

(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2021-506472

(P2021-506472A)

(43) 公表日 令和3年2月22日 (2021.2.22)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/12 (2006.01)F I
A 6 1 B 8/12テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2020-534305 (P2020-534305)
 (86) (22) 出願日 平成30年12月18日 (2018.12.18)
 (85) 翻訳文提出日 令和2年6月19日 (2020.6.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/EP2018/085371
 (87) 国際公開番号 W02019/121601
 (87) 国際公開日 令和1年6月27日 (2019.6.27)
 (31) 優先権主張番号 62/608,093
 (32) 優先日 平成29年12月20日 (2017.12.20)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 18151168.4
 (32) 優先日 平成30年1月11日 (2018.1.11)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 欧州特許庁 (EP)

(71) 出願人 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーヘー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 2
 (74) 代理人 100122769
 弁理士 笛田 秀仙
 (74) 代理人 100163809
 弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 その場超音波撮像用超音波装置

(57) 【要約】

本発明は、その場超音波撮像のために患者の体 (2) に挿入可能な超音波装置 (1) に関する。装置 (1) は、撮像される組織に接触し、支持要素 (21) に取り付けられる撮像表面 (5) を有する超音波トランスデューサ装置 (4) を備える。支持要素 (21) は、組織に少なくとも一時的に取り付けられるように構成される把持表面を有する把持部材 (21、23) を含み、把持部材 (21) は、超音波トランスデューサの撮像表面 (5) を少なくとも部分的に囲む。装置 (4) 及び把持表面 (23) は変形可能な材料から作られている。把持部材 (21、23) により、装置 (1) を自動的に撮像位置に保持することができる。さらに、装置 (1) は、超音波モジュールを操作するために細長いシャフトを必要とせず、これは他の手術用装置と干渉する可能性がある。

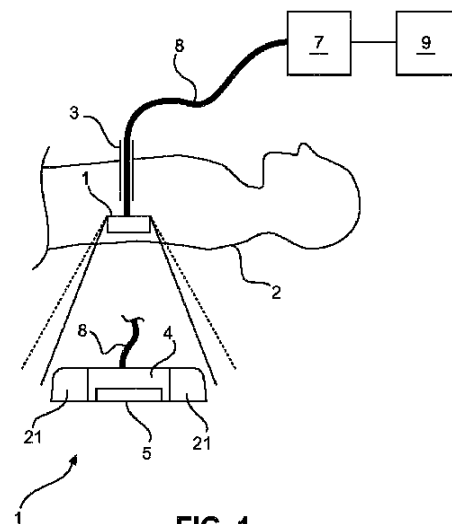


FIG. 1

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

その場超音波撮像のために患者の体に挿入可能な超音波装置であって、前記超音波装置は、撮像されるべき組織に接触するための撮像表面を有し、支持要素に取り付けられる超音波トランスデューサ装置であって、前記支持要素は、前記組織に少なくとも一時的に固定されるように構成される把持表面を有する把持部材を有し、前記把持部材は、前記撮像表面に実質的に平行な平面において前記超音波トランスデューサ装置の前記撮像表面を少なくとも部分的に囲み、前記把持表面は変形可能な材料から作られる、超音波装置。

【請求項 2】

前記把持部材は、前記撮像表面に実質的に平行な平面において前記超音波トランスデューサ装置を囲む実質的に円形、楕円形、又は長方形の形状を有し、前記把持部材の少なくともセクションが前記組織に一時的に固定され得るように構成される、請求項 1 に記載の超音波装置。

10

【請求項 3】

前記超音波トランスデューサ装置は、前記超音波トランスデューサ装置の前記撮像表面に実質的に平行な平面において一方向に前記把持部材に対して移動され得るように、前記把持部材にスライド可能に取り付けられる、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 4】

前記支持要素は、前記把持部材が前記組織の前記表面に取り付けられるときに、前記組織の前記表面に対する傾斜に対して前記超音波トランスデューサ装置を固定するように構成される保持部材を更に有する、請求項 3 に記載の超音波装置。

20

【請求項 5】

前記把持部材は、実質的に長方形の形状を有し、2つの対向する対の脚を有し、前記超音波トランスデューサ装置は、脚の第1の対とスライド可能に接触し、脚の第2の対は、前記超音波トランスデューサ装置のスライド移動を制限する、請求項 3 に記載の超音波装置。

【請求項 6】

2対の脚が前記超音波トランスデューサ装置を収容する体積の側面を規定し、前記把持部材が前記組織及び前記底面に対向する上面を少なくとも部分的に閉じる前記保持部材に取り付けられるとき、前記組織の前記表面が前記体積の底面を規定する、請求項 4 又は 5 に記載の超音波装置。

30

【請求項 7】

前記把持部材は、前記組織への吸引の適用を通じて前記組織と係合する少なくとも1つの吸引部材を備える、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記吸引部材は、前記患者の体の外部に配置される吸引源に接続可能である、請求項 7 に記載の超音波装置。

【請求項 9】

前記把持部材は、前記把持部材を前記組織に接着するための接着剤、特に生体接着剤を備える、請求項 1 に記載の超音波装置。

40

【請求項 10】

前記把持部材は、前記組織と接触させることができる少なくとも1つの容器を有し、粒状材料を有し、前記容器は、前記粒状物質を詰まらせるように真空にされるために吸引源に接続可能である、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 11】

前記支持要素は、流体を前記支持要素に導入することによって前記構造を膨張させるための圧力源に接続するためのポートを有する膨張可能な構造として構成される、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 12】

前記支持要素は、前記支持要素を膨張させたときに前記ポートを封止するための弁を有

50

する、請求項 9 に記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記超音波トランスデューサ装置及び / 又は前記支持要素に接続される少なくとも 1 つのワイヤ又は管を有し、前記患者の体への入口を確立するためのアクセス装置をさらに有し、前記アクセス装置は、手術器具を前記アクセス装置に通すための第 1 のチャンネルと、前記少なくとも 1 つのワイヤ又は管を含む第 2 のチャンネルとを有する、請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 14】

先端が前記超音波トランスデューサ装置の視野内に配置されるように手術器具を保持するように構成されるホルダをさらに有する、請求項 1 に記載の超音波装置。

10

【請求項 15】

請求項 1 乃至 14 の何れか一項に記載の超音波装置を有し、前記超音波装置に接続される超音波コンソールをさらに有し、前記超音波コンソールは、前記超音波装置によって提供される超音波画像信号からの超音波画像を生成するように構成される、超音波撮像装置。

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、概して、最小侵襲性プロシージャにおけるその場（インシツ）超音波撮像に関する。より具体的には、本発明は、その場超音波撮像のために患者の体に挿入可能な超音波装置に関する。

20

【背景技術】

【0002】

低侵襲手術では、患者の体の小さな切開から手術が行われる。患者の体内では、患者の体内に挿入されるイメージングプローブを使用するその場イメージングにより、低侵襲のプロシージャがガイドされる。この点で、低侵襲プロシージャに適用される適切な撮像技術の 1 つは超音波撮像である。

