

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4533615号
(P4533615)

(45) 発行日 平成22年9月1日 (2010.9.1)

(24) 登録日 平成22年6月18日 (2010.6.18)

(51) Int. Cl.	F 1
A 6 1 B 10/02 (2006.01)	A 6 1 B 10/00 1 0 3 B
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 1/00 3 3 4 D

請求項の数 4 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2003-354029 (P2003-354029)	(73) 特許権者	000000376
(22) 出願日	平成15年10月14日 (2003.10.14)		オリンパス株式会社
(65) 公開番号	特開2005-118134 (P2005-118134A)		東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目4番2号
(43) 公開日	平成17年5月12日 (2005.5.12)	(74) 代理人	100106909
審査請求日	平成18年8月24日 (2006.8.24)		弁理士 棚井 澄雄
		(74) 代理人	100064908
			弁理士 志賀 正武
		(74) 代理人	100101465
			弁理士 青山 正和
		(74) 代理人	100094400
			弁理士 鈴木 三義
		(74) 代理人	100086379
			弁理士 高柴 忠夫

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 穿刺針及び超音波内視鏡システム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体に穿刺される先端側に刃面と、軸方向に設けられた貫通孔とを有する針管と、該針管に挿通可能なスタイレットとを有する穿刺針において、

前記スタイレットの先端側に先端外方を観察する光学的観察手段が設けられていることを特徴とする穿刺針。

【請求項 2】

前記光学的観察手段は、対象物の光学像を結像させるレンズ部と、該レンズ部の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換する固体撮像素子と、該固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するイメージガイドケーブルとを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の穿刺針。

【請求項 3】

先端部に外部を走査する超音波振動子部と、前記先端部側へ通じるチャンネルを持ち前記チャンネルの先端開口が前記超音波振動子の走査範囲に向けて配置された超音波内視鏡と、

前記超音波振動子の走査結果を超音波観察像として表示可能に処理する超音波観測装置と、該超音波観察像を表示する表示装置と、前記チャンネルに挿通可能である請求項 1 又は 2 に記載の穿刺針からなり、

前記穿刺針の先端側を前記チャンネルの先端開口から突出されると前記表示装置に表示された超音波画像上に穿刺針が判別可能に表示されることを特徴とする超音波内視鏡シス

テム。

【請求項 4】

前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記光学的観察手段による高倍率観察像を記録する記録装置と、

前記超音波観察像及び前記高倍率観察像を表示させる表示装置と、

前記光学的観察手段で観察を行った任意箇所を前記超音波観察像中で選択することにより、選択箇所の前記光学的観察手段による高倍率観察像を前記表示装置に表示させる画像処理装置とを備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波内視鏡システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、内視鏡のチャンネルを通じて体腔内に導入して使用する穿刺針及びこの穿刺針を挿通可能なチャンネルを有する超音波内視鏡システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来より、体表もしくは体腔内から体内へ針を刺入し、組織や細胞、体液などを採取する吸引生検が行われている。これは、超音波プローブや超音波内視鏡により目的部位を観察しながら、針管を有する穿刺針を目的部位に穿刺し、穿刺針の基端側から陰圧を掛けることにより針管内に組織や細胞、体液などを採取する方法である（例えば、特許文献 1 参照。）。 20

【特許文献 1】特開平 8-150145 号公報（第 1 図）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

しかしながら、上記従来の穿刺針には、以下の課題が残されている。すなわち、従来の穿刺針では、例えば吸引生検を行う組織が癌細胞などで繊維化すると、穿刺針を組織に穿刺することは可能であっても陰圧を掛けた際に針管内に組織や細胞、体液などを採取できないという問題があった。また、超音波内視鏡による超音波観察像を基にして穿刺する目的部位を確認する際、超音波観察像ではその目的部位が周囲と異なる状態であることを判別することが可能であるが、その組織が壊死した組織か、病変組織かの判断が困難であるという問題があった。 30

【0004】

本発明は、前述の課題に鑑みてなされたもので、組織や体液を採取できない場合であっても組織や細胞などの診断が行えたり、組織を採取する前に組織が壊死した組織か、病変組織かを判断することができる穿刺針及びこの穿刺針を挿通可能なチャンネルを有する超音波内視鏡システムを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明に係る穿刺針は、被検体に穿刺される先端側に刃面と、軸方向に設けられた貫通孔とを有する針管と、該針管に挿通可能なスタイレットとを有する穿刺針において、前記 40
スタイレットの先端側に先端外方を観察する光学的観察手段が設けられていることを特徴とする。

