

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4694764号
(P4694764)

(45) 発行日 平成23年6月8日(2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月4日(2011.3.4)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 17/56 (2006.01)

A 6 1 B 17/56

請求項の数 24 (全 41 頁)

(21) 出願番号 特願2002-504905 (P2002-504905)
 (86) (22) 出願日 平成13年6月22日 (2001.6.22)
 (65) 公表番号 特表2004-500952 (P2004-500952A)
 (43) 公表日 平成16年1月15日 (2004.1.15)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2001/020089
 (87) 国際公開番号 W02002/000119
 (87) 国際公開日 平成14年1月3日 (2002.1.3)
 審査請求日 平成20年5月23日 (2008.5.23)
 (31) 優先権主張番号 09/604,387
 (32) 優先日 平成12年6月27日 (2000.6.27)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 397071355
 スミス アンド ネフュー インコーポレ
 ーテッド
 アメリカ合衆国 テネシー 38116、
 メンフィス ブルクス ロード 145
 O
 (74) 代理人 100065248
 弁理士 野河 信太郎
 (72) 発明者 ハーヴィー、フレイザー
 イギリス、イースト キルブライド、セン
 ト レオナーズ、ロック ストリヴン 3
 3

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 外科処置および外科用器具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

固定処置中に外科医によって保持されるよう構成されたハンドピースと；
 ハンドピースに取り付けられかつ管腔を形成するカニューレ管を有する固定器具と、
 流動状態にある材料と固定装置とを前記管腔を通して組織の中の開口部へ送出するた
 めの送出装置とを備え、

前記固定器具は、組織を穿刺し、組織に開口部を形成するために、前記管腔を通して送
 出されるよう構成された穿刺要素を備え、

前記穿刺要素と送出装置とが単一の器具の中に含まれていることを特徴とする組織を骨
 に固定するための外科用器具。

【請求項 2】

前記材料を熔融状態に加熱するための加熱要素をさらに含む請求項 1 の外科用器具。

【請求項 3】

前記加熱要素が前記固定器具に取り付けられている請求項 2 の外科用器具。

【請求項 4】

前記固定装置が縫合系を含み、外科用器具は、前記縫合系を管腔を通して開口部へ送出
 するよう構成された縫合系送出機構をさらに含む請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の外
 科用器具。

【請求項 5】

前記縫合系送出機構が可動針を含む請求項 4 の外科用器具。

【請求項 6】

前記固定装置が縫合系を含み、外科用器具は、前記縫合系で形成された縫合部を締め付けるよう構成されたプローブをさらに含む請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 7】

前記縫合系で形成された縫合部を締め付けるよう構成されたプローブをさらに含む請求項 4 または 5 の外科用器具。

【請求項 8】

前記プローブが前記固定器具の外面上に取り付けられている請求項 6 または 7 の外科用器具。

10

【請求項 9】

前記プローブが、内視鏡処置中に外科医によって手で駆動されるよう構成されている請求項 8 の外科用器具。

【請求項 10】

前記固定装置が縫合系を含み、前記穿刺要素が前記縫合系を切断するよう構成された請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 11】

前記穿刺要素が前記縫合系を切断するよう構成された請求項 4 ないし 9 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 12】

前記穿刺要素を駆動させるよう構成された駆動機構をさらに含む請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の外科用器具。

20

【請求項 13】

前記駆動機構が、穿刺要素および縫合系送出機構を駆動させるよう構成されている請求項 12 の外科用器具。

【請求項 14】

前記穿刺要素の駆動および前記縫合系送出機構の駆動を外科医が選択的につないだり切ったりできるよう構成されたクラッチ機構をさらに含む請求項 13 の外科用器具。

【請求項 15】

前記駆動機構が前記ハンドピース内に配置された請求項 12 ないし 14 のいずれかに記載の外科用器具。

30

【請求項 16】

前記材料の供給を受け入れるための貯蔵部をさらに含む請求項 1 ないし 15 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 17】

前記ハンドピースが前記材料を固体形態で受け入れるための貯蔵部を含む請求項 1 ないし 16 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 18】

前記貯蔵部が前記材料のペレットの供給物を受け入れるよう構成され、かつ前記ハンドピースが前記貯蔵部から前記管腔へペレットを送出するための機構をさらに含む請求項 17 の外科用器具。

40

【請求項 19】

前記貯蔵部が粉末材料の供給を受け入れるよう構成され、前記ハンドピースが前記貯蔵部から前記管腔へ所定の量の粉末材料を送出するための機構をさらに含む請求項 17 の外科用器具。

【請求項 20】

前記開口部形成中に発生した骨片および破片を、開口部への送出の前に前記材料に混合するよう構成された混合装置をさらに含む請求項 1 ないし 19 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 21】

50

前記固定器具が前記ハンドピースから取り外し可能である請求項 1 ないし 20 のいずれかに記載の外科用装置。

【請求項 22】

前記ハンドピースが、前記固定器具以外の付属物を受け入れるよう構成された請求項 1 ないし 21 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 23】

前記固定器具が、手術部位から固定器具を取り除くことなく、完全な固定処置を行うよう構成された請求項 1 ないし 22 のいずれかに記載の外科用器具。

【請求項 24】

外科用器具が内視鏡的使用のために構成されている請求項 1 ないし 23 のいずれかに記載の外科用器具。

10

【発明の詳細な説明】

【0001】

この発明は外科処置および外科用器具に関する。

多くの外科処置、例えば回旋筋腱板修復および不安定性修復などの肩の外科手術の分野において特に、軟組織を骨へ固定することが必要とされる。一般に、これらの処置において、外科医は手術部位に侵入するため切開を行い、次いで軟組織を再付着するため以下の技術のうちの1つを用いる。技術の1つにおいて、外科医は縫合系を通すための骨トンネルを穿つ。縫合系は軟組織を通して結ばれ、次いで骨に再接合される。

【0002】

20

他の技術では、外科医は骨に穴を穿ち、骨アンカーを挿入する。通常、骨アンカーは金属、プラスチック、または吸収性材料で形成され、外部に展開する羽またはかぎ状突起、ねじ、もしくは放射状伸長により所定の位置に保持される。アンカーは縫合系を通す小穴を含む。アンカーを配置した後、外科医は軟組織を通して縫合系を結び、それを骨アンカーの小穴に結合させることによって軟組織を骨に再接合する。

【0003】

軟組織を付着させるのに多数の縫合系が必要であれば、別々の結び目を各部位で結んで、どちらかの技術を骨の異なる部位に複数回繰り返して行う。一般に、上記の技術を用いて形成された一連のアンカーを結合するのは、アンカー間の縫合を締めるのが難しいため不可能である。

30

【0004】

本発明の観点の1つによると、軟組織の骨または他の軟組織への固定は、従来の骨アンカーの代わりに、もしくは骨アンカーとともに、流動性材料、例えばポリマーを用いて行われる。流動性材料は一般に多孔性の海面骨(小柱網(trabecular network)としても知られる)に浸潤するので、より強い皮質骨の下方に伸びるアンカーを効果的に形成する。その結果、このようにして形成されたアンカーは、通常強い引き抜き強度を示す。好ましい実施態様において、骨片は自己充填剤として流動性材料に組み込まれ、自然治癒の間、骨が物質中に再生されるのを促進する。

【0005】

本発明の好ましい外科処置および外科用器具を用いれば、開放外科処置よりむしろ内視鏡を用いて固定することが可能であり、結果として侵襲性の処置がより少なく、患者への外傷も最小限ですむ。好ましい実施態様において、軟組織の穿刺、穴の形成、縫合系および/または骨アンカー(使用されれば)の送出、および流動性材料の穴への注入は、単一の内視鏡的外科用器具を用いて行われる。好ましい実施態様のいくつかにおいて、かなりの技能と器用さを要する傾向があり、一般に時間のかかる結び目形成は不要である。このように、本発明の外科処置は一般に比較的速く、外傷が少なく済み、比較的实施しやすいものである。いくつかの実施態様において、本発明の方法により連続した縫い目をつないで引っ張って軟組織の部位を骨に固定できる。

40

【0006】

従来の骨アンカーが流動性材料と共に使用されない実施態様において、そのような骨アン

50

カーに伴うことがある、いくつかのリスクが排除される。例えば、もし縫合糸が使用されれば、縫合糸が小穴を通ることがなく、縫合糸と小穴の間の摩擦により縫合糸が顕微鏡視的に損傷することもない。また、流動性材料を用いて形成されたアンカーは、配置される骨の質および密度に大きく頼ることがないため、傷つけた低密度の骨に設置してもなお優れた保持力を示すことがある。

【0007】

本発明はさらに、例えば骨欠損の修復、骨プラグが回収される際に残される穴の充填、離断性骨軟骨炎外傷の修復、微小移動を示すACL移植の修復または修正、脊椎固定、半月版修復、そして骨折の修復など、その他の目的のためのポリマーの内視鏡的使用を伴う外科処置を特徴としている。内視鏡技術および装置の使用は侵襲性を著しく減少させ、その結果一般的に外傷を少なくし、回復を早める。

10

【0008】

1つの観点において、本発明は、(a)流動状態の材料を開口部に送出し、(b)開口部に固定装置を固定する干渉留め(interference fit)を材料が形成するよう材料の状態を変化させることを含む、組織の開口部内に固定装置を固定する方法を特徴とする。固定装置は、他の補足的な手段、例えばねじ係合によって開口部に固定されてもよいが、少なくとも固定の一部は干渉留めによりにより提供される。

【0009】

本発明のこの観点の実施態様は以下の特性を1つ以上含んでもよい。組織は骨および/または軟組織を含む。固定装置は縫合糸、アンカー、およびねじからなるグループから選択される。変化させるステップは材料を少なくとも部分的に硬化させることを含む。材料は例えば熱可塑性ポリマーなどのポリマーを含む。材料はヒドロゲルを含む。本方法はさらに、開口部を有する組織へ第二の組織を固定するために固定装置を用いることを含む。開口部を有する組織は骨を含み、第二の組織は軟組織を含む。本方法はさらに、材料の送出の前に軟組織を穿刺し、その下にある骨の領域に開口部を形成し、穿刺された組織を通して、骨に対して所定の場所に軟組織を保持するよう構成された固定装置を送る。固定装置は縫合糸を含む。縫合糸は固着を促進するため表面積が増加した部位、例えば結び目、かぎ状突起、網目状領域、球または造形要素を含む。本方法の全てのステップは内視鏡的に行われる。例えば、ステップは複数の付属物を有する単一の内視鏡的外科用具を用いて行われ、用具は処置が完了するまで患者から取り除かれない。本方法はさらに、骨片、例えば形成ステップ中に発生した骨片などを送出ステップ中に、またはその前に、材料に導入することを含む。本方法はさらに、材料を小柱網に浸潤させることを含む。材料は骨伝導性充填剤を含む。開口部は微小工具加工を用いて形成される。開口部の直径は約3 mmより小さい。形成ステップは、消耗切削工具を用いて開口部を形成することを含み、送出ステップは、形成ステップ中に発生する摩擦熱に反応させて切削工具を溶融させることを含む。形成ステップは、取り外し可能部分を有する切削工具で開口部を形成することを含み、本方法はさらに、形成ステップが完了した後に、取り外しできる部分を開口部で取り外し、固定装置として使用することを含む。

20

30

【0010】

別の観点において、本発明は、(a)軟組織を穿刺し、(b)その下の骨にある領域に開口部を形成し、(c)材料を流動状態で開口部に送出し、(d)開口部中に存在しない材料の部分を成型して、材料が比較的流動性の低い状態に変化した後に軟組織を骨に対して所定の位置に保持するよう構成された固定装置を形成することを含む、軟組織の骨への固定方法を特徴とする。

40

【0011】

本発明のこの観点の実施態様は、以下の特性を1つ以上含むことができる。成型ステップは、開口部を囲む軟組織の一部に放射状に伸びる形に材料の一部を形成することを含む。形成ステップは穿孔または研磨を含む。全てのステップは内視鏡的に行われる。本方法はさらに、形成ステップ中に発生した骨片を、送出ステップ中またはその前に材料に組み込むことを含む。材料は骨伝導性充填剤を含む。本方法はさらに、材料を小柱網に浸潤させ

50

ることを含む。開口部の直径は約3 mmより小さく、より好ましくは約0.1 mmから6.0 mmである。形成ステップは微小工具加工を用いて行われる。材料はポリマーを含む。軟組織に放射状に伸びる形成部分は、開口部中の材料と一体的に広がり、ボルトのようなアンカーを形成する。

【0012】

さらなる観点において、本発明は、(a)第一部位において、軟組織を穿孔し、(b)軟組織の下にある骨に開口部を形成し、(c)穿孔された組織を通して開口部に固定装置を送出し、(d)材料を流動状態で開口部に送出し、(e)材料の状態を比較的流動性の低い状態に変化させ、固定装置の少なくとも一部を開口部に固定することを含む軟組織の骨への固定方法を特徴とする。固定装置は、縫合糸、アンカー、およびねじからなるグループから選択される。本方法はさらに、(f)縫合糸を軟組織を超えて第二部位まで引っ張り、(g)第二部位において(a)から(e)のステップを繰り返し、第一と第二部位の間に縫合糸で縫合部を形成して、縫合部が軟組織を骨に固定するようにする。本方法はさらに、軟組織をつかんで、それを骨に対して所定の位置に保持することを含む。本方法はさらに、(h)縫合糸を切断することを含む。(a)から(h)のステップは単一の用具を用いて行われる。(a)から(d)のステップは内視鏡的に行われる。本方法はさらに、(f)から(g)のステップを連続する部位で繰り返し、連続する縫い目を形成することを含む。(c)および(d)のステップは実質的に同時に行われるか、または、ステップ(c)がステップ(d)の前に行われる。本方法はさらに、縫合材料の供給源から縫合糸を絶え間なく送出することを含む。材料は、ペレット、粉末、チップ、フレーク、またはロッドの形で供給され、本方法はさらに、送出の前に材料を溶解することを含む。本方法はさらに、形成ステップ中に発生した骨片を、送出ステップ中またはその前に材料に導入することを含む。本方法はさらに、骨伝導性充填剤を材料に導入することを含む。本方法はさらに流動状態の材料を小柱網に浸潤させることを含む。形成ステップは約3 mmより小さい直径を有する開口部を形成することを含む。開口部の直径は約0.1 mmから6.0 mmである。形成ステップは穿孔または研磨を含む。形成ステップは微小工具加工を用いて行われる。形成ステップはヒトの肩の骨において行われる。

【0013】

さらに別の観点において、本発明は、(a)固定処置中に外科医によって持たれるよう構成されたハンドピースと、(b)ハンドピースに取り付けられ、(i)組織を穿孔し、そこに開口部を形成するよう構成された穿孔要素、ならびに(ii)固定装置および流動状態の材料を開口部へ送出するための管腔を含む固定器具とからなる組織固定のための外科用器具を特徴とする。

【0014】

本発明のこの観点の実施態様は以下の特性を1つ以上含むことができる。固定装置は縫合糸を含む。外科用器具はさらに、管腔を通して開口部へ縫合糸を送出するよう構成された縫合糸送出機構を含む。外科用器具は内視鏡と共に使用するために構成されている。外科用器具はさらに、材料を溶融状態に加熱するための加熱要素を含む。加熱要素は固定器具に取り付けられる。縫合糸送出機構は可動針を含む。外科用器具はさらに、縫合糸で形成された縫合部を締めるよう構成され、例えば固定器具の外面に取り付けられたプローブを含む。プローブは内視鏡的処置中に外科医によって手で駆動されるよう構成されている。ハンドピースは固体状材料を受け入れるための貯蔵部を含む。貯蔵部は材料のペレットの供給を受け入れるよう構成され、ハンドピースはさらに、貯蔵部から管腔にペレットを送出する機構を含む。あるいは、貯蔵部は粉末材料の供給を受け入れるよう構成され、ハンドピースはさらに、貯蔵部から管腔に所定の量の粉末材料を送るための機構を含む。固定器具はハンドピースから取り外し可能である。外科用器具はさらに、開口部への送出前に、開口部形成中に発生した骨片および破片を材料に混合するよう構成された混合装置を含む。外科用要素はさらに、穿孔要素、およびもし含まれるのであれば、縫合糸送出機構を駆動するよう構成された駆動機構を含む。駆動機構はハンドピースに配置される。外科用器具はさらに、外科医が穿孔要素の駆動装置および縫合糸送出機構の駆動装置を選択的につないだり切ったりできるよう構成されたクラッチ機構を含む。ハンドピースは固定器具

以外の付属物を収容するよう構成されている。穿刺要素は縫合糸を切断するよう構成された。固定器具は固定器具を手術部位から取り除くことなしに完全な固定処置を行うよう構成されている。別の観点において、本発明は(a)患者の骨に開口部を形成し、(b)形成ステップ中に発生した骨片を自己充填剤としてポリマーに導入し、骨/ポリマー混合物を形成し、(c)骨/ポリマー混合物を流動状態で患者に送出することからなり、(a)から(c)のステップは内視鏡的に行われる外科的方法を特徴とする。いくつかの実施態様において、骨/ポリマー混合物は開口部へ送出される。

