

(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2017-192478

(P2017-192478A)

(43) 公開日 平成29年10月26日(2017.10.26)

(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 8 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2016-83416 (P2016-83416)
 (22) 出願日 平成28年4月19日 (2016.4.19)

(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 100116665
 弁理士 渡辺 和昭
 (74) 代理人 100164633
 弁理士 西田 圭介
 (74) 代理人 100179475
 弁理士 仲井 智至
 (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 DD21 FF03 JB46 KK31

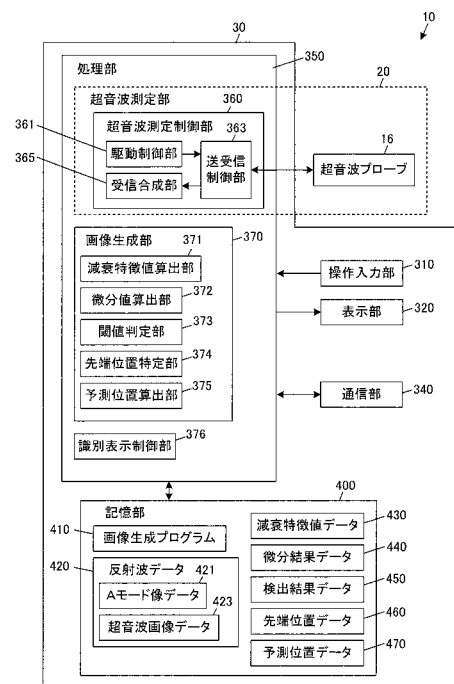
(54) 【発明の名称】 画像生成装置および画像生成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】被検体内に挿入される医療用具の超音波画像内の位置を確実に視覚的に容易に把握できる画像生成装置を提供する。

【解決手段】被検体に入射した超音波の被検体からの反射波を受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する演算処理部350を備えた画像生成装置10であって、前記演算処理部350が、前記受信信号に基づいて前記超音波の入射方向に沿った各位置における減衰特徴値を算出することと、前記減衰特徴値に基づいて前記被検体内に挿入される医療用具の位置を検出することと、前記超音波画像内の前記医療用具の位置を識別表示する制御を行うことと、を実行する。

【選択図】図13



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に入射した超音波の前記被検体からの反射波を受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する演算処理部を備えた画像生成装置であって、

前記演算処理部が、

前記受信信号に基づいて前記超音波の入射方向に沿った各位置における減衰特徴値を算出することと、

前記減衰特徴値に基づいて前記被検体内に挿入される医療用具の位置を検出することと

、

前記超音波画像内の前記医療用具の位置を識別表示する制御を行うことと、

10

を実行する画像生成装置。

【請求項 2】

前記演算処理部が、

前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出すること、

を実行し、

前記検出することは、前記減衰特徴値の微分値に基づいて前記医療用具の位置を検出することである、

請求項 1 に記載の画像生成装置。

【請求項 3】

前記検出することは、前記医療用具の挿入方向に沿った前記超音波の入射方向断面像における前記医療用具の位置を検出することである、

20

請求項 1 又は 2 に記載の画像生成装置。

【請求項 4】

前記検出することは、前記医療用具の挿入方向に交差する方向に沿った前記超音波の入射方向断面像における前記医療用具の位置を検出することである、

請求項 1 又は 2 に記載の画像生成装置。

【請求項 5】

前記演算処理部が、

前記医療用具の位置の検出結果から当該医療用具の予測位置を算出することと、

前記超音波画像内の前記医療用具の予測位置を識別表示する制御を行うことと、

30

を実行する請求項 1 ～ 4 の何れか一項に記載の画像生成装置。

【請求項 6】

前記減衰特徴値を算出することは、前記超音波の入射信号強度と、前記反射波の受信信号強度とを用いて、前記受信信号の減衰を相殺するための減衰補正値を算出することである、

請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の画像生成装置。

【請求項 7】

前記減衰特徴値を算出することは、前記超音波の入射信号強度と、前記反射波の受信信号強度とを用いて、前記受信信号の減衰強度値を算出することである、

請求項 1 ～ 5 の何れか一項に記載の画像生成装置。

40

【請求項 8】

被検体に入射した超音波の前記被検体からの反射波を受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成方法であって、

前記受信信号に基づいて前記超音波の入射方向に沿った各位置における減衰特徴値を算出することと、

前記減衰特徴値に基づいて前記被検体内に挿入される医療用具の位置を検出することと

、

前記超音波画像内の前記医療用具の位置を識別表示する制御を行うことと、

を含む画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

50

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像を生成する画像生成装置および画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置における穿刺針の視認性を向上させる技術として、穿刺針の動きを示す動き量（動きベクトル）を累積して用い、超音波画像内で穿刺針を強調させる技術が知られている（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2015-131103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、特許文献1の技術は、被検体内への挿入に伴う穿刺針の動き量に基づいて穿刺針の領域を強調させるものであるため、穿刺の途中で穿刺針の挿入を止めた場合等、穿刺針の動きが止まった場合に、穿刺針の領域を適正に強調させることが困難となる問題があった。この問題は、穿刺針に限らず、被検体内に挿入される他の医療用具についても同様であった。そこで本発明は、被検体内に挿入される医療用具の超音波画像内の位置を確実に視覚的に容易に把握できるようにする技術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】

【0005】

上記課題を解決するための第1の発明は、被検体に入射した超音波の前記被検体からの反射波を受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する演算処理部を備えた画像生成装置であって、前記演算処理部が、前記受信信号に基づいて前記超音波の入射方向に沿った各位置における減衰特徴値を算出することと、前記減衰特徴値に基づいて前記被検体内に挿入される医療用具の位置を検出することと、前記超音波画像内の前記医療用具の位置を識別表示する制御を行うことと、を実行する画像生成装置である。

【0006】

また、他の発明として、被検体に入射した超音波の前記被検体からの反射波を受信した受信信号に基づいて超音波画像を生成する画像生成方法であって、前記受信信号に基づいて前記超音波の入射方向に沿った各位置における減衰特徴値を算出することと、前記減衰特徴値に基づいて前記被検体内に挿入される医療用具の位置を検出することと、前記超音波画像内の前記医療用具の位置を識別表示する制御を行うことと、を含む画像生成方法を構成してもよい。

【0007】

第1の発明等によれば、超音波の入射方向に沿った各位置（入射方向位置）における減衰特徴値を算出し、各入射方向位置の減衰特徴値に基づき被検体内に挿入される医療用具の位置を検出して超音波画像内で識別表示することができる。この識別表示によれば、ユーザーは、超音波画像内の医療用具の位置を確実に視覚的に容易に把握することができる。

【0008】

また、第2の発明として、前記演算処理部が、前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出すること、を実行し、前記検出することは、前記減衰特徴値の微分値に基づいて前記医療用具の位置を検出することである、第1の発明の画像生成装置を構成してもよい。

【0009】

第2の発明によれば、減衰特徴値を超音波の入射方向に沿って微分し、微分値から医療用具の位置を検出することができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 0 】

また、第 3 の発明として、前記検出することは、前記医療用具の挿入方向に沿った前記超音波の入射方向断面像における前記医療用具の位置を検出することである、第 1 又は第 2 の発明の画像生成装置を構成してもよい。

【 0 0 1 1 】

第 3 の発明によれば、医療用具の挿入方向に沿った超音波の入射方向断面像内で医療用具の位置を識別表示することができる。

【 0 0 1 2 】

また、第 4 の発明として、前記検出することは、前記医療用具の挿入方向に交差する方向に沿った前記超音波の入射方向断面像における前記医療用具の位置を検出することである、第 1 又は第 2 の発明の画像生成装置を構成してもよい。

10

【 0 0 1 3 】

第 4 の発明によれば、医療用具の挿入方向に交差する方向に沿った超音波の入射方向断面像内で医療用具の位置を識別表示することができる。

【 0 0 1 4 】

また、第 5 の発明として、前記演算処理部が、前記医療用具の位置の検出結果から当該医療用具の予測位置を算出することと、前記超音波画像内の前記医療用具の予測位置を識別表示する制御を行うことと、を実行する第 1 ～ 第 4 の何れかの発明の画像生成装置を構成してもよい。

【 0 0 1 5 】

20

第 5 の発明によれば、医療用具の予測位置を算出して識別表示することができる。

【 0 0 1 6 】

また、第 6 の発明として、前記減衰特徴値を算出することは、前記超音波の入射信号強度と、前記反射波の受信信号強度とを用いて、前記受信信号の減衰を相殺するための減衰補正値を算出することである、第 1 ～ 第 5 の何れかの発明の画像生成装置を構成してもよい。

