

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 公表特許公報 (A)

(11) 特許出願公表番号

特表2011-504377

(P2011-504377A)

(43) 公表日 平成23年2月10日 (2011.2.10)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 F 2/44 (2006.01)	A 6 1 F 2/44	4 C 0 9 7
A 6 1 B 17/58 (2006.01)	A 6 1 B 17/58	4 C 1 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

(21) 出願番号	特願2010-510549 (P2010-510549)	(71) 出願人	506298792 ウォーソー・オーソペディック・インコー ポレーテッド アメリカ合衆国インディアナ州46581 、ウォーソー、シルヴィウス・クロッシン グ 2500
(86) (22) 出願日	平成20年6月2日 (2008.6.2)	(74) 代理人	100140109 弁理士 小野 新次郎
(85) 翻訳文提出日	平成22年1月29日 (2010.1.29)	(74) 代理人	100089705 弁理士 社本 一夫
(86) 国際出願番号	PCT/US2008/065504	(74) 代理人	100075270 弁理士 小林 泰
(87) 国際公開番号	W02008/151115	(74) 代理人	100080137 弁理士 千葉 昭男
(87) 国際公開日	平成20年12月11日 (2008.12.11)		
(31) 優先権主張番号	11/757,084		
(32) 優先日	平成19年6月1日 (2007.6.1)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	11/839,821		
(32) 優先日	平成19年8月16日 (2007.8.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

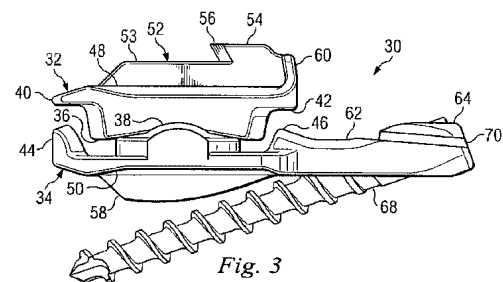
最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 後方全関節置換

(57) 【要約】

上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムは、上側関節構成要素を備える。上側関節構成要素は、上側接触面及び上側関節接合面を備える。システムは更に、下側関節構成要素を含む。下側関節構成要素は、下側接触面、及び上側関節接合面に移動可能に係合して関節運動型接合部を形成するように構成された下側関節接合面を備える。関節運動型接合部は、上側椎骨と下側椎骨との間の円板空間内での移植に適合され、上側椎骨及び下側椎骨が互いに対して移動できるようにする。システムは更に、上側関節構成要素または下側関節構成要素の一方及び円板空間から後方に延びるブリッジ構成要素を含む。ブリッジ構成要素は、上側関節構成要素または下側関節構成要素の一方の反対側に遠位端を有する。ブリッジ構成要素の遠位端は、締結具を受け入れるように適合された接続構成要素を備える。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムであって、

上側接触面及び上側関節接合面を備える上側関節構成要素と、

下側接触面、及び前記上側関節接合面と移動可能に係合して関節運動型接合部を形成するように構成された下側関節接合面を備える下側関節構成要素であって、当該関節運動型接合部が前記上側椎骨と前記下側椎骨との間の円板空間内での移植に適合されて当該上側椎骨及び当該下側椎骨が互いに対して移動できるようにする、下側関節構成要素と、

前記上側関節構成要素または前記下側関節構成要素の一方及び前記円板空間から後方に延び、当該上側関節構成要素または当該下側関節構成要素の当該一方の反対側に遠位端を有するブリッジ構成要素であって、当該ブリッジ構成要素の当該遠位端が締結具を受け入れるように適合された接続構成要素を備えるブリッジ構成要素と

を備える、補綴システム。

【請求項 2】

請求項 1 記載の補綴システムにおいて、

前記下側関節接合面の前方に配設され、かつ前記上側関節構成要素と接触して、前記関節運動型接合部の屈曲運動中の当該関節運動型接合部の位置ずれを防止するように適合された第 1 の緩衝器をさらに備える、補綴システム。

【請求項 3】

請求項 2 記載の補綴システムにおいて、

前記下側関節接合面の後方に配設され、かつ前記上側関節構成要素と接触して、前記関節運動型接合部の伸張運動中の当該関節運動型接合部の位置ずれを防止するように適合された第 2 の緩衝器をさらに備える、補綴システム。

【請求項 4】

請求項 1 記載の補綴システムにおいて、

前記上側接触面から延びるキールをさらに備え、

前記キールが、第 1 の高さを有する第 1 の細長い断面、及び第 2 の高さを有する第 2 の細長い断面を備え、

前記第 2 の高さが前記第 1 の高さより大きい、補綴システム。

【請求項 5】

請求項 4 記載の補綴システムにおいて、

前記キールが、前記上側面または前記下側面のいずれかの後方縁部まで延びる、補綴システム。

【請求項 6】

上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムであって、

前記上側椎骨に係合するように適合された上側面、及び上側関節接合面を備える上側前方関節構成要素と、

前記下側椎骨に係合するように適合された下側面、及び前記上側関節接合面に移動可能に係合して関節運動型接合部を形成し、前記上側椎骨及び当該下側椎骨を互いに対して移動可能にするように構成された下側関節接合面を備える下側前方関節構成要素であって、当該関節運動型接合部が当該上側椎骨と当該下側椎骨との間の円板空間内に配設される、下側前方関節構成要素と、

前記上側前方関節構成要素から後方に、かつ前記円板空間から後方に延びる上側ブリッジ構成要素と、

前記下側前方関節構成要素から後方に、かつ前記円板空間から後方に延びる下側ブリッジ構成要素と、

締結具を受け入れ、当該締結具をそれぞれの前記上側椎骨または前記下側椎骨の中に方向付けるように適合された、前記上側ブリッジまたは前記下側ブリッジの一方における接続構成要素と

を備える、補綴システム。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

請求項 6 記載の補綴システムにおいて、
前記接続構成要素が前記下側ブリッジ内にある、補綴システム。

【請求項 8】

請求項 6 記載の補綴システムにおいて、
前記上側ブリッジ構成要素の遠位端から延びる上側後方関節構成要素と、
前記下側ブリッジ構成要素の遠位端から延びる下側後方関節構成要素と
をさらに備え、
前記下側後方関節部が前記上側後方関節構成要素を通して延び、後方接合部を形成する
、補綴システム。

10

【請求項 9】

請求項 8 記載の補綴システムにおいて、
前記上側後方関節構成要素が、前記下側後方関節構成要素を受け入れるための開口部を
形成する 1 対のアームを備える、補綴システム。

【請求項 10】

請求項 6 記載の補綴システムにおいて、
前記上側面から延びるキールをさらに備え、
前記キールが、第 1 の高さを有する第 1 の細長い断面、及び第 2 の高さを有する第 2 の
細長い断面を備え、
前記第 2 の高さが前記第 1 の高さより大きい、補綴システム。

20

【請求項 11】

上側椎骨と下側椎骨との間の椎間円板空間内に並んで配置するように適合された、相対
する側にある 1 対の補綴装置を備える脊椎補綴システムであって、
前記相対する側にある 1 対の補綴装置のそれぞれが、
凹形の上側関節接合面、及び骨固定装置を受け入れるように適合された開口部を備える
上側関節構成要素と、
内側面、当該内側面から突出し前記凹形の上側関節接合面に移動可能に係合して関節運
動型接合部を形成するように構成された凸形の下側関節接合面、及び骨固定装置を受け入
れるように適合された開口部を備える下側関節構成要素と
を含む、脊椎補綴システム。

30

【請求項 12】

請求項 11 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記凹形の上側関節接合面から延び、前記凸形の下側関節接合面内の陥凹部に移動可能
に係合するような大きさに作成された突出部をさらに備える、脊椎補綴システム。

【請求項 13】

請求項 12 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記突出部が円筒形である、脊椎補綴システム。

【請求項 14】

請求項 12 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記突出部がアーチ形を有する、脊椎補綴システム。

40

【請求項 15】

請求項 11 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記下側関節構成要素の前記内側面から延び、前記上側関節構成要素内の陥凹部に移動
可能に係合するような大きさに作成された突出部をさらに備える、脊椎補綴システム。

【請求項 16】

請求項 15 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記突出部が前記関節運動型接合部の前方に配置される、脊椎補綴システム。

【請求項 17】

請求項 15 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記突出部が前記関節運動型接合部の後方に配置される、脊椎補綴システム。

50

【請求項 18】

請求項 15 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記突出部がエラストマー材料から形成される、脊椎補綴システム。

【請求項 19】

請求項 11 記載の脊椎補綴システムにおいて、
前記凸形の下側関節接合面が、前記下側関節構成要素の前記内側面と一体成形される、
脊椎補綴システム。

【請求項 20】

請求項 11 記載の脊椎補綴システムにおいて、
ワッシャが、前記凸形の下側関節接合面と前記下側関節構成要素の前記内側面との間に
少なくとも部分的に延びる、脊椎補綴システム。 10

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

【0001】

時々、患者の背痛の原因がはっきり分からないことがある。考えられる痛みの原因には、
脊椎円板若しくは関連する椎間関節の疾病、劣化、または損傷がある。脊椎円板関節形
成術は、痛みを軽減すると同時に関節内の運動を維持する脊椎関節の治療法の 1 つである
。別の治療法は椎間関節に的を絞り、椎間関節が除去され、補綴装置に置き換えられるも
のである。現在のところ、脊椎円板及び関連する椎間関節を含めた脊椎関節全体を治療す
るための選択肢はほとんど存在しない。その大きさのために、既存の円板関節形成装置は
前方外科的進入法を必要とすることがしばしばである。きわめて侵襲的であることに加え
て、前方外科的進入法では、外科医が、病的な状態にある椎間関節に容易に接近し、修復
または置換を行うことができない。 20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0002】

【特許文献 1】米国特許出願第 11 / 031602 号明細書

【特許文献 2】米国特許出願第 11 / 031603 号明細書

【特許文献 3】米国特許出願第 11 / 031780 号明細書

【特許文献 4】米国特許出願第 11 / 031904 号明細書 30

【特許文献 5】米国特許出願第 11 / 031700 号明細書

【特許文献 6】米国特許出願第 11 / 031783 号明細書

【特許文献 7】米国特許出願第 11 / 031781 号明細書

【特許文献 8】米国特許出願第 11 / 031903 号明細書

【特許文献 9】米国特許出願第 11 / 342961 号明細書

【特許文献 10】米国特許出願第 11 / 343159 号明細書

【特許文献 11】米国特許出願第 11 / 494311 号明細書

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】 40

したがって、より低侵襲の処置を用いて、脊椎円板と関連する椎間関節との両方の機能
のすべてまたは一部を置換することによって脊椎関節全体の治療を行う、運動を維持する
関節置換システムが求められている。

【課題を解決するための手段】

【0004】

一実施形態では、上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムは、上側関節構
成要素を備える。上側関節構成要素は、上側接触面及び上側関節接合面を備える。システ
ムは更に、下側関節構成要素を含む。下側関節構成要素は、下側接触面、及び上側関節接
合面に移動可能に係合して関節運動型接合部を形成するように構成された下側関節接合面
を備える。関節運動型接合部は、上側椎骨と下側椎骨との間の円板空間内での移植に適合 50

され、上側椎骨及び下側椎骨が互いに対して移動できるようにする。システムは更に、上側関節構成要素または下側関節構成要素の一方及び円板空間から後方に延びるブリッジ構成要素を含む。ブリッジ構成要素は、上側関節構成要素または下側関節構成要素の一方の反対側に遠位端を有する。ブリッジ構成要素の遠位端は、締結具を受け入れるように適合された接続構成要素を備える。

