

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2014-150928

(P2014-150928A)

(43) 公開日 平成26年8月25日(2014.8.25)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)F1
A61B 8/00テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2013-22104 (P2013-22104)
(22) 出願日 平成25年2月7日(2013.2.7)(71) 出願人 390029791
日立アロカメディカル株式会社
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(74) 代理人 110001210
特許業務法人YK I 国際特許事務所
(72) 発明者 笠原 英司
東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立
アロカメディカル株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE09 EE12 EE16 FF04 GA20
GA25 GB03 KK12 KK31

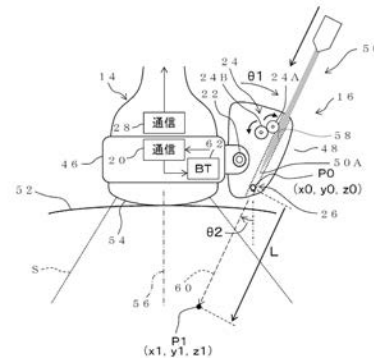
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】超音波診断下において穿刺を行う場合に、穿刺針先端の位置を特定できるようにする。

【解決手段】移動量センサ24は、穿刺針50の移動量を検出するものである。基準点通過センサ26は、穿刺針先端50Aの通過開始を検出する。その時点からの移動量により挿入量Lが求められる。穿刺経路上60上における基準点からの挿入量Lより穿刺針先端の座標P1を推定することができる。その先端位置を表すマーカーが画像上に表示される。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の表面に当接されて超音波の送受波を行うプローブ本体と、
前記プローブ本体に設けられ、穿刺針を案内する穿刺針案内機構と、
前記穿刺針案内機構によって案内される前記穿刺針の運動を検出することにより前記被検体内における穿刺針先端の位置を推定する先端位置推定手段と、
前記超音波の送受波によって得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する超音波画像形成部と、
前記超音波画像に合成表示される画像として、前記穿刺針先端の位置を表すマーカを含むグラフィック画像を形成するグラフィック画像形成部と、
前記超音波画像と前記グラフィック画像とが合成された合成画像を表示する表示部と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、
前記先端位置推定手段は、
前記穿刺針の先端が所定の体外基準位置を通過したことを検出する通過センサと、
前記穿刺針案内機構に対する前記穿刺針の相対的移動量を検出する移動量センサと、
前記穿刺針先端が前記所定の体外基準位置を通過した以降において前記移動量センサによって検出される相対的移動量に基づいて、前記被検体内の穿刺経路上における前記穿刺針先端の位置を演算する演算部と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 3】

請求項 2 記載の装置において、
前記先端位置推定手段は、更に、前記穿刺針を案内する角度を検出する角度センサを含み、
前記演算部は、前記穿刺針を案内する角度に基づいて前記穿刺経路を特定し、前記穿刺針先端が前記所定の体外基準位置を通過した以降において前記移動量センサによって検出される相対的移動量に基づいて前記所定の体外基準位置からの前記穿刺針の挿入量を特定し、前記穿刺経路上における前記所定の体外基準位置から前記挿入量だけ離れた地点として前記穿刺針先端の位置を特定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 4】

請求項 2 又は 3 記載の装置において、
前記所定の体外基準位置は、前記穿刺針案内機構が有する案内路における中央よりも被検体側に設定された位置である、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 2 記載の装置において、
前記通過センサは、
前記案内路の一方側に設けられ、前記案内路を横切る光ビームを生成する発光器と、
前記案内路の他方側に設けられ、前記光ビームを受ける受光器と、
を含み、
前記所定の体外基準位置において前記光ビームが形成される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 6】

請求項 2 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の装置において、
前記穿刺針案内機構は、前記プローブ本体に対して着脱可能に設けられ、
前記穿刺針案内機構は、前記通過センサ及び前記移動量センサを含み、
前記演算部は超音波診断装置本体に設けられ、
前記通過センサからの信号及び前記移動量センサからの信号が前記プローブ本体を経由

50

して前記超音波診断装置内の前記演算部へ伝送される、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に、超音波診断下での穿刺を支援する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

生体内の対象組織に対する薬剤注入、組織採取、その他の目的から穿刺が実施される。具体的には、体表面を介して穿刺針が生体内へ差し込まれ、穿刺針の先端が対象組織内に導かれ、その状態で必要な措置が施される。なお、高周波信号により組織を焼灼する場合には挿入器具が利用され、それも穿刺器具の一種である。

【0003】

穿刺針の先端を対象組織の例えば中心に対して適切に位置決めるために、超音波診断が利用される。その場合、プローブに対して穿刺針ガイドを構成するアタッチメントが装着される。アタッチメントによって案内された穿刺針はプローブによって形成される超音波ビーム走査面内を移動する。超音波診断を利用すれば、断層画像等の超音波画像上において、穿刺針特にその先端の位置を確認することが可能である。

【0004】

穿刺針の挿入作業を支援するために超音波画像上に穿刺経路をラインとして表示することも実施されている。穿刺針の先端像は一般にぼけた画像であり、先端位置を必ずしも明確に特定できない場合もある。従来においては穿刺経路が画像化されるだけであり、穿刺針先端の位置のマーキングまではなされていない。

【0005】

特許文献1、2には穿刺針の挿入方向の検出手段を備えたアタッチメントが開示されている。特許文献3には針状の治療器具の穿刺を行うためのシステムが開示されている。特許文献4には画像処理によって穿刺針の挿入方向又は三次元位置を演算する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】特開2002-102221号公報

