

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5921836号
(P5921836)

(45) 発行日 平成28年5月24日(2016.5.24)

(24) 登録日 平成28年4月22日(2016.4.22)

(51) Int.Cl.

A 61 B 17/56 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/56

請求項の数 9 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2011-185819 (P2011-185819)
 (22) 出願日 平成23年8月29日 (2011.8.29)
 (65) 公開番号 特開2012-45392 (P2012-45392A)
 (43) 公開日 平成24年3月8日 (2012.3.8)
 審査請求日 平成26年8月28日 (2014.8.28)
 (31) 優先権主張番号 12/871,189
 (32) 優先日 平成22年8月30日 (2010.8.30)
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 507083478
 デピュイ・ミテック・エルエルシー
 アメリカ合衆国、02767 マサチュー
 セッツ州、レインハム、パラマウント・ド
 ライブ 325
 325 Paramount Drive
 , Raynham, Massachusetts 02767 United States of America
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100130384
 弁理士 大島 孝文

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 結び目のない縫合糸のアンカー

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

貫通する軸方向孔を有する管状本体と、
 骨の穴内での前記本体の食い付きを強化するように適合された、前記本体の外側表面上の1つ又は2つ以上の食い付き強化具と、

前記孔から前記外側表面へと、前記本体を貫通する側方ポートと、

前記外側表面に沿って遠位方向に前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、前記本体の遠位端を越えて近位方向へ前記孔に入り、前記孔の中を通り、前記側方ポートを通って前記孔を出て、前記外側表面に沿って近位方向に前記1つ又は以上の食い付き強化具を越える、ある長さの縫合糸と、を含む、縫合糸アンカー。

【請求項 2】

前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具が、前記外側表面の周囲の、少なくとも1つのねじ山を含む、請求項1に記載の縫合糸アンカー。

【請求項 3】

前記本体の近位部分が、複数溝付きの雄ねじ山を有する、請求項2に記載の縫合糸アンカー。

【請求項 4】

前記側方ポートが、前記複数溝付きの雄ねじ山を有する前記近位部分に配置される、請求項3に記載の縫合糸アンカー。

【請求項 5】

10

20

前記本体の近位部分で、前記少なくとも1つのねじ山の外径及びピッチのうちの1つ又は2つ以上が増大する、請求項2に記載の縫合糸アンカー。

【請求項6】

前記本体が、前記軸方向孔を通つて延びる長手方向軸を有し、前記側方ポートが、前記長手方向軸に対して傾斜角度で前記本体を貫通することにより、前記側方ポートを通る前記縫合糸が、前記長手方向軸に対して、傾斜角度を形成する、請求項1に記載の縫合糸アンカー。

【請求項7】

近位部分に、駆動用具受容係合部を更に含む、請求項1に記載の縫合糸アンカー。

【請求項8】

前記本体が、生分解性材料で形成される、請求項1に記載の縫合糸アンカー。

10

【請求項9】

前記外側表面に沿つて遠位方向に前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、前記本体の前記遠位端を越えて近位方向へ前記孔に入り、前記孔の中を通り、前記孔を出て、前記外側表面に沿つて近位方向に前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える、1つ又は2つ以上の追加的な、ある長さの縫合糸を更に含む、請求項1に記載の縫合糸アンカー。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

20

本出願は縫合糸アンカーに関し、より詳細には、結び目のない縫合糸のアンカーに関する。

【0002】

縫合糸アンカーは、腱又は韌帯などの軟組織を、骨に付着させるために、一般的に用いられる。例えば、回旋筋腱板の修復では、縫合糸を、回旋筋腱板の腱の剥離部分、又は損傷部分に貫通させる。縫合糸アンカーを、近接する骨の中に植え込む。このアンカーに縫合糸を取り付けることによって、腱は、骨と接触するように引き寄せられ、腱と骨との付着が促進される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

30

【0003】

そのような手術は、細いカニューレを通じて、関節鏡下で実施される場合が多い。このことにより、患者に対する外傷は低減されるが、結び目を使用する、アンカーへの縫合糸の取りつけは、より困難になる。外科医が、所望の程度まで縫合糸を引っ張り、次いで結び目を作る必要もなく、アンカーに縫合糸を固定することを可能にする、結び目ない縫合糸アンカーを用いることができる。典型的な結び目ないアンカーは、米国特許公報第20080033460号に示されており、縫合糸は、互いに同軸関係の、アンカーの内側部材と外側部材との間に捕捉される。そのようなアンカーは良好に機能するが、一方で、その複雑性が製造コストを増大させ、また金属又は従来のポリマーよりも脆くて低強度の場合が多い生体吸収性材料で、アンカーを形成することを困難にする。

40

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明は、単純かつ洗練された設計で、従来技術のこれらの制限及び他の制限を克服する。

【0005】

本発明による縫合糸アンカーは、貫通する軸方向孔を有する管状本体を含み、本体の外側表面上の1つ又は2つ以上の食い付き強化具が骨の穴内での本体の食い付きを強化するよう適合されている。側方ポートが、孔から外側表面へと、本体を貫通する。ある長さの縫合糸が、外側表面に沿つて下に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、本体の遠位端を越えて上に向かい、孔の中を通過し、次いで孔から外へ戻り、外側表面に

50

沿って上に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える。

【0006】

好ましくは、1つ又は2つ以上の食い付き強化具は、外側表面の周囲の、少なくとも1つのねじ山を含む。より好ましくは、本体の近位部分には、複数溝付きの雄ねじ山が設けられている。好ましくは、側方ポートは、複数溝付きの雄ねじ山を有する近位部分に配置される。

【0007】

本発明の一態様では、本体の近位部分で、少なくとも1つのねじ山の外径及びピッチのうちの1つ又は2つ以上が増大する。

【0008】

好ましくは、本体は、軸方向孔を下降する長手方向軸を有し、側方ポートが、長手方向軸に対して傾斜角度で本体を貫通することにより、その中を通過する縫合糸は、それ自体に対して、傾斜角度を形成する。

【0009】

本発明の一態様では、駆動用具受容係合部が、縫合糸アンカー本体の近位部分に提供される。本体は、生分解性材料で形成することができる。本発明の一態様では、1つ又は2つ以上の追加的な、ある長さの縫合糸が、外側表面に沿って下に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、本体の遠位端を越えて上に向かい、孔の中を通過し、次いで孔から外へ戻り、外側表面に沿って上に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える。

【0010】

本発明による、骨に組織を固定するための方法は、ある長さの縫合糸を組織に貫通させる工程と、貫通する軸方向孔を有する管状本体と、骨の穴内での本体の食い付きを強化するように適合された、本体の外側表面上の1つ又は2つ以上の食い付き強化具と、孔から外側表面へと本体を貫通する側方ポートとを含む、縫合糸アンカーに、そのある長さの縫合糸を通過させる工程であって、縫合糸が、外側表面に沿って下に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、本体の遠位端を越えて、孔の中へ上り、次いで孔から側方ポートを通って外へ戻り、外側表面に沿って上に向かい、1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える、工程と、組織に隣接する骨の中へ縫合糸アンカーを埋め込み、縫合糸アンカー本体と骨との間に縫合糸を捕捉する工程と、を含む。

【0011】

好ましくは、本方法は、骨の中へ縫合糸アンカーを埋め込む工程を完遂する前に、組織とアンカーとの間の縫合糸を、所望の張力まで引き締める工程を更に含む。好ましくは、1つ又は2つ以上の食い付き強化具は、雄ねじ山を含み、骨の中へ縫合糸アンカーを埋め込む工程は、骨の中の骨の穴内へ縫合糸アンカー本体を螺入することを含む。より好ましくは、雄ねじ山は、ポートに近位の、アンカーの部分に、1つ又は2つ以上の追加的なリードのねじ山を含み、本方法は、皮質骨の範囲内に、この部分を植え込むことを含む。

【0012】

本発明の一態様では、骨の中へ縫合糸アンカーを埋め込む工程は、骨の穴で、縫合糸アンカーと骨との間に縫合糸を係合させ、次いで骨の穴内に縫合糸アンカーを螺入する一方で、骨の穴と組織との間の縫合糸の、本質的な固定長を維持することを含む。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明による縫合糸アンカーの正面平面図。

