

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7658950号
(P7658950)

(45)発行日 令和7年4月8日(2025.4.8)

(24)登録日 令和7年3月31日(2025.3.31)

(51)国際特許分類

F I

A 6 1 F 2/44 (2006.01)

A 6 1 F 2/44

請求項の数 22 (全32頁)

(21)出願番号	特願2022-509636(P2022-509636)	(73)特許権者	518253440
(86)(22)出願日	令和2年8月14日(2020.8.14)		アドキュラ・インコーポレーテッド
(65)公表番号	特表2022-544680(P2022-544680 A)		アメリカ合衆国ミネソタ州55344, エデン・プレイリー, プレイリー・レイクス・ドライブ 11010, スイート 375
(43)公表日	令和4年10月20日(2022.10.20)	(74)代理人	100118902
(86)国際出願番号	PCT/US2020/046258		弁理士 山本 修
(87)国際公開番号	WO2021/030644	(74)代理人	100106208
(87)国際公開日	令和3年2月18日(2021.2.18)		弁理士 宮前 徹
審査請求日	令和5年8月1日(2023.8.1)	(74)代理人	100196508
(31)優先権主張番号	62/887,188		弁理士 松尾 淳一
(32)優先日	令和1年8月15日(2019.8.15)	(74)代理人	100172041
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		弁理士 小畑 統照
		(72)発明者	ロジャース, アンドリュー
			最終頁に続く

(54)【発明の名称】 変換式の二軸の調整可能な椎体間固定術の脊椎システム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

椎体間固定術デバイスであって、
第1のシェル部材および第2のシェル部材を備え、少なくとも前記第1のシェル部材は複数のライザー部材を備えるハウジングと、
前記ハウジングを膨張および/または収縮させるように動作可能である駆動機構であって、長手方向軸、および、ねじ部材を有するアクスルを備え、前記ねじ部材は、前記アクスルを通過させるように構成された貫通開口部を有する駆動機構と、
前記駆動機構にトルクを伝達するように動作可能であるギヤ組立体であって、前記アクスルに結合される第1の変換ギヤ、ならびに前記アクスルの前記長手方向軸に非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記第1の変換ギヤを駆動するように構成される第1の駆動ギヤ、を備え、前記第1の駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記第1の変換ギヤおよび前記アクスルが前記長手方向軸を中心として回転し、前記ねじ部材を前記アクスルと共に回転させて当該アクスルに沿って移動させ、前記ねじ部材は、前記複数のライザー部材と係合可能であり、前記ねじ部材の回転によって前記第1のシェル部材と前記第2のシェル部材とが互いに対して移動して前記ハウジングの膨張および/または収縮を実現する、ギヤ組立体とを備え、
前記アクスルが第1のセクションおよび第2のセクションを備え、前記第1のセクションおよび前記第2のセクションは同軸であり、前記アクスルの前記第1のセクションおよ

10

20

び前記第 2 のセクションが接続部材に回転可能に接続され、前記第 1 の変換ギヤが前記アクスルの前記第 1 のセクションに結合され、

前記ギヤ組立体が、前記アクスルの前記第 2 のセクションに結合される第 2 の変換ギヤ、ならびに前記アクスルの前記長手方向軸に対して非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記第 2 の変換ギヤを駆動するように構成される第 2 の駆動ギヤをさらに備え、前記第 2 の駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記第 2 の変換ギヤおよび前記アクスルの前記第 2 のセクションが前記長手方向軸を中心として回転する、椎体間固定術デバイス。

【請求項 2】

前記ギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤが、前記アクスルの前記長手方向軸に対して概して垂直である方向から適用されるトルクを受けるように構成される、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

10

【請求項 3】

前記ねじ部材が第 1 のねじ部材および第 2 のねじ部材をさらに備え、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材の各々が前記アクスルを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、

前記複数のライザー部材が、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材を受けるように構成され、

前記アクスルが前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材に係合可能であり、前記長手方向軸を中心として前記アクスルが回転することにより、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記アクスルと共に回転して前記アクスルに沿って進み、

20

前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記複数のライザー部材に係合可能であり、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が回転することにより、前記第 1 のシェル部材および前記第 2 のシェル部材が互いに対して移動し、前記ハウジングの膨張および/または収縮を実現する、請求項 2 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 4】

前記第 1 のねじ部材が前記第 1 の変換ギヤの第 1 のラテラル側に配置され、前記第 2 のねじ部材が前記第 1 の変換ギヤの第 2 のラテラル側に配置され、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記アクスルの回転時に反対方向に進むように構成される、請求項 3 に記載の椎体間固定術デバイス。

30

【請求項 5】

前記ギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが、前記アクスルの前記長手方向軸に対して概して垂直である方向から適用されるトルクを受けるように構成される、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 6】

前記第 1 の駆動ギヤが第 1 のピッチを有し、前記第 2 の駆動ギヤが前記第 1 のピッチとは異なる第 2 のピッチを有する、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 7】

前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが管状セクションを介して接続されて単一ユニットとして動作する、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

40

【請求項 8】

前記アクスルの前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションを接続する前記接続部材が、前記管状セクションを受けるようにならびに前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが回転するのを可能にするように構成されるリング構造を備える、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 9】

前記ねじ部材が第 1 のねじ部材および第 2 のねじ部材をさらに備え、前記第 1 のねじ部材が前記アクスルの前記第 1 のセクションを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、前記第 2 のねじ部材が前記アクスルの前記第 2 のセクションを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、

50

前記複数のライザー部材が、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材を受けるように構成され、

前記アクスルの前記第 1 のセクションが前記ねじ部材に係合可能であり、前記アクスルの前記第 1 のセクションが前記長手方向軸を中心として回転することにより、前記第 1 のねじ部材が前記アクスルの前記第 1 のセクションと共に回転して前記第 1 のセクションに沿って進み、前記アクスルの前記第 2 のセクションが前記第 2 のねじ部材に係合可能であり、前記アクスルの前記第 2 のセクションが前記長手方向軸を中心として回転することにより、前記第 2 のねじ部材が前記アクスルの前記第 2 のセクションと共に回転して前記第 2 のセクションに沿って進み、

前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記複数のライザー部材に係合可能であり、前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が回転することにより、前記第 1 のシェル部材および前記第 2 のねじ部材が互いに対して移動し、前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、請求項 1 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 10】

椎体間固定術デバイスであって、

第 1 のシェル部材および第 2 のシェル部材を備えるハウジングと、

前記ハウジング内の第 1 のラテラルエリアのところに配置される第 1 の駆動機構、および前記ハウジングの第 2 のラテラルエリアのところに配置される第 2 の駆動機構であって、前記第 1 の駆動機構が長手方向軸を有する第 1 のアクスルを備え、前記第 2 の駆動機構が長手方向軸を有する第 2 のアクスルを備える、第 1 の駆動機構および第 2 の駆動機構と、

前記第 1 の駆動機構にトルクを伝動するように動作可能である第 1 のギヤ組立体であって、前記第 1 のアクスルに結合される変換ギヤ、ならびに前記第 1 のアクスルの前記長手方向軸に対して非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記変換ギヤを駆動するように構成される駆動ギヤを備え、前記駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記変換ギヤおよび前記第 1 のアクスルが前記アクスルの前記長手方向軸を中心として回転し、それにより、第 1 の駆動機構が作動され、前記第 1 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、第 1 のギヤ組立体と、

前記第 2 の駆動機構にトルクを伝動するように動作可能である第 2 のギヤ組立体であって、少なくとも、前記第 2 のアクスルに結合される第 1 の変換ギヤ、ならびに前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸に対して非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記第 1 の変換ギヤを駆動するように構成される第 1 の駆動ギヤを備え、前記第 1 の駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記第 1 の変換ギヤおよび前記第 2 のアクスルが前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸を中心として回転し、それにより、第 2 の駆動機構が作動され、前記第 2 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、第 2 のギヤ組立体とを備え、

前記第 1 のギヤ組立体が前記第 2 のギヤ組立体から独立して動作可能であり、前記第 1 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮の程度が独立して調整可能であり、ならびに / あるいは、

前記第 2 のギヤ組立体が前記第 1 のギヤ組立体から独立して動作可能であり、前記第 2 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮の程度が独立して調整可能であり、

前記第 2 のアクスルが第 1 のセクションおよび第 2 のセクションを備え、前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションの各々が接続部材に回転可能に接続され、前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の変換ギヤが前記第 1 のセクションに結合され、

前記第 2 のギヤ組立体が、前記第 2 のセクションに結合される第 2 の変換ギヤ、ならびに前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸に非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記第 2 の変換ギヤを駆動するように構成される第 2 の駆動ギヤをさらに備え、前記第 2 の駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記第 2 の変換ギヤおよび前記第 2 のアクスルの前記第 2 のセクションが前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸を中心と

10

20

30

40

50

して回転する、椎体間固定術デバイス。

【請求項 1 1】

前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤが前記第 1 のアクスルの前記長手方向軸に対して概して垂直である方向から適用されるトルクを受けるように構成され、前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤが前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸に対して概して垂直である方向から適用されるトルクを受けるように構成される、請求項 1 0 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 1 2】

前記第 1 のギヤ組立体および前記第 2 のギヤ組立体が同時に動作可能であり、前記第 1 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮の程度ならびに前記第 2 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮の程度が同時に調整可能である、請求項 1 0 に記載の椎体間固定術デバイス。

10

【請求項 1 3】

前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが単一ユニットとして動作可能である、請求項 1 0 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 1 4】

前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが管状セクションを形成するように結合され、

前記第 2 のアクスルの前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションを回転可能に接続する前記接続部材が、前記第 1 の駆動ギヤおよび前記第 2 の駆動ギヤが回転するのを可能にする前記管状セクションを受けるように構成されるリング構造を備える
請求項 1 3 に記載の椎体間固定術デバイス。

20

【請求項 1 5】

前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤが細長い部分を備え、前記第 2 のギヤ組立体の前記第 2 の駆動ギヤがスリーブセクションを備え、前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤの前記細長い部分が前記第 2 のギヤ組立体の前記第 2 の駆動ギヤの前記スリーブセクション内で回転可能に受けられ、

前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤの前記細長い部分が手術器具の第 1 のドライバーに係合されるための構造部を有する端部を備え、前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤが前記手術器具内の第 2 のドライバーに係合されるための構造部を備え、それにより、前記手術器具が前記第 1 のギヤ組立体および前記第 2 のギヤ組立体を同時に動作させることあるいは前記第 2 のギヤ組立体から独立して前記第 1 のギヤ組立体を動作させることまたは前記第 1 のギヤ組立体から独立して前記第 2 のギヤ組立体を動作させることが可能となる、請求項 1 3 に記載の椎体間固定術デバイス。

30

【請求項 1 6】

前記第 1 の駆動機構が第 1 のねじ部材および第 2 のねじ部材を備え、前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材の各々が前記第 1 のアクスルを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、

前記第 2 の駆動機構が第 1 のねじ部材および第 2 のねじ部材を備え、前記第 2 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材が前記第 2 のアクスルの前記第 1 のセクションを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、前記第 2 の駆動機構の前記第 2 のねじ部材が前記第 2 のアクスルの前記第 2 のセクションを通過させるのを可能にするように適合される貫通開口部を有し、

40

少なくとも、前記第 1 のシェル部材が、前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材ならびに前記第 2 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材を受けるための複数のライザー部材を備え、

前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のアクスルが前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材に係合可能であり、前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のアクスルが回転することにより、前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記第 1 の駆動機構の前記第 1 のアクスルと共に回転して前記第 1 のアクスルに沿

50

って進み、それにより、前記第 1 のシェル部材および前記第 2 のシェル部材が互いに対して移動し、前記第 1 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現し、

前記第 2 のアクスルの前記第 1 のセクションが前記第 2 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材に係合可能であり、前記第 2 のアクスルの前記第 2 のセクションが前記第 2 の駆動機構の前記第 2 のねじ部材に係合可能であり、前記第 2 のアクスルの前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションが回転することにより、前記第 2 の駆動機構の前記第 1 のねじ部材および前記第 2 のねじ部材が前記第 2 のアクスルの前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションのそれぞれと共に回転して前記第 1 のセクションおよび前記第 2 のセクションのそれぞれに沿って進み、それにより、前記第 1 のシェル部材および前記第 2 のシェル部材が互いに対して移動し、前記第 2 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、請求項 10 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 17】

椎体間固定術デバイスであって、

第 1 のシェル部材および第 2 のシェル部材を備えるハウジングと、

前記ハウジング内の第 1 のラテラルエリアのところに配置される第 1 の駆動機構、および前記ハウジングの第 2 のラテラルエリアのところに配置される第 2 の駆動機構であって、前記第 1 の駆動機構が長手方向軸を有する第 1 のアクスルを備え、前記第 2 の駆動機構が長手方向軸を有する第 2 のアクスルを備える、第 1 の駆動機構および第 2 の駆動機構と、

前記第 1 の駆動機構にトルクを伝動するように動作可能である第 1 のギヤ組立体であって、前記第 1 のアクスルに結合される変換ギヤ、ならびに前記第 1 のアクスルの前記長手方向軸に対して非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記変換ギヤを駆動するように構成される駆動ギヤを備え、前記駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記変換ギヤおよび前記第 1 のアクスルが前記アクスルの前記長手方向軸を中心として回転し、それにより、第 1 の駆動機構が作動され、前記第 1 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、第 1 のギヤ組立体と、

前記第 2 の駆動機構にトルクを伝動するように動作可能である第 2 のギヤ組立体であって、少なくとも、前記第 2 のアクスルに結合される第 1 の変換ギヤ、ならびに前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸に対して非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび前記第 1 の変換ギヤを駆動するように構成される第 1 の駆動ギヤを備え、前記第 1 の駆動ギヤにトルクが適用されることにより、前記第 1 の変換ギヤおよび前記第 2 のアクスルが前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸を中心として回転し、それにより、第 2 の駆動機構が作動され、前記第 2 のラテラルエリアにおける前記ハウジングの膨張および / または収縮を実現する、第 2 のギヤ組立体とを備え、

前記第 1 のアクスルの第 1 の端部および前記第 2 のアクスルの第 1 の端部において前記第 1 のアクスルおよび前記第 2 のアクスルを結合する第 1 の推力軸受と、