【0015】

さらに別の観点において、本発明は、軟組織の第一層を軟組織の第二層に固定する方法であって、(a)軟組織の両層を通して伸びる開口部を形成し、(b)流動材料が開口部の各端の軟組織から伸出するよう、材料を流動状態で開口部を通して送出し、(c)材料を比較的流動性の低い状態に変化させ、軟組織の二層と一緒に固定するためアンカーを形成することを含む、方法を特徴とする。

10

【0016】

さらなる観点において、本発明は、軟組織の第一層を軟組織の第二層に固定する方法であって、(a)軟組織の両層を通して伸びる開口部を形成し、(b)部材の一部が開口部の各端の軟組織から進出するよう、開口部へ熱可塑性部材を送出し、(c)熱可塑性部材の伸出部分を軟化し、(d)軟組織の二層と一緒に固定するため軟化伸出部分がそれぞれ軟組織の一部の上に放射状に伸びるよう各軟化伸出部分を形成することを含む方法を特徴とする。

【0017】

いくつかの実施態様において、熱可塑性部材は中空の管を含み、形成ステップはリベットのようなアンカーをもたらす。別の観点において、本発明は、(a)2つの組織を通して伸びる開口部を形成し、(b)材料を流動状態で開口部へ送出し、(c)材料を比較的流動性の低い状態に変化させることからなり、材料が2つの組織と一緒に固定するアンカーを形成する、2つの組織と一緒に固定する方法を特徴とする。いくつかの実施態様において、アンカーはボルトのようなアンカーである。

20

【0018】

さらなる観点において、本発明は、(a)2つの組織を通して伸びる開口部を形成するよう構成された穿刺装置、ならびに(b)固定装置および流動状態の材料を開口部へ送出するよう構成された送出装置を含む、2つの組織と一緒に固定するための内視鏡的器具を特徴とする。別の観点において、本発明は上記方法のステップを行うよう構成された外科用器具を特徴とする。好ましい器具は、本方法の全てのステップを内視鏡的に行うよう構成されたものである。

30

本発明の他の特性および利点は、明細書、図面、および請求項により明らかになるであろう。

【0019】

< 詳細な説明 >

図1において、手術部位10は、内視鏡装置が挿入されるいくつかの入口12を含む。外科医は、外科用器具16を用いて以下に詳細に記載されるようにポリマーアンカーを配置する間、関節鏡14を用いて手術部位を見ることができる。外科用器具16は一般に、ポリマーアンカーを配置するための器具を示す。本発明の様々な方法での使用に適した具体的な器具の例が以下にさらに詳しく記載される。図1に示される最初のステップにおいて、外科医は以下に記載される外科処置の準備として、シェバー18を用いて軟組織20の一部を取り除き、骨22の表面24を露出させ、出血骨床を作り出す。シェバー18は独立した器具として図1に示されるが、外科用器具16に組み込んでもよい。

40

【0020】

軟組織を骨に固定する処置が図2から2Kに示される。この処置において、ある領域にわたって骨に軟組織を固定するために、ひと針以上縫う。図2から2Kに示されるステップは、図1に示される環境において内視鏡的に行われる。しかし、理解しやすいように、図2から2Kには外科用器具16、骨および軟組織しか示されていない。

50

【0021】

図2から2Kに示されるステップは縫合処理を行うために構成された内視鏡的外科用器具16を用いて行われる。一般に、外科用器具16はカニユーレ管、カニユーレ管内の切削工具、および軟組織を穿刺し、下にある骨に穴を形成するため切削工具に動力を供給するよう構成された駆動機構を含む。駆動機構は、以下に記載される理由により、切削工具が所望により回転または往復振動(すなわち、連続する周期の間前後に回転し、各回転周期は360度以下である)できるようにプログラム可能になっている。外科用器具はまた、例えば糸巻きのような縫合系材料の供給源、カニユーレ管を通して縫合系材料を進めるための機構、固形のポリマー(例えば、粉末またはペレット)の供給源を含むチャンバー、および熔融状態で送りをするためポリマーを熔融させる加熱要素を含む。切削工具が引っ込められると、以下に記載されるように縫合系およびポリマーがカニユーレ管を通して送られ、穴に縫合系の一部を固定する。任意に、外科用装置は穴に縫合系を配置するためのカニユーレ針を含んでもよい。

10

【0022】

縫合処置は、外科用器具16を用いて以下のように行われる。最初に、軟組織20が外科用器具16の近位端19によって適所で保持され、切削工具26(図2A)により穿刺される。切削工具26はさらに骨22に穴を形成する(図2A)。次に、切削工具は引っ込められ、縫合糸70が、例えば外科用器具の縫合系材料(図示せず)のリールから外科用器具16のカニユーレ17を通して送られる。図2Bに示されるように、縫合糸が送られる時に通過するカニユーレを有するカニユーレ針72を穴へ進めることにより、縫合糸70は穴中に配置されてもよい。あるいは、縫合糸は重力またはあらゆる適した方法によって配置されてもよい。

20

【0023】

縫合糸が配置された後、針72は引っ込められ、熔融ポリマー28が縫合糸70の周りの穴に注入される(図2C)。ポリマー28は穴の側壁および底部を通して領域30の小柱網(海面骨)に浸透する。

【0024】

ポリマー28が少なくとも部分的に凝固し、縫合糸を穴に固定したら、外科用器具16は引っ込められ(図2D)、外科用器具が第二部位に移動するのに従って縫合糸70は外科用器具から送出される(図2E)。図3Aに示され、以下にさらに詳しく記載されるとおり、縫合糸70は、器具から送出される時、外科用器具の側面74に伸び上がる逆さL型チャンネル69を通して器具を出て行くため、縫合糸は軟組織を穿刺する間も切断されない。

30

【0025】

外科用器具が第二部位に配置されると、外科用器具は再び軟組織20を所定の位置に保持し、切削工具26は再び軟組織20を穿刺する(図2E)。図2Fに示されるように、切削工具26は次に、往復振動し、第二の穴を形成する。(この段階では切削工具は360度回転できない、というのは縫合糸が切断または損傷されるか、もしくは切削工具に巻きついてしまうためである。したがって、外科医はプログラム可能駆動機構を振動モードに設定する。第一の穴を形成するには〔図2A〕、外科医は、好みにより回転か振動運動のどちらかを使用できる。) 縫合糸70は、図2Gに示されるとおり、供給リールから新しい穴に送出され、針72を穴に進めることで配置される(上記のとおり、縫合糸は重力によって配置されてもよい)。

40

【0026】

プローブ71は、第二の穴付近の骨の表面に対して軟組織を圧縮し、穴の間を通る縫合材料を引っ張り、穴の間に形成される「縫い目」を締め、軟組織を通る縫合糸を締めるのに使用される。針72は縫合材料のループ(図示せず)を穴に残して引っ込められ、熔融ポリマー28は縫合糸70(図2H)の周りの第二穴に注入される。第二穴のポリマーが少なくとも部分的に凝固されると、外科用器具16は再び引っ込められる(図2I)。この段階で、縫合糸の「縫い目」76は第一および第二の穴の間を延び、軟組織20の領域20Aを骨22に対してしっかりと保持する。縫合処置は次に、図2Jに示されるとおり、縫合糸を切断することにより終了するか、または図2Kに示されるように、継続して上記の処置を繰り返すことにより縫合の線を形成してもよい。縫い目は一定の長さのものまたは異なる長さのもの(すなわち、d

50

1はd2と等しくても等しくなくてもよい)であってよい。縫合糸は、外科用器具16または別の工具、例えば内視鏡のカニューレを通して挿入されるメスを用いて、処置の最後に切断することができる。

【0027】

上記の処置で使用されるポリマーは、複数のペレットまたは粉末の形で提供されることが好ましく、以下に詳しく記載されるとおり手術前に外科用器具にあらかじめ充填される。各穴をふさぐのに1つのペレットまたは一回の粉末が使用される。ペレットまたは粉末は注入の直前に溶解し、熔融ポリマーを形成する。

【0028】

図2から2Kに関する上記の処置において、多くの種類の器具が外科用器具16としての使用に適しているであろう。適切な外科用器具の一例である縫合器具50が図3から3Eに示される。

10

【0029】

器具50はハンドピース52および取り外し可能な付属装置54を含む。図7に示され、以下にさらに記載されるとおり、付属装置54はハンドピース52に交換可能に取り付けられてもよい多くのモジュラー付属装置の1つである。付属装置は使い捨てのものであってもよい。ハンドピース52は滅菌可能であり、繰り返し、例えば100回以上使用できるよう設計されている。付属装置は、Smith & Nephew, Andover, MAからDYONICS™の商品名で市販されているものなど、交換可能な付属物を有する内視鏡の外科用器具で公知であるとおり、ペアリング上でハンドピースにはめ込まれる。

20

【0030】

図3に関して、ハンドピース52は外科処置中に外科医によって持たれるよう構成され、以下に記載されるように、外科用器具の機能を制御するため、外科医によって簡単に作動できるよう配置されるスイッチ56a、56b、および56cを含む。ハンドピース52はアダプターコード39(例えばSmith & Nephewから入手可能なDyonics EP1電源コード)によって電源に接続される。ハンドピース52は、交換可能な成型取っ手、例えばハンドピース52を覆ってパチンとはまり、スイッチ56を出すくぼみを含む二部品式ハウジングなどを備えていてもよく、これによって、よりカスタマイズされた取っ手が外科医に提供される。

【0031】

図3Bおよび3Cに関して、ハンドピース52は手術前にポリマーペレット45(図3E)の供給源があらかじめ装填される除去可能なポリマーカートリッジ40、およびポリマーカートリッジを収容するチャンバー41(図3C)を含む。ポリマーカートリッジ40は、並んだスロット42a、42bを含み、このスロットからペレットが穴へと送り出される。

30

【0032】

送出のためにカートリッジからペレットを押し出すのに、外科医はスイッチ56aを引く。これにより、歯状カム57がブロック60の傾斜面59にロッド58を押して、ブロック60をスロット42aを経て下方へ移動させることにより、ペレットをスロット42bを通して移動させ、図3Bの断面図に示されていない穴を経てチャンバー43に入れる。ペレットは次いで、穴44(図3D)を通して付属物54の管腔に移っていく。ペレットが投与された後、ブロック60はスプリング61により元の場所へ戻され、偏向する。これによりロッド58および歯状カム57の運動が逆転し、スイッチ56aを通常位置に戻す。ペレットはカートリッジの近位端に進み、スプリング47(図3E)によって、新しいペレットを送出のための所定の位置にスロット42bを経て移動させる。

40

【0033】

ポリマーペレットは、あらかじめ充填された貯蔵部62aおよび62bから送られた圧縮ガスにより、器具50の送出口61(図3B)へ移動される。ペレットを移動させるのに空気を送り込むため、外科医は、スイッチ56bを前に押して、チャンバー63内の水硬性の液をスプリング64に対して動かし、貯蔵部から付属物54の管腔に圧縮ガスを放出するためバルブ(図示せず)を空にする。

【0034】

50

切削工具(切削装置176、以下に記載)および縫合系送出機構はともに単一のモータで駆動し、クラッチ機構およびスイッチは、以下に記載されるように、外科医が切削装置の穿孔/穿孔機能および縫合系送り機能(縫合系送出機構により実施される)を選択的に作動できるように提供される。モータは通常OFFになっており、外科医がスイッチ56cを上押し(図3B、矢印A)コンタクト65をモータ68のコンタクト66に係合させることで作動する。スイッチはキャッチ(図示せず)により係合位置で保持されているので、モータを停止するには、外科医はスイッチを再び上に押さなければならない。その時点でスプリング67はスイッチを通常位置に戻す。

【0035】

外科医は、スイッチ56cを軸に沿って前後に動かすことにより(図3B、矢印B)穿孔/穿孔機能および縫合系送出機能を選択できる。これにより部材76が軸方向に移動し、以下にさらに記載されるように、これらの機能の1つを駆動させる一組のギアに係合させ、もう1つの機能を駆動させる一組のギアの係合をはずす。

【0036】

縫合系送出機能が選択される時、すなわちスイッチ56cが図3Bに示される位置(左側の位置)にある時、モータの駆動軸154に取り付けられたかさ歯車166は、かさ歯車168と係合され、このかさ歯車168は縫合系供給はめ歯170aを駆動させ、これによって縫合系172(図3B)は、リール173から送り出される。連続するペアリング174は、外科用器具の送出口61に縫合系を進める縫合系供給はめ歯170bから170dを動かす。穿孔/穿孔機能が選択される時、すなわちスイッチ56cが図3Bで右に動く時、はめ歯150の中心のスプライン(図示せず)はモータの駆動軸154の末端152と係合する。同時に、はめ歯150の歯がはめ歯156の歯と係合し、軸158を回転させ、付属物54の切削管164上のかさ歯車162と係合するかさ歯車160を駆動する。かさ歯車160および162の係合は切削装置176を回転させる(または、プログラム可能駆動装置の設定によって切削装置を振動させる)。モータは、穿孔/穿孔機能の選択が解除された時に、ポリマーカートリッジの穴42bとそろうハンドピースのポリマー送り穴と穴44がそろう位置で、回転を停止するようプログラムされる。

【0037】

図3Dに関して、付属物54は、外科用器具が使用のため組み立てられる時に、外側ガイド/加熱装置178に滑り込む内側切削装置176を含む。図3Cに示されるように、器具の組み立て時に、ガイド/加熱装置178はハンドピース52にスナップ嵌めされ、切削装置176はハンドピース52とガイド/加熱装置174の間にはさまれる。

【0038】

切削装置176は切削先端180、チャンバー43およびガス吸気口184を形成する部材182、およびかさ歯車162を有するカニューレ切削管164を含む。切削管の末端181はフラップ弁183を含み、末端181から圧縮ガスが漏れるのを防ぐ。縫合系送出機能が選択される時は前進する縫合系の末端の圧力で弁183が開放され、縫合系は円錐部185により末端181の穴を通り抜ける。

【0039】

ガイド/加熱装置174はカニューレガイド管186およびガイド管内にポリマーペレットを溶解するための加熱要素188を含む。ガイド管186は、上記のとおり、縫合系172を軟組織に押しつけるため、取っ手を用いて、外科医により軸に沿って(図3および3A、矢印C)動かせる可動プローブ部71を含む。プローブ部は図3Aにおいてその上方位置にあり、縫合系が先端から供給される時の隙間を見込む。縫合系はポリマーが投与される前に下げられ(ポリマーがチャンネル69を通して漏れるのを防ぐため)、縫い目が形成されると縫合系を締める。ガイド管186は、軟組織に押し付けられた時に圧力下で引っ込むようばねの力が加えられ、切削先端がばねの力の度合いによって決定される所望の深さまで骨を貫くことを可能にしている。圧力がゆるめられた時、ガイド管は、ばねの力により偏向し、通常の伸長位置に戻る。ガイド/加熱装置はさらに、取り外し可能にハンドピースにスナップ嵌めされる付属物200を含む。

【0040】

このように、図2から2Kに示される上記の処置において縫合器具50を使用するには、外科医はまず、ポリマーカートリッジ40を取り付けることによりポリマーの供給源を器具50にあらかじめ装填し、プログラム可能駆動機構を所望通りにあらかじめプログラムし、プローブ部71をその下方位置に移動させる。外科医は次いで、装置の送出口61を軟組織に押し付け、スイッチ56cを適切な位置に動かして穿刺/穿孔機能を選択し、軟組織を穿刺して穴を形成する。次に、外科医はスイッチ56cを動かして縫合系送出機能を選択し、望ましい量の縫合系材料を穴に送る。縫合系の送出の後、外科医はスイッチ56cを動かして駆動モータを停止し(穿刺/穿孔機能および縫合系送出機能をともに切る)、スイッチ56aを引き、スイッチ56bを前に押してポリマーを穴に送る。ポリマーが少なくとも部分的に凝固すれば、外科医はプローブ部71を引き上げ、スイッチ56cを動かして縫合系送出機能を選択し、器具50を第二部位に移動させながら縫合系を送り出す。第二部位において、外科医はスイッチ56cを動かして穿刺/穿孔機能を選択し、第二の穴を形成する。外科医はさらにスイッチ56cを動かして縫合系送出機能を選択し、望ましい量の縫合系を穴に送り、スイッチ56cを動かして駆動モータを停止させ、プローブ部71を下げて穴間の「縫い目」を締め、スイッチ56aおよび56bを動かしてポリマーを穴に送る。これらのステップを所望の数の縫い目を形成するのに繰り返す。

【0041】

所望であれば、外科用器具は切削処置を全く行わずにポリマーを送るのに使用されてもよい。縫い目の並びを形成する別の処置が図4から4Gに示される。この処置において、穴の形成中に発生した骨片および破片は充填剤としてポリマーに組み込まれる。骨片および破片はここに記載されるすべての処置において同様にポリマーに組み込まれることができることに留意されたい。図4から4Gに示される処置は、骨片および破片を穴から抽出するための吸引装置ならびに骨片および破片をポリマーに導入するための混合室および混合装置をさらに含む点以外は外科用器具16に類似する外科用器具116を用いて行われる。

