

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2017-505189

(P2017-505189A)

(43) 公表日 平成29年2月16日(2017.2.16)

| | | |
|--------------------------------|---------------|-------------|
| (51) Int.Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 17/74 (2006.01) | A 6 1 B 17/74 | 4 C 1 6 0 |
| A 6 1 B 17/76 (2006.01) | A 6 1 B 17/76 | |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 36 頁)

(21) 出願番号 特願2016-550193 (P2016-550193)
 (86) (22) 出願日 平成26年4月17日 (2014. 4. 17)
 (85) 翻訳文提出日 平成28年8月18日 (2016. 8. 18)
 (86) 国際出願番号 PCT/CH2014/000052
 (87) 国際公開番号 WO2015/117250
 (87) 国際公開日 平成27年8月13日 (2015. 8. 13)
 (31) 優先権主張番号 154/14
 (32) 優先日 平成26年2月6日 (2014. 2. 6)
 (33) 優先権主張国 スイス (CH)

(71) 出願人 515150667
 イグナイトーコンセプト ゲゼルシャフト
 ミット ベシュレンクテル ハフツング
 I G N I T E - c o n c e p t s G m b
 H
 スイス国 ランゲンドルフ ヒュスラーホ
 ーフシュトラーセ 6
 Hueslerhofstrasse 6
 , CH-4513 Langendor
 f, Switzerland
 (74) 代理人 100114775
 弁理士 高岡 亮一
 (74) 代理人 100121511
 弁理士 小田 直

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨用ねじアセンブリ

(57) 【要約】

目標となる骨の中に固定する骨用ねじアセンブリに関する。骨用ねじアセンブリは、第一の巻き方および第一のリード長さを有する第一の雄ねじが形成されるねじ付き第一端部と第二端部とからなる、細長い胴体付きの第一の骨用ねじ部材を含む。第一の骨用ねじ部材は、細長い胴体の内部に設けられるボアまたは中央チャネルの中に位置して第二の巻き方および第二のリード長さを有する雌ねじ特徴からなる。骨用ねじアセンブリは、第二の巻き方および第二のリード長さを有する第二の雄ねじが少なくとも一つ形成される第二の骨用ねじ部材を含む。第二の骨用ねじ部材は少なくともボアの内部に配置されていて、第二の雄ねじは雌ねじ特徴に係合している。第二の骨用ねじ部材が少なくとも完全にボアの内部に配置されている第一の植込み構造および第二の骨用ねじ部材が少なくともその一部がボアから突出する第二の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材は移動しうる。

【選択図】 図 6 C

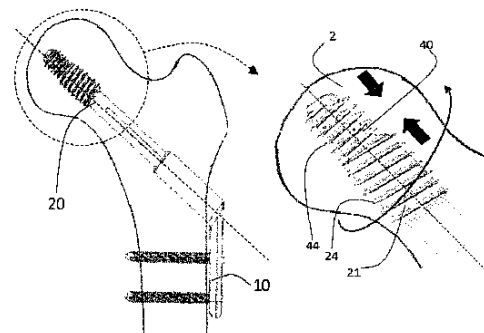


Fig. 6C

【特許請求の範囲】

【請求項1】

目標となる骨に固定するための骨用ねじアセンブリ(20; 65; 70; 100)において、

a) 第一の巻き方および第一のリード長さを有する第一の雄ねじ(23; 104)が形成されるねじ付き第一端部(24)と、第二端部とを含み、細長い胴体(22)を有する第一の骨用ねじ部材(21; 103)と、

b) 第二の巻き方および第二のリード長さを有する第二の雄ねじ(44, 46; 81; 106)が少なくとも一つ形成される第二の骨用ねじ部材(40; 80; 105)とを具備し、

前記第一の骨用ねじ部材(21)は、前記細長い胴体(22)の内部に設けられるボア(26)または中央チャネル(27)の中に位置し、第二の巻き方および第二のリード長さを有する雌ねじ特徴(28; 73)をさらに含み、

前記第二の巻き方は前記第一の巻き方と反対であって、および/または前記第一のリード長さは前記第二のリード長さと異なることと、

前記第二の骨用ねじ部材(40; 80; 105)は少なくとも前記ボア(26)の内部に配置されており、前記第二の雄ねじ(44, 46; 81; 106)は前記雌ねじ特徴(28; 73)に係合していることと

を特徴とし、

前記第二の骨用ねじ部材(40; 80; 105)が少なくとも前記ボア(26)の内部に完全に配置されている第一の植込み構造から、第二の骨用ねじ部材(40; 80; 105)が少なくとも部分的に前記ボア(26)から突出している第二の植込み構造に、第二の骨用ねじ部材(40; 80; 105)が移動しうる、骨用ねじアセンブリ。

【請求項2】

前記ねじ付き第一端部(24)は前記細長い胴体(22)の第二端部に向かって遷移部(25)まで伸びている第一の長さ(L1)を有し、

前記ボア(26)は前記第一端部(24)内に位置し

前記中央チャネル(27)は前記細長い胴体(22)の残りの部分の内部に前記遷移部(25)から前記第二端部に伸びて、遷移部(25)において前記ボア(26)は前記中央チャネル(27)と流体連通し、前記雌ねじ特徴(28)は前記中央チャネル(27)の中に配置されて遷移部(25)から前記第二端部に向かって伸びることを特徴とする、請求項1に記載の骨用ねじアセンブリ(20; 65; 100)。

【請求項3】

前記ボア(26)は前記中央チャネル(27)より大きい直径を有し、

前記第二の骨用ねじ部材(40; 105)はねじ付き頭部(44)とねじ付き尾部(43)を含み、前記ねじ付き頭部(44)の直径は、前記ねじ付き尾部(43)の直径より大きく、前記ねじ付き頭部(44)の直径は、前記ボア(26)の直径より小さいが前記中央チャネル(27)の直径より大きく、前記第二の雄ねじ(44, 46; 106)は前記ねじ付き尾部(43)上に位置することを特徴とする、請求項2に記載の骨用ねじアセンブリ(20; 65; 100)。

【請求項4】

前記ねじ付き頭部(44)は、第二の雄ねじ(46; 106)と同一の巻き方とリード長さを有するねじを有することを特徴とする、請求項3に記載の骨用ねじアセンブリ(20; 65; 100)。

【請求項5】

前記第一の巻き方は前記第二の巻き方と反対であることを特徴とする、請求項1ないし4のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ。

【請求項6】

前記第一の雄ねじ(23; 104)のリード長さは少なくとも前記第二の雄ねじ(44, 46; 106)のリード長さの二倍であり、または、前記第二の雄ねじ(44, 46; 106)のリード長さは少なくとも前記第一の雄ねじ(23; 104)のリード長さの二倍であることを特徴とする、請求項1ないし4のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ(20; 65; 100)。

【請求項 7】

前記骨用ねじアセンブリ(100)は、第二の巻き方または第二のリード長さを有する、少なくとも一つの第三のねじ(108)を備える第三の骨用ねじ部材(107)をさらに含み、前記雌ねじ特徴(28)は前記中央チャンネル(27)の内部に位置して上に向かって前記第二端部に伸びることを特徴とする請求項1ないし6のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ(100)。

【請求項 8】

前記雌ねじ特徴(73)は前記ボア(26)内に位置する、請求項1に記載の骨用ねじアセンブリ(65)。

【請求項 9】

請求項1~8のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ(20; 65; 70; 100)と、実質的に平らな第一の板部(11)を含む骨プレート(10)とからなる骨固定アセンブリにおいて、

管状突出部(14)は特定の角度で前記板部(11)から伸びて、前記管状突出部(14)は摺動して骨用ねじアセンブリ(20; 65; 70; 100)を収容するように構成されていることを特徴とする骨固定アセンブリ(1)。

【請求項 10】

前記管状突出部(14)はその内周に少なくとも一つの回転防止手段(15a, 15b)を備え、前記第一の骨用ねじ部材(21; 103)は相補的な回転防止手段を含むことを特徴とする、請求項9に記載の骨固定アセンブリ(1)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、回転モーメントに耐える骨用ねじアセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

本領域において、様々な骨用ねじが知られている。骨フラグメントの安定のために、一般には、複数のねじによって、骨フラグメントが骨に固定される。一つのねじが挿入されると、骨フラグメントはねじ軸を中心に回転して、必要な安定性を発現していない。しかしながら、多くの開示には、一つのねじしか骨フラグメントの中に置くことができません。たとえば、大腿骨頭骨折において、一つのねじのみは大腿骨頭を大腿骨骨幹軸に固定させる。しかしながら、単一のねじを使用する場合に、大腿骨頭はねじ軸を中心に回転して骨折整復を失うおそれがある。

【0003】

股関節骨折は普通の傷である。毎年、世界中に股関節骨折の数が増えている。特に年寄りには股関節骨折に罹る。人口高齢化により、年間の股関節骨折の数は迅速に増えている。

【0004】

股関節骨折の原因の一つはオステオポロシスである。年をとるにつれて、骨はますます脆くなって、転んだ後に骨折しやすい。

【0005】

個人的な治療を要求する種々の股関節骨折がある。たとえば、大腿骨頸部骨折に罹って関節表面に悪い軟骨がある患者にとって、完全に関節を取り替えて全体股関節インプラントで治療するのが好ましい。骨折に罹って良い軟骨を有する年下の患者にとって、全体の関節を取り替えしない治療方法は好適である。

【0006】

骨折の部位、骨の品質と大きさにより、何種類かの治療方法は利用可能である。骨フラグメントの安定のための治療方法は二つ以上のカニューレ装着ねじの挿入から髓内釘の挿入まで異なっている。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

普通方法のもう一つは動的股関節ねじの植込み或いはスライディングスクリュー固定である。動的股関節ねじは大腿骨の外側皮質に固定する板と、該板から大腿骨頭の中に伸びる大きなねじとから構成されている。このねじは板にはめ込んで、動的固定と称される。動的固定によって、大腿骨頭が大腿骨骨幹軸に固定して、インプラントが短くなることができる。

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 8 】

前記動的股関節ねじの欠点は以下のとおりである。ねじは引張荷重と圧縮荷重に耐えられるが、ねじりモーメントに耐えられない。回転すると、骨折整復を失う。また、この回転は大腿骨頭への血液供給を邪魔する可能性があつて、いわゆる「虚血壊死」をもたらす。これによって、大腿骨頭フラグメントは骨折を癒すに必要な血液供給を切断する。虚血壊死の場合に、次の外科手術上の介入において、インプラントは取り外されて、全体股関節プロテーゼに取り替えられる。

10

【 0 0 0 9 】

通常は、動的股関節ねじインプラントの上に、追加の回転防止ねじを置くことによってこんな問題を克服する。ねじの追加は必要な骨ストックを前提として、ねじの板へのはめ込みが影響を受ける可能性がある。特に、小柄な患者の大腿骨頸部は追加の回転防止ねじにとって小さすぎる。

20

【 0 0 1 0 】

他の利用可能な、インプラントをねじりモーメントから守る設計は大腿骨頭の中に伸びる二つの平行なねじを含んでいる。前記二つのねじが骨プレートの中にはめ込む。これらの設計は実に大腿骨頭フラグメントの回転を抑制するが、サイズが大きいである。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 1 】

従って、本発明は、ねじりモーメントに耐えて、小柄な患者の中に植え込みやすいねじアセンブリを提供することを目的とする。

【 0 0 1 2 】

請求項1によると、その目的を達成する。本発明の骨用ねじアセンブリは目標となる骨の中に固定するためのものであつて、第一の巻き方および第一のリード長さを有する第一の雄ねじが形成されるねじ付き第一端部と、第二端部とを含んでいる、細長い胴体を有する第一の骨用ねじ部材（前記第一の骨用ねじ部材はさらに、前記細長い胴体の内部に設けられるボアまたは中央チャンネルの中に位置して第二の巻き方および第二のリード長さを有する雌ねじ特徴を含んでいる）と、第二の巻き方および第二のリード長さを有する第二の雄ねじが少なくとも一つ形成される第二の骨用ねじ部材とからなつて、前記第二の巻き方は前記第一の巻き方と反対であつて、且つ/若しくは前記第一のリード長さは前記第二のリード長さと異なつていて、前記第二の骨用ねじ部材は少なくとも前記ボアの内部に配置されていて、前記第二の雄ねじは前記雌ねじ特徴に係合していて、第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記ボアの内部に完全に配置されている第一の植込み構造および第二の骨用ねじ部材が少なくともその一部が前記ボアから突出している第二の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材は移動しうる。

30

40

【 0 0 1 3 】

前記第二の雄ねじは第一の雄ねじとして異なつた巻き方および/または異なつたリード長さを含んでいて、第二の骨用ねじ部材が第二の植込み構造に移動すると、骨用ねじアセンブリをねじりモーメントによる回転から守る。二つの雄ねじは異なつた巻き方を有すると、一方向に沿う回転モーメントは第一または第二の骨用ねじ部材を回転させる。しかしながら、回転モーメントは他方の骨用ねじ部材の回転運動を禁止する方向に向かつて導かれて、この回転運動は他方の骨用ねじ部材にブロックされる。

