

(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2017-192479

(P2017-192479A)

(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 18 頁)

(21) 出願番号 特願2016-83417 (P2016-83417)
(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
(72) 発明者 鶴野 次郎
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

最終頁に続く

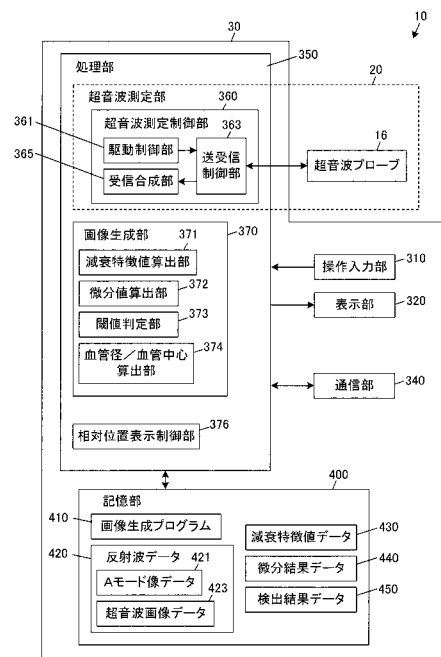
(54) 【発明の名称】 画像生成装置及び画像生成方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 生体内の所定器官の位置をユーザーが容易に把握することができる技術を提供すること。

【解決手段】 生体に入射した超音波の前記生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、演算処理部350が、受信信号に基づいて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371することと、減衰特徴値に基づいて生体内の所定器官の位置を検出することと、所定器官の位置を表示することと、を実行する画像生成装置10である。

【選択図】 図16



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生体に入射した超音波の前記生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生体内の所定器官の位置を検出することと、

前記所定器官の位置を表示することと、

を実行する画像生成装置。

10

【請求項 2】

前記超音波を入射させ、その反射波を受信する超音波素子を面状に配置した超音波プローブを備え、

前記表示することは、前記超音波素子に対する前記所定器官の相対的な位置を表示することを含む、

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、前記超音波の入射方向から見た平面視における前記所定器官の位置を検出することである、

請求項 2 に記載の画像生成装置。

20

【請求項 4】

前記検出することは、前記超音波の入射方向に沿った断面における前記所定器官の位置を検出することを含む、

請求項 1 ～ 3 の何れか一項に記載の画像生成装置。

【請求項 5】

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、

を更に実行し、

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所定器官の位置を検出することである、

30

請求項 4 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值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】

生体に入射した超音波の前記生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生体内の所定器官の位置を検出することと、

前記所定器官の位置を表示することと、

を含む画像生成方法。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】**

50

【0001】

本発明は、超音波画像を生成する画像生成装置及び画像生成方法に関する。

【背景技術】

【0002】

従来から、超音波プローブ（探触子）を用いて超音波測定を行い、超音波画像を生成する超音波診断装置が知られている。例えば特許文献1には、血管走行方向を認識し、血管走行方向と音線方向との成す角度を最適化することで画質のよい超音波画像を得られるようにした技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特開2003-102731号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

ところで、超音波診断装置は、対象部位の観察・診断に利用される場合の他、皮下に存在する所定器官の位置を確認あるいは特定する場合にも利用される。例えば、超音波画像を見ながら血管等の穿刺対象物の位置を確認し、穿刺針を刺す位置（穿刺位置）を決定するといったことが行われている。このような場合、超音波プローブを当てた皮下のどのあたりに目的の器官が存在するのかを知ることが重要である。そこで本発明は、生体内の所定器官の位置をユーザーが容易に把握することができる技術を提供することを目的として考案されたものである。

20

【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、生体に入射した超音波の前記生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生体内の所定器官の位置を検出することと、前記所定器官の位置を表示することと、を実行する画像生成装置である。

30

【0006】

また、他の発明として、生体に入射した超音波の前記生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生体内の所定器官の位置を検出することと、前記所定器官の位置を表示することと、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生体内の所定器官の位置を検出して当該位置を表示することができる。この表示によれば、生体内の所定器官の位置をユーザーが容易に把握することができる。

40

【0008】

また、第2の発明として、前記超音波を入射させ、その反射波を受信する超音波素子を面状に配置した超音波プローブを備え、前記表示することは、前記超音波素子に対する前記所定器官の相対的な位置を表示することを含む、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、超音波プローブが面状に配置して備える超音波素子に対する所定器官の相対的な位置を表示することができる。

【0010】

50

また、第3の発明として、前記検出することは、前記超音波の入射方向から見た平面視における前記所定器官の位置を検出することである、第2の発明の画像生成装置を構成してもよい。

