

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6066930号
(P6066930)

(45) 発行日 平成29年1月25日 (2017. 1. 25)

(24) 登録日 平成29年1月6日 (2017. 1. 6)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 17/56 (2006. 01) A 6 1 B 17/56
A 6 1 B 17/70 (2006. 01) A 6 1 B 17/70

請求項の数 17 (全 29 頁)

(21) 出願番号	特願2013-555591 (P2013-555591)	(73) 特許権者	506166653
(86) (22) 出願日	平成24年2月24日 (2012. 2. 24)		スパイナル・エレメンツ・インコーポレーテッド
(65) 公表番号	特表2014-513583 (P2014-513583A)		アメリカ合衆国・カリフォルニア・92010・カールスバッド・メルローズ・ドライブ・3115・スイート・200
(43) 公表日	平成26年6月5日 (2014. 6. 5)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2012/026470	(74) 代理人	100108453
(87) 国際公開番号	W02012/116266		弁理士 村山 靖彦
(87) 国際公開日	平成24年8月30日 (2012. 8. 30)	(74) 代理人	100064908
審査請求日	平成27年2月9日 (2015. 2. 9)		弁理士 志賀 正武
(31) 優先権主張番号	13/033, 791	(74) 代理人	100089037
(32) 優先日	平成23年2月24日 (2011. 2. 24)		弁理士 渡邊 隆
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100110364
			弁理士 実広 信哉

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 骨を安定させるための方法および装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

近位端部分、第 1 の部分、第 2 の部分、第 3 の部分、補強部分、および遠位端部分を含む、可撓性のある細長い本体を備え、

前記可撓性のある細長い本体の前記遠位端部分が、前記近位端部分および前記第 1 の部分を受け入れるように構成された締結具を含み、

前記第 2 の部分が第 1 の材料を含み、

前記第 3 の部分が前記第 2 の部分と前記遠位端部分との間に配置されていると共に、第 1 の形状を有し、

前記補強部分が、前記第 1 の材料とは異なる、前記第 1 の材料よりも強度のある第 2 の材料を含み、かつ前記可撓性のある細長い本体の少なくとも一部の内部に配置されており、

前記補強部分が実質的に一樣且つ平坦な形状を有する装置。

【請求項 2】

前記補強部分が、長さ方法に沿って分布させた複数の穴を画定し、前記補強部分は、前記長さ方法の長さが、幅方向の長さまたは高さ方向の長さよりも大きい請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記補強部分が、前記遠位端部分の一部の内部に配置された請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

10

20

前記第 1 の部分が、実質的に直方体状である、実質的に一様な第 1 の形状を有し、かつ前記第 2 の部分が、実質的に円筒形状である、実質的に一様な第 2 の形状を有する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記締結具が、前記第 2 の部分の断面積より小さい断面積を有する管腔を画定する請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

近位端部分、第 1 の部分、前記第 1 の部分とは相互に排他的であると共に遠位にある第 2 の部分、第 3 の部分、および遠位端部分を含む、可撓性のある細長い本体と、

前記近位端部分および前記第 1 の部分を受け入れるように構成された締結具と、
を備え、

前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分が、長さ、と、実質的に一様な第 1 の形状と、を有し、

前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分が、長さ、と、第 1 の骨部分の形状および第 2 の骨部分の形状を実質的に補完するように構成された、前記第 1 の形状とは異なる実質的に一様な第 2 の形状と、を有し、

前記第 3 の部分が前記第 2 の部分と前記遠位端部分との間に配置されていると共に、前記第 1 の形状を有し、

前記締結具が、前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分を、前記第 1 の骨部分と接触させて、かつ前記第 2 の骨部分と接触させて配置したとき、前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分を受け入れるように構成されてあり、

補強部分が、前記可撓性のある細長い本体の少なくとも一部の内部に配置されており、前記補強部分が実質的に一様且つ平坦な形状を有する装置。

【請求項 7】

前記締結具は、前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分が、前記締結具を通して一方向にだけ移動できるように構成された請求項 6 に記載の装置。

【請求項 8】

前記可撓性のある細長い本体および前記締結具が、一体に形成された請求項 6 に記載の装置。

【請求項 9】

前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分の長さが、前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分の長さの 2 倍を超える請求項 6 に記載の装置。

【請求項 10】

前記第 1 の形状が実質的に直方体状であり、かつ前記第 2 の形状が実質的に円筒形状である請求項 6 に記載の装置。

【請求項 11】

前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分の断面積が、前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分の断面積よりも大きい請求項 6 に記載の装置。

【請求項 12】

前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分が、前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分とは別個に形成された請求項 6 に記載の装置。

【請求項 13】

前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分が、前記第 1 の形状を有する管腔を画定し、前記可撓性のある細長い本体の前記第 1 の部分が、前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分の前記管腔中に摺動可能に配置されるように構成されている請求項 6 に記載の装置。

【請求項 14】

前記締結具が、前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分の断面積より小さい断面積を有する管腔を画定する請求項 6 に記載の装置。

【請求項 15】

前記可撓性のある細長い本体の前記第 2 の部分の周りに配置されたスペーサをさらに含む請求項 6 に記載の装置。

【請求項 1 6】

前記スペーサが、接着剤または薬品の一方を放出するように構成されている請求項 1 5 に記載の装置。

【請求項 1 7】

前記締結具が、前記可撓性のある細長い本体とは別個に形成された請求項 6 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0 0 0 1】

【関連出願】

本出願は、参照によりその内容全体が本明細書に組み込まれている、2011年2月24日に出願された「骨安定化装置および方法 (METHODS AND APPARATUS FOR STABILIZING BONE)」と題する米国特許非仮出願第 1 3 / 0 3 3 , 7 9 1 号の優先権を主張するものであり、その継続出願である。

【0 0 0 2】

本明細書で述べるいくつかの実施形態は、一般に、例えば、椎骨の関節突起を固定することにより椎骨を安定させるなど、骨を安定させるための方法および装置に関する。

【背景技術】

20

【0 0 0 3】

脊椎の外傷性、炎症性、および変性障害は、激痛を生じ、運動機能の喪失を生じるおそれがある。背中および脊椎の痛みの一原因は、脊椎の小関節面の変性、または椎間関節炎に関連している。変性した椎間関節表面が骨に接触すること、またはこすれ合うことは、いくつかの疼痛症候群の原因になる可能性がある。多くの技術的な進歩が椎間円板、および椎間円板の人工的置換もしくは修復に焦点を当てているが、小関節の修復においては、ほとんど進展がみられていない。椎間関節および円板の変性は、共に生じることが多い。したがって、変性した椎間関節により生じる臨床的問題に対処する必要性が存在する。

【0 0 0 4】

椎間関節に関する変性問題に対処するための現在の標準的な治療は、2つの隣接する椎骨を癒合させることである。この外科的手技を行うことにより、2つの隣接する椎骨の間の相対運動がなくなり、したがって、小関節面の運動が停止し、運動により生じる潜在的な痛みがなくなる。2つの隣接する椎骨を癒合させる手技は、2つの隣接する椎骨が癒合するまで、2つの隣接する椎骨を固定する、かつ/または安定させることを含むことが多い。

30

【0 0 0 5】

例えば、心臓外科手術後に胸骨を安定させる、骨折後に肋骨を安定させるなど、他の骨に対する、かつ/または他の骨に影響を与える損傷および/または外科的手術においてもまた、骨もしくは骨部分が癒合できるまで骨を固定する、かつ/または安定させることを期待する結果となりうる。隣接する椎骨、および/または他の骨を固定する、かつ/または安定させるための現在の手技は、時間がかかり、かつ/または複雑であることがある。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0 0 0 6】

【特許文献 1】米国特許出願第 1 2 / 8 5 9 , 0 0 9 号明細書

【非特許文献】

【0 0 0 7】

【非特許文献 1】King他による一研究、「Mechanism of Spinal Injury Due to Caudoccephalad Acceleration」、Orthop. Clin. North Am., 6 : 1 9、1 9 7 5 年

【発明の概要】

50

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

したがって、骨を迅速に、かつ／または容易に安定させ、かつ／または固定するための装置および手順が求められている。

【課題を解決するための手段】

【0009】

いくつかの実施形態では、方法は、第1の骨部分に管腔を形成するステップと、第2の骨部分に管腔を形成するステップと、を含む。方法は、可撓性のある締結バンドの一部を、第1の骨部分の管腔を通し、かつ第2の骨部分の管腔を通して挿入するステップと、可撓性のある締結バンドの一部を、可撓性のある締結バンドと共に一体に形成された締結機構の中に挿入するステップと、をさらに含む。方法は、可撓性のある締結バンドの一部を、第1の骨部分および第2の骨部分が安定化するまで、締結機構を通して前進させるステップをさらに含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】脊柱の一部の側面図である。

【図2A】分離した胸椎の概略上面図である。

【図2B】分離した胸椎の概略側面図である。

【図3A】脊柱の一部の概略背面図である。

【図3B】脊柱の一部の後方斜視図である。

20

【図4A】頸椎における椎間関節の概略側面図である。

【図4B】頸椎における椎間関節の概略上面図である。

【図5A】胸椎における椎間関節の概略側面図である。

【図5B】胸椎における椎間関節の概略上面図である。

【図6A】腰椎における椎間関節の概略側面図である。

【図6B】腰椎における椎間関節の概略上面図である。

【図7】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドのブロック図である。

【図8】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドを用いて椎骨を安定させる方法を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

【図9】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドを用いて椎骨を安定させる方法を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

30

【図10】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドを用いて椎骨を安定させる方法を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

【図11】図8～10で示された可撓性のある締結バンドを用いる方法を示す流れ図である。

【図12】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドの斜視図である。

【図13】図12で示された可撓性のある締結バンドの一部の斜視図である。

【図14】一実施形態に係る図12の可撓性のある締結バンドを含む安定化された椎骨を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

【図15】一実施形態に係るスペーサの斜視図である。

40

【図16】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドおよび図15のスペーサを含む安定化された椎骨を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

【図17】可撓性のある締結バンドおよび図15のスペーサを用いる方法を示す流れ図である。

【図18】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドの側面図である。

【図19】図18で示された可撓性のある締結バンドの上面図である。

【図20】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドの側面図である。

【図21】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドの斜視図である。

【図22】図21で示された可撓性のある締結バンドの断面側面図である。

【図23】図21で示された可撓性のある締結バンドの線X-X'に沿った横断面図で

50

ある。

【図 2 4】第 1 の構成における図 2 1 で示された可撓性のある締結バンドの断面上面図である。

【図 2 5】第 2 の構成における図 2 1 で示された可撓性のある締結バンドの断面上面図である。

【図 2 6】一実施形態に係る可撓性のある締結バンドの分解図である。

【図 2 7】図 2 6 で示された可撓性のある締結バンドの斜視図である。

【図 2 8】図 2 7 で示された可撓性のある締結バンドの横断面図である。

【図 2 9】図 2 6 の 2 つの可撓性のある締結バンドを含む安定化された椎骨を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

10

【図 3 0】一実施形態に係る 2 つの可撓性のある締結バンド、および 2 つのスペーサを含む安定化された椎骨を示す脊柱の一部の後方斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

いくつかの実施形態では、方法は、可撓性のある締結バンド (fastening band) の一部を、第 1 の骨部分に接触させ、かつ第 2 の骨部分に接触させて配置するステップを含む。可撓性のある締結バンドの一部は、第 1 の骨部分の形状および第 2 の骨部分の形状を実質的に補完するように構成された実質的に一様な形状を有する。方法は、可撓性のある締結バンドの一部を締結具の中に挿入するステップと、可撓性のある締結バンドの一部を、第 1 の骨部分および第 2 の骨部分が安定化するまで、締結具 (fastener) を通して前進させるステップと、をさらに含む。

