

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4303437号
(P4303437)

(45) 発行日 平成21年7月29日(2009.7.29)

(24) 登録日 平成21年5月1日(2009.5.1)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 17/58 (2006.01) A 6 1 B 17/58 3 1 5

請求項の数 14 (全 26 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2001-502758 (P2001-502758) (86) (22) 出願日 平成12年6月6日(2000.6.6) (65) 公表番号 特表2003-516170 (P2003-516170A) (43) 公表日 平成15年5月13日(2003.5.13) (86) 国際出願番号 PCT/US2000/015473 (87) 国際公開番号 W02000/076414 (87) 国際公開日 平成12年12月21日(2000.12.21) 審査請求日 平成19年3月8日(2007.3.8) (31) 優先権主張番号 09/329,688 (32) 優先日 平成11年6月10日(1999.6.10) (33) 優先権主張国 米国 (US)</p>	<p>(73) 特許権者 500317006 オーソダイン・インコーポレーテッド アメリカ合衆国フロリダ州32806, オ ーランド, サウス・オレンジ・アベニュー 1118, スイート 204ビー (73) 特許権者 500342606 コール, ジェイ・ディーン アメリカ合衆国フロリダ州32804, オ ーランド, レイクビュー・ドライブ 50 0 (74) 代理人 100075199 弁理士 土橋 皓</p>
--	--

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 大腿部の骨髄内のロッドシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

上面(32)および下面(31)をもつ開口(26)を形成する骨髄内釘(14)と、骨係合部(108)、および上記釘(14)が通過可能な大きさに形成された貫通孔(120)を形成する接続部(106)を有する横断部材(102)と、上記釘(14)が上記貫通孔(120)を貫通し、かつピン(103, 103')が上記開口(26)を通過して第1側面から第2側面まで達した際には、上記横断部材(102)と選択的に取り付けられ、かつ上記横断部材(102)を上記釘(14)に硬く組み立てるように操作可能なピン(103, 103')とを有し、上記開口(26)は上記釘(14)を貫通して該釘(14)の上記第1側面から対向する上記第2側面まで伸びる通路(33, 34)を形成するとともに、上記横断部材(102)は、上記貫通孔(120)を横断する通路(112)を形成し、上記通路(112)は、螺子部分(114)を有し、上記ピン(103, 103')は、前部および後部を有し、上記前部は、上記開口(26)内で摺動可能に支持されるように形成された細長部を有し、上記後部は、上記通路を通過して上記ピンを進めるために上記螺子部分に結合する外部螺子を有する骨折治療システム。

【請求項2】

上記ピン(103, 103')は、上記釘を結合し、上記横断部材(102)に対し上記釘を締めるように形成された結合面を有する請求項1に記載のシステム。

【請求項3】

上記ピン(103')は、前部および後部を有し、上記前部および上記後部のいずれか

1つは、ボール部材(182)を有し、かつ、上記前部および上記後部のもう1つのものは、ソケット部材(186)を有し、上記ボール部材およびソケット部材は、上記前部と上記後部との間での角度の変化を可能とするように協働する請求項1のシステム。

【請求項4】

上記釘(14)は、第1の縦軸を形成し、上記開口(26)は、上記第1の縦軸について約135度で略直線状の経路を形成し、上記横断部材(102)は、第2の縦軸を形成し、上記貫通孔は、上記第2の縦軸に対して、約130度から145度の範囲内で位置決めされた請求項3に記載のシステム。

【請求項5】

上記接続部(106)は、上記骨係合部を摺動可能に支持するように設けられた請求項1に記載のシステム。

10

【請求項6】

上記骨係合部(108)は、保持部(128)を有し、上記接続部は、内部の保持用リップ(118)を有し、上記保持部は、上記保持用リップと協働して、上記骨係合部および上記接続部を摺動結合によって、一時的に維持する請求項5に記載のシステム。

【請求項7】

さらに、上記ピン(103, 103')に隣接して位置した固定機構を有し、上記ピン(103, 103')の上記横断部材(102)に対する動きを阻止する請求項1に記載のシステム。

【請求項8】

20

上記釘(14)は、縦軸を形成し、少なくとも部分的にそこを通過して伸びかつ上記開口(26)を横切る縦通路(30)を有し、上記縦通路の一部は、螺刻されて、止め螺子(105)と結合し、上記止め螺子は、固定的に上記ピンと結合するために、上記縦通路内で、摺動可能に支持されるように、設けられている軸部を有している請求項1に記載のシステム。

【請求項9】

上記釘(14)は、縦軸を形成し、上記開口(26)の下面(31a, 31b)は、第1の角度部を形成して、上記ピン(103, 103')と、上記ピン(103, 103')が、上記縦軸に対して第1の斜角で向くように接する状態で、結合する請求項1に記載のシステム。

30

【請求項10】

上記開口(26)の上面(32a, 32b)は、上記第1の角度部に略向き合うように第2の角度部を形成し、上記ピン(103, 103')が上記第1の斜角に向いた際に、上記ピン(103, 103')と結合するようにした請求項9に記載のシステム。

【請求項11】

上記下面(31a, 31b)は、第3の角度部を形成し、上記ピン(103, 103')が上記縦軸に対して第2の斜角で向くようなもう1つの接する状態で上記ピン(103, 103')と結合する請求項10に記載のシステム。

【請求項12】

上記上面(32a, 32b)は、第4の角度部を形成し、その角度部は、上記第3の角度部に略向かい合うように設けられ、上記ピン(103, 103')が上記第2の斜角に向いた際に、上記ピン(103, 103')と結合する請求項11に記載のシステム。

40

【請求項13】

上記第1および第2の斜角は、各々約135度である請求項12に記載のシステム。

【請求項14】

上記開口(26)は、上記釘(14)を通して伸び、上記第1および第3の角度部は、第1の頂点を形成し、上記第2および第4の角度部は、第1の頂点に向かい合う第2の頂点を形成する請求項12に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【発明の属する技術分野】

50

【0001】

本発明は、骨折治療技術に関し、特に、本発明は、一様な骨髄内ロッドを用いて、種々の典型的な大腿骨骨折を治療するためのシステムに関するものである。

【従来の技術】

【0002】

大腿骨は一般に股関節部から膝に伸びる幹を有する。大腿骨幹の基端部は大腿骨頭部につながる大腿骨頸部を含む。頭部は寛骨のくぼみに嵌合して股関節部に球関節を形成する。大腿骨幹の末端部は脛骨の上端部に係合し膝関節を形成する。総体的に、大腿骨は人体において最も長く最も強い骨の一つである。しかし、大腿骨の各部分は非常に骨折しやすい。

10

【0003】

大腿骨折の内部固定は最も一般的な整形外科手術の一つである。実際は、大腿骨頸部、中間部、末端部の骨折を含む、多くのタイプの大腿骨折がある。大腿骨が折れた場合、折れた骨を治療期間中ほぼ不動状態に一体的に接合しなければならない。折れた骨の一方が他方に対して長さ方向、横断方向あるいは回転方向に動くと、治療期間が大幅に延びたり、不適切な治癒が生じる可能性がある。骨折部位の周りの領域を固定するために、一般に二つの異なる内部固定法が使用されている。

【0004】

一つの方法は、接合する2つの骨部分に金属ピンを打ち込み、接合すべき骨の外面に圧接する一つまたは複数の板にそれら金属ピンを接続する。しかし、この方法はその骨を取り囲む肉や筋肉を傷つけ、骨に打ち込まれた多数のピンが骨の硬い外層を弱くする傾向がある。板も骨にストレスを与えがちであり、多くの大腿骨折に対して常に十分に応力を支えることができるわけではない。

20

【0005】

さらに、板で補強された骨は、板がない元の骨と同じ強度を常に持つわけではない。大腿骨折を治療する二つ目の方法は、骨髄内釘を大腿骨の骨髄管内に挿入し、各種方法によってそれを内部に固定する。骨折部位での骨が完全に治癒した後に、その釘は大腿骨の基端部にあけた穴を介して取り除くことができる。大腿骨折の内部固定のために、骨髄内安定および固定方法を利用した各種の装置が開発されている。大腿骨折の骨髄内固定の分野において多くの技術的進歩がなされてきたが、いくつかの問題領域が依然として残っている。

30

【0006】

それらの問題の一つは、現在使用可能なほとんどの骨髄内固定システムはそれぞれが特定のタイプの大腿骨折にしか適用されないため、非常に特殊な各種形状のシステムを多数用意しなくてはならないことである。これによって、病院や外傷センターは様々な患者を受け入れるために、様々な形状を有する長さが少しずつ異なる釘や補助部品の在庫を大量に持たなくてはならなくなる。予想されるすべての事故に備えてそのような大量在庫を維持することは、複雑であるだけでなく、非常に費用がかかる。したがって、外科医が固定装置を選択して埋め込む際に間違える可能性が高くなる。同様に、各種の骨髄内固定法に関わる在庫コストも大幅に増えるため、小さな医療施設の場合、より安価で潜在的に効果の低い大腿骨折治療法に切替えざるを得なくなることが考えられる。

40

【0007】

もう一つの問題は、特に大腿骨頸部または頭部を治療するために使われる骨髄内ロッドシステムである。これらの装置は普通、横断固定部材(釘、ピン、ねじ等)を含む。この横断固定部材は大腿骨頸部の縦軸に沿って配置され、その先端部を大腿骨頭部に埋め込むことによって大腿骨頭部を把持し骨折部位を固定するものである。固定部材は骨髄内ロッドに対して動作可能に接続され、固定部材とロッドとが互いに固定関係を維持している。残念ながら、この接続構造は、回復しつつある患者の通常の活動から生じる力が加わったときに、固定部材が骨髄内ロッドに対して回転または平行移動するのを常に防止するわけではない。さらに、これらの装置に使用される骨髄内ロッドは普通、単一の固定用途に特化し

50

ており他の用途に使用できない。したがって、高いレベルの在庫を維持するコストは大幅に増える。さらに、ロッドに対する固定部材の角度を変えたい場合、普通そのような角度変更を可能にするために固定部材またはロッド部材のいずれかに大幅な変更を加えなければならず、これが在庫レベルしたがって在庫コストを引き上げることになる。

【0008】

さらに別の問題領域において、大腿骨に対してロッドを固定するために横断ロック骨ねじを使用する必要性が生じることがある。ロックナットをロックねじの末端部にねじ込んでロックねじのゆるみを防止することができる。残念ながら、ロックナットをロックねじの端部に取り付けるには、さらに外科的な切開が必要であり柔らかい組織を刺激してしまう。

【0009】

さらに別の問題領域において、骨髄内ロッドを骨髄管に挿入して2つ以上の骨ねじで大腿骨に固定する際、外科医がいくら努力しても、ロッドを挿入したために骨折部位が過度に圧縮されたり離れ過ぎたりすることがある。従来の骨髄内ロッドでは、残念ながら、最初に1つ以上の骨ねじを外して手で骨折部位を引き離したり圧縮することなしに近接状態を調整することは実質的に不可能である。したがって大腿骨に沿った別の位置に骨ねじを再度挿入することによって骨髄内ロッドを大腿骨に再び固定しなければならない。

【0010】

したがって、これらの問題を解決する骨折治療法が求められている。本発明はこの要求を満たすものであり、新規かつ自明ではない方法で他の利益および利点を提供する。

【発明が解決しようとする課題】

【0011】

本発明は骨折治療の技術に関する。本発明は多くの面で斬新で、自明ではなく、様々な利点を提供する。本明細書で述べる発明の実際の内容は添付の請求項によってのみ定められるが、選択した形態の好ましい実施例とその特徴を以下に簡単に述べる。

【0012】

本発明の一形態は骨折を釘と横断部材を使って治療するもので、その釘は開口を有し、横断部材は骨係合部と接続部とを含む。接続部は貫通孔を有し、釘はその貫通孔を通過する寸法を有する。ピンが調整可能に横断部材に接続されて、横断部材を釘にしっかりと組み込む。

