(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第3882941号
(P3882941)
(45)発行日　平成19年2月21日(2007.2.21)　(24)登録日　平成18年11月24日(2006.11.24)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 17/56 (2006.01)　A61B 17/56

請求項の数 9　(全 23 頁)

(21)出願番号　特願平7-525246
(86)(22)出願日　平成7年3月28日(1995.3.28)
(65)公表番号　特表平9-511659
(43)公表日　平成9年11月25日(1997.11.25)
(86)国際出願番号　PCT/US1995/003770
(87)国際公開番号　WO1995/026164
(87)国際公開日　平成7年10月5日(1995.10.5)
審査請求日　平成14年3月28日(2002.3.28)
(31)優先権主張番号　08/219,626
(32)優先日　平成6年3月28日(1994.3.28)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者
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
(74)代理人
弁理士　社本　一夫
(74)代理人
弁理士　小野　新次郎
(74)代理人
弁理士　小林　泰
(74)代理人
弁理士　千葉　昭男

最終頁に続く

(54)【発明の名称】多分節脊椎アライメント装置、脊椎移植部分の結合装置、脊椎固定装置

(57)【特許請求の範囲】

【請求項１】

脊柱の分節において隣接する２つの脊椎間の第１の椎間円板スペース内に少なくとも一部が外科的に埋め込み可能に形成され、椎間円板スペースが略正常な高さに復帰したときに隣接する両側の脊椎に衝合するとともにコネクタを収容する形状に形成された端部を有する第１の脊椎移植部分（610）と、

脊柱の分節において隣接する他の２つの脊椎間の第２の椎間円板スペース内に少なくとも一部が外科的に埋め込み可能に形成され、椎間円板スペースが略正常な高さに復帰したときに隣接する両側の脊椎に衝合するとともにコネクタを収容する形状に形成された端部を有する第２の脊椎移植部分（610）と、及び

前記第１及び第２の脊椎移植部分を接続するために前記第１及び第２の脊椎移植部分（610）に取り付けられたコネクタ（634）とによって構成された脊椎の分節を連結するための多分節脊椎アライメント装置。

【請求項２】

脊柱の分節において隣接する２つの脊椎間の円板スペース内に少なくとも一部が外科的に埋め込み可能に形成され、円板スペースが隣接する両側の脊椎に衝合する第１の脊椎移植部分（40）と、

前記第１の脊椎移植部分（40）が埋め込まれるべき同じ円板スペース内に少なくとも一部に外科的に埋め込み可能に形成され、円板スペースが隣接する両側の脊椎に衝合する第２の脊椎移植部分（41）と、及び

前記第１及び第２の脊椎移植部分（40，41）を接続するために、前記第１及び第２の脊椎移植部分に取り付けられたコネクタ（392）とによって構成された多分節の脊椎移植部分を結合するための装置。
【請求項３】
前記第１及び第２の脊椎移植部分が、前記コネクタを収容する形状に形成された請求項１又は２に記載の装置。
【請求項４】
前記コネクタは、ロッド、ケーブル、プレート、バーより選択される請求項１乃至３のいずれかに記載の装置。
【請求項５】
脊椎の各分節を整列させるために、前記第１及び第２の脊椎移植部分（610）間のコネクタ（634）の長さを調整する手段（638）を設ける請求項１に記載の装置。
【請求項６】
前記第１、第２の脊椎移植部分は上側部分及び下側部分を備え、前記上側部分及び下側部分の各々には、隣接する脊椎の一方から前記脊椎移植部分を介して隣接する脊椎の他方への骨の成長を許容するための少なくとも１つの開口を有することを特徴とする請求項１乃至５のいずれかに記載の装置。
【請求項７】
前記上側部分及び下側部分の各々に形成される少なくとも１つの開口と連通する仕切り空間（614）を更に備えることを特徴とする請求項６に記載の装置。
【請求項８】
前記骨の成長を容易にするために、骨融合促進物質を備えることを特徴とする請求項１乃至７のいずれかに記載の装置。
【請求項９】
前記骨融合促進物質は、水酸化燐灰石及び水酸化燐灰石第三燐酸カルシウム、または骨形態形成蛋白質の少なくとも１つであることを特徴とする請求項８に記載の装置。
【発明の詳細な説明】
技術分野
この発明は、外科用体内固定装置、特に、脊椎間接固定術に耐える人間の脊柱の隣接する脊椎を安定させ、かつ融合過程において使用された脊髄融合移植部分が外れるのを防止するための、外科的に移植可能な装置に関するものである。
背景技術
人間の脊柱の分節が変性（退化）したり、あるいは病気にかかった場合、その分節の病気に冒された椎間円板を外科的に除去し、脊髄融合させることを目的とした骨と入れ替え、それによってより正常な病変前の空間的関係を回復させ、そしてその分節全体に渡り強固な安定性を与えることが必要となる。前方からこうした脊柱手術を行うことは、脊髄、硬膜嚢、および神経根を避けるという点で、非常に有利である。しかし不運なことに、椎間円板スペースに前方から入ると、前方縦靭帯と呼ばれる非常に重要な帯状構造が侵害される。この構造は、椎間円板自身の前方移動に抵抗し、また脊椎の過伸展を制限するため椎間の前方部を結合する張り帯の働きをする重要な抑制力として、生理学的に作用する。
歴史的には、この重要な安定化構造の損失を埋め合わせることを意図して、様々な装置が利用されてきた。これらの装置の形は、ブロック型、バー型、ケーブル型、またはこれらを組み合わせたものが当然のものとされてきた。そしてこの装置は、ネジ、ステープル、ボルト、またはこれを組み合わせたものによって脊椎に結合される。最も初期の技術では、木ネジで隣接する脊椎に着けられた金属プレートが使われていた。Dwyerは、ステープルとネジを組み合わせたものの使用を唱道していた。1988年５月10日に与えられたBrantiganの米国特許第4743256号は、椎間円板に取って代わるものに差し込まれ、プレートに着けられ、更に椎間の上下にネジ止めされたブロックの使用を唱道している。1993年８月30日に与えられたRaezianの米国特許第4401112号は、少なくとも丸々１つの椎体が取り去られ、ターンバックル（引締ネジ）の一部が脊柱内に入れられ、そしてステープルがターン

バックルの上下双方に延び、かつ取り去られた１つの椎体に隣接する脊椎をかみ合わせるよう、延長されたステープルに着けられたターンバックルの使用を唱道している。
不運にも、ステープルもネジも、脊椎から外れ易いことが、かなり確かな推論により証明された。微小なものであれ大規模なものであれ何らかの動きが、骨と金属製移植部分の接触面を圧迫する傾向があり、また再吸収と金属の移動により骨に高い圧力を放圧させるので、このことは確かに理解できることである。このエントロピーは、一般的にはよりしっかり締められた、従ってしっかり固定された状態から、締めの弱い、つまり固定の弱い状態へと変化する。ステープルについては、特に、より圧迫された、即ちかみ合った状態から、圧迫の弱い、つまりかみ合っていない状態へと変化する。同様にこうした動的システムの中にあるネジは緩み、そして外れる。
脊柱の前方からの金物のこうした緩みと、その結果起こる脱落の潜在的な帰結は、容易に大参事となるだろう。大きな血管に近いため、大動脈の侵食、そして腸骨の血管等の大静脈の穿孔が、通例不運な規則性を伴って生じ、その結果普通は死に至る。
従って、人間の脊柱の前方部に限定されず、一度適用したら永久固定されたままの、危険のない、脊柱の分節の安定性を回復させるのに効果がある装置の必要性が存在する。

発明の開示

発明が解決しようとする課題

この発明は、人間の脊柱の分節を安定させ、また椎間脊髄融合移植部分が外れることを防止するための、一度適用されたら脊柱に永久固定されたままの脊椎固定装置向けのものである。この発明の脊椎固定装置は、外科的移植に適した材料で作られたステープル部材（ステープル・メンバー）から構成されており、またこのステープル部材は、２つの隣接する脊椎の間の椎間円板のスペースを橋渡しするのに十分な長さを有している。このステープル部材は、基本的に垂直に延びた突出部を介して、椎間円板のスペースに隣接する椎間をかみ合わせる。この突出部は、椎間内への挿入が容易になるよう鋭利にされ、先が削られており、またステープル部材が一度差し込まれた状態から外れるのを防ぐため、分節されたり、あるいは歯止めされたりしている。
ここに示されたこの発明の脊椎固定装置の具体例では、ステープル部材の一部が、既に移植された椎間脊髄融合移植部分と組み合わされており、また緩み止めネジ山パターンを持つネジのようなロック機構によって、椎間脊髄融合移植部分に結合されている。ロック機構を介してのステープル部材の椎間脊髄融合移植部分への固定が、患者を、ステープル部材自体が外れる危険性から保護している。
更に、もし椎間脊髄融合移植部分が、1991年５月14日に与えられたMichelsonの米国特許第5015247号で教えられた椎間脊髄融合移植部分のように、外部から繋ぎ合わされていれば、ステープル部材は、椎間脊髄融合移植部分が自由に回転しない限り、外れることはない。しかしながら、この実例での椎間脊髄融合移植部分の回転は、回転ができないように椎間円板全体に渡って固定されたステープル部材への結合によって阻止されている。従って、ステープル部材は、脊髄融合移植部分への結合によって、外れないようされており、また脊髄融合移植部分の安定性は、ステープル部材と、どちらか一方の離脱を考慮した僅かに残った自由度を取り去るためのその他の機構と関連した各機構により、更に安定化されていることにより保証されている。
この発明の脊椎固定装置は、脊柱の前方部に、後方部に、そして側方部に広く適用でき、頚部、胸廓部、または腰部にそのまま適用できる。特に、脊柱の前方部に適用された、椎間円板スペースを橋渡しし、隣接する脊椎をかみ合わせるステープル部材の使用は、脊柱が伸びたときのこれらの椎体の分離を抑止するのに非常に役立ち、またそれ故に、患者の前方縦靭帯の代わりを務めるのに効果的である。
この発明の脊椎固定装置は、それが達成されれば、挿入された脊髄融合移植部分にかかる全ての力を軽減する椎体全体に渡る橋かけ（非可動化を通じての融合）を容易にするという点で、我々に利点を提供してくれる。この発明の脊椎固定装置は、骨の融合を促進するための、従って骨の融合塊への脊椎固定装置の融合と最終的な収納を促進するため物質で覆うことができる。骨の融合を促進する物質の使用は、骨が、２つの脊椎を橋渡しするこ