前記第 1 のアクスルの第 2 の端部および前記第 2 のアクスルの第 2 の端部において前記第 1 のアクスルおよび前記第 2 のアクスルを結合する第 2 の推力軸受とをさらに備え、

前記第 1 の推力軸受および前記第 2 の推力軸受が、前記第 1 のアクスルおよび前記第 2 のアクスルの前記長手方向軸をそれぞれ中心として前記第 1 のアクスルおよび前記第 2 のアクスルが回転するのを可能にするように、ならびに前記第 1 のアクスルおよび前記第 2 のアクスルのそれぞれの平行移動を防止するように、構成され、

前記椎体間固定術デバイスを隣接する椎体内で固着するための固定組立体をさらに備え、前記固定組立体が、プレート組立体と、少なくとも 1 つの第 1 の固定具と、少なくとも 1 つの第 2 の固定具とを備え、前記プレート組立体が前記椎体間固定術デバイスに取り付け可能となるように構成され、そこを通して前記少なくとも 1 つの第 1 の固定具を第 1 の椎体まで挿入するための少なくとも 1 つの第 1 のアパーチャ、およびそこを通して前記少なくとも 1 つの第 2 の固定具を第 2 の椎体まで挿入するための少なくとも 1 つの第 2 のア

10

20

30

40

50

パーチャを装備するプレート部材を備え、それにより、前記プレート組立体をその場で前記椎体間固定術デバイスに取り付けて前記第 1 および第 2 の椎体に固着するのを可能にし、前記プレート部材が、前記プレート部材を基準とした前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤの回転を防止するために前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤ内の幾何学的構造部と対合するように構成される第 1 の幾何学的構造部を備える、椎体間固定術デバイス。

【請求項 18】

前記椎体間固定術デバイスを隣接する椎体内で固着するための固定組立体をさらに備え、前記固定組立体が、プレート組立体と、少なくとも 1 つの第 1 の固定具と、少なくとも 1 つの第 2 の固定具とを備え、前記プレート組立体が前記椎体間固定術デバイスに取り付け可能となるように構成され、そこを通して前記少なくとも 1 つの第 1 の固定具を第 1 の椎体まで挿入するための少なくとも 1 つの第 1 のアパーチャ、およびそこを通して前記少なくとも 1 つの第 2 の固定具を第 2 の椎体まで挿入するための少なくとも 1 つの第 2 のアパーチャを装備するプレート部材を備え、それにより、前記プレート組立体をその場で前記椎体間固定術デバイスに取り付けて前記第 1 および第 2 の椎体に固着するのを可能にする、請求項 10 に記載の椎体間固定術デバイス。

10

【請求項 19】

前記プレート部材が、前記プレート部材を基準とした前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤの回転を防止するために前記第 1 のギヤ組立体の前記駆動ギヤ内の幾何学的構造部と対合するように構成される第 1 の幾何学的構造部を備える、請求項 18 に記載の椎体間固定術デバイス。

20

【請求項 20】

前記プレート部材が、前記プレート部材を基準とした前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤの回転を防止するために前記第 2 のギヤ組立体の前記第 1 の駆動ギヤ内の幾何学的構造部と対合するように構成される第 2 の幾何学的構造部をさらに備える、請求項 19 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 21】

前記プレート部材が、前記第 1 および第 2 の椎体の捕捉的な固定術装置を実現することができる強度を有する材料から構築される、請求項 20 に記載の椎体間固定術デバイス。

【請求項 22】

前記プレート組立体が前記少なくとも 1 つの第 1 のアパーチャから前記少なくとも 1 つの第 1 の固定具が後退するのを防止するように構成される第 1 の固定具ロック機構と、前記第 2 のアパーチャから前記少なくとも 1 つの第 2 の固定具が後退するのを防止するように構成される第 2 の固定具ロック機構とを備える、請求項 20 に記載の椎体間固定術デバイス。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

[0001]本開示は、概して、脊椎疾患を治療するための装置、システム、および方法に関する。詳細には、膨張可能および調整可能である脊椎前弯椎体間固定術デバイス (lordosis interbody fusion device) の種々の実施形態が説明される。

40

【背景技術】

【0002】

[0002]脊椎固定術は、変性円板疾患 (DDD: degenerative disc disease)、脊椎すべり症、反復性の椎間板ヘルニア (recurrent disc herniation) などの、ヒトの脊椎に関連する問題を矯正するための外科手技である。脊椎固定術は、一般に、隣接する脊椎骨の間の損傷した椎間板および骨を取り除くこと、ならびに骨成長を促進する骨グラフト材料を挿入することを伴う。骨が成長すると、隣接する脊椎骨が一体に接合または結合する。骨を一体に結合することが、脊椎の特定のエリアをより安定させるのを支援することができ、固定部位における神経の刺激

50

に関連する問題を低減するのを支援することができる。固定術は脊椎の1つまたは複数のセグメントにおいて行われ得る。

【0003】

[0003]椎体間固定術手技では、損傷ポイントで椎間板を構成する髄核および/または線維輪が取り除かれ、適切な形状および寸法で構成されるインプラントが、隣接する脊椎骨の間の距離を適切な状態に復元するために椎間板隙内に配置される。椎体間固定術を実施するための外科的アプローチは多様であり、患者の脊柱へのアクセスが腹部または背中を通して行われ得る。低侵襲的に腰部脊椎固定術を達成するための1つの外科的方法が、後部側の小さい切開部を通して脊柱にアクセスすることを伴い、ここでは、外科医が脊椎骨の後部(back)および側部(side)の骨および関節の一部分を取り除く。骨および関節のこれらのセクションは、それぞれ、椎弓板および面関節と呼ばれる。この手技は経椎間孔腰椎体間固定術(TLIF: transforaminal lumbar interbody fusion)として知られる。この経椎間テクニックは、神経根を強制的に開創するのを必要とすることなく、一方側からのアプローチにより側方から、外科医が骨グラフトおよびスペースを椎間板隙に挿入するのを可能にし、それにより、神経根牽引(nerve root retraction)および両側のアプローチを必要とするより従来の後方腰椎体間固定術手技(PLIF: posterior lumbar interbody fusion)と比較して神経根の周りでの負傷および瘢痕化を低減することができる。対象の所望される椎間板に到達するための他の一般的な外科的方法または外科的アプローチは、前側のおよび/または前外側の脊柱へのアクセスを介するものである。ラテラル腰椎体間固定術(LLIF: lateral lumbar interbody fusion)は最小侵襲的手技であり、ここでは、外科医が腰筋を切開することにより側部の小さい外科的切開部を通して椎骨にアクセスするかまたは腰筋肉の周りでナビゲーションを介して椎骨にアクセスする。これはanterior-to-posteriorラテラル腰椎体間固定術(ATP LLIF)としても知られる。LLIF手技およびATP LLIF手技は、神経根の要素の間接的な減圧を実施する能力と共に、患者の解剖学的構造の破壊を最小限に抑えながら、大きい設置面積の椎体間固定術デバイスを送達するのを可能にする。前方腰椎体間固定術(ALIF: anterior lumbar interbody fusion)は、外科医が腹部の筋肉を通るナビゲーションにより腹部の開いている切開を介してさらには臓器および血管構造を迂回して対象の所望の椎間板にアクセスする、手技である。ALIF手技は任意の他の椎体間固定術手技と比較してより大きい椎体間固定術デバイスを送達するのを可能にし、それにより、良好な間接的な減圧を実現するが、送達されるインプラントの椎体の要素の中への沈下または沈降のリスクももたらす。

【0004】

[0004]従来、椎間板が身体から取り除かれると、通常、隣接する脊椎骨の間に適切な距離を維持するためのインプラントのサイズを決定するために、外科医が特定の領域の椎体の間に多様なトライアルインプラントを押し入れる。さらに、例えば脊柱前弯症などの脊椎の自然な湾曲を受け入れるために、椎体の間の適切な角度が維持されなければならない。したがって、移植のための固定術デバイスの選択中、椎間板の高さおよび脊柱前弯症の両方を考慮しなければならない。従来のインプラントデバイスは、しばしば、脊椎の自然な湾曲を受け入れるための頂面および底面の角度を有するように予め構成される。オペレーション前にこれらの値を正確に決定し得ることは可能性が低いことであるかまたは困難なことである。さらに、椎体間固定術デバイスをサイズ決定して幾何学的構成のための標的領域の中に嵌め込むためのトライアンドエラーのアプローチを実施するとき、患者が有意な侵襲的作業を受けることになる。大きい脊柱前弯(hyperlordotic)の矢状面プロフィール構成(20°)が設定されるかまたは腰仙骨レベルのための捕捉的な固定術装置が所望される場合、外科医は、椎間板隙内での固定術デバイスの可能性のある移動または遊動(migration)を防止するためにならびに/あるいは関節固定術を行うまでの脊椎固定術プロセス中に一時的な前方脊柱安定化を実現するために、追加

10

20

30

40

50

のプレート・ねじ組立体などの脊椎構成物を前方脊柱固定術装置の形態で配置する可能性がある。これにより、外科医が固定術デバイスを配置した後に二次手術を実施することが必要となる可能性があり、それにより全体の手術時間が延び、患者のより多くの潜在的な失血および麻酔に伴う合併症を引き起こす。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【文献】米国特許第9,889,019号

【文献】米国特許第10,188,527号

【文献】米国特許出願第16/569,621号

【文献】米国特許出願第 号

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0006】

[0005]例示の椎体間固定術デバイスが、ハウジングと、ハウジングを膨張および/または収縮させるように動作可能である駆動機構と、駆動機構にトルクを伝達するように動作可能であるギヤ組立体と、を備える。駆動機構が長手方向軸を有するアクスルを備える。ギヤ組立体が、アクスルに結合される第1の変換ギヤ(translating gear)と、アクスルの長手方向軸に非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび第1の変換ギヤを駆動するように構成される第1の駆動ギヤと、を備え、それにより、第1の駆動ギヤにトルクが適用されることにより第1の変換ギヤおよびアクスルが長手方向軸を中心として回転し、それにより、駆動機構を作動させてハウジングの膨張および/または収縮を実現する。

【0007】

[0006]例示の椎体間固定術デバイスが、ハウジングと、第1の駆動機構と、第2の駆動機構と、第1のギヤ組立体と、第2のギヤ組立体とを備える。第1の駆動機構がハウジング内の第1のラテラルエリアのところに配置される。第2の駆動機構がハウジング内の第2のラテラルエリアのところに配置される。第1の駆動機構が長手方向軸を有する第1のアクスルを備える。第2の駆動機構が長手方向軸を有する第2のアクスルを備える。第1のギヤ組立体が第1の駆動機構にトルクを伝達するように動作可能である。第1のギヤ組立体が、第1のアクスルに結合される変換ギヤと、第1のアクスルの長手方向軸に非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび変換ギヤを駆動するように構成される駆動ギヤと、を備え、それにより、駆動ギヤにトルクが適用されることにより変換ギヤおよび第1のアクスルが第1のアクスルの長手方向軸を中心として回転し、それにより、第1の駆動機構を作動させてハウジングの第1のラテラルエリアにおける膨張および/または収縮を実現する。第2のギヤ組立体が第2の駆動機構にトルクを伝達するように動作可能である。第2のギヤ組立体が、第2のアクスルに結合される第1の変換ギヤと、第2のアクスルの長手方向軸に非平行な方向から適用されるトルクを受けるようにおよび第1の変換ギヤを駆動するように構成される第1の駆動ギヤと、を備え、それにより、第1の駆動ギヤにトルクが適用されることにより第1の変換ギヤおよび第2のアクスルが第2のアクスルの長手方向軸を中心として回転し、それにより、第2の駆動機構を作動させてハウジングの第2のラテラルエリアにおける膨張および/または収縮を実現する。

【0008】

[0007]本概要は選択した実施形態を単純化した形態で紹介するために提供されるものであり、特許請求される主題の重要な特徴または本質的な特性を特定することを意図されず、また、特許請求される主題の範囲を決定するのを補助するものとして使用されることを意図されない。選択される実施形態は単に、本発明のとり得る特定の形態の概説を読者に提供するために提示されるものであり、本発明の範囲を限定することを意図されない。本開示の他の態様および実施形態が発明を実施するための形態で説明される。

【0009】

10

20

30

40

50

[0008]添付図面と併せて以下の詳細な説明および添付の特許請求の範囲を読むことにより、本開示のこれらの特徴および利点ならびに種々の他の特徴および利点がより良好に理解される。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1A】[0009]本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスを示す等角図である。

【図1B】本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスを示す上面図である。

【図1C】本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスを示す部分分解図である。

【図1D】本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスを示す断面図である。

10

【図2】[0010]図2Aは、手術器具と併せて本開示の例示の椎体間固定術デバイスを示す斜視図である。図2Bは、手術器具と併せて本開示の例示の椎体間固定術デバイスを示す拡大斜視図である。図2Cは、手術器具と併せて本開示の例示の椎体間固定術デバイスを示す拡大側面図である。

【図3A】[0011]手術器具の第1のドライバーおよび第2のドライバーを強調している、種々の動作モードにおける、手術器具に対しての本開示の例示の二軸の椎体間固定術デバイスの係合を示す断面図である。

【図3B】膨張モードにおける（同時の二軸の調整）、手術器具に対しての椎体間固定術デバイスの係合を示している、種々の動作モードにおける、手術器具に対しての本開示の例示の二軸の椎体間固定術デバイスの係合を示す断面図である。

20

【図3C】脊柱前弯モードにおける（独立した前方軸の調整）、手術器具に対しての椎体間固定術デバイスの係合を示している、種々の動作モードにおける、手術器具に対しての本開示の例示の二軸の椎体間固定術デバイスの係合を示す断面図である。

【図3D】別の脊柱前弯モードにおける（独立した後方軸の調整）、手術器具に対しての椎体間固定術デバイスの係合を示している、種々の動作モードにおける、手術器具に対しての本開示の例示の二軸の椎体間固定術デバイスの係合を示す断面図である。

