

(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2018-23610

(P2018-23610A)

(43) 公開日 平成30年2月15日(2018.2.15)

(51) Int.Cl.
A61B 8/14 (2006.01)F1
A61B 8/14テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 27 頁)

(21) 出願番号 特願2016-157518 (P2016-157518)
(22) 出願日 平成28年8月10日(2016.8.10)(71) 出願人 000002369
セイコーエプソン株式会社
東京都新宿区新宿四丁目1番6号
(74) 代理人 100124682
弁理士 黒田 泰
(74) 代理人 100104710
弁理士 竹腰 昇
(74) 代理人 100090479
弁理士 井上 一
(72) 発明者 渡邊 亮基
長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DD14 EE16 FF03 GB06 KK12

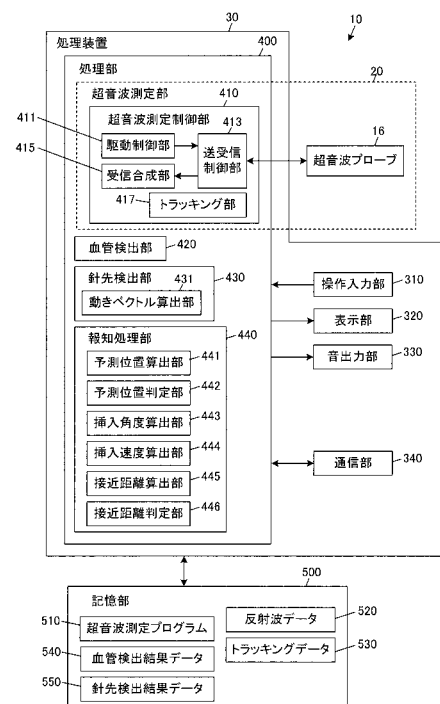
(54) 【発明の名称】 超音波測定装置および制御方法

(57) 【要約】

【課題】 生体内部への医療用具の挿入に係る術者の施術を支援する技術を提供すること。

【解決手段】 穿刺対象の血管上方の生体表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信結果に基づいて超音波測定を行う処理部を備えた超音波測定装置であって、前記処理部は、前記血管の走行方向に沿った複数の断層画像を生成することと、前記断層画像から、穿刺により生体内部に挿入された医療用具の先端部を検出することと、前記検出された前記先端部と前記血管との相対位置に基づく報知処理を行うことと、を実行する超音波測定装置である。

【選択図】 図26



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

穿刺対象の血管上方の生体表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信結果に基づいて超音波測定を行う処理部を備えた超音波測定装置であって、

前記処理部は、

前記血管の走行方向に沿った複数の断層画像を生成することと、

前記断層画像から、穿刺により生体内部に挿入された医療用具の先端部を検出することと、

前記検出された前記先端部と前記血管との相対位置に基づく報知処理を行うことと、
を実行する超音波測定装置。

10

【請求項 2】

前記報知処理を行うことは、

前記検出の結果、前記医療用具が検出された前記断層画像およびその検出位置に基づいて前記先端部の予測位置を算出することと、

前記予測位置が前記血管の内部に到達するか否かに基づく報知を行うことと、
を含む、

請求項 1 に記載の超音波測定装置。

【請求項 3】

前記報知処理を行うことは、前記予測位置が前記血管の中心部に到達するか否かに基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 2 に記載の超音波測定装置。

20

【請求項 4】

前記中心部に到達するか否かに基づく報知は、前記予測位置と前記血管の中心位置との相対位置関係を示す画像を表示させることを含む、

請求項 3 に記載の超音波測定装置。

【請求項 5】

前記報知処理を行うことは、前記血管の走行方向と前記医療用具の挿入方向との成す角度に基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の超音波測定装置。

【請求項 6】

前記成す角度に基づく報知は、前記血管の走行方向に対する前記医療用具の挿入方向を示す画像を表示させることを含む、

請求項 5 に記載の超音波測定装置。

30

【請求項 7】

前記報知処理を行うことは、前記医療用具の挿入速度に基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 1 ～ 6 の何れか一項に記載の超音波測定装置。

【請求項 8】

前記報知処理を行うことは、前記血管と前記先端部との距離に基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 1 ～ 7 の何れか一項に記載の超音波測定装置。

40

【請求項 9】

前記報知処理を行うことは、前記先端部が前記血管の内部に位置することに基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 1 ～ 8 の何れか一項に記載の超音波測定装置。

【請求項 10】

前記報知処理を行うことは、前記先端部が前記血管の血管壁に接近したことを示す所定の接近条件を満たすか否かに基づく報知を行うこと、を含む、

請求項 1 ～ 9 の何れか一項に記載の超音波測定装置。

【請求項 11】

50

生体内部の目標体に向けて医療用具が挿入される前記生体の表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信の結果に基づいて超音波測定を行う処理部を備えた超音波測定装置であって、

前記処理部は、

前記生体内部の超音波画像を連続して生成することと、

前記超音波画像から、前記医療用具の先端部を検出することと、

前記検出された前記先端部と前記目標体との相対位置に基づく報知処理を行うことと、
を実行する超音波測定装置。

【請求項 12】

穿刺対象の血管上方の生体表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信結果に基づいて超音波測定を行う超音波測定装置の制御方法であって、

前記血管の走行方向に沿った複数の断層画像を生成することと、

前記断層画像から、穿刺により生体内部に挿入された医療用具の先端部を検出することと、

前記検出された前記先端部と前記血管との相対位置に基づく報知処理を行うことと、
を含む制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波測定を行う超音波測定装置等に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波画像を観察しながら穿刺を行う、いわゆる超音波ガイド下穿刺が知られている。穿刺針の先端は細く、超音波画像内では見難い場合や見失う場合等があることから、穿刺時の超音波画像の表示にあたっては、穿刺針の位置を視認し易い表示が求められている。例えば、超音波診断装置における穿刺針の視認性を向上させるための技術として、穿刺針の他、血管や腫瘍等を含む生体内部の領域の3D像を表示させるものが知られている（特許文献1を参照）。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2000-185041号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、生体内部の様子を視認性良く確認できたとしても、挿入した穿刺針等の医療用具の先端部を血管や腫瘍といった標的の位置に到達させられなければ、目的の治療や検査を行うことはできない。また、到達するかどうかの判断には熟練を要することから、場合によっては医療用具の挿入作業をやり直すこととなり、患者の負担が増大する問題もある。そこで本発明は、生体内部への医療用具の挿入に係る術者の施術を支援する技術の提供を目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記課題を解決するための第1の発明は、穿刺対象の血管上方の生体表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信結果に基づいて超音波測定を行う処理部を備えた超音波測定装置であって、前記処理部は、前記血管の走行方向に沿った複数の断層画像を生成することと、前記断層画像から、穿刺により生体内部に挿入された医療用具の先端部を検出することと、前記検出された前記先端部と前記血管との相対位置に基づく報知処理を行うことと、を実行する超音波測定装置である。

【0006】

10

20

30

40

50

また、他の発明として、穿刺対象の血管上方の生体表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信結果に基づいて超音波測定を行う超音波測定装置の制御方法であって、前記血管の走行方向に沿った複数の断層画像を生成することと、前記断層画像から、穿刺により生体内部に挿入された医療用具の先端部を検出することと、前記検出された前記先端部と前記血管との相対位置に基づく報知処理を行うことと、を含む制御方法を構成してもよい。

【0007】

第1の発明等によれば、術者であるユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、医療用具の先端部と血管との相対位置を確認しながら、その挿入作業を進めることができる。したがって、生体内部への医療用具の挿入に係る術者（ユーザー）の施術を支援することが可能となる。

10

【0008】

また、第2の発明として、前記報知処理を行うことは、前記検出の結果、前記医療用具が検出された前記断層画像およびその検出位置に基づいて前記先端部の予測位置を算出することと、前記予測位置が前記血管の内部に到達するか否かに基づく報知を行うことと、を含む、第1の発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0009】

第2の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、医療用具の先端部の予測位置が血管の内部に到達するのかを確認しながら、その挿入作業を進めることができる。

20

【0010】

また、第3の発明として、前記報知処理を行うことは、前記予測位置が前記血管の中心部に到達するか否かに基づく報知を行うことと、を含む、第2の発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0011】

第3の発明によれば、ユーザーは、医療用具の先端部の予測位置が血管の中心部に到達するのかを確認しながら、その挿入作業を進めることができる。

【0012】

また、第4の発明として、前記中心部に到達するか否かに基づく報知は、前記予測位置と前記血管の中心位置との相対位置関係を示す画像を表示させることを含む、第3の発明の超音波測定装置を構成してもよい。

30

【0013】

第4の発明によれば、ユーザーは、医療用具の先端部の予測位置が血管の中心部に到達するのかを視覚的に容易に確認することができる。

【0014】

また、第5の発明として、前記報知処理を行うことは、前記血管の走行方向と前記医療用具の挿入方向との成す角度に基づく報知を行うことと、を含む、第1～第4の何れかの発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0015】

第5の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、血管の走行方向と医療用具の挿入方向との成す角度を確認しながら、その挿入作業を進めることができる。

40

【0016】

また、第6の発明として、前記成す角度に基づく報知は、前記血管の走行方向に対する前記医療用具の挿入方向を示す画像を表示させることを含む、第5の発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0017】

第6の発明によれば、ユーザーは、血管の走行方向に対する医療用具の挿入方向を視覚的に容易に確認できる。

【0018】

50

また、第 7 の発明として、前記報知処理を行うことは、前記医療用具の挿入速度に基づく報知を行うこと、を含む、第 1 ～第 6 の何れかの発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0019】

第 7 の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、医療用具の挿入速度を確認しながら、その挿入作業を進めることができる。

【0020】

また、第 8 の発明として、前記報知処理を行うことは、前記血管と前記先端部との距離に基づく報知を行うこと、を含む、第 1 ～第 7 の何れかの発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0021】

第 8 の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、血管と医療用具の先端部との距離を確認しながら、その挿入作業を進めることができる。

【0022】

また、第 9 の発明として、前記報知処理を行うことは、前記先端部が前記血管の内部に位置することに基づく報知を行うこと、を含む、第 1 ～第 8 の何れかの発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0023】

第 9 の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、医療用具の先端部が血管の内部に位置した場合、すなわち、医療用具が血管に刺入された場合を確実に把握できる。

【0024】

また、第 10 の発明として、前記報知処理を行うことは、前記先端部が前記血管の血管壁に接近したことを示す所定の接近条件を満たすか否かに基づく報知を行うこと、を含む、第 1 ～第 9 の何れかの発明の超音波測定装置を構成してもよい。

【0025】

第 10 の発明によれば、ユーザーは、医療用具の生体内部への挿入に際し、医療用具の先端部が血管の血管壁に接近したことを確実に把握できる。

【0026】

また、第 11 の発明として、生体内部の目標体に向けて医療用具が挿入される前記生体の表面に置かれた超音波を送受信する二次元プローブの前記送受信の結果に基づいて超音波測定を行う処理部を備えた超音波測定装置であって、前記処理部は、前記生体内部の超音波画像を連続して生成することと、前記超音波画像から、前記医療用具の先端部を検出することと、前記検出された前記先端部と前記目標体との相対位置に基づく報知処理を行うことと、を実行する超音波測定装置を構成してもよい。