の物質で覆われた脊椎固定装置に沿って成長し、その故脊椎固定装置が、骨の融合過程を容易にする格子垣の働きをし、また同じく骨の融合過程を容易にするのに不可欠な化学元素を供給するため、結果として脊椎と脊椎の融合を早めることになる。
この発明の脊椎固定装置が提供するその他の利点は、それが挿入されているため、それが隣接する脊椎を一緒に圧縮し、従って脊髄融合移植部分の融合と一層の安定化に役立つような圧縮である、椎間円板スペース内の脊髄融合移植部分または移植部分への圧縮負荷を増加させるという点にある。
この発明の脊椎固定装置のその他の利点は、多分節脊椎線列を行ったり、あるいは維持するため、多数の脊椎固定装置がケーブルやロッド、バーやプレートを介して連結できるようなアンカーとして使用できる点にある。
この発明の脊椎固定装置は、選択的に、いつか脊椎固定装置が最早必要なくなるような（即ち脊髄融合が完了したとき、身体が脊椎固定装置を再吸収するため）適当な割合で再吸収する、バイオ・コンパチブル（生物適合的）な再吸収可能なプラスチックのような再吸収可能物質で作ることができる。この脊椎固定装置は、ステープル部材の突出部が再吸収不可能であり、かつ脊椎に取り囲まれたままで、そして一度身体に再吸収された再吸収可能なステープルの一部を封鎖されたままにする程度にのみ、再吸収可能である。
更に選択的にであるが、この発明の脊椎固定装置は、一部を完全にセラッミック製に、そして多くの部分を特に、融合過程に積極的に関与する水酸化燐灰石のようなセラミックで作るか、または覆うことができる。
課題を解決するための手段
本発明は、脊柱が伸びたときの脊椎の分離を抑止するため、椎間円板スペースを橋渡しし、かつ脊柱の隣接する２つの脊椎をかみ合わせるステープル部材を有する脊椎固定装置を提供することを目的としている。
患者の前方縦靭帯の機能の代理を務めることに効果的な脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
椎間脊髄融合移植部分に脊椎固定装置を固定することで、脊椎固定装置自体が外れる危険性から患者を保護する手段を提供することが、本発明のその他の目的である。
更にまた、回転によって脊髄融合移植部分が外れるのを防止するため回転ができないように、椎間円板スペース全体に渡って固定されたステープル部材に脊椎固定装置を連結することで、椎間脊髄融合移植部分の回転を抑止する脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
その上、頚部、胸廓部、または腰椎部など脊柱の前方部に広く適用可能な脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
脊柱の前方部周辺のどの箇所にも縦方向に適用可能な脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
同様に、外科的に移植された脊髄融合移植部分を安定させ、どちらか一方の脱離を防止するため脊髄融合移植部分と関連して働く脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
隣接する２つの脊椎の間の椎間円板スペース内に挿入された椎間脊髄融合移植部分にかかる全ての力を、最終的に軽減する、椎体全体に渡る橋渡し（融合）を遂行し、そして永久的に優れた術後結果をもたらす脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
多分節脊椎線列を遂行したり、あるいは維持したりするため、多数のアンカーがケーブル、ロッド、バー、またはプレートを介して相互に連結できるようなアンカーとしての働きをする脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
そして更に、２つの隣接する脊椎の骨の橋渡しに直接関与し、またこれらの脊椎全体に渡って脊髄融合過程に関与するような脊椎固定装置を提供することが、本発明のその他の目的である。
これらの、またその他の本発明の目的は、添付した図面とその図面の詳細な説明を見れば明らかになるであろう。

発明を実施するための最良の形態

第１および２図では、それぞれ数字10と11で表された本発明の２つの同一の脊椎固定装置が、人間の脊柱の分節の椎間円板Ｄに隣接する２つの脊椎Ｖに挿入された状態で示されている。

それぞれの脊椎固定装置10と11は、隣接する脊椎Ｖの間の椎間円板のスペース内に外科的に移植された、同一の脊髄融合移植部分40と41に連結されていることが示されている。このように、脊椎固定装置10と11は、脊柱の分節を安定化し、脊髄融合移植部分40が外れるのを防止し、そして一度装着された脊椎に永久に固定されたまま残る。脊椎固定装置10と11は同一であり、一方だけ説明すれば他方も同様に適用することができる。従って以下の説明では、脊椎固定装置10について述べることにする。

第３図および４図では、1991年５月14日に与えられたMichelsonの米国特許第5015247号で説明された脊髄融合移植部分のような、但しこれに限定されない、脊髄融合移植部分40が示されている。この脊髄融合移植部分40は、円柱状の形状をしており、また椎間円板Ｄに隣接する脊椎Ｖの骨をかみ合わせるため、その外側の周囲に外ネジ42を備えている。この脊髄融合移植部分40は、脊椎固定装置10の一部をかみ合わせ、更に脊椎Ｖに脊椎固定装置10を挿入するために使用された器具の一部をかみ合わせるための凹み44と、ネジ開き口45を有する挿入端末43を備えている。第５図乃至７図では、本発明の脊椎固定装置10と11が、繋ぎ合わされた脊髄融合移植部分40や41と一緒に使用されることに限定されておらず、様々なタイプの脊髄融合移植部分と一緒に使用可能であるということが、十分に理解できる。例えば、脊椎固定装置10と11は、第５図に示されたように外ネジ42の代わりに各々が外歯止め42ａを有する、脊髄融合移植部分40ａと41ａにそれぞれ連結することができる。選択的にだが、脊椎固定装置10と11は、第９図に示されたように、少なくとも１つの切形の（末端を真直に切った）側面47を持った各々が一部円柱状の形状をした、脊髄融合移植部分40ｂと41ｂにそれぞれ連結することができる。これもまた選択的であるが、脊椎固定装置10と11は、第７図に示されたように、ギザギザのある外面48を各々が持つ、脊髄融合移植部分40ｃと41ｃにそれぞれ連結することができる。更に、脊椎固定装置が、本発明の応用範囲を逸脱することなく多様な他の骨の融合移植部分と一緒に使用可能なことが、十分に理解できる。

第８図および９図、即ち提示された具体例では、本発明の脊椎固定装置10は、１つの椎間円板Ｄを橋渡しし、かつ基本的に垂直に延びた突出部16と17を介して、その椎間円板Ｄに隣接する脊椎Ｄをかみ合わせるのに十分な長さを持った、実質上平らな頂部用材14を有するステープル部材12から成っている。この頂部用材14は、脊髄融合移植部分40に脊椎固定装置10を連結するためのネジまたはこれに類した連結装置をそこを通して受け入れるための同心で座ぐりをした逃げ（リセス）19の中に、中央開口部18を有している。この頂部用材14は、第16Ａと16Ｂ図に関連して以下により詳細に説明されている駆動装置80の支柱88ａと88ｂを受け入れるための、一組みの開口部22ａと22ｂを備えた、上面20を有している。第10図では、頂部用材14の横断面図が示されている。提示された具体例では、この頂部用材14は、一般的に三角形の形状をしており、曲がった側面24と真っすぐな側面26に沿って丸みをつけられている。この頂部用材14の曲がった側面24は、脊椎Ｖの外側の湾曲に順応されるため、その上端25と真っすぐな側面26の上端27で丸みをつけられている。このように、ステープル部材12が平らであれば、脊椎Ｖの外側の湾曲の形状に合わせて輪郭付けされた頂部用材14の上端25と27に、平らな面が形成される。頂部用材14の上端25と27の平らな輪郭付けされた面は、さもなければ摩擦の結果生じる恐れのある、大静脈と腸骨の血管のような脊柱に近い血管の穿孔と、大動脈の侵食を防止する。提示された脊椎固定装置10の具体例では、頂部用材14は、6.0ｍｍから28.0ｍｍまでの範囲の幅と（提示された幅は10.0ｍｍ）、2.0ｍｍから4.0ｍｍまでの範囲の厚み（提示された厚みは3.0ｍｍ）を有している。ステープル部材12は、チタン、チタン合金、クロムとモリブデンの合金、ステンレス鋼のような（但しこれに限定されないが）外科に適した全ての金属を含む外科移植に適した物質、あるいは炭素繊維素材、樹脂、プラスチック、セラミックまたはその他の永久的な、あるいは再吸収可能な物質や複合材料を含む非金属物質で作られている。

更に本発明のステープル部材12は、融合過程や骨の成長に関与したり、これを促進することが知られている物質で加工したり、あるいはこうした物質で作ることができる。脊椎固定装置10は、骨の融合を促進する、従って骨の融合塊への脊椎固定装置10の最終的な収容と合体を促進する物質で覆うことができる。水酸化燐灰石、水酸化燐灰石第三燐酸カルシウム、または骨形態形成蛋白質のような（但しこれに限定されないが）骨融合促進物質の使用は、２つの脊椎Ｖを橋渡しするこの物質で覆われた脊椎固定装置10に沿って骨が成長し、それによって脊椎固定装置10が格子垣として作用し、かつ骨の融合過程を容易にする基本的な化学元素を供給するので、結果として脊椎Ｖと脊椎Ｖの融合を早めることになる。

再び第９図に言及すれば、突出部16と17は、頂部用材14の両端に位置しており、そして下に向かって垂れ下がっていて、かつ頂部用材14の下の面30から垂直に延びている。突出部16と17は、脊椎Ｖへの突出部16と17の挿入を容易にするため先端を削られ鋭利にされた末端部32を、それぞれ有している。

ステープル部材12は、突出部16と17の間の突出部間間隔Ｉが少なくとも4.0ｍｍあり、できれば脊椎固定装置10が使用されている脊髄融合移植部分40の直径より大きい6.0ｍｍあれば、それによって少なくとも2.0ｍｍ、できれば3.0ｍｍが、脊髄融合移植部分40と突出部16および17の各々の間に存在することになり、最も効果的となる。典型的には椎間脊髄融合移植部分は、12.0ｍｍから28.0ｍｍまでの範囲の直径を有しており、従って突出部間間隔Ｉは典型的に、大概のアプリケーションについて18.0ｍｍから34.0ｍｍまでの範囲を変動する。

提示された具体例では、突出部16と17は、一連の分節化され歯止めされた部分34から成っている。分節化され歯止めされた部分34は、一度脊椎Ｖの骨に挿入された突出部16と17の外れを防止するための、ステープル部材12の「一方向」挿入に備えたものである。提示された具体例では、それぞれ分節化され歯止めされた突出部16と17の部分34は、形状が円錐形をしており、またそれぞれ分節化され歯止めされた部分34の直径は、末端部32から頂部用材14の方に向かって増大し、そのため突出部16と17は円錐を積み重ねたようになっている。分節化され歯止めされた部分34は、約2.0ｍｍから4.0ｍｍの間隔を置いて配置されている。なお、それぞれ分節化され歯止めされた部分34の間の提示された間隔は3.0ｍｍである。

第11図および12図、即ち脊椎固定装置10の提示された具体例では、脊椎Ｖへの突出部16と17の挿入を一層容易にするため、各突出部16の末端部32は、第11図に示されているように、偏心傾斜内面36を有している。突出部16と17の各々の偏心傾斜内面36は、ステープル部材12が、第12図に示されているように、それぞれの脊椎Ｖに挿入されるとき、脊椎Ｖの骨を脊髄融合移植部分の方に向かって押し出す力Ｆを生み出す。

