

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4263619号
(P4263619)

(45) 発行日 平成21年5月13日(2009.5.13)

(24) 登録日 平成21年2月20日(2009.2.20)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 17/56 (2006.01) A 6 1 B 17/56
A 6 1 B 17/04 (2006.01) A 6 1 B 17/04

請求項の数 16 (全 24 頁)

(21) 出願番号	特願2003-565334 (P2003-565334)	(73) 特許権者	505446116
(86) (22) 出願日	平成14年12月19日(2002.12.19)		アースロケア コーポレーション
(65) 公表番号	特表2005-516661 (P2005-516661A)		アメリカ合衆国, テキサス 78701-4043, オースティン, スイート 510, コンgress アベニュー 111
(43) 公表日	平成17年6月9日(2005.6.9)	(74) 代理人	100099759
(86) 国際出願番号	PCT/US2002/041018		弁理士 青木 篤
(87) 国際公開番号	W02003/065904	(74) 代理人	100092624
(87) 国際公開日	平成15年8月14日(2003.8.14)		弁理士 鶴田 準一
審査請求日	平成17年12月19日(2005.12.19)	(74) 代理人	100102819
(31) 優先権主張番号	10/067, 164		弁理士 島田 哲郎
(32) 優先日	平成14年2月4日(2002.2.4)	(74) 代理人	100112357
(33) 優先権主張国	米国 (US)		弁理士 廣瀬 繁樹
		(74) 代理人	100082898
			弁理士 西山 雅也

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 無結節式に縫合糸を固定することをを用いて結合組織を骨に取付ける装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

縫合糸の長さ方向部分が無結節式に固定される縫合糸固定具装置であって、
 近位端と、遠位端と、縫合糸の長さ方向部分を前記近位端からルーメン内に導入することができるように前記近位端に設けられたルーメン開口とを有する固定具本体と、
 前記固定具本体のルーメン内に位置する複数の縫合糸係止要素と、
 を備え、
 前記縫合糸係止要素の各々は、それぞれの第1の位置から第2の位置まで前記ルーメン内を移動可能であり、
 前記複数の縫合糸係止要素は、その第1の位置において、互いと共に、少なくとも一つの軸線方向通路を形成し、この軸線方向通路は、それを通る前記縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を可能にするように寸法決めされ、
 前記縫合糸係止要素は、その第2の位置において、前記軸線方向通路を不規則な断面に変形させて又は前記縫合糸の長さ方向部分を前記軸線方向通路内で締めつけるように前記軸線方向通路の寸法を減少させて、前記軸線方向通路を通る縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を実質的に制限することを特徴とする縫合糸固定具装置。

【請求項 2】

前記軸線方向通路は、前記ルーメンのほぼ中心に配置され、
 前記縫合糸係止要素の各々は、前記ルーメンの中心に向けて前記第1の位置から前記第2の位置まで移動することを特徴とする請求項1に記載の縫合糸固定具装置。

【請求項 3】

前記縫合系係止要素の少なくとも1つは、前記第1の位置から前記第2の位置まで、他の縫合系係止要素と異なる方向に移動することを特徴とする請求項2に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 4】

軸線方向に積み重ねられ且つ前記ルーメン内で半径方向に移動するように配置された少なくとも3つの縫合系係止要素を含み、

隣接した前記縫合系係止要素同士は反対方向に移動することを特徴とする請求項3に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 5】

前記縫合系係止要素は、実質的にC形状であり、その各々は、前記軸線方向通路の約4分の3を取り囲んで前記軸線方向通路を形成することを特徴とする請求項2又は請求項4に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 6】

更に、異なる縫合系係止要素と接触し且つそれらを前記第1の位置から前記第2の位置まで異なる方向に移動させるように、前記ルーメン内を軸線方向に移動可能な一对の縫合系係止プラグを有することを特徴とする請求項3に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 7】

前記縫合系係止要素は、それぞれの前記第1の位置からそれぞれの前記第2の位置まで前記ルーメン内を半径方向に移動するように構成されることを特徴とする請求項1に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 8】

更に、前記縫合系係止要素の少なくともいくつかと接触し且つそれらを前記第1の位置から前記第2の位置まで移動させるように、前記ルーメン内を軸線方向に移動可能な縫合系係止プラグを有することを特徴とする請求項7に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 9】

軸線方向に積み重ねられ且つ前記ルーメン内を半径方向に移動するように構成された少なくとも3つの縫合系係止要素を有し、

隣接した縫合系係止要素は反対方向に移動することを特徴とする請求項8に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 10】

更に、前記縫合系係止要素の少なくとも1つと接触し且つそれを前記第1の位置から前記第2の位置まで移動させるように、前記ルーメン内を軸線方向に移動可能な縫合系係止プラグを有することを特徴とする請求項1に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 11】

前記縫合系係止プラグは、第1の断面寸法を有し、

更に、前記第1の寸法よりも小さい第2の断面寸法を有する作動ロッドを有し、

前記作動ロッドは、前記縫合系係止プラグの近位端に取外し可能に取り付けられ、前記固定具本体の近位端から突出し、前記縫合系係止プラグを前記ルーメン内で軸線方向に移動させるために用いられることを特徴とする請求項10に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 12】

更に、前記作動ロッドに沿う張力脆弱点を有し、それにより、接触した前記少なくとも1つの縫合系係止要素の各々が前記第1の位置から前記第2の位置に移動した後、前記作動ロッドに対して所定の引張力を近位方向に加える時、ワイヤが前記縫合系係止プラグから分離することを可能にすることを特徴とする請求項11に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 13】

軸線方向に積み重ねられ且つ前記ルーメン内を半径方向に移動するように構成された少なくとも2つの縫合系係止要素を有し、

隣接した縫合系係止要素は反対方向に移動することを特徴とする請求項10に記載の縫合系固定具装置。

10

20

30

40

50

【請求項 14】

2つの軸線方向通路と2つの縫合系の長さ方向部分とを有し、
前記長さ方向部分の各々は、前記ルーメンの直径方向反対側に且つ前記固定具本体の壁に当接して配置され、

前記縫合系係止要素の各々は、前記第1の位置から前記第2の位置まで移動したとき、前記軸線方向通路の一方に向かって移動することを特徴とする請求項10に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 15】

各前記縫合系係止要素は、前記縫合系係止プラグが接触して前記縫合系係止要素を移動させる、前記ルーメンの中心からオフセットした開口を有し、

隣接した縫合系係止要素の開口は、前記縫合系係止プラグの軸線方向移動により、隣接した縫合系係止要素を異なる方向に移動させるように異なる方向にオフセットされる、ことを特徴とする請求項14に記載の縫合系固定具装置。

【請求項 16】

前記固定具本体は、更にも、それに取り付けられた縫合系戻り部材を含み、前記縫合系の長さ方向部分は、前記近位端から前記ルーメン内に通され、前記軸線方向通路の中を通り、前記縫合系戻り部材の周りでループを形成し、前記軸線方向通路の中を通過して戻り、前記近位端を通過して前記ルーメンから外に通すことができることを特徴とする請求項1に記載の縫合系固定具装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、一般的に軟組織を骨に取り付ける方法及び装置に関し、より詳細には、靭帯又は腱のような結合組織を骨に固定する固定装置及び方法に関する。本発明は、回旋筋腱板を修復するために回旋筋腱板上腕骨ヘッドに再び取り付ける関節鏡外科技術に特定の用途を有する。

【背景技術】

【0002】

関連する骨からの腱及び他の軟らかい結合組織の断裂又は分離は、益々一般的な問題となっている。そのような種類の断裂又は分離の1つは、棘上腱が上腕から分離し、痛み及び腕を上げて外方に回転させる機能の損失を生じさせる「回旋筋腱板」断裂である。肩が重い外傷を受けている場合は完全分離が生じる可能性があるが、一般的に、断裂は、特に高齢の患者においては小さな病変として始まる。

今日、断裂した回旋筋腱板を修復する一般的な方法は、大規模切開による外科的方法である。現在、回旋筋腱板修復事例のほぼ99%においてこの手法が取られている。2種類の回旋筋腱板修復のための切開外科的手法、すなわち、一方は「古典的切開」、他方は「ミニ切開」として公知の手法が存在する。

【0003】

古典的切開による手法は、露出を容易にするために、大規模な切開及び肩先からの三角筋の完全分離を必要とする。腱板は、成長可能な組織への縫合付着を保証し、かつ妥当な縁部接近性を作り出すために創傷清拭される。更に、上腕骨ヘッドは、生の骨の表面上での回復が向上するので、骨再付着点に対する予定の軟組織において研磨されるか又は切り目が入られる。「経骨髄性トンネル」と呼ばれる一連の直径の小さい孔が、研磨するか又は切り目を入れた表面から大結節の外面上の一点まで、一般的に2から3cmの距離だけ骨を通過して横方向に「穿孔」される。最後に、縫合系の端部を経骨髄性トンネルを通じて引っ張り、2つの連続するトンネル間の骨をブリッジとして使用してそれらを結び合わせるにより、腱板が縫合されて骨に固定され、その後、肩先に三角筋を外科的に再び取り付ける必要がある。この操作のために、三角筋は術後保護を要し、従って、回復を遅らせて弱部の残留をもたらす可能性がある。完全な回復には、約9から12カ月を要する。

。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 4 】

現在増える傾向にあり、全ての外科的修復処置の主流である「ミニ切開」技術は、より小さな切開部を通じてアクセスし、三角筋を分離せずに分割する点で古典的手法とは異なる。更に、この処置は、一般的に、関節鏡視下肩峰減圧術と併せて行われる。三角筋が分割された状態で、それは、回旋筋腱板断裂部を露出させるために引っ込められる。上述のように、腱板は創傷清拭され、上腕骨ヘッドは研磨され、いわゆる「経骨髄性トンネル」は、骨を通して「穿孔」されるか又は縫合糸固定装置が挿入される。回旋筋腱板の上腕骨ヘッドへの縫合に続いて、分割された三角筋は、外科的に修復される。

上述の外科技術は、回旋筋腱板修復に対する医療の現在の標準であるが、それらは、患者の多大の不快感及び少なくとも4カ月から1年又はそれ以上に亘る長い回復時間に関連する。患者の不快感の大部分及び回復時間の増大をもたらすのは、大規模皮膚切開と併せた上述の三角筋の操作である。

10

【 0 0 0 5 】

切開による外科的修復の欠点に対処する努力が為されるなかで、低侵襲性関節鏡技術が開発され始めている。三角筋の分断を最小化する小さなトロカール入口を通じて作業することにより、少数の外科医が、様々な骨固定装置及び縫合糸構造を用いて回旋筋腱板を再び取り付けられることができるようになってきている。回旋筋腱板は、肉体内縫合を施され、固定装置は、修復に適する位置で骨に打ち込まれる。現在の技術では関節鏡視下で生成するのは困難であるか又は不可能である経骨髄性トンネルを通じて縫合糸を通すことよりも、修復は、固定装置と縫合糸を用いて腱板を骨に押し当てて結合することにより完了する。低侵襲性技術の初期の結果は、期待の持てるものであり、患者の回復時間及び不快感を大幅に減少させている。

