

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5580213号
(P5580213)

(45) 発行日 平成26年8月27日(2014.8.27)

(24) 登録日 平成26年7月18日(2014.7.18)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 2/44 (2006.01)

A 6 1 F 2/44

請求項の数 6 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2010-543156 (P2010-543156)	(73) 特許権者	514116327
(86) (22) 出願日	平成21年1月6日(2009.1.6)		エイチエイチ・スパイナル・エルエルシー
(65) 公表番号	特表2011-509747 (P2011-509747A)		アメリカ合衆国テネシー州37421, チャタヌーガ, マウンテン・ブリーズ・ドライブ 5628
(43) 公表日	平成23年3月31日(2011.3.31)		
(86) 国際出願番号	PCT/US2009/030181	(74) 代理人	100140109
(87) 国際公開番号	W02009/091627		弁理士 小野 新次郎
(87) 国際公開日	平成21年7月23日(2009.7.23)	(74) 代理人	100075270
審査請求日	平成23年12月12日(2011.12.12)		弁理士 小林 泰
(31) 優先権主張番号	12/015,176	(74) 代理人	100101373
(32) 優先日	平成20年1月16日(2008.1.16)		弁理士 竹内 茂雄
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100118902
			弁理士 山本 修
		(74) 代理人	100106208
			弁理士 宮前 徹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 関節を置き換える装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

上部椎骨と下部椎骨との間に挿入される人工椎骨関節であって、一対の両側に離間した関節サブ構成要素(30, 50, 80)を備える人工椎骨関節であって、

前記一対の両側に離間した関節サブ構成要素(30, 50)のそれぞれは、長手軸に沿って細長形状であり、

前記長手軸に沿って細長形状で、上部椎骨係合表面(33e、53a、53a')を備える上部構成要素(33a、53, 53', 81)と、

前記長手軸に沿って細長形状で、下部椎骨係合表面(33f、55a、55a')を備える下部構成要素(33b、55, 55', 85)と、

前記長手軸に沿って細長形状で断面が長方形状であり、前記上部構成要素(33a)と前記下部構成要素(33b)との間に延在するスペーサー(31, 51, 51', 83)であって、当該上部構成要素(33a、53, 53', 81)及び当該下部構成要素(33b、55, 55', 85)が当該スペーサー(31, 51, 51', 83)より剛性を有するスペーサー(31, 51, 51', 83)と、を備える人工椎骨関節において、

前記スペーサー(31)は、表面弾性率を備えた外側表面(31d)と、内部弾性率を備えた内部(31c)とを含み、

弾性率の勾配は、前記表面弾性率から前記内部弾性率へと徐々に変化し、

前記表面弾性率は、前記内部弾性率よりも小さい、人工椎骨関節。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記スペーサー（ 8 3 ）、前記上部構成要素（ 8 1 ）、および前記下部構成要素（ 8 5 ）は、一体に形成されたユニットである、人工椎骨関節。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記スペーサーは、前記上部構成要素および前記下部構成要素と摺動可能に係合する、人工椎骨関節。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記スペーサーは、前記上部構成要素と前記下部構成要素との間に固定して取り付けられる、人工椎骨関節。 10

【請求項 5】

請求項 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記下部構成要素（ 5 5 , 5 5 ' ）は、前記上部椎骨および前記下部椎骨の椎体間から後方に延在する大きさの橋梁部（ 5 7 ）を備える、人工椎骨関節。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記上部構成要素または前記下部構成要素の何れか（ 5 3 ' ; 5 5 ' ）は、前記スペーサーの周囲から少なくとも部分的に延在する肩部（ 7 1 a 、 7 1 b ; 7 3 a 、 7 3 b ）を備える、人工椎骨関節。 20

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【 0 0 0 1 】

脊椎は一般に柔軟性がある柱状物であり、引っ張りおよび圧縮荷重を受け止めることができ、屈曲動作ができ、肋骨、筋肉および靱帯を結合させる場所を提供する。一般に、脊椎は頸部、胸部および腰椎部の 3 つの部分に分割される。図 1 は、健康なヒトの脊柱の腰椎 1 および仙骨領域 3 を概略的に図示する。脊椎の部分は椎骨と呼ばれる個々の骨から成り、および椎骨は、椎骨の間に位置する椎間板によって分離されている。

【 0 0 0 2 】

図 2 は隣接する 2 つの椎骨 7 と椎骨 9 との間に位置する損傷を受けた椎間板 5 を有する腰椎領域の右側側面の一部を図示する。腰椎領域は、前方部分 1 1 と後方部分 1 3 とを備える。所与の何れの関節においても、上側の椎骨を上部椎骨と称し、下側の椎骨を下部椎骨と称する場合がある。それぞれの椎骨は、椎骨 7 、 9 のそれぞれの重量を支える主要領域である略円筒状の椎体 7 a 、 9 a を備える。椎骨 7 はさらに、棘突起 7 b および横突起 7 c 、 7 d （ 7 b および 7 c は、たとえば図 2 ~ 図 3 で見ることができ、 7 d は、たとえば図 3 で見ることができ）を備える。同様に、椎骨 9 は、棘突起 9 b および横突起 9 c 、 9 d （図示せず）を備える。突起は、他の機能もあるが、筋肉と靱帯とを結合する領域を提供している。椎間関節 7 e は上部椎骨 7 と下部椎骨 9 とのそれぞれの関節突起 7 f と 9 f との間に位置する。 30

【 0 0 0 3 】

椎間板は衝撃吸収材および関節として機能する。椎間板は脊柱が受ける圧縮および引っ張り荷重を吸収すると同時に、特に脊椎の屈曲（たわみ）時に隣接する椎体が互いに対して或る制限された量だけを移動できるように設計されている。したがって、椎間板には一定の筋肉および / または重力による圧力がかかり、一般に「摩耗と断裂」の兆候が現れる腰椎の最初の部分である。椎間関節は脊椎とともに殆ど常に動いているので、椎間関節変性もよく起こる。実際に、椎間関節変性と椎間板変性とは併発する頻度が高い。一般に、一方は一次的な問題で他方は脊椎の機構が変質したことによる二次的な問題であるかもしれないが、外科的な選択肢を考慮する段階までに、椎間関節変性と椎間板変性との両方が通常は発症している。たとえば、椎間関節および / または椎間板の機構の変質のために、脊椎狭窄症、変性脊椎すべり症、および変性脊柱側湾症が引き起こされる場合がある。 40 50

【 0 0 0 4 】

これらの症状を治療するための1つの外科手術が、前方および/または後方の両方で実施されている脊椎関節固定術(すなわち、脊椎固定)である。後方治療は、現場固定、後側方器具固定、腰椎椎体間固定(「TLIF」)および後方腰椎椎体間固定(「PLIF」)を含む。

【 0 0 0 5 】

そのレベルでいかなる動きも取り除くように、脊椎分節を強固に固定することで症状を直ちに和らげる場合もあるが、時間が経つと隣接するレベルをさらに悪化させる場合もある。たとえば人工椎間板の使用によって、関節における動きを維持することが、一部の患者にとっては解決になる場合もある。しかし、何れの公知の装置または方法も、本発明の10
実施形態の利点を提供してはいない。したがって、上述したように、既知のインプラントの欠点および不利益を回避する改良された脊椎関節形成装置に対する需要があることを示している。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 6 】

1つの実施形態では、上部椎骨と下部椎骨との間に挿入される人工椎骨関節であって、
一対の両側関節サブ構成要素を備える。それぞれの関節サブ構成要素は、上部椎骨係合表面を備える上部構成要素および下部椎骨係合表面を備える下部構成要素を備える。それぞ20
れの関節サブ構成要素は、さらに上部構成要素と下部構成要素との間に延在するスペーサーを備える。スペーサーは、第1の弾性率と第2の弾性率とを有する。第1の弾性率から第2の弾性率への遷移では勾配が変化する。

【 0 0 0 7 】

第2の実施形態では、上部椎骨と下部椎骨との間に挿入される人工椎骨関節であって、
一対の両側関節サブ構成要素を備える。それぞれの関節サブ構成要素は、上部椎骨係合表面を備える上部構成要素と上部スペーサー係合表面を備える。それぞれの関節サブ構成要素はさらに、下部椎骨係合表面を備える下部構成要素と下部スペーサー係合表面とを備える。それぞれの関節サブ構成要素はさらに、上部構成要素と下部構成要素との間に延在するスペーサーを備える。スペーサーは、メッシュ容器とメッシュ容器の中に含まれる中心部を備える。30

