

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4346641号
(P4346641)

(45) 発行日 平成21年10月21日(2009.10.21)

(24) 登録日 平成21年7月24日(2009.7.24)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 F 2/44 (2006.01)

A 6 1 F 2/44

請求項の数 23 (全 43 頁)

(21) 出願番号	特願2006-503574 (P2006-503574)	(73) 特許権者	506298792
(86) (22) 出願日	平成16年2月12日(2004.2.12)		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2006-517459 (P2006-517459A)		アメリカ合衆国インディアナ州46581
(43) 公表日	平成18年7月27日(2006.7.27)		、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/US2004/004351	(74) 代理人	100089705
(87) 国際公開番号	W02004/071348		弁理士 社本 一夫
(87) 国際公開日	平成16年8月26日(2004.8.26)	(74) 代理人	100140109
審査請求日	平成18年9月12日(2006.9.12)		弁理士 小野 新次郎
(31) 優先権主張番号	60/446,963	(74) 代理人	100075270
(32) 優先日	平成15年2月12日(2003.2.12)		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】 椎間空間への経孔式挿入用の人工器管

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

椎間空間への経孔式挿入用の人工器管において、

経孔式進入により第1椎骨に係合させるための第1湾曲フランジ、及び第1関節面を有する第1要素と、

経孔式進入により第2椎骨に係合させるための第2湾曲フランジ、及び前記第1関節面と協働して前記第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにするための第2関節面を有する第2要素と、を備えており、

前記第1要素は、細長く湾曲した側面部を備えており、前記湾曲した側面部の曲率の程度は第1湾曲フランジの曲率の程度に一致している人工器管。

10

【請求項 2】

椎間空間への経孔式挿入用の人工器管において、

経孔式進入により第1椎骨に係合させるための第1湾曲フランジ、及び第1関節面を有する第1要素と、

経孔式進入により第2椎骨に係合させるための第2湾曲フランジ、及び前記第1関節面と協働して前記第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにするための第2関節面を有する第2要素と、を備えており、

前記第2要素は、細長く湾曲した側面部を備えており、前記湾曲した側面部の曲率の程度は第2湾曲フランジの曲率の程度に一致している人工器管。

【請求項 3】

20

前記第 1 湾曲フランジは、前記第 1 要素の概ね全体に沿って伸張している、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 4】

前記第 1 湾曲フランジは、前記第 1 要素の一部分に沿って伸張している、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 5】

前記第 2 湾曲フランジは、前記第 2 要素の概ね全体に沿って伸張している、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 6】

前記第 2 湾曲フランジは、前記第 2 要素の一部分に沿って伸張している、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 7】

前記第 1 湾曲フランジは、前記第 1 椎骨に係合及び貫入させるための鋭利な部分を含んでいる、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 8】

前記第 2 湾曲フランジは、前記第 2 椎骨に係合及び貫入させるための鋭利な部分を含んでいる、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 9】

前記第 1 関節面は凸型部を備え、前記第 2 関節面は凹型部を備えている、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 10】

前記凸型部と凹型部は協働して、前記第 1 及び第 2 要素の間で関節運動ができるようにする、請求項 9 に記載の人工器管。

【請求項 11】

前記第 1 湾曲フランジは、前記第 1 椎骨に事前に形成された経孔用開口部内に配置される、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 12】

前記第 2 湾曲フランジは、前記第 2 椎骨に事前に形成された経孔用開口部内に配置される、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 13】

前記第 1 及び第 2 湾曲フランジには、少なくとも 1 つの孔が貫通して形成されている、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 14】

前記第 1 及び第 2 湾曲フランジは、それぞれ骨成長促進物質で被覆されている、請求項 1 又は 2 に記載の人工器管。

【請求項 15】

椎間空間への経孔式挿入用の人工器管において、
伸張している突起部を有する第 1 要素と、
陥凹部が画定されている第 2 要素と、を備えていて、これにより前記突起部が前記陥凹部と係合して、前記第 1 及び第 2 要素の間で関節運動ができるようになっており、
前記第 1 及び第 2 要素は、それぞれ、
曲率が前記椎間空間に対する経孔式進入に対応している湾曲したフランジと、
曲率が前記湾曲したフランジの曲率に一致している一対の湾曲した側面部と、を備えている、人工器管。

【請求項 16】

前記第 1 及び第 2 要素は、それぞれ支承面と関節面を備えている、請求項 15 に記載の人工器管。

【請求項 17】

前記第 1 要素の前記湾曲したフランジは、前記第 1 要素の前記支承面の概ね全体に沿って伸張している、請求項 16 に記載の人工器管。

【請求項 18】

前記第 1 要素の前記湾曲したフランジは、前記第 1 要素の一部に沿って伸張している、請求項 16 に記載の人工器管。

【請求項 19】

前記第 2 要素の前記湾曲したフランジは、前記第 2 要素の前記支承面の概ね全体に沿って伸張している、請求項 16 に記載の人工器管。

【請求項 20】

前記第 2 要素の前記湾曲したフランジは、前記第 2 要素の一部に沿って伸張している、請求項 16 に記載の人工器管。

【請求項 21】

前記突起部は凸型であり、前記第 1 要素の前記関節面から伸張している、請求項 16 に記載の人工器管。

【請求項 22】

前記陥凹部は凹型であり、前記第 2 要素の前記関節面に形成されている、請求項 21 に記載の人工器管。

【請求項 23】

人工器管の一部を形成するための人工要素において、

経孔式進入により椎骨に係合させるための湾曲したフランジを有する第 1 面と、前記第 1 面とは反対側にあり、もう 1 つの人工要素と係合するようになっている第 2 面と、前記第 1 及び第 2 面の間に画定された一对の湾曲した側面部と、を備えており、前記側面部の曲率は前記フランジの曲率と一致している人工要素。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示内容は、整形外科並びに脊椎外科処置の分野に関し、また、本開示内容は、いくつかの実施形態では、自然の椎間板との全体的又は部分的交換に使用される椎間板人工関節器官、及びそれと共に使用される方法と工具に関する。

【背景技術】

【0002】

本出願は、2003 年 2 月 12 日出願の米国仮特許出願第 60/446,963 号の恩典を主張する。また、全ての順法的目的のため同米国仮特許出願第 60/446,963 号を参考文献として本願に援用する。

【0003】

脊椎運動体節に影響を及ぼす、特に円板組織に影響を及ぼす、疾病、傷害、又は奇形を治療する場合、従来から、変形した、裂けた、或いはその他不具合の生じている円板の一部又は全部を除去することが知られている。椎間円板組織が脊椎運動体節から取り除かれ或いは何らかの事由でそこに存在していない場合、取り除かれた円板組織によって以前は分離されていた椎骨間の正しい間隔を確保するために矯正の対策が講じられる。

【0004】

或る場合には、2 つの隣接する椎骨が、移植した骨組織、人工融合構成材、又はその他の構造又は装置を使って一体に融合される。しかしながら、脊椎融合処置では、椎間融合の生体力学的硬直性によって、隣接する脊椎運動体節の急速な悪化を招き易いことが医学界で懸念されている。より具体的には、自然の椎間円板とは異なり、脊椎融合では融合された椎骨同士が互いに軸回転及び回転することが妨げられる。このように運動性を欠くことにより、隣接する脊椎運動体節の応力が増すことになる。

【0005】

更に、隣接する脊椎運動体節に、円板変性、円板ヘルニア形成、不安定性、脊椎狭窄、脊椎症、面関節炎を含む各種症状が起き易くなる。その結果、多くの患者で、脊椎融合の結果として更に円板を取り除くこと、及び／又は別の種類の外科処置が必要となってくる。従って、脊椎融合に代わる方法が望ましい。特に、本開示内容は、経孔式進入によって

10

20

30

40

50

挿入することのできる関節式人工円板器官に関する。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0006】

椎間空間への経孔式挿入(transforaminal insertion)用の人工器管が提供されている。この人工器管は、経孔式進入により第1椎骨に係合させるための第1の湾曲したフランジと、第1関節面とを有する第1要素と、経孔式進入により第2椎骨に係合させるための第2の湾曲したフランジと、第1関節面と協働して第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにする第2間接面とを有する第2要素と、を含んでいる。

【0007】

別の実施形態では、椎間空間への経孔式挿入用の人工器管が提供されている。この人工器管は、伸張する突起部を有する第1要素と、陥凹部が形成された第2要素と、を含んでおり、これにより突起部が陥凹部に係合して、第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにしている。第1及び第2要素は、それぞれ湾曲したフランジと、湾曲した一对の側面部とを含んでおり、フランジの曲率は椎間空間に対する経孔式進入に対応しており、側面部の曲率は湾曲したフランジの曲率に一致している。

【0008】

人工器管の一部を形成するための人工要素が提供されている。この人工要素は、経孔式進入により椎骨に係合させるための湾曲したフランジを有する第1面と、第1面の反対側にあつて別の人工要素と係合するようになっている第2面と、第1及び第2面の間に画定された一对の湾曲した側面部と、を含んでおり、両側面部の曲率はフランジの曲率と一致している。更に別の実施形態では、経孔式進入により椎間空間に人工器管を挿入するための方法が提供されている。この方法は、第1要素及び第1要素の面に沿って伸張する第1湾曲フランジと、第2要素及び第2要素の面に沿って伸張する第2湾曲フランジと、を有する人工器管を提供する段階と、第1関節要素を第1椎骨に挿入し、第2関節要素を第1椎骨に隣接する第2椎骨に挿入する段階と、を含んでいる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

本発明の原理の理解を深めるために、これより図面に示す実施形態、実施例を参照してゆくが、説明に際して特別な用語を使用する。しかしながら、これによって本発明の範囲を限定するものではない。本発明の関係する技術分野における当業者であれば、ここに示す実施形態に対する様々な変更及び修正、並びにここに示す発明の原理の別の用途が、当然のこととして想起されるであろう。而して、ここに別々に示す実施形態の個々の特徴を組み合わせる別の実施形態と成すこともできる。更には、脊椎すべり症のような変形症の例を論じているが、ここで説明している各種人工装置は根性脊椎症の椎骨間のみならず実質的に整列している椎骨にも使用できるよう適合させることができるものと理解されたい。

1. 側方矯正

脊椎すべり症のような多くの変形症例では、1つ又は複数の椎体が他の椎骨又は仙骨に関して変位していることが多い。このような変形症では、変位した椎体をそれまでの位置から配置し直すことにより、変位の範囲を小さくするのが望ましい。脊椎すべり症の整復は、神経を傷つけたり周辺の軟組織を損なうことのないように十分な配慮を要する技術的に難易度の高い処理である。

【0010】

さて図1は、脊柱10の一部の側面図であり、自然の椎間円板D1、D2、D3で分離された隣接する上下の椎骨V1、V2、V3、V4の群を示している。4つの椎骨は一例として示しただけである。別の例としては、仙骨と1つの椎骨が考えられる。図に示すように、椎骨V2は椎骨V1から矢印22で示す方向にずれている。同じく、椎骨V3は矢印23で示す方向にずれており、椎骨V4は矢印24で示す方向にずれている。椎骨V2、V3、V4の位置は、それら椎骨をそれぞれ矢印22、23、24と反対の方向に移動

させることにより矯正するのが望ましい。

【0011】

次に図2では、別の例として、下側椎骨 V_L と上側椎骨 V_U として示す2つの変位している椎骨について論じる。或る実施形態では、2つの椎骨 V_L 、 V_U の間にあった自然の円板の一部又は全てが、通常は椎間板切除術又は同様の外科的処置により切除されるが、その詳細は当業者には既知である。疾病の又は変性した円板を除去した結果、上側と下側の椎骨 V_L 、 V_U の間には椎間空間 S が生じる。

【0012】

本実施形態では、2002年1月9日出願の米国特許出願第10/042,589号に記載の人工関節と同様の人工関節を椎間空間 S に挿入するのが望ましく、同出願を参考文献としてここに援用する。しかしながら、この人工関節には或る種の変更を加える必要がある。以下の説明では、議論と説明の対象とする人工関節は、以下の説明と示唆を除き前記特許出願に記載のものと同一と考えてもよい。これまで脊椎すべり症は、側方外科的進入法では矯正されてこなかった。しかしながら、場合によっては、脊椎すべり症の矯正は、血管及び／又は神経叢が存在することから、側方進入によるのが望ましい場合がある。幾つかの実施形態では、脊椎の腰部領域の脊椎すべり症を矯正する場合に側方進入が特に適しているが、脊椎の他の領域も考えられるものと理解されたい。

【0013】

図3aと図3bでは、側方進入によって、例えば椎骨 V_L 、 V_U に挿入するためにそれぞれ骨ねじ30、32を設けることにより、脊椎すべり症の矯正に対処している。或る実施形態では、骨ねじ30、32は双皮質性である。しかしながら、骨ねじは代わりに単皮質性でもよい。更に、骨ねじ30、32は、何らかの吸収性材料、チタニウム、PEEKの様な各種材料で形成することもできる。PEEKの実施形態は、PEEK材料を使用した場合に得られる放射線透過性質により好都合である。また、骨ねじ30、32は、他のどの様な機械的構造体であってもよく、例えばピンやリベットなどの形態を取ってもよい。また、骨ねじ30、32は、椎骨 V_L 、 V_U と係合させるのに、ねじ付き部分を有する構成に限定されるものではない。

【0014】

骨ねじ30、32は、両方の骨ねじを中心に回転するよう構成されたロッド34を介して互いに連結されている。なお、ロッド34以外の各種接続部材を使用してもよい。例えば、骨ねじ30、32を連結するのに、不均一なリンク部材を使用してもよい。不均一なリンク部材は、骨ねじを中心とした回転を支援するために係合させることのできる複数のスロット及び／又は溝を提供する。ロッド34は、骨ねじ30、32を椎骨 V_L 、 V_U に挿入する前に接続してもよいし、或いはねじを配置した後で接続してもよい。ロッド34に矢印36の方向の回転力を加えることにより、上側椎骨 V_U は下側椎骨 V_L に対して望ましい位置に復帰するよう付勢される。この回転力は、例えば、外科医が使用する回転レンチ（図示せず）により加えることができる。なお、上側椎骨 V_U が下側椎骨 V_L に対する完全な矯正位置まで一杯に戻らなくとも、変位は少なくとも整復されるものと理解されたい。

【0015】

図示しないが、別の実施形態では、根性脊椎症の椎骨 V_U 、 V_L に対して両側方から対処することを考えている。この場合、骨ねじ30、32と実質的に同一の一对の骨ねじを、椎骨 V_U 、 V_L に、互いに反対側から相対する方向に挿入する。このような装置では、ロッド34を、骨ねじ対のそれぞれに係合するラチェットシステムに置き換え、その状態で椎骨 V_U 、 V_L を互いに対して回転させ互いに対して望ましい位置に戻ることができるようにする。

【0016】

また、ロッド34は、外科医が使用する任意の数及び型式の回転工具を受け入れるための任意の数及び型式の係合手段を含んでいてもよい。例えば、ロッド34を対応する回転工具に係合させるとき、キー付き接続部であれば安定性が高まる。別の例では、クランプ

10

20

30

40

50

工具を使用し、クランプ工具を受け入れるための対応するクランプ用ノッチをロッド 3 4 に形成している。このような装置は、回転に必要な力を実現する際に役立つ。

【0017】

また、根性脊椎症の椎骨 V_U 、 V_L を回転させて互いに対して望ましい位置に復帰させるのに使用するものとして、追加的なロッド 3 4 と骨ねじ 3 0、3 2 が考えられる。追加的なロッド 3 4 と骨ねじ 3 0、3 2 は、処置の間の安定性を更に高める。

【0018】

更に、実質的に側方挿入として示しているが、骨ねじ 3 0、3 2 の椎骨 V_U 、 V_L への挿入は、側方方向に対して僅かに斜めであってもよい。挿入時にねじ 3 0、3 2 をこのように傾斜させると、外科医が椎骨 V_U 、 V_L の互いに対する回転を開始することができる好適な把持角を作り出すことができる。

10

【0019】

図 4 a、図 5、及び図 6 では、椎間空間 S (図 2) に挿入して脊椎すべり症の矯正を支援するためのオフセット型椎間関節式人工関節 4 0 の或る実施形態を示している。関節式人工関節 4 0 は、概ね縦軸 L に沿って伸張しており、第 1 関節要素 4 2 と第 2 関節要素 4 4 を含んでいる。関節要素 4 2、4 4 は、協働して、隣接する椎体 V_U 、 V_L (図 2) の間の椎間空間 S (図 2) に配置するのに適した寸法形状に作られた人工関節 4 0 を形成する。

