

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B1)

(11) 特許番号

特許第5226908号
(P5226908)

(45) 発行日 平成25年7月3日(2013.7.3)

(24) 登録日 平成25年3月22日(2013.3.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 7 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2012-557350 (P2012-557350)	(73) 特許権者	304050923
(86) (22) 出願日	平成24年4月19日 (2012.4.19)		オリンパスメディカルシステムズ株式会社
(86) 国際出願番号	PCT/JP2012/060587		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
審査請求日	平成24年12月25日 (2012.12.25)	(74) 代理人	100076233
(31) 優先権主張番号	特願2011-139787 (P2011-139787)		弁理士 伊藤 進
(32) 優先日	平成23年6月23日 (2011.6.23)	(74) 代理人	100101661
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		弁理士 長谷川 靖
早期審査対象出願		(74) 代理人	100135932
			弁理士 篠浦 治
		(72) 発明者	仁科 研一
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
		(72) 発明者	奥野 喜之
			東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号 オ
			リンパスメディカルシステムズ株式会社内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生検処置具

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管状部と、
前記管状部内を進退可能な棒状部と、
前記棒状部の側面に設けられた凹部と、
前記凹部の底面に設けられた超音波観察部と、
前記凹部が開閉するように前記棒状部と前記管状部とを相対的にスライドさせるスライ
ド部と、を含むことを特徴とする生検処置具。

【請求項 2】

前記棒状部の先端面は前記棒状部の軸芯を中心とする円錐曲線の回転体状に形成されて
おり、

前記管状部の先端の外表面は、前記棒状部の先端面に対し接線方向に向かって傾斜する
片刃状に形成されていることを特徴とする請求項 1 に記載の生検処置具。

【請求項 3】

前記棒状部の先端面内に、前記超音波観察部で送受波する超音波信号を処理する回路素
子が内蔵されていることを特徴とする請求項 1 に記載の生検処置具。

【請求項 4】

前記凹部の壁面は前記凹部の底面から外周方向へ拡開されていることを特徴とする請求
項 1 に記載の生検処置具。

【請求項 5】

10

20

前記棒状部は前記凹部内で開口する吸引管路を含むことを特徴とする請求項 1 記載の生検処置具。

【請求項 6】

前記凹部は前記棒状部の全周に配置されていることを特徴とする請求項 1 記載の生検処置具。

【請求項 7】

前記超音波観察部は、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される静電容量型超音波振動子であることを特徴とする請求項 1 記載の生検処置具。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、被検体の体内に挿入し、超音波観察下で目標部位の検体を採取する生検処置具に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、体内の病変部等を診断する手法として生検が知られている。生検を行うに際しては、先ず、病変部等が存在する目標部位を特定した後、この目標部位の検体を採取し生検する。

【0003】

目標部位の特定は、例えば日本国特開 2004 - 216159 号公報（以下、「第 1 文献」と称する）に開示されているような超音波プローブを用いて行う。すなわち、超音波プローブを体内に挿入し、その先端部に設けた超音波振動子で受波した超音波信号に基づいて目標部位を特定する。この場合、例えば、超音波プローブをチューブ状シースに装着し、超音波プローブとチューブ状シースとを共に体内に挿入し、超音波プローブにて目標部位を特定した後、当該部位にチューブ状シースを留置した状態で超音波プローブを抜去する。

20

【0004】

次いで、当該チューブ状シースに生検鉗子、ブラシ等の生検処置具を挿入し、この生検処置具の先端部をチューブ状シースに沿って目標部位まで導き、目標部位の病変組織、細胞等の検体を採取する。この場合、生検処置具の先端が目標部位に到達したか否かは X 線

30

【0005】

この生検処置具としては、例えば日本国特開 2001 - 104316 号公報（以下、「第 2 文献」と称する）に開示されているようなものが知られている。この第 2 文献に開示されている生検処置具は、先端に尖った針先を有する針軸と、この針軸に対して進退自在に外装されているシースとを有し、針軸の先端側側面に、検体を採取する凹部が形成され、又、シースの先端に、凹部に収納された検体を切取る環状刃が形成されている。

【0006】

この第 2 文献に開示されている技術では、生検処置具を被検体に突き刺して、先端を目標部位に到達させた後、シースを少し引き戻して凹部を開口し、この凹部に検体を収納する。次いで、シースを前方へ押し出し、凹部に取込まれている検体を、シース先端の環状刃で切取ると共に、このシースで凹部を閉塞し検体を凹部に收容する。

40

【0007】

しかし、上述した第 1 文献、及び第 2 文献に開示されている技術では、超音波プローブを用いて目標部位を特定する手順と、生検処置具を用いて当該目標部位の検体を採取する手順とが別々に行われる。

【0008】

又、生検処置具の先端に形成されている凹部に検体が留置されているか否かは、この生検処置具をチューブ状シースから抜去して、目視により確認するまでは確定することができない。そして、凹部に検体が留置されていない場合は、当該生検処置具の先端を目標部

50

位まで再度挿入して検体を採取しなければならない。

【0009】

本発明は、上記事情に鑑み、1回の挿入で病変部等の目標部位の検体を確実に採取することができて、被検者の負担を軽減させることのできる生検処置具を提供することを目的とする。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0010】

本発明の一態様による生検処置具は、管状部と、前記管状部内を進退可能な棒状部と、前記棒状部の側面に設けられた凹部と、前記凹部の底面に設けられた超音波観察部と、前記凹部が開閉するように前記棒状部と前記管状部とを相対的にスライドさせるスライド部と、を含む。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】第1実施形態による生検処置具の斜視図

【図2】同、生検処置具の先端部の一部断面側面図

【図3】同、図2の断面側面図

【図4】同、図3のIV-IV断面図

【図5】同、(a)はc-MUTの受波信号の波形図、(b)は波形整形後の受波信号の波形図

20

【図6】同、検体採取用凹部に検体を取込んだ状態を示す図2相当の断面図

【図7】同、検体採取用凹部に取込んだ検体を切取る状態を示す図6相当の断面図

【図8】同、検体採取用凹部に取込んだ検体を切取った状態を示す図7相当の断面図

【図9】同、検体採取用凹部に配置されたc-MUTの受信波形を示し、(a)は検体採取用凹部が空気を満たされている状態の波形図、(b)は検体採取用凹部が液体を満たされている状態の波形図、(c)は検体採取用凹部に検体が留置された状態の波形図

