

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5801297号
(P5801297)

(45) 発行日 平成27年10月28日(2015.10.28)

(24) 登録日 平成27年9月4日(2015.9.4)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 17/72 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 17/58 3 1 5

請求項の数 16 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2012-517894 (P2012-517894)
 (86) (22) 出願日 平成22年6月30日 (2010.6.30)
 (65) 公表番号 特表2012-531955 (P2012-531955A)
 (43) 公表日 平成24年12月13日 (2012.12.13)
 (86) 國際出願番号 PCT/US2010/040631
 (87) 國際公開番号 WO2011/002903
 (87) 國際公開日 平成23年1月6日 (2011.1.6)
 審査請求日 平成25年6月21日 (2013.6.21)
 (31) 優先権主張番号 61/222,078
 (32) 優先日 平成21年6月30日 (2009.6.30)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

前置審査

(73) 特許権者 397071355
 スミス アンド ネフュイ インコーポレーテッド
 アメリカ合衆国 テネシー 38116、
 メンフィス ブルクス ロード 1450
 1450 Brooks Road Memphis Tennessee 38116 U. S. A.
 (74) 代理人 100108453
 弁理士 村山 靖彦
 (74) 代理人 100110364
 弁理士 実広 信哉
 (74) 代理人 100133400
 弁理士 阿部 達彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】整形外科用移植片および締結具アセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側とに延在する長手方向軸線を有し、前記近位領域が前記長手方向軸線に対して垂直な非円形の断面形状を有する軸体と、

再構築モードのときに少なくとも1つの部材を受容するために、前記近位領域に位置する再構築アーチャであって、大腿骨頭部および頸部を標的とするように方向付けられた再構築アーチャと、

順行モードのときに少なくとも1つの部材を受容するための前記近位領域の順行アーチャであって、小転子を標的とするように方向付けられた順行アーチャと、

10

前記再構築アーチャが釘の前記内側面から前記外側面まで延在し、前記順行アーチャが前記再構築アーチャから放射方向にオフセットされており、

前記順行アーチャの中心貫通軸は釘の中心貫通軸からオフセットされており、前記順行アーチャの中心貫通軸は前記釘の中心貫通軸とは交差していない、大腿骨髄内釘。

【請求項 2】

前記順行アーチャが、前記再構築アーチャ内に位置する出口開口部を含む、請求項1に記載の髄内釘。

【請求項 3】

前記再構築アーチャが、2つの重なり合うアーチャを備える、請求項1に記載の髄

20

内釘。

【請求項 4】

前記軸体が前記近位領域にヘッド部分を備え、

前記ヘッド部分が、前記軸体の前記遠位領域における前記長手方向軸線に対して垂直な断面形状と異なる、前記長手方向軸線に対して垂直な断面形状を有する、請求項 1 に記載の髓内釘。

【請求項 5】

前記ヘッド部分内の前記長手方向軸線が、前記遠位領域における前記長手方向軸線から角度が付けられている、請求項 4 に記載の髓内釘。

【請求項 6】

近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側とに延在する長手方向軸線を有する軸体と、

再構築モードのときに少なくとも 1 つの部材を受容するために、前記近位領域に位置する再構築アーチャであって、大腿骨頭部および頸部を標的とするように方向付けられた再構築アーチャと、

順行モードのときに少なくとも 1 つの部材を受容されるための前記近位領域の順行アーチャであって、小転子を標的とするように方向付けられた順行アーチャと、

前記遠位領域の遠位側アーチャと、を備え、

前記再構築アーチャ、前記順行アーチャ、および前記遠位側アーチャがそれぞれ中心貫通軸を有し、

前記順行アーチャの前記中心貫通軸が前記長手方向軸線に平行な順行面内にあり、前記遠位側アーチャの前記貫通軸が、前記順行面および前記順行面に平行な面の一方にあり、前記再構築アーチャの前記中心貫通軸が前記順行面と交差し、

前記順行アーチャの中心貫通軸は釘の中心貫通軸からオフセットされており、前記順行アーチャの中心貫通軸は前記釘の中心貫通軸とは交差していない、大腿骨髓内釘。

【請求項 7】

前記再構築アーチャが、2 つの重なり合うアーチャを備える、請求項 6 に記載の髓内釘。

【請求項 8】

前記再構築アーチャが、2 つの個別のアーチャを備える、請求項 6 に記載の髓内釘。

【請求項 9】

前記軸体が前記近位領域にヘッド部分を備え、前記ヘッド部分が前記長手方向軸線に対して垂直な非円形断面を有する、請求項 6 に記載の髓内釘。

【請求項 10】

前記ヘッド部分内の前記長手方向軸線が、前記遠位領域における前記長手方向軸線から角度が付けられている、請求項 9 に記載の髓内釘。

【請求項 11】

近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側とに延在する長手方向軸線を有する軸体と、

再構築モードのときに少なくとも 1 つの部材を受容するために、前記近位領域に位置する再構築アーチャであって、ほぼ前記軸体の前記外側面上にある入口開口部と、ほぼ前記軸体の前記内側面上にある出口開口部とを有し、大腿骨頭部および頸部を標的とするように方向付けられた再構築アーチャと、

順行モードのときに少なくとも 1 つの部材を受容するための前記近位領域の順行アーチャであって、ほぼ前記軸体の前記外側面上にある入口開口部と、ほぼ前記軸体の前記内側面上にある出口開口部とを有し、前記出口開口部が前記再構築アーチャの前記出口開口部内に完全に含まれ、小転子を標的とするように方向付けられた順行アーチャと、を備え、

前記順行アーチャの中心貫通軸は釘の中心貫通軸からオフセットされており、前記順

10

20

30

40

50

行アパーチャの中心貫通軸は前記釘の中心貫通軸とは交差していない、髄内釘。

【請求項 1 2】

前記再構築アパートチャが、2つの重なり合うアパートチャを備える、請求項11に記載の
髓内釘。

【請求項 13】

前記再構築アパートチャが、2つの個別のアパートチャを備える、請求項11に記載の體内釘。

【請求項14】

前記軸体が前記近位領域にヘッド部分を備え、前記ヘッド部分が前記長手方向軸線に対して垂直な非円形断面を有する、請求項1-1に記載の髓内釘。

【請求項15】

前記ヘッド部分内の前記長手方向軸線が、前記遠位領域における前記長手方向軸線から角度が付けられている、請求項1-4に記載の髓内釘。

【請求項 1 6】

前記順行アパートの中心貫通軸が、前記再構築アパートの中心貫通軸を含む面と交差する、請求項11に記載の髓内釘。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【 0 0 0 1 】

[関連出願の相互参照]

本出願は、2009年6月30日出願の米国仮特許出願第61/222,078号に対する優先権を主張し、その全内容を参考により本明細書に組み込む。

【 0 0 0 2 】

本開示は、整形外科用移植片および締結具アセンブリに関する。

【背景技术】

【 0 0 0 3 】

大腿骨、上腕骨、脛骨および他の長骨の骨折を治療するのに使用される様々なデバイスがある。例えば、大腿骨頸部、頭部、および転子間部の骨折は、筒状部材、ラグねじ、および圧迫ねじを有する圧迫プレートを一般に含む、様々な圧迫ねじアセンブリを用いて成功裏に治療してきた。例としては、スミス・アンド・ネフュー (Smith & Neophew, Inc.) によって販売されているAMB I (登録商標) およびCLASS I C (商標) 圧迫股関節ねじシステムが挙げられる。かかるシステムでは、圧迫プレートが大腿骨の外部に固定され、筒状部材が大腿骨頭部の方向で予め開けた穴に挿入される。ラグねじは、ねじ切端部または骨を係合するための別の機構と、平滑部分と、を有する。ラグねじは、骨折箇所 (break) を横切って大腿骨頭部内へと延在するようにして、筒状部材を通して挿入される。ねじ切部分は大腿骨頭部を係合する。圧迫ねじはラグねじをプレートに接続する。圧迫ねじの張力を調節することによって、骨折箇所の圧迫 (減少) を変えることができる。ラグねじの平滑部分は、筒状部材を通して自由に滑動して、圧迫ねじの調節を可能にする。従来技術の一部のアセンブリは、圧迫プレートおよび筒状部材に対してラグねじが回転するのを防ぐとともに、ラグねじ上で大腿骨頭部が回転するのを防ぐため、複数のねじを使用する。

【 0 0 0 4 】

髓内釘は、ラグねじまたは他のねじアセンブリと組み合わせて、大腿骨、上腕骨、脛骨、および他の長骨の骨折を治療するのにやはり成功裏に使用されてきた。かかるデバイスの重要な用途は大腿骨骨折の治療であった。1つのかかる釘固定システムは、スミス・アンド・ネフュー (Smith & Nephew, Inc.) によって販売されているIMHS (登録商標) システムであり、米国特許第5,032,125号および様々な関連国際特許によって少なくとも部分的に保護されている。当該分野における他の将来性のある特許としては、すべてスミス・アンド・ネフュー (Smith & Nephew, Inc.) に譲渡されている。米国特許第4,827,917号、米国特許第5,16

7, 663号、米国特許第5, 312, 406号、および米国特許第5, 562, 666号が挙げられる。これらの特許をすべて参照により本明細書に組み込む。一般的な従来技術の髄内釘は、遠位側の骨ねじもしくはピンを髄内釘の遠位端で大腿骨にねじ込むか、または別の方法で挿入することができるよう、その遠位端を通る1つまたは複数の横断アパー・チャ(transverse aperture)を有してもよい。これは「ロッキング」と呼ばれ、髄内釘の遠位端を大腿骨に固定する。それに加えて、一般的な髄内釘は、ラグねじアセンブリを髄内釘の近位端および大腿骨にねじ込むか、または別の方法で挿入することができるよう、その近位端を通る1つまたは複数のアパー・チャを有してもよい。ラグねじは、大腿骨の骨折箇所を横切って位置付けられ、ラグねじの末端部分は大腿骨頭部を係合する。髄内釘は、大腿骨または他の長骨の骨幹部骨折を治療するのにも使用することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】米国特許第5, 032, 125号

【特許文献2】米国特許第4, 827, 917号

【特許文献3】米国特許第5, 167, 663号

【特許文献4】米国特許第5, 312, 406号

【特許文献5】米国特許第5, 562, 666号

【発明の概要】

20

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

圧迫股関節ねじシステムと同様に、髄内釘システムは、圧迫ねじおよび/またはラグねじが釘を通って滑動することができ、それによって骨片同士の接触を可能にするように設計される場合がある。滑動圧迫によって得られる接触によって、状況によってはより迅速な治癒が容易になる。いくつかのシステムでは、特に、大腿骨の残りの部分に対する大腿骨頭部の回転を防ぎ、1つのねじが大腿骨頭部を越えて進入するのを防ぎ、かつ1つのねじが大腿骨頸部および頭部を亀裂させるのを防ぐため、2つの別個のねじ(または1つのねじと別個のピン)が使用される。しかし、補足のねじまたはピンが使用されるとき、別個のねじまたはピンに加わる不均等な力によって、別個のねじまたはピンがそこを通して滑動するための穴の側面に別個のねじまたはピンが押し付けられてしまう場合がある。これによって結合が生じることがあり、釘を通るねじまたはピンの滑動が低減される。反対に、骨折部位に向かって、または骨折部位の中へと大腿骨頭部が過度に圧迫されることによって問題が起こる場合がある。極端な例では、過度の滑動圧迫により、大腿骨頭部が圧迫されて大腿骨の転子部の中にまで至ることがある。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

第1の骨片と締結アセンブリに移植するか、またはそれらを安定化するように構成された構造の一方もしくは両方を使用して、骨折を治療することができる。構造は、骨の外表面に少なくとも部分的に適用するためのプレートもしくは他のデバイス、または骨内に少なくとも部分的に移植するための移植片の形態をとってもよい。かかる移植片は、横断アパー・チャを有する近位区画と、ほぼその長さに沿ったアパー・チャとを含んでもよい。好ましくは、それらは、近位部分に、補強と張力に対する抵抗とを付与する形状を特徴とする少なくとも1つの断面を含む。かかる形状は、例えば、(1)断面の外側部分に付加質量を加えることによって、かつ/または(2)フランジによってI形鋼およびチャネルに構造的利益を付加するフランジと類似のやり方でフランジ効果を活用するため、断面の質量を戦略的に増減することによって、提供することができる。少なくとも1つの軸線に対して非対称であることができるが必ずしもそうでなくてもよい、かかる断面を特徴付ける1つの手法は、それらが、一般に、断面の外側接線(lateral tangent)から内側接線(medial tangent)までのラインの中間点である地点から外側

40

50

方向に延在する慣性モーメントを特徴とするものである。いくつかの構造では、そのラインは横断アーチャの軸線と同一平面にあり、かつ断面と同一平面にあり、したがってそれらの面の交点によって定義される。そのラインの終点は、断面の内側部および外側部に対する接線とラインとの交点として定義することができる。かかる移植片はまた、一般的に、遠位区画と、近位区画と遠位区画との間を連結する移行区画とを含む。

【0008】

締結アセンブリは、係合部材および圧迫デバイスを含むことができる。締結アセンブリは、滑動関係で移植片の横断アーチャに受容されるように適合されており、それによって、締結アセンブリは横断アーチャに対して滑動するように適合され、したがって骨折箇所に対して圧迫を加えるとともに他の任意の所望の目的に適用される。係合部材は、第2の骨片において、てこ装置 (purchase) を得るように適合される。係合部材および圧迫デバイスは、圧迫デバイスが移植片の一部分と相互作用し、係合部材の位置部分とも相互作用して、圧迫デバイスの調節によって移植片に対する係合部材の滑動を制御し、それによって第1の骨片および第2の骨片の間での移動を制御できるように構成される。いくつかの実施例では、圧迫デバイスは、移植したときに第2の骨片と少なくとも部分的に直接接触する。

