 を含む。プラグ 756 は、任意の適当な方法で釘 614 に固定される。例えば、図 37 に示されているように、プラグ 756 は、ネジ 664 を受容する横開口 666 を含む。ネジ 664 は、釘 610 に形成された、ネジが設けられたポケット 668 に螺合する。

【0167】

ここで図 38 を参照されたい。釘組立体 610 が、釘 614 およびプラグ 756 と共に示されている。図 38 に示されているように、釘組立体 610 は、プラグ 756 によって収容されたブシュ 620 に形成された開口 632 内にスライド可能に適合するネジ 612 も含むことができる。

【0168】

ここで図 39 を参照されたい。プラグ 756 が詳細に示されている。プラグ 756 は、ネジ 664 を受容するための横開口 666、およびブシュ 620 を受容するための凹面 635 を含む。

【0169】

ここで図 40 を参照されたい。ネジ 664 が詳細に示されている。ネジ 664 は、頭部 690、およびネジが設けられたシャンク 634 を含むことができる。

【0170】

図 1 ～図 40 に示されている本発明は、髓内釘内で回転するブシュを提供するが、本発明は、平行移動および回転するブシュを備えた釘の形態にもすることができることを理解されたい。ブシュ 720 は、釘 714 の平坦部または凹部（不図示）と協働してブシュ 720 の回転を防止する平坦部または突出部（不図示）を有することができることを理解されたい。このような場合、ブシュは、1つの軸を中心に回転するだけである。

【0171】

例えば、図 41 ～図 44 に示されているように、本発明の別の実施形態が釘組立体 710 として示されている。釘組立体 710 は、ブシュ 720 と協働する釘 714 を含む。ブシュ 720 は、回転し、かつ釘 714 の長さ方向軸 718 に沿って平行移動する。

【0172】

ブシュ 720 は、任意の適当な方式で長さ方向軸 718 に沿って平行移動および回転することができる。例えば、図 42 に示されているように、ブシュ 720 は、釘 714 に形成された円柱の開口 746 に沿って平行移動および回転することができる。ブシュ 720 は、釘 714 に形成された弓状部分 781 と結合する外面 722 を含む。弓状部分 781 は、円柱開口 746 の一部とすることができる。

【0173】

再び図 41 を参照されたい。ブシュ 720 は、任意の適当な方式で釘 714 内に固定可能に配置することができる。例えば、図 43 に示されているように、釘組立体 710 は、ブシュ 720 の一端を配置するために釘 714 に螺合する遠位固定プラグ 756 も含むことができる。遠位固定プラグ 756 と向かい合った、近位固定プラグ 787 は、釘 714 に螺合することができ、ブシュ 720 に接して配置可能で、ブシュ 720 を遠位固定プラグ 756 と近位固定プラグ 787 との間に固定することができる。

【0174】

図 41 に示されているように、ネジを受容するために、開口 732 がブシュ 720 に形成されている。釘組立体 710 が、大腿骨頸部のネジと共に用いる釘として用いられる場合、開口 732 は、ネジが大腿骨の頸部内および骨頭内に進入するように適切な角度に方向付けることができる。ネジが他の方法で用いられる場合、開口 732 は、例えば、長さ方向軸 718 に対して直角をなす、すなわち垂直にすることができる。

【0175】

ここで図 43 を参照されたい。遠位プラグ 756 が詳細に示されている。遠位プラグ 756 は、釘 714 に螺合する雄ネジ 798、およびブシュ 720（図 41 および図 42 を参照）の外面 722 を受容するための凹面 735 を含む。

【0176】

ここで図 44 を参照されたい。近位ブシュプラグ 787 が詳細に示されている。近位ブシュプラグ 787 は、概ね円柱状であり、釘 714 に係合する雄ネジ 797 を含む。ブシュプラグ 787 は、ブシュ 720 の外面 722 と協働するクレードル 719 も含むことができる。

【0177】

本発明は、複数の角度で配置できる 1つのネジを有する釘に用いることができるが、本発明は、様々な角度で配置するために 2つのネジを有する釘にも用いることができることを理解されたい。

【0178】

例えば、本発明に従って、図 45 を参照すると、釘組立体 810 が示されている。釘組立体 810 は、第 1の開口 816 および離間した第 2の釘開口 889 を有する釘 814 を含む。第 1のブシュ 820 が、第 1の釘開口 816 内に回転可能に配置されている。第 1のブシュ開口 832 が、第 1のブシュ 820 に形成され、第 1のネジ（不図示）を受容するように構成されている。第 2の釘開口 889 は、第 2のブシュ 891 を受容するように構成されている。第 2のブシュ 891 は、釘 814 内に回転可能に配置され、第 2のブシュ 891 に形成された第 2のブシュ開口 893 を有する。

【0179】

10

20

30

40

50

第2のブシュ開口893は、第2のネジを受容するように構成されており、第1のブシュ開口832は、第1のネジを受容するように構成されていることを理解されたい。第1のネジおよび第2のネジは、同様の方向に向けることができることを理解されたい。例えば、第1のネジおよび第2のネジの両方を、大腿骨の頸部および骨頭内に配置することができる。第2のネジは、回転防止ネジの形態にして、大腿骨頸部が骨折した場合に、大腿骨の骨頭および／または頸部を骨幹に適切に固定することができる。

【0180】

ここで図46を参照されたい。本発明に従った釘インプラント組立体884が示されている。釘インプラント組立体884は、釘814、第1のブシュ820、および第2のブシュ891を含む釘組立体810を含む。第1のネジ812が、第1のブシュ820内にスライド可能に適合し、第2のネジ895が、第2のブシュ891をスライド可能に通り返ける。第1のネジ812および第2のネジ895は、大腿骨4の頸部5および骨頭7内に延びる。

10

【0181】

ここで図47を参照されたい。図46の釘インプラント組立体884の別の使用が詳細に示されている。釘インプラント組立体884は、釘組立体810、第1のネジ812、および第2のネジ895を含む。釘814は、大腿骨4の髄管内に適合し、第1のネジ812は、釘814の開口816内に適合するブシュ820に形成された開口832をスライド可能に通り返ける。図47に示されているネジ812は、大腿骨4の頸部および骨頭の海綿骨質内に延びることができる。

20

【0182】

図47に示されているように、釘インプラント組立体884は、この場合は皮質ネジ895である、第2のネジを、第1のネジ812から傾斜した平面に提供するために2つの球状ブシュを有し、この第2のネジ895が第1のネジ812の近傍を通過することができ、釘864が、頸部の骨折および大転子から小転子の骨折の両方に対応することができる。

【0183】

釘組立体864は、皮質ネジの形態である図47に示されている第2のネジ895も含む。皮質ネジ895は、大転子9から小転子11に延びている。皮質ネジ895を用いて、その遠位部分が皮質骨3内に延びるようにする。

30

【0184】

皮質ネジ895は、図47に示されているように、大転子9を通して大腿骨4内に延びている。皮質ネジ895は、第2のブシュ891を通して小転子11の皮質壁3内に入り込んでいるため、皮質ネジ895が、大転子9および小転子11の向かい合った皮質に強固に固定される。

【0185】

ここで、本発明に従った図48を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が釘組立体910として示されている。釘組立体910は、図1～図4の釘組立体10に類似しているが、釘の近位部分のネジ開口の特定の角度方向を事前に選択することができる。

【0186】

例えば、図48に示されているように、釘組立体910は、近位部分942を有する釘914を含む。近位部分942は、ブシュ920を受容するための開口916を画定している。ブシュ920は、ネジ（不図示）を受容するためのブシュ920を通る開口932を画定している。ブシュ920は、事前選択機能部または固定機能部を使用して、複数の異なる角度方向に事前に選択することができる。

40

【0187】

例えば、図48に示されているように、ブシュ920は、固定プラグ954に形成された先端部（tip）998と協働する複数の離間した凹部997を含むことができる。固定プレート954は、釘914に形成された雌ネジ958と協働する雄ネジ956を含む。凹部997と先端部998は、互いに協働して、釘914の長さ方向軸918に対する開

50

口 9 3 2 の特定の事前設定固定角度を画定する。

【0188】

ここで図 4 9 を参照されたい。釘組立体 9 1 0 は、釘 9 1 4 およびブシュ 9 2 0 を含む。ブシュ 9 2 0 は、図 4 9 に示されているように、内／外平面および前／後平面に延在する凹部 9 9 7 を含む。これにより、内／外平面および前／後平面の両方における動きに対応した選択位置が可能となる。凹部 9 9 7 は、釘 9 1 4 に形成された先端部 9 9 8 と協働する。ブシュ 9 2 0 は、ネジ 9 1 2 を受容するための中心孔すなわち開口 9 3 2 を含む。釘 9 1 4 は、この釘 9 1 4 を軸方向に貫通した長さ方向開口 9 4 6 を含むことができる。

【0189】

ここで図 5 0、図 5 1、および図 5 2 を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が釘組立体 1 0 1 0 として示されている。釘組立体 1 0 1 0 は、釘 1 0 1 4 およびブシュ 1 0 2 0 を含む。ブシュ 1 0 2 0 は、ネジ 1 0 1 2 を受容するための中心開口 1 0 3 2 を含む。ブシュ 1 0 2 0 は、様々な方式で釘 1 0 1 4 内に受容される。例えば、図 5 0 に示されているように、釘組立体 1 0 1 0 は、釘 1 0 1 4 に螺合する対向したプラグ 1 0 5 6 も含む。例えば、図 5 0 に示されているように、プラグ 1 0 5 6 は、釘 1 0 1 4 に形成された雌ネジ 1 0 8 2 に螺合する雄ネジ 1 0 8 0 を含む。プラグ 1 0 5 6 は、ブシュ 1 0 2 0 の外面 1 0 2 2 と結合する概ね半球形状を有することができるプラグ凹面 1 0 7 0 を含む。

【0190】

ここで図 5 1 を参照されたい。釘インプラント組立体 1 0 8 4 が示されている。釘インプラント組立体 1 0 8 4 は、図 5 0 の釘 1 0 1 0、および釘 1 0 1 4 のブシュ 1 0 2 0 に形成された開口 1 0 3 2 内にスライド可能に適合するネジ 1 0 1 2 を含む。ネジ 1 0 1 2 は、例えば大腿骨 4 などの骨に係合するための頭部 1 0 9 0 を含むことができる。