【0011】

第3の発明によれば、超音波の入射方向から見た平面視における所定器官の位置を検出することができる。

【0012】

また、第4の発明として、前記検出することは、前記超音波の入射方向に沿った断面における前記所定器官の位置を検出することを含む、第1～第3の何れかの発明の画像生成装置を構成してもよい。

10

【0013】

第4の発明によれば、超音波の入射方向に沿った断面における所定器官の位置を検出することができる。

【0014】

また、第5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、を更に実行し、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所定器官の位置を検出することである、第4の発明の画像生成装置を構成してもよい。

【0015】

第5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、微分値から超音波の入射方向における所定器官の位置を検出することができる。

20

【0016】

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。

【0017】

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。

【0018】

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。

30

【0019】

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】

【0020】

【図1】 画像生成装置の全体構成例を示す図。

【図2】 超音波プローブの平面図。

40

【図3】 超音波プローブによる超音波測定を簡略的に示す概略斜視図。

【図4】 超音波プローブが貼付された皮下の血管を示す平面図。

【図5】 超音波画像を示す模式図。

【図6】 他の超音波画像を示す模式図。

【図7】 他の超音波画像を示す模式図。

【図8】 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9】 y方向中心走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

【図10】 他のy方向中心走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

【図11】 他のy方向中心走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

【図12】 血管中心上走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

50

【図 1 3】他の血管中心上走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

【図 1 4】他の血管中心上走査ラインに係る減衰補正値をグラフ化した図。

【図 1 5】超音波画像の表示画面の画面構成例を示す図。

【図 1 6】画像生成装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 1 7】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 8】超音波画像の表示画面の他の画面構成例を示す図。

【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。

【0022】

[全体構成]

図 1 は、本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り、超音波プローブ 16 の取り付け状態を示している。また、図 2 は、超音波プローブ 16 の平面図である。画像生成装置 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。

【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）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 3 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。

【0024】

粘着台座 18 は、皮膚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。本実施形態では、検出対象の被検体 2（生体）内の所定器官を血管として説明する。そこで、本実施形態では、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（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。

【0025】

このようにして対象部位に貼付される超音波プローブ 16 の外装には、図 2 に示すように、内蔵される素子 171 の列方向（血管 21 に沿わせる方向と直交する方向）に沿って印刷等により目盛りが記載されている。ここで、素子 171 は、図 2 中に破線で示す素子配置面（配置面）17 内に配置される。

【0026】

より詳細には、目盛りは、素子 171 の列方向に沿う外装上面の両端縁部において、それぞれ異なる表記で記載されている。図示の例では、図 2 に向かって左側の端縁部には「A」から「E」までのアルファベット表記で 5 つの目盛りが記載されており、右側の端縁部には、「1」から「5」までの数字表記で 5 つの目盛りが記載されている。これら左右の各目盛りによって、両端縁部の大まかな位置を識別することができる。なお、目盛りの数は適宜設定してよく、5 つより多くてもよいし少なくともよい。

【0027】

図 1 に戻る。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、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・

10

20

30

40

50

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。

【0028】

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。

10

【0029】

図 3 は、超音波プローブ 16 を被検体 2 の体表面に貼付して超音波測定している状態を簡略的に示す概略斜視図である。ここで、血管 21 に沿わせる素子 171 の行方向を 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。

【0030】

例えば、超音波プローブ 16 は、各素子 171 が列（以下、「素子列」ともいう）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素子 171 のピッチ分ずつ x 方向にずらしながら z 方向（生体表面からの深さ方向）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、本実施形態では、超音波画像 I 1 として、対象部位の x z 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 I 1 には、血管 21 の短軸像が描出される。得られた各超音波画像 I 1 は、例えば処理装置 30 が備える表示装置等において素子列番号の順に並べる等して表示される。

20

【0031】

また、各素子 171 と対向する生体表面内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 y z 平面に平行な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、例えば素子配置面 17 の対角線に沿う入射位置に係る A モード像を用いれば、当該対角線を通り素子配置面 17 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。

30

【0032】

〔概要〕

図 4 は、超音波プローブ 16 が貼付された皮下の血管 21 を示す平面図であり、超音波プローブ 16 の素子配置面 17 を併せて示している。また、図 5～図 7 は、図 4 に示す素子列 R 21, R 23, R 25 に係る超音波測定で得られた超音波画像を示す模式図であり、図 5 が素子列 R 21 に対応する超音波画像 I 1、図 6 が素子列 R 23 に対応する超音波画像 I 1、図 7 が素子列 R 25 に対応する超音波画像 I 1 をそれぞれ示す。図 5～図 7 の各図中、その始点（超音波ビームの入射位置）が素子配置面 17 の中心を通る x 方向中心線 L 21（図 4 参照）上にある走査ライン（x 方向中心走査ライン）L 311, L 313, L 315 を実線で示す。また、その始点が x y 平面で見た血管 21 の中心線（x y 平面視血管中心線）L 23（図 4 参照）上にあり、血管 21 の中心（血管中心）を通る走査ライン（血管中心上走査ライン）L 321, L 323, L 325 を一点鎖線で示している。