第13Ａ図および13Ｂ図、即ち脊椎固定装置10の提示された具体例では、突出部16と17は、第13Ａ図（突出部16）で示されているように、円形の横断面を有する円柱の形をしている。選択的に突出部16ａは、第13Ｂ図に示されているように、円形の横断面を持つことができ、突出部16ｂは、第13Ｃ図に示されているように、正方形の横断面を持つことができ、また突出部16ｃは、第13Ｄ図に示されているように、長方形の横断面を有することができ、突出部16ｄは、第13Ｅ図に示されているように、台形の横断面を有することができ、あるいは突出部16ｅは、第13Ｆ図に示されているような形状を含む横断面を有することができる。

提示された具体例では、突出部16と17のそれぞれが、約2.0ｍｍから4.0ｍｍまでの直径を有しているが、最も幅広いところでの提示された直径は3.0ｍｍである。突出部16と17のそれぞれが、16.0ｍｍから28.0ｍｍまでの範囲の長さを有しているが、脊椎固定装置10が脊椎Ｖの前方部から脊椎Ｖの背部の方向に移植されていれば、提示された長さは22.0ｍｍである。選択的に、突出部16と17がそれぞれ、突出部16と17が移植されている脊椎Ｖの直径に応じてより長い長さを持つことができることが、十分に理解できる。

再び第９図では、ステープル部材12の頂部用材14は、既に移植された椎間脊髄融合移植部分40への組み合わせと結合のため、その下面30の中央から延びるセンター・バー35を有し

ている。提示された具体例では、センター・バー35は、0.5ｍｍから1.5ｍｍまでの範囲の厚みを有しているが、提示された厚みは0.5ｍｍである。
第１図では、センター・バー35が配置され、その結果、これが脊髄融合移植部分40の挿入端43で凹み44を補足し、かつかみ合わせている。凹み44に一度かみ合わされたバー35は、脊髄融合移植部分40の回転を止め、かつ防止するため、脊髄融合移植部分40の凹み44と組み合わされる。
第14図、即ち提示された具体例では、ステープル部材12は、止めネジ模様62とネジ頭64を備えたネジ端61を有するネジ60によって、脊髄融合移植部分40に安全に確保されている。止めネジ模様62は、ネジ60がセルフロッキングとなるよう、ネジ端61の下部に低減ピッチを有している。しかしながら、ネジ模様62がこの技術の巧みさによってよく知られたネジを止めるための装置となることは、十分に理解できる。
第２と８図では、ネジ60のネジ端61が頂部用材14の中央開口部18を通過し、そしてネジ模様62が脊髄融合移植部分40のネジ穴45にねじ込まれる。ネジ頭64が頂部用材14の上面20の水平面に、またはその下にくるよう、ネジ頭64は頂部用材14の座ぐりをした逃げ１９の中にぴったり合う。提示された具体例では、中央開口部18は4.5ｍｍから5.5ｍｍまでの範囲の直径を有しているが、提示された直径は5.0ｍｍである。座ぐりされた逃げ19は、6.0ｍｍから8.0ｍｍまでの範囲の直径を有しているが、提示された直径は7.0ｍｍである。
第15Ａ、15Ｂ、15Ｃ図では、一度脊髄融合移植部分40にねじ込まれたネジ60を固定するための、固定装置65の、３つの異なる具体例の拡大横断面図が示されている。第15Ａ図では、固定装置65は、できれば金属製の頂部用材14の面20中の刻み目から成っている。一度ネジ60がねじ止めされ、しっかりと脊髄融合移植部分40に締め付けられれば、たがねＣは、ネジ60の外側への偏位運動と意図しない緩みを防止するため、中央開口部18の中に、そしてネジ頭64に対して脊髄融合移植部分40の一部を曲げるのに使用される。
第15Ｂ図では、固定装置65ａの第二の具体例が、中央開口部18と同心の中央の刻み目66ａから成ることが示されている。ネジ頭64ａ中に溝61ａを有するネジ60ａは、ねじ止めされ、そしてしっかりと脊髄融合移植部分40に締め付けられている。器具Ｔは、背後で衝撃力Ｆｉが矢印Ａの方向にネジ頭64ａを広げるため器具Ｔに加えられ、その結果ネジ頭64ａが衝撃力Ｆｉにより変形させられ、そして中央の刻み目66ａ内に適合するよう、溝61ａの中に部分的に挿入されている。一度ネジ頭64ａが中央の刻み目66ａに入れられれば、ネジ60ａの外側への偏位は、中央の刻み目66ａのトップ・リップ68により防止されている。
第15Ｃ図では、固定装置65ｂの第三の具体例が、頂点と溝61ｂ近くの僅かにフランジを付けた部分69ｂを備えたネジ頭64ｂを有するネジ60ｂから成ることが示されている。中央開口部18は、その周囲に沿って、ネジ頭64ｂのフランジを付けた部分69ｂを受け入れるための逃げ66ｂを有している。固定装置65ｂは、ネジ60ｂがネジ回しによって駆動され、ネジ頭64ｂが矢印Ｂの方向に曲がる場合のように、金属性ネジ頭64ｂの自然の弾性(復元力)に頼っている。このように、ネジ頭64ｂのフランジを付けた部分69ｂは、中央開口部18の内側に沿ってスライドし、その結果ネジ頭64ｂは逃げ60ｂのトップ・リップ68ｂの下にくる。一度ネジ回しがネジ60ｂから取り去られれば、ネジ頭64ｂは、矢印Ｂと反対方向のその自然な状態に戻り、その結果フランジを付けた部分69ｂが逃げ66ｂの中に入る。ネジ60の外側への偏位は、従って、フランジを付けた部分69ｂを押さえ付けることによってネジ頭64ｂを抑止するトップ・リップ68ｂによって防止されている。
第16Ａ図乃至18図は、脊椎固定装置10を設置するために使用された器具を示している。第16Ａ図では、脊椎Ｖの中に脊椎固定装置10を挿入するために使用された駆動器具80が、一方の端が下部フラット部材84で終わっており、かつもう一方の端が上部フラット部材86で終わっている中空のチューブラ・シャフト（中空軸）82を有していることが示されている。この下部フラット部材84は、なるべく、それがステープル部材12の頂部用材14の形に順応するような形状をしている。
駆動器具80は、下部フラット部材84から延びている一組みの短い支柱88ａと88ｂを有している。この支柱88ａと88ｂは、ステープル部材12の頂部用材14の上面20の中の開口部22ａと22ｂの位置に一致させるため、下部フラット部材84に向けられている。それぞれの支柱

88ａと88ｂは、それぞれ開口部22ａと22ｂに適合しており、また駆動器具80の下部フラット部材84上に一列に並べられたステープル部材12を保持している。頂部用材14中の開口部22ａと22ｂが、頂部用材14の面20の中の凹みとなったり、あるいは頂部用材14を貫通する穴になることができることは、十分に理解できる。提示された具体例では、開口部22ａと22ｂは、1.5ｍｍから3.5ｍｍまでの範囲の直径を有しているが、提示された直径は2.5ｍｍである。

第16Ｂ図では、第26図に関連して以下に詳しく説明された脊椎Ｖの中に脊椎固定装置210を挿入するために使用する駆動器具80’の選択的具体例は、一方の端では下部フラット部材84’で終わりとなり、またもう一方の端では上部フラット部材86’で終わりとなる中空のチューブラ・シャフト（中空軸）82’を有していることが示されている。この下部フラット部材84’は正方形の形をしており、その結果それが、脊椎固定装置210の頂部用材214の形に順応している。

駆動器具80’は、下部フラット部材84’から延びる一組みの短い支柱88’ａ、88’ｂ、88’ｃ、および88’ｄを有している。これらの支柱88’ａ－88’ｄは、脊椎固定装置210の開口部222ａ－222ｄの位置に一致するよう、下部フラット部材84’に向けられている。これらの各々が、駆動器具80’の下部フラット部材84’上に一列に並べられた脊椎固定装置210を保持する。

第17Ａ図では、平らな外面73とネジ端74を有する円筒軸72から成るアライメント・ロッド70は、そこに示された脊髄融合移植部分40のネジ開き口45にネジで装着することができる。このアライメント・ロッド70は、脊椎固定装置10の中央開口部18を通して取り付けられており、また脊椎Ｖにかみ合わせる前に、脊髄融合移植部分40の各側面上に突出部16と17を適切に並べるために使用されている。更にまた、このアライメント・ロッド70は、以下に一層詳しく説明されている穿孔用型板器具のガイド・ポストとして使用される。

アライメント・ロッド70の選択的具体例としての第17Ｂ図では、脊髄融合移植部分のネジ開き口45に添えることのできるネジ端74’と、その前後軸に沿った繊細な溝を付けた面72‘を有する、溝を付けたアライメント・ロッド70’が示されている。

第18図では、突出部16と17のそれぞれを受け入れるための各脊椎Ｖの中の一組みの挿入孔53ａと53ｂを作るための、穿孔用型板器具50が示されている。この穿孔用型板器具50は、そこを通る中央開き口54と、穴あけ工具のドリル・ビット51をガイドするためのガイド用通路55と56を備えた型板52を有している。外科医の視線を妨げないよう、また型板52に簡単に接触できないよう、そしてドリル・ビット51のためのガイド・ホール55と56に同じく簡単に接触できないようにするため、型板52から離れる方向に曲がるハンドル58が、型板52に付属している。型板52の下面の中央から延びているのは、既に移植された椎間脊髄融合移植部分40と結合するための中央部材59（センター・バー35と構造においても、機能においても類似している）である。この中央部材59は、脊髄融合移植部分40の凹み42と組み合わされており、その結果型板52が、正しく脊髄融合移植部分40付近に向けられ、またガド・ホール55と56が、脊髄融合移植部分40に隣接する脊椎Ｖを顧慮して、正しく方向付けられることになる。アライメント・ロッド70は、それが型板52の中央開き口54を通して取り付けられ、また脊髄融合移植部分40を顧慮して型板52を一直線に揃え、そしてその同軸性を保証する穿孔用型板器具50のためのガイド・ポストとして働く。穿孔用型板器具50の中央開き口54は平らであり、そのためこれが溝を付けたアライメント・ロッド70’上に位置していれば、穿孔用型板器具50を、中央部材59が脊髄融合移植部分40の凹み44と結合し、かつ組み合わさることが可能な位置へと、溝を付けたアライメント・ロッド70’の周囲を簡単に回転させことができる。