【特許文献2】特開2003-334191号公報

【特許文献3】特開2001-340350号公報

【特許文献4】特許第4205957号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

従来の穿刺アダプタ（穿刺案内機構としてのアタッチメント）においては、穿刺針先端の位置を推定する機能を備えていない。すなわち、従来、超音波画像上に穿刺経路がラインとして表示されるものの、穿刺針先端の位置までは表示されていない。穿刺針先端の位置は超音波画像上における先端像からある程度特定できるが、それがぼけた像であるために先端位置を明確に特定できない場合がある。そもそも先端像が十分に現れなければ、穿刺針先端の位置を特定できない。特許文献4に記載されたような画像処理によって先端位置を特定することは可能であるかも知れないが、複雑な画像処理が必要となる。簡便にしかも直接的に穿刺針先端の位置を特定することが望まれる。

【0008】

本発明の目的は、簡易な構成で穿刺針先端の位置を特定できるようにすることにある。あるいは、本発明の目的は、先細形状を有する穿刺針について挿入量を正確に特定できる

10

20

30

40

50

ようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、被検体の表面に当接されて超音波の送受波を行うプローブ本体と、前記プローブ本体に設けられ、穿刺針を案内する穿刺針案内機構と、前記穿刺針案内機構によって案内される前記穿刺針の運動を検出することにより前記被検体内における穿刺針先端の位置を推定する先端位置推定手段と、前記超音波の送受波によって得られた受信信号に基づいて超音波画像を形成する超音波画像形成部と、前記超音波画像に合成表示される画像として、前記穿刺針先端の位置を表すマーカを含むグラフィック画像を形成するグラフィック画像形成部と、前記超音波画像と前記グラフィック画像とが合成された合成画像を表示する表示部と、を含むことを特徴とするものである。

10

【0010】

上記構成によれば、先端位置推定手段によって、被検体内における穿刺針先端の位置を推定してその位置をマーカとして超音波画像上に表示することができる。よって、超音波画像上において、穿刺針先端像が不鮮明であっても、あるいは、それがまったく視認できないような場合であっても、穿刺針の到達点を画面上で認識でき、対象組織に対して正確に穿刺針を導くことが可能である。体外において穿刺針の運動が検出されており、穿刺針の先端に磁気発生器又は磁気検出器等の特別な素子を設ける必要は必ずしもないから、簡便な構成で穿刺の安全性を高められる。

20

【0011】

穿刺針案内機構は、プローブ本体に対して着脱されるものであり、あるいは、プローブ本体に対して一体化されるものである。穿刺角度を段階的に又は連続的に可変できるように構成してもよい。その場合には穿刺針先端の位置の演算に際して穿刺角度が考慮される。穿刺針先端の位置を示すマーカとしては各種のものが考えられる。例えば、穿刺経路を控え目に表示した上で、挿入量を表す何らかのマーカを表示するようにしてもよい。できるだけ穿刺針先端像を覆い隠さないようにマーカを表示するのが望ましい。いずれにしても穿刺針先端の位置を体内組織との関係で特定可能な表示形態を採用するのが望ましい。位置推定精度の誤差を考慮して一定の広がりをもった部位を先端位置としてマーキングするようにしてもよい。

30

【0012】

望ましくは、前記先端位置推定手段は、前記穿刺針の先端が所定の体外基準位置を通過したことを検出する通過センサと、前記穿刺針案内機構に対する前記穿刺針の相対的移動量を検出する移動量センサと、前記穿刺針先端が前記所定の体外基準位置を通過した以降において前記移動量センサによって検出される相対的移動量に基づいて、前記被検体内の穿刺経路上における前記穿刺針先端の位置を演算する演算部と、を含む。

【0013】

この構成によれば、被検体の外部に所定の体外基準位置が定められ、当該位置を穿刺針先端が通過したことをトリガとして、穿刺針の移動量を観測することにより、所定の体外基準位置からの穿刺針の挿入量を正確に求めることが可能である。すなわち、穿刺針は一般に単純な針状の形態を有するから、移動量センサを用いて絶対的移動量を直接求めることが困難であっても、所定の体外基準位置の通過開始をトリガとし、それ以降の移動量を求めれば、絶対的な移動量を演算することが可能である。絶対的な移動量を検出可能なセンサだけを設けることも可能であるが、その場合、穿刺針上の所定部位の検出と移動量の検出の2つの機能を的確に遂行する必要がある、単一の検出センサ（検出方式）でそれらの要請を同時に十分に満たすのは困難な場合がある。そこで、穿刺針の所定部位の検出と移動量の検出とを別々のセンサで実行するようにするのが望ましい。なお、穿刺針の先端は先細になっているので、そのような形態を考慮して通過判定を行うのが望ましい。先鋭な頂点から離れた一定の太さの地点をもって先端あるいは先端計測点としてもよい。

40

【0014】

望ましくは、前記先端位置推定手段は、更に、前記穿刺針を案内する角度を検出する角

50

度センサを含み、前記演算部は、前記穿刺針を案内する角度に基づいて前記穿刺経路を特定し、前記穿刺針先端が前記所定の体外基準位置を通過した以降において前記移動量センサによって検出される相対的移動量に基づいて前記所定の体外基準位置からの前記穿刺針の挿入量を特定し、前記穿刺経路上における前記所定の体外基準位置から前記挿入量だけ離れた地点として前記穿刺針先端の位置を特定する。所定の体外基準点の座標は、基本的に角度センサの出力から特定可能である。よって、所定の体外基準点からの挿入量がわかれば穿刺針先端の座標を演算可能である。