【0003】

その場超音波撮像では、ポートを介して患者の体に挿入され、患者の体外で使用される大きな超音波プローブと同様に、関心のある組織部位を撮像するように操作される小型超音波プローブが従来使用されている。超音波プローブは通常、プローブをステアリングすることを可能にし、患者の体外の超音波コンソールへの接続ワイヤを含む、比較的剛性のシャフトを有する細長い装置として構成される。

30

【0004】

そのような従来のプローブの欠点は、プローブ及び特にそれらのシャフトが、最小侵襲性プロシージャ中に使用される他の装置と干渉する可能性があることである。したがって、通常、超音波プローブを頻繁に再配置する必要がある。これは他の手術のルーチンを妨害し、しばしば超音波プローブを扱うために追加の人の存在を必要とする。さらに、これは超音波プローブの次善の位置決めをもたらす。

【0005】

40

US 2009 / 0163910 は、トランスデューサがプロシージャのためにトラックに沿って動かされている間、標的領域に隣接するイメージング又はアブレーショントランスデューサをガイドするためのトラックを開示している。トラックは、その基部を組織に取り付け又は固定するための手段を含む。一実施形態では、基部は、1 つ又は複数の吸引ポートを含み、取り付けは、基部と組織との間に加えられる吸引によって達成される。さらに、トラックの基部は、可鍛性又は可撓性であり得る。トランスデューサはトラック上に置かれ、トラックと磁氣的に係合するために 1 つ以上の磁石を含み得る。トラックに沿ったトランスデューサの移動は、回転するか、押されるか、又は引かれる駆動ワイヤ、コード又はチェーンを含み得る駆動システムを使用して行われる。

【0006】

50

米国特許第5,247,938号は、腸壁の生理学的機能を研究するためのプローブに関する。プローブは超音波トランスデューサを含み、腸壁に取り付けることができる。これは、粘膜に付着するクリップ、一時的な接着剤、又は吸引チャンバを用いて達成され得る。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明の目的は、最小侵襲性プロシージャ中に使用される他の装置との干渉が少なく、より容易に取り扱うことができるその場超音波装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0008】

10

一態様では、本発明は、その場超音波撮像のために患者の体に挿入可能な超音波装置を提案する。超音波装置は、撮像される組織に接触するための撮像表面を有し、支持要素に取り付けられている超音波トランスデューサ装置を備える。支持要素は、組織に少なくとも一時的に固定されるように構成される把持表面を有する把持部材を有する。把持部材は、超音波トランスデューサ装置の撮像表面を、撮像表面に実質的に平行な平面で少なくとも部分的に囲み、把持表面は、変形可能な材料から作られる。

【0009】

超音波装置は、支持要素の把持部材によって撮像される組織に取り付けられることができるので、装置は自動的に撮像位置に保持されることができる。さらに、超音波装置は、超音波モジュールを操作するための細長いシャフトを必要としない。これにより、他の手術装置との干渉が最小限に抑えられ、超音波装置の取り扱いが容易になる。

20

【0010】

本発明の一実施形態では、把持部材は、撮像表面に実質的に平行な平面で超音波トランスデューサ装置を囲む実質的に円形、楕円形、長方形の形状を有し、把持部材の少なくとも一部を組織に一時的に固定することができるように構成される。把持部材が実質的に円形又は楕円形の形状を有する場合、イメージングのための装置を適切に配置するために、組織上で超音波装置を動かすことがより容易である。特に超音波モジュールを把持部材に対して移動させることができる場合、把持部材の長方形の形状が好ましい場合がある。この構成では、把持部材の長方形の形状により、装置のコンパクトな設計が可能になる。

【0011】

30

本発明の1つの対応する実施形態において、超音波トランスデューサ装置は把持部材にスライド可能に取り付けられるので、超音波トランスデューサ装置が、超音波トランスデューサ装置の撮像表面に実質的に平行な平面において一方向に把持部材に対して移動され得る。関連する実施形態では、把持部材が組織の表面に取り付けられたときに、支持要素はさらに、組織の表面に対する傾斜に対して超音波トランスデューサ装置を固定するように構成される保持部材を含む。さらなる関連する実施形態では、把持部材は、実質的に長方形の形状を有し、脚の2つの対向する対を有し、超音波トランスデューサ装置は脚の第1の対とスライド可能に接触し、脚の第2の対は超音波トランスデューサ装置のスライド移動を制限する。本発明のさらなる関連する実施形態では、2対の脚は、超音波トランスデューサ装置を収容する体積の側面を規定し、前記把持部材が前記組織及び前記底面に対向する上面を少なくとも部分的に閉じる前記保持部材に取り付けられるとき、前記組織の前記表面が前記体積の底面を規定する。

40

【0012】

これらの実施形態では、超音波モジュールを組織上で移動させることができ、移動中、撮像表面を組織表面と実質的に平行に保つことができる。そのような撮像技術は、他の撮像技術よりも優れている。特に、他の撮像技術では通常、より多くの量の表面組織を撮像することができないのに対し、表層組織と深部組織を等量で撮像することが可能である。これは特に、組織のスキャン中に表層病変が見落とされるのを防ぐ。従来、この撮像技術は、その撮像表面が組織に対して平行に保たれるように超音波モジュールを動かすことが通常困難であるため、適用するのが難しい。超音波モジュールのこの移動は、支持要素に

50

よる超音波モジュールの誘導により容易化される。

【0013】

本発明の1つの実施形態において、把持部材は、組織への吸引の適用を通じて組織と係合するための少なくとも1つの吸引部材を備える。関連する実施形態では、吸引部材は、前記患者の体の外部に配置される吸引源に接続可能である。これらの実施形態では、超音波装置は組織に確実に取り付けることができ、超音波装置を組織に取り付けるために加えられた負圧を解放することにより、組織から容易に取り外すことができる。これらの実施形態の一実施態様では、吸引源は、吸引部材に負圧を継続的に加えることができる。これにより、時間の経過とともに装置が組織から外れることが防止される。又は、吸引部材は、吸引源によって吸引部材を真空にするときに閉じることができる弁を含んでもよい。この実施態様では、弁が閉じているときに、吸引部材を吸引源から切り離すことができる。これは、吸引部材と吸引源とを接続するための管を取り外すことができるので、そのような管が体腔に挿入される他の装置を妨害しないという利点を有する。

10

【0014】

本発明のさらなる実施形態では、把持部材は、把持部材を組織に接着するために、接着剤、特に生体接着剤を備えている。この実施形態では、超音波装置は、撮像される組織に容易に取り付けることができる。さらに、超音波装置と患者の体外の装置との間に管又はワイヤを設けて超音波装置を組織に固定する必要がないため、超音波装置と他の装置との間の干渉がさらに低減される。

20

【0015】

本発明のさらなる実施形態では、把持部材は、前記組織と接触させることができる少なくとも1つの容器を有し、粒状材料を有し、前記容器は、前記粒状物質を詰まらせるように真空にされるために吸引源に接続可能である。この実施形態では、把持部材は、有利には、超音波装置を組織に固定するための妨害グリッパとして構成される。