【図2】骨の中に植え込まれた、図1の縫合糸アンカーの断面図。

【図3】図1の縫合糸アンカーの、縫合糸通過ポートの位置及び角度に関する故障モードのグラフ。

【図4】図1の縫合糸アンカーの、縫合糸通過ポートの位置及び角度に関する固定強度のグラフ。

【図5】図1の縫合糸アンカーの、ねじ切りのいくつかの選択肢に関する、固定強度対骨

10

20

30

40

50

質のグラフ。

- 【図 6 A】図 1 の縫合糸アンカー及びそのドライバの側断面図。
- 【図 6 B】図 1 の縫合糸アンカー及びそのドライバの側断面図。
- 【図 6 C】図 1 の縫合糸アンカー及びそのドライバの側断面図。
- 【図 7】図 6 A の線 7 - - 7 に沿って取った断面図。
- 【図 8】本発明による代替のドライバヘッドの斜視図。
- 【図 9】本発明による縫合糸アンカーの更なる実施形態の内部に受容された図 8 のドライバヘッドの観点からの線描画。
- 【図 10】図 9 のドライバ及び縫合糸アンカーの、クローズアップ斜視図。
- 【図 11】図 9 のドライバ及び縫合糸アンカーの斜視図。 10
- 【図 12】本発明による縫合糸アンカーの更なる実施形態の正面平面図。
- 【図 13】図 11 の線 13 - - 13 に沿って取った断面図。
- 【図 14】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態の端面図。
- 【図 15】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態の端面図。
- 【図 16 A】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態の正面図。
- 【図 16 B】図 16 A の縫合糸保持クラッチの遠位端からの端面図。
- 【図 17 A】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態の断面図。
- 【図 17 B】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態の断面図。
- 【図 18 A】本発明による縫合糸保持クラッチの更なる実施形態を具体化する縫合糸ドライバハンドルの斜視図。 20
- 【図 18 B】図 18 A の縫合糸ドライバハンドルの近位端からの端面図。
- 【図 19】本発明による縫合糸通し器の側面図。
- 【図 20】図 19 の縫合糸通し器の代替用法の側面図。
- 【図 21】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態の側面図。
- 【図 22 A】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態。
- 【図 22 B】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態。
- 【図 22 C】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態。
- 【図 22 D】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態。
- 【図 23 A】本発明による縫合糸通し器の更なる実施形態の、部分的に切り欠いた編組チューブを示す平面図。 30
- 【図 23 B】図 23 A の縫合糸通し器の端面図。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0014】
- 図 1 は、本発明による、結び目のない縫合糸アンカー 10 を示す。縫合糸アンカー 10 は、遠位端 14 及び近位端 16 を有する、本体 12 を含む。近位端 16 は、六角形状の用具受容凹 18 を有する。代替的な用具係合部を用いてもよいことが、当業者には理解されよう。僅かな内向きのテーパ 19 が遠位端 14 に提供され、骨の穴（図 1 には示さず）内へのアンカー 10 の挿入を容易にし、骨内へのアンカーの螺入に先立つ、縫合糸（図 1 には示さず）の初期の固定を提供する。 40
- 【0015】
- 本体 12 は、遠位ねじ山付部分 20 及び近位ねじ山付部分 22 を有する。単一の雄ねじ山 24 が、本体 12 の周りで螺旋状に進行して、遠位ねじ山付区域 20 を形成する。このねじ山 24 は、ほぼ遠位端 14 にまで延び、より容易な骨の穴（図 1 には示さず）内への挿入のために、遠位端 14 より約 0.25 ~ 0.76 cm (0.1 ~ 0.3 インチ) 短く終端している。しかしながら、1 つ又は 2 つ以上の追加的なリードのねじ山 26 が近位端 16 に向かって開始し、近位ねじ山付部分 22 を区別する、複数溝付きねじ切りが形成される。個々のねじ条 24 及びねじ条 26 は、遠位ねじ山付区域 20 におけるねじ山 24 と同一のピッチを有し、1 つ又は 2 つ以上の追加的なリードのねじ山 26 の存在が、近位ねじ山付部分 22 に、増大した有効ねじ山ピッチを提供する。しかしながら、近位ねじ山付部分 22 における各リードのねじ山のピッチを、ねじ山 24 のピッチと同一に維持するこ 50

とで、アンカー 10 を骨の穴内に螺入する際の軸方向圧縮効果を、ねじ山から排除する。好ましくは、近位ねじ山付部分 22 には、4 つのリードのねじ山、すなわちねじ山 24 及び 3 つの追加的なリードのねじ山 26 が存在する。近位ねじ山付部分 22 の外径は、好ましくは、遠位ねじ山付部分 20 の外径よりも若干大きい。鋭利な外縁部を備えるねじ山を有するのではなく、むしろねじ山 24 及びねじ山 26 は、それらに押し付けられる縫合糸に対する応力を最小限に抑えるために、丸い断面形又は鈍角の断面形を有することが好ましい。ねじ山 24 及びねじ山 26 を有するアンカー本体 12 を示したが、特に、より小直径の場合には、これらのねじ山を、ねじ山付アンカーと比べると押し込みアンカーに適した、環状フランジ、又は他の食い付き強化具に置き換えることができる。ねじ山 24 及びねじ山 26 を有していても、より小直径のアンカー本体 12 は、螺入するよりもむしろ押し込むことが適切な場合がある。 10

【 0 0 1 6 】

側方ポート 28 は、本体 12 を、傾斜角度で、本体 12 の遠位方向に延びる長手方向軸 30 まで貫通し、近位ねじ山付部分 22 の範囲内に配置される。この側方ポート 28 は、本体 12 を通る内側軸方向カニューレ挿入部 32 と本体 12 の外面 35 との間の、縫合糸(図 1 には示さず)の通路を提供する。そのような機能は、以下で詳細に説明する。

【 0 0 1 7 】

本体 12 は、好適な生体適合性材料で形成され、好ましくは、滅菌処理されて、耐細菌滅菌密封部材(図示せず)内部にパッケージ化されることにより、滅菌外科手術への準備が整えられている。多くの生分解性材料は、PEEK 又はステンレス鋼などの非生分解性材料よりも、低強度かつ脆性である。可動するか又は相互作用する複雑な部品を有さない、本体 12 の単純な設計によって、アンカー 10 の構造的一体性を維持しつつ、そのような生分解性材料をより容易に使用することが可能になる。 20

【 0 0 1 8 】

本発明の新規縫合糸アンカーは、金属材料、非生分解性ポリマー、生分解性ポリマー、又は生分解性ポリマー若しくはコポリマーと生体機能性セラミックとの複合材料から作製することができる。本明細書で使用するとき、生分解性という用語は、身体内で分解し、次いで身体内に吸収されるか又は身体から排出されるかのいずれかである材料を意味すると定義される。本明細書で使用するとき、生体機能性セラミックという用語は、身体組織と適合性がある、セラミック材料及びガラス材料を意味すると定義される。生体機能性セラミックは、好ましくは生分解性である。 30

【 0 0 1 9 】

本発明のアンカーを製造するために使用することができる金属材料としては、ステンレス鋼、チタン、ニッケルとチタンとの合金、又は他の生体適合性金属材料が挙げられる。

【 0 0 2 0 】

本発明のアンカーを製造するために使用することができる非生分解性材料としては、ポリエチレン、ポリプロピレン、PEEK、又は他の生体適合性の非吸収性ポリマーが挙げられる。

【 0 0 2 1 】

本発明で使用されるアンカーを製造するために使用することができる生分解性ポリマーとしては、脂肪族ポリエステル、ポリオルトエステル、ポリ無水物、ポリカーボネート、ポリウレタン、ポリアミド、及びポリアルキレンオキシドからなる群から選択される生分解性ポリマーが挙げられる。好ましくは、生分解性ポリマーは、脂肪族ポリエステルのポリマー及びコポリマー、並びにそれらのブレンドである。脂肪族ポリエステルは、典型的には、開環重合で合成される。好適なモノマーとしては、乳酸、ラクチド(L-、D-、メソ、及びD、Lの混合を含む)、グリコール酸、グリコリド、D-カブロラクトン、p-ジオキサン(1,4-ジオキサン-2-オン)、トリメチレンカーボネート(1,3-ジオキサン-2-オン)、D-バレロラクトン、及びこれらの組み合わせが挙げられるが、それらに限定されない。 40