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記所定の体外基準位置は、前記穿刺針案内機構が有する案内路における中央よりも被検体側に設定された位置である。この構成によれば穿刺針が案内路に安定的に保持されている状態で穿刺針先端の検出を行わせることができるから、穿刺針先端が先細形状であっても検出精度を高められる。挿入量の検出を接触式で行う場合には案内路における所定の体外基準位置よりもある程度後側（被検体とは反対側）でその検出を行うのが望ましい。先細の部分に対しては接触が不完全又は不安定になる可能性があるからである。

10

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記通過センサは、前記案内路の一方側に設けられ、前記案内路を横切る光ビームを生成する発光器と、前記案内路の他方側に設けられ、前記光ビームを受ける受光器と、を含み、前記所定の体外基準位置において前記光ビームが形成される。光ビームを利用すれば非接触で穿刺針の先端を検出できるから、方向性が重視される穿刺針に無用な作用力を与えることを防止でき、また正確な検出を行える。

20

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記穿刺針案内機構は、前記プローブ本体に対して着脱可能に設けられ、前記穿刺針案内機構は、前記通過センサ及び前記移動量センサを含み、前記演算部は超音波診断装置本体に設けられ、前記通過センサからの信号及び前記移動量センサからの信号が前記プローブ本体を経由して前記超音波診断装置内の前記演算部へ伝送される。この構成によれば、超音波診断装置本体とプローブとの間におけるケーブルの取り回しを良好にできる。各センサの信号を装置本体に対して無線で伝送するようにしてもよい。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 8 】

本発明によれば、簡易な構成で穿刺針先端の位置を特定できる。あるいは、先細形状を有する穿刺針について挿入量を正確に特定できる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 1 9 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 プローブの構成を示す概念図である。

【 図 3 】 第 1 表示例を示す図である。

【 図 4 】 第 2 表示例を示す図である。

【 図 5 】 第 3 表示例を示す図である。

【 図 6 】 第 4 表示例を示す図である。

40

【 図 7 】 レーザーを利用した移動量検出を示す図である。

【 図 8 】 ワイヤを利用した移動量検出を示す図である。

【 図 9 】 磁気検出を利用した移動量検出を示す図である。

【 図 1 0 】 図 1 に示した装置の動作例を示す図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 0 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 1 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示すブロック図である。この超音波診断装置は、医療の分野において用いられ

50

、生体（被検体）に対して超音波診断を行うものであり、図には、特に、超音波診断を行いながら穿刺を行うための構成が示されている。

【 0 0 2 2 】

図 1 において、超音波診断装置はプローブ 1 0 と超音波診断装置本体 1 2 とにより構成される。プローブ 1 0 は、超音波診断装置本体 1 2 に対してケーブルにより接続されている。

【 0 0 2 3 】

プローブ 1 0 は、プローブ本体 1 4 とアタッチメント 1 6 とにより構成されている。本実施形態において、プローブ本体 1 4 に対してアタッチメント 1 6 を着脱自在に装着することが可能である。もちろん、両者を一体化させてもよい。アタッチメント 1 6 は穿刺針を案内する機構である。プローブ本体 1 4 によって超音波ビームの電子的な走査を行いながら、すなわち超音波画像を画面上に表示しながら、被検体内に対して穿刺針が挿入され、その場合において穿刺針が超音波画像上に表示される。ただし、穿刺針像は通常不明瞭なものであり、特にその先端位置を十分に認識できない場合が多い。このため、本実施形態においては先端位置を特定する機能が設けられている。

10

【 0 0 2 4 】

プローブ 1 0 について具体的に説明する。プローブ本体 1 4 は、アレイ振動子 1 8 を有している。アレイ振動子 1 8 は一次元配列された複数の振動素子により構成されるものである。それによって超音波ビームが形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子セクタ走査方式、電子リニア走査方式等が知られている。1 D アレイ振動子に換えて 2 D アレイ振動子を設けることも可能である。プローブ本体 1 4 は以下に説明するアタッチメント 1 6 に対して電氣的な通信を行うための通信器 2 0 を有している。

20

【 0 0 2 5 】

アタッチメント 1 6 は、プローブ本体 1 4 に対して着脱自在な機構である。穿刺を行う場合においてアタッチメント 1 6 がプローブ本体 1 4 に装着される。アタッチメント 1 6 は、図示されていない案内溝（案内通路）を有し、その案内溝内に穿刺針が差し込まれ、そのような状態において穿刺針が被検体内に挿入される。アタッチメント 1 6 は、そのような案内構造の他、角度センサ 2 2、移動量センサ 2 4、基準点通過センサ 2 6、通信器 2 8 を有している。

30

【 0 0 2 6 】

角度センサ 2 2 は、穿刺針を案内する案内溝の角度を直接的に又は間接的に検出するセンサである。本実施形態においては、後に説明するように、アタッチメント 1 6 が取付部と案内機構とにより構成され、取付部に対する案内機構の角度が角度センサ 2 2 によって検出されている。そのような角度検出により結果として案内溝の傾斜角度を特定することが可能である。移動量センサ 2 4 は、案内機構に対する穿刺針の相対的な移動量を検出するセンサである。検出方式としては接触式及び非接触式が挙げられる。単一のセンサによって穿刺針についての絶対的移動量が検出されてもよいが、その場合においてはどうしても複雑な構造あるいは高精度なセンサが必要となる。これに対し、本実施形態においては、移動量センサ 2 4 が相対的移動量を検出しており、それとともに、以下に説明する基準点通過センサ 2 6 が利用されている。