【0013】

本発明の更なる形態において、骨折を治療する方法は骨髄管を横切って大腿骨内に第1の穴を形成し、横断部材をその第1穴に挿入する。横断部材は大腿骨の骨髄管に関連して位置付けられる貫通孔を含み、貫通孔が骨髄管に一致することが好ましい。この方法はさらに骨髄管に交わる第2の穴を形成し、その第2の穴を介して骨髄内釘を骨髄管内に挿入する。釘は横断部材の貫通孔を通過する。釘は横断部材に一致する開口を有する。横断部材に接続されたピンを釘の開口に挿入することによって釘を横断部材に堅固に組み合わせることができる。

【0014】

本発明のさらに別の形態において、骨折治療のためのシステムは、第1端部とそれに対して縦軸に沿って反対側の第2端部を有する釘を含む。第1端部は釘を貫通する開口を規定し、その開口は釘の縦軸に対して斜角を成す角度付面を有する。さらにシステムは、1対の開口を対抗する側面に有するスリーブを含む。スリーブを釘の端部に外挿したとき釘の第1端部の開口とスリーブの開口が一致して通路を形成する。骨係合部材が通路に挿入されて角度付面に当接する。

【0015】

本発明のさらに別の形態において、骨折治療装置は縦軸とそれにほぼ垂直な横断軸を有する細長い釘を含む。釘は横断軸に沿って延びる横断開口を有し、その開口は上面と反対側の下面とによって画定される。上面又は下面の少なくとも1つによって縦軸方向に延びる突起を規定し、それによって釘内の開口の寸法を狭める。釘の開口および突起は、大体骨折等の特定のタイプの骨折の治療に適した1つ以上の他の部材と協働するように構成する

10

20

30

40

50

ことができる。

【 0 0 1 6 】

本発明の他の形態によれば、骨折治療システムは釘を含み、その釘は縦軸、横断軸、および横断軸に沿って延びかつ荷重支持面によって画定される開口を有する。骨折治療システムはさらに、対向側面に1対の開口を配置したスリーブを含む。スリーブが釘に外挿されたとき釘の開口およびスリーブの開口が一致して通路を形成する。骨係合部材はその通路を通過するような寸法を有する。さらに、システムは、スリーブに対して縦軸方向に力を与えて、骨係合部材を荷重支持面に締め付ける手段を含んでもよい。

【 0 0 1 7 】

本発明のさらに別の形態は、釘を有する骨折治療技術を含む。その釘は縦軸、釘を貫通する細長い開口、およびその開口に交差する縦軸通路を有する。骨係合部材がその開口を通過する。骨係合部材が釘開口を貫通しているときに、位置決め装置を調整して、釘に対して縦軸に沿って骨係合部材の位置を変えることができる。この装置は骨折部位の圧縮あるいは引き離しを容易にするために利用できる。

10

【 0 0 1 8 】

したがって、本発明の1つの目的は改善された骨折治療システムを提供することである。このシステムは大腿骨折の治療に用いることが好ましい。

【 0 0 1 9 】

さらにあるいはその代わりとして、別の目的は骨折治療、特に大腿骨等の長い骨の改善された骨折治療方法を提供することである。

20

【 0 0 2 0 】

さらにあるいはその代わりとして、さらに別の目的は骨折治療に伴う複雑さと在庫コストを低減することである。

【 0 0 2 1 】

本発明の他の目的、特徴、形態、実施例、観点、利点および利益は以下の説明および添付図面から当業者には明らかとなるであろう。

【 発明の実施の形態 】

【 0 0 2 2 】

本発明の原理の理解を助けるために、図面に示した実施例を参照して説明する。また以下の説明が本発明の範囲を制限するものではないことを理解されたい。すなわち、本発明の技術分野に精通した当業者が通常発想するように、図示された実施例に変更や改造を加えたり、図示した本発明の原理をさらに適用することが考えられる。

30

【 0 0 2 3 】

図1と図2は本発明の一実施例による骨髄内システム10を示す。システム10は大腿骨12に埋め込まれた状態が示されており、細長い骨髄内ロッドまたは釘14、スリーブ16および骨係合部材18を含む。システム10はまた留め具20および係止骨ねじ22a、22bを含む。図1は第1の係止形態に使用されるシステム10を示しており、骨係合部材18が大腿骨12内に順方向に配置されている。図2はシステム10の第2の係止形態を示し、骨係合部材18が大腿骨12内に逆方向に配置されている。大腿骨12の大転子12aの尖頭部、頸部12b、および頭部12cが図1と図2に示されている。図ではシステム10は人間の大腿骨12に埋め込まれているが、脛骨、上腕骨、橈骨、尺骨および腓骨等を含む当業者が考えつく他の骨にも使用することができる。

40

【 0 0 2 4 】

釘14は基端部14aおよび末端部14bを含む。釘14ははまた基端部14aと末端部14bの間を釘14の長さに渡って延びる中心縦軸L1を有する。大人の人間の大腿骨に適用する場合、基端部14aは約11 - 13ミリの直径を有することが好ましい。釘14の残りの部分の直径は、固定手順の要求および外科医の好みによって変わる。釘14は全体的に円形の断面を有するが、当業者が思いつく他の適当な形状も採用することができる。

【 0 0 2 5 】

図3 - 5をさらに参照すると、釘14の部分14bは全体的に平行な横断貫通孔24a、2

50

4 bを有し、それぞれが係止骨ねじ2 2 a、2 2 bを受け入れるような寸法に形成されている。末端部1 4 bはまた横断貫通孔2 4 cを有し、これは横断貫通孔2 4 a、2 4 bにほぼ垂直に延び、係止骨ねじ2 2 c(図示せず)を受け入れるような寸法に形成されている。基端部1 4 aは開口2 6とねじが切られた横断貫通孔2 8を有し、これらは両方とも軸L1をほぼ横切るように第1側面1 4 cから第2側面1 4 dへ釘1 4を貫通して延びている。第1側面1 4 cはほぼ第2側面1 4 dに対向している。基端部1 4 aはまた軸L1にほぼ沿って延びるねじが切られた縦軸穴2 9を有する。この縦軸穴2 9は、釘1 4を大腿骨1 2内に、および外に、案内するための釘挿入/取り出し器具を受け入れるものである。釘1 4はまた、穴2 9に交差して軸L1にほぼ沿って延びる縦軸通路3 0を有し、これによって釘1 4を大腿骨1 2内に挿入するのを助ける案内ワイヤ(図示せず)をオプションとして使用できるようにしている。

10

【0026】

特に図3と図5を参照すると、開口2 6は互いに対向する上面3 2と下面3 1によって区画されている。下面3 1は横断軸T1にほぼ平行な第1角度付面3 1 aを含む。上面3 2は横断軸T1に沿って第1角度付面3 1 aからオフセットした第2角度付面3 2 aを含む。角度付面3 1 a、3 2 aは横断軸T1にほぼ平行である。横断軸T1は釘1 4の中心縦軸L1に対して斜角 θ_1 を有する。角度 θ_1 は120 - 150度の範囲が好ましく、約135度がより好ましい。第1角度付面3 1 aと第2角度付面3 2 aは協同して中心縦軸L1に対してほぼ角度 θ_1 を有する通路3 3を定める。第1通路3 3は骨係合部材1 8を受け入れるような寸法に形成されている。

20

【0027】

下面3 1はまた、横断軸T2にほぼ平行な第3角度付面3 1 bを含む。上面3 2はまた、横断軸T2に沿って第3角度付面3 1 bからオフセットした第4角度付面3 2 bを含む。この第4角度付面3 2 bも横断軸T2にほぼ平行である。図2と比較すると、横断軸T2もまた釘1 4の中心縦軸L1に対して斜角 θ_2 を有する。角度 θ_2 は120 - 150度の範囲が好ましく、約135度がより好ましい。第3角度付面3 1 bと第4角度付面3 2 bは協同して中心縦軸L1に対してほぼ角度 θ_2 を有する通路3 4を定める。第2通路3 4は骨係合部材1 8を受け入れるような寸法に形成されている。

【0028】

第1角度付面3 1 aと第3角度付面3 1 bは協同して第1突起3 5を画定する。この第1突起3 5は縦軸方向に延びて、中心縦軸L1に沿う釘1 4内の開口2 6寸法を狭める。同様に、第2角度付面3 2 aと第4角度付面3 2 bは協同して第2突起3 6を画定する。この第2突起3 6は第1突起3 5とはほぼ反対の縦軸方向に延びて、中心縦軸L1に沿う釘1 4内の開口2 6寸法を狭める。好ましい実施例において、各突起3 5、3 6は頂点を構成し、それによって釘1 4の両側面1 4 c、1 4 dのほぼ中間位置において中細通路3 6 aを画定する。しかし、第1突起3 5と第2突起3 6は当業者が思いつくようないかなる他の幾何学形状を採用することもできる。例えば、第1突起3 5と第2突起3 6は丸くすることもできる。同様に、他の例として突起3 5、3 6の内一つ又は両方を取り除いても良い。角度付面3 1 a、3 1 b、3 2 a、3 2 bは骨係合部材1 8に合わせて概ね凹面を成しているが、当業者が思いつくような他の形状も考えられる。例えば、角度付面3 1 a、3 1 b、3 2 a、3 2 bを平坦にしたり、骨係合部材1 8の外面に合わせて他の形状を採用することができる。

30

40

【0029】

図4にはシステム1 0のスリーブ1 6が示してある。スリーブ1 6は概ね円筒形状をしており、基端部1 6 a、末端部1 6 bおよび側壁3 7を画定する。スリーブ1 6は図3に示す釘1 4の基端部に外挿される寸法に形成されている。したがって末端部1 6 bは基端部1 4 aが挿入されるように開放されている。スリーブ1 6はまた末端部1 6 bで終端する内方に傾斜したテーパエッジ3 8を画定し、これによってスリーブ1 6が骨内を滑動しやすくしている。基端部1 6 aはねじ付穴2 9に接近できるように開口3 9を有しており、これによって釘挿入/取り出し器具(図示せず)を通すことができる。側壁3 7はスリー

50

ブ16の両対向側面にオフセット開口40a、40bを有する。オフセット開口40a、40bは概ね円形で、骨係合部材18を受け入れるように整合され寸法が決められている。側壁37はさらにスリーブ16の両対向面に、対向横断開口42a、42bを有する。横断開口42a、42bはほぼ円形で留め具20を受け入れるように整合され寸法が決められている。

【0030】

図5には骨係合部材18が示される。骨係合部材18は基端部18aと末端部18bを含む。骨係合部材18は概ね円形の断面を有し、大人の大腿骨折治療のために5.5-6.5ミリメートルの直径を有することが好ましい。末端部18bは骨44に固定的に係合しそれを把持するための手段を含む。骨係合部材18は図5に示すようなねじを切った末端部18bを有する骨ねじであってもよいし、あるいはらせん状に捻った板(図示せず)から形成した末端部18bを有する骨ブレードであってもよい。あるいは末端部18bは当業者が思いつくような、骨係合のための他の形状としてもよい。

10

【0031】

図5に示すように、スリーブ16が釘14の基端部14aに外挿されるとき、スリーブ16のオフセット開口40a、40bが横断軸T1に沿って釘14の開口26および通路33に整合するように位置合わせされる。オフセット開口40a、40bおよび開口26は合わせて通路33と一致する通路50を画定する。通路50は一側面で第1角度付面31aによって、また他の側面において第2角度付面32aによって規制される。骨係合部材18が滑りながら通路50に挿入され横断軸T1に沿って案内されるとき、骨係合部材18は第1および第2角度付面31a、32aのいずれか又は両方と当接する。この当接関係は本質的に荷重支持とすることができる。骨係合部材18は、中心縦軸L1周りのその回転位置および中心縦軸L1に沿った並進位置が、通路50を貫通したときにほぼ固定されるように通路50に対して寸法が決められている。

