

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6864620号  
(P6864620)

(45) 発行日 令和3年4月28日 (2021.4.28)

(24) 登録日 令和3年4月6日 (2021.4.6)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 17/86 (2006.01)

A 6 1 B 17/86

請求項の数 15 (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2017-533386 (P2017-533386)  
 (86) (22) 出願日 平成27年12月16日 (2015.12.16)  
 (65) 公表番号 特表2017-538546 (P2017-538546A)  
 (43) 公表日 平成29年12月28日 (2017.12.28)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/066194  
 (87) 国際公開番号 W02016/100570  
 (87) 国際公開日 平成28年6月23日 (2016.6.23)  
 審査請求日 平成30年12月13日 (2018.12.13)  
 (31) 優先権主張番号 62/092,740  
 (32) 優先日 平成26年12月16日 (2014.12.16)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
 米国 (US)

前置審査

(73) 特許権者 517211148  
 ネバダ ニューロサージェリー  
 アメリカ合衆国 89502 ネバダ州,  
 リノ, プリングル ウェイ 75 ナンバ  
 ー1007  
 (74) 代理人 110002572  
 特許業務法人平木国際特許事務所  
 (72) 発明者 セクホン, ラリ  
 アメリカ合衆国 89502 ネバダ州,  
 リノ, プリングル ウェイ 75 ナンバ  
 ー1007

審査官 家辺 信太郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨ねじ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

a) 第1及び第2の端部を有すると共に、該第2の端部に隣接する爪部と該第1の端部に隣接する雄ねじを有するねじ部とを含むアンカー部材であって、該爪部と該ねじ部とは骨内に挿入されるように構成されているアンカー部材と、

b) 第1及び第2の端部と内部を貫通して延びる穴とを有する、概して円筒形のスリーブ部材であって、該穴は少なくとも該第2の端部に隣接する部分においてねじ切り加工され、該スリーブ部材は少なくとも該第2の端部に隣接するねじ外面を含み、該ねじ外面は骨内に固定されるように構成されているスリーブ部材と、を備える骨ねじであって、

前記スリーブ部材の前記第2の端部は、前記アンカー部材の前記第1の端部を受け入れるように構成され、前記アンカー部材の前記ねじ部の前記雄ねじは、前記スリーブ部材の前記ねじ切り加工された穴のねじに係合するように構成され、

前記アンカー部材の前記爪部及び前記ねじ部は、それぞれ縦軸を有し、前記爪部の前記縦軸は、前記ねじ部の前記縦軸に対して角度をなすように構成されている骨ねじ。

【請求項 2】

前記爪部は、骨の成長を可能にするように構成されている請求項1に記載の骨ねじ。

【請求項 3】

前記爪部に、骨の成長を可能にするためのセレーション、溝、開口部、目盛り、及び隆起部のいずれか1つ又は複数が設けられている請求項2に記載の骨ねじ。

【請求項 4】

10

20

前記スリーブ部材の前記第 1 の端部は、骨固定器具に接続するように構成される頭部を含む請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の骨ねじ。

【請求項 5】

前記頭部は、前記スリーブ部材と一体形成されている又は前記スリーブ部材に接続されている請求項 4 に記載の骨ねじ。

【請求項 6】

前記頭部は、前記スリーブ部材の縦軸の周りを回転するように構成されている請求項 4 に記載の骨ねじ。

【請求項 7】

前記アンカー部材の前記第 1 の端部は、前記アンカー部材が前記スリーブ部材に接続された際に前記アンカー部材を安定させるための位置決め装置を受け入れるように構成されている請求項 4 に記載の骨ねじ。

10

【請求項 8】

前記アンカー部材の前記第 1 の端部は、前記位置決め装置の端部を受け入れる凹部を含む請求項 7 に記載の骨ねじ。

【請求項 9】

前記スリーブ部材の前記第 1 の端部の前記頭部は、前記位置決め装置を通すための開口部を含む請求項 8 に記載の骨ねじ。

【請求項 10】

前記開口部は、前記スリーブ部材の前記穴に通じる請求項 9 に記載の骨ねじ。

20

【請求項 11】

前記スリーブ部材は、更なる設定器具に係合する、前記頭部に隣接する 1 つ又は複数の凹部を含む請求項 10 に記載の骨ねじ。

【請求項 12】

前記爪部の前記縦軸と前記ねじ部の前記縦軸との間の前記角度は、 $15^{\circ}$  から  $45^{\circ}$  の間である請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の骨ねじ。

【請求項 13】

前記爪部は骨に固定するための突起を含む請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の骨ねじ。

【請求項 14】

30

前記骨ねじは、椎弓根ねじである請求項 1 ~ 13 のいずれか一項に記載の骨ねじ。

【請求項 15】

前記骨ねじの外表面は、骨の成長及び / 又は接着を促進するための物理的特性あるいは化学処理を施されている請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の骨ねじ。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

〔関連出願の相互参照〕

本出願は、2015 年 12 月 16 日に出願された米国特許出願第 62 / 092,740 号の優先権をパリ条約に基づき主張し、その開示内容全体が参照により本明細書に組み込まれる。

40

【0002】

本発明は、骨固定器具に関するものであり、特に、脊柱固定用の椎弓根ねじ等の骨ねじに関する。

【背景技術】

【0003】

脊椎の損傷又は変形を治す及び / 又は安定させるための様々な器具や補綴具 (protheses: プロテーゼ) が提案されている。そのような器具は、人工脊椎円板、核等を含む。該器具は、脊椎の既存の損傷部又は罹患部を交換するために用いられる。しかしながら、脊椎骨を、いかなる動きをも防ぐ又は低減するために、固定することが望ましい

50

又は必須である場合がある。このような固定器具は一般的に、椎弓根に埋め込まれて他の補綴具の固定具として機能する複数の椎弓根ねじを利用する。図1及び図2に、椎体101から延びる椎弓根102a及び102bを有する脊柱分節100を示す。図2は、当技術分野で知られている椎弓根ねじ200の配置を示す。このような椎弓根ねじ200は、椎弓根にねじ込まれるねじ部208と、ロッド206等の他の固定器具にそれぞれ接続する頭部204及び206を有する。

#### 【0004】

変性脊椎すべり症、峡部脊椎すべり症、減圧後の癒着、脊椎骨折、及び外科手術により修復された脊椎偽関節等の様々な状態の患者に対して脊椎の安定及び脊椎の固定を提供するのに、椎弓根ねじ固定システムが用いられている。剛性椎弓根ねじ/ロッド固定器具の出現により、特に変性円板疾患及び脊椎すべり症の治療のための関節固定術（すなわち、関節固定の外科手術）のスピードが劇的に上がった。関節固定術のスピードが上がったことに加え、剛性器具（rigid instrumentation）の使用は、外科医が脊椎すべり症を即座に保持、改善、又は完全に整復することを可能にし、これらの器具は、減圧術のための非常に積極的な戦略を可能にした。

#### 【0005】

図2に示すように、当技術分野で知られている一般的な椎弓根ねじ固定システムは、縦方向に相互接続され、椎弓根ねじ200等の椎弓根ねじを用いて隣接する脊椎骨に固定される複数の固体ロッド206からなる多部品デバイス（multi-component devices）である。これらのねじ及びその他の部品は、通常、ステンレス、チタン、又は他の許容できる埋め込み可能な材料、一般的には金属合金からなる。外科医は、これらの部品からいくつかを選び、患者の解剖学的及び生理的要求に適したシステムを構築する。椎弓根ねじは、長骨で用いられるねじと同様のものである。

#### 【0006】

椎弓根ねじは、埋め込み時には、穿設された又は椎弓根102a及び102bのそれぞれの海綿状中心軸を通して形成されたチャンネル内に挿入される。縦方向に接続している複数のロッド206は、通常2以上の脊椎骨にわたって設けられ、それらの脊椎骨を固定し、上記のように各ねじ200に接続される。各脊椎骨は、通常、両椎弓根内の椎弓根ねじを受け入れる。接続ロッド206は、脊椎の片側にわたって延びるロッドのそれぞれと対をなして設けられる。

#### 【0007】

ねじは、いくつかの機構を通して骨内での食い付きを保持する。引き抜き抵抗の源は、主にねじ山を用いることにより得られる。ねじ山を用いることで、周囲の骨材料との接触面積が増えるため、より強固な固定を得ることができる。なお、当技術分野では、ねじを脊椎骨の正中面に向けて配置すると、ねじと骨材料の接触量が増えるため、引き抜き抵抗を高めることができる。

#### 【0008】

骨ねじの引き抜きに対する抵抗が不十分なことは、現状の骨ねじに認識されている問題である。この問題は、骨粗しょう症の患者にみられるような骨質が悪い場合に直面される。ねじの骨への固定は、骨とねじ間の接触面積の量及びその接触の質に直接関係している。よって、骨とねじ表面間の直接接触面積が大きいほど、よりよい食い付きと固定が得られる。直径が大きい長いねじは、直径が小さい短いねじよりも、表面接触面積が大きいいため、よりよい固定を提供することができる。また、ねじと骨間の実際の接触面は骨密度によって決まる。これは、骨密度が高い骨の方が、骨密度が低い骨よりも、得られるねじ表面と骨材料間の直接接触面積が大きいためである。従って、骨密度が低い骨粗しょう症の患者は、正常な骨密度の患者よりも、ねじと骨間の表面接触面積が小さくなる。

#### 【0009】

ねじに対して常に前後に働くトグルの力によって生じるねじの緩みも、ねじ抜けの原因の1つである。これらの力は、脊椎の通常の屈曲及び伸張運動の間に発生し得る（Chao, C. K. et al. Increasing Bending Strength

10

20

30

40

50

h and Pullout Strength in Conical Pedicle Screws: Biomechanical Tests and Finite Element Analyses. J. Spinal Disorders & Techniques. 2008. 21 (2): 130-138, 2008)

。

【0010】

既知の椎弓根ねじの例は、米国特許第4,887,596号明細書及び第5,207,678号明細書に記載されている。最近では、更に特定の問題を解決するためのねじ及びねじシステムも提案されている。例えば、米国特許出願公開第2007/0299450号明細書に、カニューレ装着椎弓根ねじが記載されている。この文献では、椎弓根ねじに、中央カニューレ、又は該ねじの遠位端部に開口部を有する管が設けられている。埋め込み後は、カニューレ内及びねじと骨の接合部分内に骨セメントが注入される。