【 0 0 1 7 】

第 6 の発明によれば、減衰特徴値として、受信信号の減衰を相殺するための減衰補正値を算出することができる。

【 0 0 1 8 】

30

また、第 7 の発明として、前記減衰特徴値を算出することは、前記超音波の入射信号強度と、前記反射波の受信信号強度とを用いて、前記受信信号の減衰強度値を算出することである、第 1 ～ 第 5 の何れかの発明の画像生成装置を構成してもよい。

【 0 0 1 9 】

第 7 の発明によれば、減衰特徴値として、受信信号の減衰強度値を算出することができる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 0 】

【 図 1 】 画像生成装置のシステム構成例を示す図。

【 図 2 】 第 1 実施形態に係る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図。

40

【 図 3 】 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 4 】 減衰補正値をグラフ化した図。

【 図 5 】 先端位置の識別表示例を示す図。

【 図 6 】 先端位置の他の識別表示例を示す図。

【 図 7 】 先端位置の他の識別表示例を示す図。

【 図 8 】 先端位置の他の識別表示例を示す図。

【 図 9 】 対象部位に超音波プローブを当てて穿刺針を挿入する様子を模式的に示す他の図。

【 図 1 0 】 穿刺針の予測位置の算出を説明する図。

50

【図 1 1】予測位置の識別表示例を示す図。

【図 1 2】予測位置の他の識別表示例を示す図。

【図 1 3】第 1 実施形態における画像生成装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 1 4】第 1 実施形態における超音波画像の生成処理の流れを示すフローチャート。

【図 1 5】第 2 実施形態における画像生成装置の全体構成例を示す図。

【図 1 6】第 2 実施形態に係る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 1 7】図 1 6 の超音波画像を示す図。

【図 1 8】図 1 6 の他の超音波画像を示す図。

【図 1 9】図 1 6 の他の超音波画像を示す図。

10

【図 2 0】図 1 6 の他の超音波画像を示す図。

【図 2 1】減衰補正值をグラフ化した他の図。

【図 2 2】第 2 実施形態における予測位置の算出を説明する図。

【図 2 3】穿刺針の予測位置の識別表示例を示す図。

【図 2 4】第 2 実施形態における画像生成装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 2 5】第 2 実施形態における超音波画像の生成処理の流れを示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0021】

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。

20

【0022】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 実施形態における画像生成装置 10 の全体構成例を示す図である。画像生成装置 10 は、超音波プローブ 16 が処理装置 30 と接続されて構成され、超音波測定を利用して被検体 2 の生体情報を取得する。

【0023】

超音波プローブ 16 は、超音波を送受信する複数の超音波素子（超音波振動子）を配列して有している。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）に当てられる。

30

【0024】

処理装置 30 は、測定結果や操作情報を画像表示するための手段および操作入力のための手段を兼ねるタッチパネル 12 と、操作入力をするためのキーボード 14 とを備える。また、処理装置 30 は、制御基板 31 を内蔵しており、タッチパネル 12、キーボード 14、および超音波プローブ 16 の装置各部と信号送受可能に接続されている。制御基板 31 には、CPU (Central Processing Unit) 32 や、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、FPGA (Field Programmable Gate Array)、各種集積回路の他、IC (Integrated Circuit) メモリーやハードディスク等の記憶媒体 33 と、外部装置とのデータ通信を実現する通信 IC 34 とが搭載されている。この処理装置 30 は、CPU 32 等が記憶媒体 33 に記憶されているプログラムを実行することにより、超音波測定をはじめとする生体情報の取得に必要な処理を行う。

40

【0025】

具体的には、画像生成装置 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・信号処理することにより、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。

【0026】

50

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走査ライン方向（超音波の入射方向）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プローブ走査範囲（走査角）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。

【0027】

[概要]

従来から、対象部位の超音波画像を見ながら例えば血管等の穿刺対象物の位置を確認し、被検体 2 内に挿入される医療用具の 1 つである穿刺針を生体内部に差し込む（挿入する）といったことが行われている。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。

【0028】

図 2 は、第 1 実施形態の超音波プローブ 16 を被検体 2 の対象部位に当てて超音波測定をしながら、当該対象部位に穿刺針を挿入する様子を模式的に示す図である。ここで、超音波プローブ 16 が備える超音波素子 161（以下、適宜「素子 161」ともいう）の配列方向（超音波ビームの走査方向）を x 方向、生体表面からの深さ方向を z 方向、これらの各方向と直交する方向を y 方向と定義する。

【0029】

図 2 に示すように、第 1 実施形態の超音波プローブ 16 は、その素子 161 の配列方向が穿刺針 5 の挿入方向に沿うように対象部位に当てられ、いわゆるリニア走査方式で超音波測定を行う。すなわち、超音波プローブ 16 は、素子 161 の配列方向を走査方向として超音波ビームの入射位置を例えば図 2 中左端の走査方向始点側から右端の走査方向終点側へとずらしながら、互いに平行な複数の走査ライン L に沿って順次超音波ビームを送受信する。したがって、超音波画像は、穿刺針 5 の挿入方向に沿った超音波の入射方向断面画像として得られ、この超音波画像には、対象部位に挿入された穿刺針 5 の長軸像が描出される。走査ライン L の間隔は、素子 161 のピッチによって決まる。

【0030】

第 1 実施形態では、超音波測定の結果を用い、超音波の入射方向に沿った穿刺針 5 の入射方向位置（第 1 実施形態では生体表面からの深さ方向の位置）を走査ライン L 単位で検出する。そして、検出した穿刺針 5 の入射方向位置に基づき超音波画像内で穿刺針 5 の針先（先端位置）を識別表示するとともに、穿刺針 5 の予測位置を算出して超音波画像内で識別表示する。なお、以下の説明において、穿刺針 5 は、図 2 のように走査方向始点側から挿入されるものとする。

【0031】

[原理]

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。但し、超音波の拡散減衰および吸収減衰はないものとする。

【0032】

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（1））。

10

20

30

40

【数 1】

$$\begin{aligned} Z_1 &= \rho_1 \times c_1 \\ Z_2 &= \rho_2 \times c_2 \end{aligned} \quad \dots(1)$$

【0033】

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 (2) で表される。

【数 2】

$$S = \left(\frac{Z_2 - Z_1}{Z_2 + Z_1} \right)^2 \quad \dots(2) \quad 10$$

【0034】

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 (3) で表される。

【数 3】

$$T = 1 - S = \frac{4Z_1Z_2}{(Z_2 + Z_1)^2} \quad \dots(3)$$

【0035】

式 (3) 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。第 1 実施形態で検出の対象としているのは穿刺針 5 であり、穿刺針 5 は強反射体であるため、超音波の入射方向に穿刺針 5 が存在するとその位置で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、走査ライン L 単位で穿刺針 5 の入射方向位置を検出する。 20

【0036】

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 3 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 3 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 3 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。但し、超音波の拡散減衰および吸収減衰はないものとする。 30

【0037】

図 3 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 ($i = 1, 2, \dots$) 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 (2) 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 (4)) 。 40

【数 4】

$$R_i = T_i \times S_i \quad \dots(4)$$

【0038】

詳細に説明すると、1 番目の媒質境界面 40 __ 1 への入射信号強度 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 ($i = 2, 3, \dots$) 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 (5)) 50

。

【数 5】

$$T_i = T_{i-1} - R_{i-1} \quad \cdots(5)$$

【0039】

つまり、各媒質境界面 40 __ i (i = 1 , 2 , . . .) の入射強度 T_i は、次式 (6) で表すことができる。

【数 6】

$$\begin{aligned} T_2 &= T_1 - R_1 \\ T_3 &= T_2 - R_2 = (T_1 - R_1) - R_2 \\ T_4 &= T_3 - R_3 = (T_1 - R_1 - R_2) - R_3 \\ &\vdots \\ T_i &= T_1 - \sum_{j=1}^{i-1} T_j \end{aligned} \quad \cdots(6)$$

10

【0040】

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。

20

【0041】

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 からの入射信号強度 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 (7) で表される。

【数 7】

$$R_i = T_1 \times S_i \quad \cdots(7)$$

30

【0042】

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 (4) 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 (8) 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。

【数 8】

$$T_1 \times R_i = \alpha_i \times (T_1 \times R_i) \quad \cdots(8)$$

【0043】

式 (8) から、i 番目の媒質境界面 40 __ i の減衰補正值 α_i は、次式 (9) で表される。

40

【数 9】

$$\alpha_i = \frac{T_1}{T_1 - \sum_{j=1}^{i-1} R_j} \quad \cdots(9)$$

【0044】

50

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。

【0045】

（１）先端位置の識別表示

図４は、図２中の４本の注目走査ライン L_{11} , L_{13} , L_{15} , L_{17} に係るＡモード像から算出した各注目走査ライン L_{11} , L_{13} , L_{15} , L_{17} に係る減衰補正值 α_i を同軸上でグラフ化した図である。本例では、３本の注目走査ライン L_{11} , L_{13} , L_{15} 上に穿刺針５が存在する。減衰補正值 α_i は、各サンプリング点を i として、式（

