

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4083008号
(P4083008)

(45) 発行日 平成20年4月30日 (2008. 4. 30)

(24) 登録日 平成20年2月22日 (2008. 2. 22)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 F 2/08 (2006. 01)

A 6 1 F 2/08

A 6 1 L 27/00 (2006. 01)

A 6 1 L 27/00

F

請求項の数 16 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2002-533772 (P2002-533772)
(86) (22) 出願日 平成13年10月11日 (2001. 10. 11)
(65) 公表番号 特表2004-510543 (P2004-510543A)
(43) 公表日 平成16年4月8日 (2004. 4. 8)
(86) 国際出願番号 PCT/GB2001/004512
(87) 国際公開番号 W02002/030324
(87) 国際公開日 平成14年4月18日 (2002. 4. 18)
審査請求日 平成16年8月31日 (2004. 8. 31)
(31) 優先権主張番号 0024903. 7
(32) 優先日 平成12年10月11日 (2000. 10. 11)
(33) 優先権主張国 英国 (GB)

(73) 特許権者 503136853
エリス ディヴェロッパメンツ リミテッ
ド
イギリス, ノッティンガム エヌジー 3
2 エービー, 68 カールトン ロー
ド
(73) 特許権者 503136565
ピアサルズ リミテッド
イギリス, サマセット ティーイー 1
1 アールワイ, トーンタン, タンクリ
ッド ストリート
(74) 代理人 100090033
弁理士 荒船 博司
(74) 代理人 100093045
弁理士 荒船 良男

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 テキスタイル人工器官

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

構造的完全性を有する所定形状の単一の本体を含み、

前記本体は、解剖学的身体部分に取り付けられる少なくとも 1 つの固定本体部位を含み、

前記本体は、複数の結合ヤーンと複数の引張り荷重耐え細系の 1 つの組合せから構成され、

前記結合ヤーンは、前記固定本体部位内又は前記複数の固定本体部位それぞれ内に少なくとも配置され、かつ、縫製ステッチによって相互連結され、

前記引張り荷重耐え細系は、前記縫製ステッチ間に配置され、これにより、1 つ以上の所定の方向に延びる所定経路に沿って前記単一の本体を通じて延びる際に制約を受け、これにより、前記 1 つ以上の所定の方向に引張り荷重が加えられたときに伸縮に対する抵抗を前記本体に与え、

前記固定本体部位は、前記結合ヤーン及び前記引張り荷重耐え細系により形成される伸縮抵抗織物の平面領域部により規定されるテキスタイル人工器官。

【請求項 2】

前記固定本体部位は、縫合針による貫通が可能であり、これにより、縫合によって前記解剖学的身体部分に取り付けられる第 1 の部位を備える、請求項 1 に記載の人工器官。

【請求項 3】

前記伸縮抵抗織物は、前記伸縮抵抗織物を前記解剖学的身体部分に生物学的に固定でき

10

20

るように、組織内部成長を促進するように適合される、請求項 1 又は 2 に記載の人工器官。

【請求項 4】

前記伸縮抵抗繊維物は、少なくとも 1 本の引張り荷重耐え細系を含み、

前記引張り荷重耐え細系は、所定の回り経路に沿って前記固定本体部位の所定の領域を途切れることなく横断して延びる、請求項 1 乃至 3 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 5】

内部をアパーチャが貫通する前記第 1 の部位を含み、これにより、固定手段を前記第 1 の部位内部に通し、これにより、前記固定手段によって前記固定本体部位は前記解剖学的身体部分に取り付けられるようにした、請求項 2 又は 3 に記載の人工器官。

10

【請求項 6】

内部をアパーチャが貫通するとともに前記第 1 の部位に隣接する第 2 の部位を含み、これにより、固定手段を前記第 2 の部位内部に通し、これにより、前記固定手段によって前記固定本体部位は前記解剖学的身体部分に取り付けられるようにした、請求項 2 に記載の人工器官。

【請求項 7】

前記アパーチャは、少なくとも 1 本の引張り荷重耐え細系によって規定された周辺補強材によって包囲され、

前記引張り荷重耐え細系は、前記アパーチャの周囲を延びるように前記結合ヤーンによって固定されている、請求項 5 又は 6 に記載の人工器官。

20

【請求項 8】

前記本体は、所定の回り経路に沿って前記本体の所定の領域を途切れることなく横断して延びる少なくとも 1 本の引張り荷重耐え細系を含み、前記回り経路は前記アパーチャの周囲での延びを含む、請求項 5 乃至 7 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 9】

前記周辺補強材は、前記アパーチャの周囲を途切れることなく完全に延びる少なくとも 1 つの引張り荷重耐え細系を含む、請求項 7 又は 8 に記載の人工器官。

【請求項 10】

前記本体は、前記結合ヤーンから形成された本体接続部位によって相互連結された少なくとも 2 つの別個の固定本体部位を含む、請求項 1 乃至 9 のいずれか一項に記載の人工器官。

30

【請求項 11】

前記本体は、少なくとも 2 つの別個の固定本体部位を含み、

前記回り経路は、前記 2 つの別個の固定本体部位間に延び、これにより、前記引張り荷重耐え細系のみによって前記固定本体部位同士を接続する、請求項 4 乃至 8 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 12】

前記回り経路は、前記本体の外部に始端及び終端がある、請求項 4 乃至 11 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 13】

40

前記本体は、少なくとも一对の隣接するアパーチャを含み、

前記引張り荷重耐え細系は、前記一对の隣接するアパーチャの周囲をループ状に延びる鎖結合を規定する、請求項 1 乃至 12 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 14】

前記本体は、少なくとも 3 つのアパーチャからなる一群を含み、前記群におけるアパーチャの複数の対は、前記鎖結合によって相互連結される、請求項 13 に記載の人工器官。

【請求項 15】

前記引張り荷重耐え細系は前記結合ヤーンのスッチ間に伏せ込まれる、請求項 1 乃至 14 のいずれか一項に記載の人工器官。

【請求項 16】

50

前記引張り荷重耐え細糸は、前記結合ヤーンのスッチ間に置かれた縫製スッチ中に形成される、請求項 1 乃至 15 のいずれか一項に記載の人工器官。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は、特に、しかしながら限定されることなく、テキスタイル人工器官（テキスタイル・プロスシース）及びテキスタイル人工器官の製造方法に関する。

【0002】

【従来の技術】

人工器官は、肉体の外側部分、例えば耳部、の再生あるいは外科的移植に用いられ得る。

10

【0003】

テキスタイル外科的移植物の設計において、上記テキスタイル構造に引張り荷重を加えると望ましいことが多い。例えば、整形外科的用途においては、損傷を受けた靱帯の代替物としてテキスタイル移植物が用いられ得る。靱帯は骨と骨とを連結させるためのものであり、身体が動いている間、靱帯には負荷がかかる。上記靱帯代替物を所定位置に固定する（アンカー）ためには、ねじ固定機器を用いて上記テキスタイル移植物を骨に固定して、結合部上に負荷が適切にかかるようにすると具合が良いか又は望ましい場合がある。

【0004】

従来からの織り合わせられたテキスタイルの場合、その織り合わせ構造の隙間にねじを押し込むと、上記テキスタイルに加わる如何なる負荷も、上記織り合わせ構造の一部で1つの横系ヤーンにしばしば集中し、負荷がかかったヤーンを織り合わせ構造内で動かし、織り合わせ構造を歪ませ、織物上の固定点を変える。このような構造上の歪みを無くすために、上記のような問題を解消するための方法が複数提案されている。これらの方法には、留め物を用いて織物の多くの歪んだ端部を束ねることで、より多数の又はより広い幅の横系繊維に負荷を集中させる方法が含まれる。例えば、グロメット（帆布つな穴の保護環）を用いて、負荷を上記織り合わせられた織物の幅を横切って拡散するのみならず、負荷を上記織物の長さを圧倒するように分散させる。しかし、このようなアプローチでは、スペースが織物に押し込まれグロメットを通過する場合、織り合わせ構造は幾ばくか歪む結果となる。