10

【0011】

米国特許第7,037,309号明細書には、セルフタッピング遠位端部を有する他のカニューレ装着椎弓根ねじが記載されている。この種のねじは、ねじの挿入前に穴を開ける必要がない。

【0012】

米国特許出願公開第2005/0182409号明細書及び第2008/0015586号明細書は、脊椎の動的安定化器具を教示しており、椎弓根ねじにかかるせん断応力の問題を対象としている。これらの文献において、器具は、可動素子に接続している頭部が設けられた複数の椎弓根ねじを有している。通常動作の間、これらの素子は圧縮力又は膨張力を吸収するように構成され、それによりねじに伝わる応力の量を減らす。これらの可動素子は、周知のロッドと比較して複雑な素子であることが多い。

20

【0013】

引き抜き耐性がある骨ねじが求められている。

【発明の概要】

【0014】

本発明は、一態様において、骨ねじ、特に、アンカー部及び該アンカー部に係合するように構成されたねじ付きスリーブ部を備える椎弓根ねじを提供する。アンカー部は、互いに角度をなしている角度付き爪部及びねじ部を有する。ねじ付きスリーブは、雄ねじ及び内部ねじ穴を有する。ねじ付きスリーブは、アンカー部のねじ部に外挿されるように構成されている。ねじ付きスリーブは、ねじ頭部に係合するように構成されているその近位端部に、スリーブ頭部を有する。ねじ頭部は、ロッド等の固定器具に係合するように構成されている。

30

【0015】

椎弓根ねじの挿入前に、脊椎骨の椎弓根を通して椎体内に通じるチャネルを形成することにより、椎弓根ねじの配置を容易にしてもよい。従って、椎弓根ねじを挿入することができ、それにより角度付き部が所定位置に押し込まれる。続いて、ねじ付きスリーブをアンカー部のねじ部に外挿し、ねじ頭部をスリーブ頭部上に取り付けることにより、固定器具の装着を容易にする。

40

【0016】

一態様において、スリーブ頭部及びねじ頭部は、ボール及びソケットジョイントを形成するように互いに係合される。ボール及びソケットジョイントは、ねじ頭部がスリーブ頭部に係合されたまま回転することを可能にする。他の実施形態において、角度付き爪部には、ねじ抜けに耐えるために、脊椎骨内に爪部を押し込むための更なるアンカーとして機能する突出部が設けられている。更なる実施形態において、アンカー部の角度付き部の表面に、周囲の骨材料と接触する爪部の表面積を増やすための薬物処理を施してもよい。これらの表面改質は、更に脊椎骨内に爪部を押し込むためのアンカーとしても機能し得る。このような表面改質は、スタッド及び隆起した突起部を含んでもよい。更なる実施形態において、角度付き部は、骨の成長を促進する穿孔部を有している。そのような骨の成長に

50

より、爪部が更に脊椎骨内に係止される。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 7 】

本発明の特徴は、添付の図面を参照してなされる以下の詳細な説明により更に明らかにされる。

【 0 0 1 8 】

【図 1】脊椎骨の平面図である。

【 0 0 1 9 】

【図 2】従来技術の椎弓根ねじを内部に含む脊椎分節の矢状横断立面図である。

【 0 0 2 0 】

【図 3】従来技術の 2 つの椎弓根ねじを有する椎骨の水平断面図である。

【 0 0 2 1 】

【図 4 A】一実施形態による椎弓根ねじの分解断面図である。

【 0 0 2 2 】

【図 4 B】図 4 A の椎弓根ねじを組み立てた状態の側面図である。

【 0 0 2 3 】

【図 5 A】図 4 B の椎弓根ねじの異なる構成の側面図である。

【図 5 B】図 4 B の椎弓根ねじの異なる構成の側面図である。

【図 5 C】図 4 B の椎弓根ねじの異なる構成の側面図である。

【 0 0 2 4 】

【図 6 A】一実施形態による椎弓根ねじの遠位部の側面図である。

【 0 0 2 5 】

【図 6 B】図 6 A の椎弓根ねじの斜視図である。

【 0 0 2 6 】

【図 6 C】椎弓根ねじの別の実施形態を示す図 6 A の B - B 線に沿った断面図である。

【 0 0 2 7 】

【図 7 A】他の実施形態による椎弓根ねじの遠位部の側面図である。

【 0 0 2 8 】

【図 7 B】図 7 A の椎弓根ねじの斜視図である。

【 0 0 2 9 】

【図 7 C】図 7 A の椎弓根ねじデザインの線 C - C に沿った別の実施形態の断面図である。

【 0 0 3 0 】

【図 8 A】一実施形態による別の椎弓根ねじの遠位部の側面図である。

【 0 0 3 1 】

【図 8 B】図 8 A の椎弓根ねじの斜視図である。

【 0 0 3 2 】

【図 8 C】図 8 A の椎弓根ねじの別の実施形態の線 D - D に沿った断面図である。

【 0 0 3 3 】

【図 9 A】一実施形態による別の椎弓根ねじの遠位部の側面図である。

【 0 0 3 4 】

【図 9 B】図 9 A の椎弓根ねじの斜視図である。

【 0 0 3 5 】

【図 9 C】図 9 A の椎弓根ねじの別の実施形態の線 E - E に沿った断面図である。

【 0 0 3 6 】

【図 1 0】椎弓根ねじの近位部の縦断面図である。

【 0 0 3 7 】

【図 1 1】他の実施形態による椎弓根ねじの近位部の縦断面図である。

【 0 0 3 8 】

【図 1 2】椎弓根ねじの近位部の斜視図である。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 9 】

【図 1 3】図 1 2 の構成と異なる椎弓根ねじの近位部の斜視図である。

【 0 0 4 0 】

【図 1 4】従来技術の椎弓根ねじ及び図 4 B の椎弓根ねじを内部に含む椎骨の水平断面図である。

【 0 0 4 1 】

【図 1 5】従来技術の椎弓根ねじ及び本発明の組立てられた実施形態を内部に含む脊椎分節の水平断面図である。

【 0 0 4 2 】

【図 1 6 A】本発明の実施形態による椎弓根ねじを配置するのに用いられる椎弓根器具の側面図である。

【 0 0 4 3 】

【図 1 6 B】図 1 6 A の椎弓根器具の斜視図である。

【 0 0 4 4 】

【図 1 7 A】図 1 6 A と異なる構成の椎弓根器具の側面図である。

【図 1 7 B】図 1 6 A と異なる構成の椎弓根器具の側面図である。

【図 1 7 C】図 1 6 A と異なる構成の椎弓根器具の側面図である。

【 0 0 4 5 】

【図 1 8】本発明の骨ねじの他の実施形態の概略側面図である。

【 0 0 4 6 】

【図 1 9】他の実施形態による骨ねじの平面図である。

【 0 0 4 7 】

【図 2 0】図 1 9 の骨ねじの側面断面図である。

【 0 0 4 8 】

【図 2 1 A】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 B】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 C】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 D】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 E】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 F】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 G】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【図 2 1 H】骨ねじ及び骨ねじシステムの一実施形態の概略側面図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 4 9 】

以下の説明は、様々な実施形態を参照してなされる。該説明は、主に椎弓根ねじ及び脊椎の安定化について言及する。しかしながら、当業者にとって、ここでいうねじはいかなる骨の固定又は固定化用途において及び/又はそのために用いることもできることが理解されよう。従って、ここで言及する椎弓根ねじ及び脊柱固定又は癒合は、本発明の特定の態様を例示するものであり、いかなる方法においても本発明を限定することを意図したものでないことが理解されよう。ここでいう骨ねじは、例えば、大腿骨、脛骨、腓骨、尺骨等の大きな骨に関わる用途や、頸椎に頸部プレート及びケージを取り付けるために用いることができる。従って、ここで「椎弓根ねじ」と言及するものはすべて、椎弓根に固定するために用いられる本発明の一態様による骨ねじであることが理解されよう。また、以下の説明は添付の図面と図示の要素を参照してなされ、それらの要素は1つ又は複数の参照番号により特定されることが理解されよう。特に説明がない限りは、それらの要素のうちいずれの要素の特徴もが、特定ののために用いられる参照番号が違っていても同等の要素に当てはまることを理解されよう。

【 0 0 5 0 】

本発明において、「遠位」及び「近位」という用語が用いられる。これらの用語は単に便宜上用いられるもので、いかなる方法においても本発明を限定することを意図したもの

10

20

30

40

50

ではない。「遠位」という用語は、骨に挿入される本発明のねじの端部に関して用いられる。「近位」という用語は、ねじが挿入される骨の外に延びている該ねじの反対側の端部を示すために用いられる。従って、これらの用語は本発明のねじの骨への配置に関する記述に用いられるものであるが、本発明は使用時のねじのみに限定されるわけではなく、骨と組み合わされたときのねじのみに限定されるわけでもないことが理解されよう。

【0051】

ここでいう「後部」及び「前部」という用語は、人間等の哺乳動物内における脊椎の位置に関して用いられる。なお、これらの用語は単に本発明の骨ねじの説明を容易にするために用いられるものであり、いかなる意味においても該ねじを限定するために用いられるべきでないことが理解されよう。

10

【0052】

当技術分野で知られているように、脊椎は複数の脊椎骨を含んでいる。図1は一般的な脊椎骨100の平面図である。脊椎骨100は、主に海綿質骨103の核からなる椎体101を含む。椎体101の外側部分は、密度が高く、海綿質骨103よりも硬質の皮質骨104である。脊椎骨100の後部は、椎弓根102a及び102bにより椎体101に接続されている。これらの椎弓根は、外側は硬質の皮質骨からなり、内側はより軟質の海綿質骨からなる。