【図4】[0012]椎体間固定術デバイスの駆動ギヤおよびアクスルの両方のセットを一体に同時に調整して（同時の二軸の調整）、平行膨張の動作モードを作るために両方の平行移動アクスルを同時に駆動させることを示している、例示の椎体間固定術デバイスを示す部分分解図である。

30

【図5】[0013]椎体間固定術デバイスの第2のラテラル部分内の駆動ギヤおよびアクスルのみを独立して動作させて（独立した前方軸の調整）、非一様の膨張モードまたは脊柱前弯動作モードを作るために椎体間デバイスの第2のラテラル部分内の平行移動アクスルのみを駆動させることを示している、例示の椎体間固定術デバイスを示す部分分解図である。

【図6】[0014]椎体間固定術デバイスの第1のラテラル部分内の駆動ギヤおよびアクスルのみを独立して動作させて（独立した後方軸の調整）、非一様の膨張モードまたは脊柱前弯動作モードを作るために椎体間デバイスの第1のラテラル部分内の平行移動アクスルのみを駆動させることを示している、例示の椎体間固定術デバイスを示す部分分解図である。

【図7】[0015]膨張構成にある例示の椎体間固定術デバイスを示す図である。

【図8】[0016]脊柱前弯調整構成にある例示の椎体間固定術デバイスを示す図である。

40

【図9】[0017]図9Aは、隣接する脊椎骨の間に配置される例示の椎体間固定術デバイスを示す前面図である。図9Bは、隣接する脊椎骨の間に配置される例示の椎体間固定術デバイスを示す側面図である。

【図10】[0018]図10Aは、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスおよび固定組立体を示す分解図である。図10Bは、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスおよび固定組立体を示す組立図である。

【図11】[0019]本開示の実施形態による例示の固定プレートを示す図である。

【図12】[0020]図12Aは、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスに対しての例示の固定プレートの取り付けを示す分解図である。図12Bは、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスに対しての例示の固定プレートの取り付けを示す組

50

立断面図である。

【図 1 3】[0021]図 1 3 A は、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスに対しての別の例示の固定プレートの取り付けを示す分解図である。図 1 3 B は、本開示の実施形態による例示の椎体間固定術デバイスに対しての別の例示の固定プレートの取り付けを示す組立断面図である。

【図 1 4 A】[0022]手術器具を使用しての、例示の椎体間固定術デバイスに対しての例示の固定プレートの取り付け、および隣接する脊椎骨に対しての椎体間固定術デバイスの固着を示す図である。

【図 1 4 B】手術器具を使用しての、例示の椎体間固定術デバイスに対しての例示の固定プレートの取り付け、および隣接する脊椎骨に対しての椎体間固定術デバイスの固着を示す図である。

10

【図 1 4 C】手術器具を使用しての、例示の椎体間固定術デバイスに対しての例示の固定プレートの取り付け、および隣接する脊椎骨に対しての椎体間固定術デバイスの固着を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

[0023]次に、同様の参照符号が同様の部分を示している図を参照して、椎体間固定術デバイスの種々の実施形態を説明する。これらの図が単に実施形態の説明を容易にすることを意図されており、包括的な説明であることまたは本開示の範囲を限定することを意図されていないことに留意されたい。さらに、本開示の種々の実施形態を徹底的に理解するのを可能にするために特定の具体的な細部が図に示される。特許請求される発明がこれらの細部なしでも実施され得ることを当業者であれば理解するであろう。また、本開示の実施形態の説明を不必要に不明瞭にするのを回避するために、本開示のデバイスおよび方法に関連する、よく知られている構成要素、構造、またはステップが詳細には示されたりまたは説明されたりしない可能性がある。さらに、具体的な実施形態と併せて説明される特定の態様または特徴が必ずしもこの実施形態のみに限定されるわけではなく、任意の他の実施形態でも実施され得ることに留意されたい。

20

【0012】

[0024]一般に、椎体間固定術デバイスの種々の実施形態が、椎体間固定術デバイスを膨張および/または収縮させるように動作可能である駆動機構と、例えば駆動機構に対して垂直である非平行な方向において駆動機構にトルクを伝達するように動作可能であるトルク伝達機構とを備える。椎体間固定術デバイスが、第 1 の駆動機構および第 2 の駆動機構を備える二軸の調整可能な椎体間固定術デバイスであってよい。第 1 の駆動機構および第 2 の駆動機構がトルク伝達機構により同時にまたは独立して動作させられ得、それにより、椎体間固定術デバイスの膨張および/または脊柱前弯調整の同時のまたは独立した制御を可能にする。例えば、収縮構成にある例示の椎体間固定術デバイスが前方から患者に挿入され得、隣接する椎体の間に配置され得、ここでは、椎体間固定術デバイスの第 1 の駆動機構が患者の後側に沿って配置され、椎体間固定術デバイスの第 2 の駆動機構が患者の前側に沿って配置される。次いで、例えば、第 1 の駆動機構によりトルクを線形モーションに変換して後方側において椎体間固定術デバイスを膨張させるために、第 1 の伝達機構からトルクを受け入れる第 1 の駆動機構に対して概して垂直である方向である第 1 の伝達機構に対して、および、さらには、第 2 の駆動機構によりトルクを線形モーションに変換して前方側で椎体間固定術デバイスを膨張させるために、第 2 の伝達機構からトルクを受け入れる第 2 の駆動機構に対して概して垂直である方向である第 2 の伝達機構に対して、前方からトルクを適用することにより、椎体間固定術デバイスが動作させられ得る。これらの伝達機構および駆動機構が、同時にまたは独立して、椎体間隙を患者の後方側および/または前方側において膨張させるのをおよび/またはその脊柱前弯を調整するのを可能にし、それにより、患者の所望の矢状面バランスを達成するかまたは矢状面インバランスを矯正する。脊椎の腰仙セグメントでは脊柱後弯（負の脊柱前弯）が所望されないが、本開示の椎体間固定術デバイスが所望される場合にその脊柱後弯（負の脊柱前弯）が調整さ

30

40

50

れ得る。

【 0 0 1 3 】

[0025]図 1 A ~ 1 D を参照すると、例示の椎体間固定術デバイス 1 0 0 が、膨張可能ハウジング 1 0 2 と、第 1 の駆動機構 2 0 0 と、第 2 の駆動機構 2 5 0 と、トルク伝達機構 3 0 0 とを備えることができる。第 1 の駆動機構 2 0 0 が、第 1 のラテラルエリア 1 0 4 においてハウジングを膨張および / または収縮させるように動作可能となるように第 1 のラテラルエリア 1 0 4 においてハウジング 1 0 2 内に配置される。第 2 の駆動機構 2 5 0 が、第 2 のラテラルエリア 1 0 6 においてハウジングを膨張および / または収縮させるように動作可能となるように第 2 のラテラルエリア 1 0 6 においてハウジング 1 0 2 内に配置される。トルク伝達機構 3 0 0 が、例えば第 1 の駆動機構 2 0 0 および第 2 の駆動機構 2 5 0 に対して概して垂直である、非平行な方向においてトルクを受けるように、ならびに第 1 の駆動機構 2 0 0 および第 2 の駆動機構 2 5 0 にトルクを伝達するように、動作可能である。後でより詳細に説明されるように、トルク伝達機構 3 0 0 が、同時にまたは独立して、第 1 の駆動機構 2 0 0 および第 2 の駆動機構 2 5 0 にトルクを伝動するかまたは伝えることができ、それにより、第 1 のラテラルエリア 1 0 4 および第 2 のラテラルエリア 1 0 6 におけるハウジング 1 0 2 の膨張および / または収縮を同時にまたは独立して制御するのを可能にする。

10

【 0 0 1 4 】

[0026]図 1 A ~ 1 D を参照すると、ハウジング 1 0 2 が、第 1 のすなわち下方シェル部材 1 1 0 および第 2 のすなわち上方シェル部材 1 2 0 を有することができる。下方シェル部材 1 1 0 および上方シェル部材 1 2 0 が、骨グラフト材料を受け入れるためのまたは固定術を実施するときに骨を通過させるのを可能にするための 1 つまたは複数の開口部または窓を有することができる。下方部材 1 1 0 および上方シェル部材 1 2 0 の側部または縁部が、患者の解剖学的構造の中への椎体間固定術デバイス 1 0 0 の挿入を容易にするための面取り部分または丸みのある部分を有することができる。下方シェル部材 1 1 0 および上方シェル部材 1 2 0 の表面が、デバイスの遊動を防止するのをおよびより良好な保持を実現するのを支援するための、鋸歯、歯、凹部、窪みなどの、種々の構造部を有することができる。下方シェル部材 1 1 0 および上方シェル部材 1 2 0 の表面が、デバイスの遊動を防止するのをおよび / またはさらには安定化を実現するのを支援することも目的とする種々の種類のアンカーを受け入れるためのカウンターシンク孔構造部をさらに有することができる。

20

30

【 0 0 1 5 】

[0027]下方シェル部材 1 1 0 が複数の個別のライザー部材 1 1 2 を有することができる (図 1 D) 。上方シェル部材 1 2 0 が複数の個別のライザー部材 1 2 2 を有することができる (図 1 D) 。下方シェル部材 1 1 0 の複数の個別のライザー部材 1 1 2 および上方シェル部材 1 2 0 の複数の個別のライザー部材 1 2 2 が、ハウジング 1 0 2 の第 1 のラテラルエリア 1 0 4 に沿う第 1 のステップトラッキングラン 1 1 3 およびハウジング 1 0 2 の第 2 のラテラルエリア 1 0 6 に沿う第 2 のステップトラッキングラン 1 2 3 を画定することができる (図 1 D) 。複数の個別のライザー部材 1 1 2 、 1 2 2 の高さが第 1 のステップトラッキングラン 1 1 3 および第 2 のステップトラッキングラン 1 2 3 に沿って変化することができる。例えば、第 1 のステップトラッキングラン 1 1 3 および第 2 のステップトラッキングラン 1 2 3 の複数の個別のライザー部材 1 1 2 、 1 2 2 の高さが、中央部分から遠位側に延在するステップトラッキングの中央部分から連続して増大することができる。

40

【 0 0 1 6 】

[0028]図 1 A ~ 1 D を参照すると、第 1 の駆動機構 2 0 0 が、長手方向軸を有する第 1 のシャフトまたはアクスル 2 0 2 および第 1 の対のねじ部材 2 2 0 、 2 2 2 を有することができる。第 2 の駆動機構 2 5 0 が長手方向軸を有する第 2 のシャフトまたはアクスル 2 5 2 および第 2 の対のねじ部材 2 7 0 、 2 7 2 を有することができる。第 1 のアクスル 2 0 2 がハウジング 1 0 2 の第 1 のラテラルエリア 1 0 4 に配置され得る。第 2 のアクスル

50

２５２がハウジング１０２の第２のラテラル側１０６に配置され得る。第１のアクスル２０２および第２のアクスル２５２が実質的に平行であってよい。

【００１７】

[0029]第１の対のねじ部材２２０、２２２が、各々、第１のアクスル２０２を通過させて第１の対のねじ部材２２０、２２２に係合させるのを可能にするように構成される貫通開口部を装備することができる。第２の対のねじ部材２７０、２７２が、各々、第２のアクスル２５２を通過させて第２の対のねじ部材２２０、２２２に係合させるのを可能にするように構成される貫通開口部を装備することができる。第２のアクスル２５２が、後で説明されるように組み立てられる２つの別個のセクション２５４および２５６を備えることができる。第１のアクスル２０２の回転が第１の対のねじ部材２２０、２２２を回転させ、下方シェル部材１１０および上方シェル部材１２０上の個別のライザー部材１１２、１２２によって画定される第１のステップトラッキングラン１１３上を進ませ、それにより、回転モーションを線形モーションに変換する。第２のアクスル２５２の回転が第２の対のねじ部材２７０、２７２を回転させ、下方シェル部材１１０および上方シェル部材１２０上の個別のライザー部材１１２、１２２によって画定される第２のステップトラッキングラン１２３上を進ませ、それにより、回転モーションを線形モーションに変換する。第１の対のねじ部材２２０、２２２が個別のライザー１１２、１２２に沿ってその上で前進するときに線形運動することに反応して、下方シェル部材１１０および上方シェル部材１２０が互いに対して線形に移動し、それにより、第１のラテラルエリア１０４でのハウジング１０２の膨張または収縮を実現する。同様に、第２の対のねじ部材２７０、２７２が個別のライザー１１２、１２２に沿ってその上で前進するときに線形運動することに反応して、下方シェル部材１１０および上方シェル部材１２０が互いに対して線形に移動し、それにより、第２のラテラルエリア１０６でのハウジング１０２の膨張または収縮を実現する。後でより詳細に説明されるように、第１のアクスル２０２および第２のアクスル２５２が、同時および独立してトルク伝達機構３００によって動作または回転させられ得る。したがって、第１の対のねじ部材２２０、２２２および第２の対のねじ部材２７０、２７２が第１のトラッキングラン１１３および第２のステップトラッキングラン１２３上の異なる位置まで回転させられるとき、第１のラテラルエリア１０４におけるハウジング１０２の膨張または収縮の程度が、同時にまたは独立して、第２のラテラルエリア１０６におけるハウジング１０２の膨張または収縮の程度を基準として調整され得る。

【００１８】

[0030]第１の対のねじ部材２２０、２２２が、ねじ部材２２０の螺旋ねじ山の方向性 (directional orientation) をねじ部材２２２の方向性と反対にするように、構成および/または配置され得、その結果、第１のアクスル２０２の回転時に第１の対のねじ部材２２０、２２２が互いに対して反対方向に移動することになる。同様に、第２の対のねじ部材２７０、２７２が、ねじ部材２７０の螺旋ねじ山の方向性をねじ部材２７２の方向性と反対にするように、構成および/または配置され得、その結果、第２のアクスル２５２の回転時に第２の対のねじ部材が互いに対して反対方向に移動することになる。

