

(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2006-513737

(P2006-513737A)

(43) 公表日 平成18年4月27日(2006.4.27)

| | | |
|---------------------------|---------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 18/00 (2006.01) | A 6 1 B 17/36 3 3 0 | 4 C 0 6 0 |
| A 6 1 B 17/3211 (2006.01) | A 6 1 B 17/32 3 1 0 | |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2004-538222 (P2004-538222)
 (86) (22) 出願日 平成15年9月22日 (2003. 9. 22)
 (85) 翻訳文提出日 平成17年5月20日 (2005. 5. 20)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2003/029474
 (87) 国際公開番号 W02004/026104
 (87) 国際公開日 平成16年4月1日 (2004. 4. 1)
 (31) 優先権主張番号 60/412, 845
 (32) 優先日 平成14年9月23日 (2002. 9. 23)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 10/659, 416
 (32) 優先日 平成15年9月10日 (2003. 9. 10)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

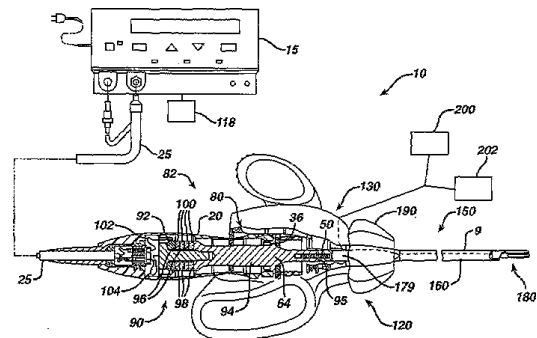
(71) 出願人 595057890
 エシコン・エンドーサージェリィ・インコーポレイテッド
 Ethicon Endo-Surgery, Inc.
 アメリカ合衆国、45242 オハイオ州、シンシナティ、クリーク・ロード 4545
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭
 (74) 代理人 100088605
 弁理士 加藤 公延
 (74) 代理人 100123434
 弁理士 田澤 英昭

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 流体管理機能を備えた超音波外科器具

(57) 【要約】

1つの内腔または複数の内腔からなる先端側/基端側に移動可能な流体管理システムを有する超音波外科装置を開示する。本発明は、ブレードへの負荷を最小にしながら、ブレードの組織効果部分にイリゲーション流体を送達すること、ブレードの組織効果部分から流体、デブリ、または蒸気を除去することを含む。外科装置のブレードは、自然のブレードシステムの周波数で励起されると、長手方向運動、横方向運動、及び/またはねじれ運動によって特徴付けられるモード形状を有し、ブレードの組織効果部位の長さに沿った位置にこれらの運動の節の位置を有する。本装置は、流体管理システムを1または複数の運動の節に配置して、超音波外科ブレードのこのような節に集積される傾向にある組織や流体を効果的に除去するようにデザインされている。



- 【特許請求の範囲】
- 【請求項 1】
基端部及び先端部を画定する超音波外科器具であって、
前記外科器具の前記先端部に配置された非対称ブレードと、
前記ブレードの上に重なるように配置された先端部を有する内腔とを含むことを特徴とする超音波外科器具。
- 【請求項 2】
前記内腔によって、外科部位から流体、デブリ、または蒸気を吸引して除去できることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 3】
前記内腔によって、イリゲーション流体を外科部位に供給できることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。 10
- 【請求項 4】
前記内腔の前記先端部が移動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 5】
前記ブレードが、横方向モードまたはねじれモードと共に長手方向モードで振動するようにデザインされていることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 6】
前記内腔が、横方向の節またはねじれの節に近接した位置で固定されていることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波外科器具。 20
- 【請求項 7】
前記内腔が、横方向の節またはねじれの節に近接した位置に対して移動可能であることを特徴とする請求項 7 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 8】
前記横方向の節またはねじれの節により、吸引によるデブリまたは流体の除去が促進されることを特徴とする請求項 6 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 9】
前記内腔が前記ブレードの前記先端部の先端側に移動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。 30
- 【請求項 10】
前記内腔が、前記ブレードに対して径方向に移動可能であることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 11】
前記外科器具の前記基端部が、吸引機能及び/またはイリゲーション機能の制御部を含むことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 12】
前記ブレードが溝を画定していることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 13】
前記溝が、吸引除去するためにデブリ及び/または流体を前記内腔に向かって案内することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波外科器具。 40
- 【請求項 14】
前記溝が、前記内腔から外科部位にイリゲーション流体を案内することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 15】
前記溝が、前記内腔を支持するまたは拘束することを特徴とする請求項 12 に記載の超音波外科器具。
- 【請求項 16】
基端部及び先端部を画定する超音波外科器具であって、
前記外科器具の前記先端部に配置された、少なくとも 1 つの平面において対称なブレード 50

ドと、

前記ブレードの上に重なるように配置された少なくとも1つの内腔とを含むことを特徴とする超音波外科器具。

【請求項17】

前記内腔によって、外科部位から流体、デブリ、または蒸気を吸引して除去できることを特徴とする請求項16に記載の超音波外科器具。

【請求項18】

前記内腔によって、イリゲーション流体を外科部位に供給できることを特徴とする請求項16に記載の超音波外科器具。

【請求項19】

前記内腔の前記先端部が移動可能であることを特徴とする請求項16に記載の超音波外科器具。

【請求項20】

前記ブレードが、横方向モードまたはねじれモードと共に長手方向モードで振動するようにデザインされていることを特徴とする請求項16に記載の超音波外科器具。

【発明の詳細な説明】

【発明の詳細な説明】

【0001】

関連出願に対するクロスリファレンス

本願は、2001年4月4日出願の係属中の米国特許出願第09/826,070号(名称:「超音波外科装置用の機能的なバランス非対称性を備えたブレード(Blades with Functional Balance Asymmetries for Use with Ultrasonic Surgical Instruments)」)の一部継続出願であり、2002年9月23日出願の米国仮特許出願第60/412,845号の優先権を主張するものである。これらの特許文献は、言及することを以ってその開示の全てを本明細書の一部とする。

【0002】

発明の分野

本発明は、組織を切断、凝固、把持、及び/またはブラント切開(blunt-dissecting)するための超音波外科器具に関し、詳細には、外科部位に対する吸引やイリゲーションなどの流体、蒸気、及び/またはデブリの管理を行うためのポートまたは内腔を有する超音波外科器具に関する。本発明は、一実施形態では、特に内視鏡下外科手術に適合されているが、他の医療用途にも用いることができる。