【0191】

ここで図 5 2 を参照されたい。プラグ 1 0 5 6 が詳細に示されている。プラグ 1 0 5 6 は、プラグ凹面 1 0 7 0 および雄ネジ 1 0 8 0 を含む。

【0192】

ここで図 5 3 および図 5 4 を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が釘組立体 1 1 1 0 として示されている。図 5 3 に示されているように釘組立体 1 1 1 0 は、釘 1 0 1 4 を含む。釘 1 0 1 4 は、ブシュ 1 1 2 0 を受容するための開口 1 1 1 6 を画定している。ブシュ 1 1 2 0 は、任意の適当な手段によって開口 1 1 1 6 内にスナップ式に適合する。

【0193】

例えば、図 5 3 に示されているように、釘 1 1 1 4 は、開口 1 1 1 6 内に延びるリップすなわち突出部 1 1 7 0 を含む。リップ 1 1 7 0 は、開口 1 1 1 6 内にブシュ 1 1 2 0 を挿入する際に曲がる必要がある。

【0194】

ここで図 5 4 を参照されたい。釘インプラント組立体 1 1 8 4 が示されている。釘インプラント組立体 1 1 8 4 は、釘組立体 1 1 1 0 およびネジ 1 1 1 2 を含む。ネジ 1 1 1 2 は、ブシュ 1 1 2 0 に形成された開口 1 1 3 2 内にスライド可能に適合する。

【0195】

ここで図 5 5 を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が、外科手術手順すなわち外科手術方法 1 2 0 0 として示されている。この方法 1 2 0 0 は、髄内釘を用意する第 1 のステップ 1 2 1 0 を含む。この釘は、その釘内を通る開口を画定している。この開口は、中心線を有する。開口の中心線は、複数の異なる平面に調節できる。この方法 1 2 0 0 は、釘を髄管内に少なくとも部分的に配置する第 2 のステップ 1 2 1 2 を含む。

【0196】

方法 1 2 0 0 は、長骨に取り付けるためのネジを用意する第 3 のステップ 1 2 1 4 を含む。このネジは、このネジを釘に固定して取り付けするための第 1 の位置、およびこのネジを釘にスライド可能に取り付けるための第 2 の位置を有する。方法 1 2 0 0 は、釘に対し

て一部を移動させて、釘の長さ方向軸と開口の長さ方向軸との間に所与の角度をなす第4のステップ1216も含む。方法1200は、ネジを釘の開口内に配置する第5のステップ1218も含む。

【0197】

ここで図56を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が、長骨に対して外傷外科手術を行うための方法すなわち外科手術手順1300として示されている。この方法は、長骨に取り付けるためのネジを準備するステップを含む。この方法1300は、長骨に取り付けるためのネジを用意する第1のステップ1310を含む。この方法1300は、髄内釘を用意する第2のステップ1312も含む。この髄内釘は、この釘を貫通した開口を画定している。この開口は、ネジの形状にほぼ一致している。

10

【0198】

釘に対する開口の中心線の向きは、固定可能に変更することができる。この釘は、変更可能な中心線の向きのうち予め選択された1つに固定できる中心線を備える。変更可能な中心線は、複数の一致しない平面を画定する。方法1300は、釘を髄管内に少なくとも部分的に植え込む第3のステップ1314も含む。方法1300は、開口を通して長骨内にネジを取り付ける第4のステップ1316も含む。

【0199】

ここで図57を参照されたい。本発明のさらに別の実施形態が、患者の長骨に外傷外科手術を行うための方法すなわち方法1400として示されている。この方法1400は、釘本体およびネジ機能部を含む髄内釘組立体を用意する第1のステップ1410を含む。この釘は、この釘に対して複数の向きに配置できる開口中心線を画定しているネジ機能部を含む。開口中心線の複数の向きは、複数の異なる平面を画定する。

20

【0200】

方法1400は、長骨を露出するために患者に切開部を形成する第2のステップ1412も含む。方法1400は、患者の骨のうちの1つの形状に関連した患者固有のデータを得る第3のステップ1414も含む。方法1400は、この患者固有のデータに基づいて、釘本体に対するネジ機能部の適切な角度関係を決定する第4のステップ1416も含む。

【0201】

方法1400は、釘本体に対してネジ機能部の角度位置を設定するための固定具を用意する第5のステップ1418も含む。方法1400は、固定具と適切な角度関係で釘本体に対してネジ機能部の角度位置を設定する第6のステップ1420も含む。方法1400は、釘組立体を患者に植え込む第7のステップ1422も含む。

30

【0202】

本発明およびその利点を詳細に記載したが、添付の特許請求の範囲で規定する本発明の概念および範囲から逸脱することなく、様々な変更、置換、および代替が可能であることを理解されたい。

【0203】

〔実施の態様〕

(1) 釘本体、およびその釘本体に対して方向付け可能なネジを受容するためのネジ機能部を有する髄内釘と共に使用するための固定具であって、前記釘に対して前記ネジ機能部を方向付けるように構成された、固定具において、

40

前記釘本体と協働する第1の部分と、

前記釘本体と協働する第2の部分と、

前記ネジ機能部と協働する第3の部分であって、前記第1の部分に対して複数の位置に配置することができる、第3の部分と、

前記固定具の前記第1の部分に対して前記釘本体を配置するための第1の釘本体配置機能部と、

前記固定具の前記第2の部分に対して前記釘本体を配置するための第2の釘本体配置機能部と、

50

前記固定具の前記第 3 の部分に対して前記ネジ機能部を配置するためのネジ機能部配置機能部と、

を含む、固定具。

(2) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記第 3 の部分は、前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して選択可能に固定して配置することができる、固定具。

(3) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記第 3 の部分は、前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して回転可能に配置することができる、固定具。

(4) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記固定具の前記第 1 の部分および前記第 2 の部分のうち一方に対して前記釘本体を固定するための手段、

をさらに含む、固定具。

(5) 実施態様(4)に記載の固定具において、

前記手段は、クランプを含む、固定具。

【0204】

(6) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記固定具の前記第 3 の部分に対して前記ネジ機能部を固定するための手段、
をさらに含む、固定具。

(7) 実施態様(6)に記載の固定具において、

前記手段は、クランプを含む、固定具。

(8) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記釘本体に対する前記ネジ機能部の位置を測定するための計器、
をさらに含む、固定具。

(9) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記固定具は、前記釘本体に対する前記ネジ機能部の角度関係を事前に設定するための事前設定機能部を含む、固定具。

(10) 実施態様(1)に記載の固定具において、

前記釘本体配置機能部、および前記ネジ機能部配置機能部のうち少なくとも一方は、複数の前記釘および前記ネジをそれぞれ受容するように構成されている、固定具。

【0205】

(11) 関節形成術を実施するのに用いるためのキットにおいて、

髄管内に少なくとも部分的に配置するための釘本体を含む釘であって、

前記釘本体が、前記釘を貫通した釘開口を画定する第 1 の内壁を有し、

前記釘本体が、前記釘本体の長さ方向軸を画定しており、

前記釘が、前記釘開口内に少なくとも部分的に配置され、かつ内部に開口を画定しているネジ機能部をさらに含み、

前記開口が、前記開口の長さ方向軸を画定しており、

前記ネジ機能部が、前記開口の前記長さ方向軸の複数の位置が複数の異なる平面を画定するように、前記釘本体の前記長さ方向軸に対して複数の角度位置で前記開口の前記長さ方向軸を方向付けるべく、移動するように構成されている、

釘と、

前記ネジ機能部の前記開口内に少なくとも部分的に適合することができるネジと、

固定具であって、

前記釘本体と協働する釘本体部分、

前記釘本体部分に対して複数の位置で配置することができる、前記ネジ機能部と協働するネジ機能部部分、

前記固定具の前記釘本体部分に対して前記釘を配置するための釘配置機能部、および

前記固定具の前記ネジ機能部部分に対して前記ネジ機能部を配置するためのネジ機能

10

20

30

40

50

部配置機能部、

を含む、固定具と、

を含む、キット。

(12) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記ネジ機能部部分は、前記釘本体部分に対して選択可能に固定して配置することができる、キット。

(13) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記ネジ機能部部分は、前記釘本体部分に対して回転可能に配置することができる、キット。

(14) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記固定具の前記釘本体部分に対して前記釘本体を固定するための手段、

をさらに含む、キット。

(15) 実施態様(14)に記載のキットにおいて、

前記手段は、クランプを含む、キット。

10

【0206】

(16) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記固定具の前記ネジ機能部部分に対して前記ネジ機能部を固定するための手段、

をさらに含む、キット。

(17) 実施態様(16)に記載のキットにおいて、

前記手段は、クランプを含む、キット。

20

(18) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記釘本体に対する前記ネジ機能部の位置を測定するための計器、

をさらに含む、キット。

(19) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記固定具は、前記釘本体に対する前記ネジ機能部の角度関係を事前に設定するための事前設定機能部を含む、キット。

(20) 実施態様(11)に記載のキットにおいて、

前記釘本体配置機能部、および前記ネジ機能部配置機能部のうち少なくとも1つは、複数の前記釘および前記ネジのそれぞれを受容するように構成されている、キット。

【0207】

30

(21) 患者の長骨に外傷外科手術を行うための方法において、

釘本体、およびこの釘本体に対して複数の向きに配置することができる開口中心線を画定する開口を画定するネジ機能部、を含む髓内釘組立体を用意するステップであって、前記開口中心線の前記複数の向きが、複数の異なる平面を画定する、ステップと、