【００１９】

[0031]第１の対のねじ部材２２０、２２２および第２の対のねじ部材２７０、２７２が、各々、テーパ状の構成を有することができ、谷面および螺旋ねじ山を備える。ねじ部材の谷面がライザー部材のための接触面を提供することができる。ねじ部材の螺旋ねじ山が、隣接するライザー部材の間の隙間で受けられるように構成され得る。第１の対のねじ部材２２０、２２２および第２の対のねじ部材２７０、２７２が、各々、互いに対してサイズが同等であるかまたは異なる、可変の谷半径、および/または、可変の厚さを有する螺旋ねじ山を有することができる。可変の谷半径およびねじ山の厚さが、ねじ部材と個別のライザー部材との間の堅固な嵌合を確立することができ、それにより、椎体間固定術デバイスが、その開始位置、膨張位置、または脊柱前弯調整位置にあるときの部品間での望ましくない微小なモーションを低減するか、最小にするか、または排除する。ねじ部材の種

々の実施形態が、米国特許第 9, 889, 019 号、米国特許第 10, 188, 527 号、および、「Expandable and Adjustable Lordosis Interbody Fusion System」と題される、2019 年 9 月 12 日に
出願した米国特許出願第 16 / 569, 621 号で説明されている。米国特許第 9, 889, 019 号、米国特許第 10, 188, 527 号、および米国特許出願第 16 / 569, 621 号の開示は、参照によりその全体が本明細書に組み込まれている。

【0020】

[0032] 下方シェル部材 110 上の複数の個別のライザー部材 112 の位置が上方シェル部材 120 上の複数の個別のライザー部材 122 の位置からオフセットされるように配置され得、その結果、椎体間固定術デバイス 100 が収縮構成にあるとき、下方シェル部材 110 の複数の個別のライザー部材 112 が上方シェル部材 120 の複数の個別のライザー部材 122 と相互噛合することができるようになる。

10

【0021】

[0033] 図 1A ~ 1D を参照すると、トルク伝達機構 300 が、例えば第 1 の駆動機構 200 の第 1 のアクスル 202 の長手方向軸または第 2 の駆動機構 250 の第 2 のアクスル 252 の長手方向軸に対して概して垂直である、非平行な方向において第 1 の駆動機構 200 および第 2 の駆動機構 250 に対してトルクを適用するのを可能にする。図 1C でより良好に見ることができるように、トルク伝達機構 300 が、トルクを受けて第 1 の駆動機構 200 に伝達するように動作可能である第 1 のギヤ組立体 310 と、トルクを受けて第 2 の駆動機構 250 に伝達するように動作可能である第 2 のギヤ組立体 350 とを有することができる。

20

【0022】

[0034] 第 1 のギヤ組立体 310 が変換ギヤ 312 および駆動ギヤ 314 を有することができる。変換ギヤ 312 が第 1 の駆動機構 200 の第 1 のアクスル 202 に結合され得るかまたは固定的に結合され得る。第 1 のアクスル 202 が単一の構成要素であってよいが、あるいは単一の構成要素を形成するように一体に圧入および / または溶接される 2 つの別個のセクションを備えることができる。変換ギヤ 312 が、駆動ギヤ 314 からトルクを受けて回転するように構成され得、それにより第 1 のアクスル 202 を回転させる。第 1 のアクスル 202 の回転が第 1 の対のねじ部材 220、222 を回転させ、個別のライザー部材上を移動させ、それにより、第 1 のシェル部材 110 および第 2 のシェル部材 120 を互いに対して線形に移動させ、それにより第 1 のラテラルエリア 104 においてハウジング 102 を膨張および / または収縮させる。駆動ギヤ 314 が、例えば、第 1 のアクスル 202 に対して概して垂直である、非平行な方向において適用されるトルクを受けるように、およびトルクを変換ギヤ 312 に伝達するように、構成され得る。示されるように、駆動ギヤ 314 が、接続部材 316 (図 1C および 1D) を介して第 1 のアクスル 202 に結合され得る。例えば、接続部材 316 が、第 1 のアクスル 202 の円形部分上で受けられるリング 318 と、リング 318 から延在して駆動ギヤ 314 内で受けられるアーム 320 とを備えることができる。アーム 320 が、接続部材 316 のアーム 320 の軸を中心として駆動ギヤ 314 を回転させるのを可能にするようにおよび変換ギヤ 312 にトルクを伝達しながら軸外のモーションを制限するように、ねじ切りされていてもまたはねじ切りされていなくてもよい。駆動ギヤ 314 が、後でより詳細に説明されるように、第 2 のギヤ組立体 350 (図 1D) 内の駆動ギヤのスリーブセクション上で回転可能に受けられるように構成される細長い部分 322 を有することができる。第 1 のギヤ組立体 310 の駆動ギヤ 314 の細長い部分 322 の端部が、後でより詳細に説明されるように、例えば手術器具内のドライバーに係合されるための雌型ヘキサローブ 324 などの構造部を装備することができる。

30

40

【0023】

[0035] 第 1 のギヤ組立体 310 の変換ギヤ 312 および駆動ギヤ 314 が、ストレートギヤ、スパイラルギヤ、ゼロールベベルギヤ、ハイボイドギヤ、またはスピロイドギヤなどの、種々の種類のベベルギヤであってよい。例えば、変換ギヤ 312 および駆動ギヤ 3

50

14が例えば8mmのピッチを有することができる。明らかに他のギヤサイズも可能であり、本発明の特許請求の範囲はこれのみに限定されない。特定の実施形態で、本開示の原理はウォームギヤを用いて実施され得る。

【0024】

[0036]第2のギヤ組立体350が第1の変換ギヤ352および第1の駆動ギヤ354を有することができる。第2のギヤ組立体350が第2の変換ギヤ362および第2の駆動ギヤ364をさらに有することができる。本開示の特定の実施形態で、第2のアクスル252が、ねじ部材270と動作する第1のセクション254と、ねじ部材272と動作する第2のセクション256とを有することができる。したがって、第2のギヤ組立体350の第1の変換ギヤ352が第2のアクスル252の第1のセクション254に結合され得、第1のセクション254を回転させるように構成され得る。第2のアクスル252の第1のセクション254の回転が、ねじ部材270を回転させて個別のライザー部材上を進ませる。第2のギヤ組立体350の第2の変換ギヤ262が第2のアクスル252の第2のセクション256に結合され得、第2のセクション256を回転させるように構成され得る。第2のアクスル252の第2のセクション256の回転が、ねじ部材272を回転させて個別のライザー部材上を進ませる。第2のアクスル252の第1のセクション254および第2のセクション256が接続部材370に回転可能に接続され得る。例えば、接続部材370が、リング372、リングから延在して第2のアクスル252の第1のセクション254内で受けられる第1のアーム(図示せず)、およびリングから延在して第2のアクスル252の第2のセクション256内で受けられる第2のアーム(図示せず)を備えることができる。第1のアームおよび第2のアームが、軸外のモーションを制限しながら接続部材370の第1のアームおよび第2のアームのアクスルをそれぞれ中心として第2のアクスル252の第1のセクション254および第2のセクション256を回転させるのを可能にするように、ねじ切りされていてもまたはねじ切りされていなくてもよい。

【0025】

[0037]第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354が、例えば第2のアクスル352に対して概して垂直である、非平行な方向において適用されるトルクを受けるように、および第2のギヤ組立体350の第1の変換ギヤ352にトルクを伝達するように、構成され得る。第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ364が、例えば第2のアクスル252に対して概して垂直である、非平行な方向において適用されるトルクを受けるように、および第2のギヤ組立体350の第2の変換ギヤ362にトルクを伝達するように、構成され得る。例えば、第1の駆動ギヤ354が、例えば第2のアクスル252に対して概して垂直である方向においてトルクを受けるために手術器具内のドライバーに係合されるように構成される雌型ヘキサローブ355などの構造部を有することができる。特定の実施形態で、第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364が、第1の駆動ギヤ354の回転により第2の駆動ギヤ364を回転させるのを可能にするように単一のユニットとして動作するように構築され得るかまたは組み立てられ得る。例えば、第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364が管状セクション374を形成するように接続され得、管状セクション374が接続部材370のリング372内で受けられ得、それにより、第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364を単一のユニットとして回転させることが可能となる(図1D)。別法として、第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364が隙間を有するセクションを形成するように切り離され得、ここでは、セクション374が独立した調整を可能にしてそれによりアクスルセクション254および256の独立したまたは同じではない回転を可能にするために提供されており、それにより、ねじ部材270および272を回転させて互いに対して異なるロケーションにおいて個別のライザー部材に沿わせてその上で進ませるのを可能にする。

【0026】

[0038]第2のギヤ組立体350の第1の変換ギヤ354および第2の駆動ギヤ352が種々の分類および種類のベベルギヤであってよい。第2のギヤ組立体350の第2の駆動

ギヤ 3 6 4 および第 2 の変換ギヤ 3 6 2 が種々の分類および種類のベベルギヤであってよい。第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 および第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 が異なるピッチを有することができる。例えば、第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 が例えば 8 mm であるピッチを有することができ、第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 が例えば 6 mm であるピッチを有することができる。したがって、第 1 の変換ギヤ 3 5 2 が例えば 8 mm であるピッチを有することができ、第 2 の変換ギヤ 3 6 2 が例えば 6 mm であるピッチを有することができる。明らかに他のギヤサイズも可能であり、本発明の特許請求の範囲はこれに限定されない。別法として、第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 および第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 が等しいピッチを有することができ、第 1 の変換ギヤ 3 5 2 および第 2 の変換ギヤ 3 6 2 が等しいピッチを有することができる。特定の実施形態で、本開示の原理がウォームギヤを用いて実施され得る。

10

【 0 0 2 7 】

[0039] 特定の実施形態で、トルク伝達機構 3 0 0 が、手術器具により第 1 のギヤ組立体 3 1 0 および第 2 のギヤ組立体 3 5 0 を同時にまたは独立して動作させるのを可能にするように構成され得る。図 1 C および 1 D でより良好に見ることができるように、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 が細長い部分 3 2 2 を有することができる。第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 がスリーブセクション 3 6 6 を有することができる。第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 の細長い部分 3 2 2 が、第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 のスリーブセクション 3 6 6 内で回転可能に受けられ得る。これにより、例えば雌型ヘキサローブドライバー内にある雄型ヘキサローブドライバーなどの、2 つのドライバーを有する手術器具が第 1 のギヤ組立体 3 1 0 および第 2 のギヤ組立体 3 5 0 を同時におよび独立して動作させることが可能となる。したがって、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の第 1 の駆動機構 2 0 0 および第 2 の駆動機構 2 5 0 が、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 および第 2 のギヤ組立体 3 5 0 をそれぞれ介して、手術器具により同時にまたは独立して動作させられ得る。例えば、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 の細長い部分 3 2 2 の端部が、例えば雄型ヘキサローブ構造部を有する第 1 のドライバーに係合されるための例えば雌型ヘキサローブなどの構造部 3 2 4 を装備することができる。スリーブセクション 3 6 6 を有する第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 および第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 内のチャンネルが、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 1 4 内の雌型ヘキサローブ構造部 3 2 4 に対して手術器具内の第 1 のドライバーがアクセスするのを可能にする。第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 が、例えば外側ヘキサローブ構造部を有する第 2 のドライバーに係合されるように構成される例えば雌型ヘキサローブ構造部などの構造部 3 5 5 を装備することができる。

20

30

【 0 0 2 8 】

[0040] 図 2 A ~ 2 C が、本開示の例示の椎体間固定術デバイス 1 0 0 を動作させるのに使用され得る手術器具 4 0 0 を示す。図 3 A ~ 3 D が、本開示の例示の二軸の椎体間固定術デバイス 1 0 0 に対しての手術器具 4 0 0 の係合を示す。椎体間固定術デバイスのボディの膨張および/または収縮の 2 つの所望の方向に対して垂直であるボディの 2 つの方向と相関関係がある椎体間固定術デバイスの二軸の多様な任意選択の調整の組み合わせを介して多様な動作モードが達成され得る、ことが所望される。例えば、後方軸および前方軸を同時にまたは独立して調整することにより、椎体間固定術デバイスの上方の方向および下方の方向においてそれぞれ等しいまたは等しくない膨張が実現される。図 3 A ~ 3 D でより良好に見ることができるように、手術器具 4 0 0 が第 1 のドライバー 4 1 0 および第 2 のドライバー 4 2 0 を有することができる。第 1 のドライバー 4 1 0 が第 2 のドライバー 4 2 0 内のチャンネル内で回転可能に受けられ得、外側に延伸させられて第 2 のドライバー 4 1 0 内のチャンネルの中に収められ得、それにより、第 1 のドライバー 4 1 0 が第 2 のドライバー 4 2 0 から独立してまたは第 2 のドライバー 4 2 0 と同時にトルクを適用することが可能となる。手術器具 4 0 0 の第 1 のドライバー 4 1 0 が、例えば雌型ヘキサローブなどの構造部を有する端部を有することができる第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 1 4 に係合されるための例えば雄型ヘキサローブなどである構造部を有する作業端部分を有することができる。手術器具 4 0 0 の第 2 のドライバー 4 2 0 が、例えば雌型ヘキ

40

50

サローブなどの構造部を有することができる第２のギヤ組立体３５０の第１の駆動ギヤ３５４に係合されるための例えば外側ヘキサローブ構造部などである構造部を有する作業端部分を有することができる。

【００２９】

[0041]図３Ｂを参照すると、手術器具４００の第１のドライバー４１０が第１のドライバー４１０を第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４に係合させるのを、および第２のドライバー４２０を第２のギヤ組立体３５０の第１の駆動ギヤ３５４に係合させるのを、可能にするように延伸させられ得る。手術器具４００の第１のドライバー４１０および第２のドライバー４２０を同時に動作または回動させることにより、第１のギヤ組立体３１０および第２のギヤ組立体３５０に同時にトルクを適用することが可能となり、それによりさらに、椎体間固定術デバイス１００の第１の駆動機構２００および第２の駆動機構２５０に同時にトルクを伝達するかまたはこれらの同時に作動させ、それにより、後方側１０４および前方側１０６の両方で椎体間固定術デバイス１００の膨張または収縮を実現する。図３Ｃを参照すると、手術器具４００の第１のドライバー４１０が第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４に係合解除するために後退させられ得、それにより、手術器具４００の第２のドライバー４２０のみを第２のギヤ組立体３５０の第１の駆動ギヤ３５４に係合させることが可能となる。手術器具４００の第２のドライバー４２０を動作または回動させることにより第２のギヤ組立体３５０のみにトルクを適用することが可能となり、それによりさらに、椎体間固定術デバイス１００の第２の駆動機構２５０のみにトルクを伝達するかまたはこれのみを作動させ、それにより、後方側１０６において椎体間固定術デバイス１００の膨張または収縮を実現する。図３Ｄを参照すると、手術器具４００の第１のドライバー４１０が第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４に係合されるように延伸させられ得、手術器具４００の第２のドライバー４２０が第２のギヤ組立体３５０の第１の駆動ギヤ３５４に係合解除するように後退させられ得る。手術器具４００の第１のドライバー４１０を動作または回動させることにより第１のギヤ組立体３１０のみにトルクを適用することが可能となり、それによりさらに、椎体間固定術デバイス１００の第１の駆動機構２００のみにトルクを伝達するかまたはこれのみを作動させ、それにより後方側１０４において椎体間固定術デバイス１００の膨張または収縮を実現する。

