

(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2005-205214

(P2005-205214A)

(43) 公開日 平成17年8月4日(2005.8.4)

(51) Int. Cl.⁷

A61B 17/58

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 12 O L 外国語出願 (全 37 頁)

(21) 出願番号 特願2005-11813 (P2005-11813)
 (22) 出願日 平成17年1月19日 (2005.1.19)
 (31) 優先権主張番号 761185
 (32) 優先日 平成16年1月20日 (2004.1.20)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 599134034
 デピュイ・オーソピーディックス・インコーポレイテッド
 DePuy Orthopaedics, Inc.
 アメリカ合衆国、46581 インディアナ州、ワーズー、オーソピーディック・ドライブ 700
 700 Orthopaedic Drive, Warsaw, IN 46581, U. S. A.
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延

最終頁に続く

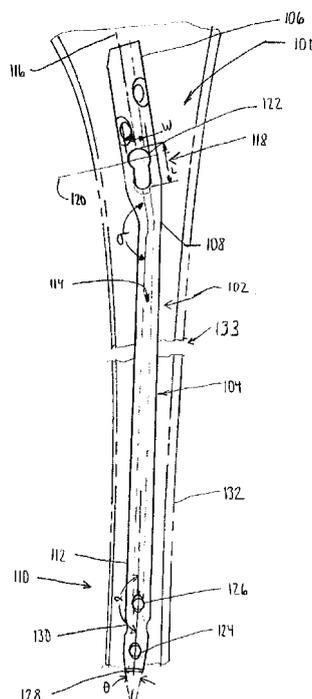
(54) 【発明の名称】 髓内釘及び関連方法

(57) 【要約】

【課題】 静的固定または動的固定できる開口を備えた髓内釘を提供する。

【解決手段】 整形外科手術に用いるための第1のファスナー及び第2のファスナーと共に使用する髓内釘。この髓内釘は、本体の長軸を画定するその本体を含む。本体は、その本体を通る孔を画定する。その孔は、第1のファスナーと協働して動的固定を提供する第1の部分と、第2のファスナーと協働して静的固定を提供する第2の部分とを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

整形外科手術に用いる第 1 のファスナー及び第 2 のファスナーと共に使用する髄内釘であって、

本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含み、

前記本体がその本体を貫通する開口を画定しており、

前記開口が、第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の位置と、第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分を有することを特徴とする髄内釘。

【請求項 2】

前記開口が、矩形中心部分と、その矩形中心部分に隣接した端部円柱状部分とを有することを特徴とする請求項 1 に記載の髄内釘。 10

【請求項 3】

前記端部円柱状部分が前記第 1 のファスナーに係合するように適合されていることを特長とする請求項 2 に記載の髄内釘。

【請求項 4】

前記端部円柱状部分が、前記第 1 のファスナーとスライド式嵌合及び螺合の一方に適合されていることを特徴とする請求項 2 に記載の髄内釘。

【請求項 5】

前記開口が、前記本体の前記長手方向の軸に沿って前記第 1 のファスナーが前記本体とスライド式に嵌合するように適合されていることを特徴とする請求項 1 に記載の髄内釘。 20

【請求項 6】

前記開口が更に、前記した第 1 の端部円柱状部分の反対側に第 2 の端部円柱状部分を含むことを特徴とする請求項 2 に記載の髄内釘。

【請求項 7】

前記第 1 の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定しており、

前記第 2 の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定していることを特徴とする請求項 6 に記載の髄内釘。

【請求項 8】

更に、前記開口に隣接した前記本体に協働する吸収性成分を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の髄内釘。 30

【請求項 9】

前記本体が前記開口に隣接した前記本体に形成された雌ねじを含み、

前記吸収性成分が、前記本体の前記雌ねじと協働するように形成された雄ねじを含むことを特徴とする請求項 4 に記載の髄内釘。

【請求項 10】

前記開口が、その開口軸を画定し、その開口軸が、前記本体の前記長手方向の軸に垂直であることを特徴とする請求項 1 に記載の髄内釘。

【請求項 11】

整形外科手術に用いるためのキットであって、

第 1 のファスナーと、 40

第 2 のファスナーと、

本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含む髄内釘とを含み、

前記本体がその本体を通る開口を画定しており、前記開口が、前記第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の部分と、前記第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分とを有することを特徴とするキット。

【請求項 12】

整形外科手術の方法であって、

第 1 のファスナーと、第 2 のファスナーと、本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含む髄内釘とを含み、前記本体がその本体を通る開口を画定しており、前記開口が、前記第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の部分と前記第 2 のファスナーと協 50

働して静的固定を提供する第2の部分とを有する、整形外科用キットを用意するステップと、

患者に切開部を形成するステップと、

骨の内腔を準備するステップと、

前記髓内釘を前記骨内腔内に挿入するステップと、

前記整形外科手術のために前記静的固定及び前記動的固定の一方を選択するステップと

、
前記整形外科手術のための前記静的固定及び前記動的固定の一方の選択に基づいて前記第1のファスナー及び前記第2のファスナーの一方を選択するステップと、

前記第1のファスナー及び前記第2のファスナーの選択した前記一方を前記髓内釘内に固定するステップとを含むことを特徴とする方法。 10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、整形外科の分野に関連し、詳細には、外傷外科手術に用いる髓内釘に関する。

【背景技術】

【0002】

人間の骨格系は胴から延びた多数の長骨を含む。このような長骨には、大腿骨、腓骨、脛骨、上腕骨、橈骨、及び尺骨が含まれる。このような長骨は、特に事故などによって外傷を受け骨折する 경우가多く、重度に複雑骨折することもある。 20

【0003】

例えば自動車事故などが、長骨の外傷の一般的な原因である。特に、正面からの自動車事故で膝部分を打つと、大腿骨や脛骨が骨折するが多い。

【0004】

長骨、例えば大腿骨や脛骨の遠位部分または近位部分が骨折することが多く、再付着させなければならない。

【0005】

最も一般的にはピン、プレート、及びねじの形態である機械装置が、骨折した長骨を付着させるために一般的に用いられている。プレート、ピン、及びねじは、耐久性があって人体構造に適合した材料、例えばチタン合金、ステンレス鋼合金、またはコバルトクロム合金などの金属から形成される。プレートは通常、長骨の表面に沿って長手方向に配置され、ねじを長骨に横方向に挿入するための孔すなわち開口を有する。加えて、髓内釘すなわちねじを用いて、例えば大腿骨の骨頭などの長骨の骨折した部分を固定することができる。 30

【0006】

大腿骨骨折の治療に用いられる装置には他に様々な装置がある。大腿骨の骨頸、骨頭、または転子間の骨折を様々な圧縮ねじ組立体で治療することができ成功している。このような圧縮ねじ組立体は通常、樽型部材を有する圧縮プレート、脚ねじ、及び圧縮ねじを含む。圧縮プレートが大腿骨の外面に固定され、樽型部材が大腿骨骨頭の方向に予め穿孔された孔に挿入される。ねじ端部及び平滑部分を有する脚ねじが、破壊部を通過して大腿骨骨頭内に入るように樽型部材内に挿入される。ねじ部分が大腿骨骨頭に係合する。圧縮ねじにより、脚ねじがプレートに固定される。ねじを押圧する圧縮の張りを調節して、骨折部の圧縮を調節することができる。脚ねじの平滑部分は、圧縮ねじの調整ができるように樽型部材内を自由にスライドできなければならない。 40

【0007】

転子間及び大体骨骨頭の骨折の治療には、大腿骨の髓腔内に挿入して大腿骨の骨折部を固定する髓内ロッドが用いられてきた。1つの十字釘或いは止めねじを、大腿骨を介して髓内ロッドの近位端部の中に挿入する。別法では、1または複数のねじを、大腿骨幹を介して髓内ロッドの近位端部の中に挿入することができる。標準的な髓内ロッドが、大腿骨 50

幹の下部の骨折の治療に用いられ成功している。

【0008】

髄内ロッドまたは髄内釘は、大腿骨、上腕骨、脛骨、及び腓骨などの長骨の骨折の治療に用いられている。骨折した骨の髄管が一端から穿孔または他の方法で広げられ、少なくとも2つの断片に接触して髄内釘が骨折の両側に延在するように髄内釘がその髄管内に長手方向に挿入される。ここで用いる用語「断片」は、骨折が完全であるにかかわらず、骨折した骨の一部を指す。移植された髄内釘は、骨折部が治癒する間、骨折した骨を補強し支持する。

【0009】

様々なタイプの髄内ロッドすなわち髄内釘が医療装置の分野で良く知られており、髄内釘は様々な方法を用いて骨内に取り付けられる。例えば、特許文献1に開示されている髄内釘は、髄内釘を取り囲む皮質構造の内部壁の外側を恒常的に圧迫する。この圧迫する力により、この髄内釘が断片の髄管内に保持される。

10

【0010】

同様に、特許文献2では、可撓性のプラスチックコア部材が髄内釘の長手方向のピンを所定の位置に保持する。特許文献3では、セメントを髄内釘のカニューレを介して注入し、髄内釘の遠位端部を骨に固定する。この髄内釘デザインは、髄内釘の長軸を横断して骨の皮質を通る1または複数のファスナーなどを用いて、骨に対してより確実に機械的な取付けを行うことができる。

【0011】

骨ファスナーを髄内釘の受容凹部内に挿入する或いは髄内釘の孔を通して、髄内釘を骨ファスナーに対して固定する。横方向の取付けでは、受容開口が、髄内釘の長軸に対して、一般的には90度または45度の角度をなす軸を画定する。骨ファスナーは、この受容開口の軸上に取り付けられる。

20

【0012】

特許文献4、特許文献5、及び特許文献6に、このような横骨ファスナーの両側の皮質への取付けが開示されている。特許文献7には、一側の皮質のみへの取付けを可能にする凹部を備えた釘デザインが示されている。本発明は、特に、取付けのために皮質を通る骨ファスナーを用いる髄内釘に関する。

【0013】

髄内釘は、長骨の皮質骨に髄内釘を固定するファスナーを用いて髄管内に固定される。髄内釘の骨への取付けは、2つの代替方法によって行うことができる。第1の方法は静的固定であって、髄内釘がねじ及び皮質骨に確実に固定される。このような静的固定では、髄内釘が骨に固定され、骨折部位の初めの治癒を促進される。

30

【0014】

ウォルフの法則と呼ばれる現象によって、骨折部位が荷重すなわち応力を受けると、骨折部位の周りの骨の時間経過による治癒が促進される。ウォルフの法則として知られるこの現象は、骨折部位の骨に荷重がかかるとその骨が萎縮する傾向にあるという事実に基づいている。従って、静的固定法を用いると、骨折部位への荷重が低減して骨折部位が萎縮する恐れがある。このような理由から、別の固定法が望ましいであろう。

40

【0015】

このような別の固定法は動的固定法として知られている。動的固定法では、ファスナーが髄内釘の開口に移動可能に固定される。このような移動は、開口の軸に沿ったファスナーの動きを可能にして、或いはファスナーが髄内釘に対して移動できる細長い開口を設けて達成することができる。

【0016】

近年になって、髄内釘は、骨を介して髄内釘を固定するためにファスナーが挿入される開口に生体吸収性材料が配置されるようにデザインされた。このような構造では、外科手術のときは髄内釘が静的固定されるが、骨折部位が治癒し始めると体が吸収性材料を吸収して、ファスナーが髄内釘に対して移動可能になる。このような吸収性インサートを備え

50

た釘は、言及することを以って本明細書の一部とする特許文献 8 に示されている。

【0017】

外科医が同じ髄内釘で静的固定または動的固定を選択できるようにするために、長手方向に細長いスロットを備えた髄内釘がデザインされた。このようなスロットを備えた髄内釘では、ねじをスロットの中心に配置して動的モードで使用したり、ファスナーをスロットの遠位側に配置して静的モードで使用したりできる。静的モードで使用する場合、髄内釘を 1 つの位置にしか配置することができない。従って、骨の状態によっては、静的固定に用いる位置が骨の損傷で使用できない場合もあり得る。

【0018】

本発明は、上記した問題の少なくとも 1 つを解消するようにデザインされている。

10

【特許文献 1】米国特許第 4,338,926 号

【特許文献 2】米国特許第 4,457,301 号

【特許文献 3】米国特許第 5,514,137 号

【特許文献 4】米国特許第 4,733,654 号

【特許文献 5】米国特許第 5,057,110 号

【特許文献 6】米国特許第 5,127,913 号

【特許文献 7】米国特許第 5,454,438 号

【特許文献 8】米国特許第 6,296,645 号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0019】

第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の位置と、第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分を有する開口を備えた髄内釘を提供する。

【課題を解決するための手段】

【0020】

本発明に従って、スロットを備えた髄内釘を提供する。この髄内釘は、標準的な皮質ねじを用いて動的モードで固定することができる。髄内釘は、スロットの近位端部または遠位端部に通す大きなシャフトねじを用いて静的モードで固定することもできる。本発明の一態様では、皮質ねじがスロット内に螺合して髄内釘を静的モードで固定できるように、スロットの端部にねじを設けることができる。

30

【0021】

本発明は、端部に拡大孔を有するスロットを備えた髄内釘を提供する。本発明の一態様では、拡大孔はスロットの両端部に設けられている。シャフトねじを拡大端部から挿入して髄内釘を静的モードで固定することができる。動的固定が望ましい場合は、シャフトねじよりも小径の標準的な皮質ねじをスロット内に挿入することができる。本発明の別の態様では、皮質ねじをスロット内に螺合させて髄内釘を静的モードで固定できるように、スロットの一方または両方の拡大端部にねじを設けることができる。

【0022】

本発明の一実施形態に従って、整形外科手術のための第 1 のファスナー及び第 2 のファスナーと共に用いる髄内釘を提供する。この髄内釘は、本体を含み、この本体はその長軸を画定している。本体は、その本体を通る開口を画定している。この開口は、第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の部分と、第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分とを有する。

40

【0023】

本発明の別の実施形態に従って、整形外科手術に用いるためのキットを提供する。このキットは、第 1 のファスナーと、第 2 のファスナーと、髄内釘とを含む。この髄内釘は、その長軸を画定する本体を含む。この本体は、その本体を通る開口を画定している。この開口は、第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の部分と、第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分とを有する。

【0024】

50

本発明の別の実施形態に従って、整形外科手術に用いる方法を提供する。この方法は、第1のファスナー、第2のファスナー、及び髓内釘を含む整形外科用キットを用意するステップを含む。この髓内釘は、その長軸を画定する本体を含む。この本体は、その本体を通る開口を画定する。この開口は、第1のファスナーと協働して動的固定を提供する第1の部分と、第2のファスナーと協働して静的固定を提供する第2の部分とを有する。

【0025】

この方法は更に、患者に切開部を形成するステップと、骨内腔を準備するステップと、その骨内腔内に髓内釘を挿入するステップとを含む。この方法は更に、整形外科手術のために静的固定及び動的固定の一方を選択するステップを含む。この方法はまた、整形外科手術のための静的固定及び動的固定の選択した一方に基づいて第1のファスナー及び第2のファスナーの一方を選択するステップを含む。この方法は更に、第1のファスナー及び第2のファスナーの選択した一方を髓内釘内に固定するステップを含む。

10

【0026】

本発明の別の実施形態に従って、整形外科手術に用いる髓内釘を提供する。この髓内釘は、長軸及び横軸を画定する本体を含む。横軸は長軸に対して垂直である。本体は、その本体を通る開口を画定する。この開口は、横軸においてよりも長軸においての方が実質的に長い。この開口は、その長軸に沿って拡大部分を画定している。