【 0 0 1 4 】

50

二つの雄ねじは異なったリード長さを有する場合に、回転モーメントは骨用ねじアセンブリを少し回転させる。しかしながら、異なったリード長さにより、一回転あたり二つの骨用ねじ部材が異なった距離で走行して、回転運動が速やかに停止する。これは二つの骨用ねじ部材の中の少なくとも一つのねじが骨の中に切削されたねじに当接するためである。

【0015】

注意すべきことは、異なった巻き方を使用して、第一の雄ねじのリード長さが第二の雄ねじと同じである場合だ。

【0016】

異なった巻き方または異なったリード長さを有する二つの雄ねじを使用して、骨用ねじアセンブリが回転自在にロックされている。つまり、異なった巻き方と異なったリード長さを有する雄ねじを使用していい。これは「および/または」という術語で表されて、二つのうちの何れかの一つまたは両方を使用していいという意味である。

10

【0017】

好ましくは、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体は円筒形であって、その全長（つまり、細長い胴体の第一端部と第二端部の間の距離）は骨用ねじアセンブリの用途、目標となる骨または患者の大きさによっている。細長い胴体の直径も同様である。本発明の一実施形態において、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体はその全長に沿って一定の直径を有しているが、好ましくは、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体の直径が変わっている。

【0018】

本願において、「巻き方」とは、ねじの螺旋が骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている方向をいう。二つの異なった巻き方は可能であって、「右利き」または「左利き」である。「右利きの」ねじを有する骨用ねじ部材が時計回りに回されると、使用者から離れる。また、反時計回りに回されると、使用者に向かって移動する。それに対して、「左利きの」ねじが反対な特性を発現する。

20

【0019】

本発明において、「雄ねじ」とは、骨用ねじ部材の外周に設けられるねじである。それに対して、「雌ねじ」とは、内周に設けられるねじといい、つまり、骨用ねじ部材のボアまたは内チャンネルの中にある。そこで、両者はマッチした巻き方、リード数、リード長さ及びピッチを有すると、雄ねじは雌ねじに係合する。

30

【0020】

本願において、「リード長さ」とは、骨用ねじ部材の完全な一回りに伴って、同じリードによって覆われるねじ軸に沿う距離をいう。

【0021】

本発明に用いられる雄ねじ及び雌ねじは一条ねじであっていい。つまり、一条ねじ螺旋のみが骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている。好ましくは、前記ねじは二条ねじまたは多条ねじである。つまり、二つ以上の別々に準備したねじ螺旋が骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている。

【0022】

好ましくは、前記第一の骨用ねじ部材はボアと、細長い胴体に位置する中央チャンネルとから構成される。

40

【0023】

好ましくは、前記ボアと前記中央チャンネルは、細長い胴体の中心軸と同心であるように配置されている。前記ボアと前記中央チャンネルの直径は細長い胴体の外径より小さくて、細長い胴体の外径とボアや中央チャンネルの直径との差は十分な強度を有する細長い胴体の壁厚を提供する。

【0024】

前記ボアと前記中央チャンネルは同じ直径を有していいが、好ましくは、ボアの直径は中央チャンネルと異なっている。さらに好ましくは、ボアは中央チャンネルと流体連通している。つまり、細長い胴体の全長にわたって第一端部から第二端部まで、ボアと中央チャンネル

50

は共通のカニューレを形成する。好ましくは、ボアと中央チャネルは各自の長さに沿って一定の直径を有している。若しくは、ボア及び/又は中央チャネルの直径は各自の長さに沿って異なっている。第二の骨用ねじ部材を回転させる適当な工具が中央チャネル及びボアの少なくとも一部を経由して挿入される。このような工具として、たとえば、ねじ回しが挙げられる。

【0025】

好ましくは、雌ねじ特徴は前記ボアの内周または前記中央チャネルの内周に設けられている。前記雌ねじ特徴は第二の巻き方と第二のリード長さを有している。

【0026】

好ましくは、第二の骨用ねじ部材は第二の雄ねじが形成される第二の細長い円筒体を含んでいる。前記第二の雄ねじは、前記雌ねじ特徴の第二の巻き方と第二のリード長さに対応する第二の巻き方と第二のリード長さを有することが好ましい。さらに好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材の直径は、第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記ボアに挿入されて、前記第二の雄ねじが前記雌ねじ特徴に螺合することができるように選択される。

10

【0027】

好ましくは、第一の巻き方は第二の巻き方と反対である。すなわち、前記第一の巻き方は左利きであると、前記第二の巻き方は右利きである。逆もまた同様である。或いは、前記第一のリード長さは前記第二のリード長さとは異なっている。さらに好ましい代案として、第一の巻き方は第二の巻き方と反対であって、第一のリード長さは第二のリード長さとは異なっている。

20

【0028】

経験則として、第一の雄ねじと第二の雄ねじとのリード長さにおける差はできるだけ大きいことが望ましい。これによって、異なった巻き方を有するリードは負の値として表されることができる。例えば、第一の雄ねじのリード長さは3 mmであって、第二の雄ねじのリード長さは6 mmである時には、両者の差は3 mmである。しかしながら、雄ねじの両方ともリード長さが3 mmであるが、その中の一つのリードが反対な巻き方を有する（即ち-3 mm）時には、両者の差は6 mmである。好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記第一の骨用ねじ部材のボアの内側に配置されている。さらに好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材が前記ボアの内および前記中央チャネルの少なくとも一部の内に配置されている。後者の場合に、第二の骨用ねじ部材の直径は、ボア及び中央チャネルの少なくとも一部に挿入することができるように選択される。

30

【0029】

第一の植込み構造は骨の中に骨用ねじアセンブリを植込むためのものである。この構造において、第二の骨用ねじ部材が少なくともボアの内側に完全に配置されている。つまり、前記第二の骨用ねじ部材およびそれに設けられる第二の雄ねじ特徴は前記第一の骨用ねじ部材から突出しない。このようにして、骨用ねじアセンブリは、例えば予め骨の中に穿設されておく止まり穴に押し込まれる。いったん前記骨用ねじアセンブリが適当な位置にあると、前記第二の骨用ねじ部材は、例えば前記第二端部から中央チャネルを経由して挿入される工具によって、前記第一の骨用ねじ部材のねじ付き第一端部から直線的に出て骨の中へ進むように回される。第二の雄ねじと雌ねじ特徴との係合により、前記第二の骨用ねじ部材を前進させるための回転運動が要求されるので、第二の骨用ねじ部材も骨に押し込む。

40

【0030】

第二の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材の少なくとも一部が第一の骨用ねじ部材から突出する、すなわち、ある距離前進している。しかしながら、回転防止の効果を得るために、前記第二の雄ねじの少なくとも一部は前記雌ねじ特徴に係合する必要がある。

【0031】

従って、雌ねじ特徴に部分的に係合したまま骨にきっちり押し込まれるために、第二の骨用ねじ部材は十分に前進する必要がある。

【0032】

50

好ましくは、前記ねじ付き第一端部は細長い胴体の第二端部に向かって遷移部まで伸びている第一の長さを有して、前記ボアは前記第一端部の内部に位置して、中央チャンネルは細長い胴体の残りの部分の内部に前記遷移部から前記第二端部に伸びて、遷移部に前記ボアは前記中央チャンネルと流体連通して、前記雌ねじ特徴は前記中央チャンネルの中に配置されて遷移部から前記第二端部に向かって伸びる。

【0033】

前記遷移部は、第一のねじ部材の細長い胴体のねじ付き第一端部から残りの部分までの遷移を表している。好ましくは、前記残りの部分がねじを含まず、板や髄内釘などのような他のインプラントパーツと相互作用するように配置されることができる。

【0034】

好ましくは、前記ねじ付き第一端部が細長い胴体の残り部分より大きい直径を有する。従って、前記遷移部はその外周に斜面を有する。これによって、前記細長い胴体の外径が変化できる。前記斜面は任意の適当な傾斜角を有することができる。

【0035】

好ましくは、前記ボアは前記中央チャンネルより大きい直径を有して、前記第二の骨用ねじ部材はねじ付き頭部とねじ付き尾部を含んでいて、前記ねじ付き頭部の直径は前記ねじ付き尾部の直径より大きくて、ねじ付き頭部の直径は前記ボアの直径より小さいが前記中央チャンネルの直径より大きくて、前記第二の雄ねじは前記ねじ付き尾部上に位置する。

【0036】

この好適な構造において、前記尾部に位置する第二の雄ねじは中央チャンネルの内に位置する雌ねじ特徴と相互作用する。前記第二の骨用ねじ部材が前記第一の植込み構造から前記第二の植込み構造へ進む時に、前記ねじ付き頭部はその雄ねじ部によって骨に係合する。

【0037】

そのため、雄ねじの異なった部分を利用して、前記第二の骨用ねじ部材が骨の中および雌ねじ特徴に固定される。これによって、例えば、前記雄ねじの異なった直径は二つの部分に用いられることができる。

【0038】

好ましくは、前記ねじ付き頭部には同一の巻き方とリード長さを有するねじが第二の雄ねじとして形成されている。従って、前記第二の骨用ねじ部材が回されて、前記第一の植込み構造から前記第二の植込み構造へ進む。これによって、前記ねじ付き第一端部が骨に擦り込まれる。

【0039】

さらに好ましくは、前記第一の巻き方は第二の巻き方と反対である。これによって、骨用ねじアセンブリが効率よく固定されて、回転モーメントを防止することができる。

【0040】

好ましくは、前記第一の雄ねじのリード長さは少なくとも前記第二の雄ねじのリード長さの二倍であり、逆もまた同じである。この構造によれば、骨用ねじアセンブリは回転モーメントの影響を受けず効率よく固定されることができる。

【0041】

若しくは、前記骨用ねじアセンブリはさらに、第二の巻き方または第二のリード長さを有する第三のねじが少なくとも一つ形成される第三の骨用ねじ部材を含んでいて、雌ねじ特徴は前記中央チャンネルの内に位置して上に向かって細長い胴体の第二端部に伸びる。

【0042】

この構造によれば、第三の骨用ねじ部材は、前記第三のねじと前記雌ねじ特徴との相互作用によって、第二端部に第一の骨用ねじ部材に固定されることができる。これによって、本発明の骨用ねじアセンブリは二つの骨フラグメントにおける回転モーメントを防止しながら二つの骨フラグメントを合わせて固定することができる。

【0043】

前記第三の骨用ねじ部材は一定の直径を有しているが、二つの異なった直径を有する胴

10

20

30

40

50

体を含むことが好ましい。一つの直径はそれに設けられる第三のねじが雌ねじ特徴に係合できるように選択されるとともに、もう一つの直径は第二の骨用ねじ部材の残り部分の直径と等しいように選択されていい。若しくは、もう一つの直径は第一の骨用ねじ部材のねじ付き第一端部の直径と等しいように選択されてもいい。

【0044】

別の実施形態において、前記雌ねじ特徴は前記ボアの内部に位置する。この場合では、第一の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材が完全にボアの内に配置されていて、中央チャンネルの内に全然ない。これによって、第二の雄ねじの全体は第一の植込み構造における雌ねじ特徴と相互作用する。第二の植込み構造において、第二部分が雌ねじ特徴に係合したまま第二の雄ねじの一部は骨の中に係合する。

10

【0045】

本発明のもう一つの目的は、本発明の骨用ねじアセンブリと、骨プレートとからなる骨固定アセンブリに関する。前記骨プレートは、実質的に平らな第一の板部と、前記板部から特定の角度で伸びる管状突出部とを含んでいる。前記管状突出部は摺動して骨用ねじアセンブリを収容するように配置されている。

【0046】

このような骨固定アセンブリは主に大腿骨頸部骨折の治療に用いられる。本発明の骨固定アセンブリは固定されて、ねじりモーメントによる運動を防止するので、他の回転防止手段を用意する必要がなく、結果として骨固定アセンブリの大きさが減少する。そのため、本発明の骨固定アセンブリは小柄な患者にぴったりである。また、ただ一つのねじアセンブリは大腿骨頭に植込まれて、必要な外科手術の複雑さが低下する。

20

【0047】

好ましくは、前記管状突出部はその内周に少なくとも一つの回転防止手段が形成されていて、前記第一の骨用ねじ部材は相補的な回転防止手段を含んでいる。

【0048】

これによって、骨プレート付のねじアセンブリの回転がロックされる。前記回転防止手段は、例えば第一の骨用ねじ部材上の対応したノッチの中に係合できる突出部として提供されて、逆もまた同様である。好ましくは、二つ以上の回転防止手段が提供されることができる。若しくは、前記骨用ねじアセンブリは、止めねじのようなねじによって、骨プレートに回転自在に固定されていい。

30

【0049】

さらに好ましい実施形態および特徴の組み合わせは、以下の詳細な説明および請求の範囲から派生することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

