

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5701615号
(P5701615)

(45) 発行日 平成27年4月15日(2015.4.15)

(24) 登録日 平成27年2月27日(2015.2.27)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 10/02 (2006.01) A 6 1 B 10/02 3 0 0 D
A 6 1 B 10/00 (2006.01) A 6 1 B 10/00 E

請求項の数 11 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2010-549215 (P2010-549215)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成21年2月27日(2009.2.27)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ
(65) 公表番号	特表2011-514197 (P2011-514197A)		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス 5
(43) 公表日	平成23年5月6日(2011.5.6)	(74) 代理人	100087789
(86) 国際出願番号	PCT/IB2009/050793		弁理士 津軽 進
(87) 国際公開番号	W02009/109879	(74) 代理人	100122769
(87) 国際公開日	平成21年9月11日(2009.9.11)		弁理士 笛田 秀仙
審査請求日	平成24年2月22日(2012.2.22)	(72) 発明者	ヘンドリクス ベルナルドゥス エイチ ダブリュ
(31) 優先権主張番号	61/033,056		オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイ ドーフエン ハイテック キャンパス ビ ルディング 4 4
(32) 優先日	平成20年3月3日(2008.3.3)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	61/058,941		
(32) 優先日	平成20年6月5日(2008.6.5)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 電磁トラッキング及び光針による生検誘導

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

身体において生検針である生検装置を位置決めするための統合誘導のためのシステムであって、

粗い誘導のためのトラッキング装置であって、身体構造に対する前記生検装置の位置を示す信号を供給する位置センサを有するトラッキング装置と、

精細な誘導のための、光検出器を有する分析装置であって、分光法により前記身体組織のスペクトル分布を測定し、組織境界の情報を含む、組織を区別する情報を提供する分析装置と、

先端部を備えた長手素子である生検装置であって、生検針である生検装置と、制御部と、

を有し、

前記生検装置は、前記トラッキング装置により追跡されるように適合させられ、

前記光検出器は、前記生検装置の先端部に統合されており、

前記制御部は、前記組織を特徴付けるために、前記トラッキング装置からの前記位置を示す信号に基づいて、前記組織境界の情報を含む前記組織を区別する情報を、予め記憶された前記身体構造画像と組み合わせる、

システム。

【請求項 2】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記生検装置は、組織サンプルを取得するための

針を受けるように適合させられた中空シャフトを有する、システム。

【請求項 3】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記分析装置の前記光検出器は、光ファイバを有する、システム。

【請求項 4】

請求項 3 に記載のシステムであって、前記分析装置は、分光法のためのコンソールをさらに有し、前記コンソール及び前記ファイバは、互いに接続させられている、システム。

【請求項 5】

請求項 4 に記載のシステムであって、前記分光法のためのコンソールは、反射分光法、蛍光分光法、自己蛍光分光法、区分経路長分光法、ラマン分光法、光コヒーレンストモグラフィ、光散乱分光法及び多光子蛍光分光法からなるグループのうちの 1 つから情報を提供するよう適合させられている、システム。

10

【請求項 6】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記トラッキング装置は、電磁界に基づいて非侵襲性追跡モダリティである、システム。

【請求項 7】

請求項 1 に記載のシステムであって、前記トラッキング装置は、前記身体構造の画像を提供する画像形成装置の予め記録された画像に前記位置情報をリンクするよう適合させられている、システム。

【請求項 8】

請求項 7 に記載のシステムであって、前記分析装置により供給される情報は、前記トラッキング装置の位置を用いて、前記画像形成装置の画像に位置合わせされる、システム。

20

【請求項 9】

生検針である生検装置であって、

粗い誘導のための、身体構造に対する当該生検装置の位置を示す情報を提供することのできる位置センサと、

精細な誘導のための、光の発光及び受光が可能な、当該生検装置の先端部に一体化された光ファイバと、

前記光ファイバと接続される分析装置であって、分光法により前記身体組織のスペクトル分布を測定し、組織境界の情報を含む、組織を区別する情報を提供する分析装置と、

30

制御部と、
を有し、前記制御部が、前記組織を特徴付けるために、前記位置センサからの前記位置を示す情報に基づいて、前記組織境界の情報を含む前記組織を区別する情報を、予め記憶された前記身体構造画像と組み合わせる、
生検装置。

