

(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2017-184846

(P2017-184846A)

(43) 公開日 平成29年10月12日(2017.10.12)

(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 16 頁)

(21) 出願番号 特願2016-74035 (P2016-74035)
(22) 出願日 平成28年4月1日 (2016.4.1)(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 EE11 EE22 JB11 JB40 JB46
JB53 KK45

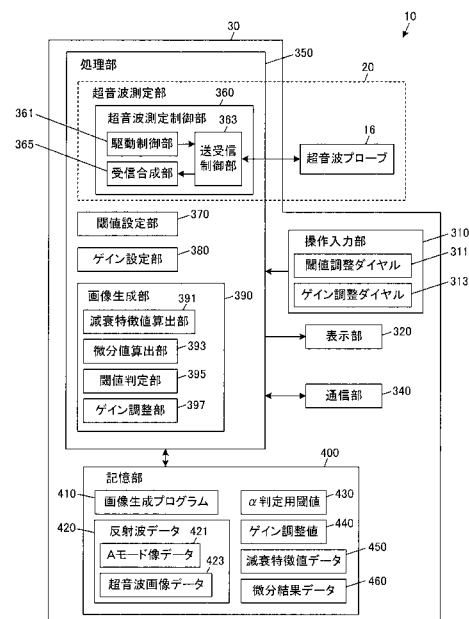
(54) 【発明の名称】 画像生成装置および画像生成方法

(57) 【要約】

【課題】超音波画像の生成に際し、観察に適した表示をするための受信信号の調整を実現する技術の提供。

【解決手段】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、前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出することと、前記微分値を閾値判定することと、前記閾値判定の判定結果を用いて前記受信信号を調整した前記超音波画像を生成することと、を実行する画像生成装置である。

【選択図】 図8



【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、

前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出することと、

前記微分値を閾値判定することと、

前記閾値判定の判定結果を用いて前記受信信号を調整した前記超音波画像を生成することと、

を実行する画像生成装置。

10

【請求項 2】

閾値を入力するための操作部を備え、

前記閾値判定することは、前記閾値を用いて前記微分値を閾値判定することである、

請求項 1 に記載の画像生成装置。

【請求項 3】

前記超音波画像を生成することは、前記判定結果に基づき前記入射方向における調整対象部分を特定し、当該調整対象部分に係る受信信号を調整することを含む、

請求項 1 又は 2 に記載の画像生成装置。

20

【請求項 4】

前記超音波画像を生成することは、前記調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に上げることである、

請求項 3 に記載の画像生成装置。

【請求項 5】

前記超音波画像を生成することは、前記調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に下げることである、

請求項 3 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。

30

【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。

【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、

40

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、

前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出することと、

前記微分値を閾値判定することと、

前記閾値判定の判定結果を用いて前記受信信号を調整した前記超音波画像を生成することと、

を含む画像生成方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

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超音波画像の表示にあたっては、その観察の目的や観察対象の部位等に合った見易い（観察し易い）表示が求められる。そのための機能として、エコー信号の増幅利得を調整するSTC（Sensitivity Time Control）機能がある。例えば特許文献1には、予め輝度分布パターン（ヒストグラムセット）と対応付けて適用利得の補正量情報を設定しておき、受信信号強度に基づき生成した画像の輝度分布と類似する輝度分布パターンの補正量情報を用いて、適用利得を補正する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2011-50646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、あらゆる疾患や部位の観察に対応するためには、予めそれらを想定して輝度分布パターンを設定しておく必要がある。加えて輝度分布パターンには個人差もあることから、その事前設定は困難といえる。そこで本発明は、超音波画像の生成に際し、事前のデータの用意を必要とすることなく観察に適した表示をするための受信信号の調整を実現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、前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出することと、前記微分値を閾値判定することと、前記閾値判定の判定結果を用いて前記受信信号を調整した前記超音波画像を生成することと、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、前記減衰特徴値の前記入射方向に沿った微分値を算出することと、前記微分値を閾値判定することと、前記閾値判定の判定結果を用いて前記受信信号を調整した前記超音波画像を生成することと、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、超音波の受信信号から減衰特徴値を算出して用い、減衰特徴値の変化に基づき受信信号を調整した超音波画像を生成することができる。よって、超音波画像の生成に際し、事前のデータの用意を必要とすることなく観察に適した表示をするための受信信号の調整を実現できる。

【0008】

また、第2の発明として、閾値を入力するための操作部を備え、前記閾値判定することは、前記閾値を用いて前記微分値を閾値判定することである、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、操作部を介して入力された閾値を用いて微分値を閾値判定することができる。