本発明の実施形態を説明する図面は以下のとおりである。図において、同じ特徴は同様の参照符号を付して説明する。

【図1】図1は骨プレートと大腿骨頸部骨折した大腿骨の内部にある骨用ねじアセンブリとからなる骨固定アセンブリの側面図である。

【図2】図2は骨プレートの詳細を示す図である。

40

【図3A】図3Aは第一の実施形態における第一の骨用ねじ部材を示す図である。

【図3B】図3Bは第一の実施形態における第一の骨用ねじ部材を示す図である。

【図4A】図4Aは第一の実施形態における第二の骨用ねじ部材を示す図である。

【図4B】図4Bは第一の実施形態における第二の骨用ねじ部材を示す図である。

【図5A】図5Aは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図5B】図5Bは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図5C】図5Cは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

50

【図5D】図5Dは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図6】図6A - 6Cは従来技術における大腿骨頸部インプラントと比較して、図5の骨用ねじアセンブリにより大腿骨頭の回転を防ぐ機械的原理を示す図である。

【図7】図7は第二の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中の二つの骨用ねじ部材は巻き方が同じであるが、リード長さが異なっている。

【図8】図8は第三の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図である。

【図9A】図9Aは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9B】図9Bは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9C】図9Cは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9D】図9Dは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9E】図9Eは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9F】図9Fは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9G】図9Gは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図10】図10は第二の実施形態における骨固定アセンブリを示す図であって、その中の骨用ねじアセンブリは髓内釘の一部である。

【図11】図11は第三の実施形態における骨固定アセンブリを示す図であって、その中の骨用ねじアセンブリは髓内釘の遠位端または近位端の一部である。

【図12A】図12Aは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12B】図12Bは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12C】図12Cは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12D】図12Dは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12E】図12Eは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【発明を実施するための形態】

【0051】

図1aに示すように、第一の実施形態に係わる骨固定アセンブリ1は骨折した大腿骨頸部を連結している。前記骨固定アセンブリは骨プレート10と、第一の骨ファスナー12と、第二の骨ファスナー13と、骨用ねじアセンブリ20とを含んでいる。前記骨プレート10は大腿骨骨幹軸3の側面に付装している。前記骨用ねじアセンブリ20は骨プレート10から大腿骨を經由して大腿骨頭フラグメント2の中に伸びている。骨折部位4を連結することにより、前記骨用ねじアセンブリは大腿骨頭フラグメント2を大腿骨骨幹軸3に固定させる。

【0052】

以下に詳しく説明するように、骨用ねじアセンブリ20は第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40とから構成されている。骨用ねじアセンブリ20が摺動して骨プレート10に係合する。

【0053】

図2は骨プレート10を示す。大腿骨に固定するために、前記骨プレート10に含まれる第一の平板部11は第一の骨ファスナー12および第二の骨ファスナー13を利用する。これらの

10

20

30

40

50

骨ファスナーの数は骨折のレベルと板の大きさにより、少なくとも一つである。また、前記骨プレート10に含まれる管状突出部14は約130°-140°の角で平板部11から伸びる。図1に示すように、前記管状突出部14は骨の中への皿穴配置を行って骨用ねじアセンブリ20を収容するためのものである。前記骨用ねじアセンブリ20が摺動回転して管状突出部14の中に係合する。

【0054】

回転安定性のために管状突出部14の内周にわたって等間隔に設けられるオス回転防止手段の数は少なくとも一つ、好ましくは二つ以上(15aと15b)である。前記オス回転防止手段15aが管状突出部14の内壁から伸びる。若しくは、前記オス回転防止手段15aは平面または溝として設けられてもいい。

10

【0055】

第一のオス回転防止手段15aと第二のオス回転防止手段15bは前記骨用ねじアセンブリ20に設けられる相補的なメス回転防止手段と協働するように配置されている。セットになった回転防止手段は骨用ねじアセンブリ20における第一骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

【0056】

図3Aと3Bは第一の骨用ねじ部材21の各要素を示す。前記第一の骨用ねじ部材21に含まれる細長い第一円筒体22は第一端部29から第二端部まで伸びている。前記細長い第一円筒体22の頭部に目標となる骨に固定するための第一の雄ねじ23が設けられて、ねじ付き第一端部24が形成される。好適な実施形態において、第一の雄ねじ23は右利きである。前記第一の雄ねじ23のピッチ'P1'は1.0 mm以上であるが、好ましくは少なくとも2.5 mmである。

20

【0057】

細長い第一円筒体22の多くは直径がねじ付き第一端部24より小さい。ねじ付き第一端部24と細長い円筒体22の残りの部分の間に第一の段付き遷移部25が配置されている。段付き遷移の長さ'L1'は前記第一の骨用ねじ部材の第一端部29から起算しておよそ15 mmであるが、骨用ねじアセンブリ20の全長により10 mmから30 mmまで変っていい。前記骨用ねじアセンブリの必要な全長は目標となる骨の大きさと患者に関係する。

【0058】

前記ねじ付き第一端部24は更に、ほぼ遷移部25に伸びるボア26を含んでいる。

【0059】

中央チャネル27は遷移部25から第一の骨用ねじ部材21の第二端部に伸びている。前記中央チャネル27の直径は実質的にボア26の直径より小さい。以下に詳しく説明するように、中央チャネル27はねじ回しを受けるように配置されている。遷移部25において、中央チャネル27とボア26の間の境界から、中央チャネル27は雌ねじ特徴28を含んでいる。好適な実施形態において、雌ねじ特徴28は左利きであって、二条ねじまたは多条ねじ付のリードを有する。また、以下に図4Aと図4Bに示すように、前記雌ねじ特徴28は第二の骨用ねじ部材40のねじ付き頭部44と実質的に等しいリード長さを有する。

30

【0060】

また、細長い第一円筒体22は細長いシャフトの円周にわたって等間隔に設けられるメス回転防止手段29a、29bを少なくとも一つ、好ましくは二つ以上含んでいる。前記メス回転防止手段29a、29bは、前記細長いシャフトに沿って伸びる溝として配置されている。若しくは、前記メス回転防止手段29a、29bは、平面または細長いシャフトから伸びる長い突出部として配置されている。メス回転防止手段29aと29bは前記骨プレート10の相補的なオス回転防止手段15a、15bと協働するように配置されている。前記セットになった回転防止手段15a、15b、29a、29bは第一の骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

40

【0061】

第二端部に、前記第一の骨用ねじ部材21は第一のドライブ30を含んでいる。前記第一のドライブ30がねじ回しに係合するように形成されている。

【0062】

図4Aと4Bは第二の骨用ねじ部材40の詳細を示す。前記第二の骨用ねじ部材40に含まれる

50

第二の円筒体42は第一端部から第二端部に伸びて、二つの外径を有する。前記第二の円筒体42はねじ付き頭部とねじ付き尾部とから構成されている。前記ねじ付き頭部は目標となる骨の中に固定するためのものであって、第一部分としての第二の雄ねじ44を有する。前記ねじ付き尾部は第一の骨用ねじ部材21の中に係合するためのものであって、第二部分としての第二の雄ねじ46を有する。好適な実施形態において、第一部分としての第二の雄ねじ44は左利きである。第一部分としての第二の雄ねじ44のピッチ'P2'は1.0 mm以上であるが、好ましくは少なくとも2.0 mmである。

【0063】

前記第二の円筒体42の大部分は直径がねじ付き頭部より小さくて、第二の段付き遷移部45が形成されている。前記第二の段付き遷移部45の長さ'L2'は第二の骨用ねじ部材40の先端49から起算しておよそ15 mmであるが、骨用ねじアセンブリ20の全長により10 mmから30 mmまで変っている。また、前記第二のねじ付き頭部はカッティングエッジ41a, 41b, 41c付の先端49を含んでいる。前記カッティングエッジ41a, 41b, 41cは大腿骨頭フラグメント2の中へのねじ切削を行うように配置されている。

10

【0064】

好適な実施形態において、第二部分としての第二の雄ねじ46は左利きであって、二条ねじまたは多条ねじ付のリードを有する。リード長さ、ピッチ及び形状の点については、第二部分としての第二の雄ねじ46は第一の骨用ねじ部材21の雌ねじ特徴28に対応している。

【0065】

なお、中央カニューレ47は第二の骨用ねじ部材40の第一端部から第二端部に伸びている。前記カニューレ47は植込用のKワイヤ又はガイドワイヤを受けるように配置されている。

20

【0066】

第二端部に、前記第二の骨用ねじ部材40は第二のドライブ50を含んでいる。前記第二のドライブ50はねじ回しに係合するように配置されている。

【0067】

図5A - 図5Dは第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40との間の相互作用を示す。図5Aと図5Bは第一の植込み構造と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリ20を示す。図5Cと図5Dは第一と第二の植込み構造の部分横断面図である。

【0068】

第二の骨用ねじ部材40の第一の骨用ねじ部材21に対する反時計回り回転により、第二の骨用ねじ部材40は前進して、少なくともその一部が第一の骨用ねじ部材21から突出する。前記回転を開始するために、ねじ回しは第二の骨用ねじ部材40のドライブ50の中に係合する。

30

【0069】

骨用ねじアセンブリ20の別の実施形態において、カウンターボルトのような他の部材は前記雌ねじ特徴28に係合する。第二の骨用ねじ部材40に当接して前記カウンターボルトを締めると、第二の骨用ねじ部材40は自在に動くように第一の骨用ねじ部材21の中にロックされている。

【0070】

図6A-図6Cは従来技術による固定と比較して、本発明の骨用ねじアセンブリ20が回転モーメントに耐える原理を示す。

40

【0071】

図6Aに示すように、従来のスライディング股関節ねじシステムにおいて、ねじりモーメントと荷重により、前記大腿骨頭フラグメント2が回転する可能性がある。回転すると、大腿骨頭フラグメント2はスクリーシャフトと平行に移動する。臨床的には、大腿骨頭フラグメント2の回転は骨折整復の損失を引き起こす。一般には、生体力学のゆえに、中央股関節ねじは大腿骨頸部の下部の三番目である。整復の損失と大腿骨頭フラグメント2の回転は大腿骨頭フラグメント2への血液供給を損なって、大腿骨頭フラグメント2の虚血壊死をもたらす。現在は、図6Bに示すように、第二の回転防止ねじ55の挿入しかによって

50

、大腿骨頭フラグメント2の回転モーメントに対する安定を図ることができません。スクリー追加は必要な骨ストックを前提とする。特に小柄な患者の大腿骨頭部は二つの固定部材にとって小さすぎる。

【0072】

図6Cは本発明の骨用ねじアセンブリ20の固定原理を示す。大腿骨頭フラグメント2は二つのねじに係合している。第一のねじ部材21のねじ付き第一端部24と第二のねじ部材40のねじ付き頭部は、巻き方が互いに反対である。また、ねじアセンブリ20と骨プレート10の協働した回転防止手段によって、ねじアセンブリ20が回転して骨プレート10の中にロックされる。

【0073】

理論的には、大腿骨頭フラグメント2に与えられる回転モーメントは大腿骨頭を回転させる。いま、第一の雄ねじ23と第二の雄ねじ44は巻き方が互いに反対なので、回転モーメントにより大腿骨頭フラグメント2は、第一の巻き方を有する第一の骨用ねじ部材21上に一方方向に平行移動するとともに、反対な巻き方を有する第二の骨用ねじ部材40上に反対な方向に平行移動する。結果として、左利きのねじのプロファイルは右利きのねじのプロファイルにフィットするので、大腿骨頭フラグメントの回転を防ぐ。

【0074】

図7はさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ65の部分横断面図である。第三の他の骨用ねじアセンブリ65は実質的に骨用ねじアセンブリ20と類似している。第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40は巻き方が同じであるが、リード長さが大いに異なっている。回転すると、骨は第二の骨用ねじ部材40と比較して第一の骨用ねじ部材21上によりはやく平行移動する傾向がある。結果として、異なったリード長さが形成されるねじプロファイルはぴったりなので、骨用ねじアセンブリ20の骨内における回転を防ぐ。

【0075】

図8はさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ70の部分横断面図。骨用ねじアセンブリ70は実質的に骨用ねじアセンブリ20と類似している。骨用ねじアセンブリ70は第一の骨用ねじ部材71からなっている。前記第一の骨用ねじ部材は、雌ねじ特徴28の以外、すべての実施形態における第一の骨用ねじ部材21に関する説明と同様である。雌ねじ特徴73はボア26の中に位置している。

【0076】

前記雌ねじ特徴73は第二の骨用ねじ部材80の第二の雄ねじ81に係合するように配置されている。好適な実施形態において、雌ねじ特徴73は左利きである。なお、雌ねじ特徴73のリード長さ、ピッチ及び形状は実質的に第二の骨用ねじ部材80の第二の雄ねじ81と等しい。

【0077】

図9A - 9Gは骨固定アセンブリ1を骨の中に植込む工程を示す。

【0078】

図9Aは目標となる骨、具体的には骨折部位4と大腿骨頭フラグメント2を有する近位端大腿骨113の解剖構造を示す。少なくとも一つのガイドワイヤ57を挿入することによって、前記骨折部位4は整復、固定される。中央ガイドワイヤ58はねじアセンブリ20の目標位置を規定する。