【 0 0 0 8 】

第3の実施形態では、上部椎骨と下部椎骨との間に人工椎骨関節をインプラントする方法は、後方経椎間孔アプローチで上部椎骨と下部椎骨との間の椎間板腔へのアクセス経路を作り出す工程を備える。該方法はさらに、人工椎骨関節の上部構成要素を椎間板腔に挿入する工程を備える。上部構成要素は、上部後方構成要素を備える。該方法は、人工椎骨関節の下部構成要素を椎間板腔に挿入する工程をも備える。下部構成要素は、下部後方構成要素を備える。該方法はさらに、人工椎骨関節のスペーサーを椎間板腔に挿入する工程を備える。スペーサーは、エラストマー材料を含む。該方法はまた、椎間板腔から後方に延在させるために上部および下部後方構成要素を配置する工程と、上部後方構成要素を下部後方構成要素と関節係合するように取り付ける工程とを備える。40

【 0 0 0 9 】

追加のおよび代替的な特徴、利点、使用および実施形態は以下の明細書、図面、および特許請求の範囲に記載しており、それらから明らかになるであろう。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 0 】

【図1】ヒトの脊柱の腰椎領域および仙骨領域の側面概略図である。

【図2】2つの椎骨の間に位置する損傷を受けた椎間板を有する図1に示される腰椎の右側側面の一部を示す詳細な斜視図である。

【図3】本開示の原理によって構成される人工椎間関節の第1の実施形態を示す腰椎の一部の斜視図である。50

【図 4】図 3 に図示される人工椎間関節の側面図である。

【図 5】図 3 ～ 図 4 に図示される人工椎間関節の断面図である。

【図 6】本開示の第 1 の実施形態によって構成される人工椎間関節において使用されるスペーサーの正面図である。

【図 7】本開示の第 2 の実施形態によって構成される人工椎間関節の一部の斜視図である。

【図 8】図 7 に図示される人工椎間関節を示す腰椎の一部の側面図である。

【図 9】図 7 ～ 図 8 に図示される人工椎骨関節を示す腰椎の正面図である。

【図 10】図 7 ～ 図 9 に図示される人工椎間関節の正面図である。

【図 11】人工椎間関節の第 3 の実施形態の斜視図である。

【図 12】図 11 に図示される人工椎間関節の側面図である。

【図 13】人工椎間関節の第 4 の実施形態の斜視図である。

【図 14】図 13 に図示される人工椎間関節の断面図である。

【図 15】人工椎間関節の第 5 の実施形態の斜視図である。

【図 16】図 15 に図示される人工椎間関節の断面図である。

【図 17 A】図 15 ～ 図 16 に図示される人工椎間関節の他の後方端部の側面図である。

【図 17 B】図 15 ～ 図 16 に図示される人工椎間関節の他の後方端部の側面図である。

【図 17 C】図 15 ～ 図 16 に図示される人工椎間関節の他の後方端部の側面図である。

【図 17 D】図 15 ～ 図 16 に図示される人工椎間関節の他の後方端部の側面図である。

【0011】

上記の図において、椎骨に対する人工椎間関節システムの大きさおよび位置は変更できることが理解される。

【発明を実施するための形態】

【0012】

図面では、椎間板または椎間板の組み合わせおよび少なくとも 1 つの対応する椎間関節と置き換わる人工椎間関節の種々の実施形態を図示する。本開示の原理による人工椎間関節の種々の実施形態は、特に、たとえば、腰椎の外傷後の、椎間板起因の、関節面痛または脊椎すべり症の退行性変化を含む関節置換に陥らせる問題の何れを治療するためにも使用されることができ、および / または腰椎の複数のレベルの運動機能の維持に使用することができる。

【0013】

図 3 ～ 図 6 は人工椎間関節の第 1 の例示的な実施形態を図示する。図 3 ～ 図 4 に図示されるように、それぞれの関節は、それぞれのサブ構成要素がスペーサー 31 および保持部 33 を備える一対の関節形成サブ構成要素 30 を備える。保持部 33 は、上部構成要素 33a と下部構成要素 33b を備える。図 3 に図示される実施例では、上部構成要素 33a は下部構成要素 33b の上部（上）にあり、スペーサー 31 はそれらの間に位置する。この例示的な実施形態による人工椎間関節は、一対の関節形成サブ構成要素を備えるが、代替実施形態では人工椎間関節は 1 つの関節形成サブ構成要素または 3 つ以上の関節形成サブ構成要素を備えるように実施されてもよいことを理解すべきである。代替実施形態では大きさが異なる関節形成構成要素によって実施されてもよいことも理解されるべきである。図 3 ～ 図 4 に図示される例示的な実施形態では、スペーサー 31 は上部構成要素 33a と下部構成要素 33b との間に挿入される分離した構成要素である。しかし、他の代替実施形態ではスペーサーは一体化して形成されてもよく、または上部構成要素および下部構成要素の一方または両方と一体化して形成されてもよいことを理解すべきである。

【0014】

上部構成要素 33a は、上部椎体 7a と係合するように構成される上部椎骨係合表面 33e を備える。同様に、下部構成要素 33b は、下部椎体 9a と係合するように構成される下部椎骨係合表面 33f を備える。加えて、関節形成サブ構成要素 30 を安定化させるために、上部構成要素 33a は、上部椎骨係合表面 33e から延在する選択で選べる上部キール 35a を備え、下部構成要素 33b は、下部椎骨係合表面 33f から延在する選択

10

20

30

40

50

で選べる下部キール 3 5 b を備える。上部キールおよび下部キールは、孔を備え骨の内部成長を促進する。加えて、上部キールは、留め具を備え、さらに上部構成要素を上部椎骨 7 に固定することを補助する。

【 0 0 1 5 】

代替実施形態では、キールの一方または両方の幅および高さは異なってもよい。他の実施形態では、キールの一方または両方の下部は、キールの一方または両方の高い部分よりも狭くなっている。他の実施形態では、キールの一方または両方はテーパを有し、または波打つ波形を有している。他の実施形態では、キールの一方または両方は異なる高さを有する部品を有している。

【 0 0 1 6 】

この開示の種々の実施形態では、上部構成要素および / または下部構成要素は硬くてもよく、コバルト - クロム合金、チタン合金、ニッケルチタン合金、および / またはステンレス鋼合金などの金属を含む任意の好適な生体適合性材料から形成されてもよい。酸化アルミニウムまたはアルミナ、酸化ジルコニウムまたはジルコニアなどのセラミック材料、微粒子ダイヤモンドの圧縮物、および / または熱分解炭素も好適である場合がある。ポリエーテルエーテルケトン (P E E K)、炭素強化 P E E K、またはポリエーテルケトンケトン (P E K K) などのポリアリールエーテルケトン (P A E K) 族のあらゆる種類、T E C A M A X、ポリスルホン、ポリエーテルイミド、ポリイミド、超高分子量ポリエチレン (U H M W P E)、および / または架橋 U H M W P E を含むポリマー材料も使用されてもよい。上部構成要素および下部構成要素を備えるさまざまな構成要素は異なる材料で形成されてもよい。[0034] この実施形態では、スペーサー 3 1 はポリウレタン、シリコン、シリコンポリウレタンコポリマー、ポリイソブチレンゴムおよびポリイソプレンゴムなどのポリオレフィン、ネオプレンゴム、ニトリルゴム、加硫ゴムなどのエラストマー材料ならびにこれらの組み合わせから製造される。弾性率が小さい領域、層、または範囲などのインプラントの特定部分は軟質エラストマーおよびポリマーゲルを含むより変形可能な材料またはより柔軟な材料で形成されてもよい。加えて、図 5 ~ 図 6 に図示されるように、スペーサー 3 1 は、内部 3 1 c および表面 3 1 d を備える。内部 3 1 c はスペーサー 3 1 の内側に位置し、表面 3 1 d はスペーサー 3 1 の外側に位置する。内部 3 1 c は内部弾性率を有し、表面 3 1 d は内部弾性率とは異なる表面弾性率を有する。図 6 に示すように、表面弾性率から内部弾性率には緩やかな勾配変化がある。表面弾性率は内部弾性率よりも大きく、結果として表面は内部よりも硬い。あるいは、表面弾性率が内部弾性率よりも小さい場合があり、結果として表面は内部よりも柔らかい。スペーサー 3 1 は表面コーティングまたは硬化処理が施されている。