【0009】

1つの一般的な態様では、大腿骨髓内釘は、近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側とに延在する長手方向軸線を有する軸体を含み、近位領域は、長手方向軸線に垂直な非円形の断面形状を有する。再構築アーチャ (reconstruction on aperture) は、再構築モード (reconstruction mode) のときに2つの部材を受容するために近位領域に位置し、該アーチャは大腿骨頭部および頸部を標的とするように方向付けられる。順行アーチャ (antegrade aperture) は、順行モード (antegrade mode) のときに部材を受容するために、近位領域に位置する。順行アーチャは小転子を標的とするように方向付けられる。再構築アーチャは釘の内側面から外側へと延在し、順行アーチャは再構築アーチャから放射方向にオフセットされる。

【0010】

実施例は、次の特徴の1つまたは複数を含むことができる。例えば、順行アーチャは再構築アーチャ内に位置する出口開口部を含む。再構築アーチャは、2つの重なり合うアーチャを備える。軸体は、近位領域にヘッド部分を備え、ヘッド部分は、軸体の遠位領域における長手方向軸線に対して垂直な断面形状と異なる、長手方向軸線に対して垂直な断面形状を有する。ヘッド部分内の長手方向軸線は、遠位領域における長手方向軸線から角度が付けられる。

【0011】

別の一般的な態様では、大腿骨髓内釘は、近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側とに延在する長手方向軸線を有する軸体を含む。再構築アーチャは、再構築モードのときに2つの部材を受容するために、近位領域に位置し、再構築アーチャは大腿骨頭部および頸部を標的とするように方向付けられる。順行アーチャは、順行モードのときに部材を受容するために、近位領域に位置し、順行アーチャは小転子を標的とするように方向付けられる。遠位側アーチャは遠位領域に位置し、再構築アーチャ、順行アーチャ、および遠位側アーチャはそれぞれ中心貫通軸 (central through axis) を有する。順行アーチャの中心貫通軸は順行面内にあり、順行面は長手方向軸線に平行である。遠位側アーチャの貫通軸は順行面内または順行面に平行な面内にあり、再構築アーチャの中心貫通軸は順行面と交差する。

【0012】

実施例は次の特徴の1つまたは複数を含むことができる。例えば、再構築アーチャは、2つの重なり合うアーチャを備える。再構築アーチャは、2つの個別のアーチャを備える。軸体は、近位領域にヘッド部分を備え、ヘッド部分は、長手方向軸線に対して垂直な非円形断面を有する。ヘッド部分内の長手方向軸線は、遠位領域における長手方向

10

20

30

40

50

軸線から角度が付けられる。

【0013】

別の一般的な態様では、髓内釘は、近位領域、遠位領域、内側面、外側面、および近位側と遠位側に延在する長手方向軸線を有する軸体を含む。再構築アーチャは、再構築モードのときに2つの部材を受容するために、近位領域に位置し、再構築アーチャは、ほぼ軸体の外側面上にある入口開口部と、ほぼ軸体の内側面上にある出口開口部と、を有する。順行アーチャは、順行モードのときに部材を受容するために、近位領域に位置し、順行アーチャは、ほぼ軸体の外側面上にある入口開口部と、ほぼ軸体の内側面上にある出口開口部とを有する。順行アーチャの出口開口部は再構築アーチャの出口開口部内に完全に含まれる。

10

【0014】

実施例は次の特徴の1つまたは複数を含むことができる。例えば、再構築アーチャは、2つの重なり合うアーチャを備える。再構築アーチャは、2つの個別のアーチャを備える。軸体は、近位領域にヘッド部分を備え、ヘッド部分は、長手方向軸線に垂直な非円形断面を有する。ヘッド部分内の長手方向軸線は、遠位領域における長手方向軸線から角度が付けられる。順行アーチャの中心貫通軸は、再構築アーチャの中心貫通軸を含む面と交差する。

【0015】

別の一般的な態様では、釘の中心長軸からずらして方向付けられた中心貫通軸を有する第1の非円形横断アーチャを含み、第1の横断アーチャはショルダーを含み、圧迫アセンブリを受容するように構成される。第1の横断アーチャは、釘の外側面上にある入口と、釘の内側面上にある出口と、を含む。第2の横断アーチャは、釘の中心長軸からずらして方向付けられた中心貫通軸を有し、釘の外側面上にある入口と、第1の横断アーチャの出口内で釘の内側面上にある出口と、を有する。第2の横断アーチャの中心貫通軸は、第1の横断アーチャの中心貫通軸から放射方向にオフセットされた軸線に沿って延在する。

20

【0016】

実施例は、次の特徴の1つまたは複数を含むことができる。例えば、第1の横断アーチャおよび第2の横断アーチャはヘッドに位置し、第3の横断アーチャは釘の遠位端に近接して位置する。ヘッドは長軸に対して角度が付けられる。ボアは長軸の方向に延在し、ボアは第1の横断アーチャと交差する。

30

【0017】

別の一般的な態様では、整形外科用移植片は、長軸と、長軸からずらして方向付けられた貫通穴を画定する内壁と、貫通穴に近接した第1の横断アーチャと、を有する釘を含む。内壁は第1の半円筒状区画を含み、該第1の半円筒状区画は、180°を超える円弧を有し、貫通穴の第1の部分を画定する。第2のU字形区画は、一対の平行な壁と、約180°の円弧を有する半円筒状セグメントとを有する。第2のU字形区画は貫通穴の第2の部分を画定する。第1の半円筒状区画の円弧は貫通穴の第1の部分の第1の開放面を画定し、第2のU字形部分の平行な壁は、第1の開放面に対向する貫通穴の第2の部分の第2の開放面を画定し、それによって、第2の半円筒状区画の円弧とほぼ同じ直径の円筒状部材が貫通穴の第2の部分から貫通穴の第1の部分に向かって通り抜けることができる。

40

【0018】

実施例は次の特徴の1つまたは複数を含むことができる。例えば、第1の横断アーチャは内壁に位置する出口を有する。第1の横断アーチャは、貫通穴の向きから放射方向にオフセットされた軸線に沿って延在する。釘は、釘の遠位端に近接して位置する第2の横断アーチャをさらに備える。第2の横断アーチャは、釘の長軸に垂直でない軸線に沿って延在する。第1の横断アーチャは、長軸からずらして方向付けられ、釘のヘッドに位置する入口を有し、釘のヘッドは釘の長軸に対して角度が付けられる。第2の横断アーチャは釘の遠位端に近接して位置し、第2の横断アーチャは第1の近位側アーチャの入口と一直線に並ぶ開口部を有する。

50

【図面の簡単な説明】

【0019】

【図1】大腿骨に設置されて示される髓内釘の斜視図である。

【図1A】髓内釘をより詳細に示す斜視図である。

【図1B】髓内釘の斜視図である。

【図1C】図1Bの釘の一部分を示す断面図である、

【図1D】髓内釘の斜視図である。

【図2】図1の髓内釘の立面図である。

【図3】線3-3に沿って取った図2の髓内釘の断面図である。

【図4】図2の髓内釘の側面図である。

10

【図5】線5-5に沿って取った図4の髓内釘の断面図である。

【図6】線6-6に沿って取った図4の髓内釘の断面図である。

【図7】髓内釘の斜視図である。

【図8】髓内釘の斜視図である。

【図9】髓内釘の斜視図である。

【図10】髓内釘の斜視図である。

【図11】髓内釘の斜視図である。

【図12】髓内釘の斜視図である。

【図13】線13-13に沿って取った図7の髓内釘の断面図である。

【図14】線14-14に沿って取った図8の髓内釘の断面図である。

20

【図15】線15-15に沿って取った図9の髓内釘の断面図である。

【図16】線16-16に沿って取った図10の髓内釘の断面図である。

【図17】線17-17に沿って取った図11の髓内釘の断面図である。

【図18】線18-18に沿って取った図12の髓内釘の断面図である。

【図19】特定のデバイスを受容するように骨を準備するためのツールを示す斜視図である。

【図20】ある種類の締結具アセンブリを含むデバイスの斜視図である。

【図21】図20に示される髓内デバイスおよび締結具アセンブリの分解組立図である。

【図22】図20に示される締結具アセンブリの斜視図である。

【図23】図20の締結具アセンブリの分解組立図である。

30

【図24】図23の締結具アセンブリの係合部材を示す立面図である。

【図25】図24の係合部材の側面図である。

【図26】線26-26に沿って取った図24の係合部材の断面図である。

【図27】図24の係合部材の一端を示す端面図である。

【図28】図24の係合部材の他端を示す端面図である。

【図29】図22の締結具アセンブリの圧迫デバイスを示す立面図である。

【図30】線30-30に沿って示される図29の圧迫デバイスの断面図である。

【図31】図29の圧迫デバイスの一端を示す端面図である。

【図32】図29の圧迫デバイスの他端を示す端面図である。

【図33】髓内釘およびねじアセンブリの断面図である。

40

【図34】締結具アセンブリの斜視図である。

【図35】図34の締結具アセンブリのラグねじを示す斜視図である。

【図36】締結具アセンブリの斜視図である。

【図37】図36の締結具アセンブリのラグねじを示す斜視図である。

【図38】締結具アセンブリの斜視図である。

【図39】図38の締結具アセンブリの分解組立図である。

【図40】締結具アセンブリの斜視図である。

【図41】図40の締結具アセンブリの分解組立図である。

【図42】締結具アセンブリを含む圧迫プレートの斜視図である。

【図43】締結具アセンブリを含む関節周囲プレートの斜視図である。

50

【図44】肩関節の上腕骨修復に関連して使用されるデバイスの斜視図である。

【図45】髓内釘の外側面を示す斜視図である。

【図46】図45の髓内釘の内側面を示す斜視図である。

【図47】線47-47に沿って取った図45の髓内釘の断面図である。

【図48】髓内釘の外側面の平面図である。

【図49】図48の髓内釘の側面平面図である。

【図50】図47の髓内釘の近位端面図である。

【図51】図50のM-L面内で図48の線A-Aに沿って取った髓内釘の断面図である。

。

【図52】図50のAP面に沿って取った髓内釘の断面図である。

10

【図53】図50のAP面に垂直な図47の髓内釘の側面平面図である。

【図54】図53の線M-Mに沿って取った髓内釘の遠位端の外側面を示す平面図である

。

【図55】図54の線O-Oに沿って取った髓内釘の断面図である。

【図56】図54の線P-Pに沿って取った髓内釘の断面図である。

【図57】図54の線S-Sに沿って取った髓内釘の断面図である。

【図58】屈曲部を含む、図50のAP面に垂直な図47~57の髓内釘の側面図である

。

【図59】図58の髓内釘の端面図である。

【図60】図58の釘の外側面を示す平面図である。

20

【発明を実施するための形態】

【0020】

本開示の実施例による方法、デバイス、およびシステムは、大腿骨骨折の改善された治療を提供しようとするものである。図1~6は、髓内釘100の一実施例の様々な図を示す。髓内釘100は、骨への挿入に役立つ中を通る長手方向ボア130を有する。髓内釘100は、近位区画102、移行区画104、および遠位区画106を有する。

【0021】

図1~6に示される特定の構造の近位区画102は、好ましくは、一般的な皮質骨により正確に対応する、解剖学的に発想を得た形状を特徴とする。かかる形状の1つの種類は、図6の近位区画102の断面図に示される。図6に示される近位区画102の特定の断面は、全体的に非円形であり、髓内釘100の長さの少なくとも一部に沿って存在する。図6の断面は、内側面または内側部109よりも大きい外側面または外側部108を有する。外側面108および内側面109は、第1の面110および第2の面116によって接合される。第1の面110と外側面108との交点は第1の丸みを付けた角(radiused corner)112であり、第2の面116と外側面108との交点は第2の丸みを付けた角114である。第1の面110、第2の面116、および外側面108はほぼ等しい長さのものである。第1の面110および第2の面116は、内側面109は外側面108よりも小さくなるように、外側面108に対して鋭角で方向付けられる。内側面109よりも大きい外側面108を有することによって、髓内釘100の回転安定性が増大し、屈曲および捻軸に対する抵抗性も向上させることができる。

30

【0022】

図6に示される内側面109は丸みを付けることができる。図4で分かるように、丸み付けた内側面109は、移行区画104から外に突出し、髓内釘100の近位端まで続く。内側面109の突出は、大腿骨の距領域(calcar region)に対応し、骨と髓内釘100との間の荷重分布の均一性を改善する。

40

【0023】

さらに、近位区画102の全体的な断面の幾何学形状によって近位区画102のピーク応力が低減される。より具体的には、髓内釘およびねじアセンブリの組合せからなる一般的な障害モードは、その外側面に張力がかかったときの釘の障害である。張力は、ねじアセンブリに加えられる体重負荷によって引き起こされる曲げモーメントによって生じる。

50

したがって、釘の近位区画における応力を低減するにあたって、張力がかかる釘の面である外側面により多くの材料を含めるか、外側区域の強度および堅牢性を向上させるように断面をより効率的に形作るか、またはそれら両方が有益であろう。図6に示される設計はこの目的を達成する。外側面108は内側面109よりも幅広であり、それによって、フランジと同様の効果を少なくとも部分的に付与する。外側面108で引き起こされる単位面積当たりの応力は、内側面109の断面積など、外側面がより小さい断面積を特徴とする場合よりも少ない。

