

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4603047号
(P4603047)

(45) 発行日 平成22年12月22日 (2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日 (2010.10.8)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 17/56 (2006.01) A 6 1 B 17/56
A 6 1 F 2/08 (2006.01) A 6 1 F 2/08

請求項の数 6 (全 59 頁)

(21) 出願番号	特願2007-543300 (P2007-543300)	(73) 特許権者	507162784
(86) (22) 出願日	平成17年11月18日 (2005.11.18)		カイエン メディカル インコーポレイテッド
(65) 公表番号	特表2008-520372 (P2008-520372A)		アメリカ合衆国 アリゾナ州 85255
(43) 公表日	平成20年6月19日 (2008.6.19)		スコッツデイル イースト アンダーソン ドライブ 8541 スイート 100
(86) 国際出願番号	PCT/US2005/041924		
(87) 国際公開番号	W02006/055823	(74) 代理人	100082005
(87) 国際公開日	平成18年5月26日 (2006.5.26)		弁理士 熊倉 禎男
審査請求日	平成20年11月18日 (2008.11.18)	(74) 代理人	100067013
(31) 優先権主張番号	60/628,774		弁理士 大塚 文昭
(32) 優先日	平成16年11月18日 (2004.11.18)	(74) 代理人	100065189
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 穴戸 嘉一
(31) 優先権主張番号	60/671,510	(74) 代理人	100088694
(32) 優先日	平成17年4月15日 (2005.4.15)		弁理士 弟子丸 健
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 材料固定装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

骨内に構成された空間内に配置可能なインプラントを有し、
 前記インプラントは、遠位端部及び近位端部を有する本体と、前記本体の上に配置された第1の部材及び第2の部材を有し、
 前記第1の部材は、骨の部分に係合するように外方に拡張可能であり、複数の噛合い部品を有し、
 前記第2の部材は、前記第1の部材よりも遠位側に位置し、前記第1の部材に対して近位方向に移動可能であり、前記第2の部材の近位方向の移動により、前記第1の部材を外方に拡張させて骨に係合させるように前記第2の部材を作動させ、それにより、前記インプラントを前記空間内の適所に固着させる、材料固定装置。

【請求項 2】

前記第2の部材は、それに作用させる張力の付与によって作動される、請求項1に記載の材料固定装置。

【請求項 3】

前記第2の部材は、その上に、前記空間内に固定すべき軟質の組織を受入れるための面を有し、前記軟質の組織に張力が付与されることにより、前記第2の部材に張力が付与される、請求項2に記載の材料固定装置。

【請求項 4】

前記噛合い部品は、互いに対して枢動する、請求項1に記載の材料固定装置。

10

20

【請求項 5】

前記噛合い部品は、互いに対して自由に移動し且つ外方に摺動する、請求項 1 に記載の材料固定装置。

【請求項 6】

前記第 2 の部材は、遠位先端を有し、軟質の組織が前記遠位先端の周りにループを形成する、請求項 3 に記載の材料固定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この米国特許出願は、2004 年 11 月 18 日出願の米国仮特許出願第 60 / 628 , 774 号、及び 2005 年 4 月 15 日出願の米国仮特許出願第 60 / 671 , 510 号に基づく優先権を主張するものであり、その各々の内容を本明細書に援用する。

10

【0002】

本発明は、概略的には、材料固定装置、システム及び方法に関する。より詳細には、本発明は、軟組織又は移植片を骨トンネル内の骨組織に接触させるように堅固に保持するのに用いることができる技術に関する。

【背景技術】

【0003】

整形外科において最も一般的な必要性の 1 つは、腱から骨への固定である。修正場所内への罹患した腱の固定は、腱固定術と呼ばれ、肩の二頭筋腱の長頭損傷患者において一般的に必要とされる。更に、骨の中への腱の挿入部位から引き裂かれた腱も、修復を必要とすることが多い。これは、末端二頭筋腱断裂、腱板断裂、及び手の屈筋腱断裂を含む。腱はまた、不安定な関節の再建に用いられることが多い。一般的な例は、膝の前十字靱帯及び側副靱帯再建、内側及び外側肘側副靱帯再建、足首側副靱帯再建、及び指及び手側副靱帯再建などを含む。

20

【0004】

腱を骨に固定するのに用いられる従来の技術は、用いる方法の結果としていくつかの制限を受け、かかる方法は、「鍵孔」腱固定術、引き抜き縫合、骨トンネル、及び干渉ネジ固定の使用を含む。「鍵孔」腱固定術は、鍵孔の形状の骨トンネルの生成を必要とし、鍵孔の上部に結節腱を挿入し、引続いてそれをトンネルの狭くなる下部に押し込み、腱に働く固有の牽引により、腱を適所に保持する。この技術は難しく、それは、鍵孔部位を彫ること、及び、腱をトンネル内に挿入することが多くの場合に困難であるからである。更に、腱結節が術後期に解けた場合、腱は鍵孔から外に滑り抜け、固定を失うことになる。

30

【0005】

腱固定の別の従来の形態は、「引き抜きステッチ」の使用である。この技術では、腱端部に取付けられた縫合糸は、骨トンネルの中を通して、関節の反対側のポスト又はボタンに結び付けられる。この技術は、外傷問題、弱い固定強度、及び隣接構造体に対する損傷の可能性を含む多数の関連する厄介な問題に起因して近年では有利性を失っている。

【0006】

骨への腱の固定の最も一般的な方法は、縫合固定又は干渉ネジ固定のいずれかと共に骨トンネルを使用することである。骨トンネルの生成は、比較的複雑であり、多くの場合にトンネルの境界を特定するために広範囲な露出を必要とする。直角に置かれたドリル孔は、小さなキュレットを用いて連結される。この面倒な処理は、上に重なる骨橋の弱いトンネル配置及び破砕を含む厄介な問題を伴い、時間が掛かり困難である。腱が 2 点から骨を出るので、単一点固定では判断するのが容易な移植片等長性を達成することが困難である。トンネル生成後、縫合糸は、腱移植片の通過を容易にするためにトンネルを通過すべきである。トンネルは、良好な腱と骨との接触を可能にするほど十分小さく、更に、腱を危うくすることなく移植片通過を可能にするほど十分大きい必要がある。処置のこの部分は、多くの場合に、外科医に対して時間が掛かって不満を生じさせるものである。最後に、この処置は、トンネルの上の骨橋が壊れ、結果として固定を失う場合に危うくなる可能性

40

50

がある。この技術は、縫合系の強度に対して固定を限定し、いかなる直接的な腱から骨への押付けも使用しない。

【 0 0 0 7 】

腱固定の分野における更に最近の進歩は、例えば、「E N D O B U T T O N」のような内部に展開したトグルボタンの使用、及び固定をもたらす干渉ネジの使用を含む。「E N D O B U T T O N」は、骨壁に対して内部に展開したポストを生成することにより、骨トンネル内への腱の固定を可能にする。この技術は、ポストを設置する二次切開の必要性を排除するが、固定強度は、縫合強度だけに限定される。この技術は、直接的な腱から骨への押付けを使用せず、従って、この技術は、「バンジー効果」及び「ワイパー効果」に起因して治癒を遅らせ、移植片トンネル拡大を引き起こす可能性がある。結果として、この技術は、臨床適用が限定されており、骨トンネルが壊れるか又は予備固定が重要である時に緊急のために主に用いられる。

10

【 0 0 0 8 】

干渉ネジの使用は、腱から骨への固定の最も顕著な進歩である。ネジは、骨トンネル内の腱に隣接して挿入され、ネジ山と骨壁の間に軸線方向の圧縮を付与する。利点は、満足できる引き抜き強度及び比較的使い易いことである。その入口部位で腱を骨に固定する機能である開口固定部は、それが移植片運動及び続いてトンネル拡大を最小にするので、この技術の貴重な付加物である。軟組織干渉ネジに関連する一部の欠点は、これらを使用することが困難であり、同様に、移植中に腱を切断し又は危うくする可能性があることである。

20

【 0 0 0 9 】

最新世代の干渉ネジは、限定された露出で腱を骨に固定する機能を可能にする。例えば、「B I O - T E N O D E S I S S C R E W」(アースレックス・インコーポレーテッド)は、骨の中への腱の伸張及び挿入、続いて隣接軟組織干渉ネジの挿入を可能にする。このネジシステムは、貫通ステッチが利用できない場合に腱を骨の中に挿入する上で利点をもたらすが、それは、ネジが腱を圧縮するので依然として腱回転又は分裂の可能性によって制限される。外科技術も複雑であり、一般的に、挿入のための2つ又はそれよりも多くの手を必要とし、関節鏡又は開口処置中に自力でシステムを用いることを困難にする。最後に、ネジの使用は、困難で時間がかかる可能性がある腱端部の準備を必要とし、同様に開口するために関節鏡処置の変更を必要とする可能性がある。

30

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

すなわち、各々がいくつかの利点を有する骨に腱を固定するために用いる多くの従来技術があるが、各このような技術の欠点により、装置が使い易く、処理を辿ることが簡単で、その結果が腱への悪影響が最小で骨固定に対して堅固で安全な腱であるような腱を骨に固定する簡単で普遍的な技術に対する必要性が当業技術に呈示されている。更に、このような装置は、製造が容易であり、腱から骨の様々な部位に対して普遍的に適用され、実際に理解して用いるために最小の労力しか必要としないことが必要である。

【課題を解決するための手段】

40

【 0 0 1 1 】

本発明は、硬質材料への軟質材料の直接的な固定のための技術を提供する。本発明の開示を通して説明するように、一例として骨に取付けられることになる腱を頻繁に使用する。しかし、このような腱と骨の例は、簡素化だけのために本発明の開示を通して用いられるものであり、本発明は、骨への腱の固定だけに限定されない。本発明の範囲は、硬質材料への任意の軟質材料の固定に適用可能である。軟質材料は、生物学的(例えば、腱)及び人工材料(例えば、移植片)とすることができる。硬質材料はまた、生物学的(例えば、骨)及び人工材料(例えば、硬質プラスチック又は金属)とすることができる。このような生物学的及び人工的、並びに軟質及び硬質材料の例は、当業者には明らかである。従って、本発明の開示を通して「腱」の使用は、「任意の軟質材料」と読む必要があり、本

50

発明の開示を通して「骨」の使用は、「任意の硬質材料」と読む必要がある。

【 0 0 1 2 】

本発明の開示を通して説明する例では、本発明は、製造及び使用することが容易な装置を用いる腱から骨への固定として示される。特定の実施形態では、本発明は、修正アンカーである。本発明の洗練された簡素化は、腱固定術の複雑性を緩和し、その基本的であるが有効な設計及び使用は、それを整形外科学界によって容易に採用させることになる。

【 0 0 1 3 】

本明細書でかつ本発明の開示を通して用いる場合、用語「発明」及び「アンカー」は、多くの場合に簡素化のために同義的に用いられる。しかし、用語「アンカー」の使用により、従来のアンカーと共通点があり又は従来のアンカーとして作用する装置だけに本発明の実施形態を限定すべきではない。本発明の全範囲は、腱から骨への固定を助けるために本明細書及び本発明の開示を通して説明する例示の実施形態と同じ方法で機能する全ての概念及び設計を網羅する。

【 0 0 1 4 】

多数であるが非限定的な例示の実施形態に示すように、本発明は、開口処置及び関節鏡処置の両方に用途を有する。アンカーは、そのアンカーが様々な固定技術に用いられることを可能にする様々なバージョンを有する。それはまた、装置を様々な直径の腱の固定及び様々な用途に用いることを可能にする様々な大きさで利用することができる。アンカー展開器具は、片手でアンカーの配置及び取付けを可能にする。装置の大きさは、標準関節鏡機器による整形外科アクセス用に調整され、開口処置でも同様に等しく用いることができる。

【 0 0 1 5 】

本発明のアンカーの例示の実施形態は、直接に骨に対する移植片の押付けを可能にする実質的に非円筒断面を有し、かつ骨トンネル内にアンカーを固定する実質的に非円筒形の形状を提供する。実質的に非円筒形の幾何学的形状は、骨トンネル内にアンカーを固定することに対して、移植片を骨組織に対して押付ける様々な力を付与する。従って、実質的に非円筒形のアンカーの実施形態は、骨に対するアンカーの損傷を防止するために骨組織を直接係合することにより、引き抜きに必要な十分な力を維持しながら、移植片の損傷、摩耗、又は断裂なしに、移植片を骨組織に直接押付けることができる。付与した力のこの分離は、実質的に非円筒形のアンカーの実施形態の非円筒形状に起因している。

【 0 0 1 6 】

本発明の装置の例示の実施形態は、現在の技術に勝る明確な利点を与える。例えば、上述したものなどの他の従来の装置と比較して、本発明の装置は、例えば、挿入の容易さ（腱端部の調整の必要ない片手トリガ展開）、移植片外傷の最小化（挿入すると腱の回転がなく、ネジ山による移植片の切断なく、縫合糸の切断なし）、固定及び移植片押付けを改良する実質的に非円筒形断面、並びに移植片伸張の容易性を提供する。

【 0 0 1 7 】

標準干渉ネジ固定と比較して、本発明の実施形態は、腱を骨トンネル内に据え付けて固定中に腱を保持する必要がある貫通ステッチなしに、骨トンネル内の腱又は他の移植片の直接的な固定を可能にする。従来の技術と更に比較すると、本発明の装置は、骨トンネル準備の必要性、並びにこれらの骨トンネルを通る縫合糸及び腱を入れるその後の必要性を排除する。開口固定を提供することにより、本発明の実施形態は、トンネル中の移植片運動を最小にし、それにより、「バンジー効果」及び「ワイパー効果」を排除する。最後に、これらは、直接的な腱から骨への押付けを提供し、これは、治癒を促進し、より等長性の移植片位置決めを考慮する単一の固定点をもたらす。

【 0 0 1 8 】

本発明の様々な実施形態に示すように、本発明の多くの利点は、当業者には明らかである。本発明の利点の非限定的な例の一般的な部類は、以下に限定されるものではないが、準備の容易さ、挿入の容易さ、及び腱損傷の欠如を含む。骨トンネルがなく、必要な露出が最小であり、腱準備（かがり縫い）の必要がないので、準備が容易である。縫合のトン

10

20

30

40

50

ネル通過がなく、腱がトンネルを縫って通ることなく、片手の挿入及び展開であるから、挿入が容易である。最後に、ネジ山で移植片を切断することなく、かつネジ山で縫合を切断することがないので、腱が危険に露出されることはない。本発明のこれら及び他の利点は、本明細書に説明されており、当業者には明らかである。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

本発明は、断裂腱又は罹患腱の修復又は不安定関節の再建のために、腱及び／又は軟組織を骨に直接固定することを可能にする装置、システム及び方法に関する。様々な実施形態は、腱を骨に直接固定することを必要とする外科的処置に適用可能である。外科的処置は、限定するわけではないが、肩、肘、手首、手、膝、足首、及び足を含む様々な処置を含む。

10

【0020】

本発明及びその様々な構成要素を説明するのに、移植可能アンカー及びそれに関連した機器を含む、固定システムに使用される構成要素の各々の一般的且つ概略的な説明を行う。この一般的な説明を、限定的な意味に取るべきではなく、本発明の様々な実施形態の一般的な原理を示す目的のためだけに行い、図1～48に示す1つ又は2つ以上の例示の実施形態において示されるであろう。本発明のある一定の例示の実施形態、並びにこれらの例示の実施形態の多くの特徴及び利点は、以下の詳細な説明及び添付図面においてより詳細に示される。

【0021】

20

〔移植可能アンカー〕

本発明の例示の装置実施形態は、腱を骨に縫合固定する必要なしに、腱又は他の軟組織を骨に直接固定することを可能にする様々な骨アンカーを提供する。従来の骨アンカーは、一般的に、隣接した組織を骨にピン留めすることを可能にするタックであるか、又は、軟組織を骨に間接的に取付けるために骨に縫合を取付け且つその縫合を軟組織に取付ける縫合アンカーであった。本発明のインプラント実施形態は、腱又は他の軟組織を骨トンネル又は孔内に直接保持して安定化させるために、アンカー自体（取付けられた縫合ではなく）を用いる直接取付け手法を提供する。

【0022】

直接式アンカーの実施形態は、腱又は他の軟組織を保持し且つそれを直接骨に固定する独特な形状のインプラントを含む。直接式アンカーは、必ずしもそうする必要はないが、個別に腱又は他の軟組織を骨に直接押付け、アンカーを骨チャンネル内に加えるように構成された非円形断面を有する実質的に非円筒形のアンカーとすることができ、非円形断面は、例えば双葉形（例えば、「バタフライ」形状）、「クローバーの葉」の形状、矩形、及び／又は溝又は開口部の形状である。更に、直接式アンカーは、インプラントの固定をもたらすように骨に直接接触しながら、腱又は他の軟組織を骨に直接押付ける拡張可能アームを有するのがよい。これらの直接式アンカーの実施形態は、楔要素の使用によってインプラントの拡張を可能にする単一又は多要素インプランとすることができる。これらは、展開中及び取付け後に腱（又は他の軟組織）滑脱を防止する把持歯、並びに所定の位置に位置決めされて固定されると骨孔又はトンネルからアンカーの移動を防止する取付けタブなどの特徴を更に含むことができる。

30

40

【0023】

アンカーの一部の部類は、実質的に左右対称であるが、骨孔内のアンカーの圧入に役立つ壁部分又は駆動アームを拡張する特徴を有する。これらのアンカーはまた、一般的に、骨孔内の所定の位置にアンカーを固定する働きをするタブ又は他のグリップ部分を有する。

【0024】

更に、直接式アンカーの実施形態は、縫合糸が、骨への腱又は他の軟組織の直接取付けを増強又は置換することを可能にする「ドッキングスロット」を組み込むことができる。これらの直接式アンカーの実施形態はまた、移植片展開前及び展開中にインプラントに沿

50

って腱を固定して整列させるための溝を有することができる。このアラインメント特徴は、移植片の最適な固定に必要な骨接触に対する腱のアンカーとの干渉を最小にし、又は干渉しないようにする。

【 0 0 2 5 】

〔 関連機器 〕

直接式アンカーの挿入は、対応する機器トレイの使用で標準化することができる。最初の処置工程は、腱又は他の軟組織を挿入して直接式アンカーが固定される骨孔の正確な位置及び方向決めを可能にするガイドピンの使用を含む。適切な大きさのカニユーレ挿入ドリルを、ガイドピンの上を伝わらせてドリル孔を生成するのに用いることができる。ドリルは、アンカーの正確な深さを可能にする深さ止めを有する。トレイは、直径 3 mm ~ 1 2 mm までの範囲の様々なドリル寸法を保持することができる。最後に、トレイは、ドリル孔内の骨に直接固定されることになる腱の直径を判断するのに用いる装置を有することができる。

10

【 0 0 2 6 】

〔 外科技術 〕

本明細書に説明した例示の方法及び装置を用いて腱固定を実施するために、領域のアクセスのための部位及び / 又は関節鏡ポータルの標準手術準備が行われる。処置を関節鏡的に実施する場合、関節は、関節鏡流体で拡張される。開口処置を用いるとき、装置は、片手で容易に操作して展開することができる。関節鏡処置のために、展開装置は、設けられた標準 5、6、又は 8 mm のカニユーレを通して関節内に導入される。カニユーレ寸法の範囲は、2 ~ 11 mm になる。

20

【 0 0 2 7 】

本発明に説明されているような直接式アンカー装置は、様々な技術で用いることができる。技術の具体的な詳細は、修復される解剖構造及び本発明の装置実施形態に応じて変化することになる。4つの具体的な用途の例は、本発明による現在のインプラント実施形態の多様性を明らかにするように以下に説明される。この技術は、個々の処置ではなく処置の部類に関連するものである。これらを全体的に本明細書に説明し、以下により詳細に示す。

【 0 0 2 8 】

〔 A . 腱の移植片への挿入前の縫合 〕

30

この技術は、利用することができる腱の長さが限定される場合に用いられる。この技術は、腱の端部を準備し、それをアンカーに縫合するために開口外科的切開を必要とする。

〔 B . 二重腱ストランド技術 〕

この技術は、利用することができる腱が豊富であり、又は腱がその中間点で固定を必要とする時に用いられる。

〔 C . 滑りアンカー技術 〕

この技術は、骨トンネルの外に突出している腱の固定を可能にする。腱とアンカーの構成体を同時にトンネル内に押し込むのではなく、アンカーを展開前に腱に沿って（又は腱と共に）所定の位置に滑らせる。

〔 D . 腱板修復技術 〕

40

この技術は、腱板縁を骨トンネル内に引き入れるプーリとして作用するインプラントの形状を用いる。

【 0 0 2 9 】

各処置を実施するのに必要な一般的な工程を含めて、上記一般的分類の処置の各々をより詳細に以下に説明する。処置のこれらの4つの種類は、本発明の全範囲ではないことに注目すべきである。他の処置もまた、目的が腱又は他の軟組織を骨又は他の硬組織又は安定組織に固定することである限り、本発明を利用することができる。このような他の処置は、現在存在するか又は将来開発されることになるかに関わらず、本発明を用いることができ、従って、本発明を用いるこのような処置は本発明の範囲内である。

