

(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2018-537135

(P2018-537135A)

(43) 公表日 平成30年12月20日 (2018. 12. 20)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 10/02 (2006. 01)	A 6 1 B 10/02 1 1 0 H	4 C 1 6 0
A 6 1 B 17/29 (2006. 01)	A 6 1 B 17/29	4 C 1 6 1
A 6 1 B 18/18 (2006. 01)	A 6 1 B 18/18 1 0 0	
A 6 1 B 1/00 (2006. 01)	A 6 1 B 1/00 6 2 3	
A 6 1 B 1/018 (2006. 01)	A 6 1 B 1/018 5 1 5	

審査請求 未請求 予備審査請求 有 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2018-510060 (P2018-510060)
 (86) (22) 出願日 平成28年9月30日 (2016. 9. 30)
 (85) 翻訳文提出日 平成30年2月22日 (2018. 2. 22)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2016/073493
 (87) 国際公開番号 W02017/055595
 (87) 国際公開日 平成29年4月6日 (2017. 4. 6)
 (31) 優先権主張番号 1517427. 9
 (32) 優先日 平成27年10月2日 (2015. 10. 2)
 (33) 優先権主張国 英国 (GB)

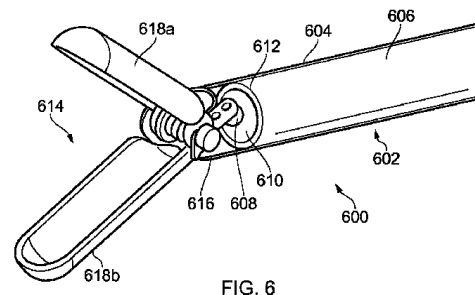
(71) 出願人 512008495
 クレオ・メディカル・リミテッド
 CREO MEDICAL LIMITED
 イギリス、エヌ・ピー・16 5・ユー・
 エイチ モンマスシャー、チェプストー、
 ビューフォート・パーク、リバーサイド・
 コート
 (74) 代理人 110001195
 特許業務法人深見特許事務所
 (72) 発明者 ハンコック、クリストファー
 イギリス、ビー・エイ・1 4・エル・エ
 ヌ バス・アンド・ノース・イースト・サ
 マセット、バス、ネピア・ロード、37

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 バイオプシー鉗子ツール

(57) 【要約】

生体組織のサンプルが一对のアゴ部の間に収集された後に、マイクロウェーブエネルギーが、出血の凝固のために使用される、(好ましくは、内視鏡の用途のための) バイオプシー鉗子ツール。一对のアゴ部は、マイクロウェーブエネルギー自体から隔離され、マイクロウェーブエネルギーの印加に起因して生じる熱的变化から絶縁された囲みを規定している。本ツールは、同軸ケーブルに接続された一对のアゴ部を備え、一对のアゴ部の各々は、電気伝導性のシェルを備え、アゴ部アセンブリは、電気伝導性のシェルが組織のサンプルを保持するための内部容量を包含する閉じた位置と、組織のサンプルを受領するために、内部容量が露出した開いた位置との間で移動可能である。電気伝導性のシェルは、閉じた位置にある場合に内部容量の周りにファラデーケージを形成している。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

マイクロウェーブエネルギーを運ぶための同軸ケーブルであって、前記同軸ケーブルが、内側導電体、外側導電体、及び、前記内側導電体を前記外側導電体から分離する誘電材料の層を有している、前記同軸ケーブルと、

前記同軸ケーブルの遠位端に取り付けられたアゴ部アセンブリであって、前記アゴ部アセンブリが一对のアゴ部を備え、前記一对のアゴ部の各々が、電気伝導性のシェルを備え、前記アゴ部アセンブリが、前記電気伝導性のシェルが互いに係合して、組織のサンプルを保持するための内部容量を囲む閉じた位置と、前記組織のサンプルを受領するために、前記電気伝導性のシェルが分離して、前記内部容量を露出させている開いた位置との間で、前記一对のアゴ部の相対位置を変更するように操作可能である、前記アゴ部アセンブリと、を備え、

前記電気伝導性のシェルが、前記閉じた位置にある場合に前記内部容量の周りにファラデーケージを形成し、

前記同軸ケーブルが、マイクロウェーブエネルギーを前記アゴ部アセンブリに搬送するように接続されている、バイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2】

前記一对のアゴ部の各々が、前記電気伝導性のシェルを前記内部容量から分離する断熱層を有している、請求項 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 3】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合、前記電気伝導性のシェルが、対向する周縁部に沿って互いに係合する、請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 4】

前記対向する周縁部が、鋸歯状であるか、ノコギリの歯のプロファイルを有している、請求項 3 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 5】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合、前記対向する周縁部が重なり合っている、請求項 3 または請求項 4 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 6】

前記一对のアゴ部が互いに対し、旋回可能に接続されている、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 7】

前記一对のアゴ部が、その近位端において、ヒンジ周りに旋回可能である、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 8】

前記一对のアゴ部が、前記開いた位置に向けてバイアスがかけられている、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 9】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合に、前記一对のアゴ部を囲むように構成されたスリーブを含む、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 10】

前記スリーブが、前記スリーブが前記一对のアゴ部をカバーする前進位置と、前記一对のアゴ部が前記スリーブから外側に突出した後退位置との間で、前記一对のアゴ部に対して軸方向に滑動可能である、請求項 9 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 11】

前記スリーブが前記前進位置にある場合、前記一对のアゴ部が、前記閉じた位置を占めるように強いられ、前記スリーブが前記後退位置に滑動した場合、前記一对のアゴ部が前記開いた位置を採用することができる、請求項 10 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

10

20

30

40

50

【請求項 1 2】

前記一対のアゴ部が、前記スリーブが前記一対のアゴ部をカバーする後退位置と、前記一対のアゴ部が前記スリーブから突出した延長位置との間で、前記スリーブに対して軸方向に滑動可能である、請求項 9 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 3】

前記一対のアゴ部が前記後退位置にある場合、前記一対のアゴ部が、前記閉じた位置を占めるように強いられており、前記一対のアゴ部が前記延長位置に滑動した場合、前記一対のアゴ部が前記開いた位置を採用することができる、請求項 1 2 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 4】

前記同軸ケーブルが、その遠位端において端子コネクタを有し、前記端子コネクタが、軸方向に延びる、前記同軸ケーブルの前記内側導電体に電氣的に接続された導電性のピンを有し、前記アゴ部アセンブリが、前記導電性のピンと滑動可能に係合した導電性のチューブを含み、前記導電性のチューブが、前記一対のアゴ部の前記電気伝導性のシェルに電氣的に接続されている、請求項 1 2 または請求項 1 3 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 5】

前記一対のアゴ部が、前記導電性のチューブの軸方向の移動によって軸方向に移動する、請求項 1 4 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 6】

前記導電性のチューブに接続され、前記同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能である制御ロッドを有し、それにより、前記導電性のチューブが、前記制御ロッドの前記同軸ケーブルに対する移動により、前記導電性のピンに対して滑動可能である、請求項 1 4 または請求項 1 5 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 7】

前記制御ロッドが、前記同軸ケーブルの横に延びている、請求項 1 6 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 8】

前記同軸ケーブルの前記内側導電体が中空であり、前記制御ロッドが前記中空の内側導電体を通して延びる、請求項 1 6 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 1 9】

前記スリーブが、内部の誘電層と、前記同軸ケーブルの前記外側導電体に電氣的に接続された外部の導電層とを備え、前記電気伝導性のシェルが、前記同軸ケーブルの前記内側導電体に電氣的に接続されている、請求項 9 から請求項 1 8 のいずれか一項に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 0】

前記スリーブの前記内部の誘電層が、前記スリーブの前記外側導電体層に当接するとともに、前記一対のアゴ部の前記電気伝導性のシェルから前記スリーブの前記外側導電体層を電氣的に絶縁する、請求項 1 9 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 1】

前記同軸ケーブルの横に延びている制御ロッドを有し、前記制御ロッドが、前記一対のアゴ部の相対位置を変更するように移動可能である、請求項 6 から請求項 8 のいずれか一項に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 2】

前記制御ロッドが、前記同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能であり、前記アゴ部アセンブリが、前記制御ロッドの軸方向の動きを前記一対のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、前記制御ロッドと係合したカム機構を含んでいる、請求項 2 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 3】

前記制御ロッドが回転可能であり、前記アゴ部アセンブリが、前記制御ロッドの回転の動きを前記一対のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、前記制御ロッドと係合

10

20

30

40

50

した回転ジョイントを含んでいる、請求項 2 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 4】

前記アゴ部アセンブリ及び同軸ケーブルが、内視鏡、気管支鏡、胃カメラ、または任意の他のタイプのスコープの、器具チャンネル内にフィットするような寸法である、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 5】

前記同軸ケーブル及びアゴ部アセンブリを囲む、保護給電ケーブルを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 6】

前記内部容量に取り付けられた温度センサを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 7】

前記アゴ部アセンブリの外側表面に取り付けられた温度センサを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