【0053】

図2は、既知のデザインの椎弓根ねじ200が埋め込まれている隣接する腰椎を示す、脊椎分節の矢状横断断面図である。これらのねじは、それぞれ頭部202及び204を有する。図示のように、椎弓根ねじ200のそれぞれは、椎体101の椎弓根102a及び102bを通して海綿質骨103内に挿入されている。これら2つの椎弓根ねじは、別々の椎体内に挿入されている。これら椎弓根ねじ200の頭部202及び204は、2つの隣接する脊椎骨を安定させるために、ロッド206に接続されている。この安定化は、ねじ及びロッドが頑丈な「締め具」を形成して脊椎骨を所定の位置に保持することにより可能となる。これらの要素の組み合わせにより、複数の脊椎骨間の動きが抑制され、安定性が高まる。

20

【0054】

図3から分かるように、従来技術の2つの椎弓根ねじ200a及び200bは、椎体101内部に係合している。図示のように、椎弓根ねじのそれぞれは、各椎弓根102a及び102bを通過している。従来技術の椎弓根ねじ200a及び200bの本体部は、主にそれぞれねじ部300a及び300bからなる。また、これらのねじは、例えば頭部202及び204と接続するために球状であってもよい近位部301a及び302bを有しており、それにより図2に示すようにロッド206への接続が容易になる。

30

【0055】

図から分かるように、ねじ200a及び200bは、椎弓根102a及び102bを通過して椎体101内に挿入される。これは脊椎骨の解剖学的構造を利用しており、ねじ抜けに耐えられるように、骨と椎弓根ねじ間の接触面積を増やす。

【0056】

図4A及び4Bに、本発明の一態様による椎弓根ねじ400の部品を示す。椎弓根ねじ400は、アンカー部401とねじ付きスリーブ404を有する。アンカー部401は、遠位の角度付き部又は爪部403と、近位部のねじ部402からなる。近位のねじ部402は、雄ねじを有する軸からなる。図4に示すような一実施形態において、角度付き部又は爪部403は図示の四角断面形状を有するが、以下に説明するような他の断面形状を有してもよい。また、角度付き部又は爪部403は、遠位端部415におけるとがった先端部413等の先端部を有してもよい。先端部413は、好ましくは爪部403を脊椎骨100内に挿入するのを補助するために設けられる。ある実施形態においては、とがった先端部413は省いてもよく、又は同様の機能性を提供する他の構成と入れ替えてもよいことが理解されよう。また、本発明により、爪部は骨ねじのアンカーとしての機能を果たすことが理解されよう。

40

50

## 【 0 0 5 7 】

角度付き部又は爪部 4 0 3 の縦軸及びねじ部 4 0 2 の縦軸は、互いに角度をなしている。以下に詳述するように、角度付き部又は爪部 4 0 3 とねじ部 4 0 2 の間の角度は、様々な角度であってもよい。

## 【 0 0 5 8 】

一実施形態における角度付き部又は爪部 4 0 3 には、遠位端部 4 1 5 における突起 4 1 2 を設けてもよい。以下に詳述するように、突起 4 1 2 は、椎弓根ねじ 4 0 0 が脊椎骨 1 0 0 等の骨内に埋め込まれた後、特に骨の再生が起こった後に、固定力を高めるのに役立つ。

## 【 0 0 5 9 】

爪部 4 0 1 のねじ部 4 0 2 は、アンカー部 4 0 1 を安定させるための設定器具を受け入れる凹部 4 1 4 を含んでもよい。該設定器具は、ねじ付きスリーブ 4 0 4 を挿入時に案内するために用いてもよい。図 6 B に凹部 4 1 4 の例を示す。ここで、図示の凹部 4 1 4 は六角形状を有している。当然のことながら、凹部 4 1 4 の形状は、設定器具の形状に対応できるようになっている。従って、当然のことながら、凹部 4 1 4 は他のいかなる形状を有してもよい。以下に、アンカー部を安定させる他の手段を図 2 1 A ~ 図 2 1 H を用いて説明する。

## 【 0 0 6 0 】

ねじ付きスリーブ 4 0 4 は、近位端部 4 1 7 と遠位端部 4 1 8 を有する。ねじ付きスリーブは、その外面に雄ねじ 4 0 6 を有し、また、ねじ付きスリーブ 4 0 4 の遠位端部 4 1 8 と近位端部 4 1 7 の間に延びる内部穴 4 0 5 を有する。内部穴 4 0 5 の壁は、ねじ山、ここでいう雌ねじ 4 0 7 によりねじ切り加工されている。雄ねじ 4 0 6 は、ねじ付きスリーブ 4 0 4 の遠位端部 4 1 8 と近位端部 4 1 7 の間に延びている。また、ねじ付きスリーブ 4 0 4 は、スリーブ頭部 4 0 8 に係合されるねじ頭部 4 1 0 を有してもよい。図示の実施形態では、スリーブ頭部 4 0 8 としておよそ球状のものが示されているが、このような形状は、スリーブ頭部 4 0 8 及びねじ頭部 4 1 0 が図 1 0 に示すようにボール及びソケットジョイントを形成しているために、特に有利である。このように、本実施形態によるねじ頭部 4 1 0 は、スリーブ頭部 4 0 8 に接続されたまま様々な方向に動くことが可能である。なお、スリーブ頭部 4 0 8 は様々な形状を有してもよいことが理解されよう。

## 【 0 0 6 1 】

他の態様では、ねじ頭部 4 1 0 はスリーブ頭部 4 0 8 の一部として形成されるように、スリーブ 4 0 4 と一体形成されてもよい。他の態様では、ねじ頭部は、ねじが骨内に挿入される前若しくは挿入されている間、又は挿入された後にスリーブ頭部 4 0 8 に接続される独立した部品であってもよい。ねじ頭部 4 1 0 は、例えばスリーブ頭部 4 0 8 上に取り付けられてもよい。例えば、一態様においては、図 1 8 に示すようにねじ頭部 4 1 0 a はスリーブ 4 0 4 内に挿入される柱部 4 2 0 を有してもよい。一態様においては、そのような柱部 4 2 0 には、スリーブ 4 0 4 の雌ねじと協働するように構成されている雄ねじが設けられてもよい。頭部 4 1 0 a は、どのように柱部に固定されてもよい。

## 【 0 0 6 2 】

スリーブ頭部 4 0 8 は、ねじ 4 0 0 を脊椎骨 1 0 0 内に配置するのに用いることができる器具を通すための開口部 4 0 9 を含んでもよい。通路 1 0 0 0 は、図 1 0 に示すように、開口部 4 0 9 と内部ねじ穴 4 0 5 の間に延びる開口チャンネルを有している。通路 1 0 0 0 は、器具が開口部 4 0 9 を通って内部ねじ穴 4 0 5 に入ることを可能にする。通路 1 0 0 0 の半径は、アンカー部 4 0 1 及びねじ付きスリーブ 4 0 4 を脊椎骨 1 0 0 内に配置するのに用いられる器具によって異なってもよい。雌ねじ 4 0 7 は、ねじ部 4 0 2 のねじ山に係合するように構成されている。内部穴 4 0 5 の半径は、雌ねじ 4 0 7 がアンカー部 4 0 1 のねじ部 4 0 2 上にねじ込まれる際に、ねじ部 4 0 2 が穴 4 0 5 に挿入されるのに十分な大きさを有する。好ましい実施形態においては、穴 4 0 5 はアンカー部 4 0 1 のねじ部 4 0 2 の全長を受け入れるように構成されている。

## 【 0 0 6 3 】

ねじ頭部 4 1 0 は、当技術分野で知られているように、頭部 4 1 0 が固定器具に係合することを可能にする凹部 4 1 1 又は他の類似の構成を有する。例えば、固定器具は上記したようなロッド 2 0 6 を有してもよい。本発明は、用いられ得る固定器具の種類に限定されない。同様に、本発明は、ねじ頭部 4 1 0 のいかなる特定の形又は機能にも限定されない。

#### 【 0 0 6 4 】

椎弓根ねじ 4 0 0 を脊椎骨 1 0 0 内に挿入する方法を、本発明の一態様に基づいて説明する。通常、ねじ 4 0 0 の脊椎骨内への挿入又は埋め込みは、2段階の手順を有する。第1に、アンカー部 4 0 1 が椎弓根 1 0 2 a 又は 1 0 2 b のいずれかの椎弓根を通して椎体 1 0 1 内に挿入される。第2に、ねじ付きスリーブ 4 0 4 が、アンカー部 4 0 1 のねじ部 4 0 2 に外挿されることにより埋め込まれる。当然のことながら、ねじ付きスリーブ 4 0 4 が埋め込まれると、ねじ付きスリーブ 4 0 4 上に設けられた雄ねじが椎弓根骨に係合する。このようにしてねじ 4 0 0 が埋め込まれると、骨が通常の治癒過程においてねじ周りで再生することが可能となる。当然のことながら、そのような骨の再生ステップは脊椎骨内でのねじの保持力を高める。

#### 【 0 0 6 5 】

好ましい実施形態においては、アンカー部 4 0 1 の挿入前に、アンカー部 4 0 1 用のチャンネルがまず椎弓根及び椎体を通して形成され、少なくともアンカー部 4 0 1 の挿入を容易にするのを助ける。一実施形態において、このようなチャンネルは図 1 6 に示すような椎弓根プローブ 1 6 0 0 等の器具を用いて骨材料を取り除くことにより形成される。この例では、チャンネルは、アンカー部 4 0 1 の挿入を可能とするために、椎弓根プローブ 1 6 0 0 の遠位端部 1 6 0 1 を用いて、通路に沿って脊椎骨 1 0 0 内の骨材料を貫通して取り除く又は掘ることにより形成される。当然のことながら、上記したようなチャンネルを形成することは、アンカー部 4 0 1 を脊椎骨 1 0 0 内に挿入するための通路を形成することにより、ねじ 4 0 0 の挿入を容易にする。