10

【0046】

図４に示すように、穿刺針５を通る注目走査ライン L_{11} , L_{13} , L_{15} に係る減衰補正值 α_i は、穿刺針５の入射方向位置 P_{11} , P_{13} , P_{15} において値が大きく上昇する。この減衰補正值 α_i が上昇に転じる変化傾向の変化点は硬質であればある程、顕著に表れる。被検体内に挿入される医療用具であれば、その変化点は判然と明確に表れ、穿刺針５のような金属であればその変化点は歴然である。一方、穿刺針５を通らない注目走査ライン L_{17} に係る減衰補正值 α_i は、急激な変化を伴わずに緩やかに上昇する。したがって、走査ライン L 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

20

【0047】

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（つまりその走査ライン L の方向）に沿って微分して用い、該当する走査ライン L 上の穿刺針５の入射方向位置を検出する。具体的には、当該走査ライン L の各サンプリング点の微分値の中からその最大値（最大微分値）を抽出するとともに、各サンプリング点の微分値の平均値（平均微分値）を算出し、最大微分値を平均微分値で除した値を予め定められる所定の判定用閾値で閾値判定する。そして、判定用閾値以上の場合に、最大微分値のサンプリング点を穿刺針５の入射方向位置として検出する。なお、最大微分値を平均微分値で除した上で閾値判定する

30

【0048】

そして、上記検出の結果から、穿刺針５の先端位置を特定する。第１実施形態では、走査方向始点側から穿刺針５が挿入されることを前提としている。したがって、穿刺針５が挿入されている場合、その針先は、少なくとも穿刺針５の入射方向位置が検出された走査ライン（以下、適宜「検出ライン」ともいう） L のうちの最も走査方向終端側の走査ライン（以下、適宜「最終端側検出ライン」ともいう） L には到達しており、その隣の穿刺針５が非検出である走査ライン（以下、適宜「非検出ライン」ともいう。） L には到達していない。つまり、針先は、最終端側検出ライン L 上か、その隣の非検出ライン L との間に存在する。例えば図４の場合、走査ライン L_{17} 上では穿刺針５の入射方向位置は検出されず、その左隣の走査ライン L_{15} が最終端側検出ラインである。そして、針先は、走査ライン L_{15} , L_{17} 間に存在している。

40

【0049】

そのため、例えば、最終端側検出ライン L_{15} 上の穿刺針５の入射方向位置を先端位置として特定し、超音波画像内で先端位置を識別表示する制御を行う。ここで、実際の先端位置の x 座標は、最終端側検出ライン L_{15} の走査線番号を素子 161 のピッチ（走査ラ

50

イン L の間隔) に乗じることで求めることができる。走査線番号は、例えば、走査方向始点側の走査ライン L から順番に割り振った通し番号である。また、z 座標は、その入射方向位置のサンプリング点を用いて次式 (10) により求めることができる。式 (10) 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 10】

$$z = \left(\frac{c}{f_s} \right) \times k \quad \cdots (10)$$

10

【0050】

図 5 ~ 図 8 は、先端位置の識別表示例を示す図である。先端位置の識別表示は、例えば図 5 に示すように、穿刺針 5 の先端位置を囲って指し示すマーカー M 2 1 を付すことで行う。あるいは、図 6 に示すように、穿刺針 5 の先端位置の近傍位置において当該先端位置を指し示す矢印形状のマーカー M 2 3 を付すことで行ってもよい。あるいは、図 7 に示すように、その中心によって穿刺針 5 の先端位置を指し示す十字形状のマーカー M 2 5 を付すことで行ってもよい。

【0051】

また、識別表示は、図 5 ~ 図 7 のような先端位置を指し示すマーカーの表示によって行う場合に限定されない。すなわち、先端位置の識別表示は、例えば図 8 に示すように、穿刺針 5 の入射方向位置が検出された走査ライン L 上の当該入射方向位置を所定の表示色で表示する等し、穿刺針 5 の全域を強調表示することで行ってもよい。

20

【0052】

この先端位置の識別表示によれば、超音波画像内の穿刺針 5 の先端位置を視認性よく表示することができる。また、図 8 に例示する識別表示によれば、穿刺針 5 の全域を視認性よく表示することができる。したがって、医師等のユーザーは、超音波画像内で穿刺針 5 の先端位置あるいは穿刺針 5 の全域を確実に視覚的に容易に把握することができる。

【0053】

(2) 予測位置の識別表示

30

穿刺針 5 は、その挿入に伴っておおむね直線上を移動することから、2 本以上の走査ライン L 上で穿刺針 5 の入射方向位置が検出されていれば、2 点間を結ぶ直線によって穿刺針 5 の移動経路 (針先の挿入経路) を予測することができる。挿入経路の予測には、例えば、最終端側検出ライン L 上の穿刺針 5 の入射方向位置と、その走査方向始点側で隣接する検出ライン L 上の穿刺針 5 の入射方向位置とを用いる。なお、これらの各入射方向位置に限らず、何れか 2 本の検出ライン L を選んでその検出結果を用いるとしてよい。

【0054】

図 9 は、対象部位に超音波プローブ 1 6 を当てて穿刺針 5 を挿入する様子を模式的に示す他の図である。図 9 の例では、走査ライン L 3 3 が最終端側検出ラインであり、この走査ライン L 3 3 に係る穿刺針 5 の検出結果と、その 1 つ走査方向始点側の検出ラインである走査ライン L 3 1 に係る穿刺針 5 の検出結果とを予測に用いる。

40

【0055】

図 10 は、横軸を x 方向、縦軸を z 方向として走査ライン L 3 1, L 3 3 上で検出された穿刺針 5 の入射方向位置 P 3 1, P 3 3 をプロットした図である。図 10 に示すように、針先の挿入経路は、各入射方向位置 P 3 1, P 3 3 を通る直線 (挿入経路直線) L 3 として予測できる。第 1 実施形態では、この挿入経路直線 L 3 と、非検出ラインである走査ライン L 3 5, L 3 7, ... との交点 P 3 5, P 3 7, ... を穿刺針 5 の予測位置として算出し、算出した予測位置を識別表示する。交点 P 3 5, P 3 7, ... の x 座標は、該当する非検出ライン走査ライン L 3 5, L 3 7, ... の走査線番号と、素子 1 6 1 のピッチ (走査ライン L の間隔) とから求まる。そして、z 座標は、次式 (11) によ

50

て求められる。式(11)において、 $x_{(i-2)}$ は走査ラインL31上の穿刺針5の入射方向位置のx座標、 $z_{(i-2)}$ はそのz座標を表し、 $x_{(i-1)}$ は走査ラインL33上の穿刺針5の入射方向位置のx座標、 $z_{(i-1)}$ はそのz座標を表す。 x に走査ラインL35, L37, ...のx座標を代入することで、該当する走査ラインL35, L37, ...に係る予測位置のz座標(z)が得られる。

【数11】

$$z - z_{(i-2)} = \frac{(z_{(i-1)} - z_{(i-2)}) \cdot (x - x_{(i-2)})}{(x_{(i-1)} - x_{(i-2)})} \quad \dots(11)$$

10

【0056】

図11および図12は、穿刺針5の予測位置の識別表示例を示す図である。予測位置の識別表示は、例えば図11に示すように、予測位置を囲って指し示すマーカーM4を付すことで行う。非検出ラインLが1本であれば予測位置は1点であるが、例えば図9のように非検出ラインLが複数存在する場合は、これら複数の非検出ラインLについて予測位置が算出されることとなる。この場合は、図11に示すように、それらの全域を囲うようにマーカーM4を付す。また、予測位置の識別表示は、先端位置の識別表示と同様にマーカーの表示によって行う場合に限らず、図12に示すように、算出された予測位置P4を所定の表示色で表示する等し、予測位置を強調表示することで行ってもよい。

20

【0057】

この予測位置の識別表示によれば、超音波画像内の穿刺針5の予測位置をユーザーに提示することができる。したがって、ユーザーは、例えば血管等の穿刺対象物に意図した通りに穿刺針5が到達するののかといったことを確認しながら処置が行える。これによれば、目的の位置とは異なる位置に穿刺針5を挿入する等の誤穿刺を未然に防ぐことができる。