20

【 0 0 0 6 】

残念なことに、回旋筋腱板の完全な関節鏡視下修復を促進するのに要求される技術レベルは極めて高い。肉体内縫合は、面倒で時間の掛かる作業であり、最も簡単なステッチパターンのみが使用可能である。肉体内結節は、いくらか困難性が少ないが、結節の固さを判断するのが困難であり、張力を後で調整することができない。また、骨固定装置を用いて骨内に縫合糸固定点を設けるので、軟組織を固定装置に固定する結節は、必然的に結節の束を軟組織の上に残す。回旋筋腱板修復の場合、これは、結節の束が肩被膜内に残され、患者が肩関節を使用する際に、それを術後に感じる可能性があることを意味する。従って、関節鏡視下で作られる結節は、それを達成するのが困難であり、調整が不可能であり、肩の最適領域とは言えない位置に配置される。縫合糸の張力も、結節が固定された状態で測定及び調整するのが不可能である。その結果、処置の技術的困難性から、現在では全ての回旋筋腱板処置の1%よりも少ないものが関節鏡視下型のものであり、本質的に治験的であると考えられている。

30

【 0 0 0 7 】

関節鏡視下回旋筋腱板修復技術の他の困難性は、現在利用可能な縫合糸固定装置に関する欠点である。針の穴のように糸又は縫合糸を通す今日利用可能な骨固定装置内の縫合糸アイレットは、半径が小さく、固定装置が高い張力負荷下に置かれると、アイレットにおいて縫合糸を落下させる可能性がある。

40

軟組織の骨への取付け用に整形外科医が用いるのに入手可能な様々な骨固定装置設計が存在する。各設計間の基本的共通点は、それらの設計によって骨内に縫合糸用取付け点が生成され、その後軟組織に縫合糸を通して結ぶことができ、それによって軟組織を移動不能にする点である。この取付け点は、様々な手段により達成することができる。そのような取付けを作り出すネジが公知であるが、時間が経つと弛緩する傾向、後にそれらを除去するための二次処置を要すること、及び比較的平坦な取付け形状を要することを含むいくつかの欠点を有する。

【 0 0 0 8 】

別の手法は、皮質骨（頑丈で高密度の骨の外側層）と海綿質骨（低密度で軽く若干血管性の骨内部）の密度差を利用する方法である。皮質骨と海綿質骨の間には明らかな境界線

50

があり、この境界線において、皮質骨は、低密度の海綿質骨の上に一種の堅い殻を形成している。固定装置のアスペクト比は、固定装置が一般的により長い軸線及びより短い軸線を有し、通常は縫合糸が予め通されるようになっているような比である。これらの設計では、皮質骨内の孔が用いられ、それを通じて固定装置が挿入される。孔は、固定装置の短軸が孔の直径に亘って適合し、固定装置の長軸が穿孔した孔の軸線と平行になるように穿孔される。海綿質骨内への配置後、固定装置は、縦軸が孔の軸線に対して垂直に整列するように90°回転される。縫合糸が引っ張られ、固定装置は、骨の皮質層の内面に当接して着座される。固定装置の長軸寸法と孔の直径の不釣り合いにより、固定装置を孔から近位方向に引っ込めることができず、そのようにして、引き抜きに対する抵抗がもたらされる。これらの固定装置は、縫合糸に応力を加える上述のアイレット設計の問題を依然として有している。

10

更に他の従来技術手法では、「ポップリベット」手法を用いる試みが為されている。この種の設計は、分割シャフトが挿入される皮質骨内の孔を必要とする。分割シャフトは中空であり、その内側ルーメン内に向かうテーパ付プラグを有する。テーパ付プラグは、シャフトの先端を通して延出しており、プラグが内側ルーメン内に引っ込められると、テーパの付いた部分によって分割シャフトが外方に広がり、表面上は装置を骨内に固定する。

【0009】

軟組織を骨に固定する他の方法が従来技術において公知であるが、肩の被膜領域内に縫合糸以外何も残したくないという医師の気持ちから、肩の修復処置に対して実行可能であるとは現在考えられていない。この理由は、運動中に留め金や鉋などが外れ落ちて損傷を与える可能性があることである。この制約がある結果、取付け点は、多くの場合、理想的な位置とは言えない位置に配置する必要がある。また、鉋又は留め金は、軟組織内にかなりの大きさの孔を必要とし、外科医が骨に対して軟組織を正確に配置することを困難にする。

20

【0010】

上述のように、上述の縫合糸の固定点のいずれも、縫合糸の特定の長さが固定装置内に形成されたアイレットを通り、次に軟組織を通してループ状にされ、縛り付けられて固定が完成されることを必要とする。しかし、内視鏡視覚化の下でトロカールを通じて作業を行いながら縫合糸を軟組織内に配置する作業、及び結節を作る作業の両方に対して、多くの技術が要求される。

30

【0011】

現在の固定装置設計に存在する問題のいくつかを解決しようとする試みが為されてきた。そのような手法の1つが、Pierceに付与された米国特許第5,324,308号に開示されている。この特許には、各々が傾斜した合わせ面を有する近位楔ブロック及び遠位楔ブロックの両方を組み込んだ縫合糸固定装置が開示されている。遠位楔ブロックは、その基部に2つの縫合糸通し孔を有しており、それらに縫合糸の長さ方向部分を通すことができる。このアセンブリは、骨内に穿孔した孔に配置することができ、縫合糸に張力が加えられると、遠位楔ブロックが上昇して近位楔ブロックに当接し、突出した領域を穿孔した孔内に広げ、固定装置を骨内に固定する。この手法は、縫合糸に対する固定点を生成する有用な方法であるが、軟組織を骨に固定するために縫合糸に結節を作る問題には全く対処していない。

40

【0012】

内視鏡環境で軟組織内に縫合糸を配置して結節を作る問題点は公知であり、この問題に対処して縫合糸固定の処理を簡素化しようとする試みが為されてきた。そのような手法の1つは、Golds他に付与された米国特許第5,383,905号に開示されている。この特許は、縦方向のボアを有するビーズ部材とビーズ部材のボア内に摺動可能に挿入されるようになった固定部材とを含む、肉体組織の周りに縫合糸ループを固定する装置を説明している。固定部材は、縫合糸ループの2つの端部を受け入れる通路を形成する少なくとも2つの軸線方向に圧縮可能な部分を含む。この軸線方向部分は、固定部材がビーズ部材のボア内に挿入されると半径方向内方に倒壊し、通路内に受け入れられた縫合糸

50

の端部を確実に楔止めする。

【0013】

Golds他に付与された特許の手法は、楔形の部材を用いて縫合糸を所定の位置に固定するが、縫合糸の脚は、近位から遠位方向に1回のみビーズのボアを通り、固定部材の縦方向ボア上に障害物を生成する楔の倒壊によって固定される。この設計にも、骨に対する縫合糸の取付けに対する対策は施されていない。この設計は、軟組織の結紮又は接近のために用いられるような縫合糸ループの固定に主に適する。

骨への取付けを含む手法は、Greenfieldに付与された米国特許第5,584,835号に説明されている。この特許には、軟組織を骨に取り付けるための二部装置が示されている。骨固定装置部分は、骨の孔内にネジ留めされ、縫合糸を受け入れるようになったプラグを受け取るように配置されている。一実施形態では、縫合糸プラグは、それが骨固定装置部分のレセプタクル内に強制的に移動されると、プラグのアイレットに通されている縫合糸が固定部分の壁とプラグ部分の本体との間の摩擦によって捕捉されるように構成されている。

【0014】

骨に対する縫合糸の取付けにおける結節の必要性を排除するこの手法にはいくらかのメリットがあるが、縫合糸に張力を適切に設定することができないことに関する問題が存在する。ユーザは、適切な張力が達成されるまで縫合糸を引っ張り続け、その後、プラグ部分を骨固定装置部分内に設定することを要求される。この作業により縫合糸の張力が高まり、軟組織を締め付けるか又は縫合糸の張力を材料の引張強度を超えて高め、縫合糸を切断することができる。更に、縫合糸を所定の位置に締め付ける又は固定するためにこの固定装置設計によって提供される最小表面積により縫合糸が擦傷又は損傷され、それによって縫合糸の負荷に抵抗する機能を大きく損なうことになる。

骨への取付けを組込み、結節を作らない内容の開示は、Goble他に付与された米国特許第5,702,397号に説明されている。特に、一実施形態がその特許の図23に示されており、内側キャビティを有するネジ切りした本体を有する骨固定装置を含む。キャビティは、ネジ切りした本体の一端で開いており、ネジ切りした本体の他端で出る2つのルーメンを接合している。キャビティ内には、心棒上に支えられた歯車が配置されている。縫合糸の長さ方向部分が一方のルーメンに通され、歯車の周りを通り、他方のルーメンを通って出る。キャビティ内にはボールが配置されてテーパ付案内溝に接して載っており、表面上は縫合糸を所定の位置に固定する。この特許の開示内容から明らかでないことは、縫合糸の張力として示される力Dが案内溝内にボールを固定する方法である。この実施形態は、縫合糸を骨内に固定するための止まり穴に用いるようになった自己固定式固定装置であると称しているが、示されている構成が複雑であり、縫合糸を確実に固定するのに適切であるようには見えない。

【0015】

従って、必要なものは、回旋筋腱板を修復するか又は他の軟組織を骨に固定するための新しい手法であり、この場合、縫合糸の張力は、調整して恐らくは測定することもでき、縫合糸固定装置は、完全に皮質骨表面の下に位置し、縫合糸を骨固定装置に取り付けるために外科医が結節を作る必要がなく、新しい手法に付随する処置は、患者にとってより良いものであり、時間を節約し、使用方法が複雑でなく、当業技術を有する開業医に容易に教示される。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明は、完全に皮質骨表面下に位置する縫合糸取付けを可能にする革新的な骨固定装置及び結合技術を提供することにより、上述で概説した問題を解決する。従来技術においては、骨に取り付けるために組織に通される縫合糸は、一般的に固定装置の頭部に組み込まれた小さなアイレットに通され、次に、縫合糸に結節を作ることにより固定される。内視鏡下の結節作成は、困難で技術を要する仕事である。従って、本発明は、結節を作る必

10

20

30

40

50

要なしに縫合糸を骨固定装置に固定する装置及び方法を開示する。

【課題を解決するための手段】

【0017】

本発明の一実施形態により、縫合糸の長さ方向部分を装置に対して固定するための無結節式縫合糸固定装置が提供される。本装置は、近位端と、遠位端と、縫合糸の長さ方向部分を近位端からルーメン内に導入することができるような近位端のルーメン開口とを有する固定具本体を含む。固定具本体ルーメン内には、複数の縫合糸係止要素が配置され、その各々は、それぞれの第1の位置から第2の位置までルーメン内を移動可能である。係止要素は、それらの第1の位置にある時に、縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を可能にする大きさを有するほぼ均一な断面の軸線方向通路を共に形成する。それらの第2の位置に移動した時、軸線方向通路の断面は、不規則なものに変わり、従って、それを通る縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を実質的に制限する。