【請求項 10】

請求項 9 に記載の生検装置であって、組織サンプルを採取するための針を受容するよう適合させられている中空シャフトを有する生検装置。

【請求項 11】

生検針である生検装置を位置決めするシステムの各々が制御手段により制御される該システムの作動方法であって、該システムが、生検針である生検装置と、粗い誘導のために前記生検装置を追跡するトラッキング装置と、前記生検装置に統合された光ファイバ及び前記生検装置の先端又はその近傍の前面における組織を区別する光学情報を得るためのコンソールとを有する、精細な誘導のための分析装置と、を有し、前記トラッキング装置は、身体構造に対する前記生検装置の位置を示す信号を供給する位置センサを有し、前記方法は、

40

前記制御手段が、前記生検装置を追跡するように前記トラッキング装置を制御するステップと、

前記分析装置が、分光法により前記身体組織のスペクトル分布を算出し、組織境界の情報を含む、組織を区別する光学情報を提供するステップと、

50

前記分析装置が、前記組織を特徴付けるために、前記トラッキング装置からの前記位置を示す信号に基づいて、前記組織境界の情報を含む前記組織を区別する光学情報を、予め記憶された前記身体の構造画像と組み合わせるステップと、
を含む作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、体において生検装置を位置付けるための統合誘導のシステム、生検装置及び生検装置を位置決めする方法に関する。

【背景技術】

【0002】

様々な癌の病気の正しい診断のために生検が行われる。これは、内視鏡の管腔を通じ、又は針及びカテーテル生検を通じて行うことができる。図1には、針生検の例が示されており、そこでは、直腸を通じて前立腺から生検が行われる。生検をなすよう正しい位置を見つけるため、X線、CT、MRI及び超音波など、様々な画像形成モダリティが用いられる。多くのケースにおける前立腺癌の場合、生検は、超音波により誘導される(図1参照)。有用ではあるが、これら誘導方法は、最適には程遠い。

【0003】

生検に直接関連した問題がいくつもある。

【0004】

画像形成システムの解像度は限定され、さらにこれら画像形成モダリティは、多くのケースにおいて正常で且つ新生物の組織を見分け、そして良性と悪性の組織を区別することができない。

【0005】

その結果として、適切な組織試料がとられるかどうかの高いレベルの不確実性がある。

【0006】

それに加え、生検は、目標腫瘍に対してどこに針があるかの限定したフィードバックとともに、時として闇雲に行われ、病変が当該針によって付き当てられたかどうかの付加的な不確実性をもたらす。誘導の向上が生検針を組織における正しい位置に標的化するのに必要であることは明らかである。

【0007】

疑わしい組織に向けた誘導を解消する方法は、米国特許のUS6,785,571B2において説明されているような電磁誘導を使うことにより生検針先端を誘導することによるものである。しかしながら、この方法の精度は、数ミリメートルに限定される。結果として、小さいサイズの疑わしい組織ボリュームに対しては、誤った場所において生検を行う一定の可能性がある。さらなる制約は、生検針を予め記録された画像に対応する厳密な位置に案内することができたとしても、これは当該組織の圧縮性に起因した厳密な位置であることを保証するものではない、というものである。進行中における組織上の生検針の力により、組織は変形してしまう可能性がある。

【0008】

採取された試料が癌であるらしい場合、多くのケースにおいて、この癌組織は、(特に当該腫瘍が明確に局所化されているときに)手術によって除去され又はRF、マイクロ波又は冷凍アブレーションを用いて経皮的に治療されることになる。

【0009】

外科的アプローチは、外科医が通常、腫瘍を見つけるために自分の眼と手だけを用い(触診)、予め記録された画像の情報に頼らなければならない、という事実によって頓挫せられるものである。これら予め記録された画像は、腫瘍の位置に関する情報を提供するが、腫瘍の境界を常に明確に示すものではない。時には、外科医は、外科的処置中に集中すべき基準ポイントを彼又は彼女に示す、画像誘導中のマーカを移植する。ここでも、位置特定ワイヤを適切な位置に誘導することは難しい。