第19図乃至24図では、本発明の脊椎固定装置10は、次のように挿入されている。少なくとも１つの脊髄融合移植部分40が外科移植されており、その結果それは、実質上、２つの隣接する脊椎の間の椎間円板スペース内にあり、かつ２つの隣接する脊椎Ｖのそれぞれ少なくとも一部分でかみ合っている。一度脊髄融合移植部分40がきまった場所に固定されれば、アライメント・ロッド70が、脊髄融合移植部分40のネジ開き口45に添えられる。アライメント・ロッド70は、それが型板52の型板52の中央開き口54を通して取り付けられ、また

脊髄融合移植部分40を顧慮して同軸的に型板52を一直線に揃えるためのガイド・ポストとして働く。第20図では、一度型板52が正しく一直線に揃えられ、かつ穿孔用型板器具50が設置されれば、中央部材59が脊髄融合移植部分40と組み合わされ、挿入孔53ａと53ｂが、ステープル部材12のそれぞれの突出部16と17の直径よりも実質上小さい直径を持つドリル・ビット51を有するドリルを使って、隣接するそれぞれの脊椎Ｖに穴あけされる。

一度挿入孔53ａと53ｂの穿孔が完了すれば、穿孔用型板器具50は、脊髄融合移植部分40とアライメント・ロッド70から取り去られる。このアライメント・ロッド70は、脊髄融合移植部分40のネジ開き口45に装着された場所に残される。

第21図では、ステープル部材12は、脊椎Ｖの中にステープル部材12を駆動し固定するために使用された駆動器具80の上に設置され、それによって下部フラット部材84と支柱88ａおよび88ｂが、頂部用材14と頂部用材14の凹み22ａおよび22ｂに適合させられる。アライメント・ロッド70は、それがステープル部材12の中央開き口18を通して取り付けられ、そして脊髄融合移植部分40を顧慮して同軸的にステープル部材12を一直線に揃えるよう、ステープル部材12用のガイド・ポストとして利用される。

第22図では、一度ステープル部材12が駆動器具80の下部フラット部材84の上に正しく設置されれば、ステープル部材12と駆動器具80は、アライメント・ロッド70を顧慮して一直線に揃えられ、その結果アライメント・ロッド70は、ステープル部材12の中央開口部18を通過し、そして駆動器具80の中央の中空部89の中に挿入される。このステープル部材12と駆動器具80は、従って、アライメント・ロッド70に沿って降ろされ、それによって突出部16と17のそれぞれの鋭い末端部32は、脊椎Ｖの外面と接触するようになり、かつ前以て穿孔された挿入孔53に適合させられる。

第22Ａ図に示されたように、突出部16と17が穴53ａと53ｂにに挿入されていれば、突出部16と17のそれぞれの傾斜した内面36が、脊髄融合移植部分40に最も近い挿入孔53ａと53ｂの内壁Ｗと接触するよう、挿入孔53ａと53ｂが穿孔されているのが好ましい。このように、圧縮力Ｆは、ステープル部材12の突出部16と17のそれぞれが、挿入孔53ａと53ｂの中に挿入され、脊髄融合移植部分40に向かって脊椎Ｖの骨を圧縮するように発生させられる。

第23図では、ステープル部材12は、高い衝撃力がハンマーＨまたは駆動器具80の上部フラット部材86に対するその他の衝撃装置を使って駆動器具80に与えられることによって、脊椎Ｖの中に駆動される。このステープル部材12は、突出部16と17がそれぞれ、挿入孔53ａと53ｂに向かって、ステープル部材12の上部部材14の下面30が脊椎Ｖの表面に対する支えとなるまで移動するよう、脊椎Ｖの中に駆動される。

第23図および24図では、駆動器具80は、アライメント・ロッド70から離れる方向へと持ち上げられ、その結果アライメント・ロッド70は、最早駆動器具80の中央の中空部分89の中にはない。アライメント・ロッド70は、ネジ開き口45から外され、そして脊髄融合移植部分40から取り去られる。ステープル部材12は、低減ピッチを備えたネジ模様62を有する止めネジ60を使って、脊髄融合移植部分40に確保されている。止めネジ60の低減ピッチは、止めネジ60を最小限回転させることで、脊髄融合移植部分40に止めネジ60を固定させ、また意図しない全ての緩みを防止する。更に、第15Ａ図および15Ｃ図に関連して上に説明された固定装置65、65ａ、または65ｂの３つの具体例のどれも、あらゆる意図しない緩みとネジ60の外側への偏心を防止するために使用することができる。

第12図に戻るが、ここでは一度ステープル部材12が脊椎Ｖの中に駆動され、脊髄融合移植部分40に確保されれば、脊髄融合移植部分40は、脊椎Ｖの間の椎間円板スペース全体に渡って固定されたステープル部材12への連結によって、その回転軸Ｒに沿って回転するのが防止される。このステープル部材12は、脊髄融合移植部分40への連結と、突出部16と17の分節され歯止めされた部分34によって、前後軸Ｌに沿って脊椎Ｖから外れるのを防止される。このように、ステープル部材12と脊髄融合移植部分40は、それらが移植されている脊椎Ｖからの互いの離脱を防止するために相互に作用し合う。従ってステープル部材12は、脊髄融合移植部分40への付着によって脱離が防止されており、また脊髄融合移植部分40の安定性は、それがステープル部材12と、どちらか一方の遊離を可能にする残りの自由度を取り去るためのその他の機構と関連した各機構によって安定させられることで、保証され

ている。これに加え、突出部16と17の末端部32の傾斜した内面35は、脊髄融合移植部分40を確保し、かつ脊髄融合移植部分40の離脱を防止するため、力線Ｆに沿って脊髄融合移植部分40の方向に骨を押しつける。
脊椎Ｖの骨が十分に柔らかければ、脊椎固定装置10を挿入するより簡単な方法（以後「簡単な方法」と呼ぶ）が、脊椎Ｖへのステープル部材12の挿入に先立つ挿入孔53ａと53ｂを穿孔する段階を省略することにより、可能であることが、これらの技術の巧みさによって十分に理解できる。
第12図、即ち簡単な方法では、最終的にその前後軸に沿って溝が付けられた溝付きのアライメント・ロッド70’が、アライメント・ロッド70の代わりに使用されている。一度溝付きのアライメント・ロッド70’が脊髄融合移植部分40に装着されれば、ステープル部材12を、溝付きアライメント・ロッド70’が開き口18を通って駆動器具80の中央開き口89へと貫通するよう、溝付きアライメント・ロッド70’の上に設置することができる。駆動器具80の中央開き口89には、溝付きアライメント・ロッド70’の溝に応じて溝が付けられており、それによってステープル部材12を、脊髄融合移植部分40を顧慮して一直線に並べることができる。一直線に並んだステープル部材12と駆動器具80は、中央の開き口89の対応する溝が溝付きアライメント・ロッド70’の溝に組み合わされ、そして溝付きアライメント・ロッド70’の周囲をステープル部材12が回転するのを防止するような状態にされている。溝付きアライメント・ロッド70’周辺の回転を防止することは、簡単な方法が脊椎固定装置10を挿入させるのに使用されている場合、挿入孔53ａと53ｂが脊椎Ｖに穿孔されていないために特に重要である。上の説明と第32図に示された説明のように、駆動器具80に高い衝撃力を適用することにより、ステープル12を脊椎Ｖの中に直接駆動することができる。
一度ステープル部材12が脊椎Ｖの中に駆動されれば、上に説明したより複雑な方法が、同じ脊髄融合移植部分40に脊椎固定装置10を確保するために使用される。ステープル部材12を挿入する簡単な方法は、本発明の脊椎固定装置10を挿入し確保するために必要な時間を減らし、従って脊椎固定の外科的手順にかかる全体的な時間を削減する。
本発明がここに提示された具体例を顧慮して説明された一方で、本発明の選択的具体例を、発明上のコンセプトを逸脱することなく工夫することができたことが分かる。
例えば第25図では、２つの曲がった側面124ａと124ｂを有する一般的に長く伸ばされた楕円形の頂部部材114を備えたステープル部材112を持つ、脊椎固定装置110の第一の選択的具体例が示されている。この選択的具体例では、曲がった側面124ａと124ｂは、それぞれが上端125ａと125ｂを有している。なおこれらの上端は、本発明の提示された具体例である脊椎固定装置10についての上記説明のように、それによって滑らかな輪郭面を得られるよう脊椎Ｖの外側の湾曲に順応させるため丸められている。頂部部材114は、頂部部材114の上面120中に開口部122ａと122ｂを有しており、またステープル部材112の反対側の両端で頂部部材114の下面130から下向きに垂れ下がる２つの突出部116と117を有している。この突出部116と117は、提示された具体例について上に説明した突出部16と同様のものである。
第26図では、ステープル部材212を有する脊椎固定装置210の第二の選択的具体例が、一般的に正方形の形をし、開口部222ａ、222ｂ、222ｃおよび222ｄを備えた上面220を持つ頂部部材214と共に示されている。この頂部部材214は、その各コーナーで下面230から垂れ下がっている４つの突出部216、217、218および219を有している。突出部216－217は、上の提示された具体例で説明された突出部16および17と同様である。頂部部材214は、上で提示された具体例について説明したような滑らかな面を作り出すのに、脊椎Ｖの外側の湾曲に順応させるため丸められた、それぞれ上端230ａ、230ｂ、230ｃ、および230ｄを持つ４つの真っすぐな側面228ａ、228ｂ、228ｃおよび228ｄを有している。第16Ｂ図に示されている駆動器具80’は、脊椎固定装置210を挿入するために使用される。
第27図では、一般的に三角形の形をした頂部部材314を備えたステープル312を有する脊椎固定装置310の第三の選択的具体例が示されている。頂部部材314は、脊椎Ｖをかみ合わせる頂部部材314の下面から垂れ下がった２つの突出部316と317を有している。頂部部材314

の下面の中央から延びているものは、そこで脊髄融合移植部分40の凹み44ａに中央部材390が組み合わされている脊椎固定装置10の提示された具体例のセンター・バー35に類似した中央部材390である。しかしながらセンター・バー390は、隣接する脊髄融合移植部分41の直径を橋渡しするため頂部部材314から横に向かって延びている拡張アーム392を有している。この拡張アーム392は、脊椎移植部分41の凹み44に組み合わされている。拡張アーム392は、脊髄融合移植部分41にこの拡張アーム392を連結するために使用されたネジ60ｂを受け入れるための中央開き口374を有している。このように、単体の脊椎固定装置310は、脊髄融合移植部分40の回転と何らかの偏位運動を抑止し防止するため、２つの隣接する脊髄融合移植部分40と41を組み合わせることができる。血管がこれらの脊椎の左側上部に位置している脊椎Ｌ４とＬ５の場合にはよくあることだが、血管が脊椎の間近に位置している脊柱の側面上で、頂部部材314のように、突出していない金属を残したまま２つの脊髄融合移植部分40と41の固定が可能である。上に説明した固定装置65－65ｂの全てを、拡張アーム392にネジ60ｂを固定するのに使用することができる。

