

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2004-512896

(P2004-512896A)

(43) 公表日 平成16年4月30日(2004.4.30)

(51) Int.Cl.⁷

A 6 1 B 17/28

A 6 1 B 18/00

F I

A 6 1 B 17/28

A 6 1 B 17/36 3 3 0

テーマコード (参考)

4 C O 6 0

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 49 頁)

(21) 出願番号 特願2002-540647 (P2002-540647)
 (86) (22) 出願日 平成13年10月17日 (2001.10.17)
 (85) 翻訳文提出日 平成15年4月17日 (2003.4.17)
 (86) 国際出願番号 PCT/GB2001/004632
 (87) 国際公開番号 W02002/038057
 (87) 国際公開日 平成14年5月16日 (2002.5.16)
 (31) 優先権主張番号 0025427.6
 (32) 優先日 平成12年10月17日 (2000.10.17)
 (33) 優先権主張国 イギリス (GB)

(71) 出願人 500340820
 ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー
 イギリス国、ティーキュー13・7ジェイ
 エックス、サウス・デボン、アシュバート
 ン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス
 (番地なし)
 (71) 出願人 500340853
 ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリー
 ー
 イギリス国、ティーキュー13・7ジェイ
 エックス、サウス・デボン、アシュバート
 ン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス
 (番地なし)
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦

最終頁に続く

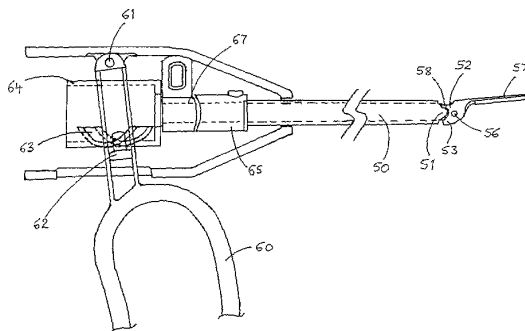
(54) 【発明の名称】 外科用器具の機構

(57) 【要約】

【課題】 外科用器具の機構

【解決手段】 この機構は、長手方向に延出する支持体 (58) の遠位端部にピボット可能にマウントされるジョー (57) を備える外科用器具に適用可能である。ジョーは、付勢管 (50) の遠位端部における隆起部 (51) による、後方において対面するカムフォロワー (52, 53) に対する作用によって作動される。付勢管 (50) の回転は、器具の他方のジョー部材 (21) との作動関係を係合・離脱するジョー (57) のピボットを惹起する。この機構は、手動操作のすべての、または、グリップ型の外科用器具に適用可能であるが、特に、切断および/または凝固用の超音波器具に適している。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

長手方向に延出して器具の長手方向軸を規定する支持手段と、その遠位端部に第 1 のジョー手段を有する 1 つの細長い中央部材と、前記長手方向軸を中心として回転可能な長手方向に延出する付勢手段と、前記支持手段の遠位端部にピボット可能にマウントされた第 2 のジョー手段と、後方で対面するカムフォロワーを含む前記第 2 のジョー手段の作動手段とを有する外科用器具であって、

付勢手段の遠位端部が、前記カムフォロワー手段を適切に支持するとともに、前記付勢手段の回転が、前記第 2 のジョー部材の前記第 1 のジョー部材との作動的関係を係合し、また、離脱する回動を惹起する外科用器具。

10

【請求項 2】

付勢手段が、前記支持手段を同軸に囲む 1 つの付勢管を有する請求項 1 記載の器具。

【請求項 3】

付勢手段の前記遠位端部は、作動手段の対向する表面に接するように配置された少なくとも 1 つの隆起部を備える波状の外形を有する請求項 1 または 2 記載の器具。

【請求項 4】

後方で対面するカムフォロワー手段は、実質的に作動手段の直径的に反対側の対向する部位から延出するとともに、2 つの突起を備え、これらは、前記突起部の 1 つに対する付勢管の 1 つの隆起部の作動が、ジョー手段を切断および / または凝固手段との作動関係にピボットするように作用し、前記突起部の他方に対する隆起部の作動が、前記ジョー手段を前記の作動関係から離脱するように作用するように配置されている請求項 3 記載の器具。

20

【請求項 5】

付勢管の遠位端部は、3 つの隆起部を備えている請求項 3 または 4 記載の器具。

【請求項 6】

付勢管の遠位端部は、前記管の第 1 の配向において 1 つの隆起部が、カラー手段の第 1 の突起に接して位置するように、そして、第 2 の前記突起が、付勢管の隆起部の間にある凹部に位置するように外形が決められる請求項 5 記載の器具。

【請求項 7】

複数の突起は、突起部の間に 1 つの中間湾曲ゾーンを備えるように離間されることができるので、この湾曲ゾーンは、1 つの隆起部と協働して、隆起部の 20 度と 60 度の間の回転移動によって、ジョー手段を開閉位置に移動する請求項 5 または 6 記載の器具。

30

【請求項 8】

付勢管の遠位端部は、単一の隆起部を備えている請求項 3 または 4 記載の器具。

【請求項 9】

突起は、隆起部の 60 度と 180 度の間の回転移動によって、第 2 のジョー部材が開放位置と閉鎖位置の間を移動するように、1 つの中間湾曲ゾーンによって離間されている請求項 8 記載の器具。

【請求項 10】

回転移動は、90 度と 150 度の間、好ましくは、120 度の領域内にある請求項 9 記載の器具。

40

【請求項 11】

付勢手段は、手動操作可能な制御手段、好ましくは、トリガー型の機構に作動的に接続される請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 記載の器具。

【請求項 12】

制御機構は、それが前記付勢手段に一体であるか、作動的に関連する回転手段の一部が螺旋状であるスロット内に係合するようにハウジングにピボット可能にマウントされており、それによって、制御機構の長手方向を指向する移動が、回転手段と付勢手段の回転を惹起する請求項 11 記載の器具。

【請求項 13】

前記回転移動中に付勢手段の長手方向の変位が生じるような補償手段を更に有し、それに

50

よって、隆起部は、作動手段の後方で対面する表面と常時接触したままとなる請求項 1 2 記載の器具。

【請求項 1 4】

近位端部において器具に作動的に接続された超音波振動発生手段と導波管を更に有する請求項 1 ~ 1 3 のいずれか 1 記載の器具。

【請求項 1 5】

超音波振動発生手段が捻れモードの超音波振動を適切に発生する請求項 1 4 記載の器具。

【請求項 1 6】

導波管が、切断および / または凝固手段とともにその遠位端部に設けられる請求項 1 4 または 1 5 記載の器具。

10

【請求項 1 7】

湾曲ゾーンは、ジョー手段が、その移動の一部分においては比較的ゆっくり、移動の他の一部分においては比較的速く移動が発生するような形状に決められる請求項 4 ~ 1 6 のいずれか 1 記載の器具。

【請求項 1 8】

ジョー手段の比較的ゆっくりした移動部分が、凝固のステップを規定する請求項 1 7 記載の器具。

【請求項 1 9】

ジョー手段の比較的速い移動部分が、切断のステップを規定する請求項 1 7 または 1 8 記載の器具。

20

【請求項 2 0】

添付図面を参照して実質的に説明された外科用器具。

【発明の詳細な説明】

【0 0 0 1】

この発明は、外科用器具とその作動機構に関する。排他的にではないが、もっと、特定すれば、それは超音波切断および凝固器具の改良された作動機構に関する。

【0 0 0 2】

この機構は、任意の外科的な器具、特に、開腹用器具に適用することができ、この場合、外科医は、人体の外において、シザース型、ピストル型、或いはトリガー型のグリップを使用して、人体内部の器具の遠位端部において操作用、グリップ用またはクランプ用の機構を作動することができる。それは限定的ではないが特に、超音波的に作動される止血用切断刀と一緒に用いるのに有用である。

30

【0 0 0 3】

この発明は、ここでは便宜上、止血用切断刀との好ましい共用に関して説明されるが、そのようとはこれのみに限定されるものではない。

【0 0 0 4】

そのような切断刀は、GB 特許第 2 3 3 3 7 0 9 B、国際特許出願 P C T / G B 9 9 / 0 0 1 6 2 および P C T / G B 0 0 / 0 1 5 8 0 および U S 特許第 5 , 3 2 2 , 0 5 5 から知られている。

【0 0 0 5】

上に特定された各特許および特許出願は、超音波振動発生手段と、近位端部において前記手段に作動的に接続されており、遠位端部に、切断および / または凝固手段 (c o a g u l a t i n g m e a n s) を備えている導波管を有する外科的器具を記述している。各器具は、超音波的な振動切断および / または凝固手段と接触して処理しようとする人体組織を保持するジョーを備えている。

40

【0 0 0 6】

前記のジョーを作動するために幾つかの異なる付勢機構が採用されているが、これらの機構はすべてが、ジョーの一部においてこれを押したり引いたりするレシプロ付勢手段を形成しており、付勢手段は、ユーザーが器具を手動で動かすことによって制御されている。このことは、ジョーの移動に充分正確で微妙な制御を行うことができないことが判明して

50

いる。これらの機構は、柔らかい人体組織を精妙に取り扱うことを達成するよりもむしろ、人体組織を切断および／または凝固手段に対して堅くクランプすることに大きく焦点を合わせている。

【0007】

したがって、ジョーと超音波によって作動する切断および／または凝固手段を有する超音波外科器具を提供することがこの発明の一目的であり、この発明においては、切断および／または凝固手段に対するジョーの移動が正確に、そして、精密に制御される。

【0008】

この発明によれば、長手方向に延出して器具の長手方向軸を規定する支持手段と、その遠位端部に第1のジョー手段を有する1つの細長い中央部材と、前記長手方向軸を中心として回転可能な長手方向に延出する付勢手段と、前記支持手段の遠位端部にピボット可能にマウントされた第2のジョー手段と、後方で対面するカムフォロワーを含む前記第2のジョー手段の作動手段とを有する外科用器具が提供され、付勢手段の遠位端部が、前記カムフォロワー手段を適切に支持するとともに、前記付勢手段の回転が、前記第2のジョー部材の前記第1のジョー部材との作動的関係を係合し、また、離脱する回動を惹起するように構成される。

10

【0009】

好ましくは、付勢手段が、前記導波管と前記支持手段を同軸に囲む1つの付勢管を有する。

【0010】

好ましくは、付勢管の前記遠位端部は、作動手段の対向面と接して配置される少なくとも1つの隆起部を備える波型の外形を有する。

20

【0011】

付勢管の前記遠位端部は、奇数の、理想的には3つの隆起部を具備する。

【0012】

後方で対面するカムフォロワーの突起は、作動手段の直径的に反対側の2点から延出することができ、前記突起部の1つに対する付勢管の1つの隆起部の作動が、ジョー手段を切断および／または凝固手段との作動関係にピボットするように作用し、前記突起部の他方に対する隆起部の作動が、前記ジョー手段を前記の作動関係から離脱するように作用する。

30

【0013】

オプションによって、付勢管の前記遠位端部と作動手段の対向面は、ジョー手段の連続的な変位の間に滑らかな遷移を生じさせるために協働するように外形が設定される。

【0014】

付勢管の遠位端部は、前記管の第1の配向において1つの隆起部が、カラー手段の第1の突起に接して位置するように、そして、第2の前記突起が、付勢管の隆起部の間にある凹部に位置するように外形が決められる。

【0015】

前記隆起部と突起は、付勢管の任意の回転運動に対して制御可能なピボット運動を発生するように協働する形状とすることができる。

40

【0016】

この場合、前記の複数の突起は、突起部の間に1つの中間湾曲ゾーンを備えるように離間されることができるので、この湾曲ゾーンは、1つの隆起部と協働して、隆起部の20度と60度の間の回転移動によって、ジョー手段を開閉位置に移動する。