#### 【 0 0 6 6 】

アンカー部 4 0 1 は、その近位端部 4 1 6 に力を加えて脊椎骨 1 0 0 内に押し込むことにより、脊椎骨 1 0 0 内に挿入される。この力は、例えば、当技術分野で知られている適切な手術用具を用いて近位端部 4 1 6 をハンマーで打ち込むことによって生成することができる。一実施形態において、アンカー部 4 0 1 は椎弓根プローブ 1 6 0 0 により形成された通路を通して脊椎骨 1 0 0 内に挿入される。アンカー部 4 0 1 は、椎弓根 1 0 2 a 又は 1 0 2 b を通して椎体 1 0 1 内に挿入される。アンカー部 4 0 1 の遠位端部 4 1 5 におけるとがった先端部 4 1 3 は、アンカー部 4 0 1 をチャンネルに挿入するのを容易にする。このとがった先端部 4 1 3 の形状は、アンカー部 4 0 1 が直面する抵抗を低減する。脊椎骨 1 0 0 内の骨が修復して新しい骨材料が成長すると、その骨材料は、例えばアンカー部 4 0 1 の角度付き部又は爪部 4 0 3 の周りで成長する。従って、突起 4 1 2 が骨材料に囲まれると、該突起 4 1 2 は角度付き部又は爪部 4 0 3 の他の部分と共に、ねじ 4 0 0 を該骨材料内で更に固定するように作用する。当然のことながら、このような固定化により、アンカー部 4 0 1 の引き抜き力に対する抵抗が高まる。同様に、骨の再生は脊椎骨に露出しているねじ 4 0 0 の様々なねじ表面の周りでも起こり、それにより、ねじの引き抜き抵抗が高まる。骨内でのねじの固定化を更に向上させるために、ねじ部分及び爪部分等に対して様々な化学処理又は他の処理を施してもよい。当然のことながら、アンカー部 4 0 1 及び特に角度付き部又は爪部 4 0 3 は、当該骨ねじのアンカーと呼ぶことができる。

#### 【 0 0 6 7 】

アンカー部 4 0 1 が脊椎骨 1 0 0 内に挿入される際に、角度付き部又は爪部 4 0 3 の全てが椎体 1 0 1 内に挿入されない場合は、その大部分が挿入されることが望ましい。ねじ部 4 0 2 は、椎弓根 1 0 2 a 又は 1 0 2 b のいずれか等の椎弓根内に収容される。好ましい実施形態においては、ねじ部 4 0 2 はその全体が椎弓根内に挿入されるが、一部が椎弓根の外に延びていてもよい。

#### 【 0 0 6 8 】

上記のように、アンカー部 401 が椎弓根内及び椎体内に挿入されると、ねじ付きスリーブ 404 を挿入すること又は埋め込むことができるようになる。ねじ付きスリーブ 404 は、椎弓根内に挿入され、アンカー部 401 のねじ部 402 に外挿される。上記のように、スリーブ 404 の埋め込み時には、アンカー部 401 を安定させるために設定器具を用いてもよい。開口部 409 は、そのような設定器具がねじ付きスリーブ 404 の近位端部 417 を通り、通路 1000 を通って内部穴 405 に入ることを可能にする。設定器具は、ねじ付きスリーブ 404 がアンカー部 401 のねじ部 402 に外挿されると、アンカー部 401 の凹部 414 に係合して、アンカー部 401 を安定して保持することができる。また、設定器具は、ねじ付きスリーブ 404 がアンカー部 401 のねじ部 402 に外挿される際に、ねじ付きスリーブ 404 を案内する役割も果たす。一実施形態においては、図 11 に示すように、スリーブ 404 上の雄ねじ 406 とスリーブ頭部 408 の接合部付近にスロット 1100 を設けてもよい。スロット 1100 は、スリーブ 404 をねじ部 402 に外挿するのを補助するための他の設定器具に係合するように構成されてもよい。従って、ねじ付きスリーブ 404 は、スロット 1100 に係合している器具を用いることにより、アンカー部 401 に外挿されてもよく、あるいは、スリーブ 404 は外科医により手動で埋め込まれてもよい。

10

#### 【0069】

上記のように、ねじ付きスリーブ 404 がアンカー部 401 に外挿されると、スリーブ 404 の雄ねじ 406 は、図 16 に見られるように椎弓根 102b 等の椎弓根の骨材料に係合する。該骨材料は、ねじ 400 に対して椎弓根内での食い付きを提供し、ねじ 400 と脊椎骨 100 が接する部分の表面積を増加させる。これらのねじと骨材料の係合は、引き抜き力に対する抵抗を更に高める。

20

#### 【0070】

ねじ付きスリーブ 404 がねじ部 402 に外挿された後、ねじ頭部 410 はスリーブ頭部 408 に係合することができる。ねじ頭部 410 は、配置後は、上記したボール及びソケット及びジョイント配置を考慮してスリーブ頭部 408 の周りを回転することができる。このようにして、ねじ頭部 410 は、例えばロッド 206 等の脊椎固定器具に接続できるように適宜配置することができる。当業者に知られているように、ロッド 206 は 2 つ以上の脊椎骨にわたる脊椎部分に沿って延び、そのような脊椎領域を安定させるために該脊椎部分に接続される。

30

#### 【0071】

当然のことながら、ここでいう椎弓根ねじ 400 は、既知の椎弓根ねじと同様に骨材料に係合するねじ部を含んでいるが、角度付き部又は爪部 403 により達成される更なる増強部分をも含み、それにより引き抜き抵抗を高めることができる。上記のように、ここで説明するねじ 400 により提供される引き抜き抵抗は、突起 412 を設けることにより更に高めることができる。

#### 【0072】

当然のことながら、本発明は、アンカー部 401 のいかなる特定の角度構成にも限定されない。例えば、図 5A ~ 図 5C に示す様々な別の配置を採用してもよい。図 5A ~ 図 5C に示す角度付き部又は爪部 403 とねじ部 402 の間の角度は、15°、30°、及び 45° である。本発明はアンカー部 401 のいかなる特定の角度にも限定されない。

40

#### 【0073】

本発明のねじ 400 は、更に引き抜き抵抗を高めるために変形することができる。例えば、図 6A 及び 6B に示すように、アンカー部 401 の角度付き部又は爪部 403b に、角度付き部又は爪部 403b の本体部分に沿って配置された 1 列以上の隆起した突起部又はくぎ等 600 を設けることができる。当然のことながら、突起部又はくぎは、特に一旦骨の再生が起こった後に骨内部においてアンカー部 401 の固定を更に強化するのに役立つ。図 6A、図 6B 及び図 6C に示す実施形態において、隆起した突起部又はくぎは通常角錐形状である。しかしながら、他の様々な形状をもとり得る。

#### 【0074】

50

図 6 C は、図 6 A の B - B 線に沿った角度付き部又は爪部 4 0 3 b の断面の例を示す。六角形の断面 6 0 1 a、五角形の断面 6 0 1 b、正方形若しくは長方形の断面 6 0 1 c、又は三角形の断面 6 0 1 d は、アンカー部 4 0 1 の異なる実施形態である。本発明は、角度付き部又は爪部 4 0 3 のいかなる特定の断面形状にも限定されない。

【 0 0 7 5 】

図 7 A 及び 7 B は、図 6 A 及び 6 B に示すくぎに代わる例を示す。この場合、アンカー部 4 0 1 は、1 列以上の目盛り 7 0 0 が設けられた角度付き部又は爪部 4 0 3 c を有する。図から分かるように、目盛りは半径方向外向き、及び、爪部の遠位端部とは離れた近位方向に突き出ている。

【 0 0 7 6 】

図 7 C は、角度付き部又は爪部 4 0 3 c の線 C - C に沿った断面を示す。六角形の断面 7 0 1 a、五角形の断面 7 0 1 b、正方形若しくは長方形の断面 7 0 1 c、又は三角形の断面 7 0 1 d は、角度付き部又は爪部 4 0 3 c がとり得る断面の他のすべての実施形態である。

【 0 0 7 7 】

図 8 A 及び図 8 B は、本発明のねじの引き抜き抵抗を高めるための更なる別の実施形態を示す。本実施形態では、爪部の角度付き部又は爪部 4 0 3 d には、上記したような 1 列以上の突起部又はくぎ等 8 0 0 が設けられている。図 8 A 及び 8 B の角度付き部又は爪部 4 0 3 d には、更に 1 つ以上の穿孔部 8 0 1 が設けられている。穿孔部は、角度付き部又は爪部 4 0 3 d の内腔に通じる開口部を有し、この内腔に向かって骨が成長することを可能とされる。当然のことながら、穿孔部に向けて骨が内部成長することにより、脊椎骨 1 0 0 内のアンカー部 4 0 1 の把持力が更に高まる。

【 0 0 7 8 】

図 8 C は、角度付き部又は爪部 4 0 3 d の線 D - D に沿った、該角度付き部又は爪部 4 0 3 d がとり得る六角形 8 0 2 a、五角形 8 0 2 b、正方形 8 0 2 c 及び三角形 8 0 2 d の断面の様々な実施形態を示す。角度付き部又は爪部 4 0 3 d の形状はこれらの形状に限定されない。穿孔部 8 0 1 の方向も、骨の内部成長を促進する目的によって異なり得る。8 0 1 a は、六角形の断面における穿孔部を示し、8 0 1 b は五角形の断面における穿孔部を示し、8 0 1 c は四角形の断面における穿孔部を示し、8 0 1 d は三角形の断面における穿孔部を示す。穿孔部 8 0 1 間の接続もまた、深さ、数及び方向によって可変であり、骨の内部成長を更に容易にするため、及び、引き抜き抵抗を更に高めるために変更してもよい。

【 0 0 7 9 】

ここで説明するねじの他の実施形態を図 9 A 及び図 9 B に示す。図 9 A 及び図 9 B において、アンカー部 4 0 1 は、「フック」形状を形成するように湾曲した角度付き部又は爪部 4 0 3 e が設けられている。なお、図 9 A 及び図 9 B の角度付き部又は爪部 4 0 3 e の表面は、必要に応じて上記のようにくぎ、目盛り、及び/又は穿孔部を含むように変形してもよい。

【 0 0 8 0 】

図 9 C に示すように、角度付き部又は爪部 4 0 3 e は、角度付き部又は爪部 4 0 3 e の線 E - E を横切る様々な断面を有することができる。角度付き部又は爪部 4 0 3 e の断面形状は、様々な実施形態として、六角形の断面 9 0 1 a、五角形の断面 9 0 1 b、四角形若しくは長方形の断面 9 0 1 c、又は三角形の断面 9 0 1 d のいずれであってもよい。

【 0 0 8 1 】

図 1 4 及び図 1 5 は、脊椎骨 1 0 0 に埋め込まれた一実施形態による椎弓根ねじ 4 0 0 を示す。これらの図は、椎弓根ねじ 2 0 0 等の既知の椎弓根ねじと比較して、本発明のねじがどのように骨材料を捕獲するかの違いを示している。