【0020】

人工関節 4 0 は、隣接する椎体の間で相対的な軸回転及び回転運動ができるようにして、自然の椎間板により与えられる正常な生体力学的動作と実質的に同様の動作を維持又は回復させる。より具体的には、関節要素 4 2、4 4 は、縦軸 L 回りに側方又は一方の側から他方の側への軸回転運動、及び横軸 T を中心とする前後の軸回転運動を含む、多数の軸回りに互いに対して軸回転することができる。なお、本開示の或る実施形態では、関節要素 4 2、4 4 は、縦軸 L 及び横軸 T と交差する平面内にあるどの様な軸の回りにでも互いに対して軸回転できるようになっているものと理解されたい。

20

【0021】

更に、関節要素 4 2、4 4 は回転軸 R 回りに互いに対して回転することができる。人工関節 4 0 は関節動作の特定の組み合わせを提供するものとして図示及び説明してきたが、その他の関節運動の組み合わせも可能であり、例えば、相対的な並進的又は直線的な動作なども可能であり、そのような運動は本開示の範囲内に含まれると考えることができるものと理解されたい。

30

【0022】

人工関節 4 0 の関節要素 4 2、4 4 は、多種多様な材料から製作することができるが、本開示の或る実施形態では、関節要素 4 2、4 4 は、コバルトクロムモリブデン合金 (ASTM F-799 又は F-75) で製作されている。しかしながら、本開示の別の実施形態では、関節要素 4 2、4 4 は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明であるはずの何らかの他の生体適合性材料で製作されている。

【0023】

関節要素 4 2、4 4 は、それぞれ支承面 4 6、4 8 を含んでおり、支承面は椎骨に直接接触した状態で配置され、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。また、関節要素 4 2、4 4 の支承面 4 6、4 8 は、それぞれ、骨の成長を更に強化するため骨成長促進物質を被覆する前に粗される。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ビーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

40

【0024】

関節要素 4 2 は、関節面 5 2 と反対側の支承面 4 6 を有する支持プレート 5 0 を含んでいる。支持プレート 5 0 は、隣接する椎体 V_L (図 2) の椎骨終板の寸法形状に実質的に

50

対応する寸法形状に作られている。支持プレート50は、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れ又はこれと係合し、隣接する椎体 V_U 、 V_L （図2）の間の椎間空間 S （図2）内で人工関節40を操作及び挿入し易くするための1つ又は複数のノッチ54又は他の型式の割出し部を含んでいる。外科処置器具（図示せず）は、人工関節40の操作と挿入の際に関節要素42、44を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に関節要素42、44が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【0025】

本開示の或る実施形態では、関節要素42は凸形状を有する突起部56を含んでおり、この突起部は球形のボール（その半分を図示）として構成されている。なお、突起部56の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節要素42の残りの部分は、平面でも非平面でもよく、例えば、突起部56の周囲に伸張する傾斜又は円錐型の形状であってもよいものと理解されたい。

10

【0026】

フランジ部材即ちキール58は、支承面46から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。支承面46と同様に、キール58は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されている。キール58は、骨の成長を更に強化するため骨成長促進物質で被覆される前に粗される。或る実施形態では、キール58は横軸 T に沿って伸張し、支承面46に沿って実質的に中心合わせされている。しかしながら、キール58には、この他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。

20

【0027】

或る実施形態では、キール58は、関節要素42の大部分に亘って横方向に伸張している。このような実施形態では、例えば前方進入法ではなく側方進入法を使用して人工関節40を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール58は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール58は、キール58の本体部分と交差して伸張する側方部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

【0028】

或る実施形態では、キール58には、隣接する椎体 V_U 、 V_L （図2）に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように3つの孔60が貫通して形成されている。しかしながら、キール58を貫通して形成される孔60の個数は幾つでもよく、1つの孔でも、2つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔60は必ずしもキール58を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール58には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔60が必ずしも形成されていないくてもよいものと理解されたい。また、孔60は円形状を有するものとして示しているが、孔60の形状寸法はこれ以外でもよいものと理解されたい。

30

【0029】

或る実施形態では、関節要素44は、関節面72と反対側の支承面48とを有する支持プレート70を含んでいる。支持プレート70は、隣接する椎体 V_U の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート70は、関節要素42に関連して先に論じた様な、外科処置器具の対応する部分を受け入れてこれと係合するための1つ又は複数のノッチ74又は他の型式の割出し部を含んでいる。或る実施形態では、関節面72には陥凹部76が設けられている。或る実施形態では、陥凹部76は、凹型形状を有し、球状のソケットとして構成されている。しかしながら、陥凹部76の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面72の残りの部分は、傾斜状又は人工器官の挿入及び／又は使用をやり易くするように構成されたその他の形状であってもよい。

40

【0030】

凹状の陥凹部76は、概ね滑らかで連続する関節面を有するものとして示しているが、

50

当接する関節要素 4 2、4 4 の間に存在する粒子状の屑の様な物質を除去するための手段を提供するため、表面くぼみ又は空洞を陥凹部 7 6 の一部に沿って形成してもよい。その場合、突起部 5 6 の凸状関節面が、代わりに概ね滑らかで連続する関節面を形成する。別の実施形態では、当接する関節要素 4 2、4 4 の間に存在する粒子状物質を除去し易くするため、凸型突起部 5 6 と凹型陥凹部 7 6 のそれぞれに表面くぼみが形成されている。

【0031】

フランジ部材即ちキール 6 8 は、関節要素 4 2 のキール 5 8 と同様に構成され、支承面 4 8 から伸張している。或る実施形態では、キール 6 8 は、横軸 T に沿って伸張し、支承面 4 8 の中心からオフセットしている。このような実施形態では、側方進入法を使用して人工関節 4 0 を挿入できるようになる。しかしながら、キール 6 8 は、この他の形状、配置、及び向きも考えられると理解されたい。例えば、図 4 b と図 4 c では、キール 5 8 と 6 8 は、静脈、動脈、骨部分、又は人工関節 4 0 を挿入する際に存在する他の障害物を迂回し易いように、横軸 T に対して角度が付いている。別の実施形態では、キール 6 8 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 6 8 は、キール 6 8 の本体部分と交差して伸張する横方向部分を含む有翼キールとして構成されている。

【0032】

或る実施形態では、図 5 に示すように、キール 6 8 にも、隣接する椎骨に対する固定を強化するため骨が中を通して成長し易いように 3 つの孔 7 0 が貫通して形成されている。しかしながら、キール 7 0 を貫通して形成される孔 7 0 の個数は幾つでもよく、1 つの孔でも、2 つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔 7 0 は必ずしもキール 6 8 を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール 6 8 には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔 7 0 が必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔 7 0 は円形状を有するものとして示しているが、孔 7 0 の形状寸法はこれ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、椎骨に直接接触する支承面 4 6、4 8 は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面 4 8 とキール 6 8 の面は、隣接する椎体 V_U との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。先に論じたように、支承面 4 8 とキール 6 8 の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗される。実施形態の中には、キール 5 8、6 8 の一方又は両方が、図 4 の縁部 6 8 a で示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キールを関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部 6 8 a は、隣接する椎体にキール 6 8 を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできるが、これについては後に詳しく述べる。

【0033】

図 7 に示すように、根性脊椎症の椎間空間内に、オフセットした人工関節 4 0 を挿入できるようにするため、部分矯正される上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節 4 0 (図 7 a に断面を示す) を受け入れるための前処理が施される。具体的には、細長い開口部又はスロット 8 0、8 2 を、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L それぞれの椎骨終板に沿って、所定の幅及び所定の深さで形成する。スロット 8 0、8 2 は、変位した椎骨 V_L 及び／又は V_U に対応するため互いに側方にオフセットさせることができる。或る実施形態では、細長いスロット 8 0、8 2 は、矩形形状であり、椎骨 V_L 、 V_U それぞれを貫いて側方に伸張している。或る特定の実施形態では、スロット 8 0、8 2 は、のみ加工又は搔爬加工で形成される。しかしながら、スロット 8 0、8 2 の形成方法としては、当業者であれば想起されるであろう、例えば穿孔加工やリーマ加工など他の方法も考えられる。更に、人工関節 4 0 の実施形態の中には、キール 5 8 及び／又は 6 8 が、それぞれ自身に対応するスロット 8 0、8 2 を形成できるものもある。図 8 に示すように、或る実施形態では、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L が完全に矯正され、従って脊椎すべり症の矯正に別の関節式人工関節 9 0 が使用されている。関節式関節 9 0 は、関節式関節 9 0 の各種要素の配置以外は、人工関節 4 0 と実質的に同じである。例えば、完全矯正を施す上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L への挿入に対応するため、関節式関節 9 0 は、関節式関節の上側

関節要素 94 に実質的に中心が合わされた側方に伸張するキール 92 と、下側関節要素 98 に実質的に中心が合わされた側方に伸張するキール 96 を含んでいる。また、上側関節要素 94 は、下側関節要素 98 から伸張する実質的に中心合わせされた突起部 102 に対応するよう実質的に中心合わせされた陥凹部 100 を含んでいる。或る実施形態では、上側及び下側の関節要素 94、98 は、完全に矯正された上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L の間に配置されたとき互いに実質的に面一となる。

【0034】

オフセットした人工関節 90 を挿入できるようにするため、完全矯正される上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節 90 を受け入れるために前処理が施される。具体的には、細長い開口部又はスロット 104、106 を上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L それぞれの椎骨終板に沿って、所定の幅及び所定の深さで形成する。スロット 104、106 は、完全矯正される上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L に対応するため互いに対して実質的に整列した状態に設けられる。或る実施形態では、細長いスロット 104、106 は、矩形形状であり、椎骨 V_U 、 V_L それぞれを貫いて側方に伸張している。或る特定の実施形態では、スロット 104、106 は、のみ加工又は掻爬加工により形成される。しかしながら、スロット 104、106 の形成方法としては、当業者であれば想起されるであろう、例えば穿孔加工やリーマ加工など他の方法も考えられる。更に、人工関節の実施形態の中には、キール 92 及び／又は 96 が、それぞれ自身に対応するスロット 80、82 を形成できるものもある。

【0035】

図 9 に示すように、別の実施形態では、脊椎すべり症を治療する際に側方進入をやり易くするため、滑動可能な人工関節 110 を使用している。滑動式関節 110 は、概ね縦軸 L に沿って伸張しており、第 1 滑動可能要素 112 と第 2 滑動可能要素 114 を含んでいる。滑動可能要素 112、114 は、協働して滑動式関節 110 を形成しており、この関節は隣接する椎体の間の椎間空間内に配置できる寸法形状に作られている。

【0036】

滑動式関節 110 は、隣接する椎体の間で運動が行えるようにして、自然の椎間円板により与えられる正常な生体力学的動作と同様の動作を或る程度維持又は回復させる。より具体的には、滑動可能要素 112、114 は、軸方向平面内で互いに対して並進運動できるようにになっている。

【0037】

人工関節 110 の滑動可能要素 112、114 は、各種材料で製作することができ、或る実施形態では、滑動可能要素 112、114 は、コバルトクロムモリブデン合金 (ASTM F-799 又は F-75) で製作されている。しかしながら、別の実施形態では、滑動可能要素 112、114 は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明の生体適合性を有するその他何らかの材料で製作してもよい。滑動可能要素 112、114 の椎骨と直接接触して配置される面は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤のような、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。また、滑動可能要素 112、114 の椎骨と直接接触して配置される面は、骨の成長を更に強化するため、骨成長促進物質で被覆する前に粗すのが望ましい。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ビーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

【0038】

滑動可能要素 112 は、滑動可能面 118 及び反対側の支承面 120 を有する支持プレート 116 を含んでいる。支持プレート 116 は、隣接する椎体の椎骨終板の寸法形状に実質的に対応する寸法形状に作られているのが望ましい。支持プレート 116 は、外科処置器具 (図示せず) の対応する部分を受け入れこれと係合し、隣接する椎体の間の椎間空間内で人工関節 110 を操作及び挿入し易くするための 1 つ又は複数のノッチ 122 又は他の形式の割出し部を含んでいる。外科処置器具 (図示せず) は、人工関節 110 の操作

と挿入の際に滑動可能要素 1 1 2、1 1 4 を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に滑動可能要素 1 1 2、1 1 4 が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【0039】

フランジ部材即ちキール 1 2 4 は、支承面 1 2 0 から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。或る実施形態では、キール 1 2 4 は支承面 1 2 0 から垂直方向に伸張しており、支承面 1 2 0 に沿って概ね中心に配置されている。しかしながら、キール 1 2 4 には、この他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。或る実施形態では、キール 1 2 4 は、支持プレート 1 1 4 の大部分に亘って横方向に伸びている。このような実施形態では、側方進入法を使用して人工関節 1 1 0 を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール 1 2 4 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 1 2 4 は、キール 1 2 4 の本体部分と交差して伸張する横方向部分を含む有翼キールとして構成することもできる。

10

【0040】

キール 1 2 4 には、隣接する椎体に対する固定を強化するため骨が中を通して成長し易いように孔 1 2 6 が貫通して形成されている。しかしながら、キール 1 2 4 を貫通して形成される孔 1 2 6 の個数は幾つでもよく、1つの孔でも、3つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔 1 0 4 は必ずしもキール 1 2 4 を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール 1 2 4 には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔 1 2 6 が必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔 1 2 6 は円形状を有するものとして示しているが、孔 1 2 6 の寸法形状はこれ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、滑動可能要素 1 1 2 の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面 1 2 0 とキール 1 2 4 の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。先に論じたように、支承面 1 2 0 とキール面 1 2 4 は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗される。

20

【0041】

或る実施形態では、滑動可能要素 1 1 4 は、滑動可能面 1 3 0 と反対側の支承面 1 3 2 を有する支持プレート 1 2 8 を含んでいる。支持プレート 1 2 8 は、隣接する椎体の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート 1 2 8 は、滑動可能要素 1 1 2 に関連して先に論じたような、外科処置器具の対応する部分を受け入れてこれと係合するための 1 つ又は複数のノッチ 1 3 4 又は他の形式の割出し部を含んでいる。

30

【0042】

滑動可能要素 1 1 2 のキール 1 2 4 と同じように構成されたフランジ部材即ちキール 1 3 6 は、支承面 1 3 2 から伸張している。或る実施形態では、キール 1 3 6 は支承面 1 3 2 から垂直方向に伸張し、椎骨の根性脊椎症による変位に適応するため、支承面 1 3 2 沿いにオフセットしている。また、キール 1 3 6 をオフセットして配置することにより、静脈、動脈、骨部分、又は人工関節 1 1 0 を挿入する際に存在する他の障害物を迂回し易くなる。なお、キール 1 3 6 には、この他の位置、形状、向き及び量も考えられるものと理解されたい。また、キール 1 3 6 は、位置、形状、又は向きが異なってもよいし、或いは同様の理由又は別の理由から複数のキール 1 3 6 を使用してもよい。

40

【0043】

或る実施形態では、キール 1 3 6 は、支持プレート 1 2 8 の大部分に亘って横方向に伸張している。このような実施形態では、前方進入法ではなく側方進入法を使用して人工関節 1 1 0 を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール 1 3 6 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 1 3 6 は、キール 1 3 6 の本体部分と交差して伸張する横方向部分を含む有翼キールとして構成されている。

50

【0044】

キール136には、隣接する椎体に対する固定を強化するため骨が中を通して成長し易いように3つの孔138が貫通して形成されている。しかしながら、キール136を貫通して形成される孔138の個数は幾つでもよく、1つの孔でも、3つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔138は必ずしもキール136を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール136には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔138が必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔138は円形状を有するものとして示しているが、孔138の寸法形状はこれ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、滑動可能要素114の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面132とキール136の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。先に論じたように、支承面132とキール136の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆される前に粗される。

10

【0045】

実施形態の中には、キール124、136の一方又は両方が、縁部124a、136aで示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キール124、136を関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部124a、136aは、隣接する椎体にキール124、136を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできる、これについては後に詳しく述べる。

20

【0046】

図10に示すように、根性脊椎症の椎間空間内に人工関節110を挿入できるようにするため、下側及び上側の椎骨 V_L 、 V_U には、間に人工関節110を受け入れるための前処理が施される。具体的には、細長い開口部又はスロット142、144を下側及び上側の椎骨 V_L 、 V_U それぞれの椎骨終板に沿って、所定の幅及び所定の深さで形成する。スロット142、144は、変位した椎骨 V_L 及び／又は V_U に対応するため互いに側方にオフセットさせることができる。本開示の或る実施形態では、細長いスロット142、144は、矩形形状であり、椎骨 V_L 、 V_U それぞれを貫いて側方に伸張している。或る特定の実施形態では、スロット142、144はのみ加工又は搔爬加工で形成される。しかしながら、スロット142、144の形成方法としては、当業者であれば想起されるであろう、例えば穿孔加工やリーマ加工など他の方法も考えられる。また、人工関節の実施形態の中には、キール124及び／又は136が、それぞれ自身に対応するスロットを形成できるものもある。