20

【0012】

いくつかの実施形態では、装置は、近位端部分、第 1 の部分、第 2 の部分、補強部分、および遠位端部分を含む、可撓性のある細長い本体を含む。可撓性のある細長い本体の遠位端部分は、近位端部分および第 1 の部分を受け入れるように構成された締結具を含む。第 2 の部分は第 1 の材料を含み、補強部分は、第 1 の材料とは異なる、第 1 の材料よりも強度のある第 2 の材料を含む。補強部品は、第 2 の部分の少なくとも一部の内部に配置される。

【0013】

いくつかの実施形態では、装置は、近位端部分、第 1 の部分、第 1 の部分とは相互に排他的であるとともに遠位にある第 2 の部分、および遠位端部分を含む、可撓性のある細長い本体を備える。装置は、近位端部分および第 1 の部分を受け入れるように構成された締結具をさらに備える。可撓性のある細長い本体の第 1 の部分は、長さおよび実質的に一様な第 1 の形状を有し、可撓性のある細長い本体の第 2 の部分は、長さ、第 1 の骨部分の形状および第 2 の骨部分の形状を実質的に補完するように構成された、第 1 の形状とは異なる実質的に一様な第 2 の形状とを有する。締結具は、可撓性のある細長い本体の第 2 の部分を、第 1 の骨部分に接触させ、かつ第 2 の骨部分に接触させて配置したとき、可撓性のある細長い本体の第 1 の部分を受け入れるように構成されている。

30

【0014】

本明細書で使用される場合、単数形「1つの (a)」、「1つの (an)」、および「その (the)」は、文脈が明確にその他の形を指示しない限り、複数の指示対象を含む。したがって、例えば、用語「1つのラチェット」は、単一のラチェット、またはラチェットの組合せを意味することが意図される。本明細書で使用される場合、物質は、これだけに限らないが、薬品、接着剤などを含む任意の生物学的かつ/または化学的物質を含むことができる。椎骨に対して例示的な参照が行われるが、いくつかの実施形態では、他の骨を含むこともできる。特定の椎骨に対して、かつ/または椎骨のサブセットおよび/またはグループに対して特定の参照が行われる可能性があるが、任意の椎骨、ならびに/または椎骨のサブセットおよび/もしくはグループ、または組合せを使用できることを理解されたい。

40

【0015】

50

図 1 で示すように、脊柱 2 は、体の上部に対する軸方向の支持および運動を提供する一連の交互に現れる椎骨 4 および繊維性の円板 6 を備える。脊柱 2 は、通常、33 個の椎骨 4 を備えており、椎骨 4 は、7 個の頸椎 (C 1 ~ C 7)、12 個の胸椎 (T 1 ~ T 12)、5 個の腰椎 (L 1 ~ L 5)、5 個の癒合した仙椎 (S 1 ~ S 5)、および 4 個の癒合した尾椎を備える。図 2 A および図 2 B は、典型的な胸椎を示している。各椎骨は、後方の弓状部 10 を備える前方の本体 8 を含む。後方の弓状部 10 は、後方で接合されて棘突起 16 を形成する 2 つの椎弓根 12、および 2 つの椎弓板 14 を備える。後方の弓状部 10 の各側部から突き出ているのは、横関節突起 18、上関節突起 20、および下関節突起 22 である。上関節突起 20、および下関節突起 22 の小関節面 24、26 は、隣接する椎骨の関節突起と椎間関節 28 を形成する (図 3 A および図 3 B を参照のこと)。椎間関節は、軟骨性表面および関節包を備えた真の滑膜性関節である。

10

【0016】

椎間関節の方向は、脊柱のレベルに応じて変化する。例えば、C 1 および C 2 椎骨では、椎間関節は、横平面に対して平行である。図 4 A から図 6 B は、脊柱の様々なレベルにおける椎間関節の方向の例を示している。図 4 A および図 4 B で示す C 3 から C 7 椎骨の例では、小関節面は、横平面 30 に対して 45 度の角度で、かつ前平面 32 に対して平行に、それぞれ方向付けられている。この方向付けにより、頸椎の椎間関節が、撓み、延び、側方に撓み、回転することが可能になる。脊柱頸椎部の椎間関節は、横平面 30 で 45 度の角度で、頸椎の運動を制限することなく案内することができる。図 5 A および図 5 B は、胸椎の例を示しており、小関節面は、横平面 30 に対して 60 度の角度で、かつ前平面 32 に対して 20 度の角度で、それぞれ方向付けられている。この方向付けにより、限定された屈曲および伸張だけであるが、横方向の屈曲および回転を行うことができる。図 6 A および図 6 B は、腰椎部位の例を示しており、椎間関節は、横平面 30 に対して 90 度の角度で、かつ前平面 32 に対して 45 度の角度で、それぞれ方向付けられている。腰椎は、屈曲、伸張、および横方向屈曲が可能であるが、横平面における椎間関節の 90 度の方向付けのため、できるとしてもわずかな回転しかできない。脊柱に沿った運動の実際の範囲は、個々の各椎骨でかなり変わる可能性がある。

20

【0017】

椎骨の案内運動に加えて、椎間関節はまた、脊柱の耐荷力機能に寄与する。非特許文献 1 は、脊柱のいくつかの位置で、30% の高さの椎間関節耐荷力を見出した。椎間関節はまた、椎骨間の剪断応力に抗する役割も担うことができる。時間の経過と共に、椎間関節に作用するこれらの力は、変性および関節炎を生じるおそれがある。

30

【0018】

本明細書で述べるいくつかの実施形態では、可撓性のある締結バンドは、痛みを軽減し、脊椎、または脊椎の特定の椎骨のさらなる変性を低減するために、かつ/または第 1 の椎骨および第 2 の椎骨が癒合するまで、第 1 の椎骨を第 2 の椎骨に安定化させる、かつ/または固定するために使用することができる。図 7 は、可撓性のある締結バンド (「バンド」) 140 のブロック図を示している。バンド 140 は、近位端部分 142、第 1 の部分 144、第 2 の部分 146、および締結機構 (fastening mechanism) 150 (あるいは、本明細書では締結具と呼ぶ) を含む遠位端部分 148 を含む可撓性のある細長い本体を含む。いくつかの実施形態では、バンド 140 は、第 3 の部分 (図 7 には示していない) を含むことができる。いくつかの実施形態では、バンド 140 は、スペーサ (図 7 には示していない) を含むことができる。いくつかの実施形態では、締結機構は、遠位端部分から分離することができる (例えば、図 26 ~ 図 30 を参照のこと)。バンド 140 は、第 1 の椎骨 (図 7 には示していない)、および/または第 2 の椎骨 (図 7 には示していない) を安定化するように構成することができる。具体的には、バンド 140 は、第 1 の椎骨の関節突起を第 2 の椎骨の関節突起に固定することにより、第 1 の椎骨および/または第 2 の椎骨を安定させるように構成することができる。より具体的には、バンド 140 は、第 1 の椎骨の関節突起の小関節面を、第 2 の椎骨の関節突起の小関節面で固定することにより第 1 の椎骨の関節突起を第 2 の椎骨の関節突起に固定することによって、第 1 の椎

40

50

骨および／または第2の椎骨を安定させるように構成することができる。いくつかの実施形態では、バンド140は、例えば、切断、破断により、またはその他の形でバンド140を解放することにより、椎骨から取り外すことができる。このように、バンドが故障した場合であっても、交換用バンドを挿入することができる。同様に、バンドが、特定の患者に有効ではないと見なされた場合、バンドを取り外すことが可能であり、椎骨の恒久的な癒合を生じることなく、代替の治療を選択することができる。本明細書でより詳細に述べるように、バンド140は、一体に形成されても、または別個に形成されてもよい。バンド140は、例えば、ステンレス鋼、チタン、PEEK、ナイロンなどの任意の生体適合性のある材料を含むことができる。

【0019】

近位端部分142は、椎骨を貫通して形成された管腔と、隣接する椎骨を貫通して形成された管腔とを通り、遠位端部分148の締結機構150を通るように構成されている。いくつかの実施形態では、近位端部分142は、例えば、近位端部分142の断面積の少なくとも一部を低減するために、近位端部分142にテーパを付ける、丸める、かつ／または角度を付けるなど、近位端部分142の締結機構150の中への挿入しやすさを向上させるような形状にすることができる。

【0020】

第1の部分144は、近位端部分142と第2の部分146との間の長さだけ延びることができ、実質的に一樣な形状を有することができる。第1の部分144は、例えば、実質的に直方体状の形状、または実質的に円筒形状の形状を有することができる。いくつかの実施形態では、第1の部分144の長さは、第2の部分146の長さの2倍を超えるものとすることができる。いくつかの実施形態では、第1の部分144の断面積を、第2の部分146の断面積より小さくすることができる。いくつかの実施形態では、第1の部分144の断面積を、締結機構150により画定される管腔の断面積より小さくすることができる。第1の部分144は、締結機構150のラチェット（図7には示していない）と係合するように構成されたギヤラック（図7には示していない）を含むことができる。ギヤラックは、第1の部分144が締結機構150を通り、一方向にだけ移動できるように構成することができる。第1の部分144は、第2の部分146と一体に形成することができる。いくつかの他の実施形態では、第1の部分は、第2の部分とは別個に形成することができる。第1の部分144は、第2の部分146の管腔中に摺動可能に配置されるように構成することができる。

【0021】

第2の部分146は、第1の部分144と遠位端部分148との間の長さを有することができ、実質的に一樣な形状を含むことができる。第3の部分を含む実施形態では、第2の部分146は、第1の部分144と第3の部分との間の長さを有することができる。第2の部分146は、例えば、実質的に直方体形状、または実質的に円筒形状を有することができる。第1の部分144および第2の部分146は、同じ形状、または異なる形状を有することができ、例えば、第1の部分144および第2の部分146を共に、実質的に直方体状にすることができ（例えば、図8のバンド240を参照のこと）、第1の部分144および第2の部分146を共に、実質的に円筒形状にすることができ（例えば、図18のバンド840を参照のこと）、第1の部分144は実質的に直方体状であるが、第2の部分146は実質的に円筒形状にすることができ（例えば、図12のバンド440を参照のこと）、あるいは第1の部分144は実質的に円筒形状であるが、第2の部分146を実質的に直方体状にすることができる（図示せず）。いくつかの実施形態では、第2の部分146の長さは、第1の部分144の長さの半分より短くすることができる。いくつかの実施形態では、第2の部分146の断面積を、第1の部分144の断面積よりも大きくすることができる。いくつかの実施形態では、第2の部分146の断面積は、締結機構150により画定される管腔の断面積よりも大きくすることができる。この方法では、バンド140の一部が締結機構150を通過して前進すると、第2の部分146の断面積は、バンド140が第1の部分144を越えて前進するのを妨げることができる。第2の部分

10

20

30

40

50

１４６は、締結機構１５０のラチェットに係合するように構成されたギヤラック（図７には示していない）を含むことができる。ギヤラックは、第２の部分１４６が一方向にだけ締結機構１５０を通して移動できるように構成することができる。第２の部分１４６は、第１の部分１４４と一体に形成することができる。いくつかの実施形態では、第２の部分は、第１の部分とは別個に形成することができる。第２の部分１４６は、第１の部分１４４を摺動可能に受け入れるように構成された管腔を画定することができる。

【００２２】

遠位端部分１４８は、近位端部分１４２、第１の部分１４４、および／または第２の部分１４６の少なくとも一部を受け入れるように構成された締結機構１５０を含む。いくつかの実施形態では、遠位端部分１４８、第２の部分１４６、第１の部分１４４、および近位端部分１４２は、一体に形成することができる。締結機構１５０は、近位端部分１４２の少なくとも一部、第１の部分１４２の一部、および／または第２の部分１４６の一部を受け入れるように構成された管腔（図７には示していない）を含む。いくつかの実施形態では、締結機構１５０の管腔の断面積は、第２の部分１４６の断面積よりも小さい。この方法では、第２の部分１４６が、締結機構１５０を通して前進するのを阻止することができる。いくつかの実施形態では、締結機構は、第１の部分１４４および／または第２の部分１４６のギヤラックと係合するように構成されたラチェット（図７には示していない）を含むことができる。この方法では、締結機構は、第１の部分１４４および／または第２の部分１４６が、一方向にだけ締結機構１５０を通して前進することを可能にする。

