

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4693899号
(P4693899)

(45) 発行日 平成23年6月1日(2011.6.1)

(24) 登録日 平成23年3月4日(2011.3.4)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 F 2/44 (2006.01)
A 6 1 B 17/56 (2006.01)

F 1
 A 6 1 F 2/44
 A 6 1 B 17/56

請求項の数 17 (全 9 頁)

(21) 出願番号	特願2008-506521 (P2008-506521)	(73) 特許権者	506298792
(86) (22) 出願日	平成18年4月7日(2006.4.7)		ウォーソー・オーソペディック・インコーポレーテッド
(65) 公表番号	特表2008-535625 (P2008-535625A)		アメリカ合衆国インディアナ州46581
(43) 公表日	平成20年9月4日(2008.9.4)		, ウォーソー, シルヴィウス・クロッシング 2500
(86) 国際出願番号	PCT/US2006/012857	(74) 代理人	100089705
(87) 国際公開番号	W02006/110462		弁理士 社本 一夫
(87) 国際公開日	平成18年10月19日(2006.10.19)	(74) 代理人	100140109
審査請求日	平成21年3月19日(2009.3.19)		弁理士 小野 新次郎
(31) 優先権主張番号	11/104,267	(74) 代理人	100075270
(32) 優先日	平成17年4月12日(2005.4.12)		弁理士 小林 泰
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100080137
			弁理士 千葉 昭男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 脊椎運動分節の横突起間の動的安定化のためのインプラントおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

脊椎インプラントであって、

上端部とその反対側の下端部との間を延びるスペーサ部材を含んでおり、前記上端部および前記下端部が、それぞれ、1対のアームと、前記1対のアーム間の陥凹表面とを含んでおり、前記アームが、脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造であり、前記スペーサ部材が、前記上側の横突起と前記下側の横突起との間を延びて、前記脊椎運動分節の伸展時の前記上側および下側の横突起の互いに向かう動きを動的に制限するようなサイズおよび形状をした圧縮性の本体を含む、脊椎インプラント。

【請求項 2】

前記本体が、前記上側の横突起と前記下側の横突起との間の植込み向きにおける後部の表面と前部の表面とを含んでおり、前記前部および後部の表面が前記上端部と前記下端部との間を延びており、前記前部の表面が前記上端部と前記下端部との間に凹状の湾曲部を含む、請求項1に記載のインプラント。

【請求項 3】

前記後部の表面が、前記上端部と前記下端部との間で凸状に湾曲する、請求項2に記載のインプラント。

【請求項 4】

前記本体の周囲で前記本体に接触して前記本体の周囲を延びる少なくとも1つのバンド

をさらに含んでおり、前記少なくとも1つのバンドが前記本体を前記周囲で圧迫する、請求項1に記載のインプラント。

【請求項5】

前記アーム対のそれぞれが、前記横突起の後側に沿って位置決め可能な後部アームと、前記横突起の前側に沿って位置決め可能な前部アームとを含む、請求項1に記載のインプラント。

【請求項6】

前記上側の横突起と前記下側の横突起との間の植込み向きにおいて、前記後部アームが、それぞれ、前後方向の前記前部アームそれぞれの厚さよりも大きい前後方向の厚さを含む、請求項5に記載のインプラント。

10

【請求項7】

前記本体が、前記上端部と前記下端部との間の中心軸に沿って延びており、前記スペーサ部材の前記上端部のところの前記アームが、前記スペーサ部材の前記下端部のところの前記アームから内側方向にずれている、請求項5に記載のインプラント。

【請求項8】

前記本体に係合された、前記本体から延びる少なくとも1つのテザーをさらに含んでおり、前記テザーが、前記脊椎運動分節の後部要素の周りに位置決め可能である、請求項1に記載のインプラント。

【請求項9】

前記本体が、前記上側の横突起と前記下側の横突起との間に位置決めされたときに前記本体の後方を向いた側と前方を向いた側との間で前記本体を貫いて延びる少なくとも1つのボアを含んでおり、前記少なくとも1つのテザーが、前記少なくとも1つのボア内を延びる、請求項8に記載のインプラント。

20

【請求項10】

前記第1のボアに隣接し、かつ前記第1のボアに平行な、前記本体を貫く第2のボアをさらに含む、請求項9に記載のインプラント。

【請求項11】

脊椎インプラントシステムであって、

脊椎の正中線の第1の側で脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造をした、上端部とその反対側の下端部との間を延びる第1のスペーサ部材と、