10

20

30

40

50

【0010】

腫瘍の境界を見つけるのは特に難しく、実際、実質的に不可能である。その結果として、外科医は、腫瘍塊全体が除去されることを確実にするため腫瘍の核の周りの相当量の組織を除去する。腫瘍の周りの付加的な量の組織を除去することはまさに多くのケースにおいては完全除去を導くことになるが、外科医は決して確信を持っているわけではない。除去後の癌の再発率は30%であり、これは、腫瘍の或る部分がある場に留まりさらなる腫瘍再成長を生じさせたことを意味している。勿論、除去すべき組織の量を増やすことはできるものの、これは幾つものケースにおいて困難である。或るケースにおいては、組織（神経、主要血管、脳組織）には重要な構造物が存在する。そして外科医は、付加的な健康組織の除去に起因した機能不全は、腫瘍を完全に除去しないリスクよりも重要であるかどうかを判断しなければならない。切除が完全でない場合、外科医は、実際、腫瘍を切り開き、腫瘍のさらなる播種を生じさせかねないことを注記することは重要である。

10

【0011】

生検装置はまた、例えば、影響のある体の部分の適切な箇所に液体を注射するために、組織を除去することなく体の所定の位置における薬物注入のための又は（アブレーションのような）治療のための装置として用いることもできる。生検装置を正しい箇所に案内することが難しいこうした介入治療には、同じ欠点がある。

【0012】

生検を行うように作業する現在の方法は、幾つかの欠点があり、これには次のものが含まれる。

20

【0013】

- ・検査すべき組織の中心へ生検針を誘導することが困難である。

【0014】

- ・腫瘍境界（腫瘍の形状及びサイズ）を線引きすることが困難である。

【0015】

・組織学的分析のために体から試料を採取することは、腫瘍のさらなる播種を生じさせかねない。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0016】

本発明の目的は、上述した欠点の1つ又は複数を軽減することである。

30

【課題を解決するための手段】

【0017】

この目的は、それぞれの独立請求項の主題によって達成される。さらにそれぞれの従属請求項においては、模範的实施例が記述される。

【0018】

概して、本発明による、身体において生検装置を位置決めするための統合誘導のためのシステムは、粗い誘導のためのトラッキング装置と、精細な誘導のための分析装置であって、光検出器を有し且つ前記身体の組織を区別する情報を提供する分析装置と、先端部を備えた長手素子である生検装置と、を有する。前記生検装置は、前記トラッキング装置により追跡されるように適合させられ、前記光検出器は、前記生検装置の先端部分に統合されている。

40

【0019】

換言すれば、本発明は、解剖学的身体内へ挿入可能な装置を有する統合システムを提供するものであり、この装置は、基準のフレームにおけるその位置を示す信号を伝送することのできる位置センサを保持するための挿入可能部を有し、この挿入可能部は、光学モダリティにより当該挿入可能部の前部における組織の光学特性を検出するための光ファイバを含み、この光学特性は、当該挿入可能部が疑わしい組織に位置していることを確信するため、すなわち目標の組織における当該挿入可能部の位置を正確にするために用いられる。

50

【 0 0 2 0 】

生検装置又は挿入可能部は、生検針としたり、或いは、生検が実際に行われる手段としての針を受けるように適合させられたカニューレ、トロカール又はカテーテルとすることができる。

【 0 0 2 1 】

模範的实施例によれば、本システムは、当該解剖学的身体の挿入可能部に保持される位置センサに対する画像の位置合わせを計算する手段を有する。

【 0 0 2 2 】

画像形成モダリティは、反射分光法、蛍光分光法、自己蛍光分光法、区分経路長分光法、ラマン分光法、光コヒーレンストモグラフィ、光散乱分光法、又は多光子蛍光分光法のうちの1つとすることができる。

10

【 0 0 2 3 】

好ましくは、当該光学情報は、ここで当該予め記録された画像における位置に位置合わせされる基準のフレームにおける位置センサにより識別される箇所を用いることによって、非侵襲性画像形成モダリティ（X線、CT、MRI、超音波）により得られる当該予め記録された画像に位置合わせされる。

【 0 0 2 4 】

好ましくは、針誘導システムは、予め記録された画像に対する針の位置を提供するものであり、当該画像の全ては、針により得られる光学情報に結合されるものであり、当該誘導システムが、粗い誘導を提供するとともに、光学情報は、生検箇所への最終的な正確な誘導を提供することを特徴としている。