40

【0033】

上記したように、超音波プローブ 16 は、素子 171 の行方向（y 方向）が血管 21 に沿うように対象部位に貼付される。しかし、実際には、素子 171 の行方向を血管 21 の走行方向と完全に一致させるのは困難である。例えば図 4 の例では、血管 21 は、素子配置面 17 の中央付近を通り、y 方向に対して斜め（右下がり）に走行している。したがって、超音波画像で見ると、素子列 R 21 に対応する超音波画像では血管 21 は左寄りに描出され（図 5）、素子列 R 25 に対応する超音波画像では血管 21 は右寄りに描出される（図 7）。また、素子列 R 23 に対応する超音波画像では、血管 21 は、ほぼ中央に描出

50

される（図 6）。

【0034】

一方で、従来から、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、穿刺針を刺す位置（穿刺位置）を決定するといったことが行われている。しかし、このような用途に本実施形態の画像生成装置 10 を適用する場合、各超音波画像に描出されるのは血管 21 の短軸像（例えば、図 5～7 のような画像）であるため、その表示から対象部位の血管 21 の走行方向を一見して把握することは難しい。また、仮に血管 21 の長軸像が描出された yz 平面に平行な超音波画像を表示する構成とした場合でも、超音波プローブ 16 と表示装置とは別体であるため、皮下のどのあたりを血管 21 が走行しているのかを直観的に把握することは難しい。

10

【0035】

そこで本実施形態では、各素子列について走査ライン毎に、血管 21 の入射方向に沿った各入射方向位置（本実施形態では生体表面からの深さ方向の各位置）を検出する。そして、素子配置面 17 に対する血管 21 の相対的な位置（血管相対位置）を表示して医師等のユーザーに提示する。

【0036】

〔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、音波が球面状に広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。本実施形態では、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、超音波の拡散減衰及び吸収減衰はないものとする。

20

【0037】

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））。

【数 1】

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

30

【0038】

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】

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

40

【0039】

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】

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

【0040】

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

50

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、血管の前壁（血管前壁）及び後壁（血管後壁）の各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、血管前壁及び血管後壁の入射方向位置である。

【0041】

そこで、本実施形態では、減衰特徴値の 1 つである減衰補正值を算出する。図 8 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 8 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 8 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、超音波の拡散減衰及び吸収減衰はないものとする。

10

【0042】

図 8 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)）。

20

【数 4】

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

【0043】

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 ($i = 2, 3, \dots$) への入射信号強度 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 __ ($i - 1$) への入射信号強度 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)）。

30

【数 5】

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

【0044】

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

【数 6】

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

40

【0045】

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 ($j = 1, 2, \dots, i - 1$) に

50

よって超音波の一部が反射して入射信号強度 T_i が低下していることで、減衰した信号となる。

【0046】

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 ($j = 1, 2, \dots, i-1$) 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】

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

10

【0047】

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】

$$T_1 \times R_i = \alpha_i \times (T_i \times R_i) \quad \dots(8)$$

【0048】

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。

20

【数 9】

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

【0049】

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。

30

【0050】

図 9～図 11 は、図 5～図 7 に示す x 方向中心走査ライン $L311$, $L313$, $L315$ の各走査ラインに係る A モード像から算出した各走査ラインに係る減衰補正值 α_i をそれぞれグラフ化した図である。なお、図 9～図 11 では、横軸を走査ライン上に設定されるサンプリング点としている。本例では、各 x 方向中心走査ライン $L311$, $L313$, $L315$ 上には血管 21 が存在している。また、 x 方向中心走査ライン $L313$ は、血管中心上走査ライン $L323$ でもある。

40

【0051】

(1) 血管中心上走査ラインの選出

例えば図 10 に着目して見ると、血管 21 を通る走査ラインに係る減衰補正值 α_i は、血管前壁の入射方向位置 $P431$ 及び血管後壁の入射方向位置 $P433$ において値が大きく上昇する。また、図 10 のようにその走査ラインが血管中心上走査ラインであれば、血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置 $P431$, $P433$ 間の距離 (前後壁間距離) $D43$ が血管径に相当する。ここで、前後壁間距離は、血管中心上走査ライン上で最大となる。すなわち、図 9 や図 11 のように血管中心を通らない走査ラインで求まる前後壁間距離 $D411$, $D451$ は、図 10 の前後壁間距離 $D43$ よりも当然短くなる。したがって、血管中心上走査ラインの選出は、素子列毎に前後壁間距離が最大となる走査ラインを選ぶ