20

【0005】

また、管状編み構造の場合、従来のねじでは所定位置での固定が困難であることも分かっている。このような構造中の繊維は通常、織物の長手方向軸に対して30°度乃至60°度の角度を持っていることが多い。そのため、このような繊維の場合、織物の横系対縦系の角度が約90°で織られた織物よりも歪みが大きくなる。これは、前者の角度よりも後者の角度の方が、負荷方向に対する系の角度によって生じる負荷が小さいためである。

30

【0006】

【発明が解決しようとする課題】

また、テキスタイル移植物を筋肉などの軟組織に固定させる必要がある場合もある。そのため、縫合などによる軟組織への機械的固定が可能でありかつ固定先である組織にかかる引張り荷重を移動させることが可能なテキスタイル移植物が望まれている。

40

【0007】

また、組織内部での成長を促進させることで、移植物と軟組織とが生物的に結合できるようにすることが可能なテキスタイル移植物も望まれている。

【0008】

本発明の主な目的は、テキスタイル人工器官を提供することであり、特に、限定されるものではないが、引張り荷重をより良好に吸収しつつ構造上の歪みも低減する外科的移植物を提供することである。

【0009】

【課題を解決するための手段】

本発明の一側面によれば、構造的完全性を有する所定形状の単一の本体を含むテキスタ

50

イル人工器官であって、前記本体は、解剖学的身体部分に取り付けられる少なくとも１つの固定本体部位を含み、前記本体は、複数の結合ヤーン及び複数の引張り荷重耐え細系の１つの組合せから構成され、前記結合ヤーンは、前記固定本体部位内又は前記複数の固定本体部位それぞれ内に少なくとも配置され、かつ、縫製ステッチによって相互連結され、前記引張り荷重耐え細系は、前記縫製ステッチ間に配置され、これにより、１つ以上の所定の方向に延びる所定経路に沿って前記単一の本体を通じて延びる際に制約を受け、これにより、前記１つ以上の所定の方向に引張り荷重が加えられたときに伸縮に対する抵抗を前記本体に与え、前記固定本体部位は、前記結合ヤーン及び前記引張り荷重耐え細系により形成される伸縮抵抗織物の平面領域部により規定されるテキスタイル人工器官が提供される。

10

【００１０】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の種々の側面について、添付図面を参照しながら説明する。

【００１１】

本発明の原理に従って構成されたテキスタイル人工器官の模式図を図１乃至図５に示す。このテキスタイル人工器官は、本体１０を含む。この本体１０は、結合ヤーン３０及び引張り荷重耐えヤーン２０から構成される。これらの結合ヤーン３０は、縫製ステッチによって相互連結され、これらの引張り荷重耐えヤーン２０は、上記結合ヤーンのスッチ間に配置されることで、上記本体中に収容されている。

20

【００１２】

上記結合ヤーン３０の縫製ステッチ及び上記引張り荷重耐えヤーン２０の配置は好適には、刺繍技術を用いて、コンピュータ制御による刺繍機、例えば、タジマ刺繍機又はバルダン刺繍機等で作成される。

【００１３】

一般的にこのような刺繍機は、ベース織物上方に配置されたソーイングヘッドと、上記ベース織物の下に配置されたルーパヘッドとを含む。上記ソーイングヘッドは、縫い糸を供給する。上記縫い糸は好適には、上記ルーパヘッドから供給されるルーパ糸と織り合わされる。従って、縫製作業の間、ベース織物の上面に縫い糸が配置され、ベース織物の下面にルーパ糸が配置される。上記ベース織物は通常はフレーム内に収容され、このフレームは、パンタグラフにより上記コンピュータの制御の下に動かされる。

30

【００１４】

この従来技術によれば、上記刺繍フレーム内の任意の地点に任意のステッチを配置することができ、また、連続するステッチ間の糸長さ部分を、上記刺繍フレームの寸法に対して任意の角度でかつ任意の長さで配置することができる。

【００１５】

本発明においては、上記テキスタイル人工器官を自身の構造的完全性を有する一体の物としておくために、刺繍作業終了後、刺繍が施されるベース織物を、好適には適切な溶剤中で溶解させることにより、除去することができる。

【００１６】

あるいは、上記ベース織物を残して、追加構造又は引張支持が得られるようにしてもよい。

40

【００１７】

図１に例示的に示すように、上記本体１０が固定（アンカレッジ）部位ＳＴ及びＢの２つを含む様子が図示されている。これら２つの固定部位ＳＴ及びＢは、２つの別個の解剖学的身体部分に取り付けられると、これら解剖学的身体間の負荷を方向ＬＤに伝達させる。

【００１８】

本発明によれば、上記本体１０は、任意の数の固定部位ＳＴ及び／又はＢを含んでもよい。

【００１９】

特定の用途、例えば、人工的な解剖学的身体部分の形成の場合、上記本体１０に固定本体

50

部位を１つだけ設けてもよく、この固定本体部位は、本体部位ＳＴ又は本体部位Ｂのいずれであってもよい。

【００２０】

本発明によれば、上記荷重耐えヤーン２０が上記本体１０を通して所定経路をたどるように、上記結合ヤーン３０と上記荷重耐えヤーン２０とが連係し、上記荷重耐えヤーン２０を拘束する。上記本体１０の特定の領域（特に本体部位ＳＴ）においては、上記結合ヤーン３０は、これにより、好適には図２乃至図５により詳細に図示されているような網目状形態ＭＳの、非伸縮性の安定した基布構造が規定されるように、相互作用するようにしてもよい。

【００２１】

図２乃至図５に示す基布構造ＭＳは、一方向に延びるステッチ長さ部位３５を有する上側結合ヤーン３０ａ及び下側３０ｂからなる第１の一連の（ＦＳ）ステッチ３１と、別の方向に延びるステッチ長さ部位３６を有する上側結合ヤーン３０ｃ及び下側結合ヤーン３０ｄからなる第２の一連（ＳＳ）のステッチ３２とを含む。第２の一連（ＳＳ）のステッチ３２は、図示の例において、上記第１の一連ＦＳの方向に対して９０°の角度をとる。しかし、上記第１の一連のＦＳと上記第２の一連のＳＳとの角度方向関係は、９０°以外の角度であってもよいことが理解される。

【００２２】

図３及び図４において、ベース織物ＢＦ中に上記ステッチ３１及び３２が形成されている様子が図示されている。その後、ベース織物ＢＦは除去されて、上記網目状の基布ＭＳが形成される。

【００２３】

上記結合ヤーン３０のステッチ３１及び３２間には、上記網目状の織物ＭＳ中に空間ＯＳを規定するよう、間隔が設けられている。空間ＯＳのサイズは変更可能となっており、これにより、例えば、隣接するステッチ３１間又は隣接するステッチ３２間のステッチ長さの変更、上記一連のステッチＦＳ及びＳＳ間の間隔の変更、上記結合ヤーン３０のサイズの変更及び／又は一連の結合ヤーンステッチの追加（すなわち、一連のステッチを２つ以上追加）により上記網目状織物の密度を望みどおりに変更できる。例えば、組織内部成長を促進させるために比較的空隙の多い網目状構造を作成するか、又は、組織内部成長を抑制するために比較的空隙の少ない網目状構造を作成することが可能となる。

【００２４】

上記ステッチ及び／又は糸サイズを適切に選択することで、上記網目状構造の屈曲性を変化させ、これにより、所望の曲がり量を上記人工器官に与えることも可能である。上記本体の他の領域において、当該経路沿いの荷重耐えヤーン２０のみが制約を受けるように上記結合ヤーン３０を相互作用させてもよい。他の領域において、結合ヤーン３０の縫合を、上記結合ヤーンが上下に重なるように行うことで、上記本体１０の所定領域に対して所定の三次元形状を規定するようにしてもよい

【００２５】

図２に示すように、上記引張り荷重耐えヤーン２０は、上記人工器官本体の所定の引張り荷重耐え方向ＬＤに延びる長さ部位２１を有するように配置される。図５中により明瞭に示すように、上記引張り荷重耐えヤーン２０は、上側ステッチ長さ部位３５と下側ステッチ長さ部位３５との間に配置され、これにより上記網目状の織物ＭＳ内で拘束される。