【0010】

10

20

30

40

50

また、第 3 の発明として、前記超音波画像を生成することは、前記判定結果に基づき前記入射方向における調整対象部分を特定し、当該調整対象部分に係る受信信号を調整することを含む、第 1 又は第 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、入射方向に沿った減衰特徴値の変化に基づき調整対象部分を特定し、調整対象部分に係る受信信号を調整することができる。

【0012】

また、第 4 の発明として、前記超音波画像を生成することは、前記調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に上げることである、第 3 の発明の画像生成装置を構成してもよい。

【0013】

第 4 の発明によれば、調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に上げることができる。

【0014】

また、第 5 の発明として、前記超音波画像を生成することは、前記調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に下げることである、第 3 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、調整対象部分に係る受信信号のゲインを相対的に下げるることができる。

【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值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值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。

【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】画像生成装置のシステム構成例を示す図。

【図 2】超音波画像の一例を示す図。

【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】図 2 中に破線で示す走査ラインに係る A モード像を示す図。

【図 5】図 4 の A モード像から求めた減衰補正值を示す図。

【図 6】図 5 の減衰補正值の一次微分結果を示す図。

【図 7】図 5 の減衰補正值の二次微分結果を示す図。

【図 8】画像生成装置の機能構成例を示すブロック図。

【図 9】超音波画像の生成処理の流れを示すフローチャート。

【図 10】図 4 の A モード像から求めた減衰強度値を示す図。

【図 11】図 10 の減衰強度値の一次微分結果を示す図。

【図 12】図 10 の減衰強度値の二次微分結果を示す図。

【発明を実施するための形態】

10

20

30

40

50

【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のシステム構成例を示す図である。画像生成装置10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、超音波プローブ（探触子）16と、処理装置30とを備え、超音波測定を利用して被検体2の生体情報を取得する。

10

【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の超音波のパルス信号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。

【0024】

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IC34とが搭載されている。この処理装置30は、CPU32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。

20

【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。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。

30

【0026】

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。

40

【0027】

[概要]

図2は、Bモード像として得られた対象部位の超音波画像の一例を示す図である。図2中上側が生体表面側（超音波の入射側）であり、例えば上層が脂肪層（皮下脂肪）A11、その内側が筋肉層A13である。脂肪層A11と筋肉層A13との境界部分や、筋肉層A13とその下層領域A15との境界部分には、筋肉層A13の筋肉を包む膜（筋膜）B11、B13が介在する。

【0028】

ところで、従来から、図2に示すような対象部位の超音波画像を見ながら穿刺針を刺す

50

位置（穿刺位置）を決定するといったことが行われている（穿刺モード）。この穿刺モードにおける超音波画像の表示にあたっては、筋膜B11、B13を把握し易い表示が求められている。一方で、脂肪層A11や筋肉層A13については、その領域内がちらつくスペckルノイズを抑えた表示が求められている。

【0029】

そこで本実施形態では、超音波の入射方向に沿った筋膜B11、B13や脂肪層A11、筋肉層A13の入射方向位置（本実施形態では生体表面からの深さ方向の各位置）を特定する。そして、筋膜B11、B13の入射方向位置では予め定められる基準値よりもゲインを上げて筋膜B11、B13を強調表示する一方、脂肪層A11および筋肉層A13の入射方向位置では、ゲインを基準値より下げることでそれらの領域においてスペckルノイズの発生を抑制する。

10

【0030】

[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、超音波の拡散減衰および吸収減衰はないものとする。

20

【0031】

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】

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

【0032】

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。

30

【数2】

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

【0033】

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】

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

40

【0034】

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。したがって、この減衰の程度から、筋膜B11、B13や脂肪層A11、筋肉層A13等の調整対象部分の入射方向位置を特定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、異なる媒質の境界面つまり筋膜B11、B13の

50

入射方向位置であり、減衰の小さいところが、同じ媒質の範囲、つまり脂肪層 A 1 1 や筋肉層 A 1 3 等の入射方向位置である。

【0035】

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。

【0036】

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, ...)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))。

【数4】

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

【0037】

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(5))。

【数5】

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

【0038】

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】

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

【0039】

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。

【0040】

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

10

20

30

40

50

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】

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

【0041】

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 は上記式 (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。

10

【数 8】

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

【0042】

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。

【数 9】

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

20

【0043】

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。

【0044】

図 4 は、図 2 中に破線で示す走査ライン L_1 に係る A モード像を示す図である。また、図 5 は、図 4 の A モード像から各サンプリング点を i として式 (9) に従い求めた減衰補正值 α_i を示す図である。なお、図 4 等では、横軸を超音波の入射位置 (生体表面位置) からの各サンプリング点の距離としている。また、図 4 等において、範囲 C 2 1 が図 2 に示す脂肪層 A 1 1、範囲 C 2 2 が筋膜 B 1 1、範囲 C 2 3 が筋肉層 A 1 3、範囲 C 2 4 が筋膜 B 1 3、範囲 C 2 5 が下層領域 A 1 5 の入射方向位置にそれぞれ対応している。