【 0 0 3 0 】

50

〔 A . 縫合補強技術 〕

一部の腱の腱固定術は、腱の長さによって限定される。肘の末端二頭筋の修復は、この種類の処置の例である。この場合、腱は、展開アンカーと腱の間の 2 点圧縮を達成するのに十分長くない可能性がある。2 点圧縮は、以下に説明するように、本発明の実施形態を用いる他の技術によって達成され、即ち、アンカーの周りの腱のループを形成することによって、直接式アンカーが腱の 2 つのセグメントに係合させ、腱を骨組織に直接押付ける。

【 0 0 3 1 〕

縫合技術における腱から骨への押付けは、1 つの腱表面上のみで起こることになるので、修復は、挿入前又は後に腱をアンカーに縫合することによって補強することができる。これは、挿入中の腱滑脱を最小にするのに役立ち、アンカー展開後に固定の第 2 の点を提供する。

【 0 0 3 2 〕

処置は、最初、領域から軟組織を切り裂くことによって準備される腱固定術部位の準備から始まる。これは、実施される処置に応じて、開口技術で行ってもよいし、関節鏡的に行ってもよい。次に、ガイドピンを、骨トンネルに望ましい深さ及び方向に骨に挿入する。カニユーレ挿入ドリルは、腱固定術孔を生成するためにガイドピンの上に位置して孔をあける。

【 0 0 3 3 〕

次の工程は、修復する必要がある腱端部を露出する工程を含む。非吸収性把持ステッチは、牽引及び修復に用いることができる腱の端部に配置される。腱は、従来開口又は限定開口露出で準備されるが、一部の事例では、関節鏡的に準備してもよい。次に、把持縫合が、アンカーの外側境界に付加され、これらを「ドッキング」スロットに堅固に据え付ける。腱がアンカーに対してきつく引っ張られた状態で、腱はアンカーの先端の周りを包囲し、把持用の歯は、腱が滑り抜けることを防止するのに役立つ。次に、縫合糸を、腱体の上部の上で結び、アンカー上に固定の 2 点を生成する。

【 0 0 3 4 〕

腱をアンカーに固定したら、腱を、予め孔をあけた骨孔に挿入する。腱とアンカーのアセンブリは、孔の中にぴったり嵌合し、アンカー展開装置上に置かれた停止レベルまで挿入する必要がある。アンカーを据えた状態で、手動操作トリガ機構を締め付けることによってアンカーを展開させる。アンカーの展開は、結果として周囲の骨に対するアンカーの押付けをもたらす、同様に腱を骨に押付ける。アンカーを展開したら、展開器具を、同時にアンカーから解放し、骨に堅固に取付けられた腱とアンカーの構成体だけを残す。後縁の縫合は、アンカーに取付けることができ、必要に応じて修復を補強するのに用いることができる。

【 0 0 3 5 〕

〔 2 . 二重腱ストランド技術 〕

多くの腱固定術処置は、同時に 2 つの腱ストランドの固定を必要とする。更に、一部の腱固定術処置は、同時に 2 つの腱を固定し、次に、必要でない腱のアームを切断することにより、更に容易に実施することができる。この変化は、2 点の腱から骨への押付けを可能にし、治癒を促進する腱と骨組織の間の接触表面積を増加させる。

【 0 0 3 6 〕

2 つの腱アームは、骨トンネル内にまたがって腱を支持する移植片を用いることによって同時に固定することができる。この技術は、従来所定の位置に腱を固定する骨橋を用いることになる殆どのシナリオで用いることができる。この種類の固定の一般的な例は、肘側副靱帯再建のための遠位固定、ハームストリング再建の近位固定、及び肩の二頭筋腱の長頭の固定を含む。

【 0 0 3 7 〕

腱から骨への押付けは、2 つの表面で同時に起こるので、骨への直接的な腱の押付けは、挿入中に腱が抜け出ることを防止するのに十分である。結果として腱は、挿入前又は後

10

20

30

40

50

にアンカーに縫合する必要はない。

【 0 0 3 8 】

処置は、最初に領域から軟組織を切り裂くことによって準備される腱固定術部位の準備から始まる。これは、実施される処置に応じて開口技術で行ってもよいし、関節鏡的に行ってもよい。ガイドピンを、骨トンネルに望ましい深さ及び方向に骨に挿入する。腱固定術孔を生成するために、カニユーレ挿入ドリルをガイドピンの上に伝わせて孔を開ける。

【 0 0 3 9 】

二重ストランド腱固定術を用いると、腱の端部を準備する必要はないが、一部の種類の牽引縫合は、腱の伸張及び位置決めを促進するために設置する場合がある。腱が骨孔にわたって位置決めされ、張力をかけられた状態で、アンカーは、腱の上部にわたって設けられる。次に、アンカーの先端で、アームは、腱をまたぎ、腱を骨トンネル内に押し込むときにそれを支持する。腱とアンカーと腱のアセンブリは、孔の中にぴったり嵌合し、アンカー展開装置上に置かれた停止レベルまで挿入すべきである。据えられた状態で、アンカーを、手動操作トリガ機構を作動させることによって展開する。アンカー展開は、結果として周囲の骨に対するアンカーの押付けと、骨に対する２つの腱ストランドの直接的な押付けとをもたらす。展開された状態と同時に、展開器具をアンカーから解放し、骨に堅固に取付けられた腱とアンカーと腱の構成体だけを残す。アンカーに取付けられた後縁の縫合糸は、必要に応じて修復を補強するのに用いてもよい。

【 0 0 4 0 】

〔 3 . 滑りアンカー技術 〕

一部の外科的処置は、骨トンネル内で及び／又は腱ストランドが骨トンネルから延びるとき、腱ストランドの固定を必要とする。ここで腱は、両側から設けられており、異なる方向からの固定を必要とする。別の時には、腱を既に孔の中に挿入している場合があり、その現在の位置での単なる固定を必要とするであろう。修正アンカー（滑りアンカー）は、この固定を設けるために用いることができる。この種類の固定が必要である例は、ハームストリング前十字靱帯再建の脛骨固定及び肘側副靱帯再建の上腕骨固定である。

【 0 0 4 1 】

滑りアンカーは、挿入中、アンカーが滑らないようにする把持用歯を露出させないことを除いて、標準腱固定術アンカーと同様である。これらのアンカーの実施形態は、展開前に望まれる位置まで、ストランドを腱又は移植片の間で滑らせる必要がある。

【 0 0 4 2 】

この技術では、骨トンネルは、既に生成されており、腱ストランドは、既にトンネル内に据え付けられているか又はトンネルから突出している。牽引は、直接引っ張りによるか又は腱端部に置かれた牽引縫合糸を通じて腱アーム上で引っ張られる。次に、自由アンカーを、腱アームの間でその望ましい位置まで滑らせて位置決めする。ある時には、これは、トンネル内の最も外側の位置にあり、別の時には、トンネル内の非常に深いところにある。アンカーが、牽引を腱端部に置いて好ましい位置にある状態で、展開器具の片手トリガ機構を作動させることによって、アンカーを手動で展開させる。アンカーを展開させたら、そのアンカーを展開器具から取外し、後に展開された直接式アンカー移植片を残す。結果は、腱ストランドの直接的な側面押付けを骨トンネル内に提供するアンカーである。アンカーに取付けられた後縁縫合は、必要に応じて修復を補強するのに用いることができる。

【 0 0 4 3 】

〔 4 . 腱板修復技術 〕

腱板断裂の修復は、このインプラントの独特な形状を利用して実施することができる。腱板断裂を修復してトラフにすることは、多くの場合に開口処置中に用いる技術であるが、関節鏡的に実施するのは困難である。このアンカーの形状は、滑り縫合技術を利用して腱板修復をトラフにするのを容易にする。

【 0 0 4 4 】

関節鏡的に実施するか又は開口切開によるかに関わらず、大結節は、骨に至るまで機械的シェーバーで創傷清拭される。次に、腱板組織を最小の張力で修復することを可能にする区域の結節内の骨トラフを生成するのに、円形バリが用いられる。ドリル孔は、その外側境界でトラフの深さに置かれる。次に、マットレス縫合は、上方に存在する縫合ストランドと共に腱板の外側境界に入る。

【 0 0 4 5 】

次に、これらの縫合系を、外側ポータルから引き抜き、アンカー内のトンネルを通過させる。牽引を腱板ステッチ上に付与した状態で、アンカーを、関節内に挿入し、腱板縁に隣接して位置決めする。様々な量の牽引を用いて、アンカーをドリル孔内に押し、腱板縁をトラフ内に入れる。的確な量の牽引を用いて、腱板縁をアンカーのすぐ上のトラフ内に入れる。次に、アンカーを展開させ、アンカー内に押し込められた縫合系は、無結節腱板修復を生成する。

10

【 0 0 4 6 】

骨トラフ内に堅固に据え付けた境界部を得るために、必要に応じて、処理を繰り返すことができる。この技術は、縫合系を把持し、それを骨に固定するためにアンカーを利用するものであり、関節鏡系結びの必要性を排除する。修復の主要強度は、縫合系を把持するアンカーに関連する。固定の最も困難な工程は、無結節にされる。

【 0 0 4 7 】

〔 腱固定術アンカーの他の可能な用途 〕

腱固定術アンカーは、軟組織対骨の固定を含む他の用途に用いることができることを認めるべきである。本明細書及び図面に示すように、本発明の実施形態は、人体構造に対して調整される。更に、本発明はまた、馬、犬、羊、及び豚、並びに無脊椎動物などの他の種における用途に調整することができる。当業者は、人間以外の動物に適合し又は適切であるように、必要以上の実験なしに本明細書に説明した例示の実施形態を再確認することができる。このような人間でない対象における用途の新しい構成も本発明の範囲及び精神に該当する。

20

【 0 0 4 8 】

説明した本発明の大きさ及び範囲は、付加的利点を提供し、これらは、以下に限定されるものではないが、腱の腱固定術のための関節鏡手法の提供、展開装置によって許容される小さなポートアクセスを用いることにより、開口外科的処置に関連する目に見える瘢痕の低減、関節鏡系結びに関連する複雑度の低下、並びにこれらの処置に関連する所要手術時間及び複雑度のレベルの低減を含む。

30

【 0 0 4 9 】

本発明による装置の用途は、事実上骨への腱又は他の軟組織の固定を必要とする全ての整形外科処置に適用することができる。本発明は、開口切開により又は関節鏡技術により実施するか否かに関わらず、処置に対して有用である。非限定的な例は、以下に限定されるものではないが、(a) 肩 (腱板修復、二頭筋腱固定術の長頭)、(b) 肘 (末端二頭筋腱修復、内側 (尺側) 側副靱帯再建と「トミー・ジョン処置」外側尺側側副靱帯再建と肘の後外側回転不安定性のため)、(c) 手首 (手根骨不安定性と舟状月状骨及び月状三角骨靱帯再建、プラット関節包固定術、母指手根中手骨関節形成 (腱嵌入を伴う靱帯再建 - L R T I)、(d) 手 (慢性母指尺側側副靱帯再建 (ゲームキーパー母指)、慢性母指外側側副靱帯再建、指中手指節靱帯再建)、(e) 膝 (ハームストリング前十字靱帯再建 - 近位及び遠位固定、自家移植片又は同種移植片による内側側副靱帯修復 / 再建、自家移植片又は同種移植片による外側側副靱帯修復 / 再建、自家移植片又は同種移植片による後外側再建)、(f) 足首及び足 (様々な外側側副靱帯再建 (ワトソン - ジョーンズ / クリスマン・スヌーク)、後脛骨腱修復又は再建) を含む。他の処置も、そのような処置が本発明による装置、システム、又は方法の使用から恩典を受けることができる限り、本発明の範囲内である。

40

【 0 0 5 0 】

本発明の例示の実施形態を利用する様々な実施形態、全般的な説明、及び処置を上述し

50

た。このような全般的な説明は、図 1 ~ 図 4 8 に示す多くの例示の実施形態に適用することができ、以下でより詳細に説明する。以下に示されている具体的な例示の実施形態の具体的な説明はまた、既に上述した一般的な説明、処置、及び処理に鑑みて考える必要があることに注目すべきである。このような一般的な説明、処置、及び処理は、明確にするために、以下に示す全ての具体的実施形態では再度繰り返さない。しかし、当業者には明らかなように、以下に示す様々な実施形態の説明は、図面並びに既に上述した全般的な説明に示され、認識され、かつそこから集められた特徴及び特性によって補足されることに注目すべきである。

【 0 0 5 1 】

〔 直接式腱アンカーの実施形態 〕

図 1 A 及び図 1 B はそれぞれ、直接式腱アンカーの例示の実施形態を用いたハームストリング（膝腱）前十字靱帯（ACL）再建部の側面図及び側面断面図を示し、この実施形態は、ACL 移植片の近位側を大腿骨 1 1 に固定し且つその遠位側を脛骨 1 2 に固定するのに使用されている。図 2 は、図 1 A 及び図 1 B に示す ACL 再建部の正面図を示す。図 1 A、図 1 B 及び図 2 に示すように、例示の 1 つの直接式腱アンカー 1 7 は、脛骨 1 2 を貫通し且つ大腿骨 1 1 の中を部分的に通るように形成された骨ドリル孔 1 8 の中に腱アンカー 1 7 を挿入することによって、巻かれた 2 本のストランドハームストリング移植片 1 3 を大腿骨 1 1 に固定するのに用いられる。ハームストリング移植片ストランド 1 3 の自由端部を脛骨 1 2 に固定するための 3 つの直接式腱アンカー 1 5 が示されている。移植片を骨ドリル孔内に固定するのに、任意の数（1 ~ 5）の直接式腱アンカーを用いることができることに注目すべきである。

【 0 0 5 2 】

図 3 A ~ 図 3 D はそれぞれ、本発明の直接式腱アンカー装置 3 1 の 1 つの例示の実施形態の斜視図、端面図、陰影付き斜視図、及び反対側の端から見た斜視図を示している。直接式腱アンカーの実施形態 3 1 は、骨内のハームストリング ACL 移植片の個々の 4 つのストランド端部の全てを別々に固定するのに利用することができる。変形例として、直接式アンカーの例示の実施形態 3 1 は、2 本の又は単一のストランド腱又は移植片を骨ドリル孔内に固定するのに利用することができる。

【 0 0 5 3 】

図 3 A ~ 図 3 C に示すように、直接式アンカーの例示の実施形態の一端部 3 2 は、「クローバーの葉」の形の延長部のところで広がり、部分的に骨の中に入り込み、直接式アンカーの実施形態とドリル孔によって定められる骨の表面との間の接触部分の表面積を増大させる。「クローバーの葉」の形の延長部同士の間で中央部分 3 3 は広がらず、直接式アンカーが、展開中に半径方向拡張位置に拡張できることを確保し、直接式アンカーが、ドリル孔によって定められる骨の表面に腱を押付けることを確保する。

【 0 0 5 4 】

図 3 D に示すように、直接式アンカーの実施形態 3 1 の反対側の端部 3 5 は、内向き半径部 3 6 を有し、内向き半径部 3 6 は、腱と直接式アンカー 3 1 との間の接触表面積を増大させ、直接式アンカー 3 1 とその端部 3 5 の周りにループを形成する腱ストランドとの間の非外傷性表面を構成する。このアンカーの実施形態 3 1 は、ハームストリング ACL 移植片の近位側ループ端部を大腿骨の骨ドリル孔に固定するのに、又は、腱又は移植片がアンカーの周りでループを形成する他の滑りアンカー適用例に用いられる。加えて、このアンカーの実施形態 3 1 は、上述したように、二重腱ストランド技術を用いて、腱又は移植片を骨ドリル孔内に固定するのに用いられる。二重腱ストランド技術の使用時、腱ストランドは、直接式腱アンカーの端部の周りにループを形成し、丸み付きの端部 3 5 は、直接式アンカー 3 1 との接触によって引き起こされる腱又は移植片への損傷を防止する。

【 0 0 5 5 】

図 4 A は、本発明による例示の展開器具 4 1 の斜視図を示している。図 4 B ~ 図 4 F はそれぞれ、展開のために支持された直接式アンカー 4 2 を有する、図 4 A の例示の展開器具の斜視図、側面断面図、側面図、背面端面図、及び正面図を示している。この例示の展

10

20

30

40

50

開器具 4 1 は、可動アンビル 4 3 を有し、可動アンビル 4 3 は、引きロッド 4 4 から遠位側に拡張する拡張器 4 5 まで延びる移行部を有している。拡張器 4 5 の遠位端部は、半径部又は丸み付き部 4 6 を有し、この半径部 4 6 は、展開器具 4 1 が直接式アンカー 4 2 を位置決めし且つそれを拡張させて腱を骨ドリル孔内に固定するとき、腱への外傷を防止する。展開器具 4 1 は、保持シャフト 4 7 を有し、保持シャフト 4 7 は、拡張器 4 5 を作動させて直接式アンカー 4 2 を拡張位置に拡張させる間、直接式アンカー 4 2 を支持する。保持シャフト 4 7 は、直接式アンカー 4 2 の「クローバーの葉」の形の延長部の内側に嵌合する突起部 4 8 を有する。

【 0 0 5 6 】

図 5 A 及び図 5 B は、拡張器 4 5 を引込めた状態における図 4 A ~ 図 4 F の例示の展開器具 4 1 を示している。図 5 B は、4 つのストランド腱移植片 5 1 (一般的に、ハームストリング A C L 再建中に用いられる) を示し、各ストランド 5 1 は、直接式アンカー 4 1 の溝 4 9 内に保持された状態で位置決めされている。2 本のストランド、又は、ループにされた又は一端が自由な単一のストランドを直接式アンカー 4 1 の溝 4 9 内に支持することに注目すべきである。拡張器 4 5 を引込めることにより、直接式アンカー 4 1 の最も内側の溝 4 9 を外向きに変形させ、それにより、溝 4 9 内に支持された腱 5 1 を、骨ドリル孔によって定められる表面に向かって押付ける。更に、「クローバーの葉」の形の延長部を更に外向きに拡張させて骨と係合させ、それにより、直接式アンカー 4 1 を固着させ、かくして、腱を骨ドリル孔内に支持する。

【 0 0 5 7 】

図 6 は、直接式アンカーの変形実施形態 6 1 を示し、直接式アンカー 6 1 の一端部 6 2 は、その縁部全体にわたって広げられている。この実施形態では、直接式アンカー 6 1 の反対側の端部 6 3 は、真っ直ぐである。広げられた端部 6 2 は、図示のように直接式アンカー 6 1 の周囲全体にわたって広げられてもよいし、直接式アンカーの拡張を容易にするために真っ直ぐな溝によって定められる中央領域を有する図 3 A ~ 図 3 C に示すような「クローバーの葉」の形の延長部においてだけ広げられてもよいことに注目すべきである。直接式アンカーの実施形態 6 1 を、拡張位置に拡張させると、腱を骨ドリル表面に押付け、「クローバーの葉」の形の延長部を、骨ドリル孔によって定められる骨の表面に押込む。広げられた端部 6 2 は、骨とアンカー 6 1 との間の接触面積を増大させることによって、そして、アンカー 6 1 に付与された任意の張力が、アンカーの更なる撓み時に接触を増大させるように上記張力を非軸線方向に反らせる大きい表面にわたって分散されることを確保することによって、直接式アンカー 6 1 と骨表面の間の結合強度を増大させる。

【 0 0 5 8 】

図 7 は、直接式アンカー 7 1 の周りにループを形成する単一のストランド、直接式アンカー 7 1 の周りにループを形成する 2 本のストランド、又は 1 つ又は 2 つの腱自由端部を、骨ドリル孔によって定められる表面に固定するように設計された実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 7 1 の斜視図を示している。この直接式アンカーの実施形態 7 1 は、その一端部 7 2 に沿う内向き半径部又は丸み付き部を有し、この内向き半径部は、ループ状の腱、移植片又はセグメントに対する外傷を防止するためのものである。この直接式アンカーの実施形態 7 1 の非円形断面により、アンカー 7 1 が骨組織に付与する力に対する、移植片 (例えば、腱) を骨組織に押付けるように付与される力の変化を可能にし、アンカー 7 1、かくして押付けられている移植片が骨チャンネルから抜け出さないのに十分に大きい引抜き力の必要を確保する。アンカー 7 1 を骨チャンネル内に固定して、アンカー 7 1 を展開し、即ち、移植片を支持している間、上記変化が可能な力は、移植片の摩耗、断裂又はその他の損傷を防ぐ。

【 0 0 5 9 】

図 8 A 及び図 8 B はそれぞれ、本発明の実質的に非円筒形の直接式腱アンカーの実施形態 8 1 の斜視図及び平面図を示している。図 8 C 及び図 8 D はそれぞれ、拡張位置にある図 8 A 及び図 8 B に示す直接式アンカーの実施形態 8 1 の斜視図及び平面図を示している。図 4 A ~ 図 4 F、図 5 A 及び図 5 B に示すように、展開器具 4 1 の拡張器 4 5 を作動さ

せると、直接式アンカー 8 1 の内溝 8 2、8 3 が半径方向に拡張され、それにより、「バタフライ」形の延長部を半径方向外向きに変形させて、ドリル孔によって定められる骨表面と係合させる。

【 0 0 6 0 】

図 9 A 及び図 9 B は、図 7 の実質的に非円筒形の例示の直接式アンカー 7 1 の周りにループを形成したハームストリング A C L 移植片の 2 本のストランド 9 2 を有する、大腿骨 9 1 の側面図及び正面図を示している。図 9 C 及び図 9 D に示すように、図 7 の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態は、ループ（又は自由端部）を有する任意の腱又は移植片を、ドリル孔 9 4 によって定められる骨表面に結合させるのに用いることができる。