【図10】第2実施形態による図3相当の断面図

【図11】同、図10のXI-XI断面図

【図12】同、図6相当の断面図

【図13】同、図8相当の断面図

30

【図14】第3実施形態による図3相当の断面図

【図15】第4実施形態による図3相当の断面図

【図16】第5実施形態による図3相当の断面図

【図17】同、図16のXVII-XVII断面図

【図18】同、他の態様による図17相当の断面図

【図19】同、別の態様による図17相当の断面図

【図20】同、更に他の態様による図17相当の断面図

【図21】第6実施形態による生検処置具を備える内視鏡システムの構成図

【図22】同、内視鏡システムの機能構成図

【発明を実施するための最良の形態】

40

【0012】

以下、図面に基づいて本発明の一実施形態を説明する。尚、図面は模式的なものであり、各部材の厚みと幅との関係、それぞれの部材の厚みの比率などは現実のものとは異なることに留意すべきであり、図面の相互間においても互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれていることは勿論である。

【0013】

[第1実施形態]

図1～図9に本発明の第1実施形態を示す。図1の符号1は生検処置具であり、処置具本体2と管状部としての可撓性シース3とを有している。更に、この処置具本体2が長尺で細径の可撓性を有する棒状部としての挿入部4を有し、この挿入部4の基端部にコネク

50

タ部 5 が設けられている。尚、このコネクタ部 5 は、図示しない超音波観測装置に接続される。

【 0 0 1 4 】

挿入部 4 は可撓性シース 3 に対し、相対的に進退可能な状態で挿通されており、可撓性シース 3 の内周と挿入部 4 との外周との間には、両者を軸方向へ相対移動させる際の摩擦抵抗を低減するスライド部 6 が設けられている。尚、本実施形態では、可撓性シース 3 の内周面と挿入部 4 の外周面との一方、或いは双方に、人体に影響のない材料を用いて低摩擦係数層を形成し、この低摩擦係数層をスライド部 6 としている。

【 0 0 1 5 】

ここでいう相対的なスライドとは、挿入部 4 を固定してスライド部 6 を前後にスライドさせること、スライド部 6 を固定して挿入部 4 を前後にスライドさせること、または挿入部 4 およびスライド部 6 の双方をスライドさせることのいずれであってもよい。

【 0 0 1 6 】

また、可撓性シース 3 や挿入部 4 を滑り性の良い材質、例えばポリテトラフルオロエチレン (P T F E) 等のフッ素樹脂やポリエチレン等で構成した場合には、低摩擦係数層を形成することなく、適切なクリアランスを設けるのみでスライド部 6 としてもよい。

【 0 0 1 7 】

挿入部 4 は可撓性を有する長尺細径の中実軸であり、図 2 に示すように、先端面 4 a が、挿入部 4 の軸芯を中心とする円錐曲線の回転体状に形成されている。円錐曲線の回転体としては、卵形、砲弾形、半球形等がある。尚、この先端面 4 a に X 線透視画像や C T 画像上に表示させることのできる X 線不透過マーカ (図示せず) が配設されている。

【 0 0 1 8 】

更に、この挿入部 4 の先端部であって、先端面 4 a の後方に凹部としての検体採取用凹部 7 が形成されている。この検体採取用凹部 7 は挿入部 4 を切り欠いて形成したものであり、軸方向前後に壁面 7 a , 7 b が形成され、側面方向が貫通されたかまぼこ形断面形状に形成されている。又、図 4 に示すように、挿入部 4 の、検体採取用凹部 7 によって残された部位が断面平凸形のベース部 4 b となっている。

【 0 0 1 9 】

一方、可撓性シース 3 の基端部に指掛け状に形成したシース操作部 3 a が形成されている。操作者は、このシース操作部 3 a に指をかけて可撓性シース 3 を挿入部 4 の外周に沿って進退及び回動操作する。又、この可撓性シース 3 の先端外表面 3 b が先端方向へ収束する片刃状の傾斜面に形成され、シース 3 の先端に先端エッジ 3 c を形成している。

【 0 0 2 0 】

この可撓性シース 3 と挿入部 4 は、図示しない移動規制部にて、回動方向が許容された状態で進退方向の移動量が規制されている。すなわち、図 2 に示すように、可撓性シース 3 の最大押出位置 L 1 は、先端エッジ 3 c が挿入部 4 の先端面 4 a の後端に連続される位置に設定されており、この状態では、検体採取用凹部 7 が可撓性シース 3 によって閉塞される。一方、図 6 に示すように、この可撓性シース 3 の最大後退位置は、先端エッジ 3 c が検体採取用凹部 7 の後部壁面 7 b 上端と同じか、それよりもやや後退した位置に設定されている。

【 0 0 2 1 】

又、可撓性シース 3 の先端外表面 3 b は、図 2 に示す最大押出位置 L 1 において、挿入部 4 の先端面 4 a の接線方向に延出する傾斜面となるように設定されている。尚、挿入部 4 の外周面と可撓性シース 3 の内周面との間は数 μm 程度の間隔が設定されている。

【 0 0 2 2 】

従って、可撓性シース 3 の先端エッジ 3 c が最大押出位置 L 1 に臨まされた状態では、可撓性シース 3 の先端外表面 3 b が挿入部 4 の先端面 4 a の接線上に配置されるため、両者の境界に体内の内壁を擦過してしまうような段差が生じることはない。同様に、図においては、説明上の便宜からスライド部 6 の厚さを比較的厚く記載されているが、実際には数 μm 程度の厚みであり、このスライド部 6 によって段差が生じることもない。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 3 】

