(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第4945195号
(P4945195)
(45)発行日　平成24年6月6日(2012.6.6)　(24)登録日　平成24年3月9日(2012.3.9)

(51)Int.Cl.　F I
A61B 17/68 (2006.01)　A61B 17/58 310

請求項の数 12　外国語出願　(全 12 頁)

(21)出願番号　特願2006-226929(P2006-226929)
(22)出願日　平成18年8月23日(2006.8.23)
(65)公開番号　特開2007-54628(P2007-54628A)
(43)公開日　平成19年3月8日(2007.3.8)
審査請求日　平成21年3月26日(2009.3.26)
(31)優先権主張番号　05018425.8
(32)優先日　平成17年8月24日(2005.8.24)
(33)優先権主張国　欧州特許庁(EP)
(31)優先権主張番号　60/711,082
(32)優先日　平成17年8月24日(2005.8.24)
(33)優先権主張国　米国(US)

(73)特許権者　592232384
ビーダーマン・モテーク・ゲゼルシャフト・ミット・ベシュレンクタ・ハフツング
ＢＩＥＤＥＲＭＡＮＮ　ＭＯＴＥＣＨ　ＧＭＢＨ
ドイツ連邦共和国、デー・７８０５４　ファウ・エス・シュベニンゲン、ベルタ・フォン・サットナー・シュトラーセ、２３
(74)代理人　100064746
弁理士　深見　久郎
(74)代理人　100085132
弁理士　森田　俊雄
(74)代理人　100083703
弁理士　仲村　義平

最終頁に続く

(54)【発明の名称】棒状インプラント要素および安定化装置

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
少なくとも２つの骨固定要素（２、３）を接続するための棒状インプラント要素であって、各々の骨固定要素は、骨に固定される固定部（２１、２１′）と、棒状インプラント要素に接続される受け部材（２２、２２′）とを含み、
該棒状インプラント要素は、
長手方向軸（Ａ）と、
受け部材（２２、２２′）と連係し、かつ受け部材に受けられるように構成された、少なくとも１つの第１の長さの剛体部（４、６１）と、
剛体部に隣接する第２の長さの弾性部（８、６５、７１）と、
長手方向軸に沿って、かつ剛体部および弾性部を通って延在するボア（９、６６、６７）と、
ボアに収容されるコア（１２）とを含み、該コアは２つの対向する端部を有し、
弾性部が長手方向軸の方向に伸張または収縮するとき、前記コアの少なくとも一方の端部はボア内で移動自在であり、前記コア（１２）の表面は、摺動を容易にする材料で被覆される、棒状インプラント要素。
【請求項２】
前記コア（１２）の曲げ剛性は、弾性部（８、６５、７１）の曲げ剛性より大きい、請求項１に記載の棒状インプラント要素。
【請求項３】

前記コアの表面を被覆する前記材料は、プラスチック材料である、請求項１に記載の棒状インプラント要素。
【請求項４】
前記プラスチック材料は、ポリエチレンまたはテフロン（登録商標）である、請求項３に記載の棒状インプラント要素。
【請求項５】
前記コアは、ステンレス鋼、チタニウム、ニチノールまたは剛性プラスチック材料から作られる、請求項１から４のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項６】
前記コアは、該コアの他の部分に比べて、曲げ剛性が低い部分を含む、請求項１から５のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項７】
コア（１２）全体は、ボア内で長手方向軸（Ａ）の方向に移動自在である、請求項１から６のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項８】
第３の長さの剛体部（６、６３）を含み、弾性部（８、６５、７１）は２つの対向する端部を有し、第１の長さの剛体部（４、６１）は第１の端部に隣接し、第３の長さの剛体部（６、６３）は第２の端部に隣接する、請求項１から７のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項９】
剛体部および弾性部は、単一の連続体として形成される、請求項１から８のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項１０】
弾性部（８）は、外面と、該外面内に螺旋状のスロット形開口部（１０）とを含み、該スロット形開口部（１０）は、径方向内方に延在する、請求項１から９のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項１１】
弾性部（６５、７１）は、エラストマーで形成される、請求項１から９のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素。
【請求項１２】
骨、または脊椎のための安定化装置であって、少なくとも２つの骨固定要素（２、３）を備え、各々の骨固定要素は、骨に固定される骨固定部（２１、２１′）と、受け部材（２２、２２′）とを含み、請求項１から１１のいずれか１つに記載の棒状インプラント要素（１、５０、６０、７０）を備え、前記棒状インプラント要素は骨固定要素と接続される、安定化装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
この発明は、脊椎外科およびまたは外傷外科において使用される棒状インプラント要素に関し、該棒状インプラント要素は、剛体部および剛体部に隣接する弾性部と、これらの部分を通って延在するボアと、該ボアに収容されるコアとを含み、該コアの少なくとも一端は、該ボアの中で移動自在である。この発明はさらに、そのような棒状インプラント要素を備える安定化装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
これまで、椎間に障害があった場合に脊柱を安定化させるために、さまざまな取組みがなされてきたが、隣接する椎骨の間では依然としてある程度の動きが生じていた。
【０００３】
ＥＰ０６６９１０９Ｂ１は、隣接する胸椎を安定化させるための安定化装置を開示しており、それによって、損傷を受けた椎間板および椎間関節にかかる応力を部分的に軽減す