【0027】

本発明の技術的な利点として、同じ髓内釘で固定構造及び非固定構造を提供できる。例えば、本発明の一態様に従えば、一部にねじが設けられた細長いスロットが髓内釘に設けられている。従って、本発明は、同じ髓内釘に固定構造及び非固定構造を提供することができる。

20

【0028】

本発明の技術的な利点として、同じ髓内釘で静的構造及び動的構造を得ることができる。本発明の一態様に従えば、一部にねじが設けられた細長いスロットを備え、そのスロットの一部に吸収性部材が配置された髓内釘を提供する。ファスナーをスロットのねじに係合するように配置して静的構造を提供することができる。これとは逆に、ファスナーをスロット内の吸収性部材に係合するように配置して動的構造を提供することができる。従って、本発明は、同じ髓内釘で静的構造と動的構造を提供することができる。

【0029】

本発明の別の技術的な利点として、髓内釘の同じスロット内に2つの固定部分を設けることができる。例えば、本発明の一態様に従って、離間したねじ部分を有するスロットを備えた髓内釘を提供する。ファスナーを髓内釘の第1のねじ部分及び第2のねじ部分の何れか一方に配置することができる。従って、本発明は、髓内釘の同じスロット内に2つの固定部分を提供することができる。

30

【0030】

本発明の更なる技術的な利点として、動きが制限された髓内釘における動的構造を設けることができる。例えば、本発明の一態様に従って、生体吸収性材料が満たされた大きな丸い部分を備えたスロットを有する髓内釘を提供する。ファスナーを吸収性材料に配置し、時間が経過するとスロットの丸い部分内の生体吸収性材料が吸収され、ファスナーが移動できるようになる。スロットの丸い部分は、動的固定の際に動きを制限する。従って、本発明は、直線運動が制限された動的固定を提供する髓内釘を含む。

40

【0031】

本発明の更なる技術的な利点として、動きが延長された動的固定を提供することができる。例えば、本発明の別の態様に従って、スロットに沿って実質的に長手方向に移動できる小さいねじを有するスロットを備えた髓内釘を提供する。このスロットは、時間が経過すると吸収される吸収材料で完全に満たされており、髓内釘のスロットに沿ったねじの移動を可能にすることができる。従って、本発明は、動的固定の際に延長した直線運動を提供できる髓内釘を含む。

【0032】

50

本発明の更なる技術的な利点として、径方向及び長手方向の両方で固定する固定構造を提供する髓内釘を提供できる。例えば、本発明の一態様に従って、シャフト全体にねじ山が設けられたねじと螺合するねじ部分を備えたスロットを有する髓内釘を提供する。従って、本発明は、径方向及び長手方向の両方において骨に髓内釘を固定する固定構造を備えた髓内釘を提供する。

【0033】

本発明の更なる技術的な利点として、長手方向の固定構造及び径方向の非固定構造を提供できる。例えば、本発明の一態様に従って、部分的にねじ山が設けられたねじの設けられていないシャフト部分にスライド可能に係合するねじ部分を備えたスロットを有する髓内釘を提供する。従って、本発明は、径方向の非固定構造及び長手方向の固定構造を備えた髓内釘を提供する。

10

【0034】

本発明の更なる技術的な利点として、部分的に制御された動的固定を提供できる。例えば、本発明の一態様に従って、スロットのねじ部分のみに吸収性部材が配置されたスロットを有する髓内釘を提供する。吸収性材料が吸収されると、ファスナーがスロットの全長に沿ってスライドすることができる。従って、本発明は、部分的に制御された動的固定を提供する髓内釘を含む。

【0035】

本発明の更なる技術的な利点として、完全に制御された動的固定を提供できる。例えば、本発明の一態様に従って、実質的に全体に吸収性材料を備えたスロットを有する髓内釘を提供する。ファスナーをスロットの吸収性材料に固定する。スロットが吸収されると、スロットの全長に亘った髓内釘の動的固定が得られる。従って、本発明は、完全に制御された動的固定を提供する髓内釘を含む。

20

【0036】

本発明のほかの技術的な利点は、添付の図面、以下の説明、及び特許請求の範囲から、当業者であれば明らかであろう。

【発明の効果】

【0037】

第1のファスナーと協働して動的固定を提供する第1の位置と、第2のファスナーと協働して静的固定を提供する第2の部分の開口を備えた髓内釘が提供される。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0038】

本発明の他の技術的な利点は、当業者であれば、添付の図面、以下の説明、及び特許請求の範囲から明らかであろう。本発明の実施形態及び利点は、添付の図面を参照しながら以下の説明を読めばより良く理解できるであろう。全ての図面において、同じ参照符号は同じ要素を示している。

【0039】

図1を参照すると、整形外科手術に用いる本発明に従った髓内ロッドすなわち髓内釘100が示されている。髓内釘100は、本体102を含む。本体102は細長く、例えば概ね均一の断面を有し、その長さに沿って均一に延在することができる。別法では、図1に示されているように、本体102は、長骨の非線形の形状に一致するように非線形にすることができる。例えば、図1に示されているように、本体102は、中心部分104と、その中心部分104の第1の端部108から外側に延びた近位部分106を含む。遠位部分110が、中心部分104の第2の端部112から外側に延びることができる。

40

【0040】

本体102は、任意の好適な形状にすることができるが、単純にするために概ね円柱状とする。本体102は、中実としても良いし、図1に示されているように長手方向の中心カニューレすなわち中心孔114を有する中空すなわちカニューレ状としても良い。本体102の近位部分106は、本体102の中心部分104の第1の端部108と角（例えば、約160度）をなすように延在することができる。近位部分106は近位部分中心

50

線 1 1 6 を画定することができる。

【 0 0 4 1 】

本発明に従えば、本体 1 0 2 は、その本体 1 0 2 を貫通する開口 1 1 8 を画定している。開口 1 1 8 は、本体 1 0 2 に沿った任意の位置に設けることができることを理解されたい。例えば、開口 1 1 8 は、中心部分 1 0 4、遠位部分 1 1 0、または近位部分 1 0 6 に配置することができる。図 1 に示されているように、開口 1 1 8 は本体 1 0 2 の近位部分 1 0 6 に配置されている。

【 0 0 4 2 】

図 1 に示されているように、開口 1 1 8 の長さ L は、開口 1 1 8 の幅 W よりも有意に長い。言い換えれば、開口 1 1 8 は、長手方向の軸 1 1 6 に対して垂直な横方向の軸 1 2 0 よりも長手方向の軸 1 1 6 で有意に長い。

10

【 0 0 4 3 】

図 1 に示されているように、開口 1 1 8 は、その拡大部分 1 2 2 を画定している。本体 1 0 2 の近位部分 1 0 6 及び中心部分 1 0 4 は、任意の好適な形状を有することができるが、単純にするために概ね円柱状とし、孔 1 1 4 によって中空すなわちカニューレ状に画定することができる。

【 0 0 4 4 】

本体 1 0 2 の遠位部分 1 1 0 は、任意の好適な形状にすることができるが、図 1 に示されているように、本体 1 0 2 の中心部分 1 0 4 に対して角（例えば、170度）をなすように延在することができる。遠位部分 1 1 0 は、概ね円柱状とすることができる。中心孔 1 1 4 によって画定されるカニューレ状とすることができる。遠位部分 1 1 0 は、第 1 の遠位横孔 1 2 4 及び離間した第 2 の遠位横孔 1 2 6 を含むことができる。遠位部分 1 1 0 は、角によって画定されるテーパ状の先端部 1 2 8 を含むことができる。角は、例えば 25 度とすることができる。

20

【 0 0 4 5 】

遠位部分 1 1 0 は更に、前後孔凹部 1 3 0 を含むことができる。孔 1 3 0 は、追加のファスナー（図示せず）と協働する。

【 0 0 4 6 】

第 1 の遠位横孔 1 2 4 及び第 2 の遠位横孔 1 2 6 をファスナー（図示せず）と用いて、例えば脛骨 1 3 2 への髓内釘 1 0 0 の固定を助けることができる。

30

【 0 0 4 7 】

図 1 に示されているように、髓内釘 1 0 0 は、例えば脛骨 1 3 2 に用いることができる。脛骨 1 3 2 は、例えば髓内釘 1 0 0 の中心部分 1 0 4 に近接した位置に骨折部位 1 3 3 を有することができる。骨折部位 1 3 3 は、完全骨折とし、骨折の隣接部分の間に引き離された隙間すなわち空間を有することができる。

【 0 0 4 8 】

図 1 A を参照すると、開口 1 1 8 が詳細に示されている。開口 1 1 8 は、本体 1 0 2 の近位部分の両側の壁部を貫通するのが好ましいことを理解されたい。例えば、図 1 A に示されているように、開口 1 1 8 は概ね矩形の中心部分 1 3 4 を含む。中心部分 1 3 4 は、中心部分の長さ L C 及び中心部分の幅 W C を画定することができる。長さ L C は、幅 W C よりも長くすることができる。矩形中心部分 1 3 4 の長さ L C は、中心部分 1 3 4 の近位端部 1 3 6 から遠位端部 1 3 8 までの長さである。

40

【 0 0 4 9 】

円柱状のファスナー（図示せず）と協働するように、端部、例えば中心部分 1 3 4 の遠位端部 1 3 8 を弧状または半球状にすることができる。遠位端部 1 3 8 は、例えば半径 R によって画定することができる。

【 0 0 5 0 】

本発明に従えば、開口 1 1 8 は拡大部分 1 2 2 を含む。この拡大部分 1 2 2 は、開口 1 1 8 に沿った任意の位置に設けることができる。例えば、拡大部分 1 2 2 は、矩形部分 1 3 4 の遠位端部 1 3 8 から近位方向に延在することができる。拡大部分 1 2 2 は、半径 R

50

1によって画定される概ね円柱状とすることができる。

【0051】

ここで図1Bを参照すると、本発明の別の実施形態が髓内釘200として示されている。髓内釘200は、図1の髓内釘100に類似しているが、髓内釘100の開口118とは幾分異なる開口218を含む。例えば、図1Bの髓内釘200は、開口218の矩形中心部分234の中心に配置された拡大部分222を含む。

【0052】

ここで図1Cを参照すると、本発明の髓内釘100が取り付けられた脛骨132の骨折部位133が示されている。外科医が、骨折した骨に対して外傷外科手術を実施する際に、骨を固定して、骨折部を小さくするすなわち骨折部分の引き離された間隙を最小にする 10
ことを理解されたい。引き離された間隙、例えば図1Cに示されているような間隙G1は、脛骨132の上側部分142と脛骨132の下側部分144との間に存在する。

【0053】

図1Cを参照されたい。ファスナー146を開口118に配置することができる。ファスナー146は、図1Cに示されているようにスロット118の近位側に配置することができる。患者の体重(BW)により、脛骨132の上側部分142を下げる力が生じる。これにより動きが起こり、引き離された間隙G1が狭くなる、すなわち脛骨132の上側部分142が脛骨132の下側部分144に向かって移動する。

【0054】

ここで図1Dを参照すると、所定期間の動きの後の引き離された間隙133が示されて 20
いる。図1Dの引き離された間隙は、図1Cの引き離された間隙G1よりも小さい寸法G2である。ファスナー146も第1の位置148から第2の位置150(例えば、髓内釘100の開口118の中心)まで移動したことを理解されたい。この動きを可能にするために、開口118におけるファスナー146の初めの位置を上にするのが好ましいことを理解されたい。

【0055】

ここで図2を参照すると、髓内釘100の近位部分106が詳細に示されている。図2に示されているように、開口118は、髓内釘100の近位部分106に位置する。開口118は、矩形中心部分134及び拡大円柱状部分122を含む。髓内釘100の本体102の近位部分106がファスナーを固定するための開口118のみを有することができ 30
るが、ファスナーと協働する追加の構造を髓内釘100に設けることもできることを理解されたい。

【0056】

例えば、図2に示されているように、髓内釘100の近位部分106は、第1の近位横孔152を含むことができる。図2に示されているように、第1の近位横孔152は、開口118の近位側に配置することができる。髓内釘100の本体102の近位部分106は更に、第2の近位横孔154を含むことができる。第2の近位横孔154は、第1の近位横孔152と開口118との間に配置することができる。場合によっては、第1の近位横孔152及び第2の近位横孔154はそれぞれ、ファスナーを案内するための面取り部分156及び面取り部分158を含むことができる。 40

【0057】

追加の構造を、例えば髓内釘100の本体102の近位部分106に設けることができる。例えば、平坦部160を、例えば腱や靭帯などの軟組織のために空間を提供するために近位部分106の近位端部に配置することができる。

【0058】

ここで図2Aを参照すると、髓内釘100の本体102の近位部分106の開口118が詳細に示されている。開口118は、髓内釘100の本体102の第1の壁部162及び第2の壁部164を貫通している。

【0059】

ここで図2Bを参照すると、カニューレ状の髓内釘100の第1の壁部及び第2の壁部 50

の両方を貫通した第1の近位横孔152及び第2の近位横孔154が示されている。横孔152及び横孔154は、ファスナーを最適に配置できるように開口118に対して所定の角度に配置することができる。例えば、第1の近位横孔152は、スロットすなわち開口118の中心線140から角をなすように配置することができる。同様に、第2の近位横孔154は、開口118の開口中心線140から角をなすように配置することができる。

【0060】

ここで図2Cを参照すると、本発明に従った別の実施形態が髄内釘100Cとして示されている。髄内釘100Cは図2の髄内釘100に類似しているが、髄内釘100Cの近位部分106が、開口118に加えて唯1つの近位横孔152Cを含むという点が異なっている。

10

【0061】

ここで図2Dを参照すると、本発明に従った別の実施形態が髄内釘100Dとして示されている。髄内釘100Dは図2の髄内釘100に類似しているが、髄内釘100Dの近位部分106Dが開口118Dから遠位側に配置された唯1つの近位横孔152Dを含むという点が異なっている。

【0062】

ここで図2Eを参照すると、本発明に従った別の実施形態が髄内釘100Eとして示されている。髄内釘100Eは図2の髄内釘100に類似しているが、髄内釘100Eが開口118Eに対して径方向に整合した近位横孔152Eを含むという点が異なっている。近位横孔152Eは、開口118Eに対して近位側に配置されている。

20

【0063】

ここで図2Fを参照すると、本発明に従った別の実施形態が髄内釘100Fとして示されている。髄内釘100Fは図2の髄内釘100に類似しているが、髄内釘100Fが、その近位部分106Fの開口118Fから遠位側に配置されたその開口118Fと径方向に整合した近位横孔152Fを含むという点が異なっている。

【0064】

ここで図3を参照すると、髄内釘100の本体102の近位部分106が詳細に示されている。近位部分106は開口118を含む。開口118は、矩形部分134及び拡大部分122を含む。小さな雌ねじ166を、開口118の矩形部分134の遠位端部138に設けることができる。小さな雌ねじ166は、ファスナー(図示せず)と協働するように適合することができる。同様に、開口118の拡大部分122に、矩形部分134の近位端部136から延びた大きな雌ねじ168を設けることができる。同様に、大きな雌ねじ168もファスナー(図示せず)と協働するように適合することができる。

30

【0065】

ここで図4を参照すると、髄内釘100の本体102の近位部分106が詳細に示されている。図4に示されている髄内釘100は、例えば大きなねじすなわちファスナー170と協働することができる。大きなねじ170は、開口118の拡大部分122に螺合する。