【0005】

他の実施形態では、上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムは、上側接触面及び上側関節接合面を有する上側関節構成要素を備える。システムは更に、下側接触面、及び上側関節接合面に移動可能に係合して関節運動型接合部を形成するように構成された下側関節接合面を備える下側関節構成要素を有する。関節運動型接合部は、上側椎骨と下側椎骨との間の円板空間内での移植用に構成され、上側椎骨及び下側椎骨が互いに対して移動できるようにする。下側関節構成要素は更に、下側関節接合面から間隔をおいてその前方に配設され、かつ上側関節構成要素に接触して関節運動型接合部の位置ずれを防止するように適合された第1の緩衝器を含む。

10

【0006】

他の実施形態では、上側椎骨と下側椎骨との間での移植用の補綴システムは、上側椎骨に係合するように適合された上側面、及び上側関節接合面を有する上側前方関節構成要素を備える。システムは更に、下側椎骨に係合するように適合された下側面、及び上側関節接合面に移動可能に係合して関節運動型接合部を形成し、上側椎骨及び下側椎骨を互いに対して移動可能にするように構成された下側関節接合面を備える下側前方関節構成要素を含む。関節運動型接合部は、上側椎骨と下側椎骨との間の円板空間内に配設される。システムは更に、上側前方関節構成要素から後方に、かつ円板空間から後方に延びる上側ブリッジ構成要素、及び下側前方関節構成要素から後方に、かつ円板空間から後方に延びる下側ブリッジ構成要素を含む。システムはまた、締結具を受け入れ、締結具をそれぞれの上側椎骨または下側椎骨の中に方向付けるように適合された、上側ブリッジまたは下側ブリッジの一方における接続構成要素を含む。

20

【0007】

さらに他の実施形態では、外科的方法は、上側椎骨と下側椎骨との間から本来の椎間円板の少なくとも一部を除去して円板空間を形成する工程と、上側椎骨または下側椎骨から少なくとも1つの関節突起の一部を除去する工程とを含む。当該方法はまた、第1の脊椎関節形成装置の接合部を、第1の脊椎関節形成装置の上部構成要素を第1の脊椎関節形成装置の下部構成要素と関節運動するように係合した状態にすることによって組み立てる工程と、第1の脊椎関節形成装置の接合部を円板空間に挿入する工程とを含む。外科的方法は更に、下部構成要素の後方拡張部を円板空間の外側に位置決めする工程と、骨締結具を用いて下部構成要素の後方拡張部を下側椎骨に取り付ける工程とを含む。下部構成要素の前方端にある第1の緩衝器構成要素は、第1の脊椎関節形成装置の接合部の位置ずれを制限する。

30

【0008】

付加的な及び別の特徴、利点、使用ならびに実施形態は、以下の記述、図面及び特許請求の範囲において示されるか、またはそれらから明らかになるであろう。

40

【0009】

いくつかの例示的な態様では、本明細書で開示される運動を維持する補綴装置は、以下の特許出願に開示される1つまたは複数の特徴を含むことが可能であり、それらの全体が参照によって本明細書に援用される：

2005年1月7日出願の「脊椎関節形成装置及び方法 (Spinal Arthroplasty Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031602号、

2005年1月7日出願の「二重関節運動脊椎装置及び方法 (Dual Articulating Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031603号、

2005年1月7日出願の「スプリット脊椎デバイス及び方法 (Split Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031780号、

50

2005年1月7日出願の「相互連結される脊椎デバイス及び方法 (Interconnected Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031904号、

2005年1月7日出願の「支持構造装置及び方法 (Support Structure Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031700号、

2005年1月7日出願の「可動支承式脊椎装置及び方法 (Mobile Bearing Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031783号、

2005年1月7日出願の「中央関節運動型脊椎装置及び方法 (Centrally Articulating Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031781号、

2005年1月7日出願の「後方脊椎装置及び方法 (Posterior Spinal Device and Method)」という名称の米国特許出願第11/031903号、

2006年1月30日出願の「脊椎関節再建のための補綴装置 (Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction)」という名称の米国特許出願第11/342961号、

2006年1月30日出願の「後方関節置換装置 (Posterior Joint Replacement Device)」という名称の米国特許出願第11/343159号、及び

2006年7月27日出願の「脊椎関節再建のための補綴装置 (Prosthetic Device for Spinal Joint Reconstruction)」という名称の米国特許出願第11/494311号。

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】健康なヒト脊柱の腰椎領域の矢状方向図である。

【図2】単一の脊椎関節の矢状方向図である。

【図3】本開示の一実施形態による運動を維持する補綴装置の側面図である。

【図4】図3の運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図5】図3の運動を維持する補綴装置の上面図である。

【図6】図3の運動を維持する補綴装置の前面図である。

【図7】図3の運動を維持する補綴装置の後面図である。

【図8】屈曲運動における図3の装置の側面図である。

【図9】伸張運動における図3の装置の側面図である。

【図10】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図11】図10の運動を維持する補綴装置の側面図である。

【図12】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の側面図である。

【図13】脊椎関節に移植された図10の運動を維持する補綴装置の側面図である。

【図14】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図15】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図16】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図17】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図18】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の分解図である。

【図19】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の分解図である。

【図20】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の分解図である。

【図21】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の分解図である。

【図22A】図22Aは、本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図22B】図22Bは、図22Aの運動を維持する補綴装置の一態様の底面斜視図である。

【図23】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図24】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図25】本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の斜視図である。

【図26A】図26Aは、本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の一部を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 2 6 B】図 2 6 B は、図 2 6 A の運動を維持する補綴装置の断面図である。

【図 2 7 A】図 2 7 A は、本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の一部を示す図である。

【図 2 7 B】図 2 7 B は、図 2 7 A の運動を維持する補綴装置の断面図である。

【図 2 8 A】図 2 8 A は、本開示の他の実施形態による運動を維持する補綴装置の一部を示す図である。

【図 2 8 B】図 2 8 B は、図 2 7 A の運動を維持する補綴装置の断面図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

本開示は一般に、脊椎手術のためのシステム及び方法に関し、より詳細には、いくつかの実施形態における後方移植のための脊椎関節形成システム及び方法に関する。本発明の原理について理解を促すために、次に図面に示した実施形態または実施例が参照され、それを記述するために特定の専門用語が用いられる。しかしながら、それによって本発明の範囲が限定されるものではないことは理解されるであろう。本開示に関連する当業者には一般的に想起されるように、記載される実施形態の任意の変更及び他の修正、ならびに本明細書に記載される本発明の原理の他の適用が企図される。

【0012】

まず図 1 を参照すると、脊柱 10 の矢状方向図が示され、それぞれ本来の椎間円板 D 1、D 2、D 3 によって分離された一連の椎骨 V 1、V 2、V 3、V 4 を図示している。図は脊柱の腰椎部分を全体的に示しているが、本開示の装置、システム及び方法は、胸部領域及び頸部領域を含む脊柱のすべての領域に対しても同様に適用可能であることを理解されたい。

【0013】

次に図 2 を参照すると、脊柱 10 の脊椎関節 12 は、隣接する椎骨 V 1、V 2 を含み、それらの間に椎間円板 D 1 が延びている。椎骨 V 1 は、全体的に円筒形の椎骨本体部分 14、下関節突起 16 及び下終板 18 を含む。椎骨 V 2 は、全体的に円筒形の椎骨本体部分 20、上関節突起 22 及び上終板 24 を含む。参照のために、長手方向の軸 19 が、円筒形の椎骨本体部分 14、20 の中心を通して延びている。椎骨本体部分 20 と上関節突起 22 との間には、椎弓根 25 が延びている。下関節突起 16 及び上関節突起 22 は、椎間関節または関節突起関節 26 を形成する。椎間関節 26 は被膜及び軟骨で満たされた液体を有し、関節突起 16、22 に対する関節運動面を形成する。円板 D 1 と椎間関節 26 との両方によって隣接する骨の表面間での運動が可能になり、脊椎関節 12 全体が、正常範囲の屈曲/伸張、横方向の曲げ及び回転運動を行えるようになる。老化、負傷、疾病または他の要因によって円板 D 1 及び/または椎間関節 26 が悪化したときには、円板、椎間関節及び/または関節突起 16、22 のすべてまたは一部を除去し、脊椎関節 12 における運動を維持することが可能な補綴装置によって置換することができる。詳しく記載しないが、相対する側にある第 2 の補綴装置を用いて、円板 D 1 の機能及び椎間関節 26 の反対側の第 2 の椎間関節の機能の一部を置換することもできる。

【0014】

次に図 3 乃至図 7 を参照すると、一実施形態では、補綴装置 30 は脊椎関節 12 の動きを維持することができる。補綴装置 30 は、上側関節構成要素 32 及び下側関節構成要素 34 を含む。上側関節構成要素 32 は関節接合面 36 を含み、関節接合面 36 の形は滑らかな凹形であり、全体的に球形とすることができる。下側関節構成要素 34 は関節接合面 38 を含み、関節接合面 38 の形は滑らかな凸形であり、全体的に球形とすることができる。組み立てられると、関節接合面 36 は関節接合面 38 に係合して、ボールソケット型の前接合部を形成することができる。

【0015】

「球」の形をした面とは、均一な曲率半径を有する任意の曲面を含むものと理解され、また球形のキャップもしくは球の一部分を指すこともある。別の実施形態では、非球形の曲面が関節接合面として機能し、補綴装置の運動範囲に特定の制限を与えることができる

10

20

30

40

50

。さらに他の実施形態では、接合部を反転させ、上側関節接合面が凸形を有し、下側関節接合面が凹形関節接合面を有するようにしてもよい。

【0016】

上側関節構成要素32は更に、この実施形態では窪んだ肩部である緩衝器または運動制限器40、42を含むことができる。下側関節構成要素34は、この実施形態では関節接合面38から間隔をおいて配置された、上方に突出する拡張部である緩衝器または運動制限器44、46を含む。以下にさらに詳しく記載されるように、対の運動制限器40、44及び対の運動制限器42、46は、屈曲/伸張運動を望ましい範囲に抑える働きをして、関節接合面36、38によって形成される接合部の位置ずれを防止または制限することができる。運動制限器は、屈曲/伸張運動の範囲をより大きくまたはより小さくするように成形することができる。例えば、関節接合面38から離れるように傾斜させた運動制限器44上の面は、軸19に平行な動作制限器の面より大きい屈曲運動を許容することができる。

10

【0017】

上側関節構成要素32は更に、椎骨終板18と相互作用するための外側接触面48を含むことができ、下側関節構成要素34は、椎骨終板24と相互作用するための外側接触面50を含むことができる。

【0018】

上側関節構成要素32は更に、外側接触面48から延び、細長い部分53及び細長い部分54を備えた上側キール52を含むことができる。細長い部分54を細長い部分53より高くして、椎骨本体14の外側壁の硬い皮質骨における補綴装置30の安定性を高めることができる。この実施形態では、一段高いキール部分54は、尖らせ下部を切り取った前縁部56を有し、椎骨本体14及び終板18内にチャンネルを積極的に切削することを促し、装置30が椎骨本体14を削り取るのを防止することを助ける。この実施形態では、一段高いキール部分54は、上側キール52の長さの約3分の1であり、さらに安定化するために上側関節構成要素の後方縁部に向かって延びている。別の実施形態では、所望の安定性を得るために、上側キールはより長くてもより短くてもよい。下側関節構成要素34は、外側接触面50から延びる下側キール58を含むことができる。