【 0 0 8 2 】

ねじ付きスリーブ 4 0 4 の雄ねじ 4 0 6 は、椎弓根 1 b の骨材料と共に食い付きを提供することもできる。突起 4 1 2 を設けると、脊椎骨 1 0 0 の骨材料への固定具として機能

10

20

30

40

50

し、また、引き抜き抵抗が高まる。つまり、当技術分野で知られている図示の椎弓根ねじ 200 は、椎弓根 102 a をまっすぐ貫通して椎体内 101 に入っているが、本発明の実施形態による図示のねじ 400 は、その角度付き部又は爪部 403 及びねじ部 402 が椎体 101 及び椎弓根 102 b と係合している。図から分かるように、ねじ 400 は、既知のねじ 200 よりも多くの骨材料に接触して該骨材料を把持している。

#### 【0083】

上記の通り、少なくともねじ 400 のアンカー部 401 が挿入される又は埋め込まれるチャンネルを形成するために、図 16 A 及び 16 B に示す椎弓根プロープ 1600 等の器具を用いてもよい。椎弓根及び椎体 101 から骨材料を掘り出すために、プロープ 1600 を脊椎骨内に挿入して押し込む。プロープ 1600 は、角度付遠位部 1601、中央部 1602、及び近位部 1603 を有する。図示の通り、遠位部 1601 は好ましくは器具の他の部分に対して角度を有している。当然のことながら、このような角度を設けることにより、上記のチャンネルを、アンカー部 401 の角度付き部を収容できるように形成することができる。

#### 【0084】

図 17 A ~ 図 17 C に示す通り、椎弓根プロープ 1600 は、遠位部 1601 と中央部 1602 の間にいかなる角度を有してもよい。当然のことながら、ねじ 400 の角度付き部 401 に設けられる角度に応じて、所望の椎弓根プロープを選択してもよい。

#### 【0085】

当該骨ねじの他の実施形態を図 19 及び図 20 に示す。図 19 及び図 20 において、上記の要素と同様のものは同様の参照番号で示すが、説明を分かりやすくするために「b」の文字を付した。図示の通り、骨ねじ 400 b は、スリーブ 404 b 及び固定（又は爪）部 401 b を有する。上記の通り、アンカー部 401 b は、骨内に形成される空洞に挿入されるように構成されている。アンカー部 401 b は、角度付き部又は爪部 403 b を含む。本実施形態において、角度付き部又は爪部 403 b は、概して平坦な第 1 の面 430、及び、溝又はセレーションを含む反対側の第 2 の面 432 を含む。当然のことながら、溝又はセレーションは、アンカー部 401 b を骨内に固定するのを補助する役割を果たす。具体的には、骨の成長が起これば、新たな骨材料がセレーションの内部に向けて成長し、それによりアンカー部を固定する。図 19 及び図 20 に示す実施形態では、角度付き部又は爪部 403 b の外面の一部に、任意で表面仕上げを施してもよい。このような構成は、ねじ、特にアンカー部 401 b を抜き出す必要がある場合に役立つ。そのような場合、セレーションのみを周囲の骨から抜き出すことにより、アンカー部 401 b の除去を容易にする必要がある。なお、セレーションは、任意で角度付き部又は爪部 403 b の全面に設けてもよいし、全く設けなくてもよい。後者の場合、必要に応じて角度付き部又は爪部 403 b に他の骨粘着仕上げ又は処理を施してもよい。

#### 【0086】

図 19 及び図 20 に示すスリーブ 404 b は、上記のものと同様である。具体的には、図 20 に示すように、スリーブ 404 b は、少なくともアンカー部 401 b の近位端部を受け入れるように構成された内部穴を含む。上記の通り、アンカー部 401 b の近位端部に隣接する部分は、スリーブ 404 b の内部穴に受け入れられる。上記の通り、スリーブ 404 b の内部穴と、アンカー部 401 b の該内部穴に受け入れられる部分の外面は、互いに共同するねじ山が設けられており、それによりスリーブ 404 b をアンカー部に外挿することができる。スリーブ 404 b の遠位部の外面は、当該骨内にねじ込まれるのに適したねじ切り 406 b が設けられている。

#### 【0087】

骨ねじの他の実施形態を図 21 A ~ 図 21 H に示す。図 21 A ~ 図 21 H も、骨ねじシステムの他の実施形態を示す。これらの図において、上記の要素と同様のものは同様の参照番号で示すが、説明を簡単にするために「c」の文字を付した。更に、図 21 A ~ 図 21 H に示すアンカー部 401 c は、上記のアンカー部 401 b と同様のものである。以下に、図 21 A ~ 図 21 H の実施形態を、骨への埋め込み方法の観点から説明する。図 21

Aは、骨ねじの埋め込みを補助するために用いられる挿入器具500を示す。挿入器具500は、近位端部502と遠位端部504を有する、細長いプローブ状構造を有する。挿入装置の少なくとも遠位端部504と隣接する部分には、506で示すねじ外面が設けられている。本実施形態の方法では、外側スリーブ404cは挿入器具500と組み合わせられる。図21Bに示すように、挿入器具500は、頭部410c及びスリーブ404cの穴を通して挿入される。具体的には、挿入器具の遠位端部504は、頭部410c及びスリーブ404cの近位端部を通して挿入され、スリーブ404cの遠位端部を通して突き出ることを可能とされる。

#### 【0088】

本実施形態では、挿入器具500の遠位端部504は、プローブ先端部508と、ねじ山506の遠位端部を形成する第1の接続部510が設けられている。図21Cに示すように、アンカー部401cの近位端部416cは、第2の接続部512を含む。第1及び第2の接続部510、512は、互いに係合されるように構成されている。例えば、図示の実施形態では、第1の接続部510は1対のつまみを含み、第2の接続部512は対応する1対のスロットを含み、これらのスロットは第1の接続部510のつまみを受け入れるように構成されている。なお、下記の目的のために他の接続形態を用いてもよいことが理解されよう。

#### 【0089】

図21Dは、組み合わせられたとき、つまり第1及び第2の接続部が互いに係合されたときのアンカー部401c及び挿入器具500を示している。

#### 【0090】

図21Eに示すように、挿入器具500がアンカー部401cに係合されると、スリーブ404cが挿入器具から滑り落とされ、(後述する)スリーブ404cの内部穴に設けられたねじ山が、アンカー部401cのねじ部402cに設けられたねじ山に係合することを可能とされる。このようなスリーブ404cとアンカー部401cの係合は、上記の構成と同様である。そして、スリーブ404cは上記と同様にアンカー部401cに外挿される。本発明から明らかな通り、スリーブ404cを回してアンカー部401cに固定するための手段は、いかなるものを用いてもよい。図21Fは、スリーブ404cが完全にアンカー部401cに外挿された後のシステムを示す。当然のことながら、スリーブ404cをアンカー部401cに固定するステップの間、挿入器具500を用いてアンカー部401cを保持及び安定させることができる。この点に関して、図21Gは、上記の手順の間、挿入器具500を保持するのに用いてもよい任意の取っ手514を示す。スリーブ404cがアンカー部401cに固定された後は、挿入器具500は第1及び第2の接続部の係合を解除することによって取り除かれてもよい。

#### 【0091】

図21Hは、本実施形態による骨ねじ400cが埋め込まれて挿入器具が取り除かれた後の、組立骨ねじ400cを示す。図示の通り、当然のことながら、アンカー部401cの角度付き部又は爪部403c及びスリーブ404cのねじ部406cは、骨材料(図示せず)に露出している。

#### 【0092】

上記の説明から理解されるように、本発明の骨ねじは、該骨ねじの骨材料への埋め込み固定を強化することにより、既知のねじに対し改良を提供するものである。

#### 【0093】

本発明のねじ及びねじ部品は、当業者に知られているいかなる材料からも形成することができる。例えば、ねじの要素は、ステンレス、チタン、チタン合金、ニッケルチタン合金(例えばNitinol(登録商標))、コバルトクロム合金等の金属又は金属合金、プラスチック及び/又は熱可塑性ポリマー(例えばPEEK(登録商標))、カーボンファイバー、若しくは他のいかなる材料、又は、一般的に骨ねじ材料と関連している材料の組み合わせから形成することができる。なお、本発明のねじ及びねじ部品の表面は、骨内の配置又は接着を向上するため又は骨の成長を促進するために、任意で他の既知の物質

10

20

30

40

50

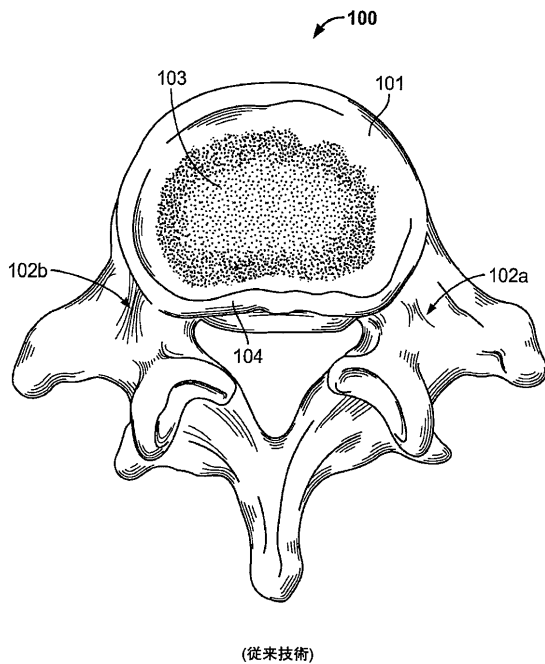
でコーティングされてもよい。例えば、一実施形態において、ねじの外面、又は、少なくとも埋め込み後に骨と接触するねじの外面部分は、ねじのオッセオインテグレーションを促進するために、ヒドロキシアパタイトでコーティングされ、それによりねじの引き抜き抵抗が高められてもよい。