【0066】

図4Aを参照すると、髄内釘100と分離したねじ釘170が示されている。大きなファスナー170は、開口118の拡大部分122に形成された大きな雌ねじ168に螺合する雄ねじ172を含む。雌ねじ168と雄ねじ172は、任意の大きさとすることができ、例えば6mmのねじとすることができる。大きなファスナー170を用いて、髄内釘100と脛骨132を静的に固定することができる。

40

【0067】

ここで図4Bを参照すると、中位のファスナー174を用いる髄内釘100が示されている。中位のファスナー174は、ねじ山のないシャフト部分176とねじ山のあるシャフト部分178を含む。ファスナー174のねじ山のないシャフト部分176は、開口118の拡大部分140の雌ねじ168の内径(MD)に嵌合する。中位のファスナー17

50

4と開口118が、長手方向の静的な固定と径方向の動的な固定を提供する。

【0068】

ここで図4Cを参照すると、小さなファスナー180を用いる髓内釘100が示されている。小さなファスナー180は、開口118の雌ねじ166と螺合する雄ねじ182を含む。小さなファスナー180と開口118の雌ねじ166が、髓内釘100の静的固定を提供する。

【0069】

ここで図4Dを参照すると、小さなファスナー184と髓内釘100が示されている。小さいファスナー184は、ねじ山のないシャフト部分186とねじ山のあるシャフト部分188を含む。ファスナー184のねじ山のないシャフト部分186は、開口118の矩形部分134内にスライド可能に適合して、例えばファスナーが髓内釘100に対して第1の位置190から第2の位置192を経て最終的に位置194まで移動できる。小さいファスナー184と髓内釘100によって動的固定が提供され、スロット118が小さいねじ184を用いた長骨132の動きを可能にする。

【0070】

ここで図5を参照すると、長骨132の髓管131に配置された髓内釘100が示されている。長骨132は、図5に示されているように脛骨の形態とすることができる。髓内釘100は、その遠位部分110を脛骨132の近位部分に配置してから髓内釘100を矢印103の方向に進めて、脛骨132の髓管131内に挿入することができる。髓内釘100を、脛骨132の髓管131内に正確に固定することができる。

【0071】

例えば、図5に示されているように、第1の近位ファスナー111を第1の近位孔152内に配置することができる。髓内釘100が脛骨132の近位部分に挿入されているため、脛骨132の近位部分を露出させて、目で確認してファスナー111を孔152内へ挿入する、或いは取付け具(図示せず)を用いて整合を助けファスナー111の孔152内へ挿入することができる。ドリル(図示せず)を用いて脛骨132の皮質骨を穿孔して、ファスナー111を第1の近位孔152内に挿入することができる。

【0072】

第1の近位ファスナー111は、任意の好適な市販の骨ねじ、例えばセルフタッピン皮質ねじなどの皮質ねじとすることができる。皮質ねじは、任意の好適な大きさにすることができ、反対側の骨の皮質に係合するのに十分な長さを有する例えば3mm~6mmのねじとすることができる。

【0073】

第1の近位ファスナー111に加えて、髓内釘100に第2の近位ファスナー113を用いることもできる。ファスナー113は、例えば第2の近位孔154に固定することができる。第2の近位ファスナー113も同様に、任意の好適な耐久ファスナー、例えばセルフタッピン皮質ねじとすることができる。このようなセルフタッピン皮質ねじは、シャフト直径が例えば3mm~6mmであって、脛骨132の反対側の皮質に達するのに十分な長さを有することができる。開口118に配置される小さいファスナーを髓内釘100に用いる場合、脛骨132の動きが第1の近位ファスナー111の軸方向の動きによって可能となることを理解されたい。この動きのためには、第2の近位ファスナー113は望ましくない。

【0074】

髓内釘100を脛骨に固定するには、開口118に使用するファスナーを選択することができる。開口118に使用するのに適したファスナーは、特定の骨折の治療に動的固定が望ましいか否かによって異なる。

【0075】

例えば開口118について述べると、例えばファスナー170、174、180、または184を用いることができる。適切なファスナーを開口118に配置したら、髓内釘100の遠位部分110を長骨すなわち脛骨132に固定することができる。

10

20

30

40

50

【0076】

第1の遠位横孔ファスナー121を第1の遠位横孔154に固定することができる。第1の遠位横孔ファスナー121は、例えば直径が3mm~6mmであって、脛骨132の反対側の皮質に係合するのに十分な長さを有するセルフタッピン皮質ねじの形態とすることができる。

【0077】

第1の遠位ファスナー121に加えて、第2の横孔126に固定できる第2の遠位横孔ファスナー123を用いて、髄内釘100の遠位部分110を脛骨132に固定することができる。第2の遠位横孔ファスナー123は、ファスナー121と同様に、例えば直径が3mm~6mmであって、脛骨132の反対側の皮質に係合するのに十分な長さを有するセルフタッピン皮質ねじの形態とすることができる。例えば、第1の遠位ファスナー121及び第2の遠位ファスナー123は4.5mmの皮質ねじとすることができる。第1の近位ファスナー111及び第2の近位ファスナー113は、直径5.5mmのセルフタッピン皮質ねじの形態とすることができる。

10

【0078】

第1の遠位横孔ファスナー121及び第2の遠位横孔ファスナー123は、放射線透過性のドリルガイドシステム(図示せず)または標準的なフリーハンド法で配置することができる。

【0079】

ここで図6を参照すると、本発明の別の実施形態が髄内釘300として示されている。髄内釘300は、図1~図5の髄内釘100に類似しているが、髄内釘300が髄内釘100の開口118とは異なる開口318を有する。例えば、髄内釘300は、髄内釘100の本体102に類似した本体302を含む。本体302は、近位部分306が延出した中心部分304を含む。

20

【0080】

近位部分306は、その近位部分306を貫通する開口318を画定している。開口318は、髄内釘100の開口118とは異なり雌ねじを備えていない。例えば、開口318は、中心部分324と、その中心部分324から近位側に延びた拡大部分322を含む。

【0081】

中心部分334は、雌ねじを備えていない矩形の遠位端部338を含む。例えば図1~図4に示されている皮質ねじの形態のファスナー(図示せず)を、開口318の遠位端部338及び拡大部分322に固定することができる。開口318にファスナーを用いて、髄内釘の軸方向の移動を制限すると共に脛骨の髄管内における髄内釘の径方向の動きを可能にすることができる。

30

【0082】

ここで図7を参照すると、本発明の別の実施形態が髄内釘400として示されている。図1~図5の髄内釘100及び図6の髄内釘300に類似した髄内釘400は、骨折した長骨132を修復するためにその長骨の髄管131内に挿入される。

【0083】

髄内釘400は、例えば大腿骨、脛骨、上腕骨、尺骨、または体の他の任意の長骨に用いることができる。図7に示されているように、髄内釘400は脛骨132に用いられている。

40

【0084】

髄内釘400は、例えば脛骨132の髄管131に適合する任意の好適な形状とすることができる。図1~図5の髄内釘100の形状及び大きさとほぼ同様とすることができる。

【0085】

例えば、図7に示されているように、髄内釘400は本体402を含む。本体402は、髄管131内に適合する概ね細長い形状にデザインされている。本体402は、質量を最少化し強度を最大化するべく、中空すなわちカニューレ状とし、中心開口すなわちカニ

50

ユーレ 14 を含むことができる。

【0086】

例えば脛骨 132 などの長骨は正確な直線状ではないため、本体 402 を同様に非直線の形状にすることができる。例えば、本体 402 は、中心部分 404 と、中心部分 404 から例えば角 で延出した遠位部分 410 を含むことができる。本体 402 は更に、中心部分 404 から例えば角 で延出した近位部分 406 を含むことができる。

【0087】

近位部分 406 は長軸 416 を画定することができる。本発明に従えば、孔すなわち開口 418 が本体 402 に形成されている。例えば、開口 418 は、髓内釘 400 の近位部分 406 に配置することができる。開口 418 は、その幅 WW よりも長い長さ LL を有する。言い換えれば、開口 418 は、長軸 416 に垂直な横軸 420 における長さよりも長軸 416 における長さの方が長い。

10

【0088】

髓内釘 400 の遠位端部 410 は、髓内釘 400 の遠位部分 410 に位置する開口すなわち横孔を用いて髓管 131 内の所定の位置に固定すなわち取り付けることができる。例えば、髓内釘 400 の遠位部分 410 は第 1 の遠位横孔 424 を含むことができる。第 1 の遠位横孔 424 に加えて、第 2 の遠位横孔 426 を第 1 の遠位横孔 424 から離間した位置に配置することができる。更に、髓内釘 400 の遠位部分 410 の本体 402 に溝すなわち凹部 430 を設けることができる。

【0089】

本発明の髓内釘 400 はその近位部分 406 に開口 418 のみを含むことができるが、髓内釘 400 は更に、第 1 の近位横孔 452 及びそこから離間した第 2 の近位横孔 454 を含むこともできる。髓内釘 400 の近位部分 406 は更に、髓内釘 400 の近位部分 406 の近傍に軟組織を受容する構造を含むことができる。例えば、近位部分 406 は、靭帯または腱が髓内釘 400 に接触できるようにする閉端部 460 を含むことができる。

20

【0090】

近位横孔、例えば第 1 の近位横孔 452 及び第 2 の近位横孔 454 は、髓内釘 400 の近位部分 406 内の任意の位置に配置することができる。例えば、図 7 に示されているように、第 1 の近位横孔 452 を開口 418 の近位側の右に配置することができる。第 2 の近位横孔 454 は、第 1 の近位横孔 452 と開口 418 との間の左に配置することができる。

30

【0091】

ここで図 7A を参照すると、髓内釘 400 は、本体 402 の近位部分 406 に唯 1 つの近位横孔 452A を有する。近位横孔 452A は、開口 418A の遠位部分に整合するように配置することができる。

【0092】

ここで図 7B を参照すると、本発明の別の実施形態が髓内釘 400B として示されている。髓内釘 400B は、図 7 の髓内釘 400 に類似しているが、髓内釘 400B は、図 7A の髓内釘 400A とは異なる位置に配置された唯 1 つの第 1 の近位横孔 452B を含む。髓内釘 400B は、その本体 402B の近位部分 406B の開口 418B に対して近位側に配置された第 1 の近位横孔 452B を含む。

40

【0093】

ここで図 7C を参照すると、本発明の別の実施形態が髓内釘 400C として示されている。髓内釘 400C は、開口 418C に整合して遠位側に配置された唯 1 つの近位横孔 452C を含む。開口 418C 及び近位横孔 452C は共に、髓内釘 400C の本体 402C の近位部分 406C に配置されている。

【0094】

ここで図 7D を参照すると、本発明の別の実施形態が髓内釘 400D として示されている。髓内釘 400D は、図 7C の髓内釘 400C に類似しているが、近位横孔 452D は、髓内釘 400D の本体 402D の近位部分 406D の開口 418D に整合して近位側に

50

配置されている。

【0095】

ここで図8を参照すると、図7の髄内釘400が詳細に示されている。開口418は、中心部分434を含むことができる。中心部分434は、概ね矩形の断面を有することができる。

【0096】

開口418は更に、拡大部分422を含むことができる。例えば、円柱状近位拡大部分422を、図8に示されているように中心部分434に対して近位側に配置することができる。

【0097】

髄内釘400の開口418は更に、第2の拡大部分421を画定することができる。第2の拡大部分421は、概ね円柱状であって、中心部分434から遠位側に配置することができる。

【0098】

開口418は、任意の好適な形状にすることができ、図8に示されているように、幅CWを画定する概ね矩形の中心部分434を含むことができる。円柱状部分、例えば近位円柱状部分422及び遠位円柱状部分421はそれぞれ、直径CD1及び直径CD2によって画定することができる概ね円柱状とすることができる。直径CD1及び直径CD2は、概ね同じ大きさであって、中心部分434の幅CWよりも大きくすることができる。

【0099】

第1の円柱状部分422は、角 で画定することができ、第2の円柱状部分421は角 で画定することができる。中心部分434は、例えばCLの長さを有することができる。

【0100】

本発明の髄内釘400は、唯1つの開口418を含むことができるが、髄内釘400は更に第1の近位横孔452を含むことができることを理解されたい。ファスナーを横孔452内に挿入するのを助けるために、第1の面取り部分456を第1の横孔452の同心円上に設けることができる。

【0101】

第1の近位横孔452に加えて、第2の近位横孔454を髄内釘400に設けることができることを理解されたい。第2の近位横孔454は、第2の近位横孔と同心円状の第2の面取り部分458を含むことができる。

【0102】

ここで図8Aを参照すると、髄内釘400の本体402に形成された開口418が、その本体402の第1の壁部464及び第2の壁部464を貫通してカニューレ414をなしている。

【0103】

ここで図9を参照すると、開口418が詳細に示されている。髄内釘400の開口418は、ファスナーを開口418内に案内するための例えば面取り部分455の形態である構造を含むことができる。開口418は更に、その第2の円柱状部分421の遠位部分438に遠位雌ねじ466を含むことができる。遠位雌ねじ466はファスナーと協働するように利用される。

【0104】

髄内釘400の開口418は更に、その第1の円柱状部分422に近位雌ねじ468を含むことができる。近位雌ねじ468はファスナー（図示せず）と協働するように用いられる。

【0105】

ここで図10を参照すると、髄内釘400の本体402と協働するファスナー470が示されている。本体402の円柱状部分422及び421は、ファスナー470に螺合するように適合されている。例えば、図10に示されているように、ファスナー470は、

10

20

30

40

50

髓内釘 400 の開口 418 の近位部分 422 と協働することができる。このような協働では、ファスナー 470 は第 1 の中心線 481 を画定する。別法では、ファスナー 470 は、破線で示されているように第 2 の中心線 483 に配置することができる。第 2 の中心線 483 の位置では、ファスナー 470 は髓内釘 400 の開口 418 の遠位部分 421 と協働する。

【0106】

ここで図 11 を参照すると、ファスナー 470 及び開口 418 が詳細に示されている。図 11 に示されているように、ファスナー 470 が開口 418 の大きな遠位部分 421 に螺合している。図 11 に示されているように、ファスナー 470 は、遠位拡大部分 421 に位置する雌ねじ 466 に螺合するのが好ましい雄ねじ 482 を含む。

10

【0107】

ファスナー 470 は、骨に用いるのに好適な任意のファスナーとすることができる。

【0108】

ファスナー 470 は、海綿骨または皮質ファスナーすなわち海綿骨または皮質ねじとすることができる。例えば、ファスナー 470 は、例えばピッチ P 及びピッチ直径 PD を有する全長にねじが形成された皮質ねじなどの皮質止めねじとすることができる。例えば、皮質ねじ 470 は、例えば 6.0 mm のピッチ直径 PD 及び例えば 2 mm のピッチ P を有することができる。ファスナー 470 と協働する場合、遠位拡大部分 421 は、ファスナー 470 とほぼ同じピッチ PD 及びピッチ P を有する雌ねじ 466 を有するようにすることができる。

20

【0109】

ここで図 12 を参照すると、開口 418 の近位拡大部分 422 に位置するファスナー 470 が示されている。近位拡大部分 422 は、ファスナー 470 の雄ねじ 482 に螺合する雌ねじ 468 を含むのが好ましいことを理解されたい。雌ねじ 468 は、ファスナー 470 と螺合するようにファスナー 470 に類似したピッチ直径 PD 及びピッチ P を有することができる。