【0027】

第 11 の発明によれば、ユーザーは、生体内部の目標体に向けた医療用具の挿入に際し、医療用具の先端部と目標体との相対位置を確認しながら、その挿入作業を進めることができる。これによれば、生体内部への医療用具の挿入に係るユーザーの施術を支援することが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図 1】超音波測定装置の全体構成例を示す図。

【図 2】対象部位の超音波測定および当該対象部位に穿刺針を挿入する様子を模式的に示す概略斜視図。

【図 3】断層画像の一例を示す模式図。

【図 4】断層画像の他の例を示す模式図。

【図 5】断層画像の他の例を示す模式図。

【図 6】断層画像中の特徴点の抽出例を示す図。

【図 7】特徴点画像の一例を示す図。

10

20

30

40

50

- 【図 8】特徴点画像の他の例を示す図。
- 【図 9】特徴点画像の他の例を示す図。
- 【図 10】各スライス位置の最大動き量をプロットした図。
- 【図 11】図 10 の最大動き量の微分結果を示す図。
- 【図 12】穿刺時の表示画面の画面構成例を示す図。
- 【図 13】予測位置の算出を説明する図。
- 【図 14】予測位置と血管との相対位置関係の一例を示す図。
- 【図 15】予測位置と血管との相対位置関係の他の例を示す図。
- 【図 16】報知画面部の表示例を示す図。
- 【図 17】挿入角度の算出を説明する図。
- 【図 18】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 19】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 20】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 21】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 22】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 23】報知画面部の他の表示例を示す図。
- 【図 24】先端位置画像表示部の他の表示例を示す図。
- 【図 25】先端位置画像表示部の他の表示例を示す図。
- 【図 26】超音波測定装置の機能構成例を示すブロック図。
- 【図 27】超音波測定装置が行う処理の流れを示すフローチャート。
- 【図 28】血管／針先検出処理の流れを示すフローチャート。
- 【図 29】減衰特徴値の算出を説明するための簡易的な超音波伝搬モデルを示す図。
- 【図 30】注目走査線に係る減衰補正值をグラフ化した図。
- 【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、図面を参照して、本発明の好適な実施形態について説明する。なお、以下説明する実施形態によって本発明が限定されるものではなく、本発明を適用可能な形態が以下の実施形態に限定されるものでもない。また、図面の記載において、同一部分には同一の符号を付す。

【0030】

図 1 は、本実施形態における超音波測定装置 10 の全体構成例を示す図であり、二次元プローブである超音波プローブ 16 の取り付け状態を示している。超音波測定装置 10 は、超音波画像を生成する装置であり、超音波プローブ 16 が処理装置 30 とケーブルによって電氣的に接続された構成を有する。

【0031】

超音波プローブ 16 は、使用時に被検体 2 の皮膚面（生体表面）に当てられるセンサー面側において、超音波を送受信する複数の超音波素子（超音波振動子）171 を所定数行×所定数列のマトリクス状に配置して有している（図 2 を参照）。超音波素子（以下、単に「素子」ともいう）は、超音波と電気信号とを変換する超音波トランスデューサーであり、数 MHz ～数十 MHz の超音波パルスを送信するとともに、その反射波を受信する。超音波測定に先立ち、超音波プローブ 16 は、測定の目的に応じた被検体 2 の部位（対象部位）に対して粘着台座 18 により貼付・固定される。

【0032】

粘着台座 18 は、生体表面に着脱可能な粘着層を有しており、被検体 2 が身体を動かしても容易に外れたり剥がれたりしない。粘着台座 18 は、超音波プローブ 16 における素子 171 の一方の配列方向（例えば行方向）が、対象部位を走行する検出対象の血管（例えば上腕動脈）21 の走行方向に沿うように貼付される。なお、検出対象の血管 21 は、例えば橈骨動脈や大腿動脈、頸動脈や鎖骨下動脈、大動脈等であってもよく、特に限定されない。

【0033】

処理装置 30 は、一種のコンピューター制御装置であり、超音波測定を利用して被検体 2 の生体情報を取得する。具体的には、超音波測定装置 10 は、処理装置 30 の制御により超音波プローブ 16 から被検体 2 へ超音波ビームを入射（送信）し、その反射波（超音波エコー）を受信して超音波測定を行う。そして、反射波の受信信号を増幅・信号処理し、被検体 2 の生体内構造の位置情報や経時変化等の反射波データを生成する。超音波測定は、所定周期で繰り返し行われる。この所定周期での測定単位を「フレーム」と呼ぶ。

【0034】

反射波データには、いわゆる A モード、B モード、M モード、ドップラーモードの各モードの画像が含まれる。A モードは、第 1 軸を超音波ビームの送受信方向（走査線）に沿った受信信号のサンプリング点列とし、第 2 軸を各サンプリング点での反射波の受信信号強度（反射強度）として、反射波の振幅（A モード像）を表示するモードである。また、B モードは、超音波ビームを所定の走査範囲内で走査させながら得た反射波振幅（A モード像）を輝度値に変換することで可視化した、生体内構造の二次元の超音波画像（B モード像）を表示するモードである。

【0035】

[概要]

本実施形態の超音波測定装置 10 は、超音波ガイド下穿刺に用いられる。例えば、術者であるユーザー（例えば医師）は、医療用具としての穿刺針を対象部位に差し込み、血管に刺入する血管穿刺を行う。その際、超音波画像を観察することで、穿刺対象の血管や生体内部に挿入した穿刺針の位置を把握できる。

【0036】

図 2 は、超音波プローブ 16 を被検体 2 の生体表面に貼付して超音波測定をしながら、対象部位に穿刺針 9 を挿入する様子を模式的に示す概略斜視図である。本実施形態では、対象部位の検出対象の血管 21 に向けて穿刺針 9 が挿入される場合を想定しており、穿刺針 9 は、血管 21 の走行方向に沿って挿入される。ここで、血管 21 の走行方向に沿わせる素子 171 の行方向（穿刺針 9 の挿入方向ともいえる）を y 方向、素子 171 の列方向を x 方向、これらの各方向と直交する生体表面からの深さ方向を z 方向と定義する。

【0037】

例えば、超音波プローブ 16 は、各素子 171 が列（素子列）毎に超音波測定を行う。具体的には、各素子列の素子 171 は、超音波ビームの入射位置を x 方向に素子 171 のピッチ分ずつずらしながら z 方向（生体表面からの深さ方向）の走査線に沿って超音波ビームを送受信し、1 フレーム分の反射波データを得る。したがって、穿刺針 9 の挿入方向と交差する面（例えば xz 平面）の超音波画像（対象部位のスライス像）を各素子列の y 位置毎に得ることができ、血管 21 の走行方向に沿った複数の断層画像 I_s （ $I_s - 1$, 2, ...）をフレーム単位で生成できる。各素子列の y 位置は、その列番号を素子 171 のピッチに乗じることで求めることができる。以下、各素子列の y 位置を「スライス位置」といい、穿刺針 9 の挿入側である図 2 に向かって左端の断層画像 $I_s - 1$ のスライス位置から順に、 $y_s - 1$, $y_s - 2$, ... と表記する。各断層画像 I_s には、血管 21 の短軸像が描出され、穿刺針 9 の短軸像が適宜描出される。

【0038】

図 3～図 5 は、あるフレームにおけるスライス位置 $y_s - 2$, $y_s - 6$, $y_s - 7$ の断層画像 $I_s - 2$, 6, 7 の一例を示す模式図である。図 3 が断層画像 $I_s - 2$ 、図 4 が断層画像 $I_s - 6$ 、図 5 が断層画像 $I_s - 7$ にそれぞれ対応する。本例では、スライス位置 $y_s - 2$, $y_s - 6$ には穿刺針 9 が到達しており、対応する断層画像 $I_s - 2$, 6 の各々に穿刺針 9 の短軸像が描出されている。一方、断層画像 $I_s - 7$ のスライス位置には穿刺針 9 は到達しておらず、その短軸像は描出されていない。

【0039】

なお、本実施形態の超音波測定によれば、各素子 171 と対向する生体表面の各位置を超音波の入射位置とする A モード像が得られることから、行方向に沿う入射位置に係る A モード像を用いることで、yz 平面の超音波画像を生成することもできる。また、列方向

や行方向に限らず、センサー面の対角線上の入射位置に係る A モード像を用いれば、当該対角線を通り、センサー面と直交する平面の超音波画像を生成することも可能である。血管の走行方向がわかれば、それに沿った（つまり血管 2 1 の縦断面の）超音波画像を生成できる。

【0040】

〔原理〕

本実施形態では、各スライス位置の断層画像から血管 2 1 および穿刺針 9 の先端部を検出する処理（血管／針先検出処理）をフレーム単位で行い、検出結果に基づく各種報知処理を行う。

【0041】

（１）血管／針先検出処理

血管／針先検出処理ではまず、各スライス位置の断層画像毎に、該当する断層画像中の特徴点を抽出する。そして、抽出した特徴点を用いて血管 2 1 を検出するとともに、各特徴点の移動先をフレーム間で追跡し、その動きベクトルを用いて穿刺針 9 の先端部を検出する。

【0042】

図 6 は、断層画像中の特徴点の抽出例を示す図であり、特徴点を円で示している。なお、理解を容易にするため、図 6 では特徴点 P の数を減らして示しているが、実際には、図示以上の多くの特徴点が抽出される。また、血管 2 1 の輪郭を一点鎖線で明示している。

【0043】

特徴点 P は、周囲と比べて輝度値に変化が生じ、画像中から際立って観測できる点である。特徴点の抽出方法としては、例えば、コーナー検出法（Harris and Stephens）を用いることができる。あるいは、最小固有値法（Shi and Tomasi）や F A S T 特徴検出等のその他のコーナー検出法を用いてもよいし、S I F T（Scale Invariant Feature Transform）に代表される局所特徴量や S U R F（Speeded Up Robust Features）特徴量を用いて特徴点を抽出してもよい。また、走査線毎に反射波振幅（輝度値でもよい）のピークを検出し、そのピーク位置を特徴点として抽出する方法を用いてもよい。

【0044】

超音波の反射強度は媒質が変化する位置で高くなり、断層画像（B モード像）において、反射強度が高い位置は高輝度として表される。したがって、特徴点 P は、血管壁の他、筋や腱、脂肪等の輝度変化が生じている部分に多く現れる。また、図 6 では図示していないが、その断層画像に穿刺針 9 が描出されていれば、穿刺針 9 の位置にも特徴点が現れる。穿刺針 9 は、生体組織に比べて反射強度が高いからである。これに対し、血管 2 1 の内部では、超音波はほとんど反射せず血液を透過するため、特徴点 P もほとんど現れない。つまり、血管 2 1 の位置には、血管壁に沿って略円形状に特徴点 P が分布して現れることとなる。

【0045】

したがって、略円形状に分布している特徴点 P を選出することで、血管 2 1 を検出できる。具体的には、当該略円形状の中心を血管 2 1 の中心位置（血管中心）とする。また、選出した特徴点 P の各位置を血管壁の位置とし、血管中心付近を通る走査線（中心走査線）上の 2 つの血管壁の位置を前壁位置および後壁位置とする。ここでの処理により、血管中心および血管壁の断層画像内の位置を求めることができる。