ることができる。この装置は、２つの椎弓根ネジと、締付けネジによって各椎弓根ネジの受け部材に固定されるストラップとを含み、さらに、ストラップ上に取付けられ、かつ耐圧体として設計された支持要素を含む。しかし、この安定化装置は、捩じり剛性に欠け、脊柱の運動分節に誘導安定性を与えるものではない。

【０００４】

たとえばＵＳ６，１６２，２２３には、手関節または膝関節のための関節固定装置が開示されている。この装置は、一実施例において、各端部で２つのクランプを備える伸張されたコイルバネを含む弾性結合器と、弾性結合器を通って延在し、かつクランプの所で固定される弾性ケーブルまたは弾性ロッドとを含む。この既知の関節固定装置は、複雑で嵩張る構造のため、脊柱での使用には適さない。

【０００５】

ＵＳ２００３／０２２０６４３Ａ１は、上側および下側椎骨体の間が完全に広がるのを防ぐための装置で使用される伸縮性要素を開示している。この伸縮性要素は、たとえば弾性コードまたはバネであってもよい。

【０００６】

ＵＳ２００３／０１９１４７０Ａ１は、患者が背骨を曲げたときに中央部分が収縮するロッド部を有するインプラント装置を開示している。その弾性部は、断面形状が変化する直線状のロッドであってもよく、または軸の片側に対しＵ字状に曲がる部分を有する非直線状のロッドであってもよい。

【０００７】

動的な安定化装置は、特に一部のみが変性した椎間板の治療に適している。椎間板の回復を助けるためには、それにかかる応力を軽減しなければならない。椎間板の核がまだ損傷を受けていない場合、その椎間板は脊椎の軸方向に硬い（剛性は、約５００から１５００Ｎ／ｍｍ）。

【０００８】

図１から図５を参照して、変性した椎間板の治療用の既知の脊椎安定化装置を示す。まだ損傷を受けていないコア４１を有する変性した椎間板４０に隣接する椎骨２０、３０に、２つの椎弓根ネジ２、３が固定される。椎弓根ネジ２、３は、螺旋状のバネ様部１０１と、椎弓根ネジの接続において機能する２つの剛体部１０２、１０３とを有する棒状インプラント要素１００を介して接続される。図１は、椎弓根ネジが距離ｘを隔てて配置されている中立位置を示す。患者が背骨を曲げると、その距離は変化する。図２に示す曲げまたは図３に示す伸張の場合、コア４１は、それぞれ後方または前方に移動し、それによって椎弓根ネジ２、３の間の距離は、中立位置の距離ｘに比べて、約１．５ｍｍ伸びるか、または約０．５ｍｍ縮む。