20

【0032】

図5に示すように、スリーブ16が釘14の基端部14aに外挿されるとき、スリーブ16の横断開口42a、42bが釘14の貫通孔28に整合される。留め具20が開口42aを通過して貫通孔28にねじ込まれ、スリーブ16を開放可能に釘14に固定する。もう一つの留め具20が開口42bを通過して貫通孔28にねじ込まれ、さらにスリーブ16を釘14に固定する。2つの留め具20はスリーブ16を開放可能に釘14に固定するように示したが、単一の留め具を使ってスリーブ16を釘14にしっかりと固定することもできる。釘14を大腿骨12内に挿入するのを助けるためにガイドワイヤ(図示せず)をオプションとして使用する際にガイドワイヤとの干渉を避けるために、留め具20は縦軸通路30を遮ることなくスリーブ16を釘14に固定するのに十分に深く貫通孔28に進入する長さを有する。さらに別の実施例において、留め具20、貫通孔28および横断開口42a、42bの一つ以上を全く使用しないことも可能である。

30

【0033】

スリーブ16を釘14に対して180度回転することによって、骨係合部材18の順方向から逆方向へ、あるいはその逆に、構成を変えることができる。同様に、いずれの係止形状を使用しても、単にスリーブ16を釘14に対して180度回転させるだけでシステム10の同じコンポーネントを使って、左又は右の大腿骨を治療することができる。したがって、スリーブ16のオフセット開口40a、40bは横断軸T2に沿って釘14の開口26を介して通路34と一致するように位置決めし直す。オフセット開口40a、40bおよび開口26は合わせて、通路34と一致する通路52を画定する。通路52は一側面で第3角度付面31bによって、また他の側面において第4角度付面32bによって規制される(図2および図5を参照)。骨係合部材18が滑りながら通路52に挿入され横断軸T2に沿って案内されるとき、骨係合部材18は第3および第4角度付面31b、32bのいずれか又は両方と当接する。この当接関係は荷重支持に適したものであるのが好ましい。また中心縦軸L1周りの回転および中心縦軸L1に沿った並進に関して骨係合部材18をほぼ固定する。

40

50

【 0 0 3 4 】

システム10の他の実施例において、中心縦軸L1に対する骨係合部材18の角度整合は、スリーブ16の形状を変えることによって変更することができる。具体的には、オフセット開口40a、40bは1以外の角度で整合させることができる。これらの実施例において、第1通路50は釘14の横断軸T1に沿って傾斜してはいない。したがって、骨係合部材18が滑りながら第1通路50内に挿入されるとき、骨係合部材18は第1突起35または第2突起36のいずれかに接触するが、第1角度付面31a又は第2角度付面32aに当接することはない。しかし、この構成でも、釘14に対して軸方向および回転方向に骨係合部材18を固定するのに適している。

【 0 0 3 5 】

次に、図1および図2を参照して、システム10における大腿骨埋め込み手順を説明する。埋め込み手順は一般に、大転子12aの尖頭に対してわずかに内側の位置から骨髄管内にかつそれにほぼ平行に縦軸穴を形成する。この縦軸穴はドリルで形成することが好ましい。スリーブ16は釘14の基端部14aに外挿され、留め具20を横断貫通孔28にねじ込むことにより釘14に固定される。上述のように、システム10は釘14に対するスリーブ16の回転方向の位置によって第一又は第二の係止形態において使用することができる。

【 0 0 3 6 】

図1は大腿骨12の順方向形態に対応する第1の係止形態のシステム10を示す。この第1の係止形態において、オフセット開口40a、40bが釘14の開口26に合うようにスリーブ16を位置付けて釘14に固定することにより、通路52が横断軸T2に沿って画定される。スリーブ16をそれに固定された釘14は縦軸穴を介して骨髄管内に挿入される。横断軸T2に対応する位置で骨髄管を横切るように横断孔を大腿骨12に貫通形成する。横断孔は骨髄管と交差し、骨係合部材18を受け入れるような寸法を有する。この横断孔もまたドリルによって形成されるのが好ましい。骨係合部材18は横断孔内に挿入され釘14とスリーブ16に形成された通路52を通る。その結果、骨係合部材18は中心縦軸L1に沿った並進又は中心縦軸L1周りの回転を防ぐように固定されるのが好ましい。通路52内に挿入されたとき、骨係合部材18は概ね大転子12aに対してわずかに外側の大腿骨入口点から頸部12bの基部の下方の終端点まで延びる。釘14の横断貫通孔24a、24bに一致するように、ほぼ平行な穴が骨髄管を横切って中心縦軸L1にほぼ垂直に大腿骨12を貫通して形成される。これらの穴もドリルによって明けられるのが好ましい。係止骨ねじ22a、22bを大腿骨12に挿入して釘14の横断貫通孔24a、24bに通すことによって、釘14はさらに所定位置に固定される。

【 0 0 3 7 】

図2と図5は大腿骨12の逆方向形態に対応する第2の係止形態のシステム10を示す。この第2の係止形態において、オフセット開口40a、40bが釘14の開口26に合うようにスリーブ16を位置付けて釘14に固定することにより、通路50が横断軸T1に沿って画定される。骨髄管への挿入は図1に関連して説明したのとほぼ同じ方法で行う。スリーブ16をそれに固定された釘14は大転子12aの内側の縦軸穴を介して骨髄管内に挿入される。横断軸T1に対応する位置で骨髄管を横切るように横断孔を大腿骨12に形成する。横断孔は骨係合部材18を受け入れるような寸法を有する。骨係合部材18は横断孔に挿入されて通路50を貫通する。このように構成された骨係合部材18は概ね頸部12bを通して頭部12c内に伸びる。ほぼ平行な穴が骨髄管を横切って中心縦軸L1にほぼ垂直に大腿骨12を貫通して形成される。これらの穴は釘14の横断貫通孔24a、24bにほぼ一致する。係止骨ねじ22a、22bを大腿骨12に挿入して釘14の横断貫通孔24a、24bに通すことによって、釘14はさらに所定位置に固定される。

【 0 0 3 8 】

次に釘14を製作する好ましい方法を説明する。この好ましい方法において横断軸T1に対応する方向(角度1)に第1の穴を基端部14aに貫通させる。釘14の中心線にほぼ対応する点において、横断軸T2(角度2)に対応し第1の穴に交差する方向に、第2の穴

10

20

30

40

50

を基端部 1 4 a に貫通させる。第 1 と第 2 の穴は骨係合部材 1 8 がそれらを貫通するように寸法が定められる。これによって第 1 の穴は第 1 角度付面 3 1 a と第 2 角度付面 3 2 a を画定し、第 2 の穴は第 3 角度付面 3 1 b と第 4 角度付面 3 2 b を画定する。下面 3 1 と上面 3 2 の間の残りの材料を取り除いて釘 1 4 を貫通する開口 2 6 を形成し、図示のような突起 3 5、3 6 が得られる。

【 0 0 3 9 】

図 6 は本発明の別の実施例による骨髓内システム 1 0 0 を示す。システム 1 0 0 に関して先に説明したものと同一参照番号についてはそれらと同じ特徴を表す。システム 1 0 0 は大腿骨 1 2 内に埋め込まれた状態が示してあり、骨髓内ロッド又は釘 1 4、横断部材 1 0 2、ピン 1 0 3、係止ねじ 1 0 4 および止めねじ 1 0 5 を含む。システム 1 0 0 はまた係止骨ねじ 2 2 a、2 2 b を含む。システム 1 0 0 は人間の大腿骨 1 2 に埋め込まれた状態を示しているが、システム 1 0 0 は当業者が思いつくような他の骨、例えば脛骨、上腕骨、橈骨、尺骨、腓骨等にも使用できる。システム 1 0 0 は図 2 において先に説明した第 2 の係止形態のシステム 1 0 と同じような治療に使用できるが、大腿骨 1 2 の基部の骨折に使用するのが好ましく、さらには頸部 1 2 b と頭部 1 2 c の間の骨折に使用することがより好ましい。システム 1 0 0 の同じコンポーネントを使って、横断部材 1 0 2 を釘 1 4 に対して 1 8 0 度回転することによって左あるいは右の大腿骨を治療することができる。

【 0 0 4 0 】

図 7 - 図 1 2 はシステム 1 0 0 の構造と組み立てに関して更なる詳細を提供する。図 7 において、横断部材 1 0 2 とピン 1 0 3 の構造上の詳細を示す。横断部材 1 0 2 は縦軸中心線 L2 を規定し、円筒接続部 1 0 6 と骨係合部 1 0 8 を含む。接続部 1 0 6 は全体的に円筒形状をしており、側壁 1 1 0 を有する。側壁 1 1 0 はほぼ軸 L2 に沿って延びる通路 1 1 2 を規定する。接続部 1 0 6 はまた基端部 1 0 6 a と末端部 1 0 6 b を含む。基端部 1 0 6 a は通路 1 1 2 部分に沿って延びる内ねじ部 1 1 4 を含む。末端部 1 0 6 b は、横断部材 1 0 2 が大腿骨 1 2 内に挿入されたときに骨の内部での移動を容易にするために、外部内向きテーパ 1 1 6 を有する。末端部 1 0 6 b はまた骨係合部 1 0 8 を接続部 1 0 6 と摺動可能な接触状態に保つための内部保持リップ 1 1 8 を有する。その動作は後で明らかとなる。

【 0 0 4 1 】

貫通孔 1 2 0 が接続部 1 0 6 に形成されている。貫通孔 1 2 0 はほぼ円筒形状で釘 1 4 の基端部 1 4 a の外径よりもわずかに大きい直径を有する。あるいは、貫通孔 1 2 0 は楕円形あるいは釘 1 4 の基端部 1 4 a に対応するいかなる形状であってもよい。さらに、貫通孔 1 2 0 と釘 1 4 の基端部 1 4 a は、基端部 1 4 a が貫通孔 1 2 0 内に挿入されたときに横断部材 1 0 2 が釘 1 4 に対して回転移動するのを防ぐために、非対称あるいはそのような形状を有することができる。同様に、貫通孔 1 2 0 と釘 1 4 の基端部 1 4 a が同じ方向にまたほぼ同じ角度でテーパ - をつけられていれば、横断部材 1 0 2 と釘 1 4 がしっかりと係合し合って回転移動を防止するのに役立つ。

【 0 0 4 2 】

釘 1 4 が接続部を貫通したときに接続部が軸 L1 に対して選択された角度関係を保つように貫通孔 1 2 0 が接続部 1 0 2 に形成されている。この関係は軸 L1 と L2 の間の角度 3 に対応し、約 1 3 0 - 1 4 5 度の範囲であることが好ましい。さらにシステム 1 0 0 にとっては角度 3 は図 6 に示した角度 2 に等しい約 1 3 5 度であることがより好ましい。後で説明するが、角度 3 は横断部材 1 0 2 と釘 1 4 との間の固定角度に相当する。

【 0 0 4 3 】

骨係合部 1 0 8 は基端部 1 0 8 a と末端部 1 0 8 b を含む。骨係合/把持ねじ 1 2 2 が末端部 1 0 8 b に形成されている。さらに、あるいはその代わりに、らせん状に捻られた板からなる末端部 1 0 8 b を有する骨ブレード等の異なる骨把持手段を使用してもよいし、当業者が思いつく他の手段を使用してもよい。