30

前記脊椎の正中線の第2の側で脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造をした、上端部とその反対側の下端部との間を延びる第2のスペーサ部材とを含んでおり、前記スペーサ部材それぞれが、前記上側の横突起と前記下側の横突起との間を延びて、前記脊椎運動分節の伸展時の前記上側および下側の横突起の互いに向かう動きを動的に制限するようなサイズおよび形状をした圧縮性の本体を含む、脊椎インプラントシステム。

【請求項12】

前記スペーサ部材それぞれについて係合部材をさらに含んでおり、前記係合部材それぞれが、前記スペーサ部材を前記脊椎運動分節の後部要素にしっかりと固定するために前記後部要素の周りに位置決め可能なテザーの形態をしている、請求項11に記載のシステム。

40

【請求項13】

前記スペーサ部材それぞれの前記本体が、前記上側の横突起と前記下側の横突起との間の植込み向きにおいて後部の表面と前部の表面とを含んでおり、前記前部および後部の表面が前記上端部と前記下端部との間を延びており、前記前部の表面が前記上端部と前記下端部との間に凹状の湾曲を含む、請求項11に記載のシステム。

【請求項14】

前記スペーサ部材それぞれについて、前記後部の表面が前記上端部と前記下端部との間で凸状に湾曲する、請求項13に記載のシステム。

【請求項15】

50

前記スペーサ部材それぞれについて、前記本体が、前記上側の横突起を受ける陥凹表面を間に画定する 1 対の上側アームと、前記下側の横突起を受ける陥凹表面を間に画定する 1 対の下側アームとを含む、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 6】

前記一对のアームそれぞれが、前記横突起の後側に沿って位置決め可能な後部アームと、前記横突起の前側に沿って位置決め可能な前部アームとを含む、請求項 1 5 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記スペーサ部材それぞれの前記上側の横突起と前記下側の横突起との間の植込み向きで、前記後部アームが、それぞれ、前後方向の前記前部アームそれぞれの厚さよりも大きい前後方向の厚さを含む、請求項 1 6 に記載のシステム。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、脊椎運動分節の横突起間の動的安定化のためのインプラントおよび方法に関する。

【背景技術】

【0 0 0 2】

脊柱の伸展の結果として起こる椎骨の動きに対する抵抗力をもたらすために、隣接した棘突起間にインプラントを位置決めすることができる。これらのインプラントは、脊椎の伸展を動的に制限する衝撃吸収装置または緩衝装置を提供することができる。インプラントは、棘突起間の該インプラントの位置決めを維持し、また同時に脊椎の屈曲を制限するために、棘突起およびインプラントの周りを完全に延びるループ状のケーブルもしくはストラップによって隣接した棘突起にしっかりと固定することができる。棘突起インプラントは、脊椎の正中線に沿った動的安定化をもたらすが、後部椎骨要素の片側または両側の場所での動的安定化は、そのようなインプラントによっては達成されない。

20

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0 0 0 3】

後部椎骨要素を通じて脊椎運動分節の片側または両側の動的安定化をもたらす、脊椎インプラント、インプラントアセンブリ、およびインプラントを提供する。

30

【課題を解決するための手段】

【0 0 0 4】

一態様によれば、脊椎インプラントは、上端部とその反対側の下端部との間を延びるスペーサ部材を含む。上端部および下端部は、それぞれ、1 対のアームと、それら 1 対のアーム間の陥凹表面とを含む。アームは、脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造である。スペーサ部材は、上側の横突起と下側の横突起との間を延びて、脊椎運動分節の伸展時の上側および下側の横突起の互いに向かう動きを動的に制限するようなサイズおよび形状をした圧縮性の本体を含む。

【0 0 0 5】

40

他の態様によれば、脊椎インプラントシステムは、脊椎の正中線の第 1 の側で脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造をした、上端部とその反対側の下端部との間を延びる第 1 のスペーサ部材を含む。システムは、さらに、脊椎の正中線の第 2 の側で脊椎運動分節の上側および下側の横突起のうちそれぞれ隣接したものを受けるような構造をした、上端部とその反対側の下端部との間を延びる第 2 のスペーサ部材を含む。各スペーサ部材は、上側の横突起と下側の横突起との間を延びて、脊椎運動分節の伸展時の上側および下側の横突起の互いに向かう動きを動的に制限するようなサイズおよび形状をした圧縮性の本体を含む。