10

【 0 0 6 1 】

図 1 0 A ~ 図 1 0 D はそれぞれ、A C L 移植片を大腿骨端部 1 0 1 及び脛骨端部 1 0 2 に固定するのに用いる、図 7 及び / 又は図 8 の実質的に非円筒形の直接式アンカーの側面図、正面図、端面図及び断面図を示している。図 1 0 C 及び図 1 0 D に示すように、直接式アンカー 7 1 を展開器具 4 1 によって拡張させると、直接式アンカー 7 1 の「バタフライ」形の延長部は、直接式アンカー 7 1 と骨 1 0 1 又は 1 0 2 との間の係合を確保するように、ドリル孔によって定められる骨表面 1 0 3 に向かって撓む。

【 0 0 6 2 】

図 1 1 A ~ 図 1 1 C は、図 7 及び図 8 に示す実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 7 1 又は 8 1 を用いて、大腿骨 1 1 1 内にあけた孔 1 1 2 内に A C L 移植片 1 1 3 を位置決め及び固定するのに行う例示の工程の側面断面図を示している。ドリルを用いて大腿骨 1 1 1 内に骨孔 1 1 2 をあけた後、直接式アンカー 7 1 の遠位端の周りに A C L 移植片ストランド 1 1 3 のループを形成し、大腿骨 1 1 1 の骨孔 1 1 2 の中を通して挿入する。直接式アンカー 7 1 を位置決めしたら、拡張器 4 5 を作動させ、直接式アンカー 7 1 を骨ドリル孔 1 1 2 内に拡張させる。拡張器 4 5 を作動させると、直接式骨アンカー 7 1 は、ドリル孔 1 1 2 によって定められる大腿骨 1 1 1 の表面に腱 1 1 3 を押付け、直接式アンカー 7 1 の固定延長部を骨の表面に係合させ、張力が付与された時に腱 1 1 3 が適所に固定されることを確保する。

20

【 0 0 6 3 】

図 1 2 A ~ 図 1 2 D は、配置のために位置決めされた図 7 及び図 8 の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 7 1 を用いる、図 4 の展開器具 4 1 の斜視図、側面図、断面図及び側面断面図を示している。図 1 2 B 及び図 1 2 D に示すように、展開器具 4 1 を A C L 移植片の自由端部のストランド 1 2 2 の間に位置決めし、A C L 移植片 1 2 2 を脛骨 1 2 1 に固定する。直接式アンカーの配置後、拡張器 4 5 を作動させ、それにより、直接式アンカー 7 1 を骨ドリル孔 1 2 3 の内側で拡張させ、ドリル孔 1 2 3 によって定められる骨表面に腱自由端部 1 2 2 を押付け、直接式アンカー 7 1 の固定延長部を脛骨 1 2 1 に係合させる。

30

【 0 0 6 4 】

図 1 3 A ~ 図 1 3 D は、骨ドリル孔内への腱又は移植片のストランドの展開及び取付けのための例示の工程を示している。図 4 A の展開器具 4 1 を用いて、ループを有する腱のストランド 1 3 2 及び直接式アンカー 1 3 9 を、骨 1 3 1 内に予めあけた骨孔 1 3 3 内に挿入する。それらを位置決めしたら、拡張器 4 5 を作動させ、直接式アンカー 1 3 9 を、ドリル孔 1 3 3 によって定められる骨表面と係合させるように拡張させ、腱 1 3 2 を骨に押付ける。拡張器 4 5 を完全に作動させたら、展開器具 4 1 を、図 1 3 C に示すように抜取り、図 1 3 D に示すように、直接式アンカー 1 3 9 を介して骨孔 1 3 3 内に固定された腱 1 3 2 又は移植片を残す。

40

【 0 0 6 5 】

図 1 4 A ~ 図 1 4 D はそれぞれ、本発明による展開器具の変形実施形態 1 4 1 の 2 つの斜視図、側面図及び側面断面図を示している。この展開器具 1 4 1 は、アンビル 1 4 2 を用い、このアンビル 1 4 2 は、拡張移行部を有するシャフト 1 4 4 を作動させ且つ直接式

50

アンカー１４３に対して前進させる間、直接式アンカー１４３を支持する。作動させたら、拡張シャフト１４４を使用して、直接式アンカー１４３を半径方向に拡張位置まで拡張させる。直接式アンカー１４３を骨孔内に完全に拡張させたら、アンビル１４２を、直接式アンカー１４３の中央内腔から解放し、直接式アンカー１４３の完全拡張の信号を送信し、かくして、ドリル孔によって定められる骨表面への腱の取付けを完了させる。拡張シャフト１４４が軸線方向に移動し続けて直接式アンカー１４３を更に拡張させるとき、アンビル１４２は、直接式アンカー１４３を完全に拡張させるまで、直接式アンカー１４３を支持する。

【００６６】

この例示の展開器具の実施形態１４１は、更に、骨孔内への腱の配置に役立つ腱ポジションナ１４５を有する。図１４Ａ～図１４Ｄに示す実施形態では、腱ポジションナ１４５は、腱に孔をあけるニードル先端部であり、このニードル先端部は、腱ポジションナ及び直接式アンカー１４３を骨孔内に配置する間、腱を保持する。変形例として、アンビル１４２は、中央内腔を有し、腱を把持するようにクランプ又は把持部を中央内腔を通して操作してもよい。この変形の把持形態では、腱をその配置のために把持している間、２つの対向する金属把持リボンが腱の周りに係合しそれを圧縮するようにバネで付勢されている。把持機構について、単一ワイヤ又はリボンは、中央内腔の外側でループを構成する。把持部を前進させると、ループは開き、把持部を後退させ又は引込めると、ループは、把持部開口内に置かれた腱を圧縮する。アンカーを固定したら、把持機構を腱から解放して骨孔から取出す。

【００６７】

図１５Ａ～図１５Ｄは、直接式アンカー１４３を拡張させることによって腱１５３のセグメントを骨孔１５２内に配置し且つそれを固定するのに用いる図１４Ａ～図１４Ｄの例示の展開器具１４１を示しており、腱のセグメントを固定することにより、ドリル孔１５２によって定められる骨１５１の表面にアンカー１４３を係合させ、腱１５３を上記表面に押付け、骨１５１に対する腱１５３の治癒を促進させる。

【００６８】

図１６Ａ～図１６Ｄは、２本のリボンワイヤ１４６、１４７をクランプする機構に修正されたニードル先端腱係合機構を有する、図１４Ａ～図１４Ｄの展開器具１４１の斜視図、側面図、及び端面図を示している。バネ付勢されたクランプ機構１４６、１４７を、アンビル１４２の中央内腔を越えて前進させると、クランプ機構１４６、１４７が広がり、その２つの遠位端部の間に拡張開口を構成する。クランプ機構１４６、１４７を図１６Ｅに示すように腱１４５又は移植片の上に置いたら、クランプ機構１４６、１４７を引込め、それにより、腱１４５をクランプし且つそれに係合させ、クランプ１４６、１４７及び支持されている直接式アンカー１４３を取付けのために骨ドリル孔内に位置決めすることを可能にする。

【００６９】

図１７Ａ～図１７Ｃはそれぞれ、腱セグメント１７３を骨１７１の骨孔１７２内に固定する、図７及び図８の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態７１の斜視図、側面断面図、及び平面図を示している。腱セグメント１７３は、実質的に非円筒形の直接式アンカー７１の遠位端の周りにループを形成し、互いに反対側に位置する溝内に嵌合する。例えば上述した展開器具の実施形態を用いて、直接式アンカー７１を拡張させることにより、溝を外向きに撓ませ、ドリル孔１７２によって定められる骨１７１の表面に腱１７３を押付けると共に、直接式アンカー７１のバタフライ形の延長部を骨の表面に係合させ、それにより、腱１７３を骨孔１７２内に取付ける。

【００７０】

図１８Ａ～図１８Ｄはそれぞれ、腱１８３又は移植片の自由端部を骨１８１の骨孔１８２内に固定する、図７及び図８に示す実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態７１の側面図、斜視図、側面断面図、及び平面図を示している。上述した展開器具は、腱１８３の自由端部を把持する把持機構を有し、この把持機構は、腱１８３が直接式アンカー７

1の溝の1つに沿って延びるように、腱183の自由端部を骨孔182内に配置する。直接式アンカー71を位置決めしたら、直接式アンカー71を骨孔182内に拡張させ、ドリル孔によって定められる骨181の表面に腱183を押付けると共に、骨181の表面と直接式アンカーの延長部とを係合させる。

【0071】

図19A及び図19Bはそれぞれ、実質的に非円筒形の直接式アンカーの変形実施形態191の斜視図及び平面図を示し、この変形実施形態191は、ドリル孔によって定められる骨の表面に係合する「バタフライ」形の延長部と、フラップ194を形成するスロット193とを有し、直接式アンカーを位置決めして作動させると、フラップ194は、ドリル孔によって定められる骨の表面及び/又は腱のいずれかに係合し、実質的に非円筒形の直接式アンカー191及び腱と骨との間の結合強度を増大させる。

10

【0072】

図19C及び図19Dはそれぞれ、実質的に非円筒形の直接式アンカー191が拡張位置にある図19A及び図19Bの実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態191の斜視図及び平面図を示し、上記拡張位置において、直接式アンカー191は完全に変形させられ、ドリル孔によって定められる骨の表面に腱を押付け、骨アンカーを骨の表面に係合させる。

【0073】

図20A及び図20Bはそれぞれ、直接式アンカーの2つの変形実施形態201、205の斜視図を示し、変形実施形態201、202は、コーン形遠位端部203に移行する「クローバーの葉」の形の近位端部202を有している。図20Aの実施形態は、更に、ループ204を有し、このループ204は、遠位端部203に連結されるか、中央内腔の中を通過するかのいずれかであり、ループ204は、アンカー201の別の構成要素に連結され、又は、上述した展開器具に1つ又は2つ以上の把持部として組み込まれる。

20

【0074】

図20C及び図20Dはそれぞれ、非拡張位置にある図20Bの直接式アンカーの実施形態205の斜視図及び平面図を示している。図20E及び図20Fは、拡張位置にある図20BA～図20Dの直接式アンカーの実施形態205の斜視図及び平面図を示している。図20Aの実施形態の近位端部202は、図20E及び図20Fに示す実施形態の近位端部と同様に拡張する。直接式アンカー205を拡張させると、図20D及び図20Fに示すように、内溝208は外向きに撓み、それにより、内溝208は、部分的に真っ直ぐにされ、曲率半径を大きくする。

30

【0075】

それに伴い、「クローバーの葉」の形の延長部209は、半径方向に拡張されて、ドリル孔によって定められる骨の表面に係合する。延長部209はまた、直接式アンカー205を展開している間に広がるけれども、延長部209に予め形成されている曲率半径は、内溝208に予め形成されている曲率半径よりも小さく、従って、直接式アンカー205の任意の拡張は、延長部209が広がる前に内溝208を真っ直ぐにする。そのようにして、延長部209は、ドリル孔によって定められる骨の表面に係合する延長部209の機能を維持する。

40

【0076】

図21A～図21Dはそれぞれ、直接式アンカー205の溝208によって支持された4つの腱ストランド213を有する、図20B～図20Fの直接式アンカー205の側面断面図、骨軸線から離れて配向された横断面図、骨軸に向って配向された断面図、及び平面図を示している。4つのストランド213の係合は、脛骨211の取付け側の骨孔212におけるハームストリングACL再建と共通している。この直接式アンカーの実施形態205は、二重腱ストランド技術又は滑りアンカー技術の使用、腱213又は移植片の1本又は2本のストランドを固定するのに使用されてもよいことに注目すべきである。

【0077】

図22A、図22B、及び図22C、図22Dは、上述した二重腱ストランド技術及び

50

滑りアンカー技術、腱板修復技術、腱を移植片に縫合する技術の間に用いることができる2つの実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態221を示している。この実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態221は、1本又は2本以上の縫合ストランドを挿入することができるオフセット開口部222を有している。

【0078】

図22E及び図22Fに示すように、縫合ストランドを挿入し、直接式アンカー221を拡張させると、開口部222が変形して閉じ、縫合ストランドを適所に固定するので、縫合ストランドが直接式アンカー221に固定される。一方、溝223を外向きに拡張させ、それにより、溝222に沿って位置決めされた任意の腱を、ドリル孔によって定められる骨の表面に押付ける。更に、「バタフライ」形の延長部224を、半径方向外向きに拡張させ、骨の表面と係合させ、それにより、直接式アンカー221を骨に固定する。

【0079】

図23A～図23Cはそれぞれ、本発明による実質的に非円筒形の直接式アンカーの変形実施形態231の斜視図、底面図、及び平面図を示している。この実施形態では、実質的に非円筒形の直接式アンカー231は、撓み領域232を有し、実質的に非円筒形の直接式アンカー231（この場合、弾性部材から製作される）を、骨に挿入するための小さな直径に撓み領域232に沿って圧縮することができる。直接式アンカー231を位置決めしたら、この直接式アンカー231を解放して、その予め形成された形態に向かって拡張させ、ドリル孔によって定められる骨の表面に直接式アンカー231を固定し、腱を骨の表面に押付ける。変形例として、実質的に非円筒形のが変形可能であり、展開クランプを用いた作動を介して、直接式アンカー231を拡張変形位置に手動で拡張させて、それにより、直接式アンカー231を骨の表面に係合させてもよいことに注目すべきである。直接式アンカー231に一時的に係合し且つ直接式アンカー231の圧縮位置又は拡張位置への操作を可能にするクランプのための2つのノッチ233が、直接式アンカー231に設けられている。直接式アンカー231の断面は、コーン形の断面に似ているので、近位側のより広い縁部は、ドリル孔によって定められる骨の表面に且つ直接式アンカーの周囲に沿って係合することができる。

【0080】

図24A～図24Dはそれぞれ、腱243又は移植片の自由端部を骨241の骨孔242内に固定する、図23A～図23Cの実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態231の2つの側面図、側面断面図、及び平面図を示している。この実施形態231により、直接式アンカー231の一体の「C」リンク部及び外側リンクによって定められる中央開口部238内における腱243又は移植片のクランプを可能にする。クランプ展開機構は、中央開口部238を腱243の自由端部の周りに位置決めするために中央開口部238を拡張させるのに用いられ、直接式アンカー231を位置決めしたら、クランプを緩め、腱243を対向するリンクの間に押付け、それにより、腱243を直接式アンカー231に係合させて配置する。次に、クランプ展開機構を展開させたら、腱243を「C」リンクの内腔238内に位置決めし、それを、ドリル孔242によって定められる骨の表面に押付ける。

【0081】

図25A～図25Fはそれぞれ、腱253の一系列に並んだセグメントを骨251の骨孔252内に固定する、図23A～図23Dの実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態231の2つの平面図、斜視図、断面図、側面図、及び側面断面図を示している。上述したように、この実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態231は、腱セグメント253に係合するように拡張され、その結果、腱253は、直接式アンカー231の遠位端の周りにループを形成する。実質的に非円筒形の直接式アンカー231は、腱253に係合した後、直接式アンカー231を小径に圧縮して、骨孔252内に位置決めする。実質的に非円筒形の直接式アンカー231を位置決めしたら、それを解放し又は手動で拡張させて、ドリル孔252によって定められる骨251の表面に固定し、腱253を骨251の表面に押付ける。

【 0 0 8 2 】

図 2 6 A ~ 図 2 6 C はそれぞれ、直接式アンカーの変形実施形態 2 6 1 の斜視図、底面図、及び平面図を示している。この実施形態はまた、撓み領域 2 6 2 を有し、直接式アンカー 2 6 1 を撓み領域 2 6 2 に沿って圧縮させたり拡張させたりすることができる。直接式アンカー 2 6 1 は、開口部 2 6 3 を有し、直接式アンカー 2 6 1 の作動中、開口部 2 6 3 の中を通る腱に係合する。更に、外側「S」字形リンクに沿って互いに反対側に位置するノッチ 2 6 4 が、直接式アンカー 2 6 1 を圧縮させたり拡張させたりするために「S」字形直接式アンカー 2 6 1 に係合するクランプのために設けられている。

【 0 0 8 3 】

図 2 7 A ~ 図 2 7 F はそれぞれ、骨 2 7 1 の骨孔 2 7 2 に位置決めされた「S」字形直接式アンカー 2 6 1 の遠位側リンクの周りにループを形成した腱 2 7 3 を有する、図 2 6 A ~ 図 2 6 C に示す直接式アンカーの実施形態 2 6 1 の斜視図、側面図、陰影付き斜視図、側面断面図、平面図、及び断面図を示している。

【 0 0 8 4 】

図 2 8 A 及び図 2 8 B はそれぞれ、クランプとして機能することにもできる実質的に非円筒形の直接式アンカーの別の例示の実施形態 2 8 1 の斜視図及び側面図を示している。この実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 2 8 1 は、互いに反対側に位置する係合耳 2 8 2 を有し、展開アキュエータが、操作のために、直接式アンカー 2 8 1 の基部に係合耳 2 8 2 を介して係合する。実質的に非円筒形の直接式アンカー 2 8 1 は、更に、腱に係合させるためのクランプ脚 2 8 3 を有する。この実質的に非円筒形の直接式アンカー 2 8 1 は、更に、中央撓み領域を有し、直接式アンカー 2 8 1 の基部 2 8 4 を中央撓み領域に沿って圧縮させたり拡張させたりすることにより、クランプ脚 2 8 3 を拡張させたり圧縮させたりすることができる。

【 0 0 8 5 】

図 2 8 C 及び図 2 8 D は、圧縮位置における図 2 8 A 及び図 2 8 B の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 2 8 1 を示し、基部を圧縮位置に作動させることにより、クランプ脚 2 8 3 は、腱を把持するために拡張される。腱を把持し、実質的に非円筒形の直接式アンカー 2 8 1 及び係合させた腱を骨孔内に位置決めしたら、図 2 8 E 及び図 2 8 F に示すように、基部 2 8 4 を拡張させる。実質的に非円筒形の直接式アンカー 2 8 1 は、それを拡張位置に拡張させることが可能（例えば、予め形成された形態に向かって戻るように解放された弾性アンカー）であってもよいし又は変形させることが可能であってもよく、直接式アンカー 2 8 1 は、腱を更に圧縮して、腱を直接式アンカー 2 8 1 に固定すると共に、基部 2 8 4 を拡張させて、ドリル孔によって定められる骨の表面に基部 2 8 4 を係合させる。

【 0 0 8 6 】

図 2 9 A ~ 図 2 9 F は、骨 2 9 1 の骨孔 2 9 2 内に腱 2 9 3 又は移植片のセグメントを固定する、図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 2 8 1 の 2 つの斜視図、2 つの平面図、断面図、及び側面断面図を示している。

【 0 0 8 7 】

図 3 0 A ~ 図 3 0 C はそれぞれ、本発明による実質的に非円筒形の直接式アンカーの変形実施形態 3 0 1 の斜視図、平面図、及び側面図を示している。この実質的に非円筒形の直接式アンカー 3 0 1 は、中央開口部 3 0 2 を有し、直接式アンカー 3 0 1 を拡張させてそれをドリル孔によって定められる骨の表面と係合させるための拡張機構が、中央開口部 3 0 2 の中を前進させられる。直接式アンカー 3 0 1 は、更に、アンカー 3 0 1 への腱の取付け及び骨孔へのアンカー 3 0 1 の取付けを確保するためのタブ 3 0 3、3 0 4 を有する。中央タブ 3 0 3 は、実質的に非円筒形の直接式アンカー 3 0 1 を位置決めして係合のために拡張させた後、直接式アンカー 3 0 1 に対する腱の移動を防止する。逆向きタブ 3 0 4 は、実質的に非円筒形の直接式アンカー 3 0 1 を位置決めして固定した後、直接式アンカー 3 0 1 が骨孔からの拔出することを防止する。クランプ脚 3 0 8 は、開口部を構成し、腱及び直接式アンカーを骨孔内に位置決めする間、腱を開口部の中に配置し且つ支持す

る。溝 309 は、開口部を有し、展開器具を用いて、実質的に非円筒形の直接式アンカー 301 を拡張させたら、腱ストランドを開口部の中に配置して、ドリル孔によって定められる骨の表面に腱ストランドを押付けることができる。

【0088】

図 30D ~ 図 30F はそれぞれ、拡張位置にある図 30A ~ 図 30C に示す実施形態の斜視図、平面図、及び側面図を示している。

【0089】

図 31A ~ 図 31F はそれぞれ、腱 313 のセグメントを骨 311 の骨孔 312 内に固定する、図 30A ~ 図 30F に示す実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態 301 の 2 つの斜視図、側面図、側面断面図、平面図、及び断面図を示している。

10

【0090】

図 32A ~ 図 32C はそれぞれ、腱のセグメントを骨孔内に固定するための直接式アンカーの別の例示の実施形態 321 の斜視図、側面図、及び平面図を示している。腱及び直接式アンカー 321 を骨孔内に固定するために、直接式アンカー 321 から延びるタブ 322 が、ドリル孔によって定められる骨の表面に係合する。図 33A ~ 図 33F はそれぞれ、腱 333 のセグメントを骨 331 の骨孔 332 内に固定する、図 32A ~ 図 32C に示す直接式アンカー 321 の 2 つの斜視図、側面図、側面断面図、平面図、及び断面図を示している。