20

【0019】

別の実施形態では、キールの幅は様々でよい。例えば、キールの下側部分は、キールのさらに高い部分より狭くすることができる。他の実施形態では、キールがテーパを有するまたは起伏のある波状形を有することができる。さらに他の代替形態では、骨の内部成長を促すために、キールは穿孔されるか、また多孔質のものとすることができる。

30

【0020】

上側関節構成要素32は更に、外側接触面48の後方縁部から上方へ延びる後方タブ60を含むことができる。この実施形態においてタブ60は、接触面48に対して全体的に垂直にする、またはわずかに鋭角をなすようにすることができる。タブ60は、上側キール52の後方端部と一体成形される、あるいは接することが可能である。以下にさらに詳しく記載されるように、後方タブ60は、装置30が椎間円板空間内で極端に前方に挿入されるのを防止する停止部として働くことができる。手術中に移植の進捗を判断し、装置30が完全に移植され、後方タブ60が椎骨本体14の後方壁と接触するときを確認するために、タブ60の位置を蛍光透視法または他の可視化法によって監視することができる。後方タブ60の位置は、関節接合面36、38によって形成された接合部の回転中心に対して固定することができるため、後方タブ60の位置は、回転中心の位置を示すものとして役立つことができる。外科医が回転中心に対する所望の位置を決めた後、上側関節構成要素32は、後方タブ60が椎骨本体14の後方壁に接して位置決めされると、回転中心があらかじめ決められた所望の位置に移動されるように選択することができる。

40

【0021】

補綴装置30は更に、下側関節構成要素34から後方に延びるブリッジ構成要素62を含むことができる。取り付けられると、ブリッジ構成要素62は更に、椎骨本体14、2

50

0の間の椎間円板空間から後方に、椎弓根25の少なくとも一部に沿って遠位端64まで延びることができる。別の実施形態では、椎弓根25のすべてまたは一部を除去し、ブリッジを本来の構造からの支持がほとんどまたはまったくない状態にすることができる。

【0022】

ブリッジ62の遠位端64は、この実施形態では締結具68を受け入れるための通路である、接続構成要素66を含むことができる。この実施形態では、締結具68は骨ねじであるが、別の実施形態では、釘、ステーブルなどの締結具、または他の機械的もしくは化学的な締結具が適している場合もある。接続構成要素66の向きによって、締結具68を椎弓根外(extrapendicularly)に挿入することが可能になり、その結果、ねじが椎弓根を通して画定される中心軸から離れる傾斜角度付きのまたは斜めの経路を移動するようになる。締結具68は、椎弓根25の一部を横切り、椎骨本体20の中にねじ込むことができる。椎弓根外の固定は、全体的に後方-前方に椎弓根を通して画定される中心軸に沿った経路をたどらない、椎弓根内への任意の固定とすることができる。この実施形態では、ねじは椎弓根の上側壁を貫通し、強力な皮質固定を実現することができる。すべての実施形態において、締結具は少なくとも部分的に窪ませ、関節接合、軟組織及び神経構造に干渉しないようにすることができる。

10

【0023】

取り付けられると、ブリッジ62及び締結具68は、特に屈曲/伸張運動中の装置30の過度の運動を制限することができる。さらにブリッジ62は、負荷を下側椎骨V2に分配して、下側関節構成要素34が椎骨本体20の中に沈下する可能性を低減することができる。

20

【0024】

接続構成要素66は更に、この実施形態では、締結具68を適所に保持する弾性変形可能なC形構造体である固定クリップ70を含み、特に接合部12が動いているときの締結具68の後方への脱離に抵抗する。別の実施形態では、固定クリップは、キャップ、クランプ、接着剤、または締結具68の動きを制限するための他の適切な機械的もしくは化学的なシステムとすることが可能であることが理解される。

【0025】

関節構成要素32、34及びブリッジ構成要素62の大きさならびに形は、後方外科的進入法の制約によって制限されることがある。例えば、前方関節構成要素32、34は、最大の椎骨終板領域を覆い、負荷を散逸させて沈下を低減しながら、依然として後方の外科的露出部、Kambinの三角形及び他の神経要素を通して装着された状態にあるように構成することができる。最大の表面被覆率を得るために、前方関節構成要素32、34の材料が、それぞれ関節接合面36、38から前方に延びてもよい。またブリッジ構成要素62の幅は、Kambinの三角形を通過し、神経要素と共存するように最小限に抑えられる。

30

【0026】

別の実施形態では、上側関節構成要素及び下側関節構成要素は、様々な高さに形成することができる。例えば厚くした接触面を有する構成要素を製造することによって、上側構成要素の高さを増すことができる。同様に、材料を追加して下側構成要素の全体的な高さを増すことができる。様々な選択可能な高さの構成要素を提供することにより、上側構成要素及び下側構成要素内への骨の成長を促進し、所望の範囲の運動を得るために、外科医が接合部内に適切な張力を生じさせることが可能になる。さらに別の実施形態では、所望の脊柱前湾または脊柱後湾を作り出すために、上側関節構成要素及び下側関節構成要素の高さが構成要素の長さに沿って増減してもよい。結果として得られる上側接触面と下側接触面との間の角度を変更することができるので、外科医は患者の解剖学的形態の間、または腰仙関節(L5-S1)などの脊柱レベルの間の変化に対処することが可能になる。外科医が脊柱レベルまたは患者の解剖学的形態に基づいて補綴装置の高さ、角形成及び性能を変えることができるため、より優れた適合性及び患者にとってより良好な予後を保証することができる。

40

50

【 0 0 2 7 】

補綴装置 30 は、コバルト - クロム合金、チタン合金、ニッケルチタン合金及び / またはステンレス鋼合金などの金属を含む、任意の適切な生体適合材料で形成することができる。アルミニウム酸化物すなわちアルミナ、ジルコニウム酸化物すなわちジルコニアなどのセラミック材料、粒子状ダイヤモンドの成形体、及び / またはパイロライトカーボンが適している場合もある。ポリエーテルエーテルケトン (P E E K)、炭素繊維強化 P E E K もしく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、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) 及び / または架橋 U H M W P E のうちの任意の要素を含むポリマー材料を用いることもできる。補綴装置 30 を構成する様々な構成要素は異なる材料で形成されてもよく、したがって、メタル・オン・メタル、メタル・オン・セラミック、メタル・オン・ポリマー、セラミック・オン・セラミック、セラミック・オン・ポリマーまたはポリマー・オン・ポリマーの構成が可能である。

10

【 0 0 2 8 】

接触面 48、50、キール 52、58 及びブリッジ 62 を含む補綴装置 30 の骨接触面は、移植された補綴物の固定状態を向上させる機能またはコーティングを含むことができる。例えば表面は、化学的エッチング、ビードブラスト、研磨、研削、セレーション加工 (s e r r a t i n g) 及び / またはダイヤモンド切削などによって粗面化することができる。骨の内部成長及び固定を促すために、補綴装置 30 の骨接触面のすべてまたは一部は、ヒドロキシアパタイト (H A)、リン酸三カルシウム (T C P) 及び / または炭酸カルシウムなどの生体適合性及び骨伝導性を有する材料で被覆することもできる。あるいは、トランスフォーミング増殖因子 (T G F) ベータスーパーファミリー由来のタンパク質、または B M P 2 もしくは B M P 7 などの骨形成タンパク質など、骨誘導性のコーティングを用いることができる。他の適切な特徴は、鋭く尖った部分、隆起及び / または他の表面構造を含むことができる。

20

【 0 0 2 9 】

以下に記載されるように、補綴装置 30 は椎骨 V 1、V 2 の間に取り付けることができる。補綴装置 30 は、周知の T L I F (経椎間孔腰椎椎体間固定術) または P L I F (後方腰椎椎体間固定術) 処置と類似の後方経椎間孔進入法を用いて患者に移植することができる。P L I F 式進入法は、一般により中心に近く、また椎骨円板空間に近接するために、横切っている根 (r o o t) 及び硬膜をより多く引き込むことに依存する。これらの構造体の間の空間は、K a m b i n の三角形として知られている。T L I F の進入路は一般により傾斜しており、出て行く根の引き込みが少なくて済み、また横切っている構造体の引き込みが少ないことに伴って硬膜外出血も少なくて済む。出て行く神経根の位置より上かつ K a m b i n の三角形の外側で遠位側面 (f a r l a t e r a l) 進入法を用いて、脊椎骨間の空間に接近することも可能である。いくつかの例では、面を切除せずに遠位側面を介して脊椎骨間の空間に接近することが可能である。更に、腰筋を通る直接側面 (d i r e c t l a t e r a l) 進入法も知られている。この進入法は後方の神経要素を完全に回避する。本開示の実施形態は、こうした一般的な進入法の任意のもの、またはそれらの組合せを採用することができる。

30

40

【 0 0 3 0 】

こうした進入法の少なくとも 1 つに従って、患者の背中に正中切開などの切開を行い、罹患した円板 D 1 及びまわりの組織の一部またはすべてを、孔を介して除去することができる。椎骨 V 2 の上終板 24 は、下側関節構成要素 34 の外側接触面 50 の輪郭と一致させて終板 24 に対する圧力分布を正常にする、かつ / または骨の内部成長の前に初期固定を可能にするために、粉碎、研削または他の方法で切除することができる。椎骨 V 2 の終板 24 を処理することによって、平坦な表面、またはポケット、溝などの表面外形、または対応する外側接触面 50 上の形に一致する他の外形を得ることができる。椎骨 V 1 の下終板 18 も、上側関節構成要素 32 を受け入れるように、出て行く神経根及び後根神経節によって許容される程度まで同様に処理することができる。椎間関節 26 が置換されるか

50

どうかに応じて、本来の椎間関節及び対応する関節突起 16、22 を切り取り、ブリッジ構成要素 62 のための空間を作ることができる。

【0031】

次いで、補綴装置 30 は、外科的に生成された開口部を通して区分的に挿入することができる。すなわち、上側関節構成要素及び下側関節構成要素 32、34 を含む補綴装置 30 の構成要素を、孔を通して嵌め込み、椎骨本体 14、20 の間の椎間円板空間内に配置することができる。補綴装置 30 の各部分は完全に分離するか、あるいは孔を通して挿入する前に、それらの 2 つ以上を当分野において周知の布または他の材料によって互いに結び付けるもしくはパッケージ化することができる。本来の円板の外側環状部の少なくとも一部を保持することが可能である場合には、下側関節構成要素は、それが環状部の対応する部分に接するように挿入することができる。

10

【0032】

終板 18、24 は、それぞれキール 52、58 を受け入れるために、粉碎する、削る、切り込みを付ける、または他の方法で処理することができる。あるいは、キール自体のすべてまたは各部分が、終板内にチャンネルを切削することもできる。例えば、上側関節構成要素 32 が移植されると、先頭の細長い部分 52 はあらかじめ切削されたチャンネルをたどることができ、あるいは上側関節構成要素 32 が終板 18 の中に押し込まれると、それ自体がチャンネルを形成することができる。前縁 56 は更に、椎骨本体 14 の周縁部のより硬い皮質骨を切削することができる。蛍光透視法または他の可視化法を指標に用いて、後方タブ 60 が椎骨 14 の後方壁と接触するまで上側関節構成要素 32 を押し込み、それ以上の挿入を制限することができる。キール 58 を有する下側関節構成要素 34 は、同様の方法で終板 24 及び椎骨本体 20 の中に押し込むことができる。この実施形態では、上側関節構成要素 32 は、少なくとも最初は摩擦嵌合によって適所に保持される。別の実施形態では、骨ねじ、ステーブルなどの締結具、接着剤、または他の機械的もしくは化学的な締結具を用いて、上側関節構成要素を適所に保持することができる。

