

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4156800号
(P4156800)

(45) 発行日 平成20年9月24日(2008.9.24)

(24) 登録日 平成20年7月18日(2008.7.18)

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

請求項の数 15 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2000-543091 (P2000-543091)	(73) 特許権者	500086847
(86) (22) 出願日	平成11年4月13日 (1999.4.13)		アクシーア メディカル インコーポレイ テッド
(65) 公表番号	特表2002-511308 (P2002-511308A)		アメリカ合衆国 01915 マサチュー セッツ、ベバリー、カミングズ センタ ー 100、スイート 444シー
(43) 公表日	平成14年4月16日 (2002.4.16)	(74) 復代理人	110000523
(86) 国際出願番号	PCT/US1999/008043		アクシス国際特許業務法人
(87) 国際公開番号	W01999/052478	(74) 代理人	100067817
(87) 国際公開日	平成11年10月21日 (1999.10.21)		弁理士 倉内 基弘
審査請求日	平成18年4月13日 (2006.4.13)	(72) 発明者	ポール ヴィ. フェントン ジュニア
(31) 優先権主張番号	09/061, 473		アメリカ合衆国 01945 マサチュー セッツ、マーブルヘッド、プリント スト リート 1
(32) 優先日	平成10年4月16日 (1998.4.16)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 縫合糸を使用しない柔組織固定アセンブリ

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

縫合糸を使用することなく柔組織を骨に付着させるための柔組織固定アセンブリであって、

骨の孔内に組み込まれるようになっている骨係止要素にして、軸線方向に沿って伸延し、前端部位置に係止部分を有し、後端部位置に駆動部分を有する骨係止要素と、

軸線方向に沿って伸延する連結要素と、

骨係止要素及び連結要素の少なくとも一方から半径方向に且つその半径方向縁部に向けて傾斜する状態で突状に伸延し、骨係止要素と連結要素との間に溶融界面を確立する1つ以上のエネルギー配向部材にして、骨係止要素と連結要素とが、該骨係止要素及び連結要素の少なくとも一方にエネルギーが提供されるに際して前記溶融界面位置においてその場で相互に溶融し、それにより、骨係止要素と連結要素との間に組織捕捉領域を画定するエネルギー配向部材と、

を含み、

該エネルギーが超音波エネルギーである柔組織固定アセンブリ。

【請求項 2】

連結要素が、その一端部位置にキャップを設けた支柱形態を有し、骨係止要素が、骨の内部に骨係止要素を実質的に恒久的に組み込むための突出要素をその前端部位置に有し、その駆動端部位置にはハブを有する請求項 1 の柔組織固定アセンブリ。

【請求項 3】

10

20

骨係止要素が、連結要素の少なくとも一部分を受けるための少なくとも1つの穿孔を含む請求項2の柔組織固定アセンブリ。

【請求項4】

1つ以上のエネルギー配向部材が、骨係止要素及び連結要素の少なくとも一方に加えられるエネルギーを集中させるための、骨係止要素及び連結要素の少なくとも一方から伸延する1つ以上の突出部分を含んでいる請求項3の柔組織固定アセンブリ。

【請求項5】

突出部分が、骨係止部材の穿孔及び連結部材の少なくとも一方の位置から伸延する請求項4の柔組織固定アセンブリ。

【請求項6】

柔組織を縫合糸を使用することなく骨に付着させるための柔組織固定アセンブリであって、

骨の孔内に組み込まれるようになっている骨係止要素にして、前端部位置に係止部分を有し、後端部位置に駆動部分を有する骨係止要素と、

連結要素とを含み、

骨係止要素と連結要素とが、該連結要素及び骨係止要素の少なくとも一方にエネルギーが提供されるに際してその場で相互に溶融して連結要素と骨係止要素との間に組織捕捉領域を画定するようになっており、連結要素が、その一端部の位置にキャップを設けた支柱形態を有し、骨係止要素が、その前端部位置に、該骨係止要素を骨の内部に実質的に恒久的に組み込むための突出要素を含み、骨係止要素がその駆動端部位置にハブを有し、連結要素が、骨係止要素の相当するピン部分を受けるための穿孔を含み、連結要素と骨係止要素との少なくとも一方が、該骨係止要素及び連結要素の少なくとも一方に加えられるエネルギーを集中させるための1つ以上のエネルギー配向体を含み、該エネルギー配向体が、半径方向に且つその半径方向縁部に向けて傾斜する状態で突状に伸延し、