前記長骨を露出するために前記患者に切開部を形成するステップと、

前記患者の骨のうち1つの形状に関連した患者固有のデータを得るステップと、

前記患者固有のデータに基づいて、前記釘本体に対する前記ネジ機能部の適切な角度関係を決定するステップと、

前記釘本体に対する前記ネジ機能部の角度位置を設定するための固定具を用意するステップと、

40

前記固定具と適切な角度関係で前記釘本体に対する前記ネジ機能部の前記角度位置を設定するステップと、

前記患者に前記釘組立体を植え込むステップと、

を含む、方法。

(22) 実施態様(21)に記載の方法において、

前記ネジ機能部の前記角度位置を設定する前記ステップは、前記植え込みステップの前に行われる、方法。

(23) 実施態様(21)に記載の方法において、

前記ネジ機能部の前記角度位置を設定する前記ステップは、前記植え込みステップと同時にされる、方法。

50

(24) 実施態様(21)に記載の方法において、
前記ネジ機能部の前記角度位置を設定する前記ステップは、前記切開部形成ステップの前に行われる、方法。

【図面の簡単な説明】

【0208】

【図1】本発明の実施形態に従った、梨状筋入口部(piriformis entry)に用いるための圧縮ネジを備えた髓内釘組立体の部分的な前後図である。

【図1A】図1の釘組立体の部分平面図である。

【図2】図1の髓内釘組立体の部分内外図である。

【図3】図2の髓内釘の拡大部分内外図である。

10

【図4】図1の髓内釘組立体の部分前後図である。

【図4A】図4の部分内外図である。

【図5】図2の髓内釘組立体の髓内釘の開口の部分拡大内外図である。

【図5A】図5の釘の開口の部分前後図である。

【図5B】本発明の別の実施形態に従った、別の角度移動のために面取り部を備えた開口の部分前後図である。

【図6】図2の釘組立体の髓内釘の近位部分の拡大内外図である。

【図7】図2の釘組立体の髓内釘の近位部分の部分拡大斜視図である。

【図8】図2の髓内釘組立体の近位部分の部分前後図である。

【図9】図2の髓内釘組立体の固定プラグの部分的に断面を示した平面図である。

20

【図10】図9の固定プラグを受容するためのネジ山付き開口を示す図2の髓内釘組立体の釘の、部分的に断面を示した部分平面図である。

【図11】図2の髓内釘組立体のプシュの平面図である。

【図12】図11のプシュの端面図である。

【図13】図2の髓内釘の前後図である。

【図14】釘の中間部分の曲率を示す図13の釘組立体の内外図である。

【図15】図14の釘組立体の遠位部分の部分内外図である。

【図16】4つの遠位開口を備えた髓内釘の形態である本発明の別の実施形態の断面を部分的に示す部分内外図である。

【図17】傾斜した位置にあるネジを示す図1の髓内釘組立体の前後図である。

30

【図17A】遠位調節プシュを備えた釘組立体の形態である本発明の別の実施形態の前後図である。

【図18】図1の髓内釘組立体の遠位開口で用いるための皮質ネジの平面図である。

【図19】図1の髓内釘組立体の傾斜近位開口に用いるための部分的にネジが設けられている海綿ラグネジの平面図である。

【図19A】図1の髓内釘組立体の傾斜近位開口に用いるための完全にネジが設けられている海綿ラグネジの平面図である。

【図20】図19のラグネジのボックス型のネジ山の部分拡大断面図である。

【図20A】本発明のラグネジの代替構造とすることができる標準的なネジ山形状のねじ山の部分拡大断面図である。

40

【図20B】本発明の髓内釘組立体に用いるためのラグネジの代替構造とすることができるV型のネジ山の部分図である。

【図20C】本発明の髓内釘組立体に用いるためのラグネジの代替構造とすることができる矩形のネジ山の部分図である。

【図20D】本発明の髓内釘組立体に用いるためのラグネジの代替構造とすることができる切頭V型のネジ山の部分図である。

【図20E】本発明の髓内釘組立体に用いるためのラグネジの代替構造とすることができる逆ボックス型のネジ山の部分図である。

【図20F】本発明の髓内釘組立体に用いるためのラグネジの代替構造とすることができる単純なボックス型のネジ山の部分図である。

50

【図 2 1】複数の位置にあるネジを示す図 1 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 2 1 A】図 2 1 の斜視図である。

【図 2 1 B】図 2 1 の平面図である。

【図 2 2】大転子から小転子の位置にあるネジを示す図 1 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 2 2 A】大転子を小転子に連結するために完全にネジが設けられている皮質ネジを備えた本発明の別の実施形態の部分前後図である。

【図 2 3】頸部の横方向の骨折をつなぐネジを示す図 1 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 2 4】頸部の部分的な長さ方向の骨折部をつなぐネジを示す図 1 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 2 5】ネジが遠位大腿骨の横方向にまっすぐ位置する逆方向位置の釘を示す図 1 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 2 6】大腿骨を前後図で示す放射線写真の平面図である。

【図 2 7】本発明のさらに別の実施形態に従った釘のブシュを位置決めするための固定具を含む釘キットの斜視図である。

【図 2 7 A】図 2 7 の釘キットの部分斜視図である。

【図 2 8】図 2 7 の釘キットの部分平面図である。

【図 2 8 A】図 2 7 の釘キットの部分平面図である。

【図 2 9】本発明の別の実施形態に従った転子髓内釘組立体の前後図である。

【図 3 0】釘の中心部分の曲がりを示す図 2 9 の髓内釘組立体の内外図である。

【図 3 1】本発明の別の実施形態に従った逆方向釘インプラント組立体の前後図である。

【図 3 2】釘のブシュを固定するための固定プラグを示す図 3 1 の逆方向釘インプラント組立体の髓内釘組立体の部分前後図である。

【図 3 3】本発明の別の実施形態に従った融合釘インプラント組立体の前後図である。

【図 3 4】釘のブシュを固定するための固定プラグを示す、図 3 3 の融合釘インプラント組立体の髓内釘組立体の部分前後図である。

【図 3 5】本発明の別の実施形態に従った脛骨釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 3 6】本発明の別の実施形態に従った上腕骨釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 3 7】本発明の別の実施形態に従った、横エンドキャップによって形成されているプラグを備えた転子髓内釘組立体の部分内外図である。

【図 3 8】図 3 7 の釘組立体の前後図である。

【図 3 9】図 3 7 の髓内釘組立体の横エンドキャップの平面図である。

【図 4 0】図 3 9 のエンドキャップと共に使用するための締め具の平面図である。

【図 4 1】平行移動するブシュを備えた髓内釘を示す本発明のさらに別の実施形態に従った釘インプラント組立体の部分内外図である。

【図 4 2】平行移動するブシュおよび釘を示す図 4 1 の部分平面図である。

【図 4 3】図 4 1 の髓内釘と共に使用するための近位固定プラグの斜視図である。

【図 4 4】図 4 1 の髓内釘と共に使用するための遠位固定プラグの平面図である。

【図 4 5】2つの離間したブシュを備えた髓内釘組立体の形態である本発明のさらに別の実施形態に従った髓内釘組立体の部分内外図である。

【図 4 6】図 4 5 の髓内釘組立体を利用した本発明のさらに別の実施形態に従った釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 4 7】頸部の骨折および大転子から小転子の骨折の両方の修復に用いるための図 4 6 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 4 8】第 1 の平面の所定の事前設定位置に設定されたブシュおよび固定プラグを利用した本発明のさらに別の実施形態に従った釘インプラント組立体の部分前後図である。

10

20

30

40

50

【図 4 9】第 2 の平面における事前設定位置を示す図 4 8 の釘インプラント組立体の部分内外図である。

【図 5 0】横方向支持クレードルを備えたブシュを利用した本発明のさらに別の実施形態に従った髄内釘組立体の部分内外図である。

【図 5 1】図 4 8 の髄内釘組立体の部分前後図である。

【図 5 2】図 5 0 の釘組立体の横方向支持クレードルの平面図である。

【図 5 3】スナップで取り付けブシュを利用した本発明のさらに別の実施形態に従った髄内釘組立体の部分内外図である。

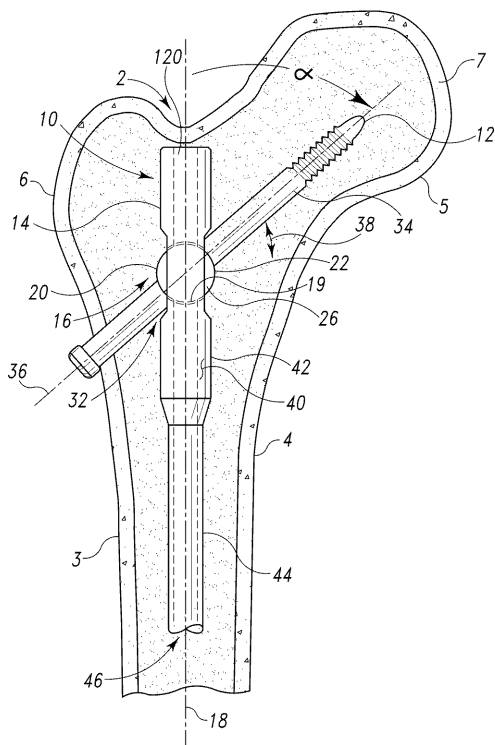
【図 5 4】図 5 0 の釘インプラント組立体の部分前後図である。

【図 5 5】本発明のさらに別の実施形態に従った外傷外科手術を行うための方法の流れ図である。 10

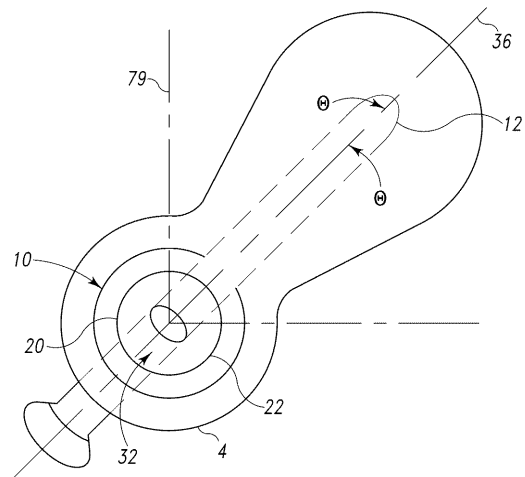
【図 5 6】本発明のさらに別の実施形態に従った外傷外科手術を行うための方法の流れ図である。