この発明によれば、貫通孔に設けられたスタイレットによって、穿刺した際に目的部位以外の組織が貫通孔に入り込むことを防止すると共に、貫通孔中の不要物を除去することができる。また、スタイレットに設けられた光学的観察手段によって上述と同様に穿刺部位の観察を行うことができると共に、生体組織が壊死した組織か、病変組織かを確認してからスタイレット用の貫通孔の基端側から陰圧を掛けることにより吸引生検による検体採取が可能であるため、診断能の向上が図れる。

【0009】

また、本発明に係る穿刺針は、前記光学的観察手段は、対象物の光学像を結像させるレ 50

レンズ部と、該レンズ部の結像位置に配置されて光学像を電気信号に変換する固体撮像素子と、該固体撮像素子によって電気信号に変換された光学画像データを伝送するイメージガイドケーブルとを備えていることを特徴とする。

この発明によれば、レンズ部を介して固体撮像素子で得られた対象物の光学画像データをイメージガイドケーブルで伝送し、表示装置に画像を表示することで目的部位の光学観察が可能となる。

【0010】

また、本発明に係る穿刺針を有する超音波内視鏡システムは、先端部に外部を走査する超音波振動子部と、前記先端部側へ通じるチャンネルを持ち前記チャンネルの先端開口が前記超音波振動子の走査範囲に向けて配置された超音波内視鏡と、前記超音波振動子の走査結果を超音波観察像として表示可能に処理する超音波観測装置と、該超音波観察像を表示する表示装置と、前記チャンネルに挿通可能である請求項1から4のいずれか1項に記載の穿刺針からなり、前記穿刺針の先端側を前記チャンネルの先端開口から突出されると前記表示装置に表示された超音波画像上に穿刺針が判別可能に表示されることを特徴とする。

10

この発明によれば、先端開口が超音波振動子の走査範囲に向けて検出可能な位置に配されているため、超音波振動子部によりチャンネルに挿通した穿刺針の穿刺部位を確認することができる。

【0011】

また、本発明に係る超音波内視鏡システムは、前記超音波振動子部による超音波観察像及び前記光学的観察手段による高倍率観察像を記録する記録装置と、前記超音波観察像及び前記高倍率観察像を表示させる表示装置と、前記光学的観察手段で観察を行った任意箇所を前記超音波観察像中で選択することにより、選択箇所の前記光学的観察手段による高倍率観察像を前記表示装置に表示させる画像処理装置とを備えていることが好ましい。

20

この発明によれば、超音波観察像及び高倍率観察像を記録装置に記録して、超音波内視鏡による観察後に超音波観察像と光学観察像とを表示装置に対応表示させて診断を行うことができ、観察部位の診断が容易に行える。

【発明の効果】

【0012】

本発明によれば、穿刺針は先端に設けられた光学的観察手段を有するため、生体組織が採取できない場合であっても生体組織の検査診断が行える。また、組織を採取する前に壊死した組織か、病変組織かを判断することができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0013】

以下、本発明に係る穿刺針及び超音波内視鏡システムの第1の実施形態について、図1から図4を参照しながら説明する。なお、図1は本実施形態における超音波内視鏡システムの全体構成を示す概略図、図2は本実施形態における超音波内視鏡の先端部を示す平面図及び断面図、図3は本実施形態における穿刺針の先端部を示す断面図、図4は本実施形態における穿刺針の穿刺方法を示す模式図である。

【0014】

40

本実施形態による超音波内視鏡システム1は、図1に示されるように、体腔内に挿入され、内視鏡観察に使用される超音波内視鏡2と、目的部位に穿刺する穿刺針3と、超音波信号の送受信や処理を行う超音波観測装置4と、超音波内視鏡2による光学観察像を処理する観察画像処理装置5と、超音波内視鏡2による光学的観察用の内視鏡光源装置6と、穿刺針3による高倍率観察像を処理する高倍率画像処理装置7と、穿刺針3による高倍率観察用の高倍率観察光源装置8と、超音波観察像及び光学観察像を記録する記録装置9と、超音波観察像及び高倍率観察像を表示する表示装置10とを備えている。