該エネルギーが超音波エネルギーである柔組織固定アセンブリ。

【請求項7】

エネルギー配向体が、連結要素の穿孔及び骨係止要素のピンの少なくとも一方から伸延する複数の突出部分を含んでいる請求項6の柔組織固定アセンブリ。

【請求項8】

連結要素が、アセンブリの組織捕捉領域の内部に突出し且つその外組織捕捉領域の内部に柔組織を然るべく保持するようになっている1つ以上の組織接触部材を含んでいる請求項2の柔組織固定アセンブリ。

【請求項9】

組織接触部材が、アセンブリの組織捕捉領域に向けて伸延するパーブを含んでいる請求項8の柔組織固定アセンブリ。

【請求項10】

アセンブリの組織捕捉領域が、連結要素のキャップと骨係止要素のピンとの間で連結要素を取り巻く環状領域として画定される請求項2の柔組織固定アセンブリ。

【請求項11】

骨係止要素のハブが、骨係止要素の駆動端部位置あるいはその付近に位置付けられる請求項10の柔組織固定アセンブリ。

【請求項12】

骨係止要素のハブが、骨係止要素の前端部及び駆動端部の間に位置付けられる請求項10の柔組織固定アセンブリ。

【請求項13】

縫合糸を使用することなく柔組織を骨に付着させるための柔組織固定アセンブリであって、

各々が軸線方向に沿って伸延し且つ骨の各孔内に組み込むようになっている1つ以上の骨係止要素にして、各骨係止要素が、その前端部位置に係止部分を有し、その駆動端部位置に駆動部分を有する骨係止要素と、

10

20

30

40

50

軸線方向に沿って伸延するバンド要素と、

骨係止要素及びバンド要素の少なくとも一方から半径方向に且つその半径方向縁部に向けて傾斜する状態で突状に伸延し、前記1つ以上の骨係止要素とバンド要素との間に溶融し得る界面を確立するための1つ以上のエネルギー配向部材にして、バンド要素が、該バンド要素及び骨係止要素の少なくとも一方にエネルギーが提供されるに際して前記溶融し得る界面位置で各骨係止要素と溶融状態で係合し、それにより、バンド要素と、1つ以上の骨係止要素との間に組織捕捉領域を画定するようになっているエネルギー配向部材と、を含み、

前記エネルギーが超音波エネルギーである柔組織固定アセンブリ。

【請求項14】

10

一对の骨係止要素を含み、バンド要素がその各端部間を伸延し、バンド要素の前記各端部が、骨係止要素における相当する構造部分と溶融状態で係合するようになっている請求項13の柔組織固定アセンブリ。

【請求項15】

単一の骨係止要素を含み、バンド要素がループを含み、該ループの各端部が、骨係止要素と溶融状態で係合するようになっており、組織捕捉領域がループ内部の領域として画定される請求項13の柔組織固定アセンブリ。

【発明の詳細な説明】

【0001】

(発明の分野)

20

本発明は柔組織を骨に固定するため外科用固定装置に関し、詳しくは、縫合糸を使用しない柔組織固定装置に関する。

【0002】

(従来技術)

例えば、切れた靱バンドを骨に外科的に再付着させるような、柔組織の外科的修復に際して、多部材構成の装置を使用して柔組織を骨に固定することが知られている。多部材構成の装置は代表的には、ネジその他の骨係止装置と、この骨係止装置に縫合糸を係止するためのボタン型装置とを含んでいる。骨に予め穿孔した穴にアンカーが組み込まれ、柔組織は骨内部のこのアンカーに縫合糸を使用して固定される。縫合糸は結び目を作る代わりに前記ボタン型装置を使用して相互に締着される。

30

こうした装置には、その品質及び強度が、縫合糸の品質及び強度及びあるいは、装置の骨に対する取り付けの一体性により制限され得るという欠点がある。柔組織は、縫合糸が裂けあるいは切れると骨内部のアンカーから外れてしまう。また、アンカーあるいはボタンが滑るかあるいは外れると、柔組織は骨に係止されなくなる。

上述の装置には多部材構成であるが故の欠点もある。つまり、そうした装置では、ボタンとアンカーとを連結する縫合糸に適宜の引張力を加えてその場で締着させ、その一方で、アンカー及び柔組織に関するボタンの適宜の配向を維持し続けるのは困難である。

【0003】

(解決しようとする課題)