【0091】

図 34A ~ 図 34D はそれぞれ、腱 343 の自由端部を骨 341 の骨孔 342 内に固定する、実質的に非円筒形の別の直接腱アンカー 341 の斜視図、平面図、側面図、及び側面断面図を示している。

20

【0092】

図 35A ~ 図 35D はそれぞれ、本発明による例示の多要素直接式アンカーの実施形態 351 の 2 つの斜視図、側面図、及び平面図を示している。この多要素直接式アンカー 351 は、中央先端部 352 と、半径方向に拡張した近位側基部 353 とを有し、中央先端部 352 の周りに腱のループが形成され、中央先端部 352 に張力が付与されるとき、近位側基部 353 が更に拡張し、それにより、ドリル孔によって定められる骨の表面に係合する。従って、腱に張力が付与されると、中央先端 352 が引込み、それにより、近位側基部 353 の直径を拡張させて、近位側基部 353 を骨の表面に係合させ、腱が骨孔から自由に引かれないことを確保する。近位側基部 353 は、2 つの嵌合い部分からなるのがよく、2 つの噛合い部分は、自由に移動し、互いに対して半径方向に摺動し、一方の端部のところでヒンジ止めされ、他方の端部は、自由に移動し、その結果、基部は、径方向に拡張可能であるか、そうでなければ、中央先端部が引込むときに直径が拡大する半径方向拡張機構を構成する。

30

【0093】

図 36A 及び図 36B はそれぞれ、腱 363 のセグメントを骨 361 の骨孔 362 内に固定する、図 35A ~ 図 35D に示す直接式アンカーの実施形態 351 の側面図及び正面図を示している。図 36A 及び図 36B に示すように、腱 363 は、近位側基部 353 の内側及び中央先端部 352 の周りにループを形成し、それにより、腱 363 を直接式アンカー 351 に固定すると共に、腱 363 に作用する任意の張力により近位側基部 353 を拡張させることを確保し、かくして、直接式アンカー 351 を骨 361 に更に係合させ、骨 361 に対するアンカー 353、アンカー 353 に対する腱 363 の結合の一体性を確保する。

40

【0094】

図 37A ~ 図 37D はそれぞれ、展開器具 375 を有する多要素直接式アンカーの変形実施形態 371 の正面図、斜視図、側面図、及び端面図を示している。図 35A ~ 図 35D に示す実施形態について上述したように、腱は、基部の内腔内を通過した後、中央先端部の周りにループを形成する。展開器具 375 は、近位側基部に係合すると共にスペースを構成し、腱は上記スペースに沿って移動することができる。

50

【 0 0 9 5 】

図 3 8 A 及び図 3 8 B はそれぞれ、図 3 7 A ~ 図 3 7 D の直接式アンカーの実施形態 3 7 1 の展開を示す側面図及び斜視図である。中央先端部 3 7 2 の周り及び近位側基部 3 7 3 内で腱 3 8 3 のループを形成することによって、腱のセグメント 3 8 3 又はその自由端部を多要素直接式アンカー 3 7 1 に固定したら、展開器具 3 7 5 を使用して、腱 3 8 3 及び直接式アンカー 3 7 1 を骨孔 3 8 2 内で無応力低輪郭位置に位置決めする。腱 3 8 3 及び直接式アンカー 3 7 1 を位置決めしたら、張力を中央先端部 3 7 2 又は腱 3 8 3 のいずれかに付与し、それにより、近位側基部 3 7 3 を拡張させ、ドリル孔 3 8 2 によって定められる骨 3 8 1 の表面と係合させる。この拡張位置では、近位側基部 3 7 3 は、直接式アンカー 3 7 1 及び取付けられた腱 3 8 3 を骨孔 3 8 2 内に固定するので、腱 3 8 3 に付与される任意の付加的張力は、多要素直接式アンカー 3 7 1 と骨 3 8 1 との間の係合力を増大させる。

10

【 0 0 9 6 】

図 3 9 A ~ 図 3 9 F は、本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの例示の実施形態 3 9 1 の斜視図、側面図、及び平面図を示している。この実施形態では、2つのインプラント構成要素、即ち、(a) 外側アンカー 3 9 2 及び (b) 内側楔部分 3 9 5 がある。外側アンカー構成要素の4つの側壁 (アーム) 3 9 3 は、展開中、内向き及び外向きの両方に撓むことができる。内向きの撓みにより、骨孔内への装置 3 9 1 の前進を容易にし、外向きの撓みにより、インプラント 3 9 1 を骨に固定する。中央アーム 3 9 4 は、インプラント 3 9 1 に整列し且つその遠位端の周りにループを形成した腱と直接接触する。中央アーム 3 9 4 の平坦な又は曲線の形状は、移植片と腱との間の接触面積を最適にするように設計され、それにより、腱と骨との間の接触面積を増加させる。腱の整列に役立つように延長させた遠位側要素 (アンカー爪) 3 9 6 が設けられる。横アーム 3 9 7 が、骨表面に直接接触し、インプラント 3 9 1 を骨内に固定するための様々な突起部又は延長部 3 9 8 を有する。横アーム 3 9 7 の各々の間のスロット 3 9 9 は、各横アームがそれに隣接したアームに対して独立して機能し且つ撓むことを可能にする。更に、これらのスロット 3 9 9 は、インプラントの調整可能な拡張を可能にする。

20

【 0 0 9 7 】

インプラントの楔部分構成要素 3 9 5 は、テーパ部を有し、このテーパ部は、インプラントを挿入して前進させるときに外側アンカー構成要素 3 9 2 に係合するタブ 3 9 5 1 を有する。楔部分構成要素 3 9 5 の楔形状は、インプラントを遠位方向に前進させるとき、外側アンカーアーム 3 9 7 を半径方向外向きに拡張させ、それと同時に、横壁 3 9 7 を骨内に拡張させることによって、腱を骨の表面に押付け、インプラント 3 9 1 を骨に固定する。手順として、腱のループをインプラント 3 9 1 の周りに形成し、腱をインプラント 3 9 1 の上に位置決めする。インプラントを腱に係合させた後、腱及びインプラントを骨孔の中に前進させる。腱及びインプラントを適所に配置したら、楔部 3 9 5 を前進させることによって、アンカー 3 9 1 を展開させ、アンカー 3 9 1 を骨の表面に固定し、腱を骨孔によって定められる骨の表面に押付ける。

30

【 0 0 9 8 】

図 4 0 A ~ 図 4 0 F は、外側アンカー 4 0 2 及び楔部 4 0 3 を含む本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの例示の実施形態 4 0 1 の斜視図、側面図、及び平面図を示している。この実施形態 4 0 1 は、腱の位置決め及び整列に用いる遠位側アンカー爪 4 0 6 を少し変更した、図 3 9 A ~ 図 3 9 F に説明した実施形態の変形例である。インプラントのアーム上のタブ又は側面の位置、形状及び数の変更は、骨へのインプラントの固定を最適化し、腱と骨との間の表面接触を改良するのに用いるのがよい。インプラントアームの輪郭は、図示の矩形断面ではなく、「 I 」字形ビーム断面を有する実施形態であるのがよい。この「 I 」字形ビーム形状は、腱の位置決め及びアラインメントのためのより深い中央チャンネルを可能にし、骨とアンカー表面との間の接触表面積をより大きくする。更に、インプラントの横アームは、矩形断面に限定される必要はなく、他の実施形態が、骨孔の形状と同様の曲線形状を有していてもよい。この曲線形状の変化は、インプラント

40

50

への骨の接触表面積を増大させることを意図している。

【0099】

図41～図44は、外側インプラントの様々な変形例を示している。アンカーアームスロットの角度及び形状の変化を、様々な実施形態で達成するのがよい。これらの実施形態では、スロットの角度は、外側アンカーに沿い且つ外側アンカーのアームの基部における応力分布に影響を与える。様々な実施形態は、インプラントの拡張中及び引抜き中、インプラントに及ぼされる応力を最小にする様々なスロット角度を含むのがよい。スロット角度を決定し又はスロットをテーパさせることによって、インプラントの軸線方向の力の伝達を最適化することができ、その結果、アンカーインプラントの破壊によるシステムの障害を低下させることによって、潜在的に強い引抜き強度にする。この適用例に含められる実施形態は、アームの厚さ、インプラントの拡張性、アンカーに必要な固定強度、アンカーの破壊抵抗性、生産性、及び全体的大きさに関する設計の最適化を含む。

10

【0100】

図45A～図45Cは、図42A～図42Dに示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態におけるアンカーの送り出し、内側楔部の前進、及び展開を示す側面図である。この実施形態並びに図41～図44に示す他の例示の実施形態の展開の機構は、図39及び図40に関して示す機構に密接に関連している。

【0101】

図46A～図46Dは、本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの例示の実施形態461の斜視図、側面図、及び平面図を示している。この実施形態の例示の使用は、固定の利点として皮質骨シェル及び骨梁インタフェースを含む。この実施形態461の全ての要素は、図40～図45に説明した要素を含む。しかし、本明細書に説明した変形例は、骨孔の表面のところで皮質骨の外面に当接するように拡張された横フランジ462と、皮質骨の表面の内面に当節するように横フランジ462のすぐ遠位側に位置する低輪郭横フランジ463とを含む。2つのフランジの間の隙間464は、各インプラント部位において予測される皮質骨の厚さの範囲を含むインプラントの実施形態に応じて変化する。ここで注目すべきは、低輪郭横フランジ463は、皮質骨の内面に当接する必要はないが、アーム延長部が骨の表面に拡張され且つインプラントを適所に固定する前の実施形態で説明したように作用することである。この設計の基礎となる前提は、付加的な固定支持部を設けるために皮質骨皮質を用いることにある。

20

30

【0102】

図47A～図47Fは、図46A～図46Dに示す腱固定実施形態461におけるアンカーの送り出し、内側楔部の前進、及び展開を示す側面図である。展開装置465を用いる送り出し及び用いる技術の方式は、図39及び図40について上述した方式と実質的に同様である。

【0103】

図48A～図48Dは、2つのレベルの拡張部分を有する本発明の実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの例示の実施形態481の斜視図、側面図、及び平面図を示している。アンカーインプラントの近位端部482は、図40～図47に説明した近位端部と同様の実施形態である。付加的な実施形態は、インプラントの展開のときに拡張可能な中央部分483である。詳細には、インプラント481を適所に配置し、楔部を前進させて、横アームを拡張させると、中央部分483は折り曲げられて、外向きに拡張する。骨内の固定を容易にする付加的な面を、中央部分483の面上に追加してもよい。この実施形態において得られたインプラント構造体481は、骨孔内にかかる2つのレベルのインプラント固定を提供するように構成される。

40

【0104】

図49A及び図49Bは、多要素アンカーユニット491として本発明の別の例示の実施形態を示している。アンカー部分492は、腱受入れ部分493と、1対の枢動アーム494を有している。枢動アーム494は、骨孔内へのアンカー部分492の固定を助けるタブ495を含む。分離楔部496が、一对の枢動アーム494に嵌ってそれらを分離

50

するように形状決めされ、中央において、腱を骨壁により強く押付けるように厚く又は球状に構成されるのがよい。分離楔部 496 の外側部分に位置決めされた固定タブ 497 が、分離楔 496 と、枢動アーム 494 の内側に設けられた嵌合タブとの固定を助ける。

【0105】

図 50 に示すように、展開装置 501 が、アンカーユニット 491 を骨の骨孔内で展開するのに用いられる。展開装置 501 は、チューブ 503 を分離楔部 496 に押込むのに用いられるトリガ 502 を有する。使用の際、ネジ山付きロッドスクリューを楔部 492 の本体のネジ山付き孔 499 の中にねじ込むことによって、展開が達成され、チューブ 503 は、トリガ 502 を用いることによって、楔 496 を適所に押込み、かくして、枢動アーム 494 を外向きに且つ骨の中に広げる。枢動アーム 494 を骨内で展開し且つ骨内にタブ 495 によって固定したら、ネジ山付きロッドを、展開装置 501 の後方のホイール 504 を介して抜き、アンカーユニット 491 を展開装置 501 から解放する。

10

【0106】

〔装置材料〕

アンカー及び展開器具構成要素は、弾性を有する、又は、変形可能であるのがよい。従って、アンカー又は展開器具構成要素は、様々な材料から製作することができ、係る材料は、例えば、形状記憶合金（例えば、ニッケルチタン（ニチノール））、形状記憶ポリマー、ポリマー（例えば、PTFE、ポリウレタン、ウレタン、シリコン、ポリイミド、ポリプロピレン、ポリ乳酸、ポリグリコール酸、又は他の熱硬化性又は熱可塑性又はエラストマー性材料）、及び金属又は合金（例えば、チタン、CoCrMo、ステンレス鋼、その他）である。一部の実施形態では、装置アンカー構成要素は、吸収性であるのがよく、他の実施形態では、装置構成要素は、吸収性が限定された又は全くない特性を有していてもよい。本明細書に説明したアンカー構成要素は、部分的に 1 つの材料で作られてもよいし、全体的に 1 つの材料で作られてもよい。変形例として、アンカー又は展開器具の構成要素は、金属及び/又はポリマー構成要素で構成され、複合装置に製作されてもよい。例えば、小さい表面積で薄い金属又は金属合金構成要素は、ポリマー（例えば、ポリプロピレン）とインサート成形され、複合装置を生成することができる。

20

【0107】

一部の実施形態は、吸収性である部分とそうでない部分とを含んでもよい。これらの構成要素の製作は、金属、ポリマー、形状記憶合金、形状記憶ポリマー、又は複合材料の当業者による製造方法に一般的な技術を用いて実施することができる。例示の技術は、以下に限定されるものではないが、上述の材料の各部分を製作するための押出し成形、キャスト成形、鍛造、圧延、又はプレス法を含む。

30

【0108】

特定の事例では、ポリマーの熱的条件及び弾性に関連する形状記憶特性を調節する高分子化学の修飾に関する技術の使用が利用される。形状記憶金属材料に関連して、当業者は、装置構成要素に必要な幾何学形状及び特徴を有する構成要素を製作する指定の組成物の熱的特性を利用することになる。適正な熱的形成及び急冷が、材料を処理するのに必要とされ、それは、形状記憶材料を使用し、処理し、そこから構成要素を製作する当業者によって公知である。一部の実施形態では、いくつかの構成要素は、機械加工の当業者によって一般的に公知の標準機械加工技術を用いる部品を必要とする場合がある。例えば、CNC、EDM、レーザ切断、ウォータージェット切断、研磨法、及び他の機械加工技術の使用がある。いくつかの実施形態はまた、構成要素の結合又は溶接を必要とし、接着剤、レーザ溶接、半田付け、又は他の取付け手段を含むことができる。

40

【0109】

スパイク又はタブを含むアンカー構成要素は、一般的に、医療装置製造の当業者に公知の任意の原材料から製作することができる。これらの実施形態への他の構成要素の取付けは、結束、溶接、結合、締め付け、埋め込み、又は他のこのような手段の使用によって実行することができる。一部の実施形態では、これらのアンカーは、滑らかな表面を生成するために機械的に研磨されてもよいし、電解研磨されてもよい。

50

【 0 1 1 0 】

上述のクリップ構成要素の様々な実施形態は、生物増殖の阻害又は促進に関連する恩典をもたらすことができる抗増殖剤、抗生物質、血管新生、成長因子、抗癌、又は他の薬理学的物質の使用を考慮することができる高分子材料の被膜で被覆又は封入されるのがよい。これらの物質は、封入コーティング内に充填され、周囲の基質、組織、又はそれが位置する空間内に溶出させられる。送り出しの時間的経過は、ポリマー又はコーティングの特性を変更することにより、意図する用途に対して調整することができる。薬理学的物質を有するこのようなコーティングは、抗増殖剤治療として作用することができ、又は治療されている組織の治癒反応に役立たせることができる。その上、これらのコーティングは、アンカーの近くの局所凝固又は肥厚性反応を軽減させるように作用することができる。

10

【 0 1 1 1 】

本発明の好ましい実施形態の以上の開示は、例示及び説明の目的で示したものである。網羅的であること又は本発明を開示した正確な形態に限定することを意図していない。本明細書に説明した実施形態の多くの変形及び修正は、当業者には上述の開示に照らして明らかであろう。本発明の範囲は、本明細書に添付の特許請求の範囲及びそれらの均等物によってのみ規定されるものとする。

【 0 1 1 2 】

更に、本発明の代表的な実施形態を説明する上で、本明細書は、本発明の方法及び／又は処理を工程の特定のシーケンスとして呈示したものと考えられる。しかし、本方法又は処理が本明細書に示した工程の特定の順序に依存しない範囲では、本方法又は処理は、上述の工程の特定のシーケンスに限定されるべきではない。当業者が認めるように、工程の他のシーケンスが可能であろう。従って、本明細書に示した工程の特定の順序は、特許請求の範囲に対する制限として解釈すべきでない。更に、本発明の方法及び／又は処理に関する特許請求の範囲は、書かれた順序でのこれらの工程の実施に限定されるべきではなく、当業者は、このシーケンスが変更されても依然として本発明の精神及び範囲内に留まることができることを容易に認めることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 3 】

【図 1 A】本発明による腱アンカーの例示の実施形態を用いて骨に固定された A C L 移植片を有する大腿骨並びに脛骨の側面図である。

30

【図 1 B】本発明による腱アンカーの例示の実施形態を用いて骨に固定された A C L 移植片を有する大腿骨並びに脛骨の側面断面図である。

【図 2】本発明による腱アンカーの例示の実施形態を用いて骨に固定された A C L 移植片を有する大腿骨及び脛骨の正面図である。

【図 3 A】本発明による直接式腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

【図 3 B】本発明による直接式腱アンカーの例示の実施形態の背面図である。

【図 3 C】本発明による直接式腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

【図 3 D】本発明による直接式腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

【図 4 A】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の斜視図である。

40

【図 4 B】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の斜視図である。

【図 4 C】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の側面断面図である。

【図 4 D】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の側面図である。

【図 4 E】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の背面図である。

【図 4 F】直接式腱アンカーの例示の実施形態を有する本発明による展開システムの例示の実施形態の正面図である。

50

【図 5 A】直接式腱アンカーを拡張するように引込めた拡張機構を有する図 4 A ~ 図 4 F の展開システムの例示の実施形態の斜視図である。

【図 5 B】直接式腱アンカーを拡張するように引込めた拡張機構を有する図 4 A ~ 図 4 F の展開システムの例示の実施形態の斜視図である。

【図 6】本発明による直接式腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

【図 7】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの斜視図である。

【図 8 A】非拡張位置にある本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 8 B】非拡張位置にある本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 8 C】拡張位置にある本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 8 D】拡張位置にある本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 9 A】大腿骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 9 B】大腿骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の正面図である。

【図 9 C】大腿骨の周りに位置決めされた A C L 移植片を有する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 9 D】大腿骨の周りに位置決めされた A C L 移植片を有する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の正面図である。

【図 10 A】大腿骨及び脛骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 10 B】大腿骨及び脛骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の正面図である。

【図 10 C】大腿骨及び脛骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の端面図である。

【図 10 D】大腿骨及び脛骨に A C L 移植片を固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の端面図である。

【図 11 A】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いて大腿骨に A C L 移植片を固定する工程の側面図である。

【図 11 B】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いて大腿骨に A C L 移植片を固定する工程の側面図である。

【図 11 C】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いて大腿骨に A C L 移植片を固定する工程の側面図である。

【図 12 A】図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を脛骨に固定する図 11 A ~ 図 11 C の展開器具の例示の実施形態の斜視図である。

【図 12 B】図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を脛骨に固定する図 11 A ~ 図 11 C の展開器具の例示の実施形態の側面図である。

【図 12 C】図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を脛骨に固定する図 11 A ~ 図 11 C の展開器具の例示の実施形態の端面図である。

【図 12 D】図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を脛骨に固定する図 11 A ~ 図 11 C の展開器具の例示の実施形態の側面断面図である。

【図 13 A】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いた腱を骨に固定する工程の側面図である。

【図 13 B】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いた腱を骨に固定する工程の側面図である。

【図 13 C】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いた腱を骨に固定する工程の側面図である。

10

20

30

40

50

【図 1 3 D】本発明による展開器具の例示の実施形態及び実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態を用いた腱を骨に固定する工程の側面図である。

【図 1 4 A】本発明による展開器具の変形実施形態の斜視図である。

【図 1 4 B】本発明による展開器具の変形実施形態の斜視図である。

【図 1 4 C】本発明による展開器具の変形実施形態の側面図である。

【図 1 4 D】本発明による展開器具の変形実施形態の側面図である。

【図 1 5 A】図 1 4 A ~ 図 1 4 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカー及び展開器具を用いて腱を骨に固定する工程を示す側面図である。

【図 1 5 B】図 1 4 A ~ 図 1 4 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカー及び展開器具を用いて腱を骨に固定する工程を示す側面図である。

10

【図 1 5 C】図 1 4 A ~ 図 1 4 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカー及び展開器具を用いて腱を骨に固定する工程を示す側面図である。

【図 1 5 D】図 1 4 A ~ 図 1 4 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカー及び展開器具を用いて腱を骨に固定する工程を示す側面図である。