【図 5 7】本発明のさらに別の実施形態に従った外傷外科手術を行うための別の方法の流れ図である。

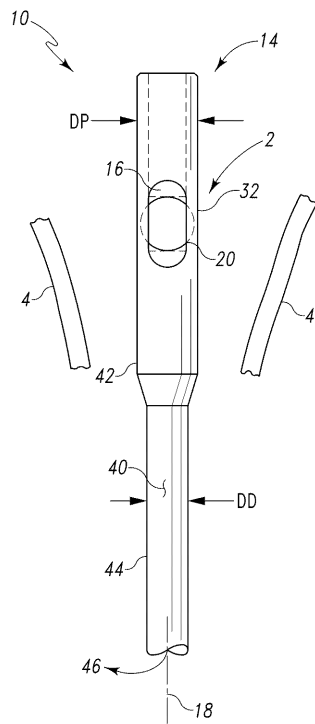
【図 1】



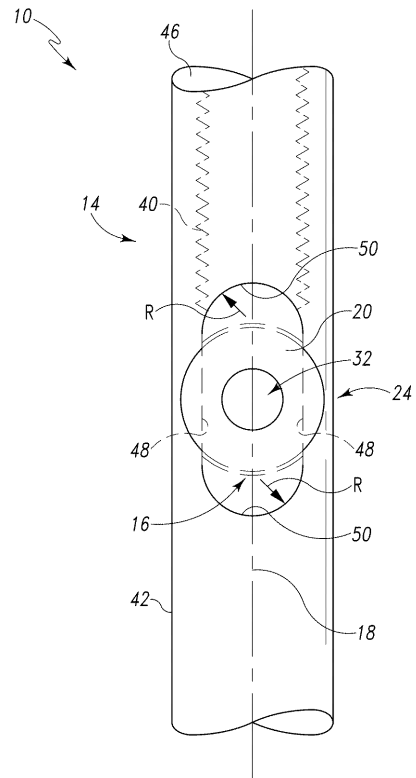
【図 1 A】



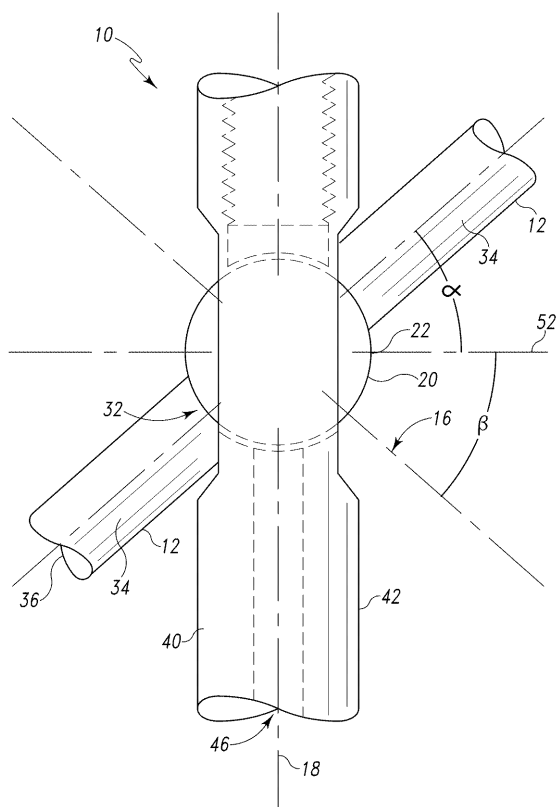
【図 2】



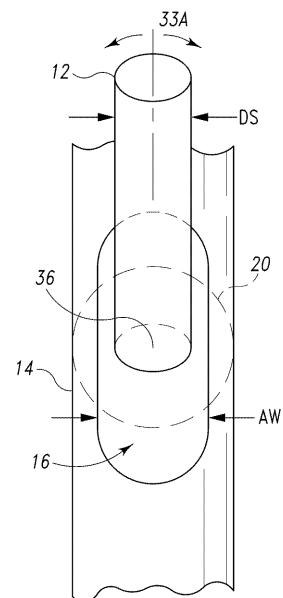
【図 3】



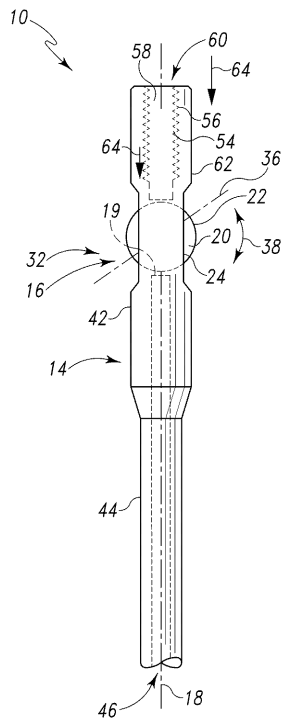
【図 4】



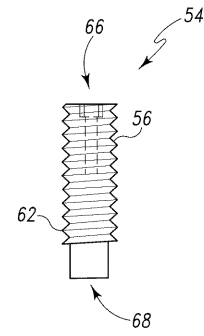
【図 4 A】



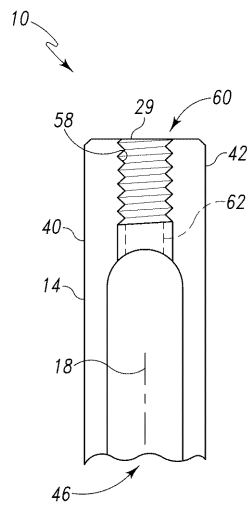
【図 8】



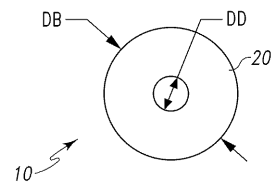
【図 9】



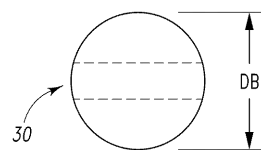
【図 10】



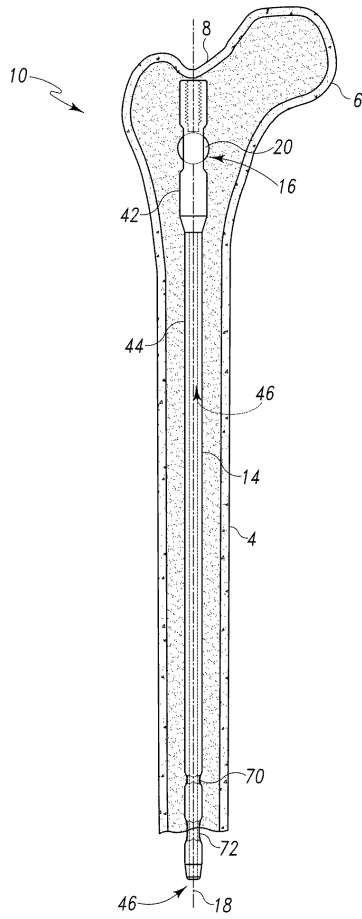
【図 12】



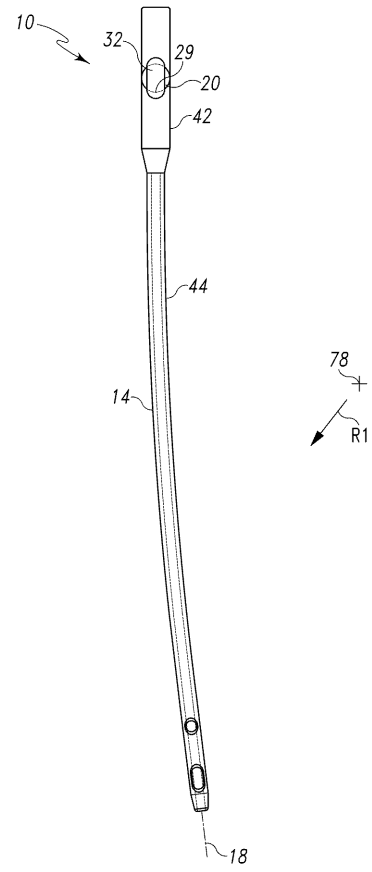
【図 11】



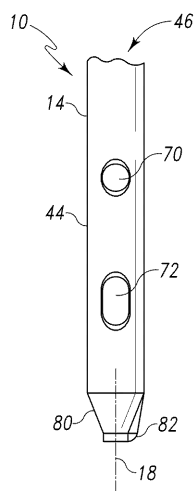
【図 1 3】



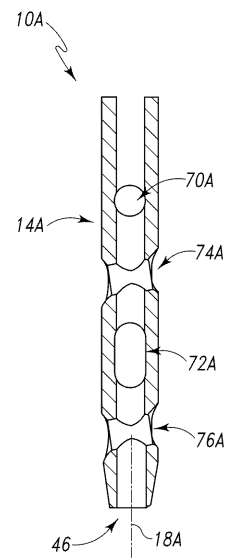