【0042】

図4および4Aに関して、上記のとおり、外科用器具116を用いて軟組織20が穿刺され、穴が骨22に穿孔される。この実施態様において、切削工具はのこぎり状先端82を有する有孔ドリル80(おろし金に類似する)である。ドリルの先端がのこぎり状のため、外科用器具は、軟組織20が穿刺されるまで、軟組織20の表面に垂直よりも図4の角度Aに示されるようにある程度の傾斜をもって手に持たれるのが好ましい。図4Bに概略的に示されるように、穿孔中、生じた骨片および破片84は穴から吸い出されドリルのカニユーレを吸い上げられる。骨片/破片は次に、円筒状切削工具の胴と、処置のこの時点は膨らまされ(図4C、矢印A)、針90で浮かせたバルーン隔壁88とにより形成される一時的チャンバー86内に保持される。図4Dに示されるとおり、外科医は次いで針90を通して縫合系70を送出し、同時にポリマーをチャンバー86に添加し、ポリマーを骨片/破片84と混合する(矢印A)。ポリマーは、手術前にあらかじめ充填された貯蔵部から粉末形状で給気を使用してチャンバー86に送り込まれる。混合は、例えば針90に取り付けられたメビウスの帯89のようないかなる所望の混合装置を用いて行うことができる。ポリマーは混合中または後に加熱される。ポリマーが溶融すれば、重力の力によってポリマー混合物が穴に流れ込むよう隔壁88をしぼませることにより(図4E)、ポリマー/骨片混合物92は一時的チャンバー86から穴へと送られる。外科医は、従来バルーンカテーテルを作動させるのと同様の方法で、隔壁をふくらませたりしぼませる外科用装置のスイッチを操作することにより隔壁をしぼませる。図4Fから4Jに示されるこの処置の残りのステップは、穿孔される度に骨片および破片が回収され、ポリマーに混合される以外は図2Eから2Jに示される上記のステップと同様に行われる。

【0043】

単一のボルトのようなポリマーアンカーを形成するために利用される、代替りの外科処置が図5から5Fに示される。この処置は、軟組織を穿刺し、骨に穴を形成するための切削工具；ポリマーの供給源およびポリマーを溶融するための加熱要素；切削工具を導き、ポリマーを穴に送るためのカニユーレ管；およびボルト様アンカーの「ヘッド」を形づくるための成型孔を形成するよう構成された複合物(compounder)を含む外科用器具216を利用す

る。

【 0 0 4 4 】

図5から5Fに関して、外科用器具216は軟組織20に押し当てられ、軟組織は次に骨表面24に押し当てられ(図5)、例えばドリルビット26のような切削工具は軟組織20を穿孔し、骨22に穴を形成するのに使用される(図5A)。切削工具は次に引込まれ(図5B、矢印A)、溶融ポリマー28(例えば上記のように溶融される)が外科用器具216のカニューレを通して穴に注入される(図5B、矢印B)。

【 0 0 4 5 】

次に、複合物(コンパウンダ)34(前のステップで引込まれた外科用器具16の一部)が伸ばされて(図5C、矢印A)、コンパウンダの先端36を軟組織20に押し当て、軟組織20を骨表面24に接して維持する。その間、ポリマーが通り送られる外科用器具16のカニューレ頭部32は少しだけ引込まれ、コンパウンダの円筒形の壁で小さい成型用チャンバーを形成する。ポリマーは外科用器具のカニューレを通して送られ続け、成型用チャンバーに充填され、ポリマーの「ボルトヘッド」38(図5D)を形成する。ボルトヘッド38は、軟組織20を通して伸びる穴内のポリマーと一体化している。このように、ポリマーは軟組織を骨に固定するボルトのようなアンカーを形成する(図5Eおよび5F)。

【 0 0 4 6 】

図5Eおよび5Fに示されるとおり、この処置は外科用器具16を取り除き(図5E、矢印A)、ボルトヘッドの頂部の余分なポリマーを切り取るにより完了する。ポリマーを切り取る方法は示していないが、もしこのステップが必要であれば、外科用器具16に付属するはさみを用いて、またはメスなどの別個の装置を用いて行うことができる。図5から5Fに示されるこの処置は、図3から3Dに示される上記のハンドピース52に取り付けられ、図6に示される付属物225を用いて行うことができる。ハンドピース52は、本発明の様々な処置での使用に適している、多様な交換可能な付属物と使用することができる。例えば、図7に示されるとおり、ハンドピースは、縫合処置を行うための付属物54と使用されてもよいし、図5から5Fに示される処置を用いてボルトのようなポリマーアンカーを形成するための付属物225と使用されてもよいし、以下に記載される軟組織の軟組織への固定処置を行うための付属物250および300と使用されてもよい。

【 0 0 4 7 】

付属物225は、ポリマーベレットを収容するためのチャンバーまたは穴を含まないという点以外は上記の付属物54と類似している。代わりに、ポリマーロッド226(図6A)が縫合系送出機能を用いてハンドピース内を進む。ポリマーロッド226は、その遠位端228にグロメット(図示せず)を含み、末端181'からガスが漏れるのを防ぐ。また、ガイド/加熱装置178'は上記のとおり成型用チャンバー229を形成するコンパウンダ227を含む。コンパウンダ227は、図5Cから5Eに関して上記に記載のように、外科医により軸方向に移動される。

【 0 0 4 8 】

別の実施態様において、固定方法が、軟組織を軟組織に付着させるために提供される。これらの固定方法は、例えば腹腔鏡的手術での使用に適している。軟組織の軟組織への固定処置および装置は図8から11に示され、以下に記載される。

【 0 0 4 9 】

ポリマー「リベット」を形成する第一の処置が図8から8Fに示される。この処置は、軟組織を穿孔するための鋭い先端を有する、軸に沿って可動な内管、および内管から温気および冷気を送出するためのいくつかの開口部とつながるカニューレーションを一般的に含む外科用器具316を用いる。外科用装置はリベットを形成するため送られる空気によって軟化および成型されるポリマーのさやが取り付けられた外管、および空気を導き、リベット形にポリマーのさやを成型するためのフランジを含み、外管を囲むコンパウンダを含む。

【 0 0 5 0 】

図8に関して、軟組織の2つの部分20a、20bは、公知の外科技術を用いて共に加圧される(図8、矢印A)。次に、外科用装置316の軸に沿って移動可能な内管253(図9)の先端251が軟組織を穿孔する(図8A)。ポリマーのさや252は外管257に取り付けられ、ポリマーのさやの

10

20

30

40

50

一部分252aが軟組織を通して反対側から外にでる。ポリマーのさやは外管257上の隆起255によって所定の位置に維持される。外管257は以下に記載する機能を有するコンパウンダ259によって囲まれる。

【 0 0 5 1 】

次いで、温気(図8B、矢印H)が先端251の側開口部254から外に導かれ、冷気(図8B、矢印C)は先端開口部256から外に導かれる。温気はポリマーのさやを溶融し、冷気はそれを軟組織(図8D)に対して押し下げる(図8B、矢印D)。先端から押し出される気圧と側開口部254の大きさとの関係により、温気は先端で発生する。

【 0 0 5 2 】

次いで、側開口部254がポリマーのさやの一部分252bと並ぶまで、器具250の内管253がポリマーのさやの中を引っ込める(図8C)。温気は側開口部254を通して導き出され(図8D、矢印H)、部分252bを溶融する。次いで、コンパウンダ259のフランジ260が部分252bに押し当てられる一方、冷気が先端開口部256を通して導き出され(図8E)、軟組織に対して所定の位置で部分252bを凝固する(図8F)間、空気は、部分252bを軟組織に押し当てるものとしても使用されるフランジ260によって導かれる。外科用器具316は次いで、軟組織をしっかりと一緒に保持するリベットのようなアンカー262(図8G)を残して引き抜かれる(図8F)。

【 0 0 5 3 】

図8から8Fに示される上記の処置を行うのに適した外科用器具316を形成するため、ハンドピース52と使用される外科用器具付属物250が図9に示される。付属物250は図8から8Fについて上記に記載した要素を含み、上記の付属物54と同様の方法でハンドピース52に取り付けることができる。

【 0 0 5 4 】

軟組織を軟組織に固定するための別の処置が図10から10Hに示される。この処置は、軟組織を穿刺するための鋭い先端を有する内管およびポリマーを送るためのカニューレーションを一般に含む外科用器具416を用いて行われる。外科用器具416は、内管に多孔性のさやを離脱可能に取り付けるための装置も含む。図8および8Aについて上記に記載したように、最初に、軟組織は加圧され、外科用装置416の鋭い先端によって穿刺される(図10、10A)。例えば編み組みまたはメッシュなどの多孔質のさや302の遠位端306は離脱可能なチャック304によってつかまれる。さやの遠位端306付近の小さいポリマー溶接部(図示せず)は、穿刺ステップ中にさやが押し戻されるのを防ぐ。

【 0 0 5 5 】

内管308は次いで、わずかに引っ込められて(図10B)、ポリマー溶接部を壊し、さや302を所定の位置に残し、溶融ポリマー28が内管308の中央カニューレーションを下って先端開口部310から外に送られる(図10C、10D)。ポリマーは、さや302から開放末端から流れ出て、さらにメッシュまたは編み組みの開放構造を抜け通って、軟組織の上面にポリマーの「小塊」312a形成し、さやの側壁を軟組織の開口部の側壁に付着させる(図10D)。次いで内管308はさらに引っ込められる一方、開口部310を通してポリマーを送り続け、さやをポリマーで充填し、小塊312aの反対側の軟組織にポリマーの「小塊」312bが形成される。このように、ポリマーは軟組織を貫通して伸びるボルトのようなアンカーを形成する。

【 0 0 5 6 】

処置を完了するために、チャック304(図10G)からさやがはずされ、付属物300が取り外され、余分なさや材料が切り取られる(図10H)。外科用器具416を形成するためにハンドピース52と一緒に使用されるのに適した付属物300が図11に示される。付属物300は図10から10Hに関して上に記載された要素を含み、上記の付属物54と同様の方法でハンドピース52に取り付けられることができる。

【 0 0 5 7 】

軟組織を骨に固定する別の処置が図12から12Iに示される。この処置において、骨芯はポリマーアンカー内に骨伝導性媒体を提供するため使用される。この処置は、開口部の底部から上方に伸びる骨芯を残しながら骨に形成することが可能な切削工具を含む外科用器具516を用いて行われる。外科用器具516は管状縫合糸を芯上に配置し、ポリマーを開口部へ

10

20

30

40

50

送るよう構成されている。

【 0 0 5 8 】

最初に、軟組織が穿刺され、穴が穿たれる(図12から12B)。穴は、骨芯330を穴に残すよう構成されたカニユーレ切削工具331(図12C)を用いて穿たれる。例えば編み組み中空縫合系のような可撓性スリーブ332は、図12Cに示されるように、芯330上に配置される。次いで、ポリマー28が、スリーブ332および芯330の周囲の穴(図12D、12E)へ送られ、スリーブ332に含浸される。外科用器具(図12F、12G)を引っ込めながら、より多くのポリマーを送り、軟組織の表面上に小塊334を形成して、軟組織を骨に固定する(図12H)。余分な材料は次いで切り落とされる(図12I)。アンカー内での骨芯の存在は、骨の再建を増進させる傾向があるため、骨芯が存在しない場合より、縫合系はより速く骨に埋め込まれるかもしれない。

10

【 0 0 5 9 】

軟組織の骨へのもう1つ別の固定処置が図13から13Jに示される。この処置において、縫合系はポリマーを用いて穴に固定され、固定装置340は軟組織の上の縫合系の周囲に配置され、そして付着されて軟組織を所定の位置で機械的に締め付ける。この処置は、クリアランスが少ない部分で衝突を防ぐのに有用な高さの低いアンカーを提供する。この処置は、軟組織を穿刺し、その下の骨に穴を形成するための切削工具、縫合系およびポリマーを穴に送り、固定装置の縫合系の周囲への展開するためのカニユーレ管、および軟組織を骨に押し当て、固定装置を軟組織に押し当てるためのコンパウンダを含む外科用器具616を用いて行われる。図13から13Cに示されるように、例えば図2から2Kに示される処置に関して上記に記載のとおり、軟組織は穿刺され、穴が形成され、縫合系およびポリマーは送られる。次に、軟組織をコンパウンダ335(図13D)で押さえつけながら、伸展可能固定装置340は縫合系の周囲に配置され、軟組織を所定の位置(図13Eから13G)に締め付ける。伸展可能固定装置340は、穴346を有する中央領域341と、この中央領域から放射状に伸びる複数の羽354を含む。羽354は、開放位置(図13F)に向かって羽を偏向させる復原力を有する一方で、この装置がカニユーレを通過して配置できるように圧縮位置(図13E)に羽が移動できるプラスチックの蝶番によって中央領域341に接合される。こうして固定装置340は、縫合系347を中央の穴346に通して、圧縮され送り管339中に入れられ、カニユーレプロープ343で固定装置340を押し下げることによって設置される(図13Eから13G)。固定装置がコンパウンダ335を出ると、羽354が通常位置(図13F)へと外側に広がり、コンパウンダ335が固定装置340を押し下げて軟組織に対して固定装置が平らになるようにする(図13G)。はね354のかぎ状突起342は、固定装置340を軟組織に対して適所に平らな状態で保存する。縫合系347は次いで切られ(図13H)、ポリマー344の小塊は固定装置の頂部に送られ、小塊346を覆い、縫合系に付着し、固定装置を所定の場所に固定する(図13Iおよび13J)。固定装置340は、吸収性プラスチックで形成されるのが好ましい。多くの異なる種類の切削工具が本発明の処置に使用されてもよい。一般に、ポリマーの穴の周囲の小柱網への浸潤を妨げることがあるため、切削工具は骨片および破片を穴の側壁に詰め込まないのが好ましい。したがって、例えば圧縮型ドリルよりツイストドリルが一般的に好まれる。使用されてもよいいくつかの種類の切削工具が以下に記載される。

20

30

【 0 0 6 0 】

図14から14Dに関して、切削工具は消耗しうるドリルビット94であってもよい。すなわち、ドリルビットは、穴を充填するために摩擦によって生じる熱のため穿孔中に溶解されるポリマーで形成される(図14Bから14C)。縫合系95は、ポリマーと共に送出され、外科用器具が引き抜かれる時は残されるようドリルビット94に取り付けられる(図14D)。この場合、ドリルビットは、皮質骨を貫くのに十分な硬さおよび穿刺中にポリマーが溶解されるのに十分な薄さをドリルに提供するために必要な厚さの多孔性セラミックの極薄層でコーティングされるのが一般的に好ましい。セラミックは焼成、プラズマコーティング、沈着、または他の適切な方法によって塗布される。あるいは、薄い中空の予備成型物が形成され、ポリマーで充填されてもよい。好ましいポリマーは、穿孔摩擦下で溶解されるのに十分に低い溶融点、およびドリルビットに機械的強度を与えるのに十分な強度を有する。縫合

40

50

系95は、穿孔が十分に熱を生じなければ、ポリマー溶融を助ける加熱要素として使用できるよう熱伝導性であってよい。

【0061】

図15から20は各種の適切な切削工具の形状を示す。図15および15Aは開口部96およびさや98を含む孔つきドリル100を示す。孔つきドリル100は、ポリマーへの導入のために骨片/破片が回収される時(図4から4Jに関して上記に記載したように)、および切削工具が回転よりむしろ振動する必要がある時(例えば縫い目間で縫合系が切断または破損するのを防ぐため)に有用である。図16から16Aは、送出のために縫合系を通すことができる開口部104を含むブレード103と、縫合系およびポリマー送出のための管腔106を形成する筒105とを有する形成先端部102を示す。管腔106は通常、実質的に開口部104と同軸である。

10

【0062】

図17から17Aは突き錐110を示す。突き錐110は、閉鎖時に(図17に示す)ドリル型先端を形成する複数の収納式「花弁(petal)」112を含む。開放時には(図17Aに示す)、花弁112はポリマーおよび縫合系を管腔114を通して送ることができる。花弁は、スプリング機構(図示せず)または他の適切なアクチュエータを用いて開けたり閉じたりされてもよい。

【0063】

図18から18Aは、開放管腔124に交差するように放射状に伸びるブレード122を有する切削頭部120を示す。ブレード先端の間の開放部分は結び目のある縫合系の送出を可能にする小穴126を形成する。

20

【0064】

図19は、複数の鋸歯状切削/研磨管128、ポリマーおよび縫合系を通過させて送ることができる中央管腔130、および吸引により骨片/破片を切削部位から取り出すための抽出管を含む穿孔器を示す。所望であれば、抽出管の内容物は穿孔器の筒、または外科用器具の他の場所、骨片/破片をポリマーの送り前にポリマーに混合できる部位に送り込まれてもよい。

【0065】

図20から20Bは、ポリマーおよび縫合系のための送り経路136を有するツイストドリルビット134を示す。送り経路の内壁138は、ドリルビットの先端140近傍で骨「芯」142(図20B)が所望でない場合、これを分解させるよう表面があらくてもよい。

30

【0066】

切削はレーザー、超音波、またはウォータージェット切削のような他の技術を用いても遂行されることができる。例えば、ウォータージェット切削は、手術室にある生理食塩水を用いて行われてもよい。この実施態様において、外科用器具にはウォータージェットに動力を供給するための動力発生機、および生理食塩水の供給を外科用器具に差し込むことができるアダプタが含まれる。他の適切な技術は、粉碎圧痕、熱針ドリリング、例えばRF剥離および骨の熱分離ならびに低温凍結破砕を含む。いくつかの実施態様において、切削方法は例えば2 mm以下、好ましくは1.5 mm以下の極小直径の穴を形成可能であるのが好ましい。そのような小さな直径の穴を形成するために、切削は微小工具加工を用いて行われてもよい。本発明の多くの処置において通常の骨アンカーは不要なため、穴はそのようなアンカーの直径より小さく作られてもよく、それによってより多くの皮質骨を保存し、外傷を制限し、アンカーの引き抜き強度を潜在的に向上させる。例えば3 mm以下の極小直径の穴が使用される時、皮質骨は穴の上に再び成長し、アンカーの強度をさらに向上させる。