【0 0 0 6】

他の態様によれば、脊椎運動分節を安定化させる方法は、脊椎運動分節の隣接した上側

50

の横突起と下側の横突起との間にスペーサ部材を位置決めするステップを含んでおり、該スペーサ部材が、上側の横突起の下面に接触する上端部と、下側の横突起の上面に接触する下端部とを含んでおり、前記方法は、さらに、脊椎運動分節の伸展に応答して横突起間を弾性圧縮するスペーサ部材によって脊椎運動分節を動的に安定化させるステップを含む。

【0007】

以上および他の態様を、以下でさらに論じる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

本発明の原理の理解を深めるために、ここで、諸図面に示された諸実施形態を参照し、特定の用語を使用してそれら諸実施形態を説明する。しかし、それによって本発明の範囲を制限しようとするものではないことが理解されよう。ここに示されるデバイスの変更および他の修正ならびに本明細書で示される本発明の原理の他の応用は、本発明が関係する技術分野の技術者が通常思い付くはずのものとして企図される。

【0009】

インプラントは、脊椎の伸展および／または屈曲を動的に安定化させて制限するために、脊椎運動分節の隣接した横突起間に位置決め可能である。インプラントは、横突起間で受けられる、横突起間の伸延力を維持しながら運動分節の伸展運動を可能にするように圧縮可能なスペーサ部材を含む。

【0010】

あるインプラントシステムでは、両側の安定化をもたらすために、スペーサ部材が脊椎運動分節に対して両側に位置決めされる。他のインプラントシステムでは、インプラントシステムによって片側の安定化がもたらされる。他のシステムでは、片側システムについても両側システムについても、マルチレベルの椎骨安定化が企図される。インプラントシステムは、単独で使用することもでき、例えば、ロッド、プレート、テザー（tethers）、椎体間融合固定デバイス、椎体間スペーサ、人工椎間板、線維輪修復（annulus repair）システム、ステーブルなど、他のインプラントと併せて使用することもできる。

【0011】

他の形態では、テザーの形態をした1つもしくは複数の係合部材が、インプラントを1つもしくは複数の後部椎骨要素またはインプラントに結合させる。係合部材は、スペーサ部材に係合させることもでき、またはスペーサ部材内を延びることもできる。係合部材は、脊椎の屈曲を制限する構成の後部要素に係合させることができる。代替的に、または追加的に、スペーサ部材が横突起間の植込み場所から変位するのを防ぐ方式で、係合部材を後部要素に係合させることもできる。

【0012】

図1では、脊柱の中心軸21に沿って、上側の椎骨11と、下側の椎骨15と、それらの間の脊椎円板13とを含む脊柱分節10が示されている。椎骨11、15、および円板13は、脊椎運動分節を構成しており、脊椎運動分節が多数の椎骨レベルを含み得ることが理解される。上側の椎骨11は、第1の上側の横突起12と第2の上側の横突起16とを含む。下側の椎骨15は、第1の下側の横突起14と第2の下側の横突起18とを含む。横突起12、14、16、18は、棘突起17、19、椎間関節、椎弓根、および各椎骨11、15の他の後部構造とともに、脊椎運動分節の後部椎骨要素を構成する。

【0013】

脊椎インプラント30は、動的な脊椎安定化をもたらすために後部椎骨要素と係合した状態に位置決めされる。脊椎インプラント30は、脊椎運動分節の伸展の結果として起こる棘突起の互いに向かう動きを制限するために、横突起12、14の隣接表面間を延びてそれら隣接表面に接触するスペーサ部材32を含む。例えば、スペーサ部材32は、横突起12の下面22に接触する上端部34と、横突起14の上面26に接触する下端部36とを含むことができる。スペーサ部材32は、脊椎伸展に応答して弾性的に縮んで伸展力

