

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5435943号  
(P5435943)

(45) 発行日 平成26年3月5日(2014.3.5)

(24) 登録日 平成25年12月20日(2013.12.20)

(51) Int.Cl.

A 61 B 17/58 (2006.01)

F 1

A 61 B 17/58

請求項の数 2 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2008-518436 (P2008-518436)  
 (86) (22) 出願日 平成18年6月22日 (2006.6.22)  
 (65) 公表番号 特表2008-546487 (P2008-546487A)  
 (43) 公表日 平成20年12月25日 (2008.12.25)  
 (86) 國際出願番号 PCT/US2006/024491  
 (87) 國際公開番号 WO2007/002409  
 (87) 國際公開日 平成19年1月4日 (2007.1.4)  
 審査請求日 平成21年6月17日 (2009.6.17)  
 (31) 優先権主張番号 60/693,126  
 (32) 優先日 平成17年6月22日 (2005.6.22)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 507418050  
 リットランド スティーブン  
 アメリカ合衆国 アリゾナ州 86001  
 フラッグスタッフ ノース サンフラン  
 シスコ ストリート 1150  
 (74) 代理人 100082005  
 弁理士 熊倉 賢男  
 (74) 代理人 100067013  
 弁理士 大塚 文昭  
 (74) 代理人 100065189  
 弁理士 宍戸 嘉一  
 (74) 代理人 100088694  
 弁理士 弟子丸 健  
 (74) 代理人 100103609  
 弁理士 井野 砂里

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】動的固定器具

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

2つのコネクタ(18a、18b)及び2つの椎弓根ねじ(20)を用いて患者の脊椎の少なくとも2つの椎骨を屈曲可能に結合する動的固定器具(118)であって、

前記動的固定器具は、ロッドを備え、

前記ロッドは、第1のロッド端部(14)及び第2のロッド端部(16)と、第1の可撓性ロッド部材(120)によって前記第1のロッド端部(14)に連結された前後方向ロッドセグメント(124)を含み、前記前後方向ロッドセグメント(124)は、第2の可撓性ロッド部材(122)により前記第2のロッド端部(16)に連結され、前記第1の可撓性ロッド部材(120)は、第1のセグメントおよび第2のセグメント(130)によって境界付けられたセグメント(128)を備えた第1の継手(126a)を含み、前記第1のセグメントおよび前記第2のセグメント(130)の各々は、後方に差し向けられた凹み部分(132a)と前方に差し向けられた凹み部分(132b)が交互に位置する一連の凹み部分(132)を含んでおり、前記第2の可撓性ロッド部材(122)は、第1のセグメントおよび第2のセグメント(130)で境界付けられたセグメント(128)を備えた第2の継手(126b)を備え、前記第1のセグメントおよび前記第2のセグメント(130)の各々は、後方に差し向けられた凹み部分(132a)と前方に差し向けられた凹み部分(132b)が交互に位置する一連の凹み部分(132)を含んでおり、前記第1の継手(126a)及び第2の継手(126b)はコネクタ(18a、18b)の中心により定められた長手方向軸線(L-L)の両側に位置し、

前記前後方向ロッドセグメント(124)は、前記少なくとも2つの椎骨のうちの第1の椎骨を、前記少なくとも2つの椎骨のうちの第2の椎骨に対して回転させることができるようになっている、

ことを特徴とする動的固定器具(118)。

【請求項2】

前記ロッドは、チタン、ポリエーテルエーテルケトン、ポリエーテルケトンケトン、超高分子量ポリエチレン、及び、ポリメチルメタクリレート(PMMA)から成る群から選択された材料で構成されている、請求項1に記載の動的固定器具(118)。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、一般に、固定器具に関し、特に、椎骨を互いに屈曲可能に固定できる器具に関する。

【背景技術】

【0002】

腰椎は、通常の活動中における応力及び運動のうちの非常に多くの量を吸収する。人口の大部分に関し、体の治癒反応は、傷害、摩耗及び老化の累積的効果に先行する場合があるが、ほどほどの機能を備えた安定性を依然として維持することができる。しかしながら、場合によっては、外傷又は応力が、体の治癒能力を上回り、それにより局所破損及び過剰の摩耗を招き、又、局所不安定性をもたらす場合が多い。したがって、腰椎のベースライン解剖学的構造に層積され、年を取るにつれて生じる変性的变化により、患者によっては不安定性、疼痛及び神経の悪化を含む問題が生じる。或る場合には、局所解剖学的構造は、同じ保護を運動セグメントにもたらさない場合があり、それにより、この損傷が大きくなる。リハビリテーション、更正、応力の制限及び回復に至るまでの時間は、大抵の患者にとって有効な治療であるが、持続性の疼痛、障害及び潜在的な神経欠陥については失敗率が非常に高い。

20

【0003】

今図1及び図2を参照すると、1対の隣り合う椎体の2つの側面図が示されている。図1は、脊椎の2つの椎骨V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub>を中立位置で示している。図2に示すように、ヒトが前傾すると、脊椎は、屈曲する。脊椎の前側部分は、互いに上下に積み重ねられた1組の全體として円筒形の骨から成る。椎骨のこれら部分は、椎体VB<sub>1</sub>, VB<sub>2</sub>と呼ばれ、各々、椎間円板Dにより他の部分から分離されている。椎弓根P<sub>1</sub>, P<sub>2</sub>は、前側椎体VBを各椎骨の後側部分に結合する骨ブリッジを構成する。各椎骨間軟骨結合又は椎間円板Dのところでは、屈曲は、前方矢状回転と僅かな大きさの前方並進の組合せを含む。

30

【0004】

椎骨間の軟骨結合は、前側に椎間円板を有し、後側に対をなした椎間関節を有する複雑な構造体である。椎間円板は、椎骨相互間の弾性支持体且つ連結手段として機能し、脊椎の屈曲及び伸展を許容し、他方、回転及び並進を制限する。椎間関節及び関連の解剖学的構造は、相当大きな屈曲及び伸展を可能にする一方で並進及び回転に制約をもたらす。

【0005】

40

腰椎の主要な曲げ運動は、前側/後側平面では屈曲及び伸展である。これは、屈曲及び伸展について約10°~15°の範囲で生じる。若年又は通常の腰椎では、この運動は、椎間円板の中間部分から後側部分にかけて軸線回りに生じる。これは、10~15mmの椎間関節又は後側要素の伸展又は亜脱臼に付きものである。これは、純粹な軸線回りには起こらず、中立ゾーン又は腰椎円板と関連した回転重心回りに生じる。椎間円板、関節及び韌帯の通常の弾性、これら関節と関連した遊び又は自由度、脊椎に加えられる荷重の性状は、この回転範囲の大きさの一因となる。或る場合には、椎間円板に加わる再発性の荷重及び運動並びに椎間円板及び運動セグメントに対する関連の外傷は、身体の生まれつきの治癒又は修復速度を上回る。この状況では、通常の回転軸線の喪失と関連した運動セグメントの破損が生じる。セグメント上の運動で生じる亜脱臼が増強するので、回転軸線の

50

劇的なずれが生じ、変位が、椎間腔内で生じ又は多くの場合椎間円板の外部に位置する或る場所まで生じる。したがって、運動セグメントが不足している状況では、椎骨セグメントの関連の並進により回転重心が損なわれる。この並進は、椎間円板内で生じる損傷と、摩耗と椎間関節の変性の両方と関連した不安定性の両方によって生じる。運動セグメント及び関節の下に位置する解剖学的構造は、椎間円板に加わる著しく大きな応力を許容し、椎間円板と関節の両方の変性の一因となっている。

#### 【 0 0 0 6 】

伝統的に、手術による治療は、神経の悪化を治療することに向けられており、或いは、疼痛、不安定性又は不安定性の恐れが十分にあると考えられる場合、分節性固定が考慮された。最近になって、安定化処置が過去数年にわたり試みられ、かかる安定化処置は、人工椎間円板及び靭帯並びに脊椎を保護するためのエラストマー構造体を含む。機能を最大限に生かし、隣り合うセグメントに対する動的効果を減少させる関節形成術は、長期的結果に関してフォローアップの少ない最近の方式である。かかるシステムを設計する際の難題は、通常の生理学的範囲内で運動を拘束することにある。

10

#### 【 0 0 0 7 】

脊椎固定術は、脊椎の少なくとも 2 つの可動セグメントを融合してこれらをユニットとして結合し、これらセグメント相互間の運動を無くす方法である。現行の脊椎固定システムには、幾つかの欠点がある。剛性固定構造体は、椎弓根ねじ、コネクタ機構体及び剛性ロッドから成る構造体を用いて固定され、椎骨相互間の相互運動を可能にしない。さらに、剛性インプラントは、椎弓根ねじ及びロッドを含む構造体の各種コンポーネント並びに骨構造体それ自体に対して相当大きな応力を生じさせることが知られている。これら応力により、剛性ロッドが破断する場合さえある。加うるに、椎弓根ねじに伝達された応力により、椎弓根ねじが、緩み、それどころか椎骨から脱落し、それにより追加の骨損傷を引き起こす場合がある。

20

#### 【 0 0 0 8 】

人工椎間円板は、損傷した椎間円板に取って代わり、通常の回転重心又は回転軸線に近似することができるが、かかる器具の配置には、技術的な要求が厳しく、しかも通常の椎間円板に代えて長期間結果が不確かな機械的交換品が用いられる。人工椎間円板は、それ自体治癒性のある体の治癒の可能性が無い状態で摩耗作用を受けることになる。

30

また、患者によっては、脊柱が人体の体重を受けて自然に落ち着くことができるようとする脊椎インプラントシステムを用いることが望ましい。人の骨は、或る程度の圧力を受けた状態で一層容易に治癒する。剛性脊椎インプラントシステムでは、患者の脊柱は、インプラントの構造により不自然に互いに離されて保持される場合がある。互いに関する椎骨のこの伸展の結果として、骨の治癒が遅れ又は不完全になる可能性がある。

#### 【 0 0 0 9 】

椎弓根固定で配置される後側器具は、或る程度の安定性をもたらすことができるが、かかる器具の自然な運動は、通常の生理学的拳動を真似るようには必ずしも働かない。健常な椎骨では、運動のための回転軸線又は中立領域は、腰骨腰椎椎間板の下後方第三骨の近くに位置する。望ましい人工システムは、生理学的運動に酷似する。しかしながら、今日まで、後側システムは、これらの問題を解決するまでには至っていない。

40

#### 【 0 0 1 0 】

幾つかの既存の特許文献は、固定器具を開示している。例えば、米国特許第 5 , 4 1 5 , 6 6 1 号明細書（以下、「第 6 6 1 号特許明細書」という。）は、インプラントが恐らくは、通常の生体力学的機能をインプラントを受け入れた脊椎の椎骨に対して回復させるよう曲線状のロッドを有する器具を開示している。しかしながら、第 6 6 1 号特許明細書は、0 ° ~ 1 8 0 ° の曲率半径を有する曲線の形状以外の構造を有する器具を開示しているわけではない。加うるに、第 6 6 1 号特許明細書は、患者の椎骨により提供される回転ゾーンと実質的に同一の仮想又は事実上の回転ゾーンを提供する構造体を用いることにより患者の椎骨の自然な関節運動をモデル化する前方に突き出されたピボット箇所を提供するという技術的思想を開示しているわけではない。加うるに、第 6 6 1 号特許明細書の図

50

3で分かるように、第661号特許明細書に開示された器具は、中央区分10を備えた本体4を利用してあり、中央区分10は、本体の端部6a, 6bに対して前方に差し向けられた位置を有している。

#### 【0011】

米国特許第6,293,949号明細書は又、頸椎に沿って用いられるようになっていると共に椎骨の前側に沿って取り付けられるようになった脊椎安定化器具を開示している。

米国特許第6,440,169号明細書（以下、「第169号特許明細書」という。）は、2つの椎骨の棘突起に取り付けられる器具を開示しており、この器具は、この器具が縮み、次に、応力が無くなった後は自発的に回復することができるようする板ばねを有する。しかしながら、第169号特許明細書は、脊椎が屈曲を行ったときに椎骨が関節運動することができるようする前方に突き出されたピボット箇所を含む構造体に取り組んではいない。

#### 【0012】

上述のことと鑑みて、上述の先行技術の欠点を解決し、使用するのが比較的簡単であり且つ体組織の変位又は除去を最小限にしか必要としない有効なシステムを提供する方法及び器具が長らく要望されて実現しないままである。

#### 【0013】

【特許文献1】米国特許第5,415,661号明細書

10

【特許文献2】米国特許第6,293,949号明細書

20

【特許文献3】米国特許第6,440,169号明細書

#### 【発明の開示】

#### 【0014】

本発明は、植え込み可能であり、特定の量の前方曲げ運動を可能にし、それによりインプラントを受け入れる椎骨相互間の前方矢状回転を可能にする器具を提供する。この場合、ニコライ・ボグダック（Nikolai Bogduk）著、「クリニカル・アナトミー・オブ・ザ・ランバー・スペイン・アンド・サクラム（Clinical Anatomy of the Lumbar Spine and Sacrum）」、第3版、チャーチル・リビングストン（Churchill Livingstone）、1999年に提供されている、運動及び他の内容についての従来の記述的用語の導入についてこれらを参照されたい。椎骨相互間の前方矢状回転又は屈曲が健常であるが、椎骨相互間のかなり大きな前方矢状並進又は滑走運動は、そうではない。かくして、或る程度の量の回転運動を許容すると共に並進に対して保護することにより、患者の病態又は傷害を防ぐことができ、かくして、治癒プロセスを促進すると共にその後における1つの椎骨をその隣りの椎骨に対して回転させる或る程度の可能性をもたらし、それにより手術及び快復後における脊椎の運動状態を向上させることができる。したがって、本明細書において説明する種々のインプラント（可撓性部分を備えた多くのロッド形態を含む）が提供され、これらインプラントは、伸長したり曲がったりする機能を備えた器具を提供する。かくして、伸長する器具を提供することが本発明の一特徴であり、曲がる器具を提供することが本発明の第2の特徴である。詳細に説明すると、本発明は、可撓性ロッド部分を有する動的固定器具であり、可撓性ロッド部分は、幾何学的形状部及び/又はヒンジ部分を有するのが良い。これら動的固定器具は、適當なサイズ、幾何学的形状のものであって、動的固定器具が曲がり、かくしてインプラントと関連した椎骨が生まれつき備わった脊椎の運動と同様に互いに対し回転することができるような機械的性質を有する材料で構成される。

30

#### 【0015】

動的固定器具は、動的固定器具に取り付けられた椎骨相互間の或る運動の尺度の実現を可能にする凝似可撓性半剛性の固定構造体である。腰椎の動的固定は、腰椎構造体を保護する手段を提供し、腰椎関節固定に進まないで治癒を可能にする。かかるシステムに関する制約は、何らかの仕方で、剛性又はほぼ剛性の構造体、例えば固定に用いられる構造体に関する制約とは異なっている。

現時点において、椎弓根固定は、脊椎への受け入れられた固定方法である。腰椎固定の

40

50

状況では、比較的剛性の構造体が、脊椎を安定化し、骨構造体の治癒を可能にするのに妥当である。腰椎構造体に保護をもたらす状況では、可撓性システムが、腰椎要素の運動を制限するがこれを止めない上で妥当である。かかるシステムの可撓性要素は、幾つかの目的を達成する上で必要である。主要な目的は、脊椎の生理学的運動を可能にし、しかも、過剰の又は非生理学的な運動に対する保護を行うことである。二次的な観点は、椎弓根固定をその骨とのインターフェイスのところの固定具合を緩める場合のある過度の応力から保護することにある。