【0046】

また、このとき、血管中心および前後壁の各位置の x y z 空間内の位置を算出する。x 座標は、中心走査線の走査線番号を素子 1 7 1 のピッチに乗じることで求めることができる。y 座標は、当該断層画像のスライス位置である。また、z 座標は、中心走査線の A モード像から各位置に対応するサンプリング点を特定することで求めることができる。すなわち、中心走査線の A モード像には、血管 2 1 の前壁および後壁の各深さ位置に反射波振幅のピークが現れる。したがって、A モード像中で対応するピークを検出して前壁位置および後壁位置の各サンプリング点を特定し、それらの中点を血管中心のサンプリング点と

10

20

30

40

50

して特定する。サンプリング点を特定したら、次式（１）により z 座標を求める。式（１）において、 f_s はサンプリング周波数 [Hz]、 c は音速 [m/s]、 k はサンプリング点をそれぞれ表す。

【数 1】

$$z = \left(\frac{c}{f_s} \right) \times k \quad \cdots (1)$$

【0047】

10

その後は、例えば「トラッキング」技術等を利用し、次フレーム以降の各スライス位置における前壁位置および後壁位置を算出する。また、各位置の中点を血管中心とし、フレーム毎に算出する。トラッキングは、対象とする反射波データ（例えば中心走査線の A モード像でもよいし、B モード像である断層画像でもよい）に関心領域（トラッキングポイント）を設定し、異なるフレーム間で関心領域を追跡し変位を算出する公知の処理である。

【0048】

20

その一方で、血管 21 の先端部を検出するため、スライス位置毎に次フレーム以降の断層画像中で各特徴点を追跡する。その際、次フレームにおける各特徴点の位置（移動先）に基づいて、特徴点毎に動きベクトルを算出する。特徴点の追跡は、空間的輝度勾配を利用した勾配法を適用して行うことができる。あるいは、特徴点の各々を含む所定サイズの画像ブロックをテンプレートとしたブロックマッチング法等を適用し、次フレームにおける各特徴点の移動先を探索するのもよい。ここでの処理により、対象フレームの各断層画像中の全ての特徴点について、その次フレームにおける移動先への動きベクトルが算出される。

【0049】

30

動きベクトルを求めたならば、その大きさを用いて穿刺針 9 の先端部を検出する。図 7～図 9 は、対象フレームにおける異なる 3 つのスライス位置の特徴点画像例を示す図である。特徴点画像は、各特徴点の位置の動き量をその動きベクトルの大きさとし、特徴点が存在しない位置については動き量を「0」として、対応する断層画像中の各位置の動き量を画像化したものである。図 7～図 9 は、穿刺針 9 の先端部が位置するスライス位置を中心とした連続する 3 つのスライス位置に係る特徴点画像であり、図 7 の特徴点画像に対応する断層画像には穿刺針 9 の軸部が、図 8 の特徴点画像に対応する断層画像には穿刺針 9 の先端部がそれぞれ描出され、図 9 の特徴点画像に対応する断層画像には穿刺針 9 は描出されていない。

【0050】

40

特徴点画像は、動き量の大きい位置（動きベクトルの大きい特徴点の位置）ほど高輝度に表される。図 7 および図 8 では、中央付近の穿刺針 9 の描出位置が明るく示されている。穿刺針 9 の描出位置に動きベクトルの大きい特徴点が現れるのは、穿刺針 9 の移動に伴ってその周辺組織も変位するためと考えられる。動きベクトルの大きさ（動き量）は、穿刺針 9 の先端部付近において最も大きくなる。図 7 と図 8 の画像からは分かり難いが、穿刺針 9 の軸部が描出された図 7 よりも、穿刺針 9 の先端部が描出された図 8 の方が、穿刺針 9 の近傍周囲の高輝度部分（白色の部分）が広く描出されている。すなわち、大きな動きベクトル（動き量）が現れる位置が数多く存在している。

【0051】

図 10 は、横軸をスライス位置とし、縦軸を動き量として、各スライス位置の動き量の最大値（最大動き量）をプロットした一例を示す図である。穿刺針 9 の先端部がスライス位置 P11 にあったときの図を示している。図 10 に示すように、スライス位置毎に最大動き量を比較すると、その値は先端部が位置したスライス位置 P11 で突出して大きい。すなわち、図 10 の例では、穿刺針 9 の先端部はスライス位置 P11 に位置しており、そ

50

の最大動き量の動きベクトルに係る特徴点の位置が、当該先端部の x z 平面内の位置に対応している。そこで、各スライス位置の断層画像から動きベクトルの大きさが最大の特徴点を選び、最大動き量を取得する。そして、予め定められる所定の判定用閾値 D 1 1 を用いて各スライス位置の最大動き量を閾値判定し、判定用閾値 D 1 1 を超えている最大動き量のスライス位置と、当該最大動き量に係る特徴点の位置とから対象フレームにおける穿刺針 9 の先端部を検出する。また、このとき、検出した先端部の x y z 空間内の位置を断層画像或いは特徴点画像から算出し、先端位置とする。

【0052】

なお、スライス位置毎の最大動き量を閾値判定する構成に限らず、図 10 に示したスライス位置毎の最大動き量を y 方向に沿って微分し、その上で閾値判定するとしてもよい。図 11 は、図 10 の最大動き量の微分結果を示す図である。例えば、図 11 に示す判定用閾値 D 1 3 を用い、微分値が判定用閾値 D 1 3 を超えているスライス位置と、その微分値に係る特徴点の位置とから対象フレームにおける先端位置を算出するのでもよい。

【0053】

以上説明した血管／針先検出処理により、各フレームにおいてスライス位置毎に血管 2 1 が検出されるとともに、各フレームで穿刺針 9 の先端部が検出される。

【0054】

(2) 報知処理

本実施形態の報知処理は、処理装置 30 が備える表示装置等において報知処理結果である報知内容を画面表示することで行う。図 12 は、穿刺時の表示画面の画面構成例を示す図である。図 12 に示すように、表示画面は、断層画像を観察するための先端位置画像表示部 W 2 1 および連続スライス位置画像表示部 W 2 3 と、案内表示部 W 2 5 と、報知内容を確認するための報知画面部 W 2 7 とを備える。なお、図 12 では、先端位置画像表示部 W 2 1 および連続スライス位置画像表示部 W 2 3 において表示される断層画像を模式図として図示しているが、実際には、例えば後述する図 24 等のような断層画像（B モード像）が表示される。各部 W 2 1, W 2 3 の表示は、フレーム毎に更新される。

【0055】

先端位置画像表示部 W 2 1 は、先端部が検出された断層画像（以下、「先端位置画像」という）を表示する。この先端位置画像表示部 W 2 1 では、先端位置画像内の穿刺針 9 の先端部（先端位置）を識別表示する。図 12 では、先端位置を指し示す矢印形状の先端位置マーカー M a が付してある。ただし、識別表示は、先端位置マーカー M a の表示によって行う場合に限らず、穿刺針 9 の先端部を所定の表示色で表示する等し、先端位置を強調表示することで行ってもよい。

【0056】

連続スライス位置画像表示部 W 2 3 は、例えば 5 つの連続するスライス位置を表示範囲として、表示範囲内の断層画像をスライス位置の順番で並べて表示する。なお、表示範囲とするスライス位置の数（一度に表示する断層画像の数）は 5 つに限らず適宜設定でき、前送りボタン／後送りボタンやスクロールバーの操作等によって表示範囲を切り替えることができる。また、表示範囲内に先端位置画像のスライス位置が含まれるときには、先端部画像の外周枠を先端位置画像表示部 W 2 1 と同様の表示態様で識別表示する。

【0057】

案内表示部 W 2 5 は、各スライス位置の断層画像の配列を表示し、先端位置画像表示部 W 2 1 に表示されている先端位置画像のスライス位置 P 2 5 1 と、連続スライス位置画像表示部 W 2 3 に表示されている断層画像の表示範囲 P 2 5 3 とを識別表示してユーザーに案内する。

【0058】

報知画面部 W 2 7 は、予測位置表示ボタン B 2 7 1、角度表示ボタン B 2 7 2、速度表示ボタン B 2 7 3、および血管相対位置表示ボタン B 2 7 4 の選択状態に応じた報知処理結果を表示する。ボタン B 2 7 1 ～ B 2 7 4 は、何れか 1 つを選択できることとする。ただし、2 つ以上を選択できるようにし、各々に係る報知処理結果を並べて表示する構成で

10

20

30

40

50

もよい。以下、各ボタン B 2 7 1 ～ B 2 7 4 の選択時に行う報知処理および報知画面部 W 2 7 の表示例について順に説明する。

【0059】

1. 先端部の予測位置に基づく報知処理（予測位置報知処理）

予測位置報知処理は、予測位置表示ボタン B 2 7 1 の選択時に行う。予測位置報知処理ではまず、上記した先端部の検出結果に基づき先端部の予測位置を算出する。図 1 3 は、予測位置の算出を説明する図であり、対象部位における穿刺針 9 の挿入状態と併せて、対象フレームおよびそれ以前のフレームで検出された先端位置 P 3 1, P 3 5, P 3 6 を示している。対象フレーム以前に 2 つ以上のスライス位置において先端位置が検出されていれば、2 点間を結ぶ挿入経路直線 L 3 によって針先の挿入経路を予測することができる。本実施形態では、例えば、初順のスライス位置 $y_s - 1$ の断層画像 $I_s - 1$ において先端位置として最後に検出された先端位置 P 3 1 と、対象フレームで検出した先端位置 P 3 6 とを予測に用いる。断層画像 $I_s - 1$ において“最後に検出された”先端位置 P 3 1 としたのは、途中で針の挿入が止まった場合等、同じスライス位置で繰り返し先端位置が検出される場合もあるためである。ただし、予測に用いる 2 点は適宜選択してよい。例えば、初順のスライス位置 $y_s - 1$ の断層画像 $I_s - 1$ において最初に検出した先端位置を用いてもよいし、対象フレームで検出した先端位置と、それより 1 つ前のスライス位置で最後に検出した先端位置とを予測に用いるとしてもよい。

【0060】

予測位置の算出は、穿刺針 9 が未到達であるスライス位置（未到達スライス位置）について行う。すなわち、先端位置 P 3 1, P 3 6 によって定まる挿入経路直線 L 3 と、未到達スライス位置によって定まる x z 平面との交点 P 3 7, P 3 8, … を先端部の予測位置として算出する。各交点 P 3 7, P 3 8, … の x 座標は次式 (2) により求めることができ、z 座標は次式 (3) により求めることができる。式 (2), (3) において、x 1 は先端位置 P 3 1 の x 座標、y 1 はその y 座標 (= スライス位置 $y_s - 1$)、z 1 はその z 座標を表し、x 2 は先端位置 P 3 6 の x 座標、y 2 はその y 座標 (= スライス位置 $y_s - 6$)、z 2 はその z 座標を表す。各式 (2), (3) において、交点 P 3 7, P 3 8, … の y 座標であるスライス位置 $y_s - 7$, $y_s - 8$, … を y に代入することで、交点 P 3 7, P 3 8, … の x 座標 (x) と z 座標 (z) とが得られる。