本発明は、生体組織のサンプルの収集のためのバイオブシー鉗子ツールに関する。具体的には、本発明は、サンプルが収集された後に、マイクロウェーブ周波数エネルギーを送って、残りの組織を凝固させるか、焼灼させるか、シールするように構成された、電気外科的バイオブシー鉗子ツールに関する。具体的には、鉗子は、サンプルが除去された（たとえば、引き抜かれたか、切り取られたか、切除された）、出血表面を凝固させるために使用され得る。本発明のバイオブシー鉗子ツールは、内視鏡または胃カメラの器具チャンネルを通して挿入され得るか、腹腔鏡手術または開腹手術で使用され得る。

【背景技術】

【0 0 0 2】

把持した生体組織に熱エネルギーを伝えることが可能である鉗子が知られている。熱エネルギーにより、把持された組織が焼灼され、凝固または管のシールが促進され得る。

【0 0 0 3】

US 6,585,735 には、鉗子のアゴ部がバイポーラエネルギーを、間に保持した組織を通して伝達するように構成された、内視鏡バイポーラ鉗子が記載されている。

【0 0 0 4】

EP 2,233,098 には、アゴ部のシール表面が、鉗子のアゴ部間に把持した組織内にマイクロウェーブ周波数エネルギーを放射するための 1 つまたは複数のマイクロウェーブアンテナを含んでいる、組織をシールするためのマイクロウェーブ鉗子が記載されている。

【0 0 0 5】

多くのバイオブシー手順が、微小な細胞のサンプルを抽出するためにニードルを使用して実施される。しかし、より大であるサンプルが必要とされる場合、その組織のサンプルが患者から抽出され、生体外でテストされ得るように、バイオブシー鉗子ツールを使用して組織のサンプルを把持し、隣接する組織からこの組織のサンプルを分離することが知られている。バイオブシー鉗子が、サンプルを除去するために、鋭いカッティングエッジを有する一対のアゴ部を備えていることが一般的である。

【0 0 0 6】

DE 10,200,602,787,3 には、ウォータージェット治療または無線周波数 (RF) エネルギーが、一対のアゴ部によって把持された際に、組織を選択的に除去するために使用される、バイオブシー鉗子ツールが開示されている。この文献は、低電流のモノポーラ電極を使用するか、一対のアゴ部を、凝固を実施するためのバイポーラ電極として構成することをも提案している。

【発明の概要】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

もっとも一般的には、本発明は、生体組織のサンプルが一对のアゴ部の間に収集された後に、マイクロウェーブエネルギーが、出血の凝固のために使用される、（好ましくは、内視鏡の用途のための）バイオプシー鉗子ツールを提供する。一对のアゴ部は、マイクロウェーブエネルギー自体から隔離され、マイクロウェーブエネルギーの印加に起因して生じる熱的变化から絶縁された囲みを規定している。

【 0 0 0 8 】

本発明によれば、マイクロウェーブエネルギーを運ぶための同軸ケーブルであって、この同軸ケーブルが、内側導電体、外側導電体、及び、内側導電体を外側導電体から分離する誘電材料の層を有している、同軸ケーブルと、同軸ケーブルの遠位端に取り付けられたアゴ部アセンブリであって、アゴ部アセンブリが一对のアゴ部を備え、一对のアゴ部の各々が、電気伝導性のシェルを備え、アゴ部アセンブリが、電気伝導性のシェルが互いに係合して、組織のサンプルを保持するための内部容量を囲む閉じた位置と、組織のサンプルを受領するために、電気伝導性のシェルが分離して、内部容量を露出させている開いた位置との間で、一对のアゴ部の相対位置を変更するように操作可能である、アゴ部アセンブリと、を備え、電気伝導性のシェルが、閉じた位置にある場合に内部容量の周りにファラデーケージを形成し、同軸ケーブルが、マイクロウェーブエネルギーをアゴ部アセンブリに搬送するように接続されている、バイオプシー鉗子ツールが提供される。マイクロウェーブエネルギーは、一对のアゴ部が閉じた位置にある際に、アゴ部アセンブリの外側を囲む生体組織における凝固を生じるか促すために供給され得る。これにより、組織のサンプルの清潔で安全な除去を補助することができる。マイクロウェーブエネルギーは、一对のアゴ部が開いた位置にある場合にも供給され得る。このシナリオでは、一对のアゴ部は、ツールから生体組織にマイクロウェーブエネルギーを放射する場合がある。

【 0 0 0 9 】

バイオプシー鉗子ツールは、このため、一对のアゴ部が閉じた位置にある間、（たとえば、内視鏡を通して）処置のための適切な位置に挿入することができる。定位置に置かれると、一对のアゴ部は、サンプリングされることになる組織の領域周りで、開いた位置に移行し得る。このプロセスの間、マイクロウェーブエネルギーは供給されなくてもよい。すなわち、デバイスは「冷間（cold）」で作動し得る。サンプリングされることになる組織の領域が内部容量内にある場合、一对のアゴ部は閉じた位置に移行し、それにより、組織のその領域が把持され、次いで、周囲の組織から物理的に分離される（すなわち、切り取られるか、引き離される）。一对のアゴ部の縁部は鋭利にされているか、波形にされているか、鋸歯状にされているか、この「冷間」の切取手順を促進するように別様に最適化され得る。一对のアゴ部が閉じた位置に達すると、組織のサンプルは、内部容量内に完全に囲まれ、出血表面がツールの外に残る。出血表面の迅速な凝固を促すために、マイクロウェーブエネルギーが、同軸ケーブルから一对のアゴ部及びスリーブに送られる（同軸ケーブルの近位端は、適切な電気外科ジェネレータに接続されている）。アゴ部アセンブリは、同軸ケーブルからのマイクロウェーブエネルギーを有効に、アゴ部アセンブリの遠位端と接触した組織にマッチさせるように、トランス構造を形成するように構成され得る。囲まれた組織のサンプルは、一对のアゴ部の電気伝導性のシェルがファラデーケージを形成することから、マイクロウェーブエネルギーから保護されている。換言すると、マイクロウェーブエネルギーの周波数における、内部容量内への電場の浸入深さは、無視することができる。たとえば、5 . 8 G H z の周波数では、浸入深さは10 μ m未満である。

【 0 0 1 0 】

凝固の間、囲まれたサンプルを熱の影響から保護するために、一对のアゴ部の各々は、電気伝導性のシェルを内部容量から分離する断熱層を有し得る。断熱層は、プラスチック（たとえば、PEEK、ナイロン、Teflon）、セラミック、または、熱伝導率が低い金属からさえ、形成され得る。熱伝導率の低いプラスチックが好ましい。一実施形態では、一对のアゴ部は、その外側表面を覆って設けられた金属層を有する、単一片の材料（たとえば、成型されたプラスチック）から形成され得る。この実施例では、一对のアゴ部

10

20

30

40

50

間が、材料片の固有の可撓性、または、一体丁番などにより、旋回可能にされ得る。

【 0 0 1 1 】

好ましくは、電気伝導性のシェルの厚さは、マイクロウェーブエネルギーの周波数における、表皮深さの 5 倍以上の深さである。このことは、電場が、アゴ部の表面におけるその値の 1 % に低減されることになり、場合によっては、内部容量内の加熱を生じ得る出力が、その表面におけるその値の 0 . 5 % 未満になることを意味している。たとえば、マイクロウェーブエネルギーの周波数が 5 . 8 G H z であり、電気伝導性のシェルの材料として銀が使用されている場合、表皮深さは 0 . 8 3 μ m であり、そのため、電気伝導性のシェルの厚さは、好ましくは 4 μ m より大である。

【 0 0 1 2 】

一对のアゴ部が閉じた位置にある場合、電気伝導性のシェルは、対向する周縁部に沿って互いに係合する。たとえば、電気伝導性のシェルの各々は、上向きにされたボウル、または溝に似ている場合があり、そのリムは、周縁部を形成する。対向する周縁部は、鋭利にされているか、鋸歯状またはノコギリの歯のプロファイルを有する場合がある。鋭利に起伏しているプロファイルにより、マイクロウェーブの場が内部容量内に侵入することを防止する補助になる場合がある。一对のアゴ部が閉じた位置にある場合、対向する周縁部は重なり合っている場合がある。たとえば、対向する周縁部の一方が、他方の周縁部を受領するように構成された凹状の溝を含む場合がある。

【 0 0 1 3 】

一对のアゴ部は、互いに対し、旋回可能に接続されている場合がある。本明細書では、「*p i v o t a b l y c o n n e c t e d* (旋回可能に接続されている) 」とのフレーズは、一方または両方のアゴ部が、アゴ部間の角度を増大または減少させるように、他方のアゴ部に対して旋回軸周りに回転移動可能であることを意味し得る。