【0017】

1つの代替具体例においては、付勢管の遠位端部は、1つの付勢隆起部を備えることが可能である。

【0018】

この場合、前記突起は、前記突起の間に1つの中間的な湾曲ゾーンを備えるように離間されることができるので、湾曲ゾーンは、前記1つの隆起部と協働して、隆起部の60度と

50

180度の間、好ましくは、90度と150度の間の回転移動によって、オプションによっては120度の回転移動によって開閉位置に移動する。

【0019】

この湾曲ゾーンは、ジョー手段が、その移動の一部分においては比較的ゆっくり、移動の他の一部分においては比較的速く移動が発生するような形状に決めることができる。

【0020】

ジョー手段の移動の比較的ゆっくりした部分は、凝固のステップを規定する。

【0021】

ジョー手段の移動の比較的速い部分は、切断のステップを規定する。

【0022】

別の具体例においては、2つの隆起部によって作動される唯一の突起が存在することができ、90度と120度の間、好ましくは120度の隆起部の回転移動によって、開閉位置の間におけるジョー手段の移動を制御することができる曲率を備える隆起部相互間のゾーンが設けられる。

【0023】

付勢管は、手動で作動される制御手段に作動的に接続されることができる。

【0024】

この制御手段は、回転位置には無関係に、隆起部と作動カラー手段の間の実質的な連続接触を可能にする手段を含むことができる。

【0025】

有利なことには、前記の手動操作が可能な制御手段は、トリガータイプの機構またはシザー状の機構を有する。

【0026】

そのようなトリガー型の機構は、それが前記付勢管と一体の、または、これと作動的に関連する1つの回転手段の部分的な螺旋状スロット内に係合するように、ハウジングに軸動可能にマウントされ、それによって、トリガー手段の長手方向の移動が、前記回転手段と付勢管の回転とを引き起こす。

【0027】

この回転手段は、部分的なシリンダー状スロット内に係合する部分的なシリンダー状延出部材によって軸支されており、前記スロットは、その主要本体と半島状 (peninsular) の円環の間の前記ハウジングの隔壁 (bulkhead) 手段中に規定され、前記円環は支持手段に接続されている。

【0028】

好ましくは、前記切断および/または凝固手段は、器具の目的に適切であるように、人体組織を適切に切断し、分離し、および/または、凝固する断面形状を備えており、ジョー手段は、前記切断および/または凝固手段に対面する表面を備えており、前記切断および/または凝固手段は、前記の表面を補完する形状を具備している。

【0029】

好ましくは、前記支持手段の遠位端部は球の一部としての外側に向かう形状を呈する。

【0030】

この作動手段は、そのような補完的な形状を呈するので、前記の球の部分は、その移動案内として機能する。

【0031】

この器具は、その近位端部において、器具に作動的に接続され、その遠位端部に切断および/または凝固手段を設けた超音波振動発生手段と導波管を備えている。

【0032】

1つの好ましい具体例においては、超音波振動発生手段は、長手方向モードの超音波振動を適切に発生する。

【0033】

この発明の諸具体例を例示を介して添付図面を参照しつつより特定して説明する。

10

20

30

40

50

【0034】

添付図面に戻り、特に図1を参照すると、この具体例においては、超音波振動用の（図示しない）導波管またはその他の細長い部材を受け入れる大きさの細長い中空シリンダー2を備える支持管1が示されている。この支持管1は、その長さに沿う（図示しない）スプーサーによって、超音波振動から絶縁されている。好ましい具体例においては、ねじれモード（torsional mode）の超音波振動が用いられるが、器具は、長手方向モードの振動を均等に良好に利用することができる。

【0035】

支持管1の遠位端部4は、シリンダー壁の厚み部分5を備えており、この厚み部分5の外側表面は、球面部分を有する。ピボット点6は、（この図には示さない）ジョーアセンブリーをピボット可能に取り付けるために厚み部5の直径上で対向する2つの位置に設けられる。 10

【0036】

図2、3Aおよび3Bは、支持管1のシリンダー2を受け入れるように大きさが決められた細長い中空のシリンダー8を有する付勢管7を示す。この付勢管7は、管7の近位端部において手動操作のトリガー手段の制御の下に支持管1に対して回転することができ、付勢管7の遠位端部10は、3つの対称に配置された隆起部11、12、13を支持している。

【0037】

ジョー機構14とその作動用コンポーネントが、図4～図7に示されている。ジョー機構の固定された機能的な部分は、器具の長手方向軸15に沿って造形された切断および凝固部材中に終わる導波管の遠位端部を有する。 20

【0038】

機構の可動で受動的な部分は、ジョーアセンブリー16を有し、この内部にジョーアーム17がマウントされており、前記アームは、器具の長手方向軸15から離間して作動カラー18に向かっている。前記カラーそれ自身は、直径上で対向する2つのピボット点6において支持管1にマウントされているので、2つの端部点の間で揺動したり揺れたりすることができる。カラー18は、その内面が、支持管1の球状厚み部分5の表面に対応する形状を呈する。カラー18は、180度離間し、それぞれがピボット点6に対して90度をなして設けられ、そして、付勢管7の隆起部11、12、13および前記隆起部の間の 30
スペースと適切に協働する後方直近で対面するカムフォロワーの突起19、20を支承する。

【0039】

図4、5に示す位置においては、付勢管7の第2の隆起部12が、カラー18の第2の突起20と接しており、カラー18の隣接部分を遠位に付勢し、それによって、ジョーアセンブリー16をピボット点6を中心に揺動させるので、ジョーアーム17は、長手方向軸15から離間される。図5から明らかなように、第1の突起19は、付勢管7の第1と第3の隆起部11、13の間に位置している。

【0040】

付勢管7が時計方向に約60度だけ回転されると、図6、7の位置となる。付勢管7の第1の隆起部11は、カラー18の第1の突起19と係合し、それによって、カラー18の隣接部分を遠位に移動させる。ジョーアセンブリー16は、こうして、ピボット点6を中心として揺動するので、ジョーアーム17は、長手方向軸15に接近する。軸15に沿って配置される切断および凝固器具の形と、ジョーアーム17に取り付けられた接触表面とは、それらがこの位置において接触するか、これに近いような形態である。 40

【0041】

付勢管7の隆起部12は、カラー18の第2の突起20を完全に動かしており、前記突起20は、今や第2の隆起部12と第3の隆起部13の間にある。

【0042】

付勢管7が次いで約60度だけ反時計方向に回転されると、図4、図5に示す位置が再現 50

され、ジョーアーム 17 は、「開放」位置に角度変位する。

【0043】

1つの代替操作システムにおいては、付勢管 7 が更に同じ時計方向に回転されることができ、そのような挙動は第 1 の隆起部 11 を第 1 の突起 19 から動かし、第 3 の隆起部 13 が、第 2 の突起 20 と接し、ジョーアセンブリー 16 は図 4、図 5 に示す「開放」位置に復帰する。

【0044】

明らかなことであるが、もしも、3つの等角度に離間された隆起部が存在すれば、付勢管が、時計方向または反時計方向へ 60 度だけどちらの向きに回転しても、カラーを一方の端部から他方の端部に揺動して、それによって、ジョーを開閉する。

10

【0045】

誰にも明らかなように、ジョーアセンブリー 16 のピボット運動の正確な速さは、付勢管 7 の回転速度のみならず、隆起部 11、12、13 の形状にも依存している。この形状を適当に選択することによって、図 4、5 に近い位置にあるとき、比較的低速で制御された運動を発生することができ、このポイントにおいて、柔らかい人体組織をジョーと切断および凝固器具の間でグリップすることが可能である。計画された切断部の両側のエリアの凝固が既に完了して、ジョーがまさに血管を切断しようとするときの図 6、7 の位置に近い場合は、より速い運動が好ましい。短時間の鋭利な切断の局面の後に続く凝固局面の間の長い停止時間を設定することが有利である。

【0046】

ジョーアセンブリーの代替具体例が図 8 ~ 10 に示されている。この場合は、付勢管 7 の単一の隆起部 44 が、180 度以下の角度差だけ離間された 2 つの突起 45、46 を備えるカラーに適切に作用する。実際、突起 45、46 の間隔は、付勢管 7 が、カラーに作用してジョーを開放状態から閉鎖状態、またその逆の移動をさせるために、ほんの 20 度だけ回転すれば済むような間隔である。好ましい回転角度は、25 度と 35 度の間である。この構造体は図 8、9 に示されており、この場合、単一の隆起部 44 は、ジョーが長手方向軸 15 に対して約 45 度開くように突起 45 に作用するとともに、回転して突起 46 に接触するように移動されることができ、ジョーは点 47 を中心にピボットして閉じられる。

20

【0047】

しかしながら、カラーと突起との間の湾曲表面は、ジョーの諸部材とジョーの移動に加えられる力との間の接触速度を決定するように形成することができる。図 8 は、円形そのものである接触エリアを示しており、付勢管 7 の回転は、この回転とジョーの移動の間の実質的にリニアな相互関係を生じるであろう。すなわち、付勢管 7 の回転運動の midpoint において、ジョー部材 17 は、長手方向軸に対して 22.5 度をなす開放位置と閉鎖位置の間にある。この対称性は、図 10、11 に見るように変化することができる。図 10 においては、カラーが放物湾曲線を備えているので、ジョー部材は中間点において長い停止時間を生じる。

30

【0048】

図 11 は、好ましい構造体を示し、この場合は、隆起部 44 が、先ず、突起 45 に接触し、このときジョー 47 は長手方向軸に対して約 45 度をなしている。隆起部 44 の回転運動は、次に、カラーの急速な移動を引き起こすのでジョーは、長手方向軸 15 に対して約 22.5 度になる。カラーの表面は、その後で、凝固の局面が続く間ジョーが極めて緩慢に閉じ、突起 46 によって最後の急速な閉鎖が惹起されて終わるように湾曲されている。

40

【0049】

このように、血管の凝固は、予定の切断ポイントの両側において比較的ゆっくりと行なわれ、その後、突然急速に切断が行なわれる。このシステムは、次いでより弛緩したリリース形態に引っ込む。外科医は、ハンドグリップ部における微小な圧力に係わりあう必要はない。なぜならば、トリガーを単純に引くだけで処理面に事前に選択された圧力の変化度合いを生じるからである。

50

【 0 0 5 0 】

図 1 2 からわかるように、ジョー 1 7 は、この場合は、超音波的に振動される固定された第 1 ジョー部材またはアンビル 2 1 と適切に協働する。このアンビル 2 1 は、比較的鋭い中央突出部 2 3 と、その両側にある比較的丸みを帯びた凝固用縁部 2 4 を備えている。

【 0 0 5 1 】

図 1 3 ~ 1 5 を参照すると、これらには、器具の好ましい手動操作の形態が図示されている。ハウジング 2 8 の壁内の開口部に隣接するピボット点 2 9 には、トリガー型のハンドル 2 7 がハウジング 2 8 の近位端部にマウントされている。このハンドル 2 7 は、ピボット点 2 9 を越えて延出し、回転部材 3 2 の内部において、一部が螺旋状のスロット 3 1 に係合するピン 3 0 に接続されている。このシリンダー状回転部材 3 2 は、一部がシリンダー状である延出部 3 3 によって回転されるように支持されており、前記延出部 3 3 は、ハウジング 2 8 の隔壁 3 4 内の一部がシリンダー状であるスロット 3 5 内で適切に協働する。この隔壁はまた、導波管 4 2 を収容するために中心アパーチャ 3 6 を備えている。