に対する抵抗力をもたらし、かつスペーサ部材 3 2 が圧縮されるとき横突起 1 2、1 4 の互いに向かう動きを制限するような構造をした本体を含むことができる。

【0014】

図 1 は、さらに、脊柱の中心軸 2 1 の他の側にある第 2 の脊椎インプラント 3 0 を示す。第 2 のスペーサ部材 3 2 は、他方のインプラント 3 0 と同様の構造とすることができ、脊椎運動分節の伸展の結果として起こる棘突起の互いに向かう動きを制限するために、横突起 1 6、1 8 の隣接表面間を延びてそれら隣接表面に接触するように構成される。インプラント 3 0 は、脊柱分節 1 0 の両側安定化をもたらすように両側で機能する。マルチレベル安定化処置のために、追加のインプラント 3 0 を 1 つもしくは複数の追加の椎骨レベルのところに設けることができる。複数のインプラント 3 0 を使用して、1 つもしくは複数の椎骨レベルを片側で安定化できることが、さらに企図される。脊椎インプラントは、単独で、または組み合わせて、脊椎のスペース (spinal space) および／または椎孔を伸延させて神経根の圧力を緩和し、脊椎要素を減圧する働きをすることができる。インプラントは、脊椎運動分節の運動能力を維持しながら全体的な安定性をもたらす。

10

【0015】

図 2 にさらに示されるように、スペーサ部材 3 2 は、1 対の上側アーム 4 2 と 1 対の下側アーム 4 4 とを含む。上側アーム 4 2 は、それらの間に凹状に湾曲した上側表面 3 5 を画定し、下側アーム 4 4 は、それらの間に凹状に湾曲した下側表面 3 7 を画定する。凹状に湾曲した表面 3 5、3 7 は、該表面がそれに当てて位置決めされる横突起の表面に概ね共形なもの、または横突起の表面に共形となることが可能なものとすることができる。アーム 4 2、4 4 は、スペーサ部材 3 2 が横突起 1 2、1 4 間の位置決めから外れるのを阻止するために、それぞれの横突起 1 2、1 4 の両側に沿って延び、それら横突起を受ける。

20

【0016】

スペーサ部材 3 2 は、植え込まれた向きにおいて前方を向いた表面 4 6 と、後方を向いた表面 4 8 とを含む。前方を向いた表面 4 6 は、出てくる神経根 2 8 を覆って嵌合し、その神経根の衝突を防ぐまたは避けるために、凹状の湾曲部を含むことができる。後方を向いた表面 4 8 は、ここに示したように凸状に湾曲したものとすることもでき、凹状の湾曲部を含むこともでき、直線状の形態とすることもできる。

30

【0017】

加えて、各アーム対 4 2、4 4 は、前部アーム 4 2 a、4 4 a と、後部アーム 4 2 b、4 4 b とを含む。ここに示される実施形態では、前部アーム 4 2 a、4 4 a の厚さは、後部アーム 4 2 b、4 4 b の厚さよりも小さい。縮小された厚さは、神経根 2 8 が椎孔から出る領域内のスペーサ物質の量を制限し、神経根 2 8 が通るために利用可能な空間を増大させる。

【0018】

他の実施形態では、スペーサ部材 3 2 の剛性を向上または増大させるために補剛部材を設けることができることが企図される。例えば、図 3 に示されるように、中心軸 3 3 を横切る方向でスペーサ部材 3 2 の周囲を延びて該周囲に接触する、バンドの形態をした補剛部材 5 0 が示されている。補剛部材 5 0 を追加または除去することによってスペーサ部材 3 2 の剛性プロファイルを増減できるように、多数の補剛部材 5 0 をスペーサ部材 3 2 の周りに設けることができる。他の実施形態では、補剛部材 5 0 は、スペーサ部材 3 2 の長さの大部分に沿って延びる幅を含む。

40

【0019】

図 3 では、植え込まれた向きにあるときの、内外方向のスペーサ部材 3 2 の形状の一実施形態が示されている。図 4 は、脊柱の左手側に沿って位置決め可能なスペーサ部材 3 2 の一実施形態を、後方から前方に向かう方向で見た立面図で示す。スペーサ部材 3 2 は、上端部 3 4 と下端部 3 6 との間を延びており、前述のように、アーム 4 2 は、上端部 3 4 のところに設けられ、アーム 4 4 は、下端部 3 6 のところに設けられる。中心軸 3 3 が、

50

スペーサ部材 3 2 を、右手側もしくは内側と、左手側もしくは外側とに分ける。スペーサ部材 3 2 は、内側に沿って延びる内側表面 5 2 と、外側に沿って延びる外側表面 5 4 とを含む。下端部 3 6 に隣接したところで、内側表面 5 2 は、下側アーム 4 4 に沿って、中心軸 3 3 に向かってまたは中心軸 3 3 の片側へと横方向にずれている。内側表面 5 2 は、下側アーム 4 4 から上端部 3 4 のところの上側アーム 4 2 へと中心軸 3 3 に対して横方向に延びる。内側表面 5 2 は、上側アーム 4 2 に沿って、中心軸 3 3 の内側にずれており、また、下側アーム 4 4 に沿った内側表面 5 2 の部分に対して内側にずれている。