【 0 0 2 2 】

本発明の複合材料アンカーに使用することができる生体機能性セラミックとしては、モノ-、ジ-、トリ-、-トリ-、-トリ-、及びテトラ-リン酸カルシウム、ヒドロキシアパタイト、硫酸カルシウム、酸化カルシウム、炭酸カルシウム、リン酸マグネシウムカルシウムが挙げられる。-リン酸トリトリカルシウムを使用することができる、特に好ましい。生体機能性セラミックに加えて、バイオグラスもまた、この複合材料スクリューに使用することができる。バイオグラスとしては、リン酸ガラス及びリン酸バイオグラスを挙げることができる。

【0023】

好適な生体適合性の合成ポリマーとしては、脂肪族ポリエステル、ポリ(アミノ酸)、コポリ(エーテル-エステル)、シュウ酸ポリアルキレン、ポリアミド、チロシン誘導ポリカーボネート、ポリ(イミノカーボネート)、ポリオルトエステル、ポリオキサエステル、ポリアミドエステル、ポリオキサエステル含有アミン基、ポリ(無水物)、ポリホスファゼン、ポリウレタン、ポリ(エーテルウレタン)、ポリ(エステルウレタン)、ポリ(プロピレンフマレート)、ポリ(ヒドロキシアルカノエート)、及びこれらのブレンドからなる群から選択されるポリマーを挙げることができる。

【0024】

本発明の目的上、脂肪族ポリエステルとしては、ラクチド(乳酸、D-、L-、及びメソラクチドを含む)、グリコリド(グリコール酸を含む)、-カプロラクトン、p-ジオキサン(1,4-ジオキサン-2-オン)、トリメチレンカーボネート(1,3-ジオキサン-2-オン)、トリメチレンカーボネートのアルキル誘導体、-バレロラクトン、-ブチロラクトン、-ブチロラクトン、-デカラクトン、ヒドロキシブチレート、ヒドロキシバレート、1,4-ジオキセパン-2-オン(その二量体1,5,8,12-テトラオキサシクロテトラデカン-7,14-ジオンを含む)、1,5-ジオキセパン-2-オン、6,6-ジメチル-1,4-ジオキサン-2-オン、2,5-ジケトモルホリン、ビバロラクトン、-ジエチルプロピオラクトン、エチレンカーボネート、エチレンオキサレート、3-メチル-1,4-ジオキサン-2,5-ジオン、3,3-ジエチル-1,4-ジオキサン-2,5-ジオン、6,6-ジメチル-ジオキセパン-2-オン、6,8-ジオキサビシクロオクタン-7-オンのホモポリマー及びコポリマー、並びにこれらのポリマーブレンドが挙げられるが、それらに限定されない。更なる例示的なポリマー又はポリマーブレンドとしては、非限定的な例として、ポリジオキサン、ポリヒドロキシブチレート-コ-ヒドロキシバレート、ポリオルトカーボネート、ポリアミノカーボネート、及びポリトリメチレンカーボネートが挙げられる。本発明に使用される脂肪族ポリエステルは、直鎖状構造、分枝状構造、若しくは星形構造を有する、ホモポリマー又はコポリマー(ランダム型、ブロック型、セグメント型、テーパブロック型、接ぎ木型、三元ブロック型など)であり得る。本発明の目的上、ポリ(イミノカーボネート)としては、Dombら編「Handbook of Biodegradable Polymers」、Hardwood Academic Press, 251~272頁(1997年)で、Kemnitzer及びKohnによって記載されるポリマーが挙げられることが理解される。本発明の目的上、コポリ(エーテル-エステル)は、Cohn及びYounesによる、「Journal of Biomaterials Research」、Vol. 22, 993~1009頁(1988年)、並びにCohnによる、「Polymer Preprints (ACS Division of Polymer Chemistry)」、Vol. 30(1), 498頁(1989年)に記載のコポリエステル-エーテル(例えば、PEO/PLA)が挙げられることが理解される。本発明の目的上、ポリアルキレンオキサレートとしては、米国特許第4,208,511号、同第4,141,087号、同第4,130,639号、同第4,140,678号、同第4,105,034号、及び同第4,205,399号に記載されているものが挙げられる。ポリホスファゼン、すなわち、L-ラクチド、D,L-ラクチド、乳酸、グリコリド、グリコール酸、パラ-ジオキサン、トリメチレンカーボネート、及びE-カプロラクトンから作製される、コ-、ター-、及びより高次の混合モノマーを基にし

10

20

30

40

50

たポリマーは、Allcockによる、「The Encyclopedia of Polymer Science」、Vol. 13, 31~41頁, Wiley Intersciences, John Wiley & Sons, 1988年、及びVandorpelaによる、Dombら編「Handbook of Biodegradable Polymers」、Hardwood Academic Press, 161~182頁(1997年)などに記載されている。ポリ無水物としては、HOOC--C(sub.6H).sub.4--O--(-CH.sub.2).sub.m--O--C.sub.6H.sub.4--COOH(式中、「m」は2~8の範囲内の整数である)の形態の二塩基酸から誘導されたもの、及び12個までの炭素からなる脂肪族～二塩基酸を有する、そのコポリマーが挙げられる。ポリオキサエステル、ポリオキサアミド、並びにアミン及び/又はアミド基を含有するポリオキサエステルは、米国特許第5,464,929号、同第5,595,751号、同第5,597,579号、同第5,607,687号、同第5,618,552号、同第5,620,698号、同第5,645,850号、同第5,648,088号、同第5,698,213号、同第5,700,583号、及び同第5,859,150号のうちの1つ又は2つ以上に記載されている。ポリオルトエステルは、例えば、Dombら編「Handbook of Biodegradable Polymers」、Hardwood Academic Press, 99~118頁(1997年)に、Hellerによって記載されているものである。

【0025】

また、図2を参照すると、ある長さの縫合糸36が、アンカー本体12を貫通し、また腱(例えば、回旋筋腱板内の腱)38も貫通している、骨の穴34内部に配置された縫合糸アンカー10が示されている。縫合糸36のループ40は、腱38を貫通し、次いで、その自由端42は、アンカー本体12の第1側面44に沿って下に進み、特にねじ山24及びねじ山26による、アンカー本体12と、骨の穴32を形成する骨46との間に捕捉されている。次いで自由端42は、遠位端14を通り越して軸方向カニューレ挿入部32内に入り、次いで、カニューレ挿入部32から側方ポート28を通過して外に戻る。この場所から、自由端42は、アンカー本体12の第2側面48と骨46との間を、本体12と骨46との間に捕捉されて、通過する。他の糸通しの構成も可能である。例えば、ループ40を腱38に貫通させるのではなく、第2のアンカー又はアンカーの列(図示せず)を腱38の下方に置き、縫合糸36が、これらのアンカーから上向きに腱38を貫通して、アンカー本体12又は複数のアンカー本体12に至るようにすることができる。

【0026】

また、図3及び図4を参照すると、側方ポート28の位置は、骨46へのアンカー本体12の固定強度に影響を及ぼし、また骨46及び本体12への縫合糸36の固定にも影響を及ぼす。より遠位なポート28の位置は、より高い固定強度をもたらすが、故障モードは、この場合、骨の穴34からのアンカー本体12の抜去となる傾向がある。アンカー本体12の抜去ではなく、縫合糸36の滑りを伴う故障モードは、故障発生の場合に、患者の関節内部に異物を放置させないために好ましい。また、抜去の故障は、骨46の損傷につながる可能性がある。長手方向軸30に対しての、ポート28が本体12を貫通する角度は、固定強度に影響を及ぼし、より傾斜した角度が、固定を強化する。

【0027】

更には、ポート28が本体を貫通する寸法及び方向が、本設計の機能及び固定強度に影響を及ぼし得る。ポート28の断面積は、所望の寸法及び品質の縫合糸をポート28に通過させるために十分な寸法で提供される。ポート28は、装填、設置、又は使用中の間、縫合糸がポート28を移動する間に、縫合糸に損傷を与えるほど、小さくするべきではない。同様に、不均衡な量の縫合糸を、寸法不足のポート28に通過させることは、アンカー本体12そのものに損傷をもたらし得る。反対に、ポート28は、システムを通過する縫合糸36の蛇行経路から導出される固定強度に対する効果を最小化するほど、大きくするべきではない。過度に大きいポートの寸法は、アンカー本体の構造的強度の望ましくない