【図 1 4】



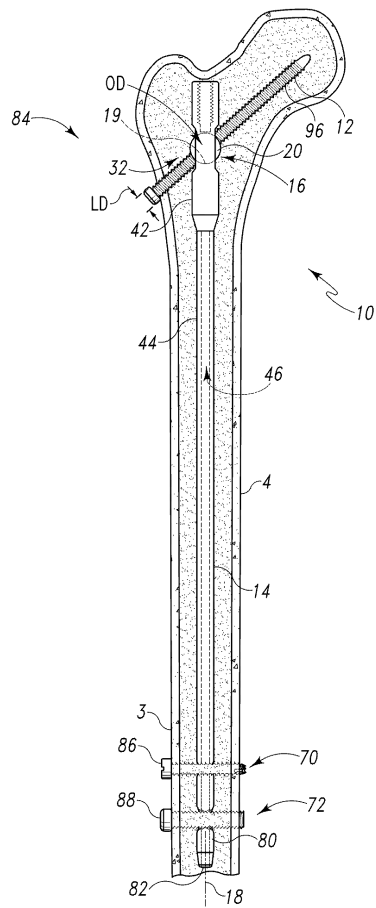
【図 1 5】



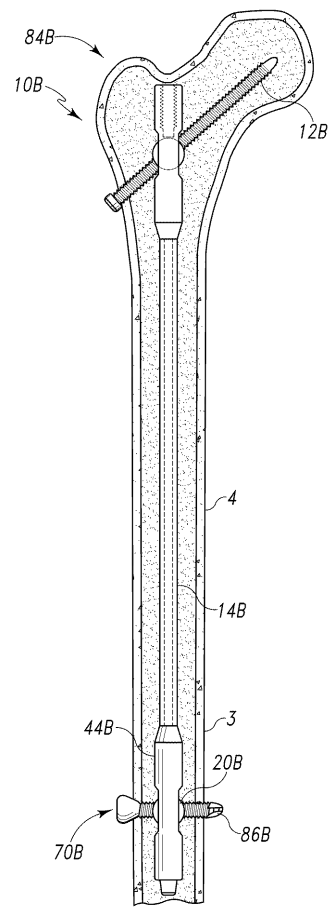
【図 1 6】



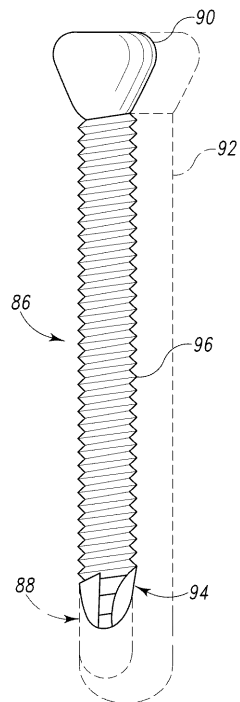
【図 17】



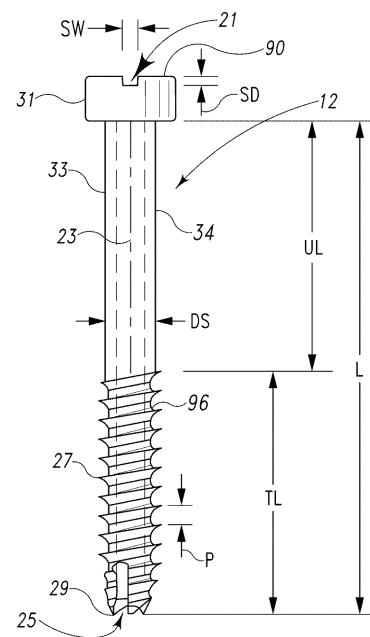
【図 17 A】



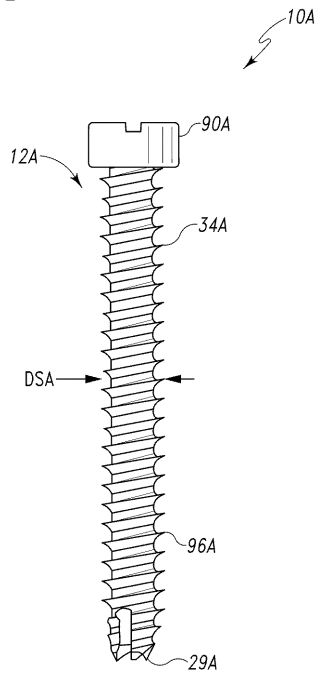
【図 18】



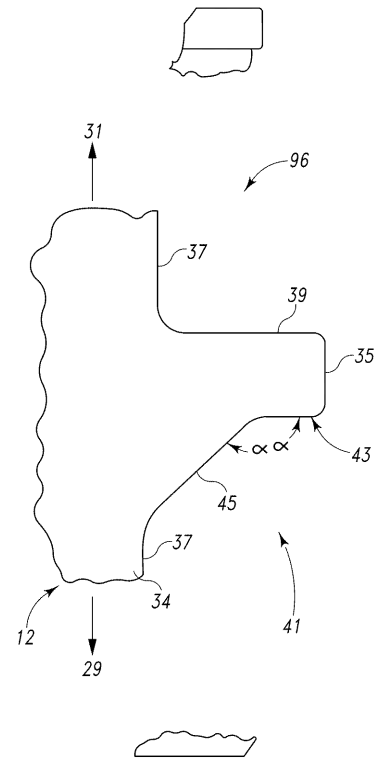
【図 19】



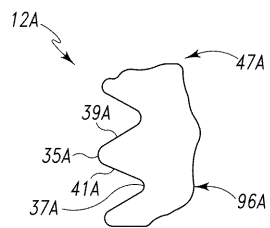
【図 19 A】



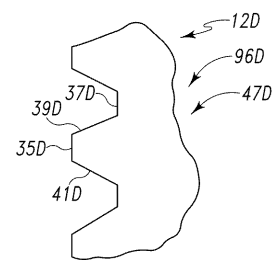
【図 20】



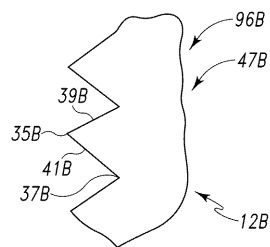
【図 20 A】



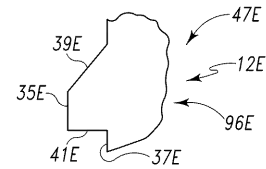
【図 20 D】



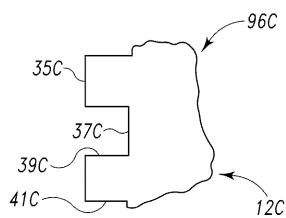
【図 20 B】



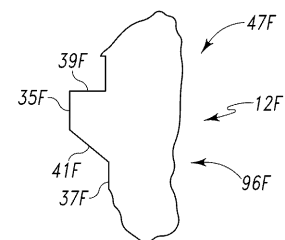
【図 20 E】



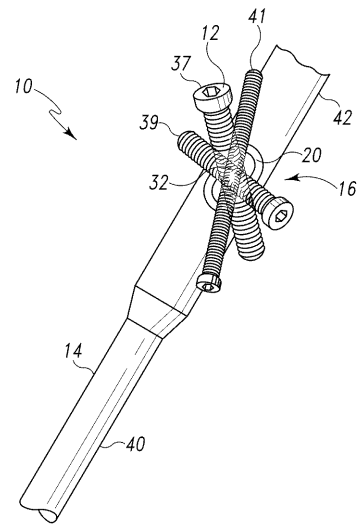
【図 20 C】