【 0 0 1 4 】

一実施形態では、一对のアゴ部は、その近位端において、ヒンジ周りに旋回可能である場合がある。一对のアゴ部は、たとえばヒンジ内にバネを設けることにより、開いた位置に向けてバイアスがかけられている場合がある。この構成は、一对のアゴ部の径方向の拘束を除去することで、一对のアゴ部を自動的に開くことを可能にする場合がある。たとえば、スリーブは、一对のアゴ部が閉じた位置にある場合に、一对のアゴ部を囲むように構成される場合がある。径方向の拘束は、スリーブによって提供される場合がある。径方向の拘束を除去することは、スリーブと、一对のアゴ部との間の軸方向の相対移動によって影響を受ける場合がある。

【 0 0 1 5 】

たとえば、スリーブは、このスリーブが一对のアゴ部をカバーする前進位置と、一对のアゴ部がスリーブから外側に突出した後退位置との間で、一对のアゴ部に対して軸方向に滑動可能である場合がある。このため、スリーブが前進位置にある場合、一对のアゴ部が、閉じた位置を占めるように強いることができ、スリーブが後退位置に滑動した場合、一对のアゴ部が開いた位置を採用することができる。

【 0 0 1 6 】

別の実施例では、一对のアゴ部は、スリーブが一对のアゴ部をカバーする後退位置と、一对のアゴ部がスリーブから突出した延長位置との間で、スリーブに対して軸方向に滑動可能である場合がある。このため、一对のアゴ部が後退位置にある場合、一对のアゴ部は、閉じた位置を占めるように強いられており、一对のアゴ部が延長位置に滑動した場合、一对のアゴ部は開いた位置を採用することができる。

【 0 0 1 7 】

同軸ケーブルは、その遠位端において端子コネクタを有し得、端子コネクタが、同軸ケーブルの内側導電体に電氣的に接続された、軸方向に延びる導電性のピンを有している。アゴ部アセンブリは、導電性のピンと滑動可能に係合した導電性のチューブを含む場合があり、導電性のチューブが、一对のアゴ部の電気伝導性のシェルに電氣的に接続されている。一对のアゴ部は、導電性のチューブの軸方向の移動によって軸方向に移動し得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 8 】

スリーブまたは導電性のチューブの軸方向の移動は、同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能である制御ロッド（たとえば、プッシュロッド）によって影響される場合がある。たとえば、制御ロッドは、導電性のチューブに接続され得、それにより、導電性のチューブが、制御ロッドの同軸ケーブルに対する移動により、導電性のピンに対して滑動可能である。代替的には、制御ロッドは、スリーブに接続され得、それにより、スリーブが、制御ロッドの同軸ケーブルに対する移動により、一对のアゴ部に対して移動可能である。

【 0 0 1 9 】

制御ロッドは、同軸ケーブルの横に延びている場合がある。代替的には、同軸ケーブルの内側導電体は中空である場合があり、制御ロッドは、中空の内側導電体内に滑動可能に配置され得る。

10

【 0 0 2 0 】

スリーブは、内部の誘電層と、同軸ケーブルの外側導電体に電氣的に接続された外部の導電層とを備える場合がある。代替的には、スリーブは、同軸ケーブルから絶縁されている場合があるが、望ましくないマイクロウェーブの場の形成を妨げるために、近位のチョークを備えている場合がある。電気伝導性のシェルは、同軸ケーブルの内側導電体に電氣的に接続されている場合がある。この構成により、マイクロウェーブエネルギーがアゴ部アセンブリに送られる。

【 0 0 2 1 】

スリーブの内部の誘電層は、スリーブの外側導電体層への当接（すなわち、物理的接触）と、一对のアゴ部の電気伝導性のシェルからの、スリーブの外側導電体層の電氣的な絶縁との両方をし得る。

20

【 0 0 2 2 】

上述の実施例の両方で、一对のアゴ部を開く速度は、スリーブの遠位端と係合する電気伝導性のシェルの外側プロファイルを形成することによって制御され得る。

【 0 0 2 3 】

一実施形態では、制御ロッドは、一对のアゴ部の相対位置を変化させるように、より直接的に作用し得る。たとえば、制御ロッドは、同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能である場合があり、アゴ部アセンブリは、制御ロッドの軸方向の動きを一对のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、制御ロッドと係合したカム機構を含んでいる場合がある。

30

【 0 0 2 4 】

一実施形態では、制御ロッドは回転可能である場合があり、アゴ部アセンブリは、制御ロッドの回転の動きを一对のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、制御ロッドと係合した回転ジョイントを含んでいる場合がある。

【 0 0 2 5 】

本ツールは、同軸ケーブル及びアゴ部アセンブリを囲む、保護給電ケーブルを有する場合がある。スリーブは、保護給電ケーブルの遠位部分である場合がある。

【 0 0 2 6 】

温度センサは、たとえば、凝固の、囲まれたサンプルの温度への影響を監視するために、内部容量内に取り付けられ得る。凝固が首尾良く達成されることを確実にするために、アゴ部アセンブリの外側表面に、1つまたは複数の温度センサを取り付けて、組織の温度を監視することも望ましい場合がある。温度センサは、熱電対である場合がある。

40

【 0 0 2 7 】

本明細書では、「microwave energy（マイクロウェーブエネルギー）」は、400 MHz から100 GHz の範囲の周波数であるが、好ましくは1 GHz から60 GHz の範囲、より好ましくは、2.45 GHz から30 GHz または5 GHz から30 GHz の範囲の、電磁エネルギーを示すために、広く使用され得る。本発明は、915 MHz、2.45 GHz、3.3 GHz、5.8 GHz、10 GHz、14.5 GHz、及び24 GHz のいずれか1つまたは複数などの、単一の特定の周波数において使用され得

50

る。

【 0 0 2 8 】

本発明のバイオブシー鉗子は、内視鏡の器具チャネルを通しての挿入のために構成され得るか、腹腔鏡手術またはNOTES手順または一般的な開腹手術での使用のために構成され得る。内視鏡内の器具チャネルの直径は、1.5 mm、1.6 mm、1.8 mm、2.2 mm、2.8 mm、または3.2 mmである場合があるが、これら値には限定されない。

【 0 0 2 9 】

本発明のバイオブシー鉗子は、たとえば、腸、食道、肺、肝臓、腎臓、前立腺などの、身体の任意の領域の組織のサンプルを収集するために使用され得る。

10

【 0 0 3 0 】

アゴ部が閉じられると、デバイスは、組織の切除または切取が別のデバイスを使用して実施される場合、出血している血管をふさぐか、血管を予め凝固させて、血管の出血を防止するための、多目的の止血鉗子としても使用され得る。

【 0 0 3 1 】

本発明の各実施形態を、添付図面を参照して、以下に詳細に記載する。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 2 】

【図 1】本発明の一実施形態である、内視鏡のバイオブシー鉗子ツールの概略図である。

【図 2 A】閉じた構成の、本発明の一実施形態である、バイオブシー鉗子ツールの遠位端を通る概略断面図である。

20

【図 2 B】開いた構成の、図 2 A のバイオブシー鉗子ツールの遠位端を通る概略断面図である。

【図 3 A】閉じた構成の、本発明の別の実施形態である、バイオブシー鉗子ツールの遠位端を通る概略断面図である。

【図 3 B】開いた構成の、図 3 A のバイオブシー鉗子ツールの遠位端を通る概略断面図である。

【図 4】血液内における、シミュレーションした出力損失の密度を示す、モデル化されたバイオブシー鉗子ツールの側面図である。

【図 5】図 4 に示すモデル化されたバイオブシー鉗子ツールの反射損失を示すグラフである。

30

【図 6】本発明の別の実施形態である、バイオブシー鉗子ツールの遠位端の概略斜視図である。

【図 7】本発明のさらに別の実施形態である、バイオブシー鉗子ツールの遠位端の概略斜視図である。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 3 3 】

図 1 は、本発明の一実施形態である、内視鏡のバイオブシー鉗子ツール 100 の概略図を示している。この実施形態では、以下に論じるツールなどのバイオブシー鉗子ツールは、内視鏡 104 の器具チャネル 102 を通して挿入される。以下に論じるように、バイオブシー鉗子ツールは、器具チャネルを通り、生体組織のサンプルを収集するための遠位のアゴ部アセンブリ 114 で終端する、長い可撓性の給電ケーブルを備えることができる。給電ケーブル 106 の近位端は、取手 108 において終端している。この取手 108 は、遠位のアゴ部アセンブリを操作するためのプルトリガ 110 を含んでいる（以下により詳細に論じる）。ハンドグリップ 112 は、給電ケーブル上にクランプされて、ケーブルを回転させる手段を提供し得、したがって、遠位のアゴ部アセンブリ 114 の向きを制御する。プルトリガは、滑動部であるか、サムホイールであるか、回転ノブである場合がある。