40

【0067】

上記の実施態様においてポリマーは粉末またはペレットの形で通常供給されるが、いかなる所望の形で提供されてもよい。例えば、ポリマーは、例えばオートクレーブまたは熱浴などの手術室で使用できる装置を用いて加熱可能なカートリッジに含まれてもよい。このように、カートリッジは手術前に余熱されてもよく、その後にポリマーの送りのためにカートリッジに穴を開けるようにした外科用器具(図示せず)に挿入される。表面積を増やすことによって溶融時間を減らすため、ポリマーはロッド、または繊維もしくはストランドの形で提供されてもよい。

50

【 0 0 6 8 】

ポリマーは、いかなる適切な方法を用いて加熱することができる。好ましい方法は、送出部位の組織および骨への過熱および起こりうる熱傷を避けるため、溶解温度よりわずかに高い温度まで制御された方法で、ポリマーを加熱するものである。外科的処置を早めるため、ポリマーがカートリッジで提供され、予熱(例えばオートクレーブ内で)されていなければ、加熱は2分以下であることが好ましい。適切な方法の1つは上記のように手術部位に加熱要素を備える。加熱要素は、ポリマーの過熱を防ぐため、サーモスタットで制御されるのが好ましい。他の適切な加熱要素は、超音波(穴を形成するのにも用いられてもよい)、外科用器具の駆動機構のポリマーを加熱するための使用、ポリマーに埋め込まれた伝導性縫合系の加熱フィラメントとしての使用、レーザー(例えばポリマー中に標識染料を含み、送出部位の組織を燃やさずポリマーを溶融させるレーザ周波数を用いることにより)、および電子加熱、ならびに誘導加熱を含む。

10

【 0 0 6 9 】

縫合系材料は、もし使用されるのであれば、吸収性または非吸収性であってよい。引き抜き強度を上げるため、より大きい表面および際立った表面あらさを得るため、縫合系材料は一般に、モノフィラメント状よりも編み組みされたものであるのが好ましい。しかし、所望であれば、モノフィラメントを使用してもよい。編み組み中の隙間がポリマーの浸潤を促進するためゆるい編み組みが一般的に好まれる。縫合系の「鳥の巣」配列は、縫合系を穴に送り込み、それをゆるく穴に積み上げることにより形成される。縫合系はポリマーコーティングを含まないのが好ましい。適切な縫合系材料はポリエステル、例えばナイロンのようなポリアミド、ポリブテステル(polybutester)、ポリグリコール酸、ポリグリコネート、ポリ-L-乳酸およびポリジオキサノンを含む。縫合系は、高い引き張り強さ、すなわち引き出し試験中の破損モードが未熟な縫合系の破損にならないよう十分な強度を有するのが一般的に好ましい。

20

【 0 0 7 0 】

縫合系はさらにいかなる所望の特性または増強物を含んでもよい。例えば、縫合系は図21から21Gに示される1つ以上の縫合系増強物；すなわち結び目400または結び目束402(図21および21D)；球体404(図21Cおよび21E)；例えばより大きい直径部分のような造形要素406(図21A)；可撓性四方コネクタ408(図21B)またはt-バー412(図21G)、もしくは複数のかぎ状突起410(図21F)を含んでもよい。もし縫合系が所定の位置に固定された後、図21から21Gに示される縫合系増強物が軟組織の上面に位置していれば、軟組織を骨に対して所定の位置に固定するであろう。もし穴に位置し、ポリマーに囲まれれば、これらの特性は縫合系の引き抜きの耐性を上げる。これらの機能または他の機能を提供する他の特性もまた使用されてもよい。

30

【 0 0 7 1 】

適切なポリマーは、体内での使用が許容でき、手術部位へ溶融状態で送ることができる熱可塑性物質である。ポリマーは、注入中の組織および骨への熱損傷を防ぐため、比較的低い溶融温度を有するのが好ましい。最適な送出性のために、ポリマーは0.6dl/gより大きい、好ましくは約0.6から0.7dl/gのインヘレント粘度、および約60,000Mwより大きい、好ましくは約60,000-70,000Mwの平均分子量を有するのが一般的に好ましい。インヘレント粘度は、引例によりここに組み込まれる米国特許第5,679,723号の第4欄、33-36行目に記載の試験を用いてクロロホルム中で測定される。

40

【 0 0 7 2 】

使用されるポリマーは、例えばポリカプロラクトン(PCL)のような、自然治癒過程にゆっくりと再吸収される吸収性ポリマーを含む。ポリマーはまた、例えばポリプロピレン、ポリアセタール、ポリエチレンまたはポリウレタンなどの非吸収性ポリマーを含んでもよい。ポリマーはまた、異なる割合で再吸収される異なる吸収性ポリマーの混合物、例えば以下のポリマー2つ以上の混合物を含んでもよい：

ポリカプロラクトン(PCL)、ポリ-L-乳酸、ポリ-DL-乳酸、ポリグリコール酸、ポリジオキサノン、ポリグリコネート、ポリトリメチレンカーボネート、およびポリ-L-乳酸、ポリ-

50

DL-乳酸、ポリグリコール酸、ポリジオキサノン、ポリグリコネート、ポリトリメチレンカーボネート、ポリ(ヒドロキシアルコネート)(PHB、PHO、PHV)、ポリオルトエステル、ポリ無水物、ポリ(擬似アミノ酸)、ポリ(シアノアクリレート)、ポリ(エステル-無水物)、ポリオキサレート、およびポリサッカリドのコポリマー。他の適切なポリマーは、ポリ-4-ヒドロキシブチレート(4PHB)およびポリ(アルキレンオキサレート)を含む。

【0073】

ポリマーが吸収されると、残りの多孔性ポリマーが小柱網に類似するので、ポリマーの分解を起こす破骨細胞および新しい骨を生む骨芽細胞の浸潤を促進する。ポリマーへの骨の成長を促進するために、ポリマーは骨伝導性充填剤、例えばヒドロキシアパタイト(HA)、硫酸カルシウム、燐酸三カルシウム、対生物作用ガラス、アラレ石、方解石、およびこれら充填剤の混合物などを含むのが好ましい。適切なレベルの骨伝導性充填剤は、ポリマーの送出性を許容できないほど減少させることなく、骨の成長を促進する。好ましいレベルは一般的に、約0から40体積%、最も好ましくは約30から40体積%である。従来の骨伝導性充填剤の代わり、もしくはそれに加えて、ポリマーは上記のとおり骨片および破片を含んでもよい。もし骨片が別の充填剤無しで使用されれば、ポリマーは約0から60重量%、より好ましくは約20から50重量%の骨片を含むのが一般的に好ましい。

10

【0074】

上記の処置は、回旋筋腱板の修復；肩の不安定性の修復(例えば、SLAP、バンカート障害、関節唇再付着)；ACL自家移植片および同種移植片(例えば骨-膝蓋骨腱-骨、大腿半薄筋〔semigracilis〕、腱筋〔tendinosis〕、大腿四頭筋自家移植片)を付着させるためのアンカー、ねじ、および締め込みねじの修復または補充；およびACL修復または修正手術(例えば、固定手段のゆるみによる微小移動、および続いて起こる移植片の移動がある場合、またはACL修復における骨空洞に滑膜液が流れるのを防ぐためシーラントとして)を含む多くの種類の軟組織固定に使用されてもよい。

20

【0075】

ポリマーの内視鏡的送出は、軟骨修復、モザイク形成における採取部位欠損の充填術、自家移植片の希釈剤、小さい骨の破片の再固着、離断性骨軟骨炎(OCD)(すなわち、剥片を所定の位置に留めないで、注入可能なポリマーを用いて、内視鏡的に骨または軟骨の離れた剥片を再付着させる)、脊椎固定のため、半月板修復、負荷のかからない骨の骨折修復、特に傷つけた骨または欠陥のある骨における長い骨の骨折のための海綿骨/皮質螺子の補充または増強、軟組織を軟組織に再付着させる、または軟組織を骨に再付着させるための腹腔鏡的処置における縫合系固定装置の補充または増強、および顔の再建を助ける形成外科などの他の用途に使用されてもよい。

30

【0076】

本発明のアンカーは一般に優れた引き抜き強度を提供する。引き抜き強度は縫合系、縫合系増強物、縫合系の数および使用されるポリマーによって異なる。例えば、もし比較的弱い縫合系材料が使用され、破損のモードが縫合系の切断である場合、引き抜き強度の減少が観察される。しかし、以下に記載される試験手順のいずれか(試験処置1および2)に従って試験される時、本発明の好ましいアンカーは一般的に少なくとも150ニュートンの引き抜き強度を提供し、一部のアンカーは300ニュートンを超える強度を提供する。引き抜き強度は、以下の試験処置を用いて、死体サンプル(肩)および鋸歯状骨ブロック〔sawbone blocks〕(人工骨)で測定される。

40

【0077】

引き抜き試験手順

試験手順1：死体サンプル

使用される全ての肩は新鮮な標本、すなわち保存加工がされておらず、試験に必要とされるまでほぼ-10℃で保管されるものから回収される。試験前に、標本は、切開および試料調整される前に室温に暖められる。

【0078】

上腕骨は骨部位での回旋筋腱板断裂の修復のため準備される。直径3.3 mmのツイストドリ

50

ルビットを用いて深さ約10 mmの深さの穴が穿たれる。例えばスペクトル系(Spectra thread)または同様の縫合系材料などの縫合糸は穴に送られ、穴はポリマーで充填される。ポリマーは、固められ/硬化され、その後試験機によって加えられた力に対して平行な方向に縫合糸を向けて、標本はインストロン(Instron)サーボ水圧試験機に配置される。

【0079】

標本は、それ自体が3-軸万力に取り付けられた適切な万力/クランプに支持され、排水量8.5 mm/秒で適切なインストロンサーボ水圧試験機および付属のインストロンマックスソフトウェアを用いて、試験される標本の正確な方向付けが可能になる。

【0080】

試験手順2: ソウボーン(鋸歯状骨、Sawbone)ブロック標本

10

標本は、死体の上腕骨の代わりに、アンカーがソウボーンブロックに形成されるという点以外は上記の試験手順1に記載のとおり調整され、試験される。適切なソウボーンブロック材料は、「ソウボーン(Sawbones)」の商品名でパシフィックリサーチから市販されるものである。

他の実施態様も請求項の範囲中である。

【0081】

例えば、上記の実施態様のほとんどにおいて、ポリマーは従来の骨アンカーの代用として使用されているが、いくつかのケースにおいて、従来のアンカーによって提供される固定術を補足するためにポリマーを使用するのが望ましいことがある。例えば、アンカーが設置される場合、ポリマーをアンカーの上または周りに塗布する。このオプションは、例えば外科医が従来のアンカーの使用を選ぶケースや患者が積極的なリハビリテーション計画に参加するようなケースにおいて有用であり得る。

20

【0082】

また、いくつかの適用において、1つの部位で回収された骨片をポリマーと混合し、同じ患者の第二部位で注入してもよい。この処置は、例えば注入部位の骨に疾患または傷があって、新鮮な骨が自己充填剤として望まれるケースに用いられてもよい。また、骨片は、上記のように最初に抽出されないで、形成中の穴の中でポリマーに混合することもできる。これは例えばドリルビットが消耗可能である時に起こる。さらに、いくつかの状況において、軟組織の領域を骨に付着させるのに連続する縫合の並びを使用するよりむしろ多数の「ボルトのような」ポリマーアンカーを使用することもできる。

30

【0083】

その上、内視鏡的処置の侵襲性がより低いため、上記の内視鏡的処置は一般に開放処置より好まれるが、所望であれば、同様の技術が開放手術環境において使用されてもよい。

【0084】

さらにまた、熱可塑性ポリマーが上記に記載される一方、ポリマーは液状、非溶融形態で送られ、もとの場所で硬化または乾燥される。例えば、ポリマーは、例えばUVまたはレーザー硬化可能材料のような熱硬化性ポリマーでもよく、電解ゲル化性、もしくはヒドロゲル(例えばpH感受性、またはイオン感受性)、プルロニック、またはポリキサメル ポリオール(polyxamer polyol)のようなゾル-ゲルシステムの形であってもよい。

【0085】

40

その上、非ポリマー流動性材料、例えば、ポリアクリル酸/二価金属イオンセメントなどの注入可能骨セメントをポリマーの代わりに使用してもよい。

【図面の簡単な説明】

【図1】 本発明の実施例の1つによる内視鏡的処置の手術環境の概略斜視図である。

【図2】 図2から2Kは、縫合によって連続する一連のポリマーアンカーの形成処置の概略図である。

【図3】 図3から3Eは、図2から2Kに示された方法を行うのに適した外科用器具の図である。図3は外科用器具の側面図である。図3Aは図3のAの領域の拡大詳細斜視図である。図3Bは図3の外科用器具の断面図である。図3Cは図3の外科用器具の分解断面図である。図3Dは図3Cの領域Dの部分の分解図である。図3Eは本器具のポリマーカートリッジの拡大断面

50

図を示す分解図である。

【図4】 図4から4Jは縫合によって連続する一連のポリマーアンカーのもう1つの形成処置の概略図である。

【図5】 図5から5Fは軟組織を骨に固定するために縫合系を使用しないポリマーアンカーを形成する方法の概略図である。

【図6】 図5から5Fの処置での使用に適した外科用器具付属物の分解断面図である。図6Aは図6の外科用器具付属物を組み込んだ時の断面図である。

【図7】 ハンドピースおよびハンドピースに取り付け可能ないくつかの交換可能付属物を示す概略断面図である。

【図8】 図8から8Fはポリマーアンカーを用いて、軟組織を軟組織に固定するための処置の概略図である。図8Gは完成したアンカーの部分斜視図である。

【図9】 図8から8Fの処置での使用に適した外科用器具付属物の断面図である。

【図10】 図10から10Hはポリマーアンカーを用いて、軟組織を軟組織に固定するためのもう1つの処置の概略図である。

【図11】 図10から10Hの処置での使用に適した外科用器具付属品の断面図である。

【図12】 図12から12Iは軟組織を骨に固定するための別の処置の概略図である。

【図13】 図13から13Jは軟組織を骨に固定するためのさらに別の処置の概略図である。

【図14】 図14から14Dは消耗ドリルビットを用いて穿たれる穴を示す概略図である。

【図15】 図15および15Aはそれぞれ、別の切削工具の斜視図および側面図である。

【図16】 図16および16Aはそれぞれ、別の切削工具の斜視図および側面図である。

【図17】 図17および17Aはそれぞれ、閉鎖および開放状態での別の切削工具の斜視図である。

【図18】 図18および18Aはそれぞれ、別の切削工具の斜視図および正面図である。

【図19】 別の切削工具の斜視図である。

【図20】 図20および20Aはそれぞれ、別の切削工具の斜視図および断面図である。図20Bは使用時の図20から20Aの切削工具を示す概略断面図である。

【図21】 図21から21Gは異なる種類の強化型縫合系の概略図である。

10

20

【図 1】

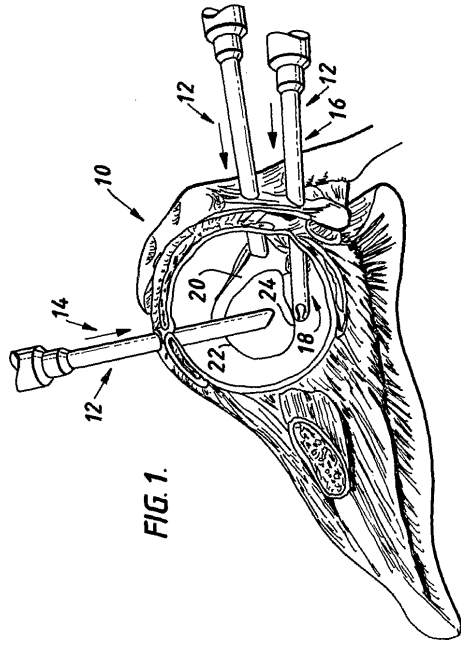
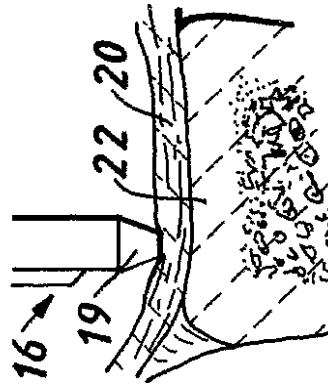


FIG. 1.

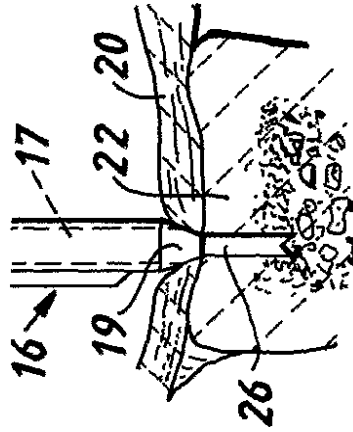
【図 2】

FIG. 2.