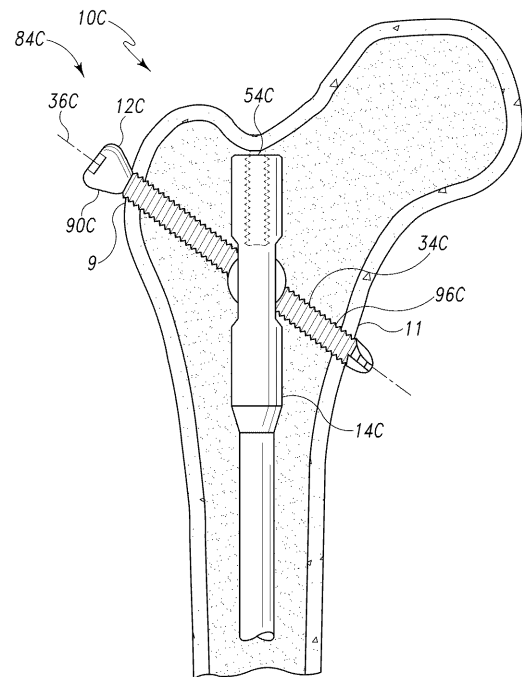
【図 20 F】



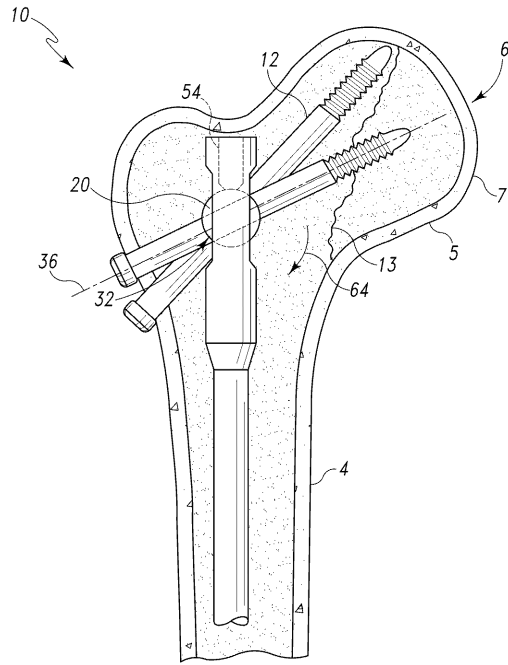
【 図 2 1 A 】



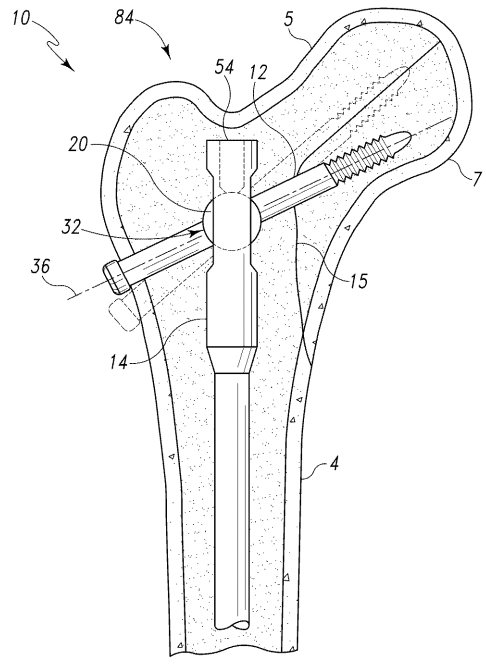
【図 2 2 A】



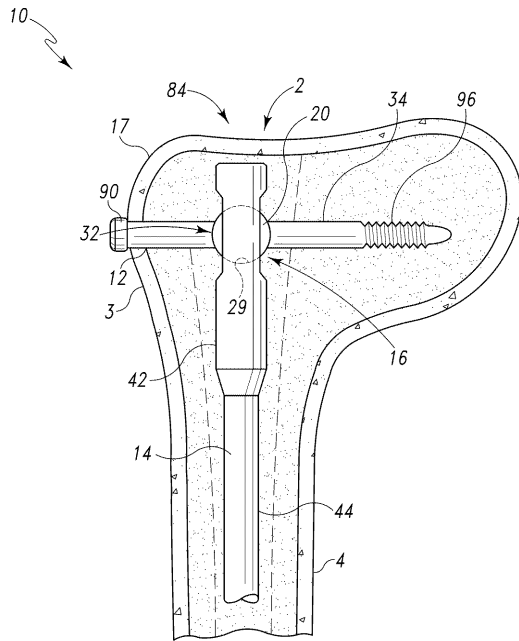
【図 2 3】



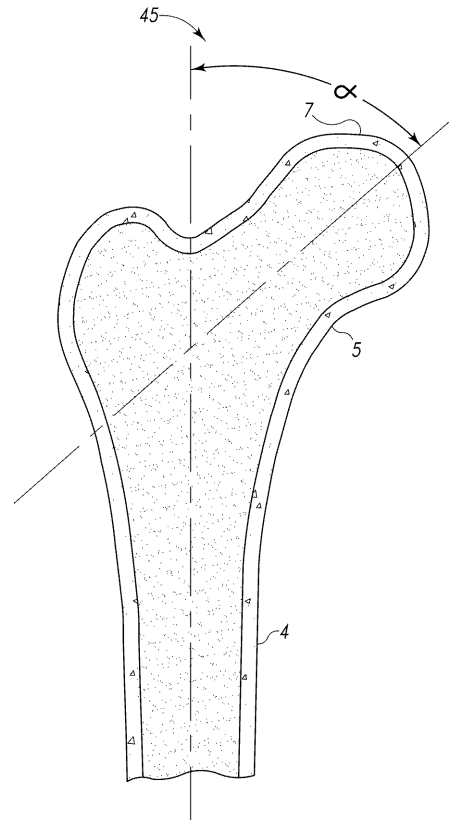
【図 2 4】



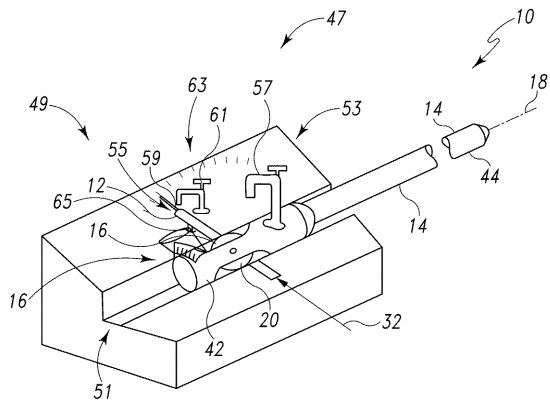
【図 2 5】



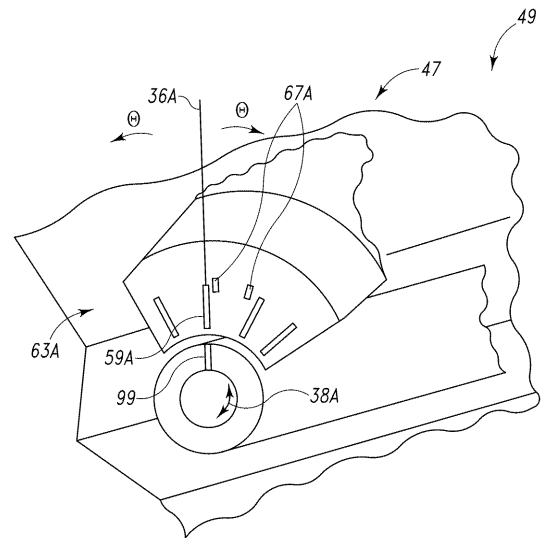
【図 2 6】



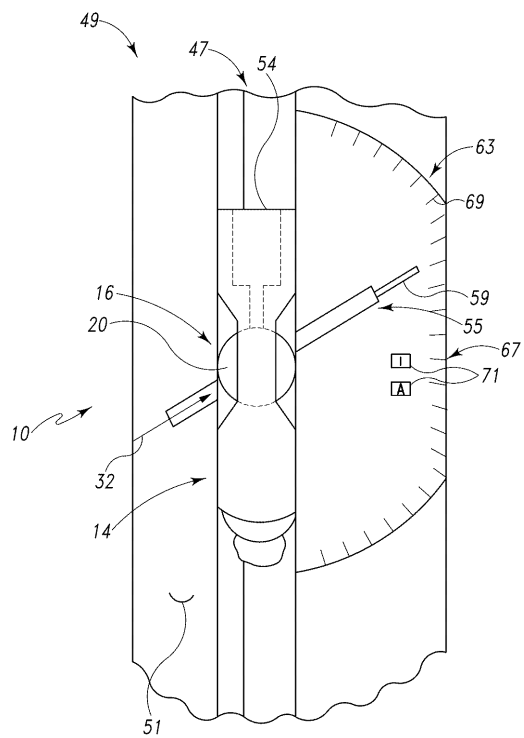
【図 27】



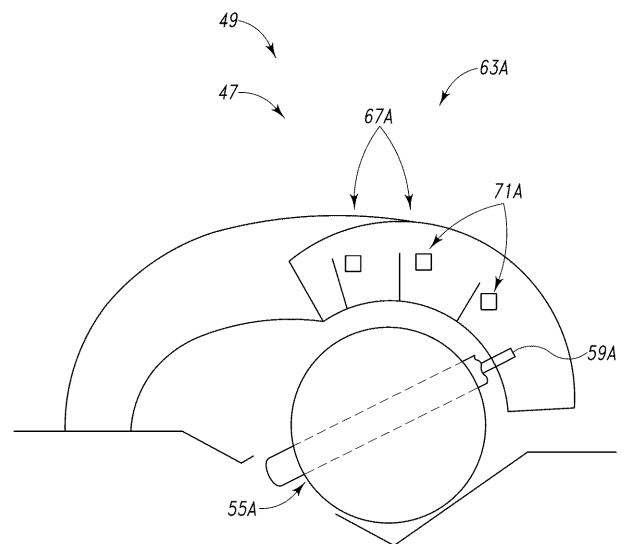
【図 27 A】



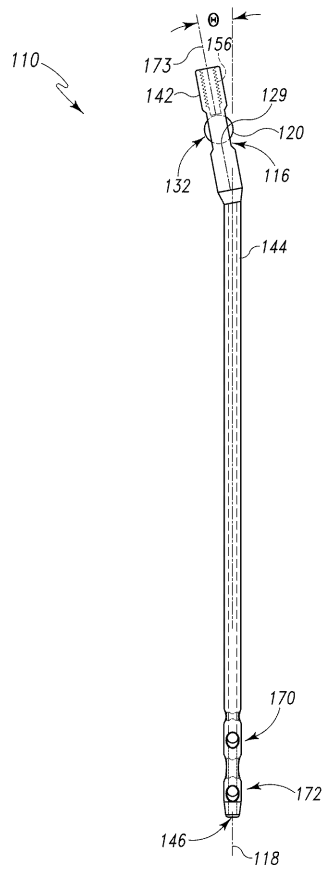
【図 28】



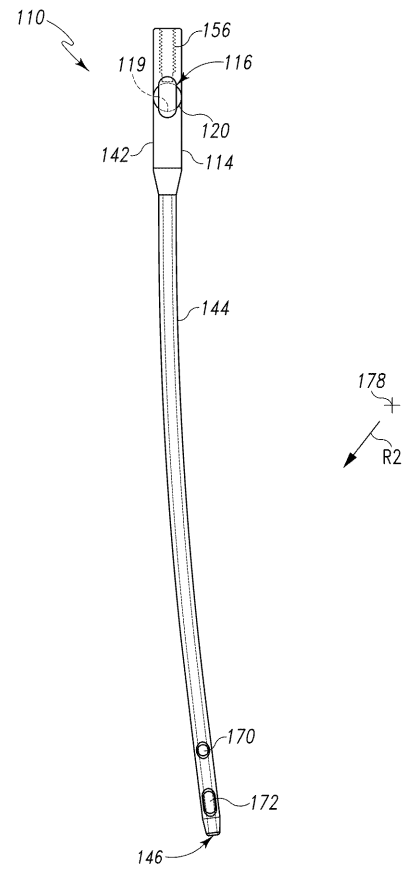
【図 28 A】



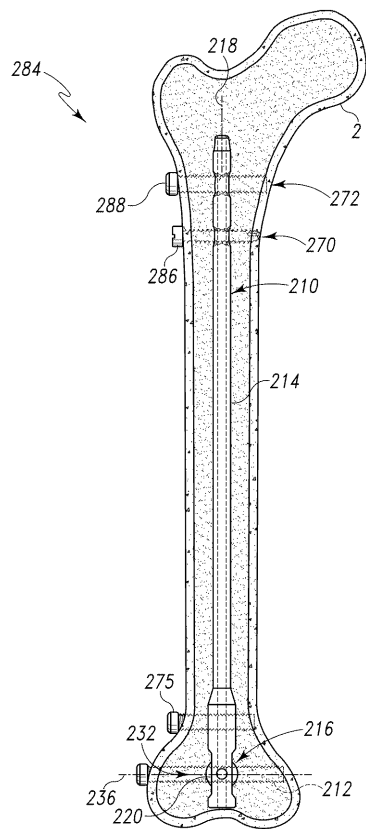
【図 29】



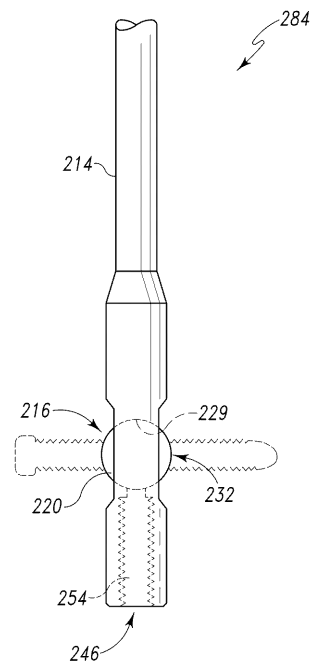
【図 30】



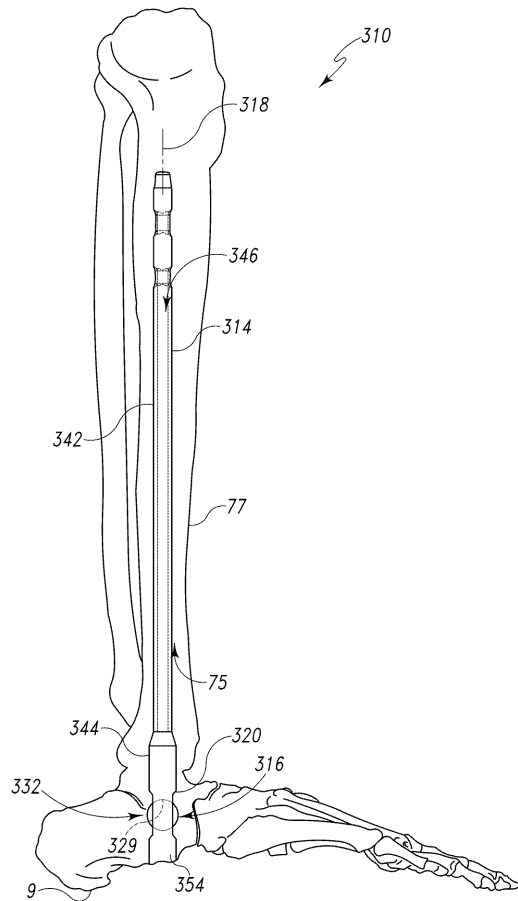