30

【0047】

図11に示すように、或る実施形態では、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L は完全に矯正され、従って脊椎すべり症の矯正に別の関節式関節150が使用されている。関節式関節150は、キールの配置以外は、人工関節110と実質的に同じである。例えば、完全矯正を施す上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L への挿入に対応するため、関節式関節150は、関節式関節の上側関節要素154に実質的に中心が合わされたキール152と、下側関節要素158に実質的に中心が合わされたキール156を含んでいる。或る実施形態では、上側及び下側の関節要素154、158は、完全に矯正された上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L の間に配置されたとき互いに実質的に面一となる。

40

【0048】

オフセットした人工関節150を挿入できるようにするため、完全矯正される上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節150を受け入れるための前処理が施される。具体的には、細長い開口部又はスロット160、162を上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L それぞれの椎骨終板に沿って、所定の幅及び所定の深さで形成する。スロット160、162は、完全矯正される椎骨 V_U 、 V_L に対応するため互いに対して実質的に整列した状態に設けられる。或る実施形態では、細長いスロット160、162は、矩形形状であり、椎骨 V_U 、 V_L それぞれを貫いて側方に伸張している。或る特定の実施形態では、スロット160、162は、のみ加工又は搔爬加工により形成される。しかしながら、ス

50

ロット160、162の形成方法としては、当業者であれば想起されるであろう、例えば穿孔加工やリーマ加工など他の方法も考えられる。更に、人工関節の実施形態の中には、キール152及び／又は156が、それぞれ自身に対応するスロット160、162を形成できるものもある。

【0049】

図12及び図13に示すように、融合プレート及びケージの外側に1つ又はそれ以上のキールを装着し、従来の融合装置よりも優れた上記の動作維持型の実施形態に従ったやり方で側方挿入することもできる。具体的に図12を参照すると、側方人工器官170は、ケージ172、上側キール174及び下側キール176を含んでいる。ケージ172は、上側及び下側のキール174、176に、それぞれ支持プレート178、180を通して接続されている。ケージ172は、テネシー州メンフィスのMeditronics Sofamor Danek社が提供しているLT-CAGETM腰部テーパ付き融合装置の多くの特徴を含んでおり、生体材料及び／又は他の骨成長促進物質の中に入れておくために使用される。更に、側方キール174、176は、融合が起きている間、矯正された椎骨の変位を維持するのを支援する。

10

【0050】

図13を参照すると、人工器官190は、プレート192、上側キール194、下側キール196、上側支持プレート198及び下側支持プレート200を含んでいる。プレート192は、2つの支持プレート198、200の間の望ましい距離を保つと共に融合を促進するために使用される。プレート192は、比較的薄いので、円板空間の残り部分には生体材料、骨材料、及び他の骨成長促進材料を充填することができる。

20

【0051】

ある種の実施形態では、上記人工器官は、椎間空間への側方挿入用の人工器管であって、同装置は、側方進入によって第1椎骨に係合させるための第1の側方に伸張するフランジと、第1関節面とを有する第1要素と、側方進入によって第2椎骨に係合させるための第2の側方に伸張するフランジと、第1関節面と協働して第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにする第2関節面とを有する第2要素と、を備えている。上記人工器管では、第1及び第2椎骨が根性脊椎症の関係にあれば、第1フランジは第2フランジに対してオフセットして配置され、根性脊椎症の第1及び第2椎骨への挿入に対応する。

【0052】

30

上記人工器管では、第1及び第2椎骨が整列関係にあれば、第1フランジは第2フランジと整列して配置され、整列した第1及び第2椎骨への挿入に対応する。上記人工器管では、第1要素は、第1関節面とは反対側に第1支承面を更に備えており、この第1支承面は、第1椎骨に係合するようになっている。

【0053】

上記人工器管では、第1フランジは、第1支承面の概ね全体に沿って伸張している。

上記人工器管では、第2要素は、第2関節面とは反対側に第2支承面を更に備えており、この第2支承面は第2椎骨に係合するようになっている。上記人工器管では、第2フランジは、第2支承面の概ね全体に沿って伸張している。上記人工器管では、第1及び第2フランジには、それぞれ少なくとも1つの孔が貫通して形成されている。

40

【0054】

上記人工器管では、第1及び第2支承面は、それぞれ骨成長促進物質で被覆されている。上記人工器管では、第1及び第2フランジは、それぞれ骨成長促進物質で被覆されている。

【0055】

上記人工器管では、第1及び第2フランジは、それぞれ第1及び第2椎骨に貫入するための鋭利な部分を備えている。上記人工器管では、第1及び第2要素は、コバルドクロムモリブデン合金で製作されている。

【0056】

上記人工器管では、第1及び第2要素には、それぞれ外科処置器具を受け入れるための

50

少なくとも1つのノッチが横方向に形成されている。上記人工器管では、第1要素は、第1関節面から伸張する突起部を備えている。

【0057】

上記人工器管では、第2要素は、第2関節面に形成された陥凹部を備えている。

上記人工器管では、突起部は凸型部分であり陥凹部は凹型部分である。

上記人工器管では、凸型部分と凹型部分は、協働して第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにしている。更に、上記人工器官は、椎間空間への側方挿入用の人工器管であって、同装置は、側方進入の際に、第1椎骨に側方から係合するための手段を有する第1要素と、側方進入の際に、第2椎骨に側方から係合するための手段を有する第2要素と、を備えており、第1及び第2要素の一方は突起部を備え、他方は陥凹部を備えており、突起部は陥凹部と係合して、第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにしている。

10

【0058】

上記人工器管では、第1及び第2椎骨に側方から係合するための第1及び第2手段は、それぞれ側方に伸張するフランジである。

上記人工器管では、第1の側方に伸張するフランジは、第1要素の支承面の概ね全体に沿って伸張している。

【0059】

上記人工器管では、第2の側方に伸張するフランジは、第2要素の支承面の概ね全体に沿って伸張している。

更に、上記人工器官は、一対の根性脊椎症の椎骨の間に画定された椎間空間へ挿入するための人工器管であって、同装置は、第1要素と、第1要素と係合するようになっている第2要素と、を備えており、

20

第1要素は、

第1支承面に沿って側方に伸張する第1フランジと、

第1関節面から伸張する突起部と、を備えており、

第2要素は、

第2支承面に沿って側方に伸張する第2フランジであって、第2要素を第1要素と係合させた状態では、第1フランジからオフセットしており、これによって第1椎骨と第2椎骨の間の根性脊椎症の関係に対応している第2フランジと、

第2関節面に形成された陥凹部と、を備えており、

30

突起部と陥凹部は、互いに係合して、第1及び第2要素の間で関節運動ができるようにしている。

【0060】

更に、上記人工器官は、人工器管の一部を形成するための人工要素を含んでおり、同要素は、側方進入により椎骨に係合させるためのフランジを有する第1面であって、前記フランジが前記第1面に沿って実質的に側方に伸張している第1面と、前記第1面とは反対側にあって、別の人工要素と係合するようになっている第2面と、を備えている。

【0061】

側方進入により椎間空間に人工器管を挿入するための方法であって、同方法は、第1関節要素及び前記第1関節要素の面に沿って側方に伸張する第1フランジと、第2関節要素及び前記第2関節要素の面に沿って側方に伸張する第2フランジと、を有する人工器管を提供する段階と、前記第1関節要素を第1椎骨に側方から挿入し、前記第2関節要素を前記第1椎骨に隣接する第2椎骨に側方から挿入する段階と、を備える方法である。

40

【0062】

上記方法では、第1及び第2フランジは、それぞれ挿入の際に、第1及び第2椎骨に係合及び貫入する。

上記方法では、第1及び第2フランジは、それぞれ挿入の際に、第1及び第2椎骨に事前に形成された開口部に挿入される。

【0063】

第1椎骨と第2椎骨の間の椎間円板空間に人工器管を側方から挿入するための方法であ

50

って、同方法は、

人工器管を提供する段階であって、前記人工器管は、第1関節要素と第2関節要素を備えており、

前記第1関節要素は、

支承面及び関節面と、

第1椎骨と係合させるための支承面に形成された実質的に側方に伸張するキールと、関節面に形成された陥凹部と、を備えており、

前記第2関節要素は、

支承面及び関節面と、

第2椎骨と係合させるために支承面に形成された実質的に側方に伸張するキールと、

第1関節要素の陥凹部と係合させるための関節面から伸張している突起部と、を備えている、人工器管を提供する段階と、

人工器管を椎間円板空間に実質的に側方から挿入して、人工器管を第1及び第2椎骨と係合させる段階と、を備える方法である。

I I. 前方矯正

症例によっては、脊椎すべり症の矯正は前方進入によるのが望ましい場合がある。図14から図16では、本発明の別の実施形態による椎間関節式人工関節210を示している。人工関節210は、概ね縦軸Lに沿って伸張し、第1関節要素212と第2関節要素214を含んでいる。関節要素212、214は、協働して滑動式関節210を形成しているが、この関節は、隣接する椎体V_U、V_Lの間の椎間空間Sの様な、一对の椎体の間の椎間空間内に配置できる寸法形状に作られている。

【0064】

人工関節210は、隣接する椎体の間で相対的な軸回転及び回転運動ができるようにして、自然の椎間円板が作り出す正常な生体力学的動作と実質的に同様な動作を維持又は回復させる。より具体的には、関節要素212、214は、縦軸L回りの側方又は一方の側から他方の側への軸回転運動、及び横軸T回りの前後軸回転運動を含め、数多くの軸回りに互いに対して軸回転することができる。なお、或る実施形態では、関節要素212、214は、縦軸L及び横軸Tと交差する平面内のどの様な軸の回りにても互いに対して軸回転することができるものと理解されたい。また、関節要素212、214は、回転軸R回りに互いに対して回転することができる。人工関節210は関節動作の特定の組み合わせを提供するものとして図示し説明してきたが、他の関節運動の組み合わせ、例えば相対的並進又は直線運動なども行うことができ、これらも本開示の範囲内に含まれるものと理解されたい。

【0065】

人工関節210の関節要素212、214は、多種多様な材料で製作することができ、或る実施形態では、関節要素212、214は、コバルトクロムモリブデン合金（ASTM F-799又はF-75）で製作されている。しかしながら、別の実施形態では、関節要素212、214は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明の生体適合性を有するその他何らかの材料で製作されている。関節要素212、214の椎骨に直接接触して配置される面は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されている。また、関節要素212、214の椎骨に直接接触して配置される面は、骨の成長を更に強化するため、骨成長促進物質で被覆される前に粗される。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ビーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

【0066】

関節要素212は、関節面218と反対側の支承面220を有する支持プレート216を含んでいる。支持プレート216は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート216は、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れこれと係合し、隣接する椎骨の間の椎間空間内で人工関節210を

操作及び挿入し易くするための１つ又は複数のノッチ２２又は他の形式の割出し部を含んでいる。外科処置器具（図示せず）は、人工関節２１０の操作と挿入の際に関節要素２１２、２１４を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に関節要素２１２、２１４が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【００６７】

本開示の或る実施形態では、関節面２１８は、凸形状を有する突起部２２４を含んでおり、この突起部は球形のボール（その半分を図示）として構成されている。なお、突起部２２４の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面２１８の残りの部分は、平面でも非平面でもよく、例えば、突起部２２４の周囲に伸張する傾斜又は円錐型の形状であってもよいものと理解されたい。

10

【００６８】

或る実施形態では、突起部２２４の凸状関節面は、突起部２２４に沿って伸張する表面くぼみ又はキャビティ２２６で中断されている。或る実施形態では、この表面くぼみ２２６は、溝として構成されている。しかしながら、他の型式の表面くぼみも考えられ、くぼみの全くない構成も考えられるものと理解されたい。溝２２６の目的のひとつは、関節要素２１２、２１４の当接する部分の間に存在する物質を除去し易くすることである。より具体的には、溝２２６は、例えば要素２１２、２１４の当接する関節面の間に存在する粒子状物質の様な物質を取り除き易くする。

【００６９】

20

フランジ部材即ちキール２３０は、支承面２２０から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。或る実施形態では、キール２３０は支承面２３０から垂直方向に伸張し、支承面２３０に沿ってほぼ中央に配置されている。しかしながら、キール２３０には、この他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。或る実施形態では、キール２３０は、支持プレート２１６の実質的に全長に沿って伸張している。このような実施形態では、前方進入を使用して人工関節２１０を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール２３０は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール２３０は、キール２３０の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

30

【００７０】

キール２３０には、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように一対の孔２３２が貫通して形成されている。しかしながら、キール２３０を貫通して形成される孔２３２の個数は幾つでもよく、１つの孔でも、３つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔２３２は必ずしもキール２３０を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール２３０には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔２３２が必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔２３２は円形状を有するものとして示しているが、孔２３２の寸法形状は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素２１２の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面２２０とキール２３０の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆ことができる。先に論じたように、支承面２２０とキール２３０の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

40

【００７１】

或る実施形態では、関節要素２１４は、関節面２４２と反対側の支承面２４４を有する支持プレート２４０を含んでいる。支持プレート２４０は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート２４０は、関節要素２１２に関連して先に論じたように、外科処置器具の対応する部分を受け入れこれと係合するための１つ又は複数のノッチ２４６又は他の形式の割出し部を含んでいる。

【００７２】

50

或る実施形態では、関節面 2 4 2 には陥凹部 2 5 0 があり、この陥凹部 2 5 0 は、球形ソケット形状の様な凹型形状を有している。しかしながら、陥凹部 2 5 0 の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面 2 4 2 の残りの部分は、傾斜状又は関節式関節 2 1 0 の挿入及び／又は使用をやり易くするように構成されたその他の形状であってもよい。

【0073】

凹状の陥凹部 2 5 0 は、概ね滑らかで連続する関節面を有するものとして示しているが、関節要素 2 1 2、2 1 4 の当接する関節面の間に存在する粒子状の屑の様な物質を除去し易くするため、表面くぼみ又は空洞を陥凹部 2 5 0 の一部に沿って形成してもよい。その場合、ボール 2 2 4 の凸状関節面が、代わりに概ね滑らかで連続する関節面を形成する。別の実施形態では、当接する関節面の間に存在する粒子状物質を除去し易くするため、凸型突起部 2 2 4 と凹型陥凹部 2 5 0 のそれぞれに表面くぼみが形成されている。

10

【0074】

フランジ部材即ちキール 2 6 0 は、関節要素 2 1 2 のキール 2 3 0 と同様に構成され、支承面 2 4 4 から伸張している。或る実施形態では、キール 2 6 0 は、支承面 2 4 4 から垂直方向に伸張しており、支承面 2 4 4 に沿ってほぼ中央に配置されている。しかしながら、キール 2 6 0 はこの他の配置及び向きも考えられると理解されたい。なお、関節要素 2 1 4 は、支承面 2 4 4 から伸張する 2 つ又はそれ以上のキール 2 6 0 を含んでいてもよいものと理解されたい。

【0075】

20

或る実施形態では、キール 2 6 0 は、支持プレート 2 4 0 の実質的に全長に沿って伸張している。このような実施形態では、前方進入法を使用して人工関節 2 1 0 を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール 2 6 0 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 2 6 0 は、キール 2 6 0 の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

【0076】

キール 2 6 0 には、更に、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように一对の貫通孔 2 6 2 が形成されている。しかしながら、キール 2 6 0 を貫通して形成される孔 2 6 2 の個数は幾つでもよく、1 つの孔でも、3 つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔 2 6 2 は必ずしもキール 2 6 0 を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール 2 6 0 には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔 2 6 2 が必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔 2 6 2 は円形形状を有するものとして示しているが、孔 2 6 2 の形状寸法はこれ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素 2 1 4 の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面 2 4 4 とキール 2 6 0 の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面 2 4 4 とキール 2 6 0 の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗される。

30

【0077】

40

実施形態の中には、キール 2 3 0、2 6 0 の一方又は両方が、図 1 4 の縁部 2 6 0 a で示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キールを関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部 2 6 0 a は、椎体にキール 2 6 0 を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできるが、これについては後に詳しく述べる。

【0078】

図 1 の椎骨 V 1 - V 5 の様な、脊椎すべり症に伴う転位した椎骨を処置する場合、根性脊椎症体節を完全に矯正及び整列させる作業は、外科医にとって実現できかねること又は望ましくないことであると認識されている。従って、本願に援用している同時係属の米国特許出願第 1 0 / 0 4 2, 5 8 9 号に記載の基本的な関節構造に、ここでは椎骨変位に対