【 0 0 1 7 】

勾配の緩やかな変化は射出成形法を含む成形方法によって実現されてもよい。他の均一な材料で形成されているスペーサーの中では、化学的架橋の量および種類を変化させることによって弾性率が変化してもよい。所望の組み合わせ、または混合弾性率を得るために、さまざまな量の添加材料を他の均一材料の全体にわたって混合または分散させることによって勾配を変化させてもよい。弾性率の勾配は補強材料の使用によって生じさせることもできる。さらに、勾配の変化は、インプラントの厚さ、表面パターン、材料の多孔度、または材料の空隙率の変化などの物理的な特徴を通じて達成されてもよい。[0036] 図 3 に図示されるように、上部構成要素 3 3 a および下部構成要素 3 3 b は隣接する 2 つの椎骨 7 と椎骨 9 との間に位置する。より具体的には、上部構成要素 3 3 a は上部椎体 7 a の下部表面に沿って位置してもよく、下部構成要素 3 3 b は下部椎体 9 a の上部表面に位置してもよい。しかし、当業者であれば上部構成要素および下部構成要素はこのような配置に限定されず、本明細書で図示されているものとは異なる位置に配置および / または異なる形状であってもよいことを理解すべきである。この開示の種々の実施形態では、椎骨の残りの終板と接触する上部構成要素の表面および関節形成の下部構成要素の表面は、ピーズ材料で覆われてもよい、または骨の内部成長およびそれらの間のしっかりとした結合を促進するためにプラズマ溶射されてもよい。特に、骨の内部成長を促進するための表面は、

10

20

30

40

50

チタン／カルシウム／リン酸塩の二重コーティング、メッシュ表面、または任意の他の効果的な表面仕上げを有するコバルトクロムモリブデン合金である。代わりにまたは組み合わせで、ポリメチルメタクリレート（PMMA）などの粘着剤またはセメントがインプラントの全部または一部を終板の一方または両方に固定するために使用されてもよい。

【0018】

この実施形態では、上部構成要素33aおよび下部構成要素33bはそれらの間にあるスペーサー31を保持するように構成される。たとえば、スペーサー31が2つの凸状表面31aおよび凸状表面31bを備える場合には、図4～図6に最もよく図示されるが、上部構成要素33aおよび下部構成要素33bのそれぞれは、スペーサー31がその中で保持される空間を画定する凹状表面33cおよび凹状表面33dをそれぞれ備える。図4～図5に示される例示的な実施形態では、スペーサー31の上部凸状表面31aは上部構成要素33aの非球状の凹状表面33cによって画定される凹部の中に適合し、スペーサー31の下部凸状表面31bは下部構成要素33bの非球状の凹状表面33dによって画定される凹部の中に適合する。この開示の種々の実施形態では、凸状表面および凹状表面は円筒状、矩形、楕円形、カプセル状、腎臓形、これらの組み合わせ、および／またはさまざまな他の非球状の形状であってもよい。非球状の形状には、同一の曲率半径を有しない全ての形状を含むものと理解されたい。この開示の代替実施形態では、上部構成要素および下部構成要素は球状の凹状表面を備え、および／またはスペーサーは球状の凸状表面を備えてもよい。

【0019】

スペーサー31は上部および下部構成要素と移動可能に係合してもよく、その結果、上部構成要素33aの表面33cは、たとえば、スペーサー31の表面31aに対して摺動および／または回転してもよい。この開示の他の実施形態では、スペーサーは上部構成要素と下部構成要素との間に成形されて（すなわち、取り付けられて）もよい。

【0020】

スペーサー31、上部構成要素33a、および下部構成要素33bは一体となって動き、下部構成要素33bに対する上部構成要素33aの動きを可能にし、または制限する。スペーサー31の弾性、および、上部構成要素33aおよび下部構成要素33bの凹状表面33c、33dとそれぞれ関節をなすスペーサー31の凸状表面31a、31bの形状に基づいて動きが可能になり、または制限される。スペーサー31と上部構成要素33aおよび下部構成要素33bとの間の関節と連動したスペーサー31の弾性変形によって屈曲・伸長が可能になり、または制限される。横方向の曲げおよび回転は主にスペーサー31の弾性変形によって可能になり、または制限される。

【0021】

この実施形態の人工椎間関節は十分に小型なので、椎間関節を犠牲にしないで両側の後方アプローチによって挿入されることができる。この実施形態の人工椎間関節は前方アプローチによって挿入されてもよい。加えて、この実施形態の人工椎間関節は機械的に十分に頑丈なので、腰椎または頸椎を支持することができる。さらに、この実施形態の人工椎間関節は十分に柔軟性があるので、可変する回転中心に対して望ましい範囲の動きが可能になり、さらにL5～S1レベルの単なる一定負荷および動的負荷に十分耐久性がある。この開示の実施形態は一般的に脊椎の腰椎領域および仙骨領域を参照しているが、人工椎間関節の代替実施形態は脊椎の頸部および胸部領域で使用されてもよいことを理解されたい。

【0022】

図7～図10は人工椎間関節の第2の例示的な実施形態を図示する。図7に図示されるように、それぞれの関節は2つの関節形成サブ構成要素50を備え、それぞれはスペーサー51、上部構成要素53、および下部構成要素55を備える。図7に図示される実施例では、上部構成要素53は下部構成要素55の上部（上）にあり、スペーサー51はそれらの間に位置する。

【0023】

下部構成要素 55 は、前方部分 56 および前方部分 56 から後方に延在する橋梁部 57 を備える。図示されるように、橋梁部 57 は上部椎体 7a と下部椎体 9a との間の椎間板腔から、少なくとも椎弓根の一部に沿って遠位端 57a まで、さらに後方に延在してもよい。代替の実施形態では、椎弓根の全部または一部は、天然の構造からの支持が殆どまたは全くない橋梁部を残して除去されてもよい。加えて、この実施形態では、橋梁部 57 は下部構成要素 55 を取り付け機構 59 に結合する。

【0024】

上部構成要素 53 および下部構成要素 55 は隣接する 2 つの椎骨の間に位置してもよい。より具体的には、上部構成要素 53 は上部椎体 7a の下部表面に沿って位置してもよく、下部構成要素 55 の前方部分 56 は、椎間腔から後方に延在する橋梁部 57 および取り付け機構 59 と一緒に下部椎体 9a の上部表面上に位置してもよい。しかし、当業者であれば上部構成要素、下部構成要素、橋梁部、および取り付け機構はこのような配置に限定されず、本明細書で図示されているものとは異なる位置に配置および / または異なる形状であってもよいことを理解すべきである。

10

【0025】

この実施形態では、取り付け機構 59 は骨ねじ受容体 59a および骨ねじ 59b を備えるが、代替実施形態では、くぎ、止め金、または他の機械的、または化学的な締め具などの取り付け機構でも好適である。取り付け機構 59 の取り付け方向によって骨ねじ 59b は椎弓根外的に (extrapedicularly) 挿入されることができ、その結果、骨ねじ 59b は斜めの角度、すなわち椎弓根によって画定される中心軸から斜めに離れる方向に進む。骨ねじ 59b は椎弓根の一部を横断し、下部椎体 9a の中にねじ込まれてもよい。椎弓根外固定 (extrapedicular fixation) は略後方 - 前方に椎弓根を通して画定される中心軸を下る経路を通らずに椎弓根に固定されるどのような固定でもよい。この実施形態では、骨ねじ 59b は椎弓根の上部壁を通過し、強い皮質固定を実現できる。いくつかの実施形態では、取り付け機構は関節、軟部組織、および神経構造と干渉しないように、少なくとも部分的にくぼんでいてもよい。

20

【0026】

図示されるように、橋梁部 57 および取り付け機構 59 は、特に屈曲 / 伸長動作の間の、人工椎間関節の過剰な動きを制限することができる。加えて、橋梁部 57 は下部椎骨 9 に負荷を分配し、下部構成要素 55 が下部椎骨 9 の中に陥没する可能性を減らすことができる。

30

【0027】

上部構成要素 53 は、上部椎体 7a と係合するように構成される上部椎骨係合表面 53a を備える。同様に、下部構成要素 55 は、下部椎体 9a と係合するように構成される下部椎骨係合表面 55a を備える。加えて、関節の形成を安定化させるために、上部構成要素 53 は、上部椎骨係合表面 53a から延在する選択で選べる上部キール 53b を備え、下部構成要素 55 は下部椎骨係合表面 55a から延在する選択で選べる下部キール 55b を備える。加えて、上部キール 53b は、上部留め具 53c を備え、さらに上部構成要素 53 を上部椎体 7a に固定することを補助する。この実施形態では、留め具 53c は、先が鋭い、逃げ溝付きの前縁部を備える。加えて、上部キールおよび下部キールは孔を備え、骨の内部成長を促進する。