【数 2】

$$x = \frac{(y - y1) \cdot (x2 - x1)}{(y2 - y1)} + x1 \quad \cdots (2)$$

$$z = \frac{(y - y1) \cdot (z2 - z1)}{(y2 - y1)} + z1 \quad \cdots (3)$$

【0061】

続いて、先端部の予測位置が血管 2 1 の中心部に到達するか否かを判定する。例えば、未スライス位置毎に血管 2 1 の内側に中心部領域を設定し、予測位置が中心部領域内か否かの判定を行う。中心部領域内の予測位置が 1 つでもあれば、予測位置が血管 2 1 の中心部に到達すると判定する。

【0062】

図 1 4 および図 1 5 は、異なる未到達スライス位置における予測位置 P 4 1, P 4 3 と血管 2 1 との相対位置関係を示す図である。図 1 4 および図 1 5 では十字形状の予測位置マーカー M b によって予測位置 P 4 1, P 4 3 を指し示しており、予測位置マーカー M b は、その中心が予測位置 P 4 1, P 4 3 に重なるように付してある。また、血管 2 1 の内側に破線で示す領域が中心部領域 C 4 1 である。中心部領域 C 4 1 は、例えば、辺の長さ

が血管径の半分の長さの矩形の領域とされ、その中心C4が血管中心と一致するように設定される。血管径は、前後壁の各位置間の距離として求めることができる。なお、中心部領域は血管21の中心を含む血管21の内側の領域であれば円形や楕円形の領域であってもよいし、その大きさについても適宜設定してよい。

【0063】

予測位置が血管21の中心部に到達するか否かを判定したならば、報知画面部W27に判定結果を表示する制御を行う。図16は、予測位置報知処理に係る報知画面部W27の表示例を示す図である。図示の例では、判定結果をメッセージとして表示している。なお、メッセージの表示に限らず、未到達スライス位置における予測位置と血管21との相対位置関係を示す画像を表示するのでもよい。例えば、当該画像として、図14や図15の
10
ような模式図を報知画面部W27に表示するのでもよいし、当該未到達スライス位置の断層画像を報知画面部W27に表示し、その予測位置に予測位置マーカーMbを付すのでもよい。またその際、判定結果に応じて予測位置マーカーMbを異なる表示態様で表示してもよい。例えば、予測位置が血管21の中心部に到達する場合と到達しない場合とで予測位置マーカーMbの表示色を変えたり、到達しない場合に予測位置マーカーMbを点滅表示するとしてもよい。

【0064】

また、判定結果は、報知画面部W27に表示する場合に限らず、判定結果に応じて未到達スライス位置の断層画像の外周枠の表示色を変えたり、あるいは外周枠を点滅表示する等して、その報知を連続スライス位置画像表示部W23で行ってもよい。その際、未到達
20
スライス位置の断層画像中で、予測位置に予測位置マーカーMbを付すようにしてもよい。また、その場合は、予測位置マーカーMbの表示態様によって判定結果を報知してもよい。あるいは、先端位置画像表示部W21において判定結果の報知を行ってもよい。例えば、その外周枠や、先端位置マーカーMaの表示態様による報知が挙げられる。また、画面表示による視覚的な報知に限らず、例えば、予測位置が血管21の中心部に到達しないと判定した場合に所定の警告音を音出力し、判定結果の聴覚的な報知を行ってもよい。

【0065】

また、その他にも、予測位置と血管中心との距離に応じて予測位置マーカーMbの表示色を変えてもよい。また、本例では、予測位置が血管21の中心部に到達するか否かを判定することとしたが、血管21の内部に到達するか否かを判定し、判定結果を報知すると
30
してもよい。この場合には、未到達スライス位置毎に、予測位置が血管21の内側か否かを判定すればよい。

【0066】

以上の予測位置報知処理によれば、ユーザーは、そのまま穿刺針9の挿入を進めた場合に先端部が血管21の中心部に到達するのかを把握できる。したがって、報知画面部W27の表示を確認しながら適宜穿刺針9の挿入方向を修正しつつ、挿入作業を行うことができる。

【0067】

2. 穿刺針の挿入角度に基づく報知処理（角度報知処理）

角度報知処理は、図12の角度表示ボタンB272の選択時に行う。角度報知処理では、
40
穿刺針9の挿入角度 θ を算出し、算出した挿入角度 θ に基づく報知を行う。図17は、挿入角度 θ の算出を説明する図である。例えば先ず、図13を参照して説明したのと同様の要領で先端位置P511，P516から挿入経路直線を算出し、穿刺針9の挿入方向L51として得る。また、対象フレームにおいて各スライス位置で算出した血管中心P531，P536，P537等から、血管21の走行方向L53を算出する。例えば、各スライス位置の血管中心P531，P536，P537等を用いて近似直線を算出し、走行方向とするのでもよいし、血管中心P531，P536，P537等から適当な2点を選び、当該2点間を結ぶ直線を走行方向として算出してもよい。また、血管中心に限らず、前壁位置や後壁位置を用いて走行方向を算出するのでもよい。そして、血管21の走行方向L53と、穿刺針9の挿入方向L51との成す角度を穿刺針9の挿入角度 θ として算出す
50

る。

【0068】

挿入角度 θ を算出したならば、報知画面部W27に表示する制御を行う。図18は、報知画面部W27の表示例を示す図である。例えば、報知画面部W27には、算出した挿入角度 θ の挿入角度表示D271とともに、血管21の走行方向に対する穿刺針9の挿入方向を示す画像（挿入角度画像）D273を表示する。

【0069】

まず、挿入角度画像D273は、例えば、横軸をスライス位置とし、縦軸を深さ位置（z）として血管21や穿刺針9の挿入状態を示した模式図であり、血管21の走行方向L53と穿刺針9の挿入方向L51とを示したものである。この挿入角度画像D273は、既に検出されている血管中心および前後壁の各位置や、穿刺針9の先端位置から生成できる。

【0070】

次に、挿入角度表示D271は、挿入角度 θ に応じた文字色で表示する。ここで、挿入角度 θ が小さいと、血管21の壁面で穿刺針9がすべて刺入できない事態が生じ得る。また、例えば、穿刺針9を血管21に刺入した後、その針管の内部にガイド用のワイヤーやカテーテルを通してこれらを血管21に挿入する処置を行う場合等では、挿入角度 θ が大きいと、穿刺針9の先端から血管21内に挿入したワイヤー等が血管21を貫通する事態を招く可能性が高まる。具体的な数値は特に限定されないが、例えば、挿入角度 θ が60°前後であれば、何れの事態も招き難くすることができると考えられる。

【0071】

そこで、本実施形態では、例えば、挿入角度 θ が50°未満の場合と、50°以上70°以下の場合と、70°を超えている場合とで挿入角度表示D271の文字色を変える。なお、挿入角度表示D271の背景色を変えるのでもよい。

【0072】

また、挿入角度 θ が何れの角度範囲に属するかの報知は、報知画面部W27に表示する場合に限らず、予測位置報知処理と同様に、連続スライス位置画像表示部W23の外周枠や予測位置マーカーMbの表示態様により行ってもよいし、先端位置画像表示部W21の外周枠や先端位置マーカーMaの表示態様により行ってもよい。この場合は、挿入角度 θ が上記3つの角度範囲の何れに属するのかに応じてそれらの表示色を変える構成が挙げられる。あるいは、報知画面部W27において、挿入角度 θ が何れの角度範囲に属するのかに基づくメッセージを表示するのでもよい。

【0073】

この角度報知処理によれば、ユーザーは、報知画面部W27の表示によって挿入角度 θ を確認しながら、穿刺針9の挿入作業を行うことができる。またその際、挿入角度表示D271の文字色等によって、挿入角度 θ の大小を視覚的に容易に確認できる。

【0074】

3. 穿刺針の挿入速度に基づく報知処理（速度報知処理）

速度報知処理は、図12の速度表示ボタンB273の選択時に行う。速度報知処理では、例えば、1つ前のフレームにおける先端位置から対象フレームにおける先端位置までの距離と、1フレーム時間（フレーム時間間隔ともいえる）とから穿刺針9の挿入速度を算出する。そして、算出した挿入速度を報知画面部W27に表示する制御を行う。

【0075】

図19は、報知画面部W27の表示例を示す図である。図19に示すように、報知画面部W27には、例えば、算出した挿入速度を表示する。ここで、挿入速度が速いと、穿刺針9が血管21を貫通する事態を招く可能性が高まる。また、対象部位によっては、神経損傷等を避けるために穿刺針9を慎重に挿入する必要がある。そこで、本実施形態では、所定速度以上の場合と、所定速度未満の場合とで例えば表示する文字色や背景色を変更する。

【0076】

なお、速度の報知は、報知画面部W 2 7に表示する場合に限らず、予測位置報知処理と同様に、連続スライス位置画像表示部W 2 3の外周枠や予測位置マーカーM bの表示態様により行ってもよいし、先端位置画像表示部W 2 1の外周枠や先端位置マーカーM aの表示態様により行ってもよい。表示態様としては、例えば、所定速度以上の場合と所定速度未満の場合とで表示色を変えてもよいし、所定速度以上の場合に点滅表示する構成としてもよい。あるいは、報知画面部W 2 7において、挿入速度が速いのか遅いのかに基づくメッセージを表示する態様としてもよい。

【0077】

この角度報知処理によれば、ユーザーは、報知画面部W 2 7の表示によって挿入速度を確認しながら、穿刺針9の挿入作業を行うことができる。またその際、挿入速度の文字色等によって、挿入速度が速いのか遅いのかを視覚的に容易に確認できる。

10

【0078】

4. 血管との距離に基づく報知処理（接近距離報知処理）

接近距離報知処理は、図12の血管相対位置表示ボタンB 2 7 4の選択時に行う。接近距離報知処理ではまず、穿刺針9の先端部が描出されたスライス位置（或いは断層画像）において穿刺針9の先端位置と血管21の前壁位置の深さ位置を比較することで、穿刺針9の先端部が血管21の内部に到達しているか否かを判定する。そして、血管21の内部に到達していない場合は、先端位置と前壁位置との深さ方向の距離が接近条件の一例である前壁接近条件を満たすか否かを判定する。例えば、当該深さ方向の距離が予め定められる所定距離（前壁接近距離）未満であることを、前壁接近条件として判定する。そして、報知画面部W 2 7において、前壁接近条件を満たすか否かの判定結果に応じた報知を行う。ここでの報知は、例えば、先端位置画像における穿刺針9の先端部（先端位置）と血管21との相対位置関係を示す画像上で行う。

20

【0079】

図20は、前壁接近条件を満たさないと判定した場合の報知画面部W 2 7の表示例を示す図であり、図21は、前壁接近条件を満たすと判定した場合の報知画面部W 2 7の表示例を示す図である。まず、前壁接近条件を満たさない場合は、図20に示すように、断層画像上に穿刺針9の先端部（先端位置）と血管21との深さ方向の距離を表示する。一方、前壁接近条件を満たす場合には、図21に示すように、断層画像上に穿刺針9の先端部を囲って示すマーカーM 6を付すことで、前壁に接近している旨を報知する。なお、所定の警告音を音出力して聴覚的な報知を行うとしてもよい。