【0110】

開口 418 は、遠位拡大部分 421 及び近位拡大部分 422 のピッチ直径 PD よりも小さい幅 W を有する中心部分 434 を含むことができる。例えば、中心部分 434 は、例えば 4.5 mm の幅 W を有することができる。

30

【0111】

ここで図 12 及び図 12 A を参照すると、ファスナー 474 は、図 12 に破線で開口 418 の遠位部分 421 の位置に示されている。ファスナー 474 は、そのシャンク部分 475 で遠位部分の雌ねじ 466 にスライド可能に係合する。ファスナー 474 は、横方向には動くことができるが、軸方向には動くことができない。ファスナー 474 は、ねじが設けられていないシャンク部分 475 及びねじが設けられたシャンク部分 476 を有することができる。ファスナー 474 は、雌ねじ 466 及び雌ねじ 468 の内径に一致するように例えば 5.75 mm のシャンク直径 SD を有する部分的にねじ山が設けられた皮質ねじなどの皮質ねじとすることができる。

【0112】

ここで図 13 を参照すると、動的固定に用いられる本発明の髓内釘が示されている。骨折部位 134 の治癒を促進するために、脛骨の制限された動きが、骨折部位 134 を圧迫してその骨折部位の治癒を促進するのに望ましいであろう。動的固定は、髓内釘 400 に対してファスナーの荷重がかかった状態で動きが可能になって起こる。

40

【0113】

図 13 及び図 13 A に示されているように、髓内釘 400 は、開口 418 とファスナーとの間に隙間ができるファスナー 480 を用いることができる。このようなファスナーは、図 13 のファスナー 480 とすることができる。ファスナー 480 は、近位拡大部分 422 及び遠位拡大部分 421 の直径 PD よりも小さいファスナー直径 FD を有する。ファスナー 480 の直径 FD はまた、開口 418 の中心部分 434 の幅 WW よりも大きい。

50

【0114】

ファスナー480を例えば髄内釘400の開口418の近位拡大部分422の中心に配置する場合、ファスナー480は、矢印485の方向に荷重がかかると第1の中心線487から第2の中心線489に移動することができる。ファスナー480のこのような移動すなわち動きにより、動的固定距離DDが達成される。

【0115】

ここで図14を参照されたい。ファスナー480を、第1の中心線477の遠位拡大部分421の中心に配置することができる。ファスナー480は、矢印472の方向に荷重がかかると第1の中心線477から第2の中心線479に移動し、髄内釘400及びファスナー480によって制限された動的固定距離DD2が達成される。

10

【0116】

ファスナー480は髄内釘400のねじ466またはねじ468に螺合しないため、ファスナー480はねじ山が全長に亘るファスナーまたは一部に亘るファスナーとすることができることを理解されたい。ファスナーは、例えば脛骨の反対側の皮質に係合するのに適した長さを有することができることを理解されたい。

【0117】

ここで図15及び図16を参照すると、完全な動的固定に用いられる本発明の髄内釘400が示されている。ファスナー、例えばファスナー484が、髄内釘400の開口418に適合して、実質的に開口418の長さに沿った動きを提供することができる。ファスナー484は、開口418内において実線で示されている第1の位置461から破線で示されている第2の位置463へ移動できるあらゆるファスナーとすることができる。

20

【0118】

ファスナー484は、皮質ねじまたは海綿骨ねじとすることができ、例えば脛骨などの骨に取付け可能な任意の長さを有することができる。皮質ねじ484は、ねじ山が全長に亘るねじまたは一部に亘るねじとすることができる。例えば、図15に示されているように、ねじ484は、全長にねじ山が設けられた皮質ねじの形態にすることができる。皮質ねじ484は、セルフドリリング及び/またはセルフタッピンとすることができる。

【0119】

ここで図16を参照すると、ファスナー484が、実線の第1の位置461、破線の最終位置463、及び中間位置465に示されている。最大動的固定が得られるようにファスナー484を第1の位置461に配置して、動的固定プロセスによって矢印464の方向に第1の位置461から中間位置465を経て最終位置463に移動できるようにする。

30

【0120】

ファスナー484が開口418に沿って移動できるようにするために、ファスナー484の直径FDSを、開口418の中心部分484の幅Wよりも小さくして隙間ができると共に、近位拡大部分422及び遠位拡大部分421よりも小さくなるように選択する。

【0121】

ここで図17を参照すると、プラグ441と共に用いる髄内釘400が示されている。プラグ441が開口418の一部に挿入され適合している。

40

【0122】

プラグ441は、吸収性の生体適合材料から形成するのが好ましい。このような生体適合材料には様々な材料が含まれ、例えば、PLA（ポリラクチド）、PGA（ポリグリコリド（polyglycolide））、またはビタミンE誘導体を挙げることができる。ビタミンE誘導体は、市販されており、Depuy Biostop G（バイオストップG）製品群などの材料に類似している。バイオストップG材料は中性成分の混合物である。このような中性成分には、グリセロール、ゼラチン、及び水が含まれる。グリセロール、ゼラチン、及び水を組み合わせた材料は、手術から15日以内に完全に吸収され得る。

【0123】

プラグ441に好適な他の材料として、モノマー及び生分解性ポリマーを挙げることが

50

できる。

【0124】

このようなモノマーとして、L-ラクチド、D-ラクチド、DL-ラクチド、及びグリコリド (glycolide) を挙げることができる。L-ラクチドは、対応するL(+) 乳酸の縮合重合によって生成された低分子量ポリ(乳酸)の解重合によって生成される。

【0125】

DL-ラクチドは、対応するDL-乳酸の縮合重合によって生成された低分子量ポリ(DL-乳酸)の解重合によって生成される。

【0126】

D(+)-ラクチドは、対応するD-乳酸の縮合重合によって生成された低分子量ポリ(D-乳酸)の解重合によって生成される。 10

【0127】

グリコリドは、対応するグリコール酸(ヒドロキシ酢酸)の縮合重合によって生成された低分子量ポリ(グリコール酸)の解重合によって生成される。

【0128】

ポリマーは、PLAまたはポリラクチドとして知られる2つに大きく分類することができる。PLAすなわちポリラクチドには、ポリ(L)ラクチド、ポリ(D)ラクチド、及びポリ(DL)ラクチドが含まれる。

【0129】

コポリマーには、ポリ(L)ラクチドコドラクチド(poly(l)lactidecodlactide)、ポリ(L)ラクチドコドルラクチド(poly(l)lactidecodllactide)、及びポリ(ラクチド)コグリコリドが含まれる。 20

【0130】

ポリマーの形態の場合、生体吸収性材料は、2種類の生分解によって吸収される。第1の種類の分解には、ポリマー質量の急速な減少が含まれる。この種類の分解は、水が装置に浸入する速度がポリマーが水溶性材料に転換する速度を超えた場合、装置全体が侵食され、バルク侵食(bulk erosion)と呼ばれる。市販されている全ての合成装置はこのバルク侵食によって分解される。

【0131】

表面浸食(surface erosion)として知られている第2の種類の生分解は、ポリマーが装置に浸入する速度がポリマーが水溶性材料に変換する速度よりも遅い場合に起こる。表面浸食では、時間経過と共に装置は薄くなるが、装置のバルク完全性は維持される。ポリマーが疎水性である場合、この種類の浸食を受ける材料にポリ無水物及びポリオルトエステルが含まれ、化学結合が加水分解によって著しく影響を受け易い。一般に、このプロセスは、生分解ではなく生体浸食(bio-erosion)と呼ばれる。 30

【0132】

分解-吸収の機構は、ポリマー主鎖の安定性、触媒添加物や不純物または可塑剤の存在、並びにプラグの形状を含む多くの相関する因子による。

【0133】

プラグ441は、治癒する時に徐々に分解して周囲組織に適切な荷重で応力を伝達するようにプラグを調整してこれらの因子がバランスするように材料及び形状を用いてデザインされるのが好ましい。 40

【0134】

出願者は、わずか2、3週間から1年以上にも及ぶ様々な吸収速度を有するように生体吸収性プラグをデザインできると考えている。例えば、バイオストップG製品などのビタミンE誘導体を用いる場合は吸収速度が2、3週間である。これとは対照的に、PLA及びPGAなどの材料を用いる場合は吸収速度がそれぞれ6ヶ月または24ヶ月である。

【0135】

PLA及びPGAの物理特性は、PLAがこのような釘に必要な荷重を維持する十分な物理特性を有するため、このような適用に特に適している。例えば、PLAは約27kP 50

a ~ 82, 740 kPa (4 psi ~ 12, 000 psi) の引張り強度を有し、PGA は 68, 950 kPa (10, 000 psi) 以上の引張り強度を有する。

【0136】

好ましくは、本発明のプラグ441の材料として用いる生体吸収性ポリマーは熱可塑性である。このような熱可塑性材料は、例えば押し出しや注入成型などの従来のプラスチック製造法を用いて様々な製品の形状に加工することができる。この工程及び条件は、ポリマーの種類及び固有の粘度に依存する。工程の前に好適な乾燥条件を用いてポリマーを十分に乾燥させることが望ましい。

【0137】

プラグ441に用いる生体吸収材料は滅菌されたものが好ましい。例えば、ラクチド/グリコリド型ポリマーなどのこのようなポリマーの最も一般的な滅菌法は、ガス滅菌(エチレンオキシド(ETO))及び線滅菌である。ETO滅菌は、このようなポリマーの分子特性に実質的に影響を与えない。残留ガスを材料から十分に除去することに注意しなければならない。線は、このようなポリマーの分子量を著しく低下させることが知られている。このような影響を、プラグの製造段階で考慮しなければならない。

10

【0138】

生体吸収性プラグの材料として用いるポリマーの生分解特性から、保管温度を0 / 32 °F未滿、好ましくは15 すらわち59 °Fまたはそれ以下に維持すべきである。低温で保管することによって加水分解損失を防止することができる。使用する前に、パッケージを室温に戻し、大気中の水分が凝縮するのを防止すべきである。開封したら、材料はできるだけ迅速に使用し、大気中の水分が入らないように高純度乾燥窒素でパージしてから密閉する。

20

【0139】

図17を再び参照されたい。プラグ441は、例えば近位拡大部分422に適合することができる。プラグ441は、近位拡大部分422に嵌合するように概ね円筒状にすることができる。プラグ441は、遠位拡大部分421に適合するようにもできる。プラグ441が近位拡大部分422に配置される場合、動的固定の範囲が、遠位拡大部分421に配置されている場合よりも大きくなり得る。

【0140】

ここで図18を参照すると、髄内釘400に配置されたプラグ441とそのプラグ441に配置された例えばファスナー474などのファスナーが示されている。図18に示されているように、ファスナー474は、第1の位置443においてプラグ441内の中心に配置することができる。プラグ441が生分解すると、ファスナー471が動的固定下で第2の位置445(破線で示されている)に移動することができる。

30

【0141】

ここで図19を参照すると、プラグ441及び小さなファスナー484を用いた髄内釘400が示されている。ねじ484によって、実線で示されている第1の位置447から破線で示されている中間位置448を経て破線で示されている最終位置449までの完全な動的固定が可能となっている。ファスナー484の第1の位置447は、プラグ441内であって近位部分422の中心に位置する。プラグ441が吸収されると、ねじ484が第1の位置447から中間位置448に移動する。中間位置448においてプラグ441が完全に吸収されると、中間位置448から最終位置449への移動が骨折部位の動的固定によって制御される。

40

【0142】

ここで図20を参照すると、本発明の別の実施形態が、完全に吸収可能なプラグ481を用いた髄内釘400として示されている。完全に吸収可能なプラグ481は、開口418の十分な部分或いは実質的に全てに嵌合することができる。吸収性プラグ481は、開口418内に押圧して或いはスライドさせて嵌合させることができ、上記したプラグ441などの任意の好適な耐久性材料から形成することができる。吸収性プラグ481は、部分的な動的固定及び完全な動的固定に用いることができる。

50

【0143】

図20を参照されたい。プラグ481は部分的な動的固定に用いることができる。例えば、ファスナー480は、例えば近位拡大部分422の中心に配置することができる。ファスナー480は、第1の位置490（実線で示されている）から第2の位置491（破線で示されている）に移動することができる。ファスナー480を遠位拡大部分421に配置しても、ある程度限定された動的固定が得られることを理解されたい。

【0144】

ここで図21及び図21Aを参照されたい。吸収性プラグ481は、完全な動的固定のために髄内釘400に用いることができる。完全動的固定に用いる場合、髄内釘400は、例えば図21及び図21Aに示されているファスナー484などの小さなファスナーを用いることができる。ファスナー484は、第1の位置493すなわち開口418の近位拡大部分422内の中心に配置することができる。動的固定下での吸収により、ファスナー484は破線で示されている第2の位置494を経て破線で示されている位置495まで移動する。

10

【0145】

ここで図22を参照すると、長骨すなわち脛骨132の髄管131内に配置された髄内釘400が示されている。本発明の髄内釘400は、上記した開口418と協働するファスナーに加えて、別のファスナーを含むことができることを理解されたい。髄内釘400を脛骨132の髄管131内に適切に配置するために、第1の遠位ファスナー428を例えば第1の遠位横孔424に固定することができる。例えばファスナー430である第2の遠位ファスナーを第2の遠位横孔426に配置できることを理解されたい。遠位ファスナー428及び遠位ファスナー430は、例えば図5の髄内釘100のファスナー121及びファスナー123に類似している。

20

【0146】

動的固定が可能となるように、髄内釘400の近位部分406は、開口418に結合したファスナーのみを含むことができる。髄内釘400を動的固定に用いずに、例えば静的髄内釘として用いる場合、追加のファスナーを髄内釘400の近位部分406に配置することができる。例えば、第1の近位ファスナー411を第1の近位孔452に固定することができる。同様に、第2の近位ファスナー413を第2の近位孔454に固定することができる。第1の近位ファスナー411及び第2の近位ファスナー413は、図5の髄内釘100のファスナー111及びファスナー113と同様にすることができる。

30

【0147】

ここで図23を参照すると、本発明の別の実施形態が釘500として示されている。釘500は、図8～図22の釘400に類似しており、本体502の近位部分506を含む。近位部分506は、図8～図22の釘400の近位部分406に類似しており、近位部分522、中心部分534、及び遠位部分521を有する開口518を含む。近位部分522及び遠位部分521は、ねじ山を備えていないという点で髄内釘400の開口418の対応する近位部分422及び遠位部分421とは異なっている。髄内釘500は、その内部におけるファスナーの径方向の動きは可能にするが軸方向の動きを防止することができる。

40

【0148】

ここで図23Aを参照すると、本発明の別の実施形態がキット600として示されている。キット600は、例えば髄内釘400と、例えばファスナー470であるファスナーを含む。キット600は更に、例えばファスナー484などの第2のファスナーを含むことができる。キット600は更に、例えばファスナー474などの第3のファスナーを含むことができる。キット600はまた、例えばファスナー480である第4のファスナーを含むことができる。ファスナー484、480、470、及び474は、近位拡大部分422または遠位拡大部分421に配置することができる。

【0149】

細長い開口を備えた本発明の髄内釘はあらゆる長骨に利用できることを理解されたい。

50

図 2 4 を参照すると、本発明の別の実施形態が釘 7 0 0 として示されている。釘 7 0 0 は、大腿骨 7 0 2 に用いる大腿骨釘の形態であって、細長い開口 7 1 8 を含む。