40

【0028】

さらに、上部構成要素 53 は、上部椎骨係合表面 53a の後端部から上方に延在する上部タブ 53d を備える。この実施形態では、上部タブ 53d は上部椎骨係合表面 53a に対して、ほぼ垂直またはわずかに鋭角の角度があってもよい。上部タブ 53d は上部キール 53b と一体化して形成されてもよく、またはその他の方法で上部キール 53b の後方端部に隣接する。上部タブ 53d は、この開示の人工椎間関節が椎間板腔の中の前方遠方に挿入されることを防ぐ止め具として機能してもよい。一旦、脊柱の中に位置すれば、上部タブ 53d は上部椎体 7a に係合してもよい。

【0029】

50

スペーサー 5 1 は 2 つの弾性率を有するが、代替実施形態では、1 つの弾性率または 3 つ以上の弾性率を有してもよい。スペーサー 5 1 は単一の材料または複数の材料から製造されてもよい。スペーサー 5 1 は 2 つの弾性率の間で段階的移行、または勾配変化を有してもよい。あるいは、弾性率間の明白な変化が好適な場合もある。1 つの実施例では、隣接する上部構成要素 5 3 と下部構成要素 5 5 との間に位置するスペーサー 5 1 の端部は、スペーサー 5 1 の端部の間に位置するスペーサー 5 1 の中央部よりも弾性率が高い（すなわち、より硬い）場合がある。別の実施例では、スペーサー 5 1 の中心部はスペーサー 5 1 の外側周囲よりも弾性率が高い場合がある。

【 0 0 3 0 】

勾配の緩やかな変化は射出成形法を含む成形方法によって実現されてもよい。他の均一な材料で形成されているスペーサーの中では、化学的架橋の量および種類を変化させることによって弾性率が変化してもよい。所望の組み合わせた、または混合弾性率を得るために、さまざまな量の添加材料を他の均一材料の全体にわたって混合または分散させることによって勾配を変化させてもよい。弾性率の勾配は補強材料の使用によって生じさせることもできる。さらに、勾配の変化は、インプラントの厚さ、表面パターン、材料の多孔度、または材料の空隙率の変化などの物理的な特徴を通じて達成されてもよい。

【 0 0 3 1 】

スペーサー 5 1 はポリウレタン、シリコーン、シリコーンポリウレタンコポリマー、ポリイソブチレンゴムおよびポリイソブレンゴムなどのポリオレフィン、ネオプレンゴム、ニトリルゴム、加硫ゴムなどのエラストマー材料ならびにこれらの組み合わせから形成されてもよい。弾性率が小さい領域、層、または範囲などのインプラントの特定部分は軟質エラストマーおよびポリマーゲルを含むより変形可能な材料またはより柔軟な材料で形成されてもよい。

【 0 0 3 2 】

スペーサー 5 1、上部構成要素 5 3、および下部構成要素 5 5 は一体となって動き、下部構成要素 5 5 に対する上部構成要素 5 3 の動きを可能にし、または制限する。この実施形態の人工椎間関節は両側の後方アプローチによって挿入されてもよい。スペーサー 5 1 の二重弾性率によってスペーサー 5 1 は軸方向圧縮に対して剛性があるとともに、さらに緩衝効果もある。また、スペーサー 5 1 の二重弾性率によってスペーサー 5 1 は十分に柔軟なので屈曲 / 伸長、軸回転、および横方向の曲げ動作が可能となる。加えて、スペーサー 5 1 の二重弾性率によって、動きの範囲が大きくなるにつれて抵抗が大きくなることにより、椎間関節包自体および正常な椎間板を擬態する機能を果たす。従来の球関節と比較して、この実施形態の人工椎間関節では摩耗粉が少なくなり得、横方向の曲げおよび回転中により自然な動きが可能になり得、動作不能または外れてしまう可能性が低くなり得る。

【 0 0 3 3 】

図 1 1 ~ 図 1 2 は人工椎間関節の第 3 の例示的な実施形態を図示する。第 2 の実施形態とは異なる特徴だけを本明細書に詳細に論じる。第 3 の実施形態では、上部構成要素 5 3 ' は、スペーサー 5 1 ' と係合し、スペーサー 5 1 ' の位置ずれを防ぐために、第 1 の上部肩部 7 1 a と第 2 の上部肩部 7 1 b とを備える。第 1 の上部肩部 7 1 a および第 2 の上部肩部 7 1 b は上部椎骨係合表面 5 3 a ' の対向する表面から延在する。上部構成要素 5 3 ' に対する、せん断力およびスペーサー 5 1 ' の横方向および / または前後の位置ずれを制限するために、肩部 7 1 a、7 1 b はスペーサー 5 1 ' の上部を少なくとも部分的に取り囲んでもよい。同様に、下部構成要素 5 5 ' は、スペーサー 5 1 ' と係合し、スペーサー 5 1 ' の位置ずれを防ぐために、第 1 の下部肩部 7 3 a と第 2 の下部肩部 7 3 b とを備える。第 1 の下部肩部 7 3 a および第 2 の下部肩部 7 3 b は下部椎骨係合表面 5 5 a ' の対向する表面から延在する。下部構成要素 5 5 ' に対するスペーサー 5 1 ' の横方向および / または前後の位置ずれを制限するために、肩部 7 3 a、7 3 b はスペーサー 5 1 ' の下部を少なくとも部分的に取り囲んでもよい。図 1 3 ~ 図 1 4 は人工椎間関節の第 4 の例示的な実施形態を図示する。図 1 3 に図示されるように、それぞれの関節は 2 つの関節

形成サブ構成要素 80 を備え、図 14 に最もよく図示されるように、それぞれは一体となったポリマー装置である。それぞれの関節形成サブ構成要素 80 は上部構成要素 81、接続構成要素 83、および下部構成要素 85 を備える。図 13 および図 14 に図示される実施例では、上部構成要素 81 は下部構成要素 85 の上部（上）にあり、接続構成要素 83 はそれらの間に接続されている。この例示的な実施形態による人工椎間関節は一对の関節形成サブ構成要素を備えるが、代替実施形態では人工椎間関節は 1 つの関節形成サブ構成要素または 3 つ以上の関節形成サブ構成要素を備えるように実施されてもよいことを理解すべきである。代替実施形態では大きさが異なる関節形成サブ構成要素によって実施されてもよいことも理解されるべきである。

【0034】

10

上部構成要素 81 および下部構成要素 85 は隣接する 2 つの椎骨 7 と椎骨 9 との間に位置してもよい。より具体的には、上部構成要素 81 は上部椎体 7a の下部表面に沿って位置してもよく、下部構成要素 85 は下部椎体 9a の上部表面の上に位置してもよい。しかし、当業者であれば上部構成要素および下部構成要素はこのような配置には限定されず、本明細書で図示されているものとは異なる位置に配置および/または異なる形状であってもよいことを理解すべきである。

【0035】

上部構成要素 81 は、上部椎体 7a と係合するように構成される上部椎骨係合表面 81a を備える。同様に、下部構成要素 85 は、下部椎体 9a と係合するように構成される下部椎骨係合表面 85a を備える。加えて、関節の形成を安定化させるために、上部構成要素 81 は、上部椎骨係合表面 81a から延在する選択で選べる上部キール 81b を備え、下部構成要素 85 は、下部椎骨係合表面 85a から延在する選択で選べる下部キール 85b を備える。加えて、上部キール 81b は、上部留め具を備え、さらに上部構成要素 81 を上部椎体 7a に固定することを補助する。上部キール 81b および下部キール 85b は、孔を備えてもよく、骨の内部成長を促進する。

20

【0036】

それぞれの関節形成サブ構成要素 80 は一体構造であるが、その構成要素は異なる材料特性を有してもよい。特に、上部構成要素 81、下部構成要素 85、および接続構成要素 83 は異なる弾性率を有してもよい。たとえば、上部構成要素 81 は少なくとも 1 つの上部構成要素弾性率を有してもよく、下部構成要素 85 は少なくとも 1 つの下部構成要素弾性率を有してもよく、接続構成要素 83 は少なくとも 1 つの接続構成要素弾性率を有してもよい。上部構成要素 81、下部構成要素 85、および接続構成要素 83 は 1 つの材料または複数の材料から製造されてもよい。たとえば、接続構成要素 83 は、弾性率が段階的に勾配変化をし、上部構成要素と下部構成要素 85 に隣接して位置する接続構成要素 83 の端部は、接続構成要素 83 の端部の間に位置する接続構成要素 83 の中央部よりも弾性率が大きい（すなわち、より硬い）。上部構成要素弾性率 81 および下部構成要素 85 の弾性率は接続構成要素 83 の弾性率よりも大きい。このように、上部構成要素 81 および下部構成要素 85 は接続構成要素 83 よりも硬くてもよい。