10

【 0 0 5 2 】

回転部材の延出部 3 3 は、符号 3 7 の部分において、外側の付勢管 7 に接続されており、その一方において、内側の支持管 2 が、一部が独立した部分 3 8 において、一部がシリンダー状であるスロット 3 5 によって本体とは別に隔壁 3 4 に直接接続されている。内側部分 3 8 と隔壁 3 4 の本体との間のこの一部がシリンダー状であるスロット 3 5 は、一部がシリンダー状の延出部 3 3 が、スロット 3 5 の一端部から他端部まで最大 6 0 度まで回転移動することが可能な大きさに決められる。上に説明したように、或る具体例においては、付勢管 7 は角度にして 6 0 度移動する必要があるが、他の具体例においては、僅かに 2 0 度であり、この場合はスロットが短い。

20

【 0 0 5 3 】

トリガー 2 7 を動かすと、ピン 3 0 が一部が螺旋状のスロット 3 1 の内部でほぼ一端部から他端部に移動し、それによって、回転部材 3 2 と付勢管 7 を回転し、上に説明したようにその遠位端部ににおける機能を発揮する。自明のことであるが、トリガー 2 7 の復帰移動は付勢管 7 の回転運動を逆転する。

【 0 0 5 4 】

ハウジング 2 8 とスリーブ 2 および 7 は、部位 4 0 において、超音波振動発生機 4 1、そのハウジング 4 3、および導波管 4 2 から取り外すことができるので、これらの諸部材はそうすることを望むならば、各回毎の使用後に廃棄することができる。

30

【 0 0 5 5 】

ジョーと切断および凝固器具の多様な形態が、この発明のジョー機構に関連して適切に用いることができ、それらのうちの或るものが、G B 特許第 2 3 3 3 7 0 9 B に記載されている。好ましい 1 つの特別な形態を図 1 2 を参照してもっと詳しく説明する。

【 0 0 5 6 】

導波管の 1 端部が、2 つの比較的丸みを帯びた凝固部材 2 4 を両脇に有する 1 つの鋭角の切断部材 2 3 を備える操作表面 2 2 を持つ切断および / または凝固器具 2 1 としての形態をなしている。

【 0 0 5 7 】

ジョーアーム 1 7 は、操作表面 2 2 の形状を補完する形状を持つ接触表面 2 5 を備えている。

40

【 0 0 5 8 】

この接触表面 2 5 は、上に述べたジョー機構の操作によって、柔らかい人体組織、例えば、血管が両表面 2 2、2 5 の間に保持される態様で、操作表面 2 2 に向かって下降される。捻れモードの超音波振動が器具 2 1 に伝わると中央突起部である部材 2 3 が、接触表面 2 5 の対応部分に向かって作用し、血管を切断し、他方においては、丸みを備える部材 2 4 が、接触表面 2 5 に向かって作用して、人体組織を凝固させるとともに、部材 2 3 がそれを切断する部位の両側において血管をシールする。

【 0 0 5 9 】

50

上記のように、図 8 ~ 図 11 に示す構造体は、2つの表面 22、25 が、制御された態様で合体されて、血管がシール前に損傷されることを回避する。図 11 に関連して説明されたジョー機構は、作動カラーが、2つの表面が互いに向かってゆっくりと接近する間は比較的長い凝固時間が生じ、2つの表面が接触するときは、短い切断時間を生じるような形状に決めることができる。

【0060】

図 16 を参照すれば、ここには、付勢管が唯一の隆起部を備えるこの発明の好ましい 1 具体例が示されている。付勢管またはスリーブ 50 と一体化されている単一の隆起部 51 は、第 2 のジョー部材 57 を作動するために、追従突起 52、53 を有する後方の 2 つの対向カムのどちらか一方に作用することができる。この第 2 のジョー部材は、部位 56 において支持管の一方の端部部材 58 に向かってピボットされる。

10

【0061】

図 17 C、18 C、および 19 C を参照すると、図 17 C に示す中間位置において、隆起部 51 が、突起 52、53 とは別の湾曲面 59 と接していることがわかる。図を明瞭にするために、隆起部 51 と表面 59 の間には小間隙部が示されている。実際は、隆起部 51 が四六時中表面 59 と接したままであることが重要である。

【0062】

図 18 C からわかるように、付勢管 50 の（近位端部から遠位端部を眺めた）時計方向の回転は、隆起部 51 の突起 53 との接触を生じ、ジョー 57 が部位 56 を中心にピボットして開放位置に移ることを促す。

20

【0063】

同様に、図 19 C に示すように、付勢スリーブ 50 の反時計方向の回転は、隆起部 51 が他方の突起 52 との接触を生じ、ジョー 57 を閉鎖位置にピボットする。上記のこれら 3 つの図において、第 1 のジョー部材またはアンビルは示されていない。その理由は、これが第 2 のジョー 57 の作用には無関係な幾つかの形態のうちの任意の 1 つを取ることができるからである。

【0064】

付勢管 50 の回転は、トリガー 60 の変位によって達成されることができ、前記トリガー 60 は、トリガー 60 を近位方向に引くと、管 50 の反時計方向の回転が生じ、それによってジョー 57 の閉鎖が発生するとともに、他方においては、トリガー 60 を遠位方向に向

30

かって押すと、管 50 の時計方向への回転が生じてジョー 57 を開放するような態様でピボット部位 61 を中心にピボットされる。この回転は、回転可能なバレル 64 中の一部が螺旋状をなすスロット 63 内に係合する付勢ねじ 62 によって達成される。このスロット 63 は、バレル 64 の外周部を約 120 度に亘って囲むように延出している。

【0065】

図 17 A、18 A、および 19 A からわかる通り、トリガー 60 の長手方向の変位によって惹起される（これらの図には示さない）付勢ねじのピボット変位が、バレル 64 の図示のような回転を惹き起こす。このバレル 64 は、付勢管 50 に接続されて回転するが、付勢管 50 は、以下に説明するように、バレル 64 に対して長手方向に小規模の変位を行うことができる。

40

【0066】

上記のように、隆起部 51 が湾曲表面 59、および / または、突起 52、53 と常時接触したままであることは、器具の円滑な作動にとって重要である。もしも、隆起部 51 と湾曲表面 59 が両方とも管 50 の軸を中心に更に湾曲しているならば、これらの間の接触点の軌跡は、0.25 mm と 1 mm の間の穏やかな振幅曲線であり、また、もしも、ジョー部材 57 が、隆起部 51 の作用部位から離間した部位 56 を中心にピボットするならば、このことは付勢管 50 の直接的な回転によっては達成されることができない。したがって、付勢管 50 の近位端部に 1 つの補完的なカムカラー 65 が設けられる。これは、後方で向き合う 1 対のカムフォロワー 66 を備えており、図 17 B、18 B、19 B にもっと詳

50

しく示されている。バレル 6 4 に回転可能に接続された付勢管 5 0 は、固定部材 6 7 内のシリンダー状のアーチャーを通過している。固定部材 6 7 は、遠位に向くカム表面 6 8 を有し、カム表面 6 8 とカラー 6 5 のカムフォロワー 6 6 の間の湾曲率は、付勢管 5 0 の 0.25 mm と 1 mm の間の移動が、付勢管 5 0 の各回転の端部位置と中間位置の間において達成されるような曲率である。

【0067】

図 17 B に示されるように、1 つの中間位置においては、実際には、表面 6 6 と 6 8 の間には間隙部は存在しない（簡単化のために 1 つだけが示されているが）。付勢管 5 0 は、バレル 6 4 の回転によって回転されるので、管 5 0 に固定されているカラー 6 5 は、カムフォロワー 6 6 のどちらか一方を固定湾曲表面 6 8 に接触させ、付勢管 5 0 を遠位方向に付勢する。このことは、付勢管 5 0 の遠位端部において、隆起部 5 1 が、ジョー 5 7 の開閉の最終段階にある間、突起 5 2 または 5 3 のどちらかと接触したままになることを確実にする。このことによって、どここの場所にも引っかかることのないジョー 5 7 の円滑な移動が保証される。

10

【図面の簡単な説明】

【図 1】

器具の支持手段の遠位端部の断面図。

【図 2】

器具の付勢管の遠位端部の正面図。

【図 3 A】

図 2 の付勢管の遠位端部の断面図。

20

【図 3 B】

図 3 A と同様な図。

【図 4】

ジョーが、器具の長手方向軸から離間された位置にある、開放状態におけるジョー機構の遠位端部の正面図。

【図 5】

図 4 のジョー機構の平面図。

【図 6】

ジョーが、器具の長手方向に近い位置にある、閉じた状態におけるジョー機構の正面図。

30

【図 7】

図 6 のジョー機構の平面図。

【図 8】

開放状態におけるジョー機構の別の具体例の遠位端部の正面図。

【図 9】

図 8 のジョー機構の平面図。

【図 10】

付勢管と作動カラーの間の可能な接触エリアの断片的な図。

【図 11】

付勢管と作動カラーの間の可能な別の接触エリアの断片的な図。

40

【図 12】

この発明と一緒に用いるのに特に適切な 1 つのジョー部材と切断および / または凝血器具の断片的な斜視図。

【図 13】

器具の近位端部の長手方向断面図。

【図 14】

ジェネレータと導波管を取り外した近位端部ハウジングの平面図。

【図 15】

図 14 の A - A 線に沿う断面図。

【図 15 A】

50

わかりやすく別途に示す回転部材。

【図 1 6】

器具の好ましい具体例の概略的な長手方向断面図。

【図 1 7 A】

ジョー部材が 1 つの中間的な位置にあるときの図 1 6 の器具の回転部材の断片的な正面図。

【図 1 7 B】

ジョー部材が 1 つの中間的な位置にあるときの補完的なカム構造体の断片的な正面図。

【図 1 7 C】

ジョー部材が 1 つの中間的な位置にあるときの図 1 6 の器具の遠位端部の断片的な正面図 10

【図 1 8 A】

ジョー部材が 1 つの開放位置にあるときの図 1 6 の器具の回転部材の断片的な正面図。

【図 1 8 B】

ジョー部材が 1 つの開放位置にあるときの補完的なカム構造体の断片的な正面図。

【図 1 8 C】

ジョー部材が 1 つの開放位置にあるときの図 1 6 の器具の遠位端部の断片的な正面図。

【図 1 9 A】

ジョー部材が 1 つの閉じた位置にあるときの図 1 6 の器具の回転部材の断片的な正面図。

【図 1 9 B】

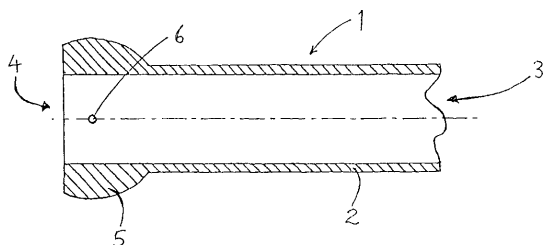
ジョー部材が 1 つの閉じた位置にあるときの補完的なカム構造体の断片的な正面図。

【図 1 9 C】

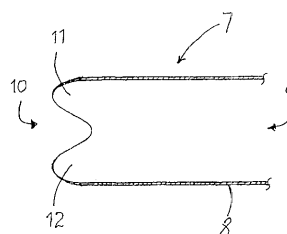
ジョー部材が 1 つの閉じた位置にあるときの図 1 6 の器具の遠位端部の断片的な正面図。