【 0 0 4 4 】

基端部 1 0 8 a は、骨係合部 1 0 8 を大腿骨 1 2 の頸部 1 2 b や頭部 1 2 c に挿入するの

10

20

30

40

50

に適したアレンレンチ等の駆動器具(図示せず)を受け入れる六角凹部124を含む。骨係合部108はそれを貫通してほぼ軸L2に沿って延びる縦軸通路126を有する。この縦軸通路126は、骨係合部108の骨内挿入を容易にするガイドワイヤをオプションとして使用できるようにするものである。基端部108aは、骨係合部108がほぼ軸L2に沿って所定範囲に渡って摺動できるように接続部106の通路112内に受け入れられるような寸法を有する。骨係合部108と接続部106を入れ子式に摺動自在に一時的に保持するために、保持具128が基端部108aと共に、あるいはそれと一体に設けられている。保持具128は円筒スリーブを有し、この円筒スリーブは接続部106内に配置された後に骨係合部108のシャフト130にレーザー溶接されるのが好ましい。保持具128の外径は通路112の内径よりもわずかに小さい精密公差の関係にある。

10

【0045】

ピン103は図において接続部106の通路112内に配置されている。図8Aと8Bはさらにピン103の各種構造の詳細を示す。ピン103は縦軸中心線L3を有し、後部134とそれに一体的につながる前部132を含む。前部132はほぼ円形の細長い本体を有し、釘14の開口26内に入るような寸法を有する。前部132はまた、釘14の表面と協働する角度付環状係合面135を含む。係合面135は軸L3に対して角度 θ_4 を成している。角度 θ_4 は130 - 145度の範囲である。角度 θ_4 は角度 θ_2 にほぼ等しいのが最も好ましい。前部132はさらにテーパ付尖頭部136を含む。後部134は、接続部106の内ねじ部114に螺合する外部ねじ部137が設けられる。後部134にはアレンレンチのような駆動工具(図示せず)を受け入れるための六角凹部138が設けられており、駆動工具を対応する回転方向に回転することによってピン103を接続部106内に進入させたりあるいは後退させることができる。他の実施例として、ピン103はさらに、あるいはその代わりに、接続部106に対するピンの位置決めのために、当業者が思いつく他の手段を用いることができる。例えばラチェット機構、ケーブル装置、あるいは軸L2に沿ってピン103を進入させる他のいかなる方法でもよい。

20

【0046】

ピン103が一旦所望の位置に配置されてから通路112内を移動するのを防止するために、システム100は係止ねじ104を含む。係止ねじ104は接続部106の内ねじ部114に螺合する外部ねじ142が設けられている。係止ねじ104を回転させながら接続部106に沿って進入させるためのアレンレンチ等の駆動工具(図示せず)を受け入れる六角凹部144が後部146に設けられる。他の実施例においては、システム100はさらに、あるいはその代わりに、接続部106に対してピン103が移動するのを防止するために、当業者が思いつくような別の係止手段を含む。

30

【0047】

ピン103が一旦所望の軸方向位置に配置されてから通路112内で回転したり、ゆるんだり、あるいは移動するのをさらに防止するために、システム100は止めねじ105を含む。止めねじ105はねじ部150と細長い軸部152を含む。ねじ部150は釘14の縦軸穴29に螺合するように形成されている。ねじ部150はまた、止めねじ105を回転させながら縦軸穴29に沿って進入させるためのアレンレンチ等の駆動工具(図示せず)を受け入れる六角凹部154を含む。細長い軸部152は釘14の縦軸通路30内に摺動挿入されるような寸法を有する。軸152はまた、ピン103の前部132の外面に一致するテーパ付又は曲面形状の端部156を有し、止めねじ105とピン103との間で改善された機械的インターロックを提供する。

40

【0048】

図6、7、8A、8Bを参照して、システム100に関する本発明による大腿骨埋め込み手順の別の実施例を説明する。この大腿骨埋め込み手順において、一般に骨髓管を横切り横断部材102を受け入れる寸法の横断通路を大腿骨12に形成する。この横断通路はドリルで形成され、大腿骨12の外側から頸部12b内に延び頭部12c内で終端しており、横断部材102を図6に示すように配置する。また図6に示すように、横断通路は軸L1又は骨髓管に対して角度 θ_3 とほぼ同じ斜角度を成す。

50

【 0 0 4 9 】

次に、横断部材 1 0 2 が横断通路に挿入され、その貫通孔 1 2 0 を大腿骨 1 2 の骨髓管に少なくとも重なるように、好ましくは大腿骨 1 2 の骨髓管に対してほぼ中心が一致するように位置付けられる。この段階で骨係合部 1 0 8 の少なくとも一部が大腿骨 1 2 内にねじ込まれる。好ましくは、六角凹部 1 2 4 に適切な工具を係合し、ほぼ軸 L2 周りの対応する回転方向に骨係合部 1 0 8 を回転することによって大腿骨 1 2 の頭部 1 2 c の一部に骨係合部 1 0 8 をねじ込む。

【 0 0 5 0 】

骨係合部 1 0 8 は接続部 1 0 6 の通路 1 1 2 内に入れ子式に受け入れられており、軸 L2 の所定範囲にわたって骨係合部 1 0 8 が軸方向に移動できるようになっている。保持具 1 2 8 は内部保持リップ 1 1 8 と協同して骨係合部 1 0 8 が接続部 1 0 6 から離脱するのを防ぐ。内部保持リップ 1 1 8 と保持具 1 2 8 との協同によって、骨係合部 1 0 8 が安定し、これによって骨係合部 1 0 8 の摺動を容易にし横断部材 1 0 2 の好ましい入れ子動作が提供できる。接続部 1 0 6 は骨係合部 1 0 8 を一時的に捕捉された入れ子状態に保持するので、骨係合部 1 0 8 は軸 L2 に一致した状態で常に保持される。したがって、手順においてねじ 1 2 2 を大腿骨 1 2 の頸部 1 2 b を介して頭部 1 2 c 内にねじ込むと、頭部 1 2 c は横断部材 1 0 2 に対して角度を成した関係で固定される。頸部 1 2 b と頭部 1 2 c との間の角度配置を維持することによって、またそれらの間で入れ子式に摺動させることによって、システム 1 0 0 は患者が運動したときの変化を受け入れることができ、それによって骨の治癒を促進できる。

【 0 0 5 1 】

横断部材 1 0 2 が挿入された後に、大転子 1 2 a の尖頭よりもわずかに内側の位置からほぼ骨髓管に沿ってその中に開口が好ましくはドリルによって形成される。その開口は内部に釘 1 4 を受け入れられる寸法に形成される。釘 1 4 が縦軸穴を介して骨髓管内に挿入される。横断部材 1 0 2 の貫通孔 1 2 0 は釘 1 4 を摺動しまりばめで受け入れ、釘 1 4 の軸 L1 に沿った横断部材 1 0 2 の限定された軸方向運動および回転運動を許容する。接続部 1 0 6 の通路 1 1 2 が釘 1 4 の開口 2 6 と一致するように横断部材 1 0 2 が釘 1 4 上に縦断方向に位置付けられている。必要に応じて、この段階で骨係合部はさらに骨の中に進入させることもできる。

【 0 0 5 2 】

次に、六角凹部 1 4 4 に適切な工具を嵌めて対応する方向に回転することによってピン 1 0 3 を軸方向に通路 1 1 2 内に進入させる。ピン 1 0 3 の外部ねじ部 1 3 7 が接続部 1 0 6 の内ねじ部 1 1 4 に螺合すると、前部 1 3 2 は摺動しながら開口 2 6 内に入り、角度付面 3 1 b、3 2 b の一つ以上に接する。たとえ通路 1 1 2 と開口 2 6 が一致していなくても、多くの場合、テーパ付尖頭部 1 3 6 がピン 1 0 3 を自動的に心合わせするので、前部 1 3 2 が開口 2 6 内に容易に挿入できる。ピン 1 0 3 が開口 2 6 の通路 3 4 に滑りながら進入し、横断軸 T2 に沿って案内されると、前部 1 3 2 は角度付面 3 1 b、3 2 b の一つ又は両方と当接する。こうしてピン 1 0 3 は軸 L1 に対して角度 2 の方向に位置付けられ、横断部材 1 0 2 を釘 1 4 に対して固定するのを助ける。ピン 1 0 3 がさらに通路 1 1 2 を進入すると、係合面 1 3 5 が釘 1 4 にしっかりと押し当てられ、横断部材 1 0 2 が基部方向に引っ張られる。したがって、貫通孔 1 2 0 に境を接する横断部材 1 0 2 の内面が釘 1 4 の外面に締め付けられ、同時に軸 L1 に対して横断部材 1 0 2 を角度 2 で保持する。

【 0 0 5 3 】

横断部材 1 0 2 と釘 1 4 をしっかりと締め付けた後に、骨髓管を横切って、かつ釘 1 4 の横断貫通孔 2 4 a、2 4 b に一致させてほぼ平行な通路を、好ましくはドリルによって、大腿骨 1 2 に貫通形成する。係止骨ねじ 2 2 a、2 2 b を大腿骨 1 2 内に挿入して釘 1 4 の横断貫通孔 2 4 a、2 4 b に通すことによって釘 1 4 はさらに所定位置に固定される。

【 0 0 5 4 】

図 9 は本発明の別の実施例によるシステム 1 6 0 を示す。先に説明した実施例の参照番号と同じ参照番号についてはそれらと同じ特徴を表す。システム 1 6 0 は横断部材 1 0 2、

10

20

30

40

50

を含み、この横断部材 102' はピン 103 の代わりにピン 103' を使用したこと以外は横断部材 102 と同じである。図 10A、10B、11A、11B はピン 103' のある部分の詳細を示す。ピン 103' は前部 162 と一体でない後部 164 を有する。前部 162 はほぼ円形の細長い本体を有し、釘 14 の開口 26 内に入るような寸法を有することが好ましい。前部 162 はまた釘 14 の表面と協働するように形成された角度付環状係合面 165 を含む。係合面 165 はピン 103' の軸 L4 に対して角度 θ を成す。前部 162 はさらにテーパ付尖頭部 166 を含む。

【0055】

前部 162 は後部 164 に対する回動が容易になるように後部 164 に接合されている。後部 164 は接続部 106 の内ねじ部 114 に螺合するように形成された外部ねじ部 167 を有する。後部 164 には、ピン 103' を接続部 106 に沿って軸方向に進入させるためのアレンレンチのような駆動工具(図示せず)を受け入れる六角凹部 168 が設けられている。他の実施例として、ピン 103' はさらに、あるいはその代わりに、接続部 106 内に軸方向にピンを進入させるための他の手段を用いることができる。例えばラチェット機構あるいはケーブル装置がある。さらに他の実施例として、当業者が思いつくような方法を利用することができる。

10

【0056】

前部 162 は縦軸中心線 L4 を有し、後部 164 は縦軸中心線 L5 を有する。ピン 103 と異なり、前部 162 と後部 164 は一体となっておらず、後部 164 に対して前部 162 が回動できるように結合されている。この回動又は結合によって、軸 L2 に対する前部 162 の角度を変えることができる。好ましい実施例において、前部 162 は角度調整できるように球継手 170 を含む。

20

【0057】

前部 162 の後部分はほぼ軸 L4 に中心が合わせられた凹面 174 を規定する。軸 178 が凹面 174 から軸 L4 に沿って基部方向に突出している。軸 178 はほぼ円形の断面をしているが、好ましくは一対の対向する平行な平坦面 180a、180b を有する。ボール部材 182 が軸 178 の端部に位置付けられており、ほぼ球の形状をしている。後部 164 は、軸 L5 にほぼ中心を合わせ、かつ前部 162 の凹面 174 に精密に合致するように形成された凸面 184 を規定する。後部 164 はまた、その中に途中まで延び、かつ軸 L5 にほぼ垂直な横断ソケット 186 を規定する。