【0058】

以上説明した先端位置および予測位置の各識別表示は、ユーザーによる識別表示指示操作等に応じて行う。識別表示指示操作は、各識別表示の有無を選択する選択ボタンの押下操作等によって実現できる。選択ボタンは、物理的なボタンスイッチの配置によるものでもよいし、タッチパネル12を用いたソフトウェアによるキースイッチ等により実現してもよい。あるいは、先端位置および予測位置の両方を識別表示した超音波画像を表示する構成でもよいし、先端位置を識別表示した超音波画像と、予測位置を識別表示した超音波画像とを並べて表示する構成でもよい。

30

【0059】

[機能構成]

図13は、第1実施形態における画像生成装置10の機能構成例を示すブロック図である。画像生成装置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、通信部340と、演算処理部としての処理部350と、記憶部400とを備える。

【0060】

超音波プローブ16は、複数の超音波素子161を備え、処理装置30(処理部350の超音波測定制御部360)から出力されるパルス電圧で超音波を送信する。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360へ出力する。

40

【0061】

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350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。図1ではタッチパネル12やキーボード14がこれに該当する。

【0062】

表示部320は、LCD(Liquid Crystal Display)等の表示装置によって実現され、

50

処理部 350 からの表示信号に基づく各種表示を行う。図 1 ではタッチパネル 12 がこれに該当する。

【0063】

通信部 340 は、処理部 350 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。図 1 では通信 IC 34 がこれに該当する。

【0064】

処理部 350 は、例えば、CPU や GPU (Graphics Processing Unit) 等のマイクロプロセッサや、ASIC、IC メモリ等の電子部品によって実現される。そして、処理部 350 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 からの各素子 161 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。図 1 では CPU 32 がこれに該当する。なお、処理部 350 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。

10

【0065】

この処理部 350 は、超音波測定制御部 360 と、画像生成部 370 と、識別表示制御部 376 とを含む。

【0066】

超音波測定制御部 360 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。例えば、超音波測定制御部 360 は、駆動制御部 361 と、送受信制御部 363 と、受信合成部 365 とを含み、超音波測定を統合的に制御する。

20

【0067】

駆動制御部 361 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 363 に出力する。

【0068】

送受信制御部 363 は、駆動制御部 361 からの送信制御信号に従っ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。その際、送信遅延処理を行って各素子 161 へのパルス電圧の出力タイミングの調整を行う。また、送受信制御部 363 は、超音波プローブ 16 から入力された受信信号の増幅やフィルター処理を行い、処理結果を受信合成部 365 に出力する。

30

【0069】

受信合成部 365 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。

【0070】

画像生成部 370 は、超音波測定部 20 による超音波測定の結果に基づいて、超音波画像を生成する。この画像生成部 370 は、減衰特徴値算出部 371 と、微分値算出部 372 と、閾値判定部 373 と、先端位置特定部 374 と、予測位置算出部 375 と、識別表示制御部 376 とを備える。

40

【0071】

減衰特徴値算出部 371 は、走査ライン毎に、超音波プローブ 16 からの超音波の入射信号強度 T_1 と、各サンプリング点の受信信号強度とを用いて各サンプリング点の減衰補正值 α_i を算出する。

【0072】

微分値算出部 372 は、減衰特徴値算出部 371 が走査ライン毎に求めた各サンプリング点の減衰補正值 α_i を、入射方向（走査ラインの方向）に沿って微分する。

【0073】

閾値判定部 373 は、各サンプリング点の減衰補正值 α_i の微分値を走査ライン単位で

50

閾値判定する。第1実施形態では、該当する走査ラインに係る各サンプリング点の微分値から上記の要領で二次的に求めた値を閾値判定することで、穿刺針の入射方向位置を検出する。

【0074】

先端位置特定部374は、閾値判定部373による閾値判定の判定結果に基づいて、穿刺針の先端位置を検出する。予測位置算出部375は、閾値判定部373による閾値判定の判定結果に基づいて、穿刺針の予測位置を算出する。

【0075】

識別表示制御部376は、超音波画像内の穿刺針の先端位置を識別表示する制御と、超音波画像内の穿刺針の予測位置を識別表示する制御とを行う。

10

【0076】

記憶部400は、IC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400には、画像生成装置10を動作させ、画像生成装置10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事前に記憶され、或いは処理の都度一時的に記憶される。図1では、制御基板31に搭載されている記憶媒体33がこれに該当する。なお、処理部350と記憶部400との接続は、装置内の内部バス回路による接続に限らず、LAN(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400は、画像生成装置10とは別の外部記憶装置により実現されとしてもよい。

20

【0077】

この記憶部400には、画像生成プログラム410と、反射波データ420と、減衰特徴値データ430と、微分結果データ440と、検出結果データ450と、先端位置データ460と、予測位置データ470とが格納される。

【0078】

処理部350は、画像生成プログラム410を読み出して実行することにより、超音波測定制御部360や画像生成部370、識別表示制御部376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。

【0079】

反射波データ420は、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420は、各走査ライン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421と、Bモード像である超音波画像データ423とを含む。

30

【0080】

減衰特徴値データ430は、減衰特徴値算出部371が各走査ラインのサンプリング点毎に算出した減衰補正值 α_i を記憶する。微分結果データ440は、微分値算出部372が各走査ラインのサンプリング点毎に算出した減衰補正值 α_i の微分値を記憶する。

【0081】

検出結果データ450は、閾値判定部373が検出した穿刺針の入射方向位置を走査ライン毎に記憶する。先端位置データ460は、先端位置特定部374が特定した穿刺針の先端位置を記憶する。予測位置データ470は、予測位置算出部375が算出した穿刺針の予測位置を記憶する。

40

【0082】

[処理の流れ]

図14は、第1実施形態における超音波画像の生成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350が記憶部400から画像生成プログラム410を読み出して実行し、画像生成装置10の各部を動作させることで実現できる。測定に先立ち、ユーザーによって超音波プローブ16が被検体2の体表面に当てられる。

【0083】

まず、超音波測定部20が超音波測定を行い、反射波データ420を生成する(ステップS101)。

50

【0084】

続いて、処理対象の走査線番号（処理走査線番号） N を「1」に初期化する（ステップS103）。その後、減衰特徴値算出部371が、処理走査線番号 N の走査ライン（処理走査ライン）の各サンプリング点について、減衰補正值 α_i を算出する（ステップS105）。具体的には、式（9）に従い、超音波プローブ16からの超音波の入射信号強度 T_1 と、入射方向手前側のサンプリング点までの各サンプリング点の反射強度（受信信号強度） R_j とから、対象のサンプリング点の減衰補正值 α_i を算出する。

【0085】

そして、微分値算出部372が、処理対象ラインの減衰補正值 α_i を微分する（ステップS107）。

10

【0086】

続いて、閾値判定部373が、処理対象ラインの各サンプリング点の微分値の中から最大微分値を抽出する（ステップS109）。また、閾値判定部373は、処理対象ラインの各サンプリング点の微分値に基づいて平均微分値を算出する（ステップS111）。そして、閾値判定部373は、微分最大値を微分平均値で除した値を閾値判定し（ステップS113）、所定の判定用閾値以上であれば、微分最大値のサンプリング点を穿刺針の入射方向位置として検出する（ステップS115）。その後、処理走査線番号 N が走査線方向最終端の走査線番号でなければ（ステップS117：NO）、処理走査線番号 N をインクリメントして更新し（ステップS119）、ステップS105に戻る。

【0087】

20

一方、処理走査線番号 N が走査線方向最終端の走査線番号の場合は、全ての走査ラインで穿刺針5の入射方向位置が検出された場合である。したがって、穿刺針の針先は対象部位を貫通しているため、当該場合は（ステップS117：YES）、後段の先端位置の特定や予測位置の算出は行わずにステップS137に移行する。ステップS137では、処理部350が、超音波画像を表示する制御を行う。

【0088】

また、ステップS113で閾値未滿と判定した場合、すなわち、処理対象ラインで穿刺針が検出されない場合は、穿刺針の入射方向位置が検出された走査ラインの有無を判定する。ここでの処理は、処理走査線番号 N を判別することで行う。すなわち、処理走査線番号 N が「2」以上であれば少なくとも1本の走査ラインについて穿刺針の入射方向位置が検出されている。一方、処理走査線番号 N が「1」の場合は穿刺針の入射方向位置が検出された走査ラインがないため（ステップS121：NO）、対象部位に穿刺針が存在しないとしてステップS137に移行する。

30

【0089】

処理走査線番号 N が「2」以上の場合は（ステップS121：YES）、先端位置特定部374が、処理走査線番号 $N-1$ の走査ライン（これが最終端側検出ラインである）上で検出された穿刺針の入射方向位置を、先端位置として特定する（ステップS123）。