50

応する変位を持たせている。すなわち、2つの隣接する根性脊椎症の椎骨の間の変位量に合わせて、人口関節210の関節構造をこれに対応させている。実施形態の中には、このような変位を、1つ又はそれ以上の突起部224を関節要素212の関節面218上のオフセットした位置に配置し、1つ又はそれ以上の陥凹部250を関節要素214の関節面242上のオフセットした位置に配置することにより実現しているものもある。これによって、未矯正の又は部分的に矯正された変位部を動くようにすることができる。

【0079】

より具体的には、図14から図17に示すように、突起部224が関節面218に対してオフセットしている。例えば、下側椎骨（図17の V_L ）が後方（図17の矢印Pで図示）にオフセットしている場合、関節要素212は、突起224が関節面218に対して前方にオフセットするように構成される。引き続きこの例を説明すると、上側椎骨 V_U は、従って下側椎骨 V_L から前方にオフセットしており（図17の矢印Aで図示）、従って関節要素214は、陥凹部250が関節面242に対して後方にオフセットするように構成されている。このように、関節要素212、214は、突起部224と陥凹部250を介して互いに係合し、尚かつ互いにオフセットして図17の上側及び下側の椎骨 V_U と V_L の根性脊椎症の關係に適應するように構成されている。次に図16に示すように、別の実施形態では、関節式関節210は、支持プレート216が、図17に比べてより顕著な変位に対応し、及び／又は不全脱臼に抗して安定性を高めるために、延長部270を備えるように変更されている。関節要素212、214の間の更に顕著な変位に備えて、延長部270に突起部24が配置されている。

【0080】

図2と図17に示すように、椎間空間S内に人工関節210を挿入できるようにするために、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節210を受け入れるための前処理が施される。具体的には、細長い開口部又はスロット280、282を上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L それぞれの椎骨終板に沿って、所定の幅及び所定の深さで形成する。或る実施形態では、細長いスロット280、282は、矩形形状であり、椎骨 V_U 、 V_L それぞれの前方側284から後方側に向けて伸張している。或る特定の実施形態では、スロット280、282はのみ加工又は搔爬加工により形成される。しかしながら、スロット280、282の形成方法としては、当業者であれば想起されるであろう、例えば穿孔加工やリーマ加工など他の方法も考えられる。また、人工関節210の実施形態によっては、キール230及び／又は260が、それぞれ自身に対応するスロット280、282を形成できるものもある。スロット280、282の前処理及びその寸法例については、本願に援用している同時係属の米国特許出願第10/042,589に詳しく説明されている。

【0081】

次に図18から図20に示すように、他の実施形態では、関節要素212、214の一方又は両方が、様々な個数のキール及び／又は変更されたキールを含んでいる。具体的に図18では、290及び292として示す2つのキールが支承面244から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるよう構成されている。或る実施形態では、2つのキール290、292は、支承面244から垂直に伸張し、支承面244の中央部分に沿って平行且つ等間隔に配置されている。

【0082】

図19では、294及び296として示す2つのキールが支承面224から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。或る実施形態では、2つのキール294、296は、支承面224から垂直に伸張し、支承面224の中央部分に沿って平行且つ等間隔に配置されている。なお、キール290、292、294、296については、他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。

【0083】

図20では、キール298は、支承面244に相對する側方に伸張する「有翼」部300を含んでいる点を除いて、図14のキール260と同様に支承面244から伸張してい

る。有翼部分 300 は、支承面 244 を椎体 V_U に密に押し当てて維持すること、並びに関節要素 214 の縦方向の運動を実質的に防ぐことを含め、幾つかの機能を提供することができる。同様に、キール 302 は、支承面 224 から伸張し、支承面 224 に相対する有翼部分 304 を含んでいる。有翼部分 304 は、支承面 224 を椎体 V_L に密に押し当てて維持すること、並びに関節要素 212 の縦方向の運動を実質的に防ぐことを含め、幾つかの機能を提供することができる。

【0084】

図 21 から図 23 では、椎間板空間 S 内に上記代替人工関節 210 を挿入できるようにするため、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に関節式関節 210 のそれぞれを受け入れるための前処理が施される。図 21 では、図 18 の人工関節 210 の構成に合
10
わせて、上側椎骨 V_U の椎骨終板に沿って複数のスロット 310 と 312 が形成され、下側椎骨 V_L の椎骨終板に沿って 1 つのスロット 314 が形成されている。図 22 では、図 19 の人工関節 210 の構成に合
20
わせて、上側椎骨 V_U 及び下側椎骨 V_L それぞれの椎骨終板に沿って複数のスロット 316、318 及び 320、322 が形成されている。図 23 では、図 20 の人工関節 210 の構成に合
30
わせて、上側椎骨 V_U 及び下側椎骨 V_L それぞれの椎骨終板に沿って、有翼スロット 324、326 が形成されている。スロット 310、312、314、316、318、320、324、326 の前処理は、図 17 に関連して先に論じたのと同様のやり方で行うことができる。有翼スロット 324、326 では、標準的なのみを使用してもよいし、或いは専用の翼形状のみを使用してもよい。

【0085】

図 24 では、人工関節 210 に加えて、2 つの椎骨 V_U V_L の間の人口靱帯の役目を果たす整形外科用繊維移植片 330 が使用されている。繊維移植片の 1 つの実施形態については、参考文献として本願に援用している米国特許出願第 10/082,579 号に開示されている。移植片 330 は、自然の靱帯が機能するように機能し、2 つの椎骨 V_U 、 V_L を安定させて更に一体に固定するのを支援するとともに、それ以上変位しないようにする（又は変位が術前の状態に復帰しないようにする）。

【0086】

図 25 と図 26 では、前方進入法による脊椎すべり症の矯正時に、関節突起 334 の様な後方要素を椎骨 V_L に接続している骨要素 332 の骨折により示される様な周辺骨折部を治療することを考えている。骨折した骨要素 332 は、分かり易くするために図 25 で
30
は誇張されているものと理解されたい。周辺骨折部は、ねじ部 336a と非ねじ部 336b を有するラグねじ 336 を、骨要素 332 を通して椎体 V_L の孔 338 にねじ込み、更に関節突起 334 にねじ込むことにより修復される。実施形態によっては、孔 338 の全て又は一部を、ドリル又はのみ（図示せず）で事前に穿孔しておくこともできる。ラグねじ 336 は、前方向から挿入されアクセスされるが、複数の突起部を修復する場合には複数のねじを使用してもよい。骨折した後方要素を捕捉してラグねじ 336 を締め付けることにより、椎骨 V_L は修復される。

I I I . 孔横断式人工関節

症例の中には、神経根、硬膜、黄色靱帯、棘間靱帯の様な重要な解剖学的構造を傷つけてしまう危険性のため、欠陥のある椎間円板空間に進入して清掃するのが難しいこと
40
もしばしばある。例えば、靱帯構造の保存は、体節及びそれに隣接する対応部位の生体力学的安定性の回復には非常に重要である。そのような状況では、経孔式進入法(transforaminal insertion)を使えば、神経孔の一方に開口を設けることにより椎間円板空間全体を清掃することができる。清掃が適切に行われた後、後方経脊椎茎伸延により、清掃された椎間区間を更に拡張することができる。この進入法は、経孔腰椎内融合術即ち T L I F の様な融合術に使用されてきたが、運動維持移植片ではこれまで使用されていない。

【0087】

図 27 に示すように、経孔侵入では、円板 V に対し、矢印 400 で示すように進入が行われる。この進入法は、後方進入法と側方進入法の間にあり、症例によっては、この処置を実施するのに、円板の一方の側（右又は左）しか露出する必要がない場合もある。
50

【0088】

図28から図30では、本開示の別の形態による椎間関節式人工関節410を示している。この関節式関節410は、概ね縦軸Lに沿って伸張しており、第1関節要素412と第2関節要素414を含んでいる。関節要素412、414は、協働して関節式関節410を形成しており、この関節は、隣接する椎体の間の椎間空間内に配置できる寸法形状に作られている。

【0089】

人工関節410は、隣接する椎体の間で相対的な軸回転及び回転運動ができるようにして、自然の椎間円板が作り出す正常な生体力学的動作と実質的に同様な動作を維持又は回復させる。より具体的には、関節要素412、414は、縦軸L回りの側方又は一方の側から他方の側への軸回転運動、及び横軸T回りの前後軸回転運動を含め、数多くの軸回りに互いに対して軸回転することができる。なお、或る実施形態では、関節要素412、414は、縦軸L及び横軸Tと交差する平面内のどの様な軸の回りにでも互いに対して軸回転することができるものと理解されたい。加えて、関節要素412、414は、回転軸R回りに互いに対して回転できるのが望ましい。人工関節410は関節動作の特定の組み合わせを提供するものとして図示し説明してきたが、他の関節運動の組み合わせも可能であり、本開示内容の範囲に入るものと考えられる旨理解されたい。また、他の種類の関節運動、例えば相対的な並進又は直線運動なども考えられるものと理解されたい。

【0090】

人工関節410の関節要素412、414は、多種多様な材料で製作することができ、或る実施形態では、関節要素412、414は、コバルトクロムモリブデン合金（ASTM F-799又はF-75）で製作されている。しかしながら、別の実施形態では、関節要素412、414は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明の生体適合性を有するその他何らかの材料で製作されている。関節要素412、414の椎骨に直接接触して配置される面は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。また、関節要素412、414の椎骨に直接接触して配置される面は、骨の成長を更に強化するため、骨成長促進物質で被覆される前に粗さされるのが望ましい。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ビーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

【0091】

関節要素412は、関節面418と反対側の支承面420を有する支持プレート416を含んでいる。支持プレート416は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。或る実施形態では、支持プレート416は、経孔挿入進入法をやり易くする形状に作られている。その場合、支持プレート416は、湾曲した側部422a、422bを含んでおり、それら側部は、所持プレート416の関節面418と支承面420の間に伸張する概ね細長い部分として形成されている。図示していないが、支持プレート416は、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れこれと係合し、隣接する椎骨の間の椎間空間内で人工関節410を操作及び挿入し易くするための1つ又は複数のノッチ又は他の形式の割出し部を含んでいる。外科処置器具（図示せず）は、人工関節410の操作と挿入の際に関節要素412、414を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に関節要素412、414が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【0092】

或る実施形態では、関節面418は、凸形状を有する突起部424を含んでおり、この突起部は球形のボール（その半分を図示）として構成されている。なお、突起部424の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面418の残りの部分は、平面でも非平面でもよく、例えば、突起部424の周囲に伸張する傾斜又は円錐型の形状であってもよいものと理解されたい。

【0093】

フランジ部材即ちキール４２６は、支承面４１０から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。或る実施形態では、キール４２６は、支承面４２０から垂直に伸張し、支承面４２０に沿ってほぼ中央に配置されている。しかしながら、キール４２６には、この他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。或る実施形態では、キール４２６は、支持プレート４１６の大部分に沿って横方向に伸張している。キール４２６は、図２７の矢印４００に概ね準じた方向に湾曲している。キール４２６の曲率の程度は、側部４２２ａ、４２２ｂの曲率の程度と実質的に同じで一致している。このような実施形態では、上記の前方又は側方進入法ではなく経孔進入法を使用して人工関節４１０を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール４２６は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール４２６は、キール４２６の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

10

【００９４】

キール４２６にも、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように３つの孔４２８が貫通して形成されている。しかしながら、キール４２６を貫通して形成される孔４２８の個数は幾つでもよく、１つの孔でも、３つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔４２８は必ずしもキール４２６を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール４２６には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔４２８が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔４２８は円形状を有するものとして示しているが、孔４２８の形状寸法は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素４１２の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面４２０とキール４２６の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面４２０とキール４２６の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

20

【００９５】

或る実施形態では、関節要素４１４は、関節面４３２と反対側の支承面４３４を有する支持プレート４３０を含んでいる。支持プレート４３０は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。或る実施形態では、支持プレート４３０は、経孔挿入進入法をやり易くする形状に作られている。その場合、支持プレート４１６は湾曲した側部４３６ａ、４３６ｂを含んでおり、それら側部は、支持プレート４３０の関節面４３２と支承面４３４の間に伸張する概ね細長い部分として形成されている。図示はしていないが、所持プレート４３０は、関節要素４１２に関連して先に論じたように、外科処置器具の対応する部分を受け入れこれと係合するための１つ又は複数のノッチ７４又は他の形式の割出し部を含んでいる。

30

【００９６】

或る実施形態では、関節面４３２には凹形状を有する陥凹部４４０があり、球状ソケットとして構成されている。しかしながら、陥凹部４４０の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面４３２の残りの部分は、傾斜状又は人工器官の挿入及び／又は使用をやり易くするように構成されたその他の形状であってもよい。

40

【００９７】

凹状の陥凹部４４０は、概ね滑らかで連続する関節面を有するものとして示しているが、関節要素４１２、４１４の当接する関節面の間に存在する粒子状の屑の様な物質を除去するための手段を提供するために、表面くぼみ又は空洞を陥凹部４４０の一部に沿って形成してもよい。その場合、ボール４２４の凸状関節面が、代わりに概ね滑らかで連続する関節面を形成する。別の実施形態では、当接する関節面の間に存在する粒子状物質を除去し易くするため、凸型突起部４２４と凹型陥凹部４４０はそれぞれに表面くぼみが形成されている。

【００９８】

50

フランジ部材即ちキール４５０は、関節要素４１２のキール４２６と同様に構成され、支承面４３４から伸張している。或る実施形態では、キール４５０は、中央に位置し、キール４５０と一直線上に、又は平行に配置されている。キール４５０は、キール４２６と同じく図２７の矢印４００の方向に湾曲している。キール４５０の曲率の程度は、側部４３６ａ、４３６ｂの曲率の程度と実質的に同じで一致している。このような実施形態では、上記の前方又は側方進入法ではなく経孔進入法を使用して人工関節４１０を挿入できるようになる。実施形態の中には、キール４５０をオフセットして配置することにより、静脈、動脈、骨部分、又は人工関節４１０の挿入の際に存在する他の障害物を迂回し易くしているものもある。なお、キール４５０は、位置、形状、又は向きが異なってもよいし、或いは同様の理由又は別の理由から複数のキール４５０を使用してもよい。また、キール４５０は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール４５０は、キール４５０の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

10

【００９９】

或る実施形態では、キール４５０には、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように３つの孔４５２が貫通して形成されている。しかしながら、キール４５０を貫通して形成される孔４５２の個数は幾つでもよく、１つの孔でも、３つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔４５２は必ずしもキール４５０を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよい。更に、キール４５０には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔４５２が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔４５２は円形形状を有するものとして示しているが、孔４５２の形状寸法は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素４１４の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面４３４とキール４５０の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面４３４とキール４５０の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

20

【０１００】

実施形態の中には、キール４２６、４５０の一方又は両方が、図２８ｃの縁部４６０、４６２それぞれにより示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キールを関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部４６０、４６２は、椎体にキール４２６、４５０を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできるが、これについては後に詳しく述べる。

30

【０１０１】

図３１ａと図３１ｂに示すように、椎間空間内に人工関節４１０を挿入できるようにするために、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節４１０を受け入れるための前処理が施される。具体的に図３１ａでは、図２８から図３０の人工関節４１０の構成に合わせて、複数のスロット４７０、４７２が上側椎骨 V_U と下側椎骨 V_L の椎骨終板に沿って形成されている。スロット４７０、４７２は、キール４２６、４５０自身で形成してもよいし、事前に前処理で形成しておいてもよい。

40

【０１０２】

図３２では、人工関節４１０を上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L の間に挿入する前に、１つ又はそれ以上のスロット４７０、４７２を前処理で形成しておくのが望ましい。スロット４７０、４７２は、挿入時に人工関節４１０を動かし易くするため、スロット４７２で示すように、湾曲したキール４２６、４５０に従って湾曲している。

【０１０３】

図３３から図３５では、真っ直ぐなスロットしか切削できないのみ加工に代えて、ミリングガイド５００をミリング工具５０２と共に使用して、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L に湾曲したスロット４７０、４７２（図３２では４７２で図示）を切削している。ミリングガイド５００とミリング工具５０２は、チタニウムの様な生体適合性材料を含め、どの

50

様な材料で形成してもよい。ミリングガイド500は、スロット470、472の望ましい湾曲の形状に対応する湾曲した開口部504を画定する細長い湾曲した部材503を含んでいる。無論、ミリングガイドの曲率、従って湾曲した開口部504の曲率は、スロット470、472の望ましい湾曲によって異なる。或る実施形態では、ミリングガイド500は、湾曲した開口部504の曲率の程度がミリングガイドを交換することなく変更できるように、矯正すれば剛性のある形状を維持するしなやかな材料で形成されている。ミリングガイド500、従って湾曲した開口部504は、スロット470、472を連続的に椎骨の後方要素内へ伸ばす必要がある場合には、そのようなスロットの延長が同時に行えるように、十分な長さを持っている。