【０００９】

したがって、棒状インプラント要素の弾性部を必要に応じて伸縮させるには、棒状インプラント要素が、その長手方向軸１０４の方向に低い剛性を有するかまたは高い弾性を有する必要がある。しかし、弾性部１０１が軸方向に低い剛性を有する場合、図５に示すような曲げおよび剪断力Ｆに対しても剛性が低いことになり、そのような力が生じた場合に曲がってしまう。この問題は、金属バネを使用した場合およびエラストマーのような他の伸縮性材料から作られた弾性部を使用した場合に発生する。

【００１０】

ＤＥ１０３４８３２９Ｃ１は、骨固定要素に接続される第１の剛体部と、第２の骨固定要素に接続される第２の剛体部と、該２つの剛体部の間に延在し、かつそれらと一体的に形成された弾性部とを含む伸張された棒状インプラント要素を開示している。その棒状インプラント要素は、該要素を通って延在する同軸のボアと、該ボアに収容されるコアとを含み、該コアは、ボアの中で摺動できないように固定される。

【００１１】

ＷＯ２００４／１０５５７７は、壁面に開口またはスリットを有する１つまたは複数の弾性要素を有する脊椎安定化システムを開示している。その弾性要素は、第１および第２

のロッドからなり、それらは、第２のロッドが、たとえば圧入により、第１のロッドの長手方向のボアに嵌め込まれるように組立てられる。

【００１２】

しかし、これらの弾性棒状インプラント要素は、軸方向に十分な弾性がある場合に曲がりやすい、または捩じれやすいという問題を解決していない。

【特許文献１】ＥＰ０６６９１０９Ｂ１

【特許文献２】ＵＳ６，１６２，２２３

【特許文献３】ＵＳ２００３／０２２０６４３Ａ１

【特許文献４】ＵＳ２００３／０１９１４７０Ａ１

【特許文献５】ＤＥ１０３４８３２９Ｃ１

【特許文献６】ＷＯ２００４／１０５５７７

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【００１３】

したがって、この発明の目的は、棒状インプラント要素と、そのような棒状インプラント要素を備え、軸方向の剛性を有することで骨固定要素が互いに対して軸方向に移動できるようにし、しかし同時に、軸方向に交差する方向の曲げを防止または減少させる、骨または脊椎のための安定化装置とを提供することである。棒状インプラント要素の製造、調整および使用は容易でなければならない。

【課題を解決するための手段】

【００１４】

この目的は、請求項１に記載の棒状インプラント要素および請求項１２に従う安定化装置によって解決される。さらなる展開は、従属の請求項によって与えられる。

【００１５】

棒状インプラント要素および安定化装置は、軸方向の伸縮を可能にして、骨固定要素が互いに相対運動できるようにし、同時に、曲げまたは捩れを予防するという利点を有する。これは、特に一部が変性した椎間板の治療に適している。

【００１６】

この発明のさらなる利点は、添付の図面と関連した実施例の説明から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】

【００１７】

図６から図１３でわかるように、この発明に従う安定化装置は、棒状インプラント要素１と、棒状インプラント要素１によって互いに接続される２つの椎弓根ネジ（pedicle screws）２、３とを含む。

【００１８】

この発明に従う棒状インプラント要素１は、第１の実施例において、第１の端部５から既定の長さに亘って延在する第１の剛体部４と、第２の端部７から既定の長さに亘って延在する第２の剛体部６と、剛体部４、６の間に設けられる既定の長さの弾性部８とを含む。図示の実施例では、すべての部分で外径は同一である。既定の直径を有する同軸のボア９は、棒状インプラント要素を通って延在する。弾性部８は、表面から同軸のボア９へ径方向に延在する螺旋状のスロット形開口部１０を備えて設計され、それによって既定のピッチの巻き１１が形成される。螺旋状の開口部の側面は、直線でも先細りでもよい。棒状インプラント要素の長手方向軸Ａの方向に弾性部８の巻き１１の高さ、半径方向に巻き１１の厚さを定める同軸のボア９の直径、およびピッチが選択され、それによって、棒状インプラント要素１に作用している軸方向の伸縮力に対する所望の剛性が得られる。当業者であれば、これらの寸法を容易に変更でき、必要以上に実験を行なうことなく所望の剛性を実現できる。