20

【 0 0 2 5 】

種々のタイプの組織の反射スペクトルは、組織の異なる分子構造のために概して異なるものである。これらスペクトルを測定した結果として、異なる組織を互いに区別することができる。この光学的方法が限定した貫通深度しか有しないのが実際であり、画像形成深度は数センチメートルしかない。非侵襲性モダリティの誘導なしに針を案内することは難しい。何故なら、針が空間にあるところの概観がないからである。さらに、光学情報を患者の内部の針の位置に位置合わせすることができないということは、針が動くとき前の測定データがその関連性を失うことを意味するのである。

【 0 0 2 6 】

本発明の他の態様は、測定した光学データを組織タイプに変換することは、周囲形態についての情報が分からないときには難しくなるというものである。よって、組織特徴の意思決定は、入力として非侵襲性画像形成システムからの形態情報を持つことを改善する。したがって、好ましくは、先ず光学データを当該非侵襲性画像形成データに位置合わせし、次いで非侵襲性画像形成モダリティからの針の周りの形態情報と共に、光学情報は、測定した光学データを針の前部又は近傍における組織タイプに変換する際に用いられるようにするのが良い。例えば、針が軟組織の中にあるときに、光学情報は、骨構造が近傍にあるか否かで影響を受け得るものである。このことを考慮に入れると、より信頼性の高い組織の特徴づけが可能である。

30

【 0 0 2 7 】

以下は本発明のシステムの利点の短い要約である。

40

【 0 0 2 8 】

このシステムは、医療画像における電磁針誘導により目標ポイントへ切開部から生検針を対話形式で追従させ、針の軌道に沿って至る所で分子組織情報を提供することができる。

【 0 0 2 9 】

針軌道に沿う領域は、分子レベルにおいて病変の存在に関する兆候を提供するために、光学的にスキャン（順方向スキャン及び異方向スキャン）可能である。

【 0 0 3 0 】

針スキャン及び予め記録された画像（X線、超音波、MRI）から導き出される腫瘍境

50

界が比較される。例えば、X線情報は、腫瘍の形状の推定値を与えるが（図8参照）、厳密な境界を判定することができない。針は、腫瘍境界の詳細情報を提供するが、この情報は、針の軌道に沿ってのみ得られるものである。腫瘍のX線形状を針の1次元情報と組み合わせ、3D腫瘍サイズの新しい推定値を計算することができる（実施例4参照）。新たに導き出された拡大された境界は、当該腫瘍境界の良好な推定値となることとなる。

【0031】

生検針は、位置特定ワイヤの精細な位置付け、電磁氣的ナビゲーション、粗い位置特定を行うために用いられる。位置特定ワイヤは、固定手段を含み、ファイバを備えるものとする事ができる。

【図面の簡単な説明】

10

【0032】

以下、本発明を、添付図面について模範的实施例によって説明する。

【図1】超音波誘導の下での直腸を通じた生検を示す概略図。

【図2】生検の誘導及び生検の検査のための光ファイバがシャフトに一体化されている実施例の断面図。

【図3】ラマン分光法又は蛍光分光法のセットアップを示す図。

【図4】ファイバを基礎とする針の2つのタイプを示す図であって、(A)が固定ファイバを、(B)がスキャンファイバを示す図。

【図5】光学スペクトルを測定するための実験用セットアップの概略図。

【図6】インテリジェント生検針を示す図。

20

【図7】電磁トラッキング装置の概略図。

【図8】腫瘍境界判定を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0033】

第1の実施例は、米国特許に係る文献のUS6,785,571に記述されているような針誘導を基礎とした針誘導システムに基づいている。さらに、生検装置200のシャフト210は、ファイバ220又はファイババンドルを含む（図2参照）。さらに、シャフト210は、生検を行うための針240を収容するよう適合させられる。好ましくは、ファイババンドル220は、ファイバのそれぞれの端部が生検装置の先端部に位置づけられるように、シャフト210に位置づけられる。換言すれば、当該ファイバの幾つかは、生検装置の前面において端をなすものとしてよく、及び/又は、当該ファイバの幾つかは、生検装置の側面又は壁面における前面の近傍において端をなすものとしてもよい。さらに、生検装置により得られる生検への方向に方向づけられた幾つかのファイバ端部があるものとする事ができ、また、生検前の光学的誘導のために生検装置の前部又は側部への方向に方向づけられた他の幾つかのファイバ端部があるものとする事ができる。