【0016】

本発明の一実施形態では、支持要素は、流体を支持要素に導入することによって構造を膨張させるための圧力源に接続するためのポートを備える膨張可能構造として構成される。この実施形態は、装置よりも小さい寸法を有するポートを通して超音波装置を患者の体内に導入することを可能にする。したがって、超音波装置を患者の体に挿入するためにより小さいポートを使用することができ、及び/又は超音波装置を拡大することができる。

30

【0017】

関連する実施形態では、支持要素は、支持要素を膨張させたときにポートを密閉するための弁を備える。これにより、支持要素を膨張させたときに、支持要素を圧力源から切り離すことができる。そこで、低侵襲プロシージャ中にこれらの管と患者の体に挿入される他の装置との間の干渉を回避するために、吸引部材を圧力源と接続するための管を取り外すことができる。

【0018】

本発明のさらなる実施形態では、超音波トランスデューサ装置及び/又は前記支持要素に接続される少なくとも1つのワイヤ又は管を有し、前記患者の体への入口を確立するためのアクセス装置をさらに有し、前記アクセス装置は、手術器具を前記アクセス装置に通すための第1のチャンネルと、前記少なくとも1つのワイヤ又は管を含む第2のチャンネルとを有する。特に、アクセス装置は、患者の体に入るためのトロカール又は同様のポートとして構成され得る。超音波装置に接続される少なくとも1つのワイヤ又は管が別個の第2のチャンネルを通過するとき、それは、アクセス装置の第1のチャンネルを通過する他の手術器具と干渉しない。

40

【0019】

前述の実施形態では、超音波装置は、アクセス装置と共に患者の体内に挿入されてもよい。この目的のために、超音波トランスデューサ及び支持要素はアクセス装置の別個の第2のチャンネルを通過する少なくとも1つのワイヤ又は管を用いてアクセス装置の内部に特に配置され得、アクセス装置は、超音波トランスデューサ及び支持要素が、アクセス装置

50

から解放され得るように構成される。これは、アクセス装置が患者の体に挿入されると行われることができる。

【0020】

本発明のさらなる実施形態では、超音波装置は、その先端が超音波トランスデューサ装置の視野内に配置されるように手術器具を保持するように構成されるホルダをさらに備える。さらに、手術器具は、その先端が超音波トランスデューサの視野内に維持されるように、超音波トランスデューサに対して移動可能であってもよい。これらの実施形態では、超音波装置は、手術器具のステアリングを容易にすることができ、同時に、手術器具によって実行されるプロシーダを超音波トランスデューサによって監視できることを確実にする。

10

【0021】

さらなる態様によれば、本発明は、上記及び関連する請求項で論じられるような超音波装置を含み、超音波装置に接続される超音波コンソールをさらに含む超音波撮像システムを提案する。超音波コンソールは、超音波装置によって提供される超音波画像信号から超音波画像を生成するように構成される。特に、これらの信号は、超音波装置に含まれる超音波トランスデューサ装置によって提供され得る。

【0022】

本発明のこれら及び他の態様は、以下に説明される実施形態を参照して明らかになり、説明されるであろう。

【図面の簡単な説明】

20

【0023】

【図1】本発明の実施形態によるその場超音波撮像のためのシステムのコンポーネントを概略的かつ例示的に示す。

【図2A】第1の実施形態のシステムで使用される超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図2B】第1の実施形態のシステムで使用される他の超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図3A】第2の実施形態のシステムで使用される超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図3B】第2の実施形態のシステムで使用される他の超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

30

【図4A】一実施形態におけるシステムで使用される超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図4B】一実施形態におけるシステムで使用される他の超音波モジュールを下から見た断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図5A】一実施形態のシステムで使用される超音波モジュールを上面図及び断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図5B】一実施形態のシステムで使用される他の超音波モジュールを上面図及び断面図で概略的かつ例示的に示す。

【図6】手術器具を保持するためのホルダを備えた超音波モジュールの実施形態を概略的かつ例示的に示す。

40

【発明を実施するための形態】

【0024】

図1は、腹腔鏡プロシーダ又は他の低侵襲性プロシーダで使用するための一実施形態によるその場超音波撮像のためのシステムを概略的かつ例示的に示す。この実施形態では、システムは、患者の体内の組織の超音波画像を取得するために患者の体2に挿入される超音波モジュール1を備える。超音波モジュール1は、トロカール又は同様の装置として構成され得るポート3を介して患者の体2に挿入され得る小型装置として構成されている。ポート3は、低侵襲プロシーダ中に超音波モジュール1及び他の装置を挿入するためのポータルとして機能するために、腹部又は患者の体の別の部分に配置されてもよい。

50

【 0 0 2 5 】

超音波モジュール 1 は、当業者に知られているように、超音波トランスデューサによって受信される超音波エコーに基づいて超音波信号を放出し、超音波画像信号を取得するように構成される超音波トランスデューサ 4 を備える。一実施例では、超音波トランスデューサ 4 は、3 D 超音波画像を生成するための 3 次元 (3 D) 超音波画像信号を取得するように構成される。しかしながら、超音波トランスデューサ 4 は、同様に、2 次元 (2 D) 超音波画像を生成するための超音波信号を取得するように構成されてもよい。

【 0 0 2 6 】

超音波トランスデューサ 4 は撮像表面 5 を有し、撮像表面 5 は超音波画像信号を取得するために組織と接触させられ、撮像表面 5 を介して超音波信号が発信及び受信される。撮像表面 5 において、超音波トランスデューサアレイ 6 は、撮像表面を介して、超音波信号を送信し、超音波エコーを受信する超音波トランスデューサ 4 の筐体内に配置されてもよい。撮像表面 5 は、特に、超音波トランスデューサアレイ 6 を保護する音響整合層を含み、超音波トランスデューサアレイ 6 と外部材料との間の音響トランスとして機能し得る。

【 0 0 2 7 】

超音波トランスデューサアレイ 6 は、2 次元アレイとして構成されてもよく、圧電素子を含んでもよい。超音波トランスデューサ 4 によって生成される超音波信号の中心周波数は、超音波画像の高い侵入深度 (より低い周波数) と高い空間分解能 (より高い周波数) との間で変化するために、好ましくは変化され得る。この目的のために、トランスデューサアレイ 6 は、特に容量性マイクロマシン超音波トランスデューサ (C M U T) アレイとして構成され得る。超音波トランスデューサアレイ 6 に加えて、超音波トランスデューサ 4 は、超音波信号を送信するように超音波トランスデューサアレイ 6 を制御し、超音波トランスデューサアレイ 6 によって検出される信号を処理する回路を備える。対応する特定の例として、超音波トランスデューサ 6 は、市販の Philips X7-2 xMatrix アレイトランスデューサとして構成できる。