20

【0033】

上側関節構成要素及び下側関節構成要素 32、34 が移植された状態では、関節接合面 36 は、関節接合面 38 と関節運動するように係合させることができる。関節接合面 36、38 によって形成される接合部の回転中心は、椎骨 V1、V2 の間の椎間円板空間を通過して長手方向に延びる中心軸 19 の後方に配置することができる。後方タブ 60 が上側関節構成要素 32 が過度に挿入されるのを防止する停止部として働くため、回転中心の最終的な位置は、上側関節接合構成要素の選択によってあらかじめ決めることができる。

30

【0034】

ブリッジ 62 は、下側関節構成要素 34 から後方に、かつ椎骨本体 14、20 の間の椎間円板空間から後方に延びることができる。締結具 68 は、接続構成要素 66 を通り、椎弓根 25 の一部を通過して椎骨本体 20 に挿入することができる。この実施形態では、締結具 68 は、椎弓根 25 の中に椎弓根の軸に対して傾斜した角度で突き通され、したがって、軸 19 に対して傾斜した角度で椎骨本体 20 の中に押し込まれる。締結具 68 の角度は、その後の接合部 12 の運動中に締結具が後退して骨から外れるのを制限するのに役立つことができる。後退は更に、締結具 68 をブリッジ 62 の遠位端にクランプする固定クリップ 70 によって制限することができる。

40

【0035】

示されないが、補綴装置 30 と同一または類似の第 2 の補綴装置を、前述した方法と実質的に同じ方法で、相対する側で対向する T L I F または P L I F 式進入法によって挿入することができる。挿入後、第 2 の補綴装置は補綴装置 30 と協働し、実質的に同じ方法で動作して、以下に記載される運動範囲を与えることができる。

【0036】

取り付けられると、関節接合面 36、38 によって形成されたボールソケット型的前方接合部は、比較的安定した状態になり、自動的に中心に戻ることができる。関節接合面の球形の面は、屈曲/伸張、横方向の曲げ及び回転運動を含むすべての範囲の運動を可能に

50

する。関節接合面 36、38 及び締結具 68 によって形成される前方接合部により、補綴装置 30 は剪断力、特に前方 - 後方の力に抵抗することが可能になる。上側関節構成要素 32 の下側関節構成要素 34 に対する動きは、関節接合面 36 内の関節接合面 38 の変位によって制限することができる。長手方向の軸 19 のまわりの回転運動は、相対する側にある対の補綴装置によって与えられる組み合わせられた拘束により制限することができる。キール 52、58 は更に、個々の構成要素 32、34 の剪断及び回転運動に抵抗するように働くことができる。

【0037】

脊椎関節 12 内の屈曲 / 伸張運動を制限する椎間関節 26 の機能は、運動制限器 40、42、44、46 によって少なくとも部分的に復元することができる。例えば図 8 に示すように、脊椎関節 12 が屈曲した状態では、運動制限器 40、44 が接触して、それ以上の屈曲運動を防ぐこと、及び / または関節接合面 36、38 の位置ずれを防ぐことができる。図 9 に示すように、脊椎関節 12 が伸張した状態では、運動制限器 42、46 が接触して、それ以上の伸張運動を防ぐこと、及び / または関節接合面 36、38 の位置ずれを防ぐことができる。屈曲 / 伸張運動は更に、締結具 68 によって椎弓根 25 及び / または椎骨本体 20 と接触した状態に保たれたブリッジ 62 によって制限することができる。

【0038】

一般に、前方に配置された単純なボールソケット型の接合部は、同一または類似の曲率半径を有するそれぞれの構成要素によってしっかりと拘束され、屈曲 - 伸張、横方向の曲げ及び捻り運動を可能にすると同時に、剪断力に抵抗し、並進運動を制限することができる。ボールソケット型の構成要素の形またはそれらの間のクリアランスを変更することによって、運動度を増すことも可能になる。

【0039】

次に図 10 及び図 11 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 80 は脊椎関節 12 内の運動を維持することができる。補綴装置 80 は、上側関節構成要素 82 及び下側関節構成要素 84 を含む。上側関節構成要素 82 は関節接合面 86 を含み、関節接合面 86 の形は滑らかな凹形であり、全体的に球形とすることができる。下側関節構成要素 84 は関節接合面 88 を含み、関節接合面 88 の形は滑らかな凸形であり、全体的に球形とすることができる。組み立てられると、関節接合面 86 は関節接合面 88 に係合して、ボールソケット型の前方接合部を形成することができる。

【0040】

前述のように、「球」の形をした面とは、均一な曲率半径を有する任意の曲面を含むものと理解され、また球形のキャップもしくは球の一部分を指すこともある。別の実施形態では、非球形の曲面が関節接合面として機能し、補綴装置の運動範囲に特定の制限を与えることができる。さらに他の実施形態では、接合部を反転させ、上側関節接合面が凸形を有し、下側関節接合面が凹形関節接合面を有するようにしてもよい。

【0041】

上側関節構成要素 82 は更に、椎骨終板 18 と相互作用するための外側接触面 90 を含むことができ、下側関節構成要素 34 は、椎骨終板 24 と相互作用するための外側接触面 92 を含むことができる。

【0042】

上側関節構成要素 82 は更に、外側接触面 90 から延び、細長い部分 96 及び細長い部分 98 を備えた上側キール 94 を含むことができる。細長い部分 98 を細長い部分 96 より高くして、椎骨本体 14 の外側壁の硬い皮質骨における補綴装置 80 の安定性を高めることができる。この実施形態では、一段高いキール部分 98 は尖らせた前縁部 100 を有し、椎骨本体 14 及び終板 18 内にチャンネルを切削し、装置 80 が椎骨本体 14 を削り取るのを防止することを助ける。この実施形態では、一段高いキール部分 98 は、上側キール 94 の長さの約 3 分の 1 であり、さらに安定化するために上側関節構成要素 82 の後方縁部に向かって延びている。別の実施形態では、上側キールはより長くてもより短くてもよい。下側関節構成要素 84 は、外側接触面 92 から延びる下側キール 102 を含むこ

とができる。

【 0 0 4 3 】

上側関節構成要素 8 2 は更に、外側接触面 9 0 の後方縁部から上方へ延びる後方タブ 1 0 4 を含むことができる。この実施形態では、タブ 1 0 4 は接触面 9 0 に対して全体的に垂直にする、またはわずかに鋭角をなすようにすることができる。タブ 1 0 4 は、上側キール 9 4 の後方端部と一体成形される、あるいは接することが可能である。以下にさらに詳しく記載されるように、後方タブ 1 0 4 は、装置 8 0 が椎間円板空間内で極端に前方に挿入されるのを防止する停止部として働くことができる。手術中に移植の進捗を判断し、装置 8 0 が完全に移植されて、後方タブ 1 0 4 が椎骨本体 1 4 の後方壁と接触するときを確認するために、タブ 1 0 4 の位置を、蛍光透視法または他の可視化法によって監視することができる。後方タブ 1 0 4 の位置は、関節接合面 8 6、8 8 によって形成された接合部の回転中心に対して固定することができるため、後方タブ 1 0 4 の位置は、回転中心の位置を示すものとして役立つことができる。外科医が回転中心に対する所望の位置を決めた後、上側関節構成要素 8 2 は、後方タブ 1 0 4 が椎骨本体 1 4 の後方壁に接して位置決めされると、回転中心があらかじめ決められた所望の位置に移動されるように選択することができる。

10

【 0 0 4 4 】

補綴装置 8 0 は更に、下側関節構成要素 8 4 から後方に延びる下側ブリッジ構成要素 1 0 6 を含むことができる。取り付けられると、下側ブリッジ構成要素 1 0 6 は、椎骨本体 1 4、2 0 の間の椎間円板空間から後方に、椎弓根 2 5 の少なくとも一部に沿って延びることができる。

20

【 0 0 4 5 】

この実施形態では、下側ブリッジ 1 0 6 から下側後方関節構成要素 1 0 8 が延びることができる。後方関節構成要素 1 0 8 は、ブリッジ端部 1 1 2 及び尾端部 1 1 4 を有する支柱 1 1 0 を含むことができる。支柱 1 1 0 は、全体的に脊柱に沿った方向に延びるように構成することができる。

【 0 0 4 6 】

支柱 1 1 0 のブリッジ端部 1 1 2 は、下側ブリッジ 1 0 6 に接続することができる。支柱 1 1 0 は上方に延びることが可能であり、したがって、支柱 6 0 の尾端部 1 1 4 は下側ブリッジ 1 0 6 より高い位置に配設することができる。尾端部 1 1 4 は、上側関節構成要素 8 2 と下側関節構成要素 8 4 との間の関節接合の範囲を制限するように構成された、運動停止部 1 1 6 を含むことができる。この実施形態では、支柱 1 1 0 は、ブリッジ端部 1 1 2 と尾端部 1 1 4 との間に延びる直線部分を含むことができる。例示的な一実施形態では、支柱 1 1 0 は関節接合面 8 8 の湾曲と同心の曲線を含むことができる。

30

【 0 0 4 7 】

補綴装置 8 0 は更に、上側関節構成要素 8 2 から後方に延びる上側ブリッジ構成要素 1 1 8 を含むことができる。取り付けられると、上側ブリッジ構成要素 1 1 8 は更に、椎骨本体 1 4、2 0 の間の椎間円板空間から後方に延びることができる。ブリッジ構成要素 1 0 6、1 1 8 のどちらも、ただし特に下側ブリッジ 1 0 6 は、本来の椎弓根を補助または置換することができる「優れた (super)」または人工椎弓根となり得る。

40

【 0 0 4 8 】

上側ブリッジ 1 1 8 からは、上側後方関節構成要素 1 2 0 が延びている。上側後方関節構成要素 1 2 0 は、C 形を形成するように構成された 1 対のアーム 1 2 2 を含み、C 形部分は、下側後方関節構成要素 1 0 8 の支柱 1 1 0 を受け入れるように適合される。アーム 1 2 2 の一部は、支柱 1 1 0 上の運動停止部 1 1 6 と協働するように構成された運動停止部 1 2 4 を形成する。したがって、上側後方関節構成要素及び後方関節構成要素 1 0 8、1 2 0 が、図 1 0 及び図 1 1 に示されるように組み立てられると、運動停止部 1 2 4 及び運動停止部 1 1 6 が協働して、補綴装置 8 0 の関節接合の範囲を制限する。上側ブリッジ構成要素 1 1 8 は更に、この実施形態では支柱 1 1 0 の前方運動を制限する三角形の拡張部である、運動制限器 1 2 5 を含むことができる。

50

【 0 0 4 9 】

接続構成要素 1 2 6 は、この実施形態では締結具 1 2 8 を受け入れるための一体成形された管であり、支柱 1 1 0 内の開口部 1 3 0 の間、下側ブリッジ構成要素 1 0 6 を通って延びることができる。この実施形態では、締結具 1 2 8 は骨ねじであるが、別の実施形態では、釘、ステーブルなどの締結具、または他の機械的もしくは化学的な締結具が適している場合もある。締結具 1 2 8 は、傾斜した角度で椎弓根 2 5 の一部を横切り、椎骨本体 2 0 の中にねじ込むことができる。取り付けられると、下側ブリッジ 1 0 6 及び締結具 1 2 8 は、特に屈曲 / 伸張運動中の装置 8 0 の過度の運動を制限することができる。さらに下側ブリッジ 1 0 6 は、負荷を下側椎骨 V 2 に分配して、下側関節構成要素 8 4 が椎骨本体 2 0 の中に沈下する可能性を低減することができる。