30

【0058】

横断ソケット 186 はボール部材 182 の直径よりもわずかに大きい直径を有する。横断ソケット 186 は低部凹面 188 で終端している。低部凹面 188 はボール部材 182 の外面とほぼ一致する。後部 164 はまた、軸 L5 に一致する縦軸穴 190 を規定する。縦軸穴 190 は凸面 184 から横断ソケット 186 まで延びる。縦軸穴 190 は外側に向けて広がっており、広い端部 190a が凸面 184 に交差し、狭い端部 190b が横断ソケット 186 に交差する。これら端部が軸 L5 に対する縦軸穴 190 のテーパ角度 θ を規定する。テーパ角度 θ は 5 度から 20 度の間が好ましい。さらに、テーパ角度 θ は約 10 度が最も好ましい。後部 164 はさらに横断スロット 192 を規定する。この横断スロット 192 は後部 164 内に途中まで延び、横断ソケット 186 にほぼ一致している。横断スロット 192 は縦軸穴 190 に沿って凸面 184 から横断ソケット 186 まで延びており、幅 W を有する。横断スロット 192 は縦軸穴 190 の狭い端部 190b と交差するに十分な深さを有する。横断スロット 192 の高さ H は軸 178 の平坦面 180a、180b 間の距離よりもわずかに大きい。横断ソケット 186 と横断スロット 192 はボール部材 182 と軸 178 をそれぞれ受け入れるように構成されている。

40

【0059】

ピン 103' の別の実施例においては、軸 L4 と軸 L5 との角度変化を許容する柔軟で容易に変形可能な中間部分がさらに、又は別法として、前部 162 と後部 164 との間に配置される。さらに別の実施例においては、前部 162 が穴を介して軸によって後部 164 に軸支され、後部 164 に対して回転できるようになっている。他の例においては、軸 L4 と軸

50

L5との角度変化を与えるための、当業者が思いつくような別の適切な手段を代わりに、又はさらに、利用することもできる。

【0060】

図9に示すように、ピン103'はシステム100で説明したピン103とほぼ同じように動作する。ピン103'は角度2と角度3がほぼ等しい(図9参照)場合にも使用できるが、これら角度2と角度3が異なる構成において使用するのがより好ましい。前部162が後部164に対して継手によって接合されているため、角度付面31a、32aまたは31b、32bと貫通孔120による軸L1に対する横断部材102'の角度関係とが一致していなくても、釘14に対してピンがしっかりと締め付けられる。例えば、図12をさらに参照すると、角度2と角度3は軸L1に対してそれぞれ約135度と140度である。前部162の回動範囲は、角度3に対応する貫通孔120の異なる角方向を受け入れるのが好ましい。より好ましい回動範囲として、前部162が約130度から約145度の角度3の変動を受け入れるものがよい。

10

【0061】

1つの好ましい埋め込み手順において、横断部材102'と釘14は、骨係合部108、接続部106および釘14を挿入するのと同じ手順に従って、ピン103の代わりにピン103'を係合させて、埋め込む。ピン103'の場合、ボール部材182を横断ソケット186内に挿入するには、軸178の平坦面180a、180bを横断スロット192に合わせ、ボール部材182が低部凹面188に隣接して位置するまで横断ソケット186内にボール部材182を案内する。前部162を後部164に対してわずかに回転又は角度をつけることによって、これら2つの部分はしっかりと係合する。その結果、前部162は球継手170によって回転可能に後部164に結合される。したがって前部162はテーパ角度5で制限される範囲において通路112内の所定範囲に渡って自由に回転できる。1つの好ましい実施例において、テーパ角度5はいずれの方向においても約10度の、前部162と後部164間の角度変化を許容する。前部162の後部164への組立ては、通路112への挿入の前の埋め込み手順中に行うか、あるいはその手順の前に前もって必要に応じて行うことができる。

20

【0062】

前部162と後部164を組み立てた後、六角凹部168に工具を嵌めて適切な回転方向に回転させることにより接続部106の通路112内にピン103'を進入させる。ピン103'は摺動しながら開口26の通路34に進入し、前部162が横断軸T2に沿って案内されて角度付面31b、32bの一つ又は両方と当接する。上述のように、接続部106内の貫通孔120が軸L1に対して異なる角度3に相当する状態であれば(例えば140度)、前部162は後部164に対して強制的に回動させられ、それによって角度2に合致する(例えば135度)。後部164が接続部106内に締め付けられると、システム100の動作に関連して説明したように堅固な構成体が横断部材102'と釘14との間で形成される。ただ、その場合、ピン103'が回動して図12に示すように接続部106の内面に接触するかもしれない。システム10のように、システム100および160は左又は右の大腿骨、あるいは順方向形態又は逆方向形態用に構成し直すこともできる。しかし、本発明の他の実施例として、ロッド14を変更してただ1つのほぼ直線の貫通通路を規定することもできる。

30

40

【0063】

図13には本発明の別の実施例によるシステム195が示されている。先に説明した実施例と同じ参照番号は同じ特徴を表す。好ましくはシステム195は図示のように大腿骨12に埋め込まれ、骨髓内ロッド又は釘14、止めねじ105、および係止骨ねじ22a、22b、22cを含む。他の実施例として、システム195は脛骨、上腕骨、橈骨、尺骨および腓骨等を含む当業者が考えつく他の骨にも使用することができる。さらに、縦軸L1に対して釘14を180度回転させるだけでシステム195の同じコンポーネントを左又は右の大腿骨の治療に使用できる。システム10、100、160と異なり、システム195は釘14の逆方向の埋め込みに対応して、釘14を基端部と末端部を反対に設定して

50

大腿骨内に配置している。既存システムとは異なり、逆方向において作動させるために釘 14 を変更する必要がない。確かに、釘 14 は、システム 10、100、160 に示したように順方向に、あるいは図 13 に示す逆方向に使用できる。

【0064】

システム 195 の一つの好ましい埋め込み手順によれば、末端部 12 d のほぼ中央の点から骨髓管に沿って大腿骨 12 に縦軸穴を形成する。縦軸穴はその中に釘 14 を受け入れる寸法に、好ましくはドリルによって、大腿骨 12 内に形成される。釘 14 は縦軸穴を介して骨髓管内に挿入される。一对のほぼ平行な横断通路が、骨髓管と交差しそれを横切って大腿骨 12 を貫通して、好ましくはドリルによって、形成される。これら通路はそれぞれ開口 26 と横断貫通孔 28 にそれぞれ一致している。係止骨ねじ 22 a、22 b を横断通路に挿入し開口 26 と横断貫通孔 28 に通過させることによって釘 14 は所定位置に固定される。もう一つの横断通路が骨髓管に交差しそれを横切って大腿骨 12 を貫通して明けられ、これは釘 14 の末端部 14 b に形成された横断貫通孔 24 c にほぼ一致している。係止骨ねじ 22 c をこの末端横断通路に挿入し横断貫通孔 24 c に通すことによって、釘 14 はさらに固定される。システム 195 では、係止骨ねじ 22 a、22 b を釘 14 に対して固定するのにスリーブは必要としないが、そのような手段をオプションとして利用することも可能である。

【0065】

図 14 には本発明のさらに別の実施例による骨折治療システム 200 が示してある。ここで先に説明した実施例の参照番号と同じものは同様な特徴を表す。システム 200 は大腿骨 12 に埋め込まれた状態で示されており、骨髓内釘 14、スリーブ 202、骨係合部材 204、205、およびパイアスエンドキャップ 220 を含む。好ましくはシステム 200 は人の大腿骨折の治療に利用されるが、当業者が思いつく他の骨にも利用できる。さらに、システム 200 はどのような釘およびスリーブ形状でも使用することができるが、図 13 に関連して説明したように釘 14 の逆方向埋め込み形態に使うことが好ましい。

【0066】

図 14 において、開口 26 は横断軸中心線 T3 にほぼ沿って延び、横断貫通孔 28 は横断軸中心線 T4 にほぼ沿って延びる。開口 26 は荷重支持面 26 a によって画定され、横断貫通孔 28 は荷重支持面 28 a によって画定される。スリーブ 202 は全体的に円筒形をしており、基端部 202 a、末端部 202 b および側壁 208 を有する。スリーブ 202 は釘 14 の基端部 14 a に外挿されるような寸法を有する。末端部 202 b はしたがって基端部 14 a が通過できるように開放されている。スリーブ 202 はそれが骨の中を移動しやすくするために末端部 202 b で終端する内方テーパエッジ 210 を有する。基端部 202 a はまた釘の挿入/取り出し器具（図示せず）を通過させるために開放している。基端部 202 a のすぐ近くの側壁 208 の内面にねじ部 211 が規定される。側壁 208 はまた、2組の対向する開口 212 a、212 b および 214 a、214 b を有する。開口 212 a、214 a は軸 T3、T4 の方向にそれぞれ開口 212 b、214 b と対向している。開口 212 a、212 b と開口 214 a、214 b はほぼ円形で整合しており、骨係合部材 204、205 を受け入れる寸法を有する。開口 212 a、212 b はそれぞれ円周係合面 213 a、213 b を規定し、開口 214 a、214 b はそれぞれ円周係合面 215 a、215 b を規定する。

【0067】

骨係合部材 204 は末端部 204 b とその反対側の基端部 204 a とを含む。骨係合部材 204 はほぼ円形の断面を有し、大腿骨に使用するために直径がおよそ 5.5-6.5 ミリメートルであることが好ましい。末端部 204 b は骨に係合把持するためのねじ 216 を含む。その代わりに、あるいはさらに、骨係合部材 204 は、らせんに捻られた板又は拡張装置から形成した末端部 204 b を有する骨プレートなどの異なる骨係合/把持手段を含むことができる。骨係合部材 205 は基端部 205 a と末端部 205 b を含み、骨係合部材 204 と同様に構成されるのが好ましい。

【0068】

10

20

30

40

50

システム200はバイアスエンドキャップ220を含む。エンドキャップ220はほぼ円形をしており、スリーブ202のねじ部211に螺合するように形成された第1ねじ部222を有する。第2のねじ部224は釘14の縦軸穴29に螺合するように形成されている。エンドキャップ220は基端部側において突出フランジ228を有する拡大した平坦端部26で終端している。平坦端部26はまた駆動工具(図示せず)を受け入れるための六角凹部230を規定する。

【0069】

システム200は、図13にて説明したように1つの好ましい大腿骨埋め込み手順に従って釘14を挿入することによって、利用される。ただこの場合、エンドキャップ220をゆるくスリーブ202と釘14内にねじ込むことによってスリーブ202を基端部14a 10に取り付けている。したがって、平坦端部26の突出フランジ228はスリーブ202の基端部202aに押圧している。スリーブ202をこのように保持した状態で、開口212a、212bは軸T4に沿う横断貫通孔28にほぼ一致し、通路232を規定する。開口214a、214bは横断軸T3に沿う開口26にほぼ一致している。

【0070】

釘14とスリーブ202が大腿骨12内に一旦配置されたならば、通路232、234に整合するように2つの横断通路が骨を貫通して形成される。次に、骨係合部材204、205が骨と通路232、234にそれぞれ挿入される。骨係合部材が所定位置に設置されたら、エンドキャップ220をさらに締め付けることによってスリーブ202にバイアス力 20をかける。エンドキャップ220が締め付けられると、軸L1に沿ってスリーブ202と釘14が反対方向に移動する。したがって、円周係合面213a、213bは移動して骨係合部材204を押圧し、円周係合面215a、215bは骨係合部材205を押圧する。さらに、骨係合部材205が開口26の荷重支持面26aにしっかりと締め付けられ、骨係合部材204が横断貫通孔28の荷重支持面28aにしっかりと締め付けられる。骨係合部材204、205と荷重支持面28a、26aが固く係合するので釘14に対して骨係合部材204、205が所定位置に締め付けられ、それによって後の骨係合部材の移動が防止される。そのような横方向の移動を防止するために過去において使用されていたロックナットはシステム200においては一般に必要がなくなる。したがってロックナットを骨係合部材に係合させるために通常必要な追加的外科切開が必要なくなり、またロックナットが存在することによる柔らかい組織の刺激も解消される。1つ又は複数の骨係合部材 30の準備作業および埋め込みはオプションとして釘14の末端部14bで行うこともできる。