【0104】

具体的に図34a及び図34bに示すように、或る実施形態では、ミリング工具502は、湾曲した開口部504内で回転及び並進運動するように配置されたミリングビット510を含んでいる。或る実施形態では、ミリングビット510は、二重溝付きルーティングビットであり、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L 内に同時に切り込むことができる。

【0105】

ミリングビット510は、ミリングビットを湾曲した開口部504内で前後に動かせるようにするため、並進力も受けられるようになっている。図34bに示すように、或る実施形態では、ミリングビット530は、何らかの従来のやり方でハウジング522（一部を図示）に接続されている。ハンドル530は、ハウジング522から、ミリングガイド500の外科医（非図示）に対して近位側の端部534に形成されたスロット532を
20
通って伸張している。この様になっているので、外科医がハンドル530を並進運動させると、ミリングビット510が湾曲した開口部504を通して並進運動する。この様に、ハンドル530は、並進運動をミリングビット510に伝えることができるようになっている。ミリングビット510が湾曲した開口部504内で動けるようにするため、一对の軸受アッセンブリ512、514がハウジング522に隣接して配置され、ミリングビット510を湾曲した開口部に沿って案内するようになっている。

【0106】

ハウジング522は、回転機構アッセンブリを収納しており、或る実施形態では、これはギヤアッセンブリ524である。ギヤアッセンブリ524は、回転軸528に接続されその周りに環状に伸張している駆動ギヤ526を含んでいる。軸528は、動力供給源5
30
16（図35）で表されている外部動力源で回転させることができる。或る実施形態では、軸528は、ハンドル530内に収納されている。

【0107】

ギヤアッセンブリ524は、更に、ビットギヤ530を含んでおり、ビットギヤは、ミリングビット510に接続されその周りに環状に伸張している。ビットギヤ530は、ビットギヤが駆動ギヤ526に直交し且つこれに接触した状態になるように、ミリングビット510上に配置されている。従って、軸528が回転すると、ギヤアッセンブリ524を介してミリングビット510に回転が伝えられる。図34bで見て上下方向に滑ることなく、ミリングビットが湾曲した開口部504内で前後に容易に移動できるように、ミリングビット510には一对の環状肩部534、536も接続されている。なお、ギヤアッ
40
センブリ524は、ミリングビット510に回転運動を伝えるために使用されるアッセンブリの一例に過ぎない旨理解されたい。本開示の範囲に入るものとして、空圧式システムの様な他の型式の回転伝達アッセンブリも考えられる。

【0108】

図34cに示すように、この様な実施形態の一例では、ミリングビット510に回転を伝えるために空圧システム538を採用している。或る実施形態では、空圧システムに動力（Pで表示）を供給するためにMedtronic Midas Rex LegendTMモーターが使用されている。ミリングビット510を回転させるために供給される空気の流れと圧力を制御するため従来型の弁539が使用されている。更に他の実施形態では、好適な動力供給源516
50
（図34b）及びP（図34c）として、手動又は組み合わせ動力供給源を考えている。

【0109】

図34aと図34bに戻るが、ミリングビット510に対してミリングガイド500を独立して動かせるようにするため、ガイドハンドル540が更に設けられている。而して、或る実施形態では、一方の手でガイドハンドル540を介してミリングガイド500を保持しながら、他方の手でハンドル530を介してミリングビット510を湾曲した開口部504内で動かすことができる。実施形態の中には、図34bに示すように、ハンドル530がガイドハンドル540を通して伸びているものもある。この結果、図35に示すように、ミリングビット510は、矢印R1で示す方向に回転させることができ、矢印R2で示す方向に湾曲した開口部504内を並進移動させることができるようになる。

【0110】

作動時、ミリングガイド500とミリング工具502を使用して、椎体V_Lにスロット472の様なスロットを切削し、人工関節410の下側部分を受け入れるための前処理を施す。外科医は、先ず、スロット472に与える望ましい曲率の量を選択して、対応するミリングガイド500を選択又は構成する。次に、外科医は、経孔進入法により椎体V_Lに進入し、ミリングガイド500を上側及び下側の椎骨V_U、V_Lの間の円板空間内に配置して、ミリングビット510を上側及び下側の椎骨V_U、V_Lに当接させる。正しく位置決めしたら、外科医は、動力供給源516を介してミリング工具502を作動させ、ミリングビット510で上側及び下側の椎骨V_U、V_Lを切削開始する。

【0111】

ミリングビット510がミリングガイドを通して並進運動している間に、ミリングガイドが動かないように、ミリングガイド500は、外科医によって、又は外部器具を介して保持される。ミリングガイド500の曲率によって、ミリングビット510は、経孔的に上側及び下側の椎骨V_U、V_Lを通るように案内され、図32の下側椎骨V_Lに示すスロット472の様な経孔的スロットを切削して、経孔式人工関節(transforaminal prosthetic joint)410を受け入れるための前処理を上側及び下側の椎骨に施す。

【0112】

別の実施形態では、人工関節410のキールは、関節の挿入時に使用される湾曲した経孔的進入を支援するために、別の形状と構成を採用している。図36から図38では、キール550及び560が、支承面434及び420からそれぞれ伸張している。キール550、560は、図28から図30のキール450、426に比較すると短く、従ってそれぞれ支承面434、420の短い区間に沿って伸張している。キール550、560が比較的短かいと、そのようなキールを開口部470、472に追従させ易くなる。加えて、キール550、560が短かく、そのようなキールは開口部470、472に追従させ易いことにより、キールを真っ直ぐなキール又は湾曲したキールの何れにも作れるようになり、人工関節410の設計オプションの幅が広がる。キール550、560は、上側及び下側の椎骨V_U、V_Lにキールを挿入し易いように先細にしてもよい。

I V. 前方傾斜型人工関節

神経根、硬膜、黄色靱帯、棘間靱帯の様な重要な解剖学的構造を傷つけてしまう危険性を回避するために使用できる別の進入法として、前方斜め進入法がある。例えば、椎骨L4とL5並びに上位円板レベルの椎骨の間の円板空間に対する直線的な前方からの進入法では、脊椎の前面に主要な血管が付着していることから、全円板交換移植片の挿入時には外科処置上の危険性が高くなる。

【0113】

図39から図41に、本開示の別の形態による椎間関節式人工関節600を示す。人工関節600は、概ね縦軸Lに沿って伸張し、第1関節要素602と第2関節要素604を含んでいる。関節要素602、604は協働して人工関節600を形成しており、この関節は隣接する椎体の間の椎間空間内に配置できる寸法形状に作られている。

【0114】

人工関節600は、隣接する椎体の間で相対的な軸回転及び回転運動ができるようにして、自然の椎間円板が作り出す正常な生体力学的動作と実質的に同様な動作を維持又は回

10

20

30

40

50

復させる。より具体的には、関節要素602、604は、縦軸L回りの側方又は一方の側から他方の側への軸回転運動、及び横軸T回りの前後軸回転運動を含め、数多くの軸回りに互いに対して軸回転することができる。なお、或る好適な実施形態では、関節要素602、604は、縦軸L及び横軸Tと交差する平面内のどの様な軸の回りにでも互いに対して軸回転することができるものと理解されたい。加えて、関節要素602、604は、回転軸R回りに互いに対して回転することができる。関節式関節600は関節動作の特定の組み合わせを提供するものとして図示し説明してきたが、他の関節運動の組み合わせも可能であり、本開示内容の範囲に入るものと考えられる旨理解されたい。また、他の種類の関節運動、例えば相対的な並進又は直線運動なども考えられるものと理解されたい。

【0115】

人工関節600の関節要素602、604は、多種多様な材料で製作することができ、或る実施形態では、関節要素602、604は、コバルトクロムモリブデン合金（ASTM F-799又はF-75）で製作されている。しかしながら、本発明の別の実施形態では、関節要素602、604は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明の生体適合性を有するその他何らかの材料で製作されている。関節要素602、604の椎骨に直接接触して配置される面は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。また、関節要素602、604の椎骨に直接接触して配置される面は、骨の成長を更に強化するため、骨成長促進物質で被覆される前に粗されるのが望ましい。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ピーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

【0116】

関節要素602は、関節面612と反対側の支承面614を有する支持プレート610を含んでいる。支持プレート610は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。或る実施形態では、支持プレート610は、脊椎の左側又は右側何れかからの斜め方向挿入進入をやり易くするため三角形様の形状に作られており、従って辺部分P1、P2、P3を含んでいる。辺部分P1、P2、P3は、湾曲（P2で図示）又は直線（P1及びP3で図示）形状を含め、各種形状を採ることができる。

【0117】

支持プレート610は、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れこれと係合し、隣接する椎骨の間の椎間空間内で人工関節600を操作及び挿入し易くするための1つ又は複数のノッチ616又は他の形式の割出し部を含んでいる。外科処置器具（図示せず）は、人工関節600の操作と挿入の際に関節要素602、604を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に関節要素602、604が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【0118】

或る実施形態では、関節面612は、凸形状を有する突起部620を含んでおり、この突起部は球形のボール（その半分以上を図示）として構成されている。なお、突起部620の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面612の残りの部分は、平面でも非平面でもよく、例えば、突起部620の周囲に伸張する傾斜又は円錐型の形状であってもよいものと理解されたい。フランジ部材即ちキール640は、支承面614から伸張し、隣接する椎骨終板に事前に形成されている開口部内に配置されるように構成されている。或る実施形態では、キール640は支承面614から垂直に伸張し、支承面614に沿ってほぼ中央に配置されている。しかしながら、キール640には、この他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。更に、同様の理由又は追加の理由により、使用するキールの個数を増やしてもよい。

【0119】

或る実施形態では、キール640は、支持プレート610の大部分に沿って伸張してい

10

20

30

40

50

る。キール640は、真っ直ぐであるが、ノッチ616に向かう方向に沿って伸張しており、支持プレート610の辺部分の1つP1と平行である。本例では、キール640は横軸Tと縦軸Lの間に配置されている。このような実施形態では、上記の前方、側方又は経孔式進入法ではなく斜め方向からの進入法を使用して人工関節600を挿入できるようになる。別の実施形態では、キール640は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール640は、キール640の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。

【0120】

キール640にも、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように一対の孔646が貫通して形成されている。加えて、更に骨が中を通して成長し易いように、キール640には間隙648も形成されている。間隙648は、人口関節600の挿入時に、X線を使って支持プレート602の位置と整列を評価することができるようにするための基準点も提供する。なお、キール640を貫通する孔646又は間隙648の個数は幾つでもよく、1つの孔又は間隙でも、複数の孔と間隙でもよいと理解されたい。また、孔646と間隙648は必ずしもキール640を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよいと理解されたい。また、キール640には、部分的な彫り込み又は完全に貫通する孔646又は間隙648が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。加えて、孔646は円形状を有するものとして示しているが、孔646の寸法形状は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素602の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されている。特に、支承面614とキール640の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面614とキール640の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

【0121】

或る実施形態では、関節要素604は、関節面652と反対側の支承面654を有する支持プレート650を含んでいる。支持プレート650は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。或る実施形態では、支持プレート610は、脊椎の左側又は右側何れかからの斜め方向挿入進入をやり易くするために三角形の形状に作られており、従って辺部分P4、P5、P6を含んでいる。辺部分P4、P5、P6は、湾曲（P5で図示）又は直線（P4及びP6で図示）形状を含め各種形状を採ることができる。支持プレート650は、関節要素602に関連して先に論じたように、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れこれと係合するための1つ又は複数のノッチ656又は他の形式の割出し部を含んでいる。

【0122】

或る実施形態では、関節面652には凸形状を有する陥凹部660があり、球状のソケットとして構成されている。しかしながら、陥凹部660の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面652の残りの部分は、傾斜状又は人工器官の挿入及び／又は使用をやり易くするように構成されたその他の形状であってもよい。

【0123】

凹状の陥凹部660は、概ね滑らかで連続する関節面を有するものとして示しているが、要素602、604の当接する関節面の間に存在する粒子状の屑の様な物質を除去するための手段を提供するために、表面くぼみ又は空洞を陥凹部660の一部に沿って形成してもよい。その場合、ボール620の凸状関節面が、代わりに概ね滑らかで連続する関節面を形成する。別の実施形態では、当接する関節面の間に存在する粒子状物質を除去し易くするため、凸型突起部620と凹型陥凹部660のそれぞれに表面くぼみが形成されている。

【0124】

フランジ部材即ちキール670は、関節要素602のキール640と同様に構成され、

支承面 654 から伸張している。或る実施形態では、キール 670 は、中央に位置し、キール 640 と一直線上に、又は平行に配置されている。キール 640 は、真っ直ぐであるが、ノッチ 656 に向かう方向に沿って伸張しており、支持プレート 650 の辺部分の 1 つ P4 と平行である。このような実施形態では、上記の前方、側方又は経孔式進入法ではなく斜め方向からの進入法を使用して人工関節 600 を挿入できるようになる。実施形態の中には、キール 670 をオフセットして配置することにより、静脈、動脈、骨部分、又は人工関節 600 の挿入の際に存在する他の障害物を迂回し易くしているものもある。

【0125】

なお、キール 670 には、この他の位置、形状、向き及び量も考えられるものと理解されたい。また、同様の理由又は追加の理由により、使用するキール 670 の個数を増すこともできると理解されたい。また、キール 670 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 670 は、キール 670 の本体部分と交差して伸張する横方向部分（図示せず）を含む有翼キールとして構成されている。或る実施形態では、キール 670 にも、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように一对の孔 676 が貫通して形成されている。加えて、更に骨が中を通して成長し易いように、キール 670 には間隙 678 も形成されている。間隙 678 は、人工関節 600 の挿入時に、X 線を使って支持プレート 604 の位置と整列を評価することができるようにするための基準点も提供する。なお、キール 670 を貫通する孔 676 又は間隙 678 の個数は幾つでもよく、1 つの孔又は間隙でも、複数の孔又は間隙でもよいと理解されたい。また、孔 676 と間隙 678 は必ずしもキール 670 を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよいと理解されたい。また、キール 670 には、部分的な彫り込み又は完全に貫通する孔 676 又は間隙 678 が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。加えて、孔 676 又は円形状を有するものとして示しているが、孔 676 の形状寸法は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素 602 の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面 654 とキール 670 の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面 654 とキール 670 の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

【0126】

実施形態の中には、キール 640、670 の一方又は両方が、縁部 680、682 により示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キール 640、670 を関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部 680、682 は、椎体にキール 640、670 を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできるが、これについては後に詳しく述べる。

【0127】

図 42 から図 44a に示すように、椎間空間内に人工関節 600 を挿入できるようにするために、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L には、その間に人工関節 600 を受け入れるための前処理が施される。具体的に図 43 では、図 38 から図 40 の人工関節 600 の構成に合わせて、複数のスロット 690、692 が、上側及び下側の椎骨 V_U 、 V_L の椎骨終板に沿ってそれぞれ形成されている。スロット 690、692 は、キール 640、670 自身で形成してもよいし、上記方法の 1 つ又はそれ以上のやり方で事前に前処理で形成してもよい。図 42 から図 44 で分かるように、1 つ又は複数の血管 694 が直線的な前方からの進入の障害となる場合は、斜め方向からの進入により前方／側方挿入が可能になる。移植辺 600 の設計も、椎骨 V_U 、 V_L の骨終板との接触に関し十分な接触面積を確保できるようにしている。

【0128】

図 44b に示すように、或る実施形態では、人工関節 600 は、同時係属中の米国特許出願第 10/430,473 号に開示しているガイドの様な器具を介して椎間空間に挿入することができ、同出願をここに援用する。人工関節 600 を挿入するための挿入過程の

或る例では、画像化装置を使用して椎骨 V_U 、 V_L の中心線 M を見つけ出し、中心線に沿って上側椎骨 V_U にピン695を挿入する。次いで、フランジ697を介して傾斜ガイド部材696をピン695に接続し、傾斜ガイド部材696に付帯しているハンドル（図示せず）を正しい位置に調整する。次に、傾斜ガイド部材696の傾斜ピン698を上側椎骨 V_U に叩き込んで、傾斜ガイド部材を固定し、これにより人工関節600の移植辺挿入の進入基準点と方向が示される。ここで、前方斜め方向からの進入法により椎間空間に人工関節600を移植するためにガイド（図示せず）を使用するが、その詳細は同時係属中の米国特許出願第10/430,473号に記載されている。