【0015】

超音波内視鏡2は、圧電素子をアレイ状に複数配列したコンベックス型電子走査方式の超音波内視鏡であって、体腔内に挿入される長尺の内視鏡挿入部11を有しており、これ

50

は、硬質の内視鏡先端部 1 2 と、内視鏡先端部 1 2 の後端に設けられた湾曲自在の内視鏡湾曲部 1 3 と、この内視鏡湾曲部 1 3 の後端から超音波内視鏡 2 を操作する操作部 1 4 まで伸びる長尺の内視鏡可撓部 1 5 とから構成されている。また、操作部 1 4 には、内視鏡湾曲部 1 3 を上下、左右における任意の方向に湾曲することができる湾曲ノブ 1 4 a が設けられている。

また、操作部 1 4 の前端付近には穿刺針 3 などの処置具を挿入させるための処置具挿入口 1 6 a が設けられており、穿刺針 3 などの処置具を挿通可能なチャンネル 1 6 に連通されている。

【0016】

図 2 (a) に示すように、超音波内視鏡 2 の内視鏡先端部 1 2 には、観察対象に対し超音波の送受信を行う超音波振動子部 2 1 と、チャンネル 1 6 に挿通された処置具が突出する先端開口 2 2 と、被検体を観察するための内視鏡対物レンズ 2 3 と、内視鏡対物レンズ 2 3 の近傍に配されて内視鏡対物レンズ 2 3 による観察範囲に照明光を照射する内視鏡照明レンズ 2 4 とが設けられている。

また、例えば脱気水などの超音波伝達媒体を供給して膨張することによって体腔内に密着するバルーン（図示略）の端部が配置されるバルーン取り付け溝 2 5 が超音波振動子 2 1 の先端側と基端側との周面に設けられている。

【0017】

図 2 (b) に示すように、超音波振動子部 2 1 は、複数の圧電素子 2 6 をアレイ状に配列して構成され、圧電素子 2 6 に超音波送信のパルス信号を印加したり超音波振動子部 2 1 で受信し圧電素子 2 6 で電気信号に変換された超音波信号を伝送する超音波信号伝達ケーブル 2 7 に接続されている。

先端開口 2 2 は、超音波振動子部 2 1 によって走査される超音波走査範囲 2 8 に向けて配されている。

【0018】

内視鏡対物レンズ 2 3 は、内視鏡照明レンズ 2 4 から照射された照明範囲内の対象物の光学像を結像させる。内視鏡対物レンズ 2 3 による結像位置には、光学像を電気信号に変換する内視鏡 CCD（図示略）が設けられており、電気信号に変換された光学像データを伝送する内視鏡イメージガイドケーブル（図示略）を介して観察画像処理装置 5 に接続されている。

また、内視鏡照明レンズ 2 4 は、光ファイバで構成された内視鏡ライトガイド（図示略）を介して内視鏡光源装置 6 に接続されている。

【0019】

図 3 に示すように、穿刺針 3 は、処置具挿入口 1 6 a まで延びる長尺で可撓性を有する円筒形状のシース 3 1 と、このシース 3 1 の内部に進退・回転自在に挿通され可撓性を有する挿入部 3 2 を有している。

挿入部 3 2 は、先端に鋭利な刃面 3 3 A を有する硬質の先端部 3 3 と、先端部 3 3 の後端から穿刺針 3 を挿入する処置具挿入口 1 6 a までつながる長尺の可撓部 3 4 とを備えている。

また、穿刺針 3 の基端側にはシース 3 1 に対して先端部 3 3 の突出量を制御する操作部 3 5 が設けられており、先端部 3 3 の可撓部 3 4 側の周面には、超音波振動子部 2 1 から発信される超音波を反射しやすいように円形の凹部であるディンプル 3 6 が施されている。

【0020】

先端部 3 3 の内部には、刃面 3 3 A から被検体を観察するための光学的観察手段 4 1 と、光学的観察手段 4 1 による観察部位に照明光を照射する照明手段 4 2 とが設けられている。

光学的観察手段 4 1 は、照明手段 4 2 により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させるレンズ部 4 3 と、結像位置に配置され結像された光学像を電気信号に変換する CCD（固体撮像素子） 4 4 と、CCD 4 4 によって電気信号に変換された光学画像デー

10

20

30

40

50

タを高倍率画像処理装置 7 に伝送するためのイメージガイドケーブル 4 5 とを備えている。

また、照明手段 4 2 は、光ファイバで形成され高倍率観察光源装置 8 で生じた照明光を先端部 3 3 まで導光するライトガイド 4 6 と、ライトガイド 4 6 の先端面に配されてレンズ部 4 3 の周囲に設けられた照明レンズ 4 7 とを備えている。