【0024】

同じ原理から利益を得る本開示の別の実施例による構造は図1Bおよび1Cに示されており、それらは、ほぼ円形のアーチャ1128が断面の周囲と同心ではないように配置された、ほぼ円形の断面を有する髓内釘1100を示す。これら2つの図に示される特定の構造では、偏心アーチャ1128は内側面1109に向かってオフセットされており、それによって、材料のより多くの部分が外側面1108上で、負荷を受け、応力を低減するのに利用可能である。同様に、断面の外側面により多くの材料を提供する任意の断面が、その面における釘の単位面積当たりの応力を低減する。

【0025】

近位部分102の断面の外側部分のいくつかの部分に材料または質量が付加されてもよい特定の方法、外側部分の強度および堅牢性を増大させるために、材料を付加する、又は断面のいくつかの部分から材料を取り除く特定の方法、あるいはその両方に関わらず、その効果は、外側面または外側部108の方向に少なくとも部分的に方向付けられた断面に慣性モーメントを付与するものとして特徴付けられることができる。好ましい一実施例では、慣性モーメント（図6で文字Mによって示される）は、外側方向に延在するか、またはラインLと外側部108に対する接線T1との交点I1から、そのラインと内側部109に対する接線T2との交点I2まで延在するラインLの中間点である地点Pから、少なくとも部分的に外側部もしくは外側面108に向かって延在するものと特徴付けることができる。換言すると、少なくともいくつかの例における効果は、断面の中心から少なくとも部分的に外側方向に延在する慣性モーメントを特徴とする断面を作り出すことである。好ましくは、その中心は断面の外側縁部と内側縁部との間の中間点であることができる。あるいは、その中心は断面の質量中心であることができる。中心からの増分質量（incremental mass）の距離の二乗の関数である、慣性モーメントによって反映される回転半径は、断面のより多量の質量またはより戦略的に置かれた質量によって生じる、近位部分102の外側部分における補強を反映する。いくつかの構造では、ラインLは、長手方向ボア130の軸線と同一平面にあり、かつ断面の平面と同一平面にあり、したがってそれらの平面の交点によって確定される。一方では図1Aが、他方では図1Bおよび1Cが反映するように、またそれらが、かかる外側の補強および堅牢性を付与することができる無数の構造のうちの2つに過ぎないことを考慮すると、断面はその軸線の少なくとも1つに対して非対称であることができるが、必ずしもそうでなくてもよい。それに加えて、長手方向ボア130は、その中心軸を断面の幾何学中心と共有するように位置することができ、または外側の強度を付与する助けとするため、もしくは他の目的でオフセットすることができる。

【0026】

図1～6に示される特定のデバイスでは、第1の面110、第2の面116、および外側面108は平坦部分を有する。あるいは、これらの面は湾曲させることができる。図1～6に示される実施例では、内側面109は丸みを付けられるが、当業者であれば理解できるように、内側面は平坦であるか、または1つもしくは複数の平坦部分を有することができる。

【0027】

近位区画102は近位側横断アーチャ118を有しており、該近位側横断アーチャ118は、髓内釘100を通して締結またはねじアセンブリ200（それらの様々な種類は図19～41に示される）を受容する。図1～4に示される近位側横断アーチャ11

10

20

30

40

50

8の一実施例は、2つの重なり合う円形アーチャ 120, 122 から形成され、近位側円形アーチャ 120 は遠位側円形アーチャ 122 よりも直径が小さい。図示される近位側円形アーチャ 120 は、より詳細に後述するように、ねじアセンブリの挿入深さを抑制するためのショルダー 132 を有する。当業者には知られているように、様々なねじアセンブリの挿入を可能にする他の様々なアーチャを使用することができる。例えば、図 33 は円形アーチャを有する髓内釘を示す。図 33 の実施例についてはより詳細に後述する。図 45 ~ 47 は別の非円形アーチャを示しており、これについてはより詳細に後述する。

【0028】

図 3 に示される近位区画 102 は近位端アーチャ 128 を有する。近位端アーチャ 128 は、近位側横断アーチャ 118 内でのねじアセンブリの回転位置および並進位置を固定するのに使用することができる、止めねじの挿入を可能にするようにねじ切りされている。止めねじはまた、圧迫ねじ 204 (図 19) を補い、ラグねじ 202 (図 19) と干渉してラグねじ 202 の回転または並進を独立に制限するための機構を含んでもよい。

10

【0029】

図 1 ~ 6 に示されるように、移行区画 104 は近位区画 102 から遠位区画 106 までテーパー状にされる。移行区画 104 のテーパー状の性質は、沈下 (subsidence) を制御する髓内管 (intramedullary canal) 内での圧入を作り出す。テーパー状の移行区画 104 は、大腿骨の髓内管の中で釘 100 が意図されるよりもさらに下へと圧入されるのを防ぐのに役立つ。

20

【0030】

図 1 ~ 6 に示される髓内釘 100 の実施例では、移行区画 104 の断面は円形であるが、当業者には知られているように断面は変えることができる。断面は、近位区画 102 の断面に類似した解剖学的に得られたもの、橢円形、または非円形であることができる。図 1 ~ 6 に示される実施例では、移行区画 104 は遠位側横断アーチャ 124 を含む。遠位側アーチャ 124 は、髓内釘 100 をロックするために、髓内釘 100 を通じた遠位側ロックねじの挿入を可能にする。

【0031】

髓内釘 100 の遠位区画 106 はほぼ円筒状であり、減少した曲げ剛性を提供するように構成される。図 1 ~ 5 に示される実施例は、2つの側部 134, 136 を形成する、遠位区画 106 の中心を通る長手方向スロット 126 を有する。スロットは、髓内釘 100 の遠位端における曲げ剛性を低減し、人工関節周囲骨折の可能性を低減する。

30

【0032】

図 1D は、本開示の別の実施例による髓内釘 100 を示す。この釘は、その近位部分では、その外側 - 内側軸線 (lateral - medial axis) に対して対称である非円形断面を特徴とし (この例では、必須ではないが、好ましくは断面が橢円形)、中心長手方向ボアを特徴とする (この例では、必須ではないが、好ましくは断面が円形)。この釘は、髓管内の捻転に抵抗する程度まで付加的な安定性を実現する。また、近位側断面の外側縁部または外側部に向かってより多くの質量を配置するという目的を達成する。さらに、内側縁部または内側部に向かって付加質量を配置し、したがって、負荷を受けたときに外側縁部または外側部に対して引張り応力を与える構成要素である、締結アセンブリの機械的利点を減少させる支点として作用する付加的な構造を提供する。

40

【0033】

図 7 ~ 18 は、本開示の他の実施例による髓内釘 100 を示す。図 7 および図 13 は、中を通る長手方向ボアを有していない髓内釘 100 を示す。

【0034】

図 8 および図 14 は、移行区画 104 および遠位区画 106 に剛性減少スロット (stiffness reduction slots) 140 を有する髓内釘 100 を示す。剛性減少スロット 140 は、髓内釘 100 の遠位端における曲げ剛性を低減し、いくつ

50

かの実施例ではロックねじを受容するのに使用することができる。

【0035】

図9および図15は、遠位区画106の3つの長手方向スロット138と移行区画104の一部分とを有し、クローバーの葉状のパターンを形成する髄内釘100を示す。このパターンにより、髄内釘100付近での血流がより容易になるとともに、釘100の遠位端における曲げ剛性も低減される。

【0036】

図10および図16は、遠位区画106と移行区画104の一部分とが一連の長手方向溝146を有する髄内釘100を示す。長手方向溝146は遠位端における曲げ剛性を低減し、回転抵抗を提供し、髄内釘100付近での血流を向上させる。

10

【0037】

図11および図17は、移行区画104および遠位区画106がフィン144を有する髄内釘100を示す。フィン144は髄内釘100に回転抵抗を提供する。

【0038】

図12および図18は、遠位区画106と移行区画104の一部分とに位置する返し(barb)142を有する髄内釘100を示す。返し142は髄内釘100に回転抵抗を提供する。

【0039】

本開示による髄内釘は、任意の適切な既知の技術によって患者に挿入されてもよい。一般に、骨の髄内管は、釘を挿入するための空隙を作るよう適切なツールを用いて準備される。空隙のいくつかの部分は、釘の挿入後に血流のための十分な空間を許容するよう、釘の周囲よりも約1mm大きいように準備されてもよい。必要に応じて、ガイドピンまたはワイヤが準備済みの髄管に挿入される。次に、釘が所望位置に導入される。釘がカニューレ挿入される場合、釘が、ガイドワイヤを越えて導入されることができる。釘の位置はイメージ増倍(image intensification)によって確認されてもよい。

20

【0040】

図19は、髄管を準備するためのツール300の一実施例を示す。ツールは、穴開け用のドリルビット302と、さらにほぞノミ(mortise chisel)304を有する。操作の際、ドリルビット302は大腿骨の髄管に穴を開け、ほぞノミ304は骨のさらに近位側の端部のより大きな区画を取り除く。図19に示されるように、ほぞノミ304は、髄内釘の近位区画とほぼ同じ形状の解剖学的に得られた断面を有する。この種の形状のほぞノミを適用することによって、最小限にのみ修正されている皮質骨に釘の近位端をより良好に設置することができるようになる。ほぞノミ304は、多種多様な形状のものであってもよく、さらには複雑な非対称の形状であってもよい。これにより、空隙を準備するためのデバイスおよび方法が、円形の空隙を単に余分に穴開けする(overreaming)ことなく、多種多様な形状の髄内釘を利用することができるようになるので有利である。正確に整合する空隙を準備することは、健康な骨を必要以上に除去することを回避し、釘の安定した設置を確保するという点で価値がある。

30

【0041】

操作の際、ツール300は單一体として前進させられ、ドリルビット302が穴開けをし、同時にほぞノミ304が切削を行う。ドリルビット302は動力駆動部を用いて、または手動で回転されてもよい。同様に、ツール300全体は、髄管内へと手動で前進させるか、または機械的利点もしくは動力装置を用いて前進させてよい。他の構成では、ドリルビット302は、髄管に挿入されているガイドワイヤを越えてツール300全体が操作可能であって、またガイドワイヤによってガイドされるように、カニューレ挿入されてもよい(図示なし)。

40

【0042】

他の実施例では、穴開け用のビットは、ほぞノミ304などの切削ツールとは別個のより従来的なリーマーである。かかる例における空隙を準備する方法は、最初に従来のリ-

50

マーを用いて開口部を穴開けすることを含む。次に、移植すべき髄内釘に類似した形状のノミまたはプローチなどのデバイスを使用して、空隙が準備される。ノミまたはプローチは、手動で、ハンマーもしくは小槌を用いて、または他の動力装置を使用して打ち込まれてもよい。次に、準備した空隙と一致する釘が移植される。

【0043】

成形されたプローチまたは専用のルータービットおよびテンプレートなど、他の専用器具も同様に使用することができる。プローチは、股関節システムに開口部を準備するのに長く使用されてきたものであり、プローチの使用は当業者には周知されている。ルータービットおよびテンプレートは、実際に、骨に所望の形状を切削するのに使用することができる。かかる方法はまた、所望の空隙を作るために穴開けまたはプローチ削りと組み合わせて使用されてもよい。

10

【0044】

本開示の髄内釘は、長骨の骨折の中でも特に、近位大腿骨骨折および大腿骨幹軸骨折を治療するのに使用することができる。大腿骨幹軸骨折の治療に使用されるとき、髄内釘は、1つまたは複数の締結デバイスによって大腿骨内で固定される。近位大腿骨骨折の治療に使用されるとき、髄内釘は、好ましくは近位側締結具アセンブリと併用される。

【0045】

図20および21は、締結具アセンブリ200と併用される髄内釘100を示す。この種の締結具アセンブリは、他の様々な骨に使用されてもよく、また他の多数の徵候を治療するのに使用されてもよいが、一例を提供する目的のため、本明細書では近位大腿骨での使用について記載する。一般に、締結具アセンブリ200は、制御された方法で、1つの骨片を別の骨片に向かって引き戻すか、または別の骨片から遠ざける任意の状況で有益である。締結具アセンブリは、骨片の移動が達成された後で、アセンブリを所望の方向で滑動させることができるように構成できるという付加的な利点を提供する。

20

【0046】

図21に示されるように、髄内釘100の近位側横断アーチャ118の軸線は、近位区画102に対して角度が付けられ、使用の際、大腿骨頭に向かって方向付けられる。締結具アセンブリ200のこの実施例では、ラグねじ202などの係合部材が、圧迫ねじ204または圧迫ペグなどの圧迫デバイスと併用される。ねじは、使用の際、ラグねじ202の円周が圧迫ねじ204の円周と部分的に交差し、それによって圧迫ねじ204がラグねじ202の円周内に部分的に収まるように構成される。ラグねじ202および圧迫ねじ204のこの特定の組合せについては、図22～32にさらに示される。簡潔には、これらの図に示されるラグねじ202は、大腿骨頭部を係合し、釘100の横断アーチャ118内で滑動するように意図される。圧迫ねじ204は、ショルダー132または釘100の他の構造を横断アーチャ118内で係合し、また、圧迫ねじ204が収まるラグねじ202の部分にねじ込まれ、それによって圧迫ねじ204の回転が釘100に対するラグねじ202の滑動を制御し、結果として骨折部位に接する大腿骨頭部の圧迫を制御する。

30

【0047】

これらの図に示されるラグねじ202は、細長い本体206およびねじ切端部208を含む。図24および25に示されるように、ねじ切端部208は鋭い端部を含まず、大腿骨頭部を通じた切除の可能性を低減する。細長い本体206は、ラグねじ202の円周内部に圧迫ねじ204を部分的に位置付けることを可能にするチャネル212を含む。チャネル212は、圧迫ねじ204のねじ切区画214を補完し、且つ該ねじ切区画214と協働するねじ切部分210を含む。圧迫ねじ204は、ねじ切区画214およびヘッド区画215を含む。圧迫ねじ204のねじ切区画214は、外表面においてねじ山が比較的平坦かつ平滑であって、アーチャ内に簡単に滑動するとともに切除の可能性を低減することができるように構成される。