【００３０】

[0042]図１Ｃを再び参照すると、椎体間固定術デバイス１００が、第１のアクスル２０２の第１の端部および第２のアクスル２５２の第１の端部において第１のアクスル２０２および第２のアクスル２５２を結合する第１の推力軸受１０５を有することができる。加えてまたは別法として、椎体間固定術デバイス１００が、第１のアクスル２０２の第２の端部および第２のアクスル２５２の第２の端部において第１のアクスル２０２および第２のアクスル２５２を結合する第２の推力軸受１０７を有することができる。第１の推力軸受１０５および／または第２の推力軸受１０７が、例えば圧入および／または溶接により一体に接合され得る２つの部片を有するように構築され得る。第１の推力軸受１０５および／または第２の推力軸受１０７が、第１のアクスルの長手方向軸を中心として第１のアクスル２０２を回転させるのを可能にし、第１のアクスルの平行移動および線形移動を防止する。同様に、第１の推力軸受１０５および／または第２の推力軸受１０７が、第２のアクスルの長手方向軸を中心として第２のアクスル２５２の第１のセクション２５４および第２のセクション２５５を回転させるのを可能にし、第２のアクスル２５２の第１のセクション２５４および第２のセクション２５６の平行移動または線形移動を防止する。

【００３１】

[0043]椎体間固定術デバイス１００または椎体間固定術デバイス１００の少なくとも一部分が、チタン、タンタル、ステンレス鋼、コバルトクロム、あるいは任意の他の生体用金属、または合金などの、金属を含む材料から構築され得る。椎体間固定術デバイス１００または椎体間固定術デバイス１００の一部分が、ポリエーテルエーテルケトン（ＰEEK）、ポリエーテルケトンケトン（PEKK）、およびポリエーテルケトン（PEK）などの、高分子材料から構築されてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 2 】

[0044]椎体間固定術デバイス 1 0 0 が脊椎固定術手技のために適する任意のサイズを有することができる。例えば、第 1 の駆動機構 2 0 0 または第 2 の駆動機構 2 5 0 に沿うデバイス 1 0 0 の端部から別の端部までの距離（「長さ」）が 2 5 ミリメートル（mm）から 6 0 ミリメートルの範囲であってよい。デバイスの一方のラテラル側から反対のラテラル側までの距離（「幅」）が 2 0 mm から 3 5 mm の範囲であってよい。デバイスが、例えば幅において 2 mm の増分および長さにおいて 5 mm の増分といったように多様な増分で多様な長さおよび幅を有する多数の提供物で製造され得る。完全な収縮構成における椎体間固定術デバイス 1 0 0 の下方シェル部材の表面から上方シェル部材の表面までの距離（「ベース高さ」）が、5 mm から 1 0 mm の範囲であってよい。椎体間固定術デバイスが、前方側および後方側において異なるベース高さまたは開始位置高さを有することができる。例えば、後方側のベース高さが前方側のベース高さより小さくてよく、それにより、図 2 C に示されるように、より深いデバイスを椎体間隙の中に嵌め込むのを可能にするための後方手術の性質に対応する。後方側および前方側において異なる開始位置高さを有する収縮構成がさらに、デバイスの沈下を防止するのをおよびヒトの脊椎の解剖学的構造により良好に適合するのを支援することができる。別法として、椎体間固定術デバイス 1 0 0 が、前方側および後方側の両方において等しいまたは同等のベース高さを有することができる。本開示の実施形態による二軸の駆動機構が、0 mm から 9 mm の範囲での高さの継続的な拡大、および 0 度 ~ 3 0 度の範囲の下方シェル部材の表面と上方シェル部材の表面との間の継続的な角度付け（「脊柱前弯」）を実現することができる。上記の具体的な寸法は本開示の種々の態様を徹底的に理解するために提供されるものであり、特許請求の範囲を限定することを意図されないことに留意されたい。明らかに、当業者にとっては他の寸法も可能である。

【 0 0 3 3 】

[実施例 1]

[0045]膨張モード（同時の二軸の調整）

[0046]次いで、図 4 および 1 C を参照して、例示の椎体間固定術デバイス 1 0 0 の膨張モードが説明される。膨張モードで、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の第 1 の駆動機構 2 0 0 および第 2 の駆動機構 2 5 0 が同時に動作させられ得、それにより椎体間固定術デバイス 1 0 0 の平行な膨張または収縮を実現する。

【 0 0 3 4 】

[0047]椎体間固定術デバイス 1 0 0 が、開始構成または収縮構成において、最初に、前方外科的手技を介して椎間板隙内に配置され得る。膨張モードから開始して、使用者が図 2 A ~ 2 C および 3 A ~ 3 D に示される第 1 のドライバー 4 1 0 および第 2 のドライバー 4 2 0 を有する手術器具 4 0 0 を使用することができ、それにより、図 3 B でより良好に示されるように、第 1 のドライバー 4 1 0 を第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 に係合させること、および第 2 のドライバー 4 2 0 を第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 に係合させることが可能となる。次いで、使用者が、手術器具 4 0 0 の第 1 のドライバー 4 1 0 および第 2 のドライバー 4 2 0 の両方を例えば図 4 の矢印 A 1 および矢印 A 2 によって示されるように時計回り方向に回動させることにより、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の駆動機構 2 0 0、2 5 0 に対して概して垂直である方向にトルクを適用することができる。

【 0 0 3 5 】

[0048]図 4 および 1 C を参照すると、手術器具 4 0 0 の第 1 のドライバー 4 1 0 を回動させることにより、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 を例えば矢印 B 1 によって示される時計回り方向に回転させ、それによりさらに、変換ギヤ 3 1 2 を例えば矢印 B 2 によって示される外側方向に駆動し、それにより、第 1 のアクスル 2 0 2 が例えば矢印 B 2 によって示される外側方向に回転する。第 1 のアクスル 2 0 2 の回転がねじ部材 2 2 0、2 2 2 をライザー部材上で例えば B 3 によって示される外側方向に進ませ、それにより、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の下方シェル部材 1 1 0 および上方シェル部材 1 2 0 が互

いに対して線形に移動することになり、例えば矢印 B 4 によって示されるように後方側 104 において膨張する。

【0036】

[0049]図4および1Cを参照すると、手術器具400の第2のドライバー420を回転させることにより、第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354が例えば矢印C1によって示される時計回り方向に回転し、それによりさらに、第1の変換ギヤ352を例えば矢印C2によって示される外側方向に駆動し、それにより、第2のアクスル252の第1のセクション254が例えば矢印C2によって示される外側方向に回転する。第2のアクスル252の第1のセクション254の回転が、ねじ部材270をライザー部材上で例えば矢印C3によって示される外側方向に進ませる。

10

【0037】

[0050]継続して図4および1Cを参照すると、さらに、手術器具400の第2のドライバー420を回転させることにより、第2のギヤ組立体350の第2の駆動ギヤ364が例えば矢印D1によって示される時計回り方向に回転し、それによりさらに、第2の変換ギヤ362が例えば矢印D2によって示される外側方向に駆動され、それにより、第2のアクスル252の第2のセクション256が例えば矢印D2によって示される外側方向に回転する。第2のアクスル252の第2のセクション256の回転が、ねじ部材272をライザー部材上で例えば矢印D3によって示される外側方向に進ませる。

【0038】

[0051]第2のアクスル252の第1のセクション254上でのねじ部材270の移動および第2のアクスル252の第2のセクション256上のねじ部材272の移動が、下方シェル部材110および上方シェル部材120を互いに対して線形に移動させ、例えば矢印D4によって示される前方側において膨張する。

20

【0039】

[0052]分かり易いように、第1のギヤ組立体310の駆動ギヤ314および変換ギヤ312、第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364、第2のギヤ組立体350の第1の変換ギヤ352および第2の変換ギヤ362、ならびに第1の駆動機構200および第2の駆動機構250の動作が連続するステップで説明されるが、上記組立体、機構、または機構の部品、の回転、平行移動、または移動は、手術器具400の第1のドライバー410および第2のドライバー420を同時に回転させるときに、同時に行われることに留意されたい。図4に示される実施例は、手術器具400の第1のドライバー410および第2のドライバー420を例えば時計回り方向に同時に回転させることにより、後方側104および前方側106の両方向において椎体間固定術デバイス100を膨張させる。第1のドライバー410および第2のドライバー420を反時計回り方向に回転させることによる逆の動作により、椎体間固定術デバイス100を膨張構成から収縮させることができる。図7は、椎体間固定術デバイス100の膨張構成を示す等角図である。

30

【0040】

[実施例2]

[0053]脊柱前弯モード（独立した前方軸の調整）

40

[0054]図5および1Cを参照して、例示の椎体間固定術デバイス100の脊柱前弯モードつまり前方軸の独立した調整を説明する。この脊柱前弯モードでは、椎体間固定術デバイス100の第2の駆動機構250が第1の駆動機構100から独立して動作させられ得、前方側106における椎体間固定術デバイス100の構成の脊柱前弯を調整する。椎体間固定術デバイス100の脊柱前弯モードは、椎体間固定術デバイス100の前方側104と後方側106との間の膨張においてオフセットを実現するのに所望される可能性がある。前方側104が後方側106の下方のポイントまで膨張および/または収縮させられ得、それにより負の脊柱前弯（脊柱後弯）を実現する。

【0041】

[0055]脊柱前弯モードから開始して、使用者が手術器具400の第2のドライバー42

50

0のみを延伸させることができ、それにより、図3Cに示されるように、第2のドライバー420のみを第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354に係合させるのを可能にする。手術器具400の第1のドライバー410が膨張モード中に椎体間固定術デバイスの全範囲に跨って挿入されると、第1のドライバー410が、椎体間固定術デバイス100の後方側106のみを独立して動作させるために図3Cに示されるポイントまで後退させられ得る。脊柱前弯モード中に椎体間固定術デバイス100内のどの程度遠くまで第1のドライバー410を挿入することが可能であるかを示すのを支援するために、手術器具400上に印が設けられ得る。次いで、使用者が、第2のドライバー420を例えば矢印E1によって示される時計回り方向に回転させることにより、椎体間固定術デバイス100の第2の駆動機構250に対して概して垂直である方向にトルクを適用することができる。

10

【0042】

[0056]図5および1Cを参照すると、手術器具400の第2のドライバー420を回転させることにより、第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354が例えばF1によって示される時計回り方向に回転し、それによりさらに、第1の変換ギヤ352が例えば矢印F2によって示される外側方向に駆動され、それにより、第2のアクスル252の第1のセクション254が例えば矢印F2によって示される外側方向に回転する。第2のアクスル252の第1のセクション254の回転が、ねじ部材270をライザー部材上で例えば矢印F3によって示される外側方向に進ませる。

【0043】

20

[0057]さらに、手術器具400の第2のドライバー420を回転させることにより、第2のギヤ組立体350の第2の駆動ギヤ364が例えばG1によって示される時計回り方向に回転させ、それによりさらに、第2の変換ギヤ362が例えば矢印G2によって示される外側方向に駆動され、それにより、第2のアクスル252の第2のセクション256を例えば矢印G2によって示される外側方向に回転する。第2のアクスル252の第2のセクション256の回転が、ねじ部材272をライザー部材上で例えば矢印G3によって示される外側方向に進ませる。特定の実施形態で、第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364が、組み立て時に両方の構成要素の間に隙間を存在させるように、修正され得、ここでは、第1の駆動ギヤ354が拡大した全径を有する。手術器具400の第2のドライバー420と対合する第1の駆動ギヤの雌型ヘキサローブの対合幾何形状が、第1の駆動ギヤ354を完全に通過させて第2のドライバー420を第2の駆動ギヤ364まで到達させるのを可能にするように、修正され得る。この修正されたデザインの構成により、冠状面におけるねじ部材270とねじ部材272との間の非一様な膨張調整を可能にし、それにより、脊柱側弯などの変形を患う患者において矯正を行うのを可能にする。

30

【0044】

[0058]個別のライザー部材上でのねじ部材270、272の移動が、第1のシェル部材110および第2のシェル部材120が互いに対して線形に移動するかまたは前方側106において膨張し、それにより、矢印H1によって示されるように、前方側106における椎体間固定術デバイス100の脊柱前弯を調整する。前方側106を後方側104の下方のポイントまで収縮調整するために構成要素の上述の移動のすべてを逆方向で完了することにより、椎体間固定術デバイス100の脊柱後弯（負の脊柱前弯）が調整される。

40

【0045】

[0059]分かり易いように、第2のギヤ組立体350の第1の駆動ギヤ354および第2の駆動ギヤ364、第2のギヤ組立体350の第1の変換ギヤ352および第2の変換ギヤ362、ならびに第2の駆動機構250の動作が連続するステップで説明されるが、上記組立体、機構、または部品は、手術器具400の第2のドライバー420を回転させるときに同時に動作させられることに留意されたい。さらに、図5に示される実施例は、手術器具400の第2のドライバーを時計回り方向に回転させることにより、椎体間固定術デバイス100の脊柱前弯を調整するかまたは前方側106においてデバイスを膨張させる。さらに、椎体間デバイスは、反転されても、つまり椎間板隙間の中に上下逆にして挿