【0079】

図9Bは近位端大腿骨113の外側皮質から大腿骨頭フラグメント2の中に伸びている穴のブレードリルを示す。三つのドリル直径を有してカニューレが装着される段付きドリル59が中央ガイドワイヤ58にわたって挿入される。最も遠い端のドリル直径'D1'は第二の骨用ねじ40のねじ付き頭部44のねじ谷径に対応している。第二のドリル直径'D2'は第一の骨用ねじ部材21のねじ付き遠位端24のねじ谷径に対応している。第三のドリル直径'D3'は骨プレート10の管状突出部14の外径に対応している。

【0080】

ドリル操作の後に、図9Cに示すように、近位端大腿骨113における段付きボアは三つの

10

20

30

40

50

ボア遷移を含んでいる：

- ・ 第一のボア遷移 'T1' はドリルされていない骨とボア直径 'd1' を有するボア部の間のボアの最も遠い端に位置している。前記ボア直径 'd1' は第一のドリル直径 'D1' に対応している。
- ・ 第二のボア遷移 'T2' はボア直径 'd1' とボア直径 'd2' の間に位置している。前記ボア直径 'd2' は第二のドリル直径 'D2' に対応している。
- ・ 第三のボア遷移 'T3' はボア直径 'd2' とボア直径 'd3' の間に位置している。前記ボア直径 'd3' は第三のドリル直径 'D3' に対応している。

【 0 0 8 1 】

図9Dに示すように、骨用ねじアセンブリ20が中央ガイドワイヤ58にわたって近位端大腿骨113に挿入される。遠位端ねじ付き端部24が大腿骨頭フラグメント56に係合してボア遷移 'T2' に当接するまでの間に、右利きにねじることによって骨用ねじアセンブリ20が挿入される。

【 0 0 8 2 】

次の工程に、図9Eに示すように、ねじ回し59が骨用ねじアセンブリ20に挿入されて第二の骨用ねじ部材40のドライブ50に係合する。

【 0 0 8 3 】

前記ねじ回し59を反時計回りに回すと、第二の骨用ねじ部材40の先端がボア遷移 'T1' にあるボアの端部に当接するまでの間に、第二の骨用ねじ部材40が回転して大腿骨頭の中に平行移動する。

【 0 0 8 4 】

互いに反対な巻き方を有する二つのねじによって、大腿骨頭フラグメント2が骨用ねじアセンブリ20に固定される。結果として、先の図6Cに説明するように、回転モーメント、軸方向引張力および軸方向圧縮力に耐える固定手段が形成される。

【 0 0 8 5 】

図9Fに示すように、骨プレート10は第一の骨用ねじ部材21の細長いシャフト22に摺動して係合する。メス回転防止手段29a, 29bは骨プレート10の相補的なオス回転防止手段15a, 15bと協働して、第一の骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

【 0 0 8 6 】

図9Gは骨ファスナー12と13の挿入を示す。大腿骨頭フラグメント2が近位端大腿骨113に堅く固定される。

【 0 0 8 7 】

図10は別の実施形態における骨インプラントアセンブリを示す。これにより、ねじアセンブリ90は髓内釘91の中に係合する。

【 0 0 8 8 】

図11はさらに別の実施形態における骨インプラントアセンブリを示す。この実施形態において、骨固定アセンブリ96は髓内釘95の遠位端または近位端を形成する。これによって、前記骨固定アセンブリ96はその一端に、目標となる骨への十分な内部固定を提供する。

【 0 0 8 9 】

図12Aと図12Bはさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ100を示す。該骨用ねじアセンブリ100は三つのねじ部材103, 105, 107を含んでいて、その中の二つが互いに反対な巻き方を有する。前記骨用ねじアセンブリ100は小さな骨フラグメント101を主骨102に固定させる。反対な巻き方を有する骨用ねじ部材103, 105, 107の組み合わせは、小さな骨フラグメント101を固定して回転モーメント、引張荷重と圧縮荷重に耐える原理を促進する。

【 0 0 9 0 】

詳細には、第一の巻き方を有する第一の雄ねじ104が形成される第一のねじ部材103は小さな骨フラグメント101と主骨102の中に固定される。次いで、前記第一の巻き方と反対な第二の巻き方を有する第二の雄ねじ106が形成される第二の骨用ねじ部材105は第一の骨用ねじ部材103から主骨102の中へ前進する。最後に、第三のねじ部材107は第二の巻き方を

10

20

30

40

50

有する第三の雄ねじ108によって小さな骨フラグメント101の中に固定される。

【 0 0 9 1 】

図12Eに示すように、第二の骨用ねじ部材105の尾部に位置して第二の巻き方を有する第三の雄ねじ108は第一の骨用ねじ部材103の雌ねじ特徴109に係合している。これによって、第一のねじ部材103は第二のねじ部材105に係合する。なお、第四の雄ねじ110が第二の雌ねじ特徴111に係合することによって、第二のねじ部材105と第三のねじ部材107は合わせて固定される。前記二つのねじは第二の巻き方である。

【 0 0 9 2 】

結果として、骨係合ねじの互いに反対な巻き方により、回転モーメントは小さな骨フラグメント101を第三の骨用ねじ部材107上に一方向に平行移動させるとともに第二の骨用ねじ部材105上に反対な方向に平行移動させる。結果として、左利きのねじのプロファイルは右利きのねじのプロファイルにフィットすることにより、骨用ねじアセンブリ100の回転を防ぐ。同様にして、小さな骨フラグメント101と、第二の骨用ねじ部材105と、第三の骨用ねじ部材107との組み合わせは同じ原理によって小さな骨フラグメント101の骨用ねじアセンブリ100に対する回転を防ぐ。従って、この実施形態における骨用ねじアセンブリ100によって、回転運動を防止して小さな骨フラグメント101と主骨100、または何れかの二つの骨の固定を実現できる。