【0020】

ずれた内側表面 5 2 は、横突起と椎弓根との接合部のところでスペーサ部材 3 2 を骨構造および骨形状に沿ってまたは当てて設置するのを容易にするような形状である。横突起と椎弓根との接合部のできるだけ近くにスペーサ部材 3 2 を設置できるようにすることによって、横突起に作用するモーメントアームが最小限に抑えられる。他の実施形態では、スペーサ部材 3 2 は、該スペーサ部材 3 2 が骨構造に接触したときに共形となることができるように変形する材料特性をもつように作製される。他の実施形態では、内側表面と外側表面とを互いに平行とすることができる。

【0021】

ここで図 5 を参照すると、インプラントアセンブリ 1 3 0 が示されている。インプラントアセンブリ 1 3 0 は、上端部 1 3 4 と下端部 1 3 6 との間を延びる本体を有するスペーサ部材 1 3 2 を含む。第 1 のアームの対 1 4 2 が上端部 1 3 4 に隣接して設けられ、第 2 のアームの対 1 4 4 が下端部 1 3 6 に隣接して設けられる。スペーサ部材 1 3 2 は、前述のスペーサ部材 3 2 に類似しており、脊椎運動分節の隣接した上側の横突起と下側の横突起との間に位置決めされてそれら横突起を受けるような構造である。しかし、インプラントアセンブリ 1 3 0 は、それから延びる、スペーサ部材 1 3 2 を脊椎運動分節の後部椎骨要素またはインプラントに取り付けるための係合部材 1 5 0 を含む。

【0022】

スペーサ部材 1 3 2 は、ここに示した実施形態では該スペーサ部材 1 3 2 の前側および後側を含め、その両側の間を延びる貫通通路 1 4 8 を含む。通路 1 4 8 は、その中で係合部材 1 5 0 を受ける。係合部材 1 5 0 は、多数の係合部材を含むこともでき、または通路 1 4 8 を通ってループ状となった単一の係合部材を含むこともできる。他の諸実施形態は、1 つもしくは複数の係合部材 1 5 0 がそれらの中に位置決めされる、単一の通路 1 4 8 、または 3 つ以上の通路 1 4 8 を企図する。

【0023】

係合部材 1 5 0 は、テザー、コード、ワイヤ、ケーブル、縫合糸、バンド、ストラップ、ベルト、または操作および 1 つもしくは複数の後部椎骨要素への固定に適した他の構造の形態とすることができる。係合部材 1 5 0 は、後部椎骨要素に巻き付け、または後部椎骨要素の周りに位置決めしてから、圧着または他の適切な留め具によって適所に維持することができる。さらに、係合部材 1 5 0 を任意の適切な方式でスペーサ部材 1 3 2 に結合させることができる。一実施形態では、係合部材 1 5 0 は、スペーサ部材 1 3 2 に可動式に結合される。係合部材 1 5 0 は、スペーサ部材 1 3 2 と一体的に形成することもでき、または留め具、縫合糸、アンカー、ケーブル、リンク、オーバーモールド、または他の適切な連結によって取り付けることもできる。スペーサ部材 1 3 2 には、係合部材 1 5 0 をスペーサ部材 1 3 2 に係合させるのを容易にするために、耳状部、鳩目穴、陥凹部、または他の適切な構造を設けることができる。係合部材 1 5 0 は、脊椎の屈曲を制限することが望ましい脊椎安定化処置で、例えば、上側の横突起の上面と下側の横突起の下面との周りに該係合部材 1 5 0 を巻き付けることによって使用することができる。係合部材は、代替的に、スペーサ部材 1 3 2 を横突起間の適所に維持するための保持機構として使用することもできる。