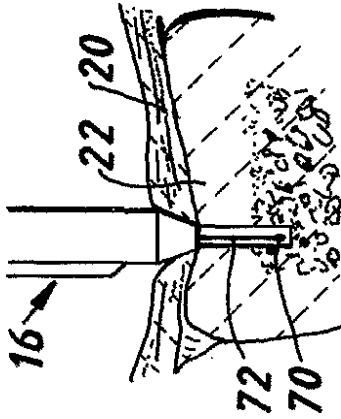
【図 2 A】

FIG. 2A.



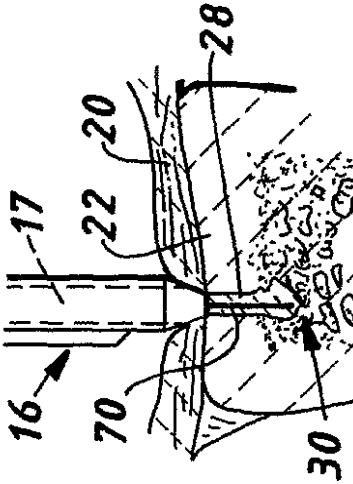
【図 2 B】

FIG. 2B.



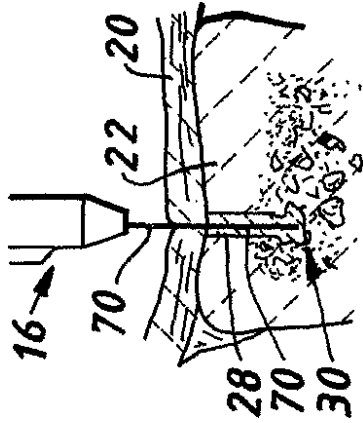
【図 2 C】

FIG. 2C.



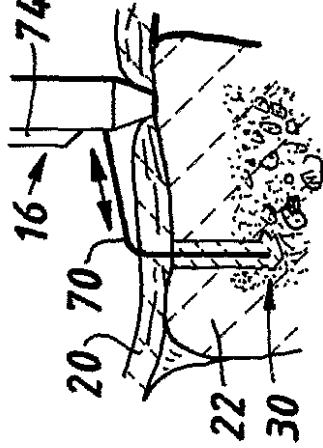
【図 2 D】

FIG. 2D.



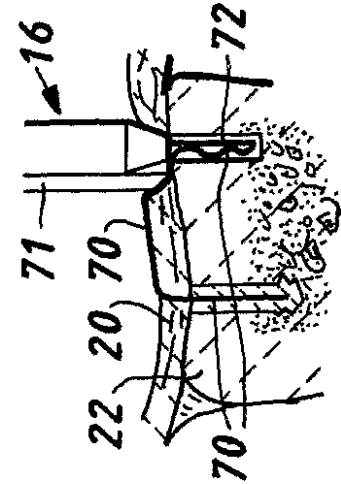
【図 2 E】

FIG. 2E.



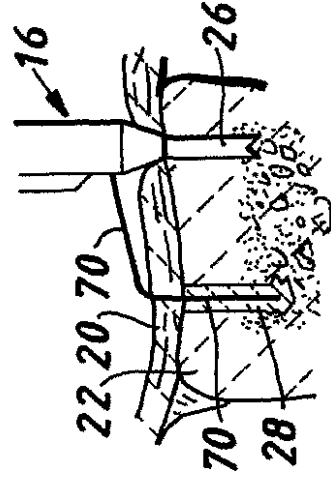
【図 2 G】

FIG. 2G.



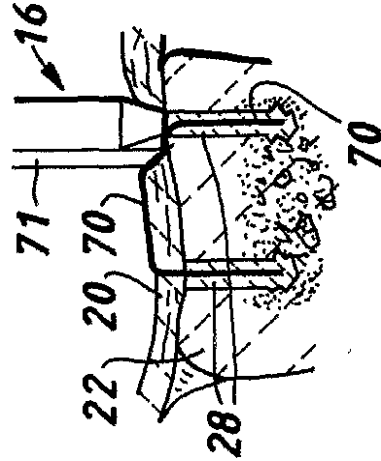
【図 2 F】

FIG. 2F.



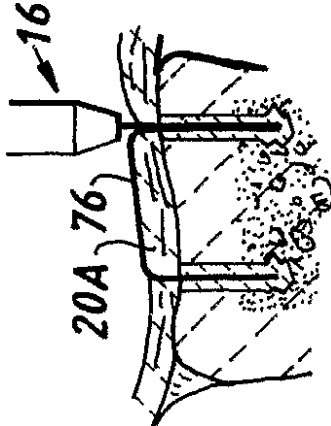
【図 2 H】

FIG. 2H.

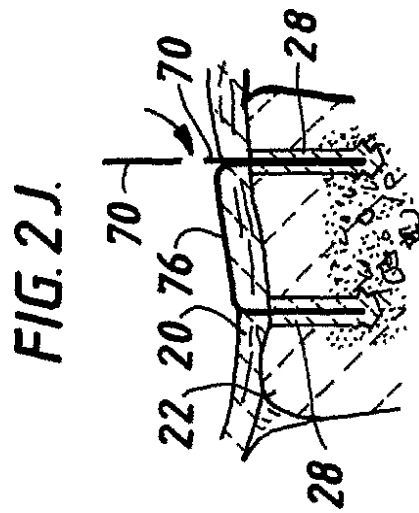


【図 2 I】

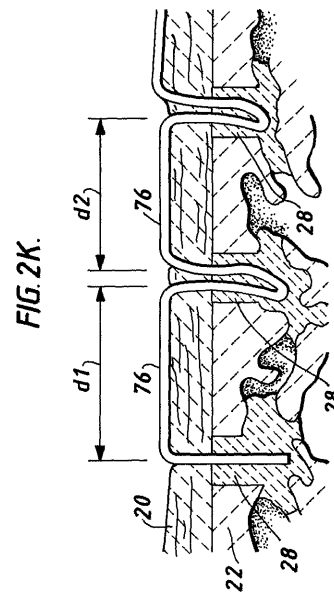
FIG. 2I.



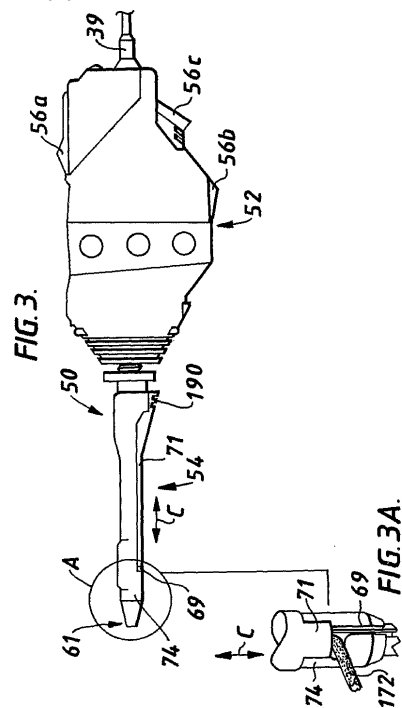
【図 2 J】



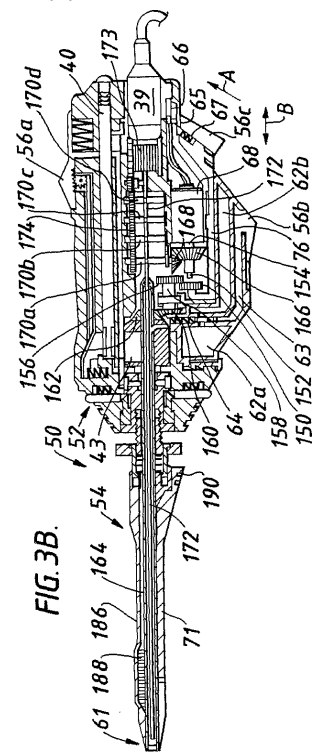
【図 2 K】



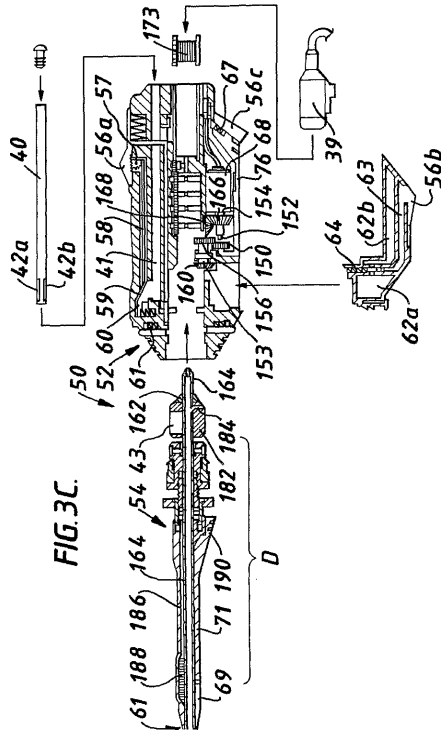
【図 3 - 3 A】



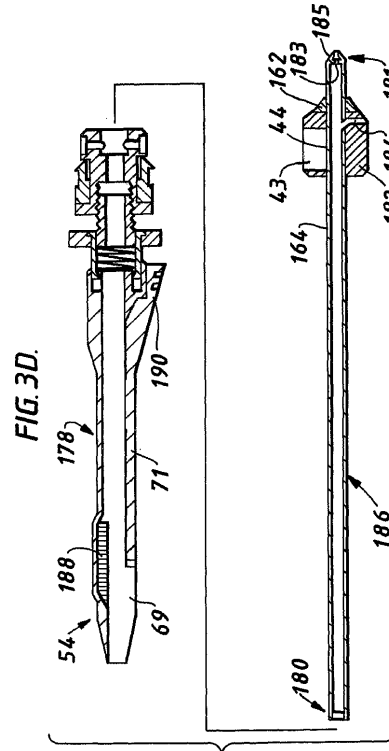
【図 3 B】



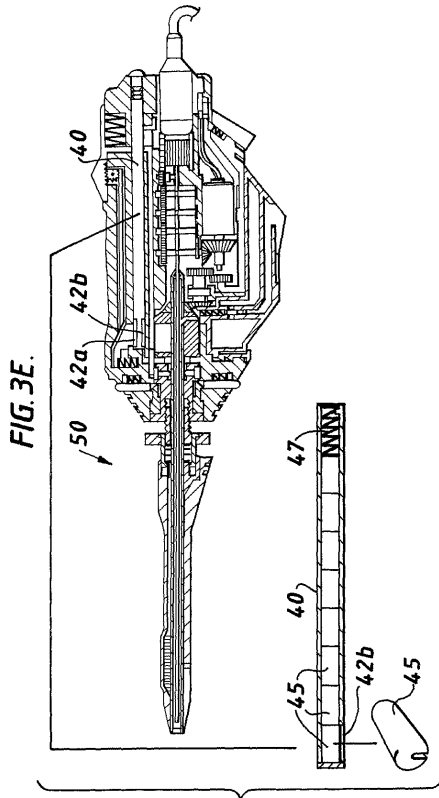
【 図 3 C 】



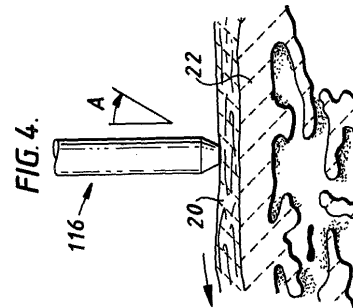
【 図 3 D 】



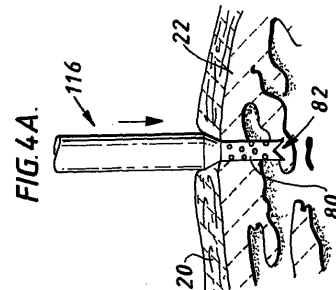
【 図 3 E 】



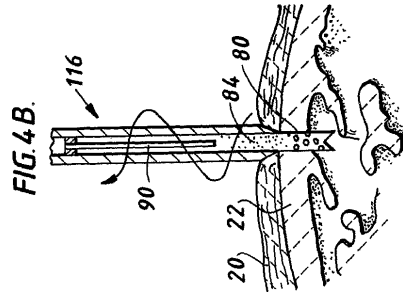
【 図 4 】



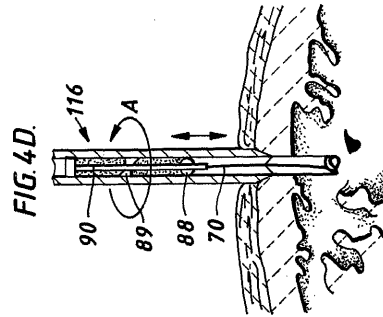
【 図 4 A 】



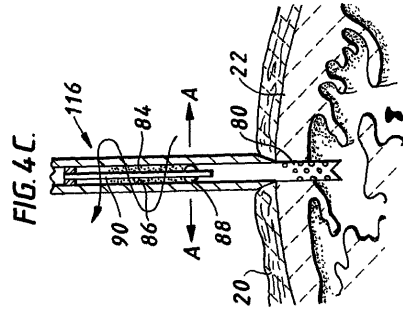
【図 4 B】



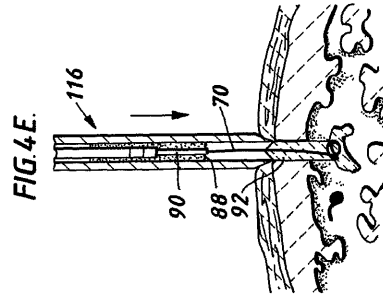
【図 4 D】



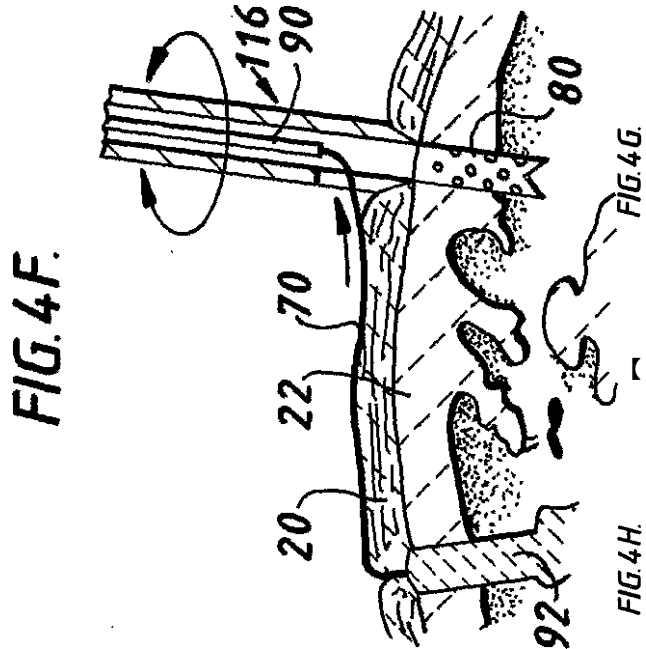
【図 4 C】



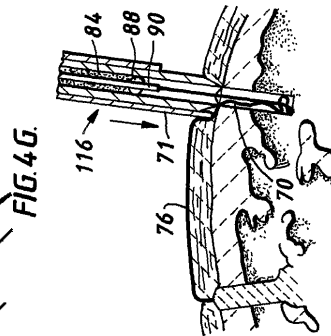
【図 4 E】



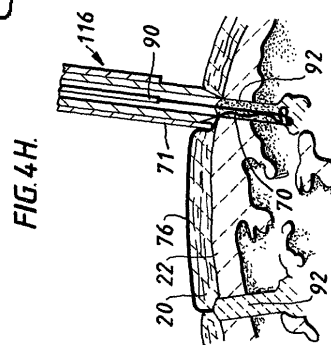
【図 4 F】

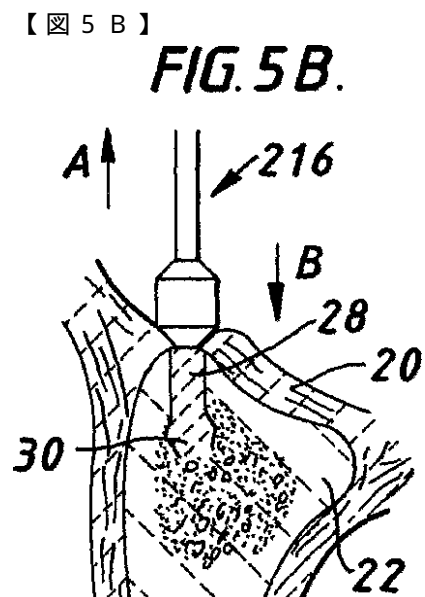
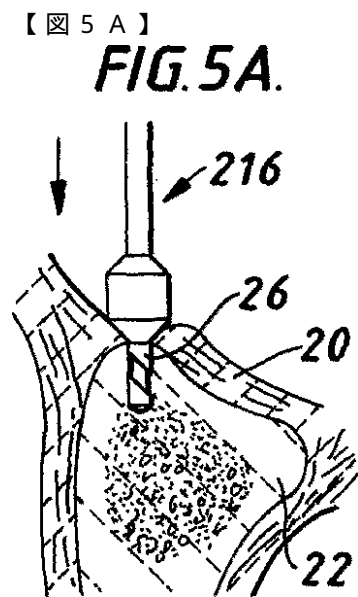
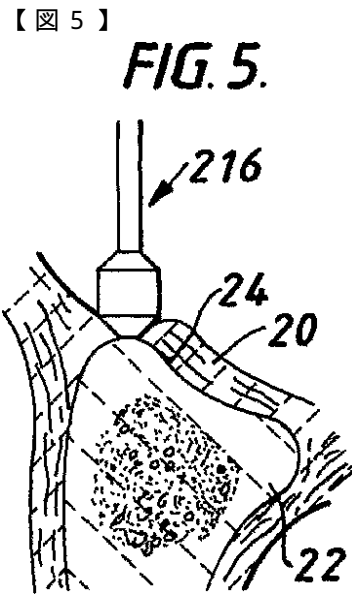
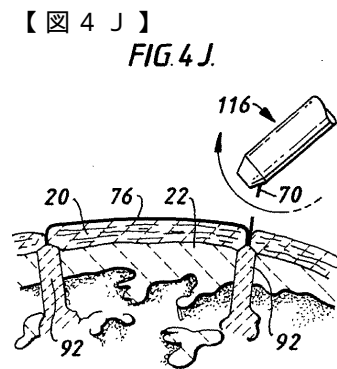
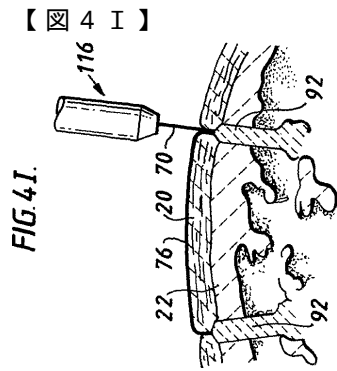