第28図では、一般的に三角形の形の頂部部材414を備えたステープル部材412を有する脊椎固定装置410の第四の選択的具体例が、取り付けられた位置において示されている。頂部部材414は、22.0ｍｍから28.0ｍｍの範囲の大きな直径を有する移植部440で使用されているような頂部部材14よりも幅広で長い。この頂部部材414は、その回転を防止するために、移植部分440の凹み444に組み合わせかつ結合するのに十分な長さのセンター・バー435を提供するための移植部分440を使用した場合、より幅が広くなければならない。

更に、頂部部材414は、この頂部部材414の部分416に隣接する脊柱区域内に存在する血管に対する侵食や圧迫の原因とならないよう、部分416で先細になっている。

第29図乃至32図では、一搬的に正方形の頂部部材514を有するステープル部材512を備えた脊椎固定装置510の第五の選択的具体例が示されている。ステープル部材512は、頂部部材514が第30図に示されているような下面530から垂れ下がった先端がいくつかに別れた突出部分516と517を持っていることを除けば、上に説明したステープル212に構造上類似している。先端がいくつかに別れた突出部分516と517は、上に説明した突出部16や17と同じ機能と類似した構造を有し、また分節され歯止めされた部分34に設計上機能が類似した分節され歯止めされた部分534を含んでいる。この先端がいくつかに別れた突出部516と517は、脊椎Ｖにステープル部材512のより広い結合領域を提供している脊椎Ｖの骨の中に一度それが挿入されれば、ステープル部材514の強度と安定性を増大させるという追加的な利点を提供する。

下面530は、脊椎移植部分540と結合し組み合わせるため、そこから延びたノブ532と534を有している。またこの下面は、ノブ532ト534をそれぞれ受け入れるための開口部542と544を備えた挿入端541を持つ。

第31と32図では、脊髄融合移植部分540が、２つの隣接する脊椎Ｖの間の椎間円板スペース内に挿入された状態で示されている。脊髄融合移植部分540は、一般的に正方形の形をしている。先端がいくつかに別れた突出部分516と517は、脊髄融合移植部分540の幅よりも僅かに狭いか、またはほぼ同じ幅を有している。

一度挿入されれば、脊椎固定装置510は、第12図に関連して上に説明したように、脊髄融合移植部分540に向かって脊椎Ｖの骨を圧縮する。この脊椎固定装置510は、上に説明したようなネジ60を使って、脊髄融合移植部分540に取り付けることができる。

ステープル部材512を有する脊椎固定装置510は、以下により詳しく説明された多分節脊椎アライメント装置600を使ってするための、本発明の提示された具体例である。そこではステープル512が、脊柱を一直線に揃えるための多分節脊椎アライメント装置600を適用した結果生じるより大きな捩じれ力に抵抗することのできる、より頑丈な固定手段を提供している。

選択的であるが、上に説明した具体例の全てについて、本発明の脊椎固定装置10を、生物適合的（バイオ・コンパチブル）で再吸収可能なプラスチックのように、脊椎固定装置10が最早必要なくなる（即ち脊髄融合が完璧で、身体が脊椎固定装置10を再吸収する）ような適切な割合で再吸収される再吸収可能物質で作ることができる。このような再吸収可能

物質の一つがポリガラクトンであるが、しかし、人間の身体内で安全に使用することができるその他の何らかの再吸収可能なプラスチックまたはその他の物質も、本発明の範囲内に入っている。
更に脊椎固定装置は、ステープル部材12の突出部16と17が再吸収不可能で、かつ脊椎Ｖの中に取り囲まれたままで、また一度ステープルの再吸収可能な部分が身体に再吸収されれば封鎖されたまま残るような、部分的にのみ再吸収可能であることもできる。
その他の適用としての第33と34図では、本発明の脊椎固定装置510を、望ましい何らかの多分節脊椎アライメントを達成したり維持したりするた、多数の脊椎固定装置がケーブル、ロッド、バー、またはプレートを介して相互連結できるような、多分節脊椎アライメント装置600用のアンカーとして使用することができる。提示された具体例では、多分節脊椎アライメント装置600は、各脊椎固定装置510が１つの椎間円板Ｄを橋渡しし、かつ２つの隣接する脊椎Ｖをかみ合わせるよう、脊柱にそって直列に設置された本発明の１つの脊椎固定装置510よりも多くのものを含んでいる。この脊椎固定装置510は、多分節脊椎アライメント装置600用の頑丈な固定装置を提供するための、より大きな脊椎Ｖとの結合領域を有する本発明の他の具体例以上に好ましい。しかしながら、ここで説明されたこれらのものを含む（但しこれに限定されない）他の具体例が、多分節脊椎アライメント装置600用の固定装置として利用可能であることは、十分に理解できる。
アンカーとして使用された場合、各脊椎固定装置510は、末端612内部の仕切り空間614を有する脊髄融合移植部分610に組み合わされ、かつ連結され、そして２つの隣接する脊椎の間の椎間円板スペース内に挿入される。脊髄融合移植部分610は、その中に、ネジ支柱622を受け入れるためのネジ止まり穴620を有している。この止まり穴620は、チタンのような（但しこれに限らない）移植可能で、外科的に強い物質で作られたケーシングを有している。ケーシング624は、脊髄融合移植部分610の末端612から、内部の中央の仕切り空間614へと延びている。末端612は、支柱の分節を一直線に揃えるための多分節脊椎アライメント装置の伸長の結果生じた高い捩じれ力に耐えることのできる剛体構造を有している。提示された具体例では、脊髄融合移植部分の末端612は、末端612を閉じる末端部分626を有している。この末端部分は、脊髄融合移植部分610の残りの部分や提示された具体例におけるよりも実質上厚みがある。この末端部分626は、1.5ｍｍから4.0ｍｍの範囲の厚みを持っているが、好ましい厚みは2.5ｍｍである。
第34図では、ネジ支柱622は、上に説明されたネジ60の止めネジ模様62よりも実質上長い止めネジ模様を備えたネジ端628と、それを通じてロッド634またはケーブルを受け入れるための穴632を持つ頭部分630を有している。この頭部分630は、脊柱に隣接した領域にある血管への大動脈侵食のような何らかのダメージを防止するため、丸められた外面を有している。提示された具体例では、ネジ支柱は3.0ｍｍから6.0ｍｍまでの範囲の直径を有しているが、好ましい地よけいは4.5ｍｍであり、同じく15.0ｍｍから25.0ｍｍまでの範囲の長さを有しているが、好ましい長さは20.0ｍｍである。この頭部分630は、脊柱から組織とこれに隣接する血管の中に余り突き出ないよう、一度これが脊髄融合移植部分610にネジで装着されれば、約8.0ｍｍから16.0ｍｍの脊椎固定装置510の頂部部材514付近の高さまで（好ましい高さは12.0ｍｍである）延びる。
一度ネジ支柱622が脊髄融合移植部分610に装着されれば、各ネジ支柱622の頭部分630は、各頭部分630の穴632を通じて適合するのに十分な直径を持つロッド634によって、もう１つのものに連結される。このロッド634は、複数の止めナット638を頭部分630にロッド634を取り付けるために使用できるようネジ止めされた、少なくとも１つの部分を有している。この止めナット638は、その上、脊柱の分節部分を一緒により緊密に保持、または支柱を一直線に揃えるという目的のために一層左側に保持することができるよう、頭部分630の間のロッド634の長さを調整する長さ調整装置として使用することができる。脊柱の一方の側を、他方の側が静止した状態で保持されている間、伸ばすことができるよう、あるいは適切な脊椎アライメントを達成するため圧縮できるよう、複数の多分節脊椎アライメント装置600を、脊柱の一方の側またはその反対側のどちらかに直列して設置することができる、ということは十分に理解できる。多分節脊椎アライメントは、止めナット638を

使ってぴんと張られたロッドを保持することで、あるいはこれらの技術の巧みさによってよく知られた他の何らかの手段によって、維持することができる。その上、ロッド634の場所で、ケーブル、プレート、またはこれらの技術の巧みさによってよく知られたその他の何らかの手段を、多分節脊椎アライメント装置を相互連結するために使用できることは、十分に理解できる。

本発明がその提示された具体例と多くの選択的具体例を顧慮して説明された一方で、本発明の追加的バリエーションを、本発明の発明上のコンセプトと範囲を逸脱することなく工夫できることが認識される。

【図面の簡単な説明】

図１は、椎間円板スペース全体に渡って広がり、かつ脊椎内に挿入され、それに加えて安全が確保されている見エナイ線の中に部分的に示された本発明の脊椎固定装置を有する、それぞれが脊髄融合移植部分を持つ隣接する２つの脊椎の間の椎間円板スペース全体に渡って挿入された、見エナイ線（陰線）の中に部分的に示された２つの脊髄融合移植部分を有する脊柱の分節の横からの透視図である。

図２は、隣接する２つの脊椎の間の椎間円板スペース全体に渡って挿入された、２つの脊髄融合移植部分を有する脊柱の分節の横からの透視図である。

図３は、円柱状に繋ぎ合わされた脊髄融合移植部分の横からの立面図である。

図４は、第３図のライン４－４に沿った円柱状に繋ぎ合わされた脊髄融合移植部分の端面図である。

図５は、椎間円板スペース全体に渡って広がり、かつ脊椎中に挿入され、それに加えて連結された、見エナイ線の中に部分的に示された本発明の脊椎固定装置を有する、それそれが脊髄融合移植部分を持つ２つの隣接する脊椎の間の椎間円板スペース全体に渡り挿入された、見エナイ線の中に示された外部歯止めを有する、２つの繋ぎ合わされていない脊髄融合移植部分を持つ脊柱の分節の横からの透視図である。

図６は、椎間円板スペース全体に渡り広がりかつ脊椎内に挿入され、それに加えて連結された、見エナイ線の中に部分的に示された本発明の脊椎固定装置を有する、それぞれが脊髄融合移植部分を持つ２つの隣接する脊椎の間の椎間円板スペース全体に渡り挿入された、見エナイ線の中に示された外部歯止めを有する、末端を真直に切った側面を持つ２つの脊髄融合移植部分を有する脊柱の分節の横からの透視図である。

図７は、椎間円板スペース全体に渡り広がりかつ脊椎内に挿入され、それに加えて連結された、見エナイ線の中に部分的に示された本発明の脊椎固定装置を有する、それぞれが脊髄融合移植部分を持つ２つの隣接する脊椎の間の椎間円板スペース全体に渡り挿入された、見エナイ線の中に示されたギザギザのある外面を持つ２つの脊髄融合移植部分を有する脊柱の分節の横からの透視図である。