10

【0018】

軸線方向通路は、ルーメンのほぼ中心に配置することができ、縫合糸係止要素の各々は、それらの第1の位置から第2の位置へルーメンの中心に向けて移動する。好ましい実施形態では、縫合糸係止要素は、実質的にC字形状を有しており、各々は、軸線方向通路の約4分の3を取り囲んでそれを形成する。縫合糸係止要素のうちの少なくとも1つは、それぞれの第1の位置から第2の位置に移動する他のものと異なる方向に移動するのが好ましい。好ましくは、軸線方向に積み重ねられ、ルーメン内で半径方向に移動するように配置された少なくとも4つの縫合糸係止要素があり、隣接する縫合糸係止要素は、反対方向に移動する。異なる縫合糸係止要素に接触する一对の縫合糸係止プラグを設けることができる。係止プラグは、ルーメン内で軸線方向に移動可能であり、縫合糸係止要素をそれらの第1の位置から第2の位置へ反対方向にカム式に駆動する。

20

【0019】

本発明の更に別の態様では、縫合糸の長さ方向部分を体腔に対して固定するための無結節式縫合糸固定装置は、固定具本体と複数の縫合糸係止要素とを含む。固定具本体は、体腔に嵌合する大きさであり、近位端と、遠位端と、ルーメンに縫合糸の長さ方向部分を導入することができるような近位端のルーメン開口部とを有する。係止要素は、それぞれの第1の位置から第2の位置へ固定具本体のルーメン内で半径方向に移動可能である。係止要素は、それらの第1の位置において、縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を可能にする大きさを有する少なくとも1つの軸線方向通路を共に形成する。それらの第2の位置において、係止要素は、通路内の縫合糸の長さ方向部分を締め付けて通路を通る縫合糸の長さ方向部分の軸線方向移動を実質的に制限するために、通路の大きさを縮小する。

30

【0020】

好ましくは、軸線方向通路は、ルーメンの中心に配置され、縫合糸係止要素の各々は、それらの第1の位置から第2の位置へルーメンの中心に向けて半径方向に移動する。係止要素は、C字形状を有することができ、その各々は、軸線方向通路の約4分の3を取り囲むことができる。望ましくは、縫合糸係止要素のうちの少なくとも1つは、他と異なる方向に移動する。更に、ルーメン内で軸線方向に移動する時に異なる縫合糸係止要素に接触し、それらを異なる方向に移動させる一对の縫合糸係止プラグを設けることができる。各縫合糸係止プラグは、第1の大きさの断面を有し、より小さな断面を有する作動ロッドに取り付けられており、この作動ロッドは、固定具本体を通して装置の近位端まで延び、縫合糸係止プラグの外部からの操作を可能にする。作動ロッドは、張力脆弱点で縫合糸係止プラグから分離することができる。

40

【0021】

変形例として、各縫合糸係止要素は、ルーメンの中心からオフセットした開口及び外縁の周りに配置された少なくとも1つのキャビティを有する。交互する縫合糸係止要素は、反対方向にオフセットして部分的に整列した開口を有しており、より小さな大きさの作動ロッドを通すことができる。縫合糸の長さ方向部分は、キャビティと固定具本体の内壁との間を通過する。作動ロッドを軸線方向に移動させることにより、より大きい係止プラグ

50

が部分的に整列した開口内に引き入れられ、それによって係止要素を半径方向に移動させ、縫合系の長さ方向部分を固定具本体の内壁に押し当てて締め付ける。

【0022】

本発明の更に別の態様により、無結節で軟組織を体腔に対して固定する方法が提供される。本方法は、縫合材料のループが軟組織内に埋め込まれて2つの自由端をもたらすように、縫合系の長さ方向部分を軟組織に通す段階を含む。開放近位端及びルーメンを有する固定具本体が設けられる。固定具本体ルーメン内に配置された複数の縫合系係止要素の各々は、それぞれの第1の位置から第2の位置へルーメン内で移動可能である。係止要素は、それらの第1の位置において、縫合系の長さ方向部分の軸線方向移動を可能にする大きさを有するほぼ均一な断面の軸線方向通路を共に形成する。それらの第2の位置において、係止要素は、軸線方向通路の断面部分を不規則なものに変え、従って、それを通る縫合系の長さ方向部分の軸線方向移動を実質的に制限する。本方法は、縫合系の長さ方向部分の2つの自由端を開放近位端を通し、縫合系係止要素がそれらの第1の位置にある通路を通して、固定具本体のルーメン内に通す段階を含む。2つの自由端は、開放近位端を通過してルーメンから延びる。固定具本体は、体腔に対して固定され、縫合材料のループは、縫合系の長さ方向部分の2つの自由端のうち一方又は両方を引っ張ることにより締め付けられる。最後に、縫合系の長さ方向部分の2つの自由端は、縫合系係止要素をそれらの第2の位置に移動させることにより、無結節で固定具本体に対して締結される。

10

軟組織は、腱とすることができ、体腔は、骨に形成される。より具体的には、腱は回旋筋腱板であり、骨は上腕骨ヘッドである。

20

【0023】

本方法は、縫合系係止要素のうち少なくともいくつかに接触してそれらをその第1の位置から第2の位置へ移動させるためにルーメン内で軸線方向に変位可能な縫合系係止プラグを準備する段階を更に含むことができる。望ましくは、縫合系係止要素のうち少なくとも1つは、第1の位置から第2の位置へ移動する他のものと反対の方向に移動し、本方法は、縫合系係止要素を反対方向に移動させるための縫合系係止プラグの軸線方向移動を含む。

【0024】

本発明はまた、軟組織を無結節で体腔に対して固定する方法を提供する。本方法は、縫合材料のループが軟組織内に埋め込まれて2つの自由端をもたらすように縫合系の長さ方向部分を軟組織に通す段階を含む。開放近位端及びルーメンを有する固定具本体が設けられる。縫合系の長さ方向部分の2つの自由端は、開放近位端を通過して固定具本体のルーメン内のほぼ軸線方向に均一な通路内に通され、遠位端においてプーリの周りに巻きつけられる。2つの自由端は、固定具本体内に4つのストランドが存在するように、通路を通過して延びて開放近位端を通過してルーメンから再び出る。固定具本体は、体腔に対して固定され、縫合材料のループは、固定具本体の近位端から延びる縫合系の長さ方向部分の2つの自由端のうち一方又は両方を引っ張ることにより締め付けられる。最後に、通路の大きさを縮小し、望ましくはそれを均一から不規則に変えるために、固定具本体内で一連の縫合系係止要素を移動させることにより、縫合系の長さ方向部分の2つの自由端は、無結節で固定具本体に対して締結される。

30

40

【0025】

上述の方法では、軟組織は腱とすることができ、体腔は骨に形成することができる。特定の好ましい手術では、腱は回旋筋腱板であり、骨は上腕骨ヘッドである。固定具本体を体腔に対して固定する段階は、体腔を形成する段階と、そこに固定具本体を通す段階と、固定部材を半径方向に広げる段階とを含むことができる。好ましい実施形態では、固定部材は、固定具本体の近位端に隣接して配置され、骨の皮質層と干渉してキャビティから固定具本体が近位方向に外れるのを防止する。本方法は、係止要素の移動と縫合系の長さ方向部分の2つの自由端の押圧とを引き起こすルーメン内の第1の位置から第2の位置への移動が可能な縫合系係止プラグを準備する段階を含むことができる。ルーメンから出て固定具本体の近位端から延びる近位方向作動ロッドは、縫合系係止プラグに連結することが

50

でき、その場合、本方法は、作動ロッドを固定具本体に対して近位方向に移動させる段階と、望ましくは、縫合糸を押圧する段階の後で作動ロッドを縫合糸係止プラグから分断する段階とを含む。

【0026】

ここで、上述の発明は、軟組織に通されて骨に固定されることになる縫合糸を固定するのに特に適することが理解されるものとする。骨内の固定点の作成は本発明の範囲外であるが、縫合糸を骨に固定する多くの代替方法が想定される。例えば、いくつかの現時点で好ましい方法は、2000年7月14日に提出された「縫合糸固定装置を用いて結合組織を骨に取り付ける方法及び装置」という名称の米国特許出願一連番号第09/616,802号、及び、2001年6月6日に提出された「皮質骨固定装置を用いて結合組織を骨

10

に取り付ける方法及び装置」という名称の米国特許出願一連番号第09/876,260号に説明されている。引用した出願は、本出願人に譲渡されており、特に本明細書においてその全内容が引用により組み込まれる。ネジ、モリブデンボルト、及びポップリベットのような他の従来技術の固定装置もまた本発明と共に用いるように適応させることができる。

本発明は、その付加的な特徴及び利点と共に、添付の例示的図面と併せて以下の説明を参照することにより最も良く理解することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0027】

本発明は、縫合糸の長さ方向部分を体腔に対して固定する、無結節式縫合糸固定装置を提供する。本明細書に説明する例示的な実施形態では、本装置は、縫合糸の長さ方向部分を骨構造、特に人間の肩の上腕骨に固定するために用いられる。縫合糸の長さ方向部分は、軟組織を体腔（例えば、骨構造）に近接して固定させるために、回旋筋腱板のような軟組織に通され且つループ状にされるのが好ましい。しかしながら、縫合糸固定装置は、縫合糸の長さ方向部分を骨構造以外の体腔に固定するために用いても良いし、縫合糸を体腔の外側又は単に身体内の所定の位置に固定するために用いても良いことを理解すべきである。この点に関して、本発明の好ましい装置は、固定具本体を含み、縫合糸の長さ方向部分は、固定具本体内に無結節で固定される。固定具本体を体腔内に埋め込むべき場合、固定具本体を体腔内に固定させるために、その外側に又はそれと連結した構造を設けるのが良い。好ましい実施形態では、固定具本体は、骨構造内に予め形成された円筒形キャビティ内に配置され、骨固定装置は、固定具本体をキャビティ内に保持するために固定具本体の一方の端部において展開される。

20

30

上述のように、本発明は、回旋筋腱板を上腕骨ヘッドの外側に再び取り付けることにより回旋筋腱板の損傷を修復するのに特に好適である。本発明は、そのような損傷に対する最小侵襲手術を可能にし、上腕骨ヘッドへの回旋筋腱板の迅速かつ確実な定着に大きく役立つものである。本明細書に説明したものと同一の原理を、軟組織が骨構造に再び取り付けられる他の損傷の修復にも適用しても良いことを理解すべきである。

【0028】

図1A～図1Fは、正面から見た人間の左肩の断面図であり、回旋筋腱板の傷を修復するための例示的な軟組織骨取付け装置、即ち、縫合糸固定装置20の使用を示している。回旋筋腱板22は、上腕骨26における球状の上腕骨ヘッド24の上に重なる本来の位置に示されている。回旋筋腱板の損傷においては、回旋筋腱板22は、その上腕骨ヘッド24への取付け点から部分的に又は完全に分離し、取付け点は、典型的には、傾斜した棚である大結節28に沿って位置している。回旋筋腱板の損傷を修復する最小侵襲手術では、外科医は、1つ又はそれ以上の縫合糸を回旋筋腱板22に通し、それら大結節28に固定する。本発明の縫合糸固定装置20は、縫合糸を大結節28に固定する後者の段階を容易にする。