【0090】

続いて、2本以上の走査ライン上で穿刺針の入射方向位置が検出されたか否かを判定する。ここでの処理も、処理走査線番号 N を判別することで行うことができる。すなわち、処理走査線番号 N が「3」以上であれば少なくとも2本の走査ラインについて穿刺針の入射方向位置が検出されている。一方、処理走査線番号 N が「2」の場合は穿刺針の入射方向位置が検出された走査ラインは1本であるため（ステップS125：NO）、ステップS129に移行する。

40

【0091】

処理走査線番号 N が「3」以上の場合は（ステップS125：YES）、予測位置算出部375が、式（11）に従い、処理走査線番号 $N-1$ の走査ライン（最終端側検出ライン）上で検出された穿刺針の入射方向位置と、さらに1つ前の走査線番号 $N-2$ の走査ライン上で検出された穿刺針の入射方向位置とを用いて非検出ラインである走査線番号 $N+1$ 以降の走査ライン毎に予測位置を算出する（ステップS127）。その後、ステップS

50

129に移行する。

【0092】

そして、ステップS129では、識別表示制御部376が、先端位置の識別表示指示の有無を判定する。先端位置の識別表示「有」が選択されている場合には（ステップS129：YES）、識別表示制御部376が、超音波画像内の穿刺針の先端位置を識別表示する制御を行う（ステップS131）。また、予測位置の識別表示「有」が選択されている場合には（ステップS133：YES）、識別表示制御部376は、超音波画像内の穿刺針の予測位置を識別表示する制御を行う（ステップS135）。何れの識別表示も指示されておらず「無」が選択されている場合は、ステップS137に移行する。

【0093】

以上説明した第1実施形態によれば、超音波画像内で穿刺針の先端位置あるいはその全域を識別表示することができ、穿刺針の先端位置等を視認性よく表示できる。したがって、ユーザーは、超音波画像内の穿刺針の先端位置等を确实且つ視覚的に容易に把握することができる。また、超音波画像内で穿刺針の予測位置を識別表示することができ、超音波画像内の穿刺針5の予測位置をユーザーに提示することができる。

【0094】

（第2実施形態）

次に、第2実施形態について説明する。なお、第1実施形態と同様の構成には、同一の符号を付する。

【0095】

図15は、第2実施形態における画像生成装置10bの全体構成例を示す図であり、超音波プローブ16bの取り付け状態を示している。画像生成装置10bは、超音波プローブ16bが処理装置30bとケーブルによって電氣的に接続された構成を有する。

【0096】

第2実施形態の超音波プローブ16bは、複数の超音波素子161（図16を参照）を所定数行×所定数列のマトリクス状に配置して有し、粘着台座18を介して対象部位に貼付・固定されて使用される。粘着台座18は、皮膚面に着脱可能な粘着層を備え、被検体2b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16bにおける素子161の一方の配列方向（行方向）が対象部位を走行する血管21の走行方向に沿うように貼付される。

【0097】

図16は、第2実施形態の超音波プローブ16bにより超音波測定をしながら、対象部位に穿刺針5bを挿入する様子を模式的に示す概略斜視図である。第2実施形態では、対象部位の血管21に向けて穿刺針5bが挿入される場合を想定しており、穿刺針5bは、血管21の走行方向に沿って挿入される。ここで、穿刺針5bの挿入方向（血管21の走行方向とも言える）に沿った生体表面方向をy方向、生体表面からの深さ方向をz方向、これらの各方向と直交する方向をx方向と定義する。

【0098】

例えば、超音波プローブ16bは、各素子161がx方向に沿う列（以下、「素子列」ともいう）毎に超音波測定を行う。すなわち、各素子列の素子161は、超音波ビームの入射位置をx方向にずらしながらz方向の走査ラインに沿って超音波ビームを送受信し、反射波データを得る。したがって、第2実施形態では、超音波画像I5（I5-1, 2, 6, 7等）として、穿刺針5bの挿入方向に交差する方向に沿った超音波の入射方向断面像（対象部位のxz平面でのスライス像）を素子列毎に得ることができる。各超音波画像I5には、血管21の短軸像とともに、穿刺針5bの短軸像が描出される。

【0099】

第2実施形態では、上記超音波測定の結果に基づき、全ての素子列について走査ライン単位で穿刺針5bの入射方向位置を検出する。そして、穿刺針5bの入射方向位置を検出することで定まる超音波画像I5内の穿刺針5bの位置（x, z）に基づき、（1）穿刺針5bの先端位置を識別表示するとともに、（2）穿刺針5bの予測位置を算出して識別

10

20

30

40

50

表示する。x座標は、第1実施形態と同様に、穿刺針5bの入射方向位置が検出された走査ラインの走査線番号と、素子161のピッチとから求まる。z座標についても第1実施形態と同様に、その入射方向位置のサンプリング点を用いて式(10)から求まる。

【0100】

(1) 先端位置の識別表示

図17～図20に、図16の各超音波画像I5-1, 2, 6, 7を抜き出して示す。図17が超音波画像I5-1、図18が超音波画像I5-2、図19が超音波画像I5-6、図20が超音波画像I5-7にそれぞれ対応する。本例では、超音波画像I5-1, 2, 6を得たy位置には穿刺針5bが到達しており、各々に穿刺針5bの短軸像が描出されている。一方、超音波画像I5-7のy位置には穿刺針5bは到達しておらず、穿刺針5bは描出されていない。

10

【0101】

また、図21は、図17～図20に示す各注目走査ラインL51, L52, L56, L57に係るAモード像から算出した各注目走査ラインL51, L52, L56, L57に係る減衰補正值 α_i を同軸上でグラフ化した図である。なお、図21では、横軸を走査ラインL上に設定されるサンプリング点としている。図21に示すように、穿刺針5bが存在する注目走査ラインL51, L52, L56では当該穿刺針5bの入射方向位置P51, P52, P56において減衰補正值 α_i の値は大きく上昇する一方、穿刺針5bを通らない注目走査ラインL57に係る減衰補正值 α_i は、急激な変化を伴わずに緩やかに上昇する。したがって、減衰補正值 α_i を求めることにより第1実施形態と同様に穿刺針5bの入射方向位置を検出することができるので、各超音波画像I5-1, 2, 6内の穿刺針5bの位置(x, y)が得られる。なお、この減衰補正值 α_i が上昇に転じる変化傾向の変化点は硬質であればある程、顕著に表れる。被検体内に挿入される医療用具であれば、その変化点は判然と明確に表れ、穿刺針5のような金属であればその変化点は歴然である。

20

【0102】

そして、上記検出結果に基づいて、穿刺針5bの位置(x, y)が得られたうちの列番号が最大の超音波画像I5(図示の例では超音波画像I5-6)内の穿刺針5bの位置(x, y)を先端位置として特定し、特定した先端位置を識別表示する。識別表示は、第1実施形態と同様に行うことができる。すなわち、先端位置の識別表示は、例えば図19に示すように、穿刺針5bの先端位置を囲うマーカ-M61を付すことによって行うことができる。

30

【0103】

ここで、第2実施形態では、素子列毎に超音波画像I5が得られる。そして、得られた超音波画像I5の表示は、例えば、それらを素子列番号の順に並べる等して行われる。素子列番号は、穿刺針5bが挿入される側を「1」として各列に割り振った通し番号である。したがって、先端位置の識別表示によれば、ユーザーは、当該並べて表示される各超音波画像I5のうちの穿刺針5bの先端位置が描出された超音波画像I5において、当該先端位置を确实且つ視覚的に容易に把握することができる。

40

【0104】

あるいは、先端位置だけでなく、穿刺針5bの入射方向位置が検出された各素子列の超音波画像I5において該当する穿刺針5bの位置を識別表示する構成でもよい。例えば、図17や図18に示すように、穿刺針5bの位置を囲うマーカ-M63を付してもよい。その際、先端位置を指し示すマーカ-M61とは異なる形態のものとすることで、両者を視覚的に区別することができる。

【0105】

(2) 予測位置の識別表示

図22は、第2実施形態における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5bの挿入状態と併せて各超音波画像I6(I6-1, 3, 4, 5等)内の穿刺針5bの位置P61, P63, P64を示している。第1実施形態と同様に、2列以上の

50

素子列において穿刺針 5 b の入射方向位置が検出されていれば、2 点間を結ぶ挿入経路直線 L 6 によって針先の挿入経路を予測することができる。第 2 実施形態では、例えば、先端位置として特定された穿刺針 5 b の位置 P 6 4 と、それより 1 つ素子列番号が小さい素子列での穿刺針 5 b の位置 P 6 3 とを予測に用いる。