従って、解決しようとする課題は、従来装置の欠点を克服する、外科用の柔組織固定装置を提供することである。

40

【0004】

(課題を解決するための手段)

本発明によれば、縫合糸を使用することなく柔組織セグメントを骨に付着するための一体型の柔組織固定アセンブリが提供される。このアセンブリには、患者においてその場で相互に溶着され、また、アセンブリ内の規定容積内において柔組織セグメントを押圧する2つの部片が含まれる。

本発明の1様相に従えば、柔組織を骨に付着させるための、縫合糸を使用しない柔組織固定アセンブリが提供される。

本アセンブリには、

50

骨内の穴に組み込むようにされ、前端部位置に係止部分を、また後端部位置に駆動部分を含む骨係止要素と、

連結要素と、

が含まれる。

骨係止要素と連結要素とは、その場で相互に連結されるようになっており、組み立て状態において、これら各要素間には組織捕捉領域が確定される。

【0005】

連結要素は1実施例では一端にキャップを取り付けた支柱の形態を有する。骨係止要素は、この骨係止要素を骨の内部に実質的に恒久的に組み込んでおくためのネジ溝あるいはバンプをその前端部位置に含むのが好ましい。骨係止要素は、連結要素と合致状態で係合するようになっており、また、半径方向に伸延するハブを含み、1実施例では、連結要素の相当するピンあるいは脚部を受けるための少なくとも1つの孔を有している。骨係止要素及び連結要素の一方あるいは両方は、アセンブリの何れかの部材に加えられるエネルギーを集中させるための1つ以上のエネルギー配向体を含む。

エネルギー配向体は、アセンブリに加えられる超音波エネルギーを集中させるための、骨係止要素及び連結要素の一方あるいは両方から外側に伸延する複数の突出要素を含む。

【0006】

本発明の別の実施例において、連結要素は骨係止要素の相補的なピンあるいは脚部を受けるための穿孔を含む。骨係止要素及び連結要素の一方あるいは両方は、アセンブリに加えられるエネルギーを集中させるための1つ以上のエネルギー配向体を含む。

支柱形態の連結要素のキャップ部分は、柔組織中に伸延して柔組織をアセンブリの組織捕捉領域内で然るべく保持するようになっている1つ以上の突出要素を含む。これらの突出要素は、キャップ部分の周囲から伸延して組織捕捉領域に入るネジ溝あるいはバンプを含み得る。

アセンブリの組織捕捉領域は、支柱形態の連結要素のキャップ部分と、骨係止要素のハブとの間の環状領域として定義される。1実施例において、骨係止要素のハブは骨係止要素の、前端部とは反対側の後端部位置に位置付けられる。他の実施例では骨係止要素のハブは、骨係止要素の前端部と後端部との間に位置付けられる。

【0007】

本発明の他の様相に従えば、縫合糸を使用することなく柔組織を骨に固定するための方法が提供される。

本方法には、

柔組織を縫合糸を使用することなく骨に固定させるための前述の柔組織固定アセンブリを提供すること、

骨係止要素を組み込むための骨の所望の位置に孔を穿孔すること、

穿孔した孔に骨係止要素を組み込むこと、

骨に係止すべき柔組織のセグメントを骨内部の骨係止要素の上方に配置すること、

連結要素を、柔組織のセグメントを通して骨係止要素内に組み入れ、柔組織捕捉領域の内部で柔組織のセグメントを保持すること、

連結要素を骨係止要素に結合して柔組織を骨に固定すること、

が含まれる。

【0008】

連結要素の骨係止要素への結合は、連結要素に超音波エネルギーを伝達させ、連結要素を骨係止要素に関して振動せしめ且つその部分的に溶融せしめ、それにより、連結要素と骨係止要素との干渉部分を接着させることが含まれる。

【0009】

本発明の他の様相に従えば、縫合糸を使用せずに柔組織を骨に付着させるための柔組織固定アセンブリが提供される。本アセンブリには、

骨の各孔内に組み込むようになっている1つ以上の骨係止要素にして、各骨係止要素が、前端部位置に骨係止部分を有し、後端部位置に駆動部分を有する骨係止要素と、

10

20

30

40

50

各骨係止要素と接着状態で係合するようになっているバンド要素にして、このバンド要素と骨係止要素との間に組織捕捉領域を確定するバンド要素と、

が含まれる。

好ましい1実施例において、本アセンブリは、一对の骨係止要素と、各端部間を伸延しこれら一对の骨係止要素の相当する構造部分と接着状態で係合するようになっているバンド要素とを含む。