又、挿入部 4 に形成されている検体採取用凹部 7 の底面、換言すれば、ベース部 4 b 上に、超音波観察部としての静電容量型超音波振動子アレイ 8 が配置されている。この静電容量型超音波振動子アレイ 8 は、例えば、マイクロマシン製造プロセスを用いて製造される c - M U T (capacitive - Micro-machined Ultrasonic Transducers) であり、この静電容量型超音波振動子アレイ 8 により、例えばリニア電子走査による超音波断層像を得ることができる。又、超音波観察部として圧電型の超音波振動子を用いることもできる。

【 0 0 2 4 】

図 3、図 4 に示すように、この静電容量型超音波振動子アレイ 8 の底面が、超音波の伝播を吸収するバッキング材 9 を介してフレキシブルプリント基板 (F P C : Flexible printed circuits) 1 0 に実装されている。このフレキシブルプリント基板 1 0 は、挿入部 4 にインサート成形されており、その前部が挿入部 4 の先端面 4 a 内に延在され、後部が検体採取用凹部 7 の後方に延在されている。更に、フレキシブルプリント基板 1 0 の先端面 4 a と検体採取用凹部 7 の後方とに延在されている部位に、静電容量型超音波振動子アレイ 8 で送受波する超音波信号を処理する回路素子として、2 つの集積回路素子 (I C) 1 1 , 1 2 がそれぞれ実装されている。更に、このフレキシブルプリント基板 1 0 にリード線 1 3 の一端が電氣的に接続されている。又、このリード線 1 3 の他端は挿入部 4 内を通り、基端側に設けられているコネクタ部 5 に延在されている。

【 0 0 2 5 】

このコネクタ部 5 を、図示しない超音波観測装置に接続することで、超音波観測装置からフレキシブルプリント基板 1 0 側への電源の供給、及びフレキシブルプリント基板 1 0 と超音波観測装置との間の信号の授受が行われる。

【 0 0 2 6 】

この場合、集積回路素子 1 1 , 1 2 の一方を、静電容量型超音波振動子アレイ 8 に印加する超音波駆動信号を波形整形する波形整形回路として機能させ、或いは受波した超音波信号を増幅する増幅回路として機能させる。又、集積回路素子 1 1 , 1 2 の他方を、静電容量型超音波振動子アレイ 8 を構成する複数の振動子を順次切替えるマルチプレクサとして機能させる。

【 0 0 2 7 】

集積回路素子 1 1 , 1 2 の一方を波形整形回路として機能させた場合、図 5 (a) に示すような静電容量型超音波振動子アレイ 8 の各振動子に印加する超音波駆動信号を、例えば同図 (b) に示すように、所定に矩形処理して出力する。又、集積回路素子 1 1 , 1 2 の他方をマルチプレクサとして機能させた場合、リード線 1 3 の線径をより細径化することができ、肺末梢等の極めて狭い体内内に挿入することが可能となる。尚、図 6 の符号 1 4 は被検者の体内、1 4 a は体内 1 4 の目標部位から切取られる検体である。又、図 6、図 7 の矢印は、超音波の出射方向を示す。

【 0 0 2 8 】

次に、このような構成からなる生検処置具 1 の使用態様について説明する。先ず、術者は処置具本体 2 の基端側に設けられているコネクタ部 5 を超音波観測装置に接続する。

【 0 0 2 9 】

生検処置具 1 のコネクタ部 5 を超音波観測装置に接続すると、この超音波観測装置から超音波駆動信号が出力され、この超音波駆動信号がリード線 1 3 を介して集積回路素子 1 1 , 1 2 の他方に設けられているマルチプレクサに入力される。マルチプレクサは超音波駆動信号を受けて、検体採取用凹部 7 の底面に固設されている静電容量型超音波振動子アレイ 8 の各振動子を順次駆動させ、各振動子から出射される超音波により超音波走査を行う。

【 0 0 3 0 】

次いで、処置具本体 2 の挿入部 4 と、この挿入部 4 に外装されている可撓性シース 3 とを、体内 1 4 内に挿通する。その際、図 2 に示すように、可撓性シース 3 の先端外表面 3 b が、挿入部 4 の先端面 4 a に対して接線方向に連続された状態にあるため、この先端面

10

20

30

40

50

4 aと先端エッジ3 cとの境界に段差が生じることがなく、挿入に際して体内1 4の内壁を擦過してしまうことはない。又、図3に示すように、先端面4 a内に集積回路素子1 1をインサート成形しているため、先端部が硬くなり、先端面4 aによる体内1 4内のガイド性が向上し、更に、先端面4 aの材質は何ら変更する必要がないため製造が容易となる。

【0031】

ところで、挿入部4の先端面4 aにはX線不透過マーカ(図示せず)を設けているため、適宜、X線透視画像もしくはCT画像にて挿入部4の先端が何処まで挿入されたかを確認することができる。なお、静電容量型超音波振動子アレイ8と超音波観測装置とが集積回路素子1 1, 1 2の他方に設けられているマルチプレクサを介して電氣的に接続されているため、リード線1 3の線径をより細くでき、その分、挿入部4の線径もより細くすることができるため、肺末梢等の極めて狭い体内内にも挿入することが可能となる。

10

【0032】

そして、挿入部4の先端面4 aが目標部位に到達すると、術者は可撓性シース3の手元側に形成されているシース操作部3 aを操作して、この可撓性シース3を手前に引き、図6に示すように、可撓性シース3の先端エッジ3 cを挿入部4に形成されている検体採取用凹部7の後部壁面7 bよりも後方へ移動させて検体採取用凹部7を開口させる。

【0033】

検体採取用凹部7が可撓性シース3で閉塞されている場合、静電容量型超音波振動子アレイ8で受波する反射波の殆どは可撓性シース3の内面からの反射波であるため、その波形はほぼ一定している。一方、可撓性シース3を引いて、検体採取用凹部7を開放すると、静電容量型超音波振動子アレイ8から出射された超音波は、体内1 4の生体組織に反射されて受波されるため、反射波は異なる波形となる。従って、この波形を術者がモニタ等で視認することで、検体採取用凹部7が開放されたか否かを認識することができる。