40

【0029】

最初に図1Aを参照すると、ほぼ管状のトロカール30は、本発明の縫合糸固定装置20の通路のために肩の軟組織を貫く導管を提供している。従来、トロカールは、外科医が

50

操作する患者の外側の近位端と、身体に入る遠位プローブ又は遠位端とを有し、遠位プローブを通して手術が行われる。一般的に、外科医は、トロカール30が皮膚及び三角筋を貫いて上腕骨ヘッド24の近くに入ることができるのに十分な大きさの、外皮層を貫く切開又は刺創を行う。接近通路を生成するための様々なトロカール及び技術が知られており、本発明と共に用いることができる。更に、いくつかの縫合及び固定段階を実行するために、1つよりも多い切開及び導管が必要となる場合がある。

【0030】

上腕骨ヘッド24への1つ又はそれ以上の直接導管を確立した後、図1Bに見られるように、外科医は、縫合材料のループ32が回旋筋腱板22の軟組織に埋め込まれるように縫合系の長さ方向部分を回旋筋腱板22の軟組織の中に通す。縫合系の長さ方向部分の2つの自由端34a及び34bは、患者から引き出され、縫合系固定装置20に連結される。この連結の詳細及びその後の縫合系の2つの自由端の操作については、後でより完全に説明する。例示的な使用法を説明する目的のためには、2つの自由端34a及び34bが縫合系固定装置20の遠位端においてルーメンに入り、縫合系固定構造の周りにループ状にされた後、縫合系の端部を固定するか又は引っ張ることができるようにルーメンの中を通して縫合系固定装置の近位端まで近位方向に延びることを理解すれば十分である。従って、図1Bの最上部には、縫合系固定装置20の近位端から突出する2つの自由端34a及び34bを示している。図に示すように、縫合系固定装置20は、無結節で縫合系固定作業を実行する複数の同軸に配置されたカニューレ又はチューブを更に含む。これらのチューブの相互関係及び機能についても、後でより完全に説明する。

【0031】

図示の例示的な縫合系固定装置20は、体腔、特に図示のような上腕骨ヘッド24に縫合系を固定するのに特に適している。そのような骨構造に縫合系を固定する際、従来の技術では、図1B及び図1Cに見られるように、最初、皮質層42を貫いて柔らかい海綿状物質44内にめくら孔、即ち、キャビティ40を形成す。外科医は、次に、縫合系固定具46をキャビティ40内に配置し、それをキャビティ内で固定してキャビティからの移動を防止する。

縫合系固定具46は、それ自体を体腔内に固定することと、縫合系を体腔内に固定することの2つの機能を実行する。図1C及び図1Dに示す実施形態では、上述の機能は、縫合系固定具46の近位端に設けられた拡張可能な固定部材48を用いて達成される。固定部材48は、天井にある取付け具に用いられるトグルボルトのように機能し、特に、硬い皮質骨42を越えてキャビティ40内で広がり、寸法が大きくなる。図1Dに、縫合系固定具46の近位方向移動(図1Cの縫合系固定装置の軸線方向位置と比較参照)により半径方向に広げられた後の固定部材48を示す。このようにして、縫合系固定具46は、固定部材48が展開された状態で、キャビティ40から移動することを防止される。

本発明は、特定の固定部材48を示しているが、任意の類似の手段でも機能する。例えば、本明細書において引用により明示的に組み込まれる2001年3月2日に提出された現在特許出願中の米国特許出願第09/876,488号に示すようなトグルに類似し且つ異なる固定部材を用いても良い。変形例として、拡張して海綿状物質44と接触する固定構造又はネジに似た本体を用いても良い。要するに、本発明が、縫合系固定部分を骨又は他の体腔に固定する特定の固定構造によって限定されるわけではない。

【0032】

縫合系固定具46の第2の機能は、縫合系を、結節を使用せずに縫合系固定装置自体に留める、即ち、固定する機能である。好ましくは、縫合系固定具46に縫合系を固定する特定の法により、縫合系を固定する前に縫合系固定具46と軟組織内に形成されたループ32との間の縫合系の長さを容易に調節することが可能である。図示の実施形態では、この調節により、外科医は、縫合系の長さ方向部分に適切な張力を与え、軟組織を効果的に修復し、回旋筋腱板22を再び取り付けることができる。例えば、図1Dはまた、縫合系固定具46内に固定させる前に教示されたように引かれた縫合系の長さ方向部分の2つの自由端34a及び34bを示している(図1Cと比較参照)。

図 1 E に、自由端 3 4 a 及び 3 4 b に張力が与えられ且つ縫合系固定具内に係止された後の、完全に展開された縫合系固定具 4 6 を示す。縫合系の長さ方向部分を縫合系固定具 4 6 内に係止させる作業は、作動ロッド又はプルワイヤに接続された一对の縫合系係止プラグの近位方向移動によって達成されるのが好ましい。移動方向矢印 4 9 は、この移動方向を表しており、固定構造の詳細は、以下に明らかになる。重要なことであって以下でも説明するが、本発明は、適正張力を変更することなく縫合系の長さ方向部分を固定することを可能にする。

【 0 0 3 3 】

図示してはいないが、固定手順の残りの作業は、図 1 F に見られるように、手術部位から同軸チューブを引き抜く作業と、縫合系固定具 4 6 の近くで自由端 3 4 a ' 及び 3 4 b ' を切断する作業を含む。縫合系固定具 4 6 又は縫合系 3 4 a ' 及び 3 4 b ' のいずれの部分も上腕骨ヘッド 2 4 の外面の上方に突出せず、更に、結節が残されて患者を刺激することがないことに注意すべきである。

10

【 0 0 3 4 】

図 1 ~ 図 6 は、本発明の例示的な縫合系固定装置 2 0 の遠位端を示す様々な図である。本装置のいくつかの構成要素が図 2 に分解して示されており、縫合系固定具 4 6、骨固定部材 4 8、及び送出装置 5 0 として分類することができる。向きを示すために、右側を近位側、左側を遠位側と呼ぶことにする。縫合系固定具 4 6 及び固定部材 4 8 の詳細な説明に先立ち、送出装置 5 0 を含むいくつかの同軸に配置されたチューブについて説明する。

【 0 0 3 5 】

20

内側送出チューブ 5 2 は、肩部 5 4 を有する導入チューブ 5 6 内で摺動する。導入チューブ 5 6 は、近位端にバルブ（図示せず）を含み、導入チューブ 5 6 からの流体漏れを防止することができる。変形例として、そのような流体漏れ防止バルブを図 1 A に見られるトロカール 3 0 の近位端に設けてもよい。縫合系固定装置 2 0 の同軸チューブ 5 2 及び 5 6 は、縫合系固定具 4 6 を展開させるために相対的に軸線方向に移動可能である。所定の距離だけ及び / 又は所定の移動力で同軸チューブを相対的に移動させる様々な手段が知られている。例えば、同軸チューブは、トロカール 3 0 の外側へ同軸シリンジ体 / フィンガータイプの形態の作動装置まで延びていても良い。変形例として、同軸チューブを銃型ハンドルの相対的に移動可能な部分に取り付けて、トリガ又は他のそのようなレバーにより作動させてもよい。従って、本発明は、遠位端の特定の作動装置により限定されないことを理解すべきであり、この点に関する更なる説明を行わない。

30

【 0 0 3 6 】

縫合系固定具 4 6 は、ほぼ管状の固定具本体 6 0 と、2 種類の一連の縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b と、遠位端キャップ 6 4 と、近位端キャップ 6 6 と、一对の縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b とを含む。図に見られるように、縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b の各々は、縫合系固定装置 2 0 の近位端に取外し可能に取り付けられた作動ロッド 7 0 を有し、作動ロッド 7 0 は、送出チューブ 5 2 内を近位方向に延び、図 1 E に見られるように最終的に近位端から突出する。

図 3 に、縫合系固定具 4 6 の構成要素を組み立てた状態で示し、図 4 に縫合系固定具 4 6 の構成要素を縫合系固定装置 2 0 のその他の構成要素と共に組み立てた状態で再び示す。端キャップ 6 4 及び 6 6 は、管状の固定具本体 6 0 の内径内にぴったり嵌る段付き延長部分を有しており、これによってこれら 3 つの要素が滑らかな外側シリンダを形成する。このようにして組み立てられた固定具本体 6 0 及び端キャップ 6 4 及び 6 6 は、近位端及び遠位端にルーメン（番号を付さず）開口を有するチューブを形成する。端キャップ 6 4 及び 6 6 は、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b を固定具本体 6 0 内で軸線方向に保持する。以下に説明するように、これらの縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、相対的な半径方向移動により縫合系の長さ方向部分を縫合系固定具 4 6 に固着させるように協働し、かつ、相対移動が可能である程度の無視し得る圧縮によって依然として緊密に積み重ねられている。これらの縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の緊密な積み重ね及び端キャップ 6 4 及び 6 6 の存在により、それらの間の相対的軸線方向移動が防止される。図 2 に見られるよ

40

50

うに、遠位端キャップ 6 4 の直径方向両側に配置された 2 つのボア 7 1 は、縫合糸係止プラグ 6 8 を受け入れて整列させ、一方、近位端キャップ 6 6 の直径方向両側に配置されたより小さなボア 7 3 は、作動ロッド 7 0 を受け入れて整列させる。

【 0 0 3 7 】

骨固定部材 4 8 は、図 2 においては斜視図で、図 3 においては立面図で示されている。上述のように、管状固定部材 4 8 は単に例示的なものであり、他の構造を用いてもよい。例えば、図示の固定部材 4 8 は、縫合糸固定具 4 6 から取り外された別の要素である。変形例として、縫合糸固定具 4 6 と一体に又はそれに連結して形成された固定部材を用いてもよい。

骨固定部材 4 8 は、一对の変形可能なストリップ 7 4 によって結合された一对のウィング 7 2 a 及び 7 2 b を含む。図 2 及び図 3 において、ウィング 7 2 a 及び 7 2 b は、未展開、未拡張状態で示されており、その状態で、それらは、ストリップ 7 4 と共に立面で U 字形に近い形状を形成する。特に図 8 を参照して以下に見られるように、ウィング 7 2 a 及び 7 2 b は、最終的には、ストリップ 7 4 がウィングの近位表面と整列する相対的に直線形の形状を取るよう互いに対して外方に展開される。この外方への展開を図 3 において矢印 7 6 で示す。図 8 に見られるように、一对の停止面 7 8 が最終的に接触してこの外方展開を制限する。

例示的な骨固定部材 4 8 は、縫合糸固定具 4 6 と送出チューブ 5 2 との間に配置される。図 3 及び図 4 に見られるように、未展開状態では、部材 4 8 の U 字形近位表面は、送出チューブ 5 2 の鈍角の遠位先端 8 0 に適合し、それに対して回転可能に取り付けられる。図 4 に見られるように、遠位停止面 7 8 のコーナーは、縫合糸固定具 4 6 の近位端キャップ 6 6 と接触する。図 2 に見られるように、骨固定部材 4 8 は、それを貫通するルーメン 8 2 を有する。作動ロッド 7 0 は、中空の縫合糸固定具 4 6 を通り、ルーメン 8 2 を通って送出チューブ 5 2 内の通路 8 4 を通り、トロカール 3 0 (図 1 A) の近位端に達する。すぐに明らかになるように、作動ロッド 7 0 に働く張力は、縫合糸固定具 4 6 と骨固定部材 4 8 とを一緒に維持し、それらを、図 4 のように送出チューブ 5 2 の鈍角遠位先端 8 0 に当接して保持する。図 1 F に見られるように、送出チューブ 5 2 及び作動ロッド 7 0 の除去の後でさえも、縫合糸固定具 4 6 及び骨固定部材 4 8 は、縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b の張力の下で共に保持された状態を維持する。