他の好ましい実施例において、本アセンブリは、単一の骨係止要素と、ループを含むバンド要素とを含む。ループの各端部は、骨係止要素と接着状態で係合するようになっており、組織捕捉領域がループの内側の領域として定義される。

【0010】

(発明の実施の態様)

図1には本発明の柔組織固定アセンブリ(以下、単にアセンブリとも称する)の1実施例が例示される。アセンブリ10は、軸線Xに沿って前端部14及び後端部16間を伸延する細長の骨係止要素12を含んでいる。骨係止要素12は、その前端部14位置に係止部分18を、また後端部16位置には駆動部分19を含んでいる。本実施例において、係止部分18からは脚部あるいはピン20が伸延され、このピン20が、以下に詳しく説明する、アセンブリにおける雌雄結合部の雄部分を形成する。係止部分18は、その外側表面のネジ溝あるいはバンプ22によるなどして、この骨係止要素を組み込むところの骨を把持するようになっている。本実施例において、係止部分18とピン20とは、骨係止要素の前端部と後端部との間に位置付けられたハブにして、骨係止要素から半径方向外側に伸延するハブ24によって分離される。ハブ24は、係止部分かあるいはピンの何れかの公称直径よりも大きい直径を有し、それにより、1実施例においては、骨係止要素12を骨に組み込む間の骨係止要素12のためのストップとして作用する。

【0011】

図1に例示されるアセンブリは、軸線Yに沿って各端部28及び30間を伸延する連結要素26も含まれる。好ましい実施例において、連結要素26は支柱形態を有し、一方の端部28の位置に受け部分32を有し、他方の端部30の位置にキャップ34を含むのが好ましい。

【0012】

骨係止要素12と連結要素26とは、以下に詳しく説明するように、骨係止要素12のピン20の少なくとも一部分と、支柱形態の連結要素の受け部分32とが、好ましくは超音波溶接によって、患者のその場で相互に実質的に恒久的に付着されるようになっている。かくして、各構成部品は共通の軸線、即ちX、Yに沿って伸延する状態で組み立てられ、それにより、骨係止要素12のハブ24と、連結要素26のキャップ部分34との間に、図4A及び図4Bに最も良く示されるような組織捕捉領域36を画定する。図4Bに仮想線で示す柔組織セグメント38は、アセンブリ10の内部で、縫合糸その他の締着装置を必要とすることなく、骨に固定された関係において、圧力及び摩擦力の組み合わせによって組織捕捉領域36の内部に捕捉され且つその軽く押圧された状態で保持される。

【0013】

図1のアセンブリの斜視図が図2に示される。支柱形態の連結要素の受け部分32は、骨係止要素のピン20を収受する寸法とされた穿孔40を有している。1実施例において、穿孔40は例えば、リブ、突出部分、あるいは棘状突起の形態を有する1つ以上のエネルギー配向体42を含む。エネルギー配向体42は、図3に最も良く示されるように、穿孔の表面から半径方向に伸延され、図4A及び図4Bに示すように、超音波溶接ホーン44からの超音波エネルギーを連結要素内に向けて集中させ、それにより、連結要素26の穿孔40と、骨係止要素のピン20との間に干渉を確立する。

【0014】

他の実施例において、リブ、突出部分、棘状突起その他の形態を有するエネルギー配向体42が図1に示すように骨係止要素12のピン20の外側表面に位置付けられ、あるいは追加される。

10

20

30

40

50

図5、図6、図7には第2の実施例が、そして図8及び図9には第3の実施例が例示される。第2の実施例において、骨係止要素12は、後端部位置あるいは後端部付近に位置付けられたハブ24にして、骨48に端ぐりあるいは座ぐりした孔46内に座着されるフランジ形態のハブ24を含む。本実施例における骨係止要素は、雌雄結合部の雌部分を形成し、連結要素26を受けるようにした少なくとも1つの穿孔50を含む。

【0015】

連結要素26は、図6に示すような、連結要素26から半径方向に伸延する1つ以上のエネルギー配向体42を含む。支柱形態の連結要素のキャップ部分34は、1つ以上のパーブ或は類似の構造部分52を含み得る。構造部分52はキャップ部分から組織捕捉領域36に向けて伸延され、この組織捕捉領域内に捕捉された柔組織に刺し通されあるいは貫入され、それにより、柔組織の骨への固定を容易化するようにになっている。