【 0 1 0 6 】

すなわち、各位置 P 6 3 , P 6 4 によって定まる挿入経路直線 L 6 と、穿刺針 5 b が検出されていない超音波画像 I 6 - 5 (詳細には、その素子列番号によって定まる x z 平面) との交点 P 6 5 を穿刺針 5 b の予測位置として算出し、算出した予測位置を識別表示する。交点 P 6 5 の x 座標は次式 (1 2) により求めることができ、z 座標は次式 (1 3) により求めることができる。式 (1 2) , (1 3) において、 $x_{(i-2)}$ は超音波画像 I 6 - 3 内の穿刺針 5 b の x 座標、 $y_{(i-2)}$ はその y 座標、 $z_{(i-2)}$ はその z 座標を表し、 $x_{(i-1)}$ は超音波画像 I 6 - 4 内の穿刺針 5 b の x 座標、 $y_{(i-1)}$ はその y 座標、 $z_{(i-1)}$ はその z 座標を表す。ここで、交点の y 座標は、超音波画像 I 6 - 5 の素子列番号を素子 1 6 1 のピッチに乘じることで求めることができる。この y 座標を各式 (1 2) , (1 3) において y に代入することで、交点 P 6 5 の x 座標 (x) と z 座標 (z) とが得られる。

10

20

$$X = \frac{(y - y_{(i-2)}) \cdot (x_{(i-1)} - x_{(i-2)})}{(y_{(i-1)} - y_{(i-2)})} + x_{(i-2)} \quad \dots (12)$$

$$Z = \frac{(y - y_{(i-2)}) \cdot (z_{(i-1)} - z_{(i-2)})}{(y_{(i-1)} - y_{(i-2)})} + z_{(i-2)} \quad \dots (13)$$

30

40

【 0 1 0 7 】

図 2 3 は、穿刺針 5 b の予測位置の識別表示例を示す図であり、図 2 0 の超音波画像 I 5 - 7 に対して予測位置の識別表示を行った場合を示している。図 2 3 に示すように、予測位置の識別表示は、先端位置等と同様に当該予測位置を指し示すマーカー M 6 5 を付すことを行うことができる。マーカー M 6 5 を、図 1 7 ~ 図 1 9 に示した穿刺針 5 b の位置を指し示すマーカー M 6 1 , M 6 3 とは異なる態様のものとすることで、それらを視覚的に区別できる。

【 0 1 0 8 】

[機能構成]

図 2 4 は、第 2 実施形態における画像生成装置 1 0 b の機能構成例を示すブロック図である。画像生成装置 1 0 b は、処理装置 3 0 b と、超音波プローブ 1 6 b とを備え、処理装置 3 0 b は、操作入力部 3 1 0 と、表示部 3 2 0 と、通信部 3 4 0 と、演算処理部としての処理部 3 5 0 b と、記憶部 4 0 0 b とを備える。

【 0 1 0 9 】

第 2 実施形態では、処理装置 3 0 b において、処理部 3 5 0 b は、超音波測定制御部 3 6 0 と、画像生成部 3 7 0 b と、識別表示制御部 3 7 6 b とを含む。

【 0 1 1 0 】

画像生成部 3 7 0 b は、超音波測定部 2 0 による超音波測定の結果に基づいて、超音波画像を生成する。この画像生成部 3 7 0 b は、減衰特徴値算出部 3 7 1 b と、微分値算出部 3 7 2 b と、閾値判定部 3 7 3 b と、先端位置特定部 3 7 4 b と、予測位置算出部 3 7 5 b と、識別表示制御部 3 7 6 b とを備える。

【 0 1 1 1 】

閾値判定部 3 7 3 b は、素子列毎に、走査ライン単位で各サンプリング点の減衰補正值

50

α_i の微分値を閾値判定する。第 2 実施形態では、該当する走査ラインの各サンプリング点における微分値から上記の要領で二次的に求めた値を閾値判定することで、穿刺針の入射方向位置を検出して穿刺針の位置 (x, y) を得る。

【0112】

先端位置特定部 374b は、閾値判定部 373b による閾値判定の判定結果に基づいて、穿刺針の先端位置を検出する。予測位置算出部 375b は、閾値判定部 373b による閾値判定の判定結果に基づいて、穿刺針の予測位置を算出する。

【0113】

識別表示制御部 376b は、超音波画像において穿刺針の位置を識別表示する制御と、超音波画像において穿刺針の予測位置を識別表示する制御とを行う。

10

【0114】

また、第 2 実施形態の処理装置 30b において、記憶部 400b には、画像生成プログラム 410b と、反射波データ 420b と、減衰特徴値データ 430b と、微分結果データ 440b と、検出結果データ 450b と、先端位置データ 460b と、予測位置データ 470b とが格納される。

【0115】

処理部 350b は、画像生成プログラム 410b を読み出して実行することにより、超音波測定制御部 360 や画像生成部 370b、識別表示制御部 376b 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

【0116】

反射波データ 420b は、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 420b の A モード像データ 421b は、各走査ラインのサンプリング点毎の受信信号強度を素子列毎に記憶する。超音波画像データ 423b は、超音波画像の画像データを素子列毎に記憶する。

【0117】

減衰特徴値データ 430b は、減衰特徴値算出部 371b が各素子列について各走査ラインのサンプリング点毎に算出した減衰補正值 α_i を記憶する。微分結果データ 440b は、微分値算出部 372b が各素子列について各走査ラインのサンプリング点毎に算出した減衰補正值 α_i の微分値を記憶する。

30

【0118】

検出結果データ 450b は、閾値判定部 373b が検出した穿刺針の位置 (x, y) を記憶する。先端位置データ 460b は、先端位置特定部 374b が特定した穿刺針の先端位置 (x, y) を記憶する。予測位置データ 470b は、予測位置算出部 375b が算出した穿刺針の予測位置 (x, y) を記憶する。

【0119】

[処理の流れ]

図 25 は、第 2 実施形態における超音波画像の生成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 350b が記憶部 400b から画像生成プログラム 410b を読み出して実行し、画像生成装置 10b の各部を動作させることで実現できる。測定に先立ち、ユーザーによって超音波プローブ 16b が被検体 2b の体表面に貼付・固定される。

40

【0120】

まず、超音波測定部 20 が超音波測定を行い、反射波データ 420b を生成する (ステップ S201)。

【0121】

続いて、処理対象の素子列番号 (処理列番号) M を「1」に初期化し (ステップ S203)、走査線番号 (処理走査線番号) N を「1」に初期化する (ステップ S205)。その後、減衰特徴値算出部 371b が、処理列番号 M の素子列について走査ライン単位で穿刺針の入射方向位置を検出する処理を行う。すなわちまず、処理走査線番号 N の走査ライ

50

ン（処理走査ライン）の各サンプリング点について、減衰補正值 α_i を算出する（ステップ S 2 0 7）。

【 0 1 2 2 】

そして、微分値算出部 3 7 2 b が、処理対象ラインの減衰補正值 α_i を微分する（ステップ S 2 0 9）。

【 0 1 2 3 】

続いて、閾値判定部 3 7 3 b が、処理対象ラインの各サンプリング点の微分値の中から最大微分値を抽出する（ステップ S 2 1 1）。また、閾値判定部 3 7 3 b は、処理対象ラインの各サンプリング点の微分値に基づいて平均微分値を算出する（ステップ S 2 1 3）。そして、閾値判定部 3 7 3 b は、微分最大値を微分平均値で除した値を閾値判定し（ステップ S 2 1 5）、所定の判定用閾値以上であれば、微分最大値のサンプリング点を穿刺針の入射方向位置として検出し、処理走査線番号 N に基づき該当する超音波画像内での穿刺針の位置（ x, z ）を得る（ステップ S 2 1 7）。その後、処理列番号 M が素子 1 6 1 の素子列数と一致していなければ（ステップ S 2 1 9 : NO）、処理列番号 M をインクリメントして更新し（ステップ S 2 2 1）、ステップ S 2 0 5 に戻る。

10

【 0 1 2 4 】

一方、処理列番号 M が素子 1 6 1 の素子列数と一致している場合は、全ての素子列で穿刺針の入射方向位置が検出された場合である。したがって、穿刺針の針先は対象部位を貫通しているため、当該場合は（ステップ S 2 1 9 : YES）、後段の先端位置の特定や予測位置の算出は行わずにステップ S 2 4 5 に移行する。ステップ S 2 4 5 では、処理部 3 5 0 b が、超音波画像を表示する制御を行う。