【 0 1 5 0 】

ここで図 2 5 を参照すると、本発明が、大腿骨 7 0 2 に用いるための細長い開口 8 1 8 を有する逆方向釘 8 0 0 として示されている。

【 0 1 5 1 】

ここで図 2 6 を参照すると、上腕骨釘 9 0 0 の形態の別の実施形態が示されている。上腕骨釘 9 0 0 は、上腕骨 9 0 2 と共に用いる細長い開口 9 1 8 を含む。

【 0 1 5 2 】

ここで図 2 7 を参照すると、本発明の別の実施形態が上顆釘 (supercondyral nail) 1 0 0 0 として示されている。上顆釘 1 0 0 0 は、例えば脛骨 1 3 2 に用いられる。この釘 1 0 0 0 は細長い開口 1 0 1 8 を含む。

【 0 1 5 3 】

ここで図 2 8 を参照すると、本発明の別の実施形態が関節形成術を実施するための方法 1 1 0 0 として示されている。この方法 1 1 0 0 は、第 1 のファスナーと、第 2 のファスナーと、本体を有する髓内釘とを含む整形外科手術キットを用意する第 1 のステップ 1 1 1 0 を含む。この本体は、その長軸を画定している。本体はまた、その貫通開口を画定している。この開口は、動的固定を提供するために第 1 のファスナーと協働する第 1 の位置と、患者に切開部を形成するための静的固定を提供するために第 2 のファスナーと協働する第 2 の位置を有する。

【 0 1 5 4 】

この方法 1 1 0 0 は更に、骨に内腔を用意する第 2 のステップ 1 1 2 0 を含む。この方法はまた、髓内釘をその内腔内に挿入する第 3 のステップ 1 1 3 0 を含む。この方法 1 1 0 0 は更に、外科手術のために静的固定及び動的固定の一方を選択する第 4 のステップ 1 1 4 0 と、外科手術のための静的固定または動的固定の選択に基づいて第 1 のファスナー及び第 2 のファスナーの一方を選択する第 5 のステップ 1 1 5 0 を含む。この方法はまた、第 1 のファスナー及び第 2 のファスナーの選択した一方を髓内釘内に固定する第 6 のステップ 1 1 6 0 を含む。

【 0 1 5 5 】

本発明及びその利点を詳細に説明してきたが、添付の特許請求の範囲によって規定される本発明の概念及び範囲から逸脱することなく様々な変更、置換、及び代替が可能であることを理解されたい。

【 0 1 5 6 】

本発明の実施態様は以下の通りである。

(1) 整形外科手術に用いる第 1 のファスナー及び第 2 のファスナーと共に使用する髓内釘であって、本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含み、前記本体がその本体を貫通する開口を画定しており、前記開口が、第 1 のファスナーと協働して動的固定を提供する第 1 の位置と、第 2 のファスナーと協働して静的固定を提供する第 2 の部分を有することを特徴とする髓内釘。

(2) 前記開口が、矩形中心部分と、その矩形中心部分に隣接した端部円柱状部分とを有することを特徴とする実施態様 (1) に記載の髓内釘。

(3) 前記端部円柱状部分が前記第 1 のファスナーに係合するように適合されていることを特徴とする実施態様 (2) に記載の髓内釘。

(4) 前記端部円柱状部分が、前記第 1 のファスナーとスライド式嵌合及び螺合の一方に適合されていることを特徴とする実施態様 (2) に記載の髓内釘。

(5) 前記開口が、前記本体の前記長手方向の軸に沿って前記第 1 のファスナーが前記本体とスライド式に嵌合するように適合されていることを特徴とする実施態様 (1) に記載の髓内釘。

【 0 1 5 7 】

(6) 前記開口が更に、前記した第 1 の端部円柱状部分の反対側に第 2 の端部円柱状部

分を含むことを特徴とする実施態様(2)に記載の髓内釘。

(7)前記第1の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定しており、前記第2の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定していることを特徴とする実施態様(6)に記載の髓内釘。

(8)更に、前記開口に隣接した前記本体に協働する吸収性成分を含むことを特徴とする実施態様(1)に記載の髓内釘。

(9)前記本体が前記開口に隣接した前記本体に形成された雌ねじを含み、前記吸収性成分が、前記本体の前記雌ねじと協働するように形成された雄ねじを含むことを特徴とする実施態様(4)に記載の髓内釘。

(10)前記開口が、その開口軸を画定し、その開口軸が、前記本体の前記長手方向の軸に垂直であることを特徴とする実施態様(1)に記載の髓内釘。 10

【0158】

(11)整形外科手術に用いるためのキットであって、第1のファスナーと、第2のファスナーと、本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含む髓内釘とを含み、前記本体がその本体を通る開口を画定しており、前記開口が、前記第1のファスナーと協働して動的固定を提供する第1の部分と、前記第2のファスナーと協働して静的固定を提供する第2の部分とを有することを特徴とするキット。

(12)前記開口が、矩形中心部分と、その矩形中心部分に隣接した端部円柱状部分とを有することを特徴とする実施態様(11)に記載のキット。

(13)前記端部円柱状部分が前記第1のファスナーに係合するように適合されていることを特徴とする実施態様(12)に記載のキット。 20

(14)前記端部円柱状部分が、前記第1のファスナーとスライド式嵌合及び螺合の一方に適合されていることを特徴とする実施態様(12)に記載のキット。

(15)前記開口が、前記本体の前記長手方向の軸に沿って前記第1のファスナーが前記本体とスライド式に嵌合するように適合されていることを特徴とする実施態様(11)に記載のキット。

【0159】

(16)前記開口が更に、前記端部円柱状部分の反対側に第2の端部円柱状部分を含むことを特徴とする実施態様(12)に記載のキット。

(17)前記第1の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定しており、前記第2の端部円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定していることを特徴とする実施態様(16)に記載のキット。 30

(18)更に、前記開口に隣接した前記本体に協働する吸収性成分を含むことを特徴とする実施態様(11)に記載のキット。

(19)前記本体が前記開口に隣接した前記本体に形成された雌ねじを含み、前記吸収性成分が、前記本体の前記雌ねじと協働するように形成された雄ねじを含むことを特徴とする実施態様(14)に記載のキット。

(20)前記開口が、その開口軸を画定し、その開口軸が、前記本体の前記長手方向の軸に垂直であることを特徴とする実施態様(11)に記載のキット。

【0160】

(21)整形外科手術の方法であって、第1のファスナーと、第2のファスナーと、本体の長手方向の軸を画定する前記本体を含む髓内釘とを含み、前記本体がその本体を通る開口を画定しており、前記開口が、前記第1のファスナーと協働して動的固定を提供する第1の部分と前記第2のファスナーと協働して静的固定を提供する第2の部分とを有する、整形外科用キットを用意するステップと、患者に切開部を形成するステップと、骨の内腔を準備するステップと、前記髓内釘を前記骨内腔内に挿入するステップと、前記整形外科手術のために前記静的固定及び前記動的固定の一方を選択するステップと、前記整形外科手術のために前記静的固定及び前記動的固定の一方の選択に基づいて前記第1のファスナー及び前記第2のファスナーの一方を選択するステップと、前記第1のファスナー及び前記第2のファスナーの選択した前記一方を前記髓内釘内に固定するステップとを含むこ 40 50

とを特徴とする方法。

(22) 整形外科手術に用いる髓内釘であって、本体の長手方向の軸及び横方向の軸を画定する前記本体を含み、前記横方向の軸が前記長手方向の軸に対して垂直であり、前記本体が、その本体を通る開口を画定しており、前記開口が、前記横方向の軸においてよりも前記長手方向の軸においての方が実質的に長く、前記開口が、前記長手方向の軸に沿ってその拡大部分を画定していることを特徴とする髓内釘。

(23) 前記開口が矩形中心部分を含み、前記拡大部分が、概ね円柱状部分の形態であり、前記開口の端部に隣接していることを特徴とする実施態様(22)に記載の髓内釘。

(24) 更に、前記本体と協働するファスナーを含み、前記本体の前記円柱状部分が前記ファスナーと係合するように適合されていることを特徴とする実施態様(23)に記載の髓内釘。 10

(25) 前記端部円柱状部分が、前記第1のファスナーとスライド式嵌合及び螺合の一方に適合されていることを特徴とする実施態様(24)に記載の髓内釘。

【0161】

(26) 前記開口が、前記本体の前記長手方向の軸に沿って前記ファスナーが前記本体とスライド式に嵌合するように適合されていることを特徴とする実施態様(24)に記載の髓内釘。

(27) 前記開口が更に、前記した第1の円柱状部分の反対側に第2の拡大円柱状部分を含むことを特徴とする実施態様(23)に記載の髓内釘。

(28) 前記した第1の円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定しており、前記第2の円柱状部分に隣接した前記本体が雌ねじを画定していることを特徴とする実施態様(27)に記載の髓内釘。 20

(29) 更に、前記開口に隣接した前記本体に協働する吸収性成分を含むことを特徴とする実施態様(22)に記載の髓内釘。

(30) 前記本体が前記開口に隣接した前記本体に形成された雌ねじを含み、前記吸収性成分が、前記本体の前記雌ねじと協働するように形成された雄ねじを含むことを特徴とする実施態様(29)に記載の髓内釘。

(31) 前記拡大部分が、前記開口の端部に隣接していることを特徴とする実施態様(21)に記載の髓内釘。

【図面の簡単な説明】 30

【0162】

【図1】本発明の一実施形態に従った髓内釘の平面図である。

【図1A】本発明の一実施形態に従った図1の髓内釘の開口の部分平面図である。

【図1B】本発明の別の実施形態に従った髓内釘の開口の部分平面図である。

【図1C】動的固定の前の長骨における図1の髓内釘の部分平面図である。

【図1D】動的固定の後の長骨における図1の髓内釘の部分平面図である。

【図2】髓内釘の端部を詳細に示す図1の髓内釘の拡大部分平面図である。

【図2A】線2A-2Aに沿って矢印の方向に見た図2の部分断面図である。

【図2B】図2の平面図である。

【図2C】近位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態に従った部分平面図である。 40

【図2D】遠位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態に従った部分平面図である。

【図2E】開口に整合した近位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態に従った部分平面図である。

【図2F】開口に整合した遠位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態に従った部分平面図である。