【図 1 6 A】本発明による展開器具の別の例示の実施形態を用いた実質的に非円筒形の直接腱アンカーの斜視図である。

【図 1 6 B】本発明による展開器具の別の例示の実施形態を用いた実質的に非円筒形の直接腱アンカーの斜視図である。

【図 1 6 C】本発明による展開器具の別の例示の実施形態を用いた実質的に非円筒形の直接腱アンカーの側面図である。

20

【図 1 6 D】本発明による展開器具の別の例示の実施形態を用いた実質的に非円筒形の直接腱アンカーの端面図である。

【図 1 6 E】腱又は移植片が把持機構と係合する図 1 6 A ~ 図 1 6 E の展開器具の斜視図である。

【図 1 7 A】腱セグメントを骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 1 7 B】腱セグメントを骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

【図 1 7 C】腱セグメントを骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

30

【図 1 8 A】腱の端部を骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 1 8 B】腱の端部を骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 1 8 C】腱の端部を骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

【図 1 8 D】腱の端部を骨に固定する図 8 A ~ 図 8 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 1 9 A】非拡張位置にある実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

40

【図 1 9 B】非拡張位置にある実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 1 9 C】拡張位置にある図 1 9 A 及び図 1 9 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 1 9 D】拡張位置にある図 1 9 A 及び図 1 9 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 0 A】非拡張位置にある本発明の直接式腱アンカーの 1 つの例示の実施形態の斜視図である。

【図 2 0 B】非拡張位置にある本発明の直接式腱アンカーの他の例示の実施形態の斜視図である。

50

【図 2 0 C】非拡張位置にある本発明の直接式腱アンカーの他の例示の実施形態の斜視図である。

【図 2 0 D】非拡張位置にある本発明の直接式腱アンカーの他の例示の実施形態の平面図である。

【図 2 0 E】拡張位置にある図 2 0 A ~ 図 2 0 D の直接式腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 0 F】拡張位置にある図 2 0 A ~ 図 2 0 D の直接式腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 1 A】腱ストランドを骨に固定する図 2 0 A ~ 図 2 0 F の直接式腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

10

【図 2 1 B】腱ストランドを骨に固定する図 2 0 A ~ 図 2 0 F の直接式腱アンカーの実施形態の断面図である。

【図 2 1 C】腱ストランドを骨に固定する図 2 0 A ~ 図 2 0 F の直接式腱アンカーの実施形態の断面図である。

【図 2 1 D】腱ストランドを骨に固定する図 2 0 A ~ 図 2 0 F の直接式腱アンカーの実施形態の断面図である。

【図 2 2 A】本発明による実質的に非円筒形の縫合アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 2 B】本発明による実質的に非円筒形の縫合アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 2 C】非拡張位置にある実質的に非円筒形の縫合アンカーの変形実施形態の斜視図である。

20

【図 2 2 D】非拡張位置にある実質的に非円筒形の縫合アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 2 2 E】拡張位置にある図 2 2 C 及び図 2 2 D の実質的に非円筒形の縫合アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 2 F】拡張位置にある図 2 2 C 及び図 2 2 D の実質的に非円筒形の縫合アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 3 A】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 2 3 B】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の底面図である。

30

【図 2 3 C】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 2 4 A】腱の端部を骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 2 4 B】腱の端部を骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 2 4 C】腱の端部を骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

【図 2 4 D】腱の端部を骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の平面図である。

40

【図 2 5 A】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの平面図である。

【図 2 5 B】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの平面図である。

【図 2 5 C】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの斜視図である。

【図 2 5 D】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの断面図である。

【図 2 5 E】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの側面図である。

50

【図 2 5 F】腱セグメントを骨に固定する図 2 3 A ~ 図 2 3 D の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの側面断面図である。

【図 2 6 A】本発明の直接式腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 2 6 B】本発明の直接式腱アンカーの変形実施形態の底面図である。

【図 2 6 C】本発明の直接式腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 2 7 A】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 7 B】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 2 7 C】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の陰影付き斜視図である。

10

【図 2 7 D】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

【図 2 7 E】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 7 F】腱セグメントを骨に固定する図 2 6 A ~ 図 2 6 D の直接式腱アンカーの実施形態の断面図である。

【図 2 8 A】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 2 8 B】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の側面図である。

20

【図 2 8 C】本発明による腱を把持するための開口位置にある図 2 8 A 及び図 2 8 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 8 D】本発明による腱を把持するための開口位置にある図 2 8 A 及び図 2 8 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 2 8 E】腱を骨に固定するための展開位置にある図 2 8 A 及び図 2 8 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 8 F】腱を骨に固定するための展開位置にある図 2 8 A 及び図 2 8 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 2 9 A】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の斜視図である。

30

【図 2 9 B】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 2 9 C】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 9 D】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の平面図である。

【図 2 9 E】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の断面図である。

【図 2 9 F】腱を骨に固定する展開位置にある図 2 8 A ~ 図 2 8 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の側面断面図である。

40

【図 3 0 A】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 3 0 B】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 3 0 C】本発明による実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の側面図である。

【図 3 0 D】拡張位置にある図 3 0 A 及び図 3 0 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 0 E】拡張位置にある図 3 0 A 及び図 3 0 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカー

50

の実施形態の平面図である。

【図 3 0 F】拡張位置にある図 3 0 A 及び図 3 0 B の実質的に非円筒形の直接腱アンカーの実施形態の陰影付き側面図である。

【図 3 1 A】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 1 B】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 1 C】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の側面図である。

【図 3 1 D】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の側面断面図である。

10

【図 3 1 E】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の平面図である。

【図 3 1 F】腱を骨に固定する図 3 0 A ~ 図 3 0 F の実質的に非円筒形の直接式アンカーの実施形態の断面図である。

【図 3 2 A】本発明による直接式腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 3 2 B】本発明による直接式腱アンカーの変形実施形態の側面図である。

【図 3 2 C】本発明による直接式腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 3 3 A】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の斜視図である。

20

【図 3 3 B】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 3 C】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 3 3 D】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の側面断面図である。

【図 3 3 E】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 3 3 F】腱を骨に固定する図 3 2 A ~ 図 3 2 C の直接式腱アンカーの実施形態の断面図である。

30

【図 3 4 A】腱の端部を骨に固定する実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の斜視図である。

【図 3 4 B】腱の端部を骨に固定する実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の平面図である。

【図 3 4 C】腱の端部を骨に固定する実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の側面図である。

【図 3 4 D】腱の端部を骨に固定する実質的に非円筒形の直接腱アンカーの変形実施形態の側面断面図である。

【図 3 5 A】本発明による多要素腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

【図 3 5 B】本発明による多要素腱アンカーの例示の実施形態の斜視図である。

40

【図 3 5 C】本発明による多要素腱アンカーの例示の実施形態の側面図である。

【図 3 5 D】本発明による多要素腱アンカーの例示の実施形態の平面図である。

【図 3 6 A】腱を骨に固定する図 3 5 A ~ 図 3 5 D の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 3 6 B】腱を骨に固定する図 3 5 A ~ 図 3 5 D の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 3 7 A】本発明による多要素腱アンカーの変形実施形態及び展開器具の例示の実施形態の正面図である。

【図 3 7 B】本発明による多要素腱アンカーの変形実施形態及び展開器具の例示の実施形態の斜視図である。

50

【図 3 7 C】本発明による多要素腱アンカーの変形実施形態及び展開器具の例示の実施形態の側面図である。

【図 3 7 D】本発明による多要素腱アンカーの変形実施形態及び展開器具の例示の実施形態の端面図である。

【図 3 8 A】腱を骨ドリル孔の中に位置決めする図 3 7 A ~ 図 3 7 D の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 3 8 B】腱を骨ドリル孔の中に位置決めする図 3 7 A ~ 図 3 7 D の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 9 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

10

【図 3 9 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 9 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 3 9 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 3 9 E】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 3 9 F】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

20

【図 4 0 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 0 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 0 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 0 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 4 0 E】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

30

【図 4 0 F】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 1 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 1 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 1 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 1 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

40

【図 4 2 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 2 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 2 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 2 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 4 3 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

50

【図 4 3 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 3 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 3 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 4 4 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 4 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

10

【図 4 4 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 4 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

【図 4 5 A】図 4 4 A ~ 図 4 4 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカーの送り出し、内側楔部の前進、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 5 B】図 4 4 A ~ 図 4 4 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 5 C】図 4 4 A ~ 図 4 4 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

20

【図 4 5 D】図 4 4 A ~ 図 4 4 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 6 A】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 6 B】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 6 C】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 6 D】本発明による実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

30

【図 4 7 A】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 7 B】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 7 C】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 7 D】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 7 E】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

40

【図 4 7 F】図 4 6 A ~ 図 4 6 D に示す実質的に非円筒形の腱固定実施形態のアンカー送り出し、内側楔進行、及び展開のうちの一部分の側面図である。

【図 4 8 A】2つのレベルの拡張断面を有する本発明の実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 8 B】2つのレベルの拡張断面を有する本発明の実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図 4 8 C】2つのレベルの拡張断面を有する本発明の実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の側面図である。

【図 4 8 D】2つのレベルの拡張断面を有する本発明の実質的に非円筒形の多要素腱アンカーの実施形態の平面図である。

50

【図４９Ａ】アンカーを解除した枢動アーム及び楔展開機構を有する本発明による腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図４９Ｂ】アンカーに係合させた枢動アーム及び楔展開機構を有する本発明による腱アンカーの実施形態の斜視図である。

【図５０】図４９Ａ及び図４９Ｂに示す腱アンカーの実施形態の展開に用いる例示の展開機構を示す図である。

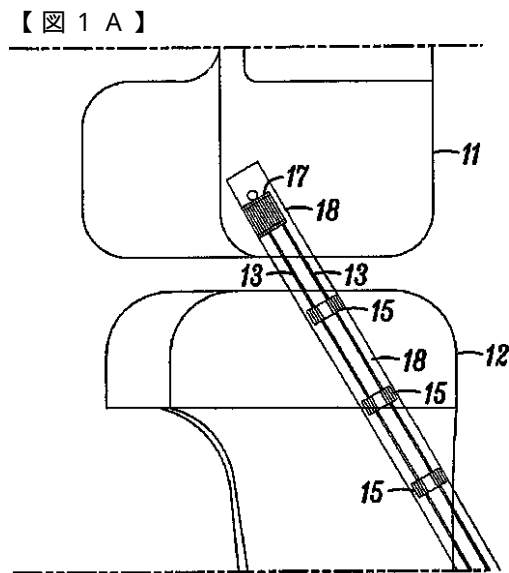


FIG. 1A

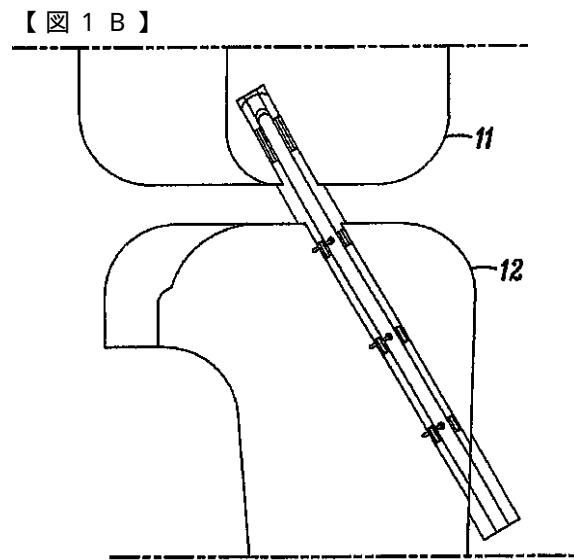


FIG. 1B

【図 2】

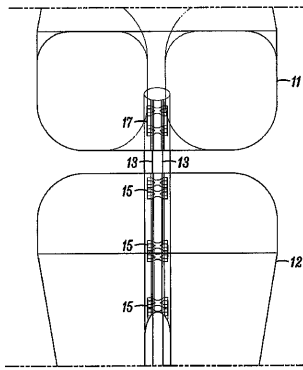


FIG. 2

【図 3 A】

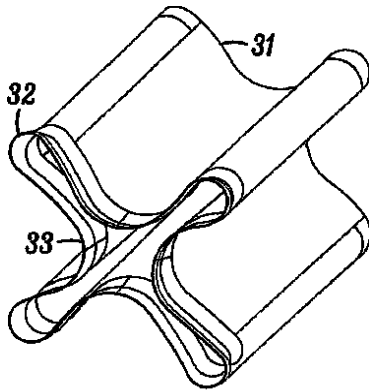


FIG. 3A

【図 3 C】

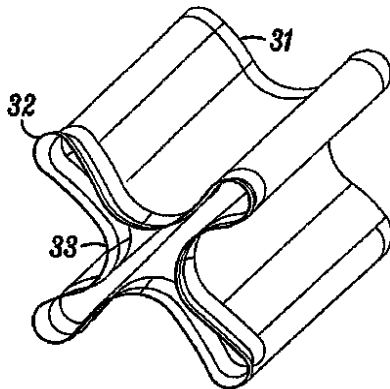


FIG. 3C

【図 3 B】

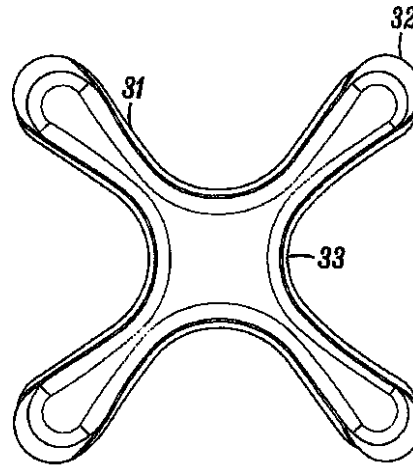


FIG. 3B

【図 3 D】

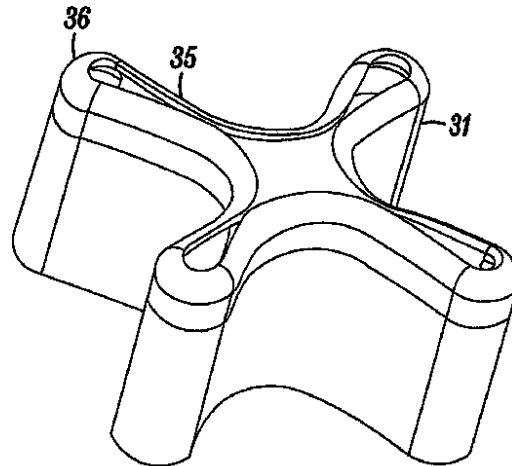


FIG. 3D

【図 4 A】

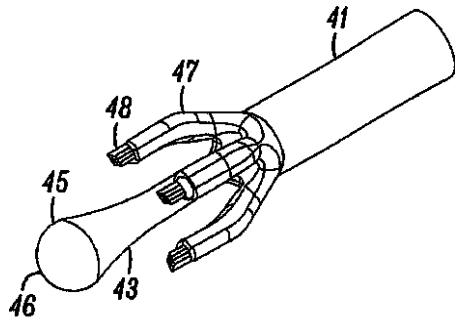


FIG. 4A

【図 4 B】

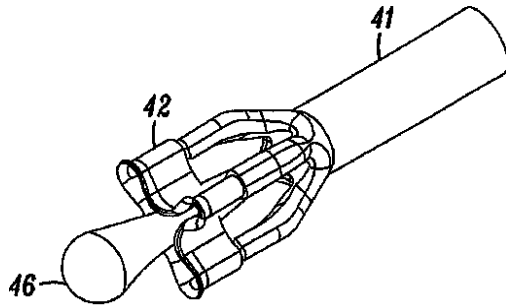


FIG. 4B

【図 4 C】

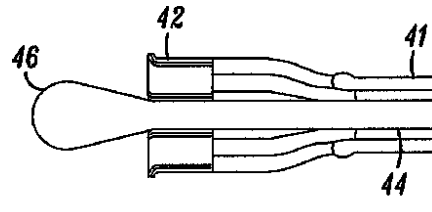


FIG. 4C

【図 4 D】

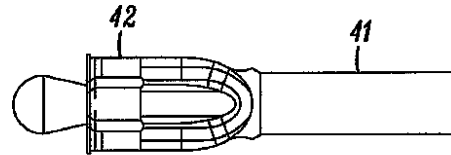


FIG. 4D

【図 4 E】

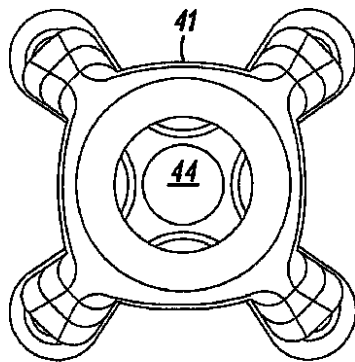


FIG. 4E

【図 4 F】

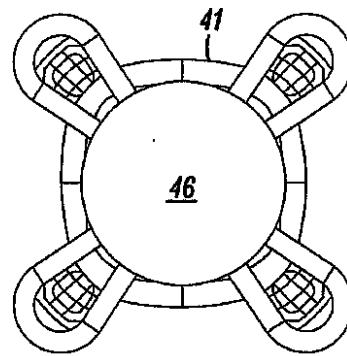


FIG. 4F

【図 5 A】

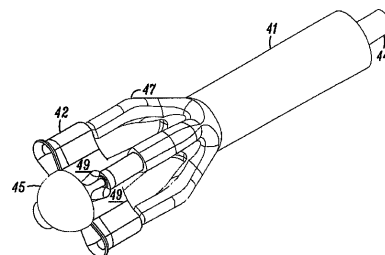


FIG. 5A

【図 5 B】

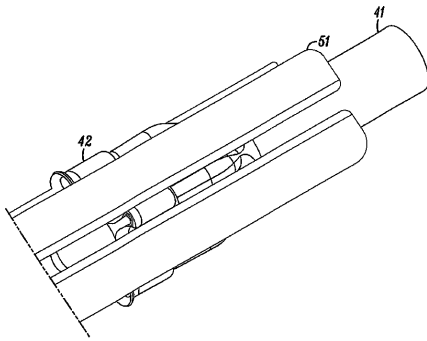


FIG. 5B

【図 6】

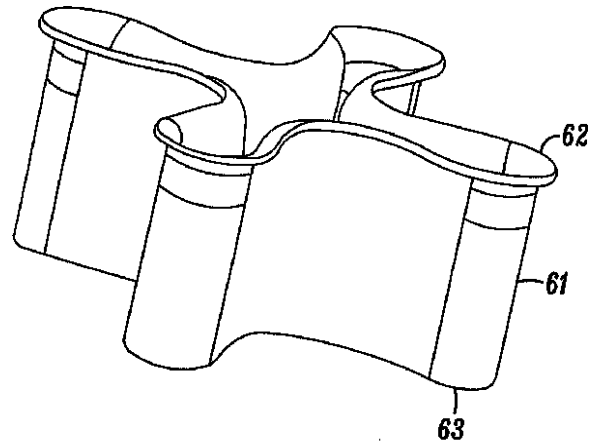


FIG. 6

【図 7】

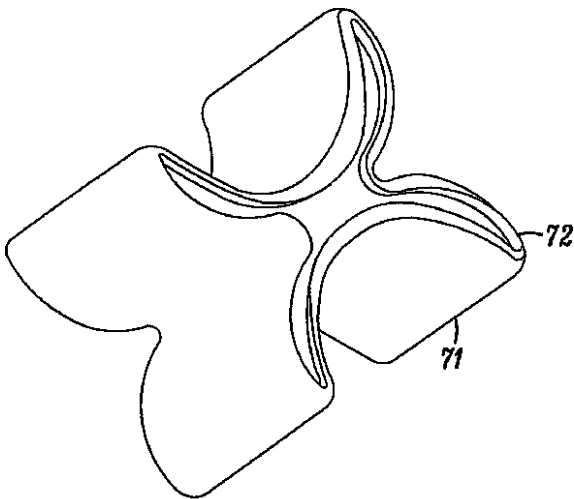


FIG. 7

【図 8 A】

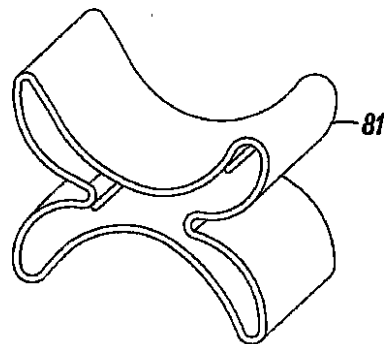


FIG. 8A

【図 8 B】

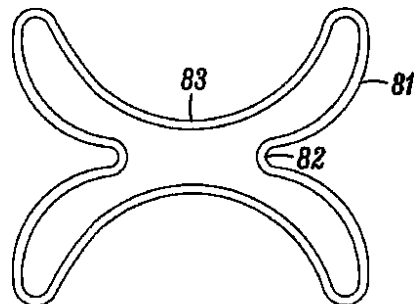


FIG. 8B

【図 8 C】

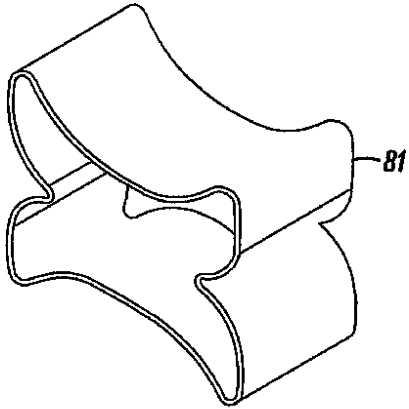


FIG. 8C

【図 8 D】

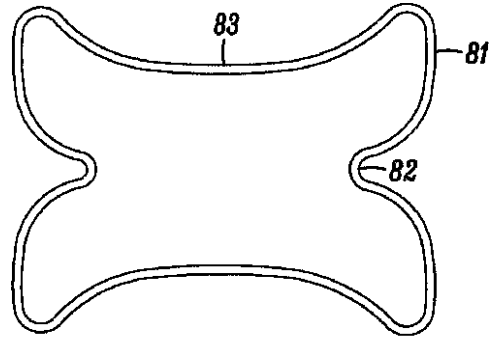


FIG. 8D

【図 9 A】

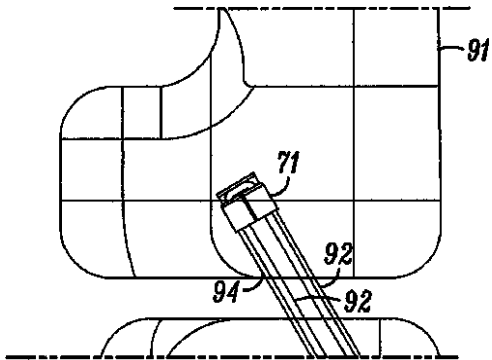


FIG. 9A

【図 9 B】

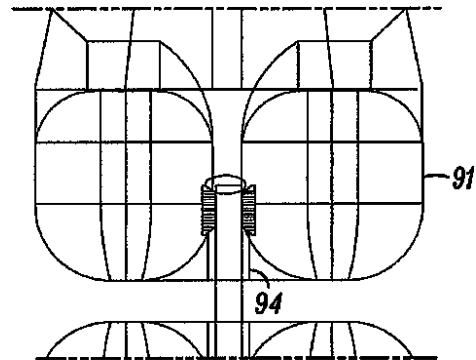
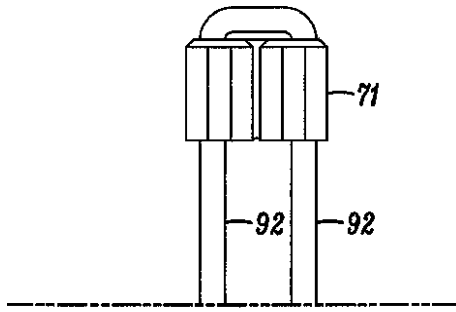
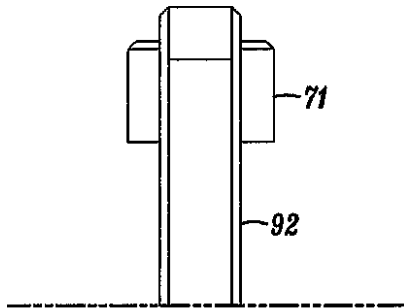