40

【 0 0 2 7 】

基準点通過センサ 2 6 は、本実施形態において光学的なセンサにより構成されており、具体的には、案内溝における所定位置に設定された基準点において穿刺針先端が通過したことを非接触で検出するものである。そのような基準点は所定の体内基準点であり、先端がそこに到達すると光ビームが遮られ、そのような現象をもって穿刺針先端の位置、具体的には所定の基準点への到達タイミングを判定することが可能である。そのような基準点は、案内溝における中央よりもやや生体側に設けられている。基準点に到達した以降の移動量は絶対的な移動量に相当するものであり、そのような移動量をもって穿刺針の挿入量、すなわち基準点から先端までの距離を特定することが可能である。

50

【 0 0 2 8 】

通信器 2 8 は、上述した通信器 2 0 との間において通信を行うモジュールである。例えば、電波、赤外線等を使って双方向通信が実行される。そのような通信を確立することにより、センサ 2 2, 2 4, 2 6 の出力信号をプローブ本体 1 4 を経由して超音波診断装置本体 1 2 へ送ることが可能である。また通信器 2 0 から無線を利用して通信器 2 8 に電力伝送を行い、アタッチメント 1 6 が有するバッテリーの充電を行うことも可能である。

【 0 0 2 9 】

次に、超音波診断装置本体 1 2 について説明する。送受信部 3 0 は送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーである。送信時において、送受信部 3 0 において複数の送信信号が生成され、それらがアレイ振動子 1 8 に対して供給される。これによりアレイ振動子 1 8 によって送信ビームが形成される。受信時において、生体内からの反射波がアレイ振動子 1 8 において受波され、これにより複数の受信信号が送受信部 3 0 へ出力される。送受信部 3 0 においては、複数の受信信号に対する整相加算処理を実行し、これによって整相加算後の受信信号としてのビームデータを生成する。それが信号処理部 3 2 へ送られる。

10

【 0 0 3 0 】

信号処理部 3 2 は、検波回路、対数圧縮回路等の公知の回路を有し、ビームデータに対する各種の処理を実行する。その処理後のビームデータがデジタルスキャンコンバータ (D S C) 3 4 へ送られる。 D S C 3 4 は、複数のビームデータに基づいて 2 次元断層画像 (B モード断層画像) を形成するモジュールである。 D S C 3 4 は、周知のように、座標変換機能及び補間処理機能等を有している。これにより生成された断層画像のデータは表示処理部 4 0 へ送られている。

20

【 0 0 3 1 】

符号 3 6 は制御部を有しており、それは実際には C P U 及び動作プログラムによって構成されるものである。制御部 3 6 は超音波診断装置が有する各構成の動作制御を行っている。図 1 においては、制御部 3 6 が有する機能として、先端位置演算部 (推定部) 3 8 及びグラフィック画像生成部 4 1 が図示されている。

【 0 0 3 2 】

先端位置演算部 3 8 は、角度センサ 2 2、移動量センサ 2 4 及び基準点通過センサ 2 6 から出力された信号に基づいて、穿刺針の先端の位置 (座標) を推定するモジュールである。また、グラフィック画像生成部 4 1 は、 2 次元断層画像上にオーバーレイされるグラフィック画像を生成するモジュールである。そのグラフィック画像は、穿刺経路を表すライン及び穿刺針先端の位置を示すマーカを含むものである。ラインの基になる穿刺経路は角度センサ 2 2 の出力信号により特定することが可能である。このようなグラフィック画像が表示処理部 4 0 に出力される。

30

【 0 0 3 3 】

表示処理部 4 0 は画像合成機能を有しており、具体的には、 2 次元断層画像とグラフィック画像とを合成し、これにより生じた合成画像のデータを表示部 4 2 へ出力する。表示部 4 2 においては合成画像が表示される。穿刺を行っている過程においては、断層画像上において穿刺針像が表示されるが、それとともに、グラフィック画像として、穿刺経路がラインとして表示され、また穿刺針先端の位置を表すマーカが表示される。穿刺針を導入させていくと、画像上でマーカが対象組織に対して徐々に近づくことになり、これにより穿刺針先端の位置を対象組織に対して正確に位置決めすることが可能であり、安全性を高められる。入力部 4 4 は、操作パネルにより構成されるものであり、その操作パネルはトラックボールやキーボードなどを有するものである。

40

【 0 0 3 4 】

図 2 には図 1 に示したプローブの構成が概念的に示されている。プローブは上述したようにプローブ本体 1 4 とアタッチメント 1 6 とにより構成される。アタッチメント 1 6 は取付部 4 6 とそれに連結された案内機構 4 8 とからなるものである。取付部 4 6 はプローブ本体 1 4 に対して着脱自在に取付けられるものであり、いわゆる金具として構成されて