10

図8及び図9には本発明の他の実施例が示される。図8に示されるように、骨係止要素12は、図9に詳細を示すところのマルチプロング型の連結要素26のプロングあるいは脚部54を受けるようになっている複数の穿孔50を含んでいる。

【0016】

図4A及び図4Bには図1のアセンブリの使用状況が例示され、図7には図5のアセンブリの使用状況が例示されている。アセンブリの2つの構成部品は超音波溶接により患者のその場で連結される。骨係止要素12の係止部分18は、骨に予め穿孔した孔に挿通され且つねじ込まれる。所望であれば、係止部分18は骨に予め孔を穿孔することなく骨に直接挿通することができるよう、自己穿孔用の先端部を含むものとする事ができる。骨係止要素12のピン20は図4Aに示すように、連結要素26の受け部分32に挿入される。超音波溶接ホーン44は連結要素26との接触状態下に配置され、この超音波溶接ホーン44と関連する1つ以上のトランスデューサ(図示せず)からの超音波エネルギーを連結要素26内に伝達する。骨係止要素12は骨に固定されることで超音波溶接ホーン44のための静止アンヴィルとして作用し得、斯くして、骨係止要素も同様に静止状態に保持される。あるいは、L型その他の好適な形状とした骨とアンヴィル構造部分とを使用して、超音波エネルギーを比較的狭い範囲に提供させることができる。超音波溶接ホーン44からの超音波エネルギーを支柱形態の連結要素26内に伝達することにより、連結要素が図4Bに示すように矢印56の方向において骨係止要素12に関して振動する。連結要素26の、骨係止要素12に対する相対移動、詳しくは、エネルギー配向体42の静止状態の構成部品の干涉部分での相対移動により生じる摩擦により、エネルギー配向体42と、静止部品の相当する干涉部分とが部分的に溶融し、溶接領域58を創出する。

20

30

【0017】

エネルギー配向体42は、骨係止要素12を強く且つ恒久的に連結要素26に付着させる任意の形態を有し得る。エネルギー配向体42を、図2及び図3に例示するような軸線方向のリブあるいは棘状突起に代えて、例えば、骨の表面上の螺旋状のリブあるいはネジ溝若しくは、各構成部品上のピンの形態のものとする事ができる。

【0018】

ハブ24とキャップ部分34との間部分の領域は、図4A及び図4Bに示す組織捕捉領域36を確定する。柔組織セグメント38、例えば靱バンドは半径方向に伸延するハブ24とキャップ部分34との間に保持され且つ軽くしかししっかりと押圧され、斯くして、骨係止要素12を組み込むところの骨に関して然るべく保持される。柔組織を然るべく保持するための何らの縫合糸も不要であり、アセンブリ10はその場で溶融されて単体部片となり、アセンブリの全ての部品は一体化され、相対移動することがない。柔組織セグメント38は非外力的な押圧によって組織捕捉領域36内で保持され、斯くして、アセンブリを組み込むところの骨あるいはアセンブリの何れかに関して相対移動することがない。

40

【0019】

以下に説明するような柔組織固定アセンブリを使用して骨に柔組織を固定する方法もまた、本発明の範囲内のものである。本方法に従えば、本明細書において開示される如き柔組織固定アセンブリが1つ以上の柔組織のセグメントを骨その他の組織に固定するために提

50

供される。骨係止要素 1 2 の係止部分が、骨の所望の位置で予め穿孔したあるいは自己タッピングした孔内に挿通される。連結要素 2 6 は骨に挿通されるに際し、骨係止要素 1 2 と合着される。超音波溶接ホーン 4 4 が連結要素 2 6 と接触状態下に配置され、超音波エネルギーが連結要素 2 6 内に伝達されると、連結要素が、静止アンヴィル 4 5 と接触しかくして実質的に静止したままの骨係止要素 1 2 に関して振動せしめられる。連結要素と骨係止要素との相対移動により、エネルギー配向体 4 2 と、各構成部品の相当する干涉部分とが部分的に溶融し、溶接領域 5 8 の位置でアセンブリの 2 つの構成部品を溶融あるいは溶接し、柔組織セグメント 3 8 が組織捕捉領域 3 6 内に捕捉される。