【 0 0 2 8 】

超音波トランスデューサ 4 は、超音波コンソール 7 に接続され、超音波画像信号を超音波コンソール 7 に送信し、超音波コンソール 7 から制御信号を受信する。接続は、電線 8 を使用して確立される有線接続であってもよく、ポート 3 を通してガイドされ、ポート 3 は、ワイヤ 8 がそれを通過するときに他の手術器具のアクセスポートとして使用できるように十分に薄い厚さを有する。さらなる実施形態では、超音波トランスデューサ 4 と超音波コンソール 7 との間の接続は、無線で確立されてもよい。この実施形態では、超音波トランスデューサ 4 は、超音波コンソール 7 の対応する回路と通信する、情報信号を無線で送受信するための回路を備える。超音波コンソール 7 では、超音波画像信号は、超音波画像を生成するために当業者に知られている方法で処理される。これらの超音波画像は、超音波コンソール 7 に接続される表示装置 9 に表示されてもよい。

【 0 0 2 9 】

特に、超音波トランスデューサ 4 と超音波コンソール 7 との間に有線接続がある場合、超音波トランスデューサ 4 を制御し、超音波画像信号を処理するタスクは、超音波コンソール 7 によってではなく、超音波トランスデューサ 4 に含まれる対応する回路によって実行されることが好ましい。これにより、超音波トランスデューサ 4 と超音波コンソール 7 との間に交換される情報の量を減らすことができる。これにより、超音波トランスデューサ 4 と超音波コンソール 7 とを接続する接続ワイヤ 8 の数を減らすことができるので、有線接続の寸法 (すなわち、厚さ) を減らすことができる。例えば、超音波トランスデューサ 4 は、内部制御される送信及び受信スイッチ、画像前処理のための調整可能なゲインを低ノイズ増幅器に提供する電子機器、及び / 又は例えばデュアルステージビームフォーミングを適用するための内部ビームフォーマロジックを含み得る。対応する回路は、超音波トランスデューサ 4 に含まれる特定用途向け集積回路 (A S I C) に含まれてもよい。

【 0 0 3 0 】

超音波コンソール 7 は、超音波画像信号から超音波画像を生成し、例えば放出される超

10

20

30

40

50

音波信号の中心周波数及び／又は撮像モードに関して、超音波トランスデューサの動作を制御するための制御信号を生成するためのソフトウェアを実行するためのプロセッサを備えるコンピュータ装置として構成されてもよい。制御信号は、自動的に、及び／又は超音波コンソール7の適切な入力手段を使用して行うことができる対応するユーザ入力に応答して生成することができる。

【0031】

超音波システムにおいて、超音波モジュール1は、撮像される組織に超音波モジュール1を取り付けることを可能にする支持要素21をさらに備える。組織に取り付けられている間、超音波モジュール1は、低侵襲手術中、連続撮像に使用することができる。固定により、超音波モジュール1は、最小侵襲性の手術プロシージャで使用される他の器具に最小限にしか干渉しない。本明細書で以下に説明する異なる実施形態では、超音波モジュール1は、超音波トランスデューサ4が固定位置として保持されるように、又は超音波トランスデューサ4が所定の自由度で移動可能であるように組織に固定され、特に、超音波トランスデューサの撮像表面5を組織表面に平行に動かしながら組織を撮像する。

10

【0032】

図2A及び2Bは、超音波モジュール1の一実施形態を、下から見た図(図2A)及び断面図(図2B)で概略的かつ例示的に示す。図示の実施形態では、超音波モジュール1が組織に取り付けられるとき、超音波トランスデューサ4は固定位置に保持される。

【0033】

この目的のために、超音波モジュール1は、超音波トランスデューサアレイ6を備える超音波トランスデューサ4の筐体22に取り付けられる支持要素21を備える。支持要素21は、超音波トランスデューサ4、特にその撮像表面5を囲み、撮像される組織に取り付けられ、超音波トランスデューサ4の撮像表面5と同じ方向に対向する把持表面23を有する。組織に把持表面23を取り付けることにより、超音波トランスデューサ4の撮像表面5は、組織を撮像するために、超音波トランスデューサ4を組織に密着させることができる。一実施態様では、超音波トランスデューサ4の支持要素21及び筐体22は、互いに固定的に接続されて、一体化装置を形成することができる。超音波トランスデューサ4の筐体22上に支持要素21を取り付けるために、支持要素21は、適切な方法で、例えば接着することによって、筐体22に固定されてもよい。又は支持要素21は、筐体22の一体化(外側)部分であってもよい。いくつかの実施例形態では、支持要素21は、超音波トランスデューサの筐体22に取り外し可能に接続され、支持要素21は、上述する超音波モジュール1の使い捨て部品として構成されてもよい。これは、本明細書で以下にさらに説明されるように、低侵襲プロシージャの後に、把持表面を含む支持要素21の一部が患者の体内に残っている場合に特に有用である。

20

30

【0034】

支持要素21は、例えば、ポリマー、プラスチック又はセラミック材料などの適切な材料から製造されてもよい。支持要素21の少なくとも把持表面23は、好ましくは、例えばシリコンゴム材料などの変形可能な材料から作られる。把持表面23が変形可能な材料から作製される場合、それは、撮像される組織の表面に適合することができる。これにより、把持表面23と組織との間の接触を強化することができる。把持表面23を含む支持要素21の一部が最小侵襲性プロシージャの後に患者の体内に残る場合、関連部分は吸収性及び／又は水溶性材料から作られるので、支持要素21の関連部分はしばらくすると患者の体内で消える。

40

【0035】

一例として図2Aに示される一実施態様では、支持要素21及びその把持表面23は、実質的に円形又は楕円形を有する。これにより、超音波モジュール1を撮像される組織の上を容易に移動させることができる。しかしながら、支持要素21は、同様に、例えば、長方形のような他の形状で構成されてもよい。この場合、長方形の支持要素の場合には、組織上での超音波モジュール1の移動を容易にするために、支持要素21の角が丸められていることが好ましい。

50

【 0 0 3 6 】

超音波トランスデューサ 4 の筐体 2 2 の外側輪郭は、支持要素 2 1 の形状に対応する形状を有し得るので、支持要素は、上記で説明したように超音波トランスデューサ 4 に取り付けられることによって方向付けられ得る。しかしながら、同様に、超音波トランスデューサ 4 の筐体の外側輪郭の形状が支持要素 2 1 の形状に対応しないこともあり得る。この場合、筐体 2 2 と支持要素 2 2 との間に空間が形成され、適当な充填材で満たすことができる。さらに、超音波トランスデューサ 4 は、支持要素 2 1 に固定して取り付けられてもよい。代替として、超音波トランスデューサ 4 は、支持要素 2 1 に対して移動可能であってもよい。特に、超音波トランスデューサ 4 は、超音波トランスデューサ 4 が超音波トランスデューサ 4 の撮像表面 5 に実質的に垂直な軸の周りで支持要素 2 1 に対して回転され得る態様で、支持要素 2 1 に接続されてもよい。この実施において、超音波トランスデューサの支持要素 2 1 及び筐体 2 2 の外側輪郭は、特に実質的に円形の形状を有し得る。