10

【 図 1 】

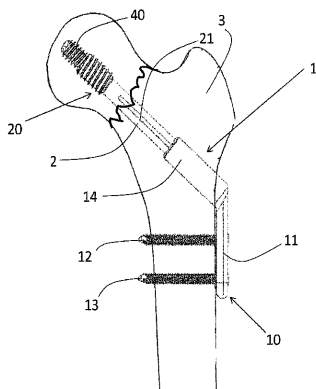


Fig. 1

【 図 2 】

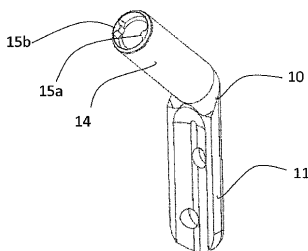


Fig. 2

【 図 3 A 】

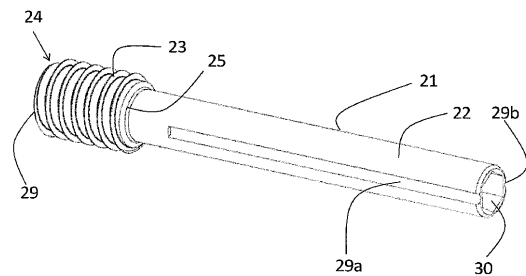


Fig. 3A

【 図 3 B 】

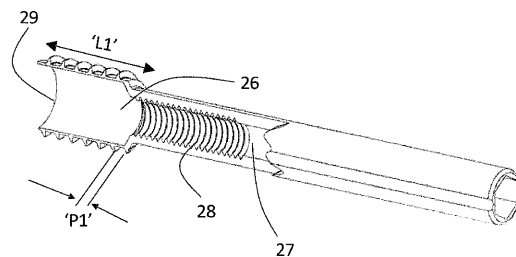


Fig. 3B

【 図 4 A 】

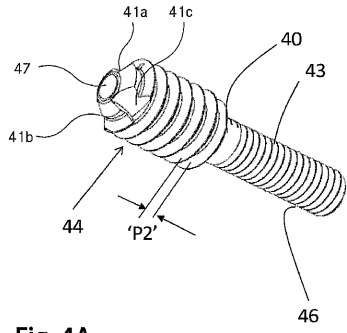


Fig. 4A

【 図 5 A 】

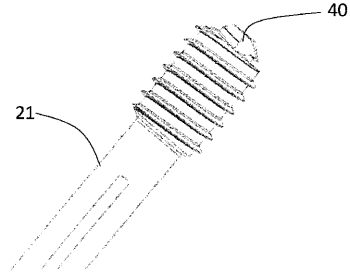


Fig. 5A

【 図 4 B 】

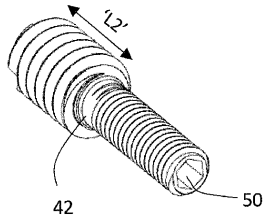


Fig. 4B

【 図 5 B 】

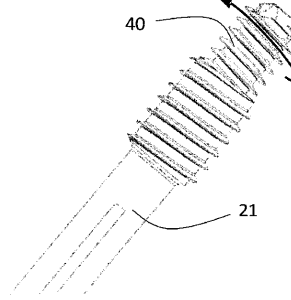


Fig. 5B

【 図 5 C 】

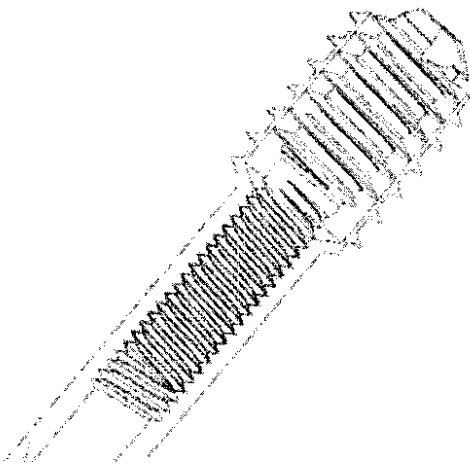


Fig. 5C

【 図 5 D 】

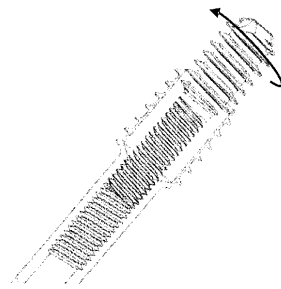


Fig. 5D

【 図 6 A 】

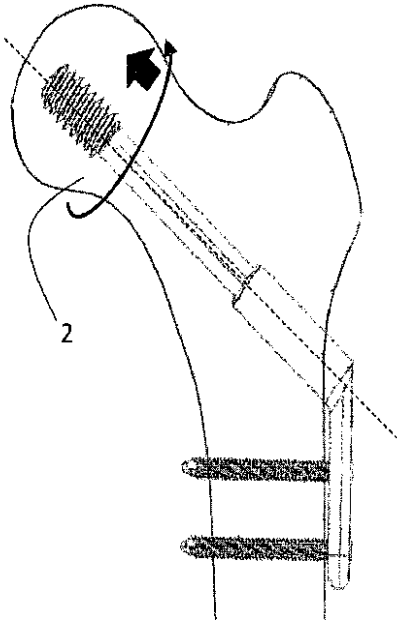


Fig. 6A

【 図 6 B 】

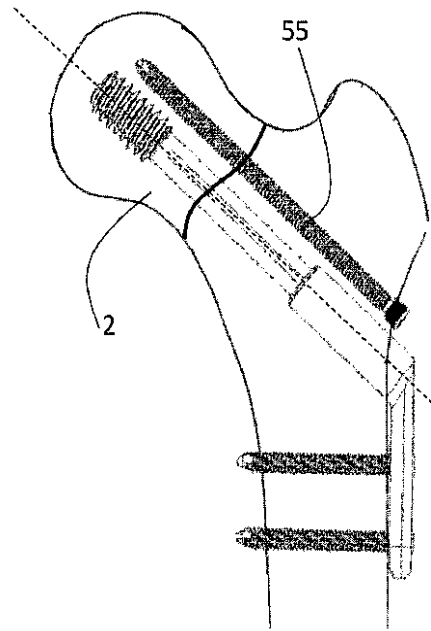


Fig. 6B

【 図 6 C 】

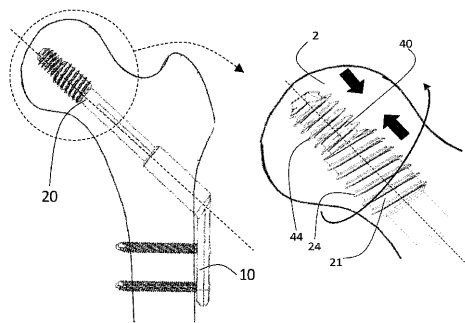


Fig. 6C

【 図 8 】

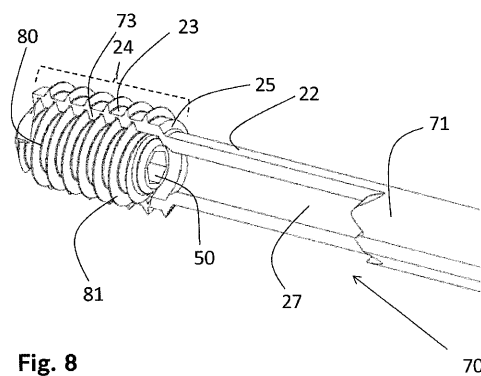


Fig. 8

【 図 7 】

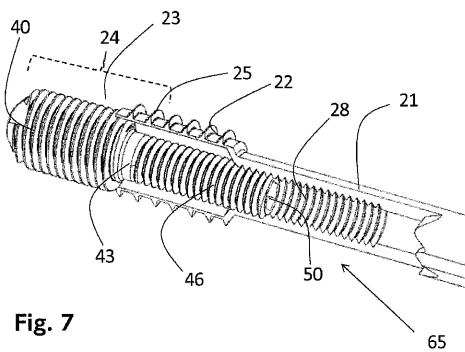


Fig. 7

【 図 9 A 】

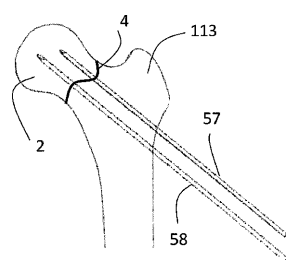


Fig. 9A

【 図 9 B 】

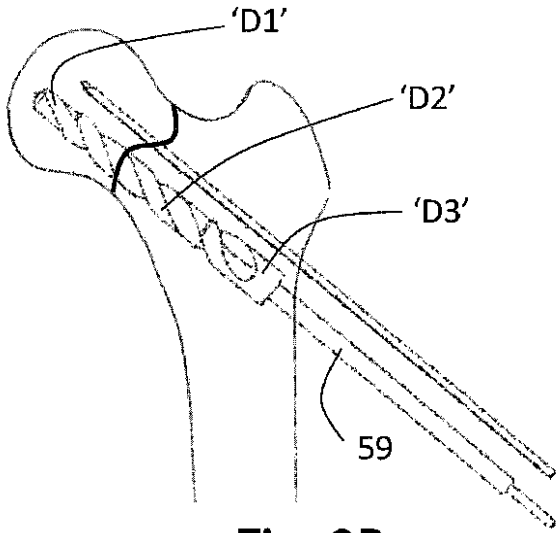


Fig. 9B

【 図 9 C 】

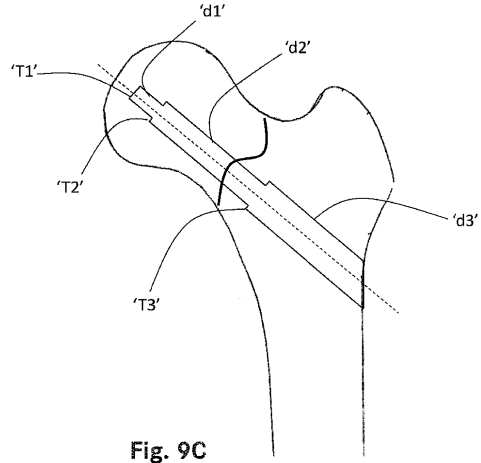


Fig. 9C

【 図 9 D 】

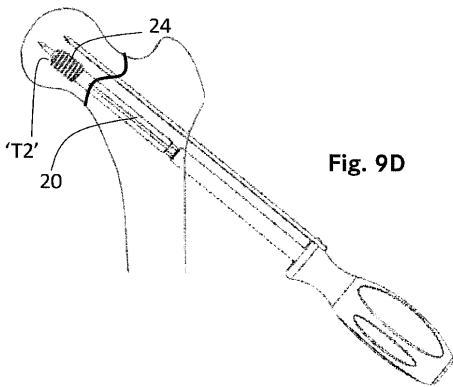


Fig. 9D

【 図 9 E 】

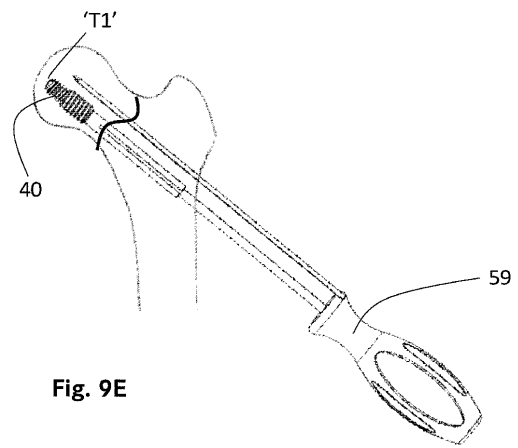


Fig. 9E

【 図 9 F 】

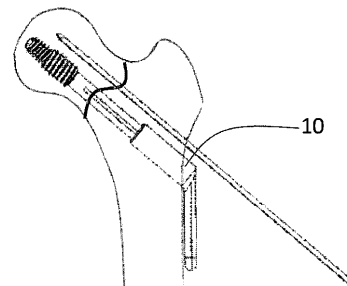


Fig. 9F

【 図 9 G 】

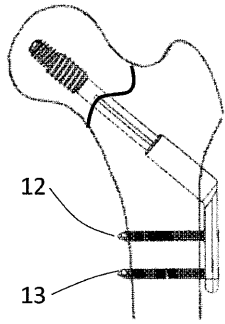


Fig. 9G

【 図 1 0 】

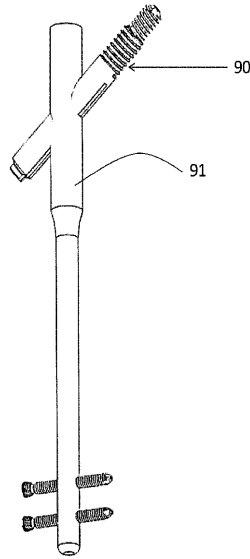


Fig. 10

【 図 1 1 】

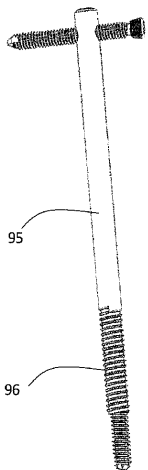


Fig. 11

【 図 1 2 B 】

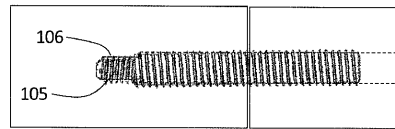


Fig. 12B

【 図 1 2 C 】

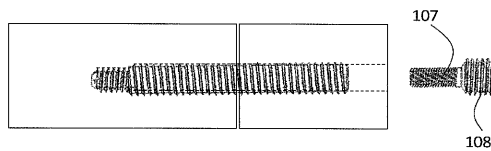


Fig. 12C

【 図 1 2 A 】

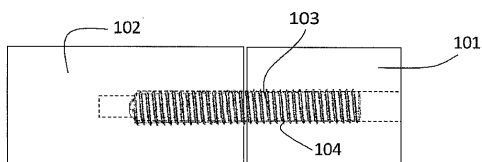


Fig. 12A

【 図 1 2 D 】

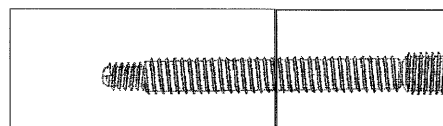


Fig. 12D

【図 1 2 E】

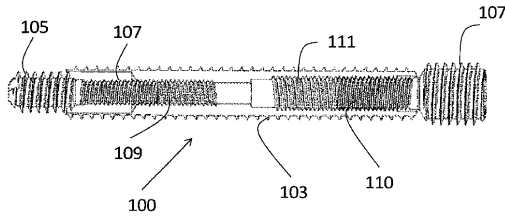


Fig. 12E

【手続補正書】

【提出日】平成28年10月7日(2016.10.7)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

目標となる骨に固定するための骨用ねじアセンブリ (20; 65; 70; 100) において、

a) 第一の巻き方および第一のリード長さを有する第一の雄ねじ (23; 104) が形成されるねじ付き第一端部 (24) と、第二端部とを含み、細長い胴体 (22) を有する第一の骨用ねじ部材 (21; 103) と、

b) 第二の巻き方および第二のリード長さを有する第二の雄ねじ (44; 46; 81; 106) が少なくとも一つ形成される第二の骨用ねじ部材 (40; 80; 105) とを具備し、

前記第一の骨用ねじ部材 (21) は、前記細長い胴体 (22) の内部に設けられるボア (26) または中央チャネル (27) の中に位置し、第二の巻き方および第二のリード長さを有する雌ねじ特徴 (28; 73) をさらに含み、

前記第二の巻き方は前記第一の巻き方と反対であって、および/または前記第一のリード長さは前記第二のリード長さと異なっており、

前記第二の骨用ねじ部材 (40; 80; 105) は前記ボア (26) の内部に配置されており、前記第二の雄ねじ (44, 46; 81; 106) は前記雌ねじ特徴 (28; 73) に係合しており

前記第二の骨用ねじ部材 (40; 80; 105) が、依然として前記雌ねじ特徴 (28; 73) と部分的に係合しつつ、前記第一の構成においてよりも前記ボアから前記目標となる骨の中

へと前進しているように、前記第二の骨用ねじ部材（40；80；105）が前記ボア（26）の内部に実質的に完全に配置されている第一の植込み構造から、第二の骨用ねじ部材（40；80；105）が前記ボア（26）から突出している第二の植込み構造に、第二の骨用ねじ部材（40；80；105）が移動しうる、骨用ねじアセンブリ。

【請求項2】

前記ねじ付き第一端部（24）は前記細長い胴体（22）の第二端部に向かって遷移部（25）まで伸びている第一の長さ（L1）を有し、

前記ボア（26）は前記第一端部（24）内に位置し

前記中央チャンネル（27）は前記細長い胴体（22）の残りの部分の内部に前記遷移部（25）から前記第二端部に伸びて、遷移部（25）において前記ボア（26）は前記中央チャンネル（27）と流体連通し、前記雌ねじ特徴（28）は前記中央チャンネル（27）の中に配置されて遷移部（25）から前記第二端部に向かって伸びる、請求項1に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；100）。

【請求項3】

前記ボア（26）は前記中央チャンネル（27）より大きい直径を有し、

前記第二の骨用ねじ部材（40；105）はねじ付き頭部（44）とねじ付き尾部（43）を含み、前記ねじ付き頭部（44）の直径は、前記ねじ付き尾部（43）の直径より大きく、前記ねじ付き頭部（44）の直径は、前記ボア（26）の直径より小さいが前記中央チャンネル（27）の直径より大きく、前記第二の雄ねじ（44，46；106）は前記ねじ付き尾部（43）上に位置する、請求項2に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；100）。

【請求項4】

前記ねじ付き頭部（44）は、第二の雄ねじ（46；106）と同一の巻き方とリード長さを有するねじを有する、請求項3に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；100）。

【請求項5】

前記第一の巻き方は前記第二の巻き方と反対であることを特徴とする、請求項1ないし4のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；100）。

【請求項6】

前記第一のリード長さは、前記第二のリード長さと異なり、前記第一の巻き方は、第二の巻き方と異なっている、請求項1ないし4のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；100）。

【請求項7】

前記骨用ねじアセンブリ（100）は、第二の巻き方または第二のリード長さを有する、少なくとも一つの第三のねじ（108）を備える第三の骨用ねじ部材（107）をさらに含む、請求項1ないし6のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ（100）。

【請求項8】

前記雌ねじ特徴（73）は前記ボア（26）内に位置する、請求項1ないし7のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ（65）。

【請求項9】

請求項1～8のいずれか一項に記載の骨用ねじアセンブリ（20；65；70；100）を備える骨固定アセンブリ（1）。

【請求項10】

前記骨固定アセンブリ（1）は、実質的に平らな第一の板部（11）を含む骨プレート（10）をさらに備え、

管状突出部（14）は特定の角度で前記板部（11）から伸び、前記管状突出部（14）は摺動して骨用ねじアセンブリ（20；65；70；100）を収容するように構成されている、請求項9に記載の骨固定アセンブリ（1）。

【請求項11】

前記骨固定アセンブリ（1）は、髄内釘（91）をさらに備え、ねじアセンブリ（90）は前記髄内釘（91）の中に係合する、請求項9または10に記載の骨固定アセンブリ（1）。

【請求項12】

前記骨用ねじアセンブリは、髄内釘95の遠位端または近位端を形成する、請求項9または10に記載の骨固定アセンブリ(1)。

【手続補正2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、回転モーメントに耐える骨用ねじアセンブリに関する。

【背景技術】

【0002】

本領域において、様々な骨用ねじが知られている。骨フラグメントの安定のために、一般には、複数のねじによって、骨フラグメントが骨に固定される。一つのねじが挿入されると、骨フラグメントはねじ軸を中心に回転して、必要な安定性を発現していない。しかしながら、多くの開示には、一つのねじしか骨フラグメントの中に置くことができません。たとえば、大腿骨頭骨折において、一つのねじのみは大腿骨頭を大腿骨骨幹軸に固定させる。しかしながら、単一のねじを使用する場合に、大腿骨頭はねじ軸を中心に回転して骨折整復を失うおそれがある。