20

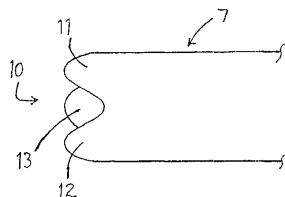
【図 1】



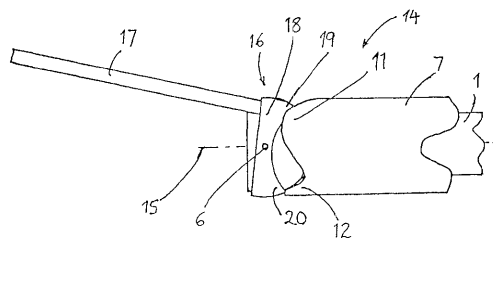
【図 3 B】



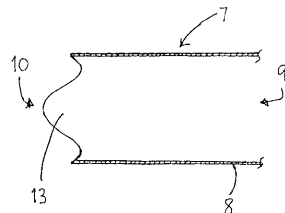
【図 2】



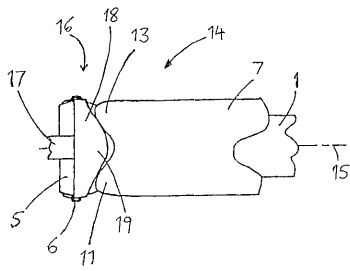
【図 4】



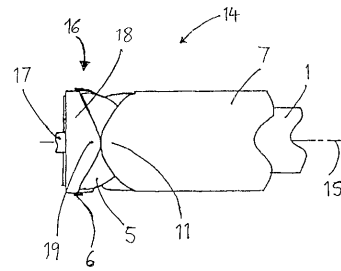
【図 3 A】



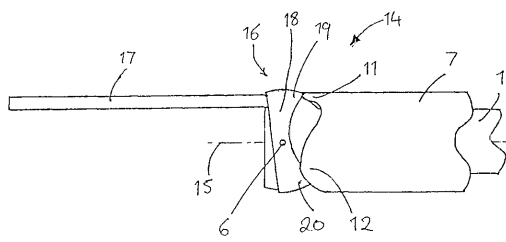
【図 5】



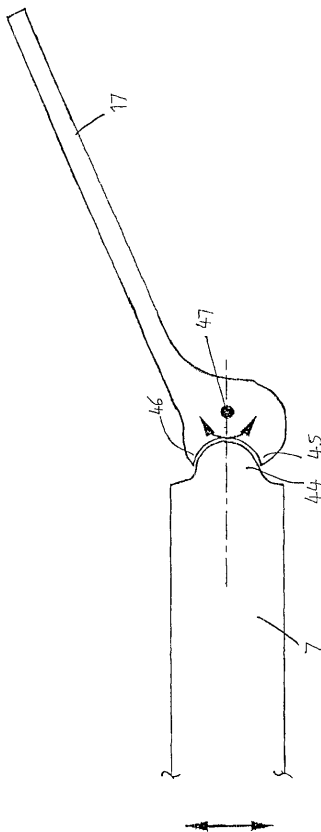
【図 7】



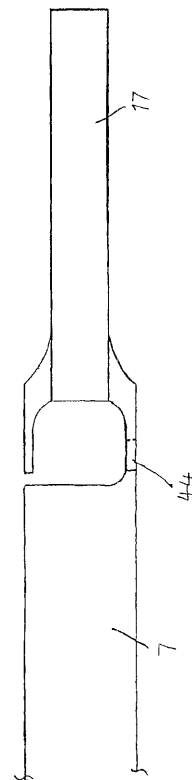
【図 6】



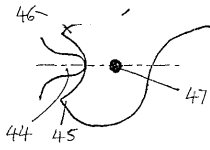
【図 8】



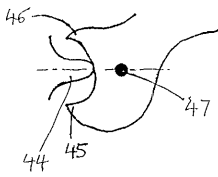
【図 9】



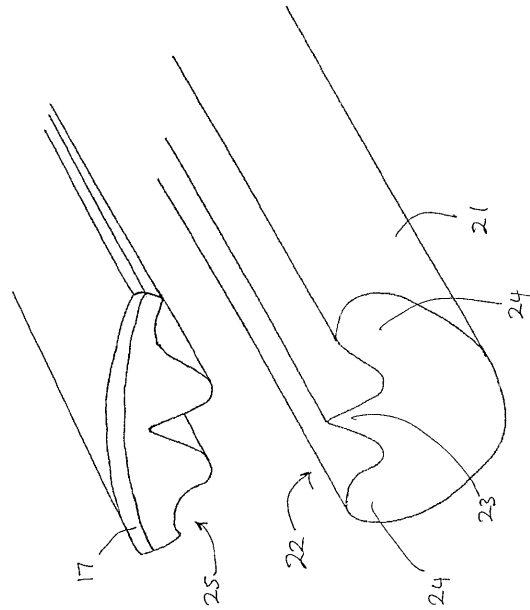
【図 10】



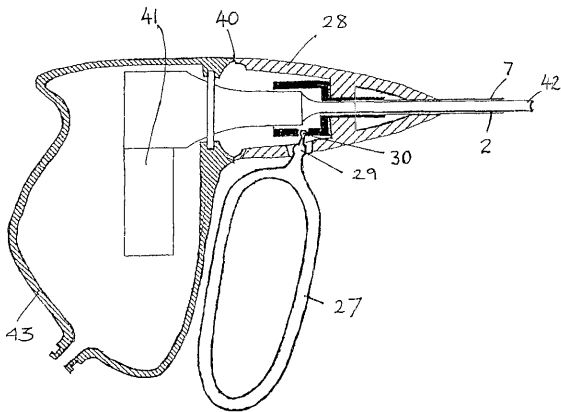
【図 11】



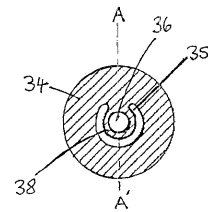
【図 12】



【図 13】



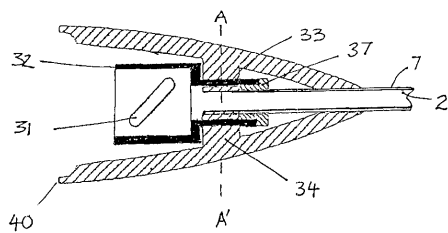
【図 15】



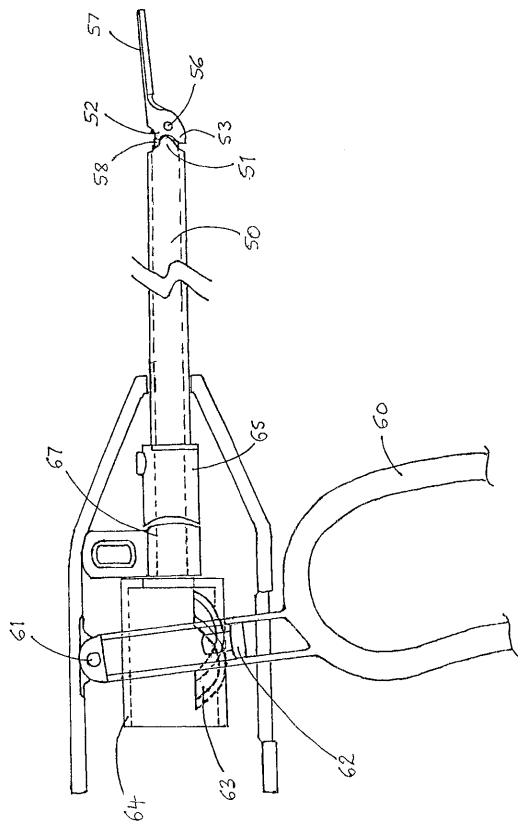
【図 15 A】



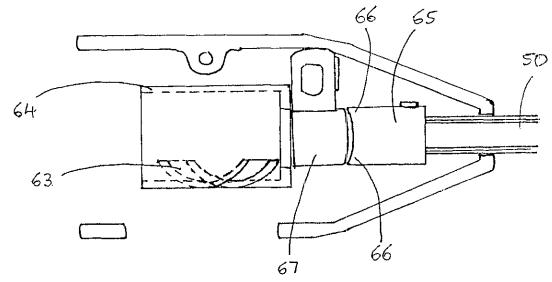
【図 14】



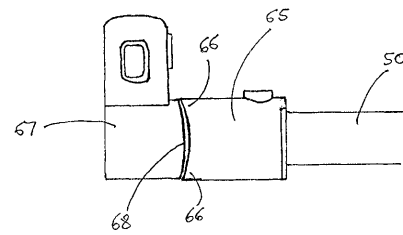
【図 16】



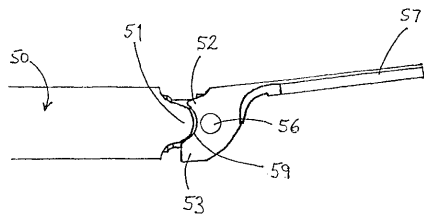
【図 17 A】



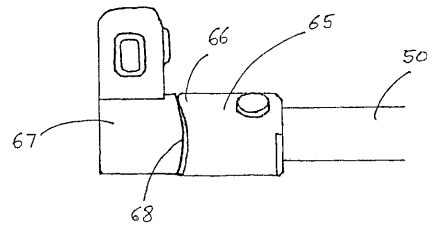
【図 17 B】



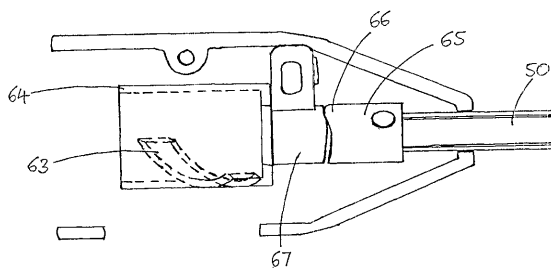
【図 17 C】



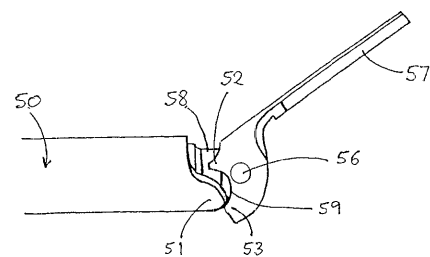
【図 18 B】



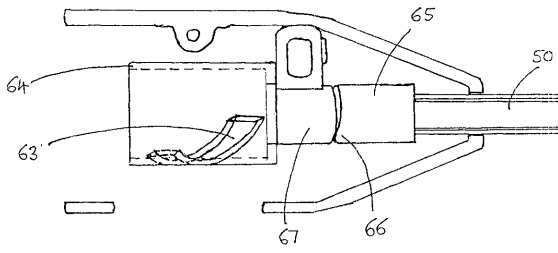
【図 18 A】



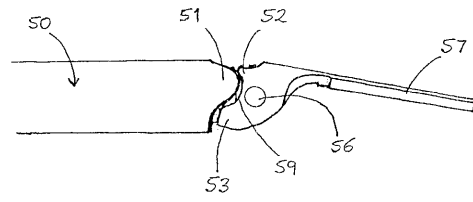
【図 18 C】



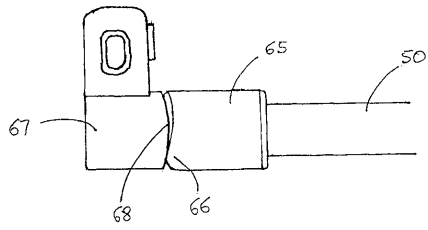
【 ㊦ 1 9 A 】



【 図 1 9 C 】



【 ㊦ 1 9 B 】



【国際公開パンフレット】

(12) INTERNATIONAL APPLICATION PUBLISHED UNDER THE PATENT COOPERATION TREATY (PCT)

(19) World Intellectual Property Organization
International Bureau(43) International Publication Date
16 May 2002 (16.05.2002)

PCT

(10) International Publication Number
WO 02/38057 A1(51) International Patent Classification: A61B 17/28,
17/32, 18/14

(21) International Application Number: PCT/GB01/04632

(22) International Filing Date: 17 October 2001 (17.10.2001)

(25) Filing Language: English

(26) Publication Language: English

(30) Priority Data:
0025427.6 17 October 2000 (17.10.2000) GB

(71) Applicants and

(72) Inventors: YOUNG, Michael, John, Radley [GB/GB];
Brenridge House, Brenridge, Ashburton, South Devon
TQ13 7JX (GB); YOUNG, Stephen, Michael, Radley
[GB/GB]; Brenridge House, Brenridge, Ashburton,
South Devon TQ13 7JX (GB).(81) Designated States (national): AE, AG, AL, AM, AT, AU,
AZ, BA, BB, BG, BR, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU,
CZ, DE, DK, DM, DZ, EE, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM,
HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KP, KR, KZ, LC, LK,
LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX,
MZ, NO, NZ, PL, PT, RO, RU, SD, SE, SG, SI, SK, SL,
TJ, TM, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VN, YU, ZA, ZW.(84) Designated States (regional): ARIPO patent (GH, GM,
KE, LS, MW, MZ, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZW), Eurasian
patent (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), European
patent (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE,
IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR), OAPI patent (BF, BI, CF,
CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD,
TG).