【００２３】

いくつかの実施形態では、遠位端部分１４８、第２の部分１４６、第１の部分１４４、および近位端部分１４２の少なくとも１つは、遠位端部分１４８、第２の部分１４６、第１の部分１４４、および近位端部分１４２の他のものとは別個に形成することができる。別の言い方をすれば、例として、遠位端部分１４８、第１の部分１４４、および近位端部分１４２を共に一体に形成することができるが、第２の部分１４６を別個に形成することもできる。このように、バンド１４０は、交換用の第２の部分１４６と交換するように、かつ／または覆われるように構成された最初の第２の部分１４６を含むことができる。第１の例として、最初の第２の部分１４６は、第１の部分１４４と一体に形成することができる。交換用の第２の部分１４６は、最初の第２の部分１４６の上に摺動可能に配置することができる。第２の例として、最初の第２の部分１４６を第１の部分１４４とは別個に形成することができ、バンド１４０から取り外すことができ、交換用の第２の部分１４６を第１の部分１４４の上に摺動可能に配置することができる。第３の例として、最初の第２の部分１４６は、第１の部分１４４とは別個に形成されても、または一体に形成されてもよく、交換用の第２の部分１４６は、第１の部分１４４および最初の第２の部分１４６の上に摺動可能に配置することができる。いくつかの実施形態では、最初の第２の部分１４６および交換用の第２の部分１４６は、同じ形状を有することができるが、例えば、最初の第２の部分１４６は、実質的に円筒形状を含むことができ、交換用の第２の部分１４６も実質的に円筒形状を含むことができる。いくつかの実施形態では、最初の第２の部分１４６および交換用の第２の部分１４６は、異なる形状を有することができるが、例えば、最初の第２の部分１４６は、実質的に直方体形状を含むことができ、交換用の第２の部分１４６は、実質的に円筒形状を含むことができる。

【００２４】

いくつかの実施形態では、第１の部分１４４の形状、および第２の部分１４６の形状は、椎骨の関節突起を通して形成された人工的な管腔の形状に基づいて決定することができる。例として、人工的な管腔の形状が直方体状である場合、第１の部分１４４の形状、および第２の部分１４６の形状は、第１の部分１４４および第２の部分１４６が人工的な管腔を通して摺動可能に前進できるように直方体状にすることができる。第２の例として、人工的な管腔の形状が円筒形状である場合、第１の部分１４４の形状および第２の部分１４６の形状は、直方体状または円筒形状とすることができる。第２の例を続けると、第１の部分１４４の形状は、第１の部分１４４が人工的な管腔を通して容易に前進できるよう

に直方体状にすることができるが、第2の部分146の形状は、直方体状の形状と比較して、第2の部分146が人工的な管腔内によりしっかりと嵌合することのできるように、円筒形状にすることができる。

【0025】

いくつかの実施形態では、第1の部分144の形状および第2の部分146の形状は、第1の部分144および第2の部分146が接触する可能性のある骨もしくは骨部分の特性に基づいて決定することができる。例として、第1の部分144および/または第2の部分146は、実質的に直方体状にすることができ、第1の部分144および/または第2の部分146の縁部は、骨もしくは骨部分の形状を補完するように、かつ/または骨もしくは骨部分の中への掘り込み、またはこすり合せを低減するように、丸める、部分的に丸める、かつ/またはその他の形に形成することができる。このように、バンド140を使用することは、バンド140が接触する骨もしくは骨部分への損傷がほとんどないか、あるいは全く損傷を与えないようにすることができる。

【0026】

いくつかの実施形態では、バンド140は、第3の部分(図7には示していない)を含むことができる。第3の部分は、第2の部分146と遠位端部分150との間の長さを有することができ、実質的に一様な形状を有することができる。いくつかの実施形態では、第3の部分は、例えば、実質的に直方体形状、または実質的に円筒形状を有することができる。いくつかの実施形態では、第3の部分の長さは、第1の部分144の長さの半分より短くすることができる。第3の部分は、第1の部分144および/または第2の部分146と一体に形成することができる。いくつかの他の実施形態では、第3の部分は、第2の部分および/または第1の部分とは別個に形成することができる。

【0027】

第1の部分144、第2の部分146、および第3の部分のそれぞれは、実質的に一様な形状とすることができるが、いくつかの実施形態では、第1の部分144、第2の部分146、および第3の部分のいずれか1つが、バンド140を、第1の実質的に一様な形状から、第2の実質的に一様な形状へと遷移させる遷移部分を含むことができる。例として、いくつかの実施形態では、第1の部分144および第3の部分は、実質的に直方体状にすることができ、第2の部分146は、実質的に円筒形状にすることができる。この例では、第2の部分146は、角度が付けられた、円錐形の、または他の形状の遷移部分を含むことができる(例えば、図13の第2の部分446を参照のこと)。

【0028】

いくつかの実施形態では、バンドはスペーサ(図示せず)を含むことができる。スペーサは、参照によりその内容全体が本明細書に組み込まれる、2010年8月18日に出願された「Vertebral Facet Joint Drill and Method of Use」と題する特許文献1(「'009出願」と呼ぶ)で示され、述べられた人工装具の実施形態と同様のものとしてことができ、同様の特徴を有することができる。'009特許で述べるように、スペーサは、第1の椎骨の上関節突起の小関節面と、隣接する椎骨の下関節突起の小関節面との間の空間を修復するために植え込み、展開することができる。本明細書で述べるように、スペーサは、接着剤を用いて、隣接する椎骨を安定化させるのを助けるために植え込み、展開することができ、かつ/または薬剤を投与するために植え込み、展開することもできる。このような実施形態では、スペーサは、例えば、実質的に円板形状とすることができる。他の実施形態では、スペーサは、例えば、正方形、楕円形、または任意の他の形状など、他の形状とすることができる。スペーサは、第1の側と第2の側を含むことができる。第1の側および/または第2の側は、例えば、凸形、凹形、平坦などとするすることができる。別の言い方をすれば、スペーサの第1の側は、凹形、凸形、または平坦にすることができ、スペーサの第2の側は、凹形、凸形、または平坦にすることができ、例えば、第1の側を凹形にし、第2の側も凹形にすることができ、第1の側を凹形にし、第2の側を凸形にすることもできる。スペーサは、バンド140と同じ材料を含むことができる。いくつかの実施形態では、スペーサは、薬剤を放出するように、かつ/または椎骨および/またはバ

10

20

30

40

50

ンド 140 の安定性を高めるように構成された物質を含むことができる。上記で論じたように、物質は、薬品および / または接着剤を含むことができる。

【0029】

図 8 ~ 図 10 は、実施形態に係る可撓性のある締結バンド (「バンド」) 240 を用いて隣接する椎骨を安定させる方法における脊柱の一部の後方斜視図を示す。図 8 で示すように、バンド 240 は、椎骨 V1 の下関節突起 IAP1A、および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A により、椎骨 V1 および椎骨 V2 を安定させるために使用することができる。図 8 でさらに示すように、可撓性のある締結バンド (「バンド」) 340 が、椎骨 V1 の下関節突起 IAP1B および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2B により、椎骨 V1 および椎骨 V2 を安定させるために使用される。いくつかの実施形態では、椎骨 V1 および / または椎骨 V2 は、バンド 240 またはバンド 340 の一方だけを用いて安定化される。このようないくつかの実施形態では、バンド 240 またはバンド 340 の一方を、椎骨 V1 の下関節突起 IAP1A および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A、または椎骨 V1 の下関節突起 IAP1B および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2B の一方により、椎骨 V1 および / または椎骨 V2 を安定化するために使用することができる。他のこのような実施形態では、バンド 240 またはバンド 340 の一方を、椎骨 V1 の下関節突起 IAP1A および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A と、椎骨 V1 の下関節突起 IAP1B および椎骨 V2 の上関節突起 SAP2B との両方により、椎骨 V1 および / または椎骨 V2 を安定させるために使用することができる。

【0030】

バンド 240 およびバンド 340 のそれぞれは、上記で述べたバンド 140 と同様のものとすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 240 は、近位端部分 242、第 1 の部分 244、第 2 の部分 246、および締結機構 250 を含む遠位端部分 248 を含み、バンド 340 は、近位端部分 (図 8 には示していない)、第 1 の部分、第 2 の部分、および締結機構を含む遠位端部分を含む。図 8 ~ 図 10 で示すように、第 1 の部分 244、バンド 340 の第 1 の部分、第 2 の部分 246、およびバンド 340 の第 2 の部分の形状はすべて直方体状にすることができる。図 8 で示すように、バンド 240 は、ギヤラック 247 およびギヤ 264 を含む。ギヤ 264 のそれぞれは、各ギヤ 264 が締結機構 250 のラチェットを一方向にだけ変位できるようにするくさび形とすることができる。いくつかの実施形態では、ギヤ 264 は、ブロックなどの他の形状とすることができる。

【0031】

図 11 は、バンド 240 および / またはバンド 340 を用いる方法 5000 を示す流れ図を示している。5002 で、バンド 240 および / またはバンド 340 を使用する前に、外科手術のための準備を患者に行うことができる。外科手術のための準備のいくつかの例は、'009 特許で述べられている。'009 出願で述べられたこれらの手順に加えて、いくつかの実施形態では、外科的手技は、安定化させる椎骨の直接的な視覚化を含むことができる。別の言い方をすれば、医療従事者は、X 線透視検査を使用することなく手術を実施することができ、この方法では、X 線透視検査法に固有の不正確さおよび / または不便さに頼る必要がないはずである。この直接的な視覚化は、例えば、約 25 mm 未満の、バンドの植込みに必要なわずかな切開を起因として、かつバンドを植え込み、展開する容易さを起因として可能になりうる。いくつかの実施形態では、使用される外科的手技は、第 1 の椎骨の第 1 の関節突起と、第 1 の椎骨の第 2 の関節突起との間の実質的に等距離にある体組織中に開口部を形成することを含むことができる。管 (図示せず) を、開口部を通して挿入することができ、管の近位端を、椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A の管腔の近くに位置決めすることができる。5004 で、椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A および椎骨 V1 の下関節突起 IAP1A に管腔を形成するために、ドリルまたは他の装置を使用することができる。具体的には、ドリルは、椎骨 V2 の上関節突起 SAP2A の小関節面に管腔を形成するために、および椎骨 V1 の下関節突起 IAP1A の小関節面に管腔を形成するために使用することができる。椎骨に管腔を形成するための方法および装置は、'

009出願に記載されている。バンド240を、管の内部に位置決めすることができ、近位端部分242が椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔の近くに位置決めされるまで、管を通して進めることができる。いくつかの実施形態では、管の近位端は、近位端部分242を椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔の中に導くための曲げ部を有することができる。5006で、近位端部分242は、椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔の中に、椎骨V1の下関節突起IAP1Aの管腔を通して挿入され、第1の部分244の一部を、椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔を通し、椎骨V1の下関節突起IAP1Aの管腔を通して進ませる。管は、例えば、バンド240の近位端部分が、椎骨V2の上関節突起SAP2A内に形成された管腔の中に挿入された後、椎骨V1および/または椎骨V2が安定化された後、あるいは方法5000における他の時点を含む、方法5000の様々な時点で、取り外すことができ、かつ/または再挿入することができる。いくつかの実施形態では、第1の部分244は、椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔を通り、椎骨V1の下関節突起IAP1Aの管腔を通して前進することができ、したがって、第2の部分246だけが椎骨V2の上関節突起SAP2Aの管腔内にあり、椎骨V1の下関節突起IAP1Aの管腔を通過している。この方法では、第2の部分の形状が、第1の椎骨の上関節突起の管腔の形状、および第2の椎骨の下関節突起の管腔の形状と実質的に同様である場合、管腔には、例えば、第2の部分など、同様の形状を有するバンドのその部分が接触できるだけである。