50

いる。案内機構 48 は取付部 46 に対して角度変更可能に設けられている。案内機構 48 は図示されるように案内溝 58 を有し、その案内溝は穿刺針 50 を案内する通路である。取付部 46 に対する案内機構 48 の角度が図 2 において $\theta 1$ で示されている。その角度を検出するものが上述した角度センサ 22 である。角度センサ 22 は例えばロータリーエンコーダにより構成される。角度 $\theta 1$ を検出することにより、案内溝 58 の空間的な座標を特定することができ、すなわち穿刺経路 60 を絶対的に特定することが可能である。

【0035】

ちなみに、S は超音波ビームの走査によって構成される走査面を表しており、符号 56 は走査面の中心軸かつプローブ本体 14 の中心軸を示している。そのような中心軸 56 に対する穿刺経路 60 の傾斜角度が $\theta 2$ で示されている。上記の $\theta 1$ を検出することにより 10 穿刺経路 60 の傾斜角度 $\theta 2$ を容易に特定することが可能である。ちなみに、上記の $\theta 1$ を特定することにより所定の体外基準位置（上記の基準位置）P0 の座標を容易に特定することが可能である。

【0036】

案内機構 48 は、上述したように移動量センサ 24 を備えている。図 2 に示す例において、移動量センサ 24 は、穿刺針 50 の表面上に当接されて穿刺針 50 の挿入に伴って回転運動するローラ 24A と、そのローラ 24A の回転量を検出するエンコーダ 24B と、により構成されている。すなわち直線運動量が回転量として検出されている。移動量センサ 24 それ自体では穿刺針 50 における絶対的な挿入量を特定することが困難であるため、本実施形態においては、上述した基準点通過センサ 26 が設けられている。基準点通過 20 センサ 26 は、本実施形態において、案内溝 58 の一方側に設けられた発光器（例えば LED）と、その発光器により形成された光ビームを受ける受光器と、により構成される。受光器は案内溝の他方側に設けられているものである。位置 P0 上において、案内溝を横切るように光ビームが形成されている。よって、穿刺針 50 を案内溝にセットした上でそれを前方に送り出すと、穿刺針 50 の先端 50A が光ビームを横切ることになり、その時点をもって体内における先端 50A の位置あるいは通過タイミングを特定することが可能である。よって、そのような通過タイミング以降において移動量センサ 24 によって検出される移動量から、挿入量 L を求めることが可能である。

【0037】

ここで、挿入量 L は穿刺経路 60 上における基準点から先端位置までの距離に相当するものである。穿刺経路 60 上に上記の挿入量 L を当て嵌めることにより、先端位置 P1 の座標を特定することが可能である。よって、そのように推定された先端位置を表すマーカを画面上に表示すれば、穿刺針先端像が不鮮明であってもあるいはそれが全く表示されないような場合であっても、検査者において穿刺針の先端位置を組織との関係で特定することが可能である。 30

【0038】

取付部 46 は、図 2 に示す例において、バッテリー 62 を搭載している。このバッテリー 62 は各センサ 22, 24, 26 に対して電力を供給するものである。通信器 20 は上述したように通信器 28 との間で無線により通信を行うものである。本実施形態においてはプローブ本体側から無線によって電力が伝送されており、そのような電力がバッテリー 62 に送 40 られる。したがって、アタッチメント 16 の装着にあたり電氣的なコネクタの接続は不要である。ちなみに、符号 52 は体表面を示しており、符号 54 は、プローブ本体 14 が有する送受波面を示している。

【0039】

以上のような原理に基づき、生体内における穿刺針先端の座標を推定することが可能であり、それをマーカーとして検査者に対して表示することが可能である。マーカーの表示例を図 3 乃至図 6 を用いて説明する。

【0040】

図 3 に示す第 1 表示例においては、2 次元断層画像 60 上にグラフィック画像 62A が表示されており、そのグラフィック画像 62A は穿刺経路を表すライン 66 と、穿刺針先 50 50

端の位置を表すマーカー 68 と、を有している。ちなみに符号 64 は対象組織（ターゲット組織）を示している。マーカー 68 は、穿刺経路を表すライン 66 から一方側に若干シフトした位置に表示されており、それは棒状の形態を有している。その先端の位置をもって穿刺経路上における穿刺針先端の位置を特定することが可能である。ライン 66 上にマーカー 68 を表示することも可能であるが、その場合においては実際の穿刺針先端像を隠蔽してしまう可能性が高くなるので、図 3 に示す第 1 表示例においては、穿刺経路からオフセットされた位置にマーカー 68 が表示されている。ライン 66 の下側ではなく上側にマーカーを表示することももちろん可能である。マーカー 68 の先端位置すなわちマーカーの長さは穿刺針の挿入に伴い徐々にリアルタイムで変化する。

【0041】

10

図 4 に示す第 2 表示例においては、グラフィック画像 62B 上において穿刺針を表すマーカー 70 が表示されており、それはライン 66A とは異なる表示形態を有している。ライン 66A は、マーカー 70 と重ならないように、その先端から穿刺経路に沿って表示されている。マーカー 70 の先端の位置をもって穿刺針先端の位置を認識することが可能である。この場合においては、輝度を異ならせることによりマーカー 70 を識別表示させることができ、またマーカー 70 を太く表示することによりそれを識別表示させることができ、またマーカー 70 を点滅させることによりそれを識別表示させることが可能である。ちなみに、ライン 66A を点滅表示させ、マーカー 70 を定常的に表示するようにしてもよい。