【0003】

発明の背景

従来技術では、水晶体超音波吸引器の先端部に吸引システムが配置されている場合が多い。これにより、吸引/イリゲーションが可能であるが、水晶体超音波吸引器に吸引されるすなわち排出される流体が超音波ブレードに直接接触するためその流体が加熱されてしまうという問題がある。超音波ブレードと直接接触する流体は、温度を相当低下させて器具の焼灼効果を低下させてしまう。超音波ブレードに直接接触する流体により、利用できる超音波エネルギーが減少する。つまり、このような流体がブレードシステムを弱めるすなわち負荷をかけるため、所望の組織効果(tissue effect)を達成するためにはより大きな電力が必要となる。加えて、ブレードのキャピティを介して移送される組織及び/または流体は、ブレードの節に集積される傾向にある。この集積により、ブレード内に妨害物が形成され、更に流れが悪くなってブレードに負荷がかかり更なる電力損失が起こる。

【0004】

ブレードの熱放射を増大(例えば、デブリの集積によるブレードシステムの負荷によって)または低下(例えば、対流冷却によって)させない、そして動作に利用できるブレードの正味出力を低下させない吸引及び/またはイリゲーション能力を備えた超音波外科装置が要望されている。また、超音波ブレードの節(長手方向、ねじれ、及び/または横方向のモードまたは運動)またはその近傍に集積されることが知られているデブリを効果的

10

20

30

40

50

に除去する超音波外科装置が要望されている。加えて、使用者が見易いようにするために超音波ブレードから蒸気を除去したいという要望がある。

【0005】

本発明は、従来技術の欠点に取り組み、開放外科手術及び内視鏡下外科手術、更にロボット支援外科手術に有用な超音波外科器具を提供する。

【0006】

発明の要約

本発明は、超音波ブレードとの接触が最小になるように配置される1つの内腔または複数の内腔からなる先端側/基端側に移動可能な流体管理システムを有する超音波外科装置を提供する。本発明は、ブレードに対する負荷を最小にしながら、ブレードの組織効果部分に対する流体、デブリ、または蒸気の制御された送達/除去のための手段を提供する。好適な実施形態のブレードは、少なくとも1つの平面で非軸対称であり、長手方向、横方向、及び/またはねじれの運動パターンによって特徴付けられる所定の自然の励起周波数におけるモード形状を有する。ブレードの組織効果部分に沿って少なくとも1つの節が存在し、ある方向のブレードの最小(約0)振動運動によって画定され、同じ方向の運動が最大である少なくとも1つの腹の位置が組織効果部分(例えば、先端部)に沿って存在する。本発明は、上記した任意の形式(長手方向、横方向、及びねじれ)またはその組合せで振動運動を伝播する、組織効果のために少なくとも1つの運動節が利用できる軸対称ブレードにも用いることができる。好適な器具は、1または複数の横方向(モードまたは運動)の節に流体管理システムを配置して、軸対称でない超音波外科ブレードのこのような節に集積する傾向にある組織または流体の除去の効率を改善するようにデザインされている。

【0007】

超音波外科処置中、流体及び組織が節(長手方向、横方向、及びねじれのモードまたは運動)に集積することが分かっている。本発明は、移動可能な1つの内腔または移動可能な複数の内腔を用いてこの現象を利用している。このような内腔は、吸引/イリゲーションのためにエンドエフェクタの動作部分内の任意の節に配置することができる。エンドエフェクタの動作部分に沿った任意の位置に内腔を配置できることは外科医にとって有利である。従って、既に節の近傍に集積された組織または粒子の除去には少ない吸引で済む。

【0008】

本発明は、超音波ブレードから離れた位置に移動可能な吸引/イリゲーション内腔を有するという利点がある。従来技術では、超音波ブレードに接触した吸引システム、イリゲーションシステム、または両システムを有する器具は、上記したように複数の不都合がある。移動可能な吸引/イリゲーション内腔をブレードから離して配置することにより、ブレードの凝固温度が低下せず、ブレードの横方向(モードまたは運動)の節への組織の集積によるブレードの不所望の温度上昇が防止される。本発明では、超音波ブレードは、従来技術に不可欠な中空ブレードではなく中実にすることができる。この中実構造により、ブレードの強度が高まり、多様な構造及び形状が可能となる。

【0009】

移動可能な吸引/イリゲーション内腔により、医師が最適な位置で吸引/イリゲーションを行うことができる。様々なブレードは、使用中に励起されるブレードの特徴的なモード形状に影響するブレードの長さ、動作周波数、材料、及び形状が様々なことにより、様々な位置に節(長手方向、横方向、及びねじれのモードまたは運動)を有する。移動可能な吸引/イリゲーション内腔により、医師が、所定のブレードのどこであろうと所望の位置(節または他の位置)に吸引/イリゲーションシステムを配置することができる。

【0010】

本発明はまた、超音波ブレードの組織効果部分に配置された溝を有するという利点がある。溝が集積された粒子が吸引装置から逃げるのを防止するため、節の位置に集積する傾向にある流体及び組織を容易に除去することができる。このような溝を用いて、外科部位にイリゲーション流体を案内することもできる。加えて、内腔を支持するためまたは部分

的に拘束するために溝を内腔に接触させることができる。溝は、スプーン形状や広い曲線状などの様々な実施形態にすることができる。内腔はまた、処置中に外科部位からエアロゾル及び/または蒸気を排出するために、基端側に移動させることもできる。

【0011】

装置を介したイリゲーションのために1または複数の内腔を配置することもできる。イリゲーションは、時には、ブレードが動作している時に装置から組織及び/または血液を除去するのに有用である。目的の部位を見易くするためまたはきれいにするための外科部位のイリゲーションも有用である。1または複数の内腔は、エンドエフェクタの動作部分に沿って限りなく移動させることができる。外科部位のイリゲーションの場合、内腔をブレードの先端部を越えて移動できるようにするのが有利である。

10

【0012】

発明の詳細な説明

本発明の新規の特徴は、特に添付の特許性球の範囲に記載する。しかしながら、本発明自の作機構及び動作方法、並びに発明の更なる目的及び利点は、添付の図面を参照しながら以下の詳細な説明を読めばよりよく理解できるであろう。

【0013】

本発明を詳細に説明する前に、本発明の適用または使用が添付の図面及び以下に説明する構成要素の詳細な構造及び構成に限定されるものではないことを理解されたい。本発明の例示的な実施形態は、他の実施形態、変更形態、及び変形形態で実施したり、このような形態に含めることができ、様々な方法で具現または実施できるであろう。例えば、以下に説明する本発明の外科器具及びブレードの構造は例示目的であって、本発明の範囲または適用を限定するものではない。更に、特段の記載がない限り、ここで用いる用語及び表現は、読者が分かり易いように本発明の例示的な実施形態を説明するためのものであって、本発明を限定することを目的とするものではない。

20

【0014】

更に、任意の1または複数の後述する実施形態、実施形態の表現、例、及び方法などは、任意の1または複数の他の後述する実施形態、実施形態の表現、例、及び方法などと組み合わせることができ、このような他の後述する実施形態、実施形態の表現、例、及び方法などの説明であることを理解されたい。