【0024】

本明細書に記載した様々な実施形態に関して、係合部材は、様々なデバイスおよび／もしくは技術を使用してスペーサ部材に接合もしくは固定することもでき、またはスペーサ

10

20

30

40

50

部材の拡張部と一体的に形成する、もしくはスペーサ部材の拡張部を形成することもできる。スペーサ部材は、例えば、係合部材をスペーサ部材に縫い付けることによって、熱溶接もしくは熱結合、接着結合、3次元織り／編み、ねじ、ステーブル、ピン、鉚、またはリベット固定によって、係合部材に接合するまたは取り付けることができる。さらに、離隔部材を横突起間に設置する前でも、設置した後でも、係合部材をスペーサ部材にしっかり固定することができる。係合部材は、外科処置で脊柱に係合された他のインプラントアセンブリの他の係合部材にも他のインプラントにも係合させることができる。

【0025】

スペーサ部材は、可撓性のある、または少なくともいくらかの可撓性を示す構成要素から製作することができる。そのような構成要素の例には、織布チュービング、織メッシュ
10 および不織メッシュ、もしくは編み／織り構造、縫合糸、テザー、コード、平面部材、バンド、ワイヤ、ケーブル、または隣接した棘突起間を延びて該棘突起を支持することのできる他の任意の構成要素が含まれる。さらに、挿入および取付けの間ならびにそれらの後でスペーサ部材が様々な形状を呈することができるように、スペーサ部材を弾性 (resili-
20 ent) かつ／または伸縮性 (elastic) のものとすることができる。スペーサ部材は、任意の生体適合性材料、合成もしくは天然由来の材料、および吸収性もしくは非吸収性の性質をもつ材料から作製することができる。スペーサ部材の材料の適切な例には、自家移植片、同種移植片、もしくは異種移植片；軟組織、結合組織、脱塩骨基質、およびそれらの組合せを含めた組織材料；ポリラクチド、ポリグリコリド、チロシン由来のポリカーボネート、ポリ無水物、ポリオルトエステル、ポリホスファゼン、リン酸カルシウム、ヒドロキシ
20 シアパタイト、生体活性ガラス、コラーゲン、アルブミン、フィブリノゲン、およびそれらの組合せを含めた吸収性材料；ならびに、ポリエチレン、ポリエステル、ポリビニルアルコール、ポリアクリロニトリル、ポリアミド、ポリテトラフルオロエチレン、ポリパラフェニレンテレフタルアミド、ポリエーテルエーテルケトン、セルロース、およびそれらの組合せを含めた非吸収性材料が含まれる。

【0026】

本明細書に記載の係合部材は、合成もしくは天然の自家移植片、同種移植片、または異種移植片を含めた、生体適合性材料のいずれか1つまたはその組合せから作製することができ、吸収性の性質とすることも非吸収性の性質とすることもできる。組織材料の例には、硬組織、結合組織、脱塩骨基質、およびそれらの組合せが含まれる。吸収性材料の他の
30 例は、ポリラクチド、ポリグリコリド、チロシン由来のポリカーボネート、ポリ無水物、ポリオルトエステル、ポリホスファゼン、リン酸カルシウム、ヒドロキシシアパタイト、生体活性ガラス、およびそれらの組合せである。非吸収性材料の他の例は、炭素強化高分子複合材料、形状記憶合金、チタン、チタン合金、コバルトクロム合金、ステンレス鋼、およびそれらの組合せである。

【0027】

本発明について諸図面および以上の説明で詳細に図示し説明したが、これらは、特徴を制限するものではなく例示的なものと見なすべきであり、単に好ましい実施形態を示し記載したにすぎないこと、ならびに本発明の趣旨に含まれるすべての変更および修正形態の保護が望まれることが理解される。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】インプラントアセンブリがそれに係合した脊柱運動分節の後方部分の立面図である。