【0032】

5008で、図9で示すように、近位端部分242が、遠位端部分248の締結機構250の管腔の中に挿入される。いくつかの実施形態では、近位端部分242を遠位端部分248の締結機構250の中に挿入するために、医療従事者は、近位端242および遠位端248を把持し、近位端部分242を締結機構250の中に手で挿入することができる。他の実施形態では、近位端部分242および遠位端部分248の一方または両方を、外科用器具（図示せず）で把持することができる。このような実施形態では、外科用器具は、特定のバンド構成に適合するように構成することができ、例えば、外科用器具は、締結機構250の管腔を妨げることなく、遠位端248を受け入れるように構成することができる。他の例として、外科用器具は、近位端部分242および/または第1の部分244を把持し、操作するように構成することができる。5010で、第1の部分244の一部を、椎骨V2の上関節突起SAP2Aおよび椎骨V1の下関節突起IAP1Aが安定化されるまで、遠位端部分248の締結機構250の管腔を通して前進させる。いくつかの実施形態では、外科用器具は、第1の部分244を、締結機構250の管腔を通して進ませるために使用することができる。このような実施形態では、外科用器具の一部は、締結機構250を通る管腔を妨げることなく、遠位部分248を受け入れるように構成することができ、外科用器具の一部を、近位端部分242および/または第1の部分244を把持し、かつ/または前進させるように構成することができる。外科用器具は、バンド240に加えられる力および/またはトルクの量を制限し、かつ/またはバンドに加えられる力および/またはトルクの量の指示を医療従事者に提供するように構成することができる。いくつかの実施形態では、バンドに加えられる力および/またはトルクの量、ならびに/または医療従事者への指示を提供するために使用される力および/またはトルクの量は、医療従事者により調整することができる、かつ/または手技のために選択されたバンドの構成により、かつ/または患者の生理機能により決定することができる。ギヤラック247の各ギヤ264が、締結機構250のラチェットの上を通過すると、第1の部分244は、締結機構250から後退することができなくなる。第1の部分244の一部は、バンド240から取り除かれる。いくつかの実施形態では、外科用器具は、締結機構250を越えて延びるバンド240の部分を取り除くために使用することができる。このような実施形態では、外科用器具は、締結機構250を越えて延び、取り除かれるバンド240の部分に対する把持を維持するように構成することができる。この方法では、バンド240の取り除かれる部分の位置は、取り除く前に制御することも、かつその後に制御することもできる。バンド340は、図10で示すバンド240と実質的に同様のものとするこ

10

20

30

40

50

とができ、方法 270 は、バンド 340 を植え込み、展開するために使用することができる。

【0033】

図 12 は、可撓性のある締結バンド（「バンド」）440 の図を示しており、図 13 は、バンド 440 の一部の図を示しており、図 14 は、実施形態に係るバンド 440、および可撓性のある締結バンド（「バンド」）540 を用いて安定化された隣接する椎骨と共に脊柱の一部を示している。図 14 で示すように、バンド 440 は、椎骨 V3 の下関節突起 IAP3A および椎骨 V4 の上関節突起 SAP4A により椎骨 V3 および椎骨 V4 を安定させるために使用することができる。図 14 でさらに示すように、バンド 540 は、椎骨 V3 の下関節突起 IAP3B および椎骨 V4 の上関節突起 SAP4B により椎骨 V3 および椎骨 V4 を安定化するために使用される。いくつかの実施形態では、椎骨 V3 および / または椎骨 V4 は、バンド 240 およびバンド 340 に関して上記で述べたように、バンド 440 またはバンド 540 の一方だけを用いて安定化される。

【0034】

バンド 440 およびバンド 540 のそれぞれは、上記で述べたバンド 140、240、および 340 と同様のものとして、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 440 は、近位端部分 442、第 1 の部分 444、第 2 の部分 446、および締結機構 450 を含む遠位端部分 448 を含み、バンド 540 は、近位端部分（図 14 には示していない）、第 1 の部分 544、第 2 の部分 546、および締結機構 550 を含む遠位端部分 548 を含む。バンド 240 およびバンド 340 とは対照的に、バンド 440 およびバンド 540 はそれぞれ、円筒形状の第 2 の部分 446、546 を含み、バンド 440 およびバンド 540 はそれぞれは、第 3 の部分 449、549 をそれぞれ含む。図 12 ~ 図 14 で示すように、第 3 の部分 449 は、第 1 の部分 444 と実質的に同じ形状をしており、図 14 で示すように、第 3 の部分 549 は、第 1 の部分 544 と実質的に同じ形状である。図 14 で分かるように、第 2 の部分 446 は、椎骨 V4 の上関節突起 SAP4A の管腔の直径、および椎骨 V3 の下関節突起 IAP3A の管腔の直径と実質的に同じ直径であり、第 2 の部分 546 は、椎骨 V4 の上関節突起 SAP4B の管腔の直径、および椎骨 V3 の下関節突起 IAP3B の管腔の直径と実質的に同じ直径である。第 2 の部分の直径が、椎骨 V4 の上関節突起 SAP4B の管腔、および椎骨 V3 の下関節突起 IAP3B の管腔の直径と実質的に同じであるとき、管腔内の空いた空間の量を最小にすることができ、管腔と接触するバンドの第 2 の部分の表面積を増加させることができ、その結果、椎骨 V3 および / または椎骨 V4 の動きを低減する、または最小化することができる。さらに、椎骨 V3 および / または椎骨 V4 に動きが生じたとき、バンドに作用する力は、少なくとも管腔に接触しているバンドの増加した表面積に起因して、バンドの第 2 の部分の全体により均等に分散させることができる。図 12 および図 13 で示すように、バンド 440 は、ギヤラック 447 およびギヤ 464 を含む。ギヤ 464 のそれぞれは、くさび形の形状をしており、ギヤ 464 のそれぞれが、一方向にだけ締結機構 450 のラチェットを変位させることができる。いくつかの実施形態では、ギヤ 464 は、ブロックなどの他の形状とすることができる。

【0035】

図 15 は、スペーサ 654 の斜視図を示しており、図 16 は、実施形態に従って、可撓性のある締結バンド（「バンド」）640 およびスペーサ 654、ならびに可撓性のある締結バンド（「バンド」）740 およびスペーサ 754 を用いて安定化させた椎骨を示す脊柱の一部を示している。図 16 で示すように、バンド 640 は、椎骨 V5 の下関節突起 IAP5A および椎骨 V6 の上関節突起 SAP6A により椎骨 V5 および椎骨 V6 を安定させるために使用することができる。図 16 でさらに示すように、バンド 740 は、椎骨 V5 の下関節突起 IAP5B および椎骨 V6 の上関節突起 SAP6B により、椎骨 V6 および椎骨 V5 を安定させるために使用される。いくつかの実施形態では、椎骨 V5 および / または椎骨 V6 は、バンド 240 およびバンド 340 に関して上記で述べたように、バンド 640 またはバンド 740 の一方だけを用いて安定化される。

【 0 0 3 6 】

バンド 6 4 0 およびバンド 7 4 0 のそれぞれは、上記で述べたバンド 1 4 0、2 4 0、3 4 0、4 4 0、および 5 4 0 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。バンド 1 4 0、2 4 0、3 4 0、4 4 0、および 5 4 0 とは対照的に、バンド 6 4 0 はスペーサ 6 5 4 を含むことができ、バンド 7 4 0 はスペーサ 7 5 4 を含むことができる。図示されていないが、バンド 1 4 0、2 4 0、3 4 0、4 4 0、および 5 4 0 のいずれも、スペーサ 6 5 4 および 7 5 4 と同様のスペーサを含むことができる。

【 0 0 3 7 】

図 1 5 で示すように、スペーサ 6 5 4 は、実質的に円板形状にすることができる。スペーサ 6 5 4 は、上記で述べたスペーサに、かつ ' 0 0 9 出願で示され、述べられた人工器具の実施形態に類似したものであり、同様の機能を有することができる。スペーサ 6 5 4 は、第 1 の椎骨の上関節突起の小関節面と、隣接する椎骨の下関節突起の小関節面との間の空間を修復するために植え込み、展開することができ、接着剤を用いて、隣接する椎骨を安定化させるのを助けるために植え込み、展開することができ、ならびに / または薬剤を投与するために植え込み、展開することができる。このような実施形態では、スペーサは、例えば、実質的に円板形状にすることができる。他の実施形態では、スペーサは、例えば、正方形、楕円形、または任意の他の形状など、別の形状にすることができる。スペーサ 6 5 4 は、第 1 の側 6 5 6 および第 2 の側 6 5 8 を含む。図 1 5 で示すように、第 1 の側 6 5 6 は凹形であり、第 2 の側 6 5 8 は凸形である。いくつかの実施形態では、第 1 の側 6 5 6 および / または第 2 の側 6 5 8 を凸形、凹形、または平坦にすることができる。別の言い方をすれば、スペーサ 6 5 4 の第 1 の側 6 5 6 は、凹形、凸形、または平坦にすることができ、スペーサ 6 5 4 の第 2 の側 6 5 8 を凹形、凸形、または平坦にすることができ、例えば、第 1 の側 6 5 6 を凹形にして第 2 の側 6 5 8 も凹形に、第 1 の側 6 5 6 を凹形にして第 2 の側 6 5 8 は凸形にするなどである。この方法では、第 1 の側 6 5 6 および / または第 2 の側 6 5 8 は、椎骨の関節突起に対して、具体的には、椎骨の関節突起の小関節面に対して良好に適合することができる。スペーサ 6 5 4 は、例えば、バンド 6 4 0 と同じ材料を含むことができる。いくつかの実施形態では、スペーサ 6 5 4 は、薬剤を放出するように、かつ / または椎骨および / またはバンド 6 4 0 の安定性を高めるように構成された物質を含むことができる。上記で論じたように、物質は、薬品および / または接着剤を含むことができる。

【 0 0 3 8 】

図 1 7 は、バンド 6 4 0 および / またはバンド 7 4 0 を用いる方法 6 0 0 0 を示す流れ図を示す。6 0 0 2 で、バンド 6 4 0 およびバンド 7 4 0 を使用する前に、外科手術のための準備を患者に行うことができる。外科手術のための準備のいくつかの例は、' 0 0 9 出願で述べられている。' 0 0 9 出願で述べられたこれらの手順に加えて、いくつかの実施形態では、外科的手技は、安定化させる椎骨の直接的な視覚化を含むことができる。別の言い方をすれば、医療従事者は、X 線透視検査を使用することなく手術を実施することができ、この方法では、X 線透視検査法に固有の不正確さおよび / または不便さに頼る必要はないはずである。この直接的な視覚化は、例えば、約 2 5 mm 未満の、バンドの植込みに必要なわずかな切開に起因して、かつバンドを植え込み、展開する容易さに起因して可能になりうる。いくつかの実施形態では、使用される外科的手技は、第 1 の椎骨の第 1 の関節突起と、第 1 の椎骨の第 2 の関節突起との間の実質的に等距離にある体組織中に開口部を形成することを含むことができる。管（図示せず）を、開口部を通して挿入することができ、管の近位端を、椎骨 V 6 の上関節突起 S A P 6 A の管腔の近くに位置決めすることができる。6 0 0 4 で、椎骨 V 6 の上関節突起 S A P 6 A および椎骨 V 5 の下関節突起 I A P 5 A に管腔を形成するために、ドリルまたは他の装置を使用することができる。具体的には、ドリルは、椎骨 V 6 の上関節突起 S A P 6 A の小関節面に管腔を形成するために、および椎骨 V 5 の下関節突起 I A P 5 A の小関節面に管腔を形成するために使用することができる。椎骨に管腔を形成するための方法および装置は、' 0 0 9 出願に記載されている。バンド 6 4 0 を、管の内部に位置決めすることができ、近位端部分が、椎骨 V