【0015】

本発明は、ブレードのみとの組合せ、ブレード及びクランプとの組合せ、剪断構造との組合せ、または様々な他のエンドエフェクタとの組合せに有用である。超音波外科器具の例は、米国特許第5,322,055号及び同第5,954,736号に開示されており、超音波ブレードと外科器具の組合せの例は、例えば米国特許第6,309,400B2号及び同第6,325,811B1号に開示されている。これらの特許文献は、言及することを以ってその開示内容の全てを本明細書の一部とする。これらの特許文献はまた、ブレードの長手方向のモードが励起されるブレードのデザイン及び超音波外科器具のデザインが開示されている。非対称性により、このようなブレードは、横方向運動及び/またはねじれ運動を有する。この長手方向ではない運動の特徴的な「波長」は、ブレード及びその延長部分の一般的な長手方向運動の波長よりも小さい。従って、長手方向ではない運動の波形は、組織エフェクターに沿った横方向運動/及びねじれ運動の節位置を表し、動作中のブレードの組織エフェクターに沿った正味運動は非ゼロである(すなわち、ブレードは、組織エフェクターの先端部から長手方向運動の腹を経て、組織エフェクター部分の基端側の長手方向運動の第1の節位置に至る長さに沿った少なくとも1つの長手方向運動を有する)。

30

40

【0016】

図1に、本発明に従った、超音波トランスデューサ82、ハンドピースハウジング20、及びクランプ凝固装置120を備えた、超音波信号発生器15を含む超音波システム10が例示されている。クランプ凝固装置120は、開放外科手術または腹腔鏡外科手術に用いることができる。「ランジュバン・スタック(Langevin stack)」として知られてい

50

る超音波トランスデューサ 8 2 は通常、変換部分 9 0、第 1 の共振器またはエンドベル 9 2、及び第 2 の共振器またはフォアベル 9 4、及び補助構成要素を含む。超音波トランスデューサ 8 2 は、詳細を後述するように $1/2$ の整数倍のシステム波長 ($n/2$) を有するのが好ましい。音響組立体 8 0 が、超音波トランスデューサ 8 2、取付け台 3 6、速度変成器 6 4、及び表面 9 5 を含む。

【0017】

エンドベル 9 2 の先端部は、変換部分 9 0 の基端部に接続され、フォアベル 9 4 の基端部は、変換部分 9 0 の先端部に接続されている。フォアベル 9 4 及びエンドベル 9 2 は、変換部分 9 0 の厚み、エンドベル 9 2 及びフォアベル 9 4 の製造に用いる材料の密度及び弾性率、及び超音波トランスデューサ 8 2 の共振周波数を含む様々な変数によって決定される長さを有する。フォアベル 9 4 は、速度変換器 6 4 として超音波振動の振幅を増幅するために基端部から先端部にかけて先細にすることもできるし、増幅部分を含まないようにすることもできる。

10

【0018】

圧電素子 1 0 0 は、例えば、ジルコン酸チタン酸鉛、メタニオブ酸鉛 (lead meta-niobate)、チタン酸鉛、または他の圧電結晶材料などの任意の好適な材料から形成することができる。陽極電極 9 6、陰極電極 9 8、及び圧電素子 1 0 0 はそれぞれ、中心を通る孔を有する。陽極電極 9 6 及び陰極電極 9 8 はそれぞれ、電線 1 0 2 及び 1 0 4 に電気的に接続されている。電線 1 0 2 及び 1 0 4 は、ケーブル 2 5 で被覆されており、超音波システム 1 0 の超音波信号発生器 1 5 に電気的に接続することができる。

20

【0019】

音響組立体 8 0 の超音波トランスデューサ 8 2 は、超音波信号発生器 1 5 からの電気信号を機械エネルギーに変換する。この機械エネルギーは、超音波トランスデューサ 8 2 及びエンドエフェクタ 1 8 0 の主に長手方向の振動運動 (超音波周波数) になる。好適な発生器は、オハイオ州シンシナティに所在のエシコン・エンド・サージェリィ・インコーポレイテッド (Ethicon Endo-Surgery, Inc.) のモデル番号 G E N 0 1 として販売されている。音響組立体 8 0 にエネルギーが供給されると、振動運動定在波が音響組立体 8 0 によって生成される。音響組立体 8 0 に沿った任意の点における振動運動の振幅は、振動運動が測定される音響組立体 8 0 に沿った位置によって異なる。振動運動定在波における最小交差またはゼロ交差は、一般に節 (すなわち、運動が通常は最小の部分) と呼ばれ、振動運動定在波における絶対値の最大すなわちピークは腹と通常は呼ばれる。腹とその腹に最も近い節との距離は、 $1/4$ の波長 ($\lambda/4$) である。

30

【0020】

電線 1 0 2 及び 1 0 4 によって、電気信号が超音波信号発生器 1 5 から陽極電極 9 6 及び陰極電極 9 8 に送信される。圧電素子 1 0 0 は、フットスイッチ 1 1 8 に応答して超音波信号発生器 1 5 から送信される電気信号によってエネルギーが供給され、音響組立体 8 0 で音響定在波を生成する。この電気信号により、材料内での大きな圧縮力となる小さな反復変位の形態で圧電素子 1 0 0 に乱れが起こる。この小さな反復変位により、圧電素子 1 0 0 が電圧の傾きの軸に沿って連続的に伸縮し、超音波エネルギーの長手方向の波が生成される。この超音波エネルギーは、音響組立体 8 0 を介してエンドエフェクタ 1 8 0 に送られる。

40

【0021】

音響組立体 8 0 がエネルギーをエンドエフェクタ 1 8 0 に送るためには、音響組立体 8 0 の全ての構成要素を、クランプ凝固装置 1 2 0 の音響的にアクティブな部分に音響的に結合しなければならない。超音波トランスデューサ 8 2 の先端部は、スタッド 5 0 などのねじ結合によって超音波導波管 1 7 9 の基端部に表面 9 5 で音響的に結合することができる。

【0022】

音響組立体 8 0 の構成要素は、音響的に同調するように任意の組立体の長さが $1/2$ の整数倍の波長 ($n/2$) であるのが好ましい。ここで、波長 λ は、音響組立体 8 0 の所

50

定または動作中の長手方向の振動を誘導する周波数 f_d の波長であり、 n は任意の整数である。音響組立体 80 は、音響要素の任意の好適な構成を含むことができる。

【0023】

クランプ凝固装置 120 は、器具ハウジング 130 及び細長い部材 150 を含むことができる。細長い部材 150 は、器具ハウジング 130 に対して選択的に回転させることができる。外側チューブ 160 の先端部に、例えば組織の把持及び切断などの様々な機能を果たすエンドエフェクタ 180 が配置されている。