#### 【0016】

腰椎の通常の瞬間回転軸線は、典型的には、椎間円板の下後方第三骨の近くで生じる。脊椎の従来の椎弓根固定では、典型的には、固定ロッド又はプレートを椎間関節の背側觀のところ又は関節の後方に配置する。したがって、この回転箇所を生理学的軸線に向かって前方に効果的にずらす構造を考慮することが妥当である。10

後側器具に適用された場合、セグメントの亜脱臼を抑制し、通常の回転ゾーン又は回転軸線内の又はその近くの回転を維持する一群の幾何学的形状が存在する。使用の適応は、応力及び動きを、体の通常の治癒反応が運動セグメントにおいて適當な適応能力を維持して不安定性又は神経の悪化の発生を回避すると共に疼痛又は関節炎を最小限に抑える範囲内に抑えることがある。かかる重要な特徴は、変性中の椎間円板と関連していて、変性の進行の要因となる異常な亜脱臼又は並進を生じないで、生理学的運動の維持を可能にする。かくして、過剰な亜脱臼又は並進を制限する構造体を提供することが、本発明の別の特徴である。20

#### 【0017】

加わる場合のある応力の範囲と関連した運動は複雑であるが、それにもかかわらず、圧縮中、運動が軸方向であり又は僅かな背側並進を伴い、屈曲中、後側要素の分離と僅かな腹側並進の両方を可能にし、それにより椎間円板の後側部分回りの回転を可能にする器具を提供することが可能である。

したがって、或る程度の制限された運動を可能にし、それによりインプラントの種々のコンポーネント及び患部としての椎骨に加わる応力を減少させる器具を提供することが本発明の特徴である。運動が脊椎の曲げ運動をモデル化するよう設計された器具を提供することが、本発明の別の特徴である。本発明の幾つかの別々の実施形態は、かかる課題を解決する。30

ヒトの脊椎の解剖学的構造に幾何学的に順応する一方で前方に突き出された回転ゾーンを提供する構造部材を提供する構造体を提供することが、本発明の別の特徴である。

#### 【0018】

一実施形態では、植え込み可能なエラストマー材料を用いるのが良く又は外科的に植え込み可能な合金を用いるのが良く、かかる合金は、複数本のアーム（例えば4本のアーム）を有する幾何学的形状部を含み、これらアーム相互間には内部開放領域が形成される。この実施形態の一例では、幾何学的形状部は、矩形であり、幾何学的形状部のアームは、互いに対しても90°の角度を置いて位置するようになる。脊椎の屈曲に起因する変形時、幾何学的形状部は、変形し、アーム相互間の90°の角度は、幾何学的形状部が拡張して平行四辺形になるように変化する。本発明の別の特徴では、アームの先細セグメントは、部分的に円形のコーナー部を有する。変形例として、部分的に円形のコーナー部は、これとは異なる形状、例えば部分的に三角形のものであっても良い。この実施形態の別の特徴では、幾何学的形状部のアームの内部側壁の内面は、幾何学的形状部の平らな表面に対して90°の角度をなす内側の表面を有する。幾何学的形状部の外部には、2つの向かい合ったコーナー部の近くで2つのロッドアームが取り付けられる。ロッドアームにより、器具をコネクタに連結することができ、コネクタは、器具を椎弓根ねじに連結する。本発明の別の特徴では、各ロッドアームは、種々の角度で且つ幾何学的形状部に沿う種々の場所に位置しても良く、それにより、脊椎の屈曲時に幾何学的形状部の平面内における突き出されたピボット箇所の存在場所に影響を及ぼす。40

#### 【0019】

10

20

30

40

50

さらに別の実施形態では、動的固定器具は、アコーディオン状に作用する少なくとも2つの隣り合う幾何学的形状部を利用しているが、この実施形態は、事実上のピボット箇所を器具に対して前方に突き出すのに役立つ。したがって、突き出されたピボット箇所は、器具が取り付けられている椎骨の自然な回転軸線にそっくりである。この実施形態の改造例では、3つ以上の隣り合う幾何学的形状部が組み合わされて器具の可撓性部分を形成する。この実施形態及びその改造例の一特徴は、多くの幾何学的形状部の追加により小さな幾何学的形状部を使用できるということにある。その結果、小さなプロフィールの動的固定器具を提供することができ、それと同時に、器具が取り付けられる椎骨の自然な回転軸線とそっくりになるよう十分な距離前方に突き出される事実上のピボット箇所が得られる。

10

#### 【0020】

さらに別の実施形態では、動的固定器具の可撓性部分として役立つ改造型幾何学的形状部を有する動的固定器具が提供される。改造型幾何学的形状部は、器具が脊椎の屈曲に順応するよう細長くなると共に変形することができるようとする開口部又は空所を有する。

本発明の更に別の実施形態では、動的固定器具は、内部中空領域、好ましくは傾斜した内部側壁を備える幾何学的形状部を有する。この特徴により、器具は、幾何学的形状部の平面に対して横方向に曲がることができる。内部側壁の角度は、器具の仮想回転軸線として働くピボット箇所の所望の突出量に応じて様々であって良い。

#### 【0021】

本発明の追加の実施形態は、可撓性の前後方向セグメント、ロッド部分に切れ目のある1つ又は2つ以上のゾーンによって境界付けられた前後方向セグメント、可撓性のアコーディオン状セグメント及び/又はヒンジ部分を有する。

20

本明細書において説明した動的固定器具は、装置内の回転軸線又は回転領域を自然に制御するよう働くが、構造体の一部として椎間円板を考察することも有利である。椎間円板は、並進荷重とは対的に軸方向荷重に関して適応能力があると仮定した場合、この適応能力を利用して椎間円板の高さを制御することができ、それに付随して、インプラント及び椎骨構造体の前側部分を制御することができる。かくして、更に別の実施形態では、これにより、回転可能な前後方向セグメントを有する後方構造体が、セグメント状構造体の指定された運動範囲内で並進を効果的に制御することができる。許容される僅かな並進があっても、これは、自然な回転領域の範囲内に十分に収まる。この実施形態は、好ましくは、ピンを備えたヒンジ式部分を有する。前後方向セグメント又はヒンジ式アームが、エラストマーセグメントであると見なされる場合、その機能は、このセグメントの座屈を生じさせるのに必要な並進力よりも小さな並進力で決まる。このセグメントの断面形状を調節することにより、脊椎の前方曲げを可能にし、圧縮時の適応能力を植え込み状況において遭遇する力の範囲内に維持することができる。

30

#### 【0022】

上述した器具の場合、第1のロッドアーム及び第2のロッドアームは、可撓性構造体の各端部に取り付けられ、ロッドアームの他端部は、コネクタに取り付けられ、これらコネクタは、脊椎の椎骨中に挿入される椎弓根ねじに連結される。屈曲及び伸展中、各椎骨は、下の椎骨に対して弧状運動を呈する。円弧の中心は、運動中の椎骨の下に位置する。動的固定器具は、椎骨の運動を許容する器具に、この器具が取り付けられた椎骨に関する回転の実際のピボット箇所をモデル化し、これと実質的に整列する前進方向又は前方に突き出されたピボット箇所を与える。したがって、本発明の動的固定器具は、脊椎の椎骨の運動を真似る固定用の曲げ可能なロッドを備える。

40

#### 【0023】

本発明の種々の実施形態の動的部分は、これらが伸長したときに長くなり、これらが圧縮されたときに短くなる。この特性により、動的固定器具を椎弓根ねじシステムを用いて脊椎中に植え込むことができ、又、実際の構造体は、脊椎中の十分背側に位置決めされるが、それにより、脊椎は、あたかも脊椎の前方柱内に可撓性構造体が設けられたように機能することができる。

50

使用にあたり、問題のある椎間円板を外科医が最初に突き止める。手術の際、脊椎のインプラント配設場所の上の皮膚及び筋肉に切開部を作る。第1の椎弓根ねじを第1の椎骨中に挿入し、第2の椎弓根ねじを第2の椎骨中に挿入する。次に、外科医は、調節可能なコネクタか動的固定器具の一部分として一体形成されている端コネクタかのいずれかを用いて動的固定器具を椎弓根ねじに取り付ける。

#### 【0024】

本明細書の発明の概要の項で種々の実施形態を説明したが、かかる実施形態は、「本発明」に対する制限であると見なされてはならず、詳細な説明、図面及び特許請求の範囲は、本発明の真の範囲及び広がりを理解する上で全体として参照されるべきである。この発明の概要の項は、本発明の特徴及び実施形態の全てを記載しておらず、どのような意味においても本発明を制限し又は制約することを意味しておらず、本明細書において開示する本発明は、これに対する明らかな改良及び改造例を含むものとして、当業者によって理解され、又理解されることとなろう。さらに、上述の説明の大部分は器具及び特定の形態に焦点を当てているが、本発明の種々の特徴は、本発明の一部としても理解されるべき手術方法、かかる器具の製造方法及び使用方法に関する。

本発明の追加の利点は、特に添付の図面を参照して行われる以下の説明から容易に明らかになろう。

#### 【発明を実施するための最良の形態】

#### 【0025】

図面は、必ずしも縮尺通りではない。加うるに、図面は又、器具の動きを説明すると共に（或いは）構造的細部を説明するために誇張されている場合がある。

本発明を特定の実施例及び具体化方法が示された添付の図面を参照して以下に詳細に説明するが、最初に、当業者であれば本明細書に記載した本発明を改造することができる一方で、本発明の機能及び結果を達成することができます理解されるべきである。したがって、以下の説明は、本発明の広い範囲に属する特定の構造、観点及び特徴の例示であると理解されるべきであり、かかる広い範囲を限定するものと理解されてはならない。

上述したように、各椎骨間軟骨結合又は椎間円板Dのところでは、屈曲は、前方矢状回転と僅かな大きさの前方並進の組合せを含む。本発明の種々の実施形態は、制御された回転を可能にする一方で、並進を許容可能な通常の生理学的範囲内に制限することができる。

#### 【0026】

今図3aを参照すると、動的固定器具10の第1の実施形態の側面図が示されている。動的固定器具10は、第1のロッド端部14及び第2のロッド端部16に連結された幾何学的形状部12を有している。第1のロッド端部14及び第2のロッド端部16は、好ましくは、コネクタ18a, 18bに連結され、これらコネクタは、椎弓根ねじ20に連結されている。椎弓根ねじ20は、動的固定器具を患者の椎骨に取り付けたとき、椎骨の椎弓根中に挿入される。コネクタ18a, 18bは、それぞれ第1のロッド端部14及び第2のロッド端部16の一部として一体形成される形式のものであるのが良い。変形例として、コネクタのうちの一方又は両方は、第1のロッド端部14又は第2のロッド端部16の長さに沿ってそれぞれ選択的に位置決めできるセパレートタイプのコネクタであっても良く、第1のロッド端部14及び第2のロッド端部16は、コネクタを締め付けて器具10を椎弓根ねじ20にしっかりと相互連結する前に、コネクタ内で調節可能（例えば摺動可能に調節可能）であるようになっている。

#### 【0027】

依然として図3aを参照すると、動的固定器具10は、中立位置で示されている。注目されるように、動的固定器具10は、第1のロッド端部14と第2のロッド端部16との間に幾何学的形状部12を有している。具体的に説明すると、一実施形態では、動的固定器具10は、4本のアーム22a, 22b, 22c, 22dを有する実質的に矩形又は実質的にダイヤモンド形の幾何学的形状部12を有している。アーム22a, 22b, 22c, 22dの内側には、中空領域又は開口部24が設けられている。開放した空間に代え

10

20

30

40

50

て、開口部 24 を可撓性又は弾性ウェブ材料（図示せず）で形成すると共に（或いは）被覆しても良い。

#### 【 0 0 2 8 】

動的固定器具 10 の別の特徴では、幾何学的形状部 12 の中心線は、動的固定器具 10 の長手方向軸線に対してずらされている。具体的に説明すると、図 3 a に示すように、動的固定器具 10 は、第 1 のロッド端部 14 及び第 2 のロッド端部 16 の中心線を通る長手方向軸線 L-L を有している。しかしながら、幾何学的形状部 12 の中心線 C-L-C-L は、動的固定器具 10 の長手方向軸線 L-L に対して後方にずらされている。このずれにより、動的固定器具 10 が屈曲の際に曲がるが伸展の際に曲げに抵抗する傾向が生じる。

#### 【 0 0 2 9 】

幾何学的形状部 12 のアーム 22 a, 22 b, 22 c, 22 d は、器具 10 が中立位置にあるとき、互いにに対して所望の角度（例えば、約 90° の角度）をなして位置することが、この実施形態の特徴である。例えば、アーム 22 a は、アーム 22 b 及び 22 d に対して約 90° の角度をなして位置する。同様に、アーム 22 c は、アーム 22 b 及びアーム 22 d に対して約 90° の角度をなして位置する。脊椎の屈曲に起因する幾何学的形状部 12 の変形時に、幾何学的形状部 12 が変形してアーム相互間の角度が変化することになる。

#### 【 0 0 3 0 】

依然として図 3 a を参照すると、動的固定器具 10 の更に別の特徴では、アーム相互間の先細セグメント 26 は、減少した寸法を有している。具体的に説明すると、アーム 22 a, 22 b の寸法は、アーム 22 a がアーム 22 b と結合する場所の付近では小さい。同様に、アーム 22 b, 22 c の寸法も又、アーム 22 b がアーム 22 c と結合する場所の付近では小さい。これは、アーム 22 c, 22 d 相互間及びアーム 22 d, 22 a 相互間の先細セグメントについてもそうである。先細セグメント 26 のところのアーム 22 a, 22 b, 22 c, 22 d の寸法が減少することにより、アーム相互間の追加の可撓性の実現が可能になる。図 3 a に示すように、先細セグメント 26 は、アーム相互間の部分的に円形のコーナー部を有する。変形例として、部分的に円形のコーナー部は、これとは異なる形状、例えば部分的に三角形（図示せず）のものであっても良い。かくして、動的固定器具 10 のアームは、好ましくは、先細セグメント 26 の付近では幅が細く又は薄くなっている。さらに注目されるべきこととして、先細セグメント 26 は、幾何学的形状部 12 のためのエラストマーハンジとして役立つ。

#### 【 0 0 3 1 】

図 3 b 及び図 3 c に記載された例に示されているように、第 1 のロッド端部 14 は、本質的に動かないままであるものとして示されている。第 2 のロッド端部 16 は、図 3 b に示す中立位置又は第 1 の位置 28 と図 3 c に示す屈曲位置又は第 2 の位置 30 との間で動く。動的固定器具 10 は、第 1 の位置 28 と第 2 の位置 30 との間で動く際、細長くなり、又、事実上のピボット箇所 32 回りに回転する。幾何学的形状部 12 は、第 1 のロッド端部 14 及び第 2 のロッド端部 16 の長手方向軸線 L-L の前方又は前進方向に位置する事実上のピボット箇所 32 を備える。動的固定器具 10 は、第 1 の位置 28 と第 2 の位置 30 との間ににおける運動中、変形を生じ、それにより曲がると共に細長くなる。

#### 【 0 0 3 2 】

使用にあたり、外科医は、まず最初に、切開部を作り、次に椎弓根ねじ 20 を挿入する。その後、動的固定器具 10 の第 1 のロッド端部 14 及び第 2 のロッド端部 16 を、脊椎の脊椎 V<sub>1</sub>, V<sub>2</sub> に挿入されている椎弓根ねじ 20 にコネクタ 18 a, 18 b の使用により好ましくは相互連結する。屈曲及び伸展中、各椎骨は、下に位置する椎骨に対して弧状運動を呈する。円弧の中心は、運動中の椎骨の下に位置する。動的固定器具 10 は、器具 10 が中立位置にあるときの器具 10 の長手方向軸線 L-L の存在場所と比較して、ピボット箇所 32 が前進方向に又は前方に突き出された状態で屈曲位置又は第 2 の位置 30 への上側椎骨 V<sub>1</sub> の運動を可能にする器具となる。