【図3】髓内釘の端部の開口を詳細に示す、図1の髓内釘の部分斜視図である。

【図4】開口を備えた髓内釘の端部を示す図1の髓内釘の部分平面図である。

【図4A】髓内釘に使用する全長に亘ってねじが設けられた大きなファスナーと図1の髓 50

内釘の部分平面図である。

【図 4 B】髓内釘に使用する部分的にねじ山が設けられた大きなファスナーと図 1 の髓内釘の部分平面図である。

【図 4 C】髓内釘に使用する全長に亘ってねじ山が設けられた小さなファスナーと図 1 の髓内釘の部分平面図である。

【図 4 D】髓内釘に使用する部分的にねじ山が設けられた小さなファスナーと図 1 の髓内釘の部分平面図である。

【図 5】脛骨における髓内釘の位置を示す、図 1 の髓内釘の部分的に断面を示す平面図である。

【図 6】本発明の別の実施形態に従った、髓内釘の端部のねじ山の無い開口を有する髓内釘の部分斜視図である。 10

【図 7】本発明の更に別の実施形態に従った、2 つの離れた円柱状領域を含む髓内釘端部の開口を有する髓内釘の平面図である。

【図 7 A】遠位横孔を備えた髓内釘を示す本発明の別の実施形態の部分平面図である。

【図 7 B】近位横孔を備えた髓内釘を示す本発明の別の実施形態の部分平面図である。

【図 7 C】開口に整合した遠位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態の部分平面図である。

【図 7 D】開口に整合した近位横孔を備えた髓内釘を示す、本発明の別の実施形態の部分平面図である。

【図 8】髓内釘の端部を詳細に示す図 7 の髓内釘の拡大部分平面図である。 20

【図 8 A】線 8 A - 8 A に沿って矢印の方向に見た図 7 の部分断面図である。

【図 9】髓内釘の端部の開口を詳細に示す図 7 の髓内釘の部分斜視図である。

【図 10】開口に配置された全長に亘ってねじ山を有するファスナーを示す図 7 の髓内釘の部分平面図である。

【図 11】開口及びその開口の遠位端部のファスナーを詳細に示す、図 10 の髓内釘とファスナー組立体の部分斜視図である。

【図 12】開口とその開口の近位端部のファスナーを詳細に示す、図 10 の髓内釘とファスナーの組立体の部分斜視図である。

【図 12 A】開口に配置された部分的にねじ山が設けられたファスナーを示す図 7 の髓内釘の断面を部分的に示す部分平面図である。 30

【図 13】制限された動的固定を可能とする開口に緩く配置されたねじファスナーを示す図 7 の髓内釘の平面図である。

【図 13 A】図 13 の部分平面図である。

【図 14】図 13 の髓内釘とファスナーの組立体の部分平面図である。

【図 15】開口の長さに沿った完全な動的固定を可能にする開口に配置された小さなねじファスナーを示す図 7 の髓内釘の部分平面図である。

【図 16】開口及びその開口のファスナーを詳細に示す図 15 の髓内釘とファスナーの組立体の部分斜視図である。

【図 17】開口に吸収性材料が部分的に充填された図 7 の髓内釘の部分平面図である。

【図 18】制限された動的固定を可能にする開口の壁部から離間して配置された材料内のねじファスナーを示す図 17 の髓内釘の部分平面図である。 40

【図 19】吸収及び動的固定の間のファスナーの動きを示す図 18 の髓内釘とファスナーの組立体の拡大部分平面図である。

【図 20】開口が吸収性材料で満たされた図 7 の髓内釘の部分平面図である。

【図 21】開口の長さに沿った完全な動的固定を可能にする開口に配置された材料内の小さなねじファスナーを示す図 20 の髓内釘の部分平面図である。

【図 21 A】吸収及び動的固定の間のファスナーの動きを示す図 21 の髓内釘とファスナーの組立体の拡大部分平面図である。

【図 22】脛骨に配置された髓内釘を示す図 7 の髓内釘の断面を部分的に示す平面図である。

【図 2 3】本発明の更なる実施形態に従った 2 つの離れた円柱状領域を有するねじが設けられていない開口を端部に備えた髓内釘の部分斜視図である。

【図 2 3 A】本発明の更なる実施形態に従った髓内釘及び複数のファスナーを含むキットの平面図である。

【図 2 4】大腿骨に配置された大腿骨髓内釘の形態の髓内釘を示す本発明の髓内釘の断面を部分的に示す平面図である。

【図 2 5】大腿骨に配置された逆方向釘の形態の髓内釘を示す本発明の髓内釘の断面を部分的に示す平面図である。

【図 2 6】上腕骨に配置された上腕骨髓内釘の形態の髓内釘を示す本発明の髓内釘の断面を部分的に示す平面図である。

【図 2 7】脛骨に配置された上顆髓内釘の形態の髓内釘を示す本発明の髓内釘の断面を部分的に示す平面図である。

【図 2 8】本発明の更に別の実施形態に従った外傷外科手術を実施するための方法のフローチャートである。

【符号の説明】

【0 1 6 3】

1 0 0 , 2 0 0 , 3 0 0 , 4 0 0 , 5 0 0 髓内釘

1 0 2 , 4 0 2 髓内釘本体

1 0 4 中心部分

1 0 6 , 4 0 6 近位部分

1 0 8 中心部分の第 1 の端部

1 1 0 遠位部分

1 1 2 中心部分の第 2 の端部

1 1 4 中心孔

1 1 6 近位部分中心線または開口の長軸

1 1 8 , 2 1 8 , 4 1 8 開口

1 2 0 開口の横軸

1 2 2 , 2 2 2 , 3 2 2 拡大部分

1 2 4 第 1 の遠位横孔

1 2 6 第 2 の遠位横孔

1 2 8 テーパ状先端部

1 3 0 前後孔

1 3 2 脛骨

1 3 3 骨折部

1 3 4 , 2 3 4 , 3 3 4 矩形中心部分

1 3 6 開口近位端部

1 3 8 , 3 3 8 開口遠位端部

1 4 6 , 1 7 0 , 1 8 0 , 1 8 4 ファスナー

1 5 2 , 4 5 2 第 1 の近位横孔

1 5 4 , 4 5 4 第 2 の近位横孔

1 6 0 平坦部

1 6 6 , 1 6 8 雌ねじ

1 8 2 雄ねじ

1 8 6 ねじ山のないシャフト部分

1 8 8 ねじ山のあるシャフト部分

1 9 0 第 1 の位置

1 9 2 第 2 の位置

1 9 4 最終位置

4 4 1 プラグ

6 0 0 キット

10

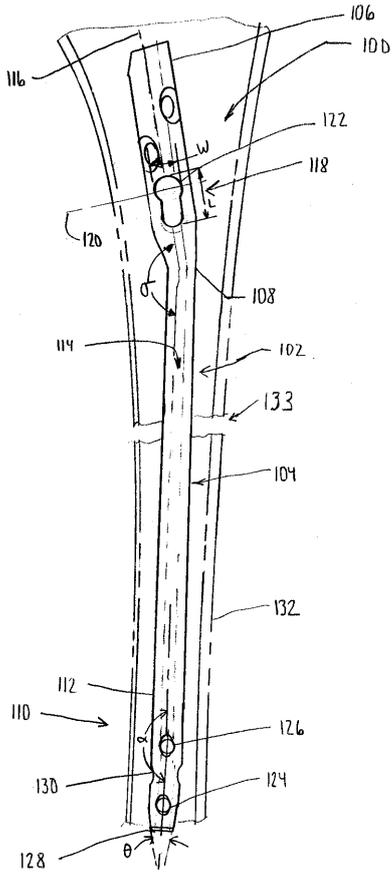
20

30

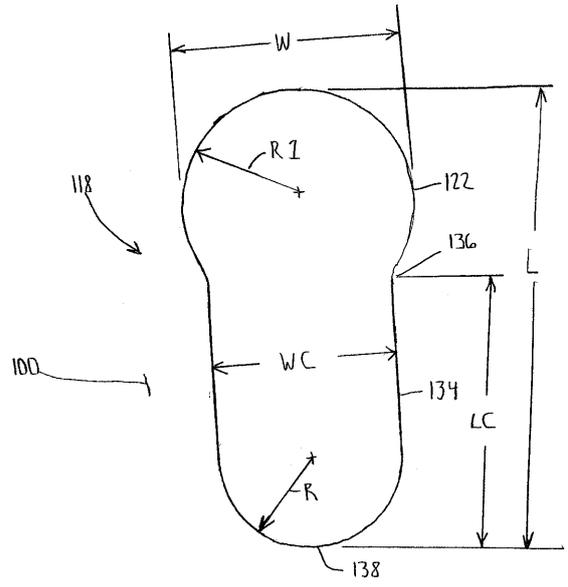
40

50

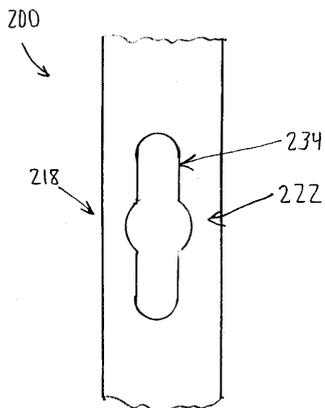
【 図 1 】



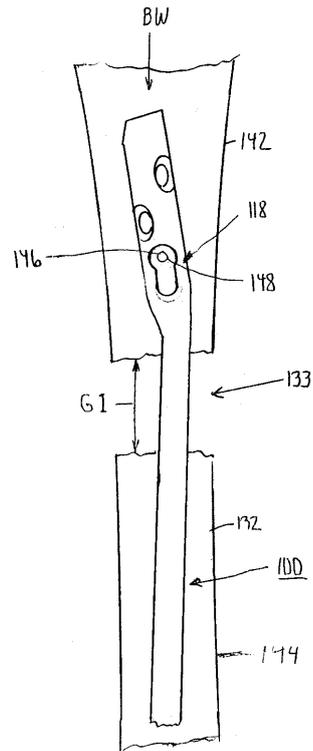
【 図 1 A 】



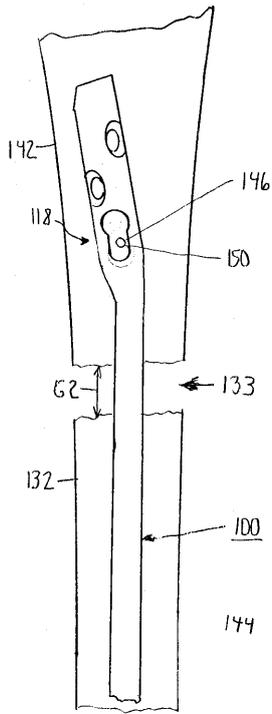
【 図 1 B 】



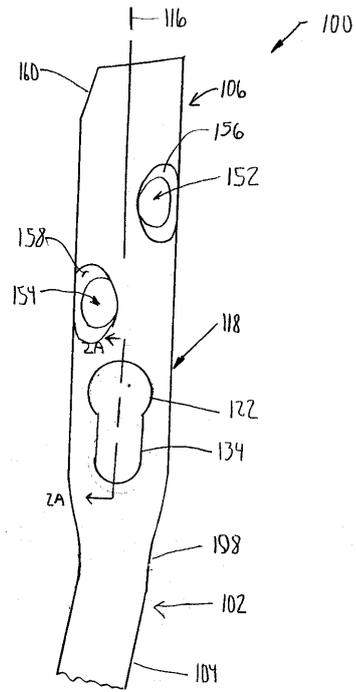
【 図 1 C 】



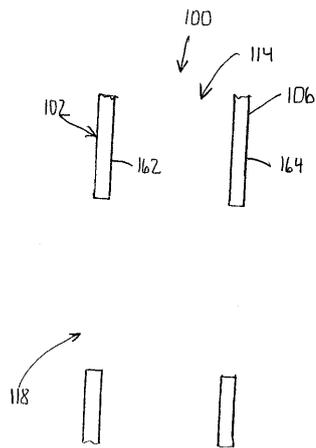
【 図 1 D 】



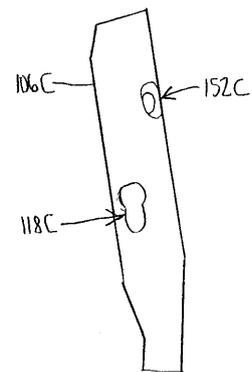
【 図 2 】



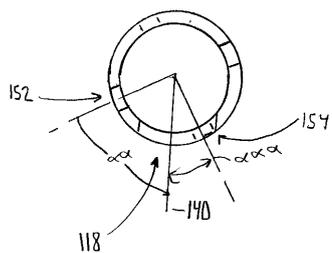
【 図 2 A 】



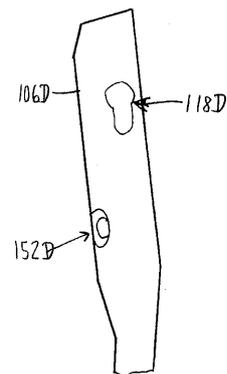
【 図 2 C 】



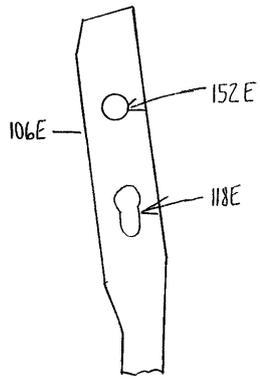
【 図 2 B 】



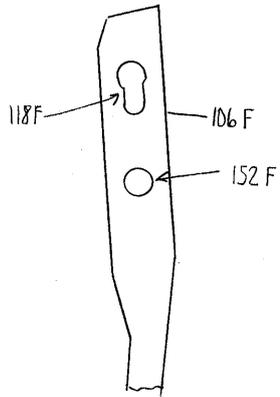
【 図 2 D 】



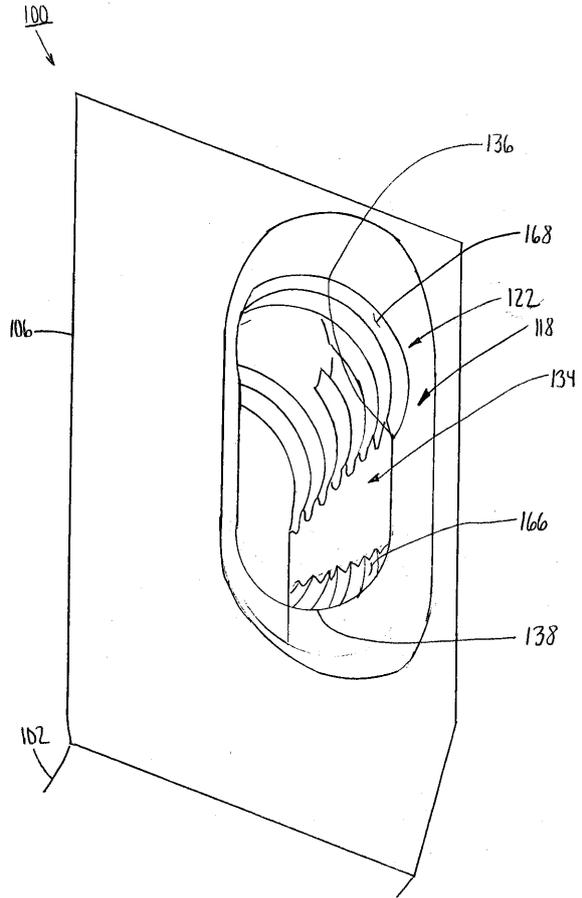
【 図 2 E 】



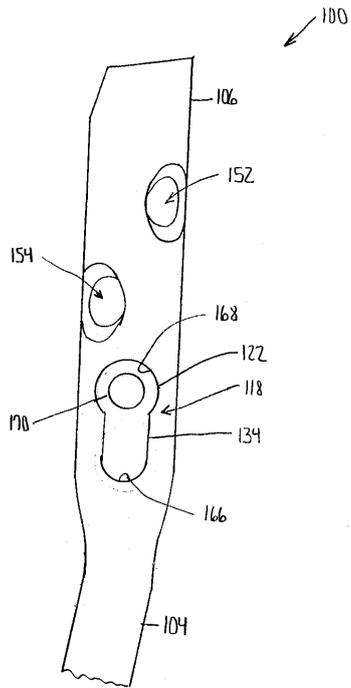
【 図 2 F 】



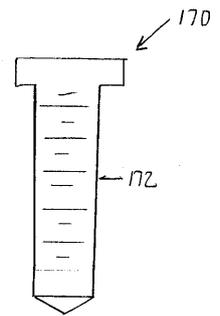
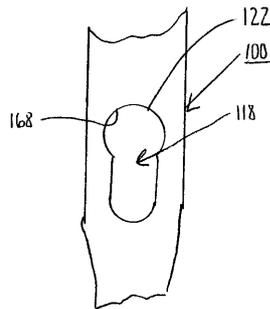
【 図 3 】



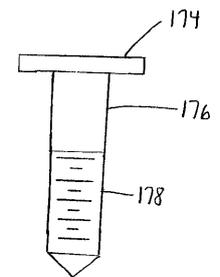
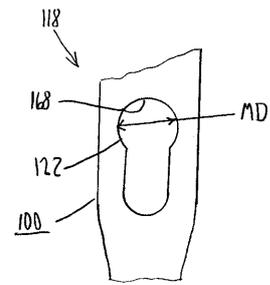
【 図 4 】



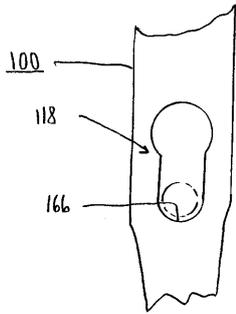
【 図 4 A 】



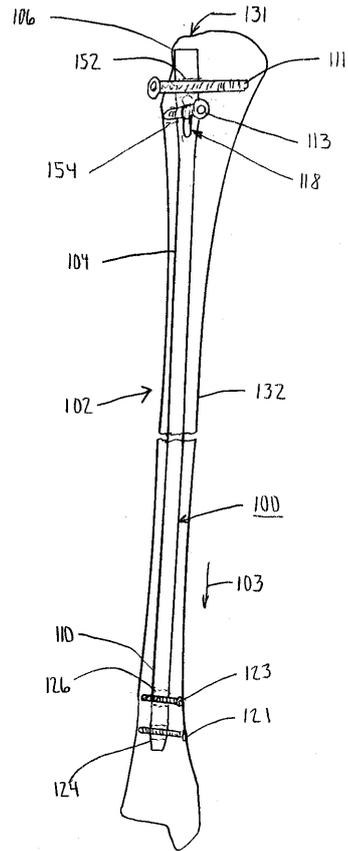
【 図 4 B 】



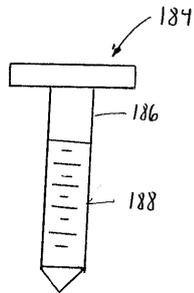
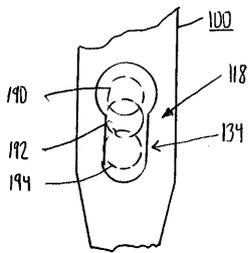
【 図 4 C 】