【 0 0 3 8 】

図 4 に、送出チューブ 5 2 の軸線方向スロット 8 6 内から横断方向に延びる縫合糸ループ 3 2 を示す。図 2 に見られるように、中間チューブ 5 4 及び導入チューブ 5 6 にも軸線方向スロット 8 8 及び 9 0 がそれぞれ設けられる。スロット 8 6、8 8、及び 9 0 が整列し、縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b の横方向通過を可能にし、自由端 3 4 a 及び 3 4 b は、送出チューブ 5 2 内の通路 8 4 を通り、そこから骨固定部材ルーメン 8 2 を通り、固定されるために縫合糸固定装置ルーメンに入る。

ここで、図 1 B に戻ってこれを参照すると、縫合糸固定装置 2 0 の整列したスロット内に縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b の入口が示されている。最初、ループ 3 2 が回旋筋腱板 2 2 内に埋め込まれ、その後、2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b を身体から引き出して縫合糸固定装置 2 0 内に挿入することができる。その後、縫合糸固定具 4 6 を上腕骨ヘッド 2 4 内に固定し、その内部に縫合糸を固定する。縫合糸固定装置 2 0 内の整列したスロット 8 6、8 8、及び 9 0 (図 2) は、同軸チューブ 5 2、5 4、及び 5 6 が、回旋筋腱板 2 2 を上腕骨ヘッド 2 4 に固定するのを助け、その後、容易に除去されることを可能にする。

【 0 0 3 9 】

ここで図 5 を参照すると、縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b は、骨固定部材ルーメン 8 2 を遠位方向に通過して、縫合糸固定具 4 6 のルーメン内に入っている。2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b は、縫合糸固定具 4 6 を完全に貫通して遠位端キャップ 6 4 内の交差部材 9 2 を周ってループ状になる (図 2 及び図 5 A 参照)。交差部材 9 2 を周ってループ状になった後、自由端 3 4 a 及び 3 4 b は、縫合糸固定具 4 6 のルーメ

10

20

30

40

50

ン及び骨固定部材ルーメン 8 2 を通って近位方向に逆戻りする。図 5 B の断面図に見ることができるよう、縫合糸固定具 4 6 のルーメン内には、縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b の 4 つの別々のストランドがある。整列したスロット 8 6、8 8、及び 9 0 の位置において、4 つのストランドが分かれ、2 つの自由端 3 4 a' 及び 3 4 b' は、装置 2 0 の近位端まで近位方向に続く。

【 0 0 4 0 】

縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の構造及び機能を、ここで図 5、図 6、図 7 A、及び図 7 B を参照して説明する。図 5 B には、第 2 の一連の縫合糸係止要素 6 2 b のうちの 1 つの上に重なる第 1 の一連の縫合糸係止要素 6 2 a のうちの 1 つの形状を示し、縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は両方とも、縫合糸の長さ方向部分の 2 つの自由端 3 4 a 及び 3 4 b の 4 つのストランドを取り囲んでいる。縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、それらが未展開の第 1 の位置で示されている。縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の内縁は、ほぼ円形の通路 9 4 を形成し、この通路内に縫合糸の長さ方向部分のストランドが拘束される。通路 9 4 は、ほぼ均一な軸線方向断面を有し、このことは、内部通路の断面の大部分が軸線方向に比較的滑らかであることを意味する。従って、通路 9 4 の形状は、縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の軸線方向の積み重ね全体に沿って、ほぼ図 5 B 及び図 6 に見られるようなものである。

最小の縫合糸締め付けのためには、合計で 4 つよりも多い縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b があることが有利であり、好ましくは、少なくとも 1 0 個ある。両側に 2 つずつ設けられ且つ互いに反対方向に移動する 4 つの縫合糸係止要素 6 2 により、縫合糸の長さ方向部分との適切な摩擦干渉が形成される。勿論、縫合糸係止要素 6 2 の数が多いほど縫合糸の引き抜きに対する摩擦抵抗が増大し、同時に締め付け力を軽減させる。更に、互いに対して 1 8 0 ° の方向に移動する、交互に配置された縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b を示しているが、必ずしも反対方向ではない異なる方向に移動するように異なる方向に向けられた 2 つよりも多い縫合糸係止要素を用いても良い。例えば、互いに対して 1 2 0 ° に向けられた方向に移動する 3 種類の一連の要素を用いても良い。

【 0 0 4 1 】

各縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、実質的に C 字形状を有しており、固定具本体ルーメン内の縫合糸係止要素のレベルで、軸線方向通路 9 4 の少なくとも 4 分の 3 を取り囲んで軸線方向通路 9 4 を形成する。図 6 を参照すると、各縫合糸係止要素 6 2 a (及び、各縫合糸係止要素 6 2 b) は、中央ブリッジ部分 9 6 及び一対の弓形アーム 9 8 a 及び 9 8 b を有する。通路 9 4 は、ブリッジ部分 9 6 及びアーム 9 8 a 及び 9 8 b の内縁によって形成され、その輪郭は、ブリッジ部分における内方への隆起 1 0 0 を除き、ほぼ円形である。アーム 9 8 a 及び 9 8 b の各々は、4 5 ° よりも少なく、好ましくは約 3 0 ° である通路 9 4 周りの円周方向の円弧に対応する距離だけ間隔を置いた地点で終端する。

【 0 0 4 2 】

2 種類の一連の縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、交互に積み重ねられ、第 1 の一連の縫合糸係止要素 6 2 a の各要素が第 2 の一連の縫合糸係止要素 6 2 b の 2 つの要素によって取り囲まれ、逆の場合も同じとなる (勿論、積み重ねの端部を除く) 。更に、交互に配置された縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、各第 1 の縫合糸係止要素 6 2 a の間隔を空けて配置された端部がそれに隣接する各第 2 の縫合糸係止要素 6 2 b のブリッジ部分 9 6 の内方隆起 1 0 0 と整列するように、軸線の周りに正反対の 1 8 0 ° の向きに配置される。これを、図 6 の上部及び下部に見ることができる。アーム 9 8 a 及び 9 8 b の端部間に間隔があるために、通路 9 4 の内壁内に僅かな不均一性が生じる。すなわち、第 1 の一連の縫合糸係止要素 6 2 a の 2 つの隣接する隆起 1 0 0 の各々の間に隙間が存在する。しかし、隆起 1 0 0 が比較的接近して離間し且つ整列しているために、通路 9 4 は、依然として軸線方向断面においてほぼ均一であると見なすことができる。実際に、図 6 は、2 種類の一連の縫合糸係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の一方の側の円弧を示し、この円弧は、各縫合糸係止要素が第 1 の位置にある時に完全に均一である (すなわち、滑らかである) 上記一方の側の通路 9 4 の部分に対応する。

【 0 0 4 3 】

図 5 B に見られるように、第 1 の一連の縫合系係止要素 6 2 a の各外縁は、ほぼ円形であり、第 2 の一連の縫合系係止要素 6 2 b の外縁と組み合わせられて、管状固定具本体 6 0 内にぴったり嵌る円筒を形成する。縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の各々は、ブリッジ部分 9 6 の位置において、その外縁に実質的に半円形のキャビティ 1 0 2 を形成する。図 5 B 及び図 6 に見られるように、第 1 の一連の縫合系係止要素 6 2 a のキャビティ 1 0 2 は、第 2 の一連の縫合系係止要素 6 2 b のキャビティに対して直径方向反対側にある。縫合系固定具 4 6 の両側に整列した一連のキャビティ 1 0 2 は、縫合系固定具 4 6 が組み立てられる時及びその作動の前、作動ロッド 7 0 が通るトンネルを構成する。これは、作動ロッド 7 0 及びそれよりも大きい直径の縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b の相対的な大きさを示す図 5 B に見られる。図 5 を参照すると、未展開の状態では、縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b は、管状固定具本体 6 0 及び封入された縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b のすぐ遠位側に位置することが分る。

10

【 0 0 4 4 】

図 7 A 及び図 7 B は、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b 及び縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b を分離して示し、それらの相互作用、及び無結節で 1 つ又はそれ以上の縫合系の長さ方向の部分に固定する有利な機構をより良く示す。図 7 A には、先に図 5 ~ 図 6 に示した未展開の關係の縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b を示し、図 7 B には、その展開した状態を示す。図 7 C は、各縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の第 1 の位置におけるブリッジ部分 9 6 を通る断面図である。

20

【 0 0 4 5 】

展開は、縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b の矢印 1 1 0 の方向への軸線方向移動に伴い、この移動により、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の半径方向移動が生じる。各縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b は、最初、最も遠位側の縫合系係止要素 6 2 a 又は 6 2 b に隣接して位置する近位側テーパ部 1 1 2 を有する。作動ロッド 7 0 の矢印 1 1 0 方向への近位方向移動により、テーパ部 1 1 2 が引かれ、次いで、縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b が、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の外縁上に形成され且つ整列させられた一連のキャビティ 1 0 2 内に引き込まれる。図 5 B から理解できるように、直径がより大きい縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b を整列したキャビティ 1 0 2 に強制的に押し込むと、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の各々が半径方向内方にカム式に駆動され、移動する。具体的には、第 1 の一連の縫合系係止要素 6 2 a は、第 2 の一連の縫合系係止要素 6 2 b に対して反対方向に移動し、両方とも固定具本体ルーメンの中心に向けて移動する。

30

第 1 の位置から第 2 の位置への縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b の半径方向内方への移動は、通路 9 4 の断面をほぼ均一な形状から不規則なものに転換し、従って、通路 9 4 内に配置された縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b の軸線方向移動を実質的に制限する。この不規則性は、図 7 D の断面に見ることができ、概略的には、縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b を両側から押圧する交互にずれた隆起 1 0 0、すなわち「歯」が構成される。隆起 1 0 0 がずれていることによる縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b の不規則な押圧により、隆起が整列していた場合よりも縫合系の引き抜きに対するかなり大きい摩擦抵抗が生成されるという効果が生じる。

40

【 0 0 4 6 】

締め付け効果を別の方法で言えば、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、最初に、縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b が軸線方向に移動して通ることができる大きさの軸線方向通路 9 4 を共に形成する第 1 の位置に配置される。キャビティ 1 0 2 により生成されたトンネル内への縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b の軸線方向移動により、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b を固定具本体ルーメンの中心に向けて内方に且つ総合的に見て通路 9 4 の大きさを縮小させる第 2 の位置までカム式に駆動し、移動させる。縮小された通路 9 4 は、その中にある縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b を締め付け、通路 9 4 を通るそれらの軸線方向移動を実質的に制限する。

縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b は、ルーメン 9 4 内の縫合系の長さ方向部分を押しし