30

【0034】

注記すべきは、いずれのファイバも、光を発光及び/又は受光するために用いられうるということである。

【0035】

図3には、本システムの他の構成部が示される。この実施例によれば、ファイバ30の幾つかは、体外の光源10に結合され、生体装置100のシャフト先端の前方における組織の励起のために用いられる。散乱発光した光の一部は、他のファイバ40により集められ、分光器22及びCCDカメラを含む検出器に案内され、ここで例えば、自己蛍光又はラマンスペクトルが記録される（図3参照）。このスペクトルの検査により、当該スペクトルにおける異常が見つからなかった場合に生検を行うか、又はシャフトをさらに他の位置に移動させるかの決定を行う。

40

【0036】

当該組織における生検装置の挿入の間において、スペクトルは、記録され、装置誘導から導き出された生検装置の位置に関連づけられる。様々なポイントのためのこの方法において、情報は当該組織について得られ、例えばX線により得られる画像に組み込まれる。

50

病気の組織への粗い誘導は、電磁誘導システムにより行われる。精細な誘導は、光学情報に基づいている。最終的位置に達すると生検が行われる。オプションとして、生検は、それが病気の組織を含むかどうか光学的にチェックされるものとすることができる。

【 0 0 3 7 】

リアルタイム組織特性化を提供する方法は、光学的方法によるものである。例えば光学反射分光法又はラマン分光法は、組織特有の特徴的性質を提供するものと知られている。広帯域光源により組織が照射される反射分光法において、反射した散乱スペクトル光分布が測定される。組織特性における差（すなわち、特定組織の散乱特性における差）は、照射源の元のスペクトル分布と比較してスペクトル光分布の変化が視認可能である。さらに、光学分光法イメージング（すなわち、ポイント測定から二次元イメージングへ光学イメージングを拡張させることは、より一層詳しい組織特性を提供する。この場合、組織は、細胞構造が詳細な組織分析を可能とするよう視認可能となることができるミクロン分解能で観察される。この細胞イメージングが光学分光法と組み合わせられるとき、着色を用いることなく組織の特性化を達成することができ、体外病変において現在用いられるものに近いものとなる。

【 0 0 3 8 】

生検装置においてこれら方法を利用可能にするため、光ファイバ技術が使われる。ファイバを当該装置に統合させることにより、生検装置の先端におけるファイバの遠位末端の先端における光学的探査が可能となる。そしてこの分析は、ファイバの近位端部につけられたコンソール 4 0 2 において行うことができる（図 4 参照）。このコンソールは、統合される誘導システムの一部部分である。ファイバに基づく針の 2 つの異なるタイプが想定される。第 1 のタイプにおいて、ファイバは、当該針に剛直にして一体化され（図 4（A）参照）、針先端の近くにおける組織の分光分析を可能とする。ファイバは剛直にして組み込まれるので、細胞イメージングが可能とならない。第 2 のタイプにおいて、スキャンニングファイバは、当該針の中へ一体化される（図 4（B）参照）。レンズシステムがファイバの前面に実装される場合、共焦点走査型顕微鏡が確立され、組織の顕微鏡的なイメージングを可能とする。当該ファイバをスキャンするために、モータが針の中に統合化される必要があり、システムを、固定されたファイバよりも複雑なものとする。

【 0 0 3 9 】

組織検査のこれら 2 つの方法（分光法がそれらのうちの 1 つである）に繋がることのある様々な光学技術がある。一例が光学分光法である。励起された組織に関する分光法測定は、図 5 に示されるように光ファイバを具備した針により行われる。ファイバに結合した光源は、広帯域光源である。反射スペクトルは、分光計により測定される。

【 0 0 4 0 】

他の実施例において、針は、管腔を持たない光ファイバの一群を含む（図 6 参照）。針の基底部におけるファイバの入口位置の各々（例えば図 6 では、番号 1 0 1 , 1 0 2 及び 1 0 3 により示される位置）は、当該針の頭部におけるファイバ出口位置（図 6 では、ダッシュ記号の付された番号 1 0 1 ´ , 1 0 2 ´ 及び 1 0 3 ´ ）に関係している。このようにして、針頭部は、様々な光プローブ位置により被覆される。