40

【0048】

ラグねじ202は、ラグねじ202が骨折箇所を横切って大腿骨頭部内へと延在するよ

50

うに、近位側横断アパーイヤ118および大腿骨の予め開けた穴の中に受容させる。ラグねじ202がアパーイヤ118内で回転させられて、そのねじ切端部208が大腿骨頭部を係合するにつれて、ラグねじ202のねじ切端部208が大腿骨頭部を係合する。ねじ切端部208は、大腿骨頭部において、てこ装置を得るための任意のデバイスであってもよく、らせん体、返し、ブレード、フック、拡張デバイスなどを含む任意の所望の構成のねじ山を含むが、それらに限定されない。大腿骨頭部内へのラグねじ202の配置深さは、骨折の所望の圧迫に応じて異なる。

【0049】

圧迫ねじ204はまた、近位側横断アパーイヤ118を通じて、大腿骨頭部の予め開けた穴に受容されることもできる。圧迫ねじ204のねじ切区画214は、ラグねじ202のチャネル212のねじ切部分と係合する。近位側横断アパーイヤ118は内側ショルダー132(図21)を含み、該内側ショルダー132は、ほぼ内側方向での圧迫ねじ204の滑動を限定し、したがって、アパーイヤ118を通るラグねじ202の滑動を限定する。圧迫ねじ204が締め付けられると、圧迫ねじのねじ山214はラグねじチャネルのねじ切部分210と係合し、圧迫ねじ204はラグねじ202の奥へとほぼ内側方向に移動する。圧迫ねじ204のヘッド部分215は近位側横断アパーイヤ118のショルダー132を係合して、圧迫ねじ204がほぼ内側方向にさらに移動するのを防ぐ。圧迫ねじ204が締め付けられるにつれて、ラグねじ202は髓内釘に向かってほぼ外側方向に引き出されて、骨折箇所に対する圧迫をもたらす。圧迫ねじ204がラグねじ202の円周と部分的に交差することによって、より大きい表面抵抗がもたらされ、大腿骨頭部の回転を防ぐのに役立つ。したがって、圧迫ねじ204は、骨折した骨の骨片を互いにに対して移動させるための機構の一部として作用するだけではなく、大腿骨頭部の骨に直接接触して、大腿骨頭部がラグねじ202の軸線を中心にして回転するのを防ぐ助けにもなる。

【0050】

一実施例では、髓内釘の近位端アパーイヤ128内に位置付けられた止めねじ(図示なし)は、圧迫ねじ204を係合し、圧迫ねじ204およびラグねじ202を適所で固定するのに使用される。締結具アセンブリ200を適所で固定するのに止めねじを使用するかは、骨折のパターンに応じて変わる。締結具アセンブリを係合するのに止めねじが使用されない場合、締結具アセンブリ200はショルダー132によって限定された近位側アパーイヤ内で滑動することができる。

【0051】

図20～32に示されるラグねじおよび圧迫ねじの実施例では、圧迫ねじ204の直径はラグねじ202の直径よりも小さい。ラグねじ202および圧迫ねじ204の直径は同じであることができ、またはラグねじ202の直径は圧迫ねじ204の直径よりも小さいものであることができる。ラグねじ202および圧迫ねじ204のねじ山は、当業者には知られているような多様な異なる形状であることができる。一般に、ラグねじ202の目的は骨内にてこ装置を得ることであり、圧迫ねじ204の目的はラグねじと係合し、それを引き出したり移動させたりすることである。これらの機能を可能にするあらゆる構成が本開示の範囲内にある。

【0052】

締結具アセンブリ200は、付加的に、人工大腿骨頭部および頸部を追加できるように構成することができる。かかる実施例では、ラグねじ202が人工頭部および頸部と置き換えることになる。頸部は、釘100の近位側横断アパーイヤ118に嵌合する。この設計は、修復した大腿骨骨折および股関節の劣化または再損傷によって後で完全股関節形成術(THA)が必要になった場合に有益となる。THAを遂行するかの決定は術中にも、またはある期間後に行うことができる。THAと関連して知られているような股関節システムを受容するように大腿骨を準備しなければならない代わりに、骨の小さな部分のみを締結具アセンブリ200とともに除去すればよい。次に、人工頭部および頸部を近位側横断アパーイヤ118に挿入し、寛骨臼を準備し、THAの残りを完了することができる。

【0053】

10

20

30

40

50

図33は、代替の締結具アセンブリ400を備えた本開示の別の実施例による髓内釘100の断面図である。図示される締結具アセンブリ400は、本明細書に参照により組み込む米国特許第5,032,125号および様々な関連国際特許にさらに十分に開示されているような、スミス・アンド・ネフュー(Smith & Nephew)のIMHS(登録商標)システムの圧迫締結具アセンブリに非常に類似している。図示されるデバイスの改善点は、解剖学的に得られた形状と、上述したようなその複数の利点を有する髓内釘100を含むことである。操作の際、スリープ401は髓内釘100を通り抜け、また止めねじまたは他の有効な機構によって釘に固定されてもよい。滑動するラグねじ402はスリープ401内で軸線方向に移動することができる。圧迫ねじ404は滑動するラグねじ402にねじ込まれて、圧迫ねじ404の締付けによって滑動するラグねじ402がスリープ401内へと引き戻される。この機構により、骨片が所望の位置に至ってもよいが、依然として一旦位置付けられると滑動を実現することができる。
10

【0054】

図34～35は、ラグねじ202および圧迫ペグ502を有する本開示の別の実施例による締結具アセンブリ200を示す。図34に示されるように、ラグねじ202および圧迫ペグ502は、使用の際、ラグねじ202の円周が圧迫ペグ502の円周と部分的に交差するように構成されるが、いくつかの実施例では、円周は交差するのではなく隣接してもよい。ラグねじ202は細長い本体206およびねじ切端部208を含む。ラグねじ202はチャネル212上にキー504を有する。圧迫ペグ502は、ラグねじ202のキー504を受容するように適合されたスロット503を有する。キー504およびスロット503は、断面で考えたとき、三角形、D字形、鍵穴形、および当業者には明白であるような他の形状など、様々な補完的形状であることができる。操作の際、圧迫ペグ502は、圧迫ペグ502とラグねじ202との間またはアセンブリ全体と髓内釘100との間に異なる力を加える圧迫ツール(図示なし)によって、ラグねじ202に対して移動されてもよい。
20

【0055】

図34～35に示される締結具アセンブリ200では、ラグねじ202が骨折箇所を横切って大腿骨頭部内へと延在するように、ラグねじ202は髓内釘の近位側アーチャ内で滑動するように受容される。ラグねじ202のねじ切端部208は大腿骨頭部を係合する。ラグねじ200が大腿骨頭部と適切に係合されると、圧迫ペグ502のスロット503がラグねじ202のキー504を受容するにつれてラグねじ202がさらに回転するのを防ぐために、圧迫ペグ502は近位側アーチャ内で大腿骨頭部の予め開けた穴に挿入される。抵抗のための面積を増やすことによって、圧迫ペグ502はラグねじ202上で大腿骨頭部が回転するのを防ぐ助けとなる。圧迫ペグ502は、釘の近位端アーチャ内に位置付けられた止めねじによって髓内釘100の定位置で固定される。ラグねじ202は近位側アーチャを通して圧迫ペグ502上で滑動することができる。別の実施例では、圧迫ペグ502はその表面上に返しを有する。
30

【0056】

本開示の別の実施例による締結具アセンブリ200が図36～37に示され、これは、ラグねじ202のキー504および圧迫ペグ502のスロット503が補完的なラチエット歯506を有することを除いて、図34～35に示される実施例に類似した圧迫ペグ502およびラグねじ202を有する。圧迫ペグ502は、近位端アーチャ内に位置付けられた止めねじによって髓内釘の定位置で固定される。骨折の圧迫は、ほぼ外側方向にラグねじを引っ張ることによって実現される。ラチエット歯506によって、ラグねじ202をほぼ外側方向に移動することができるが、ラグねじ202がほぼ内側方向に移動するのを防ぐ。図34～35と関連して記載したツールに類似した圧迫ツールが、移動を達成するのに使用されてもよい。
40

【0057】

図38～39は、ラグねじ602、十字ねじ610、および圧迫ねじ604を有する締結具アセンブリ200を示す。ラグねじ602は細長い本体606およびねじ切端部60
50

8を含む。細長い本体606は断面が半円形である。ねじ602, 604, 610は、ラグねじ602の円周が十字ねじ610および圧迫ねじ604の円周と交差するように構成される。ラグねじ602の細長い本体606は、十字ねじ610のねじ切区画を補完し、且つねじ切区画と協働するようにねじ切りされる。十字ねじ610は、ラグねじ602および圧迫ねじ604と係合するようにねじ切りされる。圧迫ねじ604はねじ切部分614およびヘッド部分612を含む。

【0058】

図38～39の実施例では、ラグねじ602、十字ねじ610、および圧迫ねじ604は、髓内釘の近位側アーチャ内で滑動するように同時に受容される。ラグねじ602は骨折箇所を横切って大腿骨頭部内へと延在する。ラグねじ602のねじ切端部608は大腿骨頭部を係合する。圧迫ねじ604が締め付けられるにつれて、圧迫ねじのねじ山614が十字ねじ610およびラグねじ602のねじ山を係合し、それによって、ラグねじ602が髓内釘に向かってほぼ外側方向に移動することで大腿骨頭部に対して圧迫される。次に、十字ねじ610が回されて、圧迫ねじ604がラグねじ602から離れるように遠位方向に移動する。あるいは、締結具アセンブリ200は、圧迫ねじ604がラグねじ602に対して近位側へと移動するように構成することができる。抵抗のための面積を増やすことによって、ラグねじ602とは別個の圧迫ねじ604がラグねじ602上での大腿骨頭部の回転を防ぐ助けとなる。

【0059】

図40～41は、ラグねじ702および圧迫ペグ704を有する締結具アセンブリ200を示す。ラグねじ702は細長い本体706およびねじ切端部708を含む。大腿骨に挿入するため、圧迫ペグ704をラグねじ702の円周内部に部分的に位置付けることができるよう、細長い本体706は半円形であり、細長い本体706の内面上に位置付けられたキー712を有する。細長い本体706はまた、本体を通るアーチャ710を有する。圧迫ペグ704はほぼ円筒状であり、ラグねじの半円形の本体706内に嵌合するようにサイズ決めされる。ラグねじのキー712は、圧迫ペグ704のスロット714によって受容される。キー712およびスロット714は補完的なラチエット歯を含む。

【0060】

ラグねじ702および圧迫ペグ704は、髓内釘の近位側アーチャ内で滑動するよう、大腿骨の予め開けた穴に同時に受容される。ラグねじ702は、骨折箇所を横切って大腿骨頭部内へと延在する。ラグねじ702のねじ切端部は大腿骨頭部を係合する。図34～35と関連して記載したツールに類似した圧迫ツールが、圧迫ペグ704とラグねじ702との間、またはアセンブリ全体と髓内釘100との間の移動を達成するのに使用されてもよい。止めねじが、締結具アセンブリの位置を固定するのに使用されてもよい。止めねじは、止めねじが締め付けられると、止めねじの突出部がラグねじ702のスロット710を通じて受容され、圧迫ねじ704をラグねじ702から離れるように移動させるように構成される。抵抗のための面積を増やすことによって、ラグねじ702とは別個の圧迫ねじ704がラグねじ上での大腿骨頭部の回転を防ぐ助けとなる。

【0061】

図42は、締結具アセンブリ200が圧迫プレート150と協働して用いられる別の実施例を示す。図示されるように、デバイスは大腿骨に適用されている。上述の締結具アセンブリ200の様々な実施例が、類似の圧迫プレートとともに使用されてもよく、様々な圧迫プレートは解剖学的構造の他の部分に適用可能であるように構成されてもよい。例えば、図43は、締結具アセンブリ200が関節周囲プレート170とともに使用されている別の実施例を示す。図示されるプレートおよび締結具アセンブリは近位脛骨に適用されている。

【0062】

図44は、締結具アセンブリ200が上腕骨釘(humeral nail)190と組み合わせて使用される別の実施例を示す。図示されるように、圧迫ねじ204のヘッド区画212は上腕骨に対する圧迫を引き出すために上腕骨に当接する。ラグねじ202に

10

20

30

40

50

圧迫力が加えられ、ラグねじ202がそのねじ切端部208を通して骨片に固着されることで、骨片が適切に治癒するための位置に引き込まれてもよい。状況によっては、ヘッド区画212とヘッド区画212が接して圧迫する上腕骨との間にワッシャーまたは支え面(図示なし)を置くのが有利なことがある。さらに別の変形例では、ヘッド区画212が上腕骨に進入し、上腕骨釘190の一部分に当接できるように、上腕骨の開口部が拡大されてもよい。かかる実施例では、ねじ切端部208と同じ骨の区域で、てこ装置を得るため、締結具アセンブリ200は図45に示されるものよりも短くなる。