V. 可動軸受型人工関節

別の実施形態では、上記人工関節は、並進運動並びに回転運動ができるように変更されている。例えば、図42から図47に、前方挿入用の可動軸受型人工関節を、全体として参照番号700で示している。なお、分かり易くするために、可動軸受型人工関節700を前方挿入に関して説明するが、可動軸受型人工関節には様々な挿入方向が考えられるものと理解されたい。

【0129】

人工関節700は、概ね縦軸 L に沿って伸張し、第1関節要素702と第2関節要素704を含んでいる。関節要素702、704は、協働して関節式関節700を形成しており、この関節は、隣接する椎体 V_S 、 V_I （図48）の間の椎間空間 $S1$ の様な一对の椎体の間の椎間空間内に配置できる寸法形状に作られている。

【0130】

人工関節700は、隣接する椎体 V_S 、 V_I の間で相対的な軸回転及び回転運動ができるようにして、自然の椎間円板が作り出す正常な生体力学的運動と実質的に同様な動作を維持又は回復させるものであるが、並進運動の要素を更に備えている。より具体的には、関節要素702、704は、縦軸 L 回りの側方又は一方の側から他方の側への軸回転運動、及び横軸 T 回りの前後軸回転運動を含め、数多くの軸回りに互いに対して軸回転することができる。なお、或る実施形態では、関節要素702、704は、縦軸 L 及び横軸 T と交差する平面内のどの様な軸の回りにでも互いに対して軸回転することができるものと理解されたい。加えて、関節要素702、704は回転軸 R 回りに互いに対して回転することができる。更に、関節要素702、704は、互いに対して並進運動できるようになっているが、これについては後で詳しく説明する。

【0131】

人工関節700の関節要素702、704は、多種多様な材料で製作することができ、或る実施形態では、関節要素702、704は、コバルトクロムモリブデン合金（ASTM F-799又はF-75）で製作されている。しかしながら、別の実施形態では、関節要素702、704は、チタニウム又はステンレス鋼の様な他の材料、ポリエチレンの様な高分子材料、又は当業者には自明の生体適合性を有するその他何らの材料で製作されている。関節要素702、704の椎骨に直接接触して配置される面は、例えばリン酸カルシウムから成るヒドロキシアパタイトコーティング剤の様な骨成長促進物質で被覆されている。また、関節要素702、704の椎骨に直接接触して配置される面は、骨の成長を更に強化するため、骨成長促進物質で被覆される前に粗される。このように表面を粗すのは、例えば、酸腐食、ローレット切り、ビーズコーティングの塗布、又は当業者であれば想起できるその他の粗面加工法で行うことができる。

【0132】

関節要素702は、関節面708と反対側の支承面710を有する支持プレート706を含んでいる。支持プレート706は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート706は、外科処置器具（図示せず）の対応する部分を受け入れこれと係合し、隣接する椎体の間の椎間空間内で人工関節700を操作及び挿入し易くするための1つ又は複数のノッチ712又は他の形式の割出し部を含んでいる。外科処置器具（図示せず）は、関節式関節700の操作及び挿入の際に関節要素702、704を互いに対して所定の向き及び空間関係に保持し、隣接する椎骨の間に

関節要素 702、704 が正しく配置されたら係合を解くように構成されているのが望ましい。

【0133】

或る実施形態では、図 49a と図 49b に示すように、関節面 708 に陥凹部 714 が形成されている。関節面 708 に沿って陥凹部 714 を画定している円周縁部 716 は、陥凹面 718 と同心関係にあるが、末広りの円周側面部 720 (図 49b) により陥凹面に比較して直径が小さくなっている。円形状を有するように説明しているが、陥凹部 714 は、方形、三角形、又は矩形形状の様ないくつもの形状を採ることができるものと理解されたい。

【0134】

図 50a と 50b に示すように、陥凹部 714 (図 49b) は、モジュール式突起部材 722 の一部を受け入れるように設計されている。突起部材 722 は、陥凹部 714 の形状に対応する形状に作られたフランジ部 724 を含んでいる。而して、フランジ部 724 は、実質的に平坦な係合面 728 で終端する末広りの円周側面部 726 を含んでいる。係合面 728 は、実質的に平坦な陥凹面 718 (図 49b) と係合するようになっている。なお、実質的に平坦であるものとして説明しているが、係合面 728 と陥凹面 718 はその他多くの対応する形状を採ることができるものと理解されたい。係合面 728 の直径は、陥凹面 718 の直径よりも小さく、従ってモジュール式突起部材 722 が関節要素 702 に対して並進運動できるようになっている。

【0135】

モジュール式突起部材 722 の残り部分は、凸形状を有する突起部 730 を形成しており、球形のボールとして構成されている (その半分を図示)。なお、突起部 730 の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。また、関節面 708 の残りの部分は、平面でも非平面でもよく、例えば、突起部 224 の周囲に伸張する傾斜又は円錐型の形状であってもよいものと理解されたい。

【0136】

或る実施形態では、突起部 730 の凸状の関節面は、突起部 730 に沿って伸張する表面くぼみ又は空洞 732 で中断されている。或る実施形態では、表面くぼみ 732 は、溝として構成されている。しかしながら、表面くぼみを一切設けない構成を含め、他の型式の表面くぼみも考えられるものと理解されたい。溝 732 の 1 つの目的は、関節要素 702、704 の当接する部分の間に存在する物質を除去し易くすることである。より具体的には、溝 732 は、例えば構成要素 702、704 の当接する関節面の間に存在する粒子状物質の様な物質を取り除くのに役立つ。

【0137】

図 45 と図 49b に示すように、フランジ部材即ちキール 740 は、支承面 710 から伸張し、隣接する椎骨終板 (図 47 の V_1 など) に事前に形成されている孔に配置されるように構成されている。或る実施形態では、キール 740 は、支承面 710 から垂直に伸張し、支承面 710 に沿ってほぼ中央に配置されている。しかしながら、キール 740 の配置と向きは他にも考えられるものと理解されたい。

【0138】

或る実施形態では、キール 740 は、支持プレート 706 の実質的に全長に沿って伸張している。このような実施形態では、前方進入法を使用して人工関節 700 を挿入できるようになる。しかしながら、先に論じたように、人工関節 700 の挿入には、側方、経孔式、又は前方斜め方向からの進入法の様な他の進入法も考えられる。別の実施形態では、キール 740 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 740 は、キール 740 の本体部分と交差して伸張する横方向部分 (図示せず) を含む有翼キールとして構成されている。

【0139】

キール 740 には、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し

10

20

30

40

50

易いように一對の孔 7 4 2 が貫通して形成されている。しかしながら、キール 7 4 0 を貫通して形成される孔 7 4 2 の個数は幾つでもよく、1つの孔でも、3つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔 7 4 2 は必ずしもキール 7 4 0 を貫通している必要はなく、代わりに部分的に彫り込まれていてもよいと理解されたい。更に、キール 7 4 0 には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔 7 4 2 が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔 7 4 2 は円形状を有するものとして示しているが、孔 2 3 2 の形状寸法は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素 7 0 2 の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面 7 1 0 とキール 7 4 0 の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面 7 1 0 とキール 7 4 0 の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

10

【0 1 4 0】

図 4 5 から図 4 7 に示すように、或る実施形態では、関節要素 7 0 4 は、関節面 7 5 2 と反対側の支承面 7 5 4 を有する支持プレート 7 5 0 を含んでいる。支持プレート 7 5 0 は、隣接する椎骨の椎骨終板の寸法形状と実質的に対応する寸法形状に作られている。支持プレート 7 5 0 は、関節要素 7 0 2 に関連して先に説明したように、外科処置器具の対応する部分を受け入れこれと係合するための 1 つ又は複数のノッチ 7 5 6 又は他の形式の割出し部を含んでいる。

【0 1 4 1】

或る実施形態では、関節面 7 5 2 には陥凹部 7 5 8 (図 4 7) が形成されており、球状のソケットの様な凸形状を有している。しかしながら、陥凹部 7 5 8 の構成は他にも考えられ、例えば、筒状、楕円形又は他の弓形の形状、又は非弓形の形状も考えられる。関節面 7 5 2 の残りの部分は、傾斜状、又は関節式関節 7 0 0 の挿入及び／又は使用をやり易くするように構成されたその他の形状であってもよい。凹状の陥凹部 7 5 8 は、概ね滑らかで連続する関節面を有するものとして示しているが、関節要素 7 0 2、7 0 4 の当接する関節面の間に存在する粒子状の屑の様な物質を除去し易くするために、表面くぼみ又は空洞を陥凹部 7 5 8 の一部に沿って形成してもよい。その場合、突起部 7 3 0 の凸状関節面が、代わりに、概ね滑らかで連続する関節面を形成する。別の実施形態では、当接する関節面の間に存在する粒子状物質を除去し易くするため、凸型突起部 7 3 0 と凹型陥凹部 7 5 8 のそれぞれに表面くぼみが形成されている。

20

30

【0 1 4 2】

フランジ部材即ちキール 7 6 0 は、関節要素 7 0 2 のキール 7 4 0 と同様に構成され、支承面 7 5 4 から伸張している。或る実施形態では、キール 7 6 0 は、支承面 7 5 4 から垂直方向に伸張し、支承面 7 5 4 に沿って概ね中央に位置している。しかしながら、キール 7 6 0 には、他の配置及び向きも考えられるものと理解されたい。また、関節要素 7 0 4 は、支承面から伸張するキール 7 6 0 を 2 つ以上含んでいてもよいと理解されたい。

【0 1 4 3】

或る実施形態では、キール 7 6 0 は、支持プレート 7 5 0 の実質的に全長に沿って伸張している。このような実施形態では、前方進入法を使用して人工関節 7 0 0 を挿入できるようになる。しかしながら、先に論じたように、人工関節 7 0 0 の挿入には、側方、経孔式、又は前方斜め方向からの進入法の様な他の進入法も考えられる。別の実施形態では、キール 7 6 0 は、角度を付け、先細にし、又はキールに対する機能的要求を実現し易くする何か別の形状にしてもよい。更に別の実施形態では、キール 7 6 0 は、キール 7 6 0 の本体部分と交差して伸張する横方向部分 (図示せず) を含む有翼キールとして構成されている。

40

【0 1 4 4】

キール 7 6 0 にも、隣接する椎骨に対する固定を強化するために骨が中を通して成長し易いように一對の孔 7 6 2 が貫通して形成されている。しかしながら、キール 7 6 0 を貫通して形成される孔 7 6 2 の個数は幾つでもよく、1つの孔でも、3つ以上の孔でもよいと理解されたい。また、孔 7 6 2 は必ずしもキール 7 6 0 を貫通している必要はなく、代

50

わりに部分的に彫り込まれていてもよいと理解されたい。更に、キール760には、部分的に彫り込まれた孔、又は完全に貫通する孔762が、必ずしも形成されていなくてもよいものと理解されたい。また、孔762は円形状を有するものとして示しているが、孔762の形状寸法は、これ以外でもよいものと理解されたい。先に論じたように、関節要素704の椎骨に直接接触する面は、骨成長促進物質で被覆されているのが望ましい。特に、支承面754とキール760の面は、隣接する椎骨との骨係合を促すためにヒドロキシアパタイトで被覆することができる。これも先に論じたように、支承面754とキール760の面は、ヒドロキシアパタイトで被覆する前に粗らされる。

【0145】

実施形態の中には、キール740、760の一方又は両方が、図45及び図46の縁部760aにより示している鋭利な前方縁部を含んでいるものもある。このような縁部を設けることにより、キール740、760を関係する椎体へ挿入し易くなる。更に、縁部760aは、椎体にキール760を受け入れるためのスロットが不要になる程度に鋭利な縁部とすることもできるが、これについては後に詳しく述べる。

【0146】

図45に示すように、関節要素702の関節面708に形成された陥凹部714にモジュール式突起部722部材を挿入することにより、可動軸受け人工関節700が組み立てられる。組み立てられると、人工関節700は、隣接する椎体 V_S 、 V_I （図48）の間の円板空間S1に挿入する準備が整う。

【0147】

図48に示すように、椎間空間S1内に人工関節700を挿入するために、隣接する椎体 V_S 、 V_I には、その間に人工関節700を受け入れるための前処理が施される。図45から図47の人工関節700の構成に合わせて、スロット770、772が、椎骨 V_S と椎骨 V_I それぞれの椎骨終板に沿って形成されている。スロット770、772は、キール740、760自身で形成してもよいし、上記方法の1つ又はそれ以上のやり方で事前に前処理で形成してもよい。

【0148】

人工関節700を円板空間S1に挿入すると、モジュール式突起部722が関節要素704の凹状陥凹部758に係合しているので、関節要素704は、関節要素702に対して並進運動することができる。例えば、図51は、モジュール式突起部材722が後方位置にある状態（関節要素704が後方P方向に動いた結果）を示しており、図52は、モジュール式突起部材722が前方位置にある状態（関節要素704が前方A方向に動いた結果）を示している。図51と図52は、無論、突起部材722とその対応する陥凹部714の装着により許容される並進運動の代表例を示したものに過ぎず、モジュール式突起部材722の、従って関節要素704の関節要素702に対する並進運動の量は、P方向及びA方向以外の方向も含めて変えることができる。更に、関節要素702の陥凹部714内にモジュール式突起部材722を配置することにより、モジュール式突起部が関節要素702に対して回転できるようになる。つまり、このような実施形態では、モジュール式突起部材722は、関節要素704に与えられた並進運動とは独立して、（陥凹部758との係合を介して）関節要素704に回転を与えることができるという利点を更に提供している。並進運動と回転運動の間にこのような独立的関係があることにより、この人工関節700では、並進運動が回転運動に依存しているか又はその逆の人工関節に比べて、もたらされる可動性の量が更に増える。

【0149】

以上、本開示内容を幾つかの好適な実施形態に関連付けて説明してきた。この開示内容を読んだ後で当業者に想起されるであろう改良点又は変更点は、本出願の精神と範囲内に含まれるものと考えられる。例えば、上記関節式関節の関節要素は、本開示内容の当該態様から逸脱することなく、逆にすることができる。従って、上記開示内容では、幾つかの修正、変更及び置換えができるものと考えられ、例を挙げると、開示内容のある種の特徴は他の特徴と対応付けて使用することなく、採用することができる。また、「縦方向」及

10

20

30

40

50

び「横方向」の様な空間を示す用語は全て説明を目的としたものであり、本開示内容の範囲内で変更が可能であると理解されたい。従って、特許請求の範囲に述べる内容は、本開示の範囲に矛盾の無いやり方で広義に解釈されるべきである。