10

【 0 0 3 7 】

支持要素 2 1 は、オプションとして、膨張可能な構造として構成されてもよい。この実施形態では、超音波モジュール 1 は、支持要素 2 1 が減少する体積を有する収縮状態にある間に患者に挿入することができる。したがって、より大きな体積を有し、膨張される支持要素 2 1 を有するポート 3 を通じて適合しない超音波モジュール 1 を提供することが可能である。例えば超音波トランスデューサ 4 により多くの画像機能を実装するため、又は特に支持要素 2 1 のサイズを大きくするため、特に、以下に説明するように超音波トランスデューサが支持要素に対して変位できるように支持要素 2 1 を構成するため、より大きな体積を使用して、超音波トランスデューサ 4 の体積を増加させることができる。

20

【 0 0 3 8 】

膨張可能な支持要素 2 1 は、変形可能な材料から作製されてもよい。さらに、対応する流体管 2 6 (ここで使用される流体という用語は気体及び液体流体を指す)によって圧力源 2 5 に接続することができる 1 つ又は複数の膨張可能な流体チャンバ 2 4 を含むことができる。圧力源 2 5 によって、流体チャンバ 2 4 は、空気又は別の流体で満たすことができる。圧力源 2 5 は、好ましくは患者の体 2 の外側に配置される。収縮する支持要素 2 1 で超音波モジュール 1 を患者の体 2 に挿入すると、圧力源 2 5 が作動して流体チャンバ 2 4 に圧力を加え、支持要素 2 1 を膨張させる。支持要素 2 1 が膨張すると、支持要素 2 1 の十分な剛性を確保するために、流体チャンバ 2 4 にさらに圧力を加えることができる。代替の実施例において、支持要素 2 1 は、流体チャンバ 2 4 を密封するために 1 つ又は複数の弁 (図示せず) を有する。支持要素 2 1 が膨張すると、圧力源によって圧力を絶えず加える必要なしに、流体チャンバ 2 4 内の圧力を維持するために、弁を閉じることができる。したがって、流体管 2 6 を取り外して、患者の体 2 から引き抜かれることができる。この実施には、低侵襲プロシージャ中にポート 3 に他の手術器具を通すためにポート 3 がより広い幅を提供するように支持要素 2 1 を膨張させたときに流体管 2 6 がポート 3 にないという利点がある。

30

【 0 0 3 9 】

超音波モジュール 1 が組織を撮像するのにもはや必要でないとき、支持要素 2 1 は再び収縮され、それからポート 3 を通して患者の体 2 から取り除かれる。この目的のために、弁が再び開かれる。代わりに、弁は 1 回だけ使用されることができるよう構成されるので、弁を再び開けないようにすることもできる。これにより、弁の構造が簡素化される。この代替例において、超音波モジュール 1 を患者の体 2 から取り外すために、流体チャンバ 2 4 は、例えば、メスまたははさみを使用して穿刺されることができる。これにより、支持要素 2 1 は収縮するので、ポート 3 を通じて患者の体 2 から取り外すことができる。

40

【 0 0 4 0 】

前述の代替案では、支持要素 2 1 は、超音波モジュール 1 の使い捨て構成要素として構成され得、超音波トランスデューサ 4 の筐体 2 2 に取り外し可能に取り付けられ得る。これを達成するために、支持要素 2 1 は、例えば、プラグ接続によって筐体 2 2 に取り付け

50

られ得る。この実施において、超音波モジュール 1 は、それぞれの新しい最小侵襲性プロシージャのために新しい支持要素 2 1 を備え得る。

【0041】

さらに、超音波モジュール 1 は、好ましくは、超音波トランスデューサ 4 及び / 又は支持要素 2 1 に取り付けられ得、手術器具によって超音波モジュール 1 を操作することを可能にするハンドル 2 7 を備える。特に、ハンドル 2 7 は、手術用把持器によって容易に把持できるように構成されてもよい。この目的のために、ハンドル 2 7 は、ロッドとして構成され得る。しかしながら、他の適切な構成も同様に可能である。ハンドル 2 7 によって、超音波モジュール 1 は、撮像される組織上に超音波モジュール 1 を適切に配置するために、患者の体の体腔内で動かされてもよい。超音波モジュール 1 を配置すると、それは組織に固定され得る。この目的のために、超音波モジュール 1 の異なる実施例は、異なる固定機構を使用することができ、そのいくつかを以下に本明細書で説明する。

10

【0042】

さらに、組織と撮像表面 5 との間の音響結合を改善するために、超音波伝達ゲルが適用され得る。このゲルは、撮像表面 5 の領域の対応する出口に接続されるさらなる管を介して患者の体 2 の外部から提供されてもよい。

【0043】

図 3 A 及び 3 B (流体チャンバなしのバージョン) に概略的かつ例示的に示される 1 つの実施において、支持要素 2 1 は、把持表面 2 3 を通って延びる開口部 3 2 を有する中空の吸引チャンネル 3 1 を備える。吸引チャンネル 3 1 は、実質的にその全周にわたって把持表面 2 3 に沿って延びることができる。開口部 3 2 は、小さい規則的な距離で配置されてもよい。さらに、吸引チャンネル 3 1 は、流体連通している吸引源 3 3 に接続され、負圧を吸引チャンネル 3 1 に加えて、組織を開口部 3 2 に対して (及び中に) 引くことができる。これにより、超音波モジュール 1 は、撮像される組織に固定可能である。吸引源 3 3 は、好ましくは患者の体外に配置され、吸引チャンネル 3 1 は、管 3 4 を介して吸引源 3 3 に接続される。超音波モジュール 1 がイメージングのために患者の体内に挿入されると、管 3 4 がポート 3 を介して通される。

20

【0044】

吸引源 3 3 は、超音波モジュール 1 が撮像される組織に取り付けられている間、吸引チャンネル 3 1 から流体 (空気) を継続的に吸引することができる。これにより、超音波モジュール 1 が確実に組織に固定される。さらに、超音波モジュール 1 は、吸引源 3 3 を停止することにより、組織から容易に取り外すことができる。その後、流体、特に空気が管 3 4 を通って吸引チャンネル 3 1 に流入するので、吸引チャンネルは組織から外れる。

30

【0045】

代替として、吸引チャンネル 3 1 は、吸引源 3 3 の動作により吸引チャンネル 3 1 内に負圧が存在し、超音波モジュール 1 が組織に取り付けられていると、閉鎖され得る弁 (図示せず) を備えることができる。弁は、関連する制御機構によって患者の体外から操作可能であってもよく、又は手術用把持器などの手術器具によって支持要素 2 1 で操作可能であってもよい。弁を閉じた後、最小侵襲性プロシージャ中の管 3 4 とさらなる器具との間の干渉を回避するために、管 3 4 を取り外してポート 3 から引き出すことができる。

40

【0046】

超音波モジュール 1 を組織から外すために、弁を開いて流体を吸引チャンネル 3 1 に流入させて、その中に生成される低圧を解放することができる。この目的のために、弁の開放機構は超音波モジュール 1 のハンドル 2 7 に接続されるので、超音波モジュール 1 を組織から持ち上げるためにハンドル 2 7 を引っ張るとき、弁が開くことができる。さらなるオプションとして、ポート 3 から患者の体 2 の領域に通じる吸引チャンネル 3 1 に細い管を接続することができる。超音波モジュール 1 が組織に取り付けられている間、管を閉じることができる。超音波モジュール 1 を解放するために、流体が管を通して吸引チャンネルに流れるようにするために、患者の体 2 の外側に配置される開放機構によって管を開放することができる。