【００１９】

棒状要素１は、チタニウム、ステンレス鋼またはニチノールなどの生体適合性材料から

作られる。

【００２０】

特に図７からわかるように、棒状インプラント要素１はさらに、実質的に円筒形状であり、長さが棒状インプラント要素より短く、直径が同軸のボア９より小さいコア１２を含み、それによって、コア１２は、移動自在であり、ボア９の中で軸方向に摺動できる。コア１２は、少なくとも弾性部８と同じ長さである。図示の実施例では、コア１２は、弾性部８および剛体部４、６の一部を通って延在する。その長さは、弾性部８が圧縮されたときに、コア１２が剛体部の端部と当接しないように選択される。コア１２は、曲げ力に対する剛性が棒状要素の弾性部８の剛性よりも大きい金属から作られる。コア１２は、好ましくは、弾性部８よりも大きい剛性を有する生体適合性ポリマーまたは金属物質から作られる。コア１２は、棒状インプラント要素の各端部５、７に設けられる２つの閉鎖部材１３、１４により、ボア９の中で固定される。閉鎖部材１３、１４は、ボア９を閉じるように形成され、たとえば、ネジ接続または圧入接続により、剛体部に固定される。

【００２１】

図８に示す好ましい実施例において、コア１２は、ボア９の内壁に対するコアの摺動による摩擦を低減できる材料から作られたコーティング１５で被覆される。このコーティングは、たとえばポリエチレン（ＰＥ）、テフロン（登録商標）または摩擦を軽減するその他の材料から作られる。たとえば、被覆材料として、分子量が２×１６^{6}から１０×１０^{6}の間であるＵＨＭＷＰＥタイプの高分子量ポリエチレンが使用される。コーティング１５の厚さは、棒状要素の連続使用の間、全く磨耗が生じることのないように選択される。

【００２２】

図９および図１０に示すように、棒状インプラント要素１の弾性部８の長さは、椎弓根ネジ２、３が中立位置で隣接する椎骨に固定されるとき、固定ネジの間の距離にほぼ一致するように選択される。安定化装置の各固定ネジは、骨にネジを固定するための骨ネジ山を有する固定部２１、２１′と、棒状インプラント要素１を受けるためのほぼ円筒状の受け部材２２、２２′とを含む。図９および１０において、第１の椎弓根ネジ２は、受け部材２２を含み、受け部材は、固定部に対向する受け部材の上部で開口し、上部から棒状インプラント要素の剛体部４を挿入するためのＵ字型の窪み２３を有する。椎弓根ネジ３の受け部材２２′は、Ｕ字型の窪みの代わりに、棒状インプラント要素の他方の剛体部６を挿入するための２つの開口部２４を有する。棒状インプラント要素１は、上部から受け部材に捩じ込まれる内側ネジ２５によって、受け部材２２、２２′の中で固定される。

【００２３】

特に図１０からわかるように、椎弓根ネジ２、３は、受け部材２２、２２′において回動可能であり、固定部に対する受け部材の角度位置を調整可能にする頭部２６を有する多軸ネジとして設計される。頭部２６は、内側ネジ２５を締めると、頭部を押圧する押圧部材２７を介して所定位置に固定される。

【００２４】

図９および図１０に示す安定化装置の例では、剛体部４、６の長さは、好ましくは、受け部材２２、２２′に棒状インプラント要素を固定する固定部材２５の少なくとも直径にほぼ一致する。図１０に示すように、第２の剛体部６の直径を小さくして、受け部材の開口部２４に容易に挿入できるようにすることもできる。この場合、同軸のボア９は第２の端部６まで延びないので、第２の剛体部７は、十分に安定しており、内側ネジ２５で受け部材２２′に締付けることができる。