10

【 0 0 5 0 】

補綴装置 8 0 の各構成要素は、装置 3 0 に関して先に列挙した材料の任意のもので形成することができる。補綴装置 8 0 は、装置 3 0 に関して前述した方法と同様の方法で移植することが可能であるが、この実施形態では、各構成要素は移植前に、支柱 1 1 0 がアーム 1 2 2 を通して挿入され、移動を許容されるようにあらかじめ組み立てることができる。装置 3 0 と同様に、補綴装置 8 0 は類似または同一の相対する側にある装置と対にすることができる。

【 0 0 5 1 】

取り付けられると (図 1 3)、関節接合面 8 6、8 8 によって形成されたボールソケット型の前方接合部は、比較的安定した状態になり、自動的に中心に戻ることができる。関節接合面の球形の面は、屈曲 / 伸張、横方向の曲げ及び回転運動を含むすべての範囲の運動を可能にする。関節接合面 8 6、8 8 によって形成される前方接合部、上側後方関節構成要素及び下側後方関節構成要素 1 0 8、1 2 0 によって形成される後方接合部、ならびに締結具 6 8 は共に、補綴装置が剪断力、特に前方 - 後方の力に抵抗できるようにする。上側関節構成要素 3 2 の下側関節構成要素 3 4 に対する動きは、関節接合面 3 6 内の関節接合面 3 8 の変位によって、さらには後方関節構成要素 1 0 8、1 2 0 によって制限することができる。長手方向の軸 1 9 のまわりの回転運動は、後方関節構成要素 1 0 8、1 2 0、及び相対する側にある対の補綴装置によって与えられる組み合わせられた拘束により制限することができる。キール 9 4、1 0 2 は更に、個々の構成要素 8 2、8 4 の剪断及び回転運動に抵抗するように働くことができる。

20

30

【 0 0 5 2 】

脊椎関節 1 2 内の屈曲 / 伸張運動を制限する椎間関節 2 6 の機能は、後方関節構成要素 1 0 8、1 2 0 によって少なくとも部分的に復元することができる。例えば、装置 8 0 が完全に屈曲した状態にあるときには、運動停止部 1 2 4 と運動停止部 1 1 6 が協働することによって、それ以上の屈曲及び前方接合部の位置ずれを制限することができる。装置 8 0 が完全に伸張した状態にあるときには、運動停止部 1 2 5 が支柱 1 1 0 と協働し、かつ上側ブリッジ構成要素 1 1 8 が接続構成要素 1 2 6 と協働することによって、それ以上の伸張及び前方接合部の位置ずれを制限することができる。屈曲 / 伸張運動は更に、締結具 1 2 8 によって椎弓根 2 5 及び / または椎骨本体 2 0 と接触した状態に保たれた下側ブリッジ 1 0 6 により制限することができる。

40

【 0 0 5 3 】

次に図 1 2 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 1 4 0 は実質的に補綴装置 8 0 と同様とすることができるが、この実施形態では、キール 1 4 2 は拡張部分 1 4 6 及び拡張部分 1 4 8 を含むことができる。拡張部分 1 4 8 は拡張部分 1 4 6 より高くすることができ、また移植中に椎骨本体 1 4 の積極的な切削を可能にするように、下部を切り取った部分 1 5 0 を含むことができる。

【 0 0 5 4 】

次に図 1 4 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 1 6 0 は脊椎関節 1 2 内の運動を維持することができる。補綴装置 1 6 0 は、上側関節構成要素 1 6 2 及び下側関節構成要素 1 6 4 を含む。上側関節構成要素 1 6 2 は関節接合面 1 6 6 を含み、関節接合面 1 6

50

6の形は滑らかな凹形であり、全体的に球形とすることができる。下側関節構成要素164は、関節接合面168を含み、関節接合面168の形は滑らかな凸形であり、全体的に球形とすることができる。組み立てられると、関節接合面166は関節接合面168に係合して、ボールソケット型の前方接合部を形成することができる。この実施形態に示されるように、ボールソケット型の前方接合部の回転中心は、幾何学的な中線169の後方に位置決めされる。取り付けられると、この後方を向いた回転中心は、脊椎関節12により自然な原動力を発生させることができる。

【0055】

前述のように、「球」の形をした面とは、均一な曲率半径を有する任意の曲面を含むものと理解され、また球形のキャップもしくは球の一部を指すこともある。別の実施形態では、非球形の曲面が関節接合面として機能し、補綴装置の運動範囲に特定の制限を与えることができる。さらに他の実施形態では、接合部を反転させ、上側関節接合面が凸形を有し、下側関節接合面が凹形関節接合面を有するようにしてもよい。

【0056】

上側関節構成要素162は更に、外椎骨終板18と相互作用するための外側接触面170を含むことができ、下側関節構成要素34は、椎骨終板24と相互作用するための外側接触面172を含むことができる。

【0057】

上側関節構成要素162は更に、外側接触面170から延びる上側キール174を含むことができる。この実施形態では、キール174のより多くの部分が、中線169の後方に延びる以上に前方に延びることができる。このキール174の前方への配置は、関節12における運動中の上側関節構成要素のてこ作用を高めることができ、またボールソケット型接合部の回転中心の後方への配置によって装置160の前方に生成される、他の点で望ましくない過度の運動に抵抗するように働くことができる。別の実施形態では、上側キールはより長くてもより短くてもよい。下側関節構成要素164は、外側接触面172から延びる下側キール176を含むことができる。

【0058】

補綴装置160の各構成要素は、装置30に関して先に列挙した材料の任意のもので形成することができる。補綴装置160は装置30に関して前述した方法と同様の方法で移植することが可能であるが、この実施形態では、装置160全体を椎骨本体14、20の間の椎間円板空間内に位置決めすることができる。装置30と同様に、補綴装置80は類似または同一の相対する側にある装置と対にすることができる。

【0059】

取り付けられると、関節接合面166、168によって形成されたボールソケット型の前方接合部は、比較的安定した状態になり、自動的に中心に戻ることができる。関節接合面の球形の面は、屈曲/伸張、横方向の曲げ及び回転運動を含むすべての範囲の運動を可能にする。この実施形態には、実質的に椎間円板空間から延びる後方の構成要素がないため、本来の椎間関節26を保持すること、または当分野で周知の他のシステムによって置換もしくは強化することができる。長手方向の軸19のまわりの回転運動は、相対する側にある対の補綴装置によって与えられる組み合わせられた拘束により制限することができる。キール174、17は更に、個々の構成要素162、164の剪断及び回転運動に抵抗するように働くことができる。

【0060】

次に図15を参照すると、この実施形態では、補綴装置180は脊椎関節12内の運動を維持することができる。補綴装置180は、上側関節構成要素182及び下側関節構成要素184を含む。装置180は、上側関節構成要素182が椎骨終板18の中に固定するための一連の鋸歯状の突起部を含んだキールシステム186を含むこと除いて、実質的に装置160と同様とすることができる。下側関節構成要素184からは、同様のキールシステム188が延びている。鋸歯状の突起部の頂点及び幅は、キールシステムの全長にわたって均一でも異なってもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 1 】

次に図 1 6 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 1 9 0 は脊椎関節 1 2 内の運動を維持することができる。補綴装置 1 9 0 は、上側関節構成要素 1 9 2 及び下側関節構成要素 1 9 4 を含む。装置 1 9 0 は、実質的に装置 1 6 0 と同様とすることができるが、以下に記載される相違点を有する。この実施形態では、補綴装置 1 9 0 は更に、下側関節構成要素 1 9 4 から後方に延びるブリッジ構成要素 1 9 6 を含むことができる。取り付けられると、ブリッジ構成要素 1 9 6 はさらに後方へ、椎骨本体 1 4、2 0 の間の椎間円板空間から、椎弓根 2 5 の少なくとも一部に沿って遠位端 1 9 8 まで延びることができる。別の実施形態では、椎弓根 2 5 のすべてまたは一部を除去し、ブリッジを本来の構造からの支持がほとんどまたはまったくない状態にすることができる。

10

【 0 0 6 2 】

ブリッジ 1 9 6 の遠位端 1 9 8 は、この実施形態では締結具 2 0 2 を受け入れるための通路である、接続構成要素 2 0 0 を含むことができる。この実施形態では、締結具 2 0 2 は骨ねじであるが、別の実施形態では、釘、ステーブルなどの締結具、または他の機械的もしくは化学的な締結具が適している場合もある。接続構成要素 2 0 0 の向きによって、締結具 2 0 2 を椎弓根外に挿入することが可能になり、その結果、ねじが椎弓根を通して画定される中心軸から離れる傾斜角度付きのまたは斜めの経路を移動するようになる。締結具 2 0 2 は、椎弓根 2 5 の一部を横切り、椎骨本体 2 0 の中にねじ込むことができる。椎弓根外の固定は、全体的に後方 - 前方に椎弓根を通して画定される中心軸に沿った経路をたどらない、椎弓根内への任意の固定とすることができる。この実施形態では、ねじは椎弓根の上側壁を貫通し、強力な皮質固定を実現することができる。すべての実施形態において、締結具は少なくとも部分的に窪ませ、関節接合、軟組織及び神経構造に干渉しないようにすることができる。

20

【 0 0 6 3 】

取り付けられると、ブリッジ 1 9 6 及び締結具 2 0 2 は、特に屈曲 / 伸張運動中の装置 1 9 0 の過度の運動を制限することができる。さらにブリッジ 1 9 6 は、負荷を下側椎骨 V 2 に分配して、下側関節構成要素 1 9 4 が椎骨本体 2 0 の中に沈下する可能性を低減することができる。前述のように、接続構成要素は、締結具 2 0 2 の動き及び脱離を制限するための固定クリップ、または他の適切な機械的もしくは化学的なシステムを含むことができる。

30

【 0 0 6 4 】

上側関節構成要素 1 9 2 は、装置 3 0 の後方タブ 6 0 と同様に、上側関節構成要素 1 9 2 の上側面から全体的に上方に延びる接続構成要素を含むこともできる。接続構成要素 1 9 2 は、締結具 2 0 8 を受け入れるような大きさに作成された貫通通路 2 0 6 を含む。接続構成要素 1 9 2 は、上側関節構成要素 1 9 2 が椎間円板空間に挿入されるときに挿入停止部としても、締結具 2 0 8 を椎骨本体 1 4 内に方向付けるための入口点としても働くことができる。

【 0 0 6 5 】

取り付けられると、締結具 2 0 8 は、上側関節構成要素 1 9 2 の後方移動及び / または位置ずれを制限することが可能であり、また特に屈曲 / 伸張運動中の装置 1 9 0 の過度の運動を制限することもできる。固定クリップまたは他の阻止装置を用いて、締結具 2 0 8 が脱離するのを防止することができる。別の実施形態では、接続構成要素の大きさ及び形は様々でよい。例えば接続構成要素は、依然として締結具を受け入れるような大きさに作成された U 形の陥凹部とすること、あるいはステーブルまたは複数の締結具を受け入れる複数の通路を含むことが可能である。

40

【 0 0 6 6 】

次に図 1 7 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 2 1 0 は脊椎関節 1 2 内の運動を維持することができる。補綴装置 2 1 0 は、上側関節構成要素 2 1 2 及び下側関節構成要素 2 1 4 を含む。装置 2 1 0 は、この実施形態では、上側関節構成要素の締結具を省いてもよいことを除いて、実質的に装置 1 9 0 と同様とすることができる。上側関節構成要