【図2】図1の脊柱運動分節の側面図である。

【図3】他の実施形態のインプラントアセンブリの立面図である。

【図4】他の実施形態のインプラントアセンブリの立面図である。

【図5】他の実施形態のインプラントアセンブリの立面図である。

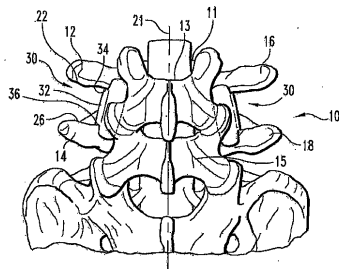
10

20

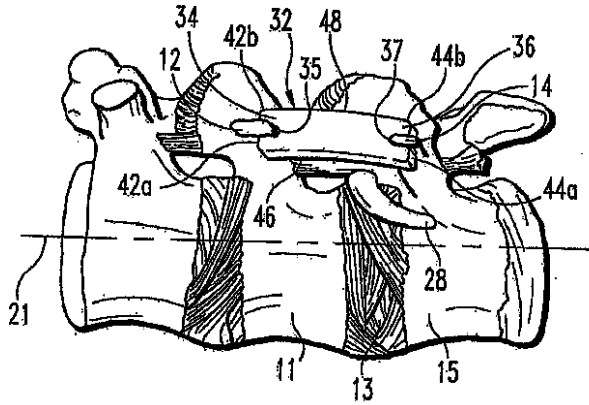
30

40

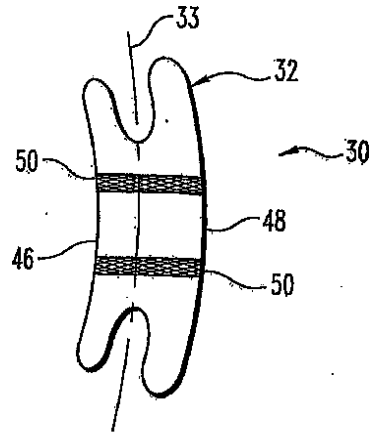
【図 1】

**Fig. 1**

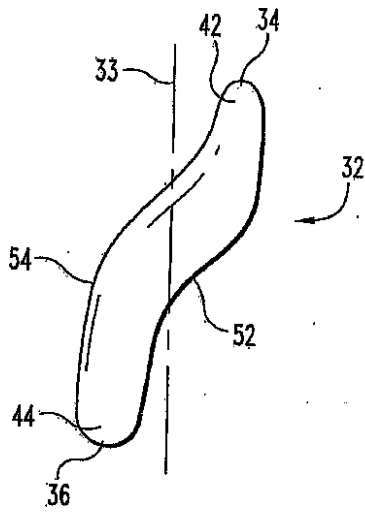
【図 2】

**Fig. 2**

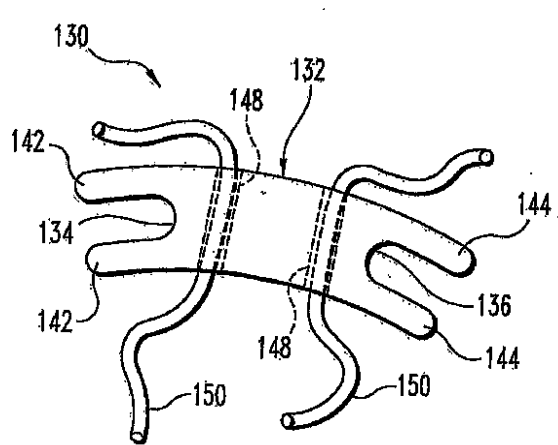
【図 3】

**Fig. 3**

【図 4】

**Fig. 4**

【図 5】

**Fig. 5**

フロントページの続き

- (74)代理人 100096013
弁理士 富田 博行
- (74)代理人 100118083
弁理士 伊藤 孝美
- (72)発明者 モーリソン, マシュー・エム
アメリカ合衆国テネシー州 38018, コルドバ, ライブルック・コーヴ 8774
- (72)発明者 ブルノー, オーレリエン
アメリカ合衆国テネシー州 38016, メンフィス, クリムゾン・クリーク・ドライブ 8301
- (72)発明者 ドゥウェイ, ジョナサン・エム
アメリカ合衆国テネシー州 38103, メンフィス, サウス・フロント・ストリート 408, ナンバー 202
- (72)発明者 カールズ, トーマス・エイ
アメリカ合衆国テネシー州 38103, メンフィス, リバー・パーク 848
- (72)発明者 レンジ, エリック・シー
アメリカ合衆国テネシー州 38017, コリアーヴィル, ブルックス・ブラッフ・コーヴ 1990
- (72)発明者 アンダーソン, ケント・エム
アメリカ合衆国テネシー州 38103, メンフィス, サウス・ストリート 70, アpartment 460
- (72)発明者 モルツ, フレッド・ジェイ, ザ・フォース
アメリカ合衆国アラバマ州 35242, バーミングハム, アフトン・ドライブ 5612

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 独国特許出願公開第 02821678 (DE, A1)
特開平 07-008504 (JP, A)
特表 2004-502490 (JP, A)
国際公開第 2004/024010 (WO, A1)
特表 2003-516173 (JP, A)
特開平 09-056736 (JP, A)
特表 2000-508221 (JP, A)
特公平 06-020466 (JP, B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/56
A61F 2/44