50

【 0 0 4 7 】

さらなる実施において、支持要素 2 1 の把持表面 2 3 には、撮像される組織に把持表面 2 3 を一時的に接着するための接着剤が提供されてもよい。特に、接着剤は、生体接着剤、すなわち撮像されるべき組織のタイプの生物組織に接着する（合成）材料として構成されてもよい。この実施態様では、超音波モジュール 1 が患者の体に挿入される前に、生体接着剤を把持表面に塗布することができる。生体接着剤が把持表面 2 3 に塗布される状態で超音波モジュール 1 を患者の体に挿入すると、超音波モジュール 1 は、把持表面 2 3 が組織に接触する態様で、上述のように撮像される組織上に適切に配置され得る。それから、超音波モジュール 1 を生体接着剤で固定するために、超音波モジュール 1 は、例えば手術用把持器によって組織に押し付けられることができる。

10

【 0 0 4 8 】

超音波モジュール 1 が使用されなくなったとき、支持要素 2 1 は、組織に付着する把持表面 2 3 の近くで切断されて、把持表面 2 3 を超音波モジュール 1 の残りの部分から分離することができる。それから、超音波モジュール（より具体的には、前述の残りの部分）は、ポート 3 を介して患者の体 2 から取り外されてもよい。把持表面 2 3 を含む超音波モジュール 1 のカットオフ部分は、患者の中に残ってもよい。上述のように、それは吸収性又は水溶性の材料から作られ、しばらくすると患者の体内に消える。

【 0 0 4 9 】

図 4 A 及び図 4 B に例示的及び概略的に示されている別の実施形態では、支持要素 2 1 は、妨害グリッパ技術を使用して撮像される組織に取り付けられる。妨害グリッパは、粒状材料で満たされる弾性エンクロージャを備えている。エンクロージャが把持されるべき物体と接触すると、エンクロージャは真空にされる。これにより、材料が詰まる（つまり硬化する）ので、粒状材料が物体の周囲の所定の位置にロックされ、例えば物体をピックアップするように物体はエンクロージャによって保持される。このようなグリッパの例は、US 2013/0106127 A1に記載されている。

20

【 0 0 5 0 】

この実施形態では、支持要素 2 1 は、粒状材料で満たされる円周チャネル又はいくつかのエンクロージャ 4 1 を含み、チャネル又はエンクロージャは、（それぞれ）把持表面 2 3 又はその一部を形成する膜によって形成される。チャネル又はエンクロージャ 4 1 は、チャネル又はエンクロージャ 4 1 が吸引源 4 2 と流体連通するように、1 つ又は複数の管 4 3 によって吸引源に接続されている。吸引源 4 2 は、ここでも患者の体 2 の外側に配置され得る。超音波モジュール 1 が撮像される組織上に配置されるとき、支持要素 2 1 は組織と接触し、吸引源 4 2 は作動してチャネル又はエンクロージャ 4 1 から流体（特に空気）を排出する。これにより、チャネル又はエンクロージャ 4 1 内の粒状材料が詰まる。これにより、支持要素 2 1、したがって超音波モジュール 1 を組織に一時的に取り付けることができる。

30

【 0 0 5 1 】

場合によっては、支持要素 2 1 はしばらくすると組織から外れる。そうである場合、流体は、チャネル又はエンクロージャ 4 1 に再び流れ込むことが可能になるので、粒状材料は変形可能な状態に戻る。それから、支持要素 2 1 を組織に再び固定するために、流体をチャネル又はエンクロージャ 4 1 から再び排出することができる。さらに、超音波モジュール 1 を組織から除去するために、流体は同様にチャネル内を流れることができるので、超音波モジュール 1 を組織から分離することができる。

40

【 0 0 5 2 】

図 5 A（上面図）及び 5 B（断面図）において概略的かつ例示的に示されるさらなる実施例において、超音波モジュール 1 は、支持要素 2 1（及び撮像される組織）に対する超音波トランスデューサ 4 の変位を可能にするという点で、上で説明した実施例における超音波モジュール 1 とは異なる。より具体的には、超音波トランスデューサ 4 は、撮像表面 5 及び組織に実質的に平行な平面内で一方向に支持要素 2 1 に対して移動することができる。したがって、撮像表面 5 をそれに平行に保ちながら、超音波トランスデューサ 4 を組

50

織の上で移動させることが可能である。これにより、表層組織と深部組織を同じ量でイメージングできる。

【0053】

さらなる撮像技術によれば、組織は、超音波トランスデューサを回転させることにより、及び経路に沿った異なる位置でこの操作をシーケンシャルに実行することにより、しばしばスキャンされる。しかしながら、これにより、大量の深部組織がスキャンされるが、表面でスキャンされる組織はごくわずかである。したがって、表層病変は見逃される可能性がある。これは、上で説明したように撮像面を前記表面に平行に保ちながら、超音波トランスデューサ4を組織上で動かすことで防ぐことができる。この撮像技術は、図5Aと5Bに示す超音波モジュール1の実装によって容易になる。

10

【0054】

この実施態様では、支持要素31は、脚の2つの対向する対51a乃至51dを含む実質的に長方形の形状を有する。超音波トランスデューサ4の筐体22は、超音波トランスデューサ4がこれらの脚51a、51bに平行な方向にこれらの脚32a、51bに対して移動できるように脚の第1の対の脚51a、51bとスライド可能に接触してもよい。脚の他の対の脚51b、51cは、特に支持要素1を安定させるために、脚の第1の対の脚を接続する。すべての脚51a乃至51dは、内部体積及びこの体積の平行な方向の寸法を囲み、脚の第1の対に平行な方向におけるこの体積の寸法は、超音波トランスデューサ4の筐体22のサイズよりも大きい。したがって、超音波トランスデューサ4は、この領域内でこの方向に移動することができる。脚の第2の対は、超音波トランスデューサ4のこの動きを制限する。

20

【0055】

超音波トランスデューサ4が傾くことを防止するために、支持要素21は、好ましくは、保持部材52をさらに備える。保持部材33は、超音波トランスデューサの撮像表面5が撮像される組織に平行に移動することを確実にする。一実施形態では、保持部材52は、脚の第1の対の一方の脚51aに、及び随意に脚の第2の対のセクションに取り付けられ、4つの脚によって規定される体積の上面を閉じることができる。保持部材52と脚の第1の対の他方の脚51bとの間には開口部があり、超音波トランスデューサ4の筐体はこの開口部を通して延在し得るので、それは、撮像される組織上を移動するために特に把持され得る。