40

【 0 0 3 4 】

給電ケーブルは、マイクロウェーブエネルギーを遠位のアゴ部アセンブリに搬送するため

50

の同軸ケーブルと、遠位のアゴ部アセンブリを機械的に作動させるためのプッシュロッドを含む外部スリーブを備え得る。マイクロウェーブ出力は、内視鏡 104 (具体的には、給電ケーブルに搭載された同軸ケーブル) に、電源ライン 116 を介して、離れたマイクロウェーブジェネレータ (図示せず) から供給され得る。

【 0035 】

給電ケーブルの外部スリーブは、トルクの安定性を与える、すなわち、同軸ケーブルに対するスリーブのねじれに抗する、内部編組を含み得る。理想的には、デバイスの近位端における取手の回転と、遠位端におけるアゴ部の円形移動との間の変換は、1 : 1 となるが、より小さい変換比、たとえば 1 : 2 が十分である場合がある。

【 0036 】

図 2 A は、閉じた構成にある際の、第 1 の実施形態に係る遠位のアゴ部アセンブリ 114 の断面図の概略的表示を示している。上述のように、遠位のアゴ部アセンブリ 114 は、給電ケーブル 202 の遠位端から突出している。給電ケーブル 202 によって運ばれる同軸ケーブル 204 は、内側導電体 206、外側導電体 208、及び、内側導電体 206 を外側導電体 208 から分離する誘電材料 210 を備えている。同軸ケーブル 204 の遠位端では、一对のアゴ部 212 a、212 b が配されている。一对のアゴ部 212 a、212 b は、たとえば、一对のアゴ部 212 a、212 b の近位端において、ヒンジ 214 により、互いに対して旋回可能に接続されている。一对のアゴ部 212 a、212 b は、生体組織のサンプルを収集するための、ある容量を包むシェルを形成する。この実施形態では、シェルは、薬用ドロップに似ているが、実際には、シェルの形状に対する限定は存在しない。一对のアゴ部の旋回可能な機能は、アゴ部が離れるように移動して、アゴ部アセンブリの遠位端に向かって面する、ある容量に対する入口を形成することを可能にするように作用する (図 2 B 参照)。一对のアゴ部 212 a、212 b の各々は、電気伝導性の外側シェルを備えている (たとえば、銅、銀、金、またはアルミニウムなどの金属で形成されている)。一実施例では、電気伝導性の外側シェルは、外側の表面に銀または金が被覆されたステンレス鋼で形成されている。内側のステンレス鋼の層は、外側の被覆よりも熱伝導率が低く、このことは、内部容量と外側の表面との間の熱バリアを向上させて、組織のサンプルが、加熱されることに起因して損傷しないようにすることを確実にしている。図 2 A に示す実施形態では、一对のアゴ部 212 a、212 b の各々は、断熱材の薄い層 218 を備えている。この層は、熱伝導率が低い材料で形成され得る。たとえば、ポリスチレンなどのプラスチック材料が使用され得る。断熱材層 218 は、対応する電気伝導性の外側シェルの内側表面に形成され得る (たとえば、接着されるか、別様に固定される)。代替的には、断熱材層は、最初に成型され、金属で覆われた層または被覆がその上に形成されて、電気伝導性のシェルを提供し得る。この実施形態では、一对のアゴ部 212 a、212 b の各々は、開いた縁部において互いに対向した、開いたカップ状の構造を形成する。一对のアゴ部 212 a、212 b の対向する縁部 216 は、鋸歯状であるか、ノコギリの歯のプロファイルを有し得る。対向する縁部 216 は、アゴ部アセンブリが閉じた構成である場合に、嵌合する (すなわち、ともにフィットする) ように構成されている。場がアゴ部の内側に存在することを確実にするように、縁部に沿って溝がある場合がある。すなわち、これにより、EM ガスケットまたはシールを形成して、マイクロウェーブの場が内部に包含される組織に入ることを防止する。マイクロウェーブの場が入ると、組織の加熱につながる場合がある。電気伝導性の外側シェルは、閉じた構成において、電氣的に接続されている。このことは、導電材料のシェルがファラデーケージとして作用して、電場 (具体的には、同軸ケーブルから供給されるエネルギーからの、マイクロウェーブの場) が、遠位のアゴ部アセンブリが閉じられている場合に、囲まれた容量の中に存在することを防止するか妨げ得る。

【 0037 】

電場が一对のアゴ部 212 a、212 b の電気伝導性の外側シェルを通して侵入することを防止するために、これらシェルを形成する電気伝導性の材料は、同軸ケーブルによって運ばれるマイクロウェーブエネルギーの周波数における材料の表皮深さの少なくとも 3 倍

10

20

30

40

50

の厚さを有している。理想的には、この厚さは、表皮深さの 5 倍以上である。

【0038】

一对のアゴ部 212a、212b の電気伝導性の外側シェルは、同軸ケーブル 204 の内側導電体 206 に、たとえばヒンジ 214 を通って延びる接続を介して、電氣的に接続されている。

【0039】

遠位のアゴ部アセンブリ 114 は、滑動スリーブ 220 をさらに備えている。この滑動スリーブ 220 は、遠位のアゴ部アセンブリ 114 を、閉じた構成と開いた構成との間で変更するように、同軸ケーブル 204 に対して軸方向に移動可能である。滑動スリーブ 220 は、同軸ケーブル 204 周りに、給電ケーブル 202 内に取り付けられている。代替的实施形態では、スリーブは、給電ケーブル自体の一部である場合がある。すなわち、給電ケーブルが、同軸ケーブルに対し、同軸ケーブル内に引込可能である場合がある。滑動スリーブの近位端は、プッシュロッド 222 に接続されている。プッシュロッド 222 は、近位が給電ケーブル 202 を通って延びており、上述のブルトリガ 110 によって制御可能である。

【0040】

外部スリーブ 220 は、外部の電気伝導性の層と、内部の誘電層 224 とを備えている。内部の誘電層 224 は、一对のアゴ部 212a、212b の外部表面に当接し、これら表面を、外部の電気伝導性の層から絶縁している。外部の電気伝導性の層は、同軸ケーブル 204 の外側導電体 208 に、接続部分 226 により、電氣的に接続されている。接続部分 226 は、一对のアゴ部 212a、212b から空間的に離れた領域において、内部の誘電層 224 を通って延びている。

【0041】

この実施形態では、一对のアゴ部 212a、212b は、たとえば、ヒンジ 214 内にバネを含むことにより、互いから離れるようにバイアスがかけられており、それにより、これらアゴ部が、滑動スリーブ 220 に対して付勢されるようになっている。このため、滑動スリーブが、一对のアゴ部 212a、212b に対して近位の方 (図 2A では左) に滑動する際、一对のアゴ部 212a、212b は、スリーブから突出し、バイアスの力の影響下で、囲まれた容量にアクセスするように開く。移動の性質は、適切な外部プロフィールを一对のアゴ部 212a、212b の外側シェルに提供することによって制御される。

【0042】

図 2B は、開いた構成にある場合、すなわち、スリーブ 220 が近位にスライドして、一对のアゴ部 212a、212b を露出させた際の、図 2A に示した遠位のアゴ部アセンブリの概略的表示を示している。一对のアゴ部 212a、212b はこうして、生体組織のサンプルを受領するように開く。

【0043】

使用時には、このデバイスは、閉じた構成の状態で、処置 (サンプルの抽出) の位置に挿入される。定位置に置かれると、スリーブ 220 が後退して、一对のアゴ部 212a、212b が開かれ得る。開いたアゴ部が組織の所望の部分に対する位置にある場合、スリーブ 220 は、アゴ部上を遠位へと押され、これにより、このため、生体組織のサンプルを把持するとともに除去する。一对のアゴ部 212a、212b の対向する縁部は、切取の効率を上げるために、鋭利にされている場合がある。組織のサンプルが除去され、アゴ部のシェル内に囲まれると、マイクロウェーブエネルギーが同軸ケーブルを通して供給されて、サンプルが除去された後に残る出血表面を凝固させる。スリーブの外側導電体層及び一对のアゴ部によって放出されるマイクロウェーブの場は、以下により詳細に論じられる。閉じたアゴ部がファラデーケージとして作用し、マイクロウェーブの場の浸入深さが、シェルの厚さに比べ、無視できることから、サンプルは、マイクロウェーブの場から保護され、したがって、望ましくない組織の影響が回避される。

【0044】

10

20

30

40

50

温度センサ 228 (たとえば、微細な熱電対など) は、組織のサンプルの温度を監視するように、囲まれた容量の中に取り付けられ得る。温度センサ 228 は、外部のプロセッサに、ワイヤ 230 によって接続され得る。このワイヤ 230 は、ヒンジ 214 を通って、給電ケーブルの内側に沿って延び得る。温度センサは、マイクロウェーブによる凝固が必要である場合、組織の温度を測定するために、外部のアゴ部、すなわちシェルにも接続され得る。

【0045】

図 3 A は、閉じた構成にある際の、第 2 の実施形態に係る遠位のアゴ部アセンブリ 114 の断面図の概略的表示を示している。図 2 A 及び図 2 B に示す遠位のアゴ部アセンブリと同じ方法で構成された構成要素は、同じ参照符号が与えられており、再度記載しない。