【0021】

上記の構成からなる穿刺針 3 及び内視鏡観察装置 1 を用いた被検体 A 1 の観察方法について図 4 及び図 5 を参照しながら説明する。

まず、超音波内視鏡 2 を体腔内に挿入し、内視鏡観察手段 2 3 により体腔内の観察を行って被検体 A 1 を確認する。

次に、図 4 (a) に示すように、超音波振動子部 2 1 を穿刺針 3 で穿刺する被検体 A 1 の近傍に接触させて被検体 A 1 に向けて超音波を発信することで、図 5 (a) に示すような病変部位 A 2 が確認された超音波観察像を得ることにより、穿刺部位を確認する（後述するマーカ M はこのとき表示されない。）。

そして、図 4 (b) に示すように、チャンネル 1 6 に穿刺針 3 を挿通させ、超音波観察像により穿刺部位を確認しながら先端部 3 3 をシース 3 1 から突出させて被検体 A 1 に穿刺させる。

このとき、先端開口 2 2 から突出した穿刺針 3 は、ディンプル 3 6 により超音波が効率よく反射されるため、超音波振動子部 2 1 による超音波観察像に穿刺針 3 が描出されることで病変部位 A 2 への確実な穿刺が行われる。

【0022】

穿刺針 3 の光学的観察手段 4 1 による被検体 A 1 の高倍率観察像は、CCD 4 4 によって電気信号に変換されイメージガイドケーブル 4 5 を介して高倍率画像処理装置 7 に伝送され、図 5 (b) に示すような高倍率観察像として表示装置 1 0 に表示される。

また、超音波振動子部 2 1 による超音波観察像及び光学的観察手段 4 1 による被検体 A 1 の高倍率観察像は、超音波観察像内に検出された穿刺針 3 の位置情報と共に記録装置 9 に記録される。なお、穿刺針 3 の位置情報は、超音波信号の強弱により超音波観測装置 4 が自動的に判断する方法や、超音波画像上の位置を使用者がマーカなどで設定するといった方法がある。

【0023】

超音波内視鏡 2 を体腔内に挿入しての観察の終了後、得られた観察像を確認したいときは、記録装置 9 に記録された超音波観察像を図 5 (a) に示すように表示装置 1 0 に表示させることができる。このとき、超音波画像と共にマーカ M が表示され、超音波画像中で穿刺針 3 による高倍率観察像を得た任意箇所をマーカ M で選択することにより、選択箇所に対応した高倍率観察像が図 5 (b) に示すように表示される。

このようにして超音波観察像と高倍率観察像とを対応表示させて画像表示させることができ、超音波観察像及び高倍率観察像により被検体 A 1 の診断を行うことができる。

【0024】

このように、本実施形態に係る穿刺針 3 及び超音波内視鏡システム 1 は、穿刺針 3 の先端側に光学的観察手段 4 1 が設けられているため、生体組織の採取が行えなくても生体組織の検査診断ができ、診断精度の向上が図れる。

また、穿刺針 3 による光学観察像を得た任意箇所を超音波画像中で選択することで、超音波観察像と高倍率観察像とを対応させて表示装置 1 0 に表示させることができる。したがって、体腔内に超音波内視鏡 2 を挿入させての観察を行った後で生体組織の検査診断が容易にでき、診断精度の向上が図れる。

【0025】

なお、上記第 1 の実施形態では、光学的観察手段 4 1 が穿刺針 3 の刃面 3 3 A に向けて配置されたが、図 6 に示すように側面に向けて配置されてもよい。これは、半径方向外方を観察可能とするように光学的観察手段 4 1 及び照明手段 4 2 を側面に向けて配置させている。

【0026】

次に、第2の実施形態について図7を参照しながら説明する。なお、図7は本実施形態における穿刺針の先端部を示す断面図である。また、ここで説明する実施形態はその基本的構成が上述した第1の実施形態と同様であり、上述の第1の実施形態に別の要素を付加したものである。したがって、図7においては、図3と同一構成要素に同一符号をし、この説明を省略する。

【0027】

第2の実施形態と第1の実施形態との異なる点は、第1の実施形態における穿刺針3では中実型穿刺針であるのに対して、第2の実施形態における穿刺針50では、図7に示されるように、挿入部32に軸方向の貫通孔51が設けられた針管とされている点である。 10