20

【 0 1 2 5 】

また、ステップ S 2 1 5 で閾値未滿と判定した場合、すなわち、処理対象ラインで穿刺針の入射方向位置が検出されない場合は、処理走査線番号 N を判別する。そして、走査線方向最終端の走査線番号でなければ（ステップ S 2 2 3 : NO）、処理走査線番号 N をインクリメントして更新し（ステップ S 2 2 5）、ステップ S 2 0 7 に戻る。

【 0 1 2 6 】

一方、処理走査線番号 N が走査線方向最終端の走査線番号の場合は（ステップ S 2 2 3 : YES）、穿刺針の入射方向位置が検出され、穿刺針の位置（ x, y ）が得られた素子列の有無を判定する。ここでの処理は、処理列番号 M を判別することで行う。すなわち、処理列番号 M が「2」以上であれば少なくとも 1 本の素子列で穿刺針の位置（ x, y ）が得られている。一方、処理走査線番号が「1」の場合は穿刺針の位置（ x, y ）の得られた素子列がないため（ステップ S 2 2 7 : NO）、対象部位に穿刺針が存在しないとしてステップ S 2 4 5 に移行する。

30

【 0 1 2 7 】

処理列番号 M が「2」以上の場合は（ステップ S 2 2 7 : YES）、先端位置特定部 3 7 4 b が、列番号 M - 1 について得られた穿刺針の位置（ x, y ）を先端位置として特定する（ステップ S 2 2 9）。

【 0 1 2 8 】

続いて、2 本以上の素子列で穿刺針の入射方向位置が検出されたか否かを判定する。ここでの処理も、処理列番号 M を判別することで行うことができる。すなわち、処理列番号 M が「3」以上であれば少なくとも 2 本の素子列で穿刺針の位置（ x, y ）が得られている。一方、処理列番号 M が「2」の場合は穿刺針の位置（ x, y ）が得られた素子列は 1 本であるため（ステップ S 2 3 1 : NO）、ステップ S 2 3 7 に移行する。

40

【 0 1 2 9 】

処理列番号 M が「3」以上の場合は（ステップ S 2 3 1 : YES）、予測位置算出部 3 7 5 b が、式（12）、（13）に従い、処理列番号 M M - 1 について得られた先端位置である穿刺針の位置（ x, y ）と、さらに 1 つ前の素子列番号 M - 2 について得られた穿刺針の位置（ x, y ）とを用いて列番号 M 以降の列毎に予測位置を算出する（ステップ S 2 3 5）。その後、ステップ S 2 3 7 に移行する。

50

【 0 1 3 0 】

そして、ステップ S 2 3 7 では、識別表示制御部 3 7 6 b が、先端位置の識別表示指示の有無を判定する。先端位置の識別表示「有」が選択されている場合には（ステップ S 2 3 7 : Y E S）、識別表示制御部 3 7 6 b が、超音波画像内の穿刺針の先端位置を識別表示する制御を行う（ステップ S 2 3 9）。また、予測位置の識別表示「有」が選択されている場合には（ステップ S 2 4 1 : Y E S）、識別表示制御部 3 7 6 b は、超音波画像内の穿刺針の予測位置を識別表示する制御を行う（ステップ S 2 4 3）。何れの識別表示も指示されておらず「無」が選択されている場合は、ステップ S 2 4 5 に移行する。

【 0 1 3 1 】

以上説明した第 2 実施形態によれば、第 1 実施形態と同様の効果を奏することができる。

10

【 0 1 3 2 】

なお、上記した実施形態では、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。これに対し、別の減衰特徴値である減衰強度値 β_i を算出し、減衰補正值 α_i にかえて減衰強度値 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 1 6 , 1 6 b からの超音波の入射信号強度 T_1 と、減衰補正值 α_i とから算出できる。

【 数 1 3 】

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

20

【 0 1 3 3 】

また、上記した実施形態では、医療用具として穿刺針を例示したが、本実施形態が対象とする医療用具は穿刺針に限定されるものではない。例えば、カテーテル、内視鏡、ステント、整形用金属、クリップ等、被検体内に挿入される他の医療用具を対象にすることもできる。

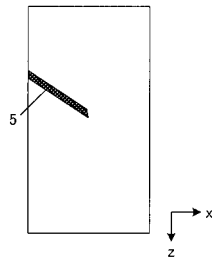
【 符号の説明 】

【 0 1 3 4 】

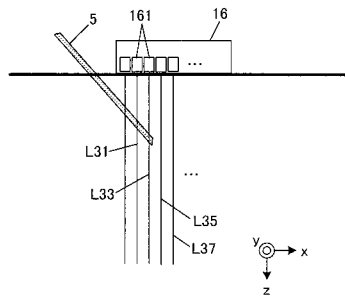
1 0 , 1 0 b ... 画像生成装置、1 6 , 1 6 b ... 超音波プローブ、1 6 1 ... 超音波素子、3 0 , 3 0 b ... 処理装置、3 1 0 ... 操作入力部、3 2 0 ... 表示部、3 4 0 ... 通信部、3 5 0 , 3 5 0 b ... 処理部、4 0 0 , 4 0 0 b ... 記憶部、3 6 0 ... 超音波測定制御部、3 6 1 ... 駆動制御部、3 6 3 ... 送受信制御部、3 6 5 ... 受信合成部、3 7 0 , 3 7 0 b ... 画像生成部、3 7 1 , 3 7 1 b ... 減衰特徴値算出部、3 7 2 , 3 7 2 b ... 微分値算出部、3 7 3 , 3 7 3 b ... 閾値判定部、3 7 4 , 3 7 4 b ... 先端位置特定部、3 7 5 , 3 7 5 b ... 予測位置算出部、3 7 6 , 3 7 6 b ... 識別表示制御部、3 7 6 , 3 7 7 b ... 識別表示制御部、4 1 0 , 4 1 0 b ... 画像生成プログラム、4 2 0 , 4 2 0 b ... 反射波データ、4 3 0 , 4 3 0 b ... 減衰特徴値データ、4 4 0 , 4 4 0 b ... 微分結果データ、4 5 0 , 4 5 0 b ... 検出結果データ、4 6 0 , 4 6 0 b ... 先端位置データ、4 7 0 , 4 7 0 b ... 予測位置データ、2 , 2 b ... 被検体