20

【0034】

又、体内1 4の目標部位は場合によっては、病変部等により狭窄しているため、挿入部4の先端面4 aは、この狭窄部分を押し広げて挿入される。従って、可撓性シース3を後退させて検体採取用凹部7を開くと、この検体採取用凹部7に病変部等の検体1 4 aとなる部位が取込まれる。検体採取用凹部7に検体1 4 aとなる部位が取込まれると、静電容量型超音波振動子アレイ8と検体1 4 aとなる部位との距離が近接するため、静電容量型超音波振動子アレイ8から出射された超音波が、検体1 4 aとなる部位の細胞組織から反射されて受波されるまでの周期が短くなる。

30

【0035】

従って、術者は、反射波の波形の変化をモニタ等で確認することで、検体採取用凹部7に検体1 4 aとなる部位が取込まれたか否かを把握することができる。尚、検体採取用凹部7を開放させた際に、モニタ等に表示される反射波の波形に大きな変化が見られない場合は、検体1 4 aとなる部位が検体採取用凹部7に取込まれていないと判断し、挿入部4を前後方向へ移動させ、或いは左右に回動させて、検体採取用凹部7に検体1 4 aとなる部位を取込ませる。

【0036】

40

そして、検体採取用凹部7に検体1 4 aとなる部位の取り込みを確認したら、術者は可撓性シース3を、手元側のシース操作部3 aに指をかけて左右に回動させながら前方へ押し出す。すると、図7に示すように、先端エッジ3 cにより、検体1 4 aが切取られると共に、被切除部分が先端エッジ3 cと検体採取用凹部7の前部壁面7 aの上端との間に挟まれて、次第に押し切られる。その後、図8に示すように、先端エッジ3 cが検体採取用凹部7を通過すると、検体1 4 aが目標部位から完全に切り離されて、検体採取用凹部7に取込まれると共に、この検体採取用凹部7が可撓性シース3で閉塞される。

【0037】

ところで、可撓性シース3を押し出して検体1 4 aを切取るうとした際に、検体1 4 aとなる部位が先端エッジ3 cにて切り込まれずにすり抜ける場合がある。検体1 4 aとな

50

る部位が先端エッジ 3 c にて切り込まれずにすり抜けた場合、先端エッジ 3 c が検体採取用凹部 7 の前部壁面 7 a に近接して、間口が狭まるに従い検体 1 4 a となる部位は体内 1 4 側に逃げてしまい検体 1 4 a の採取に失敗することになる。

【 0 0 3 8 】

本実施形態では、検体採取用凹部 7 に検体 1 4 a となる部位が取込まれたか否かを、静電容量型超音波振動子アレイ 8 で受波した反射波の波形に基づいて把握しているため、検体 1 4 a を採取しないまま生検処置具 1 を抜去してしまうことが防止できる。検体採取用凹部 7 に検体 1 4 a の取り込みを失敗した場合、成功した場合との反射波の波形の相違を図 9 に示す。図 9 (a) は検体採取用凹部 7 内が空気で満たされている場合、すなわち、検体 1 4 a の取り込み失敗した場合の波形である。検体採取用凹部 7 が空気で満たされている場合、空気の超音波伝播速度は遅く、しかも超音波が反射しないため、静電容量型超音波振動子アレイ 8 では最初の超音波信号以外は殆ど受波されない。同様に、同図 (b) は検体採取用凹部 7 内が液体で満たされている場合は、液体の超音波伝播速度は空気に比し速いため、可撓性シース 3 の内壁面からの反射波が受波される。従って、この図 9 (a) , (b) の波形が検出された場合は、検体 1 4 a の取り込みに失敗したと判断する。

10

【 0 0 3 9 】

これに対し、同図 (c) に示すように、検体採取用凹部 7 に検体 1 4 a が取込まれている場合、静電容量型超音波振動子アレイ 8 からの超音波は、この静電容量型超音波振動子アレイ 8 に近接している検体 1 4 a の細胞組織にて反射するため、多数の反射波が静電容量型超音波振動子アレイ 8 で受波される。

20

【 0 0 4 0 】

従って、可撓性シース 3 によって検体採取用凹部 7 を閉塞した際に、静電容量型超音波振動子アレイ 8 で受波される反射波を検出し、図 9 (c) に示すような反射波形が検出された場合、検体 1 4 a の採取は成功したと判定する。

【 0 0 4 1 】

一方、図 9 (a) , (b) に示すような反射波形が検出された場合、検体 1 4 a の採取に失敗したと判定し、可撓性シース 3 を再度引いて、検体採取用凹部 7 を開き、挿入部 4 を前後方向へ移動させると共に、左右に回動させて、検体 1 4 a となる部位の取り込みを、モニタ等に表示される反射波形から判断する。そして、検体 1 4 a となる部位の取り込みが確認された場合、可撓性シース 3 を回動させながら前進させて、先端エッジ 3 c にて検体を切り取り、検体採取用凹部 7 に留置させる。

30

【 0 0 4 2 】

このように、本実施形態では、体内 1 4 内の目標部位の検体 1 4 a を検体採取用凹部 7 にて採取するに際し、この検体採取用凹部 7 の底部に固設されている静電容量型超音波振動子アレイ 8 で受波した反射波の波形から、検体 1 4 a の取り込みに成功したか、失敗したかを判断するようにしたので、挿入部 4 を体内 1 4 から一々抜去して、検体採取用凹部 7 に検体 1 4 a が採取されているか否かを目視にて確認する必要がなく、1 回の挿入で検体 1 4 a の採取を確実に成功させることができるため、検体 1 4 a を効率よく採取することができ、よって、被検者の負担を軽減することができる。

【 0 0 4 3 】

尚、モニタ等に表示される反射波の波形は、図 9 に示すような波形線をそのまま表示しても良いが、例えば、この波形の絶対値の積分し、その値を数値 [%] 等で表示することで、検体 1 4 a がどの程度採取できたかを判断するようにしても良い。更に、この場合、採取に成功したか失敗かを示すしきい値を併せて表示させるようにしても良い。或いは、波形の高さを輝度に変換して表示する B モード表示としても良い。

40

【 0 0 4 4 】

[第 2 実施形態]