FIG. 9B

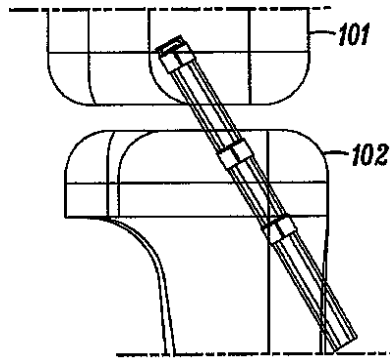
【図9C】

*FIG. 9C*

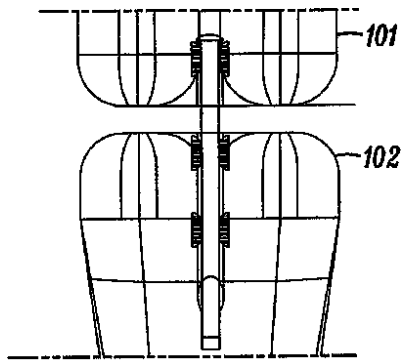
【図9D】

*FIG. 9D*

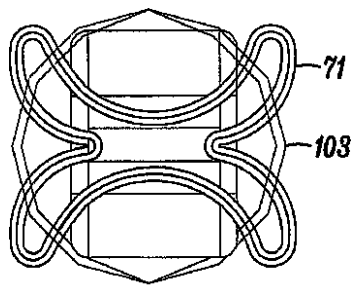
【図10A】

*FIG. 10A*

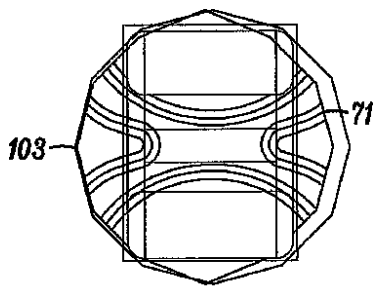
【図10B】

*FIG. 10B*

【図10C】

*FIG. 10C*

【図10D】

*FIG. 10D*

【図 11A】

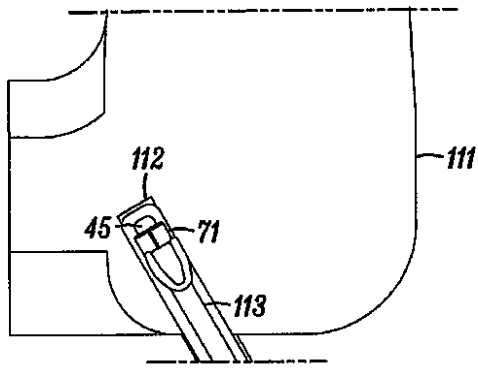


FIG. 11A

【図 11B】

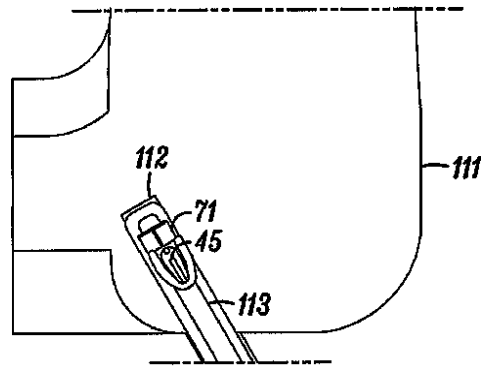


FIG. 11B

【図 11C】

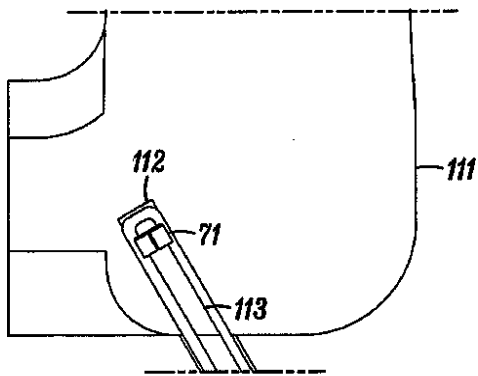


FIG. 11C

【図 12B】

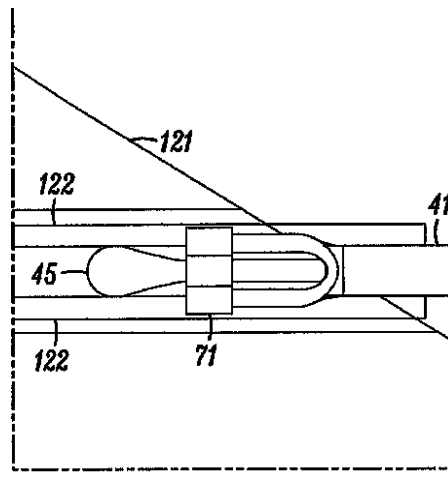


FIG. 12B

【図 12A】

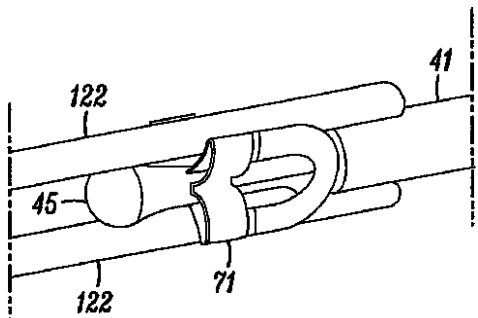


FIG. 12A

【図 12 C】

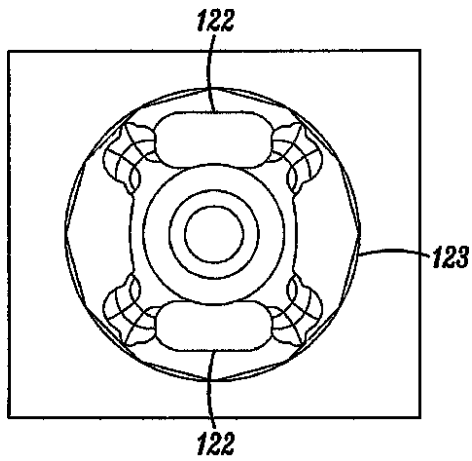


FIG. 12C

【図 12 D】

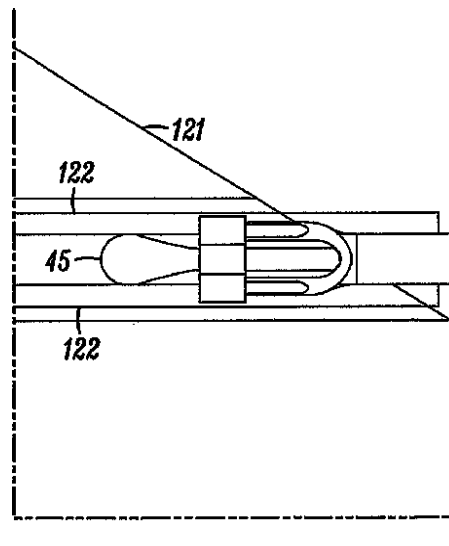


FIG. 12D

【図 13 A】

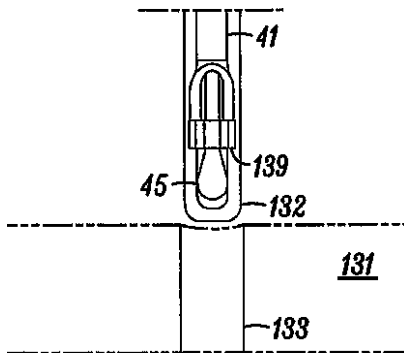


FIG. 13A

【図 13 B】

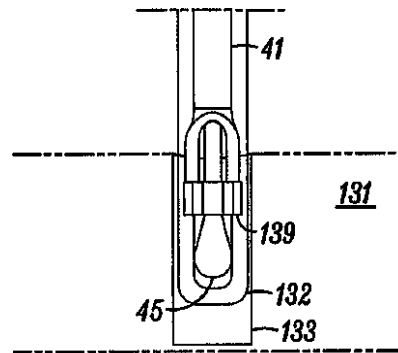


FIG. 13B

【図 13 C】

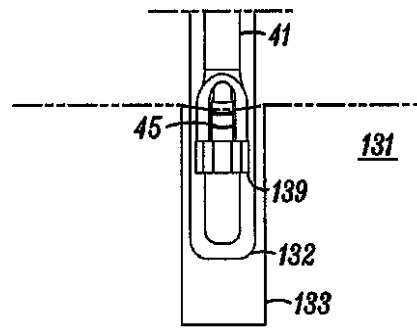


FIG. 13C

【図 13 D】

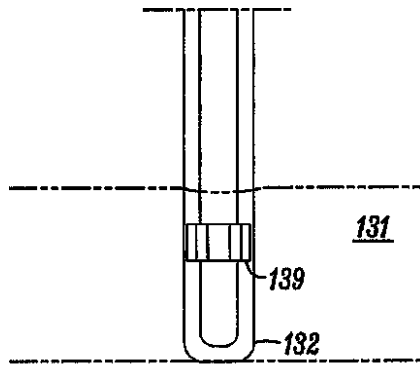


FIG. 13D

【図 14 A】

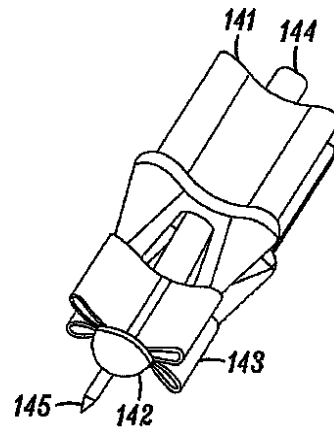


FIG. 14A

【図 14 B】

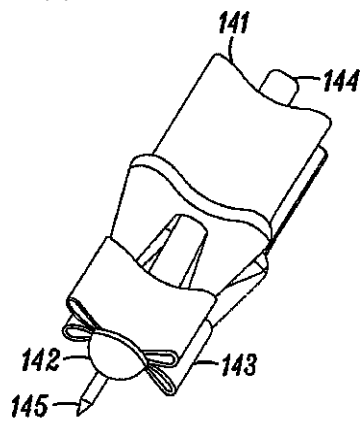


FIG. 14B

【図 14 D】

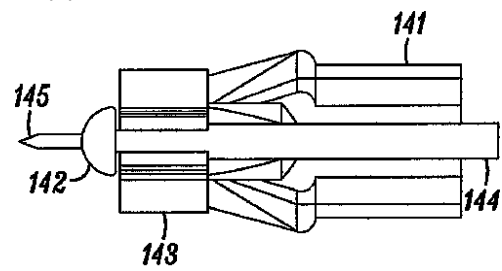


FIG. 14D

【図 14 C】

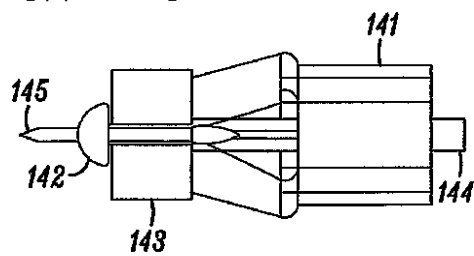


FIG. 14C

【図15A】

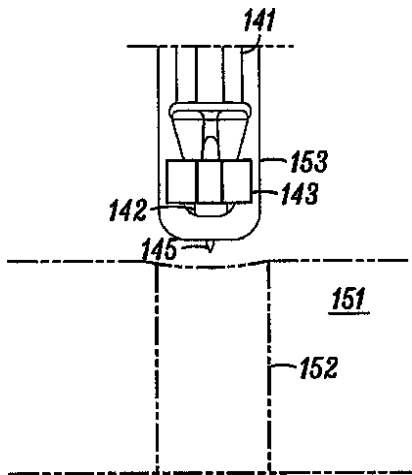


FIG. 15A

【図15B】

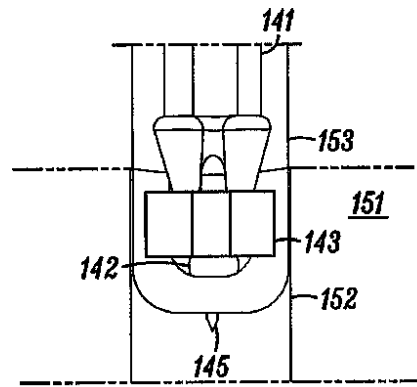


FIG. 15B

【図15C】

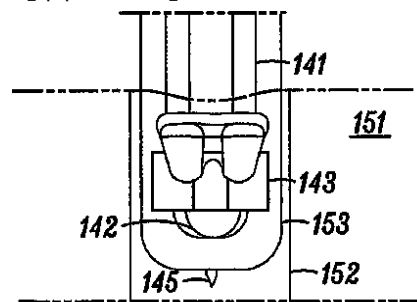


FIG. 15C

【図15D】

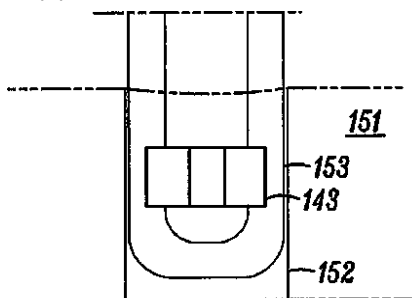


FIG. 15D

【図16B】

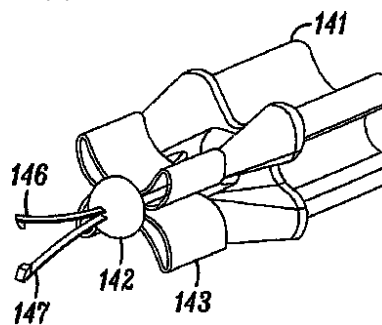


FIG. 16B

【図16A】

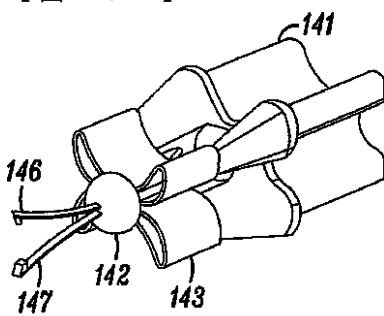


FIG. 16A

【図16C】

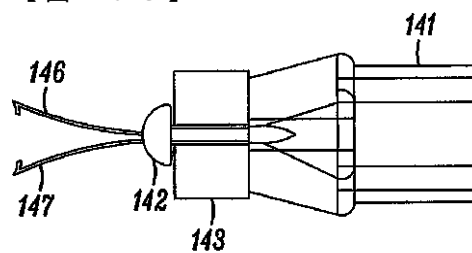
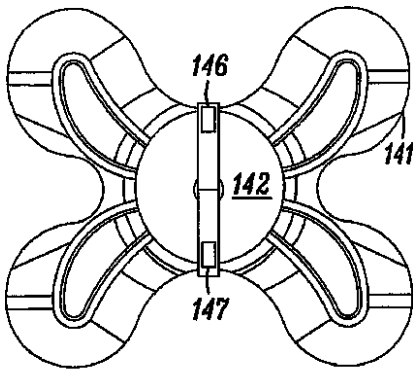
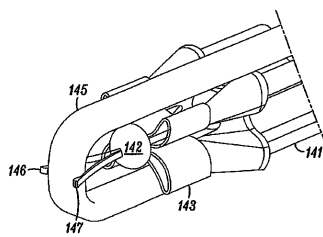