30

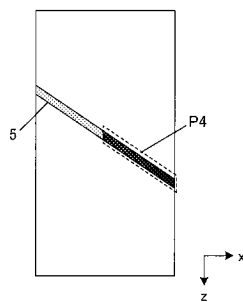
【図 8】



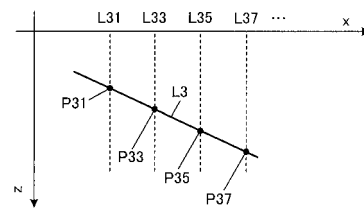
【図 9】



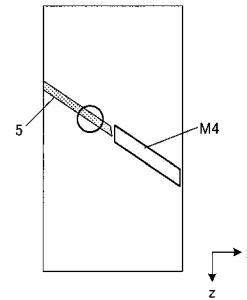
【図 12】



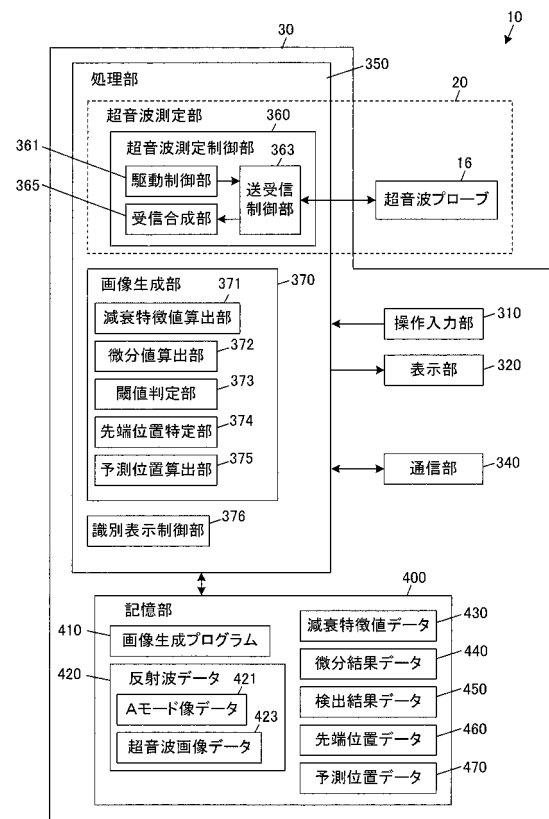
【図 10】



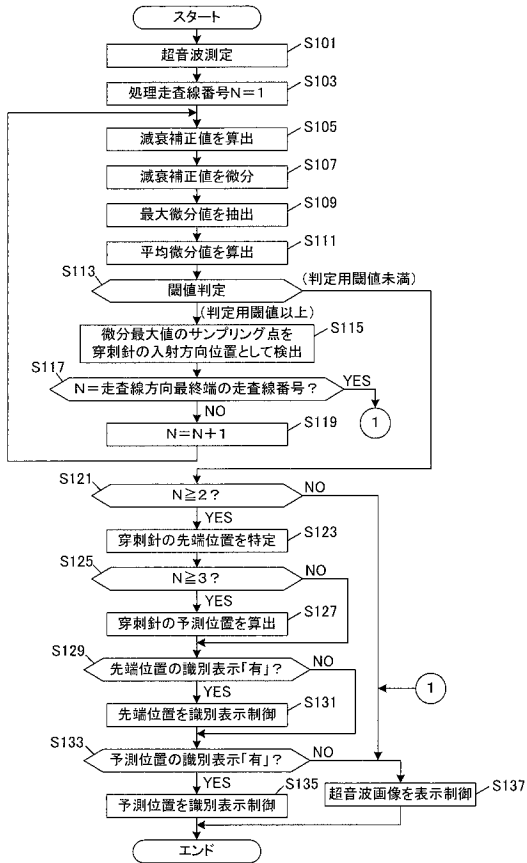
【図 11】



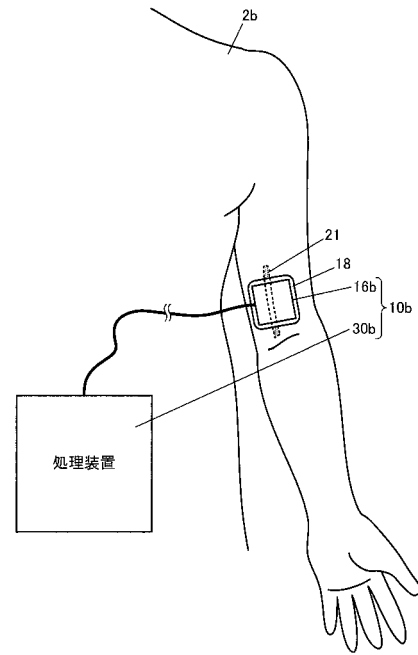
【図 13】



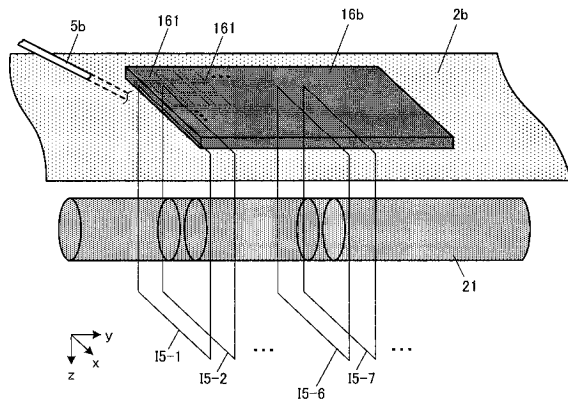
【図 14】



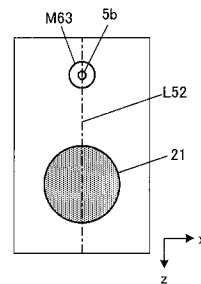
【図 15】



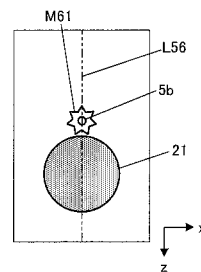
【図 16】



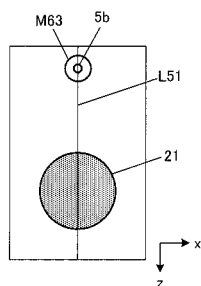
【図 18】



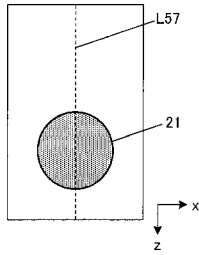
【図 19】



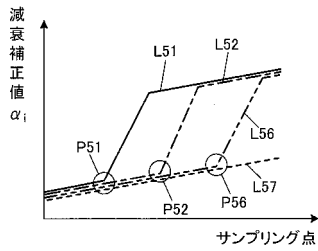
【図 17】



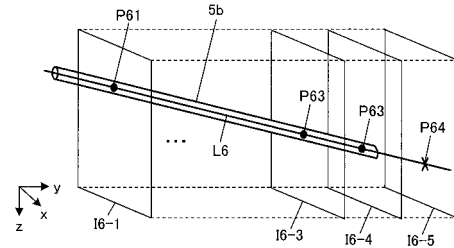
【図 20】



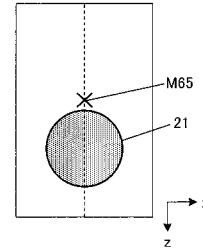
【図 21】



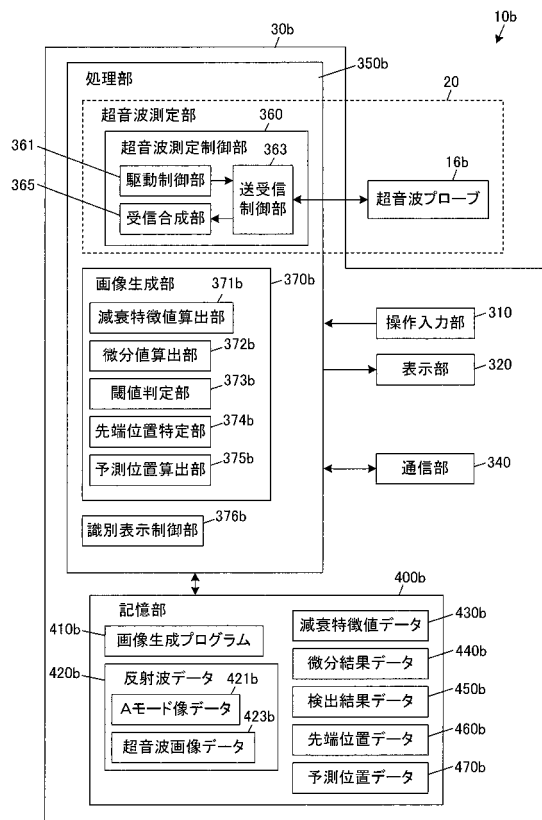
【図 22】



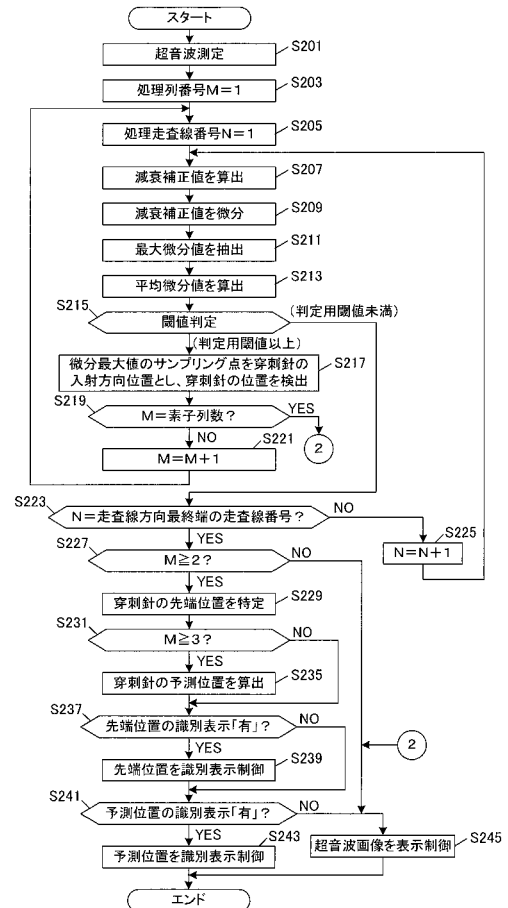
【図 23】



【図 24】



【図 25】



专利名称(译)	图像生成装置和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2017192478A	公开(公告)日	2017-10-26
申请号	JP2016083416	申请日	2016-04-19
[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/DD21 4C601/FF03 4C601/JB46 4C601/KK31		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种图像生成设备，其能够可靠且可视地容易地掌握要插入超声图像中的对象的医疗器械的位置。一种图像生成装置，包括运算处理单元，该运算处理单元基于从被检体入射到被检体上的超声波的反射波的接收信号生成超声波图像，单元350基于接收信号计算沿着超声波入射方向的每个位置处的衰减特征值，并且基于衰减特征值，将要插入到对象中的医疗设备的位置并且执行控制以识别和显示医疗设备在超声图像中的位置。 .The 13