【0024】

図 2-図 4 に、エンドエフェクタ 180 及びその構成要素が詳細に示されている。エンドエフェクタ 180 は通常、例えば、組織を把持するためまたは超音波ブレード 88 に組織を押し付けるために非振動クランプアーム組立体 300 を含む。エンドエフェクタ 180 は、図 2 及び図 4 にクランプが開いた位置で例示されており、クランプアーム組立体 300 は、外側チューブ 160 の先端部に回転可能に取り付けられるのが好ましい。クランプアーム 202 は、超音波ブレード 88 とクランプアーム組立体 300 との間の組織を圧迫するための鋸歯状部分 210 を備えた組織パッド 208 を有する。

【0025】

内側チューブ 170 のチューブ状部材 174 の先端部は、そこから延出したフィンガーまたはフランジ 171 を含むのが好ましい。このフランジ 171 は、クランプアーム 202 の第 1 のポスト 206 A 及び第 2 のポスト 206 B を受容するために開口 173 A 及び開口 173 B (不図示) を有する。細長い部材 150 の内側チューブ 170 が軸方向に移動すると、フランジ 171 はクランプアーム組立体 300 の第 1 のポスト 206 A 及び第 2 のポスト 206 B に係合しながら前方または後方に移動してクランプアーム 202 を開くまたは閉じる。

【0026】

細長い部材 150 の超音波導波管 179 が、内側チューブ 170 の通路内に延在している。超音波導波管 179 は、実質的に半可撓性であるのが好ましい。超音波導波管 179 は、実質的に硬質または可撓性のワイヤとすることができることを理解されたい。超音波振動は、長手方向の超音波導波管 179 に沿って送られ、超音波ブレード 88 を振動させる。

【0027】

超音波導波管 179 は、例えば、 $1/2$ の整数倍のシステム波長 ($n/2$) に実質的に等しい長さを有することができる。超音波導波管 179 は、チタン合金 (すなわち、Ti-6Al-4V) またはアルミニウム合金などの超音波エネルギーを効率的に伝播する材料から形成された中実のコアシャフトから製造するのが好ましい。超音波導波管 179 は、当分野で周知のように超音波ブレード 88 に伝達される機械振動を増幅することができる。

【0028】

超音波ブレード 88 は、 $1/2$ の整数倍のシステム波長 ($n/2$) に実質的に等しい長さを有することができる。超音波ブレード 88 の先端部は、先端部の長手方向の最大偏位運動を得るために腹の近傍に配置することができる。トランスデューサ組立体にエネルギーが供給されると、超音波ブレード 88 の先端部は、波高値が、例えば約 $10\ \mu\text{m} \sim 500\ \mu\text{m}$ の範囲、より好ましくは約 $30\ \mu\text{m} \sim 150\ \mu\text{m}$ の範囲で、所定の振動周波数で運動するように形成されている。

【0029】

超音波ブレード 88 は、例えばチタン合金 (すなわち、Ti-6Al-4V) またはアルミニウム合金などの超音波エネルギーを伝播する材料から形成された中実コアシャフトから形成するのが好ましく、様々な形状を有することができる。図 3A-図 3C 及び図 4 に例示されているように、超音波ブレード 88 の形状は、クランプされた組織を従来の装置よりもより均一に超音波出力を送ることができる。エンドエフェクタ 180 がブレードの先端部が見易くするため、外科医は、ブレード 88 が切断または凝固する構造に亘って延

在しているか確認することができる。これは、大きな血管の縁を確認する際に特に重要である。この形状はまた、生体構造の曲線に正確に似せることで組織にアクセスし易くしている。ブレード 88 は、クランプした凝固、クランプした切断、把持、逆切断 (back-cutting)、切開、スポット凝固、先端部刺入、及び先端部の切れ目付けなどの様々な組織効果を実施できるようにデザインされた複数の縁及び表面を提供する。

【0030】

ブレード 88 の最先端部は、接線 63 すなわち先端部の曲率に対する接線に垂直な表面 54 を有する。2つのフィレット状構造 61A 及び 61B を用いて、表面 51、表面 52、及び表面 54 をつなげて、スポット凝固用の尖っていない先端部を形成することができる。ブレード 88 の上部とクランプアーム組立体 300 との間に組織をクランプするために、ブレード 88 の上部は広い縁或いは表面 56 を提供するべく丸くて尖っていない。この表面 56 を用いて、ブレードが動作していない時にクランプして組織を切断及び凝固したり、組織を操作することができる。

10

【0031】

底面には、曲線カット 53 により、ブレード 88 の底部に沿って細い縁すなわち鋭利な刃 55 が形成されている。材料のカットは、半径 R1 の弧を通るように球状エンドミルをスウィープし、そのカットをブレード 88 の底面 58 に一致させる第 2 の小さな半径 R2 を用いてそのカットを仕上げることで達成される。半径 R1 は、好ましくは 12.7 mm ~ 50.8 mm (0.5 インチ ~ 2 インチ) の範囲、より好ましくは 22.86 mm ~ 27.94 mm (0.9 インチ ~ 1.1 インチ) の範囲、最も好ましくは約 27.13 mm (1.068 インチ) である。半径 R2 は、好ましくは 3.175 mm ~ 12.70 mm (0.125 インチ ~ 0.5 インチ) の範囲、最も好ましくは約 6.35 mm (0.25 インチ) である。第 2 の半径 R2 及びそれに対応したブレード 88 の底面 58 との一致により、この一致なしでカットを終了するのに比べて曲線カットの先端部での応力集中を軽減することができる。鋭利な刃 55 により、より小さな血管組織を通る切開及びクランプしない切断 (逆切断) が容易になる。

20

【0032】

ブレード 88 の底面 58 の曲線カット 53 により、ブレード 88 から少量の材料を除去するだけで鋭利な刃 55 を形成することができる。ブレード 88 の底面の曲線カット 53 では、後述する角 θ を用いて鋭利な刃 55 が形成される。この角 θ は、例えば、オハイオ州シンシナティに所在のエシコン・エンド・サージェリィ・インコーポレイテッド (Ethicon Endo-Surgery, Inc.) が製造する LCS-K5 などの従来の剪断装置に類似している。しかしながら、ブレード 88 は、通常加える力に対して角 θ の向きにすることで従来の装置よりも高速にカットすることができる。従来の剪断装置の場合、刃が対称であり、加えられる力が均等である。本発明の刃は非対称であり、この刃の非対称が、迅速に組織を分離または切断できることを示している。この非対称は、尖っていない形状を残しながらそれ程多くの材料を除去せずに、音響的に作動された時により効果的な鋭利な刃を提供するという利点を有する。この非対称の角及びブレードの湾曲が、僅かにフック状の動作或いは楔状の動作を利用する逆切断の際に、組織が自身を引張るように作用する。