#### 【 0 0 3 3 】

10

20

30

40

50

図3 aに示す実施形態の変形例では、幾何学的形状部12を1つの大きな矩形とは対照的に、4つの小さな矩形(図示せず)の状態に細分するのが良い。幾何学的形状部を形成するよう4つの小さな矩形を用いたこの変形例は、その事実上のピボット箇所の観点において大きな矩形として働く。この実施形態の更に別の変形例では、幾何学的形状部12は、菱形(図示せず)の形態を取っても良い。この変形例では、事実上のピボット箇所は、動的固定器具から前進方向に(又は前方に)或る程度の距離突き出される。したがって、幾何学的形状部12は、その構成に応じて、ピボット箇所を器具の限度からはみ出させることができ。動的固定器具10が脊椎に後方から植え込んで、それにもかかわらず、動的固定器具は、この器具の実質的に前方での回転箇所の実現を可能にする。かくして、動的固定器具の幾何学的形状に応じて、より具体的に言えば、幾何学的形状部12の幾何学的形状に応じて、本発明により、患者の脊椎の生まれつきのピボット箇所に実質的に一致した事実上のピボット箇所32を創出することができる。

#### 【0034】

次に図4 aを参照すると、別の実施形態としての動的固定器具34の側面図が示されている。図4 aの動的固定器具34は、2つの互いに隣接しているが互いに連結された実質的に幾何学的な形状部36a, 36bを利用している。実質的に幾何学的な形状部36a, 36bは、脊椎の屈曲中、動的固定器具34が伸長すると共に回転すると、伸展すると共に前方に可撓的に屈曲する2つのアコードィオン形状部として働く。矢印Aは、動的固定器具34の回転及び伸長中における第2のロッド端部16の全体的な動きの方向を示している。

#### 【0035】

更に、図4 aを参照すると、好ましい一実施形態では、実質的に幾何学的な形状部36a, 36bは、複数本のアームを有している。実質的に幾何学的な形状部36aは、前側アーム38a及び後側アーム40aを有する。同様に、実質的に幾何学的な形状部36bは、前側アーム38b及び後側アーム40bを有している。好ましくは、前側アーム38aは、交差アーム42によって後側アーム40bに連結されている。同様に、前側アーム38bは、交差アーム44によって後側アーム40aに連結されている。交差アーム42は、交差アーム42及び交差アーム44に沿って位置決めされたピン46を用いて交差アーム44にヒンジ式に連結されるのが良いが、必ずしもそうである必要はない。上述の動的固定器具10の場合と同様、先細セグメント26の付近ではアームの幅が細く又はアームが薄くなっていることが好ましい。開口部24aが、実質的に幾何学的な形状部36aの交差アーム42と前側アーム38aと後側アーム40aとの間に存在し、別の開口部24bが、交差アーム44と前側アーム38bと後側アーム40bとの間に存在している。開放した空間に代えて、開口部24a, 24bを可撓性又は弾性ウェブ材料(図示せず)で形成すると共に(或いは)被覆しても良い。

#### 【0036】

図4 b及び図4 cは、それぞれ、動的固定器具34をその中立位置及び屈曲位置で示している。実質的に幾何学的な形状部36a, 36bの作用効果は、器具34が取り付けられた椎骨の回転位置に実質的に一致した前方に突き出された事実上のピボット箇所32を生じさせることにある。かくして、図4 a～図4 cの器具は、この器具が取り付けられた椎骨の並進変位を実質的に制限する一方で、依然として或る量の屈曲を可能にする。一般に、屈曲と共に生じる曲げは、構造体が伸長しているときの前側アーム38aと前側アーム38bとの間の角度の変化に等しい。好ましくは、第1のロッド端部14と前側アーム38aとの間には剛性連結部が存在し、第2のロッド端部16と前側アーム38bとの間には剛性連結部が存在する。

#### 【0037】

動的固定器具34の別の特徴では、実質的に幾何学的な形状部36a, 36bの中心線は、動的固定器具34の長手方向軸線に対してずらされている。具体的に説明すると、図4 aに示すように、動的固定器具34は、第1のロッド端部44及び第2のロッド端部46の中心線を通る長手方向軸線L-Lを有している。しかしながら、実質的に幾何学的な

10

20

30

40

50

形状部 3 6 a , 3 6 b の中心線 C L - C L は、動的固定器具 3 4 の長手方向軸線 L - L に対して後方にずらされている。このずれにより、第 1 のロッド端部 1 4 が前側アーム 3 8 a の連続部であると共に第 2 のロッド端部 1 6 が前側アーム 3 8 b の連続部であるようにするための自然な固定が得られる。

#### 【 0 0 3 8 】

次に図 5 a を参照すると、図 4 a に示す実施形態の変形例では、3 つ以上の実質的に幾何学的形状部を動的固定器具 3 4 に組み込んでも良い。具体的に説明すると、実質的に幾何学的形状部 3 6 a , 3 6 b を備えた動的固定器具 3 4 を改造して第 3 、第 4 、第 5 又は任意個数の追加の実質的に幾何学的形状部を有するようにしても良い。例えば、図 4 a に示す器具の実質的に幾何学的形状部 3 6 a , 3 6 b は、それぞれ、2 つの実質的にダイヤモンド形の特徴部を示している。しかしながら、図 5 a に示すように、第 3 の実質的にダイヤモンド形状部 3 6 c を幾何学的形状部 3 6 a , 3 6 b に追加することができる。オプションとしてのピン 4 6 を種々の実質的に幾何学的形状部相互間に用いるのが良い。変形例として、4 つ(図示せず)、5 つ(図示せず)又は6 つ以上の幾何学的形状部をまとめて動的固定器具を形成しても良い。多数個の実質的に幾何学的形状部は、サイズ及び/又は全体的な形態が互いに異なっていても良く、このことは、用いられる個数に応じて望ましい場合がある。例えば、動的固定器具 3 4 の場合のように3 つの実質的に幾何学的形状部 3 6 a , 3 6 b , 3 6 c が用いられる場合、各幾何学的形状部の全体的サイズは、好ましくは、図 4 a に示すような動的固定器具 3 4 に示された2 つの実質的に幾何学的形状部 3 6 a , 3 6 b よりも小さい。実質的に幾何学的形状部を追加することにより、ピボット箇所 3 2 は、用いられる実質的に幾何学的形状部の個数分だけ比例的に前方に突き出される。

#### 【 0 0 3 9 】

次に図 6 a ~ 図 6 f を参照すると、本発明の更に別の実施形態では、動的固定器具 5 0 が、内部中空領域 2 4 を備えた幾何学的形状部 1 2 を有し、この器具 5 0 は、幾何学的形状部 1 2 の平らな表面 5 2 に対して横の方向に曲がる。内部中空領域 2 4 は、好ましくは、傾斜した内面 5 4 を備えている。即ち、傾斜側壁 5 6 が、幾何学的形状部 1 2 の平坦面 5 2 と角度 $\theta$  をなした内面 5 4 を有している。内面 5 4 の角度 $\theta$  は、1 つの一定の値であっても良く、器具内で変化しても良い。非限定的な例として、 $\theta$  は、器具 5 0 の頂部では 60° であるのが良く、器具 5 0 の底部では約 90° まで変化するのが良い。

#### 【 0 0 4 0 】

次に図 6 a ~ 図 6 c を参照すると、内部中空領域 2 4 は、好ましくは、4 つの部分的に円形のコーナー部又は先細セグメント 2 6 を有している。第 1 のロッド端部 1 4 及び第 2 のロッド端部 1 6 が、2 つの向かい合った部分的に円形のコーナー部又は先細セグメント 2 6 に取り付けられている。各ロッド端部 1 4 , 1 6 が、幾何学的形状部 1 2 の各隣接側部から約 135° の角度をなして位置している。しかしながら、この実施形態の別の特徴では、ロッド端部 1 4 , 1 6 は、幾何学的形状部 1 2 のアームに対して異なる角度で位置しても良い。器具 1 0 の場合と同様、部分的に円形のコーナー部又は先細セグメント 2 6 は、異なる形状部、例えば部分的に三角形のものであっても良い。均等例として、エラストマーヒンジ以外の機械的ヒンジを先細セグメント 2 6 のところに組み込んでも良い。

#### 【 0 0 4 1 】

図 6 d に示すように、椎弓根ねじ 2 0 は、幾何学的形状部 1 2 の平坦面 5 2 に垂直に差し向けられている。コネクタ 1 8 a , 1 8 b が、椎弓根ねじ 2 0 を動的固定器具 5 0 の第 1 のロッド端部 1 4 及び第 2 のロッド端部 1 6 に取り付けるために用いられている。当業者に知られているように、コネクタ 1 8 a , 1 8 b は、動的固定器具 5 0 の一体部分として形成されても良く、或いは、コネクタ 1 8 a , 1 8 b は、別個の部品であっても良い。使用にあたり、動的固定器具 5 0 は、屈曲を生じる2 つの椎骨に取り付けられると、回転すると共に(或いは)曲がりながら拡張する。

#### 【 0 0 4 2 】

次に図 7 a ~ 図 7 c を参照すると、更に別の実施形態としての動的固定器具が示されて

10

20

30

40

50

いる。動的固定器具 5 8 は、4 つの実質的に真っ直ぐで且つ剛性のアームセグメントを有している。これらアームセグメントは、下側アーム 6 0 a と、第 1 の中間アーム 6 0 b と、第 2 の中間アーム 6 0 c と、上側アーム 6 0 d とから成っている。下側アーム 6 0 a 及び上側アーム 6 0 d は、それぞれ、コネクタ 18 a, 18 b に連結され、これらコネクタが、この場合、椎弓根ねじ 2 0 に連結されている。ピン 4 6 により、下側アーム 6 0 a は、中間アーム 6 0 b, 6 0 c の一端部にヒンジ的に連結されている。上側アーム 6 0 d は、ピン 4 6 により中間アーム 6 0 b, 6 0 c の反対側の端部にヒンジ式に連結されている。4 つのヒンジ箇所相互間には、四辺形の開口部 2 4 が形成されている。屈曲中、上側アーム 6 0 d は、上方且つ前方に動き、それにより中間アーム 6 0 b, 6 0 c を下方に回転させる。かくして、上側アーム 6 0 d への中間アーム 6 0 b, 6 0 c のヒンジ式連結により、上側アーム 6 0 d は、前方に動くことができ、これに対し、下方アーム 6 0 a への中間アーム 6 0 b, 6 0 c の連結により、過剰の並進又は過剰の回転が阻止されるようになっている。動的固定器具 5 8 は、上側椎骨が上方且つ前方に動くのを許容するが、動的固定器具 5 8 が取り付けられている椎骨の過剰の並進に抵抗する。

#### 【 0 0 4 3 】

次に図 8 a を参照すると、更に別の実施形態としての動的固定器具が示されている。図 8 a に示された動的固定器具 6 2 は、前後方向セグメント 6 4 を有することを特徴とする動的固定器具である。動的固定器具 6 2 は、前後方向セグメント 6 4 に向かって角度  $\theta$  をなして延びるロッドアーム 6 5 を備えた第 1 のロッド端部 1 4 を有している。角度  $\theta$  は、ロッドアーム 6 5 と下側椎弓根ねじ 2 0 との剛性連結により、椎弓根ねじ 2 0 に対して固定されている。同様に、ロッドアーム 7 3 が、上側椎弓根ねじ 2 0 への剛性連結により固定されている。第 1 のロッド端部 1 4 のロッドアーム 6 5 は、曲がり部 6 6 のところで前後方向セグメント 6 4 に連結されている。具体的に説明すると、ロッドアーム 6 5 と前後方向セグメント 6 4 との間の連結部を形成する曲がり部 6 6 は、ロッドアーム 6 5 及び前後方向セグメント 6 4 が本質的に、曲がり部 6 6 を含む連続した中実部品であるように連続した構造的部品であるのが良い。変形例として、曲がり部 6 6 は、ロッドアーム 6 5 を前後方向セグメント 6 4 に連結するピンとヒンジ式連結状態にあっても良い。前後方向セグメント 6 4 は、角度  $\theta$  だけロッドアーム 6 5 から離されている。

#### 【 0 0 4 4 】

依然として図 8 a を参照すると、曲がり部 6 6 のところでは、前後方向セグメント 6 4 は、曲がり部 6 8 まで後方に延びている。中間ロッドセグメント 7 0 が、前後方向セグメント 6 4 の後方端部のところの曲がり部 6 8 から第 2 のロッド端部 1 6 のロッドアーム 7 3 への連結部を形成する曲がり部 7 2 まで延びている。曲がり部 7 2 は、中間ロッドセグメント 7 0 とロッドアーム 7 3 との間の交差部であり且つ連結部を形成している。曲がり部 7 2 は、中間ロッドセグメント 7 0 及びロッドアーム 7 3 が曲がり部 7 2 を含む本質的に連続した中実部品であるように連続した構造的部品であっても良く、曲がり部 7 2 は、中間ロッドセグメント 7 0 とロッドアーム 7 3 を相互に連結する連結部であっても良い。中間ロッドセグメント 7 0 は、角度  $\theta$  だけ前後方向セグメント 6 4 から離されている。

#### 【 0 0 4 5 】

第 1 のロッド端部 1 4 及び第 2 のロッド端部 1 6 は、好ましくは、それぞれコネクタ 18 a, 18 b を用いて椎弓根ねじ 2 0 に連結されている。当業者には知られているように、コネクタ 18 a, 18 b は、動的固定器具 6 2 の端部の一体部分として形成されても良く、或いは、別個の部品であっても良い。

依然として図 8 a に示すこの実施形態の例を参照すると、動的固定器具 6 2 も又、コネクタ 18 a, 18 b の中心によって定められる長手方向軸線 L - L を有している。ロッドアーム 6 5 は、全体として、長手方向軸線 L - L の前方に位置し、中間ロッドセグメント 7 0 は、全体として、長手方向軸線 L - L の後方に位置し、前後方向セグメント 6 4 は、長手方向軸線 L - L の前側と後方側の両方に位置する部分を有している。

#### 【 0 0 4 6 】

動的固定器具 6 2 が取り付けられている椎骨を圧縮状態に置いた場合に曲がり部 6 8 が

10

20

30

40

50

、好ましくは、ヒンジとして働き、下方に動くことができるということがこの実施形態の特徴である。加うるに、曲がり部 6 8 は、椎骨の屈曲を許容するよう上方に動くことができる。曲がり部 6 8 及び前後方向セグメント 6 4 のこの動きは、ヒトの椎骨の通常の弧状運動に酷似している。圧縮時には、曲がり部 6 8 は、下方弧状経路 7 4 に沿って下方に動く。下方弧状経路 7 4 は、動的固定器具 6 2 を圧縮状態に置き、前後方向セグメント 6 4 がロッドアーム 6 5 に向かって動くときに生じ、それにより角度  $\theta$  を減少させる。典型的な患者としてのヒトでは、角度  $\theta$  は、曲がり部 6 8 が下方弧状経路 7 4 に沿って進むにつれて  $30^\circ$  まで減少する場合がある。この動きを達成するため、動的固定器具 6 2 の曲がり部 6 8 は、好ましくは、これがヒンジとして働くことができるようとする構造を有する。したがって、曲がり部 6 8 は、ピン 7 5 を含むのが良い。<sup>10</sup> 図 8 a に示すように、ピン 7 5 は、中立位置で示されている。しかしながら、圧縮位置では、ピン 7 5 は、その下方位置で示されている。椎骨が屈曲を行うと、曲がり部 6 8 は、上方弧状経路 7 6 に沿って上方に動く。上方弧状経路 7 6 は、動的固定器具 6 2 が伸長すると共に前後方向セグメント 6 4 が上方に動くときに生じ、それにより角度  $\theta$  を増大させる。少なくとも何人かの患者のでは、角度  $\theta$  は、曲がり部 6 8 が上方弧状経路 7 6 に沿って進むにつれて  $30^\circ$  まで増大する場合がある。少なくとも何人かの患者の場合、前後方向セグメント 6 4 の中立位置は、曲がり部 6 8 が曲がり部 6 6 よりも下に位置した状態で水平から下方へ傾けられるであろう。かくして、角度  $\theta$  は、屈曲による伸長と比較して許容可能な圧縮量が少ない場合がある。伸長状態では、ピン 7 5 は、その上方位置で示されている。圧縮の際、角度  $\theta$  は、減少し、動的固定器具が屈曲中に伸長すると、角度  $\theta$  は、増大することになる。<sup>20</sup>