図 1 0 ~ 図 1 3 に本発明の第 2 実施形態を示す。尚、第 1 実施形態と同一の構成部分については同一の符号を付して説明を省略する。本実施形態は、検体採取用凹部 7 に吸引管路 1 5 の吸い口を開口させ、検体採取用凹部 7 に取込まれた検体 1 4 a となる部位を吸引

50

管路 15 の吸い口に吸引させることで、この検体 14 a となる部位を検体採取用凹部 7 に確実に留置させるようにしたものである。

【 0 0 4 5 】

すなわち、図 10、図 11 に示すように、吸引管路 15 は挿入部 4 内に軸方向に沿って形成されており、その一端が検体採取用凹部 7 の後部壁面 7 b に開口され、他端がコネクタ部 5 (図 1 参照) の後端に開口されている。一方、超音波観測装置 (図示せず) には吸引ポンプ、若しくは吸引用シリンジ (図示せず) が設けられており、コネクタ部 5 を超音波観測装置 (図示せず) に接続すると、この吸引ポンプ、若しくは吸引用シリンジと吸引管路 15 とが連通される。

【 0 0 4 6 】

図 12 に示すように、可撓性シース 3 を後退させて検体採取用凹部 7 を開放させた際に、吸引ポンプ、若しくは吸引用シリンジを吸引管路 15 に接続し、検体採取用凹部 7 の後部壁面 7 b に開口している吸引管路 15 の吸い口に負圧を発生させる。すると、検体採取用凹部 7 に取込まれた検体 14 a となる部位の一部が吸引管路 15 の吸い口に吸着されて保持される。

【 0 0 4 7 】

この状態で可撓性シース 3 を前方へ押し出すと、図 13 に示すように、検体 14 a となる部位が吸引管路 15 の吸い口に吸着されているため、この検体 14 a となる部位は可撓性シース 3 の先端エッジ 3 c に引かれることなく検体採取用凹部 7 に留置させることができる。

【 0 0 4 8 】

その結果、検体 14 a を先端エッジ 3 c にて確実に切取ることができ、第 1 実施形態のような検体 14 a となる部位のすり抜けが低減され、切取りに失敗する頻度を大幅に減少させることができる。尚、本実施形態では、挿入部 4 の先端面 4 a 側の集積回路素子 11 をマルチプレクサとし、他方の集積回路素子 12 は省かれている。但し、吸引管路 15 と干渉しない部位に集積回路素子 12 を配設することが可能であれば省く必要はない。

【 0 0 4 9 】

このように、本実施形態によれば、検体採取用凹部 7 に取込まれた検体 14 a となる部位は、その一部が吸引管路 15 の吸い口に吸着されるため、この検体 14 a となる部位を可撓性シース 3 の先端エッジ 3 c で切取るに際し、この検体 14 a となる部位を検体採取用凹部 7 内に確実に留置させることができる。その結果、検体 14 a をより効率的に採取することができ、採取時間の短縮が図れ、被検者の負担をより軽減させることができる。

【 0 0 5 0 】

[第 3 実施形態]

図 14 に本発明の第 3 実施形態を示す。尚、第 1 実施形態と同一の構成部分については同一の符号を付して説明を省略する。本実施形態は、検体採取用凹部 7 の前部壁面 7 a と後部壁面 7 b とを共に静電容量型超音波振動子アレイ 8 が固設されている底面側から外周方向へ拡開する斜面としたものである。

【 0 0 5 1 】

検体採取用凹部 7 の底部に固設されている静電容量型超音波振動子アレイ 8 から出射される超音波には中心軸から外れた方向に出射する音圧の低いサイドローブを有しており、前部壁面 7 a と後部壁面 7 b が垂立されていると、サイドローブが反射し易く、この反射波が、本来の超音波 (メインローブ) の反射波と干渉するとサイドローブアーチファクトが発生する。

【 0 0 5 2 】

本実施形態は、前部壁面 7 a と後部壁面 7 b とを静電容量型超音波振動子アレイ 8 が固設されている底面側から外周方向へ拡開する斜面としたので、サイドローブが各壁面 7 a , 7 b から反射し難くなり、その分、サイドローブアーチファクトの発生を抑制することができる。

【 0 0 5 3 】

10

20

30

40

50

〔第4実施形態〕

図15に本発明の第4実施形態を示す。本実施形態は上述した第3実施形態の変形例である。第3実施形態では、前部壁面7aと後部壁面7bとを共に斜面としたが、本実施形態では、後部壁面7bのみを、第3実施形態と同様の斜面としたものである。

【0054】

上述した第3実施形態のように前部壁面7aを傾斜させるとサイドロープアーチファクトの発生を低減させることはできるが、前部壁面7aと外周とのなす角が鈍角となるため、可撓性シース3の先端エッジ3cが前部壁面7aを交差して押し出される際の切れ味(剪断力)が悪くなる。

【0055】

本実施形態では、後部壁面7bを傾斜面としてサイドロープアーチファクトの発生を低減させ、一方、前部壁面7aを垂立させることで、可撓性シース3の先端エッジ3cが交差して押し出される際の切れ味(剪断力)を確保することができる。

【0056】

〔第5実施形態〕

図16～図20に本発明の第5実施形態を示す。本実施形態は、検体採取用凹部7に複数の静電容量型超音波振動子アレイ8を配設したものである。尚、第1実施形態と同一の構成部分については同一の符号を付して説明を省略する。

【0057】

図16、図17に示す実施態様は、検体採取用凹部7が中央のベース部4b挟んで両側に形成されており、この検体採取用凹部7の底面であるベース部4bの両面に静電容量型超音波振動子アレイ8を配設したものである。尚、各静電容量型超音波振動子アレイ8を、バックング材9を介して実装するフレキシブルプリント基板10は、図17では、それぞれ独立しているように記載されているが、実際には一枚の基板で形成されている。

【0058】

この実施態様では、2つの検体採取用凹部7がベース部4bを挟んで両面に固設されているので、体内14の目標部位から検体14aをより確実に採取することができる。

【0059】

又、図18に示す実施態様は、検体採取用凹部7を、ベース部4bを中心として円環状に形成し、二つの静電容量型超音波振動子アレイ8をベース部4bの外周に装着可能な断面円弧状に形成し、この各静電容量型超音波振動子アレイ8を、各バックング材9を介して1枚のフレキシブルプリント基板10に実装したものである。