30

【0033】

超音波ブレード 88 の鋭利な刃 55 は、底面 58 に曲線カット 53 が形成された後に残った表面 53 と第 2 の表面 57 との交差によって画定されている。クランプアーム組立体 300 は、超音波ブレード 88 に対して回動でき、かつ超音波ブレード 88 とクランプアーム組立体 300 との間に組織をクランプできるように、外側チューブ 160 の先端部に回動可能に取り付けられている。内側チューブ 170 の往復運動により、クランプアーム組立体 300 が弧状に回動し、垂直面 181 を画定する。鋭利な刃 55 の曲線カット 53 の接線 60 が、図 3B に例示されているように、第 2 の表面 57 の接線 62 に対して角 θ をなしている。角 θ の二等分線 59 は水平面 181 に存在するのではなく、角 θ ずれるのが好ましい。曲線カット 53 の接線 60 は、好ましくは垂直面 181 から約 5 度 ~ 50 度の範囲に位置し、最も好ましくは、曲線カット 53 の接線は垂直面 181 から約 38.8

40

50

度に位置する。角 θ は、好ましくは約 90 度 ~ 150 度の範囲であり、最も好ましくは角 θ は約 121.6 度である。

【0034】

図 3 C を参照すると、非対称の細い刃を備えた代替の実施形態が例示されている。鋭利な刃 55 A の曲線カット 53 A の接線 60 A は、図 3 C に例示されているように、第 2 の表面 57 A の接線 62 A に対して角 θ をなしている。角 θ の 2 等分線 59 A は、垂直面 181 A に存在するのではなく、角 θ ずれるのが好ましい。

【0035】

超音波ブレード 88 の曲線状のデザインはまた、組織がブレード 88 に対してクランプされた時にその組織により均一にエネルギーを供給することができる。均一なエネルギーの供給は、エンドエフェクタ 180 の長さに沿って一定の組織効果（熱処置及び横切開処置）が得られるため望ましい。ブレード 88 の先端 15 mm は、組織効果を得るために用いる動作部分である。詳細を後述するように、曲線状の切断ブレード 88 に沿った位置の変位ベクトルは、従来の器具に対する本発明の改善によって、図 3 A - 図 3 C に例示されている x - y 平面に概ね延在する方向性を有する。従って、ブレード 88 の運動は、クランプアーム組立体 300 がクランプする力の方向に対して垂直な平面（ x - y 平面）内である。

10

【0036】

一般に、直線状の対称の超音波ブレードは、図 3 A - 図 3 C に x 軸として示されている長手方向の軸に沿って延在する先端偏位運動を有する。横方向の運動は、内側チューブ 170 に不所望の熱が発生するため通常は望ましくない。言及することをもって本明細書の一部とする米国特許出願第 09 / 106 , 686 号に開示されている湾曲エンドエフェクタなどの超音波ブレードに機能的非対称を適用すると、機能的非対称により超音波導波管に不釣り合いが生じる。この不釣り合いが修正されないと、不所望の熱、ノイズ、及び組織効果の低下が起こる。米国特許出願第 09 / 106 , 686 号にバランス非対称の基端側で釣り合った超音波ブレードをどのように提供するかが例示されているが、エンドエフェクタの先端部分は少なくとも 2 つの軸方向に偏位運動を有する。エンドエフェクタが、曲線状のエンドエフェクタなどのように一平面に機能的非対称を有するがその他は対称である場合、最先端部の平面に偏位運動が延在する。

20

【0037】

z 軸方向における超音波ブレード 88 の全ての偏位運動を最小限にするのが望ましい場合が多い。 z 軸方向における超音波ブレード 88 の偏位運動は、システムの効率を低下させ、不所望の加熱、電力損失、及びノイズを起こし得る。エンドエフェクタ 180 における z 軸方向の超音波ブレード 88 の偏位運動は、超音波ブレード 88 とクランプアーム組立体 300 の間に延在する組織に超音波ブレード 88 を衝突させる。図 3 A - 図 3 C に示されている x - y 平面に対する超音波ブレード 88 の偏位運動を限定するのが望ましい。こうすることにより、超音波ブレード 88 がその超音波ブレード 88 とクランプアーム組立体 300 の間の組織に対して衝突するのではなく擦れ、組織の加熱が最適となり、最適な凝固を達成することができる。エンドエフェクタ 180 及び超音波ブレード 88 の基端側における z 軸方向の偏位運動を最小にすることは、適切に曲線カット 53 を選択することで達成することができる。

30

40

【0038】

しかしながら、図 3 及び図 4 に例示されている超音波ブレード 88 などの複数の機能的非対称を有する超音波ブレード 88 を備えた超音波エンドエフェクタ 180 は、適切に釣り合っていないにしても x 軸、 y 軸、及び z 軸の三方向全てにおいて先端部の偏位運動を有する傾向にある。例えば、図 3 A に例示されている超音波ブレード 88 は、その先端部で y 方向に曲がっている。エンドエフェクタ 180 の基端側では釣り合っているが、この曲がりにより、超音波ブレード 88 が作動すると x 方向及び y 方向の両方に偏位運動が生じる。曲線カット 53 を設けることにより、別のレベルの非対称が超音波ブレード 88 に加えられ、これにより、補正しないと全ての 3 つの軸で先端部の偏位運動が起こり、効

50

率を低下させる超音波導波管 179 で z 軸方向の不釣り合いが起こる。

【0039】

超音波導波管 179 における z 軸方向の偏位運動を最小にするべく機能的非対称を最適化して、機能的非対称の基端側の z 軸方向の先端部の偏位運動を最小にし、改善された組織効果で効率を最大にすることが可能である。図 3 に例示されているように、曲線カット 53 は、最先端部から超音波ブレード 88 の基端方向の任意の位置まで延在することができる。例えば、図 3 に、超音波ブレード 88 に延在する曲線カット 53 の第 1 の位置 66、第 2 の位置 67、及び第 3 の位置 68 が例示されている。

【0040】

以下に示す表 1 に、第 1 の位置 66、第 2 の位置 67、及び第 3 の位置 68 として図 3 に例示されている超音波ブレード 88 の曲線カット 53 の 3 つの可能な長さが示されている。表 1 において、行は超音波ブレード 88 のカットの長さについて示し、列は、それぞれのカットの長さに対するそれぞれの軸に沿った釣り合い状態及び偏位運動について示している。表 1 から分かるように、第 1 の位置 68 に一致する長さの曲線カット 53 を形成すると、機能的非対称の基端側の z 軸方向の偏位運動が最小になる。機能的非対称の基端側の z 軸方向の偏位運動を 15% 未満に超音波ブレード 88 を釣り合わせるのが好ましく、機能的非対称の基端側の z 軸方向の偏位運動を 5% 未満に超音波ブレード 88 を釣り合わせるのが最も好ましい。クランプ凝固装置 120 は、空气中（負荷は空気のみ）で作動したときに釣り合うようにデザインし、次いで他の負荷をかけて釣り合いを確認するのが好ましい。