#### 【 0 0 4 7 】

本発明の種々の実施形態は、椎骨の僅かな量の並進運動を可能にするが、並進運動の許容量は、ヒトの椎骨の通常の動作の生理学的限度の範囲内にある。例えば、図 8 a に示す実施形態の場合、ピン 7 5 が下方弧状経路 7 4 及び上方弧状経路 7 6 に沿って前方に動くと、椎骨は、ピン 7 5, 7 5 の位置が中立位置から僅かに前方又は前進方向に動かされることによって明らかなように、僅かな量の並進運動を行うことになる。

次に図 9 a ~ 図 9 c を参照すると、更に別の実施形態としての動的固定器具が示されている。動的固定器具 7 8 は、3つの実質的に真っ直ぐなアームセグメントを有している。これらは、下方アーム 8 0 a と、第 1 の中間アーム 8 0 b と上方アーム 8 0 c とから成っている。下側アーム 8 0 a 及び上側アーム 8 0 d は、それぞれ、コネクタ 1 8 a, 1 8 b に連結され、これらコネクタが、この場合、椎弓根ねじ 2 0 に連結されている。中間アーム 8 0 b の反対側の端部は、上方アーム 8 0 c にヒンジ式に連結されている（例えばピン 4 6 によって）。屈曲中、上側アーム 8 0 c は、上方且つ前方に動き、それにより中間アーム 8 0 b を下方に回転させる。かくして、上側アーム 8 0 c への中間アーム 8 0 b のヒンジ式連結により、上側アーム 8 0 c は、前方回転を伴って上方に動くことができ、これに対し、中間アーム 8 0 b と下側アーム 8 0 a の連結により、過剰の並進又は過剰の回転が阻止されるようになっている。器具 6 2 の前後方向セグメント 6 4 の機能と同様に、この実施形態における中間アーム 8 0 b は、所与の範囲の屈曲運動を可能にするが、椎骨が過剰の並進を行うのを阻止する前後方向セグメントとして働く。かくして、動的固定器具 7 8 は、上側椎骨が上方に且つ僅かに前方に動くのを許容するが、動的固定器具 7 8 が取り付けられている椎骨の過剰の並進に抵抗する。<sup>30</sup>

#### 【 0 0 4 8 】

次に、図 1 0 a を参照すると、更に別の実施形態としての動的固定器具が示されている。動的固定器具 8 2 は、第 1 のロッド端部 1 4 に連結された第 1 のロッド部材 8 4 及び第 2 のロッド端部 1 6 に連結された第 2 のロッド部材 8 6 を有し、第 1 のロッド端部 1 4 及び第 2 のロッド端部 1 6 は、それぞれ、コネクタ 1 8 a, 1 8 b を用いて椎弓根ねじ 2 0 に連結されている。第 1 のロッド部材 8 4 及び第 2 のロッド部材 8 6 は、バネ 8 8 を前後方向に閉じ込めている。加うるに、レール 9 0 が、バネ 8 8 の横方向側部を閉じ込めており、レール 9 0 は又、第 1 のロッド部材 8 4 を第 2 のロッド部材 8 6 に連結するのに役立つ。動的固定器具 8 2 の構造は、伸長することもでき、かくして屈曲を起こした場合の 2<sup>40</sup>

つの隣り合う椎骨の自然な生理学的運動を許容する関節式器具を提供する。これらコンポーネントの構造及び機能について以下に詳細に説明する。

#### 【0049】

さらに図10aを参照すると、第1のロッド部材84は、好ましくは、その後方側部に沿って設けられた凹面92を有し、第1のロッド部材84の凹面92は、ばね88の前方閉じ込めを可能にするのを助けている。第2のロッド部材86は、好ましくは、その前側側部に沿って設けられた凹面94を有し、第2のロッド部材86の凹面94は、ばね88の後方閉じ込めを可能にするのを助けている。

#### 【0050】

上述したように、レール90（破線で示されている）は、第1のロッド部材84を第2のロッド部材86に連結している。好ましくは、レール90は、プレート96を有し、このプレート96の両端部を貫通してヒンジピン46が設けられている。プレート96は、図10bに示されている。好ましい一実施形態では、第1のロッド部材84は、第1のヒンジピン46を受け入れる第1の切欠き98を有している。同様に、第2のロッド部材86は、第2のヒンジピン46を受け入れる第2の切欠き98を有している。プレート96は、ばね88の閉じ込めゾーン100をまたいでおり、これらプレートは、第1のロッド部材84と第2のロッド部材86を互いに連結する一方で、ばね88をロッド部材84, 86相互間に横方向に収納すると共にばね88が閉じ込めゾーン100の外部に動くのを阻止する。この実施形態の別の特徴では、レール90は、単一の部品を用いて形成されるのが良い。即ち、プレート96とヒンジピン46から成る構造を機械加工し又は違ったやり方で単一の部品で構成するのが良い。

#### 【0051】

一例を挙げると、好ましくはばね88は、動的固定器具82について適正なばね定数を有する円筒形のばねであるが、これには限られない。加うるに、ばね88は、例えば円板又は球として形作られた例えば適当なサイズのシリコーンインサートである弹性材料の形態をしていても良い。脊椎の屈曲運動中、第2のロッド部材86は、上方且つ前に動く。この運動中、ばね88は、第1のロッド部材84と第2のロッド部材86との間で丸まる。ばね88が丸まるので、第1のロッド部材84と第2のロッド部材86との間の摩擦は、最小限に抑えられる。かくして、ばねの丸まる能力は、ばねの形状並びに閉じ込めゾーン100の内壁の形状及びテクスチャを調節することにより改変可能である。具体的に説明すると、第1及び第2のロッド部材84, 86のそれぞれの凹面92, 94の形状及び表面テクスチャを改変すると、第1のロッド部材84に対する第2のロッド部材86の伸長の大きさ及び伸長の際の運動のしやすさを調節することができる。ばね88は、圧縮可能なので、ばねは、変形し、それにより曲げを可能にする。圧縮量は、ばねの特徴、例えばばねの材料の種類、直径及び肉厚並びに閉じ込めゾーン100の形状及び凹面92, 94のテクスチャによって制御される。閉じ込めゾーン100の形状に関し、凹面92, 94は、ばね88の閉じ込めゾーン100の圧縮面としての役目を果たす。凹面92, 94の曲線の形状を変更すると、この構造体が伸長するときのばねの圧縮度を制御することができる。例えば、図10aを参照すると、凹面92, 94の曲率を平べったくすることができ、それにより、屈曲伸長中における閉じ込めゾーン100内でのばね88の反応に影響を及ぼすことができる。

#### 【0052】

次に図10c及び図10dを参照すると、動的固定器具82が、それぞれその中立位置とその屈曲位置との両方で示されている。分かりやすくする目的で、レール90は、図10c及び図10dにおいて破線で示されている。図10cに示す中立位置と比較して、図10dの伸長位置は、ばね88が巻き上がり、又僅かに圧縮されていることを示している。ばね88の特性は、ばねの或る程度の所望の圧縮量が、屈曲中許容されるが、ばね88が椎骨の望ましくない並進量に抵抗するのに十分剛性であるように選択される。

#### 【0053】

動的固定器具82は、第2のロッド部材86が第1のロッド部材84にヒンジ式に取り

10

20

30

40

50

付けられているので伸長するようになり、それにより第1のロッド部材84に対する第2のロッド部材86の垂直運動が可能になる。かくして、動的固定器具82の構造は、伸長でき、かくして脊椎の自然な生理学的運動を許容する関節式器具を提供する。

動的固定器具82は、脊椎の部分的に適用される運動制御の提供に利用される。というのは、インプラントを受け入れるよう設計された各運動セグメントは、その寸法及びばね定数を介してカスタマイズされた動的固定器具インプラントを有することができ、それにより患者に所望される通常の生理学的範囲内の制御された動きを与えることができるからである。

#### 【0054】

2つの椎骨を跨ぐための代表的な使用法では、動的固定器具10, 34, 34, 50, 58, 62, 78, 82の全長は、約15~35mmであるのが良い。動的固定器具の幾何学的形状部分又はヒンジ構造体は、好ましくは、2つの椎骨を橋渡しするインプラントの中央領域を占める。即ち、幾何学的形状部又はヒンジ構造体は、インプラントの一部分しか占めず、それにより第1のロッド端部14及び第2のロッド端部16が、コネクタ器具を用いて椎弓根ねじに連結できる中実ロッドセグメントであることができるようになる。幾何学的形状部及びヒンジ式構造体を有する器具の場合、これら構造体は、代表的には、約15~20mmの全長を占めることになる。

#### 【0055】

次に図11a~図11dを参照すると、本発明の実施形態としての動的固定器具102が示されている。この器具は、脊椎に対して横断方向に且つ(或いは)実質的に脊椎に対して前後方向の向きに整列した異形の形状部又は輪郭形状部106を含む前後方向セグメント104を有している。前後方向セグメント104は、一方の方向(屈曲)の方が他方の方向(伸長)よりも比較的容易に曲がることができる。加うるに、前後方向セグメント104は、セグメントの平面内における運動に抵抗し、これは、並進運動の抵抗に相当している。かくして、動的固定器具102は、屈曲の際に少なくとも或る程度の椎骨の回転を許容すると共に椎骨の並進に抵抗する。

#### 【0056】

前後方向セグメント104は、約20mmの前後方向寸法及び約10mmの横方向幅を有するのが良いが、前後方向セグメントの寸法は、所望の移動量、インプラントの被移植者としての患者の体格並びに器具を構成するために用いられる寸法及び材料の種類を含む多くの要因に応じて様々であることが予想される。本発明の実施形態によれば、動的固定器具102は、屈曲の際に約10°オーダーの回転をもたらし、伸長の際に約-2°のオーダーの回転をもたらす。

#### 【0057】

次に図11aを参照すると、輪郭形状部106を含む前後方向セグメント104を備えた動的固定器具102が全体的に示されている。輪郭形状部106により、動的固定器具102は、器具102が屈曲の際に伸長すると、事実上のピボット箇所32回りに回転することができる。動的固定器具102は、第1のロッド端部14に連結され又はこれと一体の第1のロッド部材108と、第2のロッド端部16に連結され又はこれと一体の第2のロッド部材110とを有し、第1のロッド端部14と第2のロッド端部16は、それぞれ、コネクタ18a, 18bを用いて椎弓根ねじ20に連結されている。第1のロッド部材108及び第2のロッド部材110は、前後方向セグメント104に前後方向に取り付けられ又はこれと一体である。本発明の少なくとも1つの実施形態によれば、前後方向セグメント104とロッド部材108, 110との間の取り付け部、相互連結部又は接合部分は、撓み連結部、例えは一体ヒンジ又はピン止め連結部から成るのが良い。

#### 【0058】

動的固定器具102の少なくとも幾つかの部分は、医学的用途に用いられたときに人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた1種類又は2種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、かかる材料は、所望の可撓性を提供するよう選択されるのが良い。本発明の実施形態によれば、動的固定器具102の少なくとも幾つかの部分を構成

10

20

30

40

50

するために使用できる材料の例としては、ポリエチレンエーテルプラスチック、例えばケトン(PEEK)、ポリエーテルケトンケトン(PEKK)、超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)及びポリメチルメタクリレート(PMMA)、金属、例えばチタン及びステンレス鋼、複合材並びに他の組織適合性材料が挙げられるが、必ずしもこれらには限定されない。

#### 【0059】

依然として図11aに示す本発明の例を参考すると、動的固定器具102は又、コネクタ18a, 18bの中心によって定められた長手方向軸線L-Lを有している。ロッド部材108は、全体として、長手方向軸線L-Lの前方に位置し、ロッド部材110は、全体として、実質的に長手方向軸線L-Lのところ又はその後方に位置する。本発明の少なくとも1つの実施形態によれば、前後方向セグメント104は、長手方向軸線L-Lの前側と後方側の両方に位置する部分を有する。加うるに、動的固定器具102が植え込まれるべき患者の体は、上方向及び下方向を定める。具体的に説明すると、上方又は患者の頭に向かう方向は、上方向と定義され、下方又は患者の足に向かう方向は、下方向と定義される。本発明の少なくとも1つの実施形態では、ロッド部材108は、下方向に差し向かれて、ロッド部材110は、上方向に差し向かれる。

#### 【0060】

次に図11bを参考すると、前後方向セグメントの拡大図が示されている。本発明の少なくとも幾つかの実施形態によれば、前後方向セグメント104は、一方の方向における他方の方向に対する運動を可能にするのを助ける輪郭形状部106を有しており、輪郭は、例えば1つ又は2つ以上のディンプル112のような形状から成るのが良い。図11bに示す実施形態では、前後方向セグメント104は、第1のディンプル112aを有し、この第1のディンプルは、実質的に長手方向軸線L-Lの後方に又は少なくとも第2のディンプル112bの後方に位置する。加うるに、図11bに示す実施形態では、第2のディンプル112bは、実質的に長手方向軸線L-Lの前方に位置する。第1のディンプル112aは、凹面を有し、この凹面は、凹部が下方向に向くように差し向かっている。第2のディンプル112bは、凹面を有し、この凹面は、凹部が上方向に向くように差し向かっている。変形例として、前後方向セグメント104は、ディンプル112以外の形状部から成っていても良い。例えば、輪郭形状部106は、複数の向き、例えば上方向及び下方向に向いた凹面を備える橢円形特徴部を有しても良い。他の形状部の前後方向セグメント104も又、本発明の範囲に含まれる。ディンプル112を含む前後方向セグメント104は、所望量の曲げを可能にする材料で作られている。ディンプルを備えた輪郭形状部106は、別の方向ではなく、優先的に一方向に優先的に生じる特定の箇所における曲げを可能にする。特に、ディンプル112は、曲線に向かう曲げに対する抵抗が低く、曲線から離れる曲げに対する抵抗が高い。

#### 【0061】

図11c及び図11dに記載された例で示すように、第1のロッド端部14は、本質的に動かないままであるものとして示されている。第2のロッド端部16は、図11bに示す中立位置又は第1の位置114と図11dに示す屈曲位置又は第2の位置116との間で動く。動的固定器具102は、第1の位置114と第2の位置116との間で動く際、細長くなり又は伸長を許容し、又、この動的固定器具102は、生理学的回転ゾーン又は事実上のピボット箇所32回りに回転する。かくして、輪郭形状部106は、長手方向軸線L-Lの前方又は前進方向に位置する事実上のピボット箇所32を備える。動的固定器具102は、第1の位置114と第2の位置116との間ににおける運動中、変形を生じ、それにより動的固定器具は、曲がり、そして、この器具102が取り付けられている椎骨の屈曲の際の少なくとも或る程度の動きを許容するよう伸長する。事実上のピボット箇所32は、脊椎の屈曲と伸展の両方の間ににおける輪郭形状部106の運動状態を含む器具102の幾何学的形状によって提供される。図11に示す脊椎の運動は、ディンプル112bの曲率に向かい、ディンプル112aの曲率から離れる。したがって、ディンプル112bは、この動きに対して生じる抵抗が小さく、ディンプル112aは、この動きに対し