6の上関節突起SAP6Aの管腔の近くに位置決めされるまで、管を通して進めることができる。いくつかの実施形態では、管の近位端は、近位端部分を椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔の中に導くための曲げ部を有することができる。6006で、近位端部分は、椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔の中に挿入される。6008で、スペーサ654が、椎骨V6の上関節突起SAP6Aと、椎骨V5の下関節突起IAP5Aとの間に挿入される。いくつかの実施形態では、スペーサ654は、近位端部分を椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔の中に挿入する前に配置することができる。管は、例えば、バンド640の近位端部分が、椎骨V6の上関節突起SAP6A内に形成された管腔の中に挿入された後、椎骨V5および/または椎骨6が安定化された後、または方法6000における他の時点を含む、方法6000の様々な時点で、取り外すことができ、かつ/または再挿入することができる。いくつかの実施形態では、第1の部分644は、椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔を通り、椎骨V5の下関節突起IAP5Aの管腔を通して前進することができ、したがって、第2の部分だけが、椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔内にあり、椎骨V5の下関節突起IAP5Aの管腔を通っている。この方法では、第2の部分の形状が、第1の椎骨の上関節突起の管腔の形状、および第2の椎骨の下関節突起の管腔の形状と実質的に同様である場合、管腔には、例えば、第2の部分など、同様の形状を有するバンドのその部分が接触できるだけである。

【0039】

6010で、近位端部分は、椎骨V5の下関節突起IAP5Aの管腔の中に挿入される。6012で、近位端部分642は、遠位端部分648の締結機構650の管腔の中に挿入される。いくつかの実施形態では、近位端部分を遠位端部分648の締結機構650の中に挿入するために、医療従事者は、近位端部分および遠位端648を把持し、近位端部分を締結機構650の中に手で挿入することができる。他の実施形態では、近位端部分および遠位端部分648の一方または両方を、外科用器具（図示せず）で把持することができる。このような実施形態では、外科用器具は、特定のバンド形状に適合するように構成することができ、例えば、外科用器具は、締結機構650の管腔を妨げることなく、遠位端648を受け入れるように構成することができる。他の例として、外科用器具は、近位端部分および/または第1の部分644を把持し、操作するように構成することができる。第1の部分644の一部は、椎骨V6の上関節突起SAP6Aの管腔を通して、椎骨V5の下関節突起IAP5Aの管腔を通して前進する。6014で、第1の部分644の一部は、椎骨V6の上関節突起SAP6Aおよび椎骨V5の下関節突起IAP5Aが安定化されるまで、遠位端部分648の締結機構650の管腔を通して前進する。いくつかの実施形態では、外科用器具は、第1の部分644を、締結機構650の管腔を通して進ませるために使用することができる。このような実施形態では、外科用器具の一部は、締結機構650を通る管腔を妨げることなく、遠位部分648を受け入れるように構成することができ、外科用器具の一部は、近位端部分および/または第1の部分644を把持し、かつ/または前進するように構成することができる。外科用器具は、バンド640に加えられる力および/またはトルクの量を制限し、かつ/またはバンドに加えられる力および/またはトルクの量の指示を医療従事者に提供するように構成することができる。いくつかの実施形態では、バンドに加えられる力および/またはトルクの量、および/または医療従事者への指示を提供するために必要な力および/またはトルクの量は、医療従事者により調整することができる、かつ/または手技のために選択されたバンドの構成により、かつ/または患者の生理機能により決定することができる。ギヤラックの各ギヤが、締結機構のラチェットの上を通過すると、第1の部分644は、締結機構から後退することができなくなる。第1の部分644の一部は、バンド640から取り除かれる。いくつかの実施形態では、外科用器具は、締結機構650を越えて延びるバンド640の一部を取り除くために使用することができる。このような実施形態では、外科用器具は、締結機構650を越えて延び、取り除かれるバンド640の一部に対する把持を維持するように構成することができる。この方法では、バンド640の取り除かれる位置は、取り除く前に制御すること、その後に制御すること、およびバンド740およびスペーサ754は、

10

20

30

40

50

バンド 640 およびスペーサ 654 と実質的に同様のものとしてすることができ、方法 770 は、バンド 740 およびスペーサ 754 を植え込み、展開するために使用することができる。

【0040】

図 18 は、他の実施形態に係る可撓性のある締結バンド（「バンド」）840 の側面図であり、図 19 は上面図である。バンド 840 は、上記で述べたバンド 140 およびバンド 240 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 840 は、近位端部分 842、ギヤラック 847 を含む第 1 の部分 844、第 2 の部分 846、ならびに締結機構 850 およびラチェット 862 を含む遠位端部分 848 を含む。ギヤラック 247 とは対照的に、ギヤラック 847 の各ギヤ 864 の断面積の形状は、くさび形ではなく、長方形をしている。さらに、第 1 の部分 244 とは対照的に、第 1 の部分 844 の形状は、直方体状ではなく円筒形状をしている。この方法では、締結機構 850 の管腔 866 の形状は、円筒形状である。この実施形態に係るバンドは、展開するのに特に有用であり、隣接する椎骨を安定させるために、単一のバンドが使用される。この方法では、第 2 の部分を、第 1 の椎骨の第 1 の関節突起の管腔内に配置することができ、第 1 の部分の一部を、第 1 の椎骨の第 2 の関節突起の管腔内に配置することができる。これらの実施形態では、第 1 の椎骨の第 1 の関節突起内のバンドの一部、および第 1 の椎骨の第 2 の関節突起内のバンドの一部は共に、第 1 の椎骨の第 1 の関節突起の管腔、および第 1 の椎骨の第 2 の関節突起の管腔と実質的に同じ形状を有することができる。この方法では、バンド 440 に関して上記で述べたように、管腔内の空いた空間の量を最小化することができ、管腔と接触するバンドの第 1 の部分および / または第 2 の部分の表面積を増加させることができ、その結果、第 1 の椎骨および / または第 2 の椎骨の動きを低減する、または最小化することができる。さらに、第 1 の椎骨および / または第 2 の椎骨に動きが生じたとき、バンドに作用する力は、少なくとも管腔と接触しているバンドの増加した表面積に起因して、第 1 の部分および / または第 2 の部分の全体により均等に分散させることができる。

【0041】

図 20 は、実施形態に係る可撓性のある締結バンド（「バンド」）940 の側面図である。バンド 940 は、上記で述べたバンド 140、バンド 240、およびバンド 840 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 940 は、近位端部分 942、ギヤラック 947 を含む第 1 の部分 944、第 2 の部分 946、ならびに締結機構 950 を含む遠位端部分 948 を含む。ギヤラック 847 と同様に、ギヤラック 947 の各ギヤ 964 の断面積の形状は、長方形である。ギヤラック 847 とは対照的に、ギヤ 964 のそれぞれは、第 1 の部分 844 の周囲の一部だけではなく、第 1 の部分 944 の周囲の全体に延びている。さらに第 1 の部分 244 とは対照的に、ただし、第 1 の部分 844 と同様に、第 1 の部分 944 の形状は、直方体状ではなく、円筒形状をしている。この方法では、締結機構 950 の管腔 966 の形状は円筒形状である。この実施形態に係るバンドは、植込み後のバンドの移動および再位置決めが困難でありうる展開において特に有用となる可能性がある。この方法では、各ギヤが、第 1 の部分および / または第 2 の部分の周囲全体になりうるので、第 1 の部分および / または第 2 の部分を、任意の半径方向で締結機構の中に入れることができ、さらにラチェットに係合させることができる。

【0042】

図 21 ~ 図 25 は、他の実施形態に係る可撓性のある締結バンド（「バンド」）1040 の図である。図 21 はバンド 1040 の斜視図であり、図 22 は断面側面図である。図 23 は、線 X X I I I に沿ったバンド 1040 の横断面図である。図 24 は、第 1 の構成におけるバンド 1040 の断面上面図であり、図 25 は、第 2 の構成におけるバンド 1040 の断面上面図である。バンド 1040 は、上記で述べたバンド 140 およびバンド 240 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 1040 は、近位端部分（図示せず）、ギヤラック 1047 を含む第 1 の部分 104

4 (図22を参照のこと)、第2の部分1046、および締結機構1050およびラチェット1062を含む遠位端部分1048を含む。バンド140およびバンド240とは対照的に、バンド1040は、補強部品1072を含む。

【0043】

補強部品1072は、バンド140に関して上記で述べた材料のいずれかを含むことができる。いくつかの実施形態では、補強部品1072は、第2の部分1046および/または第1の部分1044よりも強度のある材料を含むことができ、例えば、第1の部分1044および第2の部分1046はPEEKを含むことができ、補強部品1072はチタンを含むことができる。図22で示すように、補強部品1072は、第2の部分1046のほぼ全体長さに沿ってバンド1040内に配置することができ、補強部品1072の一部を、遠位端部分1048内に配置することができる。いくつかの実施形態では、補強部品は、遠位端部分ではなく、第2の部分1046および/または第1の部分1044の長さの少なくとも一部に沿った長さを含むことができる。いくつかの実施形態では、補強部品1072は、第2の部分1046内だけに配置することができる。補強部品1072は、第1の次元(長さ)における長さ、第2の次元(幅)における長さ、第3の次元(高さ)における長さを有することができる。本明細書で述べる場合、補強部品は、より多くの、またはより少ない次元を含むことのできる様々な形状とする。

【0044】

補強部品は、バンド内に成形することができる。別の言い方をすれば、第1の部分、第2の部分、および/または遠位端部分が成形可能な材料である実施形態では、補強部品を型の中に置くことができ、成形可能な材料を、補強部品の周囲の型の中に射出させる、またはその他の形で入れることができる。他の実施形態では、補強部品の周囲のバンドの各部分(例えば、近位端部分、第1の部分、第2の部分、第3の部分、および/または遠位端部分)は、上半分および下半分を有することができ、上半分および下半分のそれぞれが補強部品の周囲に置かれ、密封することができる。図24で示すように、補強部品1072は支持部材1074を含む。図24は、4つの支持部材1074を含む補強部品1072を示しているが、いくつかの実施形態では、より多くの、またはより少ない支持部材1074を使用することもできる。支持部材1074は、バンド1040の成形および/または組立工程中に補強部品1072の位置を維持することができる。図25で示すように、支持部材1074は、バンド1040が使用される前に除去される。

【0045】

図23で示すように、補強部品1072は、実質的に一様な直方体形状を有することができる。他の実施形態では、補強部品1072は、他の形状を有することができる。補強部品の形状は、選択される材料の望ましい曲げおよび/またはねじり特性に応じて選択することができる。例として、実質的に平坦な直方体形状は、曲げ強度を大きく向上させるが、ねじり強度の向上には劣る可能性があり、円筒形状は、曲げ強度を増加させるが、ねじり強度の増加はほとんどなく、実質的に正方形および/または管状の直方体形状は、曲げ強度およびねじり強度を同様に増加させることができる。所望の曲げおよびねじり強度を達成するために、任意の形状を選択することができる。材料および形状の組合せもまた考慮することができる。望ましいねじり強度を求めて組み合わせるように、例えば、より高いねじり強度を有する材料を、低いねじり強度を有する形状と組み合わせることができる。図24および図25で示されるように、補強部品1072は、第1の次元の長さに沿って分布させた穴1076を含む。図24および図25は、多くの穴1076を含むバンド1040を示しているが、いくつかの実施形態では、より多くの、またはより少ない穴1076を使用することができる。図24および図25は、第1の次元の長さに沿って実質的に均等に分布させた穴1076を示しており、いくつかの実施形態では、穴は、選択された形状および/または材料に応じて、かつ/または補強部品が中実であるか、それとも中空であるかに応じて、様々な形で分布させる、または様々な次元に沿って分布させることができる。穴1076は、補強部品1072の重量を減らす、なお、バンド1040にさらなる強度を提供するように構成することができる。穴1076は、丸い、楕円形