【図 4 G】

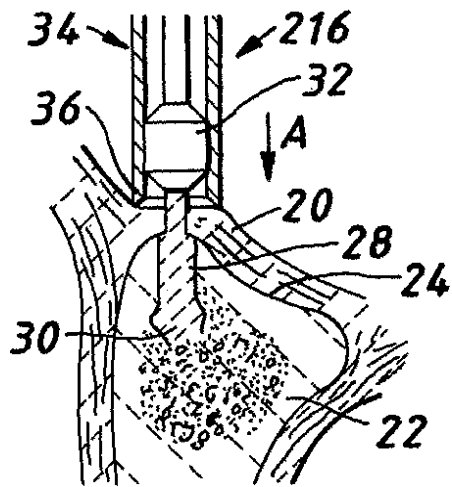


【図 4 H】

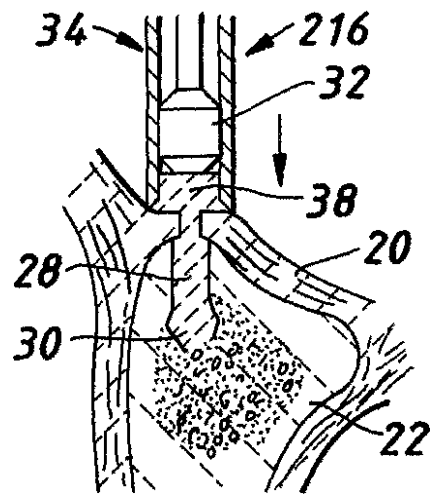




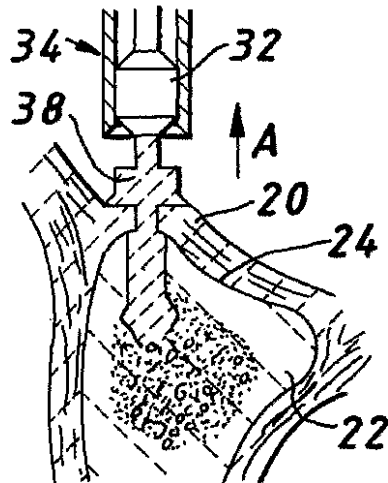
【図5C】

FIG. 5C.

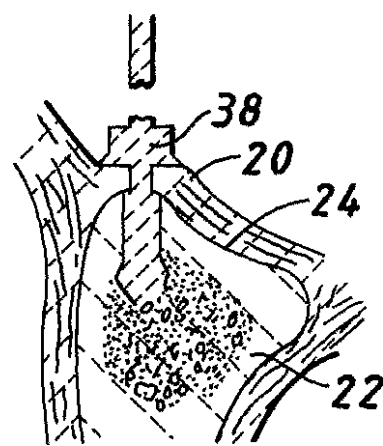
【図5D】

FIG. 5D.

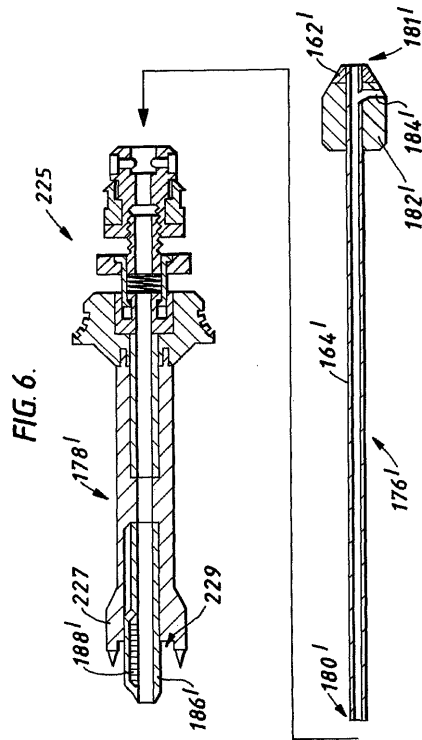
【図5E】

FIG. 5E.

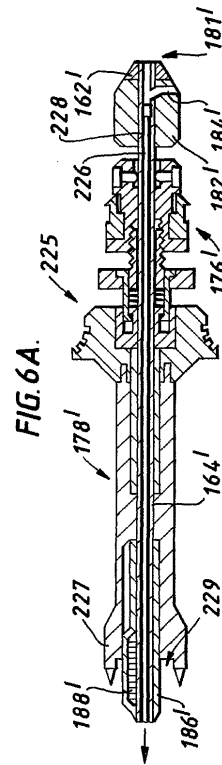
【図5F】

FIG. 5F.

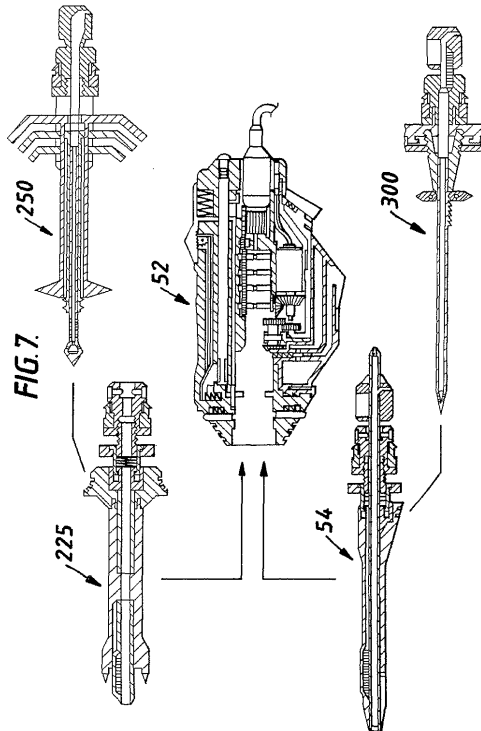
【図 6】



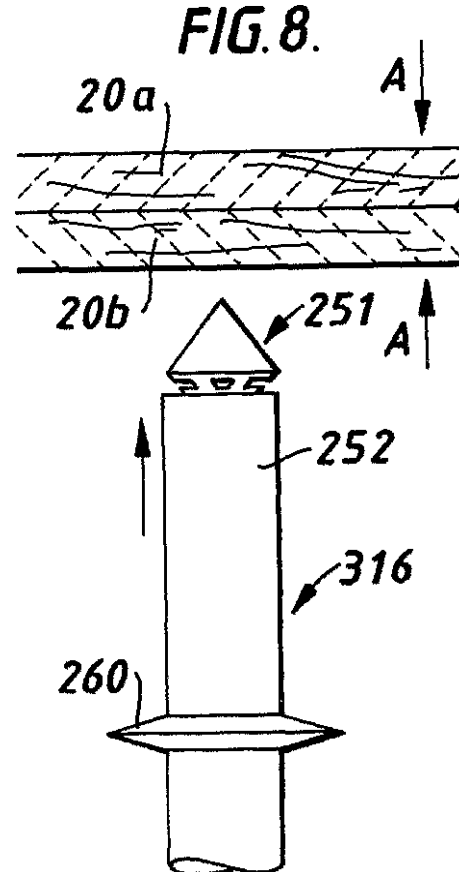
【図 6 A】



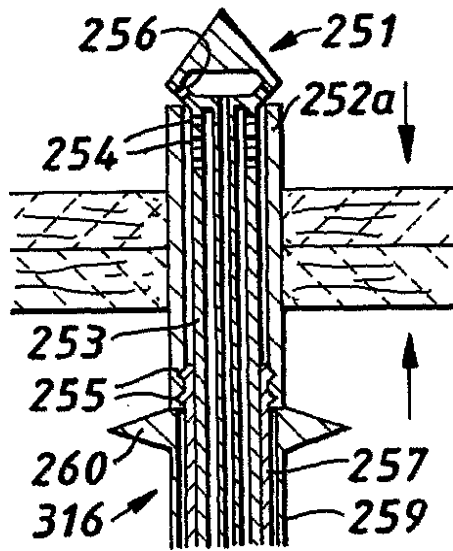
【図 7】



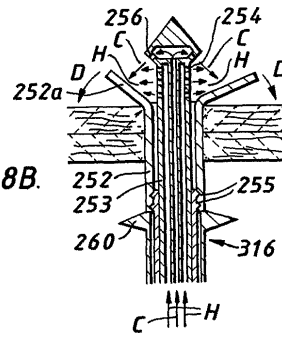
【図 8】



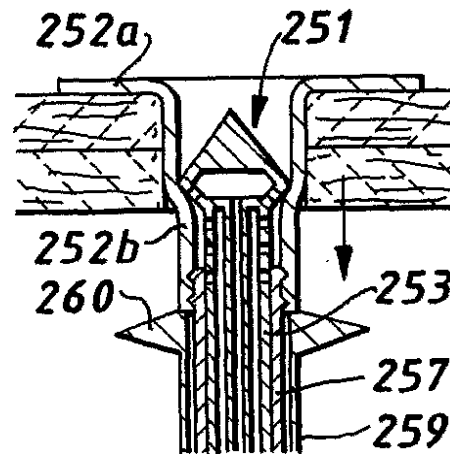
【図 8 A】

FIG. 8A.

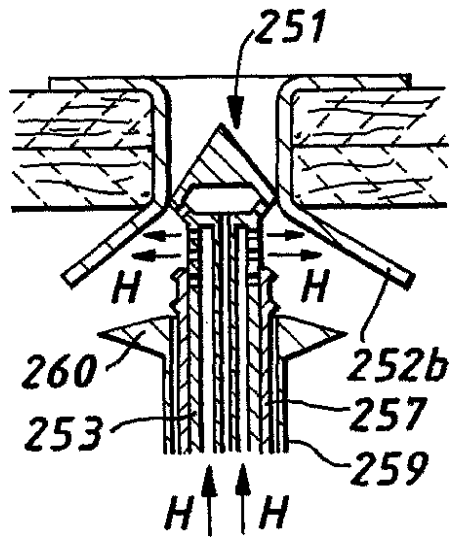
【図 8 B】

FIG. 8B.

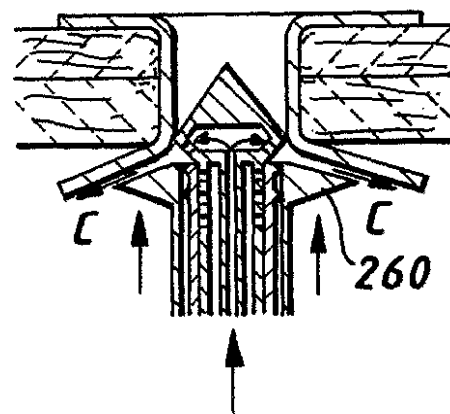
【図 8 C】

FIG. 8C.

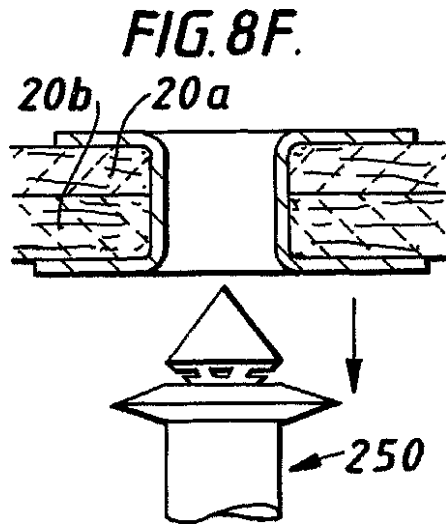
【図 8 D】

FIG. 8D.

【図 8 E】

FIG. 8E.

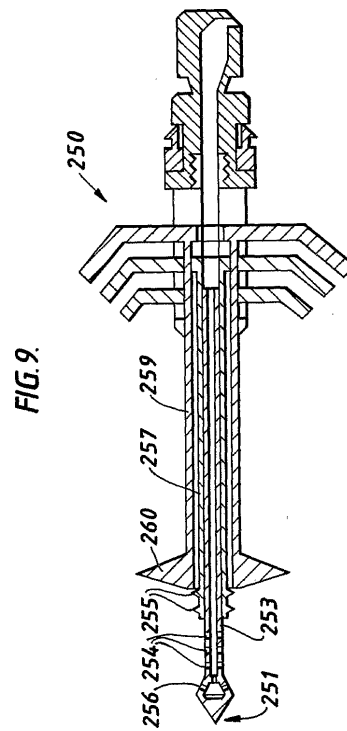
【図8F】



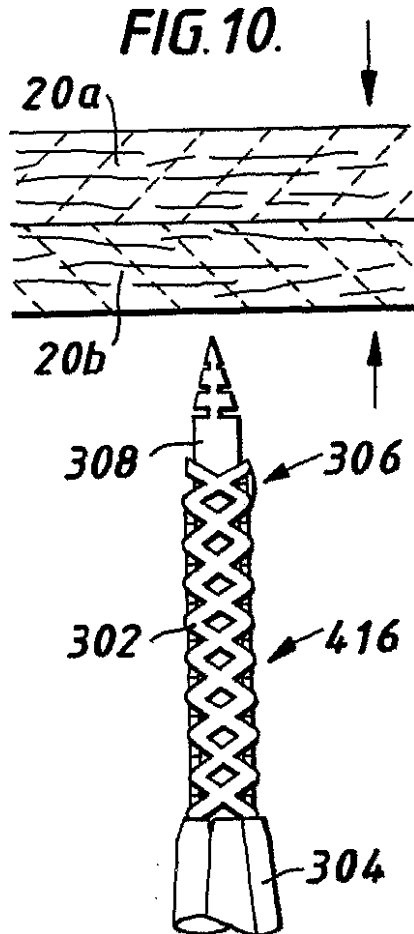
【図8G】



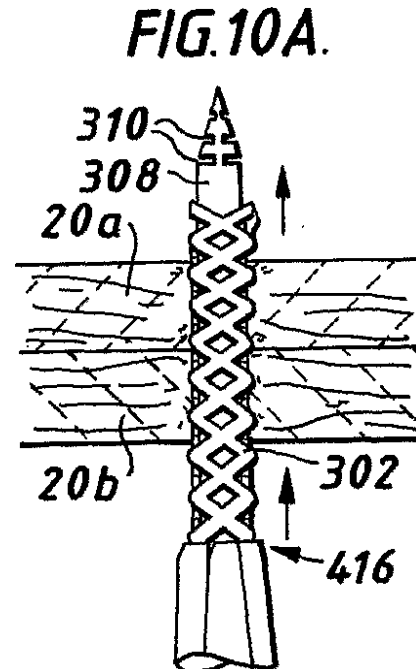
【図9】



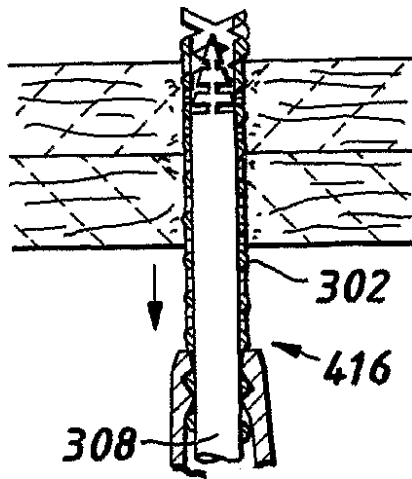
【図10】



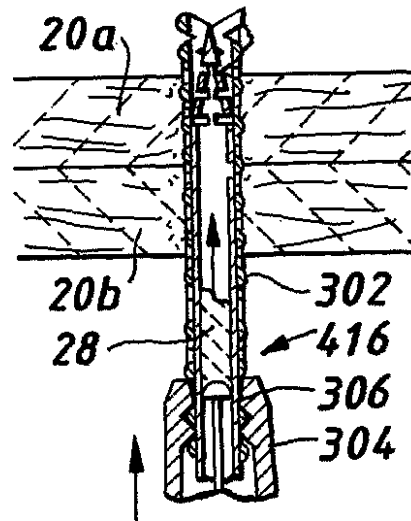
【図10A】



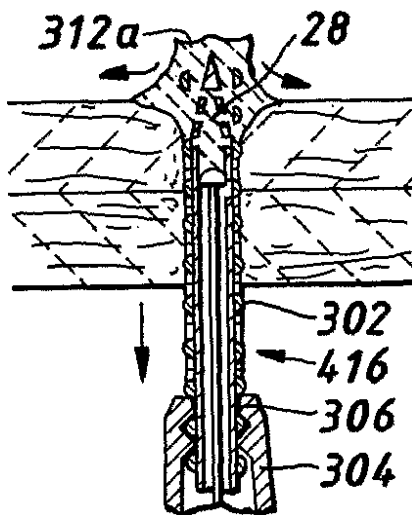
【図10B】

FIG.10B.