30

【0045】

図 4 に示すように、脂肪層 A 1 1 と筋肉層 A 1 3 とを隔てる筋膜 B 1 1 の入射方向位置では、反射強度が大きい。また、筋肉層 A 1 3 と下層領域 A 1 5 とを隔てる筋膜 B 1 3 の入射方向位置では、そこに到達するまでの減衰作用により筋膜 B 1 1 の入射方向位置ほど大きくはないものの、周囲と比べて反射強度が大きくなっている。したがって、図 5 の減衰補正值 α_i でみれば、その変化は、理想状態と比べて減衰の程度が特に大きい内側 (深度の深い側) の筋膜 B 1 3 の入射方向位置で最も大きく、その次に外側 (深度の浅い側) の筋膜 B 1 1 の入射方向位置で大きくなる。一方、脂肪層 A 1 1 や筋肉層 A 1 3、下層領域 A 1 5 の入射方向位置では、減衰補正值 α_i の変化は小さい。

40

【0046】

以上のようにして減衰補正值 α_i を求めたならば、減衰補正值 α_i を入射方向に沿って微分し、所定の α 判定用閾値を用いて微分値を閾値判定する。図 6 は、図 5 の減衰補正值 α_i の一次微分結果を示す図であり、図 7 は、二次微分結果を示す図である。本実施形態では、例えば一次微分結果を閾値判定する。その際、例えば、図 6 に示す α 判定用閾値 D 3 を用い、微分値が α 判定用閾値 D 3 を超えているサンプリング点を筋膜の入射方向位置、 α 判定用閾値 D 3 以下のサンプリング点を、脂肪層や筋肉層等の筋膜以外の入射方向位

50

置として特定する。

【0047】

なお、閾値判定は、一次微分結果に対して行う場合に限らず、図7に示す二次微分結果に対して行ってもよい。例えば、図7に示す α 判定用閾値D4を用い、微分値が α 判定用閾値D4を超えているサンプリング点を筋膜の入射方向位置、 α 判定用閾値D4以下のサンプリング点を筋膜以外の入射方向位置として特定してもよい。

【0048】

〔機能構成〕

図8は、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。

10

【0049】

超音波プローブ16は、複数の超音波素子を備え、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。

【0050】

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。

20

【0051】

この操作入力部310は、 α 判定用閾値の指示値（ α 閾値指示値）を入力するための閾値調整ダイヤル311と、後述するゲイン調整値の指示値（ゲイン指示値）を入力するためのゲイン調整ダイヤル313とを備える。閾値調整ダイヤル311の目盛りには、その α 閾値指示値が、予め定められる α 判定用閾値の最小値から最大値までの範囲で割り当てられる。また、ゲイン調整ダイヤル313の目盛りには、そのゲイン指示値が、予め定められるゲイン調整値の最小値から最大値までの範囲で割り当てられる。なお、閾値調整ダイヤル311やゲイン調整ダイヤル313は、例えば「小」「中」「大」の3段階や、「1」～「5」の5段階等のように、 α 閾値指示値やゲイン指示値を段階的に上下させるものであってもよい。また、ダイヤルスイッチ等の物理的なスイッチで実現する場合に限らず、表示部320を兼ねるタッチパネル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。この場合、ユーザーは、タッチパネルをタッチ操作して α 閾値指示値やゲイン指示値を入力する。

30

【0052】

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。

【0053】

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IC34がこれに該当する。

40

【0054】

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メモリー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CPU3

50

2 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。

【0055】

この処理部 350 は、超音波測定制御部 360 と、閾値設定部 370 と、ゲイン設定部 380 と、画像生成部 390 とを含む。

【0056】

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。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。

10

【0057】

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。

【0058】

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フィルタ処理等を行い、処理結果を受信合成部 365 に出力する。

【0059】

20

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行う。ここでの処理により、走査ライン毎に各サンプリング点の受信信号強度が得られる。

【0060】

閾値設定部 370 は、閾値調整ダイヤル 311 のダイヤル位置に従い、 α 判定用閾値 430 を設定する。ゲイン設定部 380 は、ゲイン調整ダイヤル 313 のダイヤル位置に従い、ゲイン調整値 440 を設定する。

【0061】

画像生成部 390 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 390 は、減衰特徴値算出部 391 と、微分値算出部 393 と、閾値判定部 395 と、ゲイン調整部 397 とを備える。