30

【0037】

上部、下部、および接続構成要素にとっての好適な材料は、たとえば、ポリウレタン、シリコンまたはシリコン系エラストマー、シリコンポリウレタンコポリマー、積層複合ポリマー材料、ポリイソブチレンゴムおよびポリイソプレングムなどのポリオレフィン、ネオプレンゴム、ニトリルゴム、加硫ゴムなどの弾性材料ならびにこれらの組み合わせであってもよい。弾性率が小さい領域、層、または範囲などのインプラントの特定部分は軟質エラストマーおよびポリマーゲルを含むより変形可能な材料またはより柔軟な材料で形成されてもよい。勾配の緩やかな変化は射出成形法を含む成形方法によって実現されてもよい。他の均一な材料で形成されているスペーサーの中では、化学的架橋の量および種類を変化させることによって弾性率が変化してもよい。所望の組み合わせ、または混合弾性率を得るために、さまざまな量の添加材料を他の均一材料の全体にわたって混合または分散させることによって勾配を変化させてもよい。弾性率の勾配は補強材料の使用によ

40

50

って生じさせることもできる。さらに、勾配の変化は、インプラントの厚さ、表面パターン、材料の多孔度、または材料の空隙率の変化などの物理的な特徴を通じて達成されてもよい。

【0038】

接続構成要素83、上部構成要素81、および下部構成要素85は一体となって動き、下部構成要素85に対する上部構成要素81の動きを可能にし、または制限する。構成要素間の異なる弾性率によって接続構成要素83は軸方向圧縮に対して剛性があるとともに、さらに緩衝効果もある。また、接続構成要素の弾性率によって接続構成要素83は十分に柔軟なので、屈曲/伸長、軸回転、および横方向の曲げ動作が可能となる。異なる弾性率で、動きの範囲が大きくなるにつれて抵抗が大きくなることによって、椎間関節包自体および正常な椎間板の性能を擬態する機能を果たす。従来の球関節と比較して(たとえば、同様の大きさの半球凹部分と関節係合する半球形の突出部の組み合わせ)、この実施形態の人工椎間関節では摩耗粉が少なくなり得、横方向の曲げおよび回転中により自然な動きが可能になり得、動作不能または外れてしまう可能性が低くなり得る。この実施形態の人工椎間関節は両側の後方アプローチによって挿入されてもよい。

10

【0039】

図15~図17Dは人工椎間関節の第5の例示的な実施形態を図示する。図15~図16に図示されるように、それぞれの関節は2つの関節形成サブ構成要素130を備え、それぞれは上部構成要素131、下部構成要素133、およびメッシュ構成要素135を備える。図15~図16に図示される実施例では、上部構成要素131は下部構成要素133の上部(上)にあり、メッシュ構成要素135はそれらの間に位置する。この例示的な実施形態による人工椎間関節は、一对の関節形成サブ構成要素を備えるが、代替実施形態では人工椎間関節は1つの関節形成サブ構成要素または3つ以上の関節形成サブ構成要素を備えるように実施されてもよいことを理解すべきである。代替実施形態では大きさが異なる関節形成サブ構成要素によって実施されてもよいことも理解されるべきである。この実施形態では、メッシュ構成要素135は上部構成要素131と下部構成要素133との間に挿入される分離した構成要素である。しかし、メッシュ構成要素135は一体化して形成され、または上部構成要素131および下部構成要素133の一方または両方に一体化されてもよいことを理解すべきである。

20

【0040】

上部構成要素131および下部構成要素133は隣接する2つの椎骨7と椎骨9との間に位置してもよい。より具体的には、上部構成要素131は上部椎体7aの下部表面に沿って位置してもよく、下部構成要素133は下部椎体9aの上部表面の上に位置してもよい。しかしながら、当業者であれば上部構成要素および下部構成要素はこのような配置に限定されず、本明細書で図示されているものとは異なる位置に配置および/または異なる形状であってもよいことを理解すべきである。[0064]加えて、上部構成要素131は、上部椎体7aと係合するように構成される上部椎骨係合表面131aを備える。同様に、下部構成要素133は、下部椎体9aと係合するように構成される下部椎骨係合表面133aを備える。さらに、上部構成要素131および下部構成要素133のそれぞれは、上部椎体7aおよび下部椎体9aそれぞれへの接続を促進する硬い材料で製造されてもよい。加えて、関節の形成を安定化させるために、上部構成要素131は選択で選べる上部キール137を備え、下部構成要素133は、選択で選べる下部キール139を備える。上部キール137および下部キール139は、骨の内部成長を促進する孔を備えてもよい。

30

40

【0041】

椎骨の残りの終板と接触する上部構成要素131の表面および関節形成の下部構成要素133の表面は、ビーズ材料で覆われてもよい、または骨の内部成長およびそれらの間のしっかりとした結合を促進するためにプラズマ溶射されてもよい。特に、骨の内部成長を促進するための表面は、チタン/カルシウム/リン酸塩の二重にコーティング、メッシュ表面、または任意のその他の効果的な表面仕上げを有するコバルトクロムモリブデン合金であってもよい。代わりにまたは組み合わせで、ポリメチルメタクリレート(PMMA)

50

などの粘着剤またはセメントが構成要素の全部または一部を終板の一方または両方に固定するために使用されてもよい。この実施形態では、メッシュ構成要素 135 は、メッシュ容器 135 a および中心部 135 b を備える。図 15 ~ 図 16 に見られるように、中心部 135 b はメッシュ容器 135 a の中に含まれる。メッシュ容器 135 a は交差ファイバーを含み、たとえば、金属、ポリマー、ナイロン、ゴアテックスなどの材料、または任意のその他の好適な材料から製造されてもよい。メッシュ容器 135 a は、たとえば、熱または化学融解によって、上部構成要素 131 および / または下部構成要素 133 に結合してもよい。天然の環状部の機能をまねるためにメッシュ容器 135 a は前方および後方先端で厚くなっているもよい。

【0042】

中心部 135 b は、たとえば、シリコン、ラテックス、ポリオレフィンコポリマー、ポリエチレン、ポリカルボナート、ポリエチレンテレフタレート、ポリ塩化ビニル、スチレン樹脂、ポリプロピレン、熱可塑性ポリエステル、エラストマー材料、合成ゴム、ポリイソブチレン、ポリイソプロペン、ネオプレン、ニトリルゴム、加硫ゴム、加硫コポリマー、熱可塑性ポリウレタン、脂肪族ポリウレタン、芳香族ポリウレタン、セグメント化ポリウレタン、親水性ポリウレタン、ポリエーテルウレタン、ポリカルボナート - ウレタン、シリコンポリカルボナートポリウレタン、シリコンポリエーテルウレタン、熱可塑性エラストマー、ポリカルボナート、アクリロニトリル - ブタジエン - スチレン樹脂、アクリル樹脂、ポリウレタン、ナイロン、スチレンアクリロニトリル、セルロース誘導体を含む弾性および / または膨張性材料、および / または任意のその他の好適な弾性または膨張性材料から製造されてもよい。いくつかの実施形態では、中心部 135 b は膨張性のバルーンである。中心部 135 b が膨張性材料で製造されている実施形態では、一旦患者の体内に配置されると中心部 135 b は膨らむことができる。膨張する前は、中心部 135 b はメッシュ容器 135 a の開口部に適合する小さな第 1 の形状を有することができる。中心部 135 b は小さい第 1 の形状では液体であってもよく、メッシュ容器 135 a が脊柱の中に配置された後にメッシュ容器 135 a の中に供給されることができる初期粘度を有してもよい。一旦メッシュ容器 135 a の中に入ると中心部 135 b は硬化することができ、一旦硬化するとメッシュ容器 135 a から漏れることがない。メッシュ容器 135 a の中に配置されると中心部 135 b は硬化および / または膨張することができ、または代替的に、生体材料が中心部 135 b の中に注入されることで中心部 135 b は硬化および / または膨張することができる。