この貫通孔51は、刃面33Aから操作部35まで設けられており、操作部35から貫通孔52に対して陰圧を掛けることが可能となっている。

【0028】

この穿刺針50は、貫通孔51が設けられているため、被検体の観察後、穿刺針50の基端側から陰圧を掛けることにより生体組織の採取が行える。このとき、光学的観察手段41によって生体組織が壊死した組織か、病変組織かを確認してから生体組織の採取を行うことができるので診断精度の向上が図れる。また、貫通孔51からの染色液や薬液を注入するなどの処置も可能となる。

【0029】

なお、上記第2の実施形態においても、上述した第1の実施形態と同様に光学的観察手段41が穿刺針50の側面に向けて配置されてもよい。 20

【0030】

次に、第3の実施形態について図8を参照しながら説明する。なお、図8は本実施形態における穿刺針の先端部を示す断面図である。また、ここで説明する実施形態はその基本的構成が上述した第2の実施形態と同様であり、上述の第2の実施形態に別の要素を付加したものである。したがって、図8においては、図7と同一構成要素に同一符号をし、この説明を省略する。

【0031】

第3の実施形態と第2の実施形態との異なる点は、第2の実施形態における穿刺針50では針管に光学的観察手段41が設けられているのに対して、第3の実施形態における穿刺針60では、図8に示されるように、挿入部32に設けられた貫通孔61に挿入自在とされた円柱形状を有する線材のスタイレット62を有し、スタイレット62の先端側の内部に光学的観察手段41が設けられている点である。 30

【0032】

この貫通孔61は、上述と同様に、刃面33Aから操作部35まで設けられており、操作部35から貫通孔52に対して陰圧を掛けることが可能となっている。

また、スタイレット62の先端側の内部には、照明手段42により照明された照明範囲内の対象物の光学像を結像させるレンズ部43と、結像位置に配置され結像された光学像を電気信号に変換するCCD44と、CCD44によって電気信号に変換された光学画像データを高倍率画像処理装置7に伝送するためのイメージガイドケーブル45とが設けられている。 40

また、照明手段42は、レンズ部43の周囲に設けられており、光ファイバで形成され高倍率観察光源装置8で生じた照明光を先端部33まで導光するライトガイド46と、ライトガイド46の先端面に配されている照明レンズ47とを備えている。

【0033】

この穿刺針60は、光学的観察手段41が設けられているスタイレット62を用いることで上述した他の実施形態と同様の光学的観察を行うことができる。また、貫通孔61中の不要物を除去できる。また、貫通孔61で進退可能であるため、貫通孔61から適宜突出させることにより穿刺針60による穿刺前に被検体の光学的観察が可能であると共に、スタイレット62を抜去すれば通常の穿刺針と同じように検体を採取することが可能とな 50

る。

【0034】

なお、本発明の技術範囲は上記実施の形態に限定されるものではなく、本発明の趣旨を逸脱しない範囲において種々の変更を加えることが可能である。

例えば上記実施形態では、超音波振動子部は、圧電素子をアレイ状に複数配列した電子走査方式としているが、これに限らず、超音波振動子部は超音波の送受信方向を機械的に変えるメカニカル走査振動子などであってもよい。

また、超音波内視鏡のガイド下による穿刺に加えて、CT（コンピュータ断層撮影装置）やMRI（核磁気共鳴画像法）などのガイド下による穿刺であってもよく、経皮的超音波装置のガイド下による体表からの穿刺であってもよい。

10

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡システムの全体構成を示す概略図である。

【図2】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡の先端部を示すもので、（a）は平面図であり、（b）はX-X線矢視断面図である。