【００２５】

使用にあたって、まず椎弓根ネジ２、３を、隣接する椎骨に固定する。次に、棒状インプラント要素１を、受け部材２２、２２′に挿入し、内側ネジ２５を締めて固定する。棒状インプラント要素の弾性部８は、中立形状に対して約１．５ｍｍの伸張および約０．５ｍｍの圧縮を可能にする軸方向の剛性を有する。脊柱の曲げおよび伸張の間に、曲げ力が棒状要素に作用し、それによって弾性部が曲がる。しかし、コア１２は棒状インプラント要素の弾性部８よりも硬いので、コア１２は曲げに抵抗し、棒状インプラント要素全体が

曲がることはない。したがって、棒状インプラント要素は誘導安定性をもたらす。

【００２６】

コア１２は、ボア９において、少なくとも一方の端部では移動自在であって、棒状インプラント要素が伸縮できるようにする必要がある。

【００２７】

図１１から図１３は、棒状インプラント要素の第２の実施例を示す。第２の実施例の棒状インプラント要素５０が第１の実施例の棒状インプラント要素１と異なるのは、コア１２が剛体部の一方の端部で固定されるという点である。第１の実施例と同じ部分には同一の参照符号を付し、その説明はここで繰返さない。剛体部４、６の一方、図示の実施例では第２の剛体部６は、長手方向軸Ａに交差する方向に延在するボア５１を含む。ボア５１は、第２の端部７から一定の距離を隔てて配置される。コア１２は、一方の端部において厚みの大きな部分５３を含み、その直径はボア９の直径よりわずかに小さいので、厚みの大きな部分５３をボア９に差し込むことができる。厚みの大きな部分５３には、コアの自由端から距離を隔てて横穴５４が設けられる。コア１２は、コアを棒状インプラント要素に挿入するときに、ボア５１および５４に差し込むピン５５によって、ボア９に固定される。この場合、コア１２はボア９の外に摺動することはないので、ボア９を閉じる必要はない。

【００２８】

コア１２は、少なくとも弾性部８を完全に通り抜けて延びる長さがある。

さらにこの実施例では、コア１２を被膜して、ボアの中で摺動しやすくすることもできる。

【００２９】

棒状インプラント要素の使用法は、第１の実施例と同様である。

図１４および図１５は、この発明に従う棒状インプラント要素の第３の実施例を示す。第３の実施例の棒状インプラント要素６０が第１および第２の実施例の棒状インプラント要素と異なっているのは、弾性部の設計である。棒状インプラント要素６０は、第１の端部６２に隣接する第１の剛体部６１と、第２の端部６４に隣接する第２の剛体部６３と、第１の剛体部６１と第２の剛体部６３との間に弾性部６５とを有する。第１の剛体部６１および第２の剛体部６３は、長手方向の同軸のボア６６を有する。弾性部６５も、同軸のボア６７を有しているので、実質的に筒状である。弾性部６５は、その自由端において、第１および第２の剛体部の自由端にそれぞれ接続される。弾性部６５の外径は、両端の第１の直径から、中央部のより小さい第２の直径にかけて小さくなっており、それによって伸縮しやすくなる。剛体部は、第１の実施例と同様、たとえばチタニウムのような、剛性を有し、人体への適合性を有する材料から作られる。弾性部は、人体への適合性を有するエラストマーから作られる。そのような種類のエラストマーとして、たとえばポリウレタン類またはポリシロキサン類がある。弾性部は、たとえば加硫処理によって、剛体部に固定される。

【００３０】

コア１２は、第１の実施例と同様、ボア６６および６７に設けられ、ボア９で摺動自在となる長さを有する。剛体部の自由端６２、６４は、閉鎖部材６８、６９によって閉じられ、コアがボアの外へ摺動するのを防ぐ。

【００３１】

第３の実施例の棒状インプラント要素の使用法は、第１および第２の実施例と同様である。第１および第２の実施例の螺旋状のバネが伸縮するのに代わって、弾性部６５のエラストマーが伸縮する。

【００３２】

図１６および図１７は、第３の実施例の変形例である第４の実施例を示す。棒状インプラント要素７０が、図１４および１５に従う第３の実施例の棒状インプラント要素６０と異なる点は、弾性部７１の形状のみである。弾性部７１の直径は、弾性部の端部の第１の直径から、中央部の第２の直径にかけて変化しており、第２の直径は第１の直径より大き