て生じる抵抗が高い。輪郭形状部 106 のこの応答により、ほぼ前後方向セグメント 104 の中心のところに位置する箇所が、ほぼ図 11a に示す経路 113 に沿って移動すると共に事実上のピボット箇所 32 回りに回転することができる。これと同様な運動が、脊椎の伸展中に生じ、動的固定器具 102 は、僅かに圧縮状態になる。この動きの方向は、ディンプル 112b の曲率から離れ、ディンプル 112a の曲率に向かう方向である。したがって、ディンプル 112b は、この動きに対して生じる抵抗が高く、ディンプル 112a は、この動きに対して生じる抵抗が低い。前後方向セグメント 104 のこの動きにより、動的固定器具 102 は、ヒトの椎骨の通常の生理学的運動に酷似した仕方で動くことができる。

## 【0062】

10

次に図 12a ~ 図 12d を参照すると、本発明の実施形態としての動的固定器具 118 が示されている。この器具は、可撓性ロッド部材 120, 121 及び脊椎に対して横断方向に且つ(或いは)実質的に脊椎に対して前後方向の向きに整列した前後方向セグメント 124 を有している。動的固定器具は 118 は、一方の方向(屈曲)の方が他方の方向(伸長)よりも比較的容易に曲がることができる。加うるに、動的固定器具 118 は、セグメントの平面内における運動に抵抗し、これは、並進運動の抵抗に相当している。かくして、動的固定器具 118 は、屈曲の際に少なくとも或る程度の椎骨の回転を許容すると共に椎骨の並進に抵抗する。

## 【0063】

20

前後方向セグメント 124 は、約 20mm の前後方向寸法及び約 10mm の横方向幅を有するのが良いが、前後方向セグメントの寸法は、所望の移動量、インプラントの被移植者としての患者の体格並びに器具を構成するために用いられる寸法及び材料の種類を含む多くの要因に応じて様々であることが予想される。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 116 は、屈曲の際に約 10° オーダーの回転をもたらし、伸長の際に約 -2° のオーダーの回転をもたらす。

## 【0064】

30

次に図 12a を参照すると、第 1 の可撓性ロッド部材 120、第 2 の可撓性ロッド部材 122 及び前後方向セグメント 124 を備えた動的固定器具 118 が、全体的に示されている。可撓性ロッド部材 120, 122 により、動的固定器具 118 は、器具 118 が屈曲の際に伸長すると、事実上のピボット箇所 32 回りに回転することができる。第 1 の可撓性ロッド部材 120 は、第 1 のロッド端部 14 に連結され、この第 1 のロッド端部は、コネクタ 18a により椎弓根ねじ 20 に連結されている。第 2 の可撓性ロッド部材 122 は、第 2 のロッド端部 16 に連結され、この第 2 のロッド端部は、コネクタ 18b により椎弓根ねじ 20 に連結されている。第 1 のロッド部材 120 及び第 2 のロッド部材 122 は、前後方向セグメント 124 に前後方向に取り付けられ又はこれと一体である。本発明の少なくとも 1 つの実施形態によれば、前後方向セグメント 124 とロッド部材 120, 122 との間の取り付け部、相互連結部又は接合部分は、撓み連結部、例えば一体ヒンジ又はピン止め連結部から成るのが良い。

## 【0065】

40

動的固定器具 118 の少なくとも幾つかの部分は、医学的用途に用いられたときには人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた 1 種類又は 2 種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、かかる材料は、所望の可撓性を提供するよう選択されるのが良い。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 118 の少なくとも幾つかの部分を構成するために使用できる材料の例としては、ポリエチレンエーテルプラスチック、例えばケトン(PEEK)、ポリエーテルケトンケトン(PEKK)、超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)及びポリメチルメタクリレート(PMMA)、金属、例えばチタン及びステンレス鋼、複合材並びに他の組織適合性材料が挙げられるが、必ずしもこれらには限定されない。

## 【0066】

50

依然として図 12a に示す本発明の例を参照すると、動的固定器具 118 は又、コネク

タ 1 8 a , 1 8 b の中心によって定められた長手方向軸線 L - L を有している。ロッド部材 1 2 0 は、全体として、長手方向軸線 L - L の前方に位置し、ロッド部材 1 2 2 は、全体として、実質的に長手方向軸線 L - L のところ又はその後方に位置する。本発明の少なくとも 1 つの実施形態によれば、前後方向セグメント 1 2 4 は、長手方向軸線 L - L の前側と後方側の両方に位置する部分を有する。

#### 【 0 0 6 7 】

可撓性ロッド部材 1 2 0 , 1 2 2 は、これらロッド部材が曲がることができるようにする継手を備えている。図 1 2 a は、ロッド部材 1 2 0 の継手 1 2 6 a 及びロッド部材 1 2 2 の継手 1 2 6 b を示している。継手の機能をより明確に説明するために、以下ロッド部材 1 2 0 の継手 1 2 6 a について説明する。理解できるように、ロッド部材 1 2 2 の継手 1 2 6 b は、これと同様に機能する。継手 1 2 6 a は、下側可撓性ロッド部分 1 2 0 a と上側可撓性ロッド部分 1 2 0 b を互いに連結している。継手 1 2 6 a は、角度  $\theta$  にわたる可撓性ロッド部材 1 2 0 の曲げを可能にし、この角度  $\theta$  は、上可撓性ロッド部分 1 2 0 a と前後方向セグメント 1 2 4 とのなす角度である。同様に、角度  $\mu$  は、継手 1 2 6 b の運動範囲を定めている。

#### 【 0 0 6 8 】

図 1 2 b は、可撓性ロッド部材 1 2 0 の継手 1 2 6 a の詳細図である。本発明の少なくとも一実施形態によれば、継手 1 2 6 a は、2 つのセグメント 1 3 0 により軸方向に境界付けられたセグメント 1 2 8 で構成されている。セグメント 1 3 0 は、一連の凹み部分 1 3 2 から成る。本発明の少なくとも一実施形態によれば、凹み部分 1 3 2 は、ロッド部材 1 2 0 の前側側部かロッド部材 1 2 0 の後側側部かのいずれかに対して差し向けられている。かくして、改造型セグメント 1 3 0 は、後方に差し向けられた凹み部分 1 3 2 a と前方に差し向けられた凹み部分 1 3 2 b が交互に位置する一連の凹み部分 1 3 2 から成る。凹み部分 1 3 2 を当該技術分野において知られている技術、例えば材料を除去すること、切れ目をロッドに入れること又は射出成形により凹み部分 1 3 2 を形成することにより作ることができる。加うるに、継手 1 2 6 a , 1 2 6 b のところに可撓性をもたらす他の構造、例えば薄肉部分、三日月形セグメント等は、本発明の範囲に含まれる。

#### 【 0 0 6 9 】

図 1 2 c 及び図 1 2 d に記載された例に示すように、第 1 のロッド端部 1 4 は、本質的に動かないままであるものとして示されている。第 2 のロッド端部 1 6 は、図 1 2 c に示す中立位置又は第 1 の位置 1 3 4 と図 1 2 d に示す屈曲位置又は第 2 の位置 1 3 6 との間で動く。動的固定器具 1 1 8 は、第 1 の位置 1 3 4 と第 2 の位置 1 3 6 との間で動く際、伸長し、又、この動的固定器具 1 1 8 は、生理学的回転ゾーン又は事実上のピボット箇所 3 2 回りに回転する。1 つ又は 2 つ以上の継手 1 2 6 a , 1 2 6 b を備えた可撓性ロッド部材 1 2 0 , 1 2 2 は、前後方向セグメント 1 2 4 と一緒にになって、長手方向軸線 L - L の前進方向又は前方に位置する事実上のピボット箇所 3 2 を構成する。動的固定器具 1 1 8 は、第 1 の位置 1 3 4 と第 2 の位置 1 3 6 との間ににおける運動中、変形を生じ、それにより動的固定器具は、曲がり、そして、この器具 1 1 8 が取り付けられている椎骨の屈曲の際の少なくとも或る程度の動きを許容するよう伸長する。事実上のピボット箇所 3 2 は、継手 1 2 6 a , 1 2 6 b の曲げ状態を含む器具 1 1 8 の幾何学的形状により提供される。動的固定器具 1 1 8 が伸長すると、継手 1 2 6 a は、角度  $\theta$  が増大するよう曲がる。同様に、継手 1 2 6 b は、角度  $\mu$  が増大するよう曲がる。これにより、動的固定器具は、図 1 2 d に示すように曲がることができる。継手 1 2 6 a , 1 2 6 b が曲がると、動的固定器具 1 1 8 は、事実上のピボット箇所 3 2 回りに回転するようになる。この動きにより、動的固定器具 1 1 8 は、ヒトの椎骨の通常の動きに酷似した仕方で動くことができる。

#### 【 0 0 7 0 】

次に図 1 3 a ~ 図 1 3 d を参照すると、本発明の実施形態としての動的固定器具 1 3 6 が示されている。この器具は、部分的に折り畳まれたロッドセグメント 1 3 8 を有している。部分的折り畳みセグメント 1 3 8 は、一方の方向（屈曲）の方が他方の方向（伸長）よりも比較的容易に曲がることができる。加うるに、部分的折り畳みセグメント 1 3 8 は

10

20

30

40

50

、セグメントの平面内における運動に抵抗し、これは、並進運動の抵抗に相当している。かくして、動的固定器具 136 は、屈曲の際に少なくとも或る程度の椎骨の回転を許容すると共に椎骨の並進に抵抗する。

#### 【0071】

部分的折り畳みセグメント 138 は、約 20 mm の前後方向寸法を有するのが良いが、部分的折畳みセグメントの寸法は、所望の移動量、インプラントの被移植者としての患者の体格並びに器具を構成するために用いられる寸法及び材料の種類を含む多くの要因に応じて様々であることが予想される。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 136 は、屈曲の際に約 10° オーダーの回転をもたらし、伸長の際に約 -2° のオーダーの回転をもたらす。

10

#### 【0072】

次に図 13a を参照すると、部分的折り畳みセグメント 138 を備えた動的固定器具 136 が、全体として示されている。部分的折り畳みセグメント 138 により、動的固定器具 136 は、器具 136 が屈曲の際に伸長すると、事実上のピボット箇所 32 回りに回転することができる。この折り畳みセグメントは、第 1 のロッド端部 14 及び第 2 のロッド端部 16 に取り付けられている。第 1 のロッド端部 14 及び第 2 のロッド端部 16 は、それぞれ、コネクタ 18a, 18b によって椎弓根ねじ 20 に連結されている。動的固定器具 136 は又、コネクタ 18a, 18b の中心により定められた長手方向軸線 L-L を有している。

#### 【0073】

20

動的固定器具 136 の少なくとも幾つかの部分は、医学的用途に用いられたときに人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた 1 種類又は 2 種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、かかる材料は、所望の可撓性を提供するよう選択されるのが良い。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 136 の少なくとも幾つかの部分を構成するために使用できる材料の例としては、ポリエチレンエーテルプラスチック、例えばケトン (PEEK)、ポリエーテルケトンケトン (PEKK)、超高分子量ポリエチレン (UHMWPE) 及びポリメチルメタクリレート (PMMA)、金属、例えばチタン及びステンレス鋼、複合材並びに他の組織適合性材料が挙げられるが、必ずしもこれらには限定されない。

#### 【0074】

30

依然として図 13a に示すこの実施形態の例を参照すると、部分的折り畳みセグメント 138 は、一連の実質的に平らなセグメント 140 から成っている。部分的折り畳みセグメント 138 は、相互に連結された要素で作られるのが良く、或いは、変形例として、単一の材料片から機械加工により形成しても良い。可撓性継手、例えば一体ヒンジ 141 が、隣り合う平らなセグメント 140 を互いに連結している。本発明の少なくとも幾つかの実施形態によれば、平らなセグメント 140 は、四辺形の形をしている。各平らなセグメントは、実質的に前後方向に差し向けられた 2 つの側部 142a, 142b 及び実質的に上下方向に差し向けられた 2 つの側部 144a, 144b を有している。本発明の少なくとも幾つかの実施形態によれば、長手方向軸線 L-L の後方に位置する側部 144a の長さは、長手方向軸線 L-L の前に位置する側部 144b の長さよりも長い。長さのこの差により、折り畳みセグメント 138 は、うちわと似た仕方で広がることができる。図 13b は、後方から前方の方向に見た折り畳みセグメント 138 の拡大図である。

40

#### 【0075】

図 13c 及び図 13d に記載された例で示すように、第 1 のロッド端部 14 は、本質的に動かないままであるものとして示されている。第 2 のロッド端部 16 は、図 13c に示す中立位置又は第 1 の位置 146 と図 13d に示す屈曲位置又は第 2 の位置 148 との間で動く。動的固定器具 136 は、第 1 の位置 146 と第 2 の位置 148 との間で動く際、伸長し又は伸長を許容し、又、この動的固定器具 136 は、生理学的回転ゾーン又は事実上のピボット箇所 32 回りに回転する。かくして、部分的折畳みセグメント 138 は、長手方向軸線 L-L の前進方向又は前方に位置する事実上のピボット箇所 32 を構成する。

50

動的固定器具 136 は、第1の位置 146 と第2の位置 148 との間における運動中、変形を生じ、それにより動的固定器具は、曲がり、そして、この器具 136 が取り付けられている椎骨の屈曲の際の少なくとも或る程度の動きを許容するよう伸長する。

#### 【0076】

折り畳みセグメント 138 により、動的固定器具 136 は、伸長すると共に事実上のピボット箇所 32 回りに回転することができる。図 13a 及び図 13b に示すように、平らなセグメント 140 は、全て脊椎に向かう方向に傾けられている。具体的に言えば、平らなセグメント 140 は、全て動的固定器具 136 の前方に位置する 1 点のところに収斂する線上に差し向けられている。この点は、動的固定器具 136 の事実上のピボット箇所のおおよその存在場所を提供する。動的固定器具 136 が伸長すると、折り畳みセグメント 138 は、広がって、事実上のピボット箇所 32 回りの回転を可能にする。これにより、動的固定器具は、図 13d に示すように曲がることができる。この動きにより、動的固定器具 118 は、屈曲時におけるヒトの椎骨の通常の動きに酷似した仕方で動くことができ、しかも生理学的に異常な量の並進運動に抵抗することができる。10

#### 【0077】

次に図 14a ~ 図 14d を参照すると、本発明の実施形態としての動的固定器具 150 が示されている。この器具は、部分的折り畳みロッドセグメント 152 を有している。部分的折り畳みセグメント 152 は、一方の方向（屈曲）の方が他方の方向（伸長）よりも比較的容易に曲がることができる。加うるに、部分的折り畳みセグメント 152 は、セグメントの平面内における運動に抵抗し、これは、並進運動の抵抗に相当している。かくして、動的固定器具 150 は、屈曲の際に少なくとも或る程度の椎骨の回転を許容すると共に椎骨の並進に抵抗する。20

#### 【0078】

部分的折り畳みセグメント 152 は、約 20mm の前後方向寸法を有するのが良いが、部分的折畳みセグメントの寸法は、所望の移動量、インプラントの被移植者としての患者の体格並びに器具を構成するために用いられる寸法及び材料の種類を含む多くの要因に応じて様々であることが予想される。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 150 は、屈曲の際に約 10° オーダーの回転をもたらし、伸長の際に約 -2° のオーダーの回転をもたらす。