【図 31】



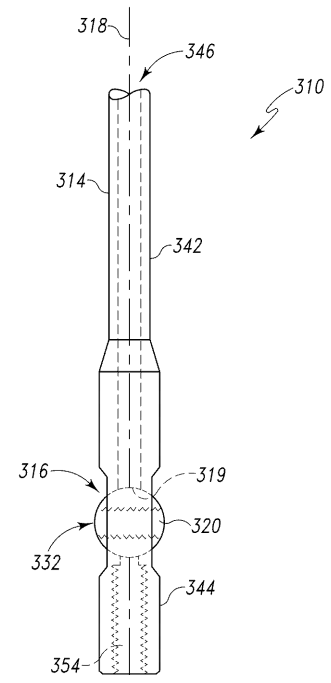
【図 32】



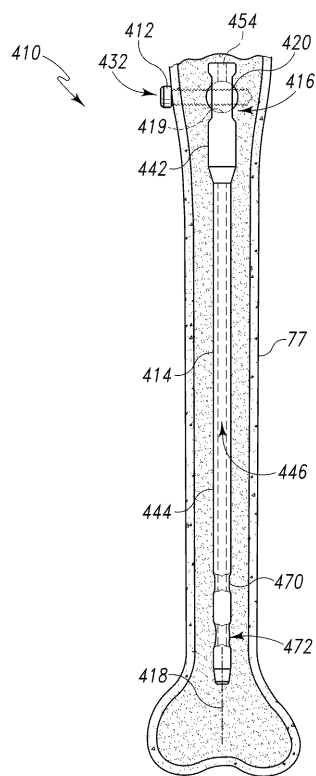
【図 3 3】



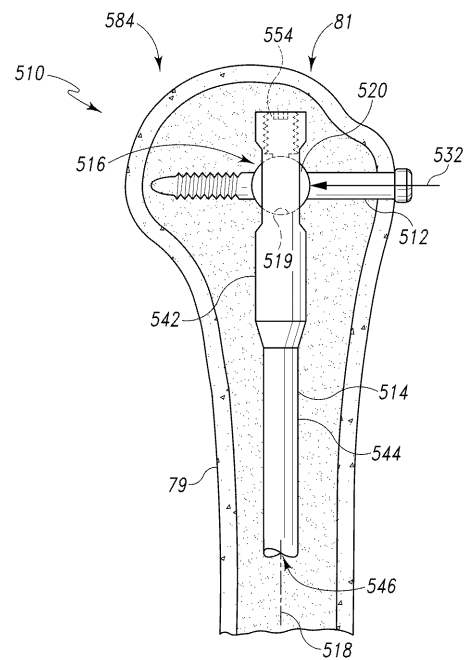
【図 3 4】



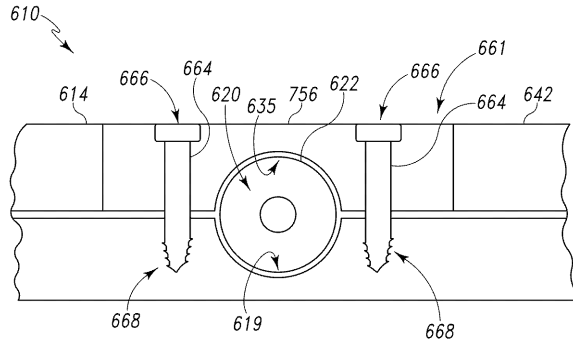
【図 3 5】



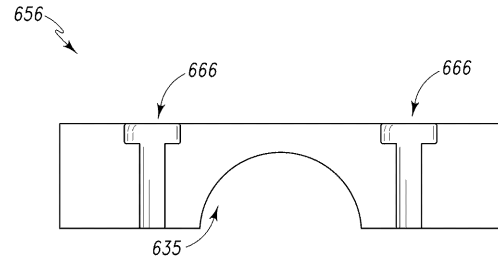
【図 3 6】



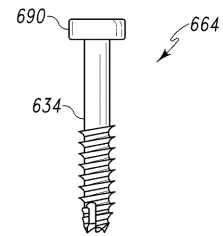
【図 37】



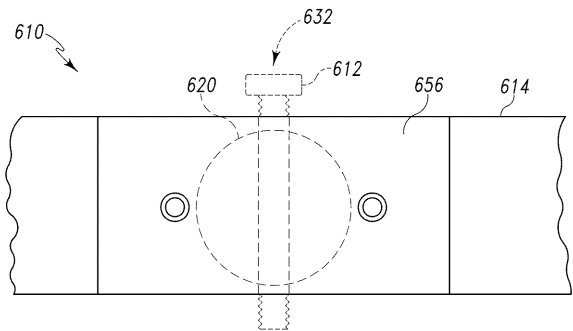
【図 39】



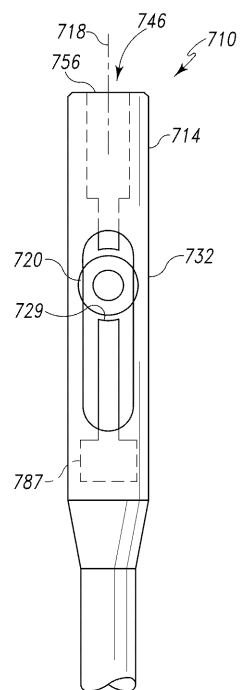
【図 40】



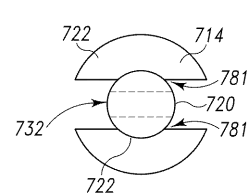
【図 38】



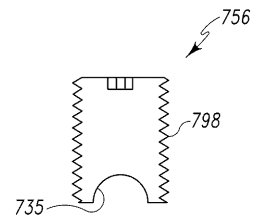
【図 41】



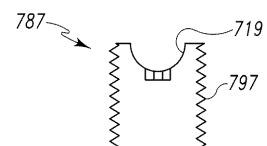
【図 42】



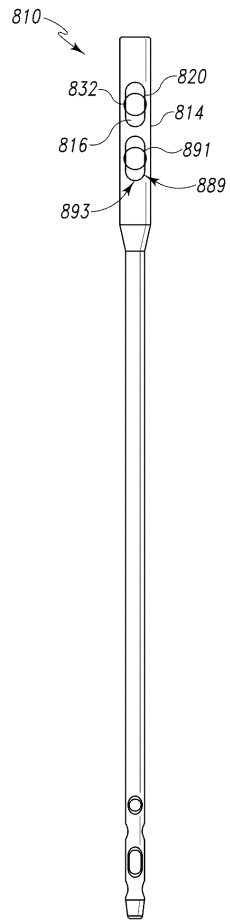
【図 43】



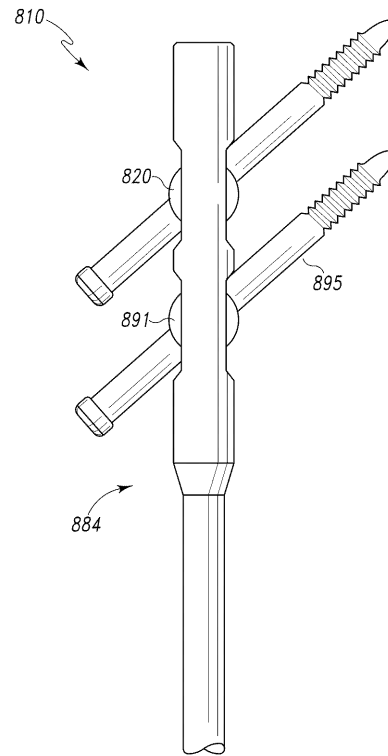
【図 44】



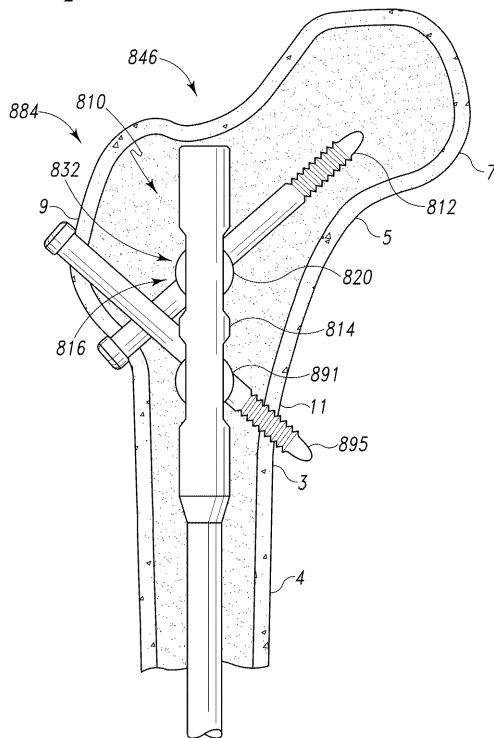