い。この棒状インプラント要素は、第３の実施例に従う棒状インプラント要素より硬いので、特に伸縮がわずかしかない場合に適している。使用法は、前述の実施例と同様である。

【００３３】

変形例も可能である。特に、異なる実施例の要素をそれぞれ組合せることができる。前述の実施例の一部を組合せることも可能であり、そのような組合せを具体的に検討する。

【００３４】

一変形例においては、コアに、当該コアの中のコアとして作用する内側補強部を追加して設けることもできる。たとえば、生体適合性ポリマーから作られたコアに金属製の内側補強部を設けて、コアの剛性を向上させることができる。内側補強部は、コアの長さの一部、たとえば、中央部分のみに亘って設けることもできる。

【００３５】

棒状インプラント要素は、いくつかの剛体部および弾性部を有することができる。弾性部の直径は、剛体部の直径と同一であってもよいし、異なっていてもよい。コアは、必要に応じて、数箇所で直径を小さくして剛性を下げるようにしてもよい。コアは、窪みであってもよい。さらに、コアは円筒形でなくてもよい。たとえば、その断面を長方形にして、所定の曲げ剛性を与えるようにしてもよい。コアは、摩擦を軽減するために、研磨などの特定の表面加工がなされていてもよい。コアを一方の端部で剛体部に固定する場合、その固定は、たとえばネジ締めまたは接着を含む任意の手段によって行なうことができる。