【0041】

表 1 において、エンドエフェクタ 180 におけるクランプ器具の標準化偏位運動率（% z）は、クランプアームが完全に閉じた位置でそのクランプアームに対して垂直方向における偏位運動の値を、先端部最大振動偏位運動（先端部主振動偏位運動とも呼ぶ）の値で除し、次いでその除した値に 100 を乗じて求めることができる。先端部主振動偏位運動は、超音波ブレード 88 が作動した時に超音波ブレード 88 の最先端の点で生成される楕円の主軸の値である。偏位運動の測定については、言及することを以って本明細書の一部とする IEC 国際標準 61847（名称：「超音波外科システムの基本出力特性の測定及び宣言（Measurement and Declaration of the Basic Output Characteristics of ultrasonic surgical systems）」）に詳細に説明されている。超音波ブレード 88 または超音波導波管 179 における標準化偏位運動率（% x、% y、% z）は、第 2 の振動偏位運動の値を先端部主振動偏位運動の値で除し、その除した値に 100 を乗じて求めることができる。第 2 の先端部振動偏位運動は、超音波ブレード 88 が作動した時の超音波ブレード 88 の最先端の点で生成される楕円の短軸または他の任意の軸の値である。

【表 1】

表1. ブレード
Ti-6Al-4Vから製造した、機能的非対称を含む、R1の半径を備えた、
約24mm(0.946インチ)の長さのブレードの3つの可能な長さ
におけるバランス範囲を示す

| | ブレード88の 先端部のx方向 における 偏位運動率 (%) | ブレード88の 先端部のy方向 における 偏位運動率 (%) | ブレード88の 先端部のz方向 における 偏位運動率 (%) | ブレード88の 基端側のx方向 における 偏位運動率 (%) |
|------------------------------|---|---|---|---|
| 第1の位置68、 カット長さ= 12.8mm | 71.83 | 69.47 | 4.15 | 0.40 |
| 第2の位置67、 カット長さ= 14.8mm | 72.49 | 68.87 | 1.60 | 12.43 |
| 第1の位置66、 カット長さ= 8.2mm | 74.54 | 66.03 | 9.21 | 8.25 |

10

20

【0042】

30

図5に、外科処置中のイリゲーション/吸引を可能にする内腔9を備えた超音波エンドエフェクタ180が示されている。内腔9は、1つの内腔を備えた1つのチューブ、複数のチューブ、または複数の内腔を備えた1つのチューブからなることができる。加えて、内腔は、限定するものではないが、円、半円、部分円、長方形、及びピラミッド型を含む様々な製造可能なデザインから選択される断面形状を有することができる。内腔9は、ブレード6に対して伸縮させることができる。好適な実施形態では、内腔9は、節(長手方向、横方向、またはねじれのモードまたは運動)位置7または一般的なブレード6に沿った任意の他の所望の位置まで延ばされるまたは引き戻される。ブレード6の形状及び長さは、スプーン型、極端なカーブを備えたブレード6、及び平坦なカーブを備えたブレード6などのように様々にすることができる。超音波外科装置14のこのような実施形態では、節位置7の位置が変わり、時にはブレード6に沿って複数の節位置7が生成される。このような特定の例は、長手方向のモードに一致する周波数で励起されるようにデザインされているが、組織効果部分に沿った1または複数の位置における非長手方向の節によってある波形パターンで起こる非長手方向の運動(すなわち、横方向の運動)を有する。内腔9は伸縮可能であり、その端部を横方向の節位置7の1つに配置することができる。内腔9は、手動による伸長、ギアによる伸長、トリガーによる伸長を含む様々な手段によって、並びに医療器具のデザインの当業者に周知のように外科装置14の基端部に配置できる他の機械動作の手段によって伸縮させることができる。内腔9を介した吸引/イリゲーションの形成は、独立型の吸引/イリゲーションモジュール、タワーに取り付けられた吸引200及び/またはイリゲーション202モジュール(図1)、または一体型超音波発生

40

50

器／吸引／イリゲーションモジュールを内腔 9 に手術室で取り付けるなどの様々な方法によって行うことができる。装置ハンドル内で吸引／イリゲーション制御装置（すなわち、トランペット型バルブなど）と吸引またはイリゲーションを選択するための手段を一体化するのが有利であろう。

【 0 0 4 3 】

好適な実施形態では、内腔 9 は、ブレード 6 の凹面に配置されるが、内腔 9 のブレード 6 周囲への配置は、医師の要求、ブレードの形状、及び／または音響特性によって様々にすることができる。内腔 9 は、様々な材料から形成することができるが、好適な実施形態では、内腔 9 の材料はポリマーの性質を有する。内腔の材料の例として、限定するものではないが、F E P（フッ素化エチレンプロピレン）、E T F E（ポリテトラフルオロエチレン）、ポリイミド、ナイロン、P E T（ポリエチレンテレフタレート）、ペルフルオロアルコキシ（P F A：perfluoroalkoxy）、ポリ酢酸ビニリデン（P V D A：polyvinylidene acetate）、E T F E（エチレンテトラフルオロエチレン）、及びポリエチレン（高密度及び低密度）を挙げることができる。好適な実施形態では、内腔 9 は、ブレードに沿って内側作動チューブ 1 5 内に配置され、一連のシラスチック・スタンドオフまたはポリマー・スタンドオフ（不図示）によってブレードから離間して保持されている。他の実施形態は、ブレードとチューブの間（ブレードのみの構造の場合）または内側チューブ 1 5 と外側チューブ 1 6 0 の間（剪断機またはブレードのみの構造の場合）に配置された内腔 9、チューブに一体型化された内腔 9、または 1 つの外側支持チューブ 1 6 0 の外側に沿って配置された内腔 9 を含むことができる。内腔 9 はまた、ブレード 6 の全長 1 1 に沿って伸縮可能であるが、外科処置中の内腔 9 端部の好適な位置は、流体及び／またはデブリを吸引除去する場合は節位置 7 またはそのすぐ基端側、イリゲーションの場合はエンドエフェクタの先端部の先、蒸気及び／またはエアロゾルを吸引除去する場合はエンドエフェクタの基端部である。

【 0 0 4 4 】

図 6 A - 図 6 C に、ブレード 6 の幾つかの代替の実施形態が示されている。図 6 A には、スプーン型のブレード 6 が示されている。スプーン型のブレード 6 は、ブレード 6 の湾曲部分に凹面または溝 1 1 0 が形成されている。溝 1 1 0 により、節位置 7 に粒子を収集して、ブレード 6 から粒子が逃げるのを防止することができる。好ましくは横方向運動の節位置 7 またはそのすぐ基端側に位置する内腔 9 が溝 1 1 0 から粒子を吸引する。図 6 B 及び図 6 C のそれぞれに、著しく湾曲したブレード 6 及び広いスパチュラ状ブレード 6 が例示されている。ブレード 6 は、限定するものではないが、チタン、アルミニウム、ステライト（Stellite）、またはセラミックなどの様々な材料から形成することができる。