【0060】

この実施態様によれば、静電容量型超音波振動子アレイ8が挿入部4の軸芯に形成したベース部4bの周囲に配設されているので、挿入部4を回動させること無く、軸廻りをラジアル電子走査することが可能となり、体内14の目的部位をより正確に検出することができる。加えて、検体採取用凹部7が円環状に形成されているので、目的部位が狭窄している場合は、検体採取用凹部7を開放することで、目的部位の病変部等が検体採取用凹部7に簡単に取込まれるため、この目的部位から検体14aを容易に採取することが可能となる。

【0061】

又、図19に示す実施態様は、ベース部4bを挿入部4の軸芯に断面三角形状に形成し、その周囲を検体採取用凹部7としたものであり、ベース部4bの3面には一枚のフレキシブルプリント基板10が配設され、このフレキシブルプリント基板10の各面に3枚の静電容量型超音波振動子アレイ8が、バックング材9を介してそれぞれ実装されている。

【0062】

この実施態様によれば、体内14内をベース部4bの3面に設けられている各静電容量型超音波振動子アレイ8で超音波走査することができるため、図17、図18に示す実施態様に比し、目的部位の病変部等の検体14aとなる部位をより速く特定することができる。

10

20

30

40

50

【0063】

又、図20に示す実施態様は、ベース部4bを挿入部4の軸芯に断面八角形状に形成し、その周囲を検体採取用凹部7としたものであり、ベース部4bの8面には一枚のフレキシブルプリント基板10が配設され、このフレキシブルプリント基板10の各面に8枚の静電容量型超音波振動子アレイ8が、バッキング材9を介してそれぞれ実装されている。

【0064】

この実施態様によれば、体内14内をベース部4bの8面に設けた各静電容量型超音波振動子アレイ8で、ラジアル電子走査に近似した超音波走査を行うことができるため、検体14aとなる部位の特定、及び検体14aとなる部位が検体採取用凹部7に取込まれたか否かを、より高い精度で検出することができる。

10

【0065】

ところで、本実施形態による生検処置具1に設けられている静電容量型超音波振動子アレイ8は、体内14内の目的部位を特定するのではなく、目的部位の病変部等、検体14aとなりうる部位を特定し、更に、検体採取用凹部7に取込まれたか否かを判断するだけのものであるため、正確な超音波走査結果は要求されず、比較的粗い超音波走査であっても良く、従って、静電容量型超音波振動子アレイ8がベース部4bの周囲に2枚、或いは3枚配設されているものであっても充分機能し得る。又、静電容量型超音波振動子アレイ8をベース部4bの周囲に8枚配設することで、ラジアル電子走査に近似したより精度の高い超音波走査を行うことができる。

【0066】

[第6実施形態]

図21、図22に本発明の第6実施形態を示す。同図には、上述した第1～第5実施形態で説明した生検処置具1の何れかを備える内視鏡システム21が示されている。

20

【0067】

この内視鏡システム21に備えられている内視鏡22は長尺の可撓性を有する内視鏡挿入部22aを有し、この内視鏡挿入部22aの手元側に操作部22bが設けられている。更に、この操作部22bからユニバーサルコード22cが延出され、その端部にスコープコネクタ22dが設けられている。このスコープコネクタ22dにビデオプロセッサ装置25と光源装置26とが接続される(図22参照)。

【0068】

又、内視鏡挿入部22aと操作部22bとの連結部付近に、処置具挿入口22eが開口されており、この処置具挿入口22eに処置具チャンネル(図示せず)の後端が連通されている。この処置具チャンネルは内視鏡挿入部22a内に形成されており、その先端が内視鏡挿入部22aの先端面に開口されている。

30

【0069】

一方、生検処置具1に設けられている処置具本体2の後端に設けたコネクタ部5は、超音波観測装置23のコネクタ受け部23aに接続される。図22に示すように、超音波観測装置23は、超音波観測部23bと超音波駆動部23cとを備え、超音波駆動部23cは生検処置具1の処置具本体2に設けられている静電容量型超音波振動子アレイ8を、マルチプレクサを介して駆動する超音波駆動信号を生成する。又、超音波観測部23bは、静電容量型超音波振動子アレイ8で受波した反射波、或いは当該波形を物理量に変換してモニタ24に表示させる。

40

【0070】

術者は被検者の目的部位から検体14aを採取するに際しては、先ず、内視鏡22の内視鏡挿入部22aを被検者の口腔等から挿入し、内視鏡像を観察しながら目的部位の近くまで導く。次いで、内視鏡22の処置具挿入口22eから生検処置具1の処置具本体2に設けられている挿入部4と、この挿入部4に外装されている可撓性シース3とを共に挿通し、この処置具挿入口22eに連通する処置具チャンネルを経て、内視鏡挿入部22aの先端から突出させると共に、目的部位に繋がる体内14に挿通し、上述した第1～第5実施形態で説明した操作を行い、目的部位の検体14aを採取する。

50

【 0 0 7 1 】

このように、本実施例によれば、内視鏡システム 2 1 に、第 1 ~ 第 5 実施形態による生検処置具 1 の何れかが備えられているので、1 回の内視鏡挿入で被検者から検体 1 4 a を確実に採取することができる。

【 0 0 7 2 】

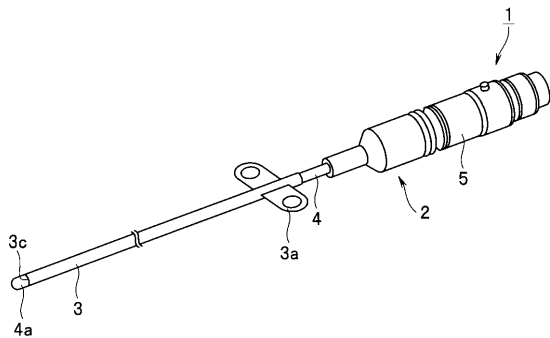
本出願は、2 0 1 1 年 6 月 2 3 日に日本国に出願された特願 2 0 1 1 - 1 3 9 7 8 7 号を優先権主張の基礎として出願するものであり、上記の内容は、本願明細書、請求の範囲、図面に引用されたものである。