50

又は「押し潰し」且つルーメン94を通る縫合系の軸線方向移動を妨げるように寸法決めされている。妨げ量は、縫合系係止要素62a及び62bが第2の位置になった状態で縫合系を移動させるのに必要な引張力の量により測定することができる。引張力は、用いられる縫合系の「USP」(米国薬局方)規格の結節引張強度(USP24)を超える範囲にあるのが好ましい。#2編組ポリエステル縫合系の特定の場合においては、この結節引張強度は、約3.5Kgfである。しかし、実際には、市販されている#2編組ポリエステル縫合系の結節引張強度は、14Kgfに近い。

【0047】

縫合系係止要素62a及び62bの具体的な構造及び配置は、図示のものと異なっても良い。例えば、各縫合系係止要素は、半径方向平面内に配置されて半径方向に移動する必要はなく、その代わりに、傾斜させてある角度方向に移動してもよい。または、各縫合系係止要素は、係止プラグ68a及び68bが軸線方向に並進すると1つ又はそれ以上の方向に回転し、それにより、いわば縫合系ストランドを把持する噛み合い歯が作り出されるように配置してもよい。また、1つの方向に移動する一連の縫合系係止要素だけが存在し、縫合系ストランドを管状固定具本体60の内壁に押し当てて、又は、その中の固定された構造に押し当てることにより、縫合系ストランドを押しつぶしてもよい。従って、当業者は、開示した縫合系係止要素62a及び62bは例示的なものに過ぎず、他のものを考えても良いことを理解すべきである。

【0048】

装置20に用いられる材料は、外科等級の金属又はポリマーである。例えば、移植可能な縫合系固定具46及び骨固定装置要素48は、ポリエチレンのような生体適合性ポリマー又はチタンのような金属で製造するのが良い。縫合系係止要素62a及び62bは、特定の硬質プラスチック又はポリカーボネートを用いてもよいが、好ましくは金属である。挿入チューブ52及び56のような縫合系固定具46を埋め込むために用いる装置の材料は、移植可能な材料ほど耐久性を有する必要はない。縫合系固定装置は、ポリグリコール酸(PGA)、ポリラクチド(PLA)、L-ラクチド(LPLA)のホモポリマー、又は他の当業技術で公知の生体吸収性材料のような移植用に一般的に用いられる生体吸収性材料で製造することができる。

【0049】

装置20の使用においては、上述の様々な構成要素をまず調達し、それらを組み立てる。外科医は、図1A及び図1Bに見られるように、必要な手術口を皮層内に生成し、上腕骨ヘッド24内に体腔40を形成する。縫合系固定具を取付けるための孔40を、外科医により選択された骨内の位置に穿孔する。手術口のうちの1つを通して送出装置50を挿入し、導入チューブ56の肩部54を孔40内に配置する。展開チューブ52を押し続けることにより、縫合系固定具46を、導入チューブ46の外に押し出し、孔40内に入れる。導入チューブ46の肩部54により、皮質骨42の硬い外側層の下に孔40内へ縫合系固定具46が確実に送出され、これによって固定部材48が皮質骨42に当接する。

図8及び図9は、縦方向断面に沿った本発明の縫合系固定機能を更に示し、また、全体的な骨固定及び縫合系締め付けの側面を示す。図8においては、縫合系ループ32は、軟組織内に埋め込まれていると見なすことができ、従って、比較的確実に配置されている。上述のように、骨固定部材48は、その平坦な近位表面が上腕骨ヘッド24の硬い皮質骨42の内壁のような体腔の内壁に接触するように展開される。

送出チューブ52を含む縫合系固定装置20は、係止プラグ68a及び68b及び作動ロッド70の張力により骨固定部材48に当接して保持され、所定の位置に留まる。縫合系係止要素62a及び62bは、係止プラグ68a及び68bが遠位に留まるために、第1の位置では展開されず、縫合系の長さ方向部分34a及び34bは、通路94内で自由に摺動することができる。

【0050】

この段階で、外科医は、図8の矢印120の方向に自由端34a'及び34b'を引き続けるか、又は一方の端部を固定した状態に保持しながら他方の端部を引き続けることに

10

20

30

40

50

より、縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b の張力を調整する。縫合系固定具 4 6 とループ 3 2 との間の縫合系の長さ方向部分の調整は、上腕骨ヘッド 2 4 に対する回旋筋腱板 2 2 の適正な固定を保証するために極めて重要である。縫合系がきつく引っ張られすぎると、回旋筋腱板 2 2 は、過度に応力を受ける可能性があり、ループ 3 2 が引っ張られて回旋筋腱板から外れる可能性さえある。一方、縫合系が緩すぎると、回旋筋腱板 2 2 をその適正な位置に再び取り付けるといった目標に支障を来すことになる。

上述のように、縫合系の長さ方向部分 3 4 a 及び 3 4 b は、一種のプーリとしての機能を果たして縫合系が自由に摺動して通過することができる交差部材 9 2 (図 5 A 参照) の周りに巻かれる。自由端 3 4 a ' 及び 3 4 b ' を引き続ける結果、教示の縫合系固定装置 2 0 とループ 3 2 との間の部分が引っ張られることである。これは、図 1 D にも描かれている。縫合系 3 4 a 及び 3 4 b に生じる特定の張力は、患者の特性、再び取り付けられる軟組織の種類、及び外科医の判断に応じて異なる。

【 0 0 5 1 】

縫合系 3 4 a 及び 3 4 b の張力調整後、作動ロッド 7 0 を、図 9 において 1 2 2 で示す近位方向に移動させる。上述のように、この段階は、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b を内方にカム式に駆動して移動させ、通路の大きさを縮小し、不規則なパターンの「歯」の間に縫合系 3 4 a 及び 3 4 b を締め付ける。図 9 の断面図は、得られる縫合系 3 4 a 及び 3 4 b の締め付けられた構成を示す。

本発明が提供する 1 つの利点は、軟組織内に埋め込まれた縫合系ループを所定の張力まで引っ張り、次に、その張力を僅かに変えることさえなく、縫合系を縫合系固定具内に固定する機能である。重要なことに、縫合系係止要素 6 2 a 及び 6 2 b が半径方向に移動するので、縫合系 3 4 a 及び 3 4 b は、管状の固定具本体 6 0 内で軸線方向に移動するように促されず、従って、交差部材 9 2 の両側において長さが変化しない。これは、縫合系固定具 4 6 と軟組織内に埋め込まれたループ 3 2 との間に確立された適正な張力が変化しないことを保証する。

【 0 0 5 2 】

その後、作動ロッド 7 0 を矢印 1 2 2 の方向に更に引いて、脆弱点を分断させ、それにより、作動ロッド 7 0 を、縫合系係止プラグ 6 8 a 及び 6 8 b から分離させる。脆弱点は、図示していないが、一般的には、係止プラグ 6 8 a 又は 6 8 b のすぐ近位側か又はそのボア内に配置された各ロッド 7 0 上の狭いネック又は壊れやすい点を含む。この段階で、同軸チューブ 5 2、5 4、及び 5 6 を手術部位から除去し、縫合系 3 4 a 及び 3 4 b を骨固定部材 4 8 のボア 8 2 の近くで切断する。任意の更なる後処置段階の後、手術部位を次に閉じる。

【 0 0 5 3 】

変形例の骨固定及び縫合系係止装置 1 3 0 の遠位端を図 1 1 ~ 図 1 2 B に示しており、この装置は、複数で同一の縫合系係止要素 1 3 4 を収容する管状固定具本体 1 3 2 を含む。図 1 1 はまた、縫合系の長さ方向部分 1 3 6 の 2 つの自由端を示し、縫合系は、一方の側で、固定具本体 1 3 2 の中を通るように延び、その反対側で、本体の中を通り続けるように遠位ループ 1 3 8 がぐるりと巻いている。図 1 2 A の断面図は、縫合系の 4 つのストランド 1 3 6 の位置を示している。図示しないが、上述の実施形態のように、遠位ループ 1 3 8 は、固定具本体 1 3 2 に対して固定された交差部材、即ち、プーリの周りに巻きつく。

作動ロッド 1 4 2 に取り付けられた縫合系係止プラグ 1 4 0 は、最初、縫合系係止要素 1 3 4 の積み重なるの遠位端に位置する。図 1 2 A に見られるように、作動ロッド 1 4 2 は、縫合系係止要素 1 3 4 の部分的に整列した一連の中央開口 1 4 4 の中を通っている。これに関し、中央開口 1 4 4 の位置のみが異なる複数の縫合系係止要素 1 3 4 構造が存在する。好ましくは、中心軸線からオフセットしているが重なる中央開口 1 4 4 を有する単一の形状の要素 1 3 4 が採用される。隣接する縫合系係止要素 1 3 4 は、それらの中央開口 1 4 4 が反対方向にオフセットするように互いに反対方向に向けられる。中央開口 1 4 4 の整列した部分は、係止プラグ 1 4 0 よりも小さいが作動ロッド 1 4 2 が通過するのに

10

20

30

40

50

十分な大きさである。

【 0 0 5 4 】

使用中、縫合系係止要素 1 3 4 は、最初、図 1 2 A に見られる第 1 の位置にある。各縫合系係止要素 1 3 4 の外縁は、縫合系ストランド 1 3 6 のうちの 2 つを受け入れる大きさと直径方向両側に配置された 2 つのキャビティ 1 4 6 を有する。キャビティ 1 4 6 は、管状固定具本体 1 3 2 の内壁と共に、縫合系の自由端が容易に通過することができる軸線方向に均一なトンネルを形成し、従って、上述の縫合系に張力を加える段階を容易にする。上述の実施形態と異なり、このトンネルは、図 1 2 A に見られるように、それらの軸線方向長さに沿って全体に均一な断面を有する。

作動ロッド 1 4 2 及びそれに取り付けられた縫合系係止プラグ 1 4 0 の近位方向移動により、縫合系係止プラグの先端部又は近位端のテーパ部を、部分的に整列した中央開口 1 4 4 内に強制的に押し入れると、交互に配置された縫合系係止要素 1 3 4 を半径方向両側の第 2 の位置にカム式に駆動し移動させる。すなわち、縫合系係止プラグ 1 4 0 は、装置の中心軸線上に位置し、従って、各オフセットした中央開口 1 4 4 も同様に、その中心軸線に向けて強く押される。各中央開口 1 4 4 の大きさは、縫合系係止プラグ 1 4 0 の通過を可能にするのにちょうど十分な大きさであり、従って、図 1 2 B に見られる最終的な構成は、中心軸線に沿って縫合系係止プラグ周りに同軸に整列した中央開口 1 4 4 を有する。

10

【 0 0 5 5 】

図 1 2 B はまた、各縫合系係止要素 1 3 4 の外方移動による縫合系の長さ方向部分の締め付けを示す。縫合系係止要素 1 3 4 の 1 つおきのものだけが縫合系ストランドの各対を締め付けるので、ここでもまた、不規則な通路が作成される。すなわち、2 つの縫合系ストランドの各対は、2 番目毎の縫合系係止要素 1 3 4 のキャビティ 1 4 6 の間隔をおいた一連の縁部によって管状固定具本体 1 3 2 の内壁に対して押圧される。従って、キャビティ 1 4 6 及び管状固定具本体 1 3 2 の内壁によって形成されたトンネルは、大きさが縮小されて不均一になる。