50

ことで行える。図 1 2 ～ 図 1 4 は、図 4 の各素子列 R 2 3 について選出した図 5 ～ 図 7 に示す血管中心上走査ライン L 3 2 1, L 3 2 3, L 3 2 5 の各走査ラインに係る減衰補正值 α_i を示す図である。これら血管中心上走査ライン L 3 2 1, L 3 2 3, L 3 2 5 で求まる前後壁間距離 D 4 1 3, D 4 3, D 4 5 3 が該当する素子列における血管径とされる。

【0052】

(2) 血管径及び血管中心位置の算出

血管中心上走査ラインを選出したならば、血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置から血管 2 1 の血管径及び血管中心位置を算出する。そのために先ず、血管前壁の入射方向位置からその x y z 空間内における位置（前壁位置）を求め、血管後壁の入射方向位置からその x y z 空間内における位置（後壁位置）を求める。x 座標は、その列方向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、y 座標は、その行番号を素子 1 7 1 のピッチに乗じることで求めることができる。一方、z 座標は、当該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、fs 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】

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

【0053】

続いて、求めた x y z 空間内の前壁位置及び後壁位置との距離を血管径とし、それらの中点を血管中心位置として算出する。血管中心位置が算出できれば、血管中心位置を x y 平面にプロットすることで x y 平面視血管中心線が定まる。本実施形態では、走査ラインの始点は各素子 1 7 1 と対向する生体表面内の位置であることから、x y 平面視血管中心線は、素子配置面 1 7 に対する血管相対位置を表す。

【0054】

(3) 素子配置面に対する血管相対位置の表示

血管相対位置の表示は、超音波画像の表示画面にて行う。本実施形態では、当該表示画面において、血管中心位置を y z 平面にプロットした y z 平面視血管中心線も併せて表示する。図 1 5 は、超音波画像の表示画面の画面構成例を示す図である。図 1 5 に示すように、超音波画像の表示画面は、血管相対位置表示部 W 5 1 と、y z 平面視血管位置表示部 W 5 3 と、超音波画像表示部 W 5 5 とを備える。

【0055】

先ず、血管相対位置表示部 W 5 1 の表示は、超音波プローブ 1 6 に記載された目盛りを付した素子配置面 1 7 を表す枠 5 1 1 内に、縦軸を x 方向、横軸を y 方向として x y 平面視血管中心線 5 1 3 を示すことで行う。血管相対位置表示部 W 5 1 の表示が、超音波の入射方向から見た平面視における所定器官（この場合は血管）の位置を示す表示である。この血管相対位置表示部 W 5 1 の表示によれば、素子配置面 1 7 に対する血管相対位置を超音波プローブ 1 6 に記載された目盛りとともに提示することができる。したがって、ユーザーは、アルファベット表記の目盛り及び数字表記の目盛りと、x y 平面視血管中心線 5 1 3 との位置関係によって、実際に被検体 2 に貼付された超音波プローブ 1 6 の皮下における対象部位の血管 2 1 の走行方向を容易に把握することができる。例えば、図 1 5 の例であれば、ユーザーは、超音波プローブ 1 6 に記載された目盛り「B」と「4」とを結ぶ方向に対象部位の血管 2 1 が走行していることを、直感的かつ一見しただけで瞬時に把握できる。これによれば、ユーザーは、例えば穿刺時において血管 2 1 の走行方向に対して意図した通りに穿刺針を穿刺することが容易に可能となり、目的の位置とは異なる位置に穿刺針を挿入する等の誤穿刺を未然に防ぐことができる。

【0056】

次に、y z 平面視血管位置表示部 W 5 3 の表示は、縦軸を z 方向、横軸を y 方向として y z 平面視血管中心線 5 3 1 を示すことで行う。y z 平面視血管位置表示部 W 5 3 の表示は、超音波の入射方向に沿った断面における所定器官（この場合は血管）の位置を示す表示の一例である。この y z 平面視血管位置表示部 W 5 3 の表示によれば、ユーザーは、超音波プローブ 1 6 の皮下を走行する対象部位の血管 2 1 の深さ方向（z 座標）の位置を容易に把握することができる。

【0057】

次に、超音波画像表示部 W 5 5 の表示は、素子列毎の超音波測定で得られた超音波画像（スライス像）を並べて表示することで行う。超音波画像表示部 W 5 5 に表示された各超音波画像は、超音波の入射方向に沿った断面における所定器官（この場合は血管）の位置を示す表示の一例である。図 1 5 においては、超音波画像表示部 W 5 5 には、3 つの超音波画像を表示しているが、表示する超音波画像の数は適宜設定でき、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、表示する超音波画像を切り替えることができる。図 1 5 では、超音波画像表示部 W 5 5 に表示された 3 つの超音波画像それぞれに対応する素子配置面 1 7 の走査方向が、血管相対位置表示部 W 5 1 の枠 5 1 1 内に点線で示されている。