【００３６】

安定化装置は、たとえば単軸のネジまたはフックなど、その他の骨固定手段を有していてもよい。

【図面の簡単な説明】

【００３７】

【図１】脊椎の運動分節の中立位置にある従来の骨安定化装置を示す図である。

【図２】曲げの位置にある図１の骨安定化装置を示す図である。

【図３】伸張の位置にある図１の骨安定化装置を示す図である。

【図４】既知の棒状インプラント要素の側面図である。

【図５】曲げ力がインプラント要素に作用するときの既知の棒状インプラント要素の側面図である。

【図６】第１の実施例の棒状インプラント要素の側面図である。

【図７】長手方向軸に沿った図６の棒状インプラント要素の断面図である。

【図８】棒状インプラント要素のコアの断面図である。

【図９】この発明に従う棒状インプラント要素を備えた安定化装置の一実施例の斜視図である。

【図１０】図９の安定化装置の断面図である。

【図１１】第２の実施例の棒状インプラント要素の側面図である。

【図１２】第２の実施例に従う棒状インプラント要素の断面図である。

【図１３】図１２の棒状インプラント要素を９０度回転させた断面図である。

【図１４】第３の実施例に従う棒状インプラント要素の断面図である。

【図１５】図１４の棒状インプラント要素の側面図である。

【図１６】第４の実施例に従う棒状インプラント要素の断面図である。

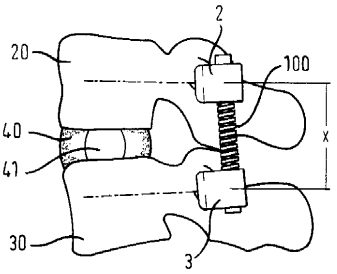
【図１７】図１６の棒状インプラント要素の側面図である。

【符号の説明】

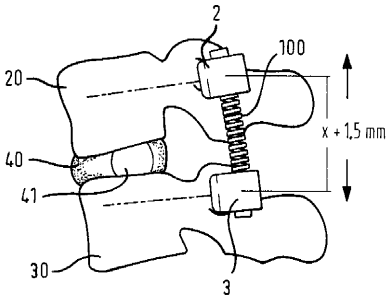
【００３８】

１、５０、６０、７０　棒状インプラント要素、４、６、６１、６３　剛体部、８、６５、７１　弾性部、９、６６、６７　ボア、１２　コア。

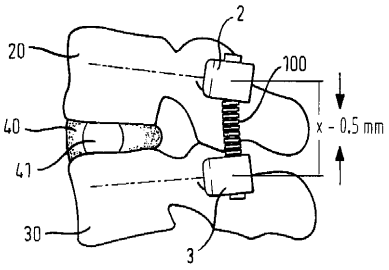
【図１】


2
20
100
40
x
41
30
3

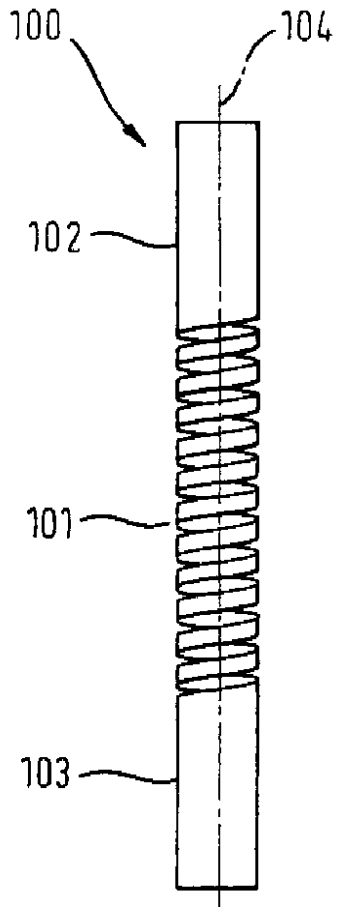
【図２】


2
100
20
x + 1,5 mm
40
41
30
3

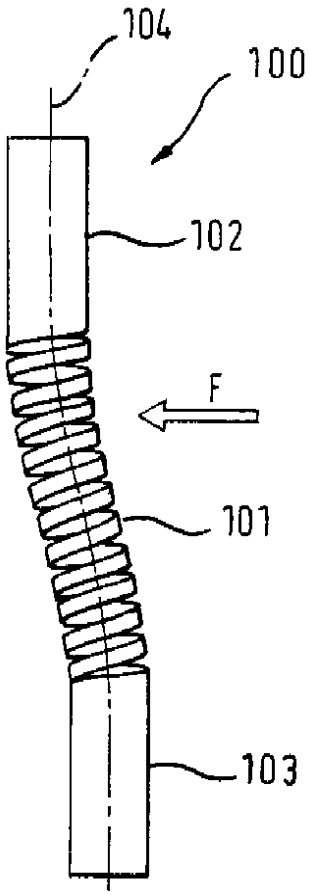
【図３】


2
20
100
40
x - 0,5 mm
41
30
3

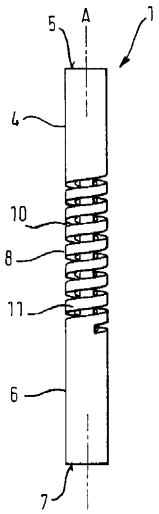
【図４】


100
104
102
101
103