10

【0046】

図 3 A 及び図 3 B に示す実施形態は、一对のアゴ部 212 a、212 b がプッシュロッド 222 に接続されており、かつ、アセンブリを閉じた構成と開いた構成との間で移動するように、同軸ケーブル 204 に対して軸方向に滑動可能である点で、図 2 A 及び図 2 B の実施形態とは異なっている。

【0047】

この実施形態では、同軸ケーブル 204 は、その遠位端で、コネクタ 240 により、終端している。コネクタ 240 は、遠位に延びる中心の導電体 242 を有している。中心の導電体 242 は、同軸ケーブル 204 の内側導電体 206 に電氣的に接続されている。ガイドスリーブ 244 は、コネクタ 240 に取り付けられており、コネクタ 240 から遠位に延びて、一对のアゴ部 212 a、212 b が内部を通してスライド可能であるチャンネルを形成する。ガイドスリーブ 244 は、このガイドスリーブ 244 が電気伝導性の外部の層 246 と、この電気伝導性の外部の層 246 を、一对のアゴ部 212 a、212 b の電気伝導性の外側シェルから絶縁する誘電性の内部の層 224 とを有する点で、上述の可動スリーブ 220 と同様の方法で構成されている。

20

【0048】

導電性のチューブ 248 は、コネクタ 240 の中心の導電体 242 に滑動可能に取り付けられている。導電性のチューブ 248 は、中心の導電体 242 に、たとえば物理的接触を通して、電氣的に接続されており、それにより、組み合わせで、これら構成要素が、望遠鏡またはトロンボーンのような方式で軸方向に延びることができる。導電性のチューブ 248 は次いで、一对のアゴ部 212 a、212 b の外部の導電体のシェルに、たとえば、フォイル片 250 または他の可撓性導電体を使用して、電氣的に接続されている。これら電気接続の両方は、ミスマッチを制限するか最小にするために、インピーダンスに関する完全性を確実にするように、たとえばシミュレーションなどを使用して、設計され得る。最大出力が組織量内に搬送されることを確実にするために、接続されたセクション間でインピーダンスを良好にマッチさせることが望ましい。代替的には、関係する距離が、物理的長さに渡る電氣的な相転移が無視できるようになっている。この接続は、2 つの滑動可能なチューブ、可撓性の基板、たとえば、Rogers Corporation の Rflex 8080 を使用するか、回転可能な同軸ジョイントを使用することにより、形成することができる。導電性のチューブ 248 は、たとえば剛性の支持注 252 を介して、プッシュロッド 222 に物理的に接続され、このプッシュロッド 222 とともに移動可能である。スロット状のアパーチャ 254 は、支持注 252 が、スリーブの外部のプッシュロッドに接続することを可能にするように、ガイドスリーブ 244 内に形成されている。他の実施形態では、ガイドスリーブは、給電ケーブル 202 の内部の表面によって形成され得る。この場合、アパーチャは必要ない場合がある。

30

40

【0049】

図 3 A は、ガイドスリーブ 244 内に完全に後退した、一对のアゴ部 212 a、212 b を示している。このことは、サンプルが収集された後に、マイクロウェーブエネルギーを、同軸ケーブルを通して印加して、器具の遠位端において凝固の影響を生じることが望ましい場合に、遠位のアゴ部アセンブリ 114 によって採用される構成である。

50

10

20

30

40

50

- ツールが、挿入損失が少なく、反射損失が高いように設計され、それにより、供給されたマイクロウェーブエネルギーの割合の多くが、供給ケーブルまたはツールを過度に加熱することなく、所望の組織に印加される。

【 0 0 5 4 】

実際にこのことを達成するためには、アゴ部が閉じた際にサンプル周りに導電性のケー
ジを形成するように、バイオプシーツールの大部分にわたり、導電性のシェルが存在する
必要がある。このシェルの部分は、電気的にも接続されていることと、電流がシェル
の一方側から他方側に通り返けないように、十分な厚さを有していることが必要である
。電流がシェルの一方側から他方側に通り返けることを防止するために、シェルは、通常
、表皮深さの少なくとも3倍の厚さである必要がある。ここで、表皮深さは、材料の電気

的特性及び磁気的特性、ならびにマイクロウェーブ周波数により、

【 0 0 5 5 】

【 数 1 】

$$\delta = \sqrt{\frac{\rho}{\pi f \mu}}$$

【 0 0 5 6 】

として判定される。ここで、 δ は (m での) 表皮深さ、 f は (H z での) 周波数、 ρ は ($\Omega \cdot m$ での) 抵抗率、 μ は (H m $^{-1}$ での) 導電体の (磁気の) 透過率である。銅、銀、金、及びアルミニウムの表皮深さは、5 . 8 G H z では 1 ミクロンに近く、鉄及びスチールに関しては、この値の約 1 0 分の 1 であり、そのため、導電性のシェルが非常に厚い必要はない。やはり、シェルは、導電材料の連続した層である必要はないが、もっとも大である寸法にわたる波長よりも穴が著しく小さい場合は、これら穴をシェル内に有する場合がある。5 . 8 G H z では、幅が 0 . 5 m m より小である穴は、無視することができる。

10

【 0 0 5 7 】

2 つのアゴ部が存在する場合、これらアゴ部の各々は、導電性の外側コーティングを有し、ヒンジがある後部において接触するが、2 つの半体間で、アゴ部の縁部に沿う他のどの部分にも接触せず、このため、理論上、マイクロウェーブ放射が、アゴ部間に浸入することが可能である。このことが生じるには、アゴ部間の隙間に対して垂直な、強力なマイクロウェーブの電場が存在する必要がある。マイクロウェーブの信号が、アゴ部が接続されている、アゴ部の後部から導入される場合、アゴ部の構成の対称性は、そのような信号が給電またはツールで生成されないことを意味している。しかし、そのような信号は、組織との接触がアゴ部の一方側でのみされている場合、凝固 / 切除されることになる組織からの反射によって生成することができる。これが起こることを防止するために、アゴ部の前側の歯、または先の尖った部分を組み入れることが所望である。これにより、アゴ部が閉じた際に良好な導電性の接触が形成される。このことは、負荷が非対称になる影響をかなり低減することになる。

20

【 0 0 5 8 】

周囲の組織からの導電により、組織のサンプルが加熱されることの影響を低減するために、バイオブシーのアゴ部が、断熱層を組み込むことが望ましい。代替的または追加的に、アゴ部の熱容量は、アゴ部から、熱容量がより高いヒートシンクへの、熱の経路を設けることにより、増大させることができる。たとえば、同軸ケーブルは、ヒートシンクとして作用し得る。

30

【 0 0 5 9 】

バイオブシーツールの内部におけるサンプルの導電加熱は、見積もることができるが、アゴ部内に小さいセンサを組み込んで、実際の測定を行うことを可能にし得ることが好ましい場合がある。そのような測定により、出力の入力を、周りの組織からの熱伝導に起因するバイオブシーサンプル内の温度上昇に正確に関連させることが可能になり得る。

【 0 0 6 0 】

マイクロウェーブ出力を遠位のアゴ部アセンブリに供給するのに使用される同軸ケーブルは、5 0 Ω の一般的なインピーダンスを有する場合がある。アゴ部周りの、マイクロウェーブ出力が供給される伝達線の断面は、このインピーダンスよりも低いインピーダンスを有している。この断面の端部における組織とのマッチは、この断面の長さを最適にすることにより、向上させることができる。

40

【 0 0 6 1 】

図 4 は、本発明に係る遠位のアゴ部アセンブリのシミュレーションを示している。遠位のアゴ部アセンブリは、一対のアゴ部の外側導電体層と、外部スリーブ (この実施例では、一対のアゴ部上を滑動可能である) の導電体層との間に形成されたトランスとして扱われ得る。外部スリーブの導電体層は、4 分の 1 波長のチョークを形成するように、十分な長さ (たとえば、約 7 m m) 続いている限り、同軸ケーブルの外側導電体と電氣的に接

50

触していなければならない。この場合、スリーブの内側全体が、薄い絶縁層、たとえば P T F E で裏打ちされている場合がある。このシミュレーションでは、バイオブシーのアゴ部周りの低いインピーダンスの断面は、長さが 14.7 mm、マイクロウェーブエネルギーの周波数が 5.8 GHz である。この場合、組織とのマッチは非常に良好である。14.7 mm は、この伝達線における半波長に近い。このことは、半波長に近いトランスが 1 に近い比のトランスを有することから、バイオブシープローブの端部において、組織によって提供されるインピーダンスが、50 オームに近いことを暗示している。