30

【0056】

本実施形態では、超音波トランスデューサ4を支持要素21に対して移動させることができるが、超音波トランスデューサ4を支持要素21に取り付けて、超音波トランスデューサ4を支持要素21から分離できないようにすることができる。これにより、ポート3を介して超音波モジュール1を患者の体2に挿入することが簡単になる。代替として、超音波トランスデューサ4及び支持要素21は、互いに独立して患者の体2に導入され得る超音波モジュール1の別個の構成要素であり得る。それから、患者の体2において、超音波トランスデューサ4が、例えば手術用グラスパーの助けを借りて支持要素21に挿入されてもよい。この実施には、完全な超音波モジュール1（超音波トランスデューサ4及び支持要素21を含む）がポート3の寸法よりも大きい寸法を有することができるという利点がある。他の点では、支持要素21は、上記の実施例のように構成されてもよい。特に、支持要素21は、上述の方法で撮像される組織に取り付け可能であり得る。したがって、支持要素21は、吸引力を用いて、（生物）接着剤を用いて、又は上で説明したような妨害グリッパ技術を使用して、組織に固定されてもよい。

40

【0057】

さらに、支持要素21は、これも上述したように、膨張可能な構造として構成されてもよい。これは、支持要素のサイズが大きくなるため、この実施例で特に役立つ。上述の膨張可能な構造の特徴に加えて、支持要素は、例えば金属などの剛性材料で作られた複数のワイヤセクションをさらに含むことができる。ワイヤセクションは、支持要素31の前述の脚51a乃至51dに一体化されてもよく、これらの脚51a乃至51dの長手方向に

50

延在してもよい。ワイヤにより、支持要素 2 1 の安定性を改善することができる。さらに、複数のワイヤセクションが設けられているため、特に超音波モジュール 1 を患者の体に挿入し、超音波モジュール 1 を患者の体から取り外すために、支持要素を収縮させてそのサイズを縮小することができる。

【 0 0 5 8 】

上述の実施形態では、超音波モジュール 1 は、ポート 3 を通過させることによって体腔内に挿入することができる。超音波モジュール 1 の構成要素を超音波コンソール 7 に接続するための接続ワイヤ及び管、吸引源 3 3、42（存在する場合）、及び圧力源 25（存在する場合）がポート 3 を通過する。

【 0 0 5 9 】

さらなる実施形態では、超音波モジュール 1 と超音波コンソール 7 との間の接続ワイヤのための別個のチャンネルを含むトロカール又は他のポートが提供される。さらに、別個のチャンネルは、超音波モジュール 1 を吸引源 3 3、4 2（存在する場合）及び圧力源 2 5（存在する場合）に接続するための管も収容し得る。これにより、接続ワイヤ及び管は、最小侵襲性プロシージャでポート 3 を通過する可能性がある他の手術用装置を妨害しない。

【 0 0 6 0 】

この実施形態では、超音波モジュール 1 は、ポート 3 と一緒に患者の体 2 に挿入され得る。この目的のために、超音波モジュール 1 は、特に、上記で説明した個別のチャンネルを通過する超音波モジュールに接続される管及びワイヤを用いてポート 3 の内側に配置され得る。ここで、別個のチャンネルは、例えば、その先端の領域でポート 3 の内部に開口することができる。ポート 3 が患者の体 2 に挿入されると、超音波モジュール 3 は、適切な解放機構によって、ポート 3 によって開かれた体腔内に解放されてもよい。

【 0 0 6 1 】

上記のように、ポート 3 は、特にトロカールとして構成され得る。通常、トロカールは、患者の体 2 に突き刺さって腹部などの体腔への入口を形成する鋭い内部を備えた中空シャフトを含む。その後すぐに、鋭い内部が取り除かれ、内部が取り除かれると、トロカールを体腔へのポータルとして使用することができる。前述の実施形態では、トロカール 3 は、超音波モジュール 1 に接続されるワイヤ及びタブを含む別個のチャンネルを含むことができ、超音波モジュール 1 は、患者の体 2 に導入されるときにトロカールの内部に配置され得る。

【 0 0 6 2 】

図 6 に概略的かつ例示的に示されるさらなる実施形態では、超音波モジュール 1 は、手術器具 6 2 のステアリングを容易にするため、及び手術器具 6 2 を用いて実行されるプロシージャを監視するために、手術器具 6 2 を超音波モジュール 1 に取り付けるためのホルダ 6 1 を有する。ホルダ 6 1 は、超音波トランスデューサ 4 の筐体 2 2 上に、又は図 6 に示すように、支持要素 2 1 上に取り付けられてもよい。手術器具 6 2 は、例えば、針であってもよい。しかしながら、他の手術器具 6 2 も同様に、ホルダ 6 1 によって超音波モジュール 1 に取り付けられ得る。ホルダ 6 2 は、手術器具がホルダに適切に挿入されたとき、少なくとも手術器具 6 2 の先端が超音波トランスデューサの視野内に配置されるように構成される。さらに、超音波モジュール 1 が組織に取り付けられているとき、その先端が超音波トランスデューサの視野内に保持されるように、手術器具は超音波モジュール 1 に対して可動であってもよい。

【 0 0 6 3 】

手術器具 6 2 が針である場合、対応する動きは、針の長手方向における前後の動きを特に含み得る。さらに、さらなる自由度に従って手術器具 6 2 を移動させることが可能であり得る。この目的のために、ホルダ 6 2 は、対応する動きが実行されるように移動可能であり得る。手術器具 6 2 の実施が可能である。同様に、手術器具 6 2 は、ホルダ 6 2 に挿入される近位セクションと、手術器具の先端を超音波モジュールの視野内でステアリングできるように近位セクションに対して移動できる遠位セクションとを備えることができる。

【 0 0 6 4 】

開示される実施形態に対する変形は、図面、開示、及び添付の特許請求の範囲の研究から、請求される発明を実施する際に当業者によって理解及び達成され得る。

【 0 0 6 5 】

特許請求の範囲において、「含む」という語は他の要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は複数を除くしない。

【 0 0 6 6 】

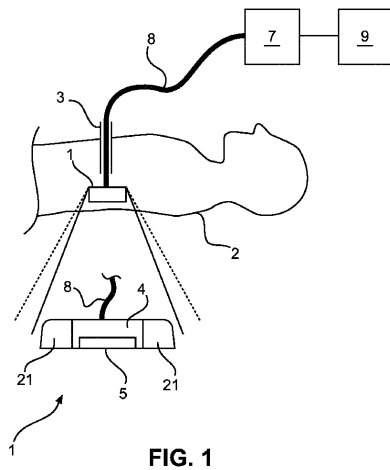
単一のコンポーネント又は装置は、特許請求の範囲に記載されているいくつかのアイテムの機能を満たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に記載されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用できないことを示すものではない。