50

入される場合でも、十分に動作することができる。この反転位置での椎体間デバイスの正確な動作は、適用するトルクを逆にすることにより、達成され得、例えば反時計回りに第２のドライバー４２０を回転させることにより、椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯の程度が調整され得る。図８が、椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯調整構成を示す等角図である。

【００４６】

[実施例３]

[0060]脊柱前弯モード（独立した後方軸の調整）

[0061]図６および１Ｃを参照して、例示の椎体間固定術デバイス１００の別の脊柱前弯モードつまり後方軸の独立した調整を説明する。この脊柱前弯モードで、椎体間固定術デバイス１００の第１の駆動機構２００が第２の駆動機構２５０から独立して動作させられ得、後方側１０４において椎体間固定術デバイス１００の構成の脊柱前弯を調整する。後方側１０４が前方側１０６の上方のポイントまで膨張させられ得、それにより負の脊柱前弯（脊柱後弯）を実現する。

10

【００４７】

[0062]脊柱前弯モードから開始して、使用者が手術器具４００の第１のドライバー４１０のみを延伸させることができ、それにより、図３Ｄに示されるように、第１のドライバー４１０のみを第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４に係合させるのを可能にする。この脊柱前弯モードでは、手術器具４００の第２のドライバー４２０が第２のギヤ組立体３５０の第１の駆動ギヤ３５４に係合されない。次いで、使用者が、第１のドライバー４１０を例えば矢印Ⅰ１によって示される時計回り方向に回転させることにより椎体間固定術デバイス１００の第１の駆動機構２００に対して概して垂直である方向にトルクを適用することができる。

20

【００４８】

[0063]図６および１Ｃを参照することにより、手術器具４００の第１のドライバー４１０を回転させることにより、第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４が例えば矢印Ⅱ１によって示される時計回り方向に回転し、それによりさらに、変換ギヤ３１２が例えば矢印Ⅱ２によって示される外側方向に駆動され、それにより、第１のアクスル２０２が例えば矢印Ⅱ２によって示される外側方向に回転する。第１のアクスル２０２の回転が、ねじ部材２２０、２２２をライザー部材上で例えば矢印Ⅱ３によって示される外側方向に進ませる。

30

【００４９】

[0064]個別のライザー部材上でのねじ部材２２０、２２２の移動が、第１のシェル部材１１０および第２のシェル部材１２０が互いに対して線形に移動するかまたは後方側１０４において膨張し、それにより、矢印Ⅱ１によって示されるように、後方側１０４における椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯を調整する。後方側１０４を前方側１０６の上方の調整ポイントまで膨張させることを完了することにより、椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯（負の脊柱後弯）を調整する。

【００５０】

[0065]分かり易いように、第１のギヤ組立体３１０の駆動ギヤ３１４および変換ギヤ３１２、および第１の駆動機構２０の動作が連続するステップで説明されるが、上記組立体、機構、または部品の回転、平行移動、または移動が、手術器具４００の第１のドライバー４１０を回転させるときに同時に行われることに留意されたい。さらに、図６に示される実施例は、手術器具４００の第１のドライバー４１０を時計回り方向に回転させることにより、後方側１０４において椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯を調整する。第１のドライバー４１０を例えば反時計回り方向に回転させることによる逆の動作により、椎体間固定術デバイス１００の脊柱前弯の程度を調整することができる。

40

【００５１】

[0066]図９Ａ～９Ｂが、本開示の実施形態による膨張状態および／または脊柱前弯調整状態にある、隣接する椎間体４５２、４５２の中に配置される例示の椎体間固定術デバイ

50

ス 1 0 0 を示している。

【 0 0 5 2 】

[0067]次に、図 1 0 A ~ 1 4 C を参照すると、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の実施形態が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の望ましくない外側へのまたは内側への遊動を防止するためにおよび調整後に椎体間固定術デバイス 1 0 0 を緩めたりまたは後方に戻したりするのを防止するために、椎体間固定術デバイス 1 0 0 を椎間板隙内で固着することができる固定組立体 5 0 0 を有することができる。

【 0 0 5 3 】

[0068]図 1 0 A ~ 1 0 B に示されるように、固定組立体 5 0 0 が、概して、プレート組立体 5 1 0 および固定具 5 1 2 を備える。プレート組立体 5 1 0 が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 に取り付け可能となるように構成される。プレート組立体 5 1 0 が、下方椎体および上方椎体にそれぞれ固着するためにそこを通して固定具 5 1 2 を挿入するように構成されるアパーチャ 5 1 4 を装備するプレート部材 5 1 1 を備える。プレート組立体 5 1 0 が、固定具が椎体から後退するのを防止するために固定具ロック機構 5 2 0 をさらに有することができる。プレート部材 5 1 1 内にある 4 つのアパーチャ 5 1 4、および 4 つの固定具 5 1 2 が示されるが、他の実施形態がプレート部材 5 1 1 内に 4 つより少ないまたは 5 つ以上のアパーチャを有することもできる。同様に、4 つの固定具ロック機構 5 2 0 が示されるが、他の実施形態が 4 つより少ないまたは 5 つ以上の固定具ロック機構を有することもできる。さらに、図 1 0 B が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 に対してプレート組立体 5 1 0 が取り付けられた状態の組立図を描いている。使用時、プレート組立体 5 1 0 がその場 (i n s i t u) で椎体間固定術デバイス 1 0 0 に取り付けられ得るか、または椎体間固定術デバイス 1 0 0 が患者に挿入されて隣接する椎体の間に配置されていることに留意されたい。図 1 4 A ~ 1 4 B が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 が配置されて、隣接する椎体の間で適切な構成となるように膨張させられておおよそ / またはその脊柱前弯を調整された後の、椎体間固定術デバイス 1 0 0 に対してのプレート組立体 5 1 0 の取り付けを示す。所望される場合、プレート組立体 5 1 0 が、椎体間固定術デバイスの実装前に椎体間固定術デバイス 1 0 0 に取り付けられてもよい。

【 0 0 5 4 】

[0069]特定の実施形態で、プレート部材 5 1 1 が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の遊動または緩みを防止することに加えて矯正支援または捕捉的な固定術装置を実現するために、チタン、ステンレス鋼、あるいは他の金属または合金などの、十分な強度を有する材料から構築され得る。本明細書で使用される「捕捉的な固定術装置」という用語は、隣接する脊椎骨を定位置で保持することができるかまたは関節固定 (骨固定術) を行うまで隣接する椎体の動きを固定することができる矯正器具として機能する固定プレートの実施形態を意味する。

【 0 0 5 5 】

[0070]図 1 1 を参照すると、プレート部材 5 1 1 が、概して、プレートのプロフィールを最小にするかまたは低減するために側部に切欠部を有する H 形梁または骨形状であってよい。例えば、プレート部材 5 1 1 が、プレート部材 5 1 1 の上側部分または下側部分と比較して中間部分で縮小した寸法を有することができる。アパーチャ 5 1 4 がプレート部材 5 1 1 の上側部分および下側部分に設けられ得る。プレート組立体 5 1 0 の縮小したプロフィールまたは最適化されたプロフィールにより、特に後方から見る場合の、患者の内部での椎体間固定術デバイス 1 0 0 の可視化を改善することが可能となる。さらに、プレート組立体 5 1 0 の縮小したプロフィールが、プレート組立体 5 1 0 を患者の解剖学的構造に挿入して配置するのを容易にする。固定プレートの他の適切なサイズおよび形状も可能であり、本発明の特許請求の範囲はこれのみに限定されない。プレート部材 5 1 1 が、手術器具に接続されるためのねじ部を装備する例えば環状幾何形状の構造部などの、幾何学的構造部 5 1 6 を有することができる。

【 0 0 5 6 】

[0071]図 1 1 を参照すると、プレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 のロケーション

が示されるように離間され得、それにより、そこを通して固定具 5 1 2 を挿入することおよび固定具 5 1 2 を下方椎体および上方椎体まで誘導することが可能となる。プレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 が、プレート部材 5 1 1 の表面に対して垂直である基準面を基準として例えば 0 度 ~ 1 5 度で角度を付けられ得る。角度を付けられたアパーチャが、アパーチャを通して挿入される固定具の経路に角度を付けるのを可能にし、それにより椎体に対しての固定具の係止の角度を最適化することができる。さらに、プレート部材 5 1 1 が、皮質骨の効果をさらに最適にするために固定具の経路に 1 5 度を超える角度を付けるのをさらに可能にするために中間ボディセクションと相関関係にあるアパーチャのロケーションのところに存在する湾曲プロフィールジオメトリまたは非平行なプロフィールジオメトリを有することができる。アパーチャ 5 1 4 が、固定具 5 1 2 の頭部を受けるように構成されるカウンターボア部分またはカウンターシンク部分を有することができる。固定具 5 1 2 の頭部が、図 1 0 A に示される球形状、または固定具の経路の調整を容易にするかまたは可能にするためのテーパ形状または円筒形状などの他の任意適切な形状を有することができる。固定具の例には、限定しないが、脊椎拡張ヘッドスクリュー、脊椎ロックねじ、脊椎自己ロックねじ、脊椎シャフトねじ、脊椎ネイル、spinal bar b、脊椎フック、あるいは椎体に係止され得る任意の他のねじ切りされた部材または非ねじ部材が含まれる。

【 0 0 5 7 】

[0072] 図 1 1 を参照すると、プレート組立体 5 1 0 が、固定具の後退を防止するように構成される少なくとも 1 つの固定具ロック機構 5 2 0 を有することができる。図 1 1 では、4 つの固定具ロック機構 5 2 0 が提供され、各々の固定具ロック機構 5 2 0 がプレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 に隣接して位置する。例示の固定具ロック機構 5 2 0 が、プレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 に隣接する凹部 5 2 4 内で受けられるロック棒 5 2 2 と、凹部 5 2 4 内でロック棒 5 2 2 を保持してロック棒 5 2 2 を回転させるのを可能にするためにロック棒 5 2 2 の端部に溶接されるかまたは取り付けられるアダプタ 5 2 6 と、を有することができる。ロック棒 5 2 2 の頭部が、丸みを有する側部分 5 2 2 a と、平坦な側部分 5 2 2 b と、ロック機構 5 2 0 に係合されるためのドライバーを受けるための雌型ヘキサローブなどの構造部を装備する端部 5 2 2 c とを有することができる。ロック棒 5 2 2 が回転させられてロック機構 5 2 0 をアンロック状態または開状態に設定すると、頭部の平坦な側部分 5 2 2 b がプレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 の方を向き、アパーチャ 5 1 4 を開けたままにしてそこを通して固定具 5 1 2 を挿入するのを可能にする。固定具 5 1 2 が椎体の中の最後まで駆動されて固定具頭部がアパーチャのカウンターシンク内で受けられると、ロック棒 5 2 2 がロック機構 5 2 0 をロック状態に設定するように回転させられ得、ここでは、頭部の丸みを有する側部分 5 2 2 a がアパーチャ 5 1 4 の少なくとも一部分の上をまたは固定具 5 1 2 の上を延在し、それにより固定具 5 1 2 が後退することが防止される。本開示のロック機構 5 2 0 はクイック「ワンステップ」ロッキングを可能にし、ここでは、固定具 5 1 2 をロックまたはロック解除するためにはドライバーを用いてロック棒 5 2 2 を 1 回のみ回転させることが必要となる。さらに、「ワンステップ」ロック機構を使用することにより、プレート組立体 5 1 0 のプロフィールを単純化するかまたは低減することが可能となり、これは、患者の解剖学的構造に装置を挿入して配置することにおいて有利である。

【 0 0 5 8 】

[0073] 図 1 2 A ~ 1 2 B および 1 3 A ~ 1 3 B を参照すると、プレート組立体 5 1 0 が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 に取り付けられるように構成される幾何学的構造部を有することができる。プレート組立体 5 1 0 が、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 および / または第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の駆動ギヤ内の雌型幾何学的構造部の中挿入されるように構成されるプレート部材から延在する雄型幾何学的構造部を有することができる。図 1 2 A ~ 1 2 B が、第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 内の雌型ヘキサローブ 3 5 5 の中で堅固に対合するように構成される例えば雄型ヘキサローブなどの雄型幾何形状 5 3 0 を有するプレート組立体 5 1 0 を示す。プレート組立体 5 1 0 が椎体間固定術デバイス 1 0 0

10

20

30

40

50

の中に挿入されて椎体に固定されると、プレート組立体 5 1 0 の雄型ヘキサローブ 5 3 0 が第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 の望ましくない回転を防止することができ、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の調整後に緩んだりまたは後方に戻ったりするのを防止するための捕捉的なロックとして機能する。図 1 3 A ~ 1 3 B が、第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 および第 2 の駆動ギヤ 3 6 4 を通過するようにならびに第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 内の雌型ヘキサローブ 3 2 4 の中で堅固に対合するように、構成される例えば雄型ヘキサローブなどの細長い雄型幾何形状 5 3 2 を有するプレート組立体 5 1 0 を示す。プレート組立体 5 1 0 が椎体間固定術デバイス 1 0 0 の中に挿入されて椎体に固定されると、細長い雄型ヘキサローブ 5 3 2 が第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 の望ましくない回転を防止することができ、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の調整後に緩むのをまたは後方に戻るのを防止するための捕捉的なロックとして機能する。本開示の特定の実施形態で、プレート組立体 5 1 0 が、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 内の雌型幾何形状の中で堅固に対合するように構成される第 1 の雄型幾何形状と、第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 内の雌型幾何形状の中で堅固に対合するように構成される第 2 の雄型幾何形状とを有することができる。例えば、図 1 3 B に示されるように、プレート組立体 5 1 0 が、第 1 のギヤ組立体 3 1 0 の駆動ギヤ 3 1 4 内の雌型ヘキサローブ 3 2 4 の中で堅固に対合するように構成される例えば細長い雄型ヘキサローブなどの第 1 の雄型幾何形状 5 3 2 と、第 2 のギヤ組立体 3 5 0 の第 1 の駆動ギヤ 3 5 4 内の雌型ヘキサローブ 3 5 5 の中で堅固に対合するように構成される例えば雄型ヘキサローブなどの第 2 の雄型幾何形状 5 3 0 と、を有することができる。