図８は、本発明の脊椎固定装置の平面図である。

図９は、第８図のライン９－９に沿った本発明の脊椎固定装置の側面図である。

図１０は、本発明の脊椎固定装置の頂部用材を示している第８図のライン10－10に沿って切り取られた、横断面図（横断面視図）である。

図１１は、第９図のライン11に沿って切り取られた、本発明の脊椎固定装置の突出部の横からの拡大断片透視図である。

図１２は、脊椎に挿入され、かつ脊髄融合移植部分の回転軸と前後軸にかかる力を示す矢印のように脊髄融合移植部分の安全が確保された、本発明の脊椎固定装置の横断面図である。

図１３Ａは、ここに提示された本発明の突出部の具体例を示す第９図のライン13－13に沿った、横断面図である。

図１３Ｂは、本発明の脊椎固定装置突出部の選択的具体例を示す第９図のライン13－13に沿って切り取られた横断面図である。

図１３Ｃは、本発明の脊椎固定装置突出部の選択的具体例を示す第９図のライン13－13に沿って切り取られた横断面図である。

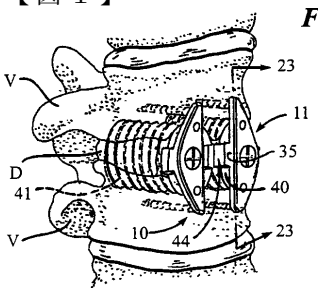
図１３Ｄは、本発明の脊椎固定装置突出部の選択的具体例を示す第９図のライン13－13に

沿って切り取られた横断面図である。
図１３Ｄは、本発明の脊椎固定装置突出部の選択的具体例を示す第９図のライン13－13に沿って切り取られた横断面図である。
図１３Ｆは、本発明の脊椎固定装置突出部の選択的具体例を示す第９図のライン13－13に沿って切り取られた横断面図である。
図１４は、脊髄融合移植部分に本発明の脊椎固定装置をしっかり確保するめに使用された止めネジの横からの拡大立面図である。
図１５Ａは、本発明の止めネジを固定するための固定装置の横断面図である。
図１５Ｂは、本発明の止めネジを固定するための固定装置の第一の選択的具体例の横断面図である。
図１５Ｃは、本発明の止めネジを固定する固定装置の第二の選択的具体例の横断面図である。
図１６Ａは、脊椎の中に本発明の脊椎固定装置を装着するために使用した器具の横からの透視図である。
図１６Ｂは、脊椎の中に本発明の脊椎固定装置を装着するために使用した器具の、第一の選択的具体例の横からの透視図である。
図１７Ａは、本発明の脊椎固定装置を一直線に揃えるために使用したアライメント・ロッドの、横からの透視図である。
図１７Ｂは、本発明の脊椎固定装置を一直線に揃えるために使用した、スプライン（溝）を付けたアライメント・ロッドの選択的具体例の、横からの透視図である。
図１８は、穿孔用型板器具（ドリル・テンプレート器具）の前面からの透視図である。
図１９は、隣接２つの脊椎の間の椎間円板スペースに挿入された脊髄融合移植部分に添えられたアライメント・ロッドの、横からの透視図である。
図２０は、第18図の穿孔用型板器具を使った、脊髄融合移植部分に隣接する脊椎内の合わせ孔の穿孔手順を図解したものである。
図２１は、脊髄融合移植部分に添えられたアライメント・ロッドと、駆動装置上に置かれた脊椎固定装置を使った本発明の脊椎固定装置の挿入方法の手順を図解したものである。
図２２は、衝撃力を利用しかつ駆動装置を駆動するためにハンマーと、スプライン化されたアライメント・ロッドをかみ合わせる駆動装置を備えた、本発明の脊椎固定装置を挿入する簡単な方法の手順を図示したものである。
図２２Ａは、第21図のライン22Ａに沿って切り取られた横断面中に示された、脊椎の中に穿孔された挿入孔内に挿入されている突出部の拡大断片図である。
図２３は、脊椎固定装置を脊椎内に駆動し、そして駆動装置を取り去る、本発明の脊椎固定装置を挿入する方法に関するその他の手順を図示したものである。
図２４は、脊髄融合移植部分から取り去ったスプライン化されたアライメント・ロッドと、脊椎固定装置を脊髄融合移植部分に安全に確保しかつ挿入された止めネジを備えた、本発明の脊椎固定装置を挿入する方法に関するその他の手順が図示されている。
図２５は、本発明の脊椎固定装置の第一の選択的具体例の平面図である。
図２６は、本発明の脊椎固定装置の第二の選択的具体例の平面図である。
図２７は、脊柱の隣接する脊椎内に挿入され、かつ２つの脊髄融合移植部分に連結された本発明の脊椎固定装置の、第三の選択的具体例の横からの透視図である。
図２８は、椎間円板スペース内に挿入された脊髄融合移植部分を有する、脊柱の脊椎内に挿入された本発明の脊椎固定装置の、第四の選択的具体例の平面図である。
図２９は、椎間円板スペース内に挿入された脊髄融合移植部分を有する、脊柱の脊椎内に挿入された本発明の脊椎固定装置の、第五の選択的具体例の平面図である。
図３０は、本発明の脊椎固定装置の第四の選択的具体例の、下からの透視図である。
図３１は、脊髄融合移植部分に連結され、かつ隣接する脊椎内に挿入された本発明の脊椎固定装置の第五の選択的具体例を示す、第29図のライン31－31に沿った横断面図である。
図３２は、椎間円板スペース内に挿入された脊髄融合移植部分を顧慮した本発明の第五の選択的具体例の突出部を示す、第29図のライン32－32に沿った横断面図である。

図３３は、多分節脊椎線列装置のためアンカーとして使用されているところが示されている、２つの隣接する脊椎をかみ合わせ、かつ脊髄融合移植部分に装着される本発明の脊椎固定装置の横断面図である。
図３４は、多分節脊椎線列装置に本発明の脊椎固定装置を連結するために使用されたネジ込み支柱の、横からの拡大立面図である。