10

20

30

40

50

い劣化をもたらし得る。ポートの寸法は、使用の容易さを提供し、システムへの損傷を回避すると同時に、更なる固定強度に関連する範囲内の利益を提供するように最適化することができる。

【0028】

縫合糸36のシステムの通過を促進するような角度及び位置で、ポート28が本体を貫通するように、ポート28の方向を選択することが好都合である。装填及び使用の間に縫合糸36によって形成される鈍角は、角部での接触摩擦を最小限に抑え、その結果、荷重力及び磨耗を低減し、システム全体の堅牢性を増大させるため、最も望ましい。ポート28の方向は、長手方向軸に対して、複合的な傾斜方向及びオフセット位置で、最適化して提供することができる。この複合的な傾斜方向及びオフセット位置は、遠位から近位への方向でのねじ条の螺旋の正接に大まかに近似する、ポート28の出口を提供する。

10

【0029】

この方向及び位置は、固定強度に好影響を与えることが示されている。アンカーが骨の穴内に螺入されるとき、ポート28の複合的な傾斜方向及びオフセット位置は、縫合糸36がポート28から出る際の緩やかな折れ曲がりを促進し、縫合糸36を、隣り合うねじ条の間のねじの谷間に容易に落とし込む。このことに関連して、例えば、長手方向軸に対し半径方向に垂直に配向されたポート28であれば、縫合糸36の急激な折れ曲がりが、ポート28から出る際に必要となるであろう。この急激な折れ曲がりは、それゆえ、アンカーが、ポート28を越えて骨の穴内に降下する際に、急激な遷移を提示し、これによつて骨の穴の壁面に沿った剪断作用により骨が弱体化され、最終的には固定が弱められる。縫合糸36に急激な折れ曲がりを作り出さないことによって、縫合糸36に過剰な追加的応力を加えることのない、より小さい寸法を有するアンカーを提供することができる。

20

【0030】

緩やかな遷移を提供する他の形態としては、ポート28付近での、「エッジ落とし」、隅肉、又は面取りの使用を挙げることができる。しかしながら、最小限のアンカーの壁厚を組み込んだ設計では、大きな遷移特徴部は、ポート28の断面積の望ましくない増大を生じさせる場合がある。

【0031】

また、図5を参照すると、近位ねじ山付区域22内のねじ山26のリード数が、骨46とアンカー本体12との間の、縫合糸36の固定に影響を及ぼすことを認めることができる。より多くのねじ山のリード数は、そのような縫合糸36の固定を強化する。最上の線は、ねじ山24及び3つの追加的なリードのねじ山26の、4つの山を使用した、最適な固定を示している。

30

【0032】

理想的には、アンカー本体12の固定、及び縫合糸36の固定は、最大のアンカー本体12の固定を提供する一方で、アンカー本体12の抜去よりも優位な故障モードとしての縫合糸36の滑りを依然として提供するように、最適化される。

【0033】

また、ここで図6A、図6B、及び図6Cを参照すると、アンカードライバ50上に装填された、縫合糸アンカー本体12が示されている。このドライバは、その近位部分56に駆動ハンドル54を、及びその遠位部分59にドライバ先端部58を有する、細長形力ニューレ52を含む。ドライバ先端部58は、アンカー本体12上の用具陥凹18に係合する。好ましくは、ドライバ先端部58は、アンカー本体12がドライバ50上に1つのみの回転配向で定置される方式で、アンカー本体用具陥凹18にキー止めされるため、外科医は、ハンドル54の回転位置によって、そのような配向を判定することができる（ドライバ先端部58上のキー溝60が、アンカー本体12上のキー溝受容切り欠き部62内に適合する、図7を参照のこと）。

40

【0034】

CHIA PERC PASSER (DePuy Mitek, Inc., Raynham, MAより入手可能)などの、遠位縫合糸把持ループ又はカイト68を有する細長編組

50

ニチノールワイヤ 6 6 である、縫合糸挿通器 6 4 が、ドライバ 5 0 及びアンカー本体 1 2 に係合している。縫合糸挿通器 6 4 は、近位スロット 7 2 から、カニューレ 5 2 の中心管腔 7 0 内を通過し、遠位スロット 7 4 から管腔 7 0 を出て、着脱式傾斜台 7 6 を通り越し、アンカー本体のカニューレ挿入部 3 2 内に側方ポート 2 8 を通って入り、縫合糸ループ 6 8 が、本体 1 2 の遠位端 1 4 から外に延びている。ワイヤ 6 6 は可撓性であるが、ある程度の剛性を保有しており、傾斜台 7 6 は、側方ポート 2 8 内への滑らかな進入角度を提供する。張力クラッチ 7 8 が、ハンドル 5 4 とカニューレ 5 2 との間に挿置される。ワイヤ 6 6 の近位部分 8 0 は、クラッチ 7 8 を貫通する縫合糸管理通路 8 2 を通過する。手術の間、腱 3 8 に縫合糸 3 6 を貫通させた後に、自由端 4 2 を、手術用カニューレ（図示せず）から、患者の身体の外側の地点へと引き抜き、縫合糸ループ 6 8 を通して装填する。

10

【0035】

自由端 4 2 を、縫合糸挿通器 6 4 内に装填した後、図 6 B に示すように、縫合糸挿通器 6 4 が引き上げられると、カニューレ 5 2 は、自由端 4 2 を、アンカー本体カニューレ挿入部 3 2 に、その遠位端 1 4 から上方へと通過させ、側方ポート 2 8 を通して外に引き出し、傾斜台 7 6 を越え、遠位スロット 7 2 を通して管腔 7 0 内に引き入れ、近位スロット 7 2 を通して管腔 7 0 から引き出して、クラッチの縫合糸管理通路 8 2 を通過させる。図 6 C に示すように、もはや必要のなくなった傾斜台 7 6 は、取り外される。好ましくは、傾斜台 7 6 は、容易な取り外しが提供されるように、スナップ嵌めを介して、カニューレ 5 2 に取り付けられる。この段階で、アンカーは、植え込みの準備が整う。

【0036】

20

手術を完遂するために、縫合糸 3 6 を、縫合糸張力クラッチ 7 8 を通じて、所望の張力まで引っ張る。次いでアンカー本体 1 2 を、予め掘削された骨の穴 3 4 内に、ドライバ 5 0 を介して螺入する。クラッチ 7 8 は、本体 1 2 が穴 3 4 に接近して進入する際に、縫合糸 3 6 上の適切な張力を維持し、縫合糸 3 6 が、組織からではなくクラッチ 7 8 から骨の穴 3 4 内に移動することができるよう、自由端 4 2 を繰り出し、それゆえ、アンカー本体 1 2 上への縫合糸 3 6 の巻き込みが回避される。アンカー本体は、好ましくは、縫合糸 3 6 がポート 2 8 によって挟み込まれた時点から、4 分の 1 回転のような、部分的な回転のみを完遂して穴 3 4 に進入し、アンカー本体 1 2 が中に完全に安置される。アンカー本体 1 2 （特にその内部において）、及び縫合糸 3 6 は、アンカーを設置する際に縫合糸 3 6 の摩擦を低下させ、かつ滑りを強化する材料で形成するか、又はそのような材料若しくは手法でそれらの表面を強化させることができる。完全に設置した場合、アンカー本体 1 2 の近位端 2 2 は、骨の穴 3 4 内で骨 4 6 よりも下方にあることが好ましい。図 2 に示すように、ドライバ 5 0 を取り外し、アンカー 1 0 を適所に残して、自由端 4 2 を裁ち落とす。