【0003】

股関節骨折は普通の傷である。毎年、世界中に股関節骨折の数が増えている。特に年寄りには股関節骨折に罹る。人口高齢化により、年間の股関節骨折の数は迅速に増えている。

【0004】

股関節骨折の原因の一つはオステオポロシスである。年をとるにつれて、骨はますます脆くなって、転んだ後に骨折しやすい。

【0005】

個人的な治療を要求する種々の股関節骨折がある。たとえば、大腿骨頸部骨折に罹って関節表面に悪い軟骨がある患者にとって、完全に関節を取り替えて全体股関節インプラントで治療するのが好ましい。骨折に罹って良い軟骨を有する年下の患者にとって、全体の関節を取り替えしない治療方法は好適である。

【0006】

骨折の部位、骨の品質と大きさにより、何種類かの治療方法は利用可能である。骨フラグメントの安定のための治療方法は二つ以上のカニューレ装着ねじの挿入から髄内釘の挿入まで異なっている。

【0007】

普通方法のもう一つは動的股関節ねじの植込み或いはスライディングスクリュー固定である。動的股関節ねじは大腿骨の外側皮質に固定する板と、該板から大腿骨頭の中に伸びる大きなねじとから構成されている。このねじは板にはめ込んで、動的固定と称される。動的固定によって、大腿骨頭が大腿骨骨幹軸に固定して、インプラントが短くなることができる。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

前記動的股関節ねじの欠点は以下のとおりである。ねじは引張荷重と圧縮荷重に耐えられるが、ねじりモーメントに耐えられない。回転すると、骨折整復を失う。また、この回転は大腿骨頭への血液供給を邪魔する可能性があって、いわゆる「虚血壊死」をもたらす。これによって、大腿骨頭フラグメントは骨折を癒すに必要な血液供給を切断する。虚血壊死の場合に、次の外科手術上の介入において、インプラントは取り外されて、全体股関節プロテーゼに取り替えられる。

【0009】

通常は、動的股関節ねじインプラントの上に、追加の回転防止ねじを置くことによってこんな問題を克服する。ねじの追加は必要な骨ストックを前提として、ねじの板へのはめ込みが影響を受ける可能性がある。特に、小柄な患者の大腿骨頸部は追加の回転防止ねじにとって小さすぎる。

【0010】

他の利用可能な、インプラントをねじりモーメントから守る設計は大腿骨頭の中に伸びる二つの平行なねじを含んでいる。前記二つのねじが骨プレートの中にはめ込む。これらの設計は実に大腿骨頭フラグメントの回転を抑制するが、サイズが大きいである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

従って、本発明は、ねじりモーメントに耐えて、小柄な患者の中に植え込みやすいねじアセンブリを提供することを目的とする。

【0012】

請求項1によると、その目的を達成する。本発明の骨用ねじアセンブリは目標となる骨の中に固定するためのものであって、第一の巻き方および第一のリード長さを有する第一の雄ねじが形成されるねじ付き第一端部と、第二端部とを含んでいる、細長い胴体を有する第一の骨用ねじ部材（前記第一の骨用ねじ部材はさらに、前記細長い胴体の内部に設けられるボアまたは中央チャンネルの中に位置して第二の巻き方および第二のリード長さを有する雌ねじ特徴を含んでいる）と、第二の巻き方および第二のリード長さを有する第二の雄ねじが少なくとも一つ形成される第二の骨用ねじ部材とからなって、前記第二の巻き方は前記第一の巻き方と反対であって、且つ/若しくは前記第一のリード長さは前記第二のリード長さと異なっていて、前記第二の骨用ねじ部材は少なくとも前記ボアの内部に配置されていて、前記第二の雄ねじは前記雌ねじ特徴に係合していて、第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記ボアの内部に完全に配置されている第一の植込み構造および第二の骨用ねじ部材が少なくともその一部が前記ボアから突出している第二の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材は移動しうる。

【0013】

前記第二の雄ねじは第一の雄ねじとして異なった巻き方および/または異なったリード長さを含んでいて、第二の骨用ねじ部材が第二の植込み構造に移動すると、骨用ねじアセンブリをねじりモーメントによる回転から守る。二つの雄ねじは異なった巻き方を有すると、一方向に沿う回転モーメントは第一または第二の骨用ねじ部材を回転させる。しかしながら、回転モーメントは他方の骨用ねじ部材の回転運動を禁止する方向に向かって導かれて、この回転運動は他方の骨用ねじ部材にブロックされる。

【0014】

二つの雄ねじは異なったリード長さを有する場合に、回転モーメントは骨用ねじアセンブリを少し回転させる。しかしながら、異なったリード長さにより、一回転あたり二つの骨用ねじ部材が異なった距離で走行して、回転運動が速やかに停止する。これは二つの骨用ねじ部材の中の少なくとも一つのねじが骨の中に切削されたねじに当接するためである。

【0015】

注意すべきことは、異なった巻き方を使用して、第一の雄ねじのリード長さが第二の雄ねじと同じである場合だ。

【0016】

異なった巻き方または異なったリード長さを有する二つの雄ねじを使用して、骨用ねじアセンブリが回転自在にロックされている。つまり、異なった巻き方と異なったリード長さを有する雄ねじを使用していい。これは「および/または」という術語で表されて、二つのうちの何れかの一つまたは両方を使用していいという意味である。

【0017】

好ましくは、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体は円筒形であって、その全長（つまり、

細長い胴体の第一端部と第二端部の間の距離)は骨用ねじアセンブリの用途、目標となる骨または患者の大きさによって異なる。細長い胴体の直径も同様である。本発明の一実施形態において、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体はその全長に沿って一定の直径を有しているが、好ましくは、第一の骨用ねじ部材の細長い胴体の直径が変っている。

【0018】

本願において、「巻き方」とは、ねじの螺旋が骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている方向をいう。二つの異なる巻き方は可能であって、「右利き」または「左利き」である。「右利きの」ねじを有する骨用ねじ部材が時計回りに回されると、使用者から離れる。また、反時計回りに回されると、使用者に向かって移動する。それに対して、「左利きの」ねじが反対な特性を発現する。

【0019】

本発明において、「雄ねじ」とは、骨用ねじ部材の外周に設けられるねじである。それに対して、「雌ねじ」とは、内周に設けられるねじといい、つまり、骨用ねじ部材のボアまたは内チャンネルの中にある。そこで、両者はマッチした巻き方、リード数、リード長さ及びピッチを有すると、雄ねじは雌ねじに係合する。

【0020】

本願において、「リード長さ」とは、骨用ねじ部材の完全な一回りに伴って、同じリードによって覆われるねじ軸に沿う距離をいう。

【0021】

本発明に用いられる雄ねじ及び雌ねじは一条ねじであっていい。つまり、一条ねじ螺旋のみが骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている。好ましくは、前記ねじは二条ねじまたは多条ねじである。つまり、二つ以上の別々に準備したねじ螺旋が骨用ねじ部材の中心軸に巻き付けられている。

【0022】

好ましくは、前記第一の骨用ねじ部材はボアと、細長い胴体に位置する中央チャンネルとから構成される。

【0023】

好ましくは、前記ボアと前記中央チャンネルは、細長い胴体の中心軸と同心であるように配置されている。前記ボアと前記中央チャンネルの直径は細長い胴体の外径より小さくて、細長い胴体の外径とボアや中央チャンネルの直径との差は十分な強度を有する細長い胴体の壁厚を提供する。

【0024】

前記ボアと前記中央チャンネルは同じ直径を有していいが、好ましくは、ボアの直径は中央チャンネルと異なっている。さらに好ましくは、ボアは中央チャンネルと流体連通している。つまり、細長い胴体の全長にわたって第一端部から第二端部まで、ボアと中央チャンネルは共通のカニューレを形成する。好ましくは、ボアと中央チャンネルは各自の長さに沿って一定の直径を有している。若しくは、ボア及び/又は中央チャンネルの直径は各自の長さに沿って異なっている。第二の骨用ねじ部材を回転させる適当な工具が中央チャンネル及びボアの少なくとも一部を経由して挿入される。このような工具として、たとえば、ねじ回しが挙げられる。

【0025】

好ましくは、雌ねじ特徴は前記ボアの内周または前記中央チャンネルの内周に設けられている。前記雌ねじ特徴は第二の巻き方と第二のリード長さを有している。

【0026】

好ましくは、第二の骨用ねじ部材は第二の雄ねじが形成される第二の細長い円筒体を含んでいる。前記第二の雄ねじは、前記雌ねじ特徴の第二の巻き方と第二のリード長さに対応する第二の巻き方と第二のリード長さを有することが好ましい。さらに好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材の直径は、第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記ボアに挿入されて、前記第二の雄ねじが前記雌ねじ特徴に係合することができるように選択される。

【0027】

好ましくは、第一の巻き方は第二の巻き方と反対である。すなわち、前記第一の巻き方は左利きであると、前記第二の巻き方は右利きである。逆もまた同様である。或いは、前記第一のリード長さは前記第二のリード長さと異なっている。さらに好ましい代案として、第一の巻き方は第二の巻き方と反対であって、第一のリード長さは第二のリード長さと異なっている。

【0028】

経験則として、第一の雄ねじと第二の雄ねじとのリード長さにおける差はできるだけ大きいことが望ましい。これによって、異なった巻き方を有するリードは負の値として表されることができる。例えば、第一の雄ねじのリード長さは3 mmであって、第二の雄ねじのリード長さは6 mmである時には、両者の差は3 mmである。しかしながら、雄ねじの両方ともリード長さが3 mmであるが、その中の一つのリードが反対な巻き方を有する（即ち-3 mm）時には、両者の差は6 mmである。好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材が少なくとも前記第一の骨用ねじ部材のボアの内に配置されている。さらに好ましくは、前記第二の骨用ねじ部材が前記ボアの内および前記中央チャンネルの少なくとも一部内に配置されている。後者の場合に、第二の骨用ねじ部材の直径は、ボア及び中央チャンネルの少なくとも一部に挿入することができるように選択される。

【0029】

第一の植込み構造は骨の中に骨用ねじアセンブリを植込むためのものである。この構造において、第二の骨用ねじ部材が少なくともボアの内完全に配置されている。つまり、前記第二の骨用ねじ部材およびそれに設けられる第二の雄ねじ特徴は前記第一の骨用ねじ部材から突出しない。このようにして、骨用ねじアセンブリは、例えば予め骨の中に穿設されておく止まり穴に押し込まれる。いったん前記骨用ねじアセンブリが適当な位置にあると、前記第二の骨用ねじ部材は、例えば前記第二端部から中央チャンネルを経由して挿入される工具によって、前記第一の骨用ねじ部材のねじ付き第一端部から直線的に出て骨の中へ進むように回される。第二の雄ねじと雌ねじ特徴との係合により、前記第二の骨用ねじ部材を前進させるための回転運動が要求されるので、第二の骨用ねじ部材も骨に押し込む。

【0030】

第二の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材の少なくとも一部が第一の骨用ねじ部材から突出する、すなわち、ある距離前進している。しかしながら、回転防止の効果を得るために、前記第二の雄ねじの少なくとも一部は前記雌ねじ特徴に係合する必要がある。

【0031】

従って、雌ねじ特徴に部分的に係合したまま骨にきっちり押し込まれるために、第二の骨用ねじ部材は十分に前進する必要がある。

【0032】

好ましくは、前記ねじ付き第一端部は細長い胴体の第二端部に向かって遷移部まで伸びている第一の長さを有して、前記ボアは前記第一端部の内部に位置して、中央チャンネルは細長い胴体の残りの部分の内部に前記遷移部から前記第二端部に伸びて、遷移部に前記ボアは前記中央チャンネルと流体連通して、前記雌ねじ特徴は前記中央チャンネルの中に配置されて遷移部から前記第二端部に向かって伸びる。

【0033】

前記遷移部は、第一のねじ部材の細長い胴体のねじ付き第一端部から残りの部分までの遷移を表している。好ましくは、前記残りの部分がねじを含まず、板や髄内釘などのような他のインプラントパーツと相互作用するように配置されることができる。

【0034】

好ましくは、前記ねじ付き第一端部が細長い胴体の残り部分より大きい直径を有する。従って、前記遷移部はその外周に斜面を有する。これによって、前記細長い胴体の外径が変化できる。前記斜面は任意の適当な傾斜角を有することができる。

【0035】

好ましくは、前記ボアは前記中央チャンネルより大きい直径を有して、前記第二の骨用ね

じ部材はねじ付き頭部とねじ付き尾部を含んでいて、前記ねじ付き頭部の直径は前記ねじ付き尾部の直径より大きくて、ねじ付き頭部の直径は前記ボアの直径より小さいが前記中央チャンネルの直径より大きくて、前記第二の雄ねじは前記ねじ付き尾部上に位置する。

【0036】

この好適な構造において、前記尾部に位置する第二の雄ねじは中央チャンネルの内に位置する雌ねじ特徴と相互作用する。前記第二の骨用ねじ部材が前記第一の植込み構造から前記第二の植込み構造へ進む時に、前記ねじ付き頭部はその雄ねじ部によって骨に係合する。

【0037】

そのため、雄ねじの異なった部分を利用して、前記第二の骨用ねじ部材が骨の中および雌ねじ特徴に固定される。これによって、例えば、前記雄ねじの異なった直径は二つの部分に用いられることができる。