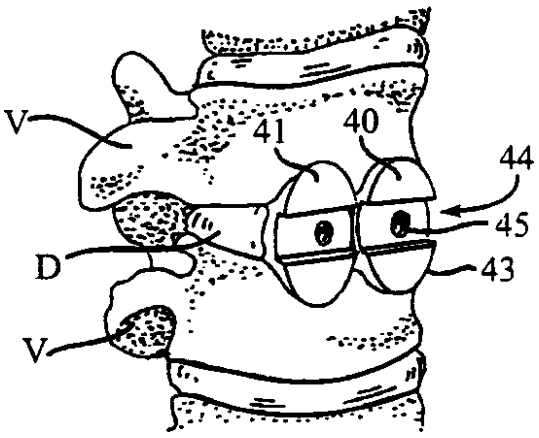
【図１】

Fig. 1



【図２】

Fig. 2



【図３】

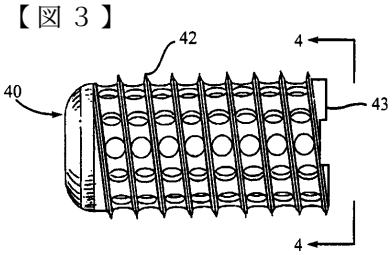


Fig. 3

【図４】

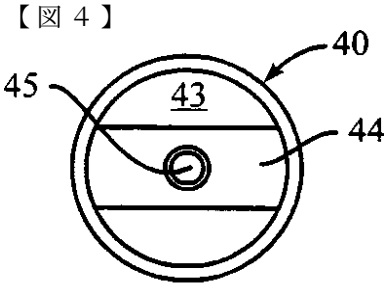


Fig. 4

【図５】

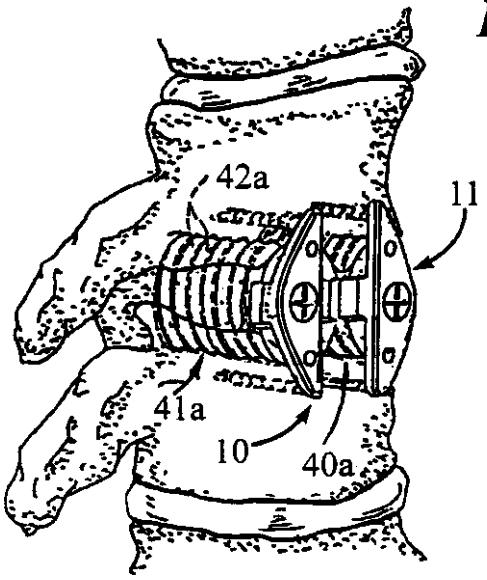


Fig. 5

【図６】

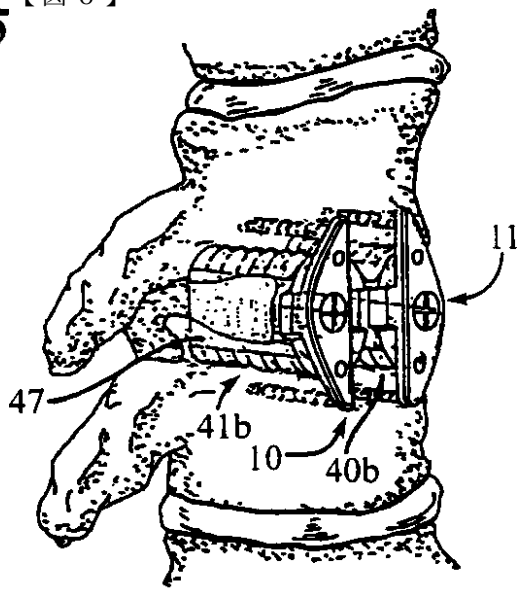


Fig. 6

【図７】

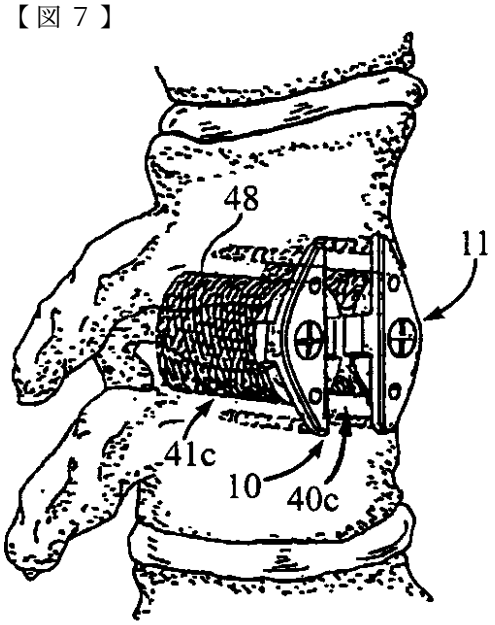


Fig. 7

【図１２】

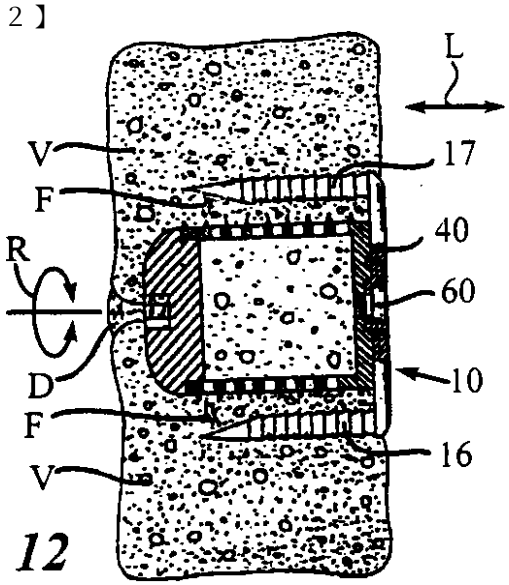


Fig. 12

【図８】

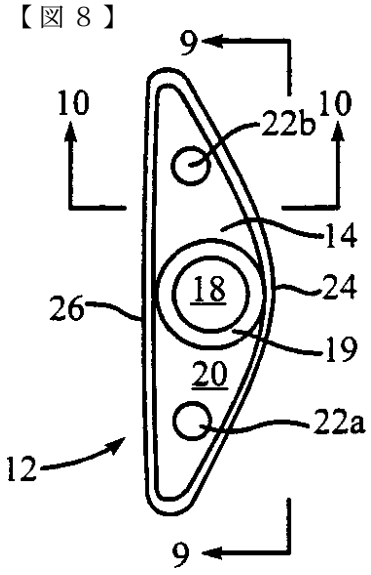


Fig. 8

【図９】

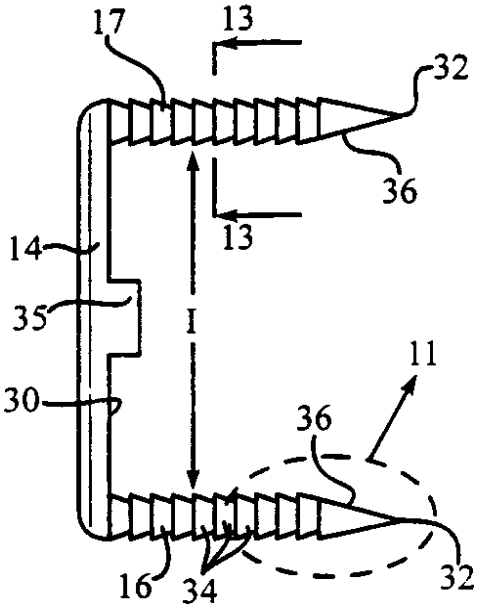


Fig. 9

【図１０】

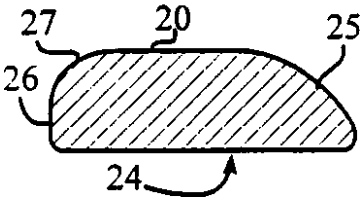


Fig. 10

【図１１】

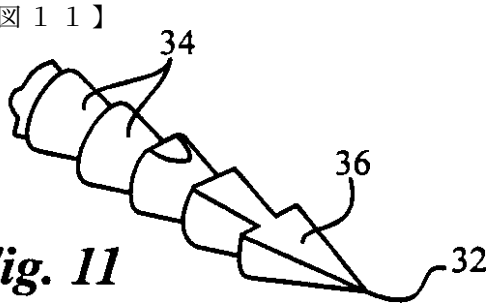


Fig. 11

【図１３Ａ】

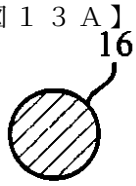


Fig. 13A

【図１３Ｂ】



Fig. 13B

【図１３Ｃ】

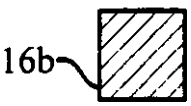


Fig. 13C

【図１３Ｄ】

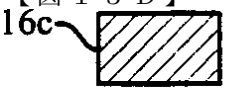
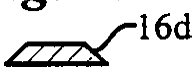


Fig. 13D

【図１３Ｅ】

Fig. 13E



【図１３Ｆ】

Fig. 13F



【図１４】

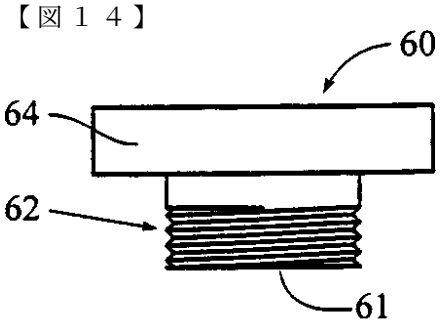
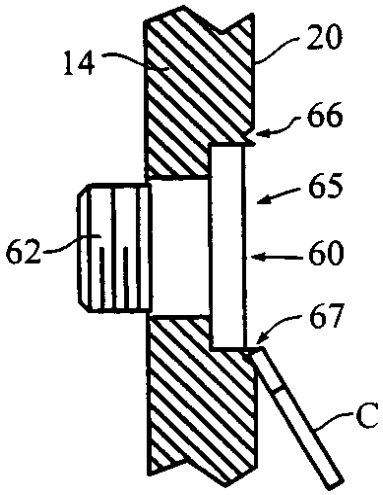


Fig. 14

【図１５Ａ】

Fig. 15A



【図１５Ｂ】

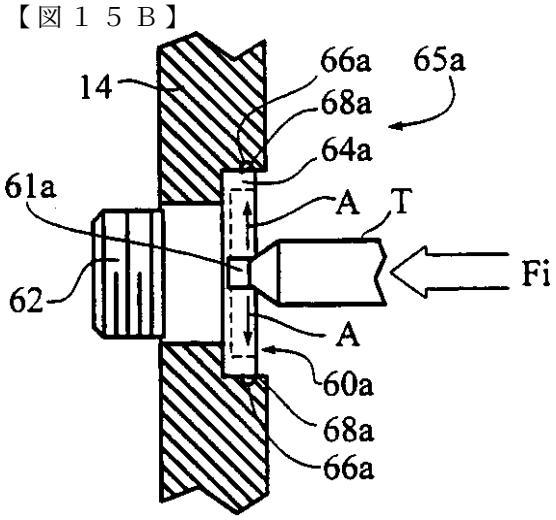


Fig. 15B

【図１５Ｃ】

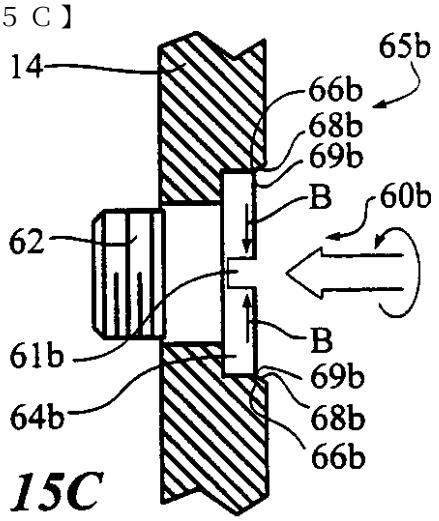


Fig. 15C

【図１６Ａ】

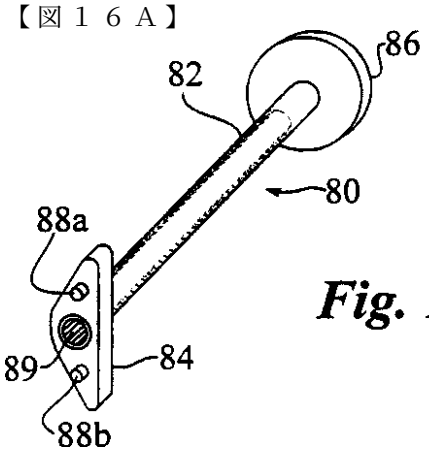


Fig. 16A

【図１６Ｂ】

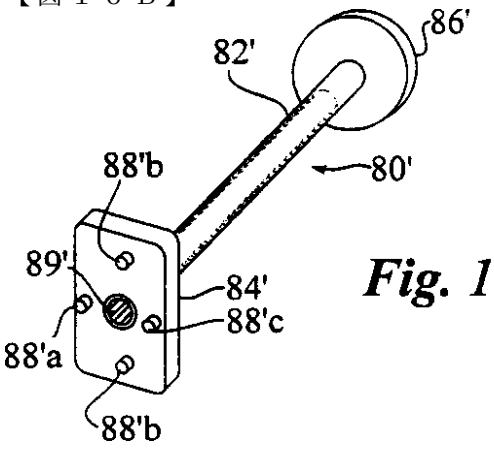


Fig. 16B

【図１７Ａ】

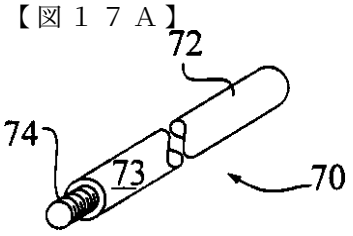


Fig. 17A

【図１７Ｂ】

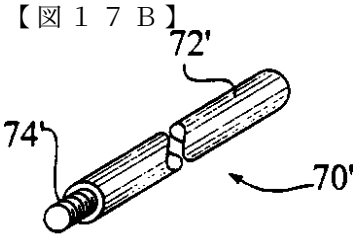
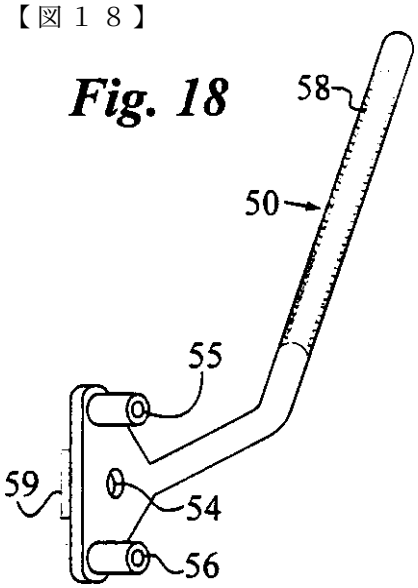


Fig. 17B

【図１８】

Fig. 18



【図１９】

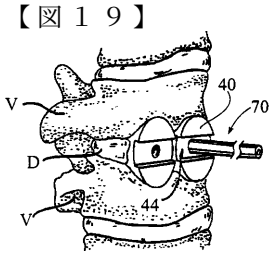
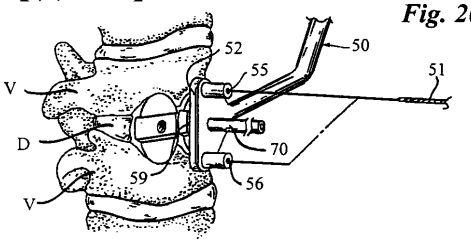