50

素 1 9 2 と同様に、上側関節構成要素 2 1 2 は貫通通路 2 1 8 を有する接続構成要素 2 1 6 を含むことができる。この実施形態では、上側の締結具を省くことは、上側関節構成要素及び下側関節構成要素によって形成される前方接合部における余計な拘束を除くのに役立つことができる。更に、締結具に占有されない通路 2 1 8 によって骨の内部成長が可能になり、上側関節構成要素 2 1 2 が徐々に椎骨 V 1 に固定されるようになる。

【 0 0 6 7 】

次に図 1 8 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 2 2 0 脊椎関節 1 2 内の運動を維持することができる。補綴装置 2 2 0 は、上側関節構成要素 2 2 2 及び下側関節構成要素 2 2 4 を含む。装置 2 2 0 は、実質的に装置 1 9 0 と同様とすることができるが、装置 1 9 0 では詳細に示されていない機能をさらに含むことができる。

10

【 0 0 6 8 】

上側関節構成要素 2 2 2 は関節接合面 2 2 6 を含み、関節接合面 2 2 6 の形は滑らかな凹形であり、全体的に球形とすることができる。下側関節構成要素 2 2 4 は関節接合面 2 2 8 を含み、関節接合面 2 2 8 の形は滑らかな凸形であり、全体的に球形とすることができる。組み立てられると、関節接合面 2 2 6 は関節接合面 2 2 8 に係合して、ボールソケット型の前方接合部を形成することができる。関節接合面 2 2 6 からは、突起部 2 3 0 が延びることができる。この実施形態では、突起部 2 3 0 はアーチ形、または横方向の幅が前方／後方の長さより狭い「ロッカ」状の形である。関節接合面 2 2 8 の中に、陥凹部または溝穴 2 3 2 が延びることができる。溝穴 2 3 2 の長さは全体的に前方／後方に延びることができ、溝穴の長さは溝穴の幅より大きい。この実施形態では、溝穴 2 3 2 の基部は、突起部 2 3 0 の形に全体的に一致するように湾曲している。別の実施形態では、溝穴の基部は平坦でもよい。突起部 2 3 0 は、溝穴 2 3 2 と協働して前方接合部における屈曲／伸張運動を可能にすると同時に、前方接合部での剪断力及び捻り運動に抵抗するような大きさに作成される。

20

【 0 0 6 9 】

別の実施形態では、突起部及び溝穴は、前方接合部における他のタイプの運動を可能にするように成形することができる。例えば、溝穴を突起部より幅広くすることによって、関節接合面間の捻れまたは並進運動をある程度許容することができる。突起部をより円筒タイプの形にすることによって（図 2 1 参照）、前方／後方の並進運動及び接合部の位置ずれを制限すると共に、捻り運動を許容することができる。

30

【 0 0 7 0 】

この実施形態に詳しく示すように、下側関節構成要素 2 2 4 は更に、図 3 に関して前述した固定クリップ（図示せず）を受け入れるための拘束用の溝穴 2 3 4 を含み、骨締結具が後退して骨から外れるのを防止することができる。

【 0 0 7 1 】

次に図 1 9 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 2 4 0 は脊椎関節 1 2 内の運動を維持することができる。補綴装置 2 4 0 は、上側関節構成要素 2 4 2 及び下側関節構成要素 2 4 4 を含む。装置 2 2 0 は、実質的に装置 1 9 0 と同様とすることができるが、以下に記載される相違点を有する。

【 0 0 7 2 】

40

上側関節構成要素 2 2 2 は陥凹部 2 4 6 を含み、陥凹部 2 4 6 はアーチ形とし、主要な球形の関節接合部の後方に配置することができる。下側関節構成要素 2 2 4 は、やはり主要な球形の関節接合部の後方に配置され、陥凹部 2 4 6 の中に嵌合するような大きさに作成されたアーチ形の突起部 2 4 8 を含む。装置 2 4 0 が組み立てられた状態では、突起部 2 4 8 は陥凹部 2 4 6 の内部に挿入され、位置ずれ及び望ましくない運動に抵抗する。この構成は、前方／後方の力と横方向の剪断力との両方に抵抗し、かつ捻れに抵抗すると同時に、屈曲／伸張運動の自由を許容する役目を果たす。また突起部と陥凹部との間の嵌合をきつくするほど、横方向の曲げが制限されるようになる。

【 0 0 7 3 】

図 2 0 は、実質的に装置 2 4 0 と同様とすることができる装置 2 5 0 を示すが、この実

50

施形態では、突起部 254 が陥凹部 252 に挿入され、突起部と陥凹部との両方が主要な球形の関節接合部の前方に配置される。この構成は、前方／後方の力と横方向の剪断力との両方に抵抗し、かつ捻れに抵抗すると同時に、屈曲／伸張運動の自由を許容する役目を果たす。また突起部と陥凹部との間の嵌合をきつくするほど、横方向の曲げが制限されるようになる。

【0074】

次に図 21 を参照すると、補綴装置 260 は脊椎関節 12 内の運動を維持することができる。補綴装置 260 は、上側関節構成要素 262 及び下側関節構成要素 264 を含む。装置 260 は、実質的に装置 220 と同様とすることができるが、上側関節構成要素 262 の関節接合面から延びる突起部 266 は円筒形とし、噛み合う下側関節構成要素 264 の下側関節接合面内の円筒形の開口部に受け入れられるような大きさにすることができる。この実施形態は、剪断力及び位置ずれに抵抗すると同時に、捻れ運動を許容することができる。

10

【0075】

次に図 22A 及び図 22B を参照すると、補綴装置 270 は脊椎関節 12 内の運動を維持することができる。補綴装置 270 は、上側関節構成要素 272 及び下側関節構成要素 274 を含む。装置は、実質的に装置 240 と同様とすることができるが、記載される相違点を有する。この実施形態では、1 対の緩衝器 276 が下側関節構成要素 274 から、一方は関節接合部の前方側に、他方は関節接合部の後方側に延びている。緩衝器 276 は全体的に円筒形であるが、別の実施形態では、球形、ドーム形、または減衰を与える他の任意の適切な形とすることができる。上側関節構成要素 272 の中には、1 対の陥凹部 278 が延びている。示されるように、陥凹部を緩衝器 276 より幅広くして、より大きい捻りの運動範囲及びより大きい横方向の曲げを許容することができる。

20

【0076】

組み立てられると、緩衝器 276 はそれぞれの陥凹部 278 の中に延び、上側関節構成要素 272 と下側関節構成要素 274 との間の運動を減衰または緩和するように働くことができる。緩衝器は、突起部 248、254 のように剛性材料で形成することができるが、この実施形態では、緩衝器はエラストマー材料、または特に屈曲／伸張運動中の関節構成要素間で減衰を与えることが可能な他の任意の弾性材料で形成される。別の実施形態では、上側関節構成要素と下側関節構成要素との間に、機械的なばねまたは他の機械的な緩衝装置を設けることができる。

30

【0077】

次に図 23 乃至図 24 を参照すると、補綴装置 280 は脊椎関節 12 内の運動を維持することができる。補綴装置 280 は、上側関節構成要素 282 及び下側関節構成要素 284 を含む。装置 280 は、実質的に装置 160 と同様とすることができるが、この実施形態では、上側関節構成要素 282 から接続アーム 286 が延びている。接続アーム 286 は、金属などの剛性材料またはポリマーで形成することができる。別の実施形態では、接続アームの可撓性を許容することができる。接続アーム 286 は、チタンなどの剛性材料、または PEEK などより可撓性のある材料から形成可能な細長いロッド 290 に接続するための襟部 288 を含む。図 23 の実施形態では、ロッド 290 は 1 対の多軸骨ねじ 292、294 の間に延びている。したがって、補綴装置 280 を当分野において周知の任意のロッド及びねじのシステムと共に用いて、脊椎関節にさらに拘束を与えることが可能であることが理解される。図 24 に示されるように、接続アーム 286 の襟部 288 の間にスペーサ 296 が延びてもよい。スペーサ 296 は、接続アーム 286 と多軸ねじ 292 との間の所望の距離を維持するように働くことができる。スペーサ 296 を変形可能で弾力のあるものとし、襟部 288 が屈曲／伸張などある特定のタイプの運動のもとでスペーサを圧縮するようにしてもよい。あるいは、スペーサを比較的剛性のものとし、襟部と多軸ねじとの間に固定された空間を形成してもよい。

40

【0078】

次に図 25 を参照すると、この実施形態では、補綴装置 300 は脊椎関節 12 内の運動

50

を維持することができる。補綴装置 300 は、上側関節構成要素 302 及び下側関節構成要素 304 を含む。装置 300 は、実質的に装置 280 と同様とすることができるが、この実施形態では、下側関節構成要素 304 から接続アーム 306 が延びている。この実施形態では、接続アーム 306 と多軸ねじ 310 との間に、スペーサ 308 が延びている。

【0079】

次に図 26A 及び図 26B を参照すると、この実施形態では、補綴装置 310 は、上側関節構成要素（図示せず）及び下側関節構成要素 312 を含む。装置 300 は、実質的に装置 190 と同様とすることができるが、説明される相違点を有する。この実施形態では、凸形の下側関節接合面構成要素 314 が下側関節構成要素 312 から分離されている。下側関節接合面構成要素 314 と下側関節構成要素 312 との間にワッシャ 316 が延び、下側関節接合面に緩衝効果を与える。この実施形態では、下側関節接合面構成要素は、関節接合面構成要素とワッシャを接続するために、ワッシャ 316 内の陥凹部 320 の中に嵌合するような大きさに作成された突出部 318 を備えている。ワッシャ 316 は更に、下側関節構成要素 312 内の陥凹部 322 の中に嵌合するような大きさに作成される。ワッシャは、屈曲／伸張、横方向の曲げ及び回転の間に緩衝効果を与えるように、エラストマーなど弾力のある変形可能な材料で形成することができる。あるいは、ワッシャを形成する材料は比較的剛性のものでもよく、その耐荷特性及び耐摩耗特性によって選択することができる。一実施形態では、ポリウレタンが適した材料となり得る。関節接合面構成要素は、ワッシャに対して回転可能であっても固定されてもよい。同様にワッシャは、下側関節構成要素に対して回転可能であっても固定されてもよい。ワッシャ 316 によって、関節接合面構成要素 314 が下側関節構成要素 312 に対して移動すると同時に、関節接合面構成要素の運動にある程度の拘束を与えることが可能になる。ワッシャの材料の弾性が高まると、関節接合面構成要素の運動に対する拘束が低減する可能性がある。

【0080】

次に図 27A 及び図 27B を参照すると、この実施形態では、補綴装置は下側関節構成要素 330 を備えることができる。この実施形態では、関節接合面構成要素 332 が、ワッシャ 334 を通り、下側関節構成要素 330 に接触するように延びている。ワッシャ 334 は、関節接合面構成要素 332 の突出部 338 を受け入れ、保持するための開口部 336 を備えている。関節接合面構成要素 332 はワッシャ内で旋回可能であり、また外側周縁部に沿ってワッシャによる緩衝作用を受けることができる。前述のように、このワッシャは、やはり関節接合面構成要素に緩衝効果を与えると同時に、屈曲／伸張、横方向の曲げ及び回転運動の間に関節接合面構成要素の一部の運動を拘束する。

【0081】

次に図 28A 及び図 28B を参照すると、この実施形態では、関節接合面構成要素 342 と下側関節構成要素 344 との間にワッシャ 340 が延びている。この実施形態では、関節接合面構成要素 342 は下側関節構成要素 344 に接触するのではなく、ワッシャ 340 によって完全な緩衝作用を受ける。ワッシャ 340 は、関節接合面構成要素 342 の外側周縁部に沿って延び、下側関節構成要素 344 と上側関節構成要素 348 との間の緩衝器として働くことができる側壁 346 を有する。