【００２６】

このことは、上記荷重耐えヤーン２０を回り経路に従うように上記ベース織物に固定し、その後上記荷重耐えヤーン２０を上記ベース織物に固定した後、上記結合ヤーン３０から縫製ステッチを作成することにより達成される。その結果、上記結合ヤーン３０によって設けられた縫製ステッチにより、これらの事前配置された荷重耐えヤーン２０が確実に收容される。

【００２７】

上記荷重耐えヤーン２０を配置する前に、結合ヤーン２０からなる前駆体（プレカーサー

10

20

30

40

50

層を上記ベース織物に縫合した後、上記ベース織物上に上記荷重耐えヤーン 20 を配置することが考えられる。

【0028】

上記前駆体層は任意の所望の形状でよく、所望の補強が得られ、及び/又は、上記本体の選択領域の密度を高くするよう、設けてよい。

【0029】

好適には、上記ステッチ 31 は上記ヤーン 20 の外側に対して近接した状態で配置され、これにより、上記結合ヤーンのスッチ長さ部位 35 に、上記引張り荷重耐えヤーン 20 の横方向変位を制限する機能を持たせる。さらに、上記ステッチ 31 及びヤーン 30 のサイズは、好適には、上記長さ部位 35 が上記長さ部位 21 に沿って互いに近接した状態で配置されるよう選択される。

10

【0030】

上記荷重耐えヤーン 20 をステッチ長さ部位 35 間で拘束するためには、先ず上記荷重耐えヤーン 20 を所定位置に配置し、次いで、第 1 の一連のステッチ FS を形成する結合ヤーン 30 を縫合することが必要である。

【0031】

上記荷重耐えヤーン 20 の配置は、(図 5 に示すような)上側ヤーン 20 a と下側ヤーン 20 b との間に縫製ステッチ 27 を設けることによって行われ得る。

【0032】

好適には、上記荷重耐え細系(フィラメント)20 は上記刺繍機のルーパから供給され、ミシン針から供給される糸は、上記荷重耐え細系よりもずっと細いものが選択され、これにより、上記針糸と上記荷重耐え細系 20 との間にステッチが形成されると、上記荷重耐え細系は上記ベース織物に対して水平なままであり、また、上記ベース織物を通じて上記針糸によって引っ張られることもない。あるいは、伏せ込み(レイイングイン)技術を用いて、ヤーン 20 を所定位置に配置してもよい。この技術では、縫製ステッチ 31 が作成される間、上記ヤーン 20 は一時的に所定位置に保持される。伏せ込み技術により、各置き処理の間、ヤーン 20 の単一の糸端部又はヤーン 20 の所望の複数の糸端部を伏せ込むことができる。

20

【0033】

図 2 乃至図 5 に示したように、上側ヤーン 20 a と下側ヤーン 20 b との間にステッチ 27 を設けることにより、上記荷重耐えヤーン 20 は所定位置に配置される。

30

【0034】

隣接するステッチ 27 間のステッチ長さ 28 は好適には、上記刺繍処理の間に上記ヤーン 20 が正しい方向に配置されるのに必要な最大距離となるよう、選択される。この点について、上記ステッチ長さ 28 は、直線長さ部位 21 に沿って比較的長くなっており、曲線長さ部位 21 a に沿って比較的短くなっている。

【0035】

上記刺繍処理によって上記ヤーン 20 を所定位置に配置することにより、各単一の一連のステッチ 27 を縫合すると、2 本のヤーン 20 が所定位置に配置されることが理解されるであろう。従って、上記ヤーン 20 を上記結合ヤーン 30 内に収容する前に、1 つ以上の一連のステッチ 27 を作成することで、1 つ以上の一対の上側ヤーン 20 a 及び下側ヤーン 20 b が各一対のステッチ長さ部位 35 の間に配置され得ることが理解されるであろう。

40

【0036】

図 2 乃至図 5 に示す図において、一連のステッチ 31 がひとつながり分だけ、すなわち一連のステッチ FS が、上記荷重耐えヤーン 20 を横切って延びている様子が示されている。結合ヤーン 30 の一連のステッチをさらに追加して、1 つ以上の一連のステッチ間に上記荷重耐えヤーン 20 を収容してもよいことが理解される。

【0037】

図 1 に示すように、上記本体 10 は、筋肉などの軟組織によって規定された解剖学的身体

50

部分へ取り付けられる固定部位 S T を含む。

【 0 0 3 8 】

本発明の上記固定部位 S T は、好適には、上記結束及び荷重耐えヤーンによって形成された伸縮抵抗（ストレッチ・レジスティブ）織物からなる平面領域部によって規定される。

【 0 0 3 9 】

上記固定部位 S T において、上記結合ヤーン 3 0 は好適には、上記網目状構造 M S を規定するよう、相互縫合される。上記網目状構造 M S では、一連のステッチ M 1 が、上記荷重耐えヤーン 2 0 を横断する一横断方向に延び、第 2 の一連のステッチ M 2 が、上記荷重耐えヤーン 2 0 を横断する反対方向の横断方向に延びている。

【 0 0 4 0 】

上記結合ヤーン 3 0 によって形成された網目状構造は実質的には、基布構造を規定する。この基布構造は、比較的非伸縮性であり、かつ、この基布構造により、この基布構造を通過する上記荷重耐えヤーン 3 0 は、所定経路沿いを通過する際に制約を受ける。

【 0 0 4 1 】

上記固定部位 S T₁ 内では好適には、上記網目状構造 M S は組織内部成長を促進させるよう開口を有し、これにより、上記固定部位 S T を軟組織に生物学的に固定させることが可能となる。

【 0 0 4 2 】

上記本体 1 0 に引張り荷重がかかったときに部位 S T₁ に負荷がまんべんなくかかるようにするために、上記荷重耐えヤーン 2 0 を上記固定本体部位 S T を通じた回り経路に沿って配置し、これにより、上記本体内の特定の位置において、上記荷重耐えヤーン 2 0 を上記負荷耐え方向 L D に対してループ状にし、対向するループ 2 2 及び 2 3 を規定する。従って、上記負荷耐え方向 L D に負荷がかかると、上記負荷はより上記ループ 2 2 及び 2 3 は方向 L D に締め付けられる傾向となり、対向するループ 2 2 及びループ 2 3 は互いに引き合うようになる。しかし、このような動きは、上記ループ 2 2 及び 2 3 は上記網目状構造 M S 内で拘束されるため、上記網目状構造 M S にとって耐え得るものであり、また、このような動きは、記荷重耐えヤーン 2 0 のステッチ 2 7 と上記網目状構造 M S のステッチ 3 1 及び 3 2 との間の相互作用によって耐えられる。

【 0 0 4 3 】

固定系（例えば、縫合系）を用いる場合、糸を上記網目状構造 M S に通過させ、接続先となる軟組織に挿入する。そのため、上記縫合系は、上記網目状構造中の開口空間 O S を通過し、上記網目状構造を上記軟組織に固定させる。組織が内部で成長した後は、上記網目状構造も上記軟組織に対して生物学的に固定される。

【 0 0 4 4 】

そのため、上記網目状構造が上記軟組織に固定された後は、上記荷重耐えヤーン 2 0 は比較的大きな面積部位を横断する回り経路に沿って拘束され、また、上記軟組織に対する比較的大きな領域にわたって負荷が分散するため、上記網目状構造は、対向するループ 2 2 及び 2 3 の相互移動に耐えるようになる。

【 0 0 4 5 】

図 1 に示す上記本体 1 0 はまた、固定部位 B も含む。この固定部位 B は、固定手段（例えば、ねじ）によって上記本体 1 0 を比較的硬質の解剖学的身体部分（例えば、骨）に固定できるようにするためのものである。

【 0 0 4 6 】

上記固定部位 B は少なくとも 1 つのアパーチャ 1 8 を含み、図 6 に示す構成は、固定手段、例えば、骨ねじ（ボーンスクリュー）を収容するアパーチャ 1 8 の形成様態を示す。