Fig. 19

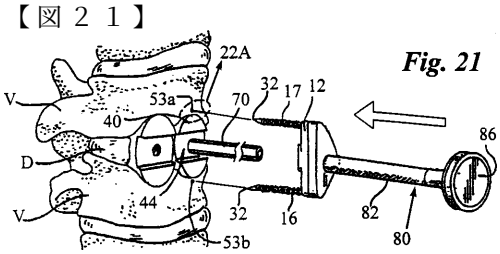
【図２０】

Fig. 20



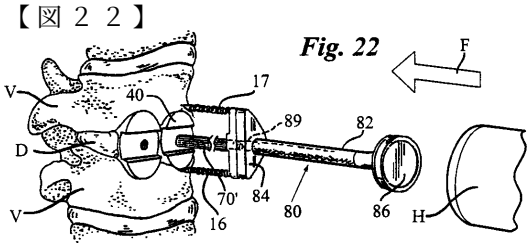
【図２１】

Fig. 21



【図２２】

Fig. 22



【図２２Ａ】

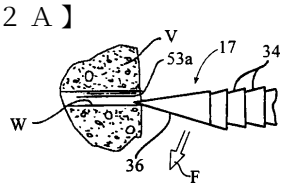


Fig. 22A

【図２３】

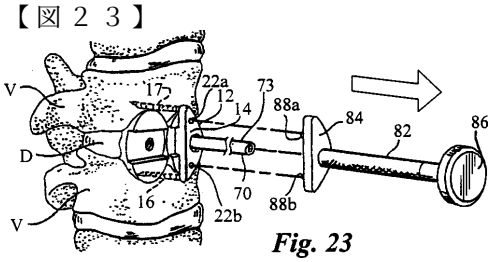


Fig. 23

【図２４】

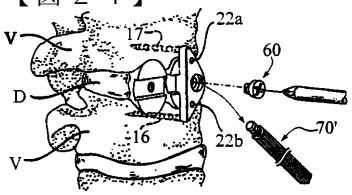


Fig. 24

【図２５】

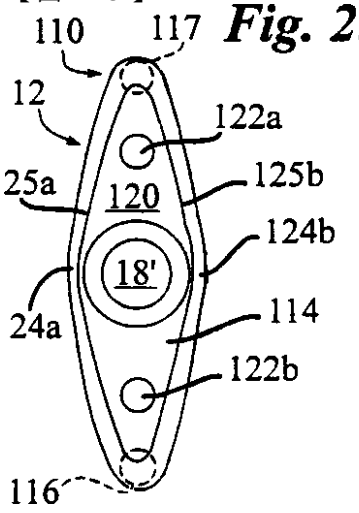


Fig. 25

【図２６】

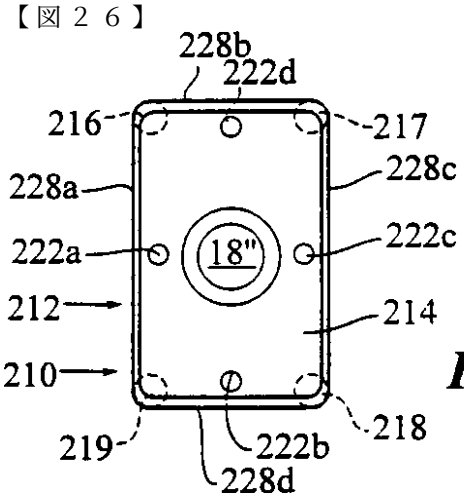


Fig. 26

【図２７】

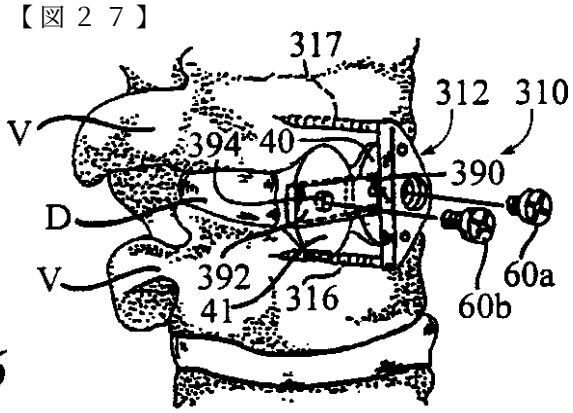
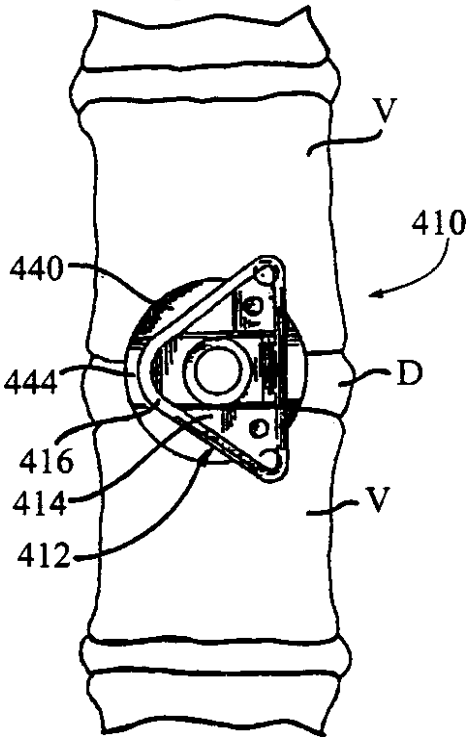


Fig. 27

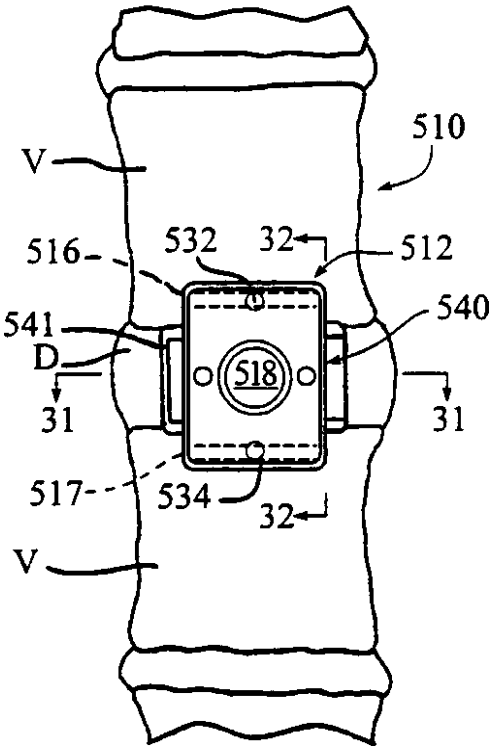
【図２８】

Fig. 28



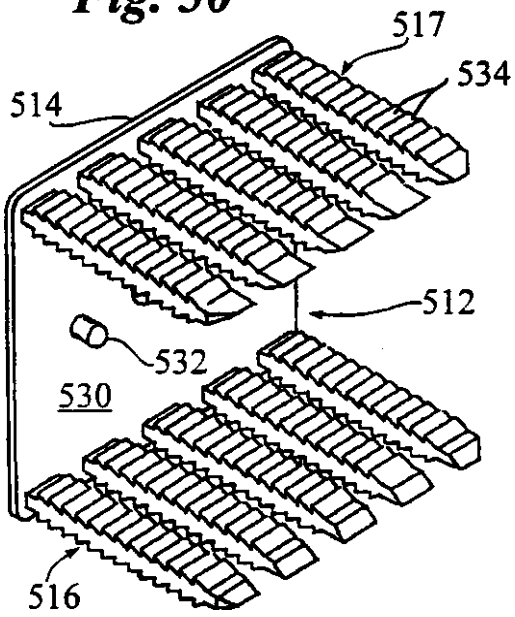
【図２９】

Fig. 29



【図３０】

Fig. 30



【図３１】

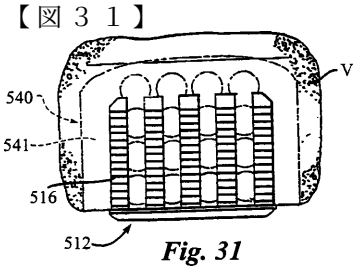


Fig. 31

【図３２】

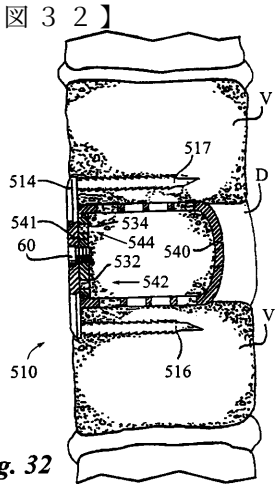


Fig. 32

【図３３】

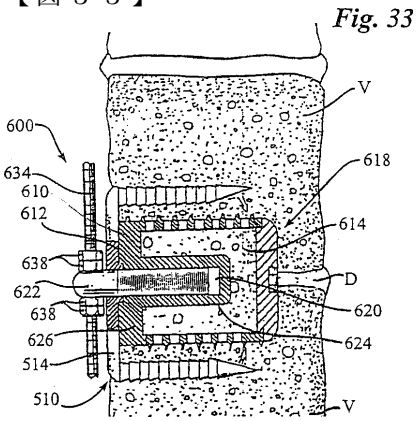


Fig. 33

【図３４】

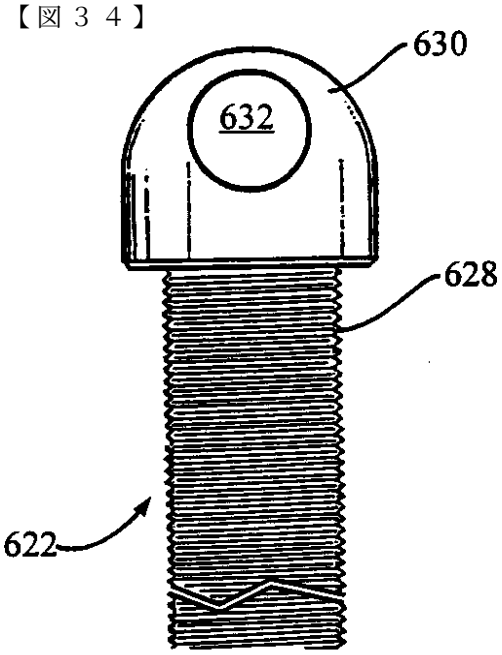


Fig. 34

フロントページの続き

(74)代理人
弁理士　富田　博行
(74)代理人
弁理士　内田　博
(74)代理人
弁理士　竹内　茂雄
(74)代理人
弁理士　伊藤　孝美
(74)代理人
弁理士　阿久津　勝久
(72)発明者　マイケルスン、ガーリー、カーリン
アメリカ合衆国　９０２９１　カリフォルニア州　ベニス、シャーマン　カナル、４３８

審査官　岡崎　克彦

(56)参考文献　特開昭５７－２０３４３６（ＪＰ，Ａ）
米国特許第５０１５２４７（ＵＳ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
A61B 17/00 - 17/92