20

【 0 0 5 6 】

図 1 1 ~ 図 1 1 B はまた、変形例の骨固定構造体を示す。図 2 に見られる固定部材 4 8 のような単一の骨固定部材ではなく、装置 1 3 0 は、軸線方向に互いに積み重ねられた複数の比較的薄い骨固定部材 1 5 0 を有する。この骨固定装置は、既に本明細書において明示的に引用により組み込まれた、2 0 0 1 年 6 月 6 日に提出された現在特許出願中の米国特許出願第 0 9 / 8 7 6 , 2 6 0 号に説明されている。図 1 1 に見られるように、各固定部材 1 5 0 は、展開前は V 字形状を有しており、図 1 1 B の平面図に見られるように、ほぼ楕円形の外側輪郭を有する。各固定部材 1 5 0 の中心を外れた 2 つの開口 1 5 2 により、縫合系ストランドの通過が可能になる。中央開口 1 5 4 は、作動ロッド 1 4 2 の通過を可能にする。

30

【 0 0 5 7 】

従って、本発明の例示的实施形態を示して説明したが、本明細書に使用した全ての用語は限定的ではなく説明的なものであり、本発明の精神及び範囲を逸脱することなく多くの変更、修正、及び置換を当業者が為し得ることは理解されるものとする。特に、この方法は、回旋筋腱板の関節鏡視下修復に向けられてはいるが、特に関節鏡の方法を用いて軟組織を骨に取り付けるか又は再び取り付けることが必要などのような身体位置の修復にも適用可能であることが分る。

40

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 A 】 本発明の最小侵襲性の軟組織骨取付け装置又は縫合系固定具装置の使用を示す、正面から見た人間の左肩を通した部分断面図である。

【 図 1 B 】 図 1 A 内の 1 B で示す円内における拡大断面図である。

【 図 1 C 】 回旋筋腱板を再び取り付けるための図 1 A の縫合系固定装置の使用段階の拡大断面図である。

50

【図 1 D】回旋筋腱板を再び取り付けるための図 1 A の縫合糸固定装置の使用段階の拡大断面図である。

【図 1 E】回旋筋腱板を再び取り付けるための図 1 A の縫合糸固定装置の使用段階の拡大断面図である。

【図 1 F】回旋筋腱板を再び取り付けるための図 1 A の縫合糸固定装置の使用段階の拡大断面図である。

【図 2】本発明の例示的縫合糸固定具装置の遠位端で組み合わせられる縫合糸固定部分及び骨固定構造体の斜視分解組立図である。

【図 3】図 2 の縫合糸固定具装置の遠位端の部分組立図である。

【図 4】図 1 B の段階に用いる準備ができた、組み立て状態の図 2 の縫合糸固定具装置の遠位端の平面図である。

【図 5】図 4 の組み立て状態の縫合糸固定具装置の遠位端を立面で見た部分縦方向断面図である。

【図 5 A】図 5 の装置の線 5 A - 5 A における縫合糸固定部分の端面図である。

【図 5 B】固定具本体内に配置された移動可能な縫合糸係止要素を示す、図 5 の装置の線 5 B - 5 B における縫合糸固定部分の横断方向断面図である。

【図 6】図 5 B に見られる縫合糸係止要素のうちの 2 つの協働的形状をより良く示すために、それらを分離して示す端面図である。

【図 7 A】第 1 の位置で示す複数の相互係合する縫合糸係止要素の外側への軸線方向移動のために配置された一对の縫合糸係止プラグ、及び第 1 の位置にある時の縫合糸係止要素により形成されたルーメン内で摺動可能な縫合糸の 4 つのストランドを特に示す、図 2 の装置の縫合糸固定部分のいくつかの内部構成要素の斜視図である。

【図 7 B】縫合糸係止要素を第 2 の位置へ強く押し、従って、形成されるルーメンの大きさを縮小して縫合糸のストランドを締め付ける縫合糸係止プラグの軸線方向の移動後の図 7 A の縫合糸固定部分の構成要素の斜視図である。

【図 7 C】図 7 A の対応する断面線における図 2 の装置の縫合糸固定部分の縦方向断面図である。

【図 7 D】図 7 B の対応する断面線における図 2 の装置の縫合糸固定部分の縦方向断面図である。

【図 8】装置内の骨固定部材の展開及び縫合糸ストランドの締め付け、及び、図 7 A に示すそれぞれの位置にある縫合糸係止プラグ及び要素を示す、図 5 に類似の組み立てた縫合糸固定装置の部分縦方向断面図である。

【図 9】図 7 B に示すように、縫合糸係止プラグの軸線方向移動が縫合糸係止要素をそれらの第 2 の位置へ強く押し、従ってそこに縫合糸ストランドを締め付けた後の図 8 に類似の図である。

【図 9 A】線 9 A - 9 A における図 9 の装置の縫合糸固定部分を通る横断方向断面図である。

【図 10】本発明の例示的な軟組織骨取付け装置の遠位端における変形の縫合糸固定部分及び骨固定構造体を通る部分縦方向断面図である。

【図 11 A】線 11 - 11 における図 10 の骨固定構造体の端面図である。

【図 11 B】図 10 に見られる骨固定構造体の単一骨固定部材の平面図である。

【図 12 A】縫合糸係止要素をそれらの第 1 の即ち未展開位置で示す、線 12 - 12 における図 10 に見られる変形の縫合糸固定部分を通る横断方向断面図である。

【図 12 B】縫合糸係止要素をそれらの第 2 の即ち展開位置で示す、線 12 - 12 における図 10 に見られる変形の縫合糸固定部分を通る横断方向断面図である。