、正方形、または任意の他の形状にすることができる。

【 0 0 4 6 】

図 2 6 は、他の実施形態に係る可撓性のある締結バンド（「バンド」）1 1 4 0 の分解図であり、図 2 7 は斜視図であり、図 2 8 は横断面図である。バンド 1 1 4 0 は、上記で述べたバンド 1 4 0 およびバンド 2 4 0 と同様のものとすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 1 1 4 0 は、近位端部分 1 1 4 2、第 1 の部分 1 1 4 4、ギヤラック 1 1 4 7 を含む第 2 の部分 1 1 4 6、遠位端部分 1 1 4 8、締結機構 1 1 5 0、およびラチェット 1 1 6 2 を含む。バンド 1 4 0 およびバンド 2 4 0 とは対照的に、バンド 1 1 4 0 の締結機構 1 1 5 0 は、バンド 1 1 4 0 とは別個に形成することができる。バンド 1 1 4 0 の第 2 の部分 1 1 4 6 が、実質的に直方体形状を有するものとして図 2 6 ~ 図 2 8 で示されているが、いくつかの実施形態では、第 2 の部分 1 1 4 6 を、実質的に円筒形状とすることができ、あるいは本明細書で論ずる任意の他の適切な形状にすることができる。図 2 7 および図 2 8 で示すように、バンド 1 1 4 0 は、ギヤラック 1 1 4 7 およびギヤ 1 1 6 4 を含む。ギヤ 1 1 6 4 のそれぞれはくさび形をしており、各ギヤ 1 1 6 4 は、締結機構 1 1 5 0 のラチェット 1 1 6 2 を一方向にだけ変位させることができる。いくつかの実施形態では、ギヤ 1 1 6 4 は、ブロック、または本明細書で論ずる任意の他の適切な形状など、別の形状とすることができる。図 2 6 ~ 図 2 8 で示すように、遠位端部分 1 1 4 8 は、実質的に円形の形状にすることができ、第 2 の部分 1 1 4 6 の幅よりも大きな直径を有することができる。他の実施形態では、遠位部分 1 1 4 8 は、例えば、楕円形、長方形、正方形などの他の形状を有することができる。

【 0 0 4 7 】

図 2 9 は、一実施形態に係るバンド 1 1 4 0 および可撓性のある締結バンド（「バンド」）1 2 4 0 を用いて隣接する椎骨を安定させるための方法における脊柱の一部の後方斜視図を示している。バンド 1 2 4 0 は、上記で述べたバンド 1 1 4 0 と同様のものとすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 1 2 4 0 は、近位端部分 1 2 4 2、第 1 の部分 1 2 4 4、第 2 の部分 1 2 4 6、遠位端部分 1 2 4 8、および締結機構 1 2 5 0 を含む。

【 0 0 4 8 】

図 2 9 で示すように、バンド 1 1 4 0 は、椎骨 V 1 1 の下関節突起 I A P 1 1 A および椎骨 V 1 2 の上関節突起 S A P 1 2 A により椎骨 V 1 1 および椎骨 V 1 2 を安定させるために使用することができる。図 2 9 でさらに示されているように、バンド 1 2 4 0 は、椎骨 V 1 1 の下関節突起 I A P 1 1 B および椎骨 V 1 2 の上関節突起 S A P 1 2 B により椎骨 V 1 1 および椎骨 V 1 2 を安定させるために使用される。いくつかの実施形態では、椎骨 V 1 1 および / または椎骨 V 1 2 は、バンド 1 1 4 0 またはバンド 1 2 4 0 の一方だけを用いて安定化される。このようないくつかの実施形態では、バンド 1 1 4 0 またはバンド 1 2 4 0 の一方を使用して、椎骨 V 1 1 の下関節突起 I A P 1 1 A および椎骨 V 1 2 の上関節突起 S A P 1 2 A を介してか、または椎骨 V 1 1 の下関節突起 I A P 1 1 B および椎骨 V 1 2 の上関節突起 S A P 1 2 B を介してかのうち的一方により、椎骨 V 1 1 および / または椎骨 V 1 2 を安定させることができる。

【 0 0 4 9 】

本明細書で述べた方法のいずれかに従ってバンド 1 1 4 0 および / またはバンド 1 2 4 0 を使用することができる。例として、バンド 1 1 4 0 の第 2 の部分 1 1 4 6 を、椎骨 V 1 1 の I A P 1 1 A の管腔中に、椎骨 V 1 2 の S A P 1 2 A の管腔中に配置することができる。近位端部分 1 1 4 2 が、締結機構 1 1 5 0 の管腔の中に挿入される。いくつかの実施形態では、近位端部分 1 1 4 2 を締結機構 1 1 5 0 の中に挿入するために、医療従事者は、近位端部分 1 1 4 2 および締結機構 1 1 5 0 を把持して、近位端部分 1 1 4 2 を締結機構 1 1 5 0 の中に手で挿入することができる。他の実施形態では、近位端部分 1 1 4 2 および締結機構 1 1 5 0 の一方または両方を、外科用器具（図示せず）を用いて把持することができる。このような実施形態では、外科用器具は、特定のバンド構成に適合するように構成することができ、例えば、外科用器具を、締結機構 1 1 5 0 の管腔を妨げるこ

となく、締結機構 1 1 5 0 を受け入れるように構成することができる。第 1 の部分 1 1 4 4 の一部は、椎骨 V 1 2 の上関節突起 S A P 1 2 A および椎骨 V 1 1 の下関節突起 I A P 1 1 A が安定化されるまで、締結機構 1 1 5 0 の管腔を通して進む。

【 0 0 5 0 】

図 3 0 は、実施形態に係る可撓性のある締結バンド（「バンド」）1 3 4 0 および可撓性のある締結バンド（「バンド」）1 4 4 0 を用いて隣接する椎骨を安定させるための方法における脊柱の一部の後方斜視図を示している。バンド 1 3 4 0 およびバンド 1 4 4 0 のそれぞれは、上記で述べたバンド 1 1 4 0 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。例として、バンド 1 3 4 0 は、近位端部分 1 3 4 2、第 1 の部分 1 3 4 4、第 2 の部分（図 3 0 には示していない）、遠位端部分 1 3 4 8、および締結機構 1 3 5 0 を含み、バンド 1 4 4 0 は、近位端部分 1 4 4 2、第 1 の部分 1 4 4 4、第 2 の部分（図 3 0 には示していない）、遠位端部分 1 4 4 8、および締結機構 1 4 5 0 を含む。バンド 1 1 4 0 およびバンド 1 2 4 0 とは対照的に、バンド 1 3 4 0 はスペーサ 1 3 5 4 を含み、バンド 1 4 4 0 はスペーサ 1 4 5 4 を含む。スペーサ 1 3 5 4 およびスペーサ 1 4 5 4 のそれぞれは、上記で述べたスペーサ 6 5 4 と同様のものとしてすることができ、同様の構成要素を含むことができる。

【 0 0 5 1 】

図 3 0 で示すように、バンド 1 3 4 0 は、椎骨 V 1 3 の下関節突起 I A P 1 3 A および椎骨 V 1 4 の上関節突起 S A P 1 4 A により椎骨 V 1 3 および椎骨 V 1 4 を安定させるために使用することができる。さらに図 3 0 で示すように、バンド 1 4 4 0 は、椎骨 V 1 3 の下関節突起 I A P 1 3 B および椎骨 V 1 4 の上関節突起 S A P 1 4 B により椎骨 V 1 3 および椎骨 V 1 4 を安定させるために使用される。いくつかの実施形態では、椎骨 V 1 3 および / または椎骨 V 1 4 は、バンド 1 3 4 0 またはバンド 1 4 4 0 の一方だけを用いて安定化される。このようないくつかの実施形態では、バンド 1 3 4 0 またはバンド 1 4 4 0 の一方を使用して、椎骨 V 1 3 の下関節突起 I A P 1 3 A および椎骨 V 1 4 の上関節突起 S A P 1 4 A を介してか、または椎骨 V 1 3 の下関節突起 I A P 1 3 B および椎骨 V 1 4 の上関節突起 S A P 1 4 B を介してかの一方により、椎骨 V 1 3 および / または椎骨 V 1 4 を安定させることができる。

【 0 0 5 2 】

本明細書の述べた方法のいずれかに従って、バンド 1 3 4 0 および / またはバンド 1 4 4 0 を使用することができる。例として、バンド 1 3 4 0 の第 2 の部分を、椎骨 V 1 3 の I A P 1 3 A の管腔中に配置することができ、スペーサ 1 3 5 4 を I A P 1 3 A と S A P 1 4 A との間に配置することができ、バンド 1 3 4 0 の第 2 の部分を、椎骨 V 1 4 の S A P 1 4 A の管腔中に配置することができる。近位端部分 1 3 4 2 が、締結機構 1 3 5 0 の管腔の中に挿入される。いくつかの実施形態では、近位端部分 1 3 4 2 を締結機構 1 3 5 0 の中に挿入するために、医療従事者は、近位端部分 1 3 4 2 および締結機構 1 3 5 0 を把持して、近位端部分 1 3 4 2 を締結機構 1 3 5 0 の中に手動で挿入することができる。他の実施形態では、近位端部分 1 3 4 2 および締結機構 1 3 5 0 の一方または両方を、外科用器具（図示せず）を用いて把持することができる。このような実施形態では、外科用器具は、特定のバンド構成に適合するように構成することができ、例えば、外科用器具を、締結機構 1 3 5 0 の管腔を妨げることなく、締結機構 1 3 5 0 を受け入れるように構成することができる。第 1 の部分 1 3 4 4 の一部は、椎骨 V 1 4 の上関節突起 S A P 1 4 A および椎骨 V 1 3 の下関節突起 I A P 1 3 A が安定化されるまで、締結機構 1 3 5 0 の管腔を通して進む。

【 0 0 5 3 】

様々な実施形態が上記で述べられてきたが、それらは、限定するものではなく、単に、例として提示されているにすぎないこと、ならびに形態および細部における様々な変更を行うことが可能であることを理解されたい。例えば、上記の記述は、椎骨を安定させることに関して述べられているが、例えば、胸骨および / または肋骨などの他の骨を、本明細書で述べた可撓性のある締結バンドを用いて安定させることもできる。他の例では、可撓

10

20

30

40

50

性のある締結バンドは、髄内（ＩＭ）ロッドもしくは釘を安定させ、かつ／または固定するために使用することができる。例えば、可撓性のある締結バンドは、ＩＭロッドもしくは釘に沿って様々な長手方向位置で使用され、隣接する骨部分をＩＭロッドもしくは釘に結合するために使用することができる。このような状況では、所与の可撓性のある締結バンドは、第１の骨部分、ＩＭロッドもしくは釘、および第２の骨部分を固定することができる、そのすべてが、可撓性のある締結バンドの遠位部分と近位部分との間に位置決めされる。さらに他の例では、可撓性のある締結バンドは、骨片を安定させ、かつ／または固定するために使用することができる。自然の骨空間（例えば、下関節突起と上関節突起との間の空間など）に関して、様々な実施形態を上記で述べてきたが、他の実施形態では、骨空間は、人工的に（例えば、心臓手技中の胸骨分割（sternum split））、および／または傷害（例えば、骨折）により作られる可能性がある。

10

【 0 0 5 4 】

上記で述べた方法が、特定の順序で行われる特定のイベントを示す場合、特定のイベントの順序付けは、変えることができる。さらに、イベントのいくつかのものは、可能な場合、並列するプロセスで同時に行うことができるが、上記で述べたように順次行うこともできる。本明細書で述べた装置および／または方法のいずれの部分も、相互に排他的な組合せを除いて、任意の組合せで組み合わせることができる。本明細書で述べた諸実施形態は、述べられた様々な実施形態の機能、構成要素、および／または特徴の様々な組合せおよび／または下位の組合せを含むことができる。例えば、図１８および図１９は、単一のラチェット８６２を含むバンド８４０を示しており、図２０は、単一のラチェット９６２を含むバンド９４０を示しているが、いくつかの実施形態では、バンド１４０～１４４０のいずれも、任意の数のラチェットを含むことができる。同様に、バンド１４０～１４４０のいずれも、補強部品および／またはスペーサを含むことができる。

20

【 符号の説明 】

【 0 0 5 5 】

- 2 脊柱
- 4 椎骨
- 6 繊維性の円板
- 8 本体
- 10 弓状部
- 12 椎弓根
- 14 椎弓板
- 16 棘突起
- 18 横関節突起
- 20 上関節突起
- 22 下関節突起
- 24 小関節面
- 26 小関節面
- 28 椎間関節
- 30 横平面
- 32 前平面
- 140 可撓性のある締結バンド
- 142 近位端部分
- 144 第１の部分
- 146 第２の部分
- 148 遠位端部分
- 150 締結機構
- 240 可撓性のある締結バンド
- 242 近位端部分
- 244 第１の部分