【0063】

図45～47を参照すると、汎用の大腿骨釘(femoral nail)800は、上述したように、再構築モードのときに大腿骨頭部および頸部に対する骨折または他の損傷を治療し、大腿骨頭部および頸部を標的とする再構築アーチャ801と、順行モードのときに大腿骨骨幹軸の骨折を治療し、小転子を標的とする順行アーチャ802とを画定する。釘800は、中心長軸800aと、釘800の近位部分812に形成されたヘッド800bと、ヘッド800bから釘800の遠位部分814まで延在する軸体813とを含む。長軸800aに垂直な面内におけるヘッド800bの断面形状は全体的に非円形である。図50に示されるように、ヘッド800bの断面形状は全体的に台形であり、丸みのある部分を含む。例えば、外側面800dの少なくとも一部分は平坦である。しかし、内側面800eは全体的に丸みがある。図50にやはり示されるように、内側-外側面(medial to lateral plane)M-Lはヘッド800bを二分し、再構築アーチャの中心貫通軸801aを含み、釘800の中心長軸800aを含む。したがって、図示されるように、内側-外側面M-Lは、釘の前部を釘の後部から分割する釘800の冠状面と同一平面にある。この面は、患者の身体の冠状面に、またはさらには患者の大腿骨の冠状面に必ずしも関係していなくてもよいことに留意されたい。それに加えて、いくつかの実施例では、再構築アーチャ801はヘッド800bの中心に配置されないので、内側-外側面M-Lは中心貫通軸801aを含まないが、内側-外側面M-Lは再構築アーチャ801の中心貫通軸801aに平行であり、釘800の冠状面に平行である。

【0064】

再構築横断アーチャ801は「電球」形であり、釘800の長軸800aからずらして方向付けられ、上述のラグねじ202および圧迫ねじ204などのラグ部材および圧迫部材を受容するように構成される。再構築モードのときに大腿骨頭部および頸部を標的とするため、再構築アーチャ801の中心貫通軸801aは内側-外側面M-L内にあり、中心長軸800aに対して約122°の角度Aで方向付けられる。順行横断アーチャ802も、約35°である角度Bだけ長軸800aからずらして方向付けられる。順行アーチャ802は、順行アーチャ802の中心貫通軸802aが、長軸800aに平行であって約12°の角度Cだけ内側-外側面M-Lから放射方向にオフセットされた順行面AP内にあるように方向付けられる。図50に示されるように、順行アーチャ802はヘッド800bの中心にないので、順行アーチャ802の中心貫通軸802aは釘800の長軸800aと交差しない。いくつかの実施例では、また図50に示されるように、中心貫通軸802aは内側面800eに近接した内側-外側面M-Lと交差する。

【0065】

図48および49に示されるように、釘800はまた、釘の遠位区画814に位置する穴831, 832, および833を含み、使用の際にピンまたはねじを受容し、釘800の遠位区画を安定化させることができる。最近位側の穴831はスロットとして形成され、中央の穴832および最遠位側の穴833は円形穴として形成される。大腿骨骨幹軸の骨折を治療するとき、上述したように、骨ピンまたは他の締結具(図示なし)が3つの穴831, 832, および833の1つまたは複数の中に配置され、健康な骨に固定される。

【0066】

最近位側の穴831および最遠位側の穴833は、最近位側の穴831および最遠位側

10

20

30

40

50

の穴 8 3 3 の個々の中心貫通軸 8 3 1 a および 8 3 3 a が、順行面 A P に平行な面内にあるように形成される。換言すれば、中心貫通軸 8 3 1 a および 8 3 3 a は、順行アーチャ 8 0 2 の中心貫通軸 8 0 2 c と同じ角度だけ内側 - 外側面 M - L から放射方向にオフセットされる。したがって、順行アーチャ 8 0 2 、最近位側の穴 8 3 1 、および最遠位側の穴 8 3 3 は平行であるか、または平行な面内にあると言つてできるが、ただし、釘 8 0 0 の中心軸 8 0 0 a に対して異なるように方向付けられてもよい。例えば、上述したように、順行アーチャ 8 0 2 の中心貫通軸 8 0 2 a は釘 8 0 0 の中心長軸 8 0 0 a に対して 35° で方向付けられる。しかしながら、最近位側の穴 8 3 1 および最遠位側の穴 8 3 3 は、中心長軸 8 0 0 a に対して約 90° で、または他の角度の向きで形成されてもよい。いくつかの実施例では、最近位側の穴 8 3 1 の中心貫通軸 8 3 1 a は最遠位側の穴 8 3 3 の中心貫通軸 8 3 3 a と同じ面内にある。それに加えて、最近位側の穴 8 3 1 および最遠位側の穴 8 3 3 の中心貫通軸 8 3 1 a および 8 3 3 a は、中心貫通軸 8 0 2 a , 8 3 1 a , および 8 3 3 a が同一平面にあるようにして順行面 A P 内にあることができる。

【 0 0 6 7 】

中央の穴 8 3 2 の中心貫通軸 8 3 2 a も、内側 - 外側面 M - L から放射方向にオフセットされうる。しかし、中心貫通軸 8 3 2 a は、中心貫通軸 8 3 1 a および 8 3 3 a とは異なる量だけ内側 - 外側面 M - L からオフセットされる。例えば、中央の穴 8 3 2 の中心貫通軸 8 3 2 a は、37° だけ内側 - 外側面 M - L からオフセットされ、25° だけ順行面 A P から放射方向にオフセットされる。

【 0 0 6 8 】

大腿骨の頸部、頭部、および転子間部の骨折を治療するとき、釘 8 0 0 は、ラグねじ 2 0 2 および圧迫ねじ 2 0 4 など、再構築アーチャ 8 0 1 に受容される第 1 部材および第 2 の部材と併用される。大腿骨骨幹軸の骨折のみを治療するとき、釘 8 0 0 は、順行アーチャ 8 0 2 に受容される骨ピンと併用される。釘 8 0 0 の長軸 8 0 0 a に沿って通るのはボア 8 1 6 である。第 1 部材および第 2 の部材または骨ピンをロックするため、止めねじ（図示なし）をボア 8 1 6 内に配置することができる。

【 0 0 6 9 】

再構築アーチャ 8 0 1 は、再構築アーチャ 8 0 1 の第 1 の部分 8 1 1 (図 4 6) と関連する第 1 の半円筒状アーチャ 8 1 0 と、再構築アーチャ 8 0 1 の第 2 の部分 8 2 1 (図 4 6) と関連する第 2 の U 字形アーチャ 8 2 0 と、を有する。釘 8 0 0 は、再構築アーチャ 8 0 1 を画定する内壁 8 0 5 (図 4 7) を含む。内壁 8 0 5 は、半円筒状アーチャ 8 1 0 を画定する第 1 の半円筒状区画 8 0 7 と、U 字形アーチャ 8 2 0 を画定する第 2 の U 字形区画 8 0 9 と、を含む。図示されるように、ショルダー 8 0 3 を除いて、再構築アーチャ 8 0 1 は再構築アーチャ 8 0 1 の長さ寸法 L に沿って一定の断面形状を有する。ショルダー 8 0 3 は、U 字形区画 8 0 9 の外向きの段状部 8 1 8 によって画定される。

【 0 0 7 0 】

内壁 8 0 5 の半円筒状区画 8 0 7 は、180° を超えて延在する、例えば 270° 延在する円弧セグメントを備え、2 つの対向する縁部 8 0 8 a および 8 0 8 b で終端する。対向する縁部 8 0 8 a および 8 0 8 b の間の面は、半円筒状区画 8 0 7 の面 8 4 1 を画定する。対向する縁部 8 0 8 a および 8 0 8 b は、内壁 8 0 5 の半円筒状区画 8 0 7 と U 字形区画 8 0 9 との間の移行部 T に位置する。したがって、半円筒状区画 8 0 7 および U 字形区画 8 0 9 は再構築アーチャ 8 0 1 の連続面を画定する。

【 0 0 7 1 】

内壁 8 0 5 の U 字形区画 8 0 9 は、半円筒状区画 8 0 7 の面 8 4 1 に対向する半円筒状の円弧セグメント 8 0 9 a と、半円筒状の円弧セグメント 8 0 9 a から延在する 2 つの相互に対向する壁 8 0 9 b および 8 0 9 c とを含む。内壁 8 0 5 の U 字形区画 8 0 9 はまた、壁 8 0 9 b および 8 0 9 c の縁部 8 0 9 e および 8 0 9 f の間の面によって画定される面 8 4 5 を含む。図示されるように、U 字形区画 8 0 9 の面 8 4 5 は半円筒状区画 8 0 7 の面 8 4 1 と同一平面にある。半円筒状の円弧セグメント 8 0 9 a は、内壁 8 0 5 の半円

10

20

30

40

50

筒状区画 807 の面 841 (および内壁 805 の U 字形区画 809 の面 845) に対向する面 843 を含み、対向する壁 809b および 809c によってそこから離隔される。

【0072】

いくつかの実施例では、半円筒状の円弧セグメント 809a の面 843 は、第 1 の半円筒状アーチャ 810 の第 1 の開放面 841 から距離 D だけ離隔され、それによって、半円筒状の円弧セグメント 809a の直径とほぼ同じ直径の円形断面を有する円筒状部材は、半円筒状の円弧セグメント 809a 内に配置されてそれに当接したとき、再構築アーチャ 801 の第 1 の部分 811 内へと延在する。例えば、半円筒状の円弧セグメント 809a が 180° の円弧セグメントであるとき、平行な壁 809b および 809c は半円筒状の円弧セグメント 809a から (つまり、半円筒状の円弧セグメント 809a の面 843 から)、半円筒状の円弧セグメント 809a の半径よりも短い距離 D だけ延在する。いくつかの実施例では、半円筒状の円弧セグメント 809a の直径は約 5mm ~ 約 15mm であり、かかる円筒状部材が半円筒状区画 807 内に受容される円筒状部材と重なり合う量は約 1mm ~ 5mm である。

【0073】

図示されるように、対向する壁 809b および 809c は平行であり、半円筒状の円弧セグメント 809a は 180° の円弧セグメントである。しかし、別の方法として、対向する壁 809b および 809c は末広がりであることができ、かつ / または半円筒状の円弧セグメント 809a は 180° 未満の円弧セグメントであることができる。したがって、半円筒状の円弧セグメント 809a 内に嵌合するようにサイズ決めされた部材が U 字形アーチャ 820 内に配置されたとき、部材は U 字形アーチャ 820 の狭まりによって抑制されない。そのため、半円筒状の円弧セグメント 809a 内に嵌合するようにサイズ決めされた部材は、第 2 の部材が半円筒状アーチャ 810 内に配置されたときのみ、半円筒状アーチャ 810 内へと移動しないように抑制される。例えば、圧迫ねじ 204 が内壁 805 の U 字形区画 809 内に配置され、且つラグねじ 202 が内壁 805 の半円筒状区画 807 内に配置されたとき、圧迫ねじ 204 は U 字形区画 809 内に留まるように抑制され、ラグねじ 202 および圧迫ねじ 204 は協働して、ラグねじ 202 および圧迫ねじ 204 の一方または両方に加えられる力モーメントに抵抗する。しかしながら、ラグねじ 202 が内壁 805 の半円筒状区画 807 内に存在しない場合、圧迫ねじ 204 は、圧迫ねじ 204 に加えられる力に応答して移動することができ、それによって、圧迫ねじ 204 の屈曲または破損の発生が低減される。

【0074】

図 48 ~ 52 をさらに参照すると、順行アーチャ 802 は、釘 800 の外側面 800d に形成された第 1 の開口部 (または入口) 802a を含み、該第 1 の開口部 802a は、釘 800 の外側面 800d に形成された再構築アーチャ 801 の第 1 の開口部 (または入口) 801a に近接している。再構築アーチャ 801 の第 1 の開口部 801a は、釘 800 の外側面 800d 上のほぼ中心にあり、順行アーチャ 802 の第 1 の開口部 802a は釘 800 の外側面 800d 上の中心にはない。外側面 800d が内側面 800e よりも大きいヘッド 800b の非円形の断面形状は、順行アーチャ 802 の第 1 の開口部 802a をヘッド 800b 内で中心からずらして位置させるための付加的な表面積を提供し、また、順行アーチャ 802 が内側 - 外側面 M - L からずらして方向付けられたとき、円形の断面形状を有するヘッドと比べて強度を増加させることができる。

【0075】

それに加えて、再構築アーチャ 801 は、釘 800 の内側面 800e に形成された再構築アーチャ 801 の第 2 の開口部 (または出口) 801b が再構築アーチャ 801 の第 1 の開口部 801a に近接するように、大腿骨頸部の方向に方向付けられ、順行アーチャ 802 は、釘 800 の内側面 800e に形成された再構築アーチャ 801 の第 2 の開口部 801b に近接した位置で、内壁 805 に形成された第 2 の開口部 (または出口) 802b に向かって遠位側に方向付けられる。しかしながら、いくつかの実施例では、順行アーチャ 802 の第 2 の開口部 802b を釘 800 の内側面 800e に形成するこ

とができ、第2の開口部802bを再構築アパーチャ801の第2の開口部801bの近位側または遠位側に位置させることができる。

【0076】

図51および52に示されるように、出口開口部802bは、出口開口部802bの全体が再構築アパーチャ801の出口開口部801bに含まれるように、釘800の内側面800eに形成される。順行アパーチャ802および再構築アパーチャ801の所与の寸法に対して、出口開口部802bおよび801bを同一位置に置くことによって、釘800の内側面800eから除去される材料の量が低減される。上述したように、ヘッド800bの非円形の断面形状によって、ヘッド800bの構造的強度を維持したまま順行面APおよび内側-外側面M-Lが放射方向にオフセットすることと併せて、出口開口部802bおよび801bを同一位置に置くことが可能になる。

10

【0077】

いくつかの実施例では、図58および59に示されるように、釘800のヘッド800bは、5°の角度など、角度Dだけ軸体813から角度が付けられる。ヘッド800bの位置831における長軸800aの接線が、軸体813の位置833における長軸800aの接線に対して約5°の角度を成すようにして、屈曲が順行面APに形成される。図示されるように、ヘッド800bおよび軸体813は両方とも順行面APにおいてほぼ直線である。図59および60に示されるように、釘800は、順行面APも湾曲するようにして、順行面APに垂直に湾曲させられる。図60に示される曲線は、順行面APに垂直な1つを超える曲率半径を有する複合体である。