30

【0080】

次に、穿刺針9の先端部が血管21の内部に到達していると判定した場合は、先端位置と血管21の後壁位置との深さ方向の距離に基づき後壁接近条件を満たすか否かを判定する。例えば、穿刺針9の先端部が血管21の内部であり、且つ、穿刺針9の先端位置と血管21の後壁位置との深さ方向の距離が予め定められる所定距離（後壁接近距離）未満であることを、後壁接近条件として判定する。穿刺針9の先端部が血管21の内部であることを前提とするならば、穿刺針9の先端位置と血管21の後壁位置との深さ方向の距離が予め定められる所定距離（後壁接近距離）未満であることを後壁接近条件とすることもできる。そして、報知画面部W 2 7において、後壁接近条件を満たすか否かの判定結果に応じた報知を行う。

40

【0081】

図22は、後壁接近条件を満たさないと判定した場合の報知画面部W 2 7の表示例を示す図であり、図23は、後壁接近条件を満たすと判定した場合の報知画面部W 2 7の表示例を示す図である。まず、後壁接近条件を満たさない場合は、図21に示すように、穿刺針9の先端部（先端位置）と血管21との深さ方向の距離を表示する。一方、後壁接近条件を満たす場合には、図23に示すように、穿刺針9の先端部を囲って示すマーカーM 7を付すことで、後壁に接近している旨を報知する。あるいは、所定の警告音を音出力して聴覚的な報知を行う。ただし、当該報知は、穿刺針9が後壁を貫通する事態を確実に防止するため、例えばマーカーM 7を点滅表示したり、前壁に接近した場合の警告音よりも長

50

音或いは音量の大きい警告音を音出力する等、前壁接近条件を満たした場合と異なる態様で行うとよい。また、同様の理由により、後壁接近条件を定める後壁接近距離は、前壁接近条件を定める前壁接近距離よりも長くするのがよい。

【0082】

なお、接近距離報知は、先端位置画像表示部W21において行う構成でもよい。前壁接近条件を満たさないと判定した場合の先端位置画像表示部W21の表示例を図24に示し、後壁接近条件を満たさないと判定した場合の先端位置画像表示部W21の表示例を図25に示す。

【0083】

以上の接近距離報知処理によれば、ユーザーは、報知画面部W27の表示によって穿刺針9の先端位置と、血管21の前壁位置又は後壁位置との距離を確認しながら、穿刺針9の挿入作業を行うことができる。またその際、先端位置が前壁位置に接近した場合や、先端位置が後壁位置に接近した場合を容易に確認できる。

【0084】

〔機能構成〕

図26は、超音波測定装置10の機能構成例を示すブロック図である。超音波測定装置10は、処理装置30と、超音波プローブ16とを備え、処理装置30は、操作入力部310と、表示部320と、音出力部330と、通信部340と、処理部400と、記憶部500とを備える。

【0085】

超音波プローブ16は、複数の超音波素子（超音波振動子）171を備え、処理装置30（より詳細には、処理部400の超音波測定制御部410）から出力されるパルス電圧に基づいて超音波を送信する。そして、送信した超音波の反射波を受信し、受信信号を超音波測定制御部410へ出力する。

【0086】

操作入力部310は、ユーザーによる各種操作入力を受け付け、操作入力に応じた操作入力信号を処理部400へ出力する。ボタンスイッチやレバースイッチ、ダイヤルスイッチ、トラックパッド、マウス等により実現できる。

【0087】

表示部320は、LCD（Liquid Crystal Display）等の表示装置によって実現され、処理部400からの表示信号に基づく各種表示を行う。

【0088】

音出力部330は、例えばスピーカー等で実現される音出力装置であり、処理部400からの音信号に応じた音出力を行う。

【0089】

通信部340は、処理部400の制御のもと、外部との間でデータを送受するための通信装置である。この通信部340の通信方式としては、所定の通信規格に準拠したケーブルを介して有線接続する形式や、クレイドル等と呼ばれる充電器と兼用の中間装置を介して接続する形式、無線通信を利用して無線接続する形式等、種々の方式を適用可能である。

【0090】

処理部400は、例えば、CPU（Central Processing Unit）やGPU（Graphics Processing Unit）等のマイクロプロセッサや、ASIC（Application Specific Integrated Circuit）、FPGA（Field Programmable Gate Array）、IC（Integrated Circuit）メモリー等の電子部品によって実現される。そして、処理部400は、各機能部との間でデータの入出力制御を行い、所定のプログラムやデータ、操作入力部310からの操作入力信号、超音波プローブ16からの各超音波振動子の受信信号等に基づき各種の演算処理を実行して、被検体2の生体情報を取得する。なお、処理部400を構成する各部は、専用のモジュール回路等のハードウェアで構成することとしてもよい。

【0091】

10

20

30

40

50

この処理部 400 は、超音波測定制御部 410 と、血管検出部 420 と、針先検出部 430 と、報知処理部 440 とを含む。

【0092】

超音波測定制御部 410 は、超音波プローブ 16 とともに超音波測定部 20 を構成し、この超音波測定部 20 によって超音波測定が行われる。超音波測定制御部 410 は、公知技術を利用して実現することができる。例えば、超音波測定制御部 410 は、駆動制御部 411 と、送受信制御部 413 と、受信合成部 415 と、トラッキング部 417 とを備え、超音波測定を統合的に制御する。

【0093】

駆動制御部 411 は、超音波プローブ 16 からの超音波パルスの送信タイミングを制御し、送信制御信号を送受信制御部 413 に出力する。

【0094】

送受信制御部 413 は、駆動制御部 411 からの駆動信号に従い各超音波素子 171 への印加電圧としてパルス電圧を発生させて、超音波プローブ 16 に出力する。また、送受信制御部 413 は、超音波プローブ 16 からの各超音波素子 171 による超音波の受信信号の増幅やフィルター処理等を行い、処理結果を受信合成部 415 に出力する。

【0095】

受信合成部 415 は、必要に応じて遅延処理等を行っていわゆる受信信号のフォーカスに係る処理等を実行し、反射波データを生成する。

【0096】

トラッキング部 417 は、反射波データ 520 を参照し、超音波測定のフレーム間でトラッキングポイントを追跡するいわゆる「トラッキング」に係る処理を行う。例えば、トラッキング対象の反射波データにトラッキングポイントを設定するための処理、設定したトラッキングポイントを異なるフレーム間で追跡する処理、トラッキングポイントの変位を算出する処理を行うことができる。いわゆる「エコートラッキング」や「位相差トラッキング」等の機能が実現される。

【0097】

血管検出部 420 は、各スライス位置の断層画像から特徴点を抽出し、血管 21 を検出する。そして、トラッキング部 417 によるトラッキング結果に基づいて、フレーム毎に血管中心および前後壁の各位置を追跡する。

【0098】

針先検出部 430 は、血管検出部 420 によって抽出された特徴点のフレーム間の動き量をもとに、フレーム毎に穿刺針 9 の先端部を検出して先端位置を算出する。この針先検出部 430 は、各特徴点をフレーム間で追跡し、動きベクトルを算出する動きベクトル算出部 431 を備える。

【0099】

報知処理部 440 は、穿刺針 9 の先端部と血管 21 との相対位置等に基づく各種報知処理を行う。本実施形態では、図 12 に示したボタン B271～B274 の選択状態に応じて、予測位置報知処理、角度報知処理、速度報知処理、又は接近距離報知処理を行う。この報知処理部 440 は、予測位置算出部 441 と、予測位置判定部 442 と、挿入角度算出部 443 と、挿入速度算出部 444 と、接近距離算出部 445 と、接近距離判定部 446 とを備える。

【0100】

予測位置算出部 441 は、穿刺針 9 の先端部の検出結果に基づいて、先端部の予測位置を算出する。予測位置判定部 442 は、先端部の予測位置が血管 21 の中心部に到達するか否かを判定する。挿入角度算出部 443 は、血管 21 および先端部の検出結果に基づいて、血管 21 の走行方向と、穿刺針 9 の挿入方向との成す角度を穿刺針 9 の挿入角度 θ として算出する。挿入速度算出部 444 は、先端部の検出結果に基づいて、穿刺針 9 の挿入速度を算出する。接近距離算出部 445 は、穿刺針 9 の先端部が血管 21 の内部に到達しているか否かを判定し、到達していなければ先端位置と前壁位置との深さ方向の距離を、

10

20

30

40

50

到達していれば先端位置と後壁位置との深さ方向の距離を算出する。接近距離判定部 4 4 6 は、先端位置と前壁位置との深さ方向の距離が前壁接近条件を満たすか否かの判定と、先端位置と後壁位置との深さ方向の距離が後壁接近条件を満たすか否かの判定とを行う。

【0101】

記憶部 5 0 0 は、I C メモリーやハードディスク、光学ディスク等の記憶媒体により実現されるものである。記憶部 5 0 0 には、超音波測定装置 1 0 を動作させ、超音波測定装置 1 0 が備える種々の機能を実現するためのプログラムや、当該プログラムの実行中に使用されるデータ等が予め記憶され、或いは処理の都度一時的に記憶される。なお、処理部 4 0 0 と記憶部 5 0 0 との接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、L A N (Local Area Network) やインターネット等の通信回線で実現してもよい。その場合、記憶部 5 0 0 は、超音波測定装置 1 0 とは別の外部記憶装置により実現されとしてもよい。

10

【0102】

この記憶部 5 0 0 には、超音波測定プログラム 5 1 0 と、反射波データ 5 2 0 と、トラッキングデータ 5 3 0 と、血管検出結果データ 5 4 0 と、針先検出結果データ 5 5 0 とが格納される。

【0103】

処理部 4 0 0 は、超音波測定プログラム 5 1 0 を読み出して実行することにより、超音波測定制御部 4 1 0、血管検出部 4 2 0、針先検出部 4 3 0、報知処理部 4 4 0 等の機能を実現する。なお、これらの機能部を電子回路等のハードウェアで実現する場合には、当該機能を実現させるためのプログラムの一部を省略することができる。

20

【0104】

反射波データ 5 2 0 は、フレーム毎に繰り返される超音波測定で得た反射波データを記憶する。この反射波データ 5 2 0 は、フレーム毎に取得される各走査線のサンプリング点毎の受信信号強度である A モード像データと、フレーム毎に取得される各スライス位置の断層画像データとを含む。

【0105】

トラッキングデータ 5 3 0 は、トラッキング部 4 1 7 によるトラッキング結果のデータであり、各スライス位置においてトラッキングポイントとされてトラッキングされたフレーム毎の前壁位置および後壁位置の変位を記憶する。

【0106】

血管検出結果データ 5 4 0 は、血管検出部 4 2 0 による血管 2 1 の検出結果のデータであり、フレーム毎に算出される血管中心および前後壁の各位置を、フレーム番号と対応付けて履歴的に記憶する。

30

【0107】

針先検出結果データ 5 5 0 は、針先検出部 4 3 0 による穿刺針 9 の先端部の検出結果のデータであり、フレーム毎に算出される先端位置を、フレーム番号と対応付けて履歴的に記憶する。