【0042】

20

図 5 に示す第 3 表示例においては、グラフィック画像 62C 上において、ライン 66 上に円形のマーカー 72 が表示されている。その円形のマーカー 72 における中心座標が穿刺針先端の位置を表している。図 6 に示す第 4 表示例においては、グラフィック画像 62D 上において、穿刺針先端の位置がクロスライン 74 によって表示されている。

【0043】

以上のように、穿刺経路と共に穿刺針先端の位置を画面上に表示することにより、検査者において穿刺針先端の位置を容易に認識することができ、穿刺の安全性を高められる。穿刺針が組織の影響を受けて当初設定された穿刺経路から外れて進行するような場合も考慮し、一定の広がりをもった領域として先端位置を表示することも可能である。例えば図 5 に示したような第 3 表示例を採用してもよい。第 3 表示例によれば、穿刺針先端像が表示される場合であってもマーカー 72 によってそれが隠されてしまう可能性を低減できるという利点も得られる。ちなみに、挿入過程においてマーカーは斜め下の方向に徐々に移動することになるが、引き抜き過程において逆方向に運動させるようにしてもよいし、もっとも深く差し込まれた地点にマーカーを固定表示するようにしてもよい。

30

【0044】

図 2 に示した構成例においては、挿入量がローラーの回転により計測されていたが、他の検出方式を採用することも可能である。図 7 に示す構成例では、レーザー距離計測計 76 が設けられており、それによって穿刺針 50 の基端部 50C までの距離が計測されている。その距離によって挿入量が判断されている。その場合において、基準点に対する穿刺針先端の通過をもって初期化あるいはリセットを行わせるようにしてもよい。ちなみに、穿刺針 50 は、穿刺針本体 50B とその基端側に設けられた基端部 50C とからなるものである。穿刺針本体 50B の下端が上述した先端部である。

40

【0045】

図 8 に示す構成例においては、基端部 50C にフック 50D が設けられており、それに対してワイヤ 80 が連結されている。ワイヤ 80 はプーリ 82 に巻き付けられており、常時張力が加えられている。プーリ 82 の回転量がエンコーダ 78 により検出されている。穿刺針 50 を運動させるとワイヤ 80 の経路表が変化し、それによってプーリ 82 が回転運動することになるため、そのような回転量を検出するものである。

【0046】

図 9 に示す構成例においては、磁場発生器 81 と磁気センサ 83 とが利用されている。

50

両者の位置関係を逆にしてもよい。磁気センサ 83 は基端部 50C に設けられており、磁場発生器 81 は案内機構 48 に設けられている。両者の位置が変化すると、それが磁気の変化として表れることになり、両者間における相対的な距離を検出することが可能である。その場合においても、基準点に対する穿刺針先端の通過をもって初期化を行うことが可能である。

【0047】

図 10 には図 1 に示した装置の動作例がフローチャートとして示されている。ちなみに、以下に説明する S 14 以降の工程及び S 16 以降の工程は並列的に実行されるものである。

【0048】

S 10 においてアタッチメントの装着が行われると、S 12 においてアタッチメントに対する電力供給が行われる。S 14 においては、角度センサの出力信号に基づいて案内溝の角度が特定され、これによって挿入経路を表すラインが画面上に表示される。

【0049】

一方、S 16 においては、基準点通過センサにおいて穿刺針先端が通過した否かが判断され、通過開始が判定された場合、S 18 において初期化が実施される。すなわち移動量センサにおける移動量が 0 にリセットされる。その上で S 20 においてリアルタイムで移動量が検出及び演算される。S 22 においては、演算された移動量等に基づいて穿刺針先端の座標が演算される。S 24 においては、基準点通過センサの出力信号に基づいて、穿刺針の通過が終了したか否かが判断され、終了が判定された場合、S 26 においてマーカーが消去される。一方、S 28 において、アタッチメントの取り外しが判断された場合、S 30 において穿刺経路を表すライン表示が消去される。

【0050】

以上の実施形態によれば、体内における穿刺針の移動量の観測により生体内における穿刺針先端の位置を的確に推定することが可能であり、その先端の位置を表す情報を検査者に対して提供することが可能である。上記実施形態においては移動量の検出と穿刺針における絶対的位置の検出とが 2 つのセンサによって別々に行われており、すなわち 2 つの検出方式を組み合わせることが可能であるので、結果として絶対的移動量すなわち挿入量を精度よく特定できるという利点を得られる。上記実施形態においては、穿刺針先端の通過の検出にあたっては、光検出方式が用いられており、そのような検出点は案内溝における中央よりも生体側に設定されているため、穿刺針の進行が安定した状態において穿刺針先端を検出できるから、その検出精度を高められる。また移動量の検出は中央よりもやや後側において行われており、すなわち先細形状の影響を受けにくい部位において移動量が正確に検出されている。それによって挿入量を正確に演算できるという利点を得られる。

【符号の説明】

【0051】

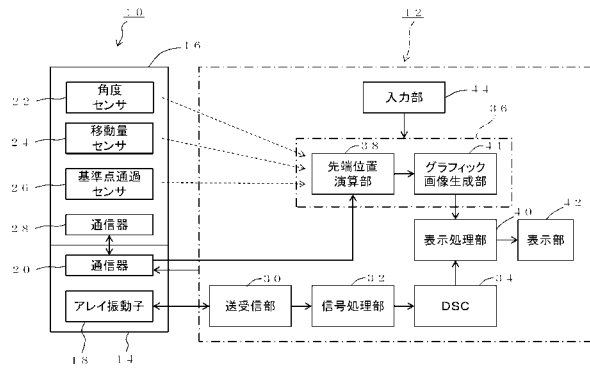
10 プローブ、12 超音波診断装置本体、14 プローブ本体、16 アタッチメント、22 角度センサ、24 移動量センサ、26 基準点通過センサ、38 先端位置演算部、41 グラフィック画像生成部。