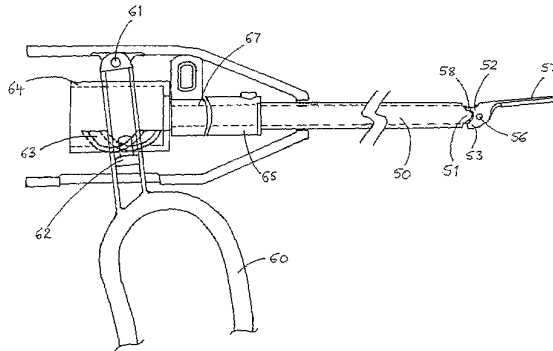
Published:

— with international search report

For two-letter codes and other abbreviations, refer to the "Guidance Notes on Codes and Abbreviations" appearing at the beginning of each regular issue of the PCT Gazette.

(74) Agent: GREGORY, Timothy, Mark; 26 Cyril Street,
Northampton NN1 5EL (GB).

(54) Title: SURGICAL TOOL MECHANISM



(57) Abstract: The mechanism is applicable to a surgical tool which has a jaw (57) pivotably mounted to a distal end of a longitudinally extending support (58). The jaw is operated by action on a rearwardly facing cam follower (52, 53) by a lobe (51) on the distal end of an actuating tube (50). Rotation of the actuating tube (50) causes pivoting of the jaw (57) into and out of operative relationship with another jaw member (21) of the tool. The mechanism may be applied to any manipulative or gripping type of surgical implement, but is particularly applicable to ultrasonic tools adapted for cutting and/or coagulating.

WO 02/38057 A1

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

SURGICAL TOOL MECHANISM

The present invention relates to a surgical tool, and to a mechanism for its operation. More particularly, but not exclusively, it relates to an improved mechanism for operating an ultrasonic cutting and coagulating tool.

The mechanism is applicable to any surgical tool, particularly a laparoscopic tool where the surgeon may use a scissors-type, a pistol or trigger type grip outside the body to operate a manipulative, gripping or clamping mechanism at a distal end of the tool within the body. It is particularly, but not exclusively, useful for use with ultrasonically operated haemostatic cutting tools.

The invention will be described herein, for convenience, with respect to a preferred use with a haemostatic cutting tool, but its use is not limited thereto.

CONFIRMATION COPY

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

2

Such haemostatic cutting tools are known from British Patent Number 2333709B, International Patent Applications Numbers PCT/GB99/00162 and PCT/GB00/01580, and US Patent Number 5322055.

Each of the above identified patents and patent applications describes a surgical tool comprising means to generate ultrasonic vibrations and a waveguide, operatively connected at a proximal end to said generating means, and provided at a distal end with cutting and/or coagulating means. Each tool is provided with a jaw to hold tissue to be treated in contact with the ultrasonically vibrating cutting and/or coagulating means.

While several different actuating mechanisms have been employed to operate said jaw, they all amount to a reciprocable actuating member pushing or pulling on a part of the jaw to move it about a pivot, the actuating member being controlled by manual movements of a user of the tool. This has been found not to give sufficiently precise and subtle control over the movement of the jaw. These mechanisms focus very much on being able to clamp tissue hard against the cutting and/or coagulating means, rather than achieving any delicacy in handling soft tissues.

It is therefore an object of the present invention to provide an ultrasonic surgical tool, comprising a jaw and an ultrasonically active cutting and/or coagulating means, wherein the motion of the jaw relative to the cutting and/or coagulating means may be accurately and precisely controlled.

According to the present invention, there is provided a surgical tool comprising a longitudinally extending support means defining a longitudinal axis of said tool, an elongate

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

3

centre member having a first jaw member at a distal end thereof, a longitudinally extending actuating means rotatable about said longitudinal axis, a second jaw member pivotably mounted to a distal end of said support means, and operating means for said second jaw member including rearwardly facing cam follower means, wherein a distal end of the actuating means is adapted to bear on said cam follower means, and is so configured that rotation of said actuating means causes pivoting of said second jaw member into and out of operative relationship with said first jaw member

Preferably, the actuating means comprises an actuating tube concentrically surrounding said waveguide and said support means.

Preferably, said distal end of the actuating tube has an undulating profile with at least one lobe disposed to bear on the opposing surface of the operating means.

Said distal end of the actuating tube may be provided with an odd number of lobes, ideally three.

The two rearwardly facing cam follower protrusions may extend from diametrically opposed points of the operating means and be so disposed that the action of a lobe of the actuating tube on one said protrusion acts to pivot the jaw means into operative relationship with the cutting and/or coagulating means, and the action of a lobe on the other said protrusion acts to pivot the jaw means away from said operative relationship.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

4

Optionally, said distal end of the actuating tube and the opposing surface of the operating means are configured to be co-operable to produce a smooth transition between successive dispositions of the jaw means.

The distal end of the actuating tube may be so configured that in a first orientation of said tube, one lobe is disposed to bear on a first protrusion of the collar means and the second said protrusion is disposed in a recess between lobes of the activating tube.

Said lobes and said protrusions may be so shaped as to co-operate to produce a controllable pivoting movement for a given rotational movement of the actuating tube.

In this case, said protrusions may be so spaced, with an intermediate curved zone between said protrusions, that the curved zone may cooperate with a lobe to move the jaw means between open and closed dispositions by a rotational movement of the lobe of between 20 and 60 degrees.

In an alternative embodiment, the distal end of the actuating tube may be provided with one actuating lobe.

In this case said protrusions may be so spaced, with an intermediate curved zone between said protrusions, that the curved zone may cooperate with said one lobe to move the jaw means between open and closed dispositions by a rotational movement of the lobe of between 60 and 180 degrees, preferably between 90 and 150 degrees, optionally in the region of 120 degrees.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

5

The curved zone may be so shaped that the jaw means is caused to move comparatively slowly over a part of its travel and comparatively fast over another part of its travel.

The comparatively slow part of the travel of the jaw means may define a coagulation step.

The comparatively fast part of the travel of the jaw means may define a cutting step.

In another embodiment, there may be only a single protrusion acted upon by two lobes, there being an interlobal zone of such curvature as to control the movement of the jaw means between open and closed dispositions by a rotational movement of the lobes of between 90 and 120 degrees, preferably about 120 degrees.

The actuating tube may be operatively connected to a manually operated control means.

The control means may include means to ensure substantially continuous contact between the lobe or lobes and the operating or collar means, whatever the rotational disposition.

Advantageously, said manually operable control means comprises a trigger type mechanism or a scissors-like mechanism.

Such a trigger-type mechanism may be so mounted pivotably to a housing that it engages in a part helical slot of a turning means integral with or operatively associated with said actuating tube, whereby longitudinal movement of the trigger means causes rotation of the turning means and the actuating tube.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

6

The turning means may be journaled by means of a part cylindrical extension member engaging in a part cylindrical slot, said slot being defined within bulkhead means of said housing between the main body thereof and a peninsular inner annulus thereof, said annulus being connected to the support means.

Preferably, said cutting and/or coagulating means has a profile adapted to cut, separate and/or coagulate tissue, as appropriate to the purpose of the tool, and the jaw means comprises a surface facing said cutting and/or coagulating means which has a complementary shape thereto.

Preferably, the distal end of said support means is outwardly shaped as a portion of a sphere.

The operating means may be so complementarily shaped that said spherical portion may act as a guide to the movement thereof.

The tool may comprise a means of generating ultrasonic vibrations and a wave guide operatively connected thereto at a proximal end of the tool and provided at a distal end with cutting and/or coagulating means.

In a preferred embodiment, the means of generating ultrasonic vibrations is adapted to generate torsional mode ultrasonic vibrations.

Alternatively, the means of generating ultrasonic vibrations is adapted to generate longitudinal mode ultrasonic vibrations.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

7

Embodiments of the present invention will now be more particularly described by way of example, and with reference to the accompanying drawings, in which:

Figure 1 is a cross-sectional view of a distal end of a support means of the tool;

Figure 2 is an elevation of a distal end of an actuating tube of the tool;

Figures 3A and 3B are cross-sectional views of the distal end of the actuating tube of Figure 2;

Figure 4 is an elevation of a distal end of a jaw mechanism in open condition, with the jaw disposed away from the longitudinal axis of the tool;

Figure 5 is a plan view of the jaw mechanism of Figure 4;

Figure 6 is an elevation of the jaw mechanism in closed condition, with the jaw disposed towards the longitudinal axis of the tool;

Figure 7 is a plan view of the jaw mechanism of Figure 6;

Figure 8 is an elevation of a distal end of another embodiment of jaw mechanism in open condition;

Figure 9 is a plan view of the jaw mechanism of Figure 8;

Figure 10 is a scrap view of a possible contact area between the actuating tube and the operating collar;

Figure 11 is a scrap view of a further possible contact area between the actuating tube and the operating collar;

Figure 12 is a scrap perspective view of one possible jaw member and a cutting and coagulating tool particularly suitable for use with the present invention;

Figure 13 is a longitudinal section through a proximal end of the tool;

Figure 14 is a plan view of a proximal end housing with the generator and waveguide removed;

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

8

Figures 15 and 15A are a cross-section taken along the line A-A' of Figure 14 with the turning element shown separately in Fig. 15A for clarity;

Figure 16 is a schematic longitudinal section of a preferred embodiment of the tool;

Figure 17A is a scrap elevation of a turning member of the tool of Figure 16 when the jaw member is in an intermediate disposition;

Figure 17B is a scrap elevation of a compensating cam arrangement when the jaw member is in an intermediate disposition;

Figure 17C is a scrap elevation of a distal end of the tool of Figure 16 when the jaw member is in an intermediate disposition;

Figure 18A is a scrap elevation of a turning member of the tool of Figure 16 when the jaw member is in an open disposition;

Figure 18B is a scrap elevation of a compensating cam arrangement when the jaw member is in an open disposition;

Figure 18C is a scrap elevation of a distal end of the tool of Figure 16 when the jaw member is in an open disposition;

Figure 19A is a scrap elevation of a turning member of the tool of Figure 16 when the jaw member is in a closed disposition;

Figure 19B is a scrap elevation of a compensating cam arrangement when the jaw member is in a closed disposition; and

Figure 19C is a scrap elevation of a distal end of the tool of Figure 16 when the jaw member is in a closed disposition.

Referring now to the drawings and to Figure 1 in particular there is shown a support tube 1, which in this embodiment comprises an elongate hollow cylinder 2 dimensioned to accept a waveguide (not shown) for ultrasonic vibrations, or other elongate member. The support tube

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

9

1 is insulated from the ultrasonic vibrations by spacers (not shown) along its length. In the preferred embodiment, torsional mode ultrasonic vibration is used, but the tool could equally well utilise longitudinal mode vibrations.

The distal end 4 of the support tube 1 is provided with a thickening 5 of the cylinder wall, the outer surface of the thickening 5 comprising a portion of a spherical surface. Pivot points 6 are provided at diametrically opposed locations of the thickening 5 for pivotable attachment of a jaw assembly (not shown in this Figure).