【 0 0 2 0 】

アセンブリ 1 0 は超音波溶接により連結され得る熱可塑性プラスチック材料から作製するのが好ましい。所望であれば、骨係止要素 1 2 の係止部分 1 8 をもっと硬質の材料、例えばチタンで作成し、アセンブリが、骨に孔を穿孔及びタッピングするための自己穿孔式の及び自己タッピング式の先端部を有する係止部分を含むようにすることができる。加えて、連結要素 2 6 もまたもっと硬質の材料、例えばチタンから作成し、この連結要素に超音波及びあるいは振動エネルギーをより効率的に伝達させるようにすることもできる。

【 0 0 2 1 】

組織捕捉領域 3 6 は、付着させるべき組織のための任意の適宜の寸法形状を有するべく設計することができる。図 1、図 2、図 3、図 4 A 及び図 4 B に例示する 1 実施例において、組織捕捉領域 3 6 の寸法は、骨係止要素におけるハブ 2 4 の位置により決定される。図 5 ~ 図 9 に例示する他の実施例では、組織捕捉領域の寸法は、各構成部品相互の浸入深さ若しくは、係合の程度によって決定される。例えば、図 5 の実施例において、穿孔 5 0 の長さが連結要素の長さ未満である場合、連結要素の一部分は骨の孔の上方に伸延し、連結要素の前記一部分を中心として半径方向に伸延する管状の組織捕捉領域を確定する。

【 0 0 2 2 】

図 1 0 には本発明の他の実施例が例示される。本実施例において、骨 4 8 には 1 つ以上の骨係止要素 1 2 が組み込まれ、接着自在のバンド 6 0 が骨係止要素 1 2 に溶着され、かくして、バンドと骨との間に図 9 に示すような組織捕捉領域 3 6 を画定する。骨係止要素 1 2 は、バンド 6 0 の端部を挿通する穿孔 5 0 を含み、あるいは図 1 1 に示す別態様においては、ハブ 2 4 の上方に軸線方向に伸延するピン 6 2 を含み、バンド 6 0 の各端部にはピン 6 2 に嵌合するべく設計された管状部分 6 4 を設け得る。各構成部品、即ち、バンド及び骨係止要素は、図 1 1、図 1 2 及び図 1 3 に示すような、これら構成部品の何れかあるいは両方に加えられるエネルギーを集中させるためのエネルギー配向体 4 2 を含み得る。エネルギー、例えば超音波エネルギーをバンド 6 0 に加えると、バンドと骨係止要素とが相対移動せしめられて局部的に溶融し、これら構成部品が相互に係合する位置において相互に溶着する。斯くして、バンド 6 0 は、その長さ、骨係止要素中への挿入深さとを選択することにより、組織捕捉領域 3 6 のための所望の引張力及びあるいは所望の寸法を創出するべく設置され得る。

【 0 0 2 3 】

バンド 6 0 は用途上の任意の好適な寸法形状のものとするすることができる。図 1 2、図 1 3 に示すように、バンドは丸形あるいは平型のものであり得る。必要に応じて、1 つ以上のバンドを骨係止要素 1 2 と共に使用することができる。

図 1 4 には、アセンブリの更に他の実施例が例示され、バンドが、骨係止要素 1 2 に溶着されたループ 6 6 にして、このループに囲まれた組織捕捉領域 3 6 を確定するループ 6 6 の形態を有している。先の実施例に関連して説明したように、骨係止要素 1 2 内部でのループ端部 6 8 及びあるいは穿孔 5 0 は、エネルギー配向体 4 2 を含み得る。更には、ループ端部 6 8 は、図 1 1 の実施例に関連して説明したように、骨係止要素から軸線方向に伸延する相当するピンに嵌合するための管状部分を含み得る。ループ形態のバンドは、丸形あるいは平型その他の断面形状を有し得、バンド表面は、このバンド表面と接触する柔組織セグメント 3 8 に対する外傷を最小限とするような設計のものとする。

【 0 0 2 4 】

10

20

30

40

50

バンド及び骨係止要素は、超音波エネルギーあるいは熱エネルギーを適用するに際して相互に溶着し得る熱可塑性プラスチック材料から作製するのが好ましい。

以上、本発明を実施例を参照して説明したが、本発明の中で種々の変更をなし得ることを理解されたい。

【0025】

(発明の効果)

従来装置の欠点を克服する、外科用の柔組織固定装置が提供される。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の1様相に従う柔組織固定アセンブリの側面図である。