【0071】

別の実施例として、エンドキャップ220には第1ねじ部222が含まれない。したがって、ねじ部224が釘14の縦軸穴29に係合すると、平坦端部26の突出フランジ228がスリーブ202の基端部202aに接触して、釘14に対して末端方向にスリーブ202を進入させる。さらに別の実施例においては、エンドキャップ220は第2のねじ部224を含まない。したがって、ねじ部222がスリーブ202のねじ部211に係合すると、ねじ部222の平坦端部222aが釘14の基端部に係合させられ、これによってスリーブ202が釘14の基端方向に移動する。さらに別のシステム200の実施例 40においては、バイアス手段が釘14とスリーブ202との間に動作可能に捕捉されるパネを有する。このパネ部材は骨係合部材204、205を把持するようにスリーブ202又は釘14又は両者を付勢する。

【0072】

図15には本発明のさらに別の実施例による骨髄内システム300が示される。先に説明した実施例と同じ参照番号はそれらと同じ特徴を表す。システム300は大腿骨12内に埋め込まれた状態で示されており、細長い骨髄内釘302、位置決め装置304、骨係合部材306および係止骨ねじ308を含む。大腿骨12には2つの部分12f、12eに大腿骨12を分離する骨折部位301がある。骨折部位301は圧縮接合した状態(すなわち部分12f、12eが互いに押し付けられた状態)で示してある。図ではシステム3 50

00は大腿骨12内に埋め込まれているが、脛骨、上腕骨、橈骨、尺骨および腓骨等他の骨にも使用することができる。さらに、釘302を軸L6に対して180度回転するだけで左又は右の大腿骨の治療に使用することができる。図15は釘302を逆方向に大腿骨12内に埋め込まれた状態を示しているが、釘302を順方向にしてシステム300を埋め込むことができることも理解されるはずである。

【0073】

図15と図16は釘302の詳細構造を示す。釘302は、先に説明した釘14の構成を含む、様々な構成を取り得ることが理解されるはずである。好ましい実施例において、釘302は以下に述べるように構成されている。釘302は基端部302aと末端部302bを有する。釘302はまた基端部302aと末端部302bとの間を釘302の長さ
10
に渡って延びる縦軸L6を規定する。大人の大腿骨に適用するために基端部302aは約11-12ミリメートルの直径を有することが好ましい。釘302の残りの部分の直径は固定手順の要求および外科医の好みによって変わる。釘302はほぼ円形断面を有するが、当業者が思いつくような他の適当な形状とすることができる。

【0074】

釘302は軸L6に沿ってその中を延びる通路309を規定する。この通路309は大腿骨12内に釘302を挿入するのを助けるガイドワイヤ(図示せず)をオプションとして使用できるようにするものである。末端部302bは平行横断穴310b、310cを有し、それぞれは係止骨ねじ308を受け入れる寸法に形成される。末端部302bはまた横断穴310aを規定しており、これは平行横断穴310b、310cにほぼ垂直に延びて
20
おり、係止骨ねじ308を受け入れる寸法を有する。

【0075】

基端部302aは側壁313で画定された細長い縦長開口312を規定し、この開口はその中に骨係合部材306を受け入れる寸法を有する。開口312は釘302を横方向に貫通して延び、縦軸L6の方向に広がっている。開口312は第1端部312aとその反対側の第2端部312bを有する。釘302の基端部302aはまた縦軸通路314を規定しており、この通路は軸L6にほぼ沿って延び、ほぼ円形断面を有する。縦軸通路314は開口312に交差し、ほぼ凹面状の底面316で終端している。縦軸通路314の周辺にはねじ部318が形成される。基端部302aはまた軸L6にほぼ垂直に釘302を貫通して延びる横断穴320を規定する。この横断穴は開口312と整列しており、その中に骨係
30
合部材306を受け入れる寸法を有する。

【0076】

図17にはシステム300内に組み立てられた状態で、釘302、位置決め装置304および骨係合部材306が示してある。位置決め装置304は縦軸通路314内に配置され、第1部分322と第2部分324とを有する。第1部分322は頭部326とそこからほぼ縦軸L6に沿って延びるねじ軸328を有する。頭部326はほぼ円形で、釘302の外径にほぼ相当する外径を有する。頭部326はまた、アレンレンチ等駆動工具(図示せず)を受け入れるための六角凹部330を有する。ねじ軸328の直径は頭部326の直径より小さくしてあり、それによって環状肩部332を形成する。
40

【0077】

第2部分324はほぼ円形の細長い本体333を規定し、この本体は縦軸通路314の直径よりもわずかに小さい直径を有する。第2部分324はまた縦軸L6にほぼ沿って延びる内部ねじ部334を有し、このねじ部は第1部分322のねじ軸328に螺合する。内部ねじ部334はねじ軸328の長さよりもわずかに大きい深さを有する。内部ねじ部334の反対側の第2部分324の端部は、縦軸通路314の凹状底面316にほぼ対応するほぼ凸面状の外表面336となっている。第2部分324はまた縦軸L6にほぼ垂直にそれを貫通する横断開口338を有する。横断開口338は内面339で画定され、その中に骨係合部材306を受け入れるような寸法を有する。
50

【0078】

図17はシステム300の第1作動位置を示す。位置決め装置304(第1および第2部

分 3 2 2、3 2 4) が釘 3 0 2 の縦軸通路 3 1 4 内に挿入された状態を示す。第 2 部分 3 2 4 の横断開口 3 3 8 は開口 3 1 2 の第 2 端部 3 1 2 b に隣接して配置され、開口 3 1 2 にほぼ整列して通路 3 4 0 を構成する。骨係合部材 3 0 6 が通路 3 4 0 に挿入された状態を示している。第 1 部分 3 2 2 のねじ軸 3 2 8 は第 2 部分 3 2 4 の内部ねじ部 3 3 4 内に部分的に螺合する。第 1 部分 3 2 2 の回転は、駆動工具 (図示せず) を六角凹部 3 3 0 に嵌めて、右回り又は左回りに回転することによって行う。骨係合部材 3 0 6 が開口 3 1 2 の側壁 3 1 3 に係合しているため、第 2 部分 3 2 4 が第 1 部分 3 2 2 と一緒に回転することはない。一つの実施例において、ねじ軸 3 2 8 と内部ねじ部 3 3 4 はそれぞれ右ねじを有する。本実施例において、第 1 部分 3 2 2 が右方向に回転されると、頭部 3 2 6 の環状肩部 3 3 2 は釘 3 0 2 を押し付け、第 2 部分 3 2 4 は縦軸 L6 にほぼ沿って第 1 部分 3 2 2 に向かって移動する。第 2 部分 3 2 4 の位置が軸 L6 に沿って調整されると、横断開口 3 3 8 の内面 3 3 9 が骨係合部材 3 0 6 に押し付けられて開口 3 1 2 の長さに沿って骨係合部材 3 0 6 の位置を調整する。

10

【 0 0 7 9 】

図 1 8 はシステム 3 0 0 の第 2 作動位置を示す。この位置では、第 1 部分 3 2 2 は右方向に回転されて骨係合部材 3 0 6 が開口 3 1 2 の第 1 端部 3 1 2 a に隣接して位置する。しかし、骨係合部材 3 0 6 は開口 3 1 2 の長さに沿ってどこにでも位置させることができることを理解すべきである。さらに、「第 1 作動位置」および「第 2 作動位置」という言葉は、骨係合部材 3 0 6 の初期位置および調整位置を必ずしも示すものではないことを理解すべきである。例えば、骨係合部材 3 0 6 は第 1 端部 3 1 2 a に隣接する位置を初期位置として開口 3 1 2 の長さに沿っていずれの位置にでも移動することができる。

20

【 0 0 8 0 】

さらに、システム 3 0 0 の他の実施例において、釘 3 0 2 には縦軸通路 3 1 4 の長さに沿って軸 L6 にほぼ平行に延びるキー溝を規定する。第 2 部分 3 2 4 には釘 3 0 2 に形成されたキー溝にほぼ対応するキーが第 2 部分 3 2 4 の長さに沿って形成される。キーがキー溝内に摺動可能に受け入れられたときに、第 2 部分 3 2 4 の横断開口 3 3 8 が釘 3 0 2 の開口 3 1 2 に一致するように、キーが半径方向に位置付けられることが好ましい。あるいは、キーは第 2 部分 3 2 4 の長さに沿って形成し、キー溝を釘 3 0 2 の縦軸通路 3 1 4 の長さに沿って形成することができる。

30

【 0 0 8 1 】

釘 3 0 2 と位置決め装置 3 0 4 の特定の構造および動作特徴を説明したので、以下にシステム 3 0 0 の動作特性をさらに詳しく説明する。図 1 5 に戻ると、釘 3 0 2 が大腿骨 1 2 に埋め込まれた状態が示されている。釘 3 0 2 の末端部 3 0 2 b を大腿骨 1 2 の部分 1 2 e に固定するには、係止骨ねじ 3 0 8 を部分 1 2 e に挿入して釘 3 0 2 の横断穴 3 1 0 a (図示せず) に通す。釘 3 0 2 の基端部 3 0 2 a を大腿骨 1 2 の部分 1 2 f に固定するには、骨係合部材 3 0 6 を部分 1 2 f に挿入して通路 3 4 0 (横断開口 3 3 8 を開口 3 1 2 に整合することによって画定される) に通す。骨係合部材 3 0 6 は最初に開口 3 1 2 の第 2 端部 3 1 2 b に隣接又は近くに位置付けることが好ましい。位置決め装置 3 0 4 の第 1 部分 3 2 2 が右回りに回転されると、骨係合部材 3 0 6 は開口 3 1 2 の長さに沿って位置付けし直される。より詳しくは、第 1 端部 3 1 2 a の方に移動する。骨係合部材 3 0 6 は大腿骨 1 2 の部分 1 2 f に固定されているので、部分 1 2 f は “ A ” の方向に移動する。一方、大腿骨 1 2 の部分 1 2 e は釘 3 0 2 の末端部 3 0 2 b に固定されたままで静止している。したがって、大腿骨 1 2 の部分 1 2 f は部分 1 2 e からはなれた位置に移動し、骨折部位 3 0 1 を引き離す。

40

【 0 0 8 2 】

大腿骨 1 2 内にシステム 3 0 0 を埋め込むための好ましい 1 つの手順において、大腿骨 1 2 の末端部 1 2 d に対してわずかに内側の点から骨髄管に沿って縦軸穴を形成する。この穴は、その中に釘 3 0 2 を受け入れる寸法にドリルを使って形成するのが好ましい。位置決め装置 3 0 4 は釘 3 0 2 の縦軸通路 3 1 4 に挿入し、釘 3 0 2 は縦軸穴を介して骨髄管内に挿入する。あるいは位置決め装置 3 0 4 は、釘 3 0 2 を大腿骨 1 2 に埋め込んだ後に

50

縦軸通路314に挿入することもできる。第1の通路が骨髓管を横断して、しかも釘302の末端部302bに形成された横断穴310a(図示せず)にほぼ合致して大腿骨12に貫通形成される。第2の通路が骨髓管を横断して、しかも通路340にほぼ合致して大腿骨12に貫通形成される。これらの横断通路はドリルによって形成されるのが好ましい。係止骨ねじ308は第1通路にねじ込まれて横断穴310aを通過する。骨係合部材306は第2通路にねじ込まれて通路340を通過する。この時点で、上記手順を行うことによって骨折部位301を引き離すことができる。図15の破線301aは、本発明の一実施例による引き離し操作の後の部分12fの骨折端の位置を表す。