#### 【0079】

次に図 14a を参照すると、部分的折り畳みセグメント 152 を備えた動的固定器具 150 が、全体として示されている。部分的折り畳みセグメント 152 により、動的固定器具 150 は、器具 150 が屈曲の際に伸長すると、事実上のピボット箇所 32 回りに回転することができる。この部分的折り畳みセグメント 152 は、第1のロッド端部 14 及び第2のロッド端部 16 に取り付けられている。第1のロッド端部 14 及び第2のロッド端部 16 は、それぞれ、コネクタ 18a, 18b によって椎弓根ねじ 20 に連結されている。30

#### 【0080】

動的固定器具 150 の少なくとも幾つかの部分は、医学的用途に用いられたときに入体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた 1 種類又は 2 種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、かかる材料は、所望の可撓性を提供するよう選択されるのが良い。本発明の実施形態によれば、動的固定器具 150 の少なくとも幾つかの部分を構成するために使用できる材料の例としては、ポリエチレンエーテルプラスチック、例えばケトン (P E E K) 、ポリエーテルケトンケトン (P E K K) 、超高分子量ポリエチレン (U H M W P E ) 及びポリメチルメタクリレート (P M M A ) 、金属、例えばチタン及びステンレス鋼、複合材並びに他の組織適合性材料が挙げられるが、必ずしもこれらには限定されない。40

#### 【0081】

部分的折り畳みセグメント 152 は、一連の実質的に平らなセグメント 154 から成っている。部分的折り畳みセグメント 152 は、相互に連結された要素で作られるのが良く50

、或いは、変形例として、単一の材料片から機械加工により形成しても良い。本発明の少なくとも幾つかの実施形態によれば、平らなセグメント154は、矩形の形をしている。各平らなセグメント154は、実質的に前後方向に差し向けられた2つの側部156a, 156b及び実質的に上下方向に差し向けられた2つの側部158a, 158bを有している。図14aに示すように、動的固定器具150も又、コネクタ18a, 18bの中心によって定められる長手方向軸線L-Lを有している。本発明の少なくとも幾つかの実施形態によれば、長手方向軸線L-Lの後方に位置する側部158aの長さは、長手方向軸線L-Lの前方に位置する側部158bの長さよりも長い。平らなセグメント154の側部は、ほぼ同一の長さのものであるが、部分的折り畳みセグメント154が十分に弾性のある材料で作られている場合、部分的折り畳みセグメント154は、動的固定器具150の定点に順応することになる。図14bは、後方から前方の方向に見た折り畳みセグメント152の拡大図である。

#### 【0082】

図14c及び図14dに記載された例で示すように、第1のロッド端部14は、本質的に動かないままであるものとして示されている。第2のロッド端部16は、図14cに示す中立位置又は第1の位置160と図14dに示す屈曲位置又は第2の位置162との間で動く。動的固定器具150は、第1の位置160と第2の位置162との間で動く際、伸長し又は伸長を許容し、又、この動的固定器具150は、生理学的回転ゾーン又は事実上のピボット箇所32回りに回転する。部分的折り畳みセグメント138は、長手方向軸線L-Lの前進方向又は前方に位置する事実上のピボット箇所32を構成する。動的固定器具150は、第1の位置160と第2の位置162との間ににおける運動中、変形を生じ、それにより動的固定器具は、曲がり、そして、この器具150が取り付けられている椎骨の屈曲の際の少なくとも或る程度の動きを許容するよう伸長する。

#### 【0083】

折り畳みセグメント152により、動的固定器具150は、伸長すると共に事実上のピボット箇所32回りに回転することができる。脊椎が図14cに示す中立位置から図14dに示す屈曲位置に動いているとき、動的固定器具150は、伸長を生じる。この伸長により、折り畳みセグメント150は、広がる。これにより、動的固定器具は、図14dに示すように曲がることができる。本発明の実施形態によれば、事実上のピボット箇所32回りの回転は、部分的折り畳みセグメントの平らなセグメント及び可撓性継手が、上述の運動を可能にするのに十分な強度及び可撓性の材料で作られていることに起因して生じる。かかる材料としては、PEEK及びPEKKが挙げられるが、これらには限定されない。この動きにより、動的固定器具150は、ヒトの椎骨の通常の動きに酷似した仕方で動くことができる。

#### 【0084】

次に図15a～図15cを参照すると、本発明の実施形態としての動的固定器具170が図示されている。この器具は、ヒンジ174により互いに連結された複数個のセグメント172を有している。複数のヒンジ式セグメント172は、一方の方向(屈曲)の方が他方の方向(伸長)よりも比較的容易に曲がることができる。加うるに、複数のヒンジ式セグメント172は、セグメントの平面内における運動に抵抗し、これは、並進運動の抵抗に相当している。かくして、動的固定器具170は、屈曲の際に少なくとも或る程度の椎骨の回転を許容すると共に椎骨の並進に抵抗する。

#### 【0085】

次に図15aを参照すると、複数個のヒンジ式セグメント172を備えた動的固定器具170が示されている。本発明の少なくとも一実施形態では、ヒンジ174は、動的固定器具170の前進方向又は前方方向に差し向けられたピン176を有する。ヒンジ174のピン176のこの向きにより、脊椎が屈曲を起こしたときに第1の椎骨の第2の椎骨に対する自然なピボット箇所に類似した前進方向又は前方に突き出されたピボット箇所32が得られる。動的固定器具170は、下ヒンジ式セグメント172a、上ヒンジ式セグメント172b及び内部ヒンジ式セグメント172cを有している。下ヒンジ式セグメント

10

20

30

40

50

172a及び上ヒンジ式セグメント172bは各々、それぞれ、コネクタ18a, 18bへのヒンジ式連結部を有している。内部ヒンジ式セグメント172cは、下ヒンジ式セグメント172aと上ヒンジ式セグメント172bとの間に配置されていて、これらへのヒンジ式連結部を有している。コネクタ18a, 18bは各々、椎弓根ねじ20に取り付けられている。上ヒンジ式セグメント172bの両端部を互いに連結するヒンジ174は、これらの構造を示すために図15aでは互いに分離して示されている。

#### 【0086】

動的固定器具170は、医学的用途に用いられたときに人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた1種類又は2種類以上の材料で作られるのが良い。加うるにかかる材料は、所望の可撓性を提供するよう選択されるのが良い。本発明の実施形態によれば、動的固定器具170の少なくとも幾つかの部分を構成するために使用できる材料の例としては、ポリエチレンエーテルプラスチック、例えばケトン(PEEK)、ポリエーテルケトンケトン(PEKK)、超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)及びポリメチルメタクリレート(PMMA)、金属、例えばチタン及びステンレス鋼、複合材並びに他の組織適合性材料が挙げられるが、必ずしもこれらには限定されない。

10

#### 【0087】

依然として図15aに示すこの実施形態の例を参照すると、動的固定器具170も又、コネクタ18a, 18bの中心によって定められた長手方向軸線L-Lを有している。本発明の実施形態によれば、下ヒンジ式セグメント172a、上ヒンジ式セグメント172b及び内部ヒンジ式セグメント172cは、全体として、椎弓根ねじ20に垂直な平面内に且つ長手方向軸線L-Lに対して鋭角をなして位置している。

20

#### 【0088】

動的固定器具170の機能は、図15b及び図15cに示されている。図15bは、動的固定器具170を脊椎が屈曲されておらず伸延もされていない中立位置182で示している。コネクタ18aに連結された椎弓根ねじ20は、下側椎骨に取り付けられている。コネクタ18bに連結された椎弓根ねじ20は、上側椎骨に取り付けられている。図15cは、動的固定器具170を屈曲位置184で示している。動的固定器具170は、第1の位置182と第2の位置184との間で動く際、伸長し、又事実上のピボット箇所32回りに回転する。この屈曲運動中、複数個のヒンジ式セグメント172は、より上下方向に整列した状態で回転し、少なくともセグメント172a, 172bが、長手方向軸線L-Lに関してますます平行に整列するようになり、それにより、動的固定器具170を長くすると共に上側椎骨が下側椎骨に対して前方に回転できるようになる。加うるに、かかる構造を形成するために用いられる比較的剛性の材料は、前後方向の運動に抵抗し、それにより2つの互いに連結された椎骨の並進運動に抵抗する。ヒンジ式セグメント172のこの運動により、動的固定器具170は、ヒトの椎骨の通常の生理学的運動に酷似した仕方で動くことができる。本発明の実施形態によれば、動的固定器具170は、屈曲の際に約10°オーダーの回転をもたらし、伸長の際に約-2°のオーダーの回転をもたらす。

30

#### 【0089】

1つの継手を跨ぐ動的固定器具170の場合、動的固定器具170は、長さが約5~10mmまで伸長すると共に5°~10°まで前方に回転して脊椎の屈曲に順応する。明らかなこととして、種々のサイズの動的固定器具170を患者個人個人の特定の要望に応じて使用できる。具体的に説明すると、比較的大型の動的固定器具は、体格の大きな人に必要な場合があり、比較的小型の動的固定器具は、体格の小さな患者、例えば子供又は小柄の婦人に必要な場合がある。しかしながら、サイズの数が限られていても、これらのサイズは、患者人口の大部分を適切にカバーすることができる。任意所与の器具の場合、椎骨運動セグメントの所望の屈曲及びこれと関連した動的固定器具の平面の伸延と一致した動的固定器具の潜在的伸長が予想される。

40

#### 【0090】

本発明の実施形態によれば、本明細書において説明したヒンジは、ピンを備えなくても良い。具体的に説明すると、図3a、図4a、図5a、図6a、図7a、図8a、図9a

50

、図11a、図12a、図13a及び図14aに示された本発明の実施形態は、可撓性要素、例えば一体ヒンジを有しても良い。

動的固定器具は、複数個の椎骨を屈曲可能に固定するために使用されるのが良い。変形例として、動的固定器具を脊椎の曲げが望ましい特定の箇所に配置することができる一方で、剛性ロッドを外科医の望む他の場所で使用することができる。使用時に剛性ロッド部分を湾曲させるのが良く、それにより幾何学的形状部のヒンジ式構造体の植え込み場所及びかくして事実上のピボット箇所に影響が及ぼされる。

#### 【0091】

本発明の構造体は、医学的用途に用いられたときに人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた1種類又は2種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、これら材料は、人体と適合性がある。好ましくは、かかる材料としては、セラミック、プラスチック、金属又は炭素繊維複合材が挙げられる。好ましくは、これら材料は、チタン、チタン合金又はステンレス鋼で作られる。

#### 【0092】

本発明の構造体は、医学的用途に用いられたときに人体からの加重に耐えるのに必要な適当な強度特性を備えた1種類又は2種類以上の材料で作られるのが良い。加うるに、これら材料は、人体と適合性がある。好ましくは、かかる材料としては、セラミック、プラスチック、金属又は炭素繊維複合材が挙げられる。好ましくは、これら材料は、チタン、チタン合金又はステンレス鋼で作られる。

#### 【0093】

本発明の範囲に属するプラスチック材料の例としては、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)、ポリアリルエーテルケトン(PAEK)系統から選択された任意の材料、超高分子量ポリエチレン(UHMWPE)、ポリメチルメタクリレート(PMMA)、ポリエチレンテレフタレート(PET)、フッ化エチレンプロピレン(FEP)、ポリウレタン(PU)、ポリイミド(PI)、ポリブチレンテレフタレート(PBT)、ポリウレタンゴム(PUR)が挙げられる。加うるに、シリコーン及びシリコーンゴム並びにポリスルフロン、ポリイミド、エポキシ及びポリシアネットが使用可能である。

#### 【0094】

固定器具の各種要素を放射線透過性ポリマーで作るのが良く、それにより、固定器具は、患者の体内にいったん植え込まれると、X線撮影法で見ることができる。かかる放射線透過性材料の例としては、ポリエーテルエーテルケトン及びポリエーテルケトンケトンが挙げられる。

人体と適合性のあるものとして選択された材料は、有機及び無機化学物質に対して耐性があり、所望の強度及び剛性を備え、広い温度範囲にわたり衝撃に対して耐性があり、しかも加水分解及び腐食に対して耐性があるべきである。

本発明の実施形態によれば、骨の中に植え込まれる動的固定器具の各種要素は、骨グラフト材料で作られるのが良い。かかる材料は、同じ種の有機体から成長したものであることを意味する同種移植性であっても良く、或いは別の種の有機体から成長したものであることを意味する異種移植性であっても良い。

#### 【0095】

次の米国特許出願公開明細書、即ち、米国特許出願公開第2005/0203519号明細書、同第2005/0203517号明細書、同第2006/0041259号明細書、同第2006/0064090号明細書及び同第2003/0109880号明細書は、生体適合性材料の例示の使用法を記載している。なお、これら米国特許出願公開を参照により引用し、これらの開示内容全体を本明細書の一部とする。

#### 【0096】

上述の変形例としての形態は、互いに異なる曲げ特性をもたらす。寸法は、特定の患者に必要な特定の設計に応じて様々であろう。具体的に説明すると、幾何学的形状部及びヒンジ式装置の寸法は、小柄の婦人に必要な寸法とは対照的に、大柄で太った人にとっては

10

20

30

40

50

大きいであろうと考えられる。さらに、本明細書において説明した動的固定器具を構成するために用いられる材料の種類も又、動的固定器具の所要寸法に影響を及ぼすであろう。本明細書において説明した動的固定器具は、種々の材料で作ることができ、好ましくは、弾性を示す金属又は材料で作られ、より好ましくは、チタン合金又は外科用ステンレス鋼で作られる。互いに異なる材料は、互いに異なる強度及び弾性を有しているので、用いられる材料の種類は、特定の患者において或る特定の機能を達成するのに必要なロッド部分の寸法を或る程度決定することになる。

#### 【0097】

また、本明細書において開示した器具は、熱的記憶材料又は様々な温度で互いに異なる弾性を示す材料で作られても良い。本発明のこの特徴では、本発明のコンポーネントを所望の温度まで加熱し又は冷却し、植え込み、その後本発明の器具にとって使用期間中に存在する周囲条件の温度、即ち通常の体温まで冷え又は暖まるようにするのが良い。10

#### 【0098】

本発明は、脊椎インプラント以外の医療器具に利用できることは理解されるべきである。例えば、本発明は、外部固定システムに利用できる。

さらに、本発明は、医療分野以外の分野で利用できることは言うまでもない。本発明の動的固定器具は、医用インプラントには限定されない。動的固定器具は、地震用防振用途に使用できる。変形例として、本発明は、例えば結合機構体において2つの任意の物品を互いに固定するために利用でき、又、可動連結部を備えた任意形式の機械的装置に利用できる。他の用途としては、任意の関節式器具の連結、例えばトラクタへの工具の連結が挙げられるが、これに限られるわけではない。また、本発明は、これまでの静的形式の連結用途、例えばベース構造体へのアンテナの取り付けに使用できる。種々の技術分野における当業者であれば、本明細書において提供した指針（外科用途に関する）を考慮すると共に本明細書に添付された図を考慮すると、本発明をどのように構成して利用すべきかは、理解されよう。20

#### 【0099】

本発明に関する上述の説明は、例示及び説明の目的で与えられている。上記は、本発明を本明細書に開示した1つ又は複数の形態に限定するものではない。例えば、上述の本発明の詳細な説明の項では、本発明の種々の特徴は、開示を合理化する目的で1つ又は2つ以上の実施形態にまとめられている。この開示の方法は、特許請求の範囲に記載された本発明が各請求項に明示された特徴よりも多くの特徴を必要とする意図を反映するものとして解釈されてはならない。むしろ、特許請求の範囲が反映しているように、本発明の特徴は、単一の上述の開示した実施形態の全ての特徴よりも少ない特徴にある。かくして、特許請求の範囲は、この発明の詳細な説明の項に組み込まれ、各請求項は、本発明の別個の好ましい実施形態としてそれ自体成り立っている。30