30

【0037】

図 8 は、挿入用具 1 0 0 の代替的な実施形態を示し、図 9 は、本発明によるアンカー 1 0 2 の代替的な実施形態を示し、これらのそれぞれは、共に使用するように適合されている。アンカー 1 0 2 は、挿入用具 1 0 0 の遠位駆動部分 1 1 0 内の遠位軸方向スロット 1 0 8 に噛み合う、軸方向カニューレ挿入部 1 0 6 内部の軸方向隆起部 1 0 4 を除いては、アンカー 1 0 と類似の構造を有する。また、軸方向カニューレ挿入部は、駆動部分 1 1 0 を受容する場所で半径方向に拡張されているため、駆動部分 1 1 0 の内側カニューレ挿入部 1 1 2 は、アンカーの軸方向カニューレ挿入部 1 0 6 の遠位部分 1 1 4 と同じ内径を有し、隆起部 1 0 4 は、内側カニューレ挿入部 1 1 2 の内径に合致する深さまで、スロット 1 0 8 内へと半径方向に延びて、内側カニューレ挿入部 1 1 2 及び軸方向カニューレ挿入部 1 0 6 の内部での滑らかな遷移を提供し、アンカー 1 0 2 の回転式設置の間に、縫合糸がもつれる恐れがある不連続性を排除する。隆起部 1 0 4 は、挿入用具 1 0 0 とアンカー 1 0 2 との間に、更なる係合を提供する。

40

【0038】

また、図 1 0 及び図 1 1 を参照すると、隆起部 1 0 4 は、アンカー上の側方ポート 1 1 6 と、周囲方向で位置合わせされている。縫合糸傾斜台 1 1 8 は、挿入用具 1 0 0 上で、

50

ポート 116 と位置合わせされている。ポート 116 に対する隆起部 104、及び傾斜台 118 に対するスロット 108 の位置合わせは、ポート 116 及び傾斜台 118 を、互いに周囲方向で整合する位置へと配置する。

【 0039 】

傾斜台 118 は、成形ポリマーで形成され、半径方向外側に延びて縫合糸を誘導する、弓状の縫合糸受容溝 120、及び／又は、急激な遷移を伴わずに、挿入用具 100 上のスロット 124 から出て、ポート 116 内に入る、縫合糸把持具 122 を有し、縫合糸又は縫合糸把持具 122 は、ポート 116 に進入する際に、それ自体に対して傾斜角度を形成する。傾斜台 118 はまた、前述のような、手術の間の容易な傾斜台 118 の取り外しのために、挿入用具 100 上にスナップ式に取りつけられ、かつ取り外される、1 対の C 形状スナップクリップ 126 も有する。把持用タブ 128 は、手作業による容易な傾斜台 118 の取り外しのための掴み面を提供し、また使用説明書を上に置くための表面も提供する。

【 0040 】

図 11 に示すように、縫合糸把持具 122 上の T 形状ハンドル 130 は、好ましくは、縫合糸把持具 122 の容易な操作のための、指置き面 132 を有する。通常は縫合糸を保持し、次いで挿入用具 100 上のハンドル 136 にトルクが提供された場合に縫合糸を解除する、縫合糸クラッチ 134 は、ハンドル 136 の遠位に示されているが、その内部に組み込むことも可能である。好適なクラッチメカニズムについての詳細は、本明細書で後述する。

【 0041 】

図 12 は、本発明による、縫合糸アンカー 140 の更なる実施形態を示す。これは前述の縫合糸アンカー 10 及び縫合糸アンカー 102 に類似するが、ポートの代わりに、その近位端に軸方向スロット 142 を保有している。このスロット 142 は、近位方向に、かつ、ねじ条 147 の経路に沿って周囲方向に延びる戻り部分 146 を有して、その遠位端 144 で終端し、全体としてのフック形状がスロット 142 に提供される。その近位端で開放していることにより、より容易な縫合糸把持具（図 12 には示さず）の糸通しが可能になる。

【 0042 】

糸通しの容易性がそのように改善されるため、把持具を省略することが可能であり、その場合は、手術の間、外科医が、縫合糸 148 を、アンカー 140 の主要軸方向カニューレ挿入部 150 に直接通して、スロット 142 内に送り込み、スロットの戻り部分 146 内部に安置させることができる。アンカー 140 を使用する手術は、前述のように、外科医が骨の中に予め穴を掘削し、縫合糸 148 を、組織に貫通させ、好ましくは、関節鏡下手術ではカニューレに通過させて（カニューレ、組織、及び骨は、図 12 には示さず）、進行するであろう。縫合糸 148 の自由端が、患者の身体の外側にある状態で、外科医は、自由端をカニューレ挿入部 150 に通過させて、戻り部分 146 内部に縫合糸を安置させる。次いでアンカー 140 を、用具 100 又は用具 50 のような挿入用具上に装填し、前述のように骨内に据え付け、戻り部分 146 は、前述のポートと同様に、縫合糸を保持する。好ましくは、この戻り部分は、前述のポートに関連して説明したような傾斜角度でカニューレ挿入部 150 内に通じ、それゆえ、縫合糸 148 が、それ自体に対して傾斜角度を維持しながら、戻り部分 146 を通じてカニューレ挿入部 150 内に通ることが可能となる。

【 0043 】

クラッチ 134 は、六角形状の駆動部分 110 でそれ自体は終端する細長形カニューレ 156 に取り付けられる遠位部分 154 を有する、ディスク形状の本体 152 を含む。本体 152 の近位部分 158 は、挿入用具ハンドル 136 に、カニューレ 156 が本体 152 に取り付けられる場所の外側半径方向で取り付けられる。軸方向スロット 160 は、図 13 で最も視認されるように、本体 152 内に通じ、縫合糸 148 を受容して把持する。好ましくは、その内側表面 162 は、縫合糸 148 の把持を強化するために、ゴム又は

10

20

30

40

50

他の弾性材料で形成される。ハンドル 136 に適用されたトルクは、クラッチ本体 152 を通じて、カニューレ 156 に伝達される。本体 152 は、スロット 160 が、そのようなトルクの影響下で開放し、縫合糸 148 に対する把持を弛緩させることができるよう、硬質ゴムなどの、十分な弾性を有する材料で形成される。それゆえ、クラッチ 134 は、通常は縫合糸を把持して、張力を維持するが、アンカー 140 の植え込みの間、ハンドル 136 にトルクが与えられると、その把持を弛緩させ、縫合糸 148 が、クラッチ 134 を通過して滑動することを可能にする。

【 0044 】

図 14 は、本発明による、クラッチ本体 164 の代替的な実施形態を示す。このクラッチ本体 164 は、付随するハンドル（図 14 には示さず）に適用されるトルクの方向で、内側半径方向に渦巻状となる、若干放射状の 1 対のスロット 166 を含む。 10

【 0045 】

図 15 は、それぞれが周囲方向の縫合糸受容スロット 174 を中に有する、半径方向に延びる複数個のアーム 172 を含む、クラッチ本体 170 の更なる実施形態を示す。カニューレ取り付け位置 176 は本体 170 の中心に配置され、ハンドル取り付け位置 178 は、アーム上に、スロット 174 の外側半径方向で配置される。

【 0046 】

図 16A 及び図 16B は、剛性の外部ハンドル把持部分 182 及び半径方向内側の弾性挿入具 184 を含む、クラッチメカニズム 180 の更なる実施形態を示す。挿入具 184 の近位端 186 は、外部ハンドル 182 に取り付けられ、挿入具 184 の遠位端 188 は、カニューレ 190 に取り付けられる。縫合糸 192 が、外部ハンドル 182 と挿入具 184 との間の間隙 194 内に、ハンドル 182 内の半径方向スロット 196 を通じて送り込まれる。間隙 194 は、縫合糸 192 を把持するように寸法決めされる。外部ハンドル 182 へのトルクの適用が、挿入具 184 を捩ることによって、間隙 194 を開放し、その間を通る縫合糸 192 の滑りを可能にする。 20

【 0047 】

図 17A 及び図 17B は、カニューレ近位部分 204 から外側半径方向に延びる 1 対の放射状フランジ 202 を含む、クラッチメカニズム 200 の更なる実施形態を示す。ゴムなどの弾性材料 206 が、フランジ 202 の両側に取り付けられている。外部ハンドル 208 は、2 つの半部分 210 を含み、そのそれぞれがフランジ 202 の一方に取り付けられ、対向するフランジ 202 から離間して、縫合糸受容スロット 212 を作り出す。スロット 212 は、縫合糸保持リップ部 216 を内部に備えるフレア形状の開口部 214 を有し得る。縫合糸 218 は、図 17A に示すように、外部ハンドル 208 とフランジ 202 上の弾性材料 206 との間の圧縮によって、スロット 212 内部に把持される。外部ハンドル 208 へのトルクの適用が、図 17B に示すように、ハンドル 208 とフランジ 202 との間の弾性材料を圧縮し、スロット 212 を開放して、縫合糸を解除する。 30