20

【0078】

当業者であれば理解するように、上記に記載し図面に図示した特定の実施例は例示のためのものであり、例示の実施例の構造および材料に様々な変更がなされてもよい。例えば、図45～47の非円形アパーチャは円形の半円筒状部分を有して示されているが、非円形アパーチャは、橢円形または長方形などの他の断面形状を有する半円筒状部分を有することができる。したがって、対応する形状を有する締結部材、すなわち、正方形、長方形、橢円形、三日月形、または他の断面形状を有する円筒状の締結具を使用することができる。さらに、非円形アパーチャは追加部分を有してもよく、それらは円筒状であってもなくてもよい。それに加えて、遠位端800c付近に位置するアパーチャ831, 832, 833の1つまたは複数は、第1の開口部が第2の開口部の近位側または遠位側に位置する軸線800aに対して垂直である以外の角度が付けられてもよい。さらに、一般に、長軸800aに垂直な面における軸体813の断面形状はほぼ円形であるが、軸体813の直径は長軸800aに沿って変動させることができる。例えば、軸体813の全体または一部分をテーパー状にすることができる。また、ヘッド800bは、例えば円形、橢円形、または多角形を含む、他の断面形状で形成することができる。しかし、ヘッド800bに対して他の形状が選択される場合、内側-外側面M-Lは依然として中心長軸800aを含み、再構築アパーチャ801の中心貫通軸801aに平行であるか、またはそれを含む。それに加えて、角度Aが約110°～約150°、または約120°～約130°であり得るように、横断アパーチャ801を方向付けられることができる。中央の穴832の中心貫通軸832aは、約20°～約75°、または約30°～約60°など、他の量だけ内側-外側面M-Lおよび順行面APからオフセットすることができる。角度Cは、約0°～約30°、約0°～約20°、または約10°～約15°であることができる。角度Dは、約0°～約20°、または約0°～約10°であることができる。中央の穴832の中心貫通軸832aは、約0°～約90°、または約0°～約45°の角度だけ順行面から放射方向にオフセットすることができる。

30

【符号の説明】

【0079】

100 髓内釘

102 近位区画

104 移行区画

40

50

1 0 6	遠位区画	
1 0 8	外側面、外側部	
1 0 9	内側面、内側部	
1 1 0	第1の面	
1 1 4	第1の丸みを付けた角	
1 1 6	第2の面	
1 1 8	近位側横断アーチャ	
1 2 0	円形アーチャ	
1 2 2	円形アーチャ	
1 2 8	近位端アーチャ	10
1 3 0	長手方向ボア	
1 3 2	ショルダー	
1 3 4、1 3 6	側部	
1 4 4	フィン	
1 9 0	上腕骨釘	
2 0 0	締結具アセンブリ	
2 0 2	ラグねじ	
2 0 4	圧迫ねじ	
2 1 0	ねじ切部分	
2 1 2	ヘッド区画、チャネル	20
2 1 4	ねじ切区画	
3 0 0	ツール	
3 0 2	ドリルビット	
3 0 4	ほぞノミ	
5 0 2	圧迫ペグ	
5 0 3	スロット	
5 0 4	キー	
5 0 6	ラチエット歯	
6 0 2	ラグねじ	
6 0 6	細長い本体	30
6 1 0	十字ねじ	
6 1 2	ヘッド部分	
6 1 4	ねじ切部分	
7 0 2	ラグねじ	
7 0 4	圧迫ペグ	
7 0 6	細長い本体	
7 0 8	ねじ切端部	
7 1 0	アーチャ	
7 1 2	キー	
8 0 0	釘	40
8 0 0 a	中心長軸	
8 0 0 b	ヘッド	
8 0 1	再構築アーチャ	
8 0 3	ショルダー	
8 0 5	内壁	
8 0 7	半円筒状区画	
8 0 9	第2のU字形区画	
8 1 0	半円筒状アーチャ	
8 1 1	第1の部分	
8 1 2	近位部分	50

- 8 1 3 軸体
- 8 1 4 遠位部分
- 8 2 0 第2のU字形アーチヤ
- 8 2 1 第2の部分
- 8 3 1 最近位側の穴
- 8 3 2 中央の穴
- 8 3 3 最遠位側の穴
- 8 4 1 第1の開放面