【0108】

[処理の流れ]

図 2 7 は、超音波測定装置 1 0 が行う処理の流れを示すフローチャートである。ここで説明する処理は、処理部 4 0 0 が記憶部 5 0 0 から超音波測定プログラム 5 1 0 を読み出して実行し、超音波測定装置 1 0 の各部を動作させることで実現できる。測定に先立ち、超音波プローブ 1 6 が被検体 2 の生体表面に貼付・固定される。

40

【0109】

まず、超音波測定部 2 0 が、超音波測定を開始する (ステップ S 1 0 1)。ここでの処理により、フレーム毎に A モード像データや各スライス位置の断層画像データが生成され、反射波データ 5 2 0 に格納されていく。

【0110】

続いて、血管／針先検出処理を開始する (ステップ S 1 0 3)。図 2 8 は、血管／針先検出処理の流れを示すフローチャートである。血管／針先検出処理ではまず、血管検出部

50

420が、例えば初順のフレームの各スライス位置の断層画像から特徴点を抽出し、血管21を検出する(ステップS201)。ここでの処理により、血管中心および前後壁の各位置がスライス位置毎に求まる。血管21を検出したならば、血管検出部420は、次フレーム以降の血管中心および前後壁の各位置を追跡する処理を開始する(ステップS203)。追跡処理に当たっては、トラッキング部417が、ステップS201で算出した前壁位置および後壁位置をトラッキングポイントとして、トラッキングを開始する。

【0111】

その後は、針先検出部430が、ループAの処理をフレーム毎に繰り返し実行し、穿刺針9の先端部を検出する(ステップS205～ステップS217)。すなわち、ループAでは、次フレームの反射波データが生成されるのを待ってから、スライス位置毎にループBの処理を実行する(ステップS207～ステップS213)。すなわち先ず、動きベクトル算出部431が、対象スライス位置に係る断層画像において、対象フレームから次フレームへの各特徴点の移動先を判定して動きベクトルを算出する(ステップS209)。そして、針先検出部430は、その動きベクトルの大きさが最大の特徴点を選んで最大動き量を取得する(ステップS211)。

【0112】

全てのスライス位置についてループBの処理を行ったならば、針先検出部430は、各スライス位置の最大動き量を閾値判定し、所定の判定用閾値を超えているスライス位置があれば、その特徴点の位置を穿刺針9の先端部として先端位置を算出する(ステップS215)。

【0113】

図27に戻る。血管／針先検出処理を開始したならば、処理部400が、図12に示した表示画面上でフレーム毎に得られる各スライス位置の断層画像を表示する制御を開始する(ステップS105)。そして、報知処理部440が、表示画面上でのボタンB271～B274の選択操作に応じた報知処理を行う。

【0114】

すなわち、予測位置表示ボタンB271が選択操作された場合は(ステップS106: YES)、予測位置報知処理を行う。すなわち先ず、予測位置算出部441が、穿刺針9の先端部の検出結果から、先端部の予測位置を算出する(ステップS107)。続いて、予測位置判定部442が、ステップS107で算出した予測位置が血管21の中心部に到達するか否かを判定する(ステップS109)。そして、報知処理部440は、ステップS109の判定結果に基づく報知を行う(ステップS111)。

【0115】

また、角度表示ボタンB272が選択操作された場合は(ステップS113: YES)、角度報知処理を行う。すなわち先ず、挿入角度算出部443が、血管21の走行方向と、穿刺針9の挿入方向との成す角度を穿刺針9の挿入角度 θ として算出する(ステップS115)。そして、報知処理部440は、ステップS115で算出した挿入角度 θ に基づく報知を行う(ステップS117)。

【0116】

また、速度表示ボタンB273が選択操作された場合は(ステップS119: YES)、速度報知処理を行う。すなわち先ず、挿入速度算出部444が、穿刺針9の挿入速度を算出する(ステップS121)。そして、報知処理部440は、ステップS121で算出した挿入速度に基づく報知を行う(ステップS123)。

【0117】

また、血管相対位置表示ボタンB274が選択操作された場合は(ステップS125: YES)、接近距離報知処理を行う。すなわち先ず、接近距離算出部445が、先端部のスライス位置において先端位置と前壁位置の深さ位置を比較し、穿刺針9の先端部が血管21の内部に到達しているか否かに応じて処理を分岐する。血管21の内部に到達していない場合は(ステップS127: NO)、接近距離算出部445は、先端位置と前壁位置との間の深さ方向の距離を算出する(ステップS129)。そして、接近距離判定部44

10

20

30

40

50

6が、ステップS129で算出した深さ方向の距離が前壁接近条件を満たすか否かを判定する（ステップS131）。そして、報知処理部440は、ステップS131の判定結果に基づく報知を行う（ステップS133）。

【0118】

一方、穿刺針9の先端部が血管21の内部に到達している場合には（ステップS127：YES）、接近距離算出部445は、先端位置と後壁位置との深さ方向の距離を算出する（ステップS135）。そして、接近距離判定部446が、ステップS135で算出した深さ方向の距離が後壁接近条件を満たすか否かを判定する（ステップS137）。そして、報知処理部440は、ステップS137の判定結果に基づく報知を行う（ステップS139）。

10

【0119】

以上説明したように、本実施形態によれば、各スライス位置の断層画像から血管21および穿刺針9の先端部をフレーム単位で検出することができる。そして、穿刺針9の先端部と血管21との相対位置等に基づく各種報知処理を行うことができる。これによれば、ユーザーは、超音波画像の観察と並行して、各種報知処理による報知内容を確認しながら穿刺が行える。したがって、生体内部への医療用具の挿入に係る術者（ユーザー）の施術を支援することが可能となる。

【0120】

[変形例1]

なお、上記した実施形態では、断層画像中で特徴点を抽出して用い、血管21や穿刺針9の先端部を検出することとしたが、検出方法はこれに限定されない。例えば、減衰特徴値を算出して用い、血管21および穿刺針9の先端部を検出する変形例を採用してもよい。本変形例では、反射波データから超音波の入射方向に沿った血管21の前後壁および穿刺針9の各入射方向位置（深さ位置）を走査線単位で検出する。以下、本変形例の原理を説明するが、穿刺針9については、先端部だけでなくその全域が検出される。

20

【0121】

被検体2に入射した超音波は、被検体2内を減衰しながら伝搬してゆく。発生する減衰には、主に、拡散減衰、吸収減衰、散乱減衰の3種類がある。拡散減衰は、音波が球面状に拡がることによる減衰であり、吸収減衰は、音響エネルギーが媒質に吸収され、熱変換されることによる減衰であり、散乱減衰は、媒質が不均一なことによる減衰である。ここでは、散乱減衰に着目する。そのために先ず、超音波を伝搬させる媒質Aが異なる媒質Bを内在している場合を考える。ただし、超音波の拡散減衰および吸収減衰はないものとする。

30

【0122】

媒質Aの音響インピーダンス Z_1 は、媒質Aの平均密度 ρ_1 と平均音速 c_1 との積で求められ、媒質Bの音響インピーダンス Z_2 は、媒質Bの平均密度 ρ_2 と平均音速 c_2 との積で求められる（次式（4）、（5））。

【数3】

$$Z_1 = \rho_1 \times c_1 \quad \cdots(4)$$

$$Z_2 = \rho_2 \times c_2 \quad \cdots(5)$$

40

【0123】

また、媒質Aを伝搬する超音波が媒質A、Bの境界面で反射するときの反射率 S は、媒質A、Bの音響インピーダンス Z_1 、 Z_2 を用いて、次式（6）で表される。

【数4】

$$S = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \cdots(6)$$

50

【0124】

そして、媒質 A, B の境界面を透過する超音波の透過率 T は、次式 (7) で表される。

【数5】

$$T = 1 - S = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \cdots(7)$$

【0125】

式 (7) から、媒質 A の音響インピーダンス Z_1 と媒質 B の音響インピーダンス Z_2 との差が大きいほど媒質 A, B の境界面において超音波の反射率 S が大きくなり、透過率 T が小さくなることがわかる。よって、このような異なる媒質 A, B の境界面では、反射率 S が大きく (透過率 T が小さく) なる分だけ境界面を透過する超音波の信号強度は低下し、減衰した信号となる。したがって、この減衰の程度から、血管 21 の前後壁の各位置や、穿刺針 9 の位置を検出することが可能である。すなわち、信号の減衰が大きいところが、前後壁の入射方向位置である。また、穿刺針 9 は強反射体であるため、超音波の入射方向に穿刺針 9 が存在すると、その位置でも超音波の信号は大きく減衰する。そこで、減衰の程度を定量化して用い、全ての走査線において血管 21 の前後壁および穿刺針 9 の各入射方向位置を検出する。

10

【0126】

定量化は、減衰特徴値の 1 つである減衰補正值を求めることで行う。図 29 は、減衰特徴値の算出を説明するための簡易的な超音波伝搬モデルを示す図である。図 29 では、複数の媒質境界面 40 を有する被検体に対し、超音波プローブ 16 から図 29 中右方向へと入射信号強度 T_1 の超音波を入射させた場合を示している。ただし、超音波の拡散減衰および吸収減衰はないものとする。

20

【0127】

図 29 に示す被検体には、超音波の入射方向に相対するように複数の媒質境界面 40 __ i (i = 1, 2, ...) が存在しており、超音波プローブ 16 から入射させた超音波は、これらの媒質境界面 40 で反射或いは透過して伝搬してゆく。i 番目の媒質境界面 40 __ i の反射率 S_i は、式 (6) により、境界となる 2 つの媒質の音響インピーダンス Z によって決まる。そして、i 番目の媒質境界面 40 __ i からの超音波の反射波の受信信号強度 (反射強度) R_i は、媒質境界面 40 __ i へ入射する超音波の入射信号強度 (入射強度) T_i と、媒質境界面 40 __ i の反射率 S_i との積で求められる (次式 (8))。

30

【数6】

$$R_i = T_i \times S_i \quad \cdots(8)$$

【0128】

詳細に説明すると、1 番目の媒質境界面 40 __ 1 への入射強度 T_1 は、超音波プローブ 16 からの超音波の入射信号強度 T_1 である。2 番目以降の媒質境界面 40 __ i (i = 2, 3, ...) への入射強度 T_i は、手前の (i - 1) 番目の媒質境界面 40 __ (i - 1) の超音波の透過強度であり、媒質境界面 40 __ (i - 1) への入射強度 T_{i-1} と、媒質境界面 40 __ (i - 1) からの反射強度 R_{i-1} との差で求められる (次式 (9))。

40

【数7】

$$T_i = T_{i-1} - R_{i-1} \quad \cdots(9)$$

【0129】

つまり、各媒質境界面 40 __ i (i = 1, 2, ...) の入射強度 T_i は、次式 (10) で表すことができる。

【数 8】

$$\begin{aligned}
 T_2 &= T_1 - R_1 \\
 T_3 &= T_2 - R_2 = (T_1 - R_1) - R_2 \\
 T_4 &= T_3 - R_3 = (T_1 - R_1 - R_2) - R_3 \quad \dots(10) \\
 &\vdots \\
 T_i &= T_1 - \sum_{j=1}^{i-1} R_j
 \end{aligned}$$