【 0 0 4 1 】

光は、針の基底部において光ファイバの中へとそして外へと結合される。レンズ 5 0 により焦点合わせさせられる、励起ファイバ 3 0 に接続される光源 1 0 は、例えばファイバ 1 0 1 を照射する。光は、ファイバと交差し、出口位置 1 0 1 ´ の周りの組織を照らすことになる。この位置からの光散乱は、例えば、位置 1 0 2 ´ 及び 1 0 3 ´ に達することができる。検出器 2 0 は、レンズ 5 0 を通じて各ファイバ（それぞれ 1 0 1 , 1 0 2 及び 1 0 3 ）から到来する光を集めるファイバ 4 0 に接続される。この光の強度は、出口位置 1 0 1 ´ , 1 0 2 ´ , 1 0 3 ´ の間の吸収及び散乱の量の程度である。これら信号から、針周囲の組織特性を抽出することができる。注目すべきは、この実施例は、横方向における解像度をファイバ間距離のものと同しくしつつ、針の周囲にある組織の散乱及び吸収特性の二次元イメージングを可能としていることである。さらに、ファイバ毎にラインに沿っ

10

20

30

40

50

た深度スキャンをなす、ファイバ毎の光コヒーレンススキャンを行うこともできる。これらラインを組み合わせて、ここでも横方向解像度をファイバ間距離のものと等しくしつつ、針の周りの組織の3次元画像を復元することができる。

【0042】

この実施例の1つの他の変形例は、蛍光イメージング及び/又は分光測定を実現するものである。この場合、線源10及びファイバ30は、励起ファイバを担い、これにより、分子により発せられた蛍光の光を集光するように蛍光分子及び集光ファイバを励起するようにしている。第1の実施例において説明したのと同様に、ラマン分光法を、ここでは、原則として、各ファイバ端部位置101'、102'などについてはあるが、行うことができる。

10

【0043】

最後に、針の周囲において拡散光トモグラフィ(DOT; diffuse optical tomography)を行うこともできる。これにより、光学マンモグラフィにおいて行われているのと同様に針の周りにおける比較的大きなボリュームにおいて機能的イメージングが可能となる。この実施例において、1つ又は複数のファイバは、組織の(順次の)照射のために用いられる。1つ又は複数のファイバは、散乱光を集めるために用いられる。画像復元アルゴリズムを用いて、針の周りの領域における光学特性の3Dマップを得ることができる。DOTの主な利点は、ソース検出器距離の約半分という、他の光学方法と比較して大きな浸透深度である。DOTに対する最も有利な波長領域は、近赤外(NIR)である。ここで、浸透深度は、その最大値にあり、光学特性は、血中濃度及び酸素飽和度のような重要な生理学的パラメータにより明確に決まる。異なる波長においてDOTを組み合わせることによって、光学パラメータを生理学的パラメータに変換することができる。

20

【0044】

上述したイメージング方法は、検査中の組織の直接的な吸収及び散乱に依拠するものとすることができるが、適切な波長で照射し同時に検出器側において当該照射波長をブロックすることにより、組織の蛍光をマッピングすることもできる。蛍光は、内因性又は外因性すなわち造影剤によるものとすることができる。蛍光検出の特異性は、蛍光寿命イメージングのような当該技術において周知の方法により向上させることができる。

【0045】

本発明の他の態様は、針情報から導き出される腫瘍境界とx線からの情報のものとは、針の位置を予め記録されたx線画像のものにリンクさせるよう電磁氣的ナビゲーション情報を用いて当該位置を結合することにより比較される。

30

【0046】

但し、解剖学的身体における関心領域を正確に追従するためには、解剖学的身体における関心箇所又はその近傍に当該位置センサを精密に固定する必要がある。また、その後位置センサを解剖学的身体に位置合わせする必要もある。位置センサは、解剖学的身体における位置センサの位置を基準のフレームにおける位置センサの判定位置に相関づけることにより、解剖学的身体に位置合わせされる。その時、解剖学的身体における関心箇所は、位置センサの位置を判定することにより、基準のオペレーティングルームフレームの如き基準の固定フレームにおいて追跡可能である。

40

【0047】

最近、かなり小さいものとされ、これにより解剖学的身体の中へ実質的に目立たないように挿入されることの可能な磁気センサコイル又は光ファイバセンサは、良好に用いることができる可能性がある。

【0048】

図7は、適切な位置センサシステム又はトラッキング装置400を示しており、これは、電磁界発生器410及びホストコンピュータと接続される制御ユニット420を有する。ホストコンピュータは、ユーザ指定のワークステーション430とすることができる。電磁界発生器410は、基準のフレーム内において複合の電磁界を発生する。基準のフレーム内における生検装置の先端における位置センサ450は、複合の電磁界を検知する