【0058】

〔機能構成〕

図 1 6 は、画像生成装置 1 0 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 は、処理装置 3 0 と、超音波プローブ 1 6 とを備え、処理装置 3 0 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 と、記憶部 4 0 0 とを備える。

【0059】

超音波プローブ 1 6 は、複数の超音波素子 1 7 1 を備え、処理装置 3 0 （処理部 3 5 0 の超音波測定制御部 3 6 0）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 3 6 0 へ出力する。

【0060】

操作入力部 3 1 0 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 3 5 0 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。

【0061】

表示部 3 2 0 は、LCD（Liquid Crystal Display）等の表示装置によって実現され、処理部 3 5 0 からの表示信号に基づく各種表示、例えば図 1 5 に示した表示を行う。

【0062】

通信部 3 4 0 は、処理部 3 5 0 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 3 4 0 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。

【0063】

処理部 3 5 0 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 3 5 0 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 3 1 0 からの操作入力信号、超音波プローブ 1 6 からの各素子 1 7 1 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 3 5 0 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。

【0064】

この処理部 3 5 0 は、超音波測定制御部 3 6 0 と、画像生成部 3 7 0 と、相対位置表示

10

20

30

40

50

制御部 376 とを含む。

【0065】

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。

【0066】

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。

【0067】

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 171 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。

【0068】

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。

【0069】

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、血管径／血管中心算出部 374 とを備える。

【0070】

減衰特徴値算出部 371 は、各素子列において走査ライン毎に、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。

【0071】

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。

【0072】

閾値判定部 373 は、各素子列において走査ライン毎に、各サンプリング点の減衰補正值 α_i の微分値を閾値判定する。そして、閾値判定の判定結果に基づき血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置を検出する。これにより、超音波の入射方向から見た平面視における所定器官（この場合は血管（前壁及び外壁））の位置の検出や、超音波の入射方向に沿った断面における当該器官の位置の検出が行われることとなる。

【0073】

血管径／血管中心算出部 374 は、血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置のサンプリング点から $x y z$ 空間内の前壁位置及び後壁位置を算出し、血管径と血管中心とを得る。

【0074】

相対位置表示制御部 376 は、素子配置面 17 に対する血管相対位置を表示する制御を行う。

【0075】

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。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。

【0076】

10

20

30

40

50

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 とが格納される。

【0077】

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、相対位置標示制御部 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。

【0078】

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 の A モード像データ 421 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 423 は、超音波画像の画像データを素子列毎に記憶する。

【0079】

減衰特徴値データ 430 は、減衰特徴値算出部 371 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 440 は、微分値算出部 372 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。

【0080】

検出結果データ 450 は、閾値判定部 373 によって血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置が検出された各素子列について血管径／血管中心算出部 374 が算出した x y z 空間内の前壁位置及び後壁位置と、血管径と、血管中心位置とを素子列毎に記憶する。

【0081】

[処理の流れ]

図 17 は、本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 の体表面に貼付・固定される。

【0082】

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 S1）。

【0083】

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 S3）、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 S5）。その後、減衰特徴値算出部 371 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 S7）。

【0084】

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 S9）。

【0085】

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を閾値判定し（ステップ S11）、所定の判定用閾値以上のサンプリング点を検出することで、血管前壁の入射方向位置と、血管後壁の各入射方向位置とを得る（ステップ S13）。そして、得られた場合は、各入射方向位置間のサンプリング点距離を算出する（ステップ S15）。その後、処理走査線番号 N を判別し、走査方向最終端の走査線番号でなければ（ステップ S17：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 S19）、ステップ S7 に戻る。

【0086】

一方、処理走査線番号 N が走査方向最終端の走査線番号の場合は（ステップ S17：YES）、血管径／血管中心算出部 374 が、ステップ S15 で算出したサンプリング点距

10

20

30

40

50

離が最大の走査ラインを処理列番号Mの血管中心上走査ラインとして選出する（ステップS21）。続いて、血管径／血管中心算出部374は、血管中心上走査ライン上で検出された血管前壁及び血管後壁の各入射方向位置のサンプリング点を用いて、x y z空間内の前壁位置及び後壁位置を算出する（ステップS23）。そして、血管径／血管中心算出部374は、前壁位置と後壁位置との距離を血管径として算出し（ステップS25）、前壁位置と後壁位置との中点を血管中心位置として算出する（ステップS27）。