【 0 0 9 4 】

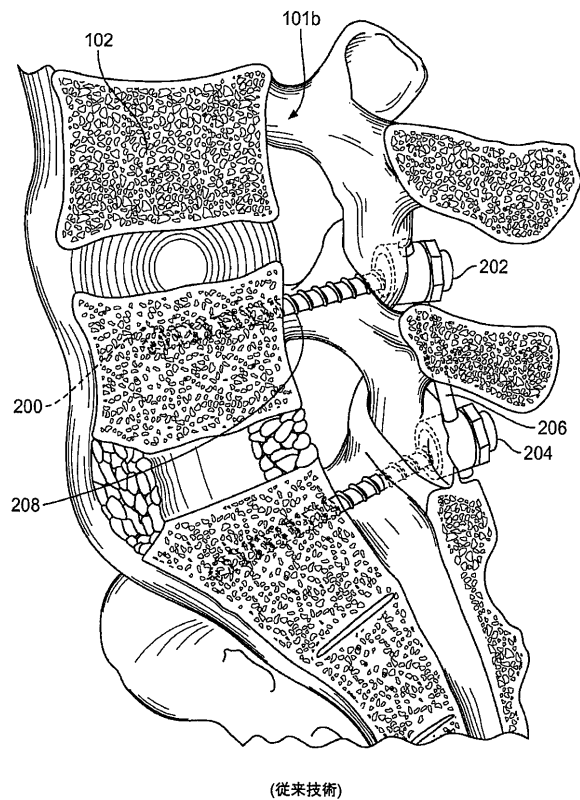
なお、上記の説明は特定の具体的な実施形態の参照を含むが、当業者にとってその様々な変形例が明らかであろう。上記に挙げた例は、単に例示を目的としたものであり、いかなる方法においても限定を意図したものではない。添付した図面も、単に本発明の様々な態様を例示することを目的としたものであり、いかなる方法においても拡大解釈又は限定解釈を意図したものではない。添付の請求項の範囲も、上記に記載の好ましい実施態様により限定されるべきでなく、概して本明細書と一致した最も広範な解釈を与えられるべきである。ここに引用したすべての従来技術は、その開示内容全体が参照により本明細書に組み込まれる。

10

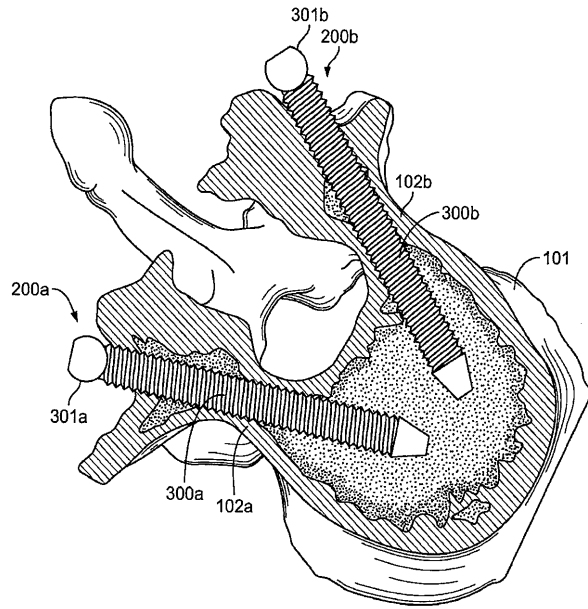
【 図 1 】



【 図 2 】

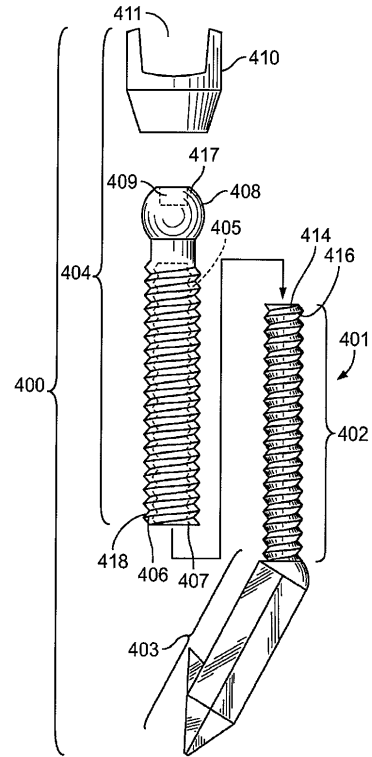


【図 3】

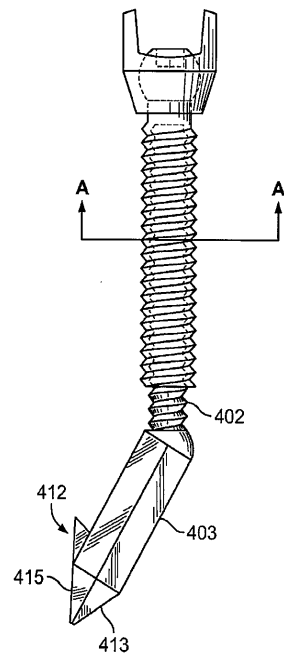


(従来技術)