【0083】

図19は本発明のさらに別の実施例による骨髓内システム400を示す。先に説明した実施例と同じ参照番号はそれらと同じ特徴を表す。システム400は大腿骨12に埋め込まれた状態を示し、細長い骨髓内釘302、位置決め装置304'、骨係合部材306および係止骨ねじ308を含む。大腿骨12は、それを2つの部分12f、12eに分ける骨折部位301'を有する。骨折部位301'は引き離された状態を示す(すなわち、部分12f、12eが互いに離れている状態)。システム400は大腿骨12に埋め込まれた状態を示したが、脛骨、上腕骨、橈骨、尺骨および腓骨等を含む当業者が考えつく他の骨にも使用することができる。さらに、釘302を軸L6に対して180度回転するだけでシステム400の同じコンポーネントを左又は右の大腿骨の治療に使用することができる。図19では釘302が大腿骨12内に逆方向に埋め込まれているが、システム400はまた釘302を順方向に設定して埋め込むこともできる。

【0084】

図20には、釘302、位置決め装置304'および骨係合部材306がシステム400内に組み立てられている。位置決め装置304'は縦軸通路314内に配置され、第1部分402と第2部分404を有する。第1部分402はねじを切った上部406およびそれから縦軸L6に沿って延びる細長い下部408を含む。上部406は縦軸通路314のねじ部318に螺合する。上部406はまた、例えばアレンレンチ等の駆動工具(図示せず)を受け入れる六角凹部410を有する。下部408は縦軸通路314の直径よりもわずかに小さい外径のほぼ円形の本体を有する。横断通路412は軸L6にほぼ垂直に下部408を貫通する。ねじが切られた部分とは反対側の下部408の端部はほぼ平坦な面414で終端している。

【0085】

第2部分404は第1部分402の下部408の外径にほぼ相当する外径の円形本体を有する。第2部分404は挿入器具(図示せず)と係合するための、軸L6にほぼ沿って延びる内ねじ部416を有する。第2部分404の一端は下部408の平坦面414に対応するほぼ平坦な面418を有する。第2部分404の反対側の端部は縦軸通路314の凹状底面316にほぼ対応するほぼ突状の外面420となっている。第2部分404はまた軸L6にほぼ垂直に第2部分404を貫通する横断開口422を有する。横断開口422は内面424で画定され、その中に骨係合部材306を受け入れる寸法を有する。

【0086】

図20はシステム400の第1作動位置を示す。位置決め装置304'(第1および第2部分402、404)が釘302の縦軸通路314内に挿入された状態を示す。第2部分404の横断開口422は開口312の第1端部312aに隣接し、しかも開口312にほぼ一致して配置され、通路426を画定する。骨係合部材306が通路426に挿入された状態を示す。第1部分402の上部406は縦軸通路314のねじ部318内に部分的に螺合している。駆動工具(図示せず)を六角凹部410に嵌めて、右回り又は左回りに回転することによって、第1部分402が回転できる。一実施例において、ねじが切られた上部406とねじ部318はそれぞれ右ねじを有する。この実施例において、第1部分402が右方向に回転されると、第1部分402は軸L6にほぼ沿って縦軸通路314内に進入する。第1部分402が進入すると、平坦面414は第2部分404の平坦面418に係合し、第2部分404を軸L6にほぼ沿って縦軸通路314内に進める。第2部分4

10

20

30

40

50

04の位置が軸L6に沿って調整されると、横断開口422の内面424が骨係合部材306に押し付けられ骨係合部材306の位置を開口312の長さに沿って調整する。

【0087】

図21はシステム400の第2作動位置を示す。この位置では、第1部分402が右回りに回転されて骨係合部材306が開口312の第2端部312bに隣接している。しかし、骨係合部材306は開口312の長さに沿ってどこにでも位置させることができることを理解すべきである。さらに、「第1作動位置」および「第2作動位置」という言葉は、骨係合部材306の初期位置および調整位置を必ずしも示すものではないことを理解すべきである。例えば、骨係合部材306は第2端部312bに隣接する位置を初期位置として開口312の長さに沿っていずれの位置にでも移動することができる。

10

【0088】

骨係合部材306が開口312の第2端部312bに隣接して配置されると、上部406の横断通路412が釘302の横断穴320に一致して、通路430を画定する。そして第2の骨係合部材306を通路430に挿入することによって、釘302に対して第1部分402が回転するのを防止できる。しかし、横断通路412と横断穴320が一致して通路430を形成できない場合、第2の骨係合部材306は使用できない。この場合、第1部分402が釘302に対して回転したり移動するのを防止するために、係止ねじを釘302のねじ部318に沿ってねじ込んで上部406にしっかりと係合させることができる。

【0089】

20

位置決め装置304'の特定の構造および動作特徴を説明したので、以下にシステム400の動作特性をさらに詳しく説明する。図19に戻ると、釘302が大腿骨12に埋め込まれた状態が示されており、システム300に関して上記したような方法で部分12f、12eに固定されている。骨係合部材306は最初に開口312の第1端部312aに隣接又は近くに位置付けることが好ましい。位置決め装置304'の第1部分402が右回りに回転されると、骨係合部材306は開口312の長さに沿って位置付けし直される。より詳しくは、開口312の第2端部312bの方に移動する。骨係合部材306は大腿骨12の部分12fに固定されているので、部分12fは“B”の方向に移動する。一方、大腿骨12の部分12eは釘302の末端部302bに固定されたままで静止している。したがって、大腿骨12の部分12fは部分12eの方へ移動し、骨折部位301を圧縮

30

【0090】

システム400を大腿骨12内に埋め込む1つの好ましい手順は、システム300を埋め込む手順とほぼ同じであるが、ただシステム300に関連して説明した引き離し操作の代わりに上記の圧縮操作をおこなう点が異なる。

【0091】

システム10、100、165、195、200、300、400のコンポーネントは、ステンレス、チタン、クロム・コバルト等適度な強度と生体適合性を有する材料、あるいは当業者が思いつくような他の材料から作製することができる。

40

【0092】

図面および以上の検討で本発明を詳しく説明したが、これらは例示的に示したものであって制約するものではないこと、さらに好ましい実施例のみを示して説明したのであって、本発明の精神に準じる変更および改造はすべて含まれると理解すべきである。