【図 4 5】



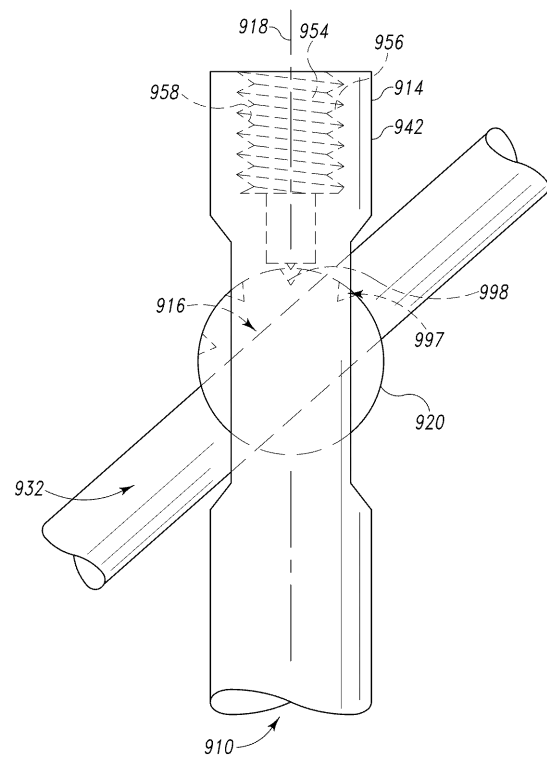
【図 4 6】



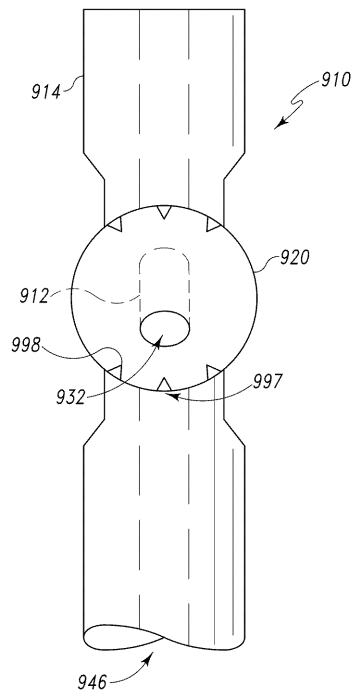
【図 4 7】



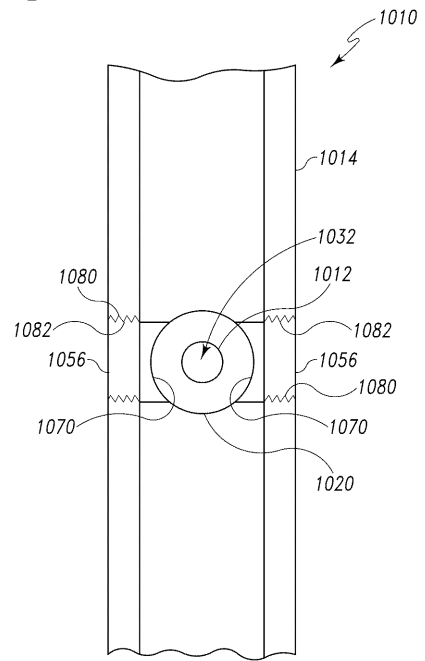
【図 4 8】



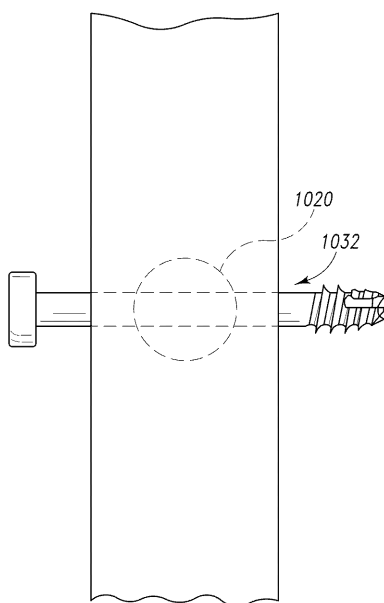
【図 49】



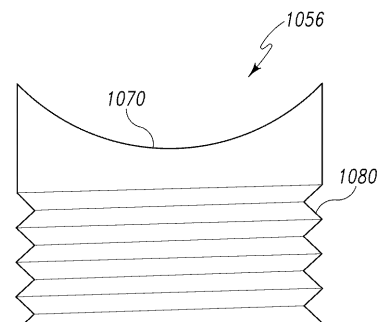
【図 50】



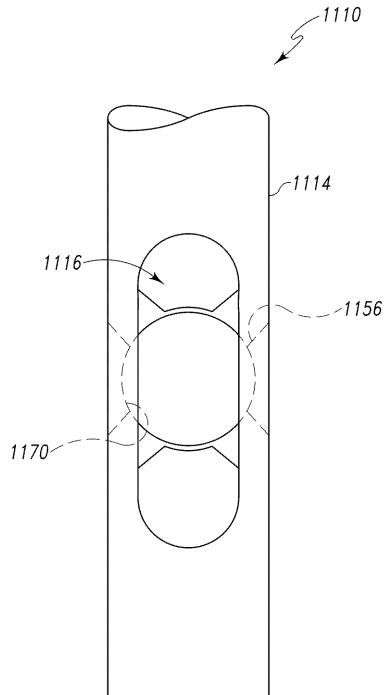
【図 51】



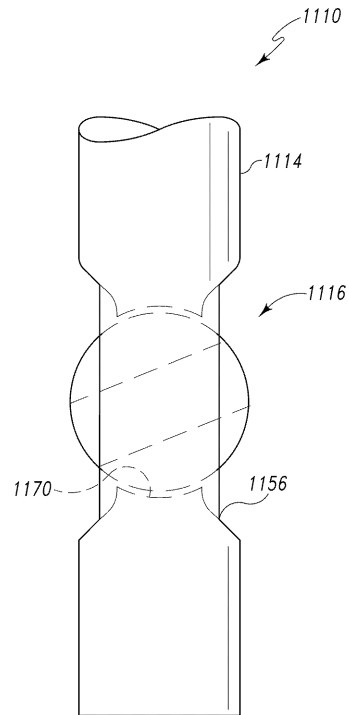
【図 52】



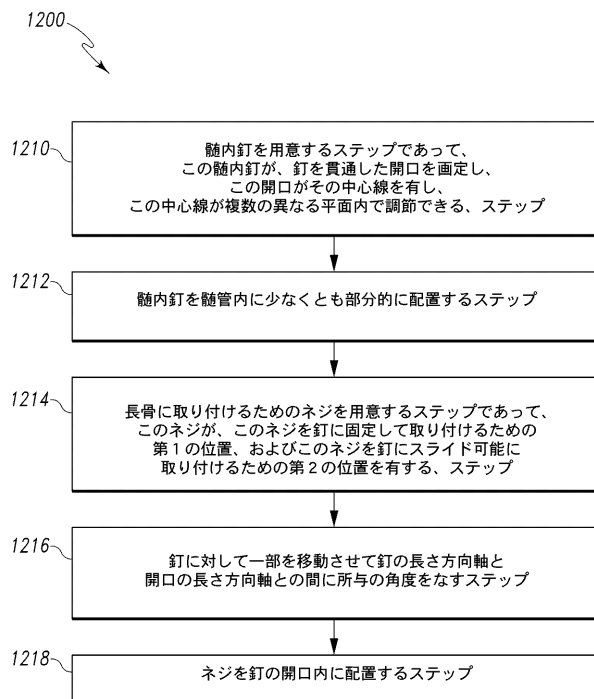
【図 5 3】



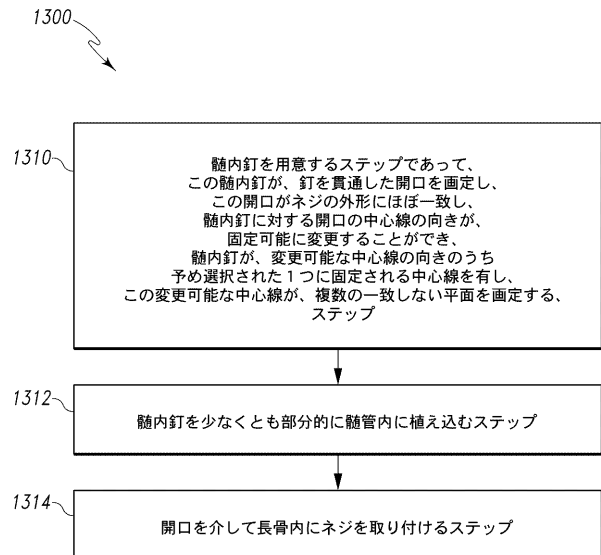
【図 5 4】



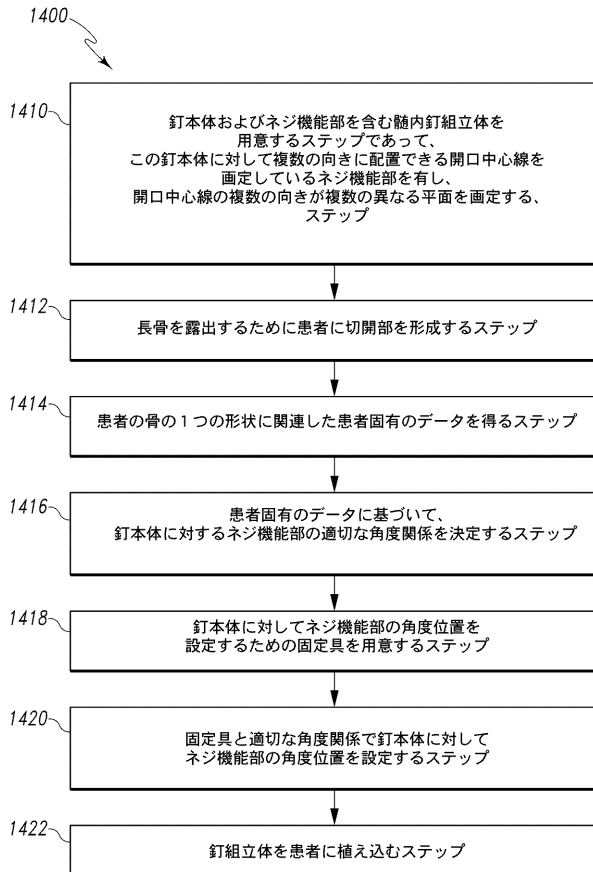
【図 5 5】



【図 5 6】



【図 57】



フロントページの続き

(72)発明者 アンソニー・ジェイ・メッツァンジェ

アメリカ合衆国、4 6 5 9 0 インディアナ州、ウィノーナ・レイク、ハフマン・ストリート 2
6 0 7

Fターム(参考) 4C060 LL16

【外国語明細書】
2007275573000001.pdf