【要約】

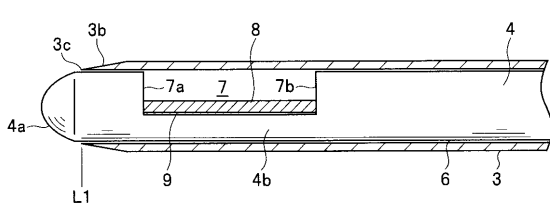
本発明による生検処置具は、可撓性シースと、この可撓性シース内を進退可能な挿入部と、この挿入部の側面に設けられた検体採取用凹部と、この検体採取用凹部の底面に設けられた静電容量型超音波振動子アレイと、検体採取用凹部が開閉するように挿入部と可撓性シースとを相対的にスライドさせるスライド部とを含んでいる。検体採取用凹部に検体が取込まれたか否かを静電容量型超音波振動子アレイで受波した反射波に基づいて判断するようにしたので、検体を確実に採取することができる。

10

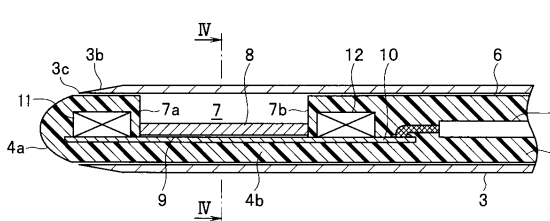
【 図 1 】



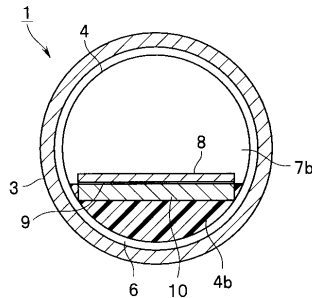
【 図 2 】



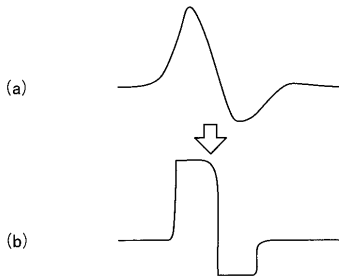
【 図 3 】



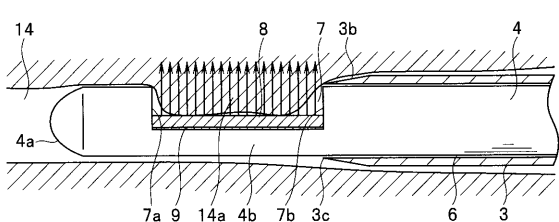
【 図 4 】



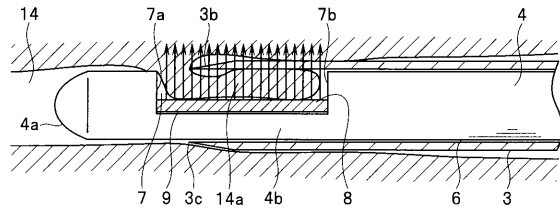
【 図 5 】



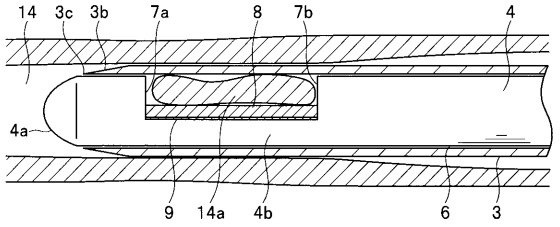
【 図 6 】



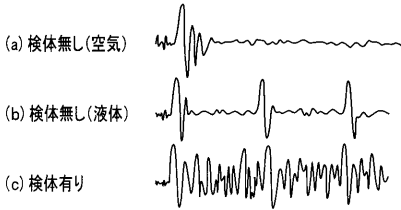
【図7】



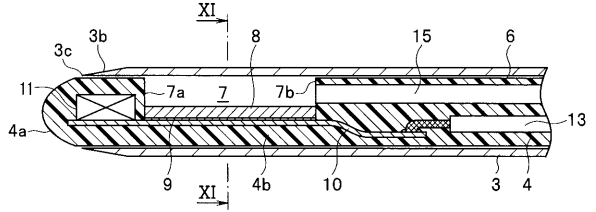
【図8】



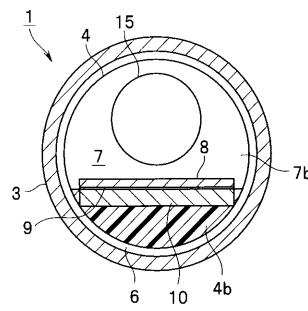
【図9】



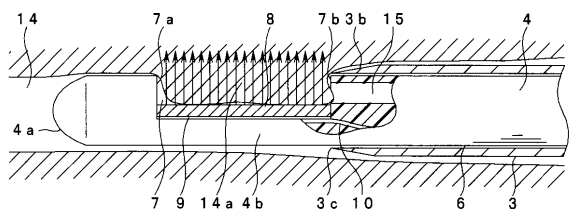
【図10】



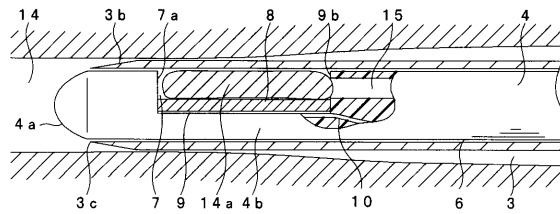
【図11】



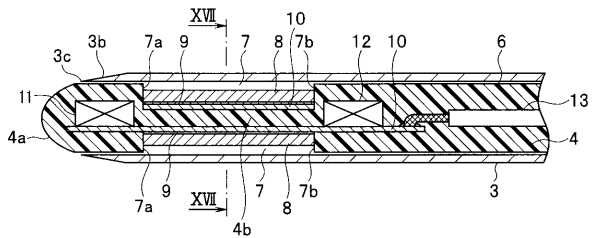
【図12】



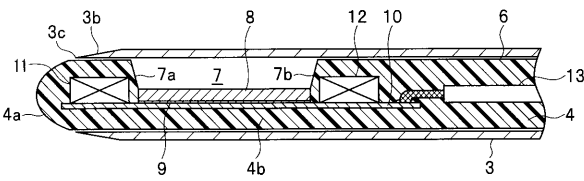
【図13】



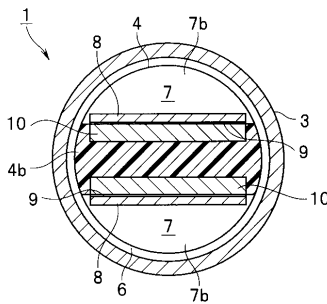
【図16】



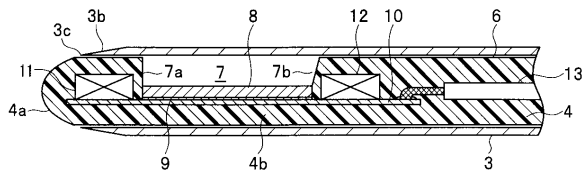
【図14】



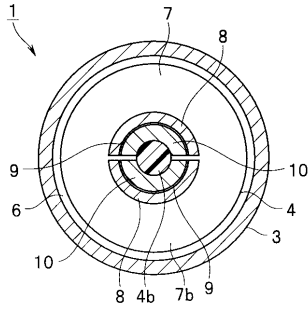
【図17】



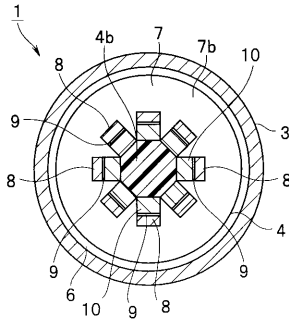
【図15】



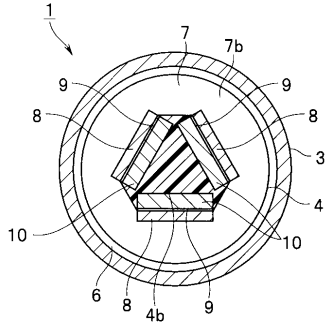
【図18】



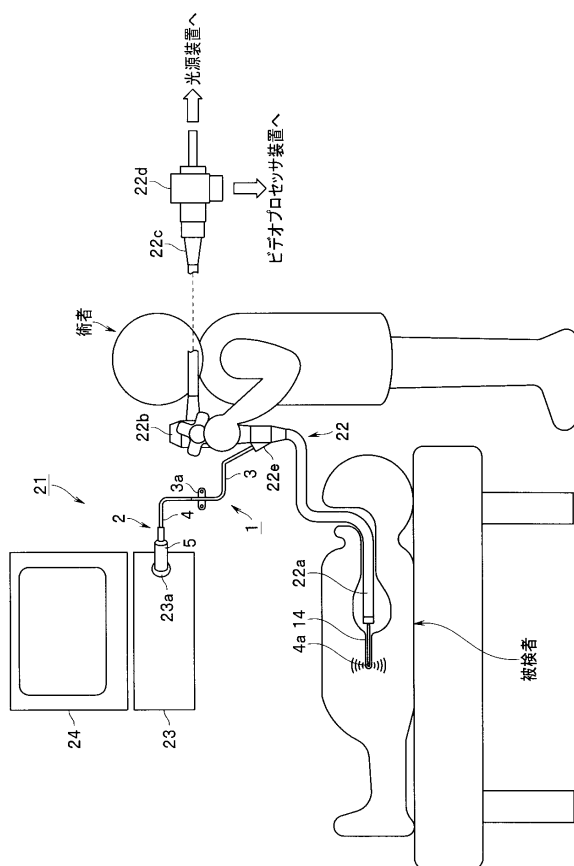