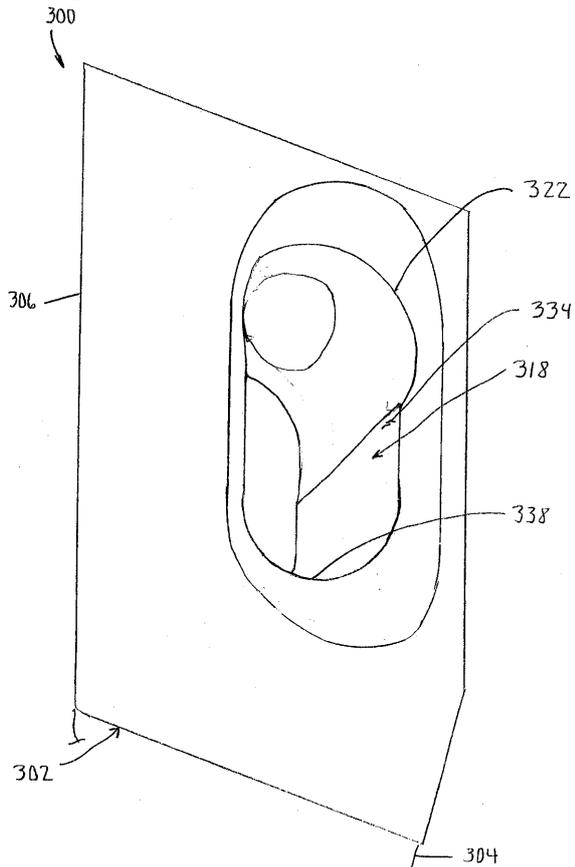
【 図 5 】



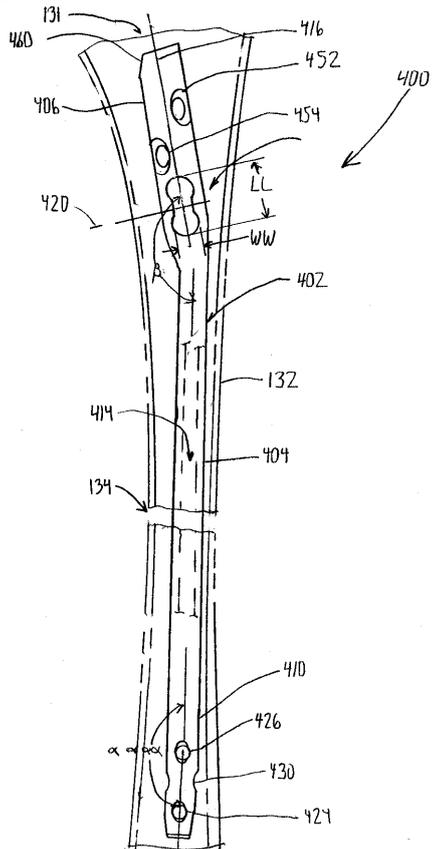
【 図 4 D 】



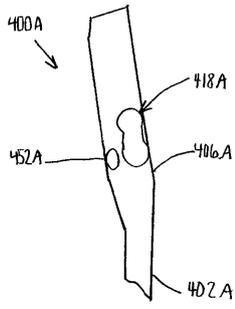
【 図 6 】



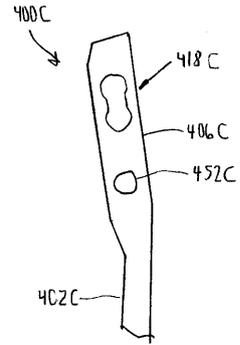
【 図 7 】



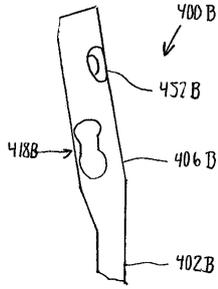
【 図 7 A 】



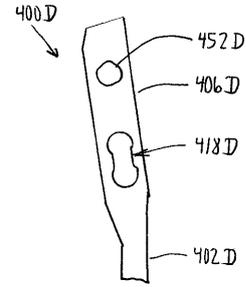
【 図 7 C 】



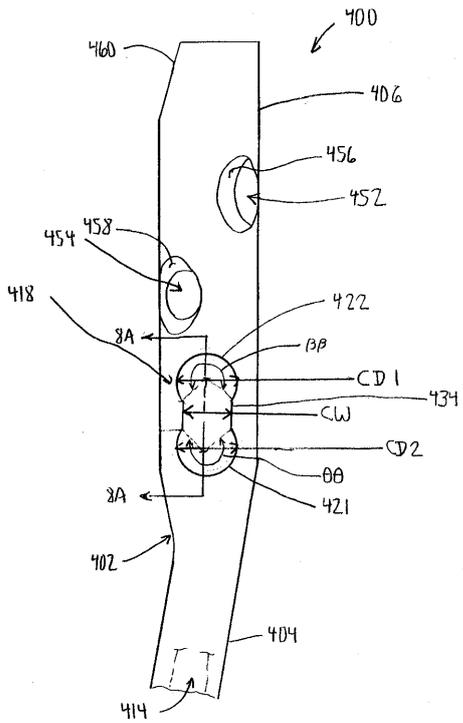
【 図 7 B 】



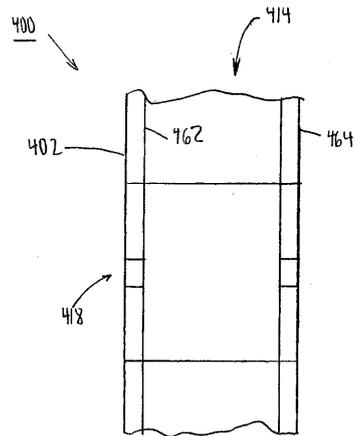
【 図 7 D 】



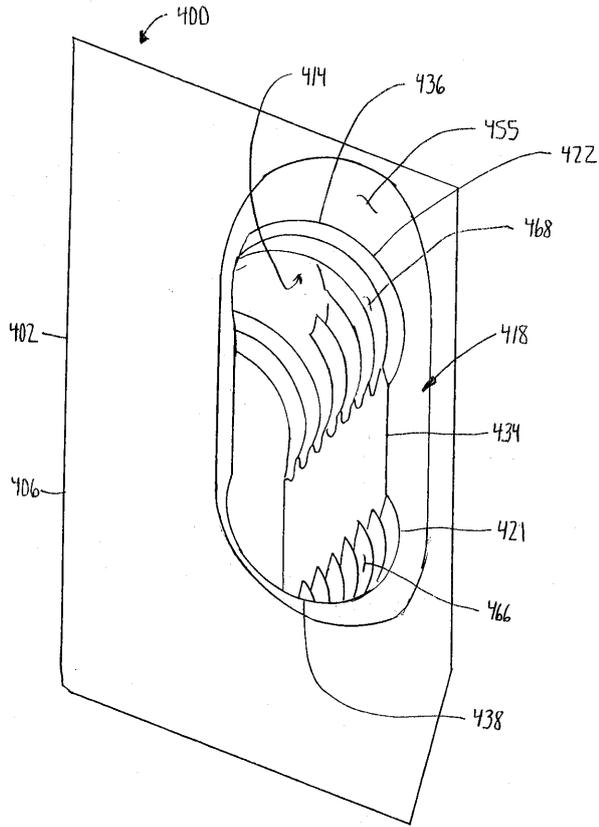
【 図 8 】



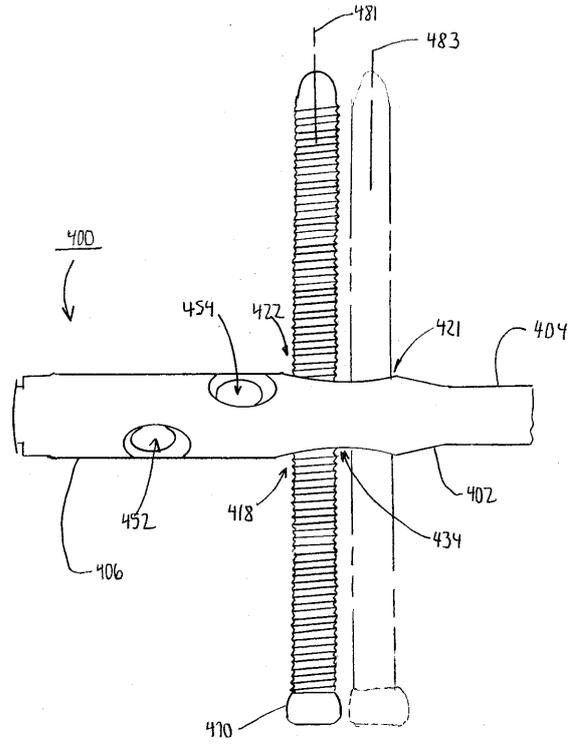
【 図 8 A 】



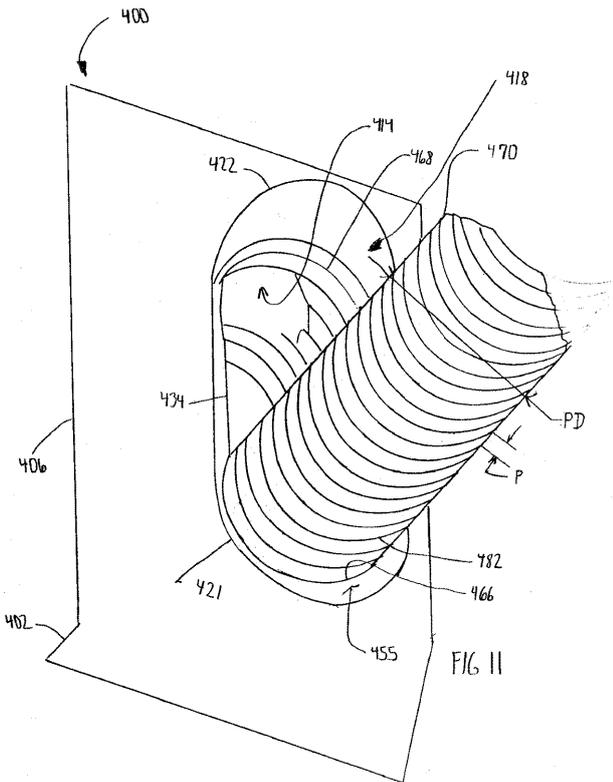
【 図 9 】



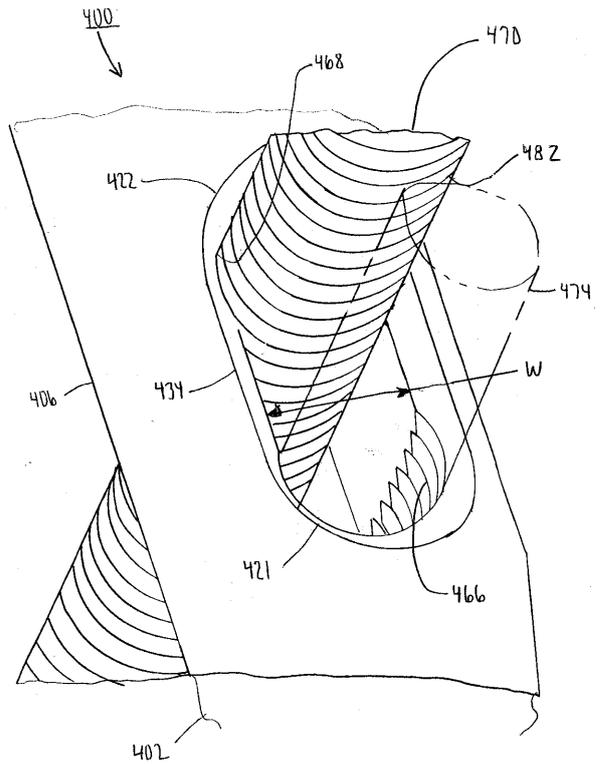
【 図 10 】



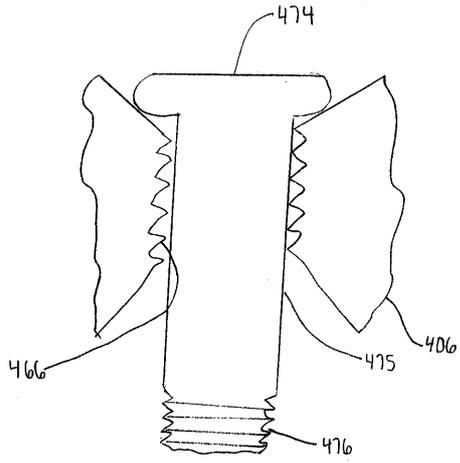
【 図 11 】



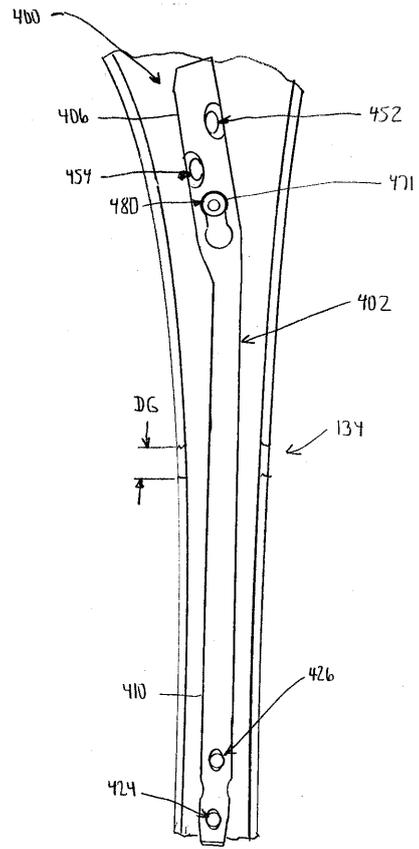
【 図 12 】



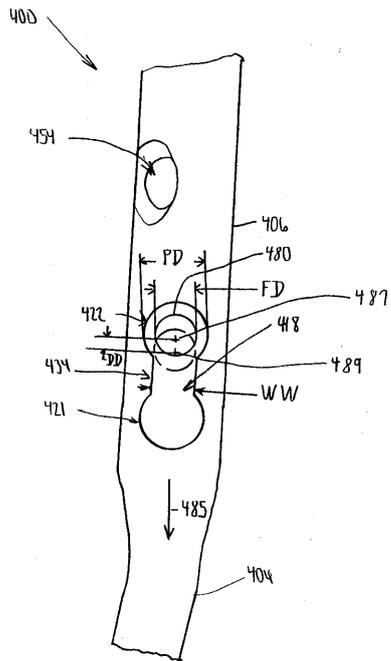
【 図 1 2 A 】



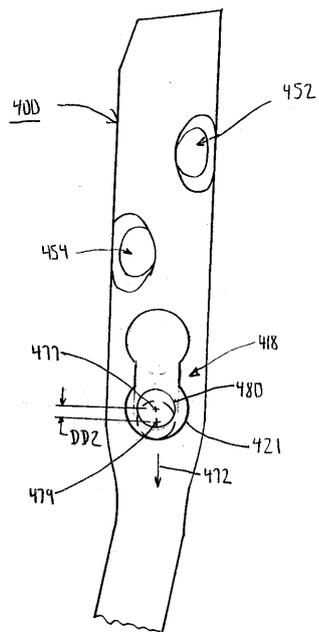
【 図 1 3 】



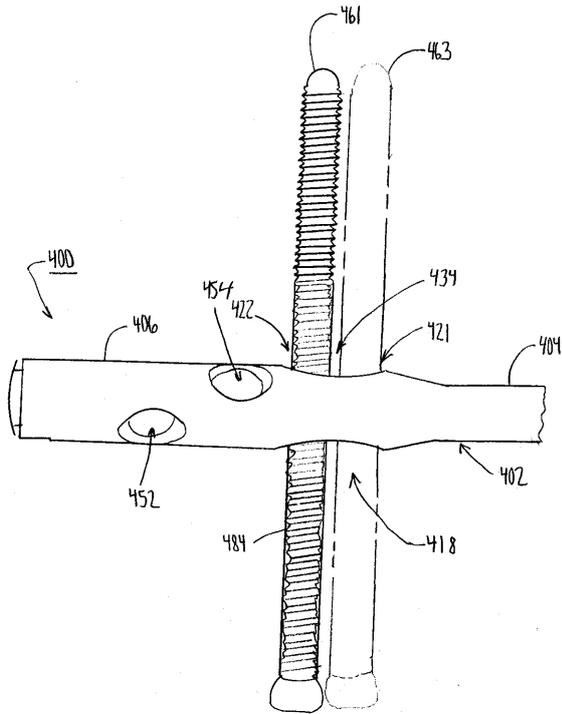
【 図 1 3 A 】



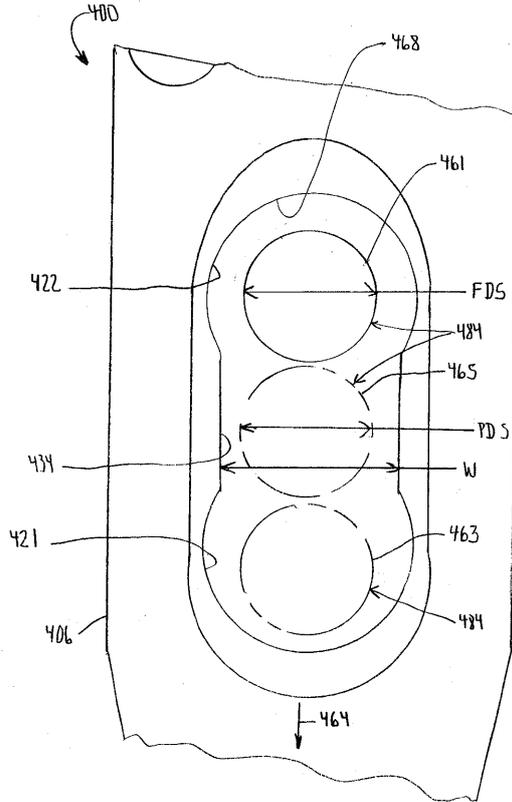
【 図 1 4 】