10

20

【 0 0 5 9 】

[0074]本出願と同時に出願した「Dual Axis Adjustable Spinal Systems and Interbody Fusion Devices with Fixation」と題される米国特許出願第 号が、椎体間固定術デバイスおよび脊椎システムのための固定組立体の種々の実施形態を説明しており、これらのすべての開示のその全体が参照により本明細書に組み込まれる。

【 0 0 6 0 】

[0075]図 1 4 A ~ 1 4 C を参照すると、使用時、プレート組立体 5 1 0 がその場で椎体間固定術デバイス 1 0 0 に挿入されて取り付けられ得る。例えば、収縮構成にある椎体間固定術デバイス 1 0 0 が、最初に、前方腰椎体間固定術 (A L I F) 手技または他の任意適切な外科手技を介して、隣接する椎体 4 5 2、4 5 4 の間に挿入されて配置され得る。椎体間固定術デバイス 1 0 0 が、手術器具 4 0 0 を使用して膨張させられ得および / またはその脊柱前弯を調整され得、それにより、図 3 ~ 6 に関連させて上述したように、隣接する脊椎骨 4 5 2、4 5 4 の間に適切な構成を形成する。

30

【 0 0 6 1 】

[0076]次いで、プレート組立体 5 1 0 が、椎体間固定術デバイス 1 0 0 を挿入して配置する場合と同じ外科的アプローチを介して、標的エリアに導入され得、椎体間固定術デバイス 1 0 0 に取り付けられ得る。本開示の実施形態によると、椎体間固定術デバイス 1 0 0 を配置して動作させるのに使用される手術器具 4 0 0 が、プレート組立体 5 1 0 を挿入して取り付けるのに使用され得る。例えば、外科医が、プレート部材 5 1 1 内の環状の幾何学的構造部 5 1 6 上のねじ山を介してプレート組立体 5 1 0 を手術器具 4 0 0 に接続することができ、同じ外科的アプローチを介してプレート組立体 5 1 0 を標的エリアに導入することができ、図 1 4 A に示されるように、プレート組立体 5 1 0 を椎体間固定術デバイス 1 0 0 に挿入することができる。

40

【 0 0 6 2 】

[0077]次いで、例えば脊椎ねじである固定具 5 1 2 がプレート部材 5 1 1 内のアパーチャ 5 1 4 を通して挿入されて下方椎体 4 5 2 および上方椎体 4 5 4 にそれぞれねじ込まれ得る。固定具 5 1 2 が最後まで駆動されると、手術器具 4 0 0 を使用してプレート組立体 5 1 0 の固定具ロック機構 5 2 0 が作動され得、それにより、図 1 4 B に示されるように、固定具 5 1 2 をロックし、固定具 5 1 2 を後退させるのを防止する。このようにして、

50

図 1 4 C に示されるように、膨張後にまたは脊柱前弯調整後に、椎体間固定術デバイス 1 0 0 の望ましくない外側へのまたは内側への遊動および緩みまたは後方への戻りが防止され得る。

【 0 0 6 3 】

[0078]図 1 A ~ 1 4 C に関連させて、椎体間固定術デバイスの実施形態が説明される。有益には、本開示の椎体間固定術デバイスの実施形態が、外科医が前方方向から垂直にトルクを適用するのを可能にし、トルクが、次いで、椎体間固定術デバイスの膨張および脊柱前弯調整に関与する駆動機構の部分に伝えられる。二軸の駆動機構が、外科医が高さおよび脊柱前弯の独自のレベルを調整するのを可能にし、それにより患者のための完全な解剖学的パーソナライゼーションを達成する。例えば、本開示の椎体間固定術デバイスの実施形態が、患者の脊椎バランスプロファイルのために必要となる任意の独自の高さ（例えば、1 1 . 6 mm）および/または独自の角度（例えば、2 1 . 7 °）へと外科医が洗練された構成で椎体間固定術デバイスを設置するのを可能にする。従来のテクニックは、2 0 °、2 5 °、3 0 °などのわずかな数の所定の脊柱前弯構成のみにインプラントを構築することしか可能にすることができない。

【 0 0 6 4 】

[0079]椎体間固定術デバイスが外科効率を向上させることができる。従来、特定の患者のために必要となるインプラントのサイズを決定するためには、外科医が影響の大きい試験またはインプラントのサイズ決定を実施しなければならない。本開示の実施形態によると、椎体間固定術デバイスがより小さい収縮状態での高さから開始され得、高さを増大させることができる。これにより、試験プロセスを簡素化することまたは試験プロセスを大幅に低減することが可能となり、それにより、試験プロセスに付随する非洗練さおよび不正確さによる影響を低減することができる。さらに、インプラントのこの機構は、椎体とその通常の所望される位置に戻すために椎体を多様に動かす（*d i s t r a c t*）のに十分な空間を有する。さらに、このような多様な動きの制御により、追加の器具を使用して多様に動かすことの必要性が排除される。

【 0 0 6 5 】

[0080]固定組立体を使用することにより、膨張後にまたは脊柱前弯調整後に椎体間固定術デバイスが望まれずに外側へまたは内側へ遊動することおよび緩むことまたは後方に戻ることが防止される。固定プレートが、矯正支援または捕捉的な固定術装置を実現するのに十分な強度を有するように構築され得る。固定プレートは、単一の外科的アプローチを介して、単一の患者体位で、椎体間固定術デバイスに取り付けられるように実装可能および構成可能であり、それにより患者の解剖学的構造に対しての混乱を最小にする。固定プレート内の雄型幾何形状などの幾何形状が、椎体間固定術デバイスのための捕捉的な安全ロックとして機能することができ、それにより調整後に椎体間固定術デバイスが緩んだりまたは後方に戻ったりするのを防止する。

【 0 0 6 6 】

[0081]椎体間固定術デバイスはさらに、製造および病院管理に関連する利益を提供する。これにより商品構成の幅を低減することができる。現在、インプラントサイズは、5 度の増分である脊柱前弯と併せて、通常 1 mm 度の増分であるあらゆる高さのために存在しなければならない。これにより単純に手元で必要となるインプラントの数が非常に増える。本開示の実施形態による椎体間固定術デバイスは完全に調整可能であり、それにより、手術室で必要となるかまたは在庫として保持される必要のあるインプラントの数を極限まで低減する。

【 0 0 6 7 】

[0082]本明細書で使用されるすべての技術用語および科学用語は、特に明記しない限り、当業者によって一般に理解される意味を有する。本記述および添付の特許請求の範囲で使用される単数形「*a*」、「*a n*」および「*t h e*」は、文脈で特に明記しない限り、複数形も含む。「または」という用語は、文脈で特に明記しない限り、非排他的な「または」を意味する。「第 1」または「第 2」という用語は、種々の類似の要素を説明すること

10

20

30

40

50

において１つの要素を別の要素から区別するのに使用されるものであり、文脈で特に明記しない限り、任意の特定の順序として解釈されるべきではない。

【 0 0 6 8 】

[0083]多様な他の修正形態も作られ得ることを当業者であれば認識するであろう。これらのまたは他のすべての変形形態および修正形態は、本発明者らにより、本発明の範囲内で、企図されるものである。

【符号の説明】

【 0 0 6 9 】

1 0 0	椎体間固定術デバイス	
1 0 2	膨張可能ハウジング	10
1 0 4	第１のラテラルエリア	
1 0 5	第１の推力軸受	
1 0 6	第２のラテラルエリア	
1 0 7	第２の推力軸受	
1 1 0	下方シェル部材	
1 1 2	ライザー部材	
1 1 3	第１のステップトラッキングラン	
1 2 0	上方シェル部材	
1 2 2	ライザー部材	
1 2 3	第２のステップトラッキングラン	20
2 0 0	第１の駆動機構	
2 0 2	第１のシャフトまたはアクスル	
2 2 0	第１の対のねじ部材	
2 2 2	第１の対のねじ部材	
2 5 0	第２の駆動機構	
2 5 2	第２のシャフトまたはアクスル	
2 5 4	セクション	
2 5 6	セクション	
2 7 0	第２の対のねじ部材	
2 7 2	第２の対のねじ部材	30
3 0 0	トルク伝達機構	
3 1 0	第１のギヤ組立体	
3 1 2	変換ギヤ	
3 1 4	駆動ギヤ	
3 1 6	接続部材	
3 1 8	リング	
3 2 0	アーム	
3 2 2	細長い部分	
3 2 4	雌型ヘキサローブ	
3 4 6	第２の駆動ギヤ	40
3 5 0	第２のギヤ組立体	
3 5 2	第１の変換ギヤ	
3 5 4	第１の駆動ギヤ	
3 5 5	雌型ヘキサローブ	
3 6 2	第２の変換ギヤ	
3 6 4	第２の駆動ギヤ	
3 6 6	スリーブセクション	
3 7 0	接続部材	
3 7 2	リング	
3 7 4	管状セクション	50

- 4 0 0 手術器具
- 4 1 0 第 1 のドライバー
- 4 2 0 第 2 のドライバー
- 4 5 2 椎間体
- 5 0 0 固定組立体
- 5 1 0 プレート組立体
- 5 1 1 プレート部材
- 5 1 2 固定具
- 5 1 4 アパーチャ
- 5 1 6 環状の幾何学的構造部
- 5 2 0 固定具ロック機構
- 5 2 2 ロック棒
- 5 2 2 a 丸みを有する側部分
- 5 2 2 b 平坦な側部分
- 5 2 2 c 端部
- 5 2 4 凹部
- 5 2 6 アダプタ
- 5 3 0 雄型幾何形状
- 5 3 2 細長い雄型ヘキサローブ