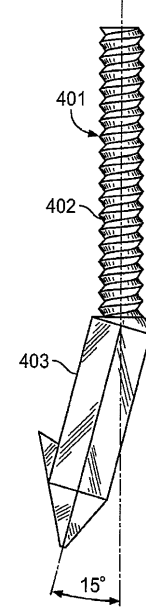
【図 4 A】



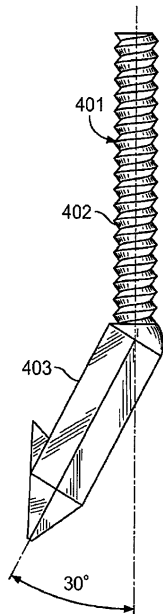
【図 4 B】



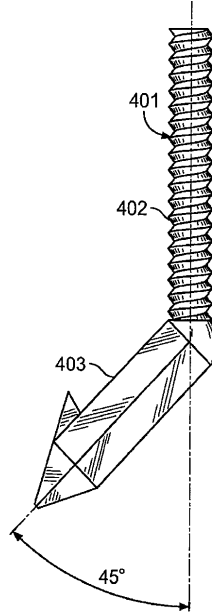
【図 5 A】



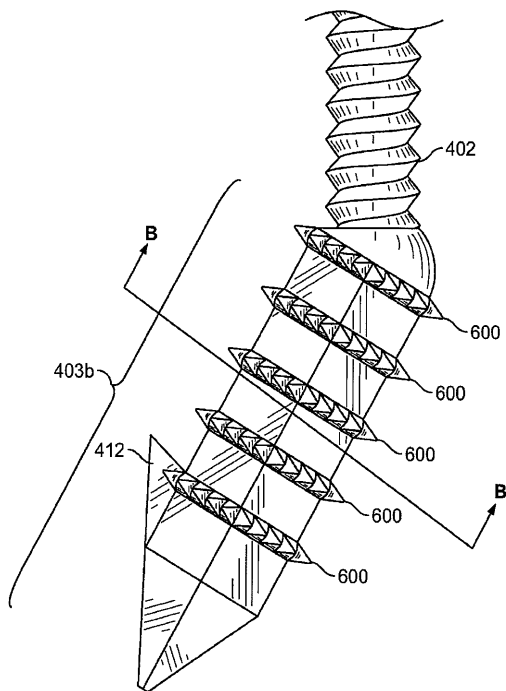
【図 5 B】



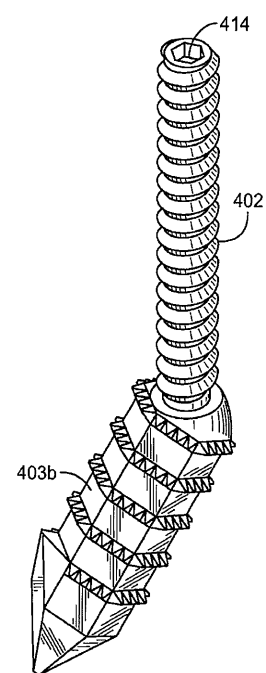
【図 5 C】



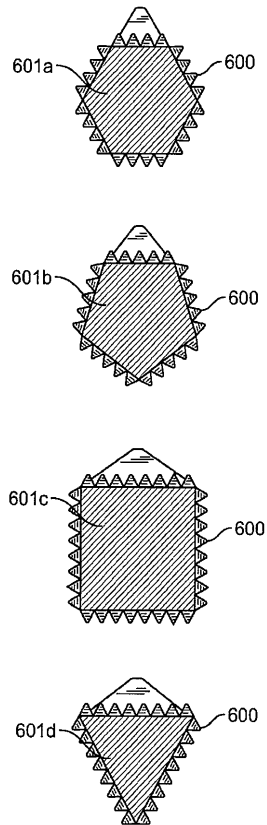
【図 6 A】



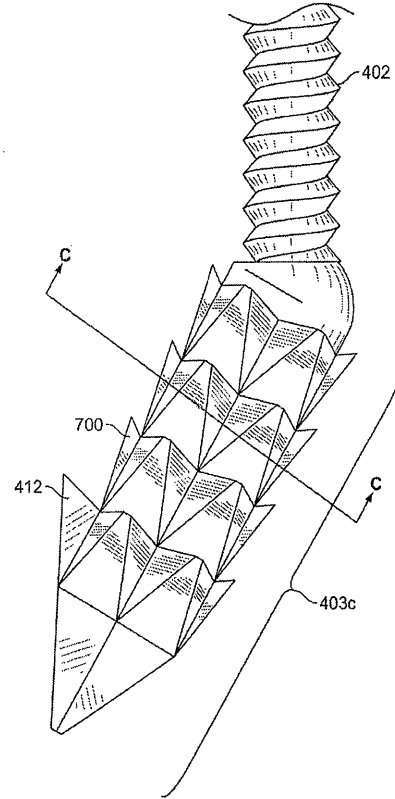
【図 6 B】



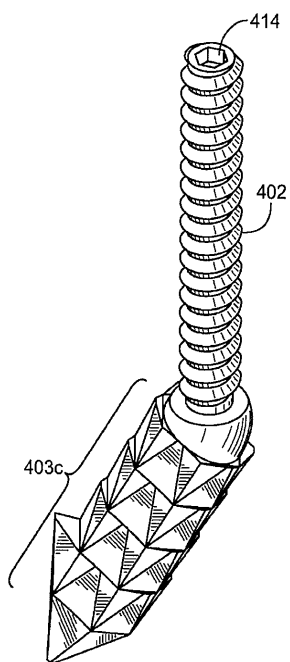
【図 6 C】



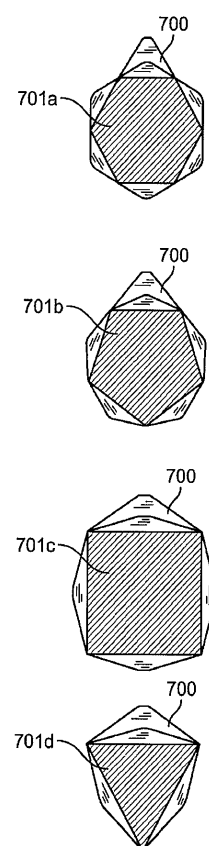
【図 7 A】



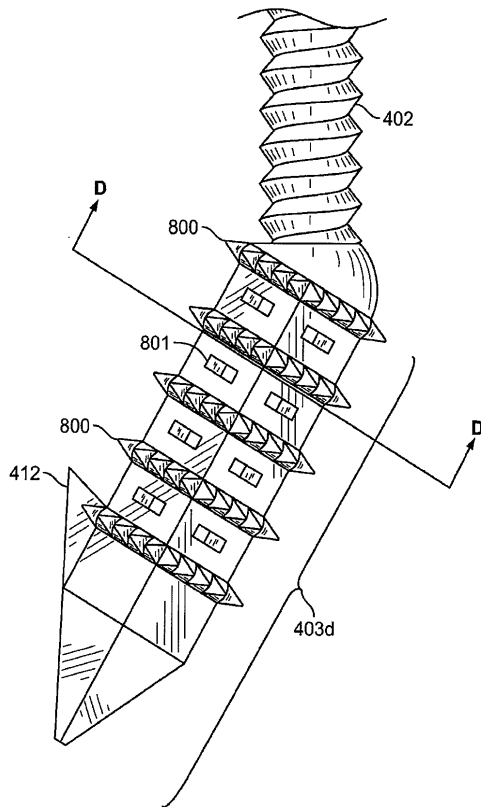
【図 7 B】



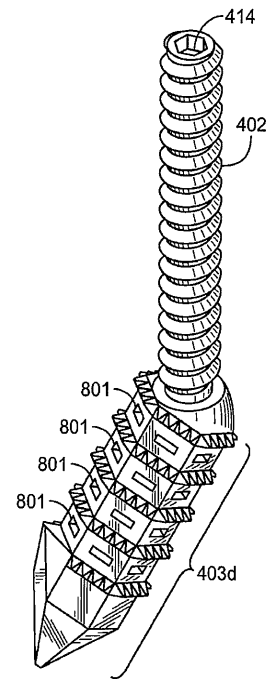
【図 7 C】



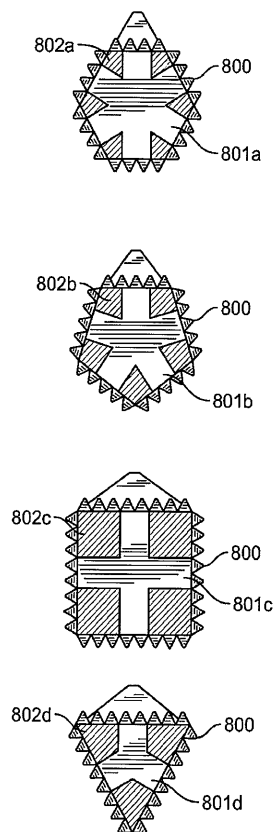
【図 8 A】



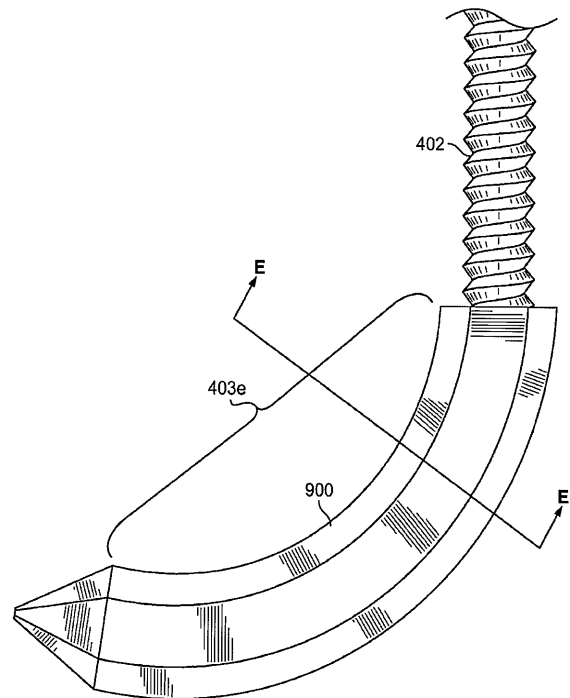
【図 8 B】



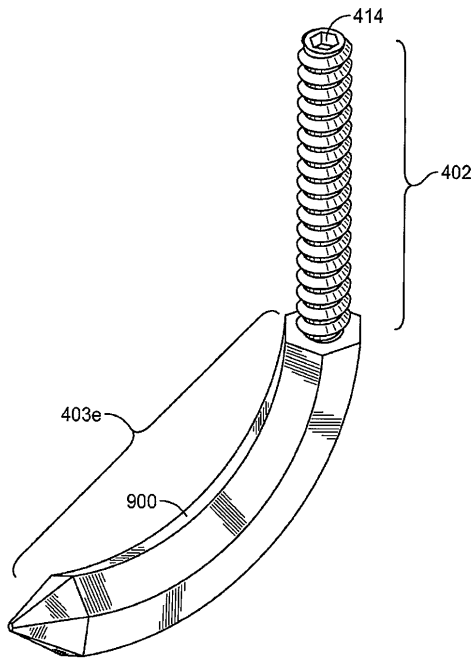
【図 8 C】



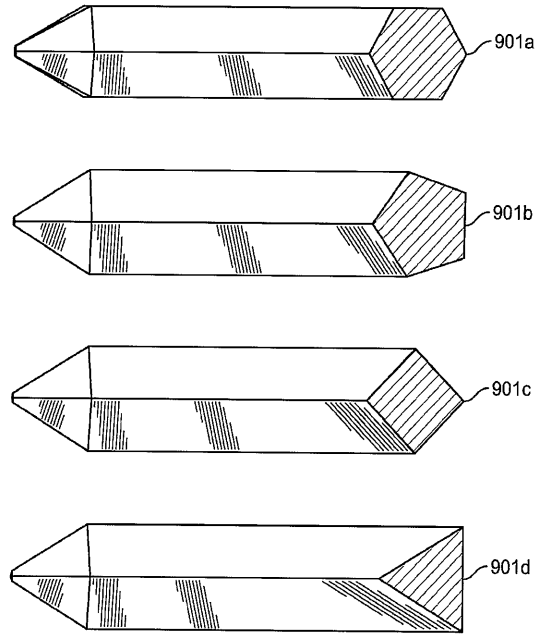
【図 9 A】



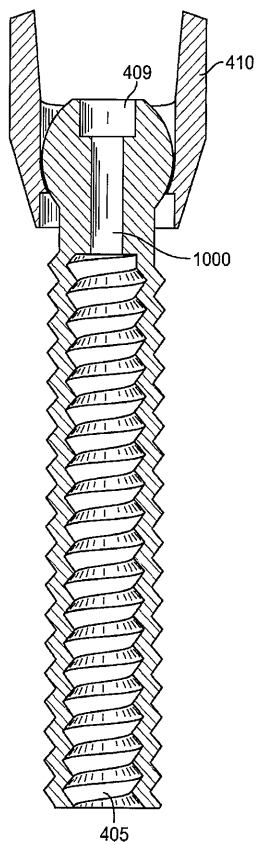
【図 9 B】



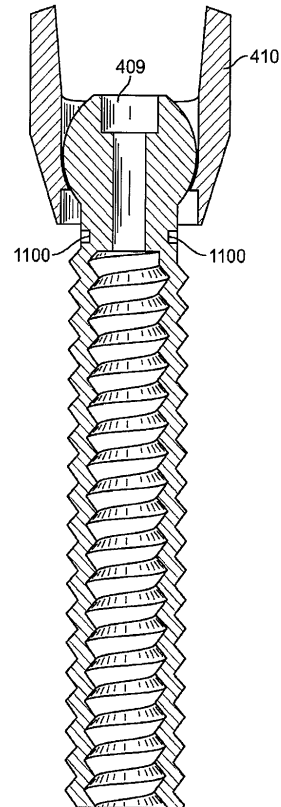
【図 9 C】



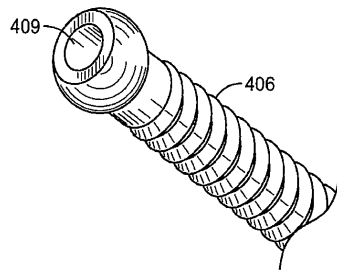
【図 10】



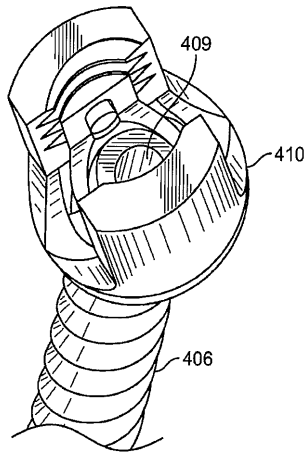
【図 11】



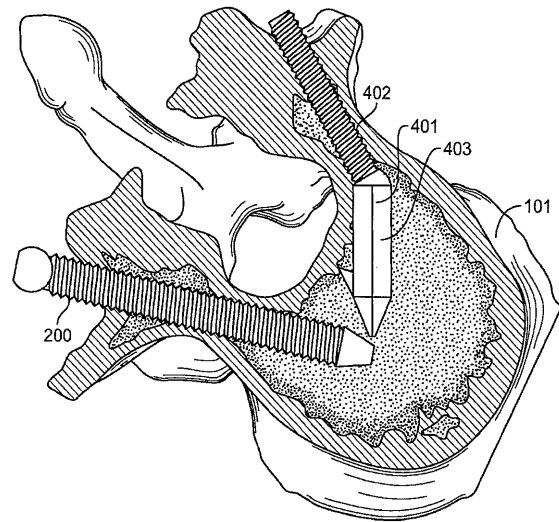
【図 12】



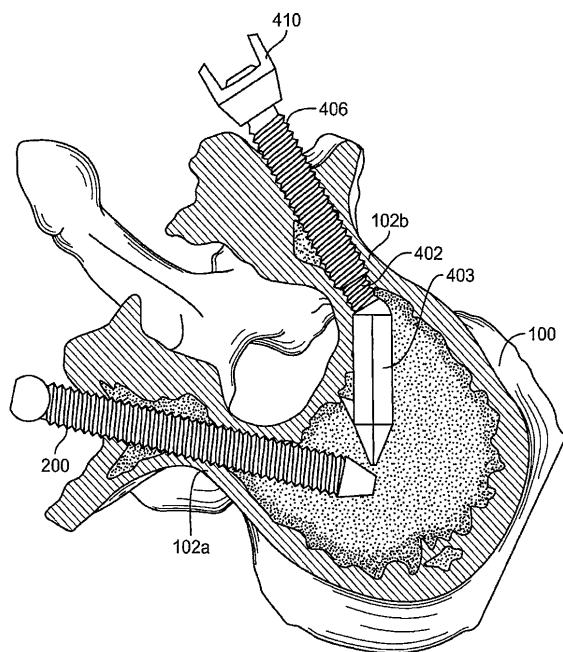