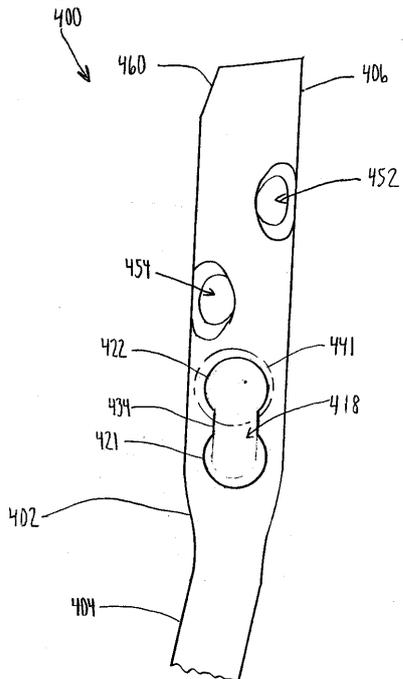
【 図 1 5 】



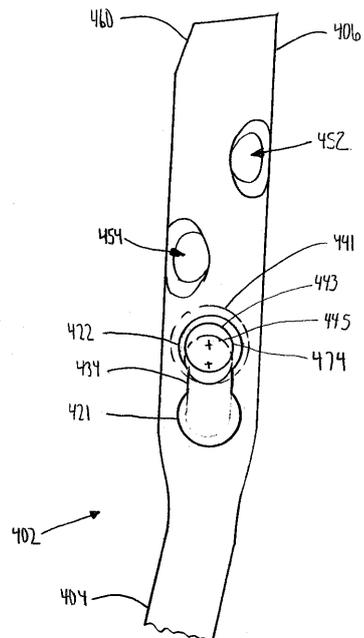
【 図 1 6 】



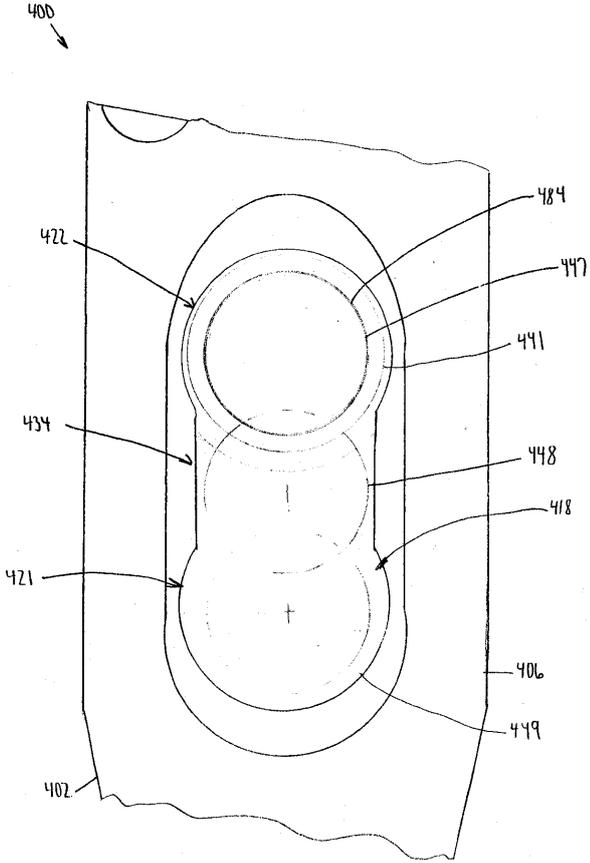
【 図 1 7 】



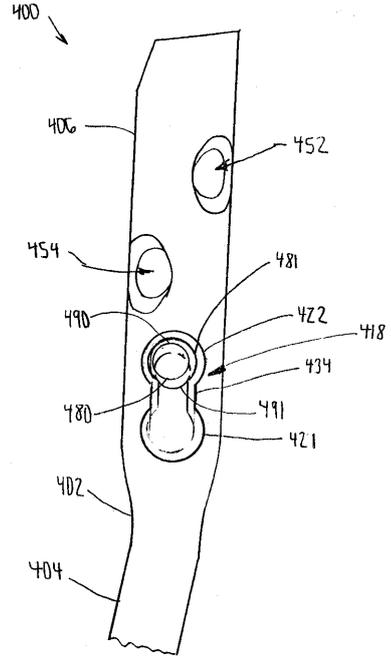
【 図 1 8 】



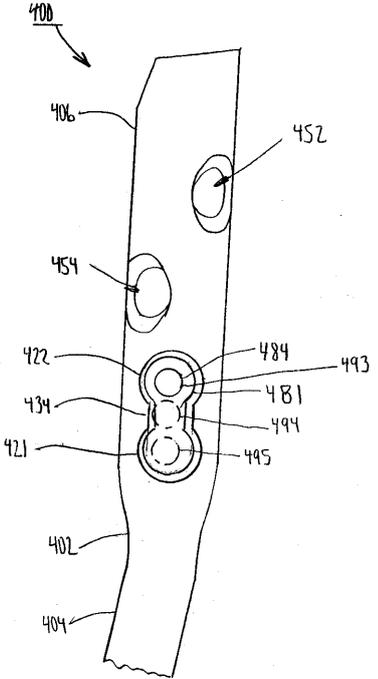
【 図 19 】



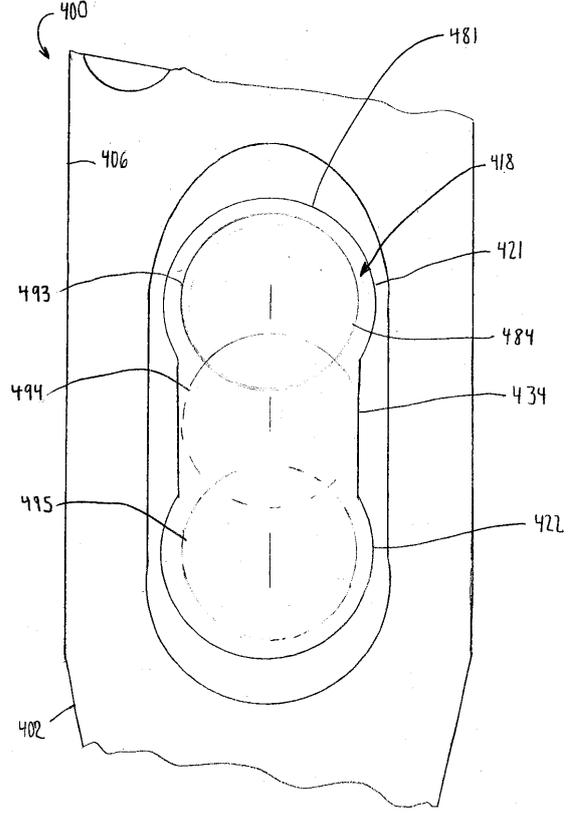
【 図 20 】



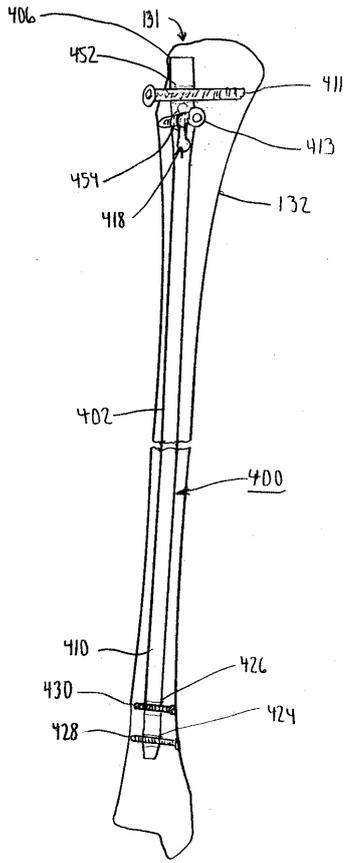
【 図 21 】



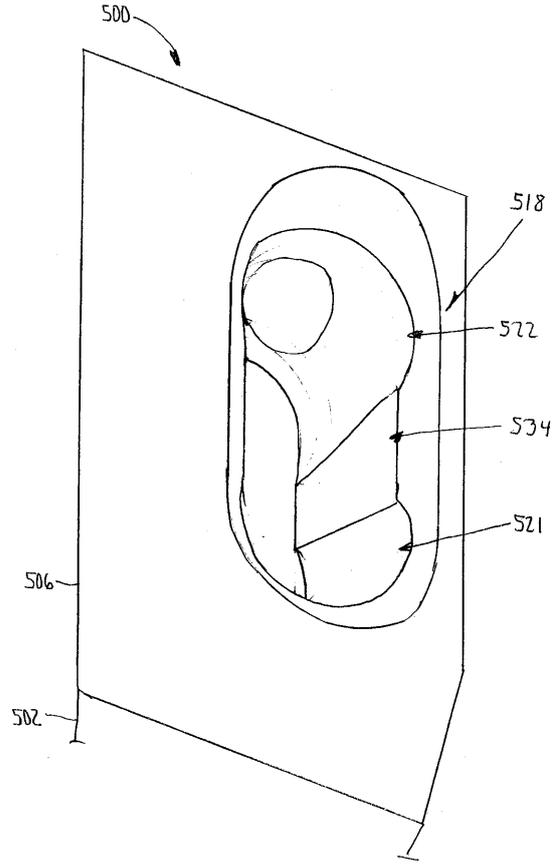
【 図 21 A 】



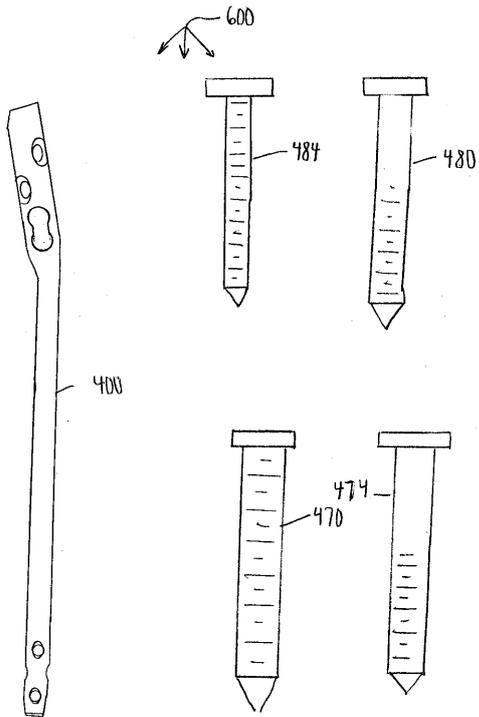
【 図 2 2 】



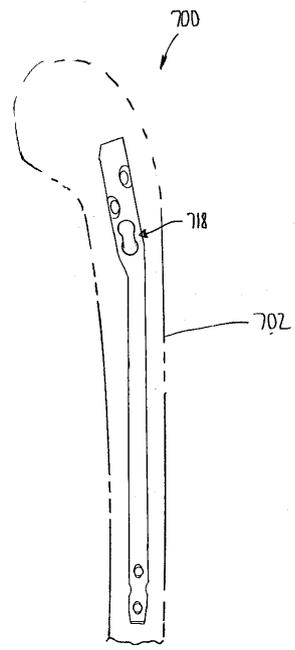
【 図 2 3 】



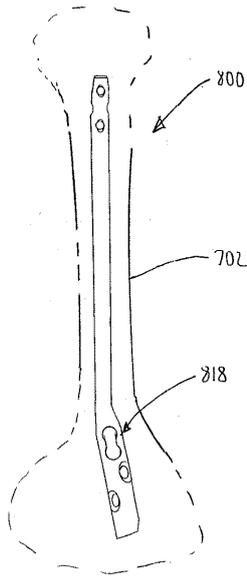
【 図 2 3 A 】



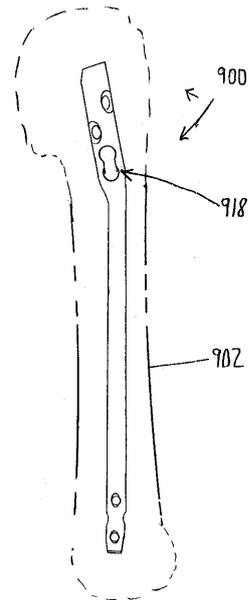
【 図 2 4 】



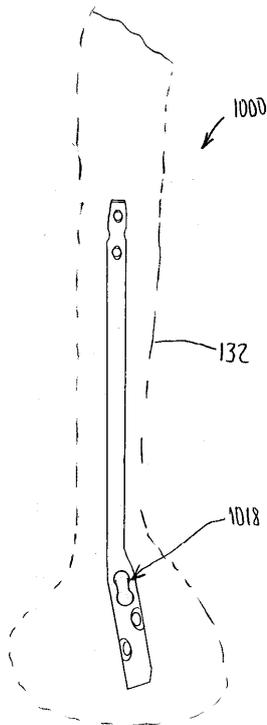
【図 25】



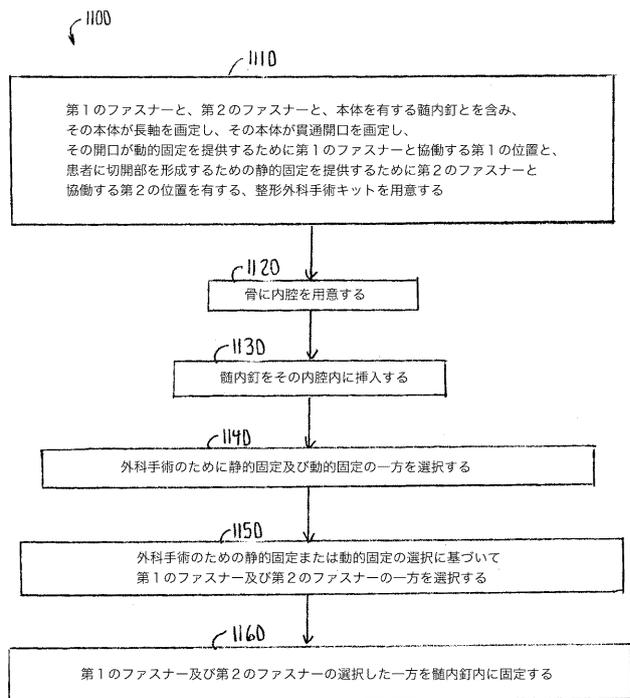
【図 26】



【図 27】



【図 28】



フロントページの続き

(74)代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 オースティン・ダブリュ・ミュチュラー

アメリカ合衆国、4 6 5 8 0 インディアナ州、ワーズー、サウス・パカートン・ロード 3 5 3
7

Fターム(参考) 4C060 LL16

【外国語明細書】

2005205214000001.pdf