【0087】

その後、処理列番号Mが素子171の素子列数と一致していなければ（ステップS29：NO）、処理列番号Mをインクリメントして更新し（ステップS31）、ステップS5に戻る。一方、処理列番号Mが素子171の素子列数と一致している場合は（ステップS29：YES）、処理部350が、各素子列の超音波画像を並べた超音波画像の表示画面を表示部320に表示する制御を行う（ステップS33）。またその際、相対位置表示制御部376が、血管中心位置をx y平面にプロットしたx y平面視血管中心線を素子配置面17に対する血管相対位置の情報として、超音波画像の表示画面に表示する制御を行う（ステップS35）。なお、その他にも、y z平面視血管位置や、後述するy z平面視血管中心線に沿った対象部位の断面画像を超音波画像の表示画面に表示する制御が適宜行われる。

【0088】

以上説明したように、本実施形態によれば、素子配置面17に対する血管21の相対的な位置（血管相対位置）を表示してユーザーに提示することができる。これによれば、ユーザーは、実際に被検体2に貼付された超音波プローブ16の皮下における対象部位の血管21の走行方向を容易に把握することができる。

【0089】

なお、図15に例示した超音波画像の表示画面は一例であって、その画面構成は適宜変更してよい。図18は、表示画面の他の画面構成例を示す図である。図18の例では、超音波画像の表示画面は、血管相対位置表示部W511と、y z平面視血管位置表示部W53と、超音波画像表示部W55と、血管長軸断面表示部W57を備える。

【0090】

本変形例の血管相対位置表示部W511では、図15の血管相対位置表示部W51に付した目盛りにかえて、素子配置面17のx方向中心線515とx y平面視血管中心線513との成す角度を表示する。また、血管長軸断面表示部W57には、x y平面視血管中心線513に沿った対象部位の断面画像が表示される。この断面画像は、血管中心上走査ラインとして選出された走査ラインに係るAモード像を用いて超音波画像を生成することで得ることができ、血管中心を通る血管21の長軸断面像が描出される。この断面画像は、超音波の入射方向に沿った断面における所定器官（この場合は血管）の位置を示す画像の一例である。

【0091】

また、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(11)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 とから算出できる。

【数11】

$$\beta_i = (T_1 - \alpha_i) - (T_1 - \alpha_1) \quad \cdots (11)$$

【0092】

また、上記した実施形態では、生体内の所定器官として血管を例示したが、本発明が対象とする器官は血管に限定されるものではない。脂肪層や筋肉層より硬質な器官であれば対象として好適であり、例えば、管状の臓器、リンパ管、神経線維の束等を対象にすることができる。

【符号の説明】

10

20

30

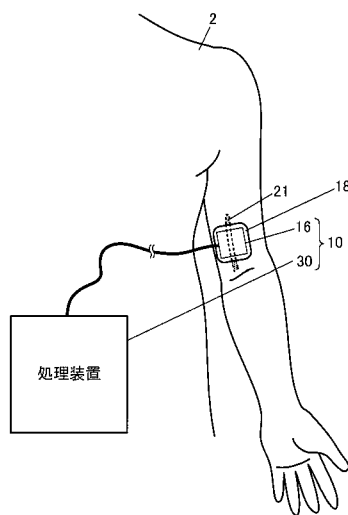
40

50

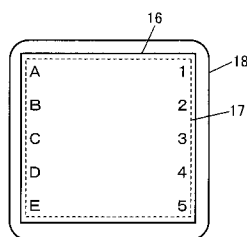
【0093】

10…画像生成装置、16…超音波プローブ、30…処理装置、310…操作入力部、320…表示部、340…通信部、350…処理部、360…超音波測定制御部、361…駆動制御部、363…送受信制御部、365…受信合成部、370…画像生成部、371…減衰特徴値算出部、372…微分値算出部、373…閾値判定部、374…血管径／血管中心算出部、376…相対位置表示制御部、400…記憶部、410…画像生成プログラム、420…反射波データ、430…減衰特徴値データ、440…微分結果データ、450…検出結果データ