【 0 0 4 5 】

図 7 A 及び図 7 B に、医師の要求に応じて超音波外科器具 1 4 に設けることができるキャビティまたは溝 1 1 0 の 2 つの代替の実施形態が例示されている。図 7 A には、ブレードの先端部まで延びている湾曲した溝 1 1 0 を有する湾曲ブレード 6 が示されている。図 7 B には、直線状のブレード 6 に形成された溝 1 1 0 の第 2 の実施形態が例示されている。溝 1 1 0 は、スプーン形、湾曲形、直線形、及び鋭利なナイフの刃などの様々な実施形態を有することができる。溝 1 1 0 はまた、ブレードによって様々な長さ、幅、及び深さにすることができる。溝 1 1 0 は、ブレードの長さに沿って幅及び深さを様々にすることができる。更に、溝 1 1 0 は、V 溝または方形溝などの他の形態をとることもできる。この溝は、1 または複数の内腔を支持するまたは拘束するようにデザインすることができる。

【 0 0 4 6 】

図 8 に、内腔 9 が存在する超音波剪断装置 1 4 の一実施形態が例示されている。この代替の実施形態では、スポット凝固／キャビテーション部分 1 2、及びクランプ面 1 3 にするのに好適な部分を示されている。クランプ装置と共に用いる場合、クランプ面 1 3 がクランプ凝固及び切断に好適な部分であるが、この好適な部分はこの位置に限定されるものではない。図 8 にはまた、ブレード 6 に対して先端側／基端側に伸縮可能な内腔 9 が例示

10

20

30

40

50

されている。

【0047】

図9A-図9Eに、ブレード6及び溝110a-110eの様々な断面の実施形態が例示されている。

【0048】

複数の実施形態を用いて本発明を例示したが、出願者は、添付の特許請求の範囲及び概念をそのような詳細に限定することを意図していない。当業者であれば、本発明の範囲から逸脱することなく様々な変更形態、変形形態、及び置換形態に想到するであろう。更に、本発明に関連したそれぞれの要素の構造は、その要素によって実施される機能を提供するための手段として記載することもできる。従って、本発明は、添付の特許請求の範囲及び概念によってのみ限定されるものである。