【 0 0 4 7 】

図 6 において、上記引張り荷重耐えヤーン 2 0 は、上記アパーチャ 1 8 の円周周囲に延び、好適には結合ヤーン 3 0 から形成された星型形状のステッチ構造 4 0 により所定位置に保持される。上記星型構造 4 0 は、上記アパーチャ 1 8 の円周周囲に間隔を空けて配置された連続するステッチ 4 1 及び 4 2 によって規定される。上記ステッチ 4 1 及び 4 2 は、

10

20

30

40

50

1本以上のヤーン20を包囲するように間隔を空けて配置される。連続するステッチ41とステッチ42との間に延びる糸部位45は、上記アパーチャ18から外側に向かって半径方向に突出する補強アーム44を規定する。そのため、上記人工器官本体に引張り荷重が加えられると、上記糸長さ部位45は、引っ張られた状態で配置されて上記負荷に耐え、かつ、上記ヤーン20の固定状態を保持する。図6において、上記荷重耐えヤーン20が上記アパーチャ18の円周周囲を部分的に延びている様子が示されている。上記荷重耐えヤーン20を上記アパーチャ18の円周周囲にひと巻き以上連続して設けてもよいと考えられる。

【0048】

上記アパーチャ18の周囲にヤーン20を配置するのに加えて、又はこれに代えて、図7に示すように補強糸50をさらに設けてもよい。上記補強糸50を上記アパーチャ18の円周周囲に連続して所望の巻き数で延びるように配置して、これにより環51を規定する。上記糸50によって規定された環51は、連続するステッチ41及び42間に収容される。上記環50は、引張り荷重が加えられたときに上記アパーチャ18の形状が変形するのを防ぐ働きをする。

【0049】

図6及び図7中のアパーチャの形状は円形として図示しているが、同じ構造及び構成の糸で任意の所望の形状(例えば、溝穴形状)のアパーチャを形成してもよいことが理解される。

【0050】

さらに、所望の場合、アパーチャ18を織物(例えば、結合ヤーン30によって作成された網目状織物)によって閉口してもよい。

【0051】

図6又は図7に従って構築されたアパーチャ18は、結合ヤーン30によって規定された網目状構造中に形成してもよいことが理解される。このような場合、上記ステッチ構造40を規定する結合ヤーンは好適には、上記網目状構造MSを形成する結合ヤーンと相互作用し、これにより、上記ステッチ構造40を上記網目状構造MSに固定する。

【0052】

状況に応じて、図1に示すように、上記本体10に結合ヤーン30及び荷重耐えヤーン20から構成された引き糸又はリボンPSを設けてもよい。

【0053】

上記引き糸又はリボンPSからなる荷重耐えヤーン20は、好適には上記本体10の残り部分を通過する連続する荷重耐えヤーン20を形成することにより、上記本体10の残り部分と接続され、これにより、上記リボンPSに加えられた引張り荷重は、上記本体10を通じて伝えられる。これは、外科医が第1の固定部位(図1の固定部位STの場合)を取り付け、次いで上記リボンPSを引っ張って上記本体10に引張り力を加える間に上記第2の固定部位Bを取り付けることが可能となるため、有利である。その結果、上記固定部位STとBとの間に延びる上記荷重耐えヤーン20は、所望の引っ張り量のもとに確実に配置される。その後、上記リボンPSは切断してもよいし、あるいは除去してもよい。

【0054】

あるいは、上記リボンPSにより、上記リボンPSを解剖学的身体部分に結合させることにより上記本体10を当該解剖学的身体部分に固定するための代替手段又は追加手段を外科医に提供することができる。

【0055】

上記結合ヤーン30と荷重耐えヤーン20とを組み合わせ、特定の移植用途向けに調整された、固定部位、織物構造及び/又は三次元形状の様々な組合せからなる異なる種類の本体10を作成することができることが理解される。

【0056】

以下、様々な特定の実施形態について例示的に説明する。図8において、人間の肩部分の

10

20

30

40

50

修復に適切な外科的移植である第１の実施形態が図示されている。この第１の実施形態は、損傷を受けた自然組織の補強を意図している。

【００５７】

上記移植物は、概して平面状の本体１０を含む。この本体１０は、第１の別個の本体部位１４と、第２の別個の本体部位１５と、第３の別個の本体部位１６とを含む。

【００５８】

上記第１の本体部位１４は、固定本体部位ＳＴを規定する。上記固定本体部位ＳＴは、結合ヤーン３０から形成された網目状構造ＭＳ_１を含み、上記網目状構造ＭＳ_１中において、荷重耐えヤーン２０は拘束される。上記固定部位ＳＴは、肩部の回旋腱板を形成する自然腱材料への縫合を意図したものである。

10

【００５９】

上記本体部位１５は固定本体部位Ｂを規定し、好適には、３つのアパーチャ１８を含む。これら３つのアパーチャ１８それぞれにより、骨ねじが固定本体部位Ｂを通過して、上記本体部位１５を上腕骨に固定することが可能となる。アパーチャ１８を３つ設けているのは、上記骨ねじに対して代替的場所を提供し、及び／又は、１つ以上の骨ねじを用いることができるよう複数の場所を提供するためである。

【００６０】

アパーチャ１８の数は３つよりも少なくても多くてもよいことが理解される。上記アパーチャ１８はそれぞれ、図６及び図７を参照して述べた構造に基づいた構造を有する。

【００６１】

上記本体部位１６は、外科医が本体部位１４を取り付けた後に上記本体１０を引っ張って、本体部位１５を取り付ける前に上記本体１０に張力を与えることを可能にするリボンＰＳを規定する。

20

【００６２】

本体部位１４及び１５の両方を取り付けた後は、本体部位１６は本体部位１５から切断して除去してもよい。

【００６３】

上記本体１０は、縫製ステッチによって相互連結された複数の糸を用いて構築される。

【００６４】

上記移植物１０の構造が図９中により明確に示されている。

30

【００６５】

上記引張り荷重耐えヤーン２０は、少なくとも上記ヤーン２０の方向が変化する各ポイントにおいて上側ヤーン２０ａと下側ヤーン２０ｂとの間に形成されたステッチ２７により、上記ベース織物（図示せず）上に配置される。その結果、ヤーン２０からなる長尺長さ部位２１が得られる。

【００６６】

好適には、図９に示すように、上記ヤーン２０は、本体部位１４の末端から本体部位１５を通過して本体部位１６中へと途切れることなく延びる。

【００６７】

好適には、（相互縫合されているかあるいは伏せ込み（レイイングイン）されている１本以上の糸端部から構成されている）ヤーン２０は、本体部位１４、１５及び１６に沿って途切れることなく通り、本体部位１４の領域を途切れることなく横断して延びるよう、回り経路に沿って設けられる。

40

【００６８】

好適には、図７に示すように、ヤーン２０は、本体１２の外側のポイントＳＰから始端し、本体１２の外側のポイントＦＰにおいて終端する。

【００６９】

上記ヤーン２０は、アパーチャ１８の位置に対応する窓部１７を規定するよう、本体部位１５内に配置される。

【００７０】

50

補強系 50 からなる環 51 が本体部位 15 の糸部位 21 上に配置され、次いで、星型構造 40 がらせん 51 及び上記糸部位 21 を含むように配置される。

【0071】

最後に、連続するステッチを作成して上記網目状構造 MS を形成することにより、結合ヤーン 30 を所定位置に配置する。上記網目状構造 MS は、上述したように上記引張り荷重耐えヤーン 20 を収容する。

【0072】

第 1 の実施形態の固定部位 B の別の構造を、図 10 及び図 11 に示す。

【0073】

図 10 において、荷重耐えヤーン 20 は、細長い窓部 17 を規定するように延びるのではなく、アパーチャ 18 周囲に延び、星型構造 40 内に収容される。

10

【0074】

上記ヤーン 20 は、(図 11 中に模式的に示す)複数の鎖結合 28 を実質的に規定する経路に沿って配置される。これら鎖結合 28 のそれぞれはアパーチャ 18 周囲で連結される。