FIG. 16C

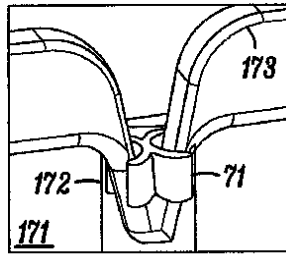
【図16D】

*FIG. 16D*

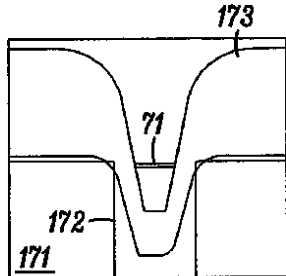
【図16E】

*FIG. 16E*

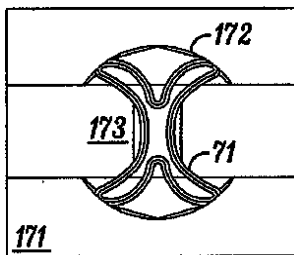
【図17A】

*FIG. 17A*

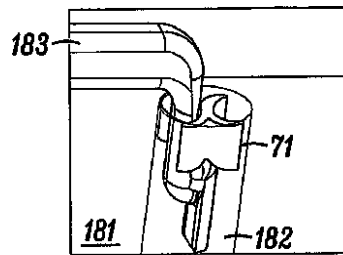
【図17B】

*FIG. 17B*

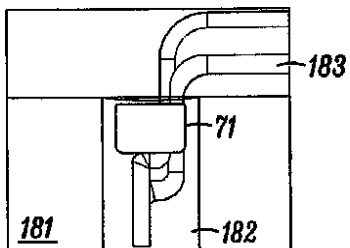
【図17C】

*FIG. 17C*

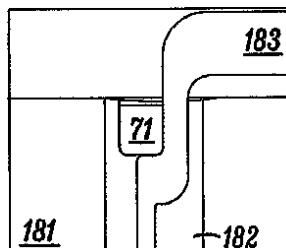
【図18B】

*FIG. 18B*

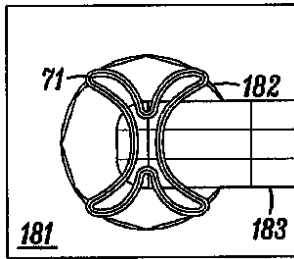
【図18A】

*FIG. 18A*

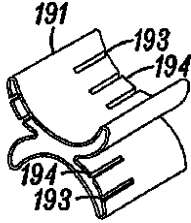
【図18C】

*FIG. 18C*

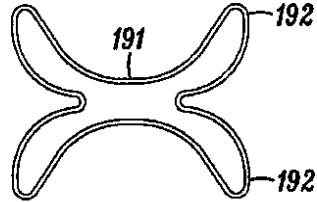
【図18D】

*FIG. 18D*

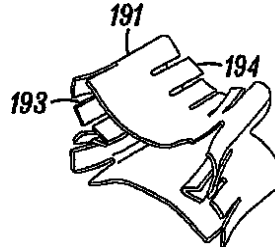
【図19A】

*FIG. 19A*

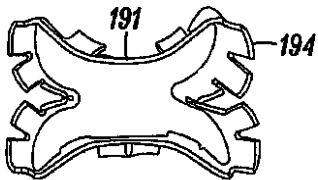
【図19B】

*FIG. 19B*

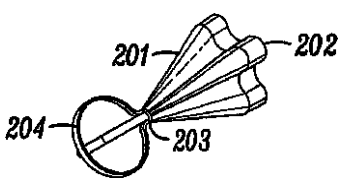
【図19C】

*FIG. 19C*

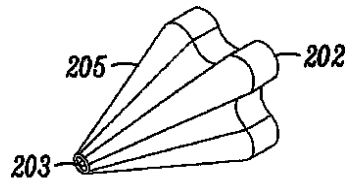
【図19D】

*FIG. 19D*

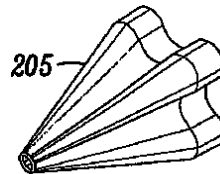
【図20A】

*FIG. 20A*

【図20B】

*FIG. 20B*

【図20C】

*FIG. 20C*

【図20D】

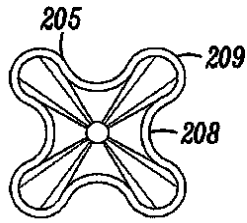


FIG. 20D

【図20E】

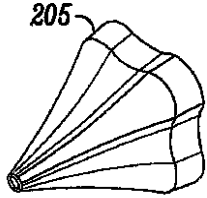


FIG. 20E

【図20F】

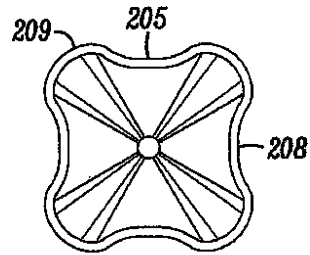


FIG. 20F

【図21A】

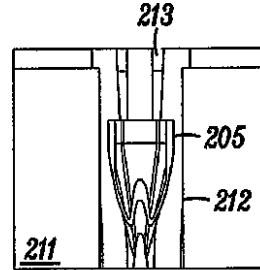


FIG. 21A

【図21B】

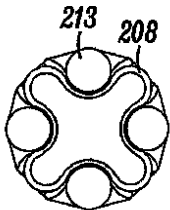


FIG. 21B

【図21D】

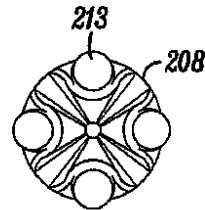


FIG. 21D

【図21C】

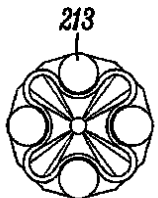


FIG. 21C

【図22A】

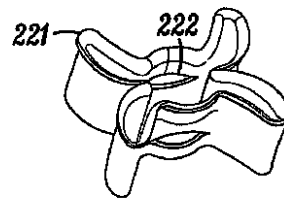


FIG. 22A

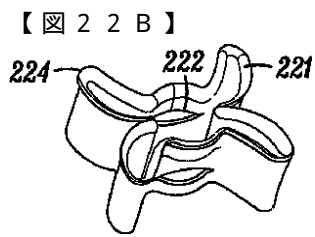


FIG. 22B

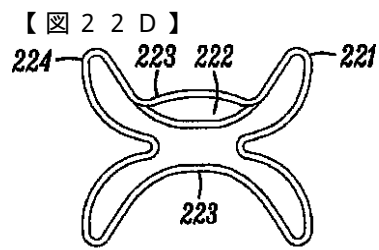


FIG. 22D

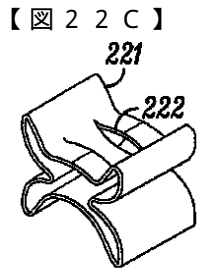


FIG. 22C

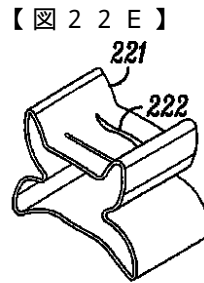


FIG. 22E

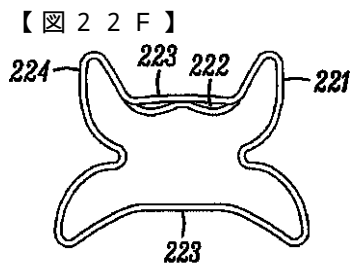


FIG. 22F

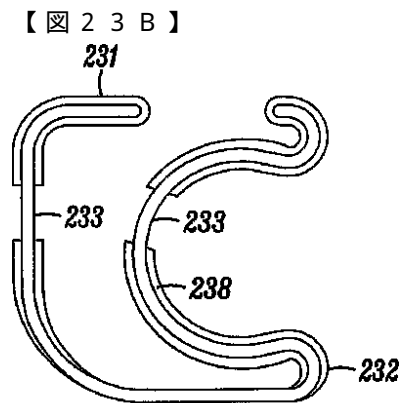


FIG. 23B

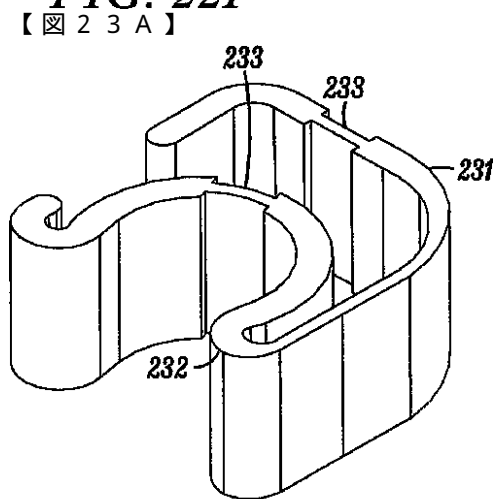


FIG. 23A

【図 23 C】

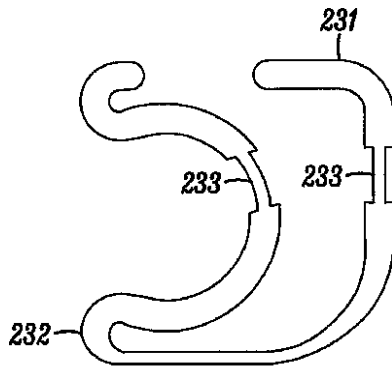


FIG. 23C

【図 24 A】

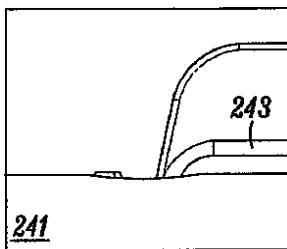


FIG. 24A

【図 24 D】

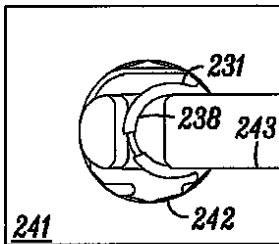


FIG. 24D

【図 25 A】

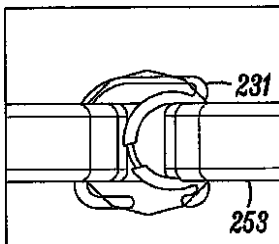


FIG. 25A

【図 24 B】

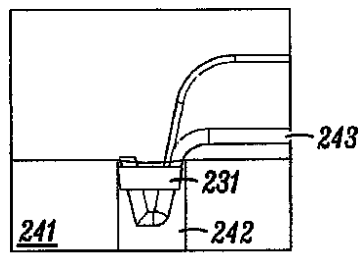


FIG. 24B

【図 24 C】

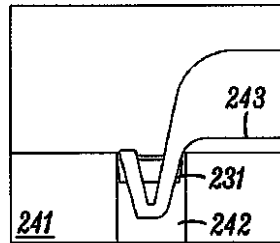


FIG. 24C

【図 25 B】

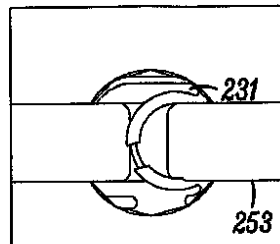


FIG. 25B

【図 25 C】

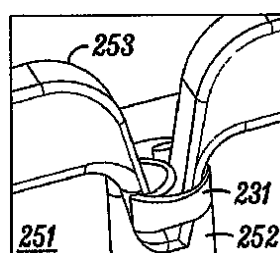


FIG. 25C

【図 25 D】

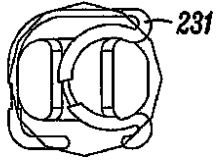


FIG. 25D
【図 25 E】

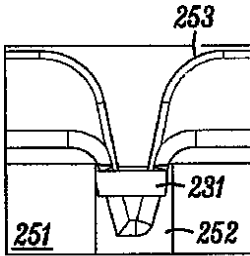


FIG. 25E

【図 25 F】

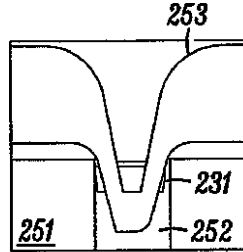


FIG. 25F

【図 26 A】

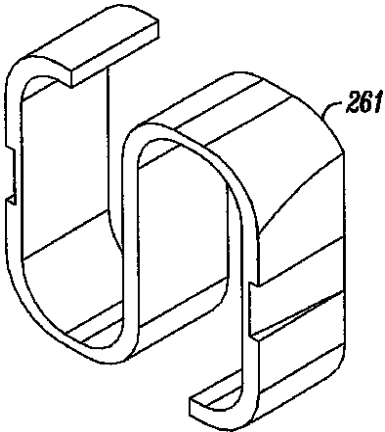


FIG. 26A

【図 26 B】

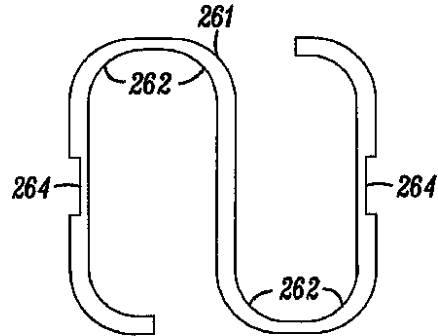


FIG. 26B

【図 26 C】

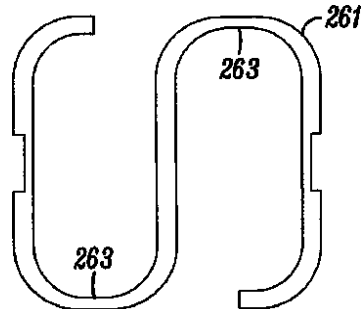
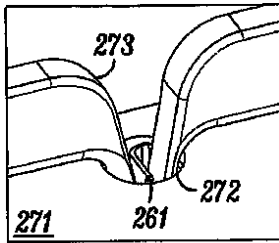
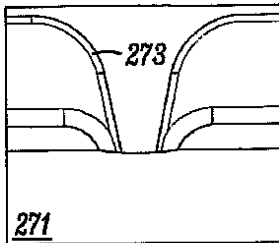


FIG. 26C

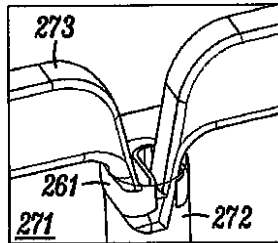
【図 27 A】

*FIG. 27A*

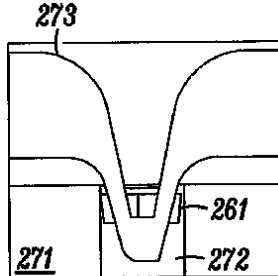
【図 27 B】

*FIG. 27B*

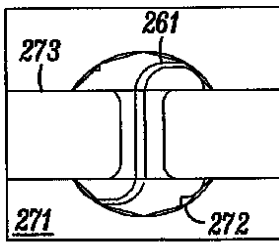
【図 27 C】

*FIG. 27C*

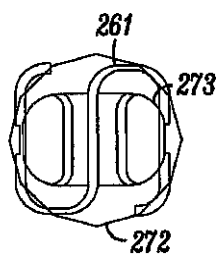
【図 27 D】

*FIG. 27D*

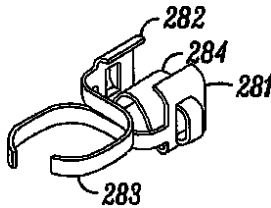
【図 27 E】

*FIG. 27E*

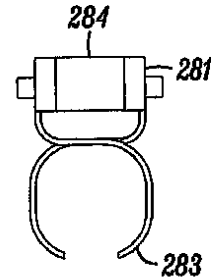
【図 27 F】

*FIG. 27F*

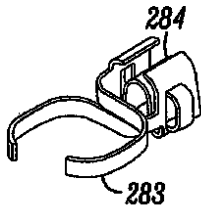
【図 28 A】

*FIG. 28A*

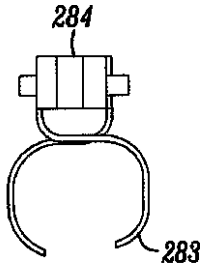
【図 28 B】

*FIG. 28B*

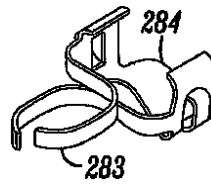
【図28C】

*FIG. 28C*

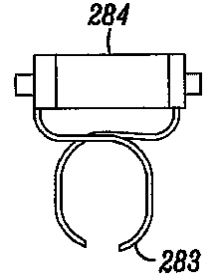
【図28D】

*FIG. 28D*

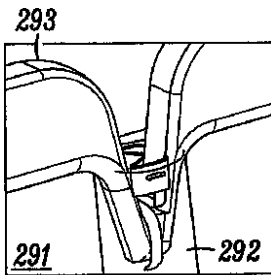
【図28E】

*FIG. 28E*

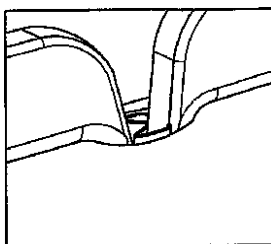
【図28F】

*FIG. 28F*

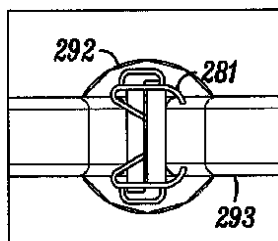
【図29A】

*FIG. 29A*

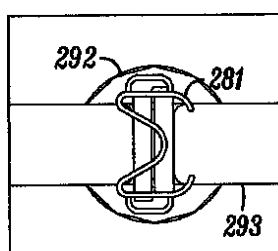
【図29B】

*FIG. 29B*

【図29C】

*FIG. 29C*

【図29D】

*FIG. 29D*

【図29E】

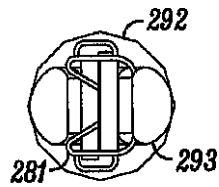


FIG. 29E

【図29F】

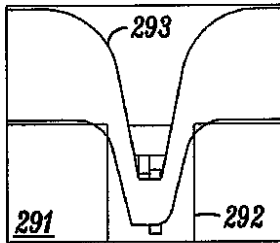


FIG. 29F

【図30A】

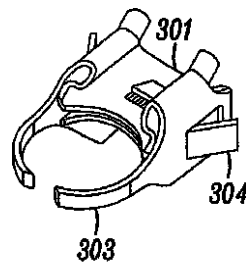


FIG. 30A

【図30B】

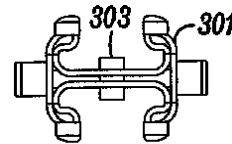


FIG. 30B

【図30C】

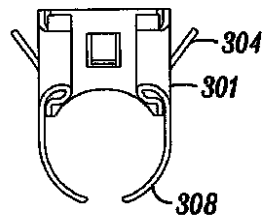


FIG. 30C

【図30D】

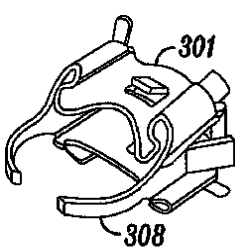


FIG. 30D

【図30E】

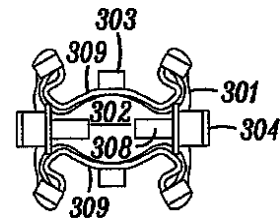


FIG. 30E

【図30F】

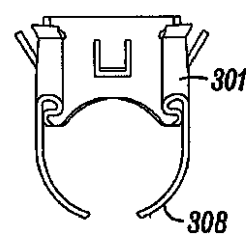
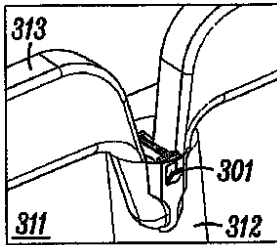
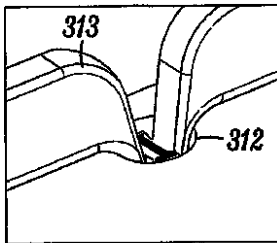


FIG. 30F

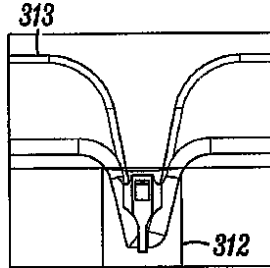
【図 31 A】

*FIG. 31A*

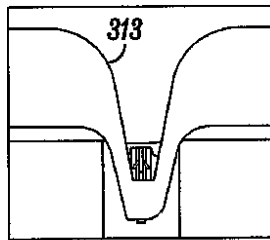
【図 31 B】

*FIG. 31B*

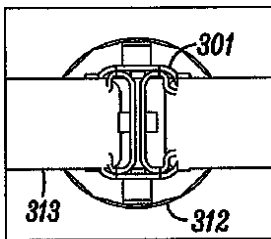
【図 31 C】

*FIG. 31C*

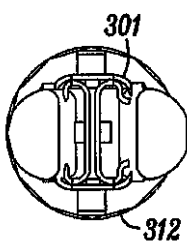
【図 31 D】

*FIG. 31D*

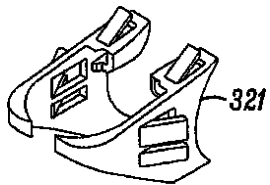
【図 31 E】

*FIG. 31E*

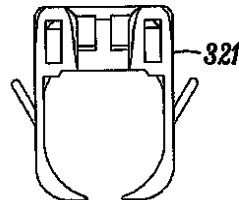
【図 31 F】

*FIG. 31F*

【図 32 A】

*FIG. 32A*

【図 32 B】

*FIG. 32B*

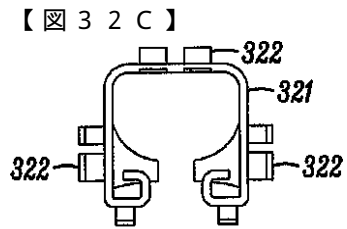


FIG. 32C

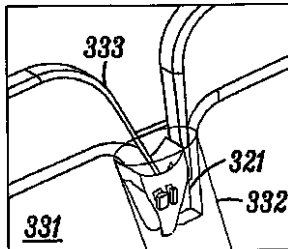


FIG. 33A

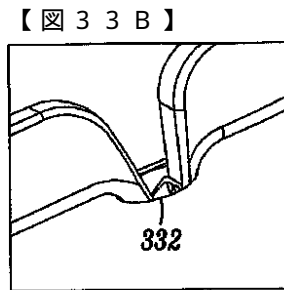


FIG. 33B

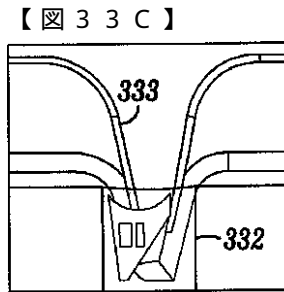


FIG. 33C

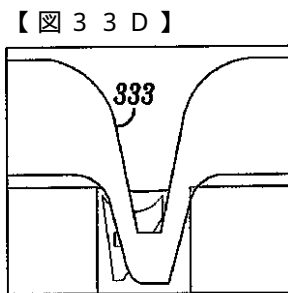


FIG. 33D

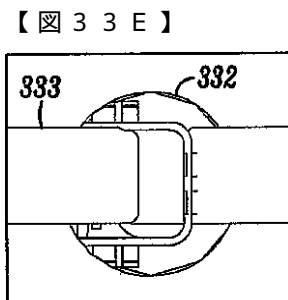


FIG. 33E

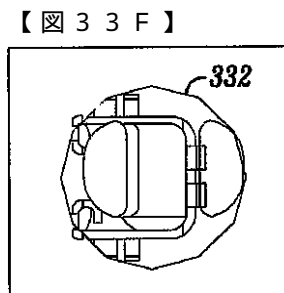


FIG. 33F

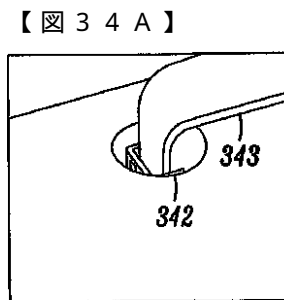
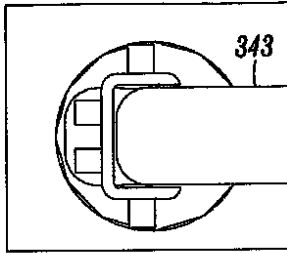
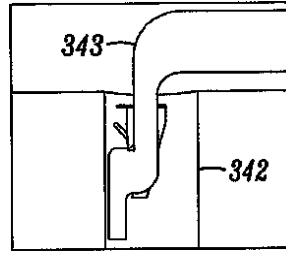