【図2】 図1の柔組織固定アセンブリの斜視図である。

10

【図3】 図1柔組織固定アセンブリの支柱形態の連結要素の軸線方向からの平面図である。

【図4A】 図1の柔組織固定アセンブリの各構成部品の、組み立て前の分解図である。

【図4B】 図1の柔組織固定アセンブリの各構成部品の、組み立て後の分解図である。

【図5】 本発明の他の実施例に従う柔組織固定アセンブリの断面側面図である。

【図6】 図5の柔組織固定アセンブリの支柱形態の連結要素の斜視図である。

【図7】 図5の柔組織固定アセンブリの使用状況を例示するダイヤグラム図である。

【図8】 図5の柔組織固定アセンブリの別態様を示す断面側面図である。

【図9】 図8の柔組織固定アセンブリの支柱形態の連結要素の斜視図である。

【図10】 多数の骨係止体を使用して柔組織を骨に付着させ、バンドが骨係止体内に結合される本発明の別態様における側面図である。

20

【図11】 バンドの管状部分と係合するためのピンを軸線方向に伸延させてなる骨係止体の側面図である。

【図12】 エネルギー配向体を含む、バンドの1形態の斜視図である。

【図13】 別形態のバンドの斜視図である。

【図14】 ループを骨係止要素と共に溶着させ、ループ内に組織捕捉領域を確定してなる柔組織固定アセンブリの他の実施例の側面図である。

【符号の説明】

10 柔組織固定アセンブリ

12 骨係止要素

30

14 前端部

16 後端部

18 係止部分

20、62 ピン

22 パープ

24 ハブ

26 連結要素

32 受け部分

34 キャップ部分

36 組織捕捉領域

40

38 柔組織セグメント

40、50 穿孔

42 エネルギー配向体

44 超音波溶接ホーン

48 骨

58 溶接領域

60 バンド

66 ループ

【 図 1 】

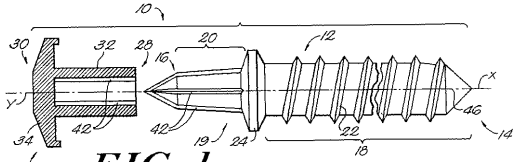


FIG. 1

【 図 2 】

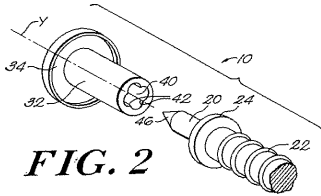