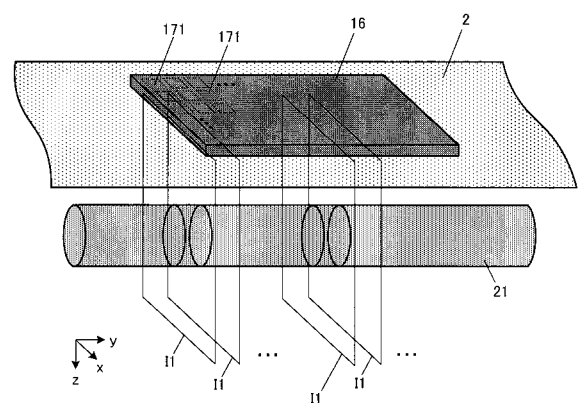
【図1】



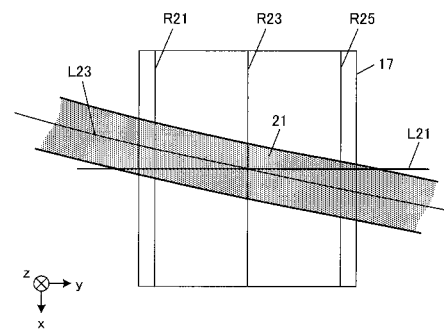
【図2】



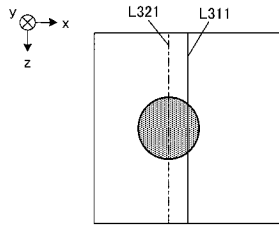
【図3】



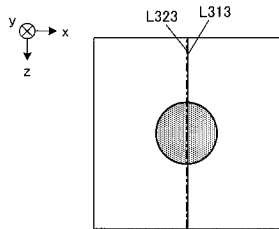
【図4】



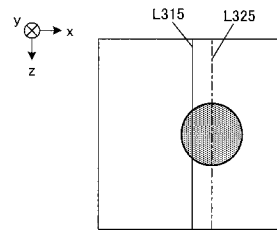
【図 5】



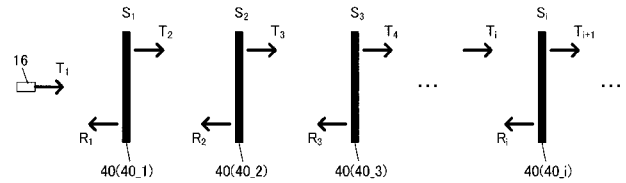
【図 6】



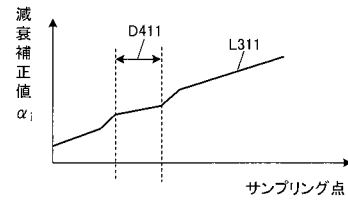
【図 7】



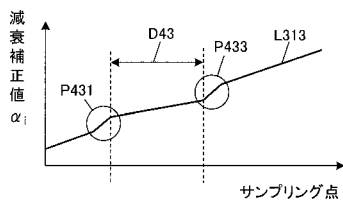
【図 8】



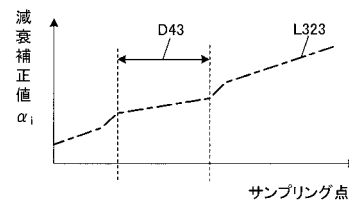
【図 9】



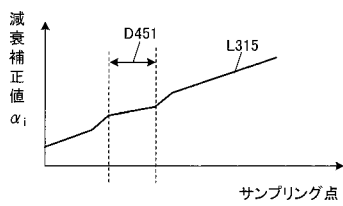
【図 10】



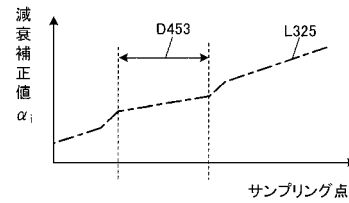
【図 13】



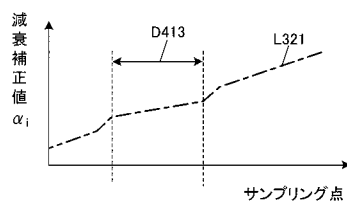
【図 11】



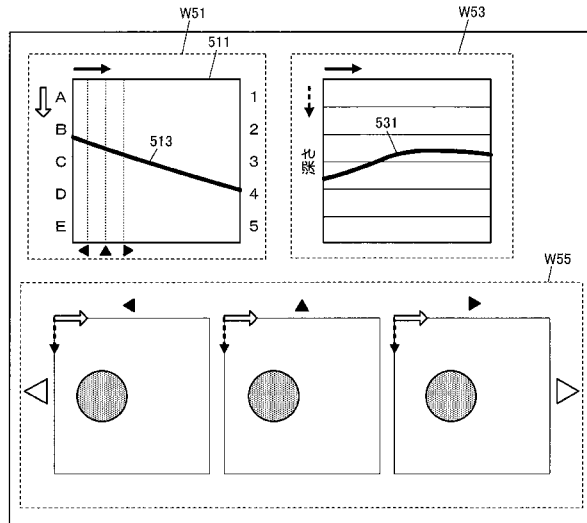
【図 14】



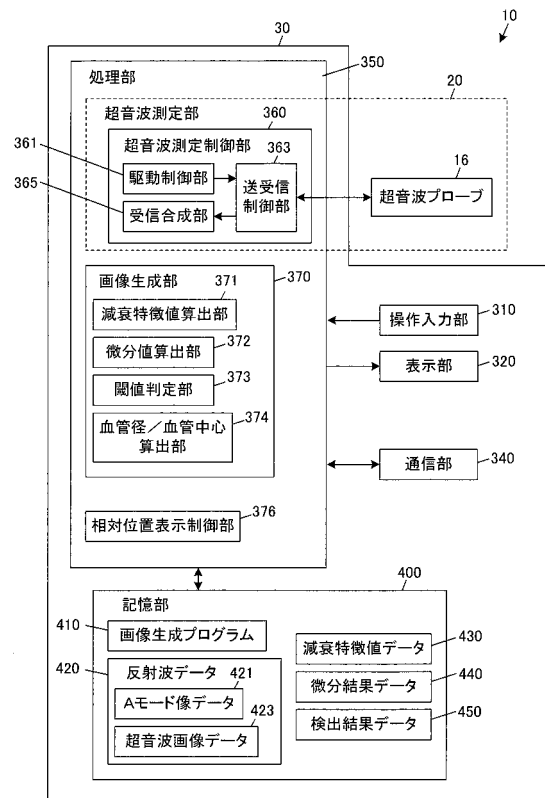
【図 12】



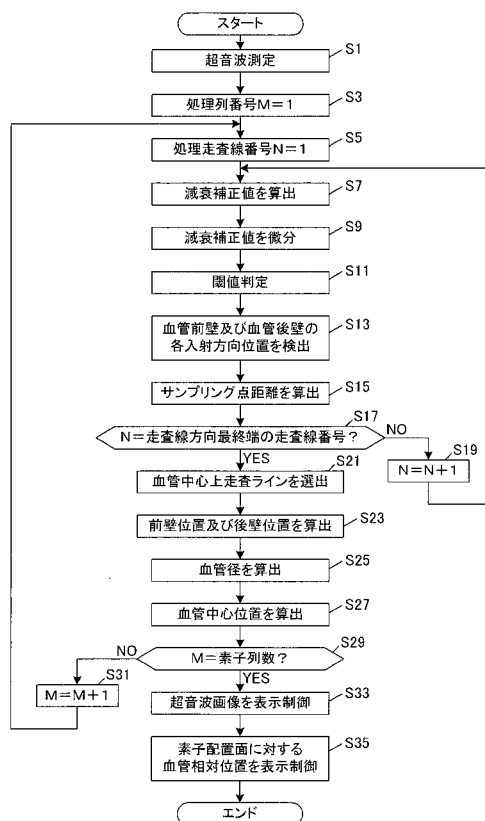