【図20】



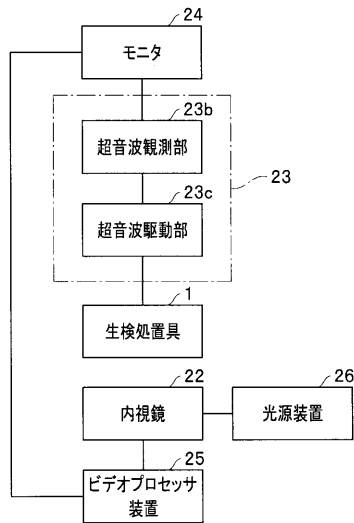
【図19】



【図21】



【図22】



フロントページの続き

- (72)発明者 小室 雅彦
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 今橋 拓也
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内
- (72)発明者 宮木 浩仲
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリンパスメディカルシステムズ株式会社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平11-206759(JP,A)
特開2001-104316(JP,A)
特開2010-274123(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/12

专利名称(译)	活检装置		
公开(公告)号	JP5226908B1	公开(公告)日	2013-07-03
申请号	JP2012557350	申请日	2012-04-19
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	仁科研一 奥野喜之 小室雅彦 今橋拓也 宮木浩仲		
发明人	仁科 研一 奥野 喜之 小室 雅彦 今橋 拓也 宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B10/0275 A61B1/00114 A61B1/005 A61B1/018 A61B1/04 A61B1/06 A61B6/12 A61B6/487 A61B8/12 A61B8/13 A61B8/445 A61B8/448 A61B2090/3784		
FI分类号	A61B8/12		
代理人(译)	伊藤 进 长谷川 靖 ShinoUra修		
优先权	2011139787 2011-06-23 JP		
其他公开文献	JPWO2012176543A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

根据本发明的活检处理工具包括：挠性护套；能够在挠性护套中进退的插入部；设置在该插入部的侧面上的样本收集凹部；以及样本收集凹部。它包括设置在底表面上的电容超声换能器阵列，以及滑动部分，该滑动部分使插入部分和柔性护套相对滑动，使得样品收集凹部打开和关闭。由于基于由电容式超声波换能器阵列接收到的反射波来确定是否将样本带入样本收集凹部，因此能够可靠地收集样本。

【图3】