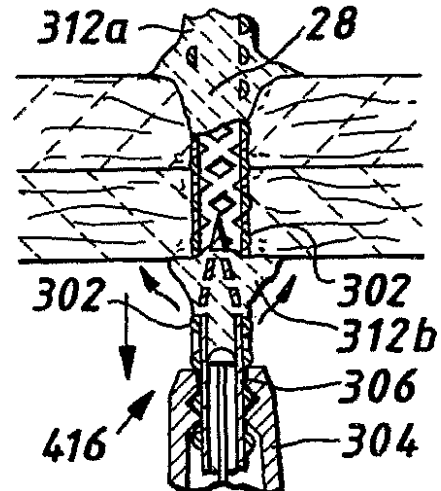
【図10C】

FIG.10C.

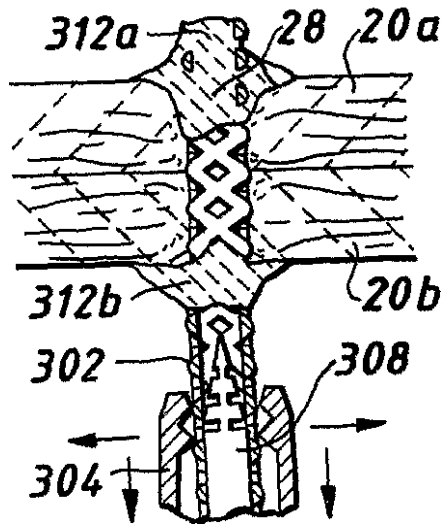
【図10D】

FIG.10D.

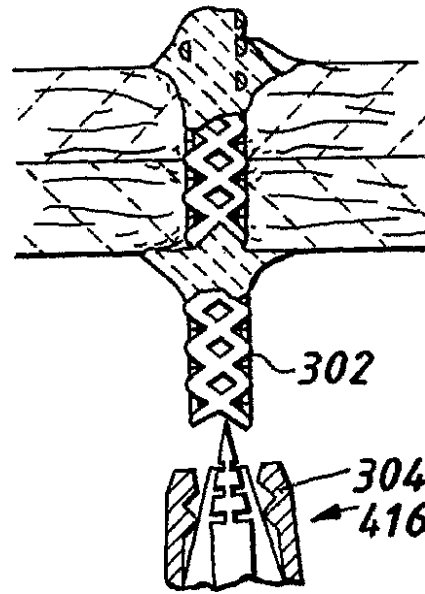
【図10E】

FIG.10E.

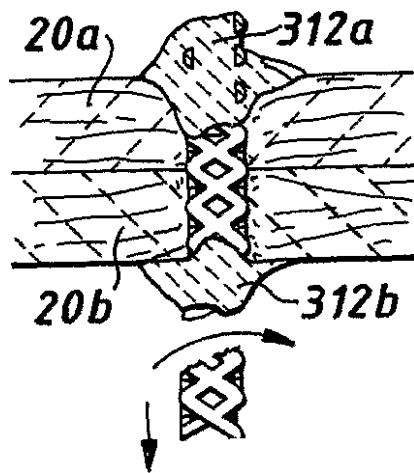
【図10F】

FIG.10F.

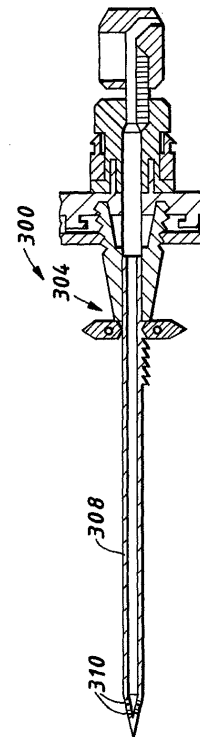
【図10G】

FIG.10G.

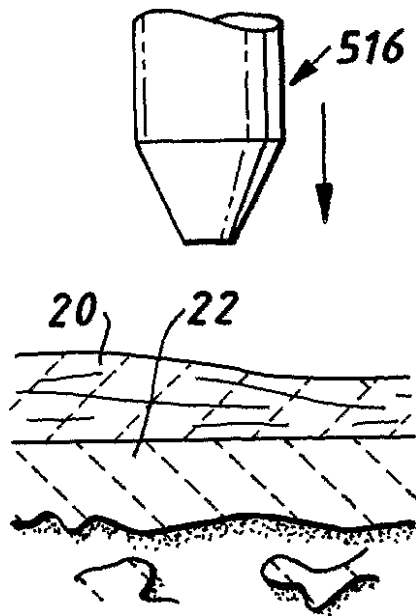
【図10H】

FIG.10H.

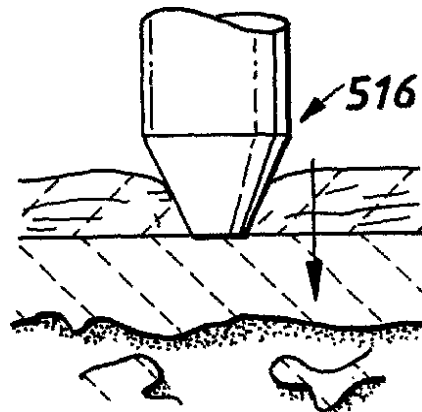
【図11】

FIG.11.

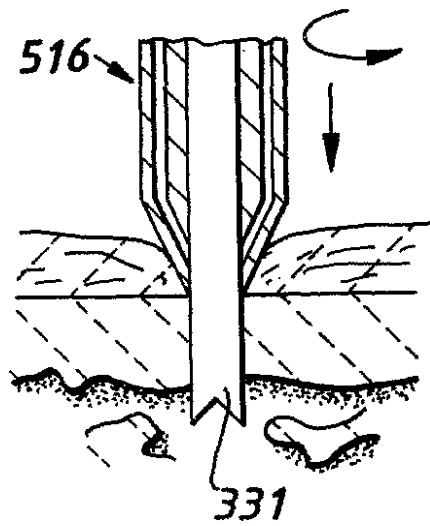
【図12】

FIG.12.

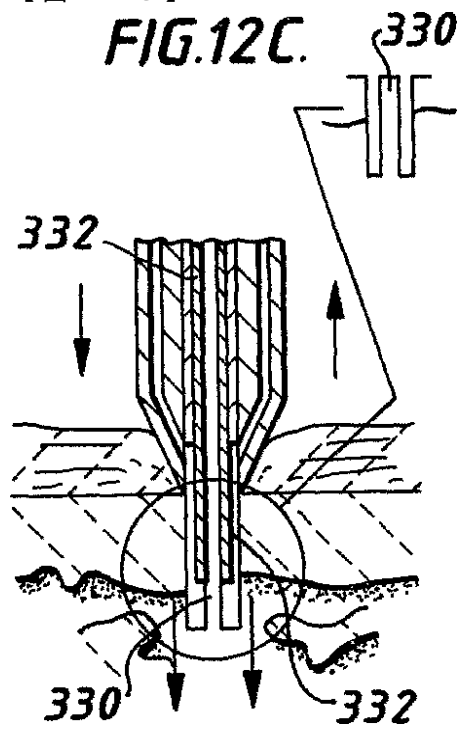
【図12A】

FIG.12A.

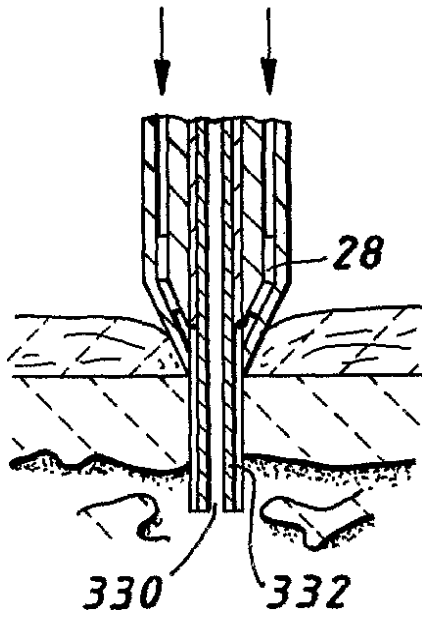
【図12B】

FIG.12B.

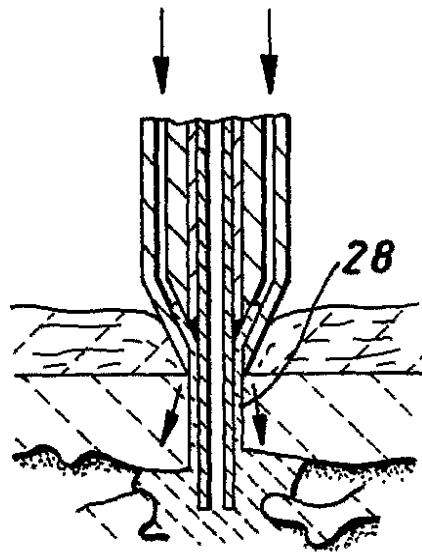
【図12C】

FIG.12C.

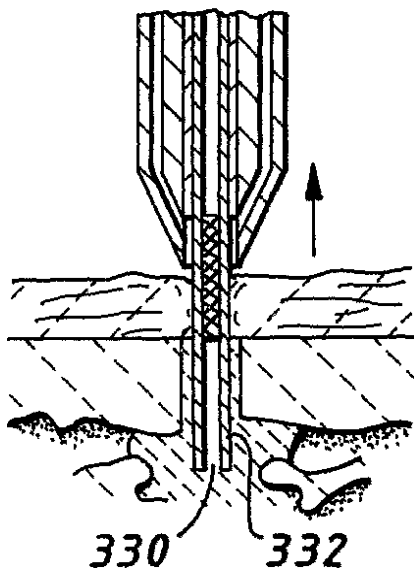
【図12D】

FIG.12D.

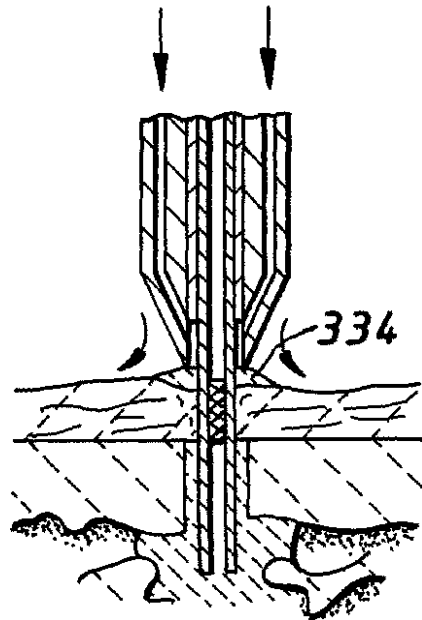
【図12E】

FIG.12E.

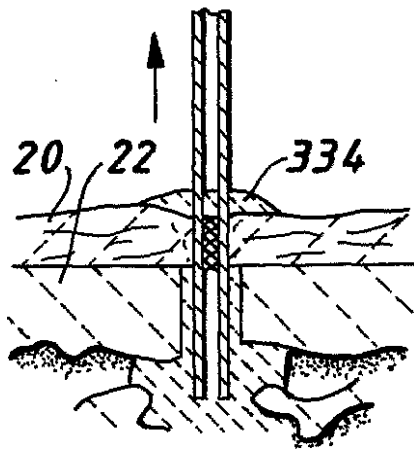
【図12F】

FIG.12F.

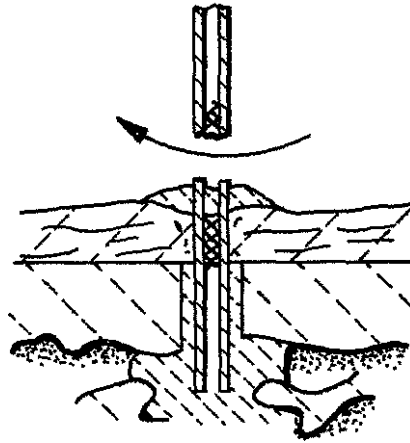
【図12G】

FIG.12G.

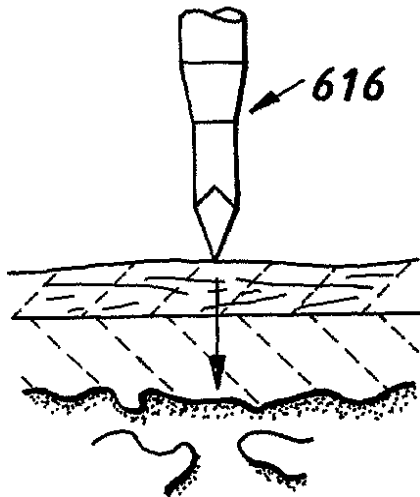
【図12H】

FIG.12H.

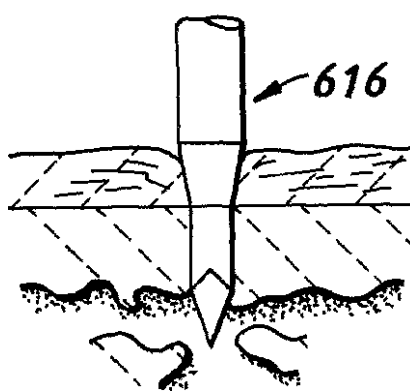
【図12I】

FIG.12I.

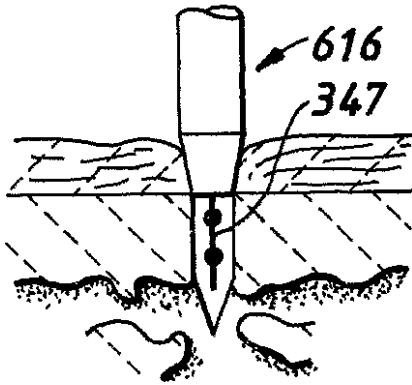
【図13】

FIG.13.

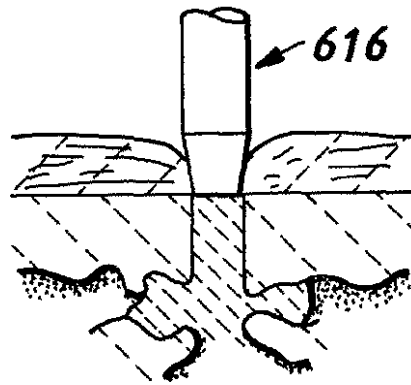
【図13A】

FIG.13A.

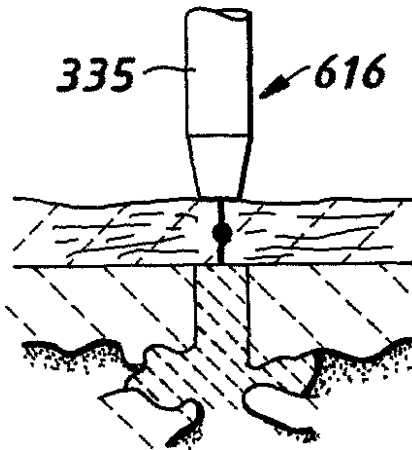
【図 13 B】

FIG.13B.

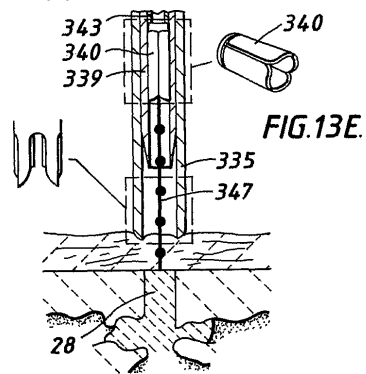
【図 13 C】

FIG.13C.

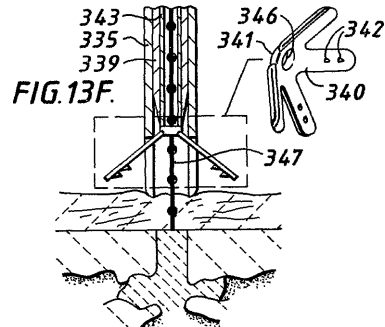
【図 13 D】

FIG.13D.