#### 【0100】

本発明の種々の実施形態を詳細に説明したが、当業者であればかかる実施形態の改造例及び変形例を想到できることは明らかである。しかしながら、かかる改造例及び変形例は、特許請求の範囲に記載された本発明の精神及び範囲に属することははっきりと理解されるべきである。40

#### 【図面の簡単な説明】

##### 【0101】

【図1】2つの椎骨を中立位置で示す側面側斜視図である。

【図2】図1に示す2つの椎骨を屈曲状況で示す側面側斜視図である。

【図3a】椎弓根ねじと関連して用いられる第1の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図3b】中立位置で2つの椎骨に取り付けられた図3aに示す器具の側面側斜視図である。

【図3c】屈曲位置で2つの椎骨に取り付けられた図3aに示す器具の側面側斜視図である。50

【図4a】椎弓根ねじと関連して用いられる別の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図4b】中立位置で2つの椎骨に取り付けられた図4aに示す器具の側面側斜視図である。

【図4c】屈曲位置で2つの椎骨に取り付けられた図4aに示す器具の側面側斜視図である。

【図5a】椎弓根ねじと関連して用いられる図4aに示す動的固定器具の改造例の側面図である。

【図6a】別の実施形態としての動的固定器具の正面側斜視図である。

【図6b】図6aに示す器具の正面側面図である。

10

【図6c】図6aに示す器具の背面図である。

【図6d】図6aに示す器具の側面図である。

【図6e】中立位置にある2つの椎骨に取り付けられた図6aに示す器具の側面側斜視図である。

【図6f】屈曲位置にある2つの椎骨に取り付けられた図6aに示す器具の側面側斜視図である。

【図7a】椎弓根ねじと関連して用いられる別の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図7b】中立位置で2つの椎骨に取り付けられた図7aに示す器具の側面側斜視図である。

20

【図7c】屈曲位置で2つの椎骨に取り付けられた図7aに示す器具の側面側斜視図である。

【図8a】椎弓根ねじと関連して用いられた別の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図9a】椎弓根ねじと関連して用いられる別の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図9b】中立位置で2つの椎骨に取り付けられた図9aに示す器具の側面側斜視図である。

【図9c】屈曲位置で2つの椎骨に取り付けられた図9aに示す器具の側面側斜視図である。

30

【図10a】椎弓根ねじと関連して用いられた別の実施形態としての動的固定器具の側面図である。

【図10b】図10aに示す器具の一部分の側面図である。

【図10c】中立位置にある2つの椎骨に取り付けられた図10aに示す器具の側面側斜視図である。

【図10d】屈曲位置にある2つの椎骨に取り付けられた図10aに示す器具の側面側斜視図である。

【図11a】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

【図11b】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

【図11c】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

40

【図11d】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

【図12a】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図12b】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図12c】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図12d】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図13a】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図13b】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図13c】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図13d】本発明の実施形態としての更に別の器具を示す図である。

【図14a】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

50

- 【図14b】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。
- 【図14c】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。
- 【図14d】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。
- 【図15a】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。
- 【図15b】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。
- 【図15c】本発明の実施形態としての別の器具を示す図である。

【図1】

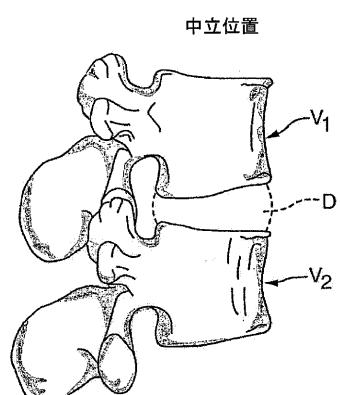


Fig. 1

【図2】

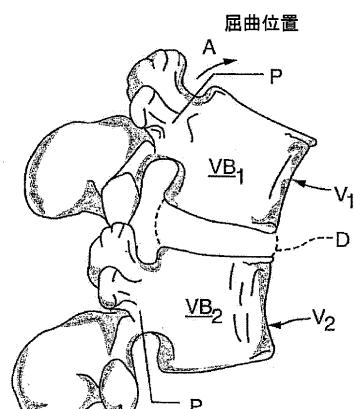


Fig. 2

【図 3 a】

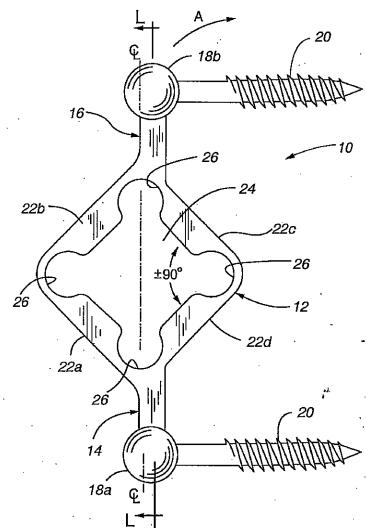


Fig. 3a

【図 3 b】

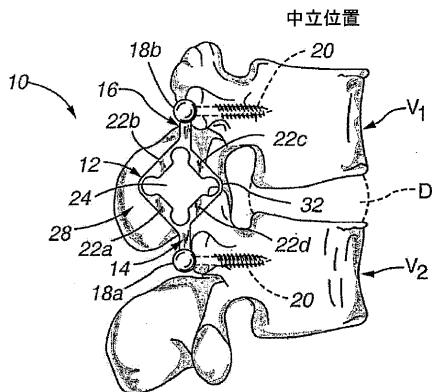


Fig. 3b

【図 3 c】

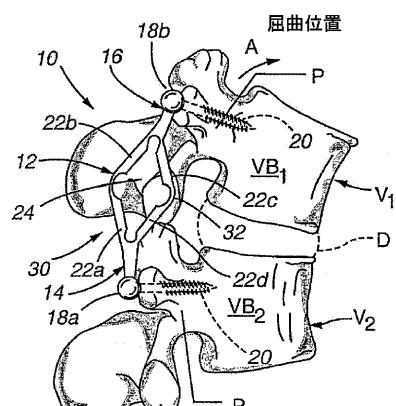


Fig. 3c

【図 4 a】

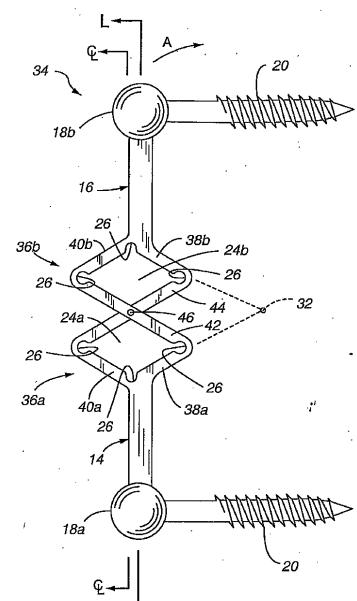
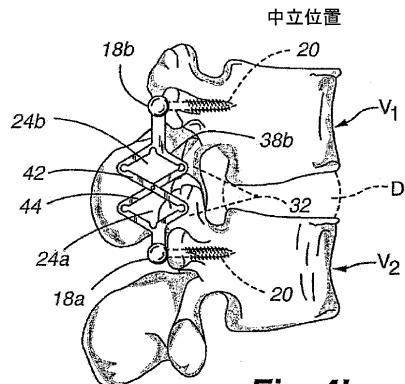
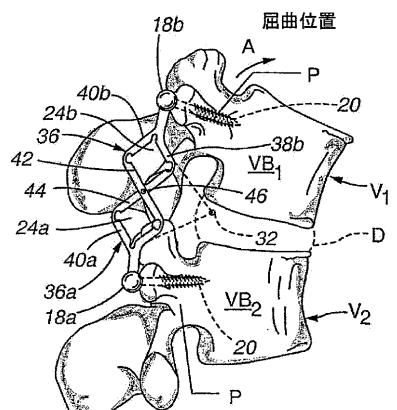


Fig. 4a

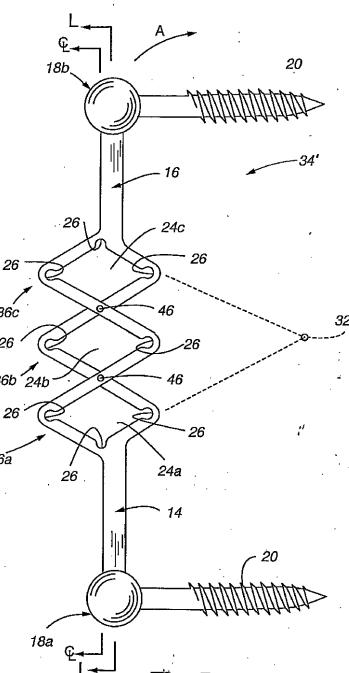
【図 4 b】

**Fig. 4b**

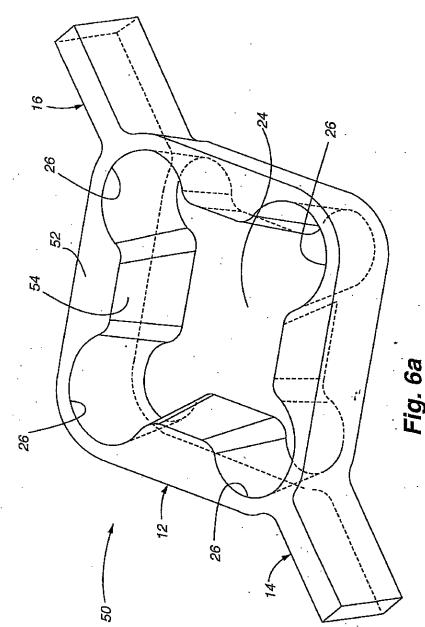
【図 4 c】

**Fig. 4c**

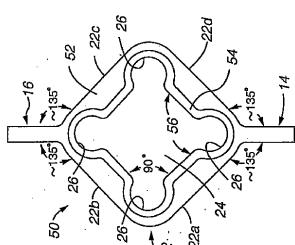
【図 5 a】

**Fig. 5a**

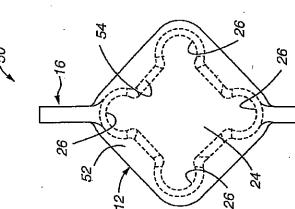
【図 6 a】

**Fig. 6a**

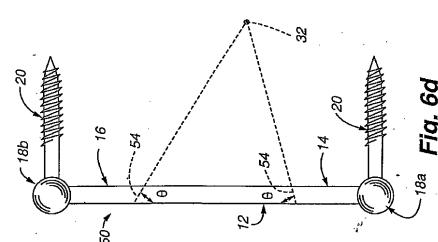
【図 6 b】

**Fig. 6b**

【図 6 c】

**Fig. 6c**

【図 6 d】

**Fig. 6d**

【図 6 e】

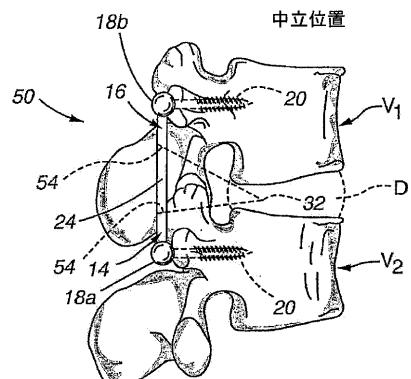


Fig. 6e

【図 6 f】

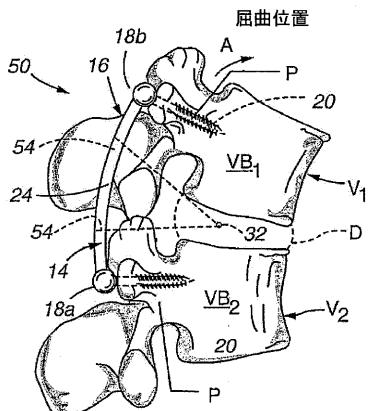


Fig. 6f

【図 7 a】

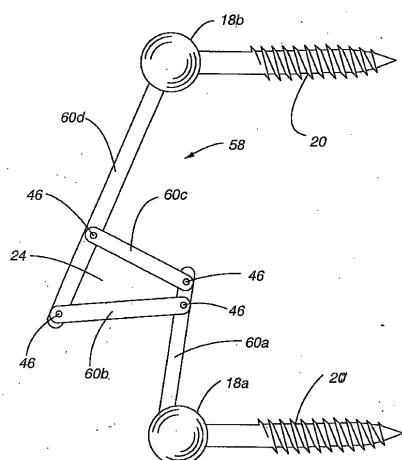


Fig. 7a

【図 7 b】

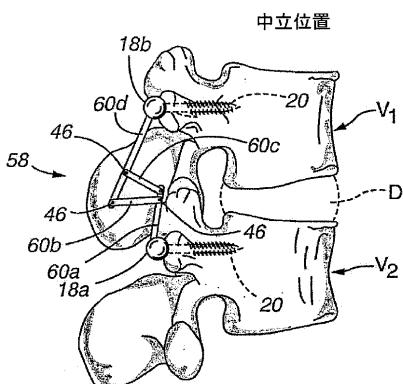
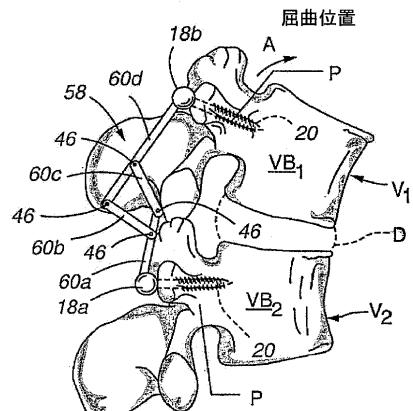
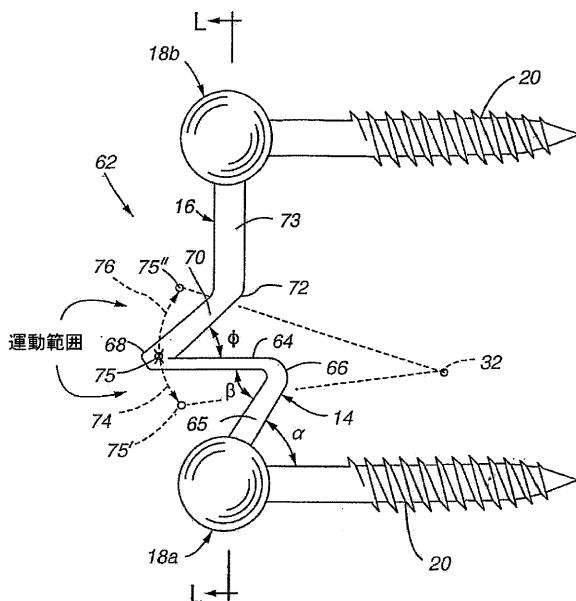