【図1】

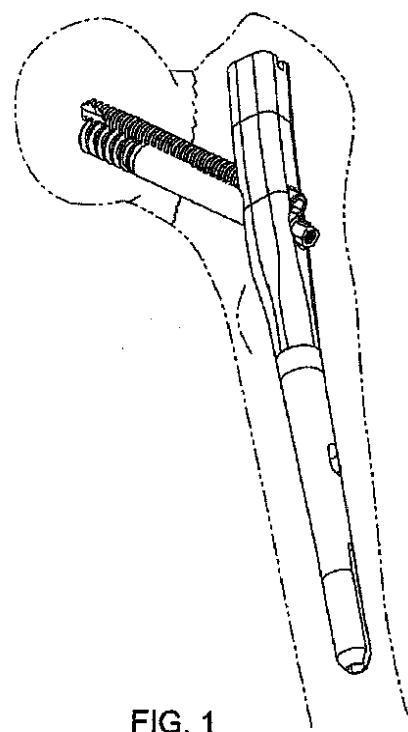


FIG. 1

【図1A】

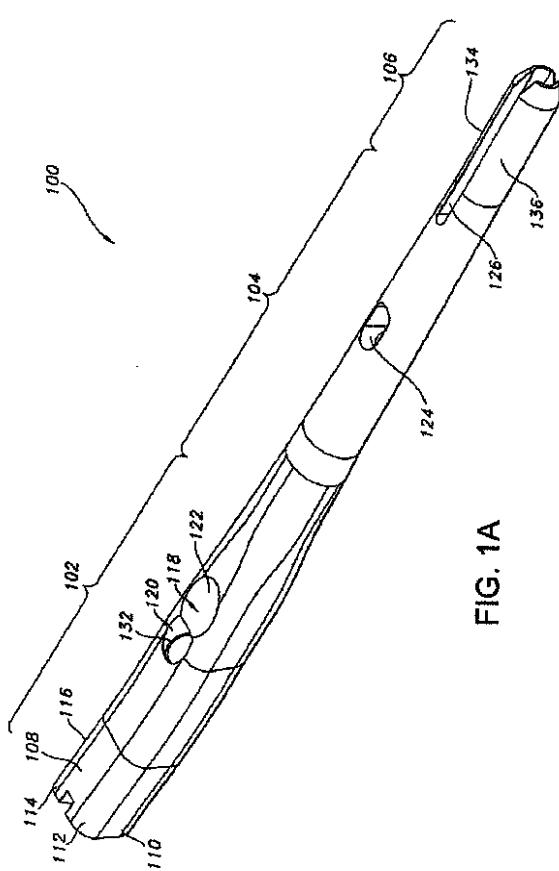


FIG. 1A

【図 1 B】

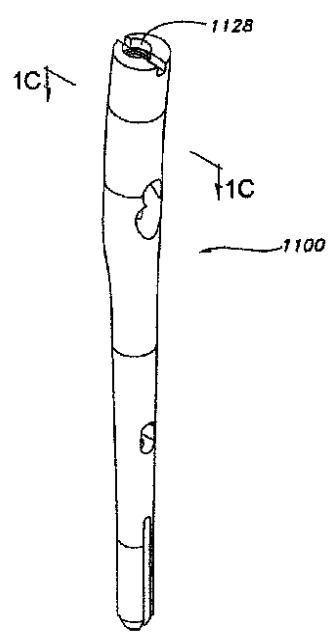


FIG. 1B

【図 1 C】

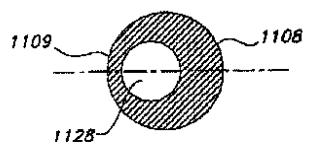


FIG. 1C

【図 1 D】

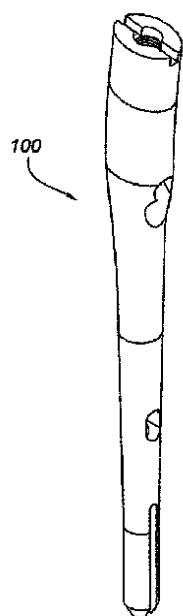


FIG. 1D

【図 2】

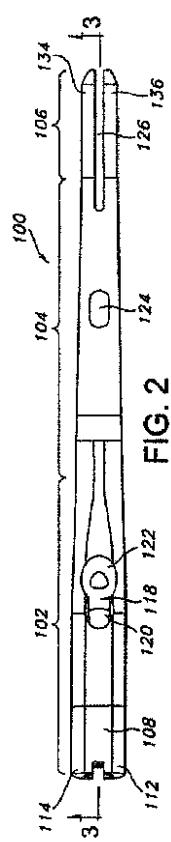


FIG. 2

【図3】

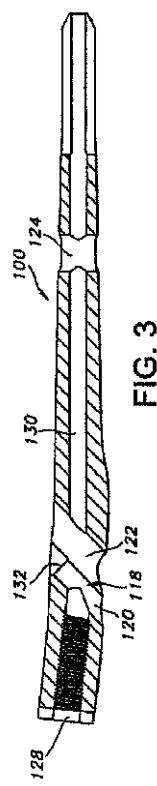


FIG. 3

【図4】

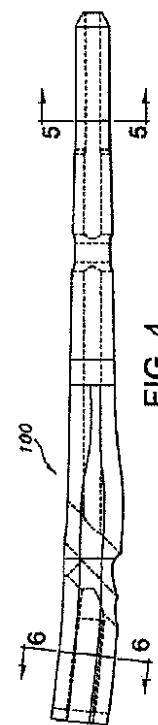


FIG. 4

【図5】

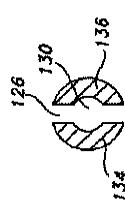


FIG. 5

【図6】

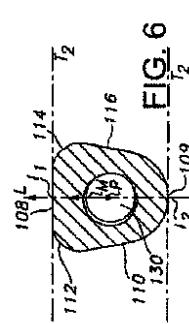


FIG. 6

【図7】

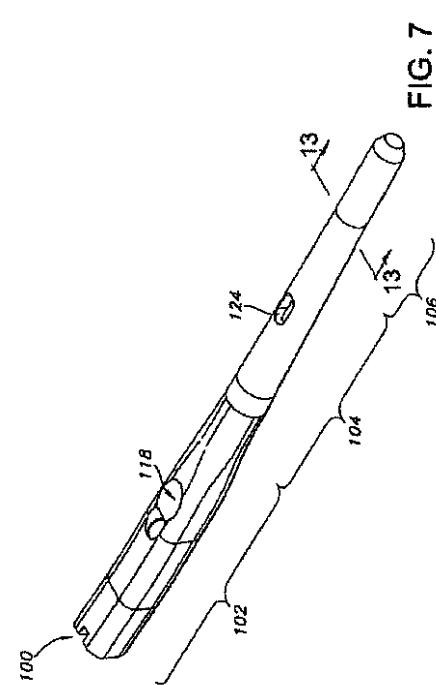


FIG. 7

【図 8】

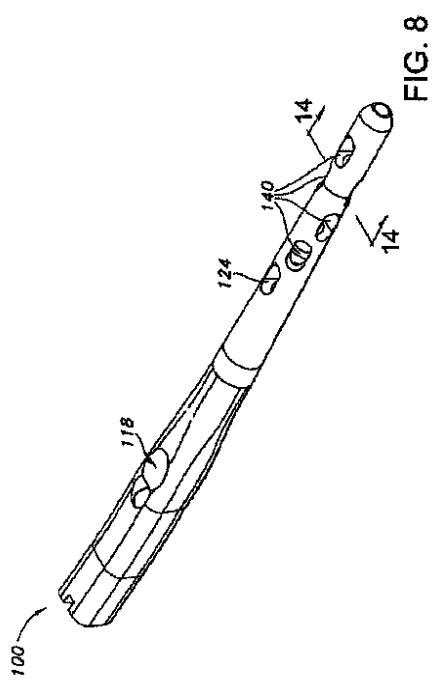


FIG. 8

【図 9】

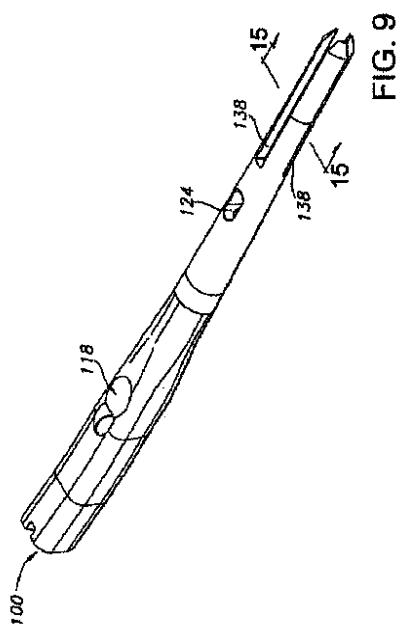


FIG. 9

【図 10】

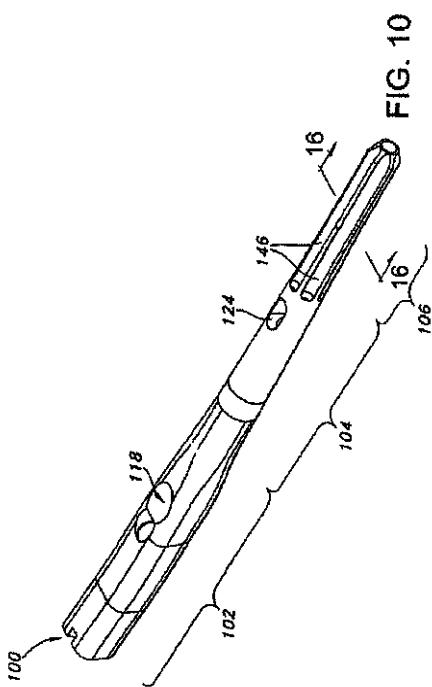


FIG. 10

【図 11】

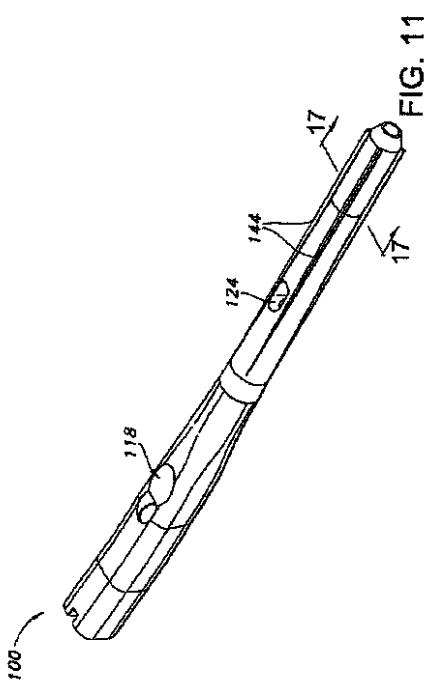


FIG. 11

【図12】

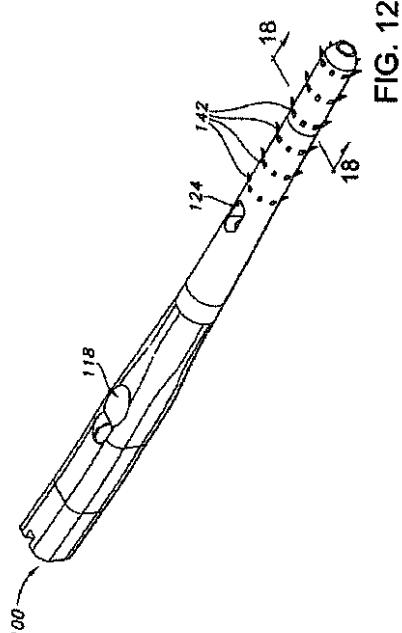


FIG. 12

【図13】



FIG. 13

【図18】

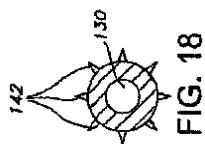


FIG. 18

【図19】

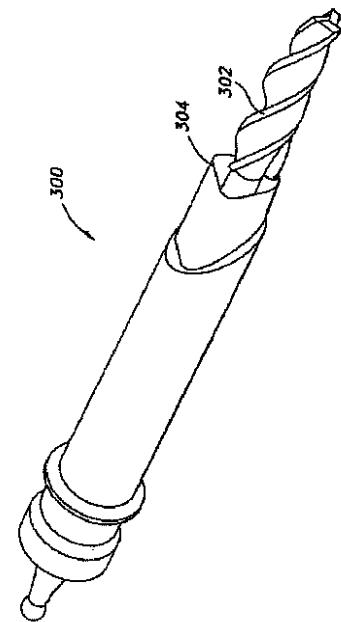


FIG. 19

【図14】



FIG. 14

【図15】

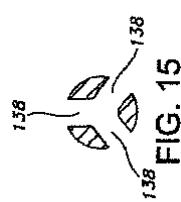


FIG. 15

【図16】

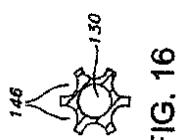


FIG. 16

【図17】

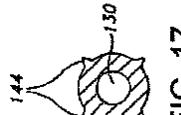


FIG. 17

【図20】

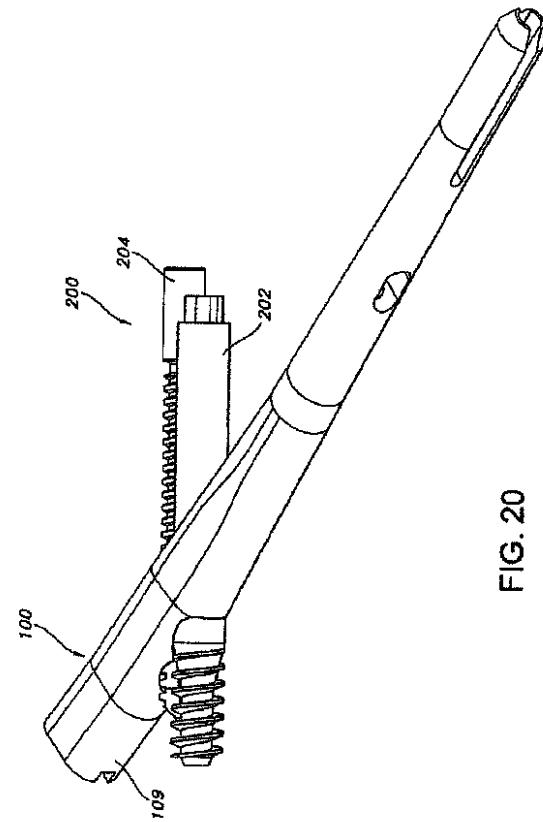


FIG. 20

【図21】

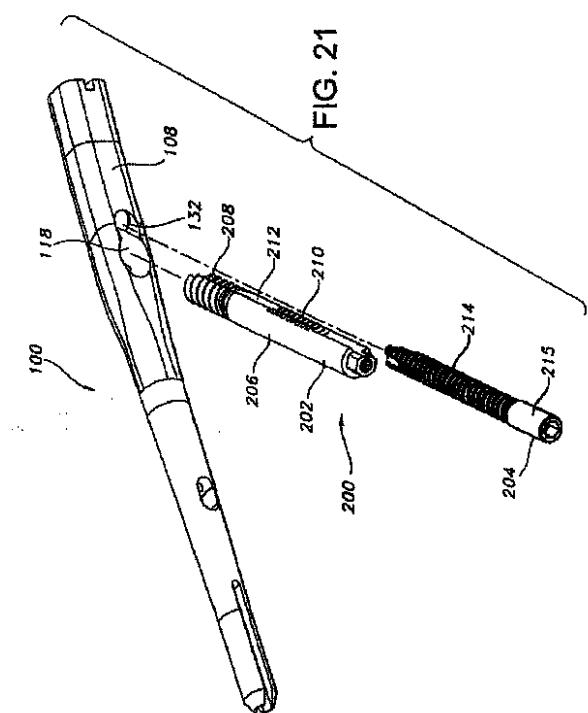


FIG. 21

【図22】

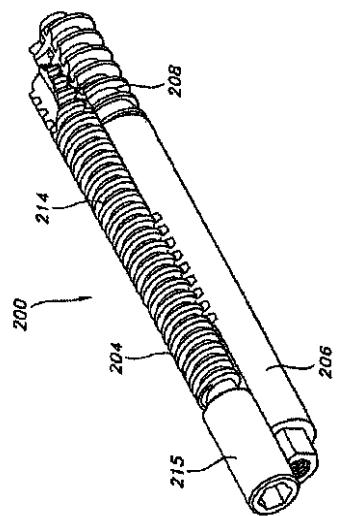


FIG. 22

【図23】

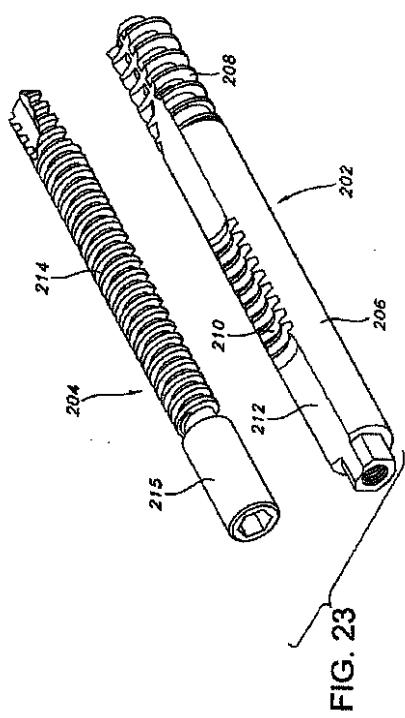


FIG. 23

【図24】

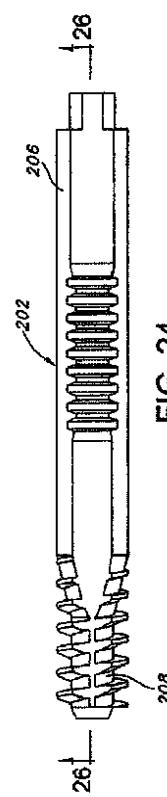


FIG. 24

【図25】

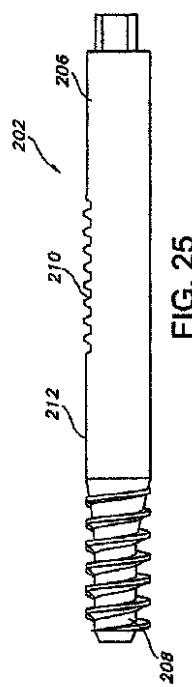


FIG. 25

【図26】

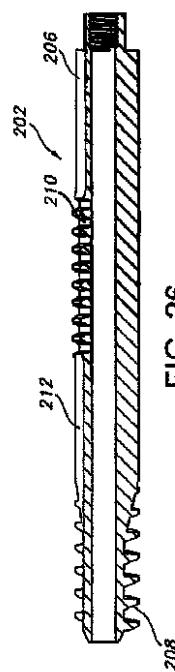


FIG. 26

【図27】



FIG. 27

【図28】



FIG. 28

【図29】

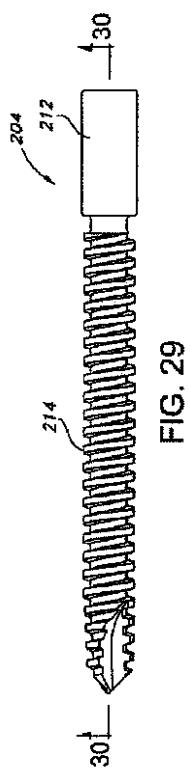
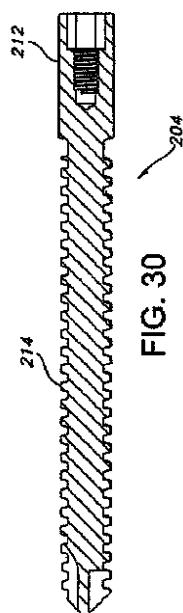