【図面の簡単な説明】

【0150】

【図1】根性脊椎症の脊柱の一部分の側面図である。

【図2】図1の一对の隣接する椎骨終板の側面図である。

【図3a】ロッドとねじ装置が装着された図2の一对の隣接する椎骨終板の側面図である。

【図3b】図3aの一对の隣接する椎体の縦部分断面図である。

10

【図4a】本開示の一の実施形態による側方挿入用関節式人工関節の斜視図である。

【図4b】本開示の他の実施形態による側方挿入用関節式人工関節の斜視図である。

【図4c】図4bの側方挿入用関節式人工関節の前面図である。

【図5】図4aの人工関節の縦面図である。

【図6】図4aの人工関節の側面図である。

【図7】一对の根性脊椎症椎骨終板の間に配置された図4aの人工関節の側方部分断面図である。

【図8】一对の椎骨終板の間に配置された代わりの関節式人工関節の側方部分断面図である。

【図9】本開示の他の実施形態による代わりの関節式人工関節の斜視図である。

20

【図10】一对の根性脊椎症椎骨終板の間に配置された図9の人工関節の側方部分断面図である。

【図11】一对の椎骨終板の間に配置された代わりの関節式人工関節の側方部分断面図である。

【図12】本開示の他の実施形態による人工円板器官の斜視図である。

【図13】本開示の他の実施形態による代わりの人工円板器官の斜視図である。

【図14】本開示の他の実施形態による前方挿入用の代わりの関節式人工関節の斜視図である。

【図15】図14の人工関節の縦面図である。

【図16】図14の人工関節の側面図である。

30

【図17】一对の根性脊椎症椎骨終板の間に配置された図14の人工関節の側面図である。

【図18】本開示の他の実施形態による前方進入用の代わりの関節式人工関節の縦面図である。

【図19】本開示の更に他の実施形態による前方進入用の代わりの関節式人工関節の縦面図である。

【図20】本開示の更に他の実施形態による前方進入用の代わりの関節式人工関節を縦面図である。

【図21】図18の人工関節を受け入れるためのスロットを有する一对の椎骨終板の縦面図である。

40

【図22】図19の人工関節を受け入れるためのスロットを有する一对の椎骨終板の縦面図である。

【図23】図20の人工関節を受け入れるためのスロットを有する一对の椎骨終板の縦面図である。

【図24】一对の根性脊椎症椎骨終板の間に配置された図14の人工関節と矯正移植片の側方部分断面図である。

【図25】一对の根性脊椎症椎骨終板の間に配置された図14の人工関節とラグスクリューの側方部分断面図である。

【図26】図25に示した装置の概略上面図である。

【図27】孔横断式挿入用の経路を示している、椎体の概略上面図である。

50

【図 28】本開示の他の実施形態による孔横断式挿入用の代わりの関節式人工関節の斜視図である。

【図 29】図 28 の人工関節の側面図である。

【図 30】図 28 の人工関節の縦面図である。

【図 31 a】一対の椎骨終板間に配置された図 28 の人工関節の側方部分断面図である。

【図 31 b】一対の椎骨終板間に配置された図 28 の人工関節の縦部分断面図である。

【図 32】椎骨終板に形成された孔横断スロットを示している概略上面図である。

【図 33】椎骨終板上方に挿入されたミリング装置を示す概略上面図である。

【図 34 a】一対の隣接する椎骨終板間に配置された図 33 のミリング装置の側面図である。

10

【図 34 b】図 34 a のミリング装置のミリング工具の詳細図である。

【図 34 c】代わりのミリング工具の詳細図である。

【図 35】図 33 のミリング装置の概略図である。

【図 36】本開示の他の実施形態による孔横断挿入用の代わりの関節式人工関節の斜視図である。

【図 37】図 36 の人工関節の側面図である。

【図 38】図 36 の人工関節の縦面図である。

【図 39】本開示の他の実施形態による前斜方向挿入用の代わりの関節式人工関節の斜視図である。

【図 40】図 39 の人工関節の縦面図である。

20

【図 41】図 39 の人工関節の側面図である。

【図 42】一対の椎骨終板間に配置された図 39 の人工関節の側方部分断面図である。

【図 43】一対の椎骨終板間に配置された図 39 の人工関節の縦部分断面図である。

【図 44 a】図 39 の人工関節を受け入れるための椎骨終板に形成されたスロットを示している上面概略図である。

【図 44 b】図 39 の人工関節の挿入に伴うアライメント過程を示す概略図である。

【図 45】本開示の更に他の実施形態による代わりの人工関節の分解組立図である。

【図 46】図 45 の人工関節の斜視図である。

【図 47】図 46 の人工関節の縦面図である。

【図 48】一対の隣接する椎骨終板の縦面図である。

30

【図 49 a】図 45 の人工関節の関節要素の平面図である。

【図 49 b】図 49 a の関節要素の 49 b - 49 b 線に沿う断面図である。

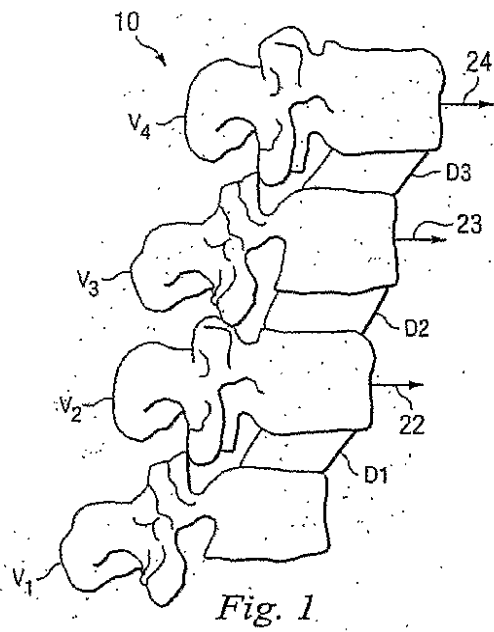
【図 50 a】図 45 の人工関節のモジュール式突起部材の平面図である。

【図 50 b】図 50 a のモジュール式突起部材の 50 b - 50 b 線に沿う断面図である。

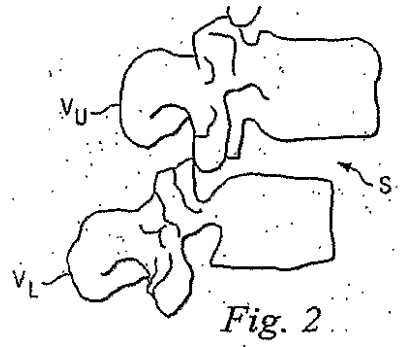
【図 51】図 49 a の関節要素に挿入された図 50 a のモジュール式突起部材の平面図である。

【図 52】図 49 a の関節要素に挿入された図 50 a のモジュール式突起部材の、図 51 に対して異なる位置にあるモジュール式突起部材を示している平面図である。

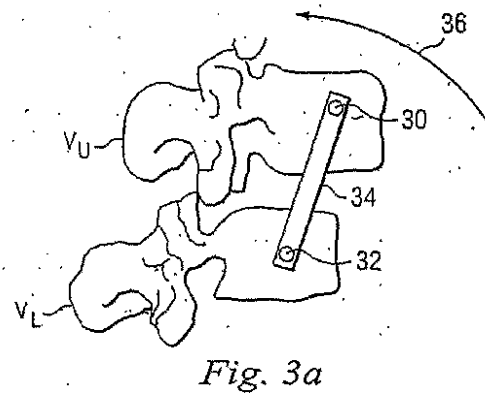
【図 1】



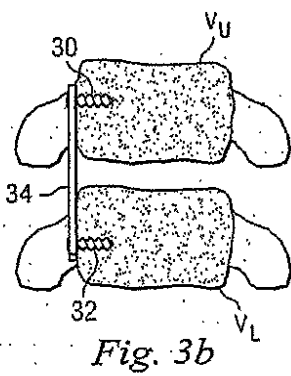
【図 2】



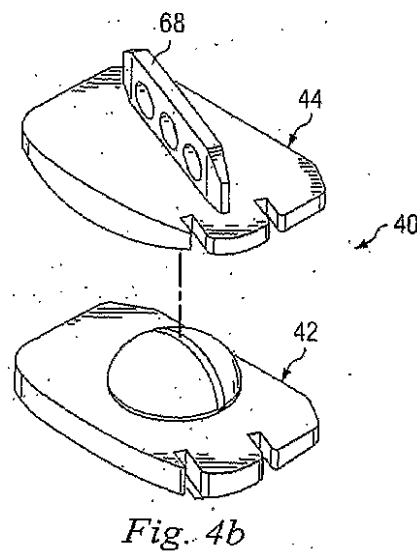
【図 3 a】



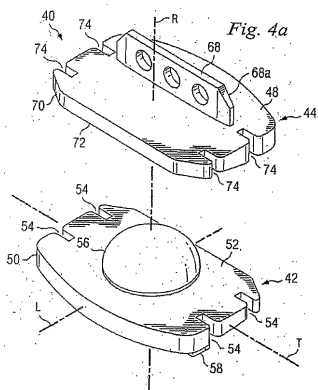
【図 3 b】



【図 4 b】



【図 4 a】



【図 4 c】

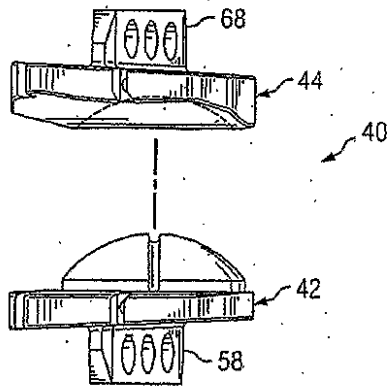


Fig. 4c

【図 5】

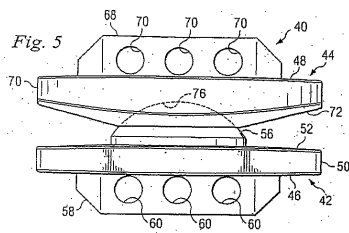


Fig. 8

【図 9】

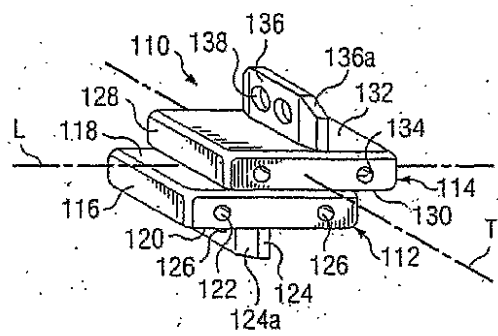


Fig. 9

【図 6】

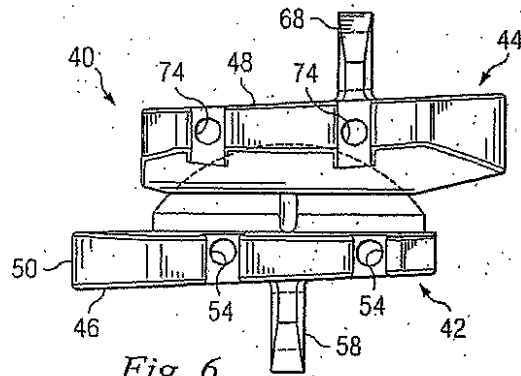


Fig. 6

【図 7】

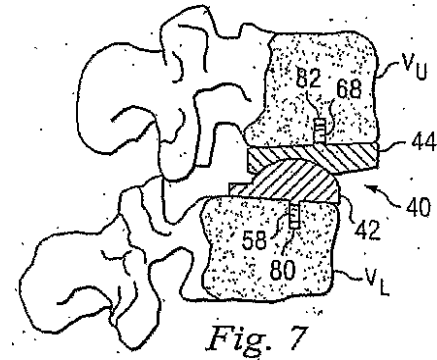
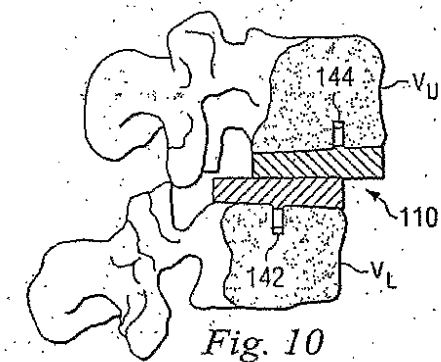