Fig. 7b

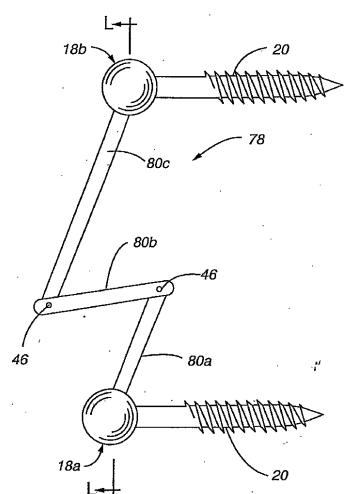
【図 7 c】

**Fig. 7c**

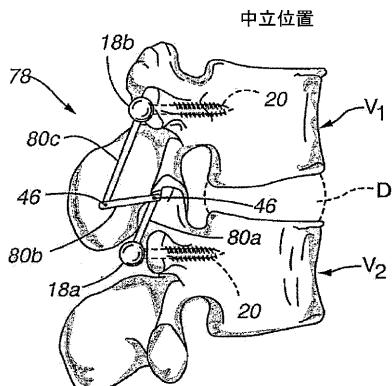
【図 8 a】

**Fig. 8a**

【図 9 a】

**Fig. 9a**

【図 9 b】

**Fig. 9b**

【図 9 c】

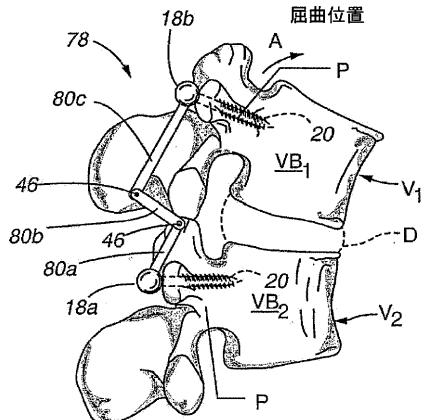


Fig. 9c

【図 10 a】

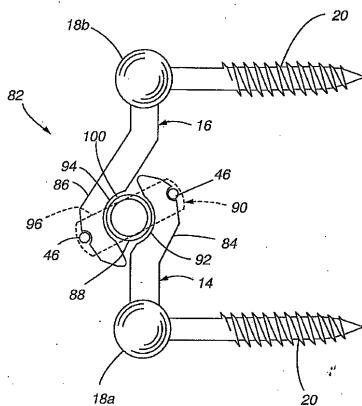


Fig. 10a

【図 10 b】

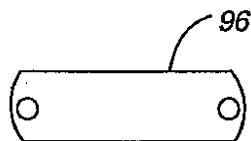


Fig. 10b

【図 10 c】

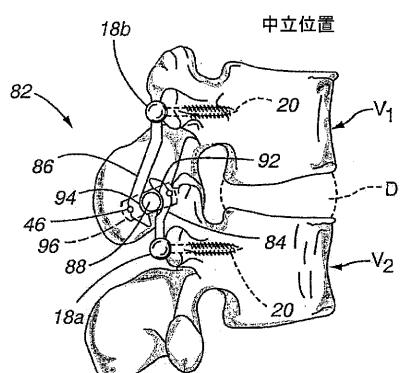


Fig. 10c

【図 10 d】

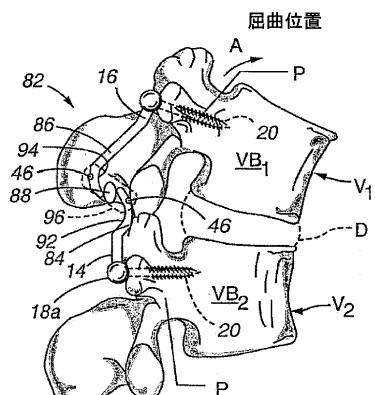


Fig. 10d

【図 11 a】

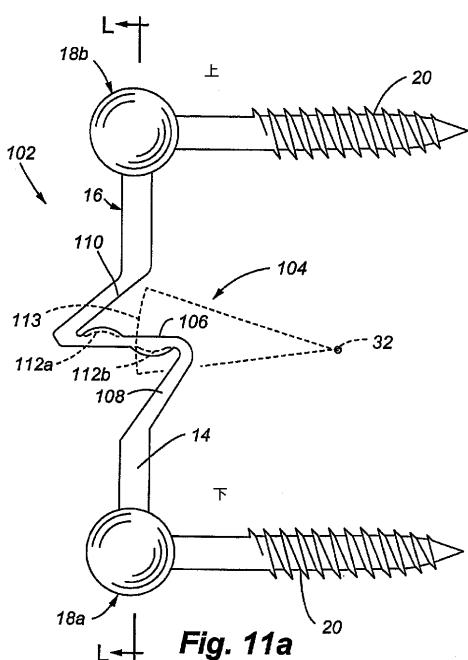


Fig. 11a

【図 11 b】

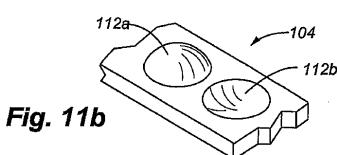


Fig. 11b

【図 1 1 c】

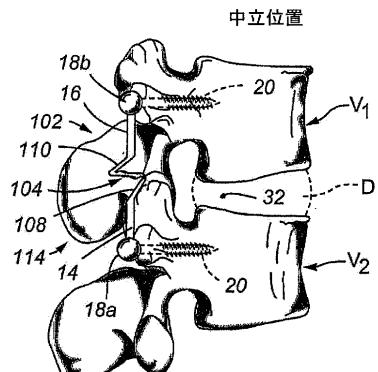


Fig. 11c

【図 1 1 d】

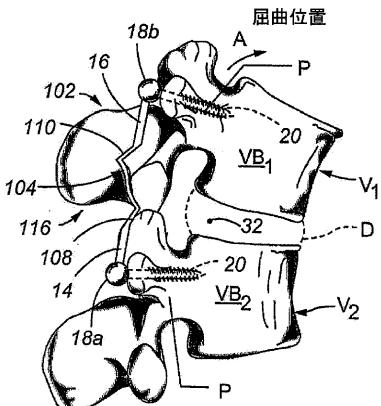


Fig. 11d

【図 1 2 a - b】

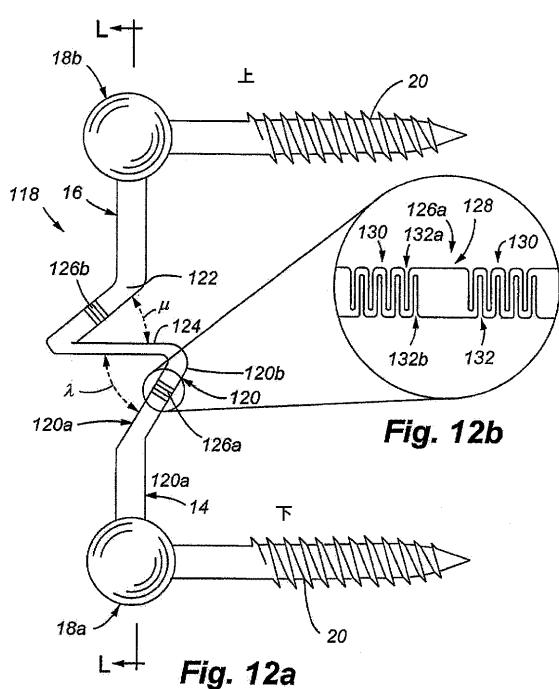


Fig. 12a

Fig. 12b

【図 1 2 c】

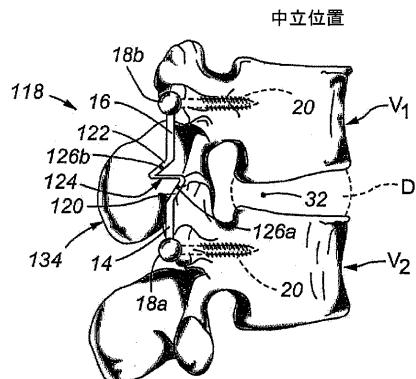
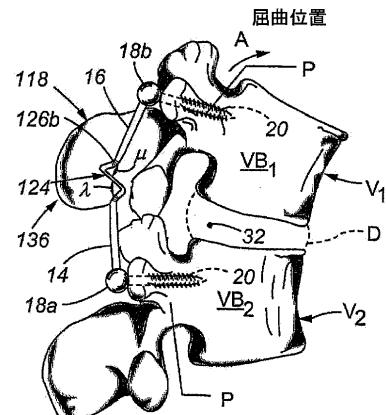
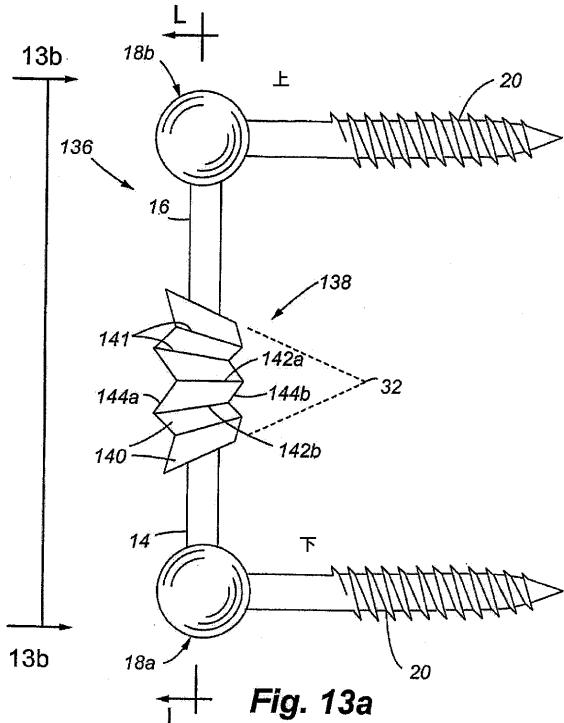


Fig. 12c

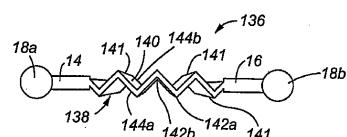
【図 1 2 d】

**Fig. 12d**

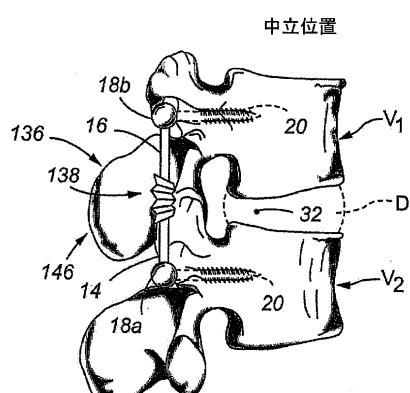
【図 1 3 a】

**Fig. 13a**

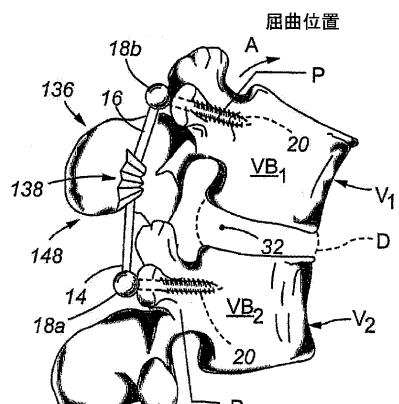
【図 1 3 b】

**Fig. 13b**

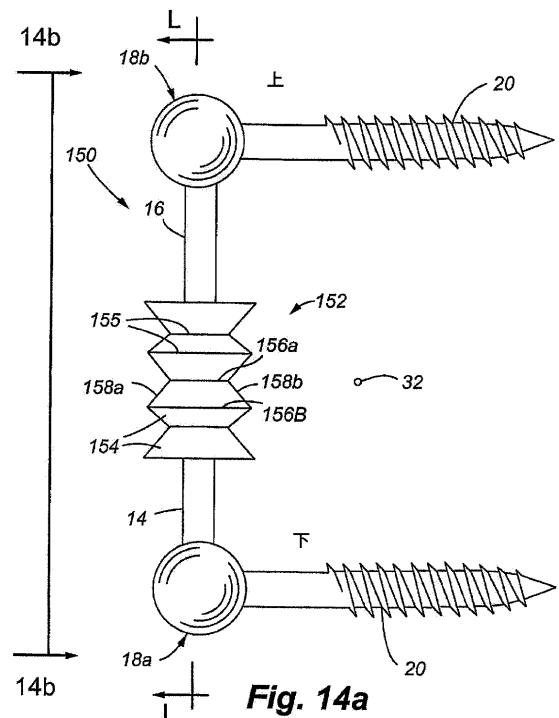
【図 1 3 c】

**Fig. 13c**

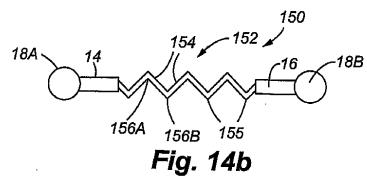
【図 1 3 d】

**Fig. 13d**

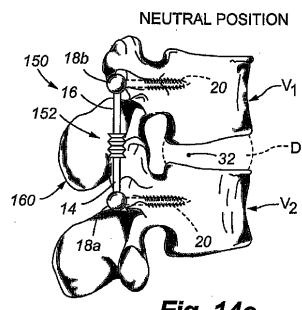
【図 14 a】



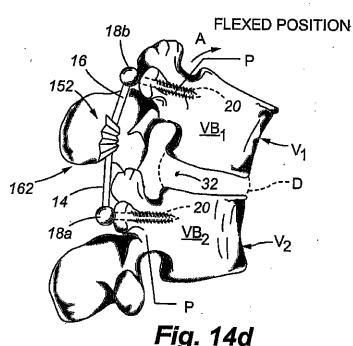
【図 14 b】



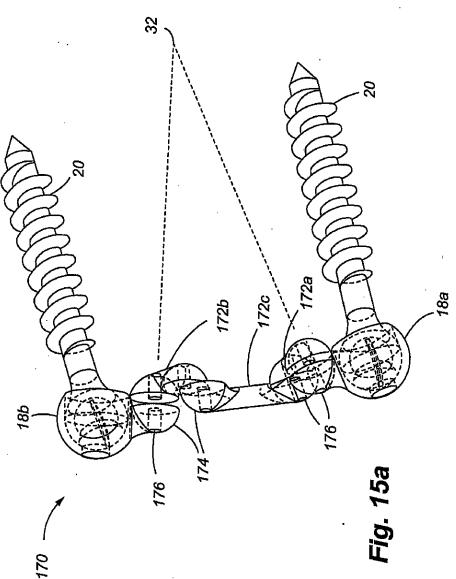
【図 14 c】



【図 14 d】



【図 15 a】



【図 15 b】

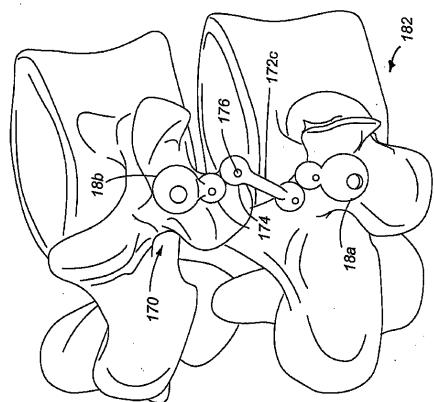


Fig. 15b

【図 15 c】

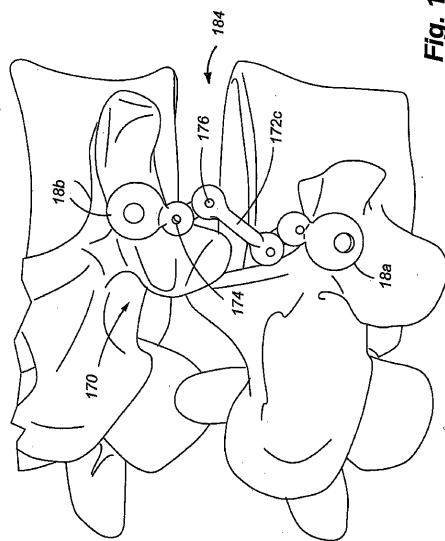


Fig. 15c

---

フロントページの続き

(72)発明者 リットランド スティーブン  
アメリカ合衆国 アリゾナ州 86001 フラッグスタッフ ノース サンフランシスコ スト  
リート 1150

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 国際公開第03/094699 (WO, A2)  
国際公開第2004/089244 (WO, A2)  
特表2006-508705 (JP, A)  
特表2006-521903 (JP, A)  
特表2003-529415 (JP, A)  
米国特許出願公開第2004/0073215 (US, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 17/58