30

【0062】

減衰特徴値算出部 391 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。

【0063】

微分値算出部 393 は、減衰特徴値算出部 391 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（つまり走査ラインの方向）に沿って微分する。

【0064】

閾値判定部 395 は、走査ライン毎に、 α 判定用閾値 430 を用いて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。本実施形態では、微分値が α 判定用閾値 430 を超えているサンプリング点を筋膜の入射方向位置として特定する一方、微分値が α 判定用閾値 430 以下のサンプリング点を筋膜以外の入射方向位置として特定する。

40

【0065】

ゲイン調整部 397 は、ゲイン調整値 440 を用い、各サンプリング点が筋膜の入射方向位置なのか筋膜以外の入射方向位置なのかに応じて適用するゲイン値を調整する。本実施形態では、筋膜の入射方向位置に対しては所定の基準値にゲイン調整値 440 を加算してゲイン値を調整する一方、筋膜以外の入射方向位置に対しては基準値からゲイン調整値 440 を減算してゲイン値を調整する。

【0066】

50

記憶部 400 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 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、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 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るとしてもよい。

【0067】

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、 α 判定用閾値 430 と、ゲイン調整値 440 と、減衰特徴値データ 450 と、微分結果データ 460 とが格納される。

【0068】

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 や閾値設定部 370、ゲイン設定部 380、画像生成部 390 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。

【0069】

反射波データ 420 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 420 は、フレーム毎に取得される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 モード像であるフレーム毎の超音波画像データ 423 とを含む。

【0070】

α 判定用閾値 430 には、閾値調整ダイヤル 311 のダイヤル位置に割り当てられた α 判定用閾値が閾値設定部 370 によって設定される。ゲイン調整値 440 には、ゲイン調整ダイヤル 313 のダイヤル位置に割り当てられたゲイン調整値がゲイン設定部 380 によって設定される。

【0071】

減衰特徴値データ 450 は、減衰特徴値算出部 391 が算出した減衰補正值 α_i を各走査ラインのサンプリング点毎に記憶する。微分結果データ 460 は、微分値算出部 393 が算出した減衰補正值 α_i の微分値を各走査ラインのサンプリング点毎に記憶する。

【0072】

[処理の流れ]

図 9 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 の体表面に当てられる。

【0073】

まず、操作入力部 310 によるユーザーの操作入力を受け付ける。ここでは、閾値調整ダイヤル 311 およびゲイン調整ダイヤル 313 の操作を受け付けるとともに (ステップ S1)、所定の測定開始操作が入力されるまで待機状態となる (ステップ S3: NO)。

【0074】

そして、測定開始操作が入力されたならば (ステップ S3: YES)、閾値設定部 370 が、閾値調整ダイヤル 311 のダイヤル位置に基づいて、その α 閾値指示値を α 判定用閾値 430 として設定する (ステップ S5)。また、ゲイン設定部 380 が、ゲイン調整ダイヤル 313 のダイヤル位置に基づいて、そのゲイン指示値をゲイン調整値 440 として設定する (ステップ S7)。

【0075】

その後、超音波測定部 20 が超音波測定を行う (ステップ S9)。

【0076】

10

20

30

40

50

続いて、全ての走査ラインを順次処理対象ラインとし、ループAの処理を繰り返す（ステップS11～ステップS29）。すなわち、ループAでは先ず、減衰特徴値算出部391が、超音波の入射側のサンプリング点から順番に、全ての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S13）。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。

【0077】

そして、微分値算出部393が、ステップS13で求めた処理対象ラインの減衰補正值 α_i を微分する（ステップS15）。

【0078】

続いて、処理対象ラインの各サンプリング点を順次処理対象点とし、ループBの処理を繰り返す（ステップS17～ステップS27）。すなわち、ループBでは先ず、閾値判定部395が、 α 判定用閾値430を用いて処理対象点の微分値を閾値判定する（ステップS19）。そして、微分値が α 判定用閾値430を超えている場合は処理対象点を筋膜の入射方向位置として特定し（ステップS21：YES）、続いてゲイン調整部397が、所定の基準値にゲイン調整値440を加算して処理対象点のゲイン値を調整する（ステップS23）。一方、微分値が α 判定用閾値430以下であれば処理対象点を筋膜以外の入射方向位置として特定し（ステップS21：NO）、ゲイン調整部397は、基準値からゲイン調整値440を減算して処理対象点のゲイン値を調整する（ステップS25）。

【0079】

このループBの処理を処理対象ラインの全てのサンプリング点について行ったならば、処理対象ラインについてのループAの処理