30

40

50

2 4 6	第 2 の部分	
2 4 7	ギヤラック	
2 4 8	遠位端部分	
2 5 0	締結機構	
2 6 4	ギヤ	
3 4 0	バンド	
4 4 0	可撓性のある締結バンド	
4 4 2	近位端部分	
4 4 4	第 1 の部分	
4 4 6	第 2 の部分	10
4 4 7	ギヤラック	
4 4 8	遠位端部分	
4 4 9	第 3 の部分	
4 5 0	締結機構	
4 6 4	ギヤ	
5 4 0	可撓性のある締結バンド	
5 4 4	第 1 の部分	
5 4 6	第 2 の部分	
5 4 8	遠位端部分	
5 4 9	第 3 の部分	20
5 5 0	締結機構	
6 4 0	可撓性のある締結バンド	
6 4 2	近位端部分	
6 4 4	第 1 の部分	
6 4 8	遠位端部分	
6 5 0	締結機構	
6 5 4	スペーサ	
6 5 6	第 1 の側	
6 5 8	第 2 の側	
7 4 0	可撓性のある締結バンド	30
7 5 4	スペーサ	
8 4 0	バンド	
8 4 2	近位端部分	
8 4 4	第 1 の部分	
8 4 6	第 2 の部分	
8 4 7	ギヤラック	
8 4 8	遠位端部分	
8 5 0	締結機構	
8 6 2	ラチェット	
8 6 4	ギヤ	40
8 6 6	管腔	
9 4 0	可撓性のある締結バンド	
9 4 2	近位端部分	
9 4 4	第 1 の部分	
9 4 6	第 2 の部分	
9 4 7	ギヤラック	
9 4 8	遠位端部分	
9 5 0	締結機構	
9 6 2	ラチェット	
9 6 4	ギヤ	50

9 6 6	管腔	
1 0 4 0	可撓性のある締結バンド	
1 0 4 4	第 1 の部分	
1 0 4 6	第 2 の部分	
1 0 4 7	ギヤラック	
1 0 4 8	遠位端部分	
1 0 5 0	締結機構	
1 0 6 2	ラチェット	
1 0 7 2	補強部品	
1 0 7 4	支持部材	10
1 0 7 6	穴	
1 1 4 0	可撓性のある締結バンド	
1 1 4 2	近位端部分	
1 1 4 4	第 1 の部分	
1 1 4 6	第 2 の部分	
1 1 4 7	ギヤラック	
1 1 4 8	遠位部分	
1 1 5 0	締結機構	
1 1 6 2	ラチェット	
1 1 6 4	ギヤ	20
1 2 4 0	可撓性のある締結バンド	
1 2 4 2	近位端部分	
1 2 4 4	第 1 の部分	
1 2 4 6	第 2 の部分	
1 2 4 8	遠位端部分	
1 2 5 0	締結機構	
1 3 4 0	可撓性のある締結バンド	
1 3 4 2	近位端部分	
1 3 4 4	第 1 の部分	
1 3 4 8	遠位端部分	30
1 3 5 0	締結機構	
1 3 5 4	スペーサ	
1 4 4 0	可撓性のある締結バンド	
1 4 4 2	近位端部分	
1 4 4 4	第 1 の部分	
1 4 5 0	締結機構	
1 4 4 8	遠位端部分	
1 4 5 4	スペーサ	
V 1	椎骨	
V 2	椎骨	40
V 3	椎骨	
V 4	椎骨	
V 5	椎骨	
V 6	椎骨	
V 1 1	椎骨	
V 1 2	椎骨	
V 1 3	椎骨	
V 1 4	椎骨	
I A P 1 A	下関節突起	
I A P 1 B	下関節突起	50

I A P 3 A 下関節突起
 I A P 3 B 下関節突起
 I A P 5 A 下関節突起
 I A P 5 B 下関節突起
 I A P 1 1 A 下関節突起
 I A P 1 1 B 下関節突起
 I A P 1 3 A 下関節突起
 I A P 1 3 B 下関節突起
 S A P 2 A 上関節突起
 S A P 2 B 上関節突起
 S A P 4 A 上関節突起
 S A P 4 B 上関節突起
 S A P 6 A 上関節突起
 S A P 6 B 上関節突起
 S A P 1 2 A 上関節突起
 S A P 1 2 B 上関節突起
 S A P 1 4 A 上関節突起
 S A P 1 4 B 上関節突起

10

【図 1】

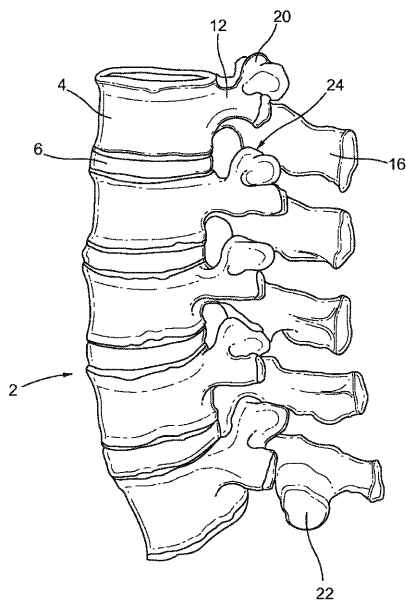
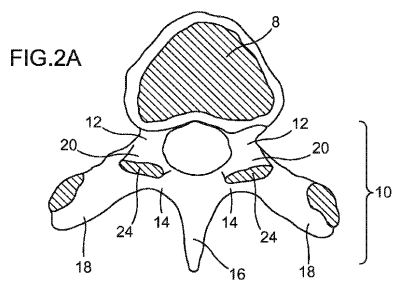
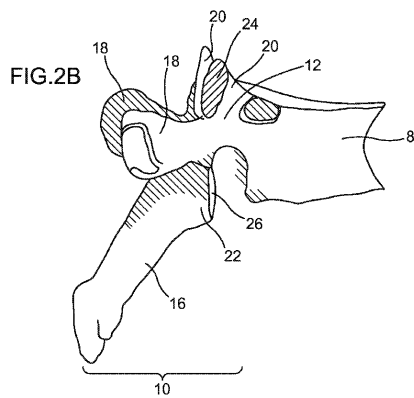


FIG. 1

【図 2 A】

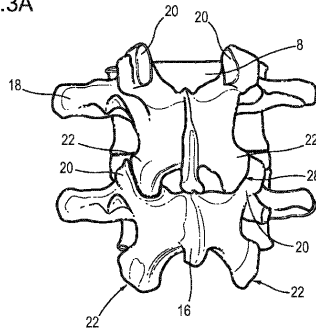


【図 2 B】



【図 3 A】

FIG.3A



【図 4 A】

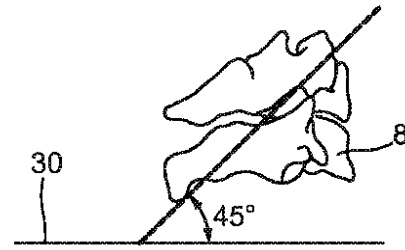
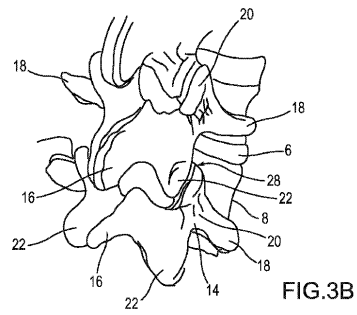