【0062】

図 4 では、最大出力密度は $116 \text{ dBm} / \text{m}^3$ であり、このことは、 $(10^{11} \cdot 6 \times 10^{-3}) / 10^9 \text{ W} / \text{mm}^3 = 0.398 \text{ W} / \text{mm}^3$ に変形される。血液の平均的な比熱容量は、 $3617 \text{ J} / \text{kg} \cdot \text{K}$ ($3300 \text{ J} / \text{kg} \cdot \text{K}$ から $3900 \text{ J} / \text{kg} \cdot \text{K}$ の範囲) であり、血液の平均比重は $1050 \text{ kg} / \text{m}^3$ ($1025 \text{ kg} / \text{m}^3$ から $1060 \text{ kg} / \text{m}^3$ の範囲) である。したがって、血液の平均的な比熱容量は約 $3.6 \text{ mJ} / \text{mg} \cdot \text{K}$ であり、組織の比重は約 $1.05 \text{ mg} / \text{mm}^3$ であり、それにより、組織の容量の熱容量は、およそ、 $3.6 \text{ mJ} / \text{mg} \cdot \text{K} \times 1.05 \text{ mg} / \text{mm}^3 = 3.78 \times 10^{-3} \text{ J} / \text{K} \cdot \text{mm}^3$ である。したがって、 $0.398 \text{ W} / \text{mm}^3$ のソースを使用することにより、血液の、 $0.398 \div 3.78 \times 10^{-3} = 105 \text{ K s}^{-1} \text{ mm}^3$ の組織の加熱量が提供される。図 5 は、図 4 の構成の反射損失を示している。この良好な結果により、使用可能な反射損失が、複数の条件に関して達成可能であるものとし、また、出力の搬送に影響することなく、一対のアゴ部の正確な形状を変形することに関するいくつかの範囲があるものとすることが示されている。

【0063】

図 6 は、本発明の別の実施形態に係る、内視鏡のバイオブシー鉗子ツール 600 の概略的表示を示している。鉗子ツール 600 は、内視鏡または類似の検査デバイスの器具チャネルを通るのに適したサイズの外径を有する給電ケーブル 602 を備えている。この実施形態では、給電ケーブル 602 は、同軸ケーブル 606 を包含する外部スリーブ 604 を備えている。同軸ケーブル 606、及び、この同軸ケーブル 606 を包含するスリーブの部分は、内視鏡が、器具を定位置に誘導することを可能にするように、可撓性である場合がある。

【0064】

同軸ケーブルは、誘電材料 610 に囲まれた内側導電体 608 を備えている。誘電材料 610 は次いで、外側導電体 612 によって囲まれている。外側導電体 612 及び誘電材料 610 は、スリーブ 604 内で終端して、同軸ケーブルの遠位端を形成している。内側導電体 608 は、以下に論じるように、遠位のアゴ部アセンブリ 614 に接続されるように、同軸ケーブルの遠位端を越えて突出している。

【0065】

スリーブ 604 の遠位部分 616 は、同軸ケーブルの遠位端を越えて延び、遠位のアゴ部アセンブリ 614 において終端している。遠位部分 616 は、遠位のアゴ部アセンブリを物理的に支持するために、短い剛性のセクションで形成され得る。

【0066】

遠位のアゴ部アセンブリ 614 は、一対のアゴ部 618 a、618 b を備えており、一対のアゴ部 618 a、618 b の各々は、細長い溝またはカップ形状を有している。一対のアゴ部 618 a、618 b は、遠位部分 616 において、互いに対向するように配置され、それらの細長い溝によって形成された内部容量を囲む閉じた位置と、それらが、生体組織を受領するために、離れるように角度が付けられている開いた位置との間で、互いに対して移動可能である。遠位のアゴ部アセンブリは、図 6 に開いた構成で示されている。

【0067】

この実施形態では、一対のアゴ部 618 a、618 b は、ヒンジ周りに回転可能である。このヒンジは、スリーブ 604 の遠位部分 616 の開口にわたって延びる横方向のロッドから形成されている。一対のアゴ部 618 a、618 b の各々は、横方向のロッド状に

10

20

30

40

50

回転可能に取り付けられた、近位の取り付けリングを有している。内側導電体 608 は、同軸ケーブルによって一对のアゴ部に運ばれるマイクロウェーブエネルギーを供給するために、横方向のロッドに接続されている。

【0068】

この実施形態では、一对のアゴ部は、アクチュエータスリーブ（図示せず）を給電ケーブル 602 に沿って、スリーブ 604 の遠位部分 606 を越えて滑動させることにより、開いた構成と閉じた構成との間で移動し得る。開くことを補助するために、ヒンジは、一对のアゴ部が開いた構成になるようにバイアスがかかるための、バネなどを含んでいる場合がある。

【0069】

図 7 は、別の実施形態に係る、内視鏡のバイオプシー鉗子ツール 700 の概略的表示を示している。鉗子ツール 700 は、内視鏡または類似の検査デバイスの器具チャネルを通るのに適したサイズの外径を有する給電ケーブル 702 を備えている。この実施形態では、給電ケーブル 702 は、管腔を規定する中空スリーブ 704 を備えている。同軸ケーブル 706 及び制御ロッド 707 は、管腔を通して、管腔の近位端から遠位端に延びている。

【0070】

この実施形態では、固定アゴ部要素 708 は、スリーブ 704 の遠位端において固定されている。固定アゴ部要素 708 は、同軸ケーブル 706 及び制御ロッド 707 の遠位端を受領するための支持フレームを提供するように、スリーブ 704 内に置かれた近位部分を有している。支持フレームは、同軸ケーブルの外側表面にフィットするような形状の凹部を含み得る。

【0071】

固定アゴ部要素 708 は、スリーブ 704 から突出して、一对のアゴ部 712 a、712 b の一方を形成する遠位部分を有している。これにより、上述の一对のアゴ部と同様の機能が提供される。具体的には、固定アゴ部要素のアゴ部 712 a は、細長い溝形状を有し得、それにより、このアゴ部 712 a が、一对のアゴ部間に把持された生体組織を受領するための、内部容量を規定する。固定アゴ部要素 708 は、導電材料（たとえば、ステンレス鋼 316 L）で構成され得、それにより、やはり完全に組み立てられた際の製品の先端の強度を向上させつつ、アゴ部 712 a と、同軸ケーブルの外側導電体との間の帰路を形成している。同軸ケーブルは、固定アゴ部要素にハンダ付けされる場合がある。

【0072】

可動アゴ部要素 714 は、スリーブ 704 の遠位端に取り付けられている。可動アゴ部要素は、固定アゴ部要素及びスリーブに対して固定された回転軸周りに回転するように、固定アゴ部要素 708 に回転可能に接続されている。したがって、固定アゴ部要素 708 は、可動アゴ部要素のための回転軸と、同軸ケーブル 706 のための固定ポイントとの両方として作用する。回転接続は、固定アゴ部要素の協同穴に受領される、可動アゴ部要素上に横方向に突出する回転バーによって形成され得る。可動アゴ部要素 714 は、制御ロッドに形成された横方向の係合フィンガ 718 と係合する細長いスロット 716 を含む近位部分を有している。細長いスロット 716 は、制御ロッド 707 の、スリーブに対する長手方向の動きを、可動アゴ部要素 712 b の、固定アゴ部要素 712 a に対する回転の動きに変換するカムとして作用する。制御ロッドは、ニチノールなどで形成され得る。可動アゴ部要素 714 は、スリーブ 704 から突出して、アゴ部 712 b を形成する遠位部分を有し、固定アゴ部要素のアゴ部 712 a とともに一对のアゴ部を形成する。この実施形態では、アゴ部 712 b は、他方のアゴ部 712 a に面している、隆起した（ノコギリ状の歯）表面 716 を有している。可動アゴ部 712 a は、アゴ部 712 a の底縁部に当接して、内部容量を囲む閉じた位置と、アゴ部 712 a とアゴ部 712 b との間に、生体組織を受領するための空間が存在する開いた位置（図 7 に示す）との間で回転するように構成されている。

【0073】

可動アゴ部要素は、基本的には、セラミックまたはPEEKなどの、非導電性の材料で構成され得る。導電性のコーティングまたは層またはトラック（図示せず）が、隆起した表面上に形成されている。同軸ケーブルの内側導電体は、導電性のコーティングに接続されており、それにより、同軸ケーブルによって運ばれたマイクロウェーブエネルギーが一对のアゴ部に搬送されて、血液の凝固を補助するようになっている。

【 0 0 7 4 】

上述のカム機構の動作のための空間を設けるために、スリーブ 7 0 4 は、その遠位部分に開口 7 1 8 を有し得る。スリーブの遠位の開口は、やはり、一对のアゴ部が完全に開くことを許容するような形状である場合がある。