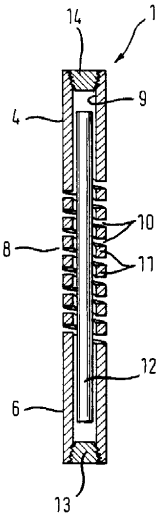
【図５】


104
100
102
F
101
103

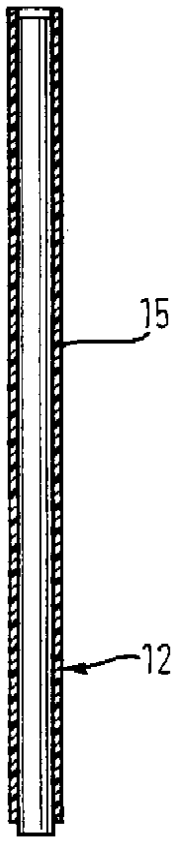
【図６】



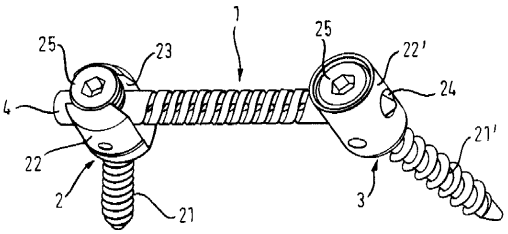
【図７】



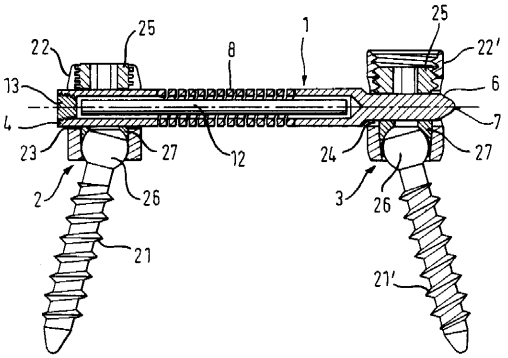
【図８】



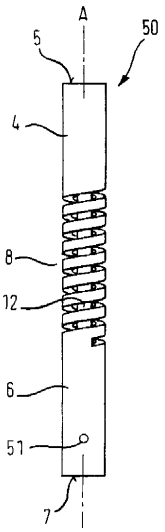
【図９】



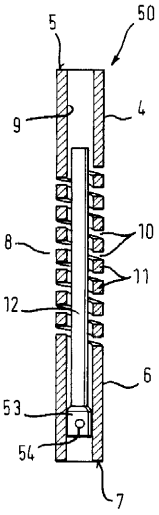
【図１０】



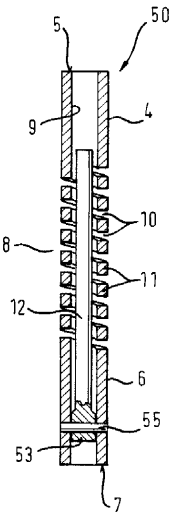
【図１１】



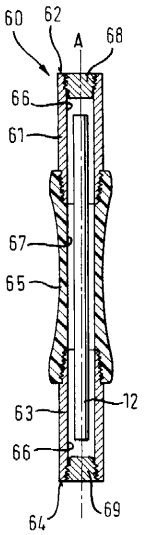
【図１２】



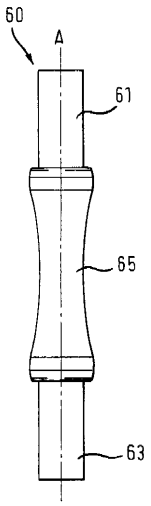
【図１３】



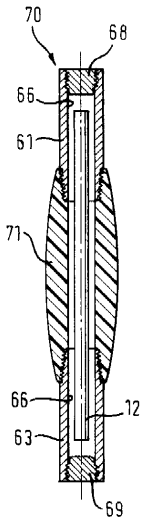
【図１４】



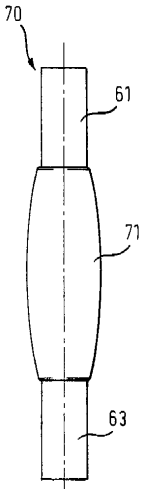
【図１５】



【図１６】



【図１７】



フロントページの続き

(74)代理人 100096781
弁理士 堀井 豊
(74)代理人 100098316
弁理士 野田 久登
(74)代理人 100109162
弁理士 酒井 將行
(72)発明者 ビルフリート・マティス
ドイツ、７９３６７ バイスバイル、ミューレンシュトラーセ、１１
(72)発明者 ルッツ・ビーダーマン
ドイツ、７８０４８ ファウ・エスーフィリンゲン、アム・シェーファーシュタイク、８
(72)発明者 ユルゲン・ハルムス
ドイツ、７６２２７ カールスルーエ、イム・ツァイトフォーゲル、２

審査官 菅家 裕輔

(56)参考文献 特開２００５－１１８５６９（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２００５／０４４１１７（WO，Ａ２）
欧州特許出願公開第０１５７４１７３（ＥＰ，Ａ１）
米国特許出願公開第２００３／０２２０６４３（ＵＳ，Ａ１）
国際公開第０３／０４７４４２（WO，Ａ１）
米国特許第０６１６２２２３（ＵＳ，Ａ）
特開平０７－００８５０４（ＪＰ，Ａ）

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