【図3】本発明の第1の実施形態に係る穿刺針の先端部を示す断面図である。

【図4】本発明の第1の実施形態に係る超音波内視鏡を用いた穿刺針の穿刺方法を示す模式図である。

【図5】本発明の第1の実施形態に係る超音波観察像及び高倍率観察像を示す模式図である。

20

【図6】本発明の第1の実施形態に係る穿刺針の先端部の別形態を示す断面図である。

【図7】本発明の第2の実施形態に係る穿刺針の先端部を示す断面図である。

【図8】本発明の第3の実施形態に係る穿刺針の先端部を示す断面図である。

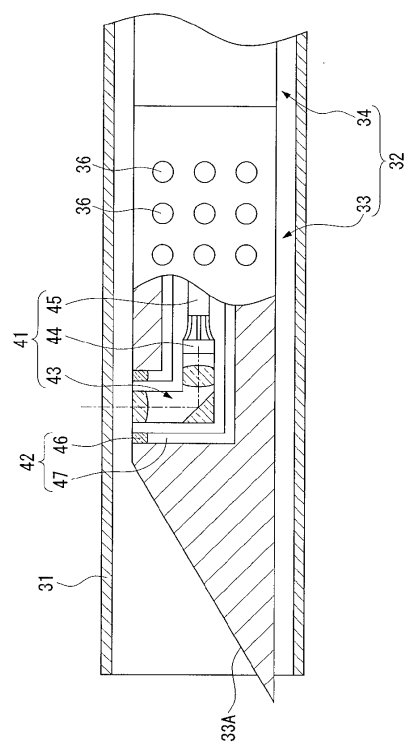
【符号の説明】

【0036】

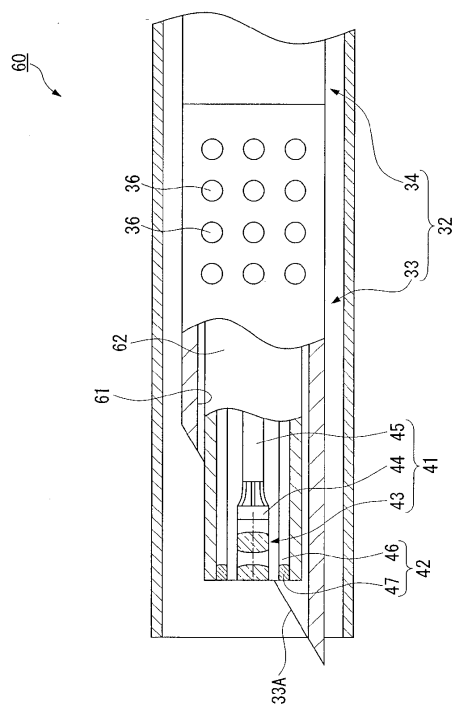
- 1 超音波内視鏡システム
- 2 超音波内視鏡（内視鏡）
- 3、50、60 穿刺針
- 22 先端開口
- 33A 刃面
- 41 光学的観察手段
- 43 レンズ部
- 44 CCD（固体撮像素子）
- 45 イメージガイドケーブル
- 51、61 貫通孔
- 62 スタイレット

30

【图 6】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 仁科 研一
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 佐藤 雅俊
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内
- (72)発明者 石黒 努
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オリnpas株式会社内

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開昭62-006532 (JP, A)
特開平11-047139 (JP, A)
特開2003-284722 (JP, A)
特開2002-345820 (JP, A)
特開2001-149305 (JP, A)
特開平04-131746 (JP, A)
実開平03-010255 (JP, U)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
- | | |
|--------|-------|
| A 61 B | 10/02 |
| A 61 B | 8/12 |
| A 61 B | 1/00 |

专利名称(译)	穿刺针和超声波内窥镜系统		
公开(公告)号	JP4533615B2	公开(公告)日	2010-09-01
申请号	JP2003354029	申请日	2003-10-14
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
当前申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	仁科研一 佐藤雅俊 石黒努		
发明人	仁科 研一 佐藤 雅俊 石黒 努		
IPC分类号	A61B10/02 A61B8/12 A61B1/00 A61B10/00		
FI分类号	A61B10/00.103.B A61B8/12 A61B1/00.334.D A61B1/00.R A61B1/00.530 A61B1/00.731 A61B1/018.515 A61B1/04.510 A61B1/045.620 A61B1/05 A61B10/02.110 A61B10/02.110.H A61B10/02.300.A A61B10/02.300.D A61B10/04		
F-TERM分类号	4C061/BB03 4C061/CC06 4C061/LL02 4C061/NN10 4C061/PP08 4C161/BB03 4C161/CC06 4C161/LL02 4C161/NN10 4C161/PP08 4C601/BB22 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FE02 4C601/FE03 4C601/FF06 4C601/KK10 4C601/KK31		
代理人(译)	塔奈澄夫 正和青山		
其他公开文献	JP2005118134A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供即使不能收集组织或体液也能够诊断组织的穿刺针，以及带有该穿刺针的超声波内窥镜。解决方案：穿刺针3在远端侧具有边缘表面33A以刺穿对象，并且在远端附近具有光学观察装置41，用于观察远端的外侧。Ž

3 1