FIG. 2

【 図 3 】

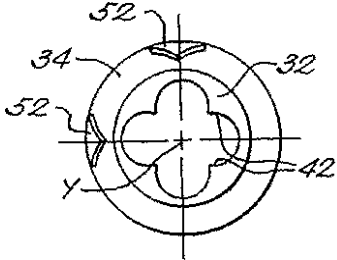


FIG. 3

【 図 5 】

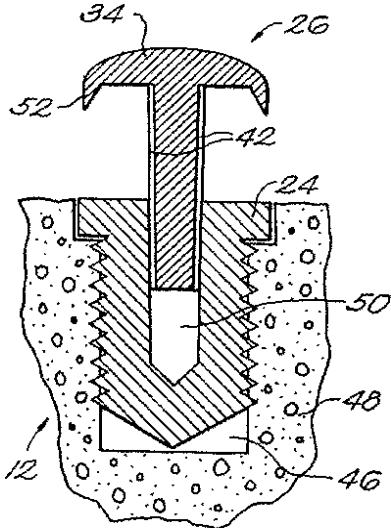


FIG. 5

【 図 4 A 】

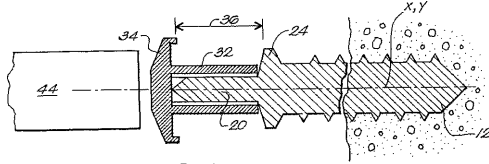


FIG. 4 A

【 図 4 B 】

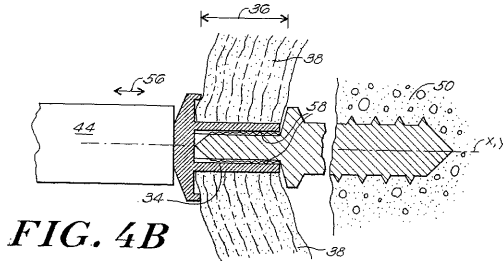


FIG. 4 B

【 図 6 】

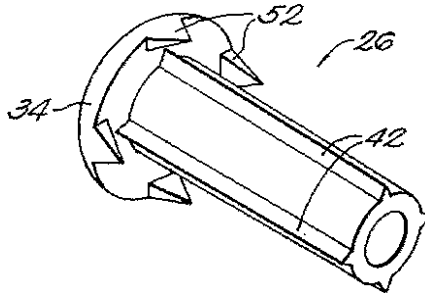


FIG. 6

【 図 7 】

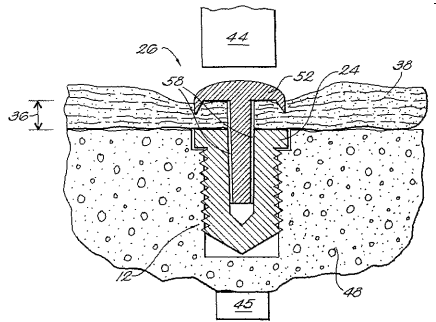


FIG. 7

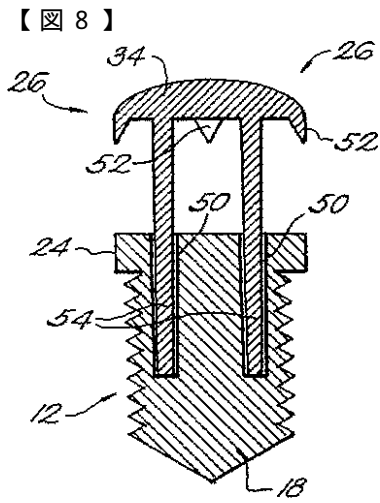


FIG. 8

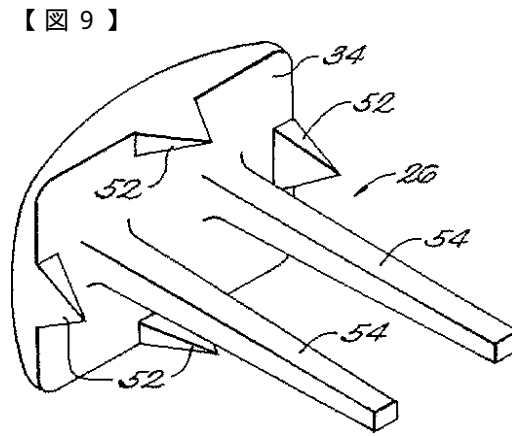


FIG. 9

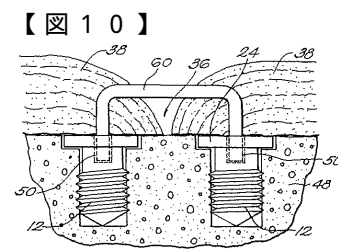


FIG. 10

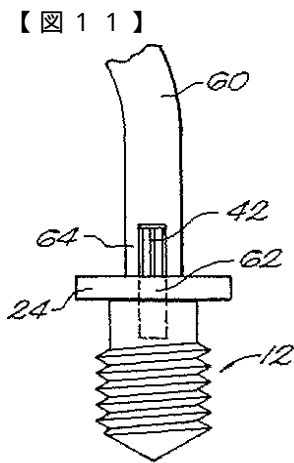


FIG. 11

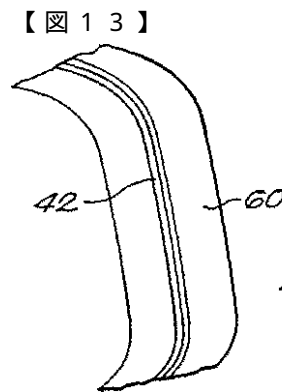


FIG. 13

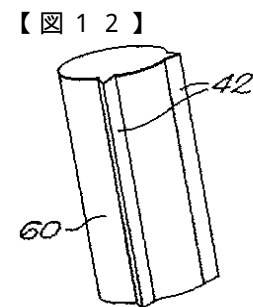


FIG. 12

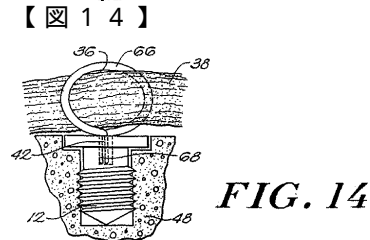


FIG. 14

フロントページの続き

審査官 川端 修

- (56)参考文献 国際公開第96/028100(WO, A1)
国際公開第96/039082(WO, A1)
特開平07-031620(JP, A)
米国特許第05013316(US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 17/04

A61B 17/56