【図 15】



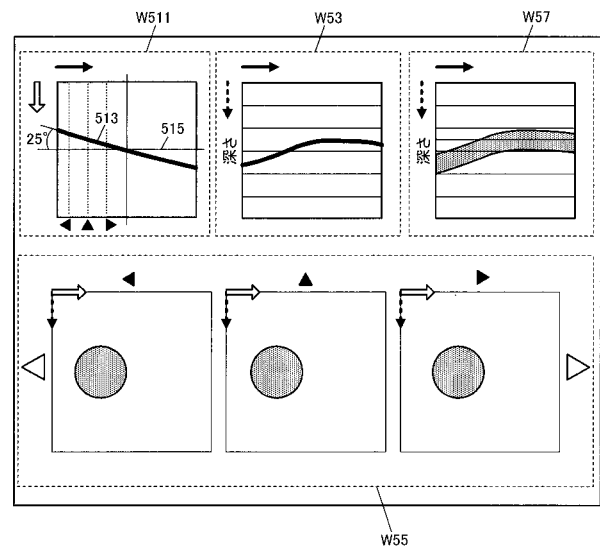
【図 16】



【図 17】



【図 18】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C601 DD14 EE04 JB45 JB46 JB51 KK03

专利名称(译)	图像生成装置和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2017192479A	公开(公告)日	2017-10-26
申请号	JP2016083417	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 鶴野次郎		
发明人	渡邊 亮基 鶴野 次郎		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD14 4C601/EE04 4C601/JB45 4C601/JB46 4C601/JB51 4C601/KK03		
代理人(译)	渡边和明 西田圭介 仲井 智至		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题是提供技术领域本发明涉及一种能够容易地掌握生物体内的预定器官的位置的技术。 解决方案：图像生成设备10设置有算术处理单元350，用于基于来自入射在生物体上的超声波的生物体的反射波的接收信号生成超声波图像，算术处理单元350基于接收信号计算沿超声波入射方向的每个位置处的衰减特征值，基于衰减特征值检测活体中预定器官的位置，并显示图像的位置。 .The 16