【0038】

好ましくは、前記ねじ付き頭部には同一の巻き方とリード長さを有するねじが第二の雄ねじとして形成されている。従って、前記第二の骨用ねじ部材が回されて、前記第一の植込み構造から前記第二の植込み構造へ進む。これによって、前記ねじ付き第一端部が骨に擦り込まれる。

【0039】

さらに好ましくは、前記第一の巻き方は第二の巻き方と反対である。これによって、骨用ねじアセンブリが効率よく固定されて、回転モーメントを防止することができる。

【0040】

好ましくは、前記第一の雄ねじのリード長さは少なくとも前記第二の雄ねじのリード長さの二倍であり、逆もまた同じである。この構造によれば、骨用ねじアセンブリは回転モーメントの影響を受けず効率よく固定されることができる。

【0041】

若しくは、前記骨用ねじアセンブリはさらに、第二の巻き方または第二のリード長さを有する第三のねじが少なくとも一つ形成される第三の骨用ねじ部材を含んでいて、雌ねじ特徴は前記中央チャンネルの内に位置して上に向かって細長い胴体の第二端部に伸びる。

【0042】

この構造によれば、第三の骨用ねじ部材は、前記第三のねじと前記雌ねじ特徴との相互作用によって、第二端部に第一の骨用ねじ部材に固定されることができる。これによって、本発明の骨用ねじアセンブリは二つの骨フラグメントにおける回転モーメントを防止しながら二つの骨フラグメントを合わせて固定することができる。

【0043】

前記第三の骨用ねじ部材は一定の直径を有していいが、二つの異なった直径を有する胴体を含むことが好ましい。一つの直径はそれに設けられる第三のねじが雌ねじ特徴に係合できるように選択されるとともに、もう一つの直径は第二の骨用ねじ部材の残り部分の直径と等しいように選択されていい。若しくは、もう一つの直径は第一の骨用ねじ部材のねじ付き第一端部の直径と等しいように選択されてもいい。

【0044】

別の実施形態において、前記雌ねじ特徴は前記ボアの内部に位置する。この場合では、第一の植込み構造において、第二の骨用ねじ部材が完全にボアの内側に配置されていて、中央チャンネルの内に全然ない。これによって、第二の雄ねじの全体は第一の植込み構造における雌ねじ特徴と相互作用する。第二の植込み構造において、第二部分が雌ねじ特徴に係合したまま第二の雄ねじの一部は骨の中に係合する。

【0045】

本発明のもう一つの目的は、本発明の骨用ねじアセンブリと、骨プレートとからなる骨固定アセンブリに関する。前記骨プレートは、実質的に平らな第一の板部と、前記板部から特定の角度で伸びる管状突出部とを含んでいる。前記管状突出部は摺動して骨用ねじアセンブリを収容するように配置されている。

【0046】

このような骨固定アセンブリは主に大腿骨頸部骨折の治療に用いられる。本発明の骨固定アセンブリは固定されて、ねじりモーメントによる運動を防止するので、他の回転防止手段を用意する必要がなく、結果として骨固定アセンブリの大きさが減少する。そのため、本発明の骨固定アセンブリは小柄な患者にぴったりである。また、ただ一つのねじアセンブリは大腿骨頭に植込まれて、必要な外科手術の複雑さが低下する。

【0047】

好ましくは、前記管状突出部はその内周に少なくとも一つの回転防止手段が形成されていて、前記第一の骨用ねじ部材は相補的な回転防止手段を含んでいる。

【0048】

これによって、骨プレート付のねじアセンブリの回転がロックされる。前記回転防止手段は、例えば第一の骨用ねじ部材上の対応したノッチの中に係合できる突出部として提供されて、逆もまた同様である。好ましくは、二つ以上の回転防止手段が提供されることができる。若しくは、前記骨用ねじアセンブリは、止めねじのようなねじによって、骨プレートに回転自在に固定されていい。

【0049】

さらに好ましい実施形態および特徴の組み合わせは、以下の詳細な説明および請求の範囲から派生することができる。

【図面の簡単な説明】

【0050】

本発明の実施形態を説明する図面は以下のとおりである。図において、同じ特徴は同様の参照符号を付して説明する。

【図1】図1は骨プレートと大腿骨頸部骨折した大腿骨の内部にある骨用ねじアセンブリとからなる骨固定アセンブリの側面図である。

【図2】図2は骨プレートの詳細を示す図である。

【図3A】図3Aは第一の実施形態における第一の骨用ねじ部材を示す図である。

【図3B】図3Bは第一の実施形態における第一の骨用ねじ部材を示す図である。

【図4A】図4Aは第一の実施形態における第二の骨用ねじ部材を示す図である。

【図4B】図4Bは第一の実施形態における第二の骨用ねじ部材を示す図である。

【図5A】図5Aは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図5B】図5Bは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図5C】図5Cは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図5D】図5Dは第一と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に図3の第一の骨用ねじ部材と図4の第二の骨用ねじ部材とが形成されている。

【図6】図6A - 6Cは従来技術における大腿骨頸部インプラントと比較して、図5の骨用ねじアセンブリにより大腿骨頭の回転を防ぐ機械的原理を示す図である。

【図7】図7は第二の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中の二つの骨用ねじ部材は巻き方が同じであるが、リード長さが異なっている。

【図8】図8は第三の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図である。

【図9A】図9Aは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9B】図9Bは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9C】図9Cは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9D】図9Dは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9E】図9Eは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9F】図9Fは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図9G】図9Gは図1の骨固定アセンブリを植え込むための外科手術の工程を示す図である。

【図10】図10は第二の実施形態における骨固定アセンブリを示す図であって、その中の骨用ねじアセンブリは髄内釘の一部である。

【図11】図11は第三の実施形態における骨固定アセンブリを示す図であって、その中の骨用ねじアセンブリは髄内釘の遠位端または近位端の一部である。

【図12A】図12Aは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12B】図12Bは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12C】図12Cは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12D】図12Dは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【図12E】図12Eは第四の実施形態における骨用ねじアセンブリを示す図であって、その中に第三の骨用ねじ部材が設けられている。

【発明を実施するための形態】

【0051】

図1aに示すように、第一の実施形態に係わる骨固定アセンブリ1は骨折した大腿骨頸部を連結している。前記骨固定アセンブリは骨プレート10と、第一の骨ファスナー12と、第二の骨ファスナー13と、骨用ねじアセンブリ20とを含んでいる。前記骨プレート10は大腿骨骨幹軸3の側面に付装している。前記骨用ねじアセンブリ20は骨プレート10から大腿骨を經由して大腿骨頭フラグメント2の中に伸びている。骨折部位4を連結することにより、前記骨用ねじアセンブリは大腿骨頭フラグメント2を大腿骨骨幹軸3に固定させる。

【0052】

以下に詳しく説明するように、骨用ねじアセンブリ20は第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40とから構成されている。骨用ねじアセンブリ20が摺動して骨プレート10に係合する。

【0053】

図2は骨プレート10を示す。大腿骨に固定するために、前記骨プレート10に含まれる第一の平板部11は第一の骨ファスナー12および第二の骨ファスナー13を利用する。これらの骨ファスナーの数は骨折のレベルと板の大きさにより、少なくとも一つである。また、前記骨プレート10に含まれる管状突出部14は約130°-140°の角で平板部11から伸びる。図1に示すように、前記管状突出部14は骨の中への皿穴配置を行って骨用ねじアセンブリ20を収容するためのものである。前記骨用ねじアセンブリ20が摺動回転して管状突出部14の中に係合する。

【0054】

回転安定性のために管状突出部14の内周にわたって等間隔に設けられるオス回転防止手段の数は少なくとも一つ、好ましくは二つ以上(15aと15b)である。前記オス回転防止手段15aが管状突出部14の内壁から伸びる。若しくは、前記オス回転防止手段15aは平面または溝として設けられてもいい。

【0055】

第一のオス回転防止手段15aと第二のオス回転防止手段15bは前記骨用ねじアセンブリ20に設けられる相補的なメス回転防止手段と協働するように配置されている。セットになった回転防止手段は骨用ねじアセンブリ20における第一骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

【 0 0 5 6 】

図3Aと3Bは第一の骨用ねじ部材21の各要素を示す。前記第一の骨用ねじ部材21に含まれる細長い第一円筒体22は第一端部29から第二端部まで伸びている。前記細長い第一円筒体22の頭部に目標となる骨に固定するための第一の雄ねじ23が設けられて、ねじ付き第一端部24が形成される。好適な実施形態において、第一の雄ねじ23は右利きである。前記第一の雄ねじ23のピッチ'P1'は1.0 mm以上であるが、好ましくは少なくとも2.5 mmである。

【 0 0 5 7 】

細長い第一円筒体22の多くは直径がねじ付き第一端部24より小さい。ねじ付き第一端部24と細長い円筒体22の残りの部分の間に第一の段付き遷移部25が配置されている。段付き遷移の長さ'L1'は前記第一の骨用ねじ部材の第一端部29から起算しておよそ15 mmであるが、骨用ねじアセンブリ20の全長により10 mmから30 mmまで変っていい。前記骨用ねじアセンブリの必要な全長は目標となる骨の大きさと患者に関係する。

【 0 0 5 8 】

前記ねじ付き第一端部24は更に、ほぼ遷移部25に伸びるボア26を含んでいる。

【 0 0 5 9 】

中央チャネル27は遷移部25から第一の骨用ねじ部材21の第二端部に伸びている。前記中央チャネル27の直径は実質的にボア26の直径より小さい。以下に詳しく説明するように、中央チャネル27はねじ回しを受けるように配置されている。遷移部25において、中央チャネル27とボア26の間の境界から、中央チャネル27は雌ねじ特徴28を含んでいる。好適な実施形態において、雌ねじ特徴28は左利きであって、二条ねじまたは多条ねじ付のリードを有する。また、以下に図4Aと図4Bに示すように、前記雌ねじ特徴28は第二の骨用ねじ部材40のねじ付き頭部44と実質的に等しいリード長さを有する。

【 0 0 6 0 】

また、細長い第一円筒体22は細長いシャフトの円周にわたって等間隔に設けられるメス回転防止手段29a, 29bを少なくとも一つ、好ましくは二つ以上含んでいる。前記メス回転防止手段29a, 29bは、前記細長いシャフトに沿って伸びる溝として配置されている。若しくは、前記メス回転防止手段29a, 29bは、平面または細長いシャフトから伸びる長い突出部として配置されている。メス回転防止手段29aと29bは前記骨プレート10の相補的なオス回転防止手段15a, 15bと協働するように配置されている。前記セットになった回転防止手段15a, 15b, 29a, 29bは第一の骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

【 0 0 6 1 】

第二端部に、前記第一の骨用ねじ部材21は第一のドライブ30を含んでいる。前記第一のドライブ30がねじ回しに係合するように形成されている。

【 0 0 6 2 】

図4Aと4Bは第二の骨用ねじ部材40の詳細を示す。前記第二の骨用ねじ部材40に含まれる第二の円筒体42は第一端部から第二端部に伸びて、二つの外径を有する。前記第二の円筒体42はねじ付き頭部とねじ付き尾部とから構成されている。前記ねじ付き頭部は目標となる骨の中に固定するためのものであって、第一部分としての第二の雄ねじ44を有する。前記ねじ付き尾部は第一の骨用ねじ部材21の中に係合するためのものであって、第二部分としての第二の雄ねじ46を有する。好適な実施形態において、第一部分としての第二の雄ねじ44は左利きである。第一部分としての第二の雄ねじ44のピッチ'P2'は1.0 mm以上であるが、好ましくは少なくとも2.0 mmである。

【 0 0 6 3 】

前記第二の円筒体42の大部分は直径がねじ付き頭部より小さくて、第二の段付き遷移部が形成されている。前記第二の段付き遷移部の長さ'L2'は第二の骨用ねじ部材40の先端から起算しておよそ15 mmであるが、骨用ねじアセンブリ20の全長により10 mmから30 mmまで変っている。前記第二のねじ付き頭部はカッティングエッジ41a, 41b, 41c付の先端を含んでいる。前記カッティングエッジ41a, 41b, 41cは大腿骨頭フラグメント2の中へのねじ切削を行うように配置されている。

【 0 0 6 4 】

好適な実施形態において、第二部分としての第二の雄ねじ46は左利きであって、二条ねじまたは多条ねじ付のリードを有する。リード長さ、ピッチ及び形状の点については、第二部分としての第二の雄ねじ46は第一の骨用ねじ部材21の雌ねじ特徴28に対応している。

【0065】

なお、中央カニューレ47は第二の骨用ねじ部材40の第一端部から第二端部に伸びている。前記カニューレ47は植込用のKワイヤ又はガイドワイヤを受けるように配置されている。

【0066】

第二端部に、前記第二の骨用ねじ部材40は第二のドライブ50を含んでいる。前記第二のドライブ50はねじ回しに係合するように配置されている。

【0067】

図5A - 図5Dは第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40との間の相互作用を示す。図5Aと図5Bは第一の植込み構造と第二の植込み構造における骨用ねじアセンブリ20を示す。図5Cと図5Dは第一と第二の植込み構造の部分横断面図である。