【 0048 】

図 18A 及び図 18B は、クラッチメカニズム 220 の更なる実施形態を示す。ハンドル 222 は、外部円筒形把持部分 224 及び中心軸方向コア部 226 を含み、把持部分 224 は、複数個の放射状リブ部 228 を介して、コア部 226 に取り付けられている。1 対のリブ部 230 は、軸から僅かに外れて互いに隣接して延び、把持部分 224 は、それらの間で開放して、半径方向に延びる軸方向スロット 232 を、ハンドル 222 内に形成する。ハンドル 222 の近位端 234 付近には、リブ 230 の一方から、隣接するリブ 230 に向かって延びる保持部材 236 が、スロット 232 内部に位置している。保持部材 236 は、フレア形状開口部 238 及び保持リップ部 240 を有して、スロット 232 内への縫合糸 242 の進入を容易にし、リップ部 240 は、脱落しないように縫合糸 242 を保持する。スロット 232 内の弾性材料 244 が、縫合糸 242 を把持する。把持部分 224 に適用されるトルクは、スロット 232 を開放して、縫合糸 242 上の張力を解除する傾向を示す。 40

【 0049 】

縫合糸 148 を、図 12 の縫合糸アンカー 140 のカニューレ挿入部 150 に通過させて糸通しすることは、糸通しデバイスによる補助なしで、手作業で達成することができる。しかしながら、図 19 に示すような単純な集束糸通し器 300 は、手順を更に単純化することができる。糸通し器 300 は、カニューレ挿入部 150 を通して挿入される一方の端部 304 と、1 つ又は 2 つ以上の縫合糸 148 を手で押し込むことができる第 2 の拡張端部 306 とを有する、開口編組チューブ 302 を含む。糸通し器 300 は、好ましくは、可撓性の生体適合性材料で編み組みされており、糸通し器 300 がカニューレ挿入部 150 を通して受容され、糸通し器 300 及びアンカーの双方が滅菌処理されて、耐細菌滅菌パッケージ（図示せず）内部にパッケージ化されている状態で、アンカー 140 と組み合わせて提供される。外科医が、縫合糸 148 をアンカー 140 内に装填する準備が整うと、アンカー 140 と糸通し器 300 との組み合わせを、滅菌パッケージから取り出し、糸通し器の拡張端部 306 内に、縫合糸 148 を押し込む。張力を他方の端部 304 に適用することにより、拡張端部 306 を閉鎖させ、カニューレ挿入部 150 に通して移動させて、縫合糸 148 を中に通過させて運ぶ。次いで、前述のように、手術を完遂することができる。10

【0050】

あるいは、図 20 に示すように、縫合糸 148 を、編組チューブ 302 に、単純に通し縫いすることができる。編目が十分に開放している場合には、縫合糸 148 は手で縫うことができるか、又は針（図示せず）で縫うことができる。次いで、図 19 のように、チューブ 302 を引いて、カニューレ挿入部 150 に通過させる。20

【0051】

図 21 に示すように、糸通し器 310 は、必ずしも編組みされたものではなく、むしろ縫合糸 148 を受容するための開口 318 を形成するように、一方の端部 316 に軸方向スリット 314 が提供されたチューブ 312 から形成することができる。歯 320 などの把持強化部を、開口 318 内部に提供して、糸通し器 310 がカニューレ挿入部 150 を通過する際に、縫合糸 148 を内部に保持するために役立てることができる。

【0052】

図 19 の糸通し器 300 の拡張端部 306 の良好な閉鎖を促進するために、図 22A ~ 図 22D に示すような、追加的な閉鎖具で修正を加えることができる。例えば、単純なバネ金属スナップ要素 322 を、編組チューブ 324 に提供することができ、この要素 322 は、図 22B に示すような第 1 開放位置、及び図 22C に示すような第 2 弛緩閉鎖位置を有する。要素 322 を開放位置にした状態で、縫合糸 148 を挿入した後、要素 322 を圧潰して弾けさせ、閉鎖位置にする。閉鎖のための圧潰力を提供するため、またチューブ 324 内部で縫合糸 148 を更に圧縮するためにも、縫合糸ループ 324 の装填を要素 322 の周りに用いることができる。縫合糸ループ 324 の個別の装填もまた、要素 322 の代用として、単独で提供し、チューブ 324 の編組を通して編み込むこともできる。30

【0053】

あるいは、チューブ 324 の編組は、特に材料が弾性である場合には、閉鎖を促進するように織り込むことができ、図 23A 及び図 23B に示すように、拡張端部 316 の開放を保持するために、中にストレッチャー 326 を挿入することができる。ストレッチャー 326 は、その最も単純な形態では、全長にわたる側方開口部 330 を有するチューブ 328 を含むことによって、縫合糸 148 を拡張端部 316 内に装填した後、チューブ 328 を、縫合糸 148 が開口部 330 を通過している状態で、取り外すことにより、チューブ 328 の取り外しが可能になる。40

【0054】

本発明について、その好ましい実施形態に関連して説明してきた。明らかに、先の詳細な説明を読み理解すると、修正及び変更が他者にも思いつくであろう。そのような修正及び変更が添付の「特許請求の範囲」及びその等価物の範疇に入る限り、本発明はそのような修正及び変更のすべてを含むと解釈されるものとする。

【0055】

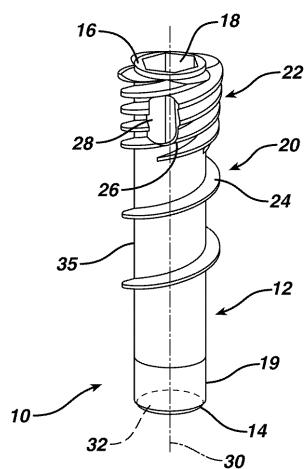
50

〔実施の態様〕

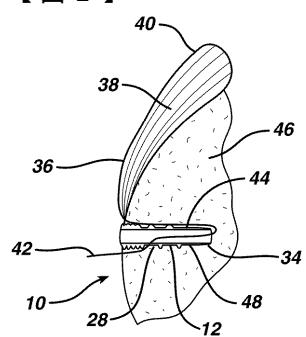
- (1) 貫通する軸方向孔を有する管状本体と、
骨の穴内での前記本体の食い付きを強化するように適合された、前記本体の外側表面上の1つ又は2つ以上の食い付き強化具と、
前記孔から前記外側表面へと、前記本体を貫通する側方ポートと、
前記外側表面に沿って下に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、前記本体の遠位端を越えて上に向かい、前記孔の中を通過し、次いで前記孔から外へ戻り、前記外側表面に沿って上に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える、ある長さの縫合糸と、を含む、縫合糸アンカー。
- (2) 前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具が、前記外側表面の周囲の、少なくとも1つのスクリューねじを含む、実施態様1に記載の縫合糸アンカー。 10
- (3) 前記本体の近位部分が、複数溝付きの外面ねじを有する、実施態様2に記載の縫合糸アンカー。
- (4) 前記側方ポートが、前記複数溝付きの外面ねじを有する前記近位部分に配置される、実施態様3に記載の縫合糸アンカー。
- (5) 前記本体の近位部分で、前記少なくとも1つのねじの外径及びピッチのうちの1つ又は2つ以上が増大する、実施態様2に記載の縫合糸アンカー。
- (6) 前記本体が、前記軸方向孔を下降する長手方向軸を有し、前記側方ポートが、前記長手方向軸に対して傾斜角度で前記本体を貫通することにより、その中を通過する前記縫合糸が、それ自体に対して、傾斜角度を形成する、実施態様1に記載の縫合糸アンカー。 20
- (7) 近位部分に、駆動用具受容係合部を更に含む、実施態様1に記載の縫合糸アンカー。
- (8) 前記本体が、生分解性材料で形成される、実施態様1に記載の縫合糸アンカー。
- (9) 前記外側表面に沿って下に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、前記本体の前記遠位端を越えて上に向かい、前記孔の中を通過し、次いで前記孔から外へ戻り、前記外側表面に沿って上に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える、1つ又は2つ以上の追加的な、ある長さの縫合糸を更に含む、実施態様1に記載の縫合糸アンカー。
- (10) ある長さの縫合糸を組織に貫通させる工程と、 30
- 貫通する軸方向孔を有する管状本体と、骨の穴内での前記本体の食い付きを強化するように適合された、前記本体の外側表面上の1つ又は2つ以上の食い付き強化具と、前記孔から前記外側表面へと前記本体を貫通する側方ポートとを含む、縫合糸アンカーに、前記ある長さの縫合糸を通過させる工程であって、前記縫合糸が、前記外側表面に沿って下に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越え、前記本体の遠位端を越えて、前記孔の中へ上り、次いで前記孔から前記側方ポートを通って外へ戻り、前記外側表面に沿って上に向かい、前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具を越える、工程と、
- 前記組織に隣接する前記骨の中へ前記縫合糸アンカーを埋め込み、前記縫合糸アンカー本体と前記骨との間に前記縫合糸を捕捉する工程と、を含む、骨に組織を固定するための方法。 40
- 【0056】
- (11) 前記骨の中へ前記縫合糸アンカーを埋め込む前記工程を完遂する前に、前記組織と前記アンカーとの間の前記縫合糸を、所望の張力まで引き締める工程を更に含む、実施態様10に記載の方法。
- (12) 前記1つ又は2つ以上の食い付き強化具が、外面ねじを含み、前記骨の中へ前記縫合糸アンカーを埋め込む前記工程が、前記骨の中の前記骨の穴内へ前記縫合糸アンカー本体を螺入することを含む、実施態様11に記載の方法。
- (13) 前記外面ねじが、前記ポートに近位の、前記アンカーの部分に、1つ又は2つ以上の追加的なねじ山を含み、前記方法は、皮質骨の範囲内に、この部分を植え込むことを含む、実施態様12に記載の方法。 50