Figures 2, 3A and 3B show an actuating tube 7, which comprises an elongate hollow cylinder 8 dimensioned to accept the cylinder 2 of the support tube 1. The actuating tube 7 is rotatable with respect to the support 1 under the control of manually operable trigger means at the proximal end of the tube 7, and a distal end 10 of the actuating tube 7 bears three symmetrically-disposed lobes 11, 12, 13.

A jaw mechanism 14 and its operating components are shown in Figures 4 to 7. The fixed and active part of the jaw mechanism comprises the distal end of the waveguide terminating in a shaped cutting and coagulating member which is located along the longitudinal axis 15 of the tool.

A movable and passive part of the mechanism comprises a jaw assembly 16 in which a jaw arm 17 is mounted, away from a longitudinal axis 15 of the tool, to an operating collar 18, which is itself mounted to the support tube 1 at diametrically opposed pivot points 6, so it can oscillate or rock between two end points. The collar 18 is shaped internally to correspond to a portion of the surface of the spherical thickening 5 of the support tube 1. The collar 18

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

10

bears two rearwardly or proximally facing cam follower protrusions 19, 20, arranged at one hundred and eighty degrees separation and each at ninety degrees to the pivot points 6, and adapted to coact with the lobes 11, 12 and 13 and with the interlobal spaces of the actuating tube 7.

In the disposition shown in Figures 4 and 5, the second lobe 12 of the actuating tube 7 is bearing on a second protrusion 20 of the collar 18, urging the adjacent part of the collar 18 distally, and thereby rocking the jaw assembly 16 about the pivot points 6 such that the jaw arm 17 is angled away from the longitudinal axis 15. As is clear from Figure 5, a first protrusion 19 is disposed between the first and third lobes 11, 13 of the actuating tube 7.

When the actuating tube 7 is rotated in a clockwise sense by approximately 60°, the disposition shown in Figures 6 and 7 is achieved. The first lobe 11 of the actuating tube 7 engages with the first protrusion 19 of the collar 18, and thereby displaces the adjacent portion of the collar 18 distally. The jaw assembly 16 thus rocks about the pivot points 6, such that the jaw arm 17 approaches the longitudinal axis 15. The forms of the cutting and coagulating tool disposed along the axis 15 and a contact surface attached to the jaw arm 17 are such that they are in contact, or close thereto, in this disposition.

The lobe 12 of the actuating tube 7 has moved clear of the second protrusion 20 of the collar 18, which now lies between the second and third lobes 12, 13.

When the actuating tube 7 is then rotated in an anticlockwise sense by approximately 60°, the disposition shown in Figures 4 and 5 is regained, and the jaw arm 17 is angled away in an "open" position.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

11

In an alternative operating system, the actuating tube 7 may be further rotated in the same clockwise sense. Such action would move the first lobe 11 clear of the first protrusion 19, and the third lobe 13 will bear on the second protrusion 20, pivoting the jaw assembly 16 back towards the "open" disposition as shown in Figures 4 and 5.

Obviously, given that there are three equiangularly spaced lobes, any rotation of the actuating tube through 60° in either a clockwise or an anticlockwise sense will rock the collar from one end position to the other and thereby either close or open the jaw.

As can be seen, the exact rate of pivotal movement of the jaw assembly 16 depends not only on the rate of rotation of the actuating tube 7, but also on the profile of the lobes 11, 12, 13. Suitable choices of this profile can produce relatively slow and controlled movement when close to the disposition of Figures 4 and 5, at which point soft tissue may be gripped between the jaw and the cutting and coagulating tool. More rapid movement is preferable when close to the disposition shown in Figures 6 and 7, when the jaw is about to cut the vessel, having already coagulated the areas either side of the proposed cut. It is advantageous to have a longer dwell time during the coagulation phase, followed by a short sharp cutting phase.

An alternative embodiment of jaw assembly is shown in Figure 8 to 10. In this case, a single lobe 44 of the actuating tube 7 is adapted to act on a collar having two protrusions 45 and 46 separated by an angle no more than 180° . Indeed, the spacing of the protrusions 45 and 46 may be such that the actuating tube 7 need only rotate through as little as 20° for it to act on the collar to move the jaw from open to closed or vice versa. The preferred degree of rotation is between 25° and 35° . This arrangement is shown in Figures 8 and 9 where the

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

12

single lobe 44 so acts on the protrusion 45 that the jaw is open at approximately 45° to the longitudinal axis 15 and it can be moved rotationally to contact protrusion 46 where the jaw is pivoted about point 47 to be closed.

However, the curved surface of the collar between the protrusions may be shaped to determine the speed of contact between the elements of the jaw and the force applied to the jaw movement. Figure 8 shows a straightforward circular contact area where rotation of the actuating tube 7 will effect a substantially linear correlation between rotation and jaw movement. That is to say, at the mid point of the rotational movement of the actuating tube 7, the jaw member 17 is midway between open and closed – at 22.5° to the longitudinal axis. This symmetry may be varied, as may be seen in Figures 10 and 11. In Figure 10, the collar has a parabolic curve, which gives a longer dwell time at an intermediate point in the coming together of the jaw members.

Figure 11 shows a preferred arrangement in which the lobe 44 at first contacts protrusion 45 with the jaw 17 at approximately 45° to the longitudinal axis. Rotational movement of the lobe 44 then causes rapid movement of the collar so that the jaw is at approximately 22.5° to the longitudinal axis 15. After that, the collar's surface is so curved that the jaw closes only very slowly during a coagulation phase until a final sharp closure caused by the protrusion 46.

Thus, coagulation of a blood vessel can be accomplished comparatively gradually, on either side of a projected cutting point, until suddenly and quickly - the cut is then made. The

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

13

system then retracts to a more relaxed form of release. The surgeon does not have to concern himself with differential pressure at the handgrip since a simple pull on the trigger will cause variable preselected degrees of pressure at the workplace.

As can be seen from Figure 12, the jaw 17 is shaped to cooperate with a static first jaw member or anvil 21, which in this case is ultrasonically vibrated. This anvil 21 comprises a comparatively sharp central ridge 23 and, on either side thereon, comparatively rounded coagulating edges 24.

Referring now to Figures 13 to 15, there is shown a preferred form of manual operation for the tool. A trigger-type handle 27 is mounted to a proximal end housing 28 at a pivot point 29 adjacent an opening in the wall of the housing 28. The handle 27 extends beyond the pivot point 29 connected to a pin 30 which is engaged in a part-helical slot 31 in a turning element 32. The cylindrical turning element 32 is supported for rotation by means of a part-cylindrical extension 33 thereof which is adapted to co-act in a part-cylindrical slot 35 in a bulkhead 34 of the housing 28. The bulkhead also has a central aperture 36 to accommodate the waveguide 42.

The extension 33 of the turning element is connected at 37 to the outer actuating tube 7, while the inner support tube 2 is connected directly to the bulkhead 34 at a part-isolated portion 38, separated from the main body thereof by the part cylindrical slot 35. The part cylindrical slot 35 between the inner portion 38 and the main body of the bulkhead 34 is dimensioned to allow the part-cylindrical extension 33 to move rotationally through an angle of up to sixty degrees from one end to the other of the slot 35. As stated above, in some

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

14

embodiments, the actuating tube 7 needs to move through 60°, while in others the rotation may be as little as 20°, in which case the slot may be shorter.

Movement of the trigger 27 causes the pin 30 to move within the part-helical slot 31, generally from one end towards the other, thereby turning the turning element 32 and the actuating tube 7, with effects at the distal end as described above. Obviously, the return movement of the trigger 27 reverses the rotational movement of the actuating tube 7.

The housing 28 and the sleeves 2 and 7 may be disconnected at point 40 from the ultrasonic vibration generator 41, its housing 43 and the waveguide 42 so that they may be discarded after each use, if so desired.

A variety of configurations of jaw and cutting and coagulating tool are suitable for use in conjunction with the jaw mechanism of the present invention, some of which are described in our British Patent Number 2333709B. One particular form, preferred herein, will be described in more detail with reference to Figure 12.

An end of the waveguide is configured as a cutting and/or coagulating tool 21 which has an operating surface 22 having a profile which comprises a central acutely-angled cutting element 23, flanked by two relatively rounded coagulating elements 24.

The jaw arm 17 has a contact surface 25 which has a complementary shape to that of the operating surface 22.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

15

The contact surface 25 may be brought down towards the operating surface 22 by operation of the jaw mechanism described above, such that soft tissue, for example a blood vessel, may be held between the surfaces 22, 25. Transmission of torsional mode ultrasonic vibrations to the tool 21 causes the element 23 to act against the corresponding part of the contact surface 25 to sever the blood vessel, while the rounded elements 24 act against the contact surface 25, coagulating the tissue and sealing the blood vessel on either side of the point at which the element 23 is severing it.

As has been described above, the arrangements shown in Figures 8 to 11 enable the two surfaces 22, 25 to be brought together in a controlled manner, to avoid damaging the blood vessel before it can be sealed. The jaw mechanism described in relation to Figure 11 shows that the operating collar may be so shaped as to cause a comparatively long period of coagulation while the two surfaces are slowly brought towards one another and a short period of cutting when the two surfaces are in contact.

Referring now to Figure 16, there is shown a preferred embodiment of the invention in which the actuating tube is provided with only a single lobe. The single lobe 51, integral with actuating tube or sleeve 50, can act on either one of two rearwardly facing cam following protrusions 52 and 53, to operate the second jaw member 57. This is pivoted about point 56 to an end member 58 of the support tube.

Referring now to Figures 17C, 18C and 19C, it can be seen that the lobe 51 at the intermediate position shown in Figure 17C lies in contact with the curved surface 59 separating the protrusions 52 and 53. For clarity of illustration of the drawings, a small gap

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

16

is indicated between the lobe 51 and the surface 59. In fact, it is important that the lobe 51 remains in contact with the surface 59 at all times.

As can be seen from Figure 18C, clockwise (looking from the proximal to the distal end) rotation of the actuating tube 50 causes the lobe 51 to contact protrusion 53 causing the jaw 57 to pivot about point 56 into an open position.

Similarly, as shown in Figure 19C, anti-clockwise rotation of the actuating sleeve 50 causes the lobe 51 to contact the other protrusion 52 and pivot the jaw 57 into a closed disposition.

In these three drawings referred to above, a first jaw member or anvil is not shown, since this may take any one of several forms which are not relevant to the operation of the second jaw 57.

Rotation of the actuating tube 50 is achieved by movement of a trigger 60 which is so pivoted about a pivot point 61 that a proximally directed pull on the trigger 60 will cause anti-clockwise rotation of tube 50, thereby closing the jaw 57 while a distally directed push on the trigger 60 will cause clockwise rotation of the tube 50 and open the jaw 37. This rotation is achieved by means of an actuating screw 62 engaging in a part helical slot 63 in a rotatable barrel 64. The slot 63 extends around approximately 120 degrees of the circumference of the barrel 64.

As can be seen from Figures 17A, 18A and 19A, a pivoting movement of the actuating screw (not shown in these figures) caused by longitudinal movement of the trigger 60 causes the barrel 64 to rotate as shown. The barrel 64 is connected to the actuating tube 50 for rotation,

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

17

but the actuating tube 50 is capable of a small degree of longitudinal movement with respect to the barrel 64 as described below.

As stated above, it is important for smooth operation of the tool that the lobe 51 remains in contact with the curved surface 59 and/or the protrusions 52 and 53 at all times. Given that the lobe 51 and the curved surface 59 are both additionally curved about the axis of the tube 50, the locus of the point of contact between them is a gentle curve of amplitude between 0.25 and 1 mm, and that jaw member 57 is pivoted about a point 56 spaced from the point of action of the lobe 51, this cannot be achieved by straightforward rotation of the activating tube 50. Accordingly, there is provided a compensating cam collar 65 at a proximal end of the actuating tube 50. This has a rearwardly facing pair of cam followers 66 and is shown in more detail in figures 17B, 18B and 19B. The actuating tube 50, connected for rotation to the barrel 64, passes through a cylindrical aperture in a fixed member 67. The fixed member 67 has a distally facing cam surface 68, and the degree of curvature between the cam surface 68 and the cam followers 66 of the collar 65 is such that longitudinal movement of the actuating tube 50 of between 0.25 and 1 mm may be achieved between each rotational end position and the intermediate position of the actuating tube 50.