【0043】

この実施形態の中心部 135 b は十分に小型なので、最小限の侵襲的空間を使用して挿入することができる。一旦、人工椎間関節が脊柱の中に配置されると、中心部 135 b は膨張し、上部構成要素 131 と下部構成要素 133 との間の空間を維持することができる。上部構成要素 131 および下部構成要素 133 は、それぞれ上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 を備える。この実施形態では上部後方構成要素 141 は下方に曲がり、下部後方構成要素 143 は上方に曲がる。上部後方構成要素 141 の外側表面は下部後方構成要素 143 の内側表面に摺動可能に係合することができる。言い換えれば、自然な椎間関節の動作を少なくとも部分的にまねる関節を作るために、上部後方構成要素 141 は下部後方構成要素 143 と係合し、関節接合する。構成要素 141、143 の記載された配置は、さらに上部構成要素 131 の後方への位置ずれを防ぐ。種々の実施形態では、図 17 A ~ 図 17 D に図示されるように、上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 はさまざまな構成で連結することができる。図 17 A ~ 図 17 C は、脊柱がさまざまな位置にある場合のテザー (t e t h e r) 151 などの拘束具で連結される上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 を図示する。図 17 A は、中立位置にある脊柱の中に人工椎間関節が位置する場合の後方構成要素 141、143 を図示する。図 17 B は、屈曲状態にある脊柱の中に、人工椎間関節が位置する場合の後方構成要素 141、143 を図示する。図 17 A ~ 図 17 B に見られるように、脊柱が中立位置にある場合よりも脊柱が屈曲している場合のほ

10

20

30

40

50

うがテザー 151 は、より締め付けられる。図 17C は伸びた状態の脊柱の中に人工椎間関節が位置する場合の後方構成要素 141、143 を図示する。図 17B ~ 図 17C に見られるように、脊柱が屈曲した場合よりも脊柱が伸びた場合のほうがテザー 151 は緩くなる。図 17D は、上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 がさらなるメッシュ構成要素 153 によって連結されている代替実施形態を図示する。さらなるメッシュ構成要素 153 は、図 15 ~ 図 16 を参照して上記で論じたメッシュ容器 135a および中心部 135b とそれぞれ同様の材料および機能を含むさらなるメッシュ容器 153a とさらなる中心部 153b を備える。

【0044】

他の代替実施形態では、上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 は、上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 を包み込むメッシュ袋などの他の拘束具で連結されてもよい。上部後方構成要素 141 および下部後方構成要素 143 がメッシュ袋に包み込まれると、図 17A ~ 図 17C のテザー 151 および図 17D のさらなるメッシュ構成要素 153 と同様の方法で、メッシュ袋は下部後方構成要素 143 に対する上部後方構成要素 141 の動きを制限することができる。他の実施形態では、上部構成要素 131 および下部構成要素 133 は、非多孔性または部分的に多孔性であってもよい（たとえば、メッシュ）袋によって完全に包み込まれてもよい。袋は、潤滑材料（すなわち、液体またはゲル）を含んでいてもよい。

【0045】

メッシュ構成要素 135、上部構成要素 131、および下部構成要素 133 は一体となって動き、下部構成要素 133 に対する上部構成要素 131 の動きを可能にし、または制限する。弾性および / または中心部 135b の形状および / または上部後方構成要素 141 と下部後方構成要素 143 との連結に基づいて動きを可能にし、または制限することができる。この結果、椎骨の隣接するレベルでの回転中心および動きの移行が改善され得、脊柱の中のこの開示の人工椎間関節の配置が、上または下に位置する椎間板を損傷させる可能性が少なくなり得る。加えて、メッシュ容器 135a は柔軟性があり得、中心部 135b からメッシュ容器 135a に移動する力 / エネルギー（すなわち、フープ応力）を吸収 / 蓄積し得る。

【0046】

重ねて述べるが、これらの例示的な実施形態は例示的なものにすぎず、全ての可能な、本発明の設計形態、実施形態、修正形態、および使用形態の網羅的なリストを意味しているものではない。さらに、たとえ上記に明確に記載されていなくとも、本開示の 1 つの実施形態に関連して記載される特徴は他の実施形態とともに使用することができる。

【0047】

以上の説明から当業者にとって容易に明らかになるであろうが、人工関節をインプラントするために使用できる好適な外科的治療の簡単な説明が以下に記述される。一般に、以上で説明したように、人工椎間関節の実施形態は周知の T L I F または P L I F 治療と類似している後方経椎間孔アプローチを使用して人体にインプラントされてもよい。このアプローチによれば、正中切開などの切開を患者の背中に形成することができ、罹患椎間板の一部または全部、および周囲の組織を孔を介して除去することができる。椎間関節に付け替えられるか否かによって、天然の椎間関節は人工椎間関節のための空間を作製するように調節され得る。次に、人工椎間関節のサブ構成要素はそれぞれ、区分されて左側および右側経椎間孔開口部から挿入され得る。すなわち、上部および下部保持部を備える人工椎間関節の部品は、関節構成要素の有無にかかわらず、人工椎間板が、別々に供給されれば、孔に適合し、椎間板腔に適切に配置される。人工関節の部品は完全に分離していてもよく、または、孔を介して挿入される前に、当技術分野において公知の布または他の材料によって 2 つ以上の部品が結ばれ、または一緒にまとめられてもよい。天然の椎間板の外側環状部の少なくとも一部を保持できる場合には、人工椎間関節のそれぞれの側面の下部保持部が挿入され、その結果、環状部の対応する部分に隣接する。正中線前方接続部が与えられると、保持部材の左側および右側サブ構成要素が組み合わされ、外側環状部によ

10

20

30

40

50

て適切な位置で支えられる。このように、環状部の残りの部分は、治療前の元の場所と実質的に同じ場所にあってもよい。[0075]さらに、天然の椎間板の環状部が完全に除去されなければならない場合、または不十分な環状部が残る場合には、たとえば、椎弓根ねじが使用される、人工椎間関節の部品が同じ位置に留まることを確実にするために、本開示の第2の例示的な実施形態を使用することが可能である。後方治療の利点は制限されるが、人工関節は前方アプローチまたは前方アプローチと後方アプローチとの組み合わせによってインプラントされることが当業者には理解され得るであろう。たとえば、人工椎間関節の部品のいくつかは前方アプローチから、および他の部分は後方から挿入されてもよい。

【0048】

本明細書に開示される人工椎間関節の種々の実施形態は椎骨7と椎骨9との間に取り付けられてもよい。一般に、人工椎間関節は周知のTLIFまたはPLIF治療と類似している後方経椎間孔アプローチを使用して人体にインプラントされる。PLIFアプローチでは、椎骨の空間にアクセスするために、一般により内側であり、横断(traversing)神経根および上位(exiting)神経根を引き込むことに多くを依存している。これらの構造の間の空間はカムピンの三角形(Kambin's triangle)として知られている。TLIFアプローチは通常はより斜めであり、上位神経根の引き込み要求がより少なく、横断構造の引き込みが少ないので硬膜外出血が少ない。遠位側面アプローチを使用して、上位神経根の位置の上およびカムピンの三角形の外側の空間にアクセスすることもできる。場合によっては、関節面を切除することなく、遠位側面によって空間にアクセスすることが可能である。さらに、腰筋を介しての直接側面アプローチが知られている。このアプローチでは後方神経要素を完全に避ける。本発明の実施形態ではこれらの一般的なアプローチの何れをも使用できることを想定している。

【0049】

これらのアプローチの少なくとも1つによれば、正中切開などの切開を患者の背中に形成し、罹患椎間板の一部または全部、および周囲の組織を孔を介して除去することができる。下部椎骨9の上部終板表面は研磨され、擦られ、または他の方法で切除されて、下部椎骨係合表面のプロファイルに適合させ、下部椎骨9の上部終板表面上の応力分布を均一化させ、および/または骨が内部成長する前に初期固定させることができる。下部椎骨9の終板の準備によって表面が平らになり、またはくぼみ、溝などの輪郭を表面に形成し、または下部椎骨係合表面の対応することができると特徴に適合する他の輪郭を形成することができる。上部椎骨7の下部終板は同様に上部椎骨係合表面を受け取るように準備されることができる。椎間関節に付け替えられるか否かによって、椎骨7、椎骨9の天然の椎間関節は人工椎間関節のための空間を作製するように調節され得る。次に、人工椎間関節のサブ構成要素はそれぞれ、区分されて左側および右側経椎間孔開口部から挿入され得る。すなわち、上部および下部構成要素を備える人工椎間関節の部品は、それぞれ孔に適合し、略円筒状の人体7a、9aの間の適切な椎間板腔に配置される。人工関節の部品は完全に分離してもよく、または、孔を介して挿入される前に、当技術分野において公知の布または他の材料によって2つ以上の部品が結ばれ、または一緒にまとめられてもよい。天然の椎間板の外側環状部の少なくとも一部を保持できる場合には、人工椎間関節のそれぞれの側面の下部保持部が挿入され、その結果、環状部の対応する部分に隣接する。