【図面の簡単な説明】

【図1】本発明のロッドシステムを示す部分側面図

【図2】図1の横断部材の後退位置を示す側面図

【図3】図1、図2のロッド基端部の部分側面図

【図4】図1、図2のスリーブの部分側面図

【図5】図3のロッドの基端部と図4のスリーブを、図1、2のロッキングメンバーで組

50

立てた状態の部分側面図

【図6】大腿骨の首部と頭部に埋め込んだ本発明の他のロッドシステムを示す部分側面図

【図7】図6システムの基端部分の側面図

【図8】Aは、図7のフィクストアングルピンの側面図

Bは、図7のフィクストアングルピン的一端からの側面図

【図9】ロッドに対して135°の角度で取付けたフィクストアングルピンを有する本発明システムの基端部の他の例を示す部分側面図

【図10】Aは、図9のバリエブルアングルピンの先方部の側面図

Bは、図10Aにおける10B-10B線から見た図9のバリエブルアングルピンの端部の側面図

【図11】Aは、図9のバリエブルアングルピンの後方部の側面図

Bは、図11Aにおける11B-11B線から見た図9のバリエブルアングルピンの後方部の側面図

【図12】ロッドに対して140°の角度で取付けたバリエブルアングルピンを有する図9のシステムの基端部を示す部分側面図

【図13】後退方向に挿入された骨髄ネイル挿入状態における本発明のロッドシステムの他の例を示す部分側面図

【図14】本発明の更に他のシステムの基端部を示す部分断面図

【図15】本発明の他のロッドシステムを示す部分断面図

【図16】図15のロッドの基端部を示す部分側面図

【図17】第1の作動位置を示す図15の基端部の部分側面図

【図18】第2の作動位置を示す図15の基端部の部分側面図

【図19】骨折に圧縮を与える付加的骨髄ロッドの側面図

【図20】第1の作動位置を示す図19の基端部の部分側面図

【図21】第2の作動位置を示す図19の基端部の部分側面図

【図1】

【図2】

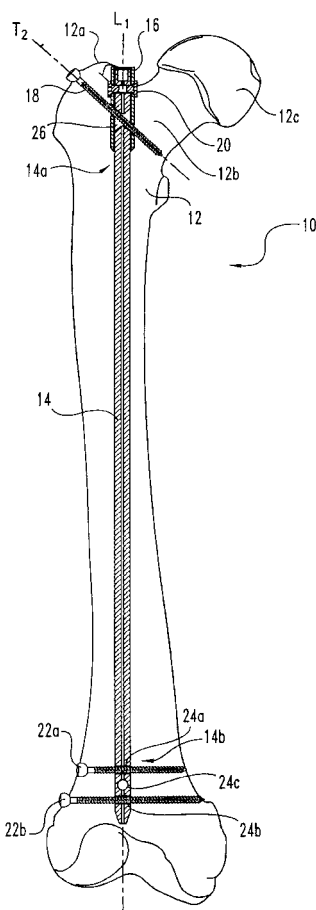


Fig. 1

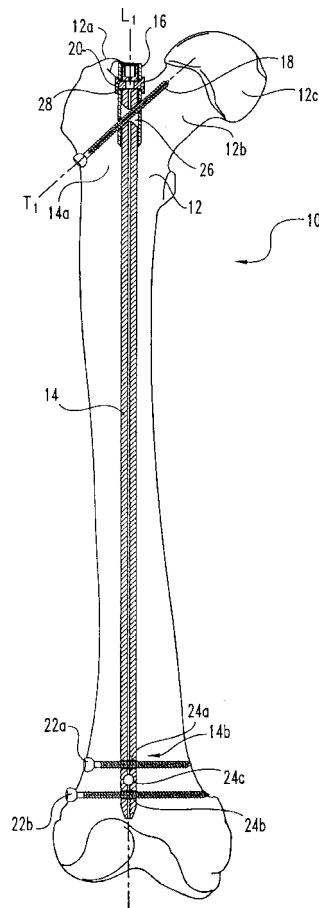


Fig. 2

10

20

【 図 3 】

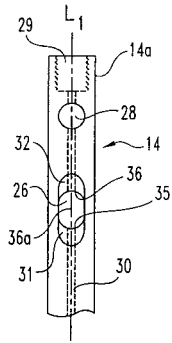


Fig. 3

【 図 4 】

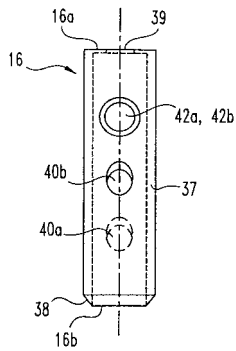


Fig. 4

【 図 6 】

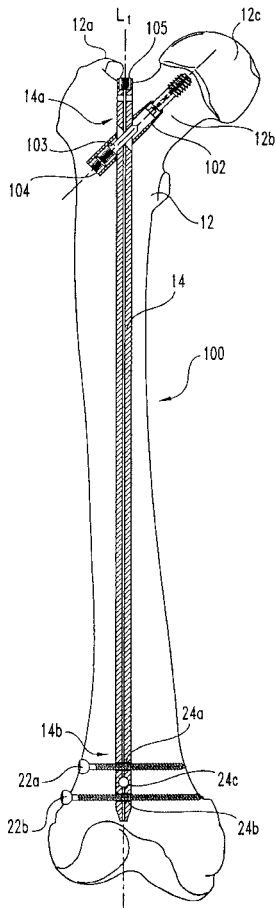


Fig. 6

【 図 5 】

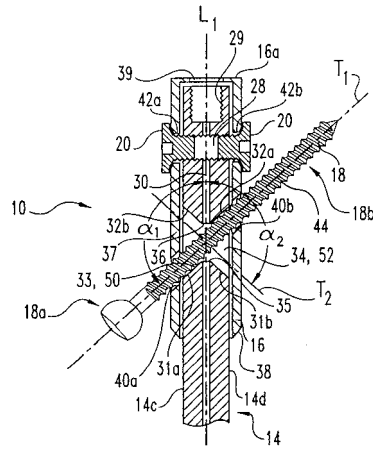


Fig. 5

【 図 7 】

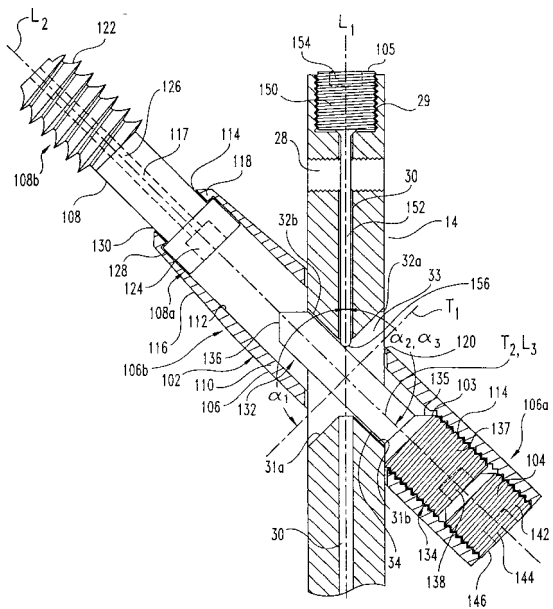


Fig. 7

【 図 8 】

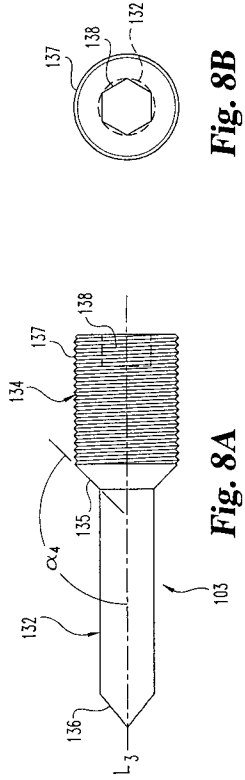


Fig. 8B

Fig. 8A

【 図 9 】

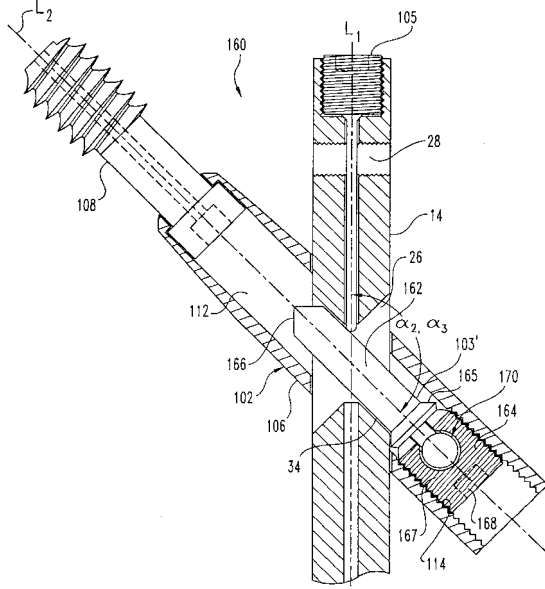


Fig. 9

【 図 10 】

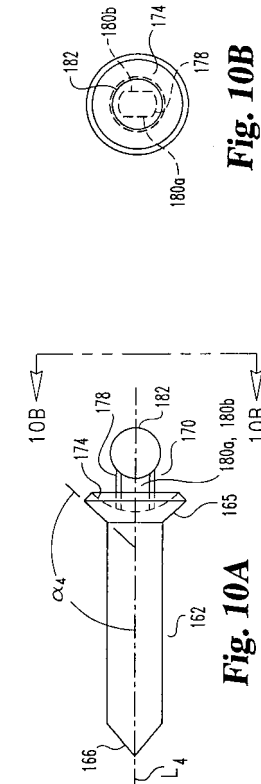


Fig. 10B

Fig. 10A

【 図 11 】

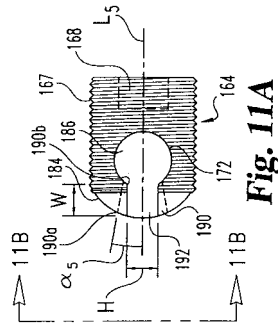


Fig. 11A

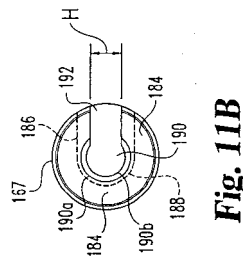


Fig. 11B

【 図 1 2 】

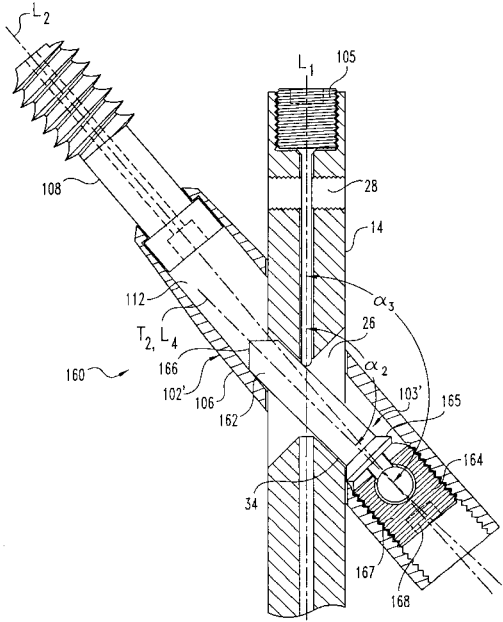


Fig. 12

【 図 1 3 】

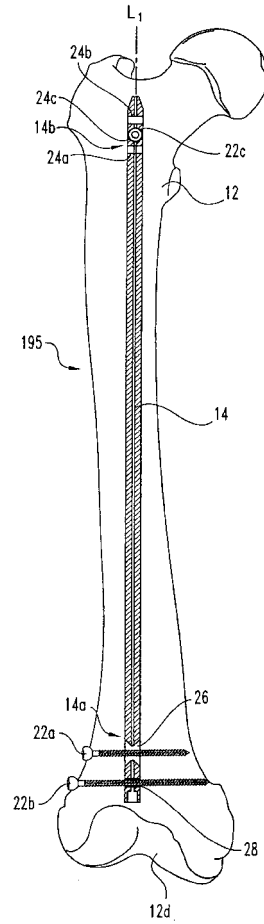


Fig. 13

【 図 1 4 】

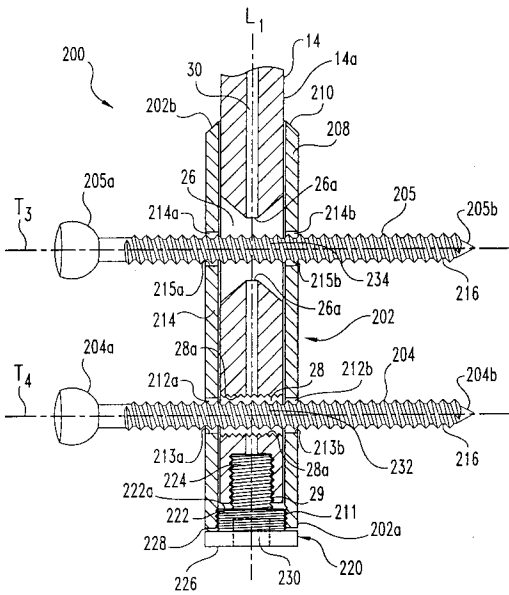


Fig. 14

【 図 1 5 】

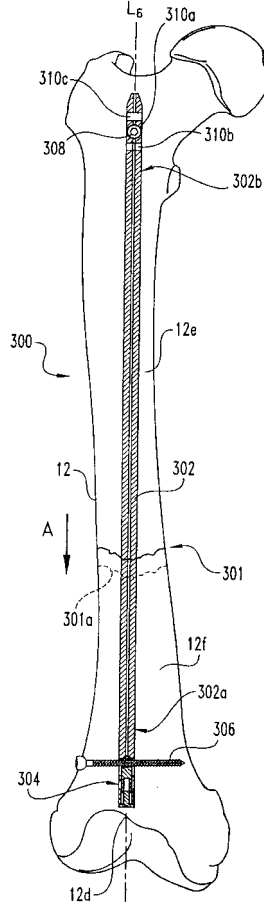


Fig. 15

【 図 16 】

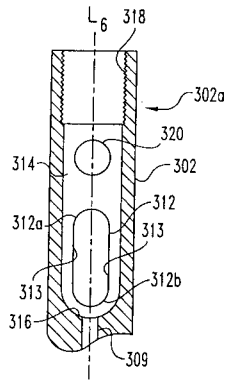


Fig. 16

【 図 17 】

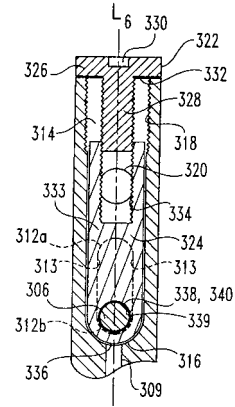


Fig. 17

【 図 18 】

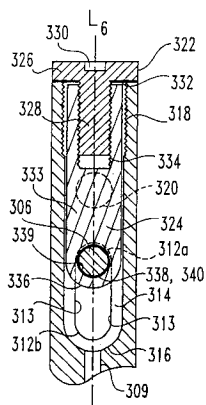


Fig. 18

【 図 19 】

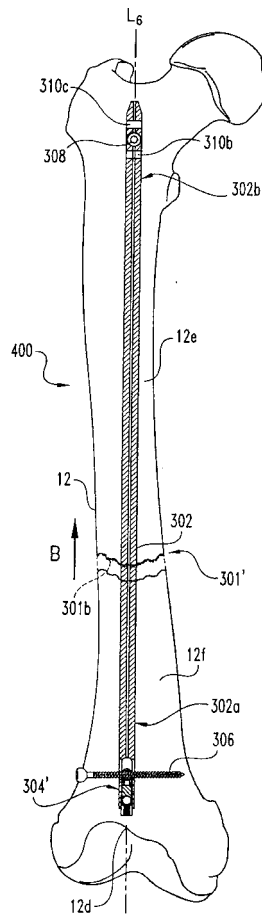


Fig. 19

【 図 20 】

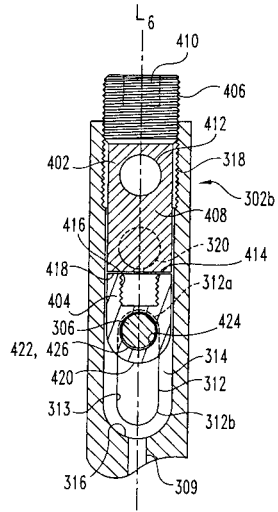


Fig. 20

【 図 21 】

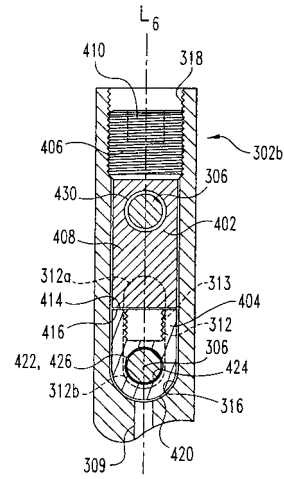


Fig. 21

フロントページの続き

- (72)発明者 コール、ジェイ・ディーン
アメリカ合衆国 フロリダ州 32804 オルランド、レイクビュー ドライブ 500
- (72)発明者 ノブロック、カール・エイ
アメリカ合衆国 フロリダ州 32804 オルランド、カントリー レーン 1208

審査官 寺澤 忠司

- (56)参考文献 西独国実用新案公開第08712991 (DE, A)
特許第2766641 (JP, B2)
特開平04-215751 (JP, A)
米国特許第04475545 (US, A)
米国特許第04697585 (US, A)
米国特許第04946459 (US, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/56-17/92