【図 13】



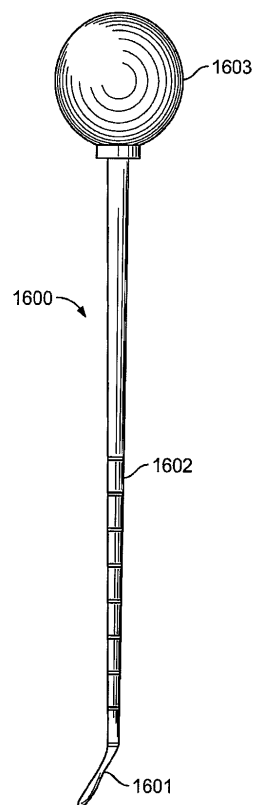
【図 14】



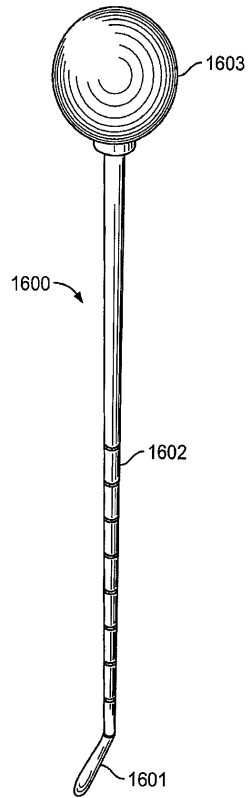
【図 15】



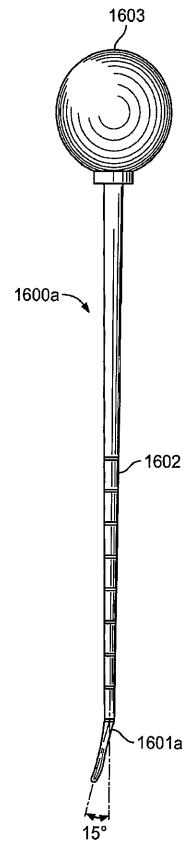
【図 16 A】



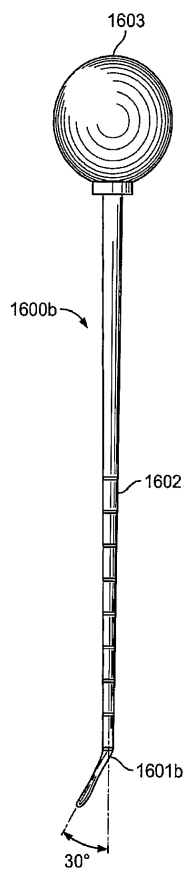
【図 16 B】



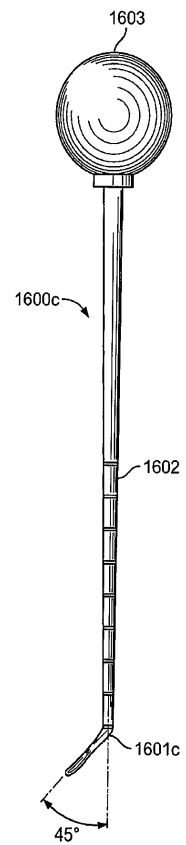
【図 17 A】



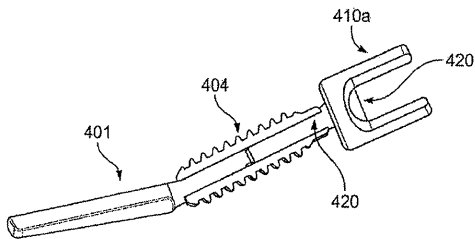
【図 17 B】



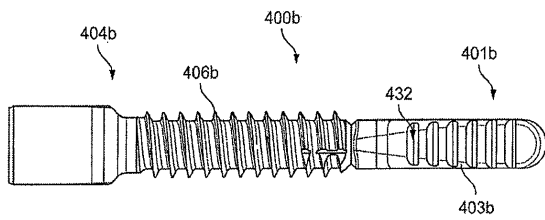
【図 17 C】



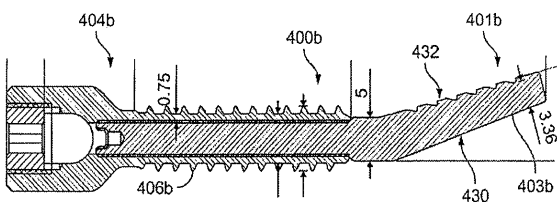
【図 18】



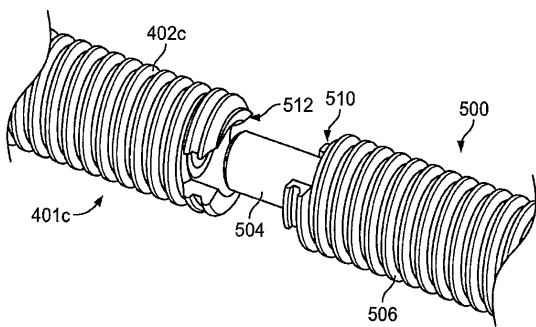
【図 19】



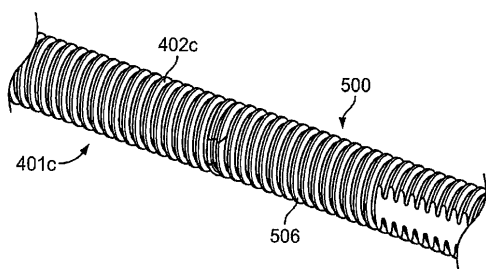
【図 20】



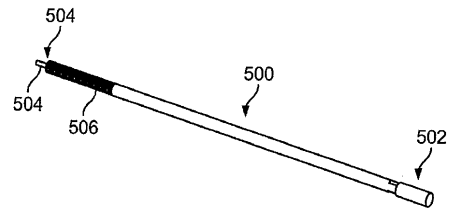
【図 21 C】



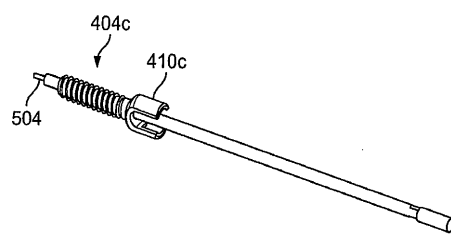
【図 21 D】



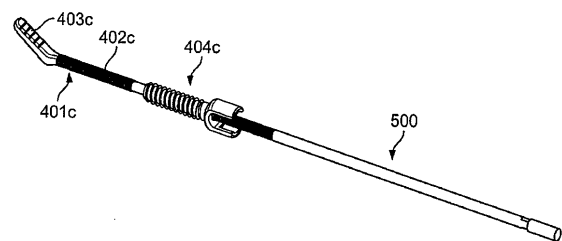
【図 21 A】



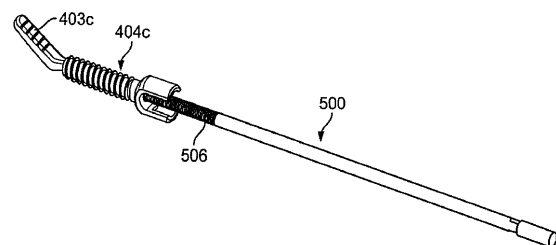
【図 21 B】



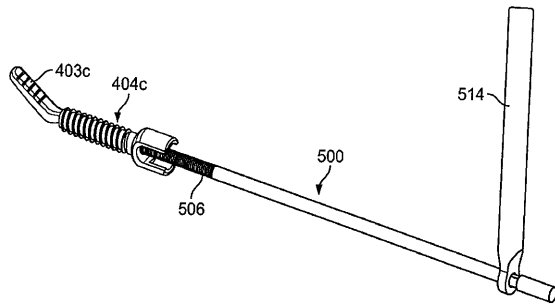
【図 21 E】



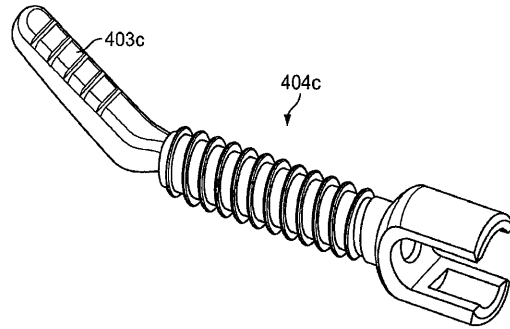
【図 21 F】



【図 21 G】



【図 21 H】



---

フロントページの続き

(56)参考文献 特表2011-518020(JP,A)

米国特許出願公開第2014/0107712(US,A1)

米国特許出願公開第2005/0143735(US,A1)

米国特許出願公開第2014/0277187(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl.,DB名)

A61B 17/56 - 17/92