【0075】

上記鎖結合 28 間を接続することにより、上記固定本体部位 ST と引っ張りリボン PS との間で方向 LD にかけられた負荷は、歪みを引き起こすことなく確実に本体部位 15 を通過する。

【0076】

20

好適には、上記鎖結合 28 はそれぞれ自立型であり、これにより、1本の鎖結合 28 が切断した場合にも、隣接する鎖結合 28 の荷重耐え能力は影響を受けない。

【0077】

すなわち、例えば、アパーチャ 18 b を通じて骨ねじを挿入することにより上記固定部位 B を取り付けした後、上記本体部位 15 を線 SV に沿って切断することで、外科医は、引っ張りリボン PS 及び引っ張りリボン PS に取り付けられた本体部位 15 の残り部位を除去することができる。線 SV に沿った切断の後、上記鎖結合 28 a は完全なままであるため、アパーチャ 18 b と上記固定部位 ST との間の負荷を伝えることができる。

【0078】

鎖結合 28 の形成は好適には、図 11 中に模式的に示すような状態で達成される。

30

【0079】

第 1 の鎖結合 128 は、(一重矢印 A1 によって示すように)第 1 の一对の隣接するアパーチャ 18 a 及び 18 b 周囲の荷重耐えヤーン 20 をループ状経路に沿って配置することにより、形成される。上記ループ状経路の形状は、上側ヤーン 20 a と下側ヤーン 20 b との間のステッチ 27 の位置によって決まり、比較的長尺の直線の連結部位 130 と、おおむねアパーチャ 18 の円周の半ばまで延びる曲線連結部位 131 とを作成する。

【0080】

上記ヤーン 20 は、所望の巻き数(例えば 6)でループ状にされ、その後、(二重矢印 A2 によって示されるように)隣接するループ状経路に沿って第 2 の一对の隣接するアパーチャ 18 b 及び 18 c 周囲でループ状にされる。その後、この処理を繰り返して、次の鎖結合 28 を作成する。

40

【0081】

好適には、星型構造 40 及び/又は環 51 は、各アパーチャ 18 を補強するように設けられる。

【0082】

図 12 において、人工器官 300 が数個の固定アパーチャ 18 を含む様子が図示されている。これらの固定アパーチャ 18 は鎖結合 28 によって相互連結され、これにより、負荷を複数の異なる方向に分散させることが可能となる。

【0083】

人工器官 300 において、アパーチャ 18 a 及び 18 b は、鎖結合 28 a によって相互連

50

結される。アパーチャ 18 b は、鎖結合 28 b 及び 28 c によってさらに別の 1 つのアパーチャ 18 c 及び 18 d とそれぞれ相互連結される。

【0084】

図 13 において、前方脊椎板用途に適した人工器官 400 が図示されている。

【0085】

上記人工器官 400 は、6 本のアーム 401 を含む。これら 6 本のアーム 401 はそれぞれ、鎖結合 28 によって相互連結された一連のアパーチャ 18 によって形成される。これらのアーム 401 は、3 つの主要固定アパーチャ 18 a、18 b 及び 18 c から放射状に広がっている。これらのアパーチャ 18 a、18 b 及び 18 c は、患者の L5 脊椎に取り付けられ、上記アーム 401 は、仙骨に取り付けられる。アーム 401 の多重度及びアーム 401 中に含まれる複数のアパーチャ 18 により、複雑な三次元形状をしている仙骨に対して良好な固定を得ることが可能となる。

10

【0086】

好適には、図 13 に示すように、上記外側の一对のアーム 401 それぞれの端部アパーチャ 18 d は好適には、連結部 28 a によって少なくとも 2 つのアパーチャ 18 a 乃至 18 c に相互連結され、これにより、負荷を所望の様態で分散させることが可能となる。

【0087】

図 14 において、脊柱中の隣接する脊椎をまとめて固定するための脊髓用結びひも（ストラップ）として用いるのに適した人工器官 500 が図示されている。

【0088】

上記人工器官 500 は、2 つのアパーチャ 18 a 及び 18 b を含む。これら 2 つのアパーチャ 18 a 及び 18 b は、荷重耐え細系 20 によって形成された鎖結合 28 によって相互連結される。荷重耐え細系 20 も好適には上記アパーチャ 18 a と 18 b との間に方向付けられ、これにより対角部位 28 c を規定する。上記対角部位 28 c により、上記結びひもをその負荷耐え効率を失うことなく捻らせることが可能となる。

20

【0089】

好適には、上記荷重耐え細系 20 は、結合ヤーン 30 によって規定された網目状構造 MS 内に収容される。好適には、上記網目状構造の中央領域 MS d は、上記網目状構造 MS の残り部分よりも密度が高く、これにより、脊柱の脊椎の骨に切り込まれた荷重耐え細系に耐えるようになっている。アパーチャ 18 a と 18 b との間に延びた鎖結合部位 28 a を省略して、アパーチャ 18 a 及び 18 b を対角部位 28 c のみによって相互連結させることが考えられる。

30

【0090】

アパーチャ 18 a 及び 18 b を同じ二次元面に設けないようにすると、対角連結部 18 c により軸方向の捻り要素を容易にし、上記アパーチャ間の張力が全て保持されるため、特に有利である。

【0091】

図 15 において、本発明の第 2 の実施形態 60 が図示されている。この第 2 の実施形態 60 は、本体部位 61、62 及び 63 によって規定された 3 つの固定本体部位 ST₁、ST₂ 及び ST₃ を有する人工器官である。これらの本体部位 61、62 及び 63 はそれぞれ、回旋腱板の 3 本の腱のうちの 1 つに取り付けられるように設計されている。上記本体部位 61、62 及び 63 は、中央穴部 68 を有する環状本体部位 67 から延びる。上記環状本体部位は、環 51 及び星型構造 40 から形成される。上記ヤーン 20 は、本体部位 61、62 及び 63 各々から延びて、上記星型構造 40 及び上記結合ヤーン 30 によって堅固に固定されている。これら本体部位 61、62 及び 63 はおおむね扇形形状をしており、上記引張り荷重耐えヤーンの系部位 21 には好適には、上記扇形形状の本体部位の幅が大きくなるにつれて上記系部位が扇形に広がった場合にも系部位 21 間の間隔を実質的に均等に保つための中間ループ部位 27 が設けられている。これら本体部位 61、62 及び 63 各々は好適には網目状構造 MS によって構成され、また、好適には、上記中央穴部 68 に向かって円周方向に走る補強系 66 をさらに有する。このさらなる補強系 66 は、外科医

40

50

が移植羽根部を腱に保持するためにステッチを設ける作業を補助及び支援することを意図するものである。また、このさらなる補強系 66 は、そこから先は上記デバイスを切断又は切断整形して、上記織物構造が崩壊する可能性を最小限にする補強領域をさらに提供する上記半径方向に延びる糸部位 21 を形成してもよいことを示す境界線をも示す。

【0092】

モジュラー式上腕ヘッドの軸部分をはめ込む際の通路となる上記中央穴部 68 の領域は、環 51 及び星型構造 40 を用いて補強され、上記結合ヤーン 30 と共に、上記本体部位 61、62 及び 63 中に走る上記引張り荷重耐えヤーン 20 を保持することが理解される。これにより、患者のリハビリテーションの第 1 段階における上記人工器官 60 上での負荷耐えが極めて高くなるため、望ましい。

10

【0093】

図 16 に示す実施形態 80 は、複合型靱帯補強人工器官である。この人工器官 80 は、3 つの扇形状の固定本体部位 ST_1 、 ST_2 及び ST_3 を含む。これらの固定本体部位 ST_1 、 ST_2 及び ST_3 は、接続本体部位 84 によって相互連結された本体部位 81、82 及び 83 によって規定されている。

【0094】

上記本体部位 81、82 及び 83 は、上記補強系 66 の代わりに補強系 86 を用いている点を除けば、上述した本体部位 61、62 及び 63 と同様の構造をしている。この補強系 86 は、弓形のジグザグ構造 88 を規定する連続するステッチ 87 によって設けられ、これにより、外科医が上記構造物 88 間に切り込みを入れた後に織物が摩損するのを防ぐ働きをする。好適には、上記系 86 は、外科医が切り込み作業を行い易いよう、残りの糸と対照的な色を有する。