【0082】

「上側」及び「下側」という用語は、いくつかの実施形態では実施形態の各構成要素の位置を記述するために用いられる。上側は通常、頭部に向かう位置を記述するのに用いられ、下側は尾部または脚部に向かう位置を記述するのに用いられるが、本明細書で用いられるとき、上側及び下側は、単に図示された実施形態の構成要素の相対位置に対する修飾語として用いられる。図示された実施形態を記述するために上側または下側と称される構成要素は、患者の解剖学的形態に対する装置の向きまたは方法の適用を限定するものでも、特許請求の範囲を任意の装置または方法に限定するものでもない。

【0083】

記載された実施形態は、一般に前方関節構成要素、ブリッジ及び後方関節構成要素の一体成形を必要とするが、別の実施形態では、構成要素は様々な患者の解剖学的形態に適合

10

20

30

40

50

し、最小限に侵襲的な移植を容易にするモジュール式のものでもよい。

【 0 0 8 4 】

これまでほんの数例の例示的な実施形態を詳しく記載してきたが、当業者には、本開示の新規な教示及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多くの修正が可能であることが容易に理解されるであろう。したがって、そうした修正及び変更はすべて、以下の特許請求の範囲に定められる本発明の範囲内に含まれるものである。また当業者は、そうした修正及び同等の構成または方法が本開示の趣旨及び範囲から逸脱しないこと、ならびに本開示の趣旨及び範囲から逸脱することなく、本明細書における様々な交換、置換及び変更が可能であることも理解すべきである。「水平」、「垂直」、「上部」、「上側」、「下側」、「底部」、「左」及び「右」などの空間についての言及は、すべて例示のためにすぎず、本開示の範囲内で変更可能であることが理解される。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、列挙された機能を実施するものとして本明細書に記載された構造、及び構造上の同等物だけではなく等価な構造も包含するものである。

10

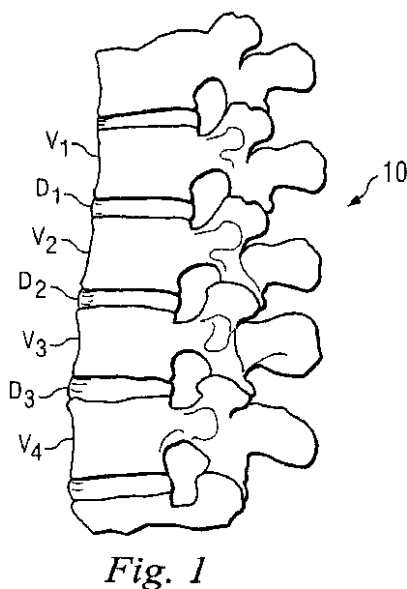
【 符号の説明 】

【 0 0 8 5 】

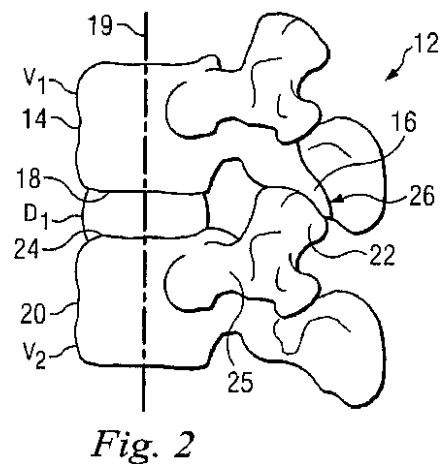
30：補綴装置、32：上側関節構成要素、34：下側関節構成要素、36，38：関節接合面、40，42，44，46：緩衝器または運動制限器、48，50：外側接触面、52：上側キール、53：細長い部分、54：キール部分（細長い部分）、56：前縁部、58：下側キール、60：後方タブ、62：ブリッジ構成要素、64：遠位端、68：締結具、70：固定クリップ

20

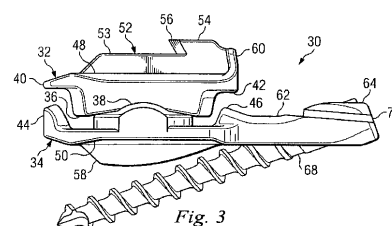
【 図 1 】



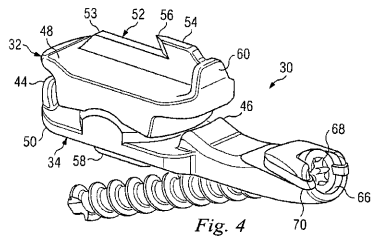
【 図 2 】



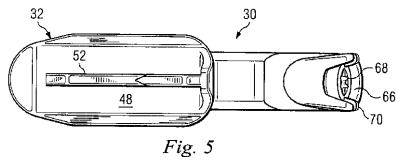
【 図 3 】



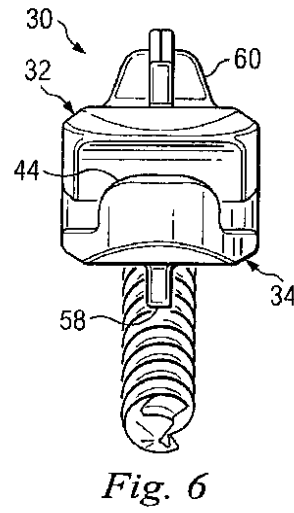
【 図 4 】



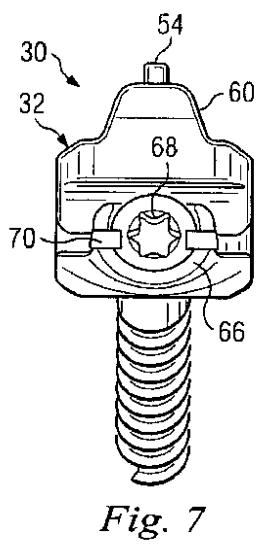
【 図 5 】



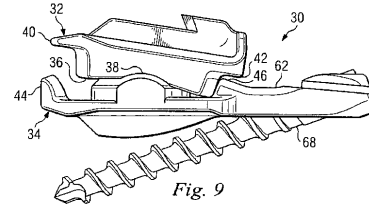
【 図 6 】



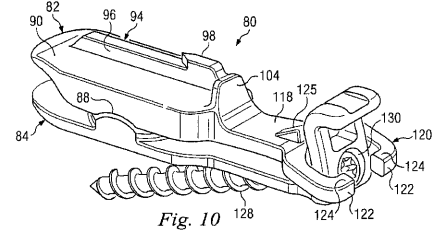
【 図 7 】



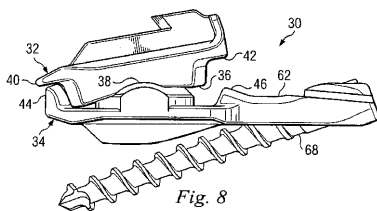
【 図 9 】



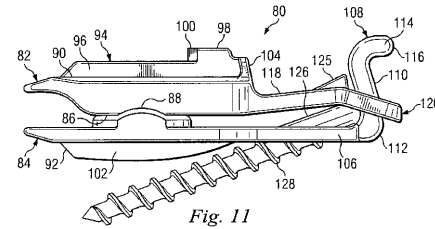
【 図 10 】



【 図 8 】



【 図 11 】



【図 12】

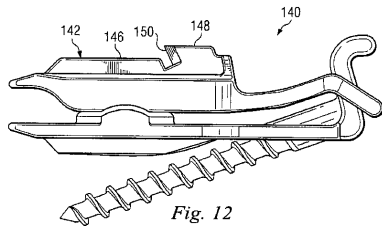


Fig. 12

【図 13】

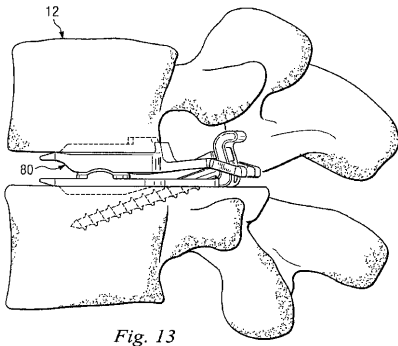


Fig. 13

【図 14】

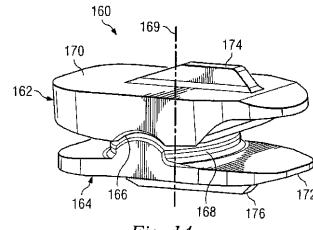


Fig. 14

【図 15】

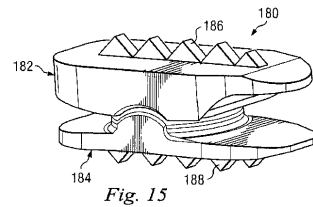


Fig. 15

【図 16】

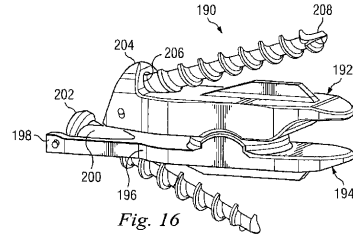


Fig. 16

【図 17】

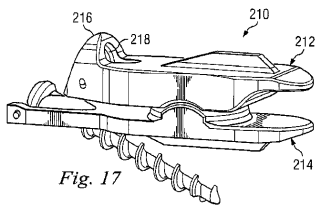


Fig. 17

【図 18】

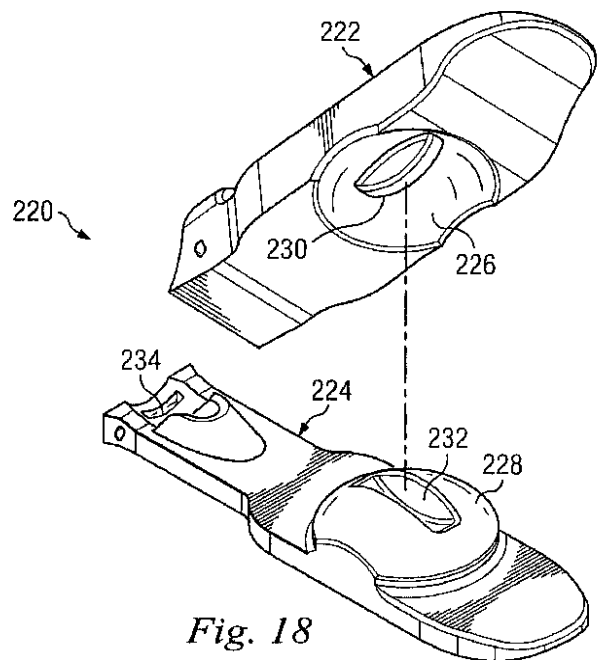
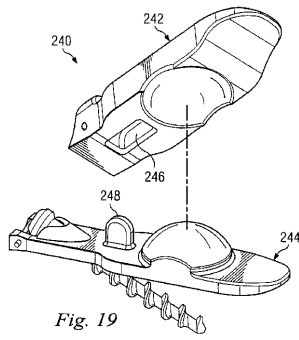
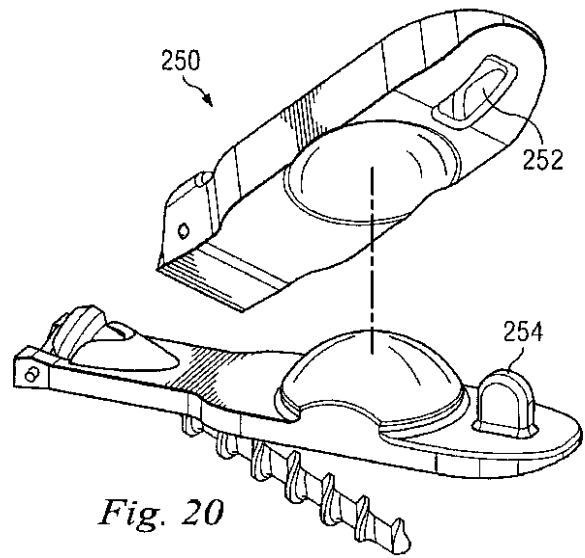