10

【0130】

そして、媒質境界面 40 __ i それぞれからの反射強度 R_i が、超音波プローブ 16 における受信信号強度となる。このとき、i 番目の媒質境界面 40 __ i からの反射波の受信信号は、手前の (i - 1) 番目までの媒質境界面 40 __ j (j = 1, 2, ..., i - 1) によって超音波の一部が反射して入射強度 T_i が低下していることで、減衰した信号となる。

【0131】

さて、i 番目の媒質境界面 40 __ i について、手前以前の媒質境界面 40 __ j (j = 1, 2, ..., i - 1) が存在しない場合、すなわち、超音波プローブ 16 からの入射強度 T_1 のままの超音波が i 番目の媒質境界面 40 __ i に入射した理想状態を考えると、媒質境界面 40 __ i からの反射強度 R_i は、次式 (11) で表される。

20

【数 9】

$$R_i = T_1 \times S_i \quad \dots(11)$$

【0132】

しかし、i 番目の媒質境界面 40 __ i からの実際の反射強度 R_i は式 (8) で表されることから、散乱減衰によって理想状態の反射強度 R_i よりも小さくなっている。そこで、次式 (12) に示すように、実際の反射強度 R_i に所定の減衰補正值 α_i を乗じ、理想状態の反射強度 R_i に一致させるとする。

30

【数 10】

$$T_1 \times R_i = \alpha_i \times (T_i \times R_i) \quad \dots(12)$$

【0133】

式 (12) から、i 番目の媒質境界面 40 __ i の減衰補正值 α_i は、次式 (13) で表される。

【数 11】

$$\alpha_i = \frac{T_1}{T_1 - \sum_{j=1}^{i-1} R_j} \quad \dots(13)$$

40

【0134】

以上のようにして求まる減衰補正值 α_i を実際の反射強度 R_i に乗じれば、該当する媒質境界面 40 __ i における受信信号の減衰が相殺される。したがって、減衰補正值 α_i は、実際の反射強度 (受信信号強度) R_i が、当該媒質境界面 40 __ i における理想状態での反射強度 R_i と比べてどの程度小さくなっているのか、すなわち減衰の程度を表す。

【0135】

図 30 は、横軸をサンプリング点、縦軸を減衰補正值 α_i として、ある走査線 (注目走

50

査線)に係るAモード像から算出した当該注目走査線上の減衰補正值 α_i を概略的なグラフで示した図である。減衰補正值 α_i は、各サンプリング点を i として、式(13)から求めることができる。ここで、注目走査線上には、穿刺針9と血管21とが生体表面側からこの順番に存在しているとする。

【0136】

図30に示すように、注目走査線に係る減衰補正值 α_i は、穿刺針9の入射方向位置P81において値が大きく上昇するとともに、血管21の前壁の入射方向位置P831および後壁の入射方向位置P833においても値が大きく上昇する。したがって、走査線上で減衰補正值 α_i の値が大きく上昇するところがあれば当該走査線上に血管21や穿刺針9が存在しており、当該変化の大きいところがそれらの入射方向位置に対応する。その際、前後壁の入射方向位置P831、P833と、穿刺針9の入射方向位置P81とは、減衰補正值 α_i の上がり幅から識別することが可能である。

10

【0137】

そこで、以上のようにして求めた減衰補正值 α_i を入射方向(つまりその走査線の方

20

【0138】

向)に沿って微分して用い、該当する走査線上の前後壁および穿刺針9の入射方向位置を検出する。具体的には、予め前後壁用の判定用閾値と、穿刺針9用の判定用閾値とを設定しておき、サンプリング点毎に各判定用閾値を用いて微分値を閾値判定することで、各々の入射方向位置を検出・識別する。各判定用閾値は、微分値の値幅として設定しておけばよい。

【0139】

なお、本変形例では、減衰特徴値として減衰補正值 α_i を算出することとしたが、別の減衰特徴値である減衰強度値 β_i を用いてもよい。減衰強度値 β_i は、次式(14)によって表され、超音波プローブ16からの超音波の入射信号強度 T_1 と、減衰補正值 α_i と

30

【数12】

$$\beta_i = (T_1 - \alpha_i) - (T_1 - \alpha_1) \quad \cdots (14)$$

【0140】

[変形例2]

また、上記した実施形態では、穿刺針9を血管21に刺入する血管穿刺を例示したが、血管21とは別の生体内部の目標体に向けて医療用具を挿入する場合にも同様に適用できる。例えば、腫瘍部等の生体内部の目標体に向けて穿刺針等の医療用具を挿入し、その先端部から腫瘍部等の組織を採取したり、腫瘍部等に薬剤を局所投与する場合、あるいは、その先端部から腫瘍部等にマイクロ波やラジオ波を照射する場合等が挙げられる。

40

【0141】

[変形例3]

また、上記した実施形態では、粘着台座18によって生体表面に貼り付けて使用するタイプの超音波プローブ16を例示したが、手で持って対象部位にセンサー面を接触させて使用するタイプの超音波プローブを用いても構わない。

【符号の説明】

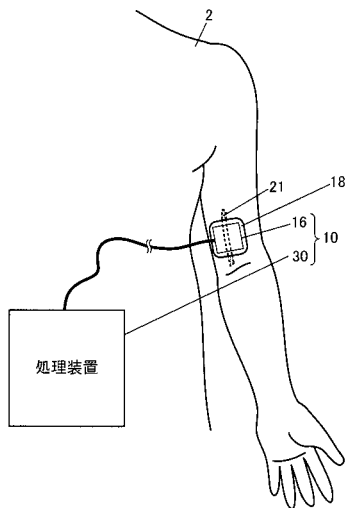
【0142】

10…超音波測定装置、16…超音波プローブ、171…超音波素子(超音波振動子)

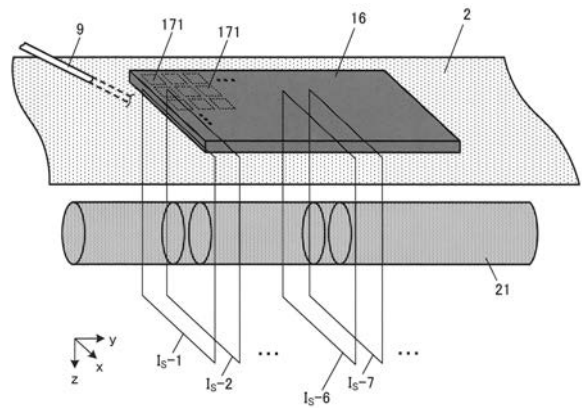
50

、18…粘着台座、30…処理装置、310…操作入力部、320…表示部、330…音出力部、340…通信部、400…処理部、410…超音波測定制御部、411…駆動制御部、413…送受信制御部、415…受信合成部、417…トラッキング部、420…血管検出部、430…針先検出部、431…動きベクトル算出部、440…報知処理部、441…予測位置算出部、442…予測位置判定部、443…挿入角度算出部、444…挿入速度算出部、445…接近距離算出部、446…接近距離判定部、500…記憶部、510…超音波測定プログラム、520…反射波データ、530…トラッキングデータ、540…血管検出結果データ、550…針先検出結果データ、2…被検体、21…血管