【図面の簡単な説明】

【0049】

【図1】本発明に従った、超音波発生器の立面図、超音波トランスデューサの断面図、クランプ凝固装置の部分断面図を含む超音波外科システムを示す図である。

【図2】クランプアームが開いた状態のクランプ凝固装置のエンドエフェクタの側面図である。

【図3A】クランプ凝固装置のブレードの平面図である。

【図3B】クランプ凝固装置のブレードの断面図である。

【図3C】クランプ凝固装置のブレードの代替の実施形態の断面図である。

【図4】クランプ凝固装置のエンドエフェクタの斜視図である。

【図5】クランプ及び湾曲したブレード超音波エンドエフェクタと共に用いるための流体管理内腔の一実施形態の斜視図である。

【図6A】超音波ブレードエンドエフェクタの代替の実施形態と組み合わせた流体管理内腔の斜視図である。

【図6B】超音波ブレードエンドエフェクタの代替の実施形態と組み合わせた流体管理内腔の斜視図である

【図6C】超音波ブレードエンドエフェクタの代替の実施形態と組み合わせた流体管理内腔の斜視図である

【図7A】溝を有する超音波ブレードエンドエフェクタと組み合わせた流体管理内腔の斜視図である。

【図7B】溝を有する超音波ブレードエンドエフェクタと組み合わせた流体管理内腔の斜視図である。

【図8】流体管理内腔と組み合わせたブレード及びクランプの代替の実施形態の斜視図である。

【図9A】流体管理内腔と組み合わせて用いるための代替の超音波ブレードデザインの立面図である。

【図9B】流体管理内腔と組み合わせて用いるための代替の超音波ブレードデザインの立面図である。

【図9C】流体管理内腔と組み合わせて用いるための代替の超音波ブレードデザインの立面図である。

【図9D】流体管理内腔と組み合わせて用いるための代替の超音波ブレードデザインの立面図である。

【図9E】流体管理内腔と組み合わせて用いるための代替の超音波ブレードデザインの立面図である。

10

20

30

40

【 図 1 】

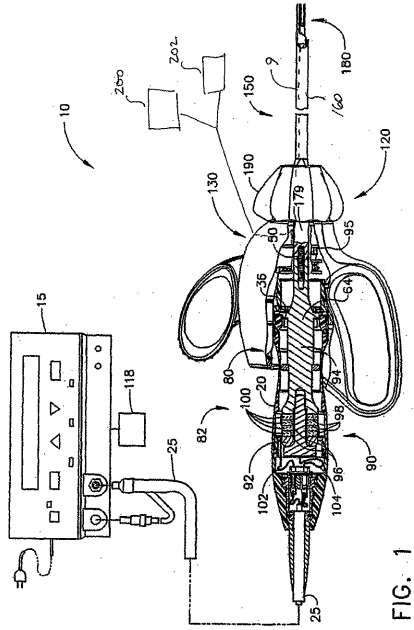


FIG. 1

【 図 2 】

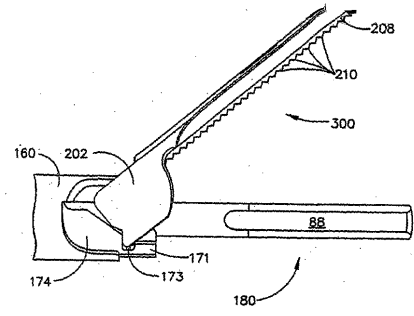


FIG. 2

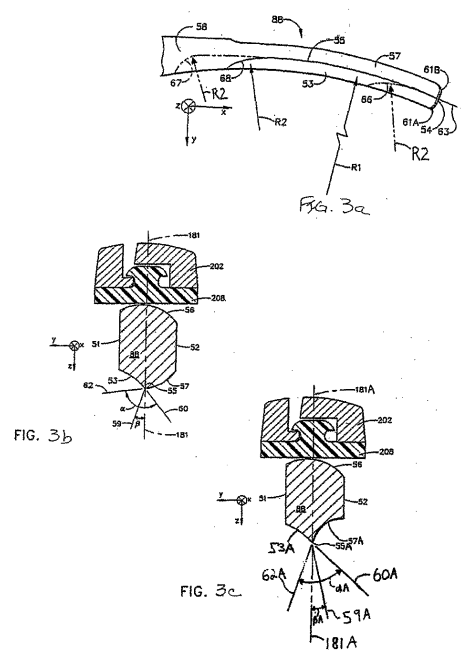


FIG. 3b

FIG. 3c

FIG. 3a

【 図 4 】

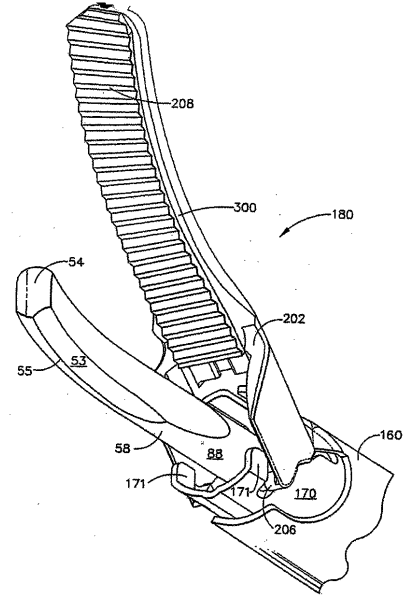


FIG. 4

【 図 5 】

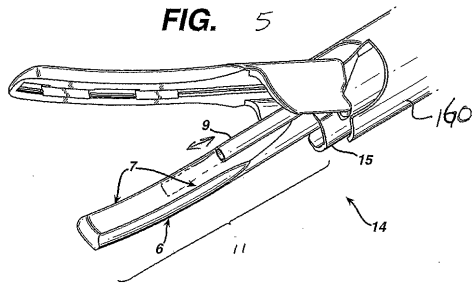


FIG. 6b

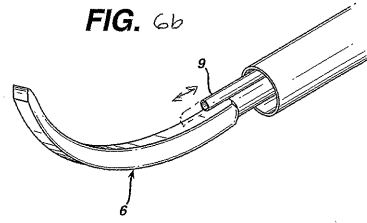


FIG. 6a

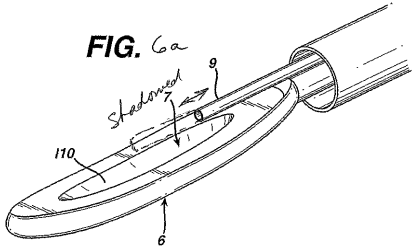
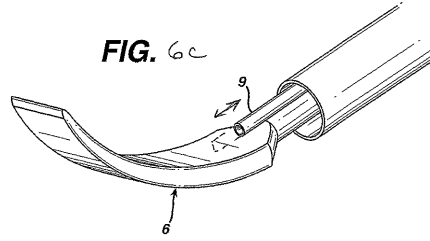


FIG. 6c



【 図 8 】

FIG. 7a

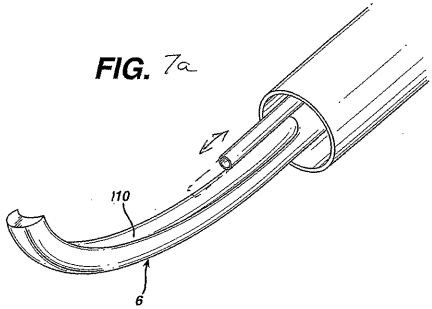


FIG. 7b

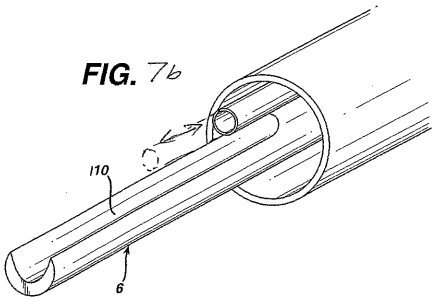


FIG. 8

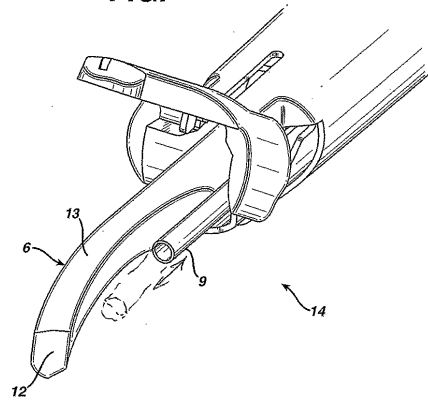


FIG. 9a



FIG. 9b

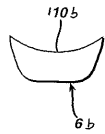


FIG. 9c

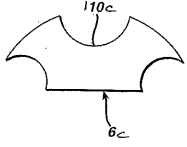


FIG. 9d

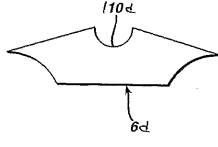
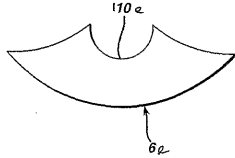


FIG. 9e



【 国際調査報告 】

| INTERNATIONAL SEARCH REPORT | | International application No. PCT/US03/29474 |
|---|---|--|
| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER | | |
| IPC(7) : A61B 17/32 | | |
| US CL : 606/137, 169, 171, 181, 37-45, 205-207, 604/22 | | |
| 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) U.S. : 606/137, 169, 171, 181, 37-45, 205-207, 604/22 | | |
| 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 practicable, search terms used) EAST text search | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category * | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| X --- Y | US 5,957,936 A (YOON et al.) 28 September 1999; Fig. 29, col. 27, lines 22-33; Fig. 17, col. 16, line 38-col. 17, line 67. | 1-4, 6-19 ----- 5, 20 |
| <input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input type="checkbox"/> See patent family annex. | | |
| * Special categories of cited documents: | | |
| "A" | document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance | "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 |
| "E" | earlier application or patent published on or after the international filing date | "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 |
| "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) | "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 |
| "O" | document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means | "&" document member of the same patent family |
| "P" | document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed | |
| Date of the actual completion of the international search 13 December 2004 (13.12.2004) | | Date of mailing of the international search report 06 JAN 2005 |
| Name and mailing address of the ISA/US Mail Stop PCT, Attn: ISA/US Commissioner for Patents P.O. Box 1450 Alexandria, Virginia 22313-1450 Facsimile No. (703) 305-3230 | | Authorized officer Vy Q. Bui Telephone No. 703-308-0858 |

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,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,MD,RU,TJ,TM),EP(AT, BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HU,IE,IT,LU,MC,NL,PT,RO,SE,SI,SK,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, EC,EE,EG,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,M N,MW,MX,MZ,NI,NO,NZ,OM,PG,PH,PL,PT,RO,RU,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SY,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,UZ,VC,VN,YU,ZA ,ZM,ZW

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 メセリー・ジェフリー

アメリカ合衆国、4 5 2 4 4 オハイオ州、シンシナティ、テレグラフ・コート 2 1 8 1

(72)発明者 ファラー・クレイグ

アメリカ合衆国、4 5 0 4 0 オハイオ州、ミルフォード、イー・デイ・サークル 5 6 9 0

Fターム(参考) 4C060 FF05 GG06 JJ13 JJ15 JJ23 JJ24