【 図 1 】

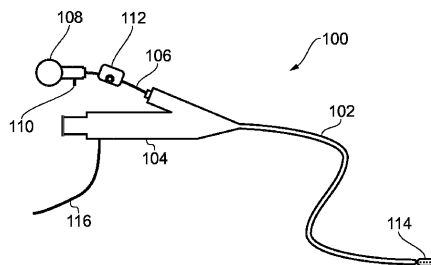


FIG. 1

【 図 2 A 】

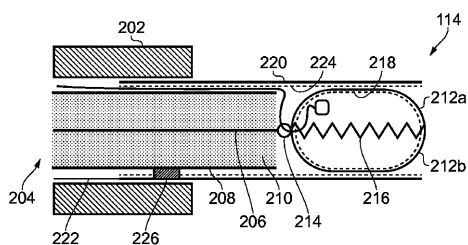


FIG. 2A

【 図 2 B 】

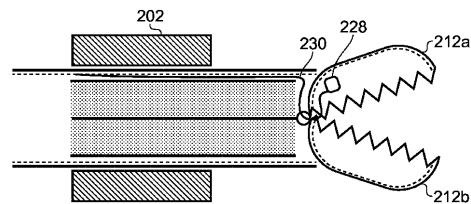


FIG. 2B

【 図 3 A 】

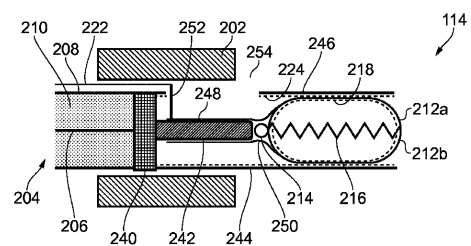


FIG. 3A

【図 3 B】

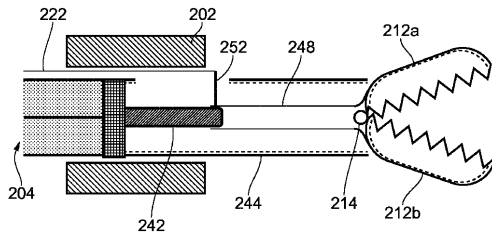


FIG. 3B

【図 4】

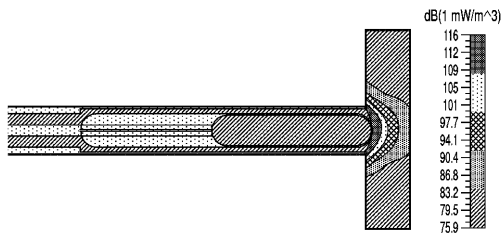
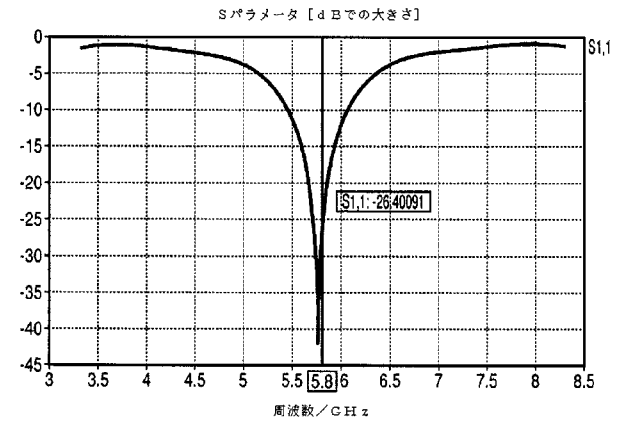


FIG. 4

【図 5】



【図 6】

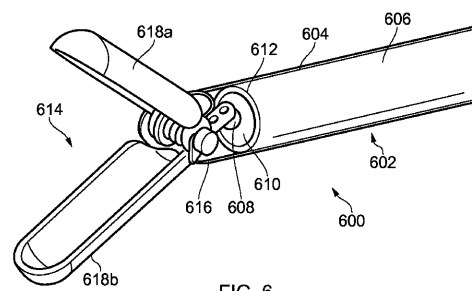


FIG. 6

【図 7】

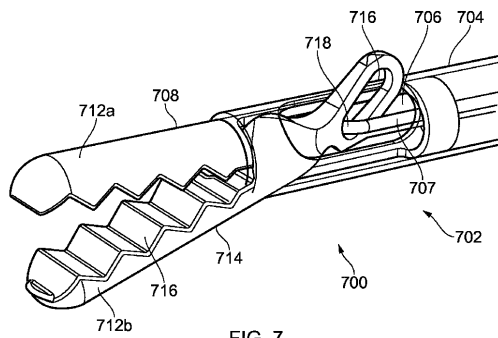


FIG. 7

【手続補正書】

【提出日】平成29年8月2日(2017.8.2)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

マイクロウェーブエネルギーを運ぶための同軸ケーブルであって、前記同軸ケーブルが、内側導電体、外側導電体、および、前記内側導電体を前記外側導電体から分離する誘電材料の層を有している、前記同軸ケーブルと、

前記同軸ケーブルの遠位端に取り付けられたアゴ部アセンブリであって、前記アゴ部アセンブリが一对のアゴ部を備え、前記一对のアゴ部の各々が、電気伝導性のシェルを備え、前記アゴ部アセンブリが、前記電気伝導性のシェルが互いに係合して、組織のサンプルを保持するための内部容量を囲む閉じた位置と、前記組織のサンプルを受領するために、前記電気伝導性のシェルが分離して、前記内部容量を露出させている開いた位置との間で、前記一对のアゴ部の相対位置を変更するように操作可能である、前記アゴ部アセンブリと、を備え、

前記電気伝導性のシェルが、前記閉じた位置にある場合に前記内部容量の周りにファラデーケージを形成し、

前記同軸ケーブルが、マイクロウェーブの場として放出されるように、マイクロウェーブエネルギーを前記アゴ部アセンブリに搬送するように接続され、

前記ファラデーケージが、前記内部容量を、前記同軸ケーブルによって供給される前記マイクロウェーブエネルギーからシールドするように構成されている、バイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2】

前記一对のアゴ部の各々が、前記電気伝導性のシェルを前記内部容量から分離する断熱層を有している、請求項 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 3】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合、前記電気伝導性のシェルが、対向する周縁部に沿って互いに係合する、請求項 1 または請求項 2 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 4】

前記対向する周縁部が、鋸歯状であるか、ノコギリの歯のプロファイルを有している、請求項 3 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 5】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合、前記対向する周縁部が重なり合っている、請求項 3 または請求項 4 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 6】

前記一对のアゴ部が互いに対し、旋回可能に接続されている、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 7】

前記一对のアゴ部が、その近位端において、ヒンジ周りに旋回可能である、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 8】

前記一对のアゴ部が、前記開いた位置に向けてバイアスがかけられている、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 9】

前記一对のアゴ部が前記閉じた位置にある場合に、前記一对のアゴ部を囲むように構成

されたスリーブを含む、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 10】

前記スリーブが、前記スリーブが前記一対のアゴ部をカバーする前進位置と、前記一対のアゴ部が前記スリーブから外側に突出した後退位置との間で、前記一対のアゴ部に対して軸方向に滑動可能である、請求項 9 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 11】

前記スリーブが前記前進位置にある場合、前記一対のアゴ部が、前記閉じた位置を占めるように強いられており、前記スリーブが前記後退位置に滑動した場合、前記一対のアゴ部が前記開いた位置を採用することができる、請求項 10 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 12】

前記一対のアゴ部が、前記スリーブが前記一対のアゴ部をカバーする後退位置と、前記一対のアゴ部が前記スリーブから突出した延長位置との間で、前記スリーブに対して軸方向に滑動可能である、請求項 9 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 13】

前記一対のアゴ部が前記後退位置にある場合、前記一対のアゴ部が、前記閉じた位置を占めるように強いられており、前記一対のアゴ部が前記延長位置に滑動した場合、前記一対のアゴ部が前記開いた位置を採用することができる、請求項 12 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 14】

前記同軸ケーブルが、その遠位端において端子コネクタを有し、前記端子コネクタが、軸方向に延びる、前記同軸ケーブルの前記内側導電体に電氣的に接続された導電性のピンを有し、前記アゴ部アセンブリが、前記導電性のピンと滑動可能に係合した導電性のチューブを含み、前記導電性のチューブが、前記一対のアゴ部の前記電気伝導性のシェルに電氣的に接続されている、請求項 12 または請求項 13 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 15】

前記一対のアゴ部が、前記導電性のチューブの軸方向の移動によって軸方向に移動する、請求項 14 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 16】

前記導電性のチューブに接続され、前記同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能である制御ロッドを有し、それにより、前記導電性のチューブが、前記制御ロッドの前記同軸ケーブルに対する移動により、前記導電性のピンに対して滑動可能である、請求項 14 または請求項 15 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 17】

前記制御ロッドが、前記同軸ケーブルの横に延びている、請求項 16 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 18】

前記同軸ケーブルの前記内側導電体が中空であり、前記制御ロッドが前記中空の内側導電体を通して延びる、請求項 16 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 19】

前記スリーブが、内部の誘電層と、前記同軸ケーブルの前記外側導電体に電氣的に接続された外部の導電層とを備え、前記電気伝導性のシェルが、前記同軸ケーブルの前記内側導電体に電氣的に接続されている、請求項 9 から請求項 18 のいずれか一項に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 20】