Fig. 18

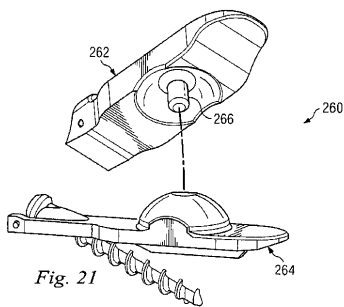
【図 19】



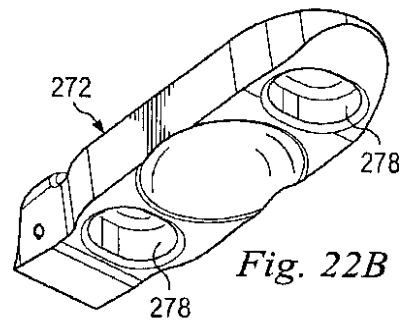
【図 20】



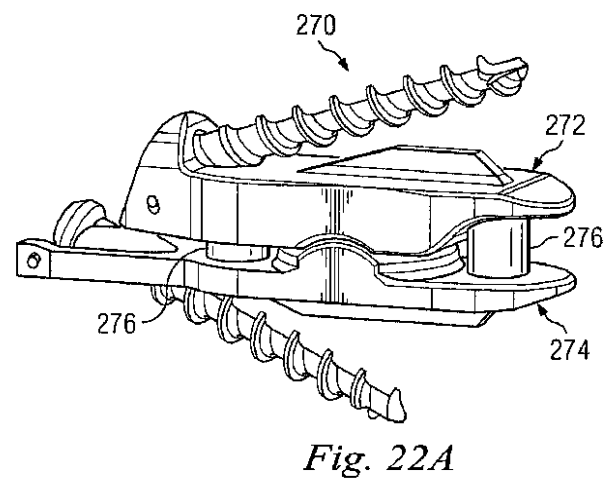
【図 21】



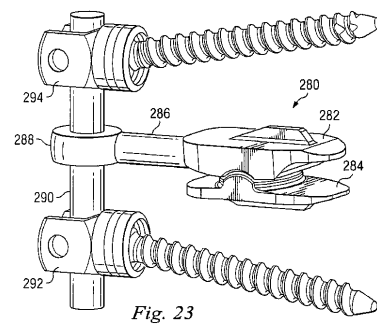
【図 22 B】



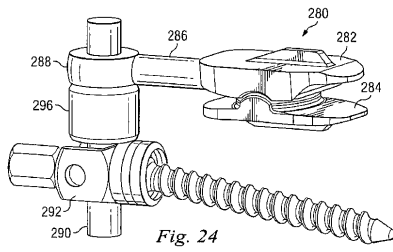
【図 22 A】



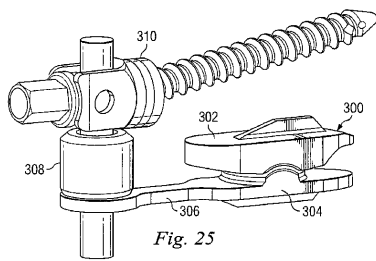
【図 23】



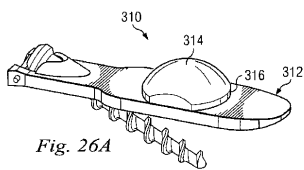
【図 24】



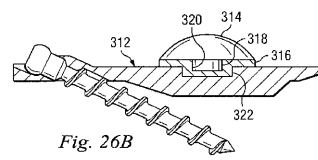
【図 25】



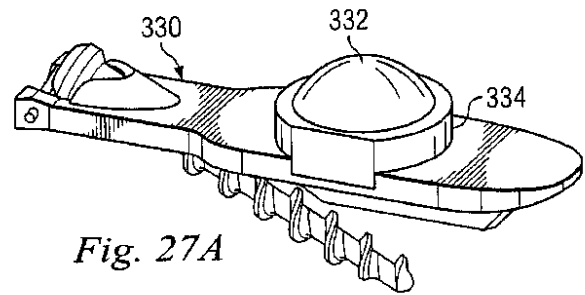
【図 26A】



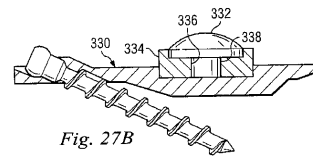
【図 26B】



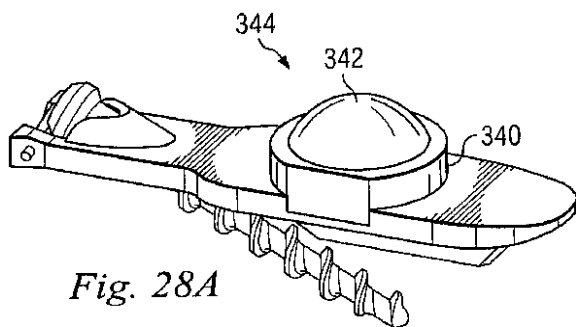
【図 27A】



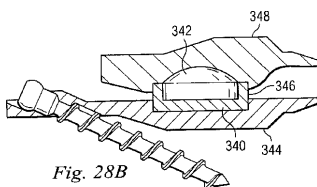
【図 27B】



【図 28A】



【図 28B】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2008/065504

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61F2/44 ADD. A61F2/00 A61F2/30		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61F		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2005/025431 A (SDGI HOLDINGS INC [US]; MARIK GREG C [US]; SQUIRES CRAIG M [US]; WILLI) 24 March 2005 (2005-03-24)	1,2,6,7, 11
Y	page 5, line 1 - page 10, line 8; figures 4,9	4,5,10, 12-14
X	US 2006/089717 A1 (KRISHNA MANOJ [GB] ET AL) 27 April 2006 (2006-04-27) figures 1-5,53-58	1,6,11
X	EP 1 685 811 A (CERVITECH INC [US]) 2 August 2006 (2006-08-02); paragraphs [0009] - [0014], [0018]; figure 2	1,6,11
X	US 2005/154467 A1 (PETERMAN MARC M [US] ET AL) 14 July 2005 (2005-07-14) figures 14,16	1,6,11
-/--		
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search		Date of mailing of the international search report
20 February 2009		03/03/2009
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Cuiper, Ralf

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/US2008/065504

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 2005/067824 A (SDGI HOLDINGS INC [US]; HODGES SCOTT D [US]; HUMPHREYS STEVEN C [US];) 28 July 2005 (2005-07-28) figures 14,16,19 -----	1,6,11
X	US 6 113 637 A (GILL STEVEN S [GB] ET AL) 5 September 2000 (2000-09-05) column 5 - column 9; figures 1-12 -----	1,6,11
Y	US 2007/055378 A1 (ANKNEY DAVID W [US] ET AL) 8 March 2007 (2007-03-08) figures 3,11,13,16 -----	4,5,10, 12,14
Y	US 2005/165407 A1 (DIAZ ROBERT L [US]) 28 July 2005 (2005-07-28) -----	13
A	paragraphs [0073], [0076]; figures 6,8 -----	10
A	WO 2005/070350 A (SDGI HOLDINGS INC [US]; EISERMANN LUKAS G [US]; HUMPHREYS STEVEN C [US]) 4 August 2005 (2005-08-04) figure 24 -----	10
P,X	WO 2007/087477 A (WARSAW ORTHOPEDIC INC [US]; YU KIDONG [US]; FESSLER RICHARD G [US]) 2 August 2007 (2007-08-02) the whole document -----	1,6,11
P,X	WO 2007/124467 A (RE SPINE LLC [US]; LEE CASEY K [US]) 1 November 2007 (2007-11-01) the whole document -----	1,6,11
P,X	US 2007/270972 A1 (GORDON CHARLES R [US] ET AL) 22 November 2007 (2007-11-22) the whole document -----	1,6,11

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/US2008/065504

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
WO 2005025431	A	24-03-2005	AU 2004271990 A1 BR PI0414369 A CA 2538660 A1 CN 1925799 A EP 1677686 A1 JP 2007522827 T US 2005055029 A1 US 2005055098 A1	24-03-2005 14-11-2006 24-03-2005 07-03-2007 12-07-2006 16-08-2007 10-03-2005 10-03-2005
US 2006089717	A1	27-04-2006	EP 1647243 A2 EP 1738721 A2 EP 1738722 A2 US 2008033562 A1 US 2006085076 A1	19-04-2006 03-01-2007 03-01-2007 07-02-2008 20-04-2006
EP 1685811	A	02-08-2006	AR 055497 A1 AU 2005325807 A1 CA 2594454 A1 CN 101111206 A WO 2006079366 A1 JP 2008528142 T KR 20070115900 A US 2006167552 A1	22-08-2007 03-08-2006 03-08-2006 23-01-2008 03-08-2006 31-07-2008 06-12-2007 27-07-2006
US 2005154467	A1	14-07-2005	WO 2005070351 A1	04-08-2005
WO 2005067824	A	28-07-2005	US 2005154465 A1	14-07-2005
US 6113637	A	05-09-2000	US 2003187454 A1 US 6540785 B1	02-10-2003 01-04-2003
US 2007055378	A1	08-03-2007	US 2007260317 A1	08-11-2007
US 2005165407	A1	28-07-2005	NONE	
WO 2005070350	A	04-08-2005	US 2005154464 A1	14-07-2005
WO 2007087477	A	02-08-2007	AU 2007208185 A1 EP 1983943 A1 KR 20080093141 A US 2007191945 A1	02-08-2007 29-10-2008 20-10-2008 16-08-2007
WO 2007124467	A	01-11-2007	EP 2012713 A2 US 2008077245 A1	14-01-2009 27-03-2008
US 2007270972	A1	22-11-2007	NONE	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW,GH,GM,KE,LS,MW,MZ,NA,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),
EP(AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MT,NL,NO,PL,PT,RO,SE,SI,SK,T
R),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BR,BW,BY,
BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,K
G,KM,KN,KP,KR,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT
,RO,RS,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,SV,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA,ZM,ZW

(74)代理人 100096013

弁理士 富田 博行

(74)代理人 100119426

弁理士 小見山 泰明

(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 3 8 1 0 3 , メンフィス, リバー・パーク 8 4 8

(72)発明者 ランジ, エリック・シー

アメリカ合衆国テネシー州 3 8 0 1 7 , コリアヴィル, ブルックス・ブラフ・コーヴ 1 9 9 0

(72)発明者 チャン, ジロン

アメリカ合衆国ミネソタ州 3 8 0 1 7 , コリアヴィル, リバー・パイン・ドライブ 1 3 8 6

(72)発明者 ブラドック, ダニー・エイチ, 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 ハンフリーズ, スティーヴン・シー

アメリカ合衆国テネシー州 3 7 4 5 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 フェスラー, リチャード・ジー

アメリカ合衆国イリノイ州 6 0 0 9 3 , ウィネトカ, トラップ・レイン 1 3 1 4

F ターム(参考) 4C097 AA10 BB01 CC01 CC03 CC05 CC13 CC16 DD02 DD07 DD08

DD09 DD10 EE02 EE11 FF20

4C160 LL24 LL42 LL69