At an intermediate position, as shown in Figure 17B, there is in fact, no gap between surfaces 66 and 68 (although one is shown for the purpose of clarity). As the actuating tube 50 is rotated by rotation of the barrel 64, the collar 65 which is fixed to the tube 50 causes either one of the cam followers 66 to contact the fixed curved surface 68 and urge the actuating tube 50 distally. This ensures that the lobe 51 at the distal end of the actuating tube 50 remains in contact with either of the protrusions 52 or 53 during the final stages of opening or closing the jaw 57. This ensures smooth operation of the jaw 57 without sticking in any position.

CLAIMS

1. A surgical tool comprising a longitudinally extending support means defining a longitudinal axis of said tool, an elongate centre member having a first jaw member at a distal end thereof, a longitudinally extending actuating means rotatable about said longitudinal axis, a second jaw member pivotably mounted to a distal end of said support means, and operating means for said second jaw member including rearwardly facing cam follower means, wherein a distal end of the actuating means is adapted to bear on said cam follower means, and is so configured that rotation of said actuating means causes pivoting of said second jaw member into and out of operative relationship with said first jaw member.
2. A tool as claimed in claim 1, wherein the actuating means comprises an actuating tube concentrically surrounding said support means.
3. A tool as claimed in either claim 1 or claim 2, wherein said distal end of the actuating means has an undulating profile with at least one lobe disposed to bear on the opposing surface of the operating means.
4. A tool as claimed in claim 3, wherein the rearwardly facing cam follower means comprises two protrusions extending from substantially diametrically opposed points of the operating means and so disposed that the action of a lobe of the actuating means on one said protrusion acts to pivot the second jaw member into operative

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

19

relationship with the first jaw member, and the action of a lobe on the other said protrusion acts to pivot the jaw means away from said operative relationship.

5. A tool as claimed in either claim 3 or claim 4, wherein the distal end of the actuating tube is provided with three lobes.
6. A tool as claimed in claim 5, wherein the distal end of the actuating tube is so configured that in a first orientation of said tube, one lobe is disposed to bear on a first protrusion of the operating means and the second said protrusion is disposed in a recess between other lobes of the activating tube.
7. A tool as claimed in either claim 5 or claim 6, wherein the protrusions are so spaced and separated by an intermediate curved zone that the second jaw member moves between open and closed dispositions by a rotational movement of the lobe of between 20 and 60 degrees.
8. A tool as claimed in any one of claims 3 or claim 4, wherein the distal end of the actuating tube is provided with a single lobe.
9. A tool as claimed in claim 8, wherein the protrusions are so spaced and separated by an intermediate curved zone that the second jaw member moves between open and closed dispositions by a rotational movement of the lobe of between 60 and 180 degrees.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

20

10. A tool as claimed in claim 9, wherein the rotational movement is between 90 and 150 degrees, preferably in the region of 120 degrees.
11. A tool as claimed in any one of the preceding claims, wherein the actuating means is operatively connected to a manually operable control means, preferably a trigger type mechanism.
12. A tool as claimed in claim 11, wherein the control mechanism is so mounted pivotably to a housing that it engages in a part helical slot of a turning means integral with or operatively associated with said actuating means, whereby longitudinally directed movement of the control mechanism causes rotation of the turning means and the actuating means.
13. A tool as claimed in claim 12, further comprising compensation means so that during said rotational movement, longitudinal movement of the actuating means occurs, whereby the lobe remains always in contact with the rearwardly facing surface of the operating means.
14. A tool as claimed in any one of the preceding claims, further comprising means of generating ultrasonic vibrations and a waveguide operationally connected thereto at a proximal end.
15. A tool as claimed in claim 14, wherein the means of generating ultrasonic vibrations is adapted to generate ultrasonic vibrations in a torsional mode.

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

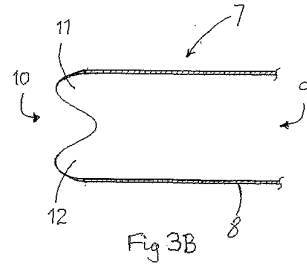
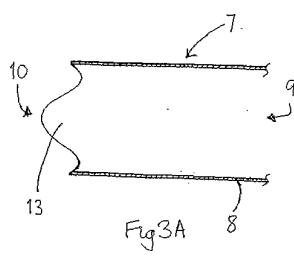
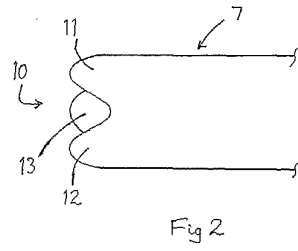
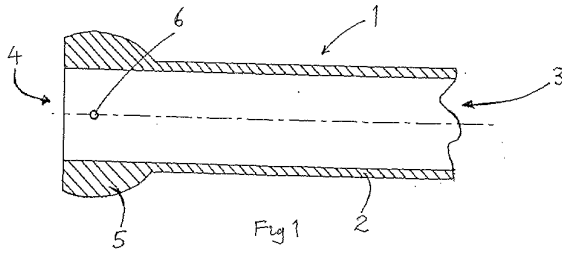
21

16. A tool as claimed in either claim 14 or claim 15, wherein the waveguide is provided at its distal end with cutting and/or coagulating means.
17. A tool as claimed in any one of claims 4 to 16, wherein the curved zone is so shaped that the jaw means is caused to move comparatively slowly over a part of its travel and comparatively fast over another part of its travel.
18. A tool as claimed in claim 17, wherein the comparatively slow part of the travel of the jaw means defines a coagulation step.
19. A tool as claimed in either claim 17 or claim 18, wherein the comparatively fast part of the travel of the jaw means defines a cutting step.
20. A surgical tool substantially as described herein with reference to the Figures of the accompanying drawings.