(14) 前記骨の中へ前記縫合糸アンカーを埋め込む前記工程が、骨の穴で、前記縫合糸アンカーと前記骨との間に前記縫合糸を係合させ、次いで前記骨の穴内に前記縫合糸アンカーを螺入する一方で、前記骨の穴と前記組織との間の前記縫合糸の、本質的な固定長を維持することを含む、実施態様10に記載の方法。

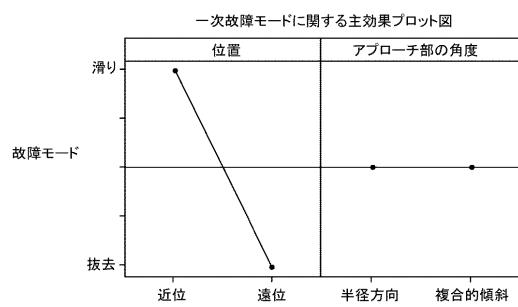
【図1】



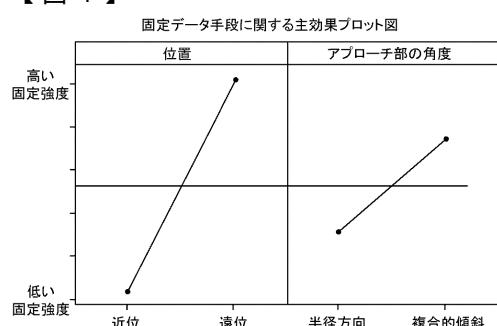
【図2】



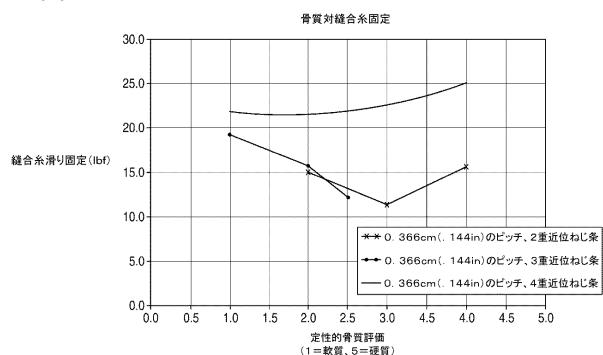
【図3】



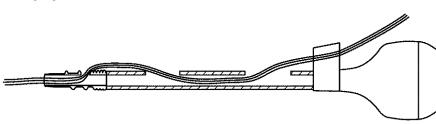
【図4】



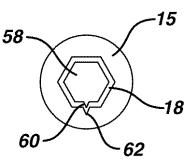
【図5】



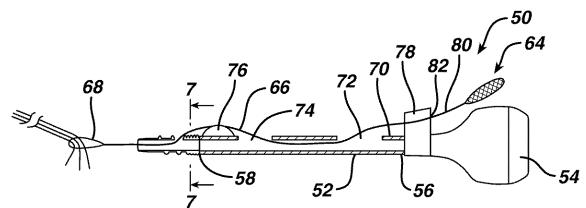
【図6C】



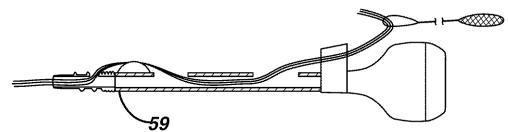
【図7】



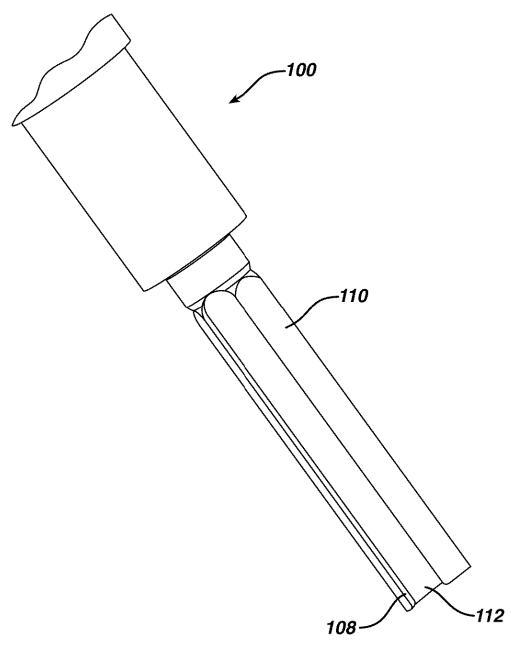
【図6A】



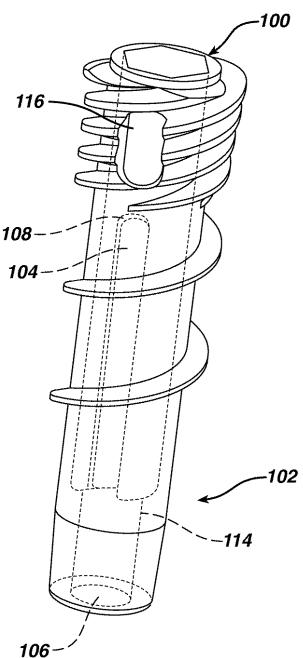
【図6B】



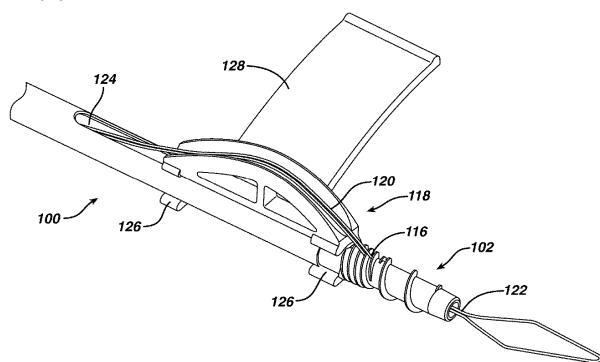
【図8】



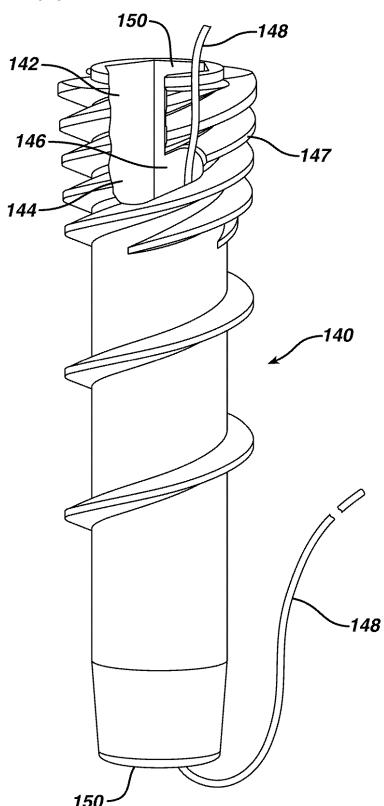
【図9】



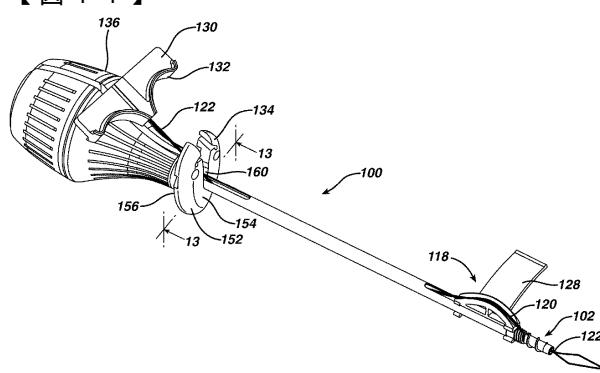
【図10】



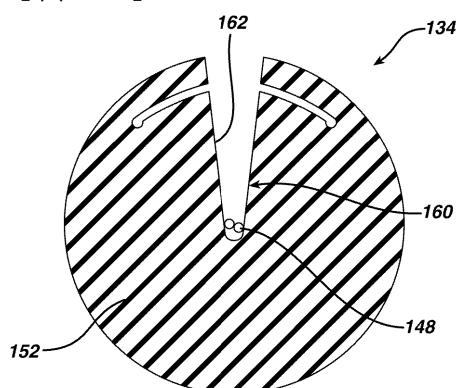
【図12】



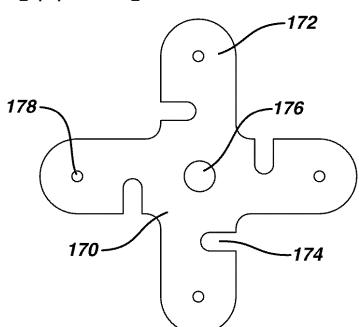
【図11】



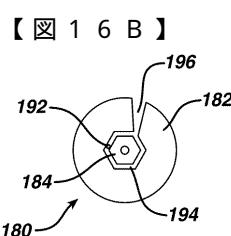
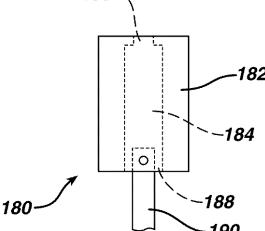
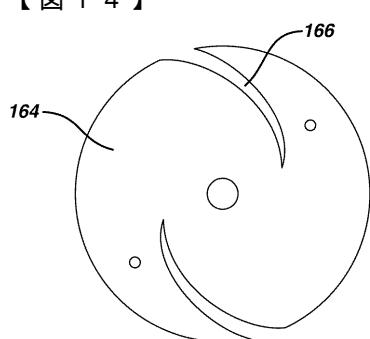
【図13】



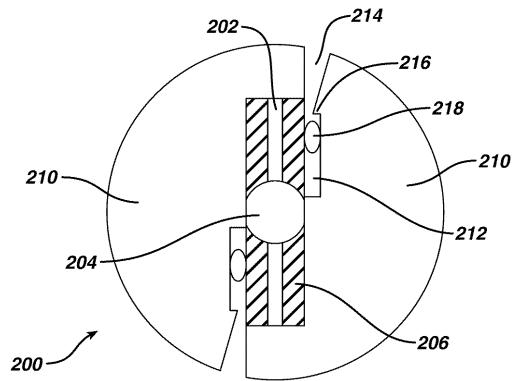
【図15】



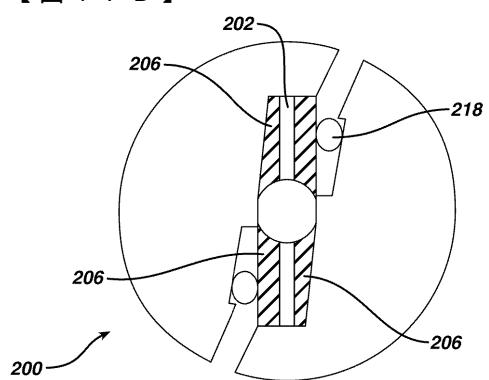
【図14】



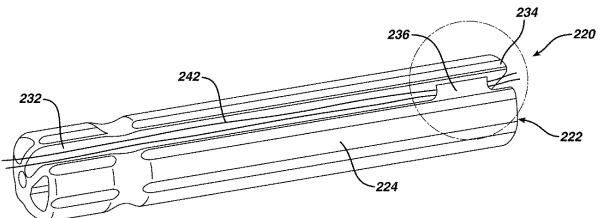
【図 17 A】



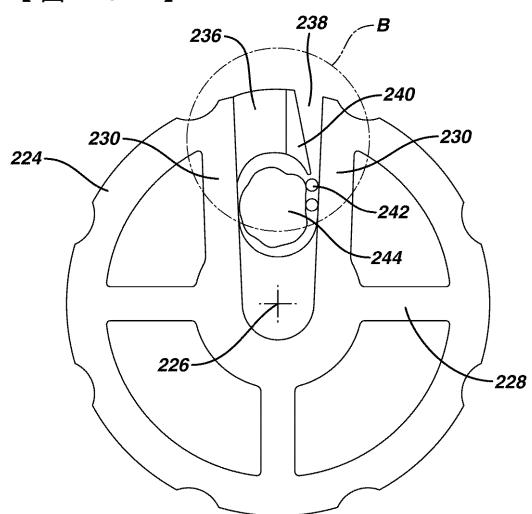
【図 17 B】



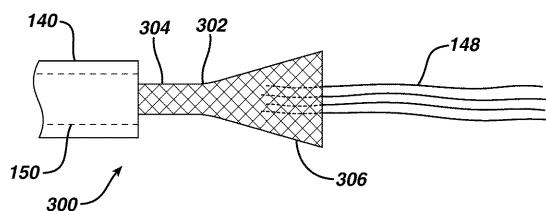
【図 18 A】