前記スリーブの前記内部の誘電層が、前記スリーブの前記外側導電体層に当接するとともに、前記一対のアゴ部の前記電気伝導性のシェルから前記スリーブの前記外側導電体層を電氣的に絶縁する、請求項 19 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 21】

前記同軸ケーブルの横に延びている制御ロッドを有し、前記制御ロッドが、前記一対の

アゴ部の相対位置を変更するように移動可能である、請求項 6 から請求項 8 のいずれか一項に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 2】

前記制御ロッドが、前記同軸ケーブルに対して軸方向に移動可能であり、前記アゴ部アセンブリが、前記制御ロッドの軸方向の動きを前記一対のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、前記制御ロッドと係合したカム機構を含んでいる、請求項 2 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 3】

前記制御ロッドが回転可能であり、前記アゴ部アセンブリが、前記制御ロッドの回転の動きを前記一対のアゴ部間の旋回する相対移動に変換するための、前記制御ロッドと係合した回転ジョイントを含んでいる、請求項 2 1 に記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 4】

前記アゴ部アセンブリおよび同軸ケーブルが、内視鏡、気管支鏡、胃カメラ、または任意の他のタイプのスコープの、器具チャンネル内にフィットするような寸法である、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 5】

前記同軸ケーブルおよびアゴ部アセンブリを囲む、保護給電ケーブルを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 6】

前記内部容量に取り付けられた温度センサを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【請求項 2 7】

前記アゴ部アセンブリの外側表面に取り付けられた温度センサを有する、先行請求項のいずれかに記載のバイオブシー鉗子ツール。

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/073493

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B10/06
ADD.

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)
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 practicable, 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.
X	US 2007/149971 A1 (NISHIMURA MIYUKI [JP]) 28 June 2007 (2007-06-28) figures 1-5, paragraph [13, 69, 71, 76, 84, 91] -----	1,3,4, 6-8,24, 25
A	US 2012/101501 A1 (NISHIMURA MAKOTO [JP] ET AL) 26 April 2012 (2012-04-26) figure 7, 8, paragraph [63-69] -----	1,3,4, 6-8
A	US 2012/136424 A1 (KIMURA MEGUMI [JP] ET AL) 31 May 2012 (2012-05-31) figure 2, 7, paragraph [30, 41,44, 45, 59, 60] ----- -/-	1,3,4,6, 7

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C.

☒ 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

"E" earlier application or patent 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)

"O" 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

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

10 January 2017

Date of mailing of the international search report

23/03/2017

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Kickler, Nils

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/EP2016/073493

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. ☐ Claims Nos.:
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:

2. ☐ Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. ☐ Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

see additional sheet

1. ☐ As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. ☐ As all searchable claims could be searched without effort justifying an additional fee, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. ☐ As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. ☒ No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

1-8, 24, 25

Remark on Protest

- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.
- ☐ The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.
- ☐ No protest accompanied the payment of additional search fees.

International Application No. PCT/ EP2016/ 073493

FURTHER INFORMATION CONTINUED FROM PCT/ISA/ 210

This International Searching Authority found multiple (groups of) inventions in this international application, as follows:

1. claims: 1-8, 24, 25

Providing biopsy forceps with a thermal insulation layer
around an internal volume

2. claims: 9-20

Providing biopsy forceps with a sleeve for a feeding
operation

3. claims: 21-23

Providing biopsy forceps with a control rod

4. claims: 26, 27

Providing biopsy forceps with a temperature sensor

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/073493

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 2011/237975 A1 (SECREST DEAN [US] ET AL) 29 September 2011 (2011-09-29) figure 3, 4, paragraph [41, 71-75, 79] -----	3, 6-8
A	EP 2 233 098 A1 (TYCO HEALTHCARE [US]) 29 September 2010 (2010-09-29) paragraph [10, 11, 16, 17, 20, 27, 32] -----	1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/073493

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2007149971 A1	28-06-2007	JP 4612545 B2	12-01-2011
		US 2007149971 A1	28-06-2007
		WO 2005016163 A1	24-02-2005

US 2012101501 A1	26-04-2012	HK 1168015 A1	19-06-2015
		JP 5380705 B2	08-01-2014
		JP 2009297503 A	24-12-2009
		US 2012101501 A1	26-04-2012

US 2012136424 A1	31-05-2012	CN 102470010 A	23-05-2012
		EP 2478860 A1	25-07-2012
		JP 5031925 B2	26-09-2012
		US 2012136424 A1	31-05-2012
		WO 2011033881 A1	24-03-2011

US 2011237975 A1	29-09-2011	EP 2549931 A2	30-01-2013
		JP 2013521994 A	13-06-2013
		US 2011237975 A1	29-09-2011
		WO 2011119817 A2	29-09-2011

EP 2233098 A1	29-09-2010	EP 2233098 A1	29-09-2010
		EP 2641559 A1	25-09-2013
		EP 2868287 A1	06-05-2015
		EP 3090698 A1	09-11-2016
		JP 5579474 B2	27-08-2014
		JP 2010221037 A	07-10-2010
		JP 2014193333 A	09-10-2014
		US 2010249769 A1	30-09-2010

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1. T E F L O N

(72)発明者 アモア, フランス
イギリス、エヌ・ピー・１６ ５・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ビューフォート・パーク、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド内

(72)発明者 ホワイト, マルコム
イギリス、エヌ・ピー・１６ ５・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ビューフォート・パーク、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド内

(72)発明者 クレイブン, トーマス
イギリス、エヌ・ピー・１６ ５・ユー・エイチ モンマスシャー、チェプストー、ビューフォート・パーク、リバーサイド・コート、クレオ・メディカル・リミテッド内

(72)発明者 ソーnderズ, ブライアン
イギリス、ダブリュ・ディ・３ ４・ディ・アール ハートフォードシャー、リックマンズワース、ザ・ドライブ、１３１

(72)発明者 ツィアモウロス, ザカリヤス・ピ
イギリス、エイチ・エイ・３ ６・ビー・ビー グレーター・ロンドン、ハーロウ、エルムス・ロード、２５、ラベンダー・ハウス、フラット・３

Fターム(参考) 4C160 GG23 GG24 JK02 KL02 KL03
4C161 HH21 HH56

专利名称(译)	活检钳工具		
公开(公告)号	JP2018537135A	公开(公告)日	2018-12-20
申请号	JP2018510060	申请日	2016-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	科瑞欧医疗有限公司		
申请(专利权)人(译)	克莱奥医药有限公司		
[标]发明人	ハンコッククリストファー アモアフランシス ホワイトマルコム クレイブントーマス ソーンダーズブライアン ツィアモウロスザカリアスピイ		
发明人	ハンコック,クリストファー アモア,フランシス ホワイト,マルコム クレイブン,トーマス ソーンダーズ,ブライアン ツィアモウロス,ザカリアス・ピイ		
IPC分类号	A61B10/02 A61B17/29 A61B18/18 A61B1/00 A61B1/018		
CPC分类号	A61B10/04 A61B10/06 A61B18/1815 A61B2018/00589 A61B2018/00797 A61B2018/00821 A61B2018/1861 A61B17/3205 A61B18/1445 A61B2018/00071 A61B2018/00107 A61B2017/0034 A61B2017/2932 A61B2018/00101 A61B2562/182		
FI分类号	A61B10/02.110.H A61B17/29 A61B18/18.100 A61B1/00.623 A61B1/018.515		
F-TERM分类号	4C160/GG23 4C160/GG24 4C160/JK02 4C160/KL02 4C160/KL03 4C161/HH21 4C161/HH56		
优先权	2015017427 2015-10-02 GB		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种活检钳工具（最好用于内窥镜检查），在将生物组织样本收集在一对钳口之间之后，使用微波能量凝结出血。所述一对钳口限制了与微波能量本身隔离并且与由微波能量的施加引起的热变化隔离的外壳。该工具包括连接到同轴电缆的一对夹爪，该对夹爪中的每一个都具有导电壳，并且该夹爪组件具有用于保持组织样本的导电壳。可在包含用于接收组织空间的内部空间的关闭位置和暴露内部空间的打开位置之间移动。当处于关闭位置时，导电壳围绕内部容积形成法拉第笼。

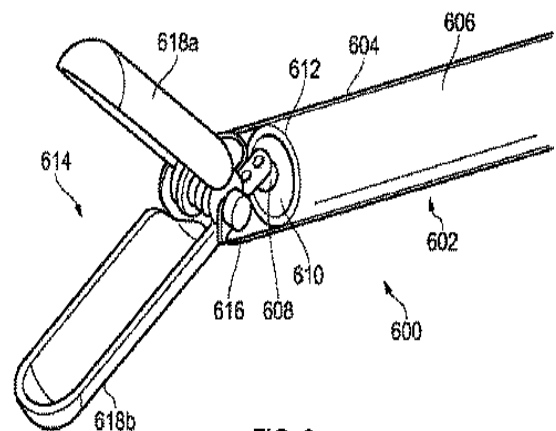


FIG. 6