WO 02/38057

1/9

PCT/GB01/04632

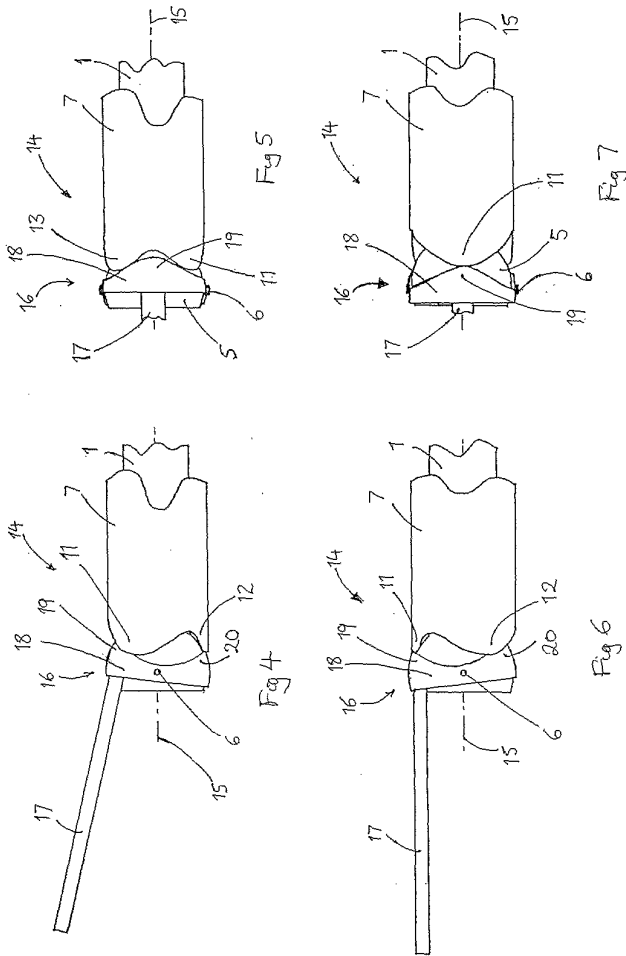


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/38057

2/9

PCT/GB01/04632

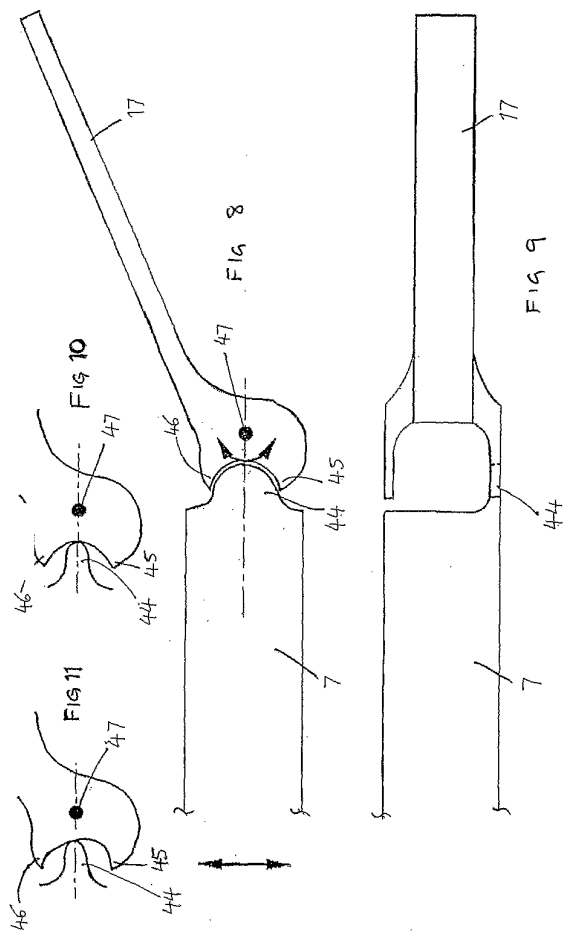


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

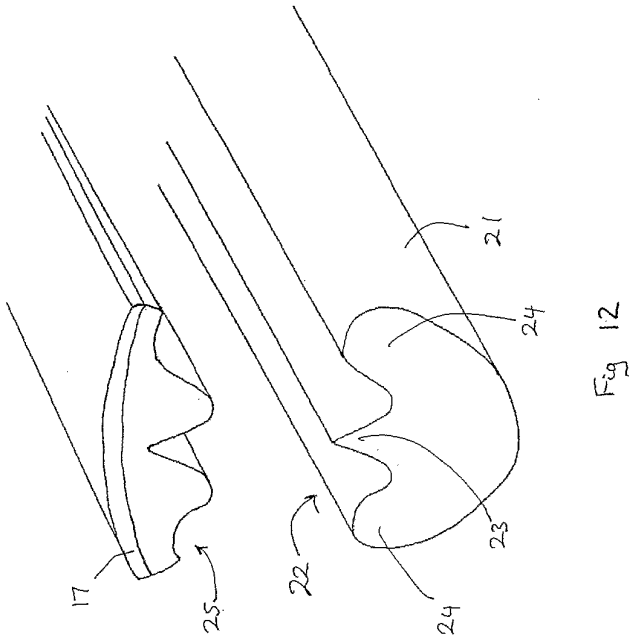
WO 02/38057

3/9

PCT/GB01/04632



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

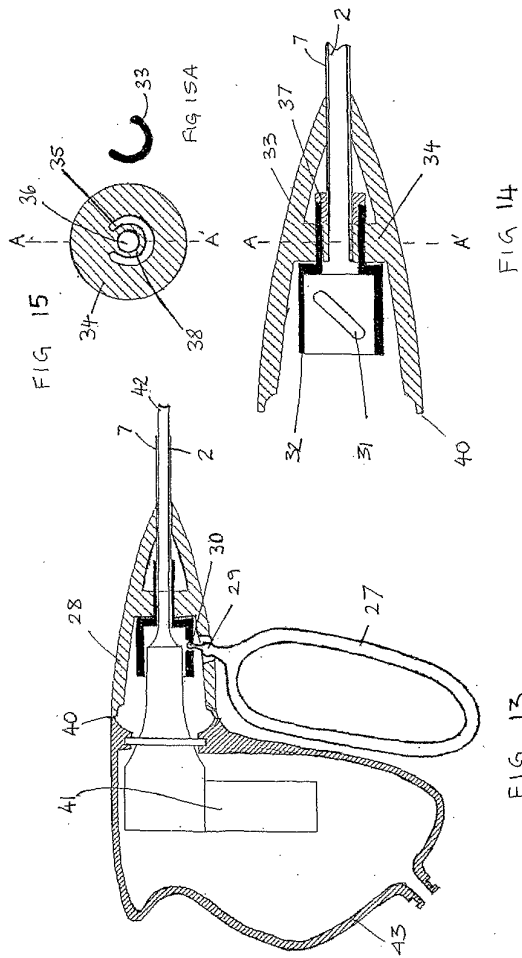


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/38057

PCT/GB01/04632

5/9



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

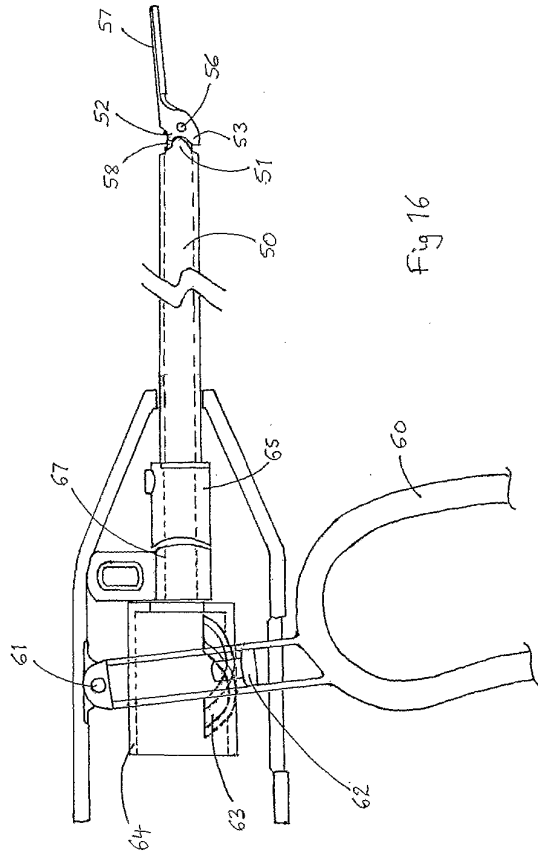
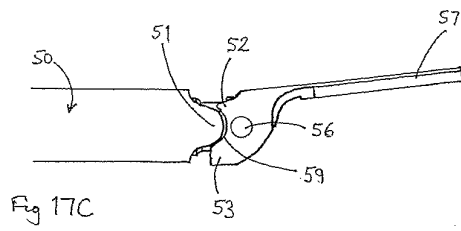
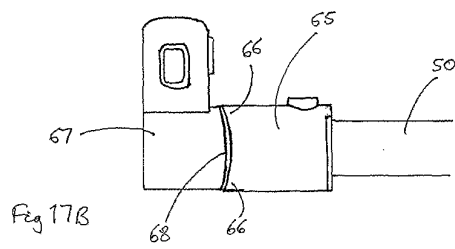
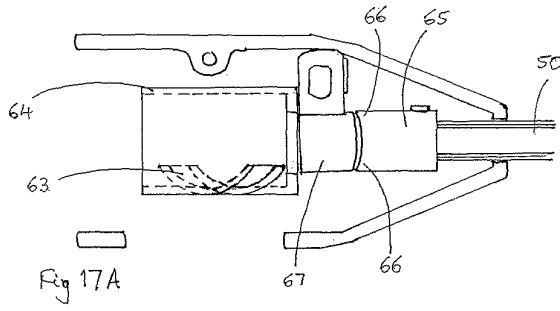


Fig 16

WO 02/38057

7/9

PCT/GB01/04632

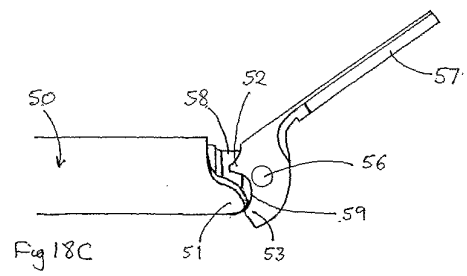
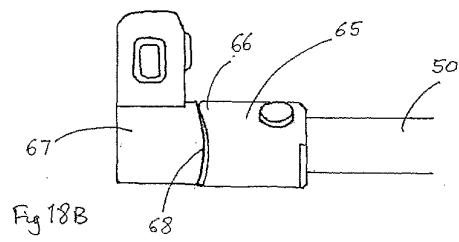
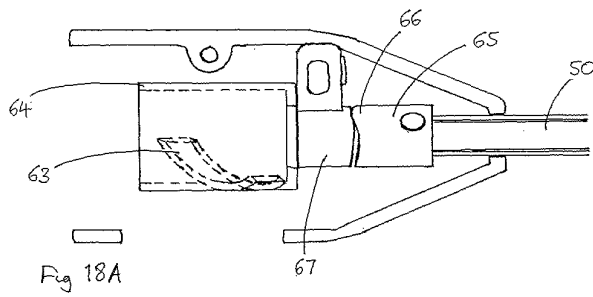


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/38057

8/9

PCT/GB01/04632

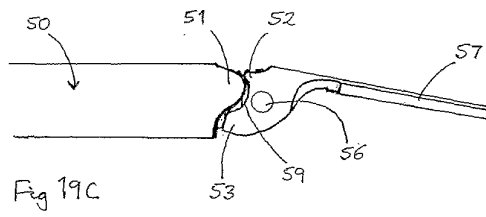
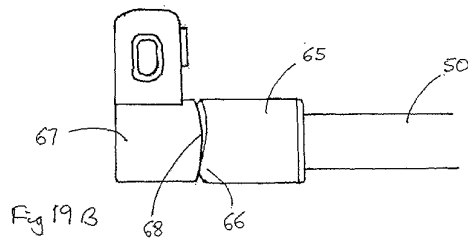
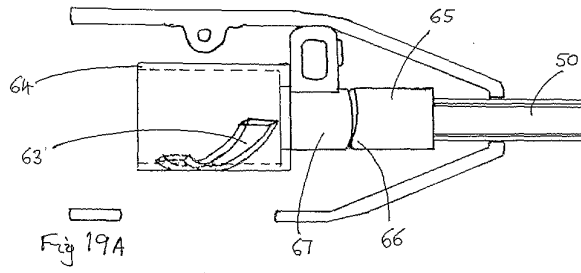


SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

WO 02/38057

9/9

PCT/GB01/04632



SUBSTITUTE SHEET (RULE 26)

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		PCT/GB 01/04632
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC 7 A61B17/28 A61B17/32 A61B18/14		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC 7 A61B		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practical, search terms used) EPO-internal		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category *	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5 322 055 A (SMITH PAUL ET AL) 21 June 1994 (1994-06-21) cited in the application abstract; figure 3	1-19
A	US 5 520 678 A (HECKELE HELMUT ET AL) 28 May 1996 (1996-05-28) abstract; figure 1	1-19
A	US 5 873 873 A (SMITH PAUL J ET AL) 23 February 1999 (1999-02-23) abstract; figures 1,2	1-19
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of box C. <input checked="" type="checkbox"/> Patent family members are listed in annex.		
* Special categories of cited documents : *A* document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier document but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *C* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed *T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *Z* document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 10 December 2001		Date of mailing of the international search report 18/12/2001
Name and mailing address of the ISA European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl, Fax. (+31-70) 340-5016		Authorized officer Hansen, S

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

PCT/GB 01/04632

Patent document cited in search report		Publication date		Patent family member(s)	Publication date
US 5322055	A	21-06-1994	CA	2153155 A1	04-08-1994
			EP	1125555 A1	22-08-2001
			EP	0681457 A1	15-11-1995
			JP	8505801 T	25-06-1996
			WO	9416631 A1	04-08-1994
US 5520678	A	28-05-1996	DE	4340707 A1	01-06-1995
			FR	2713129 A1	09-06-1995
			GB	2284242 A , B	31-05-1995
US 5873873	A	23-02-1999	AU	732889 B2	03-05-2001
			AU	8841798 A	29-04-1999
			CA	2249672 A1	10-04-1999
			EP	0908153 A1	14-04-1999
			JP	11192235 A	21-07-1999

フロントページの続き

(81)指定国 AP(GH,GM,KE,LS,MW,MZ,SD,SL,SZ,TZ,UG,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT,BE,CH,CY,DE,DK,ES,FI,FR,GB,GR,IE,IT,LU,MC,NL,PT,SE,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BR,BY,BZ,CA,CH,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DK,DM,DZ,EE,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,HR,HU,ID,IL,IN,IS,JP,KE,KG,KP,KR,KZ,LC,LK,LR,LS,LT,LU,LV,MA,MD,MG,MK,MN,MW,MX,MZ,NO,NZ,PL,PT,RO,RU,SD,SE,SG,SI,SK,SL,TJ,TM,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VN,YU,ZA,ZW

(74)代理人 100091351

弁理士 河野 哲

(74)代理人 100088683

弁理士 中村 誠

(74)代理人 100108855

弁理士 蔵田 昌俊

(74)代理人 100075672

弁理士 峰 隆司

(74)代理人 100109830

弁理士 福原 淑弘

(74)代理人 100084618

弁理士 村松 貞男

(74)代理人 100092196

弁理士 橋本 良郎

(72)発明者 ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー

イギリス国、ティーキュー 1 3 ・ 7 ジェイエックス、サウス・デボン、アシュバートン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス (番地なし)

(72)発明者 ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリー

イギリス国、ティーキュー 1 3 ・ 7 ジェイエックス、サウス・デボン、アシュバートン、プレムリッジ、プレムリッジ・ハウス (番地なし)

F ターム(参考) 4C060 GG05 GG16 JJ22

专利名称(译)	手术器械的机制		
公开(公告)号	JP2004512896A	公开(公告)日	2004-04-30
申请号	JP2002540647	申请日	2001-10-17
[标]申请(专利权)人(译)	年轻迈克尔·约翰·拉德利 青年斯蒂芬迈克尔·拉德利		
申请(专利权)人(译)	年轻，迈克尔·约翰·拉德利 年轻，斯蒂芬·迈克尔·拉德利		
[标]发明人	ヤングマイケルジョンラドリー ヤングスティーブンマイケルラドリー		
发明人	ヤング、マイケル・ジョン・ラドリー ヤング、スティーブン・マイケル・ラドリー		
IPC分类号	A61B17/28 A61B17/32 A61B18/00		
CPC分类号	A61B17/320068 A61B2017/2916 A61B2017/2934 A61B2017/320069 A61B2017/320094 A61B2017/320095		
FI分类号	A61B17/28 A61B17/36.330		
F-TERM分类号	4C060/GG05 4C060/GG16 4C060/JJ22		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	2000025427 2000-10-17 GB		
其他公开文献	JP4156363B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

手术器械机构 该机构适用于包括钳夹（57）的外科手术器械，该钳夹可枢转地安装在纵向延伸的支撑件（58）的远端。通过在偏向管从动件（52，53）上的偏压管（50）的远端处的脊（51）的作用来致动钳爪。偏压管（50）的旋转引起钳夹（57）的枢转，该钳夹与器械的另一钳夹构件（21）接合并脱离工作关系。该机构适用于所有手动操作或握持型手术器械，但特别适用于用于切割和/或凝结的超声器械。[选择图]图16