20

【0095】

好適には、上記人工器官 80 は、本体部位 84 に接続された引っ張りリボン PS を形成する 2 つのアーム部位 90 を含む。荷重耐えヤーン 20 は、アーム部位 90 及び上記本体接続部位 84 両方を通じて途切れることなく延びる。アーム部位 90 は、患者の骨内に固定された金属製人工器官にテキスタイル人工器官を固定する作業を支援する。状況に応じて、上記本体接続部位 84 から延びるアーム 90 と同様の構造を有するリボン 91 をさらに設けて、上記テキスタイル人工器官を上記金属製人工器官に固定する作業をさらに支援する。

30

【0096】

図 17 に示すように、上記人工器官 80 を改変して、上記人工器官 80 と上記金属製人工器官とを接続するための一对のアパーチャ 85 を設けてもよい。

【0097】

この点について、図 18 中に示す適切な金属製人工器官 300 は、例えば骨ねじによって患者の骨に取り付けられることを意図した本体 301 を有する。上記本体 301 は、フランジ 303 を含む。このフランジ 303 は、自身を貫通する少なくとも 1 つの穿孔部 304 を含む。

【0098】

固定部材 310 が設けられている。この固定部材 310 は、図示のように穿孔部 304 を通じて挿入可能な概して U 字形状の本体 311 を有する。

40

【0099】

上記本体 311 は、末端にフック構造 314 を有する 2 本のアーム 312 を有する。

【0100】

上記フック構造 314 は、アパーチャ 85 間の距離に対応する距離だけ間隔を空けて配置され、これにより、上記フック構造 314 をアパーチャ 85 に挿入することにより上記人工器官 80 を上記固定部材 310 に取り付けることが可能となる。

【0101】

図 20 を見ればより明瞭に分かるように、アーム部位 90 を通じて延びる荷重耐えヤーン 20 は好適には、最近隣のアパーチャ 85 の周囲を取り囲む。その結果、上記アーム部位

50

90は、負荷を上記フック部位314から延びる上記荷重耐えヤーン20に沿って上記アパーチャ85を通過させて直接伝えることができる。

【0102】

同様に、上記中央本体部位82を通じて延びる荷重耐えヤーン20も、アパーチャ85周囲を取り囲み、これにより、上記フック構造314から上記中央本体部位82の長さによって負荷を直接伝えることができる。

【0103】

図21に示す実施形態100は、2つの本体部位101及び102によって規定された2つの別個の固定本体部位 B_1 及び B_2 を有する本体12を含む。これら2つの本体部位101及び102は、引張り荷重耐えヤーン長さ部位21のみによって相互接続されている。

10

【0104】

ヤーン20は、星型構造40と、好適には網目状構造MSを形成する結合ヤーン30とにより、本体部位101及び102内に固定される。糸長さ21は、上記本体部位101と102との間に延びる際、右から左及び左から右に交差する。上記刺繍機を用いて適切に配置することにより、各長さ部位21を所定の長さにし、これにより、本体部位101及び102が離間方向に引っ張られた場合に全ての長さ部位21にかかる引張り荷重が均一になる。これは、1つの糸長さ21のカスケード故障、すなわち、上記複数の長さ21のうち最初のものが破損した後に後続のものが次々に破損すること、が無くなる点において有利である。

【0105】

20

図22に示す実施形態110は、耳部の形状中のテキスタイル人工器官である。

【0106】

上記人工器官110は、骨ねじ（図示せず）用の3つのアパーチャ18を含む。これらアパーチャ18はそれぞれ、上述したように環51及び星型構造40によって形成される。

【0107】

引張り荷重耐えヤーン20は、所望の位置を補強し、上記人工器官を所望の形状及び体積にするために、上記人工器官の本体を通過して所定の回り経路に沿って延びる。

【0108】

上記人工器官110は、患者の頭部の近隣位置に配置される前に、テキスタイル織物からなる上記人工器官中への組織の内部成長を可能にするための細胞培養媒体中に配置することができ、これにより、患者の身体からのさらなる組織内部成長を可能にする。

30

【0109】

図23及び図24に示す実施体120は、自動推進移動デバイスとして用いることが可能な本発明による人工器官の一例である。

【0110】

図23の自動推進移動デバイスは、患者の肘部周囲での移動を意図している。上記人工器官は、第1の別個の領域121と、第2の別個の領域122と、第3の別個の領域123とを有する本体10を含む。

【0111】

上記第1の領域121は、固定本体部位STによって規定される。この固定本体部位STは、図23に模式的に示す後部三角筋DM周囲で包囲されかつ後部三角筋DMに固定されることを意図している。上記固定部位STは、先ず縫合によって固定された後、組織内部成長によって生物学的に固定される。

40

【0112】

上記第3の別個の領域123は、例えば骨固定又はねじにより、上記下側アームに固定される。

【0113】

上記後部三角筋の収縮を上記第3の領域123の軸方向変位に変換できるようにするためには、上記中間の第2の別個の領域122を（典型的には患者の皮膚のすぐ下側を）通過させる際に患者の組織に対して軸方向に自由に移動させることが必要である。そのため、

50

上記第2の領域122は、組織内部成長を抑制するための結合ヤーン30から形成された開口部の少ない網目状構造MSCを含む。

【0114】

上記例では、上記引張り荷重耐えヤーン20又は上記結合ヤーン30を配置する際あるいは上記環51又は星型構造40を形成する際、刺繍機の縫合ヘッド及びルーパヘッドの両方に対して同じ種類の糸を用いている。しかし、所望の場合、縫合ヘッド及びルーパヘッドにおいて異なる糸を用いてもよいことが理解される。さらに、上記引張り荷重耐えヤーン20用に用いられる糸は好適には、縫合に用いられるようなポリエステル編糸である。上記荷重耐えヤーン20の直径サイズは好適には、0.2mm乃至0.5mm、より好適には約0.35mmである。所望の場合、他の種類の糸（例えば、ポリプロピレン、ポリエチレン、ポリアミド）を用いてもよい。

10

【0115】

糸の代わりに、フィラメント形状にされた他の種類の材料、例えば、SMA（形状記憶合金）等の適切な金属、アラミド繊維、ガラスストランドなどからなるワイヤ、その他を用いてもよい。

【0116】

一般的には、所望の引張り荷重耐え能力と、回り経路に沿って曲線状に走るための屈曲性とを有する細糸であれば、任意の細糸を用いることが可能であると考えられる。

【0117】

上記結合ヤーン30用に用いられる糸も好適にはポリエステル編糸である。上記結合ヤーン30の直径サイズは好適には、0.1乃至0.2mmである。

20

【0118】

上記から、本発明により、テキスタイル人工器官（例えば、外科的移植体（及び他の製品））を作製するための改善された繊維配置方法が得られ、これにより、上記人工器官の本体部位の織物構造は、より強固となり、及び／又は、より高い完全性を持ち、及び／又は、より高い負荷分散特性を持ち、及び／又は、より高い負荷集中特性を持ち、及び／又は、穴部周囲での歪みが少なくなり、及び／又は、より強固となり、及び／又は、負荷がかけられたときの変形が少なくなり、及び／又は、負荷がかけられたときのクリープが少なくなり、及び／又は、組織内部成長を改善するための向上した網目状特性を持ち、及び／又は、組織内部成長の抑制を意図した構造を有することが理解される。

30

【0119】

上記実施形態は身体部分同士の連結用途に主に用いられるテキスタイル人工器官に係るものであるが、本発明の原理を用いて機械部品同士を連結する際に用いることが可能なテキスタイルコネクタ（特にコネクタ）を作製することも可能であることが理解される。また、本発明のテキスタイルコネクタを用いて、マトリクス材料（例えば、合成樹脂）内に封入されて、複合成分を形成する補強材としてもよいし、あるいは、本発明のテキスタイルコネクタに、マトリクス材料中に封入される要素及び上記マトリクス材料外部に延びる要素、すなわち、制約を受けない要素、を持たせてもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明によるテキスタイル人工器官の一実施例の概略図である。