FIG.4A

【図 3 B】



【図 4 B】

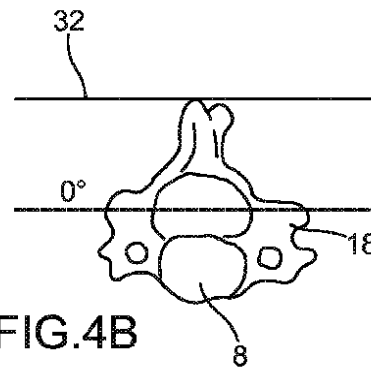


FIG.4B

【図 5 A】

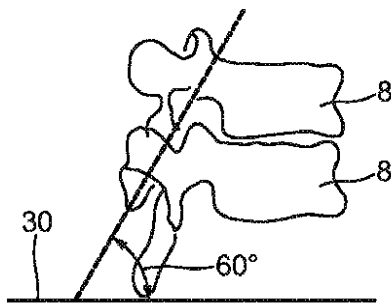


FIG.5A

【図 6 A】

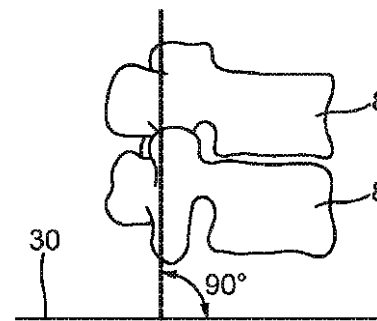


FIG.6A

【図 5 B】

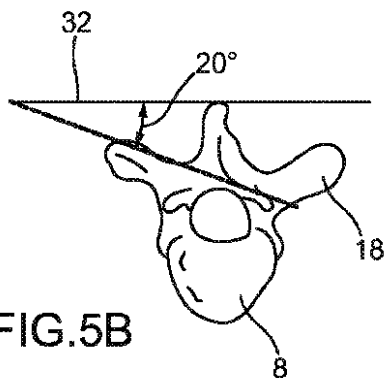


FIG.5B

【図 6 B】

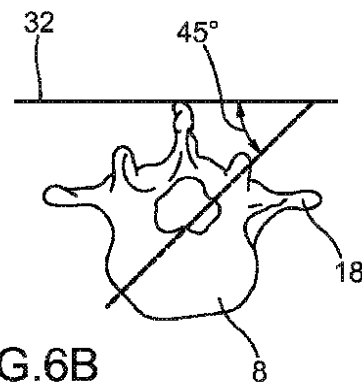


FIG.6B

【図 7】

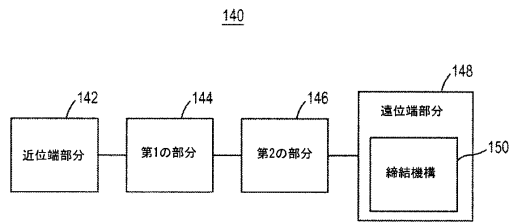


FIG.7

【図 8】

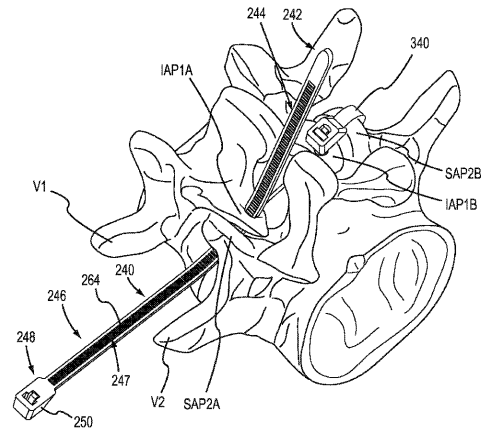


FIG.8

【図 9】

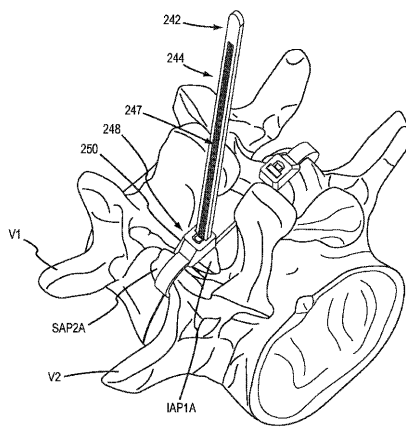


FIG.9

【図 10】

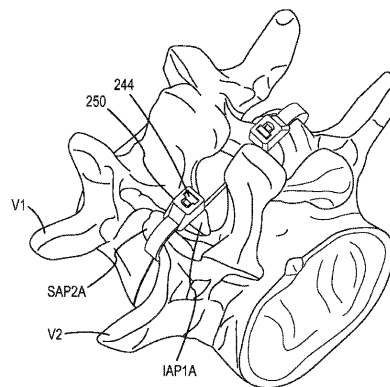


FIG.10

【図 1 1】

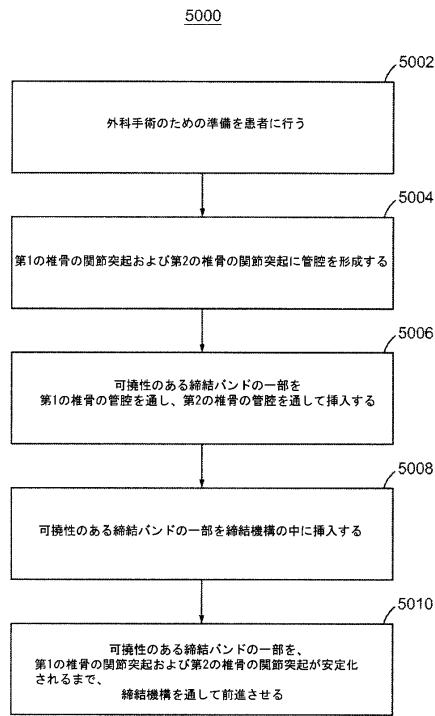


FIG.11

【図 1 2】

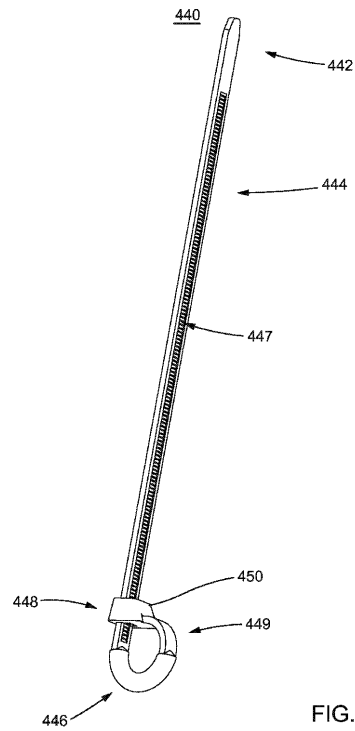


FIG.12

【図 1 3】

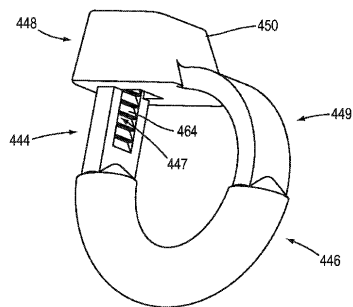


FIG.13

【図 1 5】

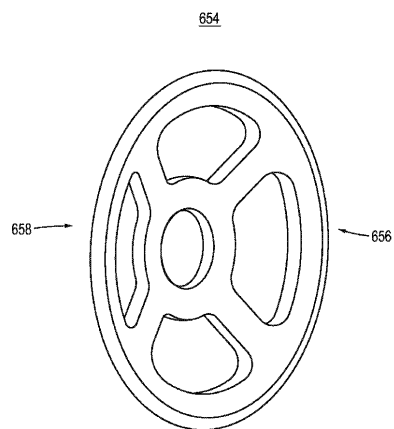


FIG.15

【図 1 4】

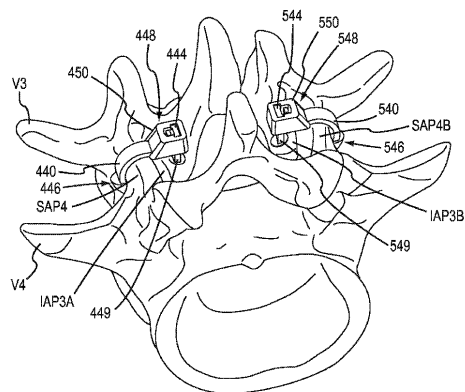


FIG.14

【図16】

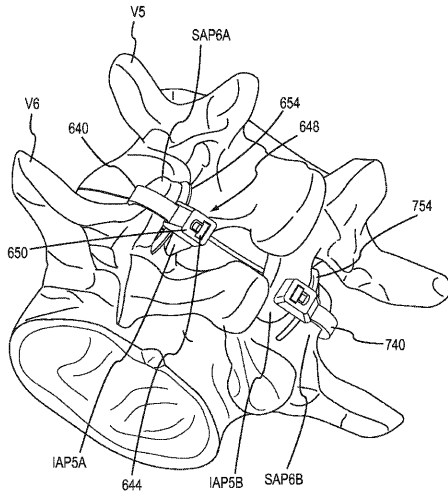


FIG.16

【図17】

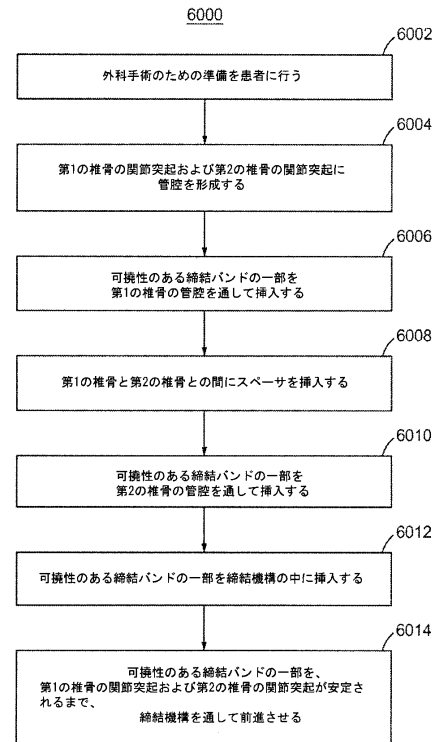


FIG.17

【図18】

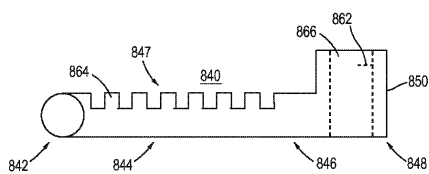


FIG.18

【図19】

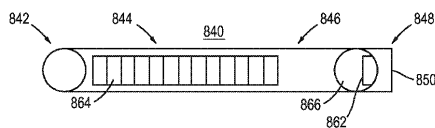


FIG.19

【図20】

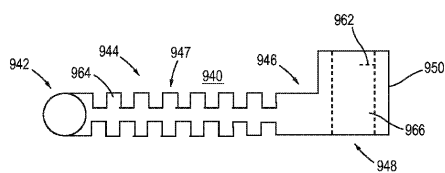


FIG.20

【図21】

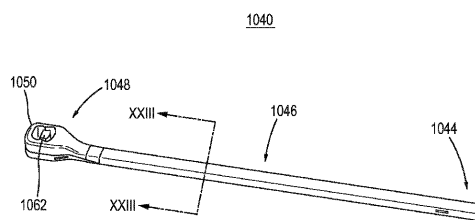


FIG.21

【図22】

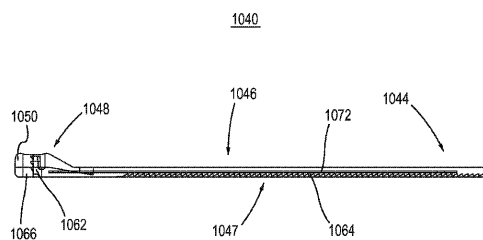


FIG.22

【図 23】

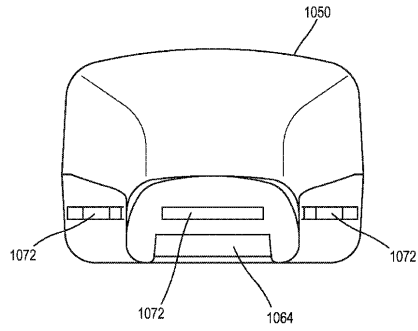


FIG.23

【図 24】

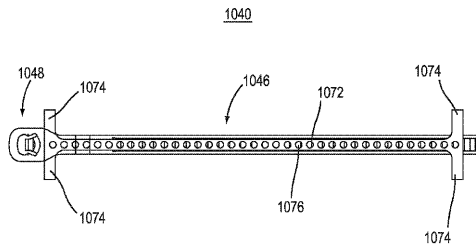


FIG.24

【図 25】

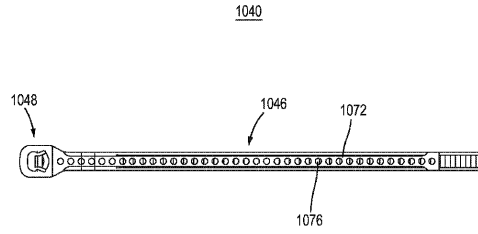


FIG.25

【図 26】

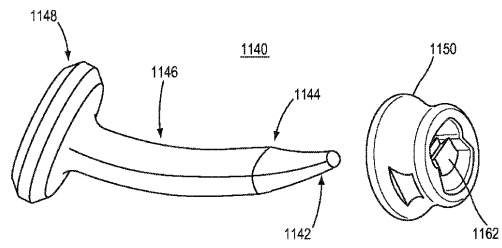


FIG.26

【図 27】

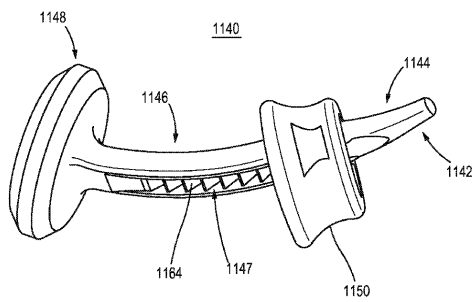


FIG.27

【図 28】

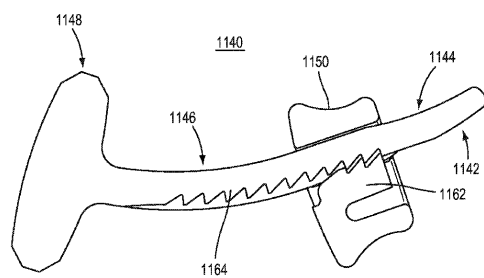


FIG.28

【図 29】

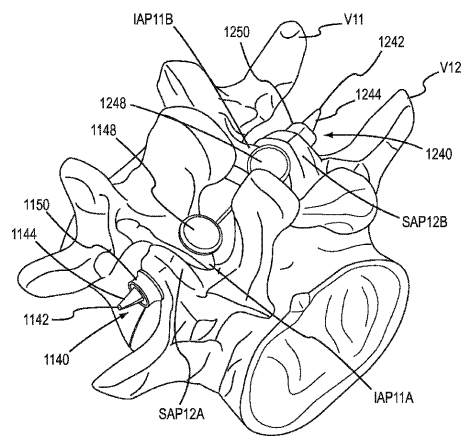


FIG.29

【 図 3 0 】

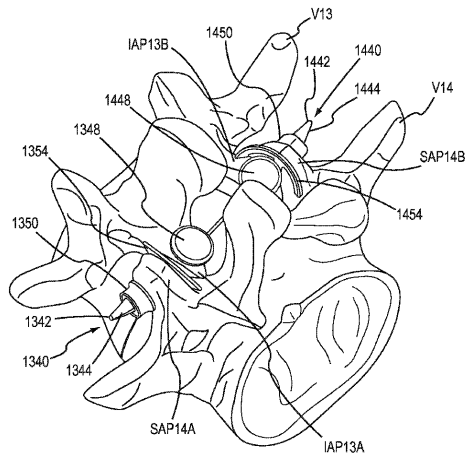


FIG.30

フロントページの続き

(72)発明者 ジェイソン・ブレイン

アメリカ合衆国・カリフォルニア・92024・エンシニータス・コッパー・クレスト・ロード・
3875

審査官 毛利 大輔

(56)参考文献 特開昭62-270147(JP,A)

特開2007-190389(JP,A)

米国特許第03570497(US,A)

米国特許第05462542(US,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/56

A61B 17/70