50

ことができる。位置センサはまた、当該先端部とセンサとの空間的關係が既知である限りにおいて、当該生検装置のもう1つの部分に位置づけられることができる。システム400はまた、制御ユニット420を位置センサ450に対しインターフェースをとるセンサインターフェースユニット440も有する。これら構成部を統合してもよいことは理解されるところである。例えば、センサインターフェースユニット440は、制御ユニット420と組み合わせることができる。

【0049】

位置センサ450は、概して、電磁界発生器410により発生された複合の電磁界に反応し又は当該電磁界を検知する磁気センサコイルなどのセンサ素子を有する。位置センサが電磁界発生器により発生された電磁界において動くと、センサコイルは、位置センサの位置を示す位置信号を発生する。概して、センサコイルは、基準のフレームにおける位置センサの位置及び方向の双方に対する変化に反応することになる。このようにして、センサコイルにより発生された位置信号は、位置センサの位置及び方向の双方を示す。これら位置信号は、センサインターフェースユニット440により受信され、ホストコンピュータ430が判読できる形態に変換される。

10

【0050】

かくして、位置センサ450の位置及び方向は、電磁界発生器410の基準のフレームにおいて判定されることができる。電磁界発生器の基準のフレームは、一般的には、オペレーティングルームの基準のフレームのような基準の固定フレームとされる。位置センサが、解剖学的身体における関心箇所的位置及び方向を追跡し又は判定する際に役立つものとするためには、解剖学的身体における関心箇所に対して位置センサを位置合わせすることが必要である。

20

【0051】

予め記録された画像(X線、超音波、MRI)からの情報を、電磁追跡システムにより追跡された位置センサからの情報及び分析装置からの光学情報に組み合わせることにより、例えば悪性組織の境界の良好な判定を導くことになる。図8に示されているように、(境界ポイントB及びEとなるライン330に沿って)光学情報から導かれる境界310は、この方法の高い感度が理由で、(ライン330による断面ポイントC及びDとなる)X線の境界300よりも概して大きい。このことから導かれる倍率は、X線のそれに依じて当該面積を拡大するために用いられる。新しく導かれた拡大後の境界320は、介入治療を計画するために外科医が用いることができる腫瘍境界の良好な推定値となる。

30

【0052】

他の実施例は、本発明を疑わしい組織の位置に針を案内するために用いるものであるが、生検を行うことに代えて、中空針が局所化ワイヤを位置決めするために用いられる。この局所化ワイヤは、そこでは、切除すべき腫瘍の箇所を見つけるよう外科医により用いられる。

【0053】

本発明を以下の如く要約する。

【0054】

介入処置における生検針の進行のために用いられる現在の技術は、良好でないと考えられており、時として患者を傷つける可能性がある。現在の技術の欠点は、切り口から病変部まで針の精確な進行と、検査対象の病変部の内部における針先端の精確な位置づけといった点がある。この問題を解消するため、生検案内システムは、光生検針と組み合わされた電磁界発生器に対してその位置を示す信号を伝送する位置センサ装置に基づくものとして提供される。この新しいシステムは、誘導される針の進行を、生検処置を行いながら対話型の直接組織評価と組み合わせる。それに加えて、本システムは、例えば腫瘍境界の正確な描写をもたらす生検ポイントを越えて当該組織の分子評価を拡張することができる。

40

【0055】

以上、本発明を、図面及びこれまでの記述において詳細に図示し説明したが、このような図示及び説明は、例示するもの又は模範的なものとみなされるものであり、限定するも

50

のではなく、本発明は、開示した実施例に限定されるものではない。

【 0 0 5 6 】

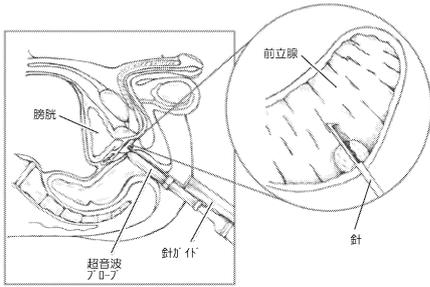
開示した実施例に対する他の変形例は、図面、開示内容及び付属の請求項を検討することにより、請求項記載の発明を実施する際に当業者により理解され実現されることのできるものである。請求項において、「有する」なる文言は、他の要素又はステップを排除するものではなく、名詞の単数表現は、複数を排除するものではない。或る特定の方策が相互に異なる従属請求項において挙げられているに過ぎない点は、これら方策の組み合わせが活用できないことを意味するものではない。請求項におけるいかなる参照符号も、当該範囲を限定するものと解釈してはならない。