【図 13 E】

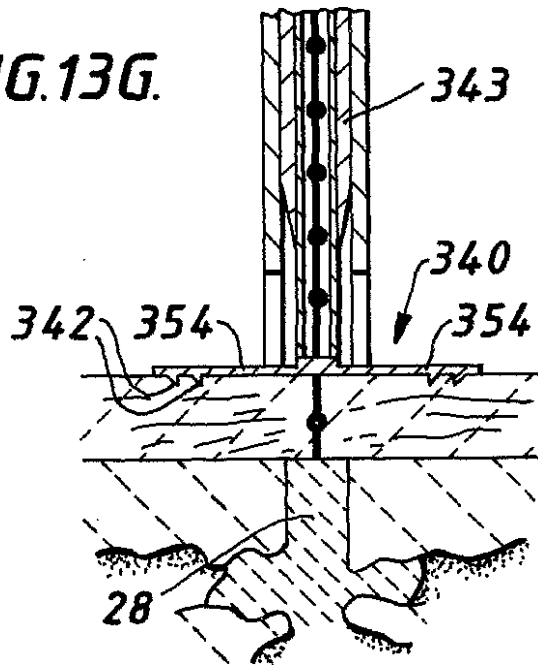


【図 13 F】



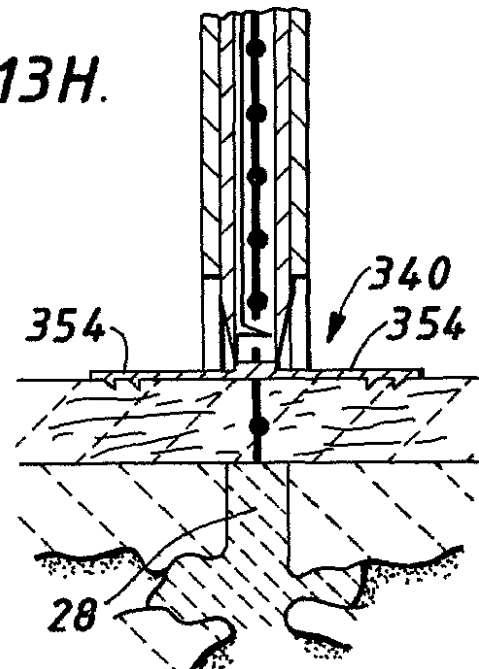
【図13G】

FIG.13G.



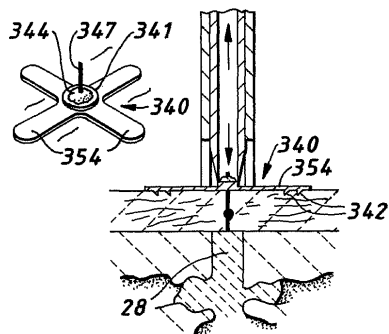
【図13H】

FIG.13H.



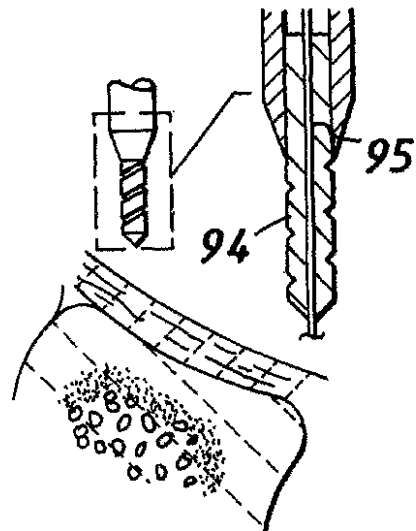
【図13I】

FIG.13I.



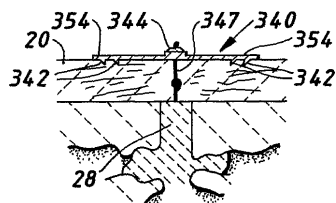
【図14】

FIG.14.

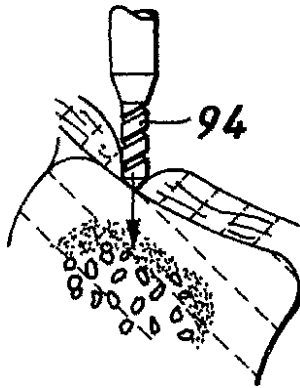


【図13J】

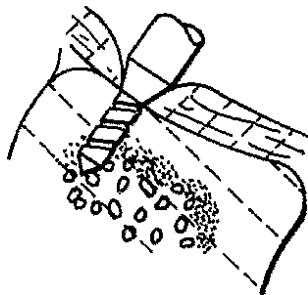
FIG.13J.



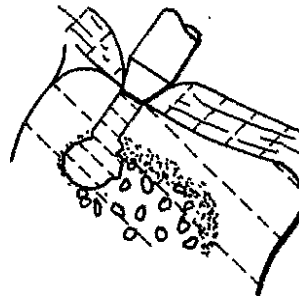
【図14A】

FIG.14A.

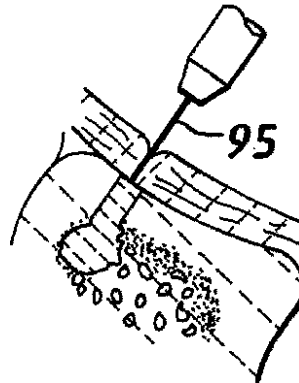
【図14B】

FIG.14B.

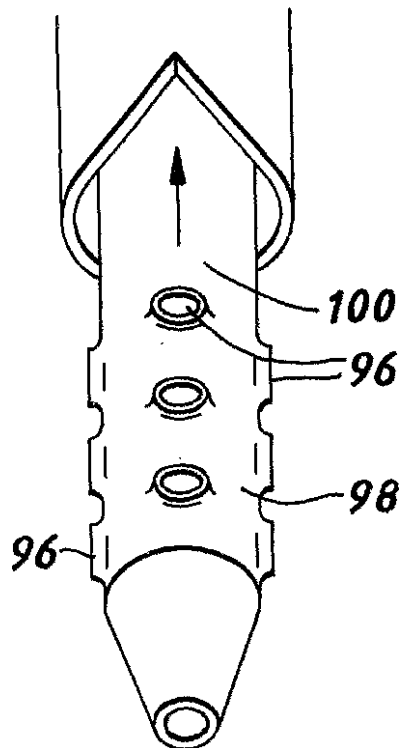
【図14C】

FIG.14C.

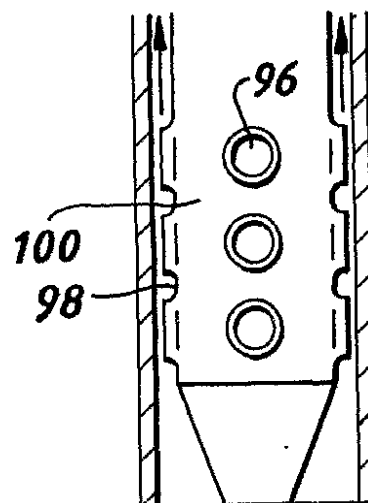
【図14D】

FIG.14D.

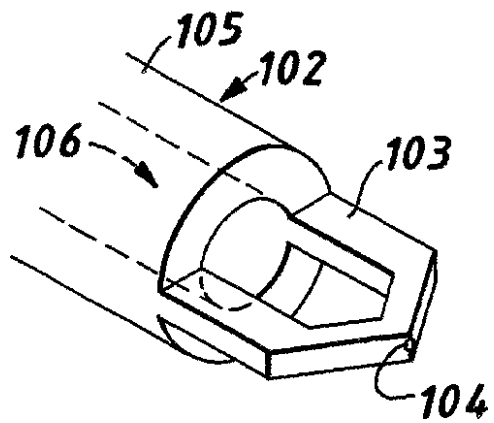
【図15】

FIG.15.

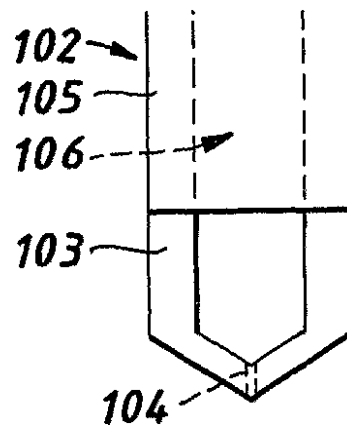
【図15A】

FIG.15A.

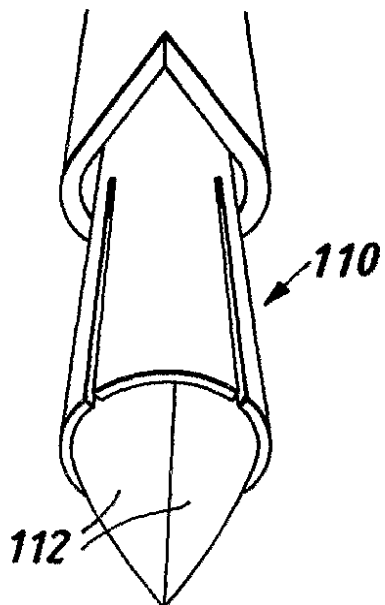
【図16】

FIG.16.

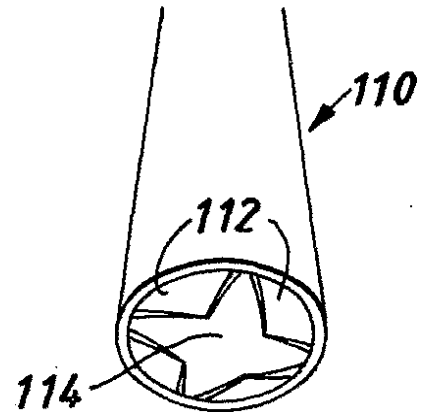
【図16A】

FIG.16A.

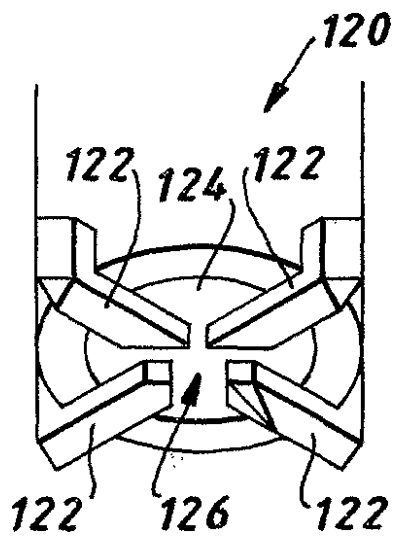
【図17】

FIG.17.

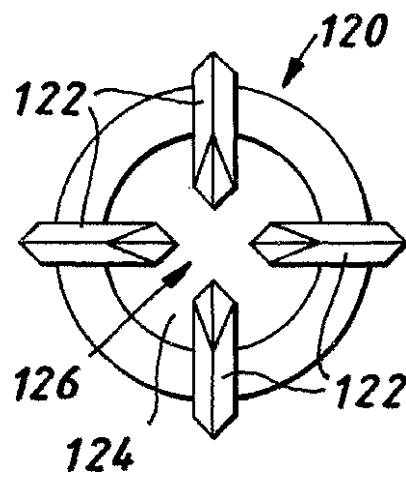
【図17A】

FIG.17A.

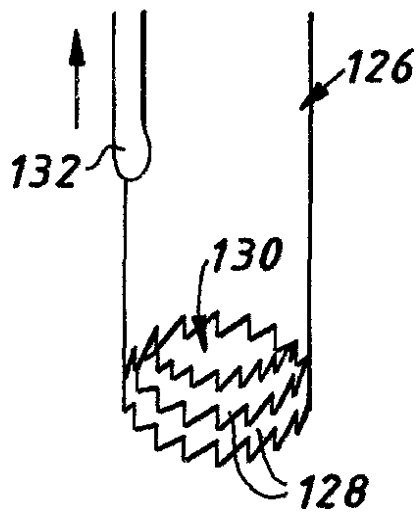
【図18】

FIG. 18.

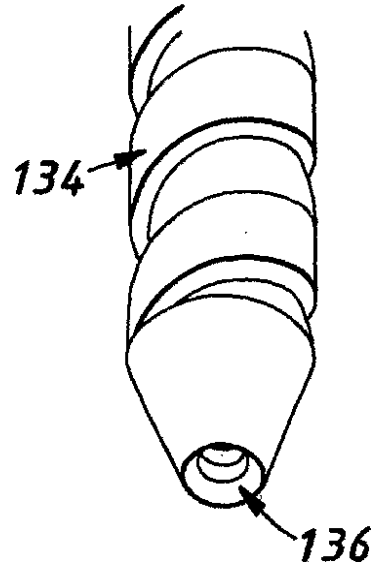
【図18A】

FIG. 18A.

【図19】

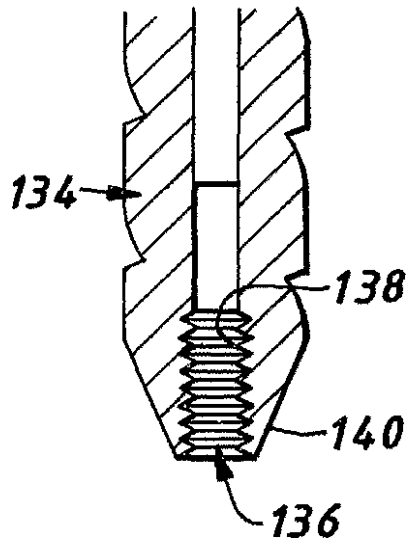
FIG. 19.

【図20】

FIG. 20.

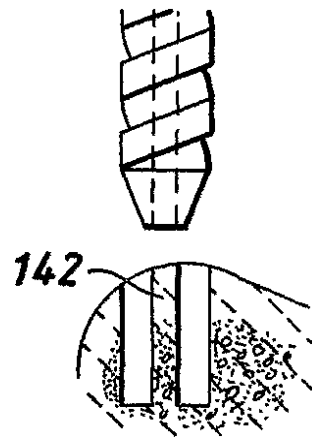
【図20A】

FIG. 20A.



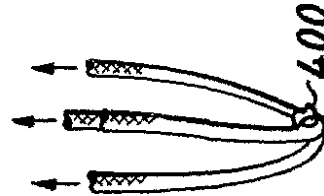
【図20B】

FIG. 20B.



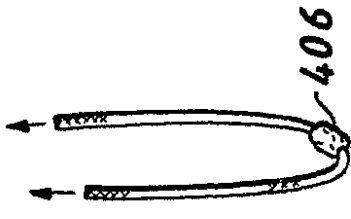
【図21】

FIG. 21.



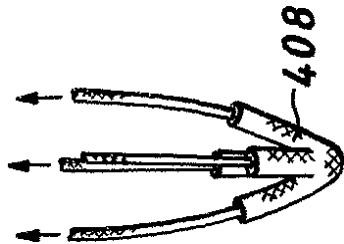
【図21A】

FIG. 21A.



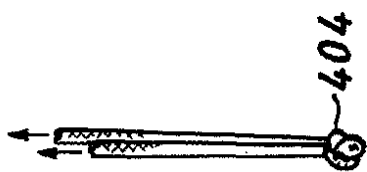
【図21B】

FIG. 21B.



【図21C】

FIG. 21C.



【図21D】

FIG. 21D.



【図21E】

FIG. 21E.

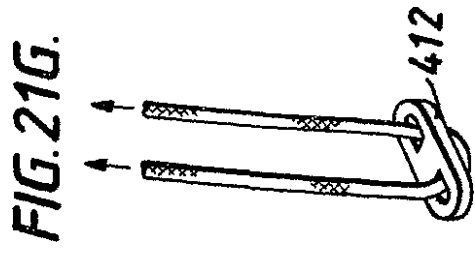


【図21F】

FIG. 21F.



【図 21】



フロントページの続き

- (72)発明者 ジェイムズ、アダム
イギリス、エス・ウェールズ シーエフ72 8ジェイイー、アールシーティー、フォレスト ヒ
ルズ イーエステー、タルボット グリーン、パインウッド ヒル 15
- (72)発明者 リチャードソン、ピーター
アメリカ合衆国、マサチューセッツ 02474、アーリントン、アダムス ストリート 40
- (72)発明者 ハックル、ジェイムズ、ウィリアム
イギリス、ノース ヨークシャー ディーエル 63イーエル、ノーサートン、スウェンビー、
エマーソン クローズ、プリマ ヴィスタ(番地なし)

審査官 津田 真吾

- (56)参考文献 特開平06-063052(JP, A)
特表2001-517961(JP, A)
米国特許第5441502(US, A)
特開昭62-243550(JP, A)
特開平06-327687(JP, A)
特開平07-222752(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 17/00 - 17/04
A61B 17/56 - 17/58

专利名称(译)	外科手术和手术器械		
公开(公告)号	JP4694764B2	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2002504905	申请日	2001-06-22
[标]申请(专利权)人(译)	史密夫和内修有限公司		
申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
当前申请(专利权)人(译)	施乐辉公司		
[标]发明人	ハーヴィーフレイザー ジェイムズアダム リチャードソンピーター ハックルジェイムズウィリアム		
发明人	ハーヴィー,フレイザー ジェイムズ,アダム リチャードソン,ピーター ハックル,ジェイムズ,ウィリアム		
IPC分类号	A61B17/56 A61B17/00 A61B17/04 A61B17/064 A61B17/068 A61B17/16 A61L31/00		
CPC分类号	A61B17/0642 A61B17/00491 A61B17/0401 A61B17/0467 A61B17/0487 A61B17/0644 A61B17/068 A61B17/1637 A61B17/1684 A61B17/8836 A61B2017/005 A61B2017/0404 A61B2017/0409 A61B2017/ /0412 A61B2017/0414 A61B2017/0417 A61B2017/0427 A61B2017/0437 A61B2017/0446 A61B2017/ /0462 A61B2017/0647		
FI分类号	A61B17/56		
审查员(译)	津田慎吾		
优先权	09/604387 2000-06-27 US		
其他公开文献	JP2004500952A5 JP2004500952A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供了一种手术器械和手术方法。在一个方面，开口内的固定装置，包括使材料流过开口以改变材料的状态，使得材料形成将固定装置固定到组织开口的干涉夹，提供。

【図 2 B】