【0050】

加えて、「水平」、「垂直」、「上」、「上側」、「下側」、「下」、「左」、および「右」などの空間についての言及は全て、説明だけを目的としたものであり、本開示の範囲内で変えることができるものと理解されたい。特許請求の範囲において、ミーンズプラスファンクション節は、列挙した機能を実行するものとして本明細書に記載の構造および、構造的等価物だけではなく等価的構造も包含するよう意図されている。[0080]いくつかの例示的な実施形態を上記に詳細に説明してきたが、本開示の新規な教示および利点から実質的に逸脱することなく、例示的な実施形態において多くの修正形態が可能であることが当業者には容易に理解できよう。したがって、そのような修正形態および代替形態の全ては、以下の特許請求の範囲に定義される本発明の範囲内に含まれることが意図される。

当業者は、そのような修正形態および等価な構造または方法は、本開示の精神および範囲を逸脱するものではなく、本開示の精神および範囲を逸脱することなく、さまざまな変更、置換、および代替を実施することができることも理解すべきである。

〔態様 1〕

上部椎骨と下部椎骨との間に挿入される人工椎骨関節であって、一对の両側関節サブ構成要素を備える人工椎骨関節において、

前記一对の両側関節サブ構成要素のそれぞれは、

上部椎骨係合表面を備える上部構成要素と、

下部椎骨係合表面を備える下部構成要素と、

前記上部構成要素と前記下部構成要素との間に延在するスペーサーであって、第 1 の弾性率と第 2 の弾性率とを有するスペーサーと、を備え、

前記第 1 の弾性率は、勾配を変化させて前記第 2 の弾性率へ遷移する、人工椎骨関節。

〔態様 2〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記第 1 の弾性率は、前記スペーサーの内部弾性率であり、前記第 2 の弾性率は前記スペーサーの表面弾性率である、人工椎骨関節。

〔態様 3〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記第 1 の弾性率は、前記第 2 の弾性率よりも大きい、人工椎骨関節。

〔態様 4〕

態様 3 に記載の人工椎骨関節において、

前記第 1 の弾性率は、上部表面弾性率である、人工椎骨関節。

〔態様 5〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記スペーサー、前記上部構成要素、および前記下部構成要素は、一体に形成されたユニットである、人工椎骨関節。

〔態様 6〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記スペーサーは、前記上部構成要素および前記下部構成要素と摺動可能に係合する、人工椎骨関節。

〔態様 7〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記スペーサーは、前記上部構成要素と前記下部構成要素との間に固定して取り付けられる、人工椎骨関節。

〔態様 8〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記上部構成要素は、上部椎骨係合表面から延在するキールを備える、人工椎骨関節。

〔態様 9〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記下部構成要素は、前記上部椎骨および前記下部椎骨の椎体間から後方に延在する大きな橋梁部を備える、人工椎骨関節。

〔態様 10〕

態様 1 に記載の人工椎骨関節において、

前記上部構成要素または前記下部構成要素の何れかは、前記スペーサーの周囲から少なくとも部分的に延在する肩部を備える、人工椎骨関節。

〔態様 11〕

上部椎骨と下部椎骨との間に挿入される人工椎骨関節であって、一对の両側関節サブ構成要素を備える人工椎骨関節において、

前記一对の両側関節サブ構成要素のそれぞれは、

上部椎骨係合表面および上部スペーサー係合表面を備える上部構成要素と、

10

20

30

40

50

下部椎骨係合表面および下部スペーサー係合表面を備える下部構成要素と、
前記上部構成要素と前記下部構成要素との間に延在するスペーサーであって、メッシュ容器および当該メッシュ容器の中に含まれる中心部を備えるスペーサーと、を備える、
人工椎骨関節。

〔態様 1 2〕

態様 1 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記中心部は、バルーンを備える、人工椎骨関節。

〔態様 1 3〕

態様 1 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記スペーサー、は液体材料を前記中心部に注入することで膨張可能である、人工椎骨関節。

10

〔態様 1 4〕

態様 1 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記中心部は、エラストマー材料を含む、人工椎骨関節。

〔態様 1 5〕

態様 1 1 に記載の人工椎骨関節において、
前記上部構成要素は、
前記上部椎骨および前記下部椎骨の椎体間から後方に延在する大きさの上部後方構成要素と、
前記上部椎骨および前記下部椎骨の椎体間から後方に延在する大きさの下部後方構成要素と、を備え、
前記上部後方構成要素は、前記下部後方構成要素と係合して関節接合するように構成される、人工椎骨関節。

20

【図 1】

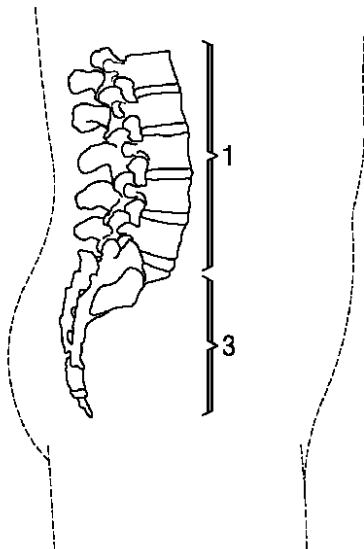


Fig. 1

【図 2】

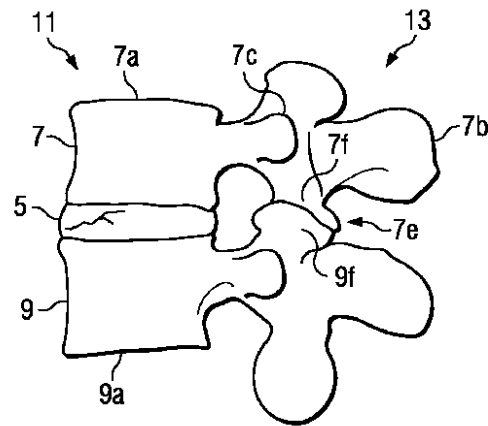
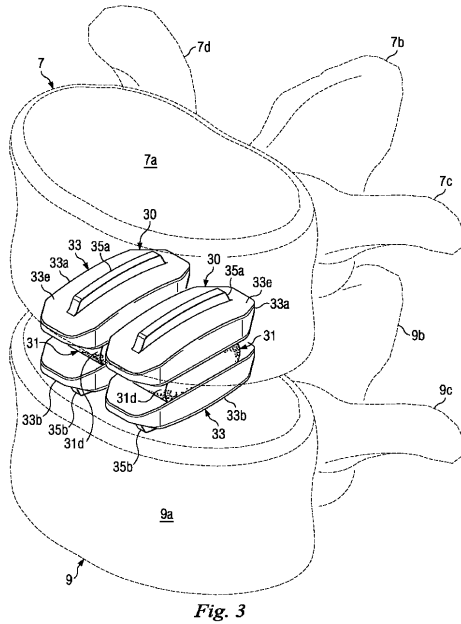
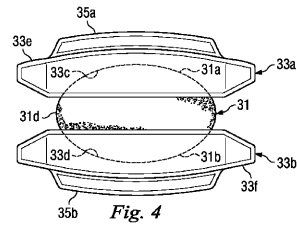