40

【図2】 本発明の第1の側面による結合ヤーンと引張り荷重耐えヤーンとの間の相互関係を示す図である。

【図3】 図2中のI-I線断面図である。

【図4】 図2中のII-II線断面図である。

【図5】 図2中のIII-III線断面図である。

【図6】 アパーチャを形成する際に特に適している、本発明の第2の側面による結合ヤーンと引張り荷重耐えヤーンとの間の相互関係を示す図である。

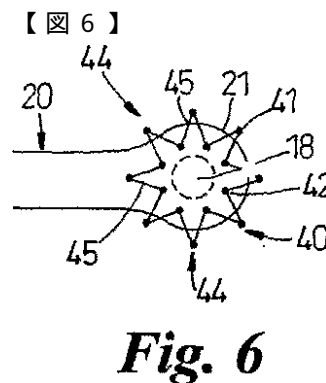
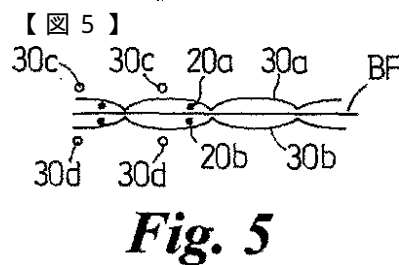
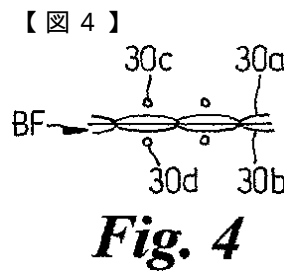
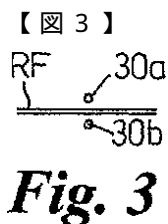
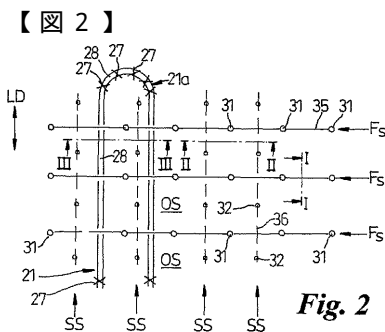
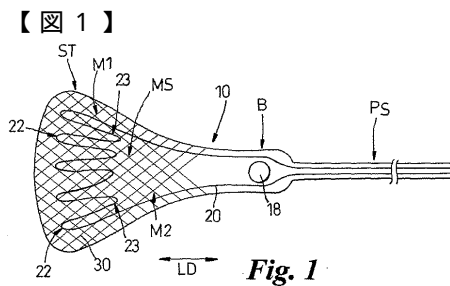
【図7】 アパーチャを形成するための付加的なヤーンの導入を示す図である。

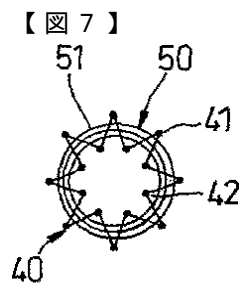
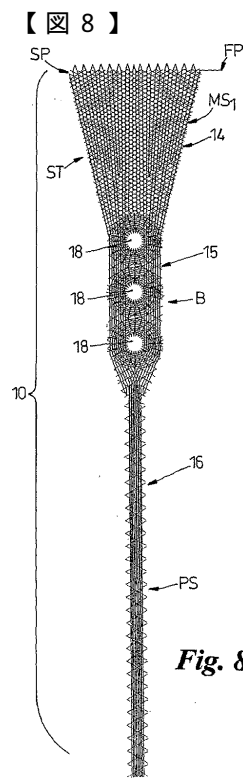
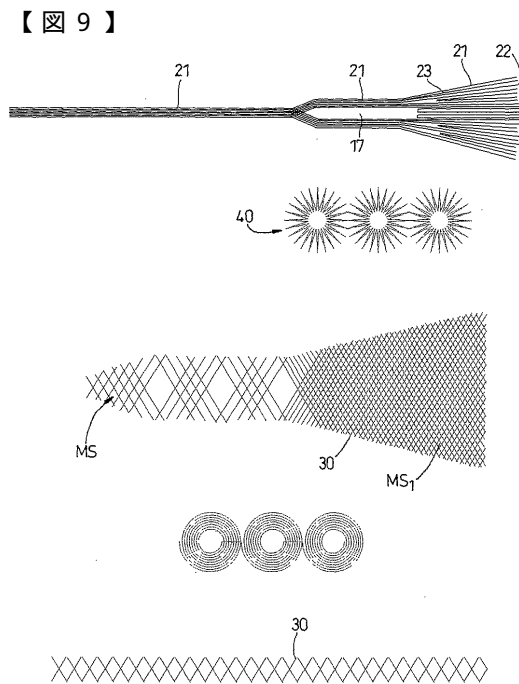
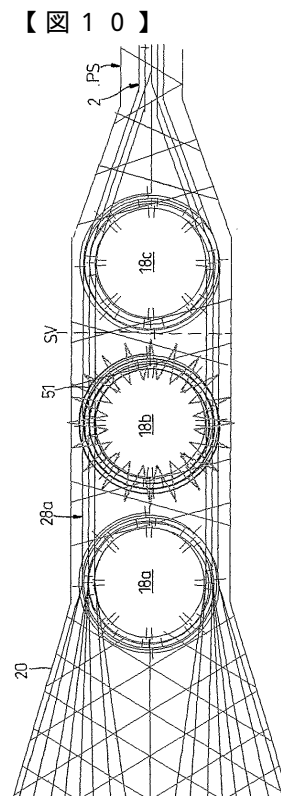
【図8】 本発明の第1の実施形態による外科的移植体の概略平面図である。

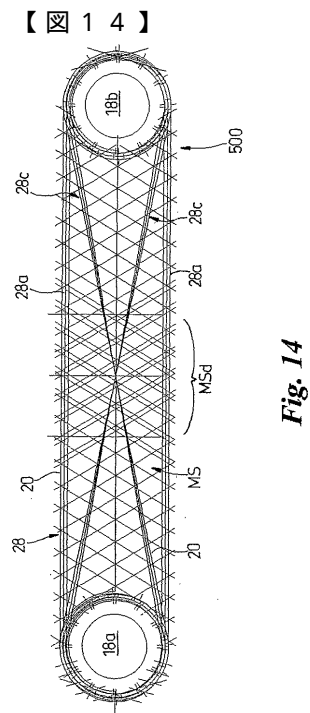
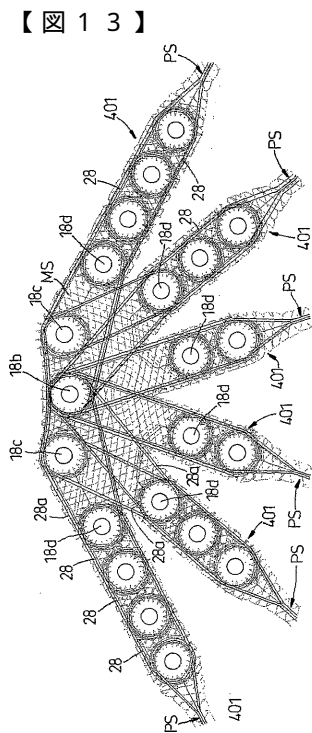
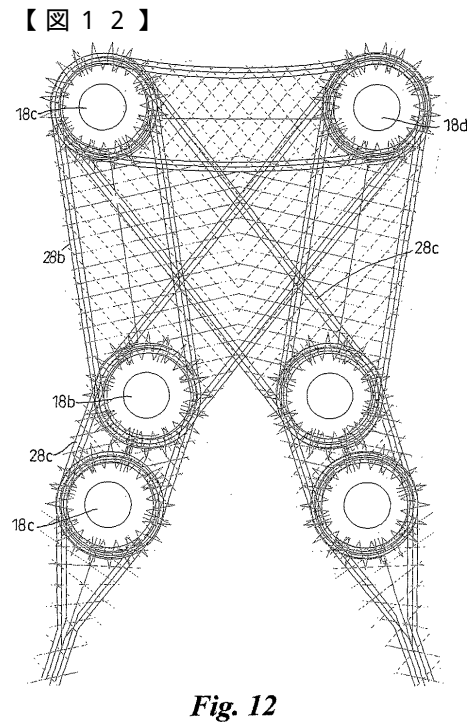
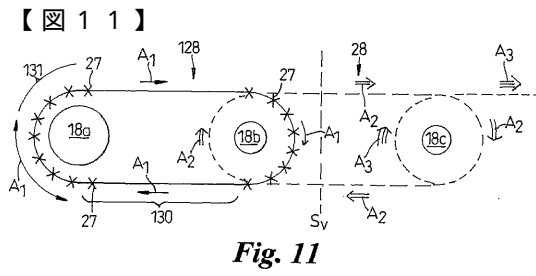
【図9】 図8の移植体の分解図である。