FIG. 29

【図30】



【図31】



FIG. 31

【図33】

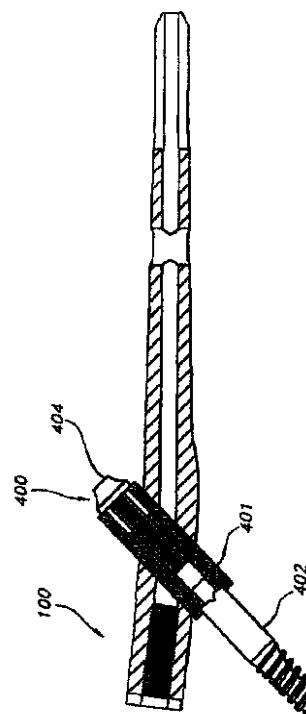


FIG. 33

【図32】



FIG. 32

【図34】

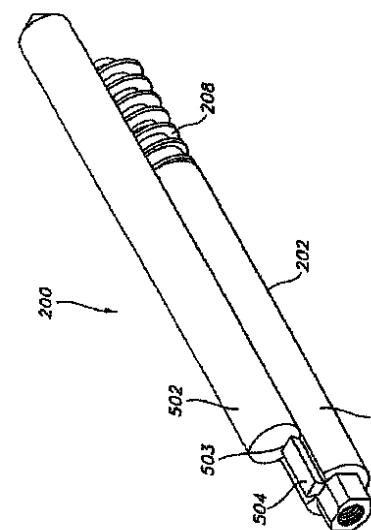


FIG. 34

【図35】

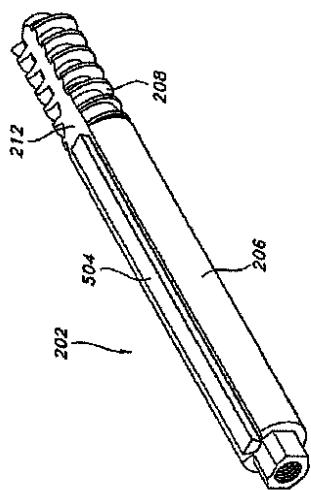


FIG. 35

【図36】

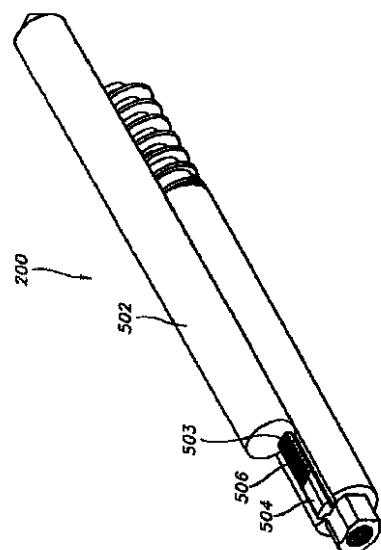


FIG. 36

【図37】

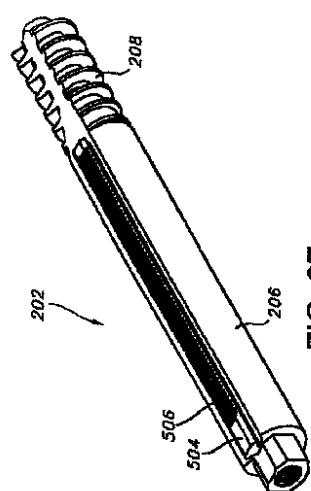


FIG. 37

【図38】

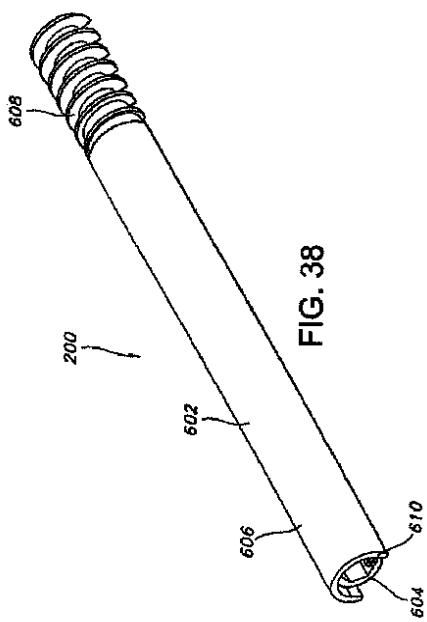


FIG. 38

【図39】

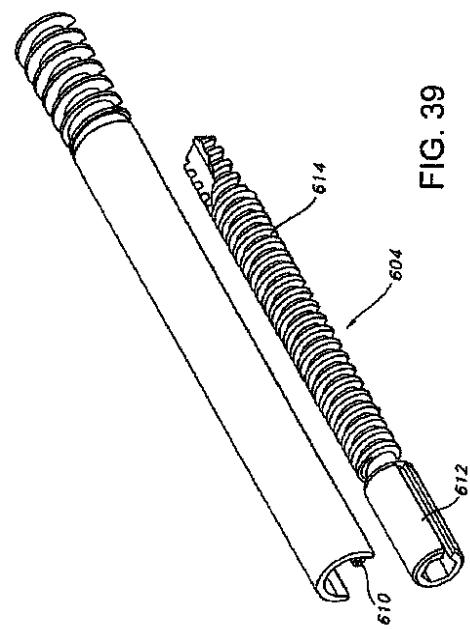


FIG. 39

【図40】

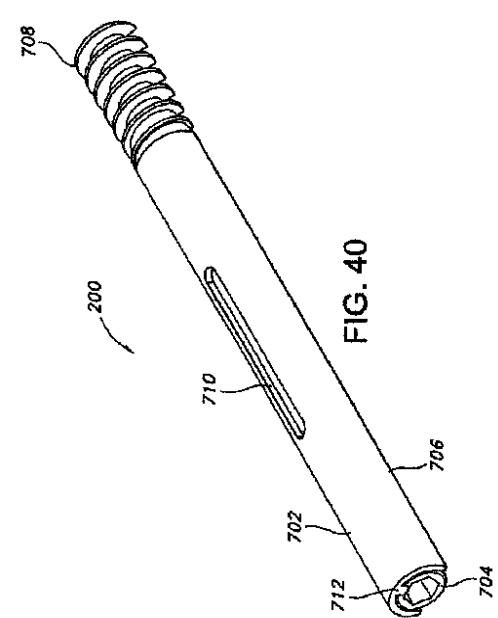


FIG. 40

【図41】

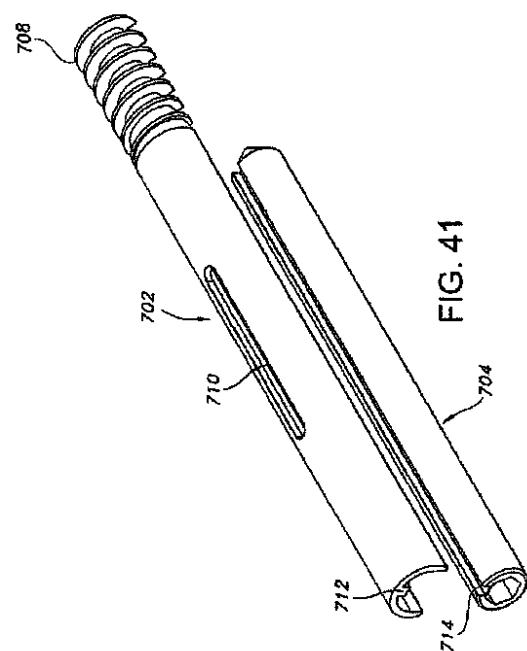


FIG. 41

【図42】

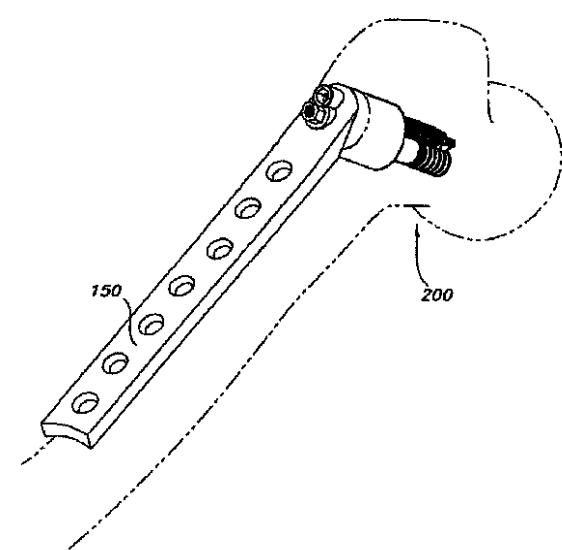


FIG. 42

【図43】

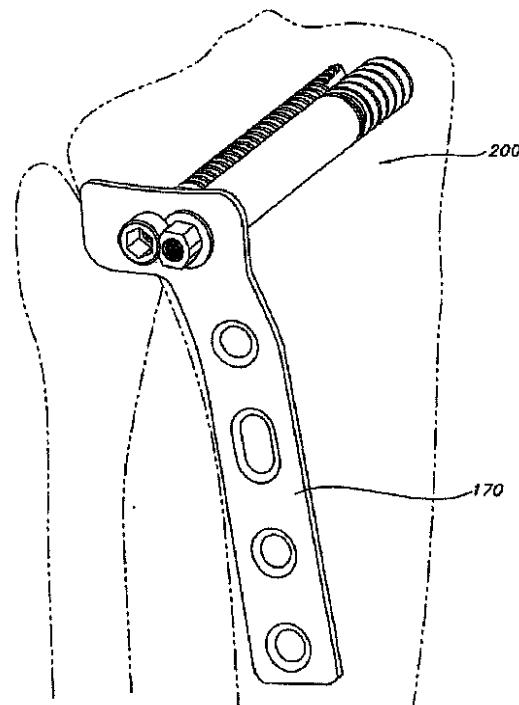


FIG. 43

【 図 4 4 】

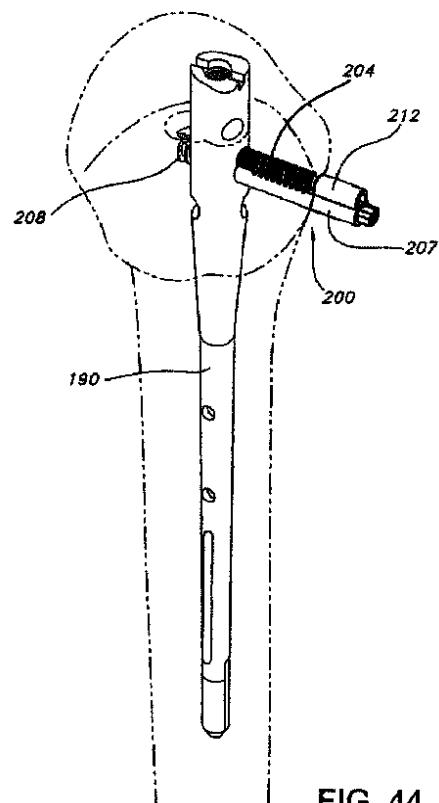


FIG. 44

【図45】

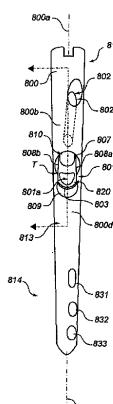


FIG. 45

【図46】

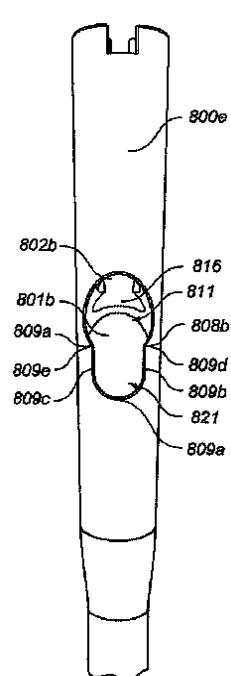


FIG. 46

【図47】

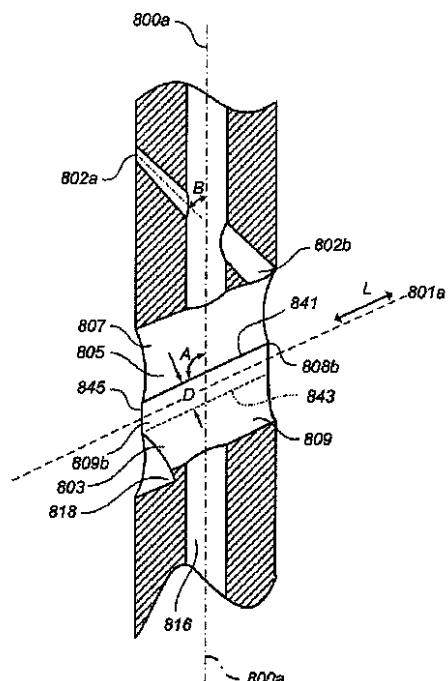


FIG. 47

【図48】

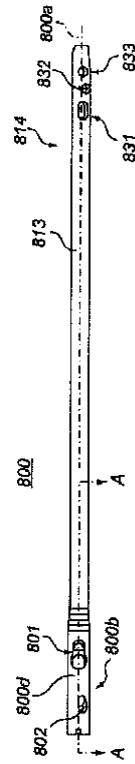


FIG. 48

【図49】

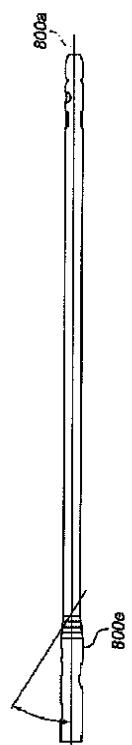


FIG. 49

【図50】

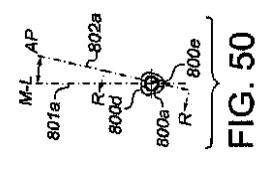


FIG. 50

【図51】

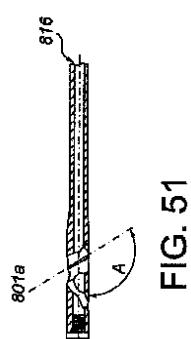


FIG. 51

【図52】

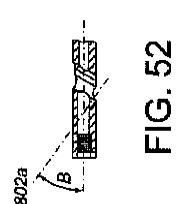


FIG. 52

【図 5 3】

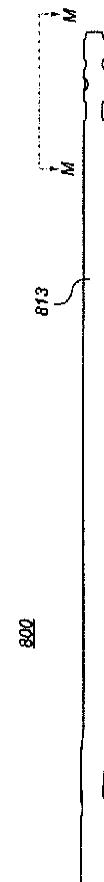


FIG. 53

【図 5 4】

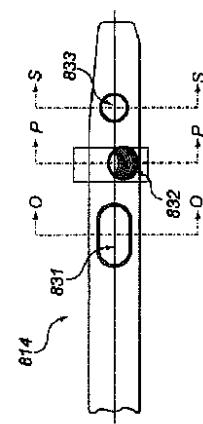


FIG. 54

【図 5 5】

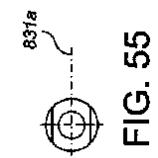


FIG. 55

【図 5 6】

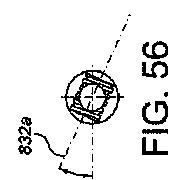


FIG. 56

【図 5 7】

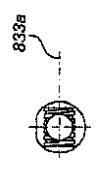


FIG. 57

【図 5 8】

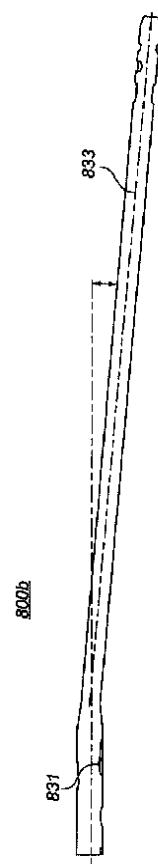


FIG. 58

【図 59】

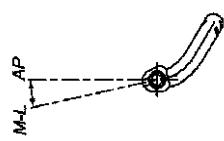


FIG. 59

【図 60】



FIG. 60

フロントページの続き

(72)発明者 コウスケ・ワタナベ

アメリカ合衆国・テネシー・38103・メンフィス・ハーバー・リヴァー・ドライブ・1208

(72)発明者 ロイ・サンダーズ

アメリカ合衆国・フロリダ・33629・タンパ・ビーチ・ドライブ・3611

審査官 井上 哲男

(56)参考文献 特開2007-125387(JP, A)

特表2000-513593(JP, A)

特表2007-515194(JP, A)

特開2007-125388(JP, A)

特開2005-205214(JP, A)

国際公開第2009/052294(WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17 / 72

A 61 B 17 / 74

A 61 B 17 / 76

A 61 B 17 / 78

A 61 B 17 / 58