【0068】

第二の骨用ねじ部材40の第一の骨用ねじ部材21に対する反時計回り回転により、第二の骨用ねじ部材40は前進して、少なくともその一部が第一の骨用ねじ部材21から突出する。前記回転を開始するために、ねじ回しは第二の骨用ねじ部材40のドライブ50の中に係合する。

【0069】

骨用ねじアセンブリ20の別の実施形態において、カウンターボルトのような他の部材は前記雌ねじ特徴28に係合する。第二の骨用ねじ部材40に当接して前記カウンターボルトを締めると、第二の骨用ねじ部材40は自在に動くように第一の骨用ねじ部材21の中にロックされている。

【0070】

図6A-図6Cは従来技術による固定と比較して、本発明の骨用ねじアセンブリ20が回転モーメントに耐える原理を示す。

【0071】

図6Aに示すように、従来のスライディング股関節ねじシステムにおいて、ねじりモーメントと荷重により、前記大腿骨頭フラグメント2が回転する可能性がある。回転すると、大腿骨頭フラグメント2はスクリーシャフトと平行に移動する。臨床的には、大腿骨頭フラグメント2の回転は骨折修復の損失を引き起こす。一般には、生体力学のゆえに、中央股関節ねじは大腿骨頸部の下部の三番目である。修復の損失と大腿骨頭フラグメント2の回転は大腿骨頭フラグメント2への血液供給を損なって、大腿骨頭フラグメント2の虚血壊死をもたらす。現在は、図6Bに示すように、第二の回転防止ねじ55の挿入しかによって、大腿骨頭フラグメント2の回転モーメントに対する安定を図ることができません。スクリー追加は必要な骨ストックを前提とする。特に小柄な患者の大腿骨頸部は二つの固定部材にとって小さすぎる。

【0072】

図6Cは本発明の骨用ねじアセンブリ20の固定原理を示す。大腿骨頭フラグメント2は二つのねじに係合している。第一のねじ部材21のねじ付き第一端部24と第二のねじ部材40のねじ付き頭部は、巻き方が互いに反対である。また、ねじアセンブリ20と骨プレート10の協働した回転防止手段によって、ねじアセンブリ20が回転して骨プレート10の中にブロックされる。

【0073】

理論的には、大腿骨頭フラグメント2に与えられる回転モーメントは大腿骨頭を回転させる。いま、第一の雄ねじ23と第二の雄ねじ44は巻き方が互いに反対なので、回転モーメントにより大腿骨頭フラグメント2は、第一の巻き方を有する第一の骨用ねじ部材21上に一方向に平行移動するとともに、反対な巻き方を有する第二の骨用ねじ部材40上に反対な方向に平行移動する。結果として、左利きのねじのプロファイルは右利きのねじのプロフ

ファイルにフィットするので、大腿骨頭フラグメントの回転を防ぐ。

【0074】

図7はさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ65の部分横断面図である。第三の他の骨用ねじアセンブリ65は実質的に骨用ねじアセンブリ20と類似している。第一の骨用ねじ部材21と第二の骨用ねじ部材40は巻き方が同じであるが、リード長さが大いに異なっている。回転すると、骨は第二の骨用ねじ部材40と比較して第一の骨用ねじ部材21上によりはやく平行移動する傾向がある。結果として、異なったリード長さが形成されるねじプロファイルはぴったりなので、骨用ねじアセンブリ20の骨内における回転を防ぐ。

【0075】

図8はさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ70の部分横断面図。骨用ねじアセンブリ70は実質的に骨用ねじアセンブリ20と類似している。骨用ねじアセンブリ70は第一の骨用ねじ部材71からなっている。前記第一の骨用ねじ部材は、雌ねじ特徴28の以外、すべての実施形態における第一の骨用ねじ部材21に関する説明と同様である。雌ねじ特徴73はボア26の中に位置している。

【0076】

前記雌ねじ特徴73は第二の骨用ねじ部材80の第二の雄ねじ81に係合するように配置されている。好適な実施形態において、雌ねじ特徴73は左利きである。なお、雌ねじ特徴73のリード長さ、ピッチ及び形状は実質的に第二の骨用ねじ部材80の第二の雄ねじ81と等しい。

【0077】

図9A - 9Gは骨固定アセンブリ1を骨の中に植込む工程を示す。

【0078】

図9Aは目標となる骨、具体的には骨折部位4と大腿骨頭フラグメント2を有する近位端大腿骨113の解剖構造を示す。少なくとも一つのガイドワイヤ57を挿入することによって、前記骨折部位4は整復、固定される。中央ガイドワイヤ58はねじアセンブリ20の目標位置を規定する。

【0079】

図9Bは近位端大腿骨113の外側皮質から大腿骨頭フラグメント2の中に伸びている穴のブレドリルを示す。三つのドリル直径を有してカニューレが装着される段付きドリル59が中央ガイドワイヤ58にわたって挿入される。最も遠い端のドリル直径'D1'は第二の骨用ねじ40のねじ付き頭部44のねじ谷径に対応している。第二のドリル直径'D2'は第一の骨用ねじ部材21のねじ付き遠位端24のねじ谷径に対応している。第三のドリル直径'D3'は骨プレート10の管状突出部14の外径に対応している。

【0080】

ドリル操作の後に、図9Cに示すように、近位端大腿骨113における段付きボアは三つのボア遷移を含んでいる：

- ・ 第一のボア遷移'T1'はドリルされていない骨とボア直径'd1'を有するボア部の間のボアの最も遠い端に位置している。前記ボア直径'd1'は第一のドリル直径'D1'に対応している。
- ・ 第二のボア遷移'T2'はボア直径'd1'とボア直径'd2'の間に位置している。前記ボア直径'd2'は第二のドリル直径'D2'に対応している。
- ・ 第三のボア遷移'T3'はボア直径'd2'とボア直径'd3'の間に位置している。前記ボア直径'd3'は第三のドリル直径'D3'に対応している。

【0081】

図9Dに示すように、骨用ねじアセンブリ20が中央ガイドワイヤ58にわたって近位端大腿骨113に挿入される。遠位端ねじ付き端部24が大腿骨頭フラグメント56に係合してボア遷移'T2'に当接するまでの間に、右利きにねじることによって骨用ねじアセンブリ20が挿入される。

【0082】

次の工程に、図9Eに示すように、ねじ回し59が骨用ねじアセンブリ20に挿入されて第二

の骨用ねじ部材40のドライブ50に係合する。

【0083】

前記ねじ回し59を反時計回りに回すと、第二の骨用ねじ部材40の先端がボア遷移'T1'にあるボアの端部に当接するまでの間に、第二の骨用ねじ部材40が回転して大腿骨頭の中に平行移動する。

【0084】

互いに反対な巻き方を有する二つのねじによって、大腿骨頭フラグメント2が骨用ねじアセンブリ20に固定される。結果として、先の図6Cに説明するように、回転モーメント、軸方向引張力および軸方向圧縮力に耐える固定手段が形成される。

【0085】

図9Fに示すように、骨プレート10は第一の骨用ねじ部材21の細長いシャフト22に摺動して係合する。メス回転防止手段29a,29bは骨プレート10の相補的なオス回転防止手段15a,15bと協働して、第一の骨用ねじ部材21の骨プレート10に対する回転を抑制する。

【0086】

図9Gは骨ファスナー12と13の挿入を示す。大腿骨頭フラグメント2が近位端大腿骨113に堅く固定される。

【0087】

図10は別の実施形態における骨インプラントアセンブリを示す。これにより、ねじアセンブリ90は髓内釘91の中に係合する。

【0088】

図11はさらに別の実施形態における骨インプラントアセンブリを示す。この実施形態において、骨固定アセンブリ96は髓内釘95の遠位端または近位端を形成する。これによって、前記骨固定アセンブリ96はその一端に、目標となる骨への十分な内部固定を提供する。

【0089】

図12Aと図12Bはさらに別の実施形態における骨用ねじアセンブリ100を示す。該骨用ねじアセンブリ100は三つのねじ部材103, 105, 107を含んでいて、その中の二つが互いに反対な巻き方を有する。前記骨用ねじアセンブリ100は小さな骨フラグメント101を主骨102に固定させる。反対な巻き方を有する骨用ねじ部材103, 105, 107の組み合わせは、小さな骨フラグメント101を固定して回転モーメント、引張荷重と圧縮荷重に耐える原理を促進する。

【0090】

詳細には、第一の巻き方を有する第一の雄ねじ104が形成される第一のねじ部材103は小さな骨フラグメント101と主骨102の中に固定される。次いで、前記第一の巻き方と反対な第二の巻き方を有する第二の雄ねじ106が形成される第二の骨用ねじ部材105は第一の骨用ねじ部材103から主骨102の中へ前進する。最後に、第三のねじ部材107は第二の巻き方を有する第三の雄ねじ108によって小さな骨フラグメント101の中に固定される。

【0091】

図12Eに示すように、第二の骨用ねじ部材105の尾部に位置して第二の巻き方を有する第三の雄ねじ108は第一の骨用ねじ部材103の雌ねじ特徴109に係合している。これによって、第一のねじ部材103は第二のねじ部材105に係合する。なお、第四の雄ねじ110が第二の雌ねじ特徴111に係合することによって、第二のねじ部材105と第三のねじ部材107は合わせて固定される。前記二つのねじは第二の巻き方である。

【0092】

結果として、骨係合ねじの互いに反対な巻き方により、回転モーメントは小さな骨フラグメント101を第三の骨用ねじ部材107上に一方向に平行移動させるとともに第二の骨用ねじ部材105上に反対な方向に平行移動させる。結果として、左利きのねじのプロファイルは右利きのねじのプロファイルにフィットすることにより、骨用ねじアセンブリ100の回転を防ぐ。同様にして、小さな骨フラグメント101と、第二の骨用ねじ部材105と、第三の骨用ねじ部材107との組み合わせは同じ原理によって小さな骨フラグメント101の骨用ねじアセンブリ100に対する回転を防ぐ。従って、この実施形態における骨用ねじアセンブリ1

00によって、回転運動を防止して小さな骨フラグメント101と主骨100、または何れかの二つの骨の固定を実現できる。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/CH2014/000052

| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B17/74 A61B17/86 ADD. | | |
|---|---|--|
| According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC | | |
| B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B | | |
| Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched | | |
| Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | WO 2006/124987 A1 (SMITH & NEPHEW INC [US]; JAMES ANTHONY [US]; EVANS DAVID [US]; CASTLEM) 23 November 2006 (2006-11-23) page 4, line 2 - page 5, line 15; figures 1A, 1B | 1-10 |
| A | US 2009/326533 A1 (DELL OCA ALBERTO A FERNANDEZ [UY]) 31 December 2009 (2009-12-31) paragraph [0015] - paragraph [0016]; figures 1,2 | 1 |
| A | US 2013/338722 A1 (YALIZIS MATTHEW ADAM [AU]) 19 December 2013 (2013-12-19) paragraph [0139] - paragraph [0140]; figures 1, 10 | 1 |
| | ----- -/-- | |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. | | <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex. |
| * Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | | "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "&" document member of the same patent family |
| Date of the actual completion of the international search | | Date of mailing of the international search report |
| 10 September 2014 | | 18/09/2014 |
| Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016 | | Authorized officer Ducreau, Francis |

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/CH2014/000052

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-----------------------|
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| A | US 2003/004514 A1 (FRIGG ROBERT [CH] ET AL) 2 January 2003 (2003-01-02) the whole document ----- | 1 |

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/CH2014/000052

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|--|------------------|-------------------------|---|
| WO 2006124987 | A1 | 23-11-2006 | NONE |
| US 2009326533 | A1 | 31-12-2009 | AT 538741 T 15-01-2012 CA 2667776 A1 29-05-2008 EP 2083723 A2 05-08-2009 US 2009326533 A1 31-12-2009 WO 2008064037 A2 29-05-2008 |
| US 2013338722 | A1 | 19-12-2013 | AU 2011276959 A1 28-02-2013 EP 2590576 A1 15-05-2013 US 2013338722 A1 19-12-2013 WO 2012003548 A1 12-01-2012 |
| US 2003004514 | A1 | 02-01-2003 | AT 260074 T 15-03-2004 AU 771408 B2 18-03-2004 CA 2396385 A1 07-06-2001 CN 1378438 A 06-11-2002 DE 59908678 D1 01-04-2004 DK 1233712 T3 01-06-2004 EP 1233712 A1 28-08-2002 ES 2214071 T3 01-09-2004 JP 4242588 B2 25-03-2009 JP 2003515382 A 07-05-2003 NZ 518261 A 30-01-2004 PT 1233712 E 30-07-2004 TW 520280 B 11-02-2003 US 2003004514 A1 02-01-2003 WO 0139679 A1 07-06-2001 |

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

(74)代理人 100202751

弁理士 岩堀 明代

(74)代理人 100191086

弁理士 高橋 香元

(72)発明者 オーバース, トム

スイス国, シーエイチ - 4 5 1 3 ランゲンドルフ, ヒュラーホーフシュトラッセ 6

Fターム(参考) 4C160 LL27 LL44