50

- 【図 10】 別の構造を示す、図 8 の移植物の部分拡大平面図である。
- 【図 11】 一対のアパーチャを相互連結させるための鎖結合の形成を示す図である。
- 【図 12】 本発明による第 2 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 13】 本発明による第 3 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 14】 本発明による第 4 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 15】 本発明による第 5 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 16】 本発明による第 6 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 17】 第 6 の実施形態の変形例の概略平面図である。
- 【図 18】 第 6 の実施形態の取り付けが可能な金属製人工器官の模式図である。
- 【図 19】 図 18 の金属製人工器官に第 6 の実施形態の変形例が取り付けられた様子を 10
示す概略図である。
- 【図 20】 第 6 の実施形態の変形例の拡大模式図である。
- 【図 21】 本発明による第 7 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 22】 本発明による第 8 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 23】 本発明による第 9 の実施形態の概略平面図である。
- 【図 24】 本来の場所での第 9 の実施形態を示す概略図である。



**Fig. 7****Fig. 8****Fig. 9****Fig. 10**



【図 15】

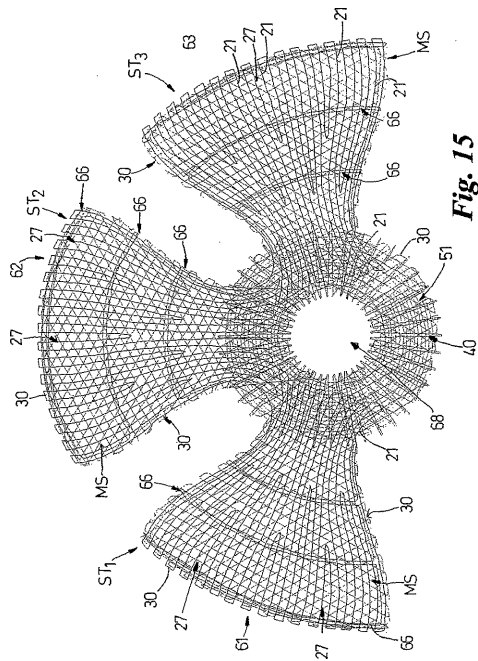


Fig. 15

【図 16】

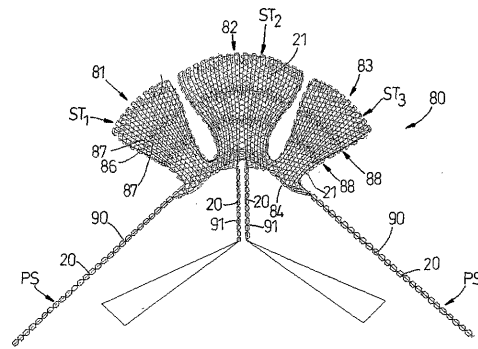


Fig. 16

【図 17】

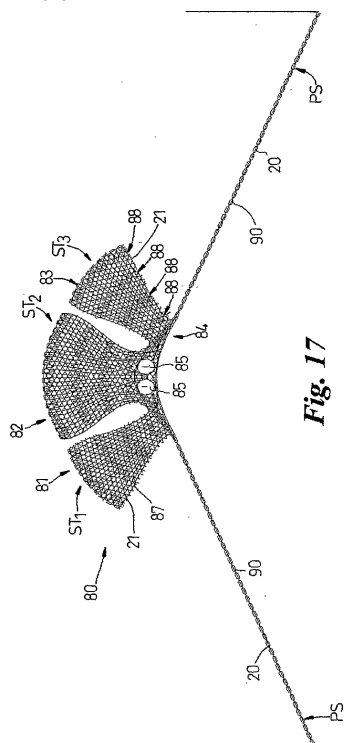


Fig. 17

【図 18】

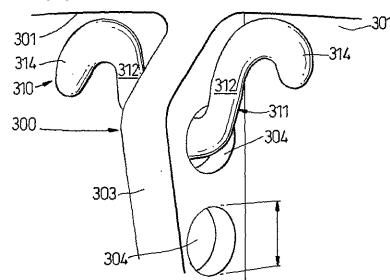


Fig. 18

【図 19】

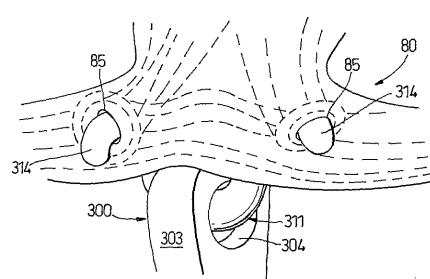


Fig. 19

【 図 2 1 】

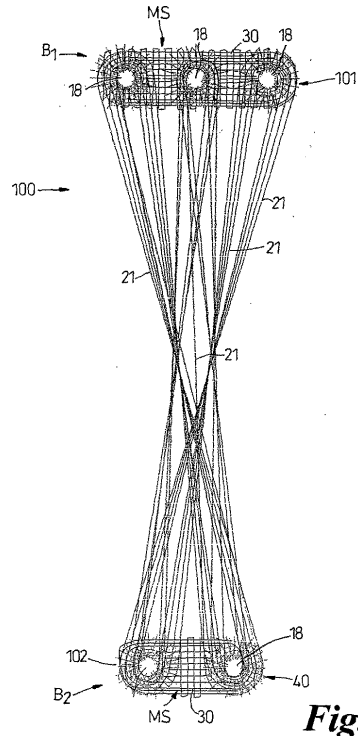


Fig. 21

【 図 2 4 】

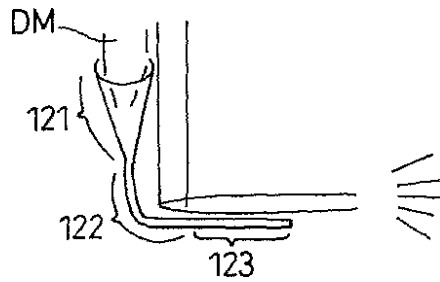


Fig. 24

Fig. 22

【图 23】

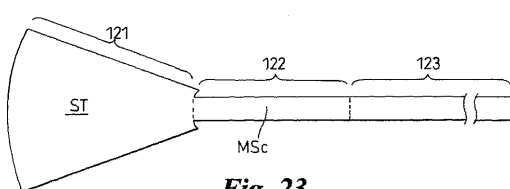


Fig. 23

フロントページの続き

- (72)発明者 エリス, ジュリアン
イギリス, ノッティンガム エヌジー 3 2 エーピー, 68 カールトン ロード, エリス
ディヴェロップメンツ リミテッド
- (72)発明者 バッチャー, ピーター
イギリス, ノッティンガム エヌジー 3 2 エーピー, 68 カールトン ロード, エリス
ディヴェロップメンツ リミテッド
- (72)発明者 マクレオド, アラン
イギリス, サマセット ティーエー 1 1 アールワイ, トーンタン, タンクリッド ストリ
ート, ピアサルス リミテッド

審査官 土田 嘉一

- (56)参考文献 特表平 08 - 510927 (JP, A)
特開昭 63 - 203154 (JP, A)
特表平 03 - 505696 (JP, A)
欧州特許出願公開第 00744162 (EP, A1)
特開平 01 - 146535 (JP, A)
国際公開第 92 / 003988 (WO, A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61F 2/08

A61L 27/00