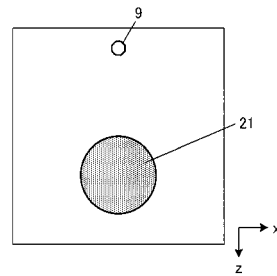
【図 1】



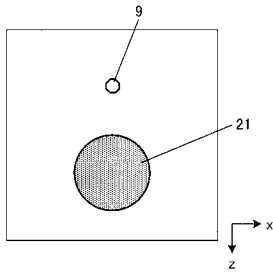
【図 2】



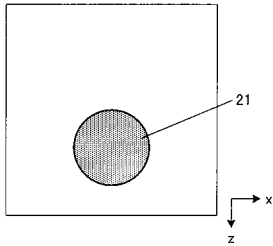
【図 3】



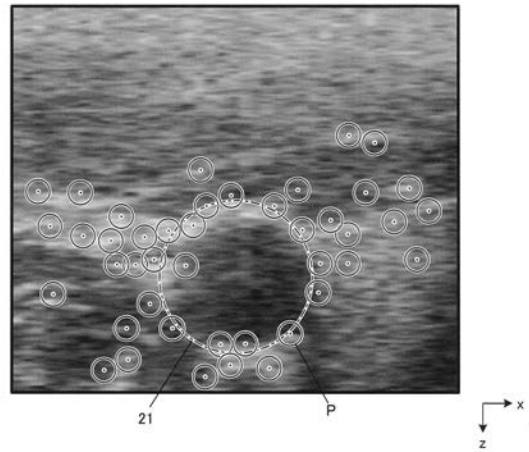
【図 4】



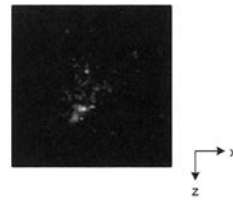
【図 5】



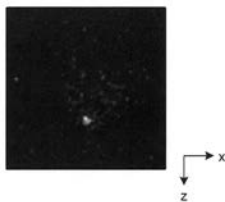
【図 6】



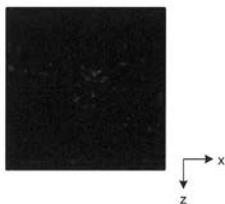
【図 7】



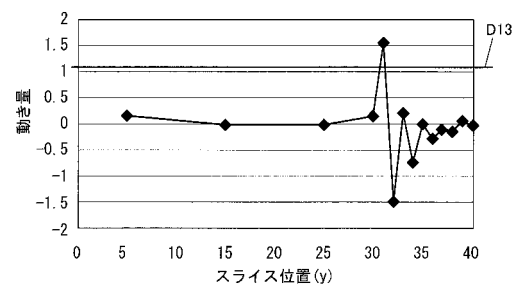
【図 8】



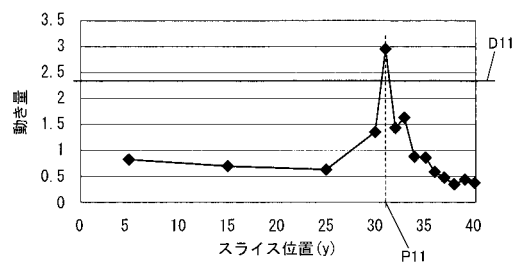
【図 9】



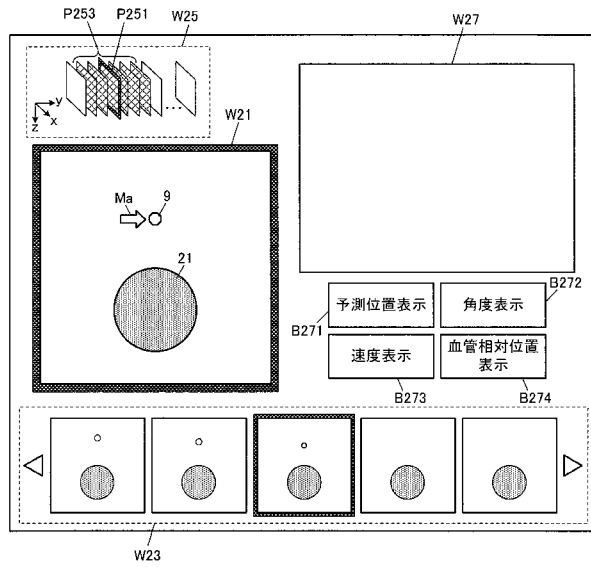
【図 11】



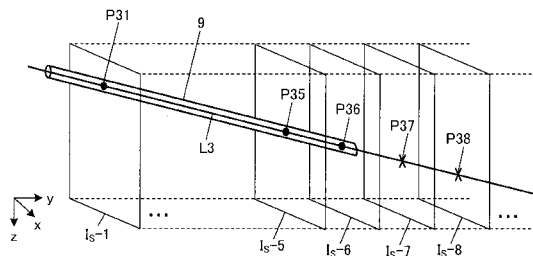
【図 10】



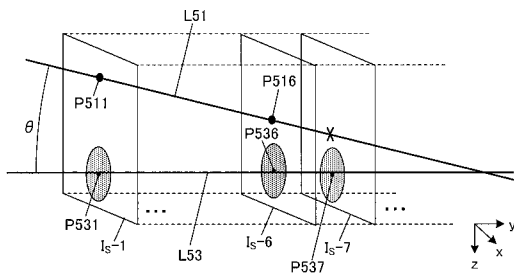
【図 1 2】



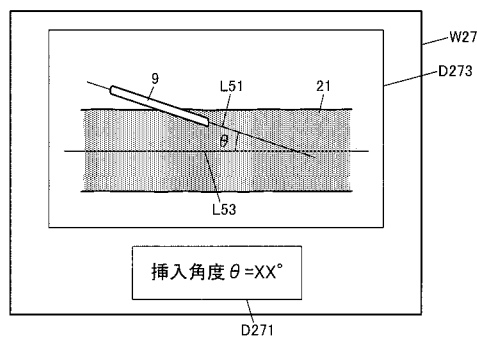
【図 1 3】



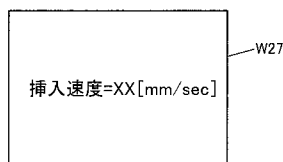
【図 1 7】



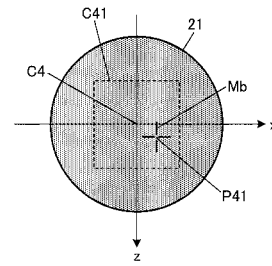
【図 1 8】



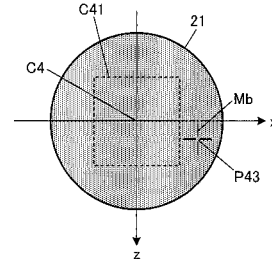
【図 1 9】



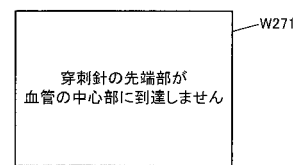
【図 1 4】



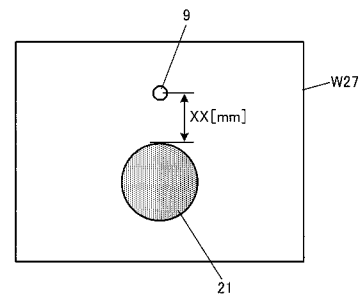
【図 1 5】



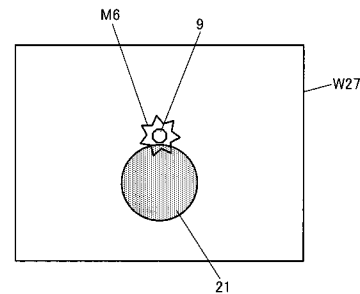
【図 1 6】



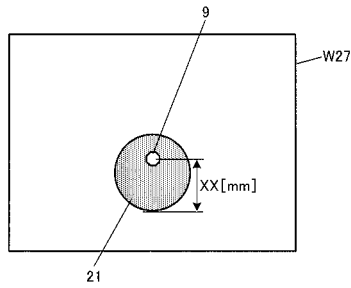
【図 2 0】



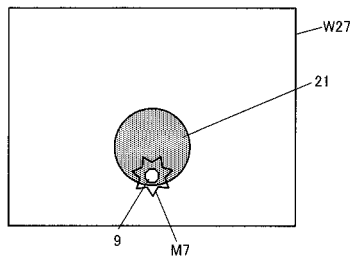
【図 2 1】



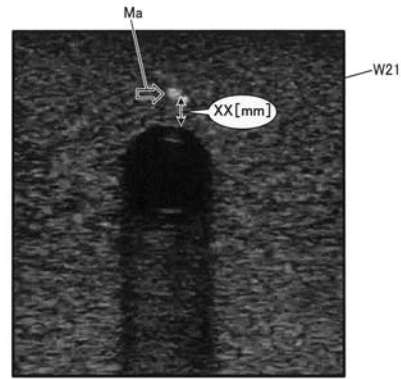
【図 2 2】



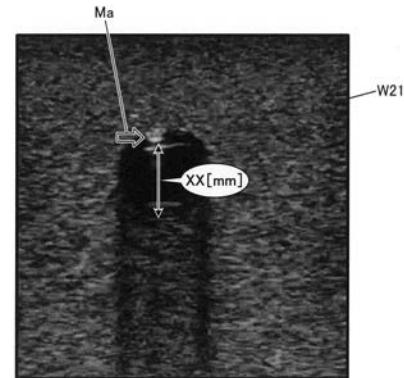
【図 2 3】



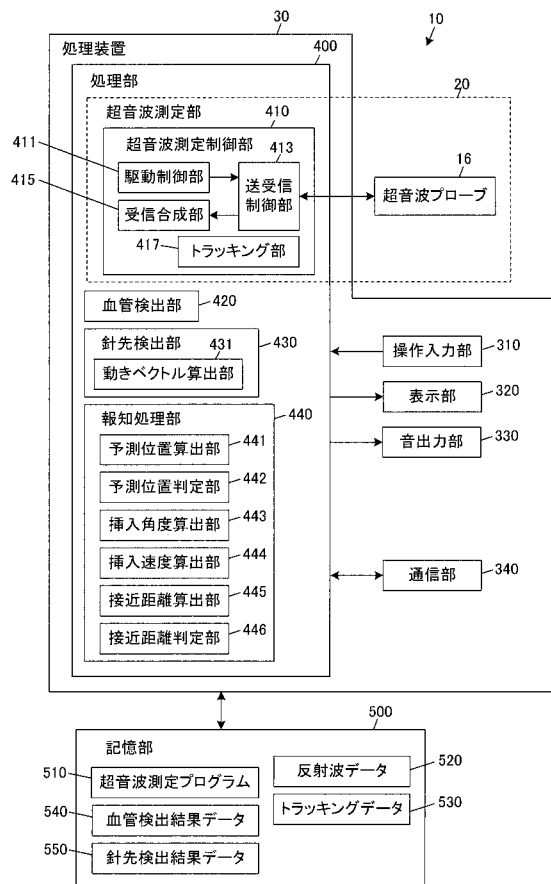
【図 2 4】



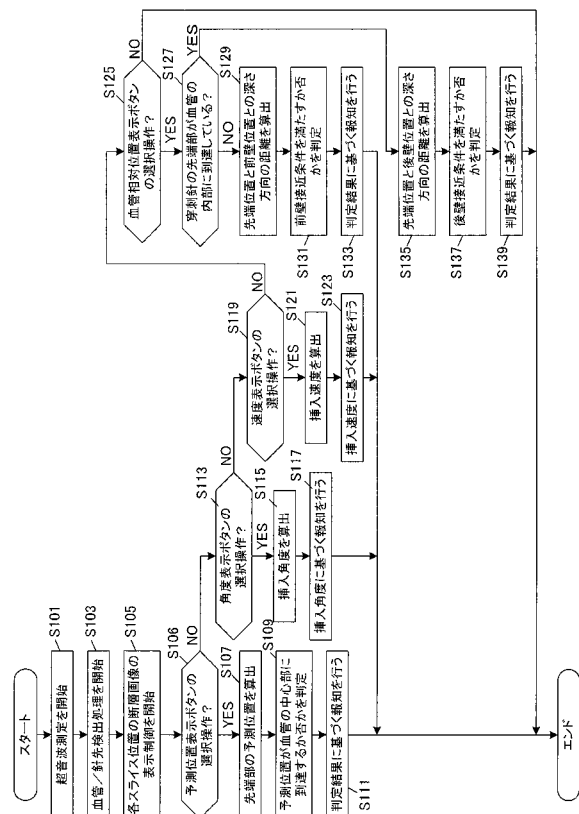
【図 2 5】



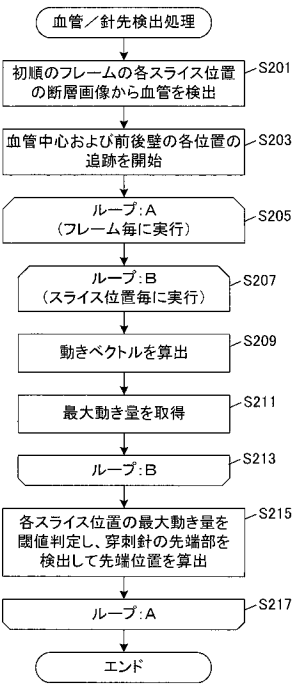
【図 2 6】



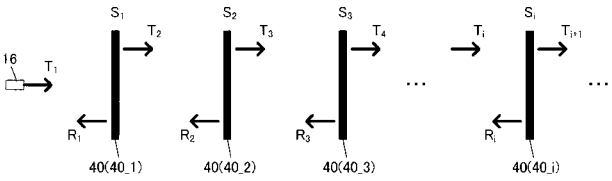
【図 2 7】



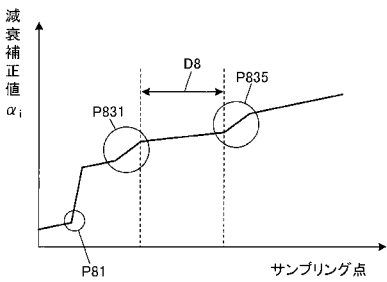
【図 28】



【図 29】



【図 30】



专利名称(译)	超声波测量装置和控制方法		
公开(公告)号	JP2018023610A	公开(公告)日	2018-02-15
申请号	JP2016157518	申请日	2016-08-10
[标]申请(专利权)人(译)	精工爱普生株式会社		
申请(专利权)人(译)	精工爱普生公司		
[标]发明人	渡邊亮基		
发明人	渡邊 亮基		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE16 4C601/FF03 4C601/GB06 4C601/KK12		
代理人(译)	黑田靖 井上 一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种技术来支持插入医疗工具的客户插入生活设备的技术问题该A超声波放置上述穿刺目标的生物表面的容器中，基于所述二维探测器的用于发送和接收具有处理单元，用于执行超声测量的超声波测量装置中，所述接收结果处理单元，生成多个断层图像中的血管的行进方向，从所述断层图像，所述穿刺检测插入到生物体内的医疗器械的端部，并基于检测到的尖端部分与血管之间的相对位置进行通知处理。