FIG. 34A

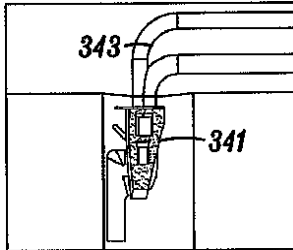
【図 34 B】

*FIG. 34B*

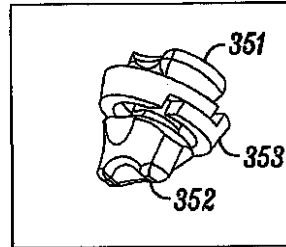
【図 34 D】

*FIG. 34D*

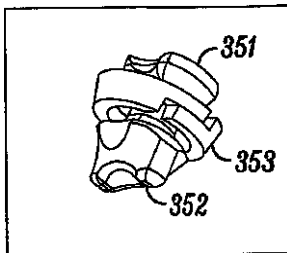
【図 34 C】

*FIG. 34C*

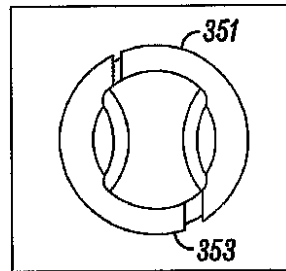
【図 35 A】

*FIG. 35A*

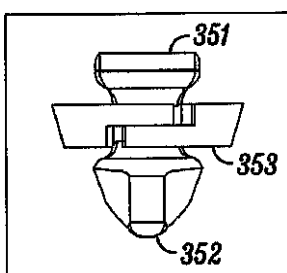
【図 35 B】

*FIG. 35B*

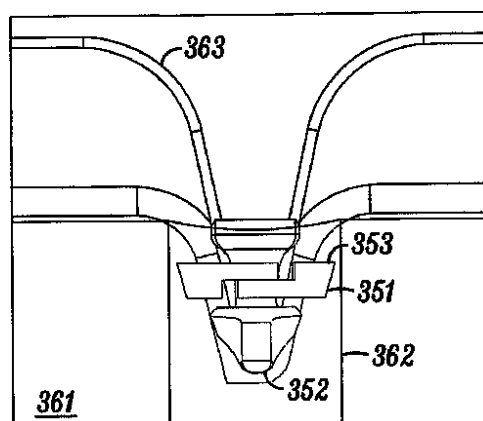
【図 35 D】

*FIG. 35D*

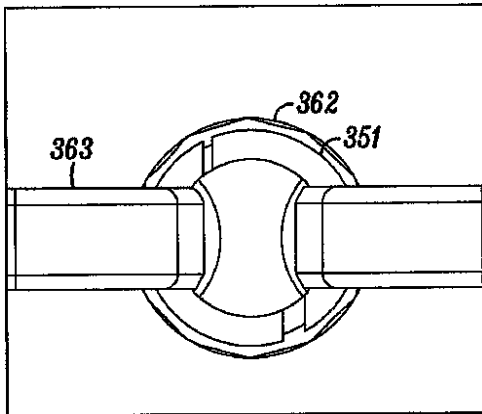
【図 35 C】

*FIG. 35C*

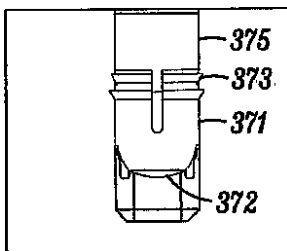
【図 36 A】

*FIG. 36A*

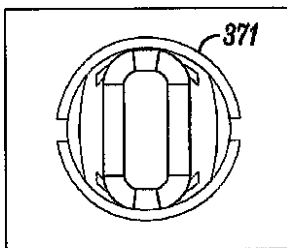
【図 36 B】

*FIG. 36B*

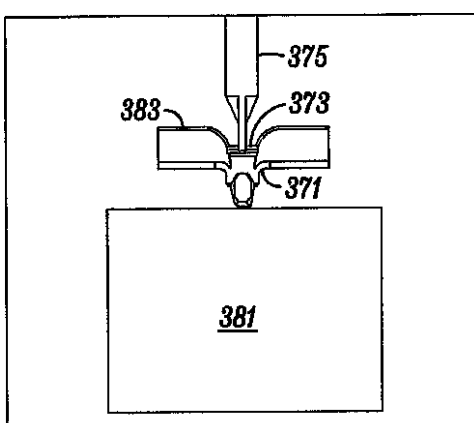
【図 37 A】

*FIG. 37A*

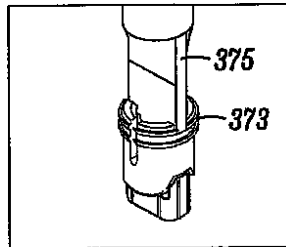
【図 37 D】

*FIG. 37D*

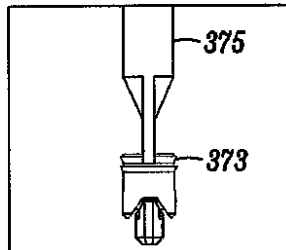
【図 38 A】

*FIG. 38A*

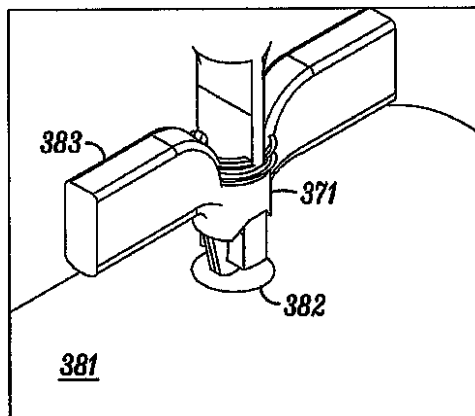
【図 37 B】

*FIG. 37B*

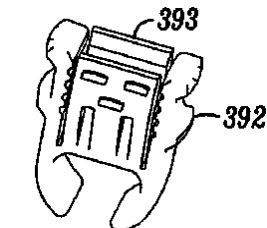
【図 37 C】

*FIG. 37C*

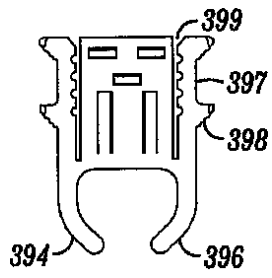
【図 38 B】

*FIG. 38B*

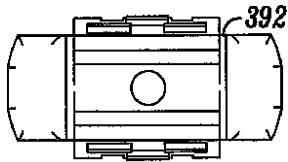
【図 39 A】

*FIG. 39A*

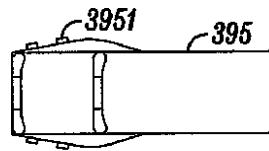
【図 39 B】

*FIG. 39B*

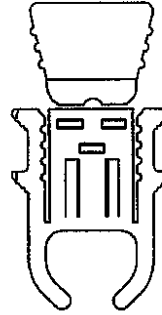
【図 39 C】

*FIG. 39C*

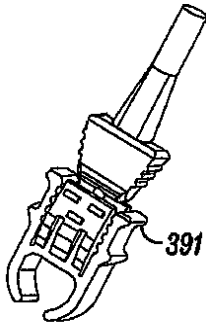
【図 39 D】

*FIG. 39D*

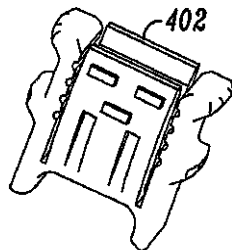
【図 39 E】

*FIG. 39E*

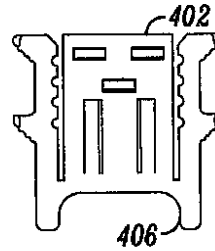
【図 39 F】

*FIG. 39F*

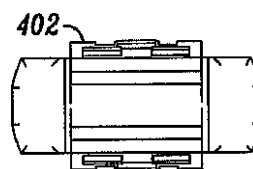
【図 40 A】

*FIG. 40A*

【図 40 B】

*FIG. 40B*

【図 40 C】

*FIG. 40C*

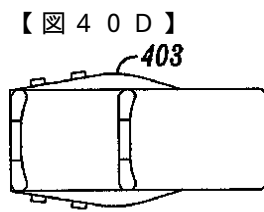


FIG. 40D

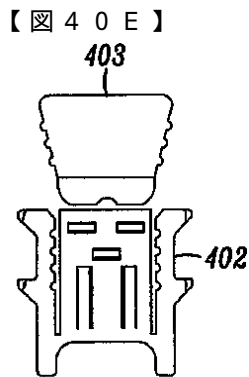


FIG. 40E

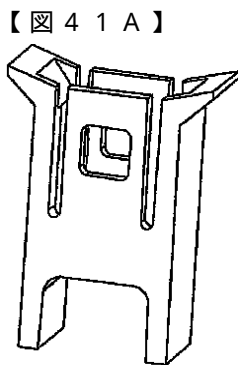


FIG. 41A

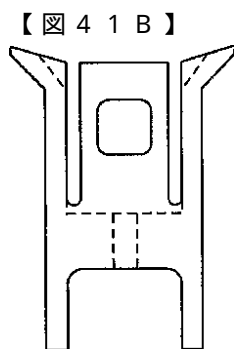


FIG. 41B

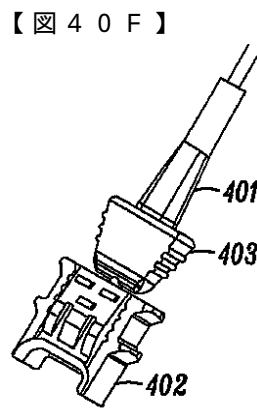


FIG. 40F

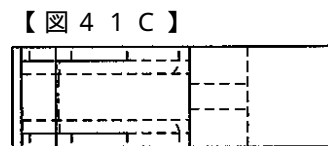


FIG. 41C

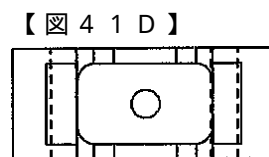
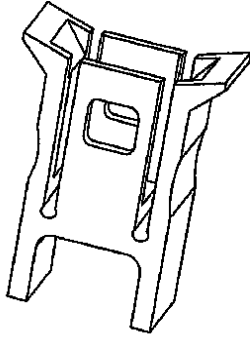
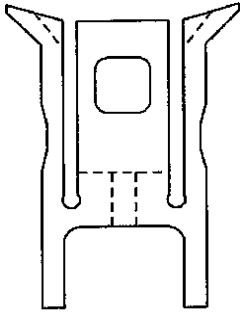


FIG. 41D

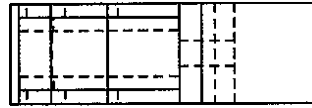
【図 42 A】

*FIG. 42A*

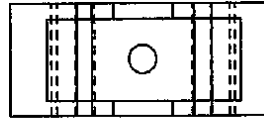
【図 42 B】

*FIG. 42B*

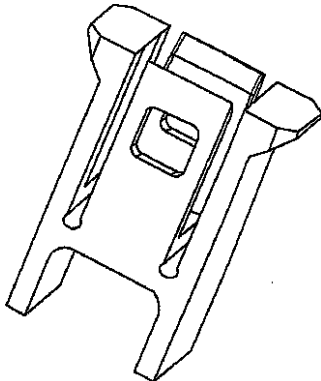
【図 42 C】

*FIG. 42C*

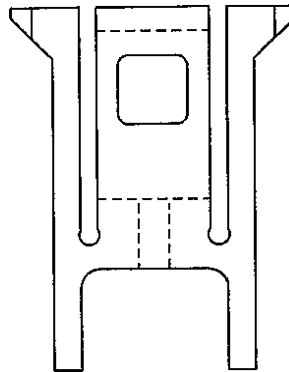
【図 42 D】

*FIG. 42D*

【図 43 A】

*FIG. 43A*

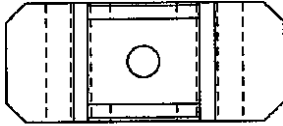
【図 43 B】

*FIG. 43B*

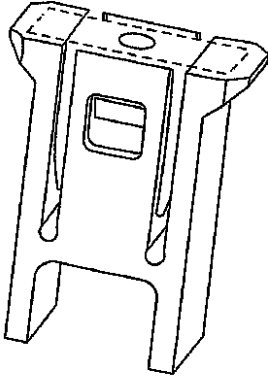
【図 43 C】

*FIG. 43C*

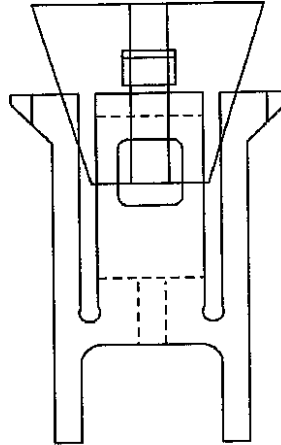
【図 43 D】

*FIG. 43D*

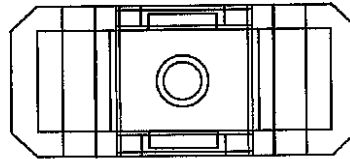
【図 44 A】

*FIG. 44A*

【図 44 B】

*FIG. 44B*

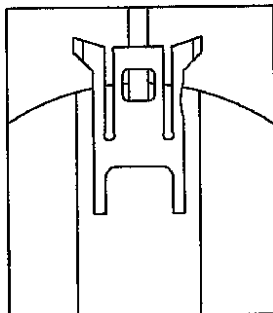
【図 44 C】

*FIG. 44C*

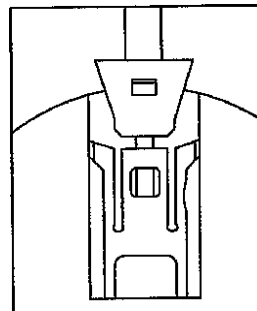
【図 44 D】

*FIG. 44D*

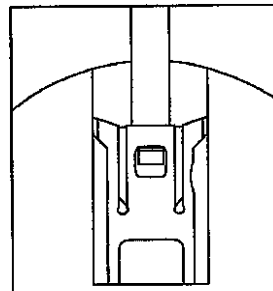
【図 45 A】

*FIG. 45A*

【図 45 B】

*FIG. 45B*

【図 45 C】

*FIG. 45C*

【図 45 D】

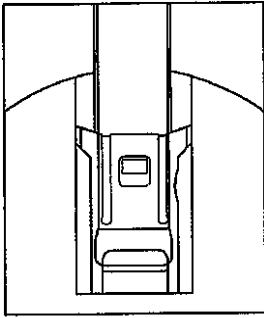


FIG. 45D
【図 46 A】

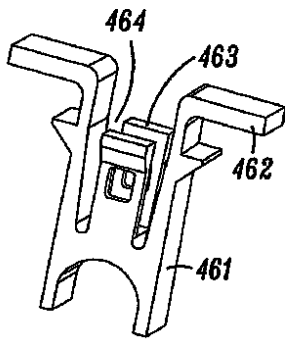


FIG. 46A

【図 46 D】

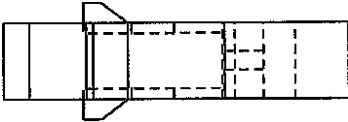


FIG. 46D

【図 47 A】

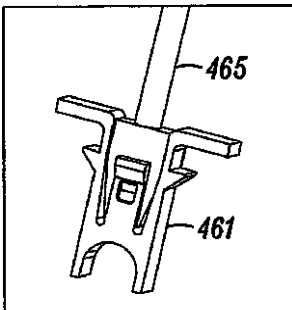


FIG. 47A

【図 46 B】

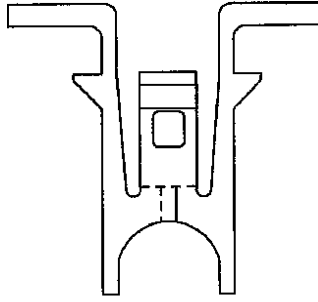


FIG. 46B

【図 46 C】

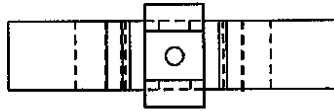


FIG. 46C

【図 47 B】

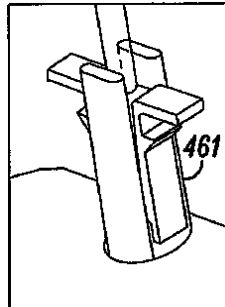


FIG. 47B

【図 47 C】

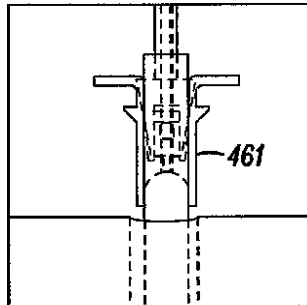
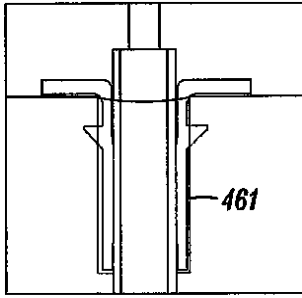
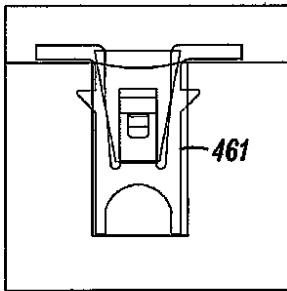


FIG. 47C

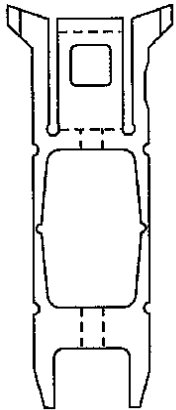
【図 47 D】

*FIG. 47D*

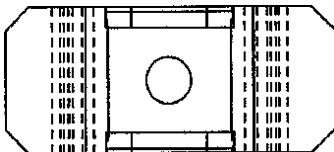
【図 47 E】

*FIG. 47E*

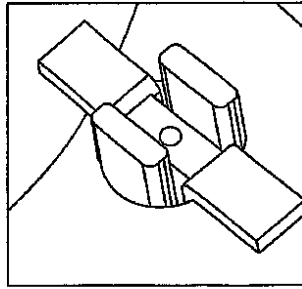
【図 48 B】

*FIG. 48B*

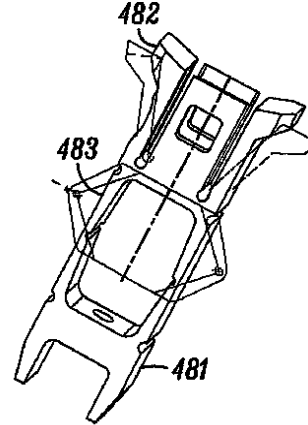
【図 48 C】

*FIG. 48C*

【図 47 F】

*FIG. 47F*

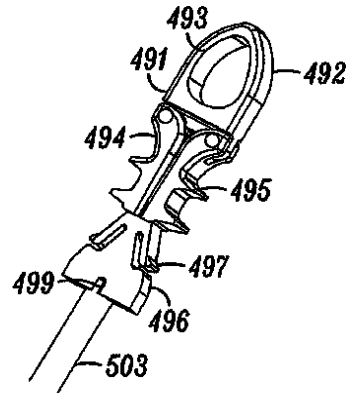
【図 48 A】

*FIG. 48A*

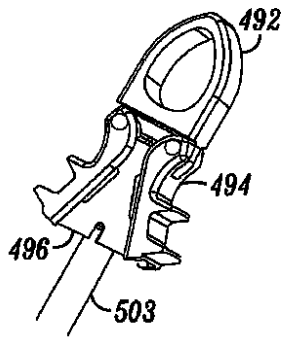
【図 48 D】

*FIG. 48D*

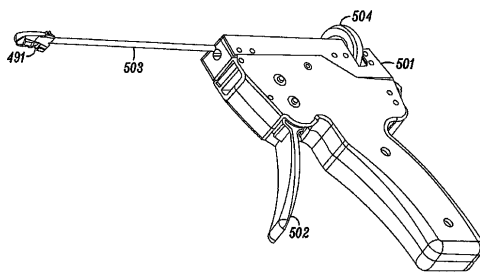
【図 49 A】

*FIG. 49A*

【 図 49 B 】

**FIG. 49B**

【 図 50 】

**FIG. 50**

フロントページの続き

- (74)代理人 100103609
弁理士 井野 砂里
- (72)発明者 モントゴメリー ケニス ディー
アメリカ合衆国 ニューヨーク州 1 1 5 7 6 ロスリン イースト ブロードウェイ 6 2
- (72)発明者 フライシュマン シドニー
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 2 7 7 1 3 ダーラム スカラスティック サークル 1
1 4 7
- (72)発明者 ウェイン ジェイムズ ジー
アメリカ合衆国 ノースカロライナ州 2 7 5 1 7 チャペル ヒル パインハースト ドライヴ
1 2 0 0
- (72)発明者 オーハシ ケヴィン エル
アメリカ合衆国 マサチューセッツ州 0 2 1 3 0 ジャマイカ ブレイン オーチャード スト
リート 6 0
- (72)発明者 ドミンゴ ニケイナ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 5 0 5 4 サンタ クララ モアランド ウェイ 5 3 1
- (72)発明者 ライト ジョン
アメリカ合衆国 ネブラスカ州 6 8 8 4 7 カーニー セントラル アベニュー 3 2 1 9 ス
イート 1 0 2
- (72)発明者 ハーパー デレク ジェイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 3 1 1 7 ゴレタ バトンウッド レーン 6 8 5 6
- (72)発明者 クロケット ヒーバー
アメリカ合衆国 ネブラスカ州 6 8 8 4 7 カーニー セントラル アベニュー 3 2 1 9 ス
イート 1 0 2

審査官 瀬戸 康平

- (56)参考文献 特開平08 - 052154 (JP, A)
米国特許第06656183 (US, B2)
米国特許第05480403 (US, A)
特開平08 - 206121 (JP, A)
特表2002 - 536113 (JP, A)
特表2002 - 516142 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/56
A61F 2/02