10

20

30

40

【 図 1 A 】

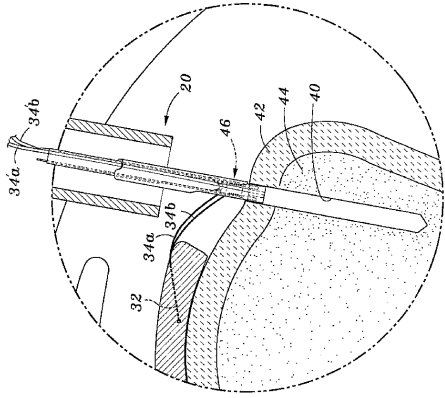


Fig. 1A

【 図 1 B 】

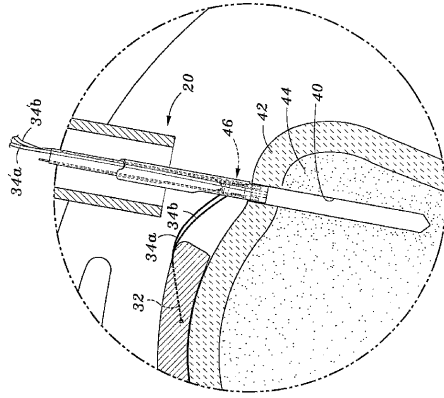


Fig. 1B

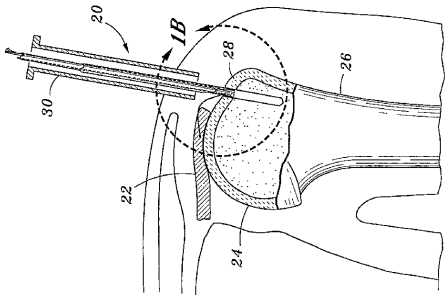


Fig. 1A

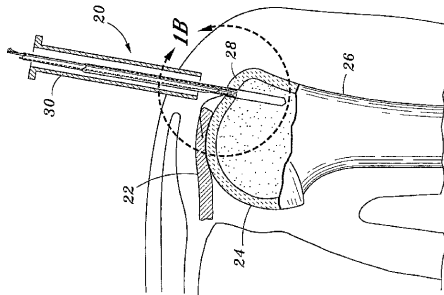


Fig. 1B

【 図 1 C 】

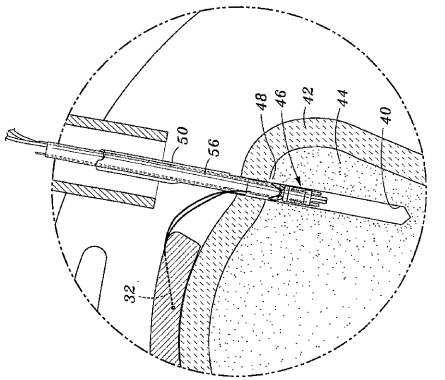


Fig. 1C

【 図 1 E 】

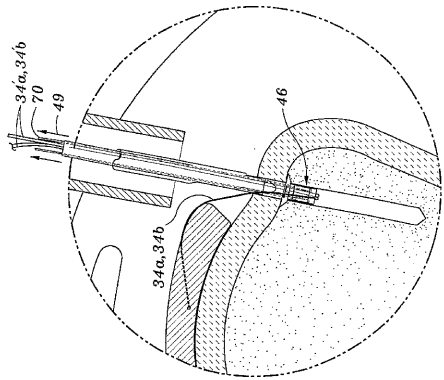


Fig. 1E

【 図 1 D 】

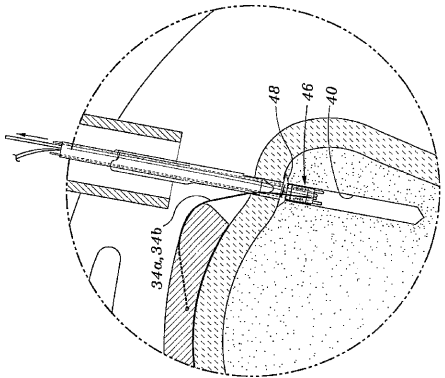


Fig. 1D

【 図 1 F 】

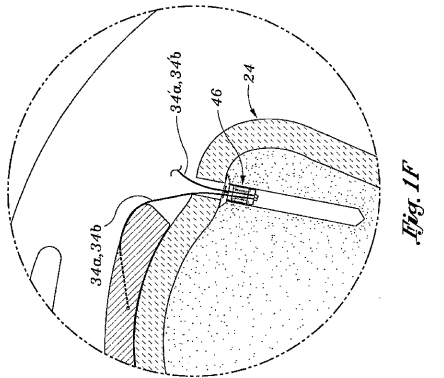


Fig. 1F

【 図 2 】

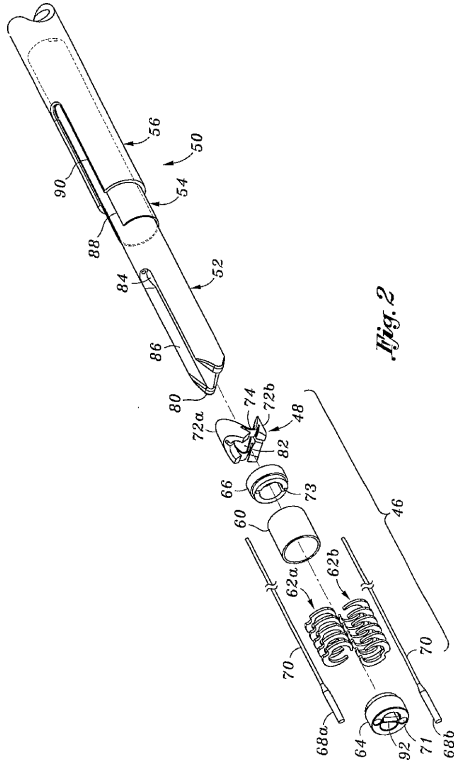


Fig. 2

【 図 3 】

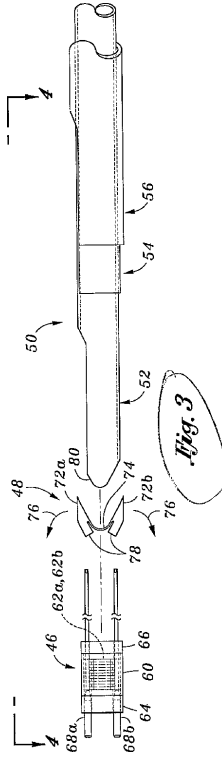


Fig. 3

【 図 4 】

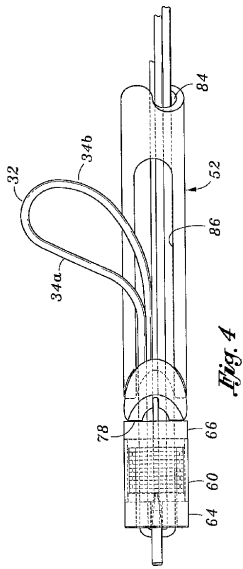


Fig. 4

【 図 5 】

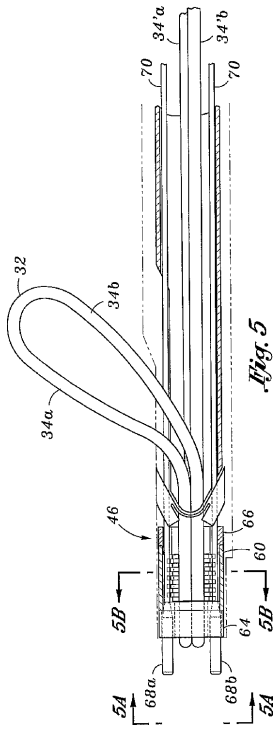


Fig. 5

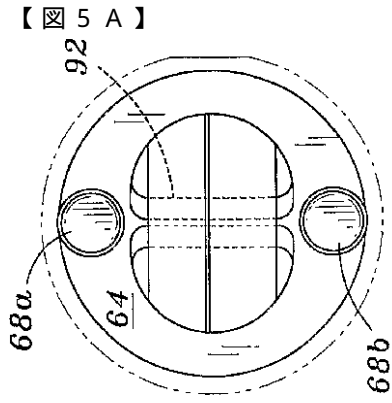


Fig. 5A

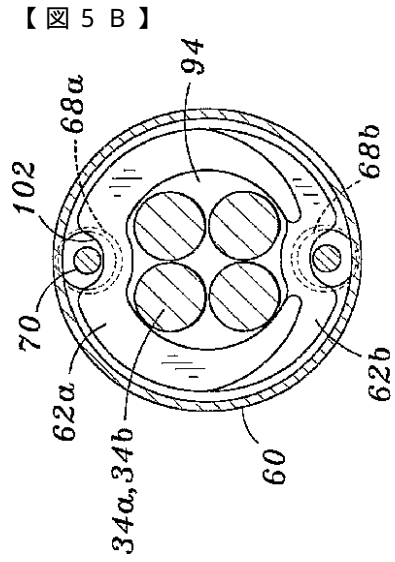


Fig. 5B

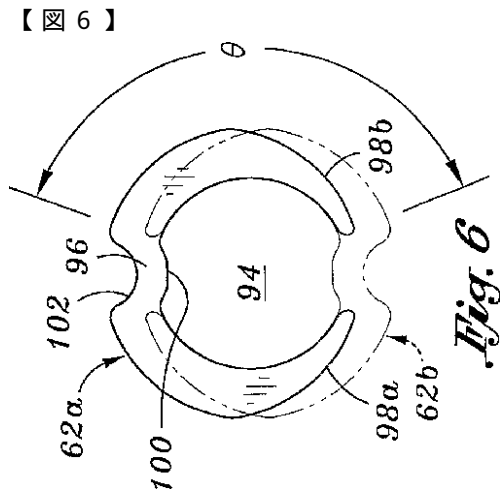


Fig. 6

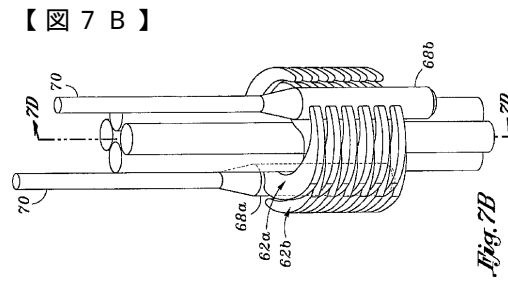


Fig. 7B

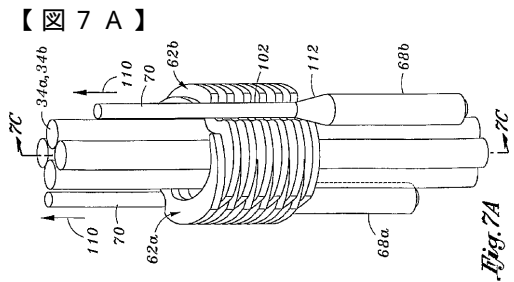


Fig. 7A

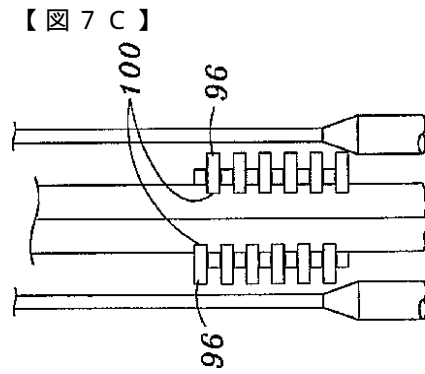


Fig. 7C

【 図 7 D 】

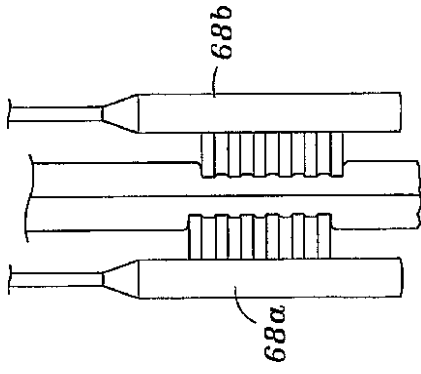


Fig. 7D

【 図 8 】

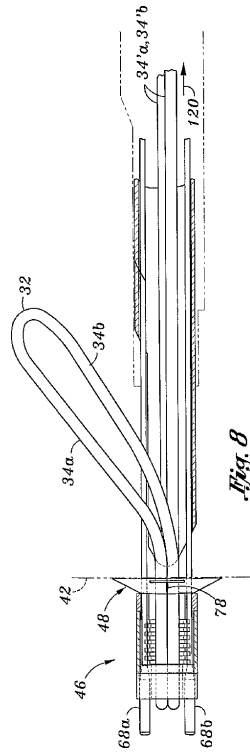


Fig. 8

【 図 9 】

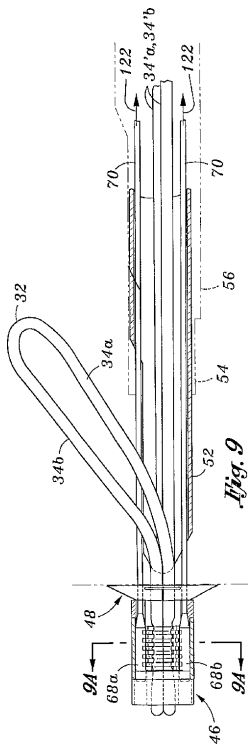


Fig. 9

【 図 9 A 】

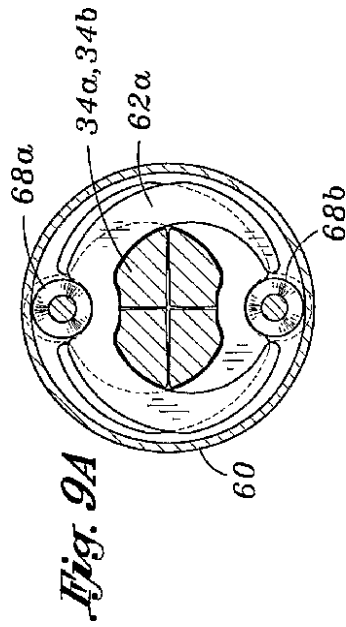


Fig. 9A

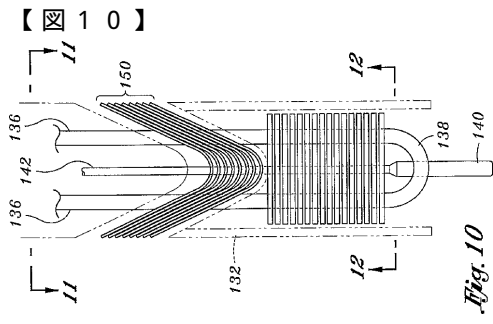


Fig. 10

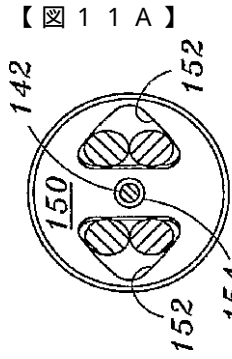


Fig. 11A

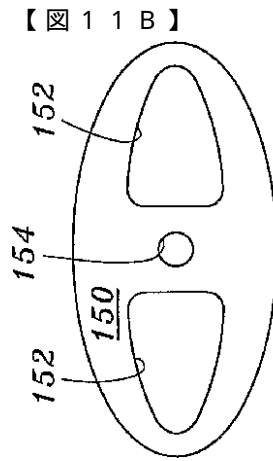


Fig. 11B

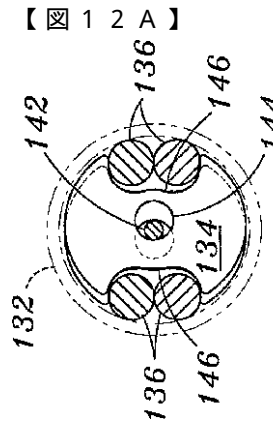


Fig. 12A

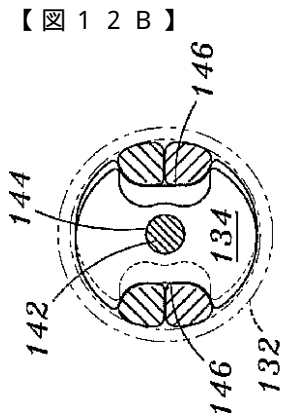


Fig. 12B

フロントページの続き

- (74)代理人 100082005
弁理士 熊倉 禎男
- (74)代理人 100067013
弁理士 大塚 文昭
- (74)代理人 100065189
弁理士 宍戸 嘉一
- (74)代理人 100082821
弁理士 村社 厚夫
- (74)代理人 100088694
弁理士 弟子丸 健
- (74)代理人 100103609
弁理士 井野 砂里
- (72)発明者 ファースター セス エイ
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 7 2 サン クレメント ヴィア オトノ 7 5 8
- (72)発明者 ゴードン ノーマン エス
アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 6 1 4 アーヴィン スノーアップル 2 1

審査官 川端 修

- (56)参考文献 特表2000-512193(JP,A)
特表平9-507770(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/56
A61B 17/04