10

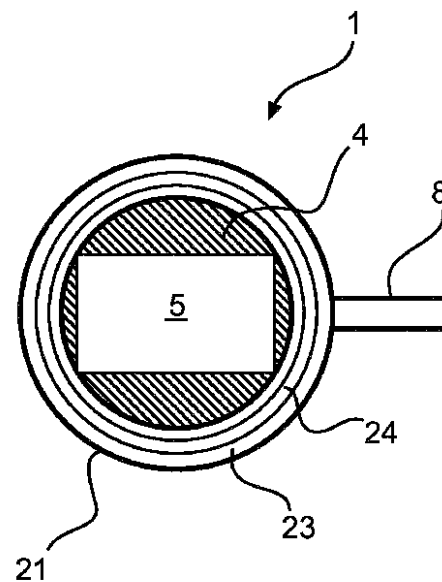
【 0 0 6 7 】

請求項の参照符号は、範囲を限定するものとして解釈されるべきではない。

【 図 1 】



【 図 2 A 】



【図 2 B】

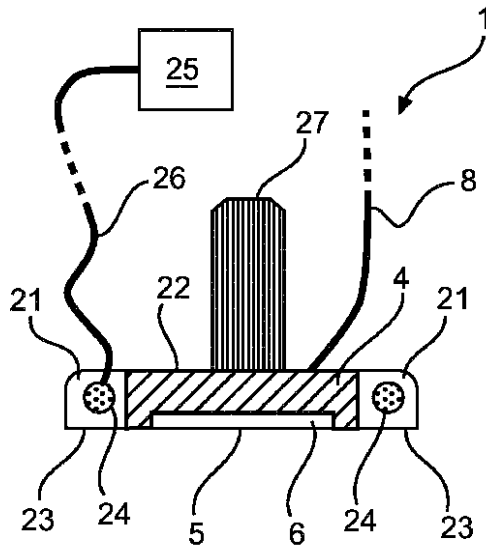


FIG. 2B

【図 3 A】

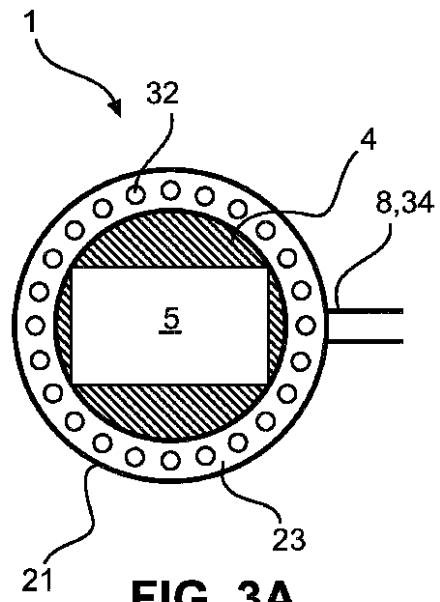


FIG. 3A

【図 3 B】

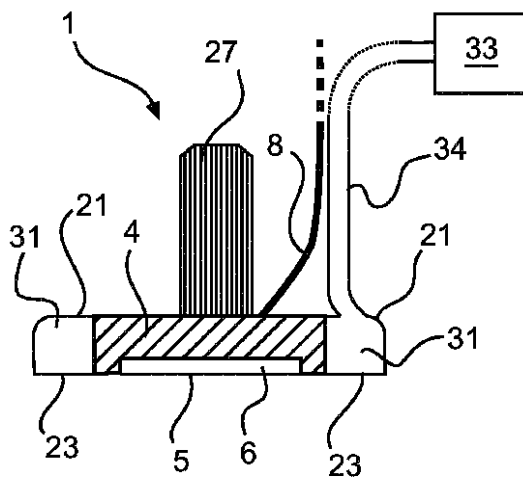


FIG. 3B

【図 4 A】

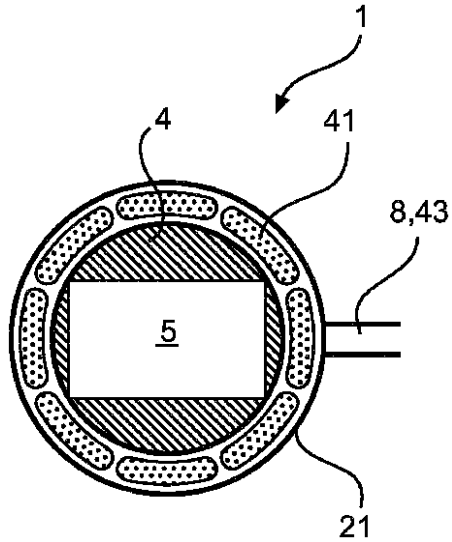


FIG. 4A

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2018/085371

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B8/00 A61B8/12
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 2009/163910 A1 (SLIWA JOHN W [US] ET AL) 25 June 2009 (2009-06-25) paragraphs [0027], [0029], [0031], [0035], [0036], [0042], [0044], [0045], [0046] figures 1, 2A-2C, 4B, 5, 6A-6C | 1-12, 14 |
| X | US 5 247 938 A (SILVERSTEIN FRED E [US] ET AL) 28 September 1993 (1993-09-28) column 3, lines 5-8, 17-23 figures 2, 3, 8, 10, 18 | 1, 2, 7, 8, 10-15 |
| X | WO 2010/121626 A2 (REGION NORDJYLLAND AALBORG SYG [DK]; STAALSEN NIELS-HENRIK [DK]; ANDRE) 28 October 2010 (2010-10-28) abstract figures 8-10 | 1 |
| | ----- -/-- | |

☒ 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

"Z" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

17 January 2019

Date of mailing of the international search report

25/01/2019

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

Willig, Hendrik

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2018/085371

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
|-----------|---|-----------------------|
| X | US 2008/051655 A1 (SATO MASATOSHI [JP] ET AL) 28 February 2008 (2008-02-28) paragraphs [0235] - [0244] figures 27A-27D ----- | 1 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2018/085371

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|---------------------|
| US 2009163910 A1 | 25-06-2009 | US 2009163910 A1 | 25-06-2009 |
| | | US 2014081258 A1 | 20-03-2014 |
| | | WO 2009085485 A2 | 09-07-2009 |
| ----- | | | |
| US 5247938 A | 28-09-1993 | NONE | |
| ----- | | | |
| WO 2010121626 A2 | 28-10-2010 | EP 2421440 A2 | 29-02-2012 |
| | | US 2012209114 A1 | 16-08-2012 |
| | | WO 2010121626 A2 | 28-10-2010 |
| ----- | | | |
| US 2008051655 A1 | 28-02-2008 | CN 101219062 A | 16-07-2008 |
| | | CN 102225020 A | 26-10-2011 |
| | | EP 1894513 A2 | 05-03-2008 |
| | | EP 2036485 A2 | 18-03-2009 |
| | | EP 2263514 A2 | 22-12-2010 |
| | | EP 2263515 A2 | 22-12-2010 |
| | | JP 5073415 B2 | 14-11-2012 |
| | | JP 5242660 B2 | 24-07-2013 |
| | | JP 2008055159 A | 13-03-2008 |
| | | JP 2011019974 A | 03-02-2011 |
| | | JP 2011062531 A | 31-03-2011 |
| | | US 2008051655 A1 | 28-02-2008 |
| ----- | | | |

フロントページの続き

(81)指定国・地域 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, JO, JP, KE, KG, KH, 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

(72)発明者 スプリートフ ヤリッチ ウィレム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ヘンドリックス ベマルダス ヘンドリクス ウィルヘルムス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 トボレック グジェゴジュ アンジェイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 バリッキ マルチン アルカディウス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ライヒ クリスティアン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

F ターム(参考) 4C601 BB02 BB03 FE01 FF01 FF02 FF06 GB04 GB06 GC01