Fig. 7

【図 10】



【図 12】

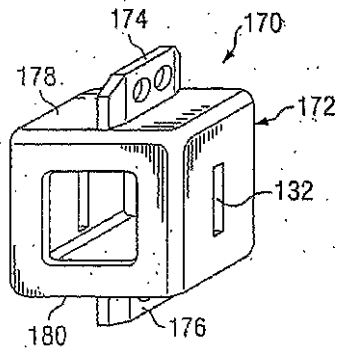


Fig. 12

【図 13】

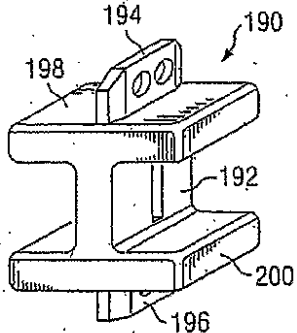


Fig. 13

【図 14】

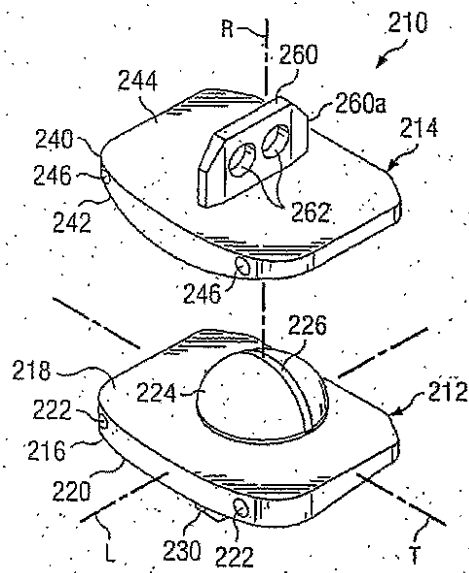


Fig. 14

【図 15】

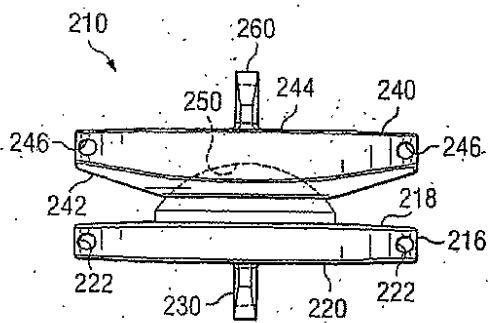


Fig. 15

【図 17】

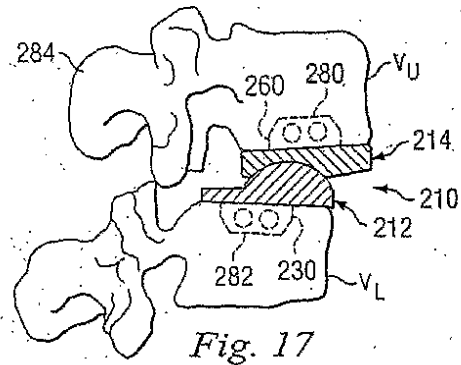


Fig. 17

【図 16】

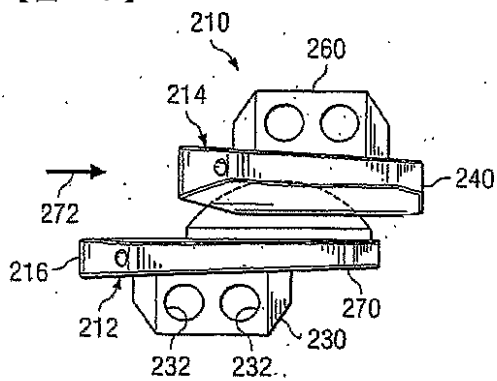


Fig. 16

【図 18】

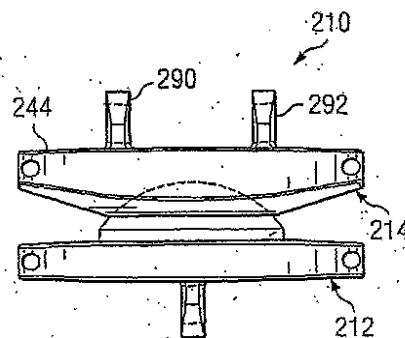


Fig. 18

【図 19】

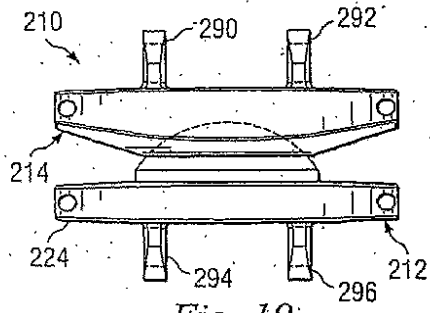


Fig. 19

【図 20】

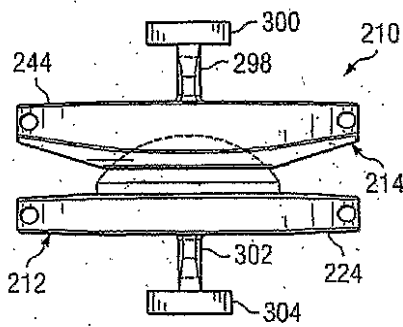


Fig. 20

【図 21】

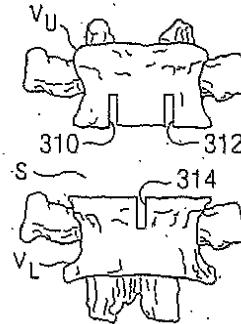


Fig. 21

【図 22】

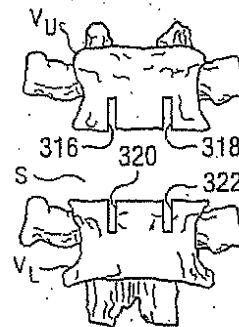


Fig. 22

【図 23】

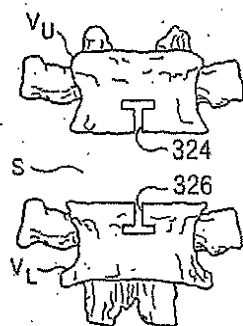


Fig. 23

【図 24】

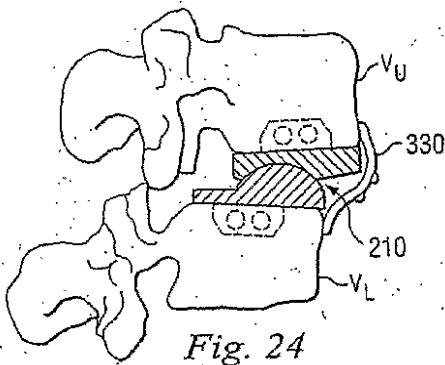


Fig. 24

【図 25】

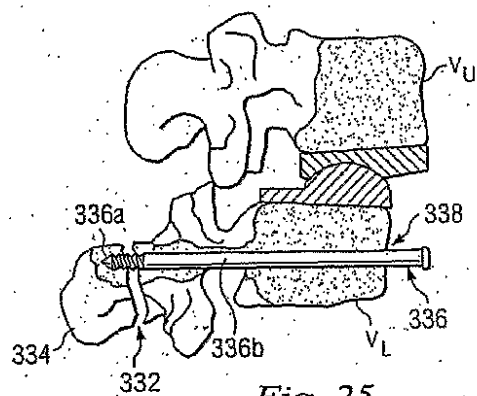


Fig. 25

【図 26】

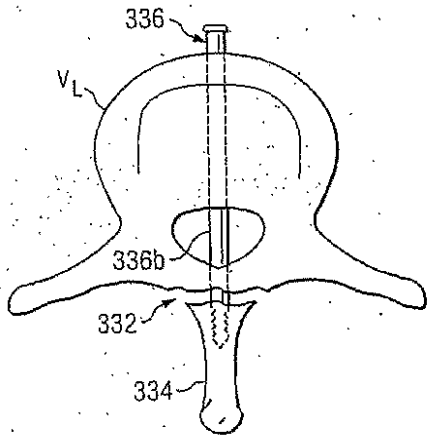


Fig. 26

【図 27】

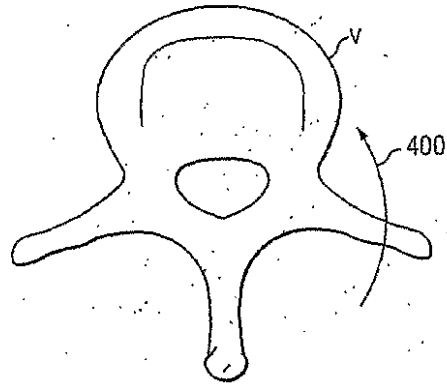


Fig. 27

【図 28】

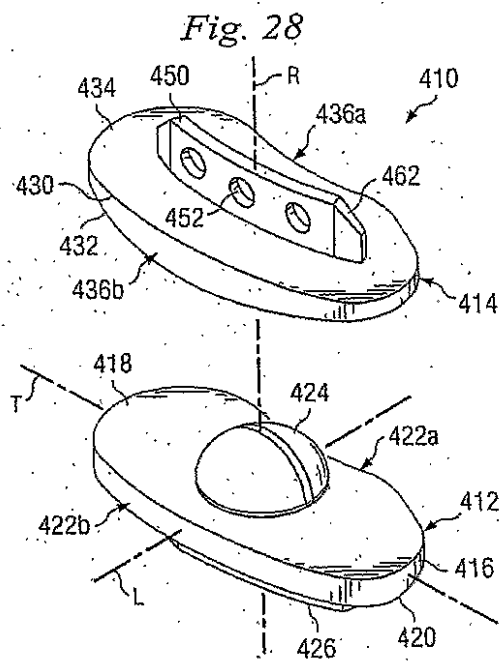


Fig. 28

【図 29】

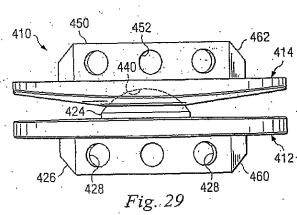


Fig. 29

【図 30】

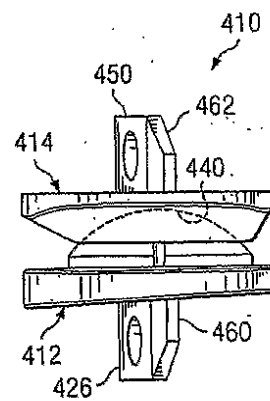
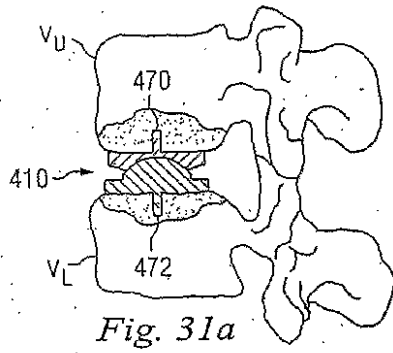
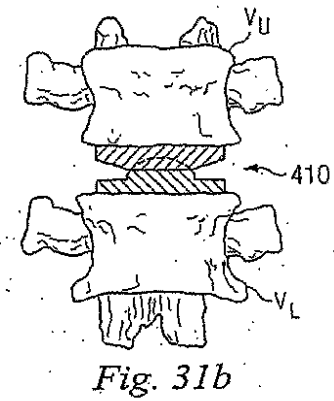


Fig. 30

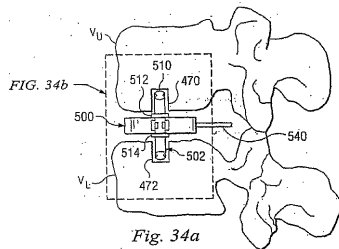
【図 3 1 a】



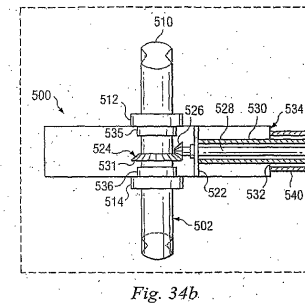
【図 3 1 b】



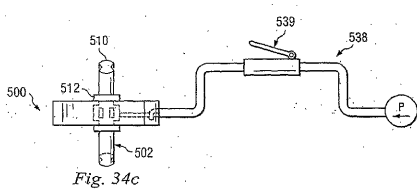
【図 3 4 a】



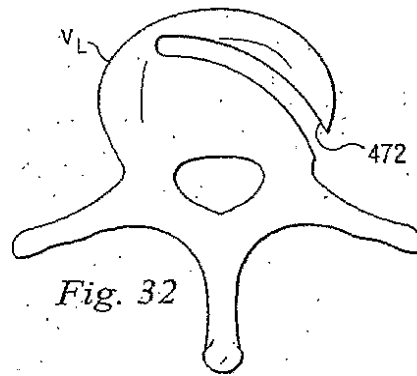
【図 3 4 b】



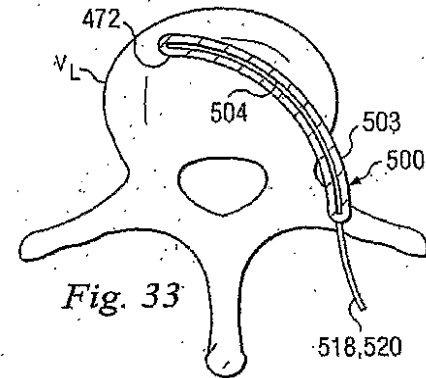
【図 3 4 c】



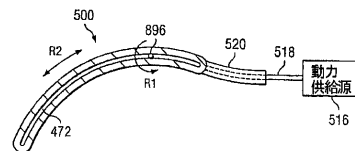
【図 3 2】



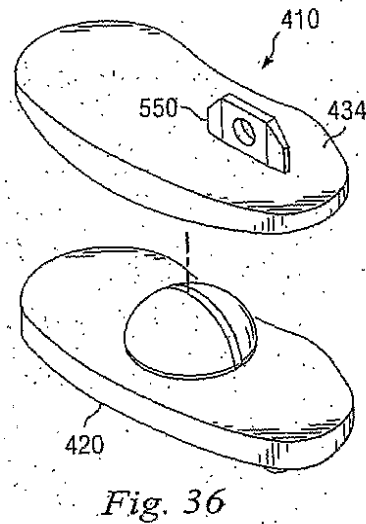
【図 3 3】



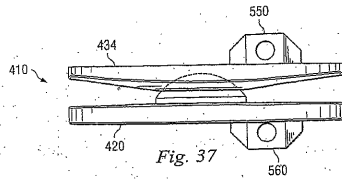
【図 3 5】



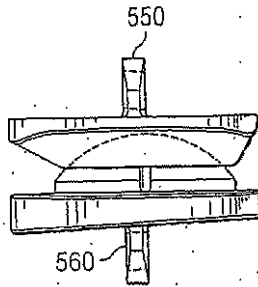
【図 3 6】



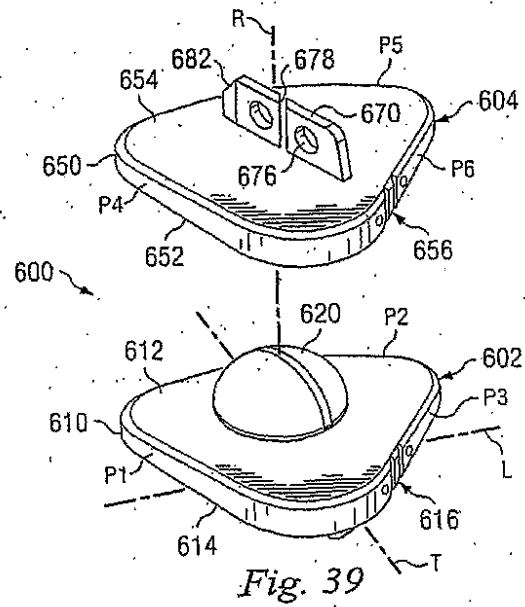
【図 37】



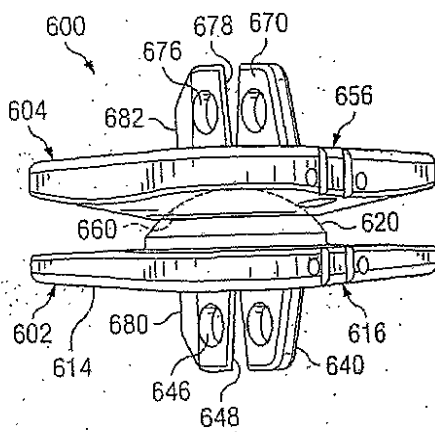
【図 38】



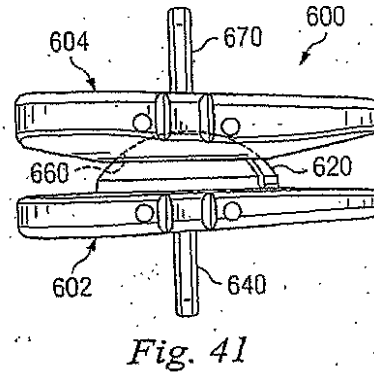
【図 39】



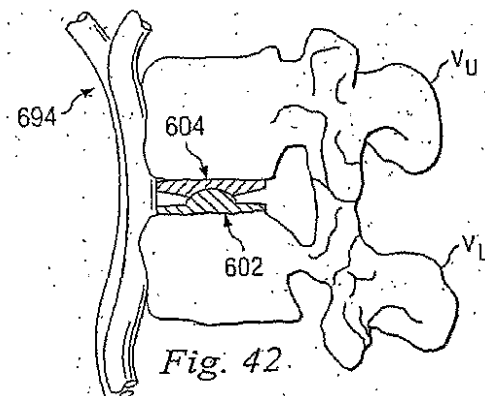
【図 40】



【図 41】



【図 42】



【図 47】

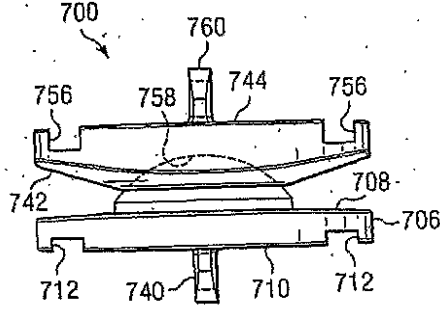


Fig. 47

【図 48】

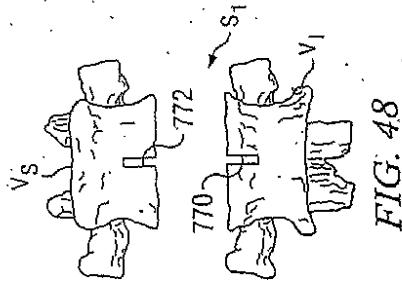


FIG. 48

【図 49 a】

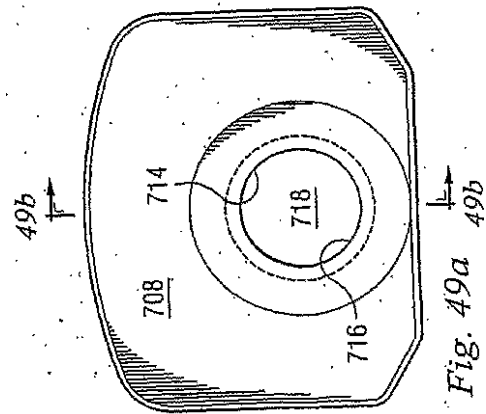


Fig. 49a

【図 49 b】

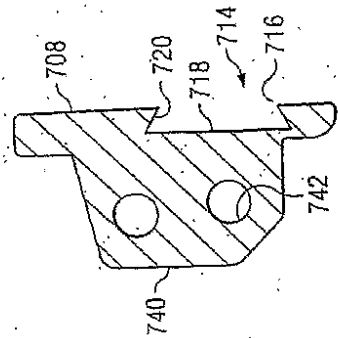


Fig. 49b

【図 50 a】

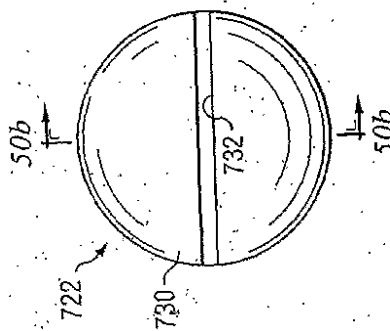


Fig. 50a

【図 50 b】

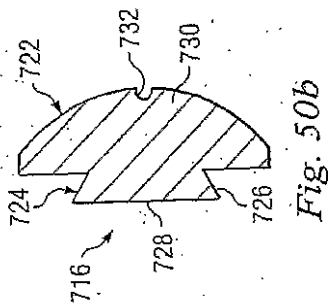


Fig. 50b

【図 51】

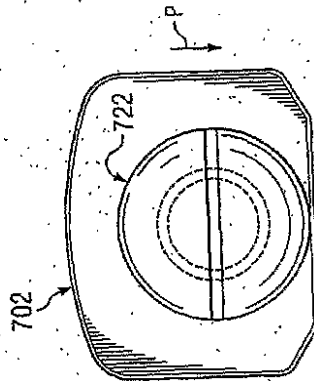


Fig. 51

【図 52】

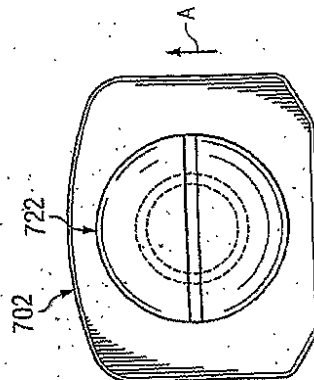


Fig. 52

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 100093805
弁理士 内田 博
- (74)代理人 100071124
弁理士 今井 庄亮
- (74)代理人 100078787
弁理士 橋本 正男
- (74)代理人 100093089
弁理士 佐久間 滋
- (74)代理人 100093713
弁理士 神田 藤博
- (74)代理人 100101373
弁理士 竹内 茂雄
- (74)代理人 100118083
弁理士 伊藤 孝美
- (74)代理人 100141025
弁理士 阿久津 勝久
- (74)代理人 100076691
弁理士 増井 忠式
- (72)発明者 エイサーマン, ルーカス
アメリカ合衆国テネシー州 38103, メンフィス, リバービュー・ドライブ・ウエスト 42,
ナンバー 301
- (72)発明者 フライゼム, タイ
イギリス国 ティーエス17 オーティーエヌ, イングルバイ・パーウィック, タッチ・レーン
20
- (72)発明者 ルユーク, ジャン・シャルル
フランス国 33600 プサーク, リュ・デ・ラヴァンディール 31
- (72)発明者 ハレット, マシューズ
アメリカ合衆国ヴァージニア州 23185, ウィリアムスバーグ, トゥー・リバーズ・ポイント
1235
- (72)発明者 マサーン, ブリュース・イー
アメリカ合衆国ヴァージニア州 23059, グレン・アレン, アスコット・グレン・ドライブ 5
829

審査官 内山 隆史

- (56)参考文献 国際公開第01/019295 (WO, A1)
特表2003-503154 (JP, A)
特表平04-505574 (JP, A)
仏国特許発明第02742653 (FR, B1)
特表平08-508895 (JP, A)
特開平01-136655 (JP, A)
特開平08-252265 (JP, A)
国際公開第02/017823 (WO, A1)
特表2002-535079 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F2/28-2/46, A61B17/56