10

【図面】

20

【図 1 A】

【図 1 B】

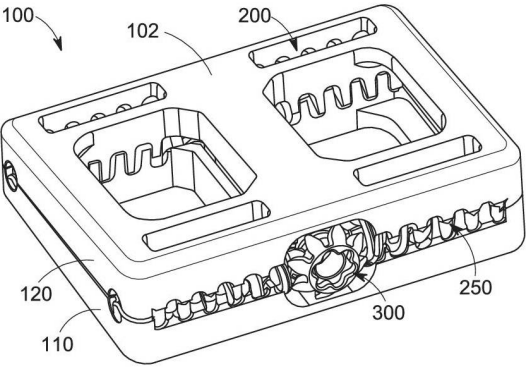


FIG. 1A

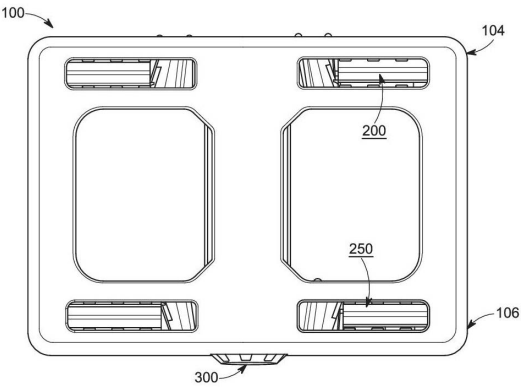


FIG. 1B

30

40

50

【図 1 C】

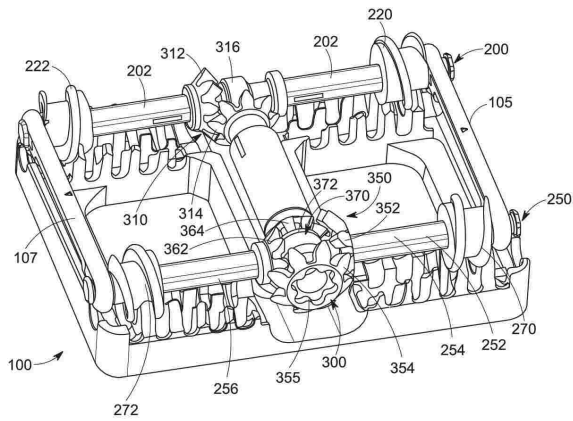


FIG. 1C

【図 1 D】

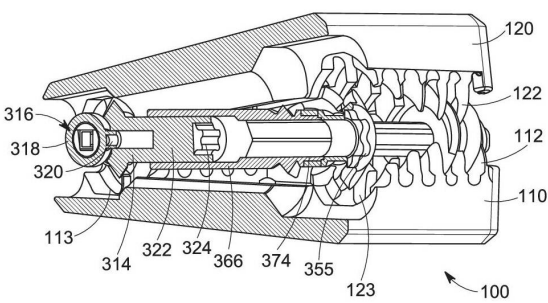


FIG. 1D

10

【図 2】

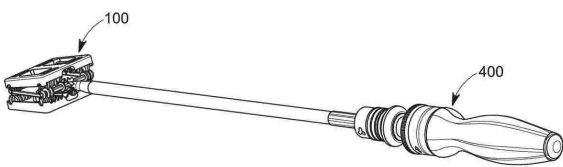


FIG. 2A

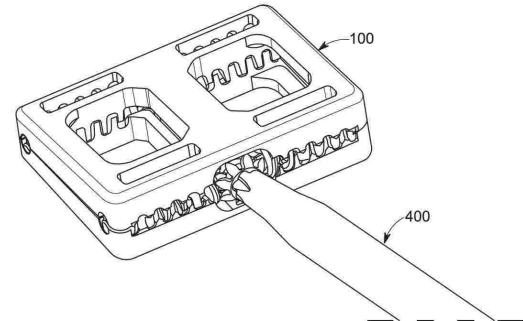


FIG. 2B

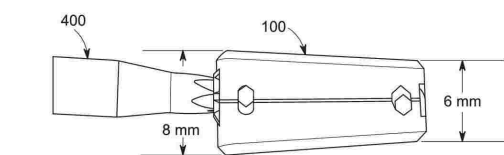


FIG. 2C

【図 3 A】

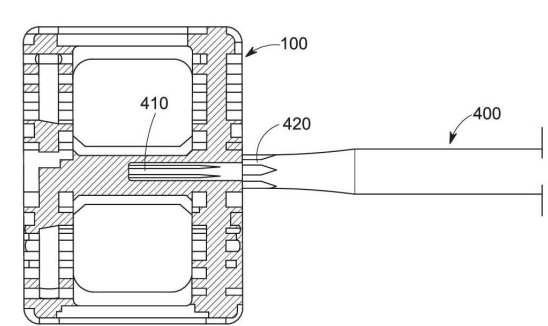


FIG. 3A

20

30

40

50

【 図 3 B 】

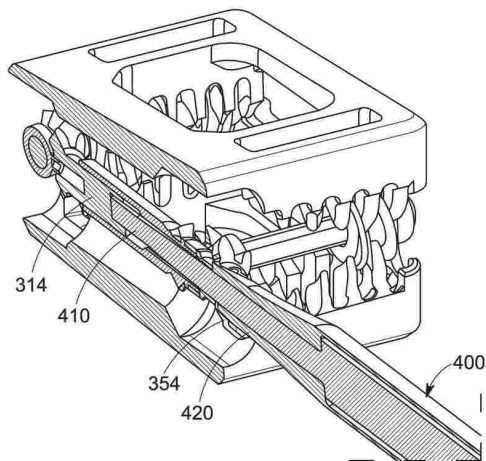


FIG. 3B

【 図 3 C 】

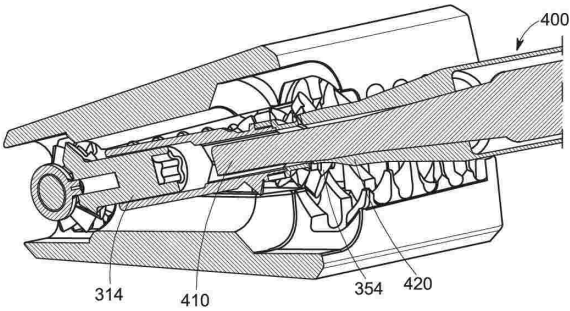


FIG. 3C

【 図 3 D 】

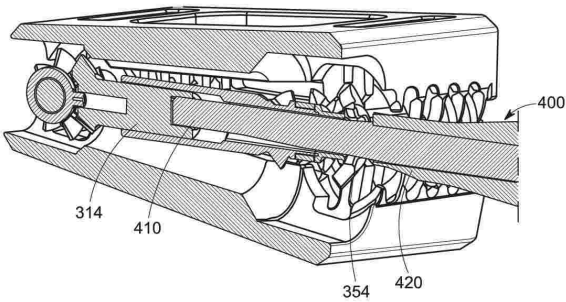


FIG. 3D

【 図 4 】

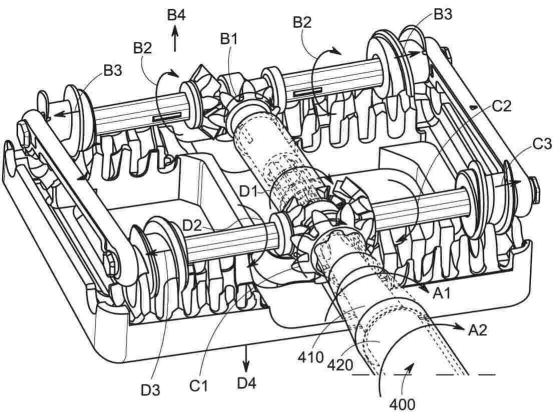


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】

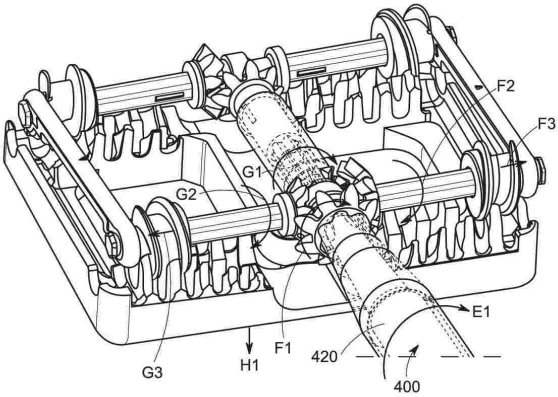


FIG. 5

【 図 6 】

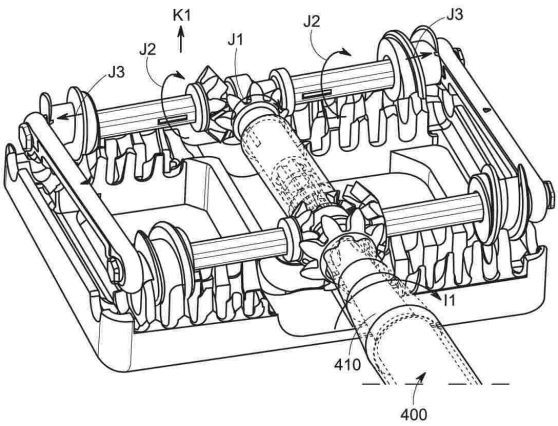


FIG. 6

【 図 7 】

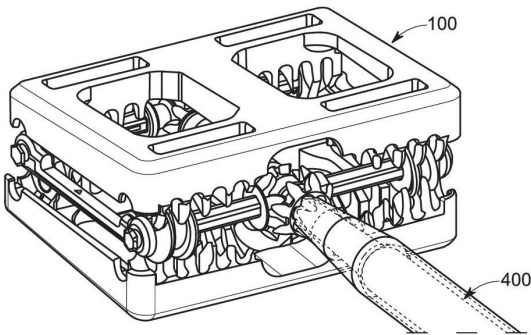


FIG. 7

【 図 8 】

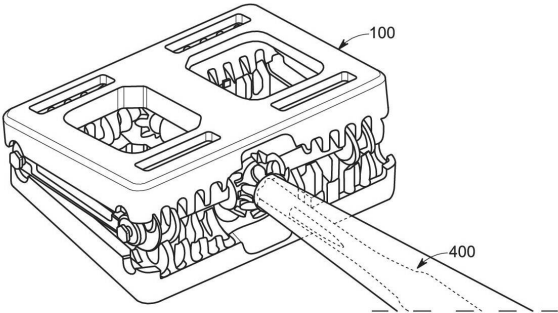


FIG. 8

10

20

30

40

50

【図 9】

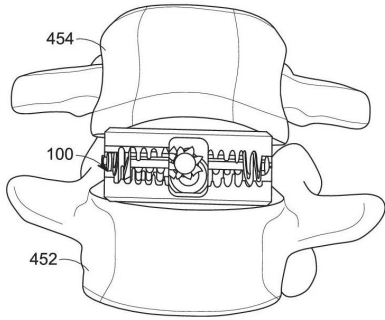


FIG. 9A

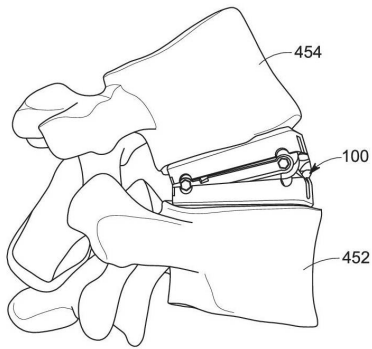


FIG. 9B

【図 10】

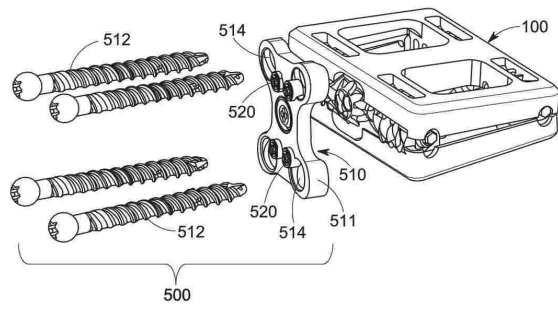


FIG. 10A

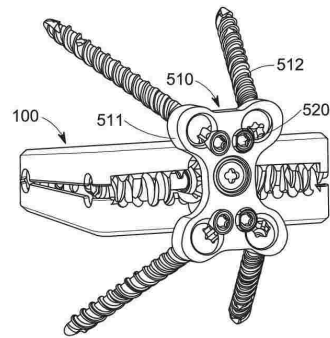


FIG. 10B

【図 11】

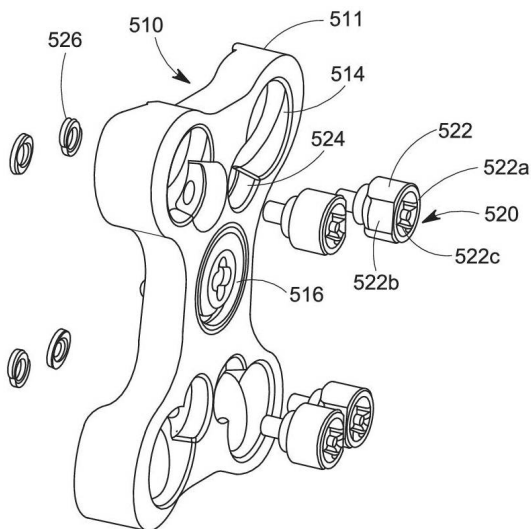


FIG. 11

【図 12】

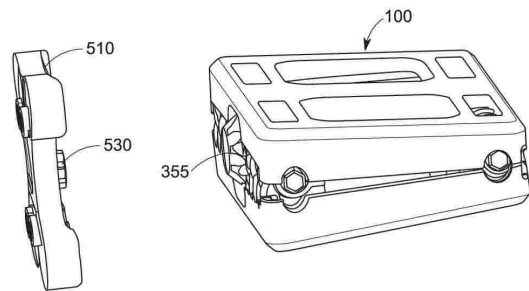


FIG. 12A

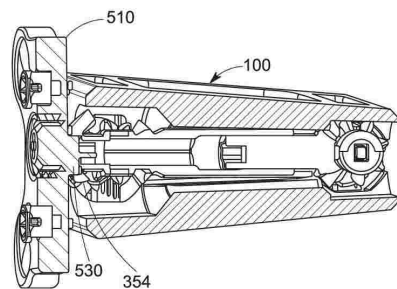


FIG. 12B

10

20

30

40

50

【図 1 3】

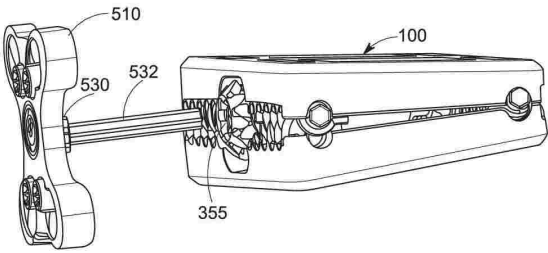


FIG. 13A

【図 1 4 A】

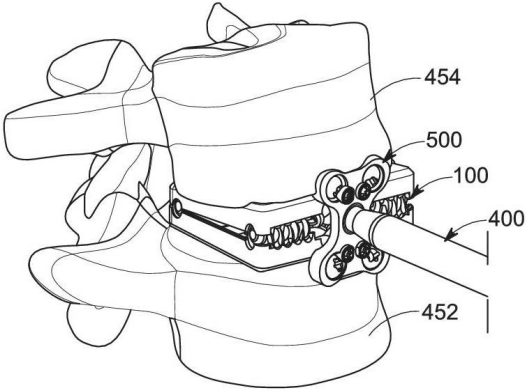


FIG. 14A

10

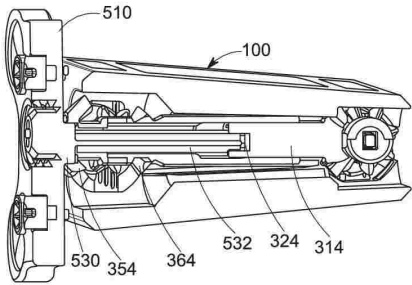


FIG. 13B

20

【図 1 4 B】

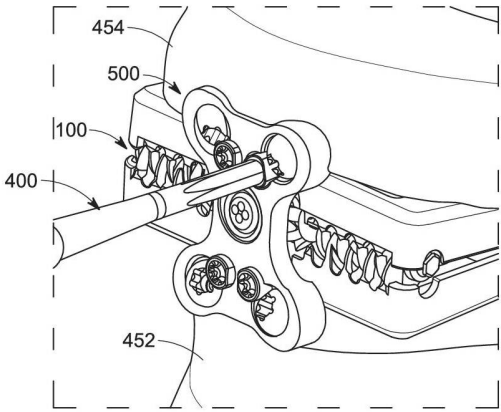


FIG. 14B

【図 1 4 C】

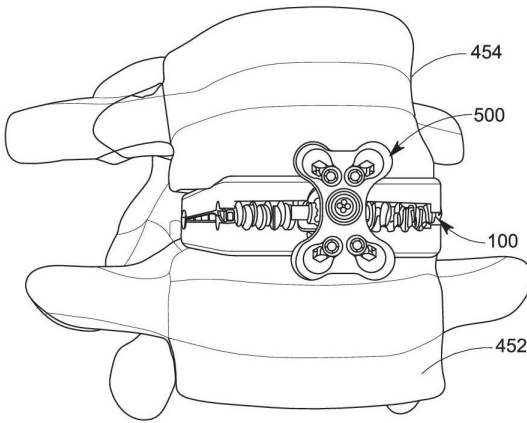


FIG. 14C

30

40

50

フロントページの続き

アメリカ合衆国ミネソタ州 5 5 3 4 4 , エデン・プレイリー , プレイリー・レイクス・ドライブ
1 1 0 1 0 , スイート 3 7 5

(72)発明者 パロウズ - オウンベイ , ロビン
アメリカ合衆国ミネソタ州 5 5 3 4 4 , エデン・プレイリー , プレイリー・レイクス・ドライブ
1 1 0 1 0 , スイート 3 7 5

(72)発明者 ブロッシー , エリック
アメリカ合衆国ミネソタ州 5 5 3 4 4 , エデン・プレイリー , プレイリー・レイクス・ドライブ
1 1 0 1 0 , スイート 3 7 5

審査官 胡谷 佳津志

(56)参考文献 特表 2 0 1 6 - 5 2 9 0 3 0 (J P , A)
特表 2 0 1 5 - 5 3 6 8 0 7 (J P , A)
特表 2 0 2 0 - 5 2 3 1 5 7 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 3 / 0 2 0 4 3 7 1 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 0 6 / 0 1 4 9 3 8 5 (U S , A 1)
特表 2 0 0 6 - 5 0 4 4 8 5 (J P , A)
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 3 5 1 9 2 5 (U S , A 1)

(58)調査した分野 (Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 F 2 / 4 4
A 6 1 B 1 7 / 7 0