10

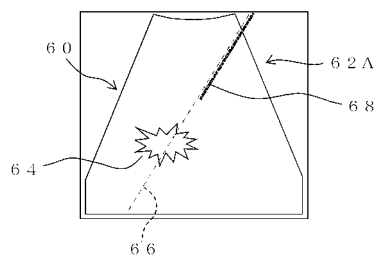
20

30

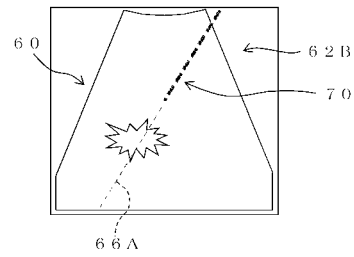
【図 1】



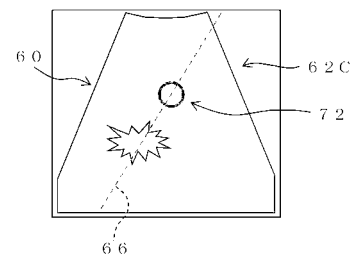
【図 3】



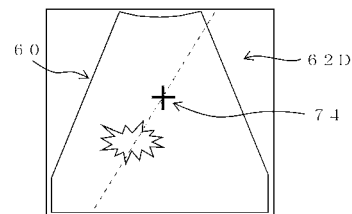
【図 4】



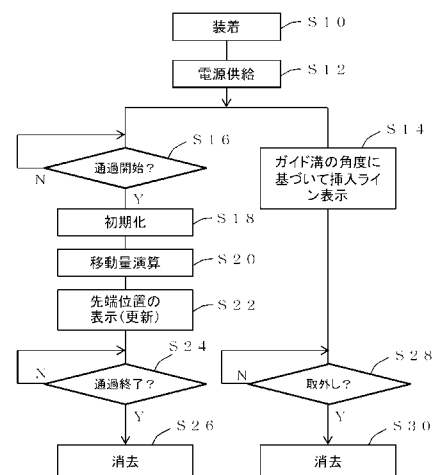
【図 5】



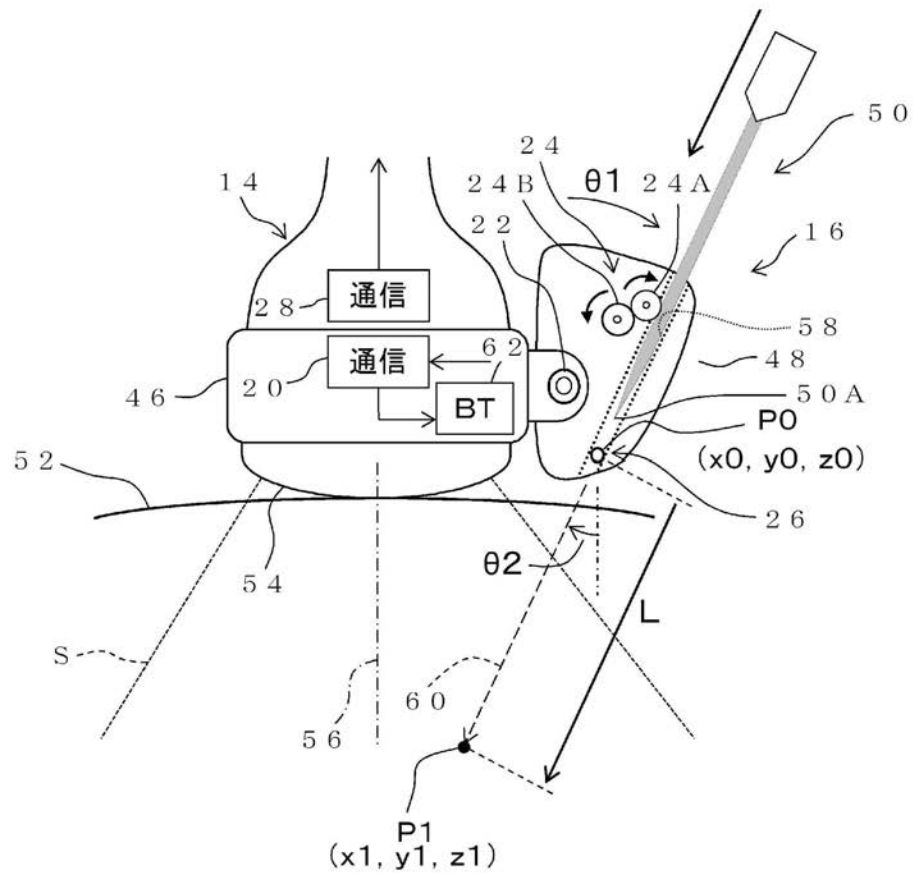
【図 6】



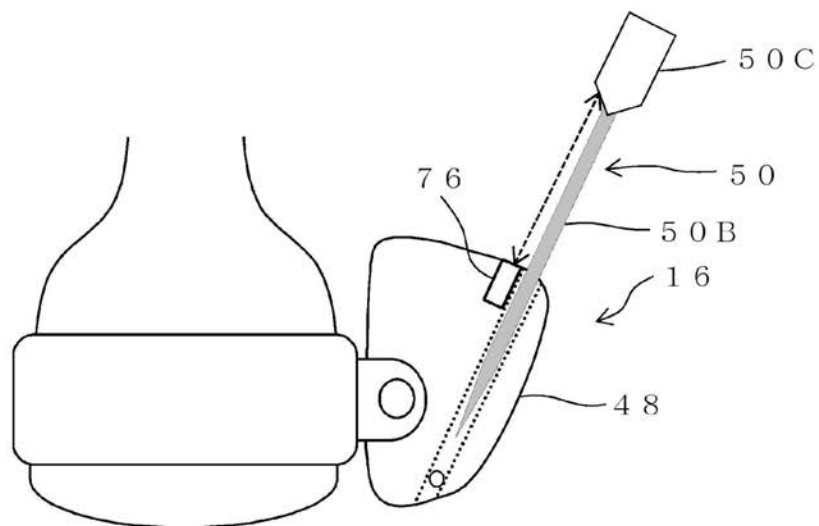
【図 10】



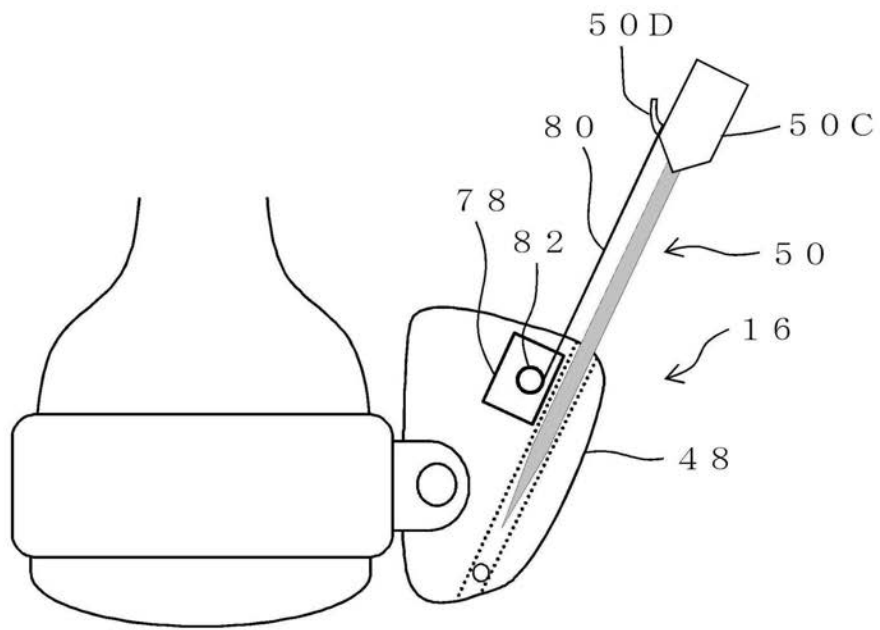
【図 2】



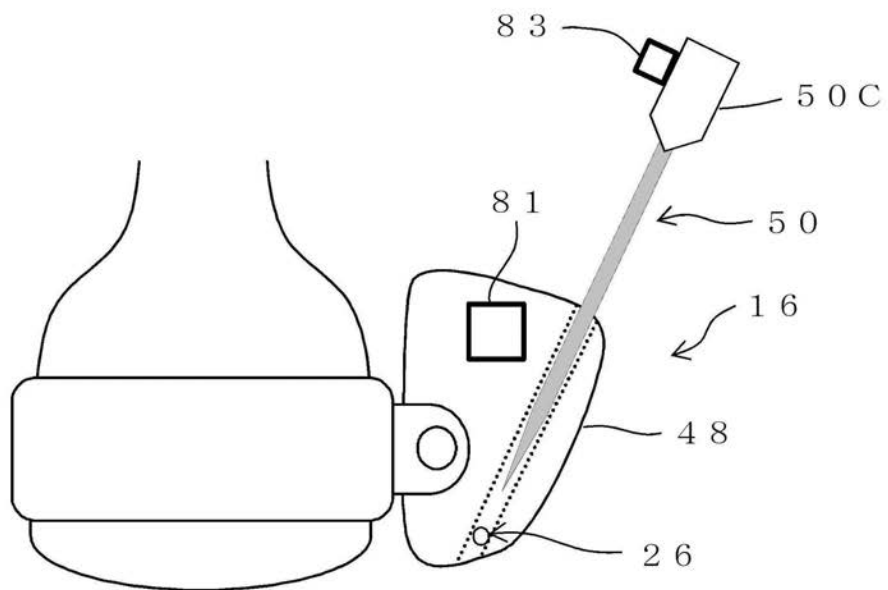
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014150928A	公开(公告)日	2014-08-25
申请号	JP2013022104	申请日	2013-02-07
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	笠原英司		
发明人	笠原 英司		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/EE16 4C601/FF04 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GB03 4C601/KK12 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在超声诊断中进行穿刺时，可以指定穿刺针的前端位置。
 解决方案：移动量传感器24检测穿刺针50的移动量。参考点通过传感器在图26中，检测穿刺针的前端50A的通过开始。从该点通过移动量获得插入量L。可以根据从穿刺路径60上的基准点的插入量L来估计穿刺针的前端的坐标P1。在图像上显示表示前端位置的标记。