Fig. 2

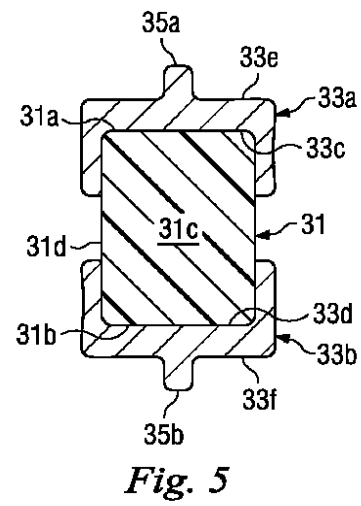
【図 3】



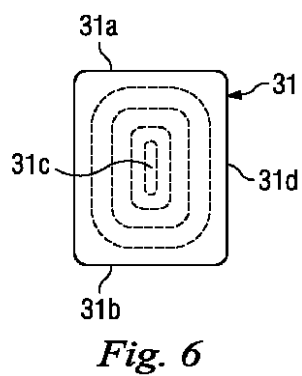
【図 4】



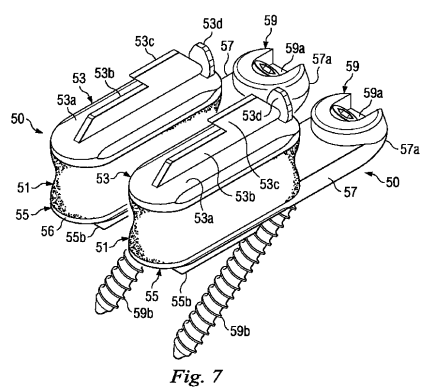
【図 5】



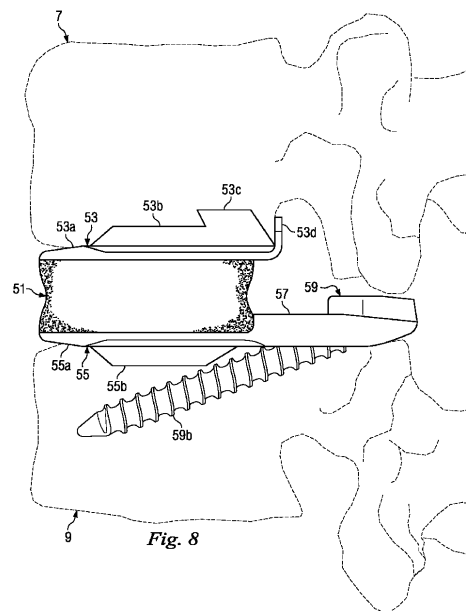
【図 6】



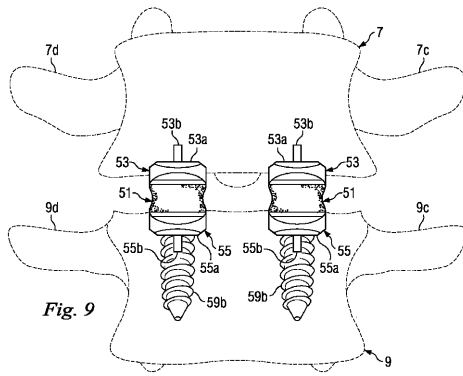
【図 7】



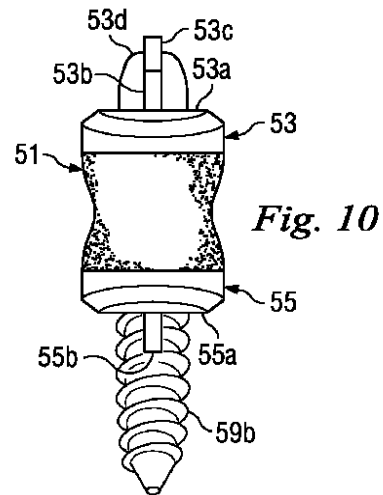
【図 8】



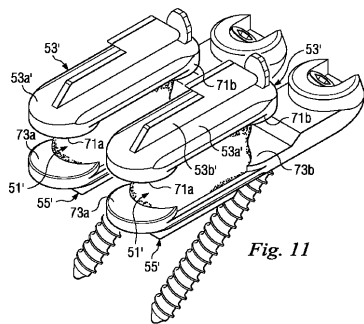
【図 9】



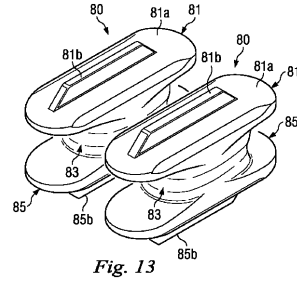
【図 10】



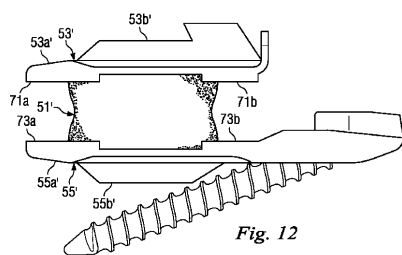
【図 11】



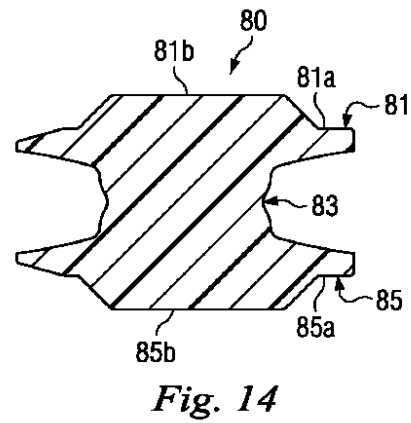
【図 13】



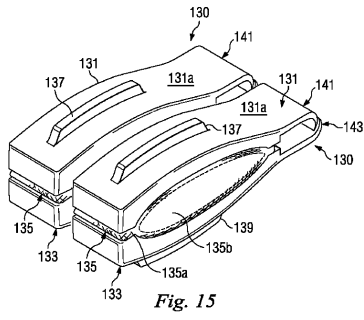
【図 12】



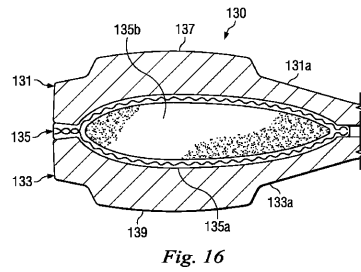
【図 14】



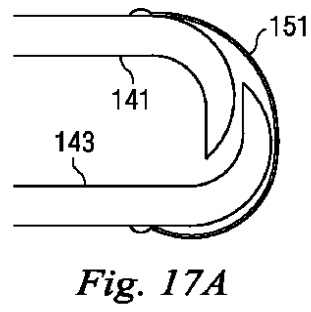
【図 15】



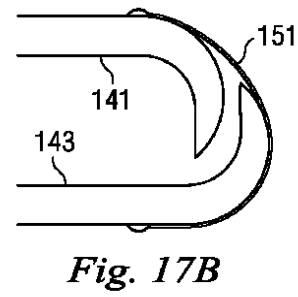
【図 16】



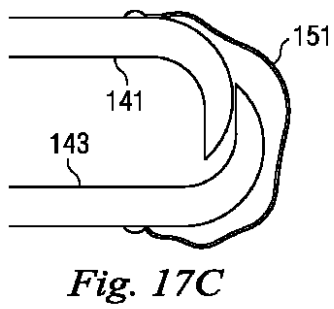
【図 17 A】



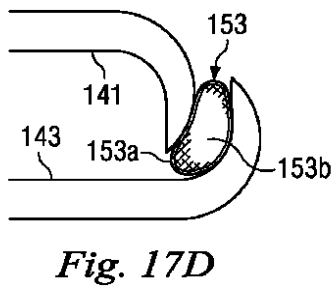
【図 17 B】



【図 17 C】



【図 17 D】



フロントページの続き

(74)代理人 100119426

弁理士 小見山 泰明

(72)発明者 ハンフリーズ, スティーヴン・クレイグ

アメリカ合衆国テネシー州 3 7 4 2 1, チャタヌーガ, ノーフォーク・グリーン・サークル 1 1
5 0

(72)発明者 ホッジス, スコット・ディー

アメリカ合衆国テネシー州 3 7 3 6 3, ウールトワー, スプレンディッド・ビュー・ドライブ 7 4
0 5

(72)発明者 ランジ, エリック・シー

アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 4 5 6 6, プレザントン, グラッパ・プレイス 2 5 4 2

(72)発明者 ブラドック, ダニー・ジェイ, ジュニア

アメリカ合衆国テネシー州 3 8 1 3 8, ジャーマンタウン, サークル・ゲート・ドライブ 3 0 1
5

(72)発明者 チエウ, ハイ・エイチ

アメリカ合衆国テネシー州 3 8 0 1 6, コルドヴァ, グレイストーン・レイン 1 3 2 3

審査官 川島 徹

(56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 0 2 2 7 4 (J P , A)

特表 2 0 0 7 - 5 1 7 6 0 7 (J P , A)

米国特許出願公開第 2 0 0 7 / 0 0 5 0 0 3 3 (U S , A 1)

国際公開第 2 0 0 7 / 0 8 9 9 7 2 (W O , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl., D B 名)

A 6 1 F 2 / 4 4