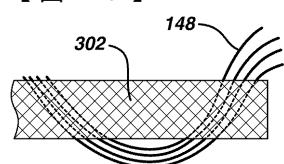
【図 18 B】



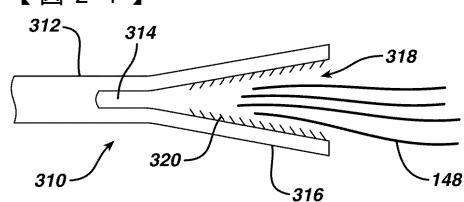
【図 19】



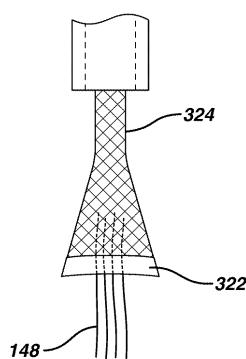
【図 20】



【図 21】



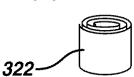
【図 22 A】



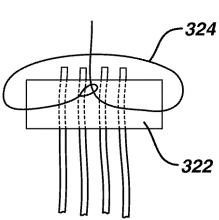
【図 22 B】



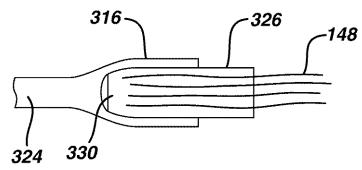
【図 22 C】



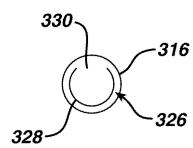
【図 22 D】



【図2 3 A】



【図2 3 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 エリック・セバスチャン・ソイカ
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 アーサー・ジー・スティーブン
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 アンドレ・フランシスコ・ギルヘルム
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 マーク・ダブリュ・ウォルフソン
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 ブライアン・ヘンリ・オルトランド
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 ダニエル・ポール・ガマチエ
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 ジャスティン・エム・ピッチリッロ
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 カイリ・ロフトン
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 ウィリアム・ライザー
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5
- (72)発明者 ジェフ・パリッシュ
アメリカ合衆国、02767 マサチューセッツ州、レインハム、パラマウント・ドライブ 32
5

審査官 村上 聰

- (56)参考文献 特開2008-132327(JP,A)
特開2009-101142(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17 / 56