【 符号の説明 】

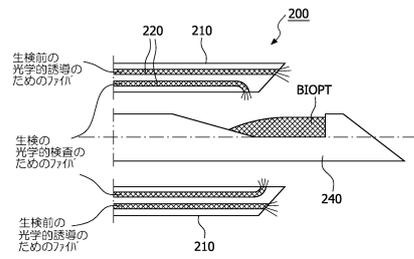
【 0 0 5 7 】

1 0	光源	
2 0	検出器	
2 2	分光器	
2 4	CCDカメラ	
3 0	励起ファイバ	
4 0	集光ファイバ	
5 0	レンズ	
1 0 0 , 2 0 0	生検装置	
1 0 1 , 1 0 2 , 1 0 3	ファイバ入口位置	20
1 0 1 ' , 1 0 2 ' , 1 0 3 '	ファイバ出口位置	
2 1 0	シャフト	
2 2 0	ファイバ	
2 4 0	針	
3 0 0 , 3 1 0 , 3 2 0	境界	
3 3 0	光学情報ライン	
4 0 0	追従装置	
4 0 2	コンソール	
4 1 0	電磁界発生器	
4 2 0	システム制御ユニット	30
4 3 0	ユーザ指定ワークステーション	
4 4 0	センサインターフェースユニット	
4 5 0	位置センサ	

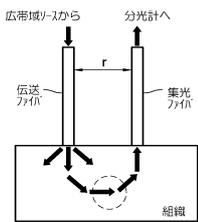
【図1】



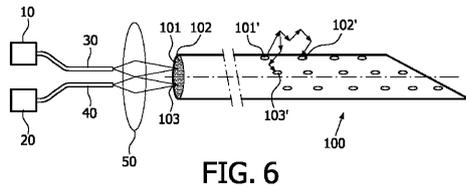
【図2】



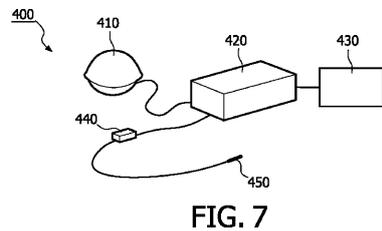
【図5】



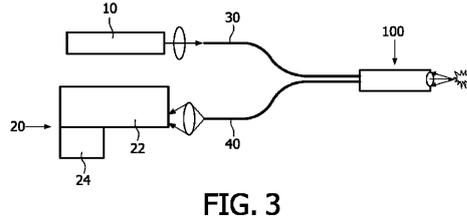
【図6】



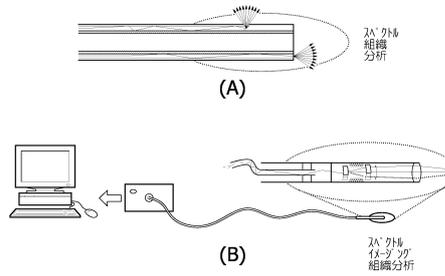
【図7】



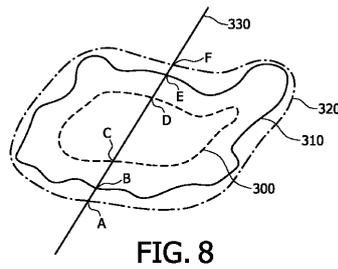
【図3】



【図4】



【図8】



フロントページの続き

- (72)発明者 シェクター ガイ エス
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 バビック ドゥラゼンコ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 クローエイマンス ヴィム
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイテック キャンパス ビルディング
4 4

審査官 福田 裕司

- (56)参考文献 特開2006-006919(JP,A)
特開2007-083057(JP,A)
特表平05-508097(JP,A)
特開平10-216134(JP,A)
特開2008-253729(JP,A)
特表平08-500441(JP,A)
特開2005-118134(JP,A)
特開2004-033753(JP,A)
特表2001-524339(JP,A)
特表2003-520062(JP,A)
特表2001-524863(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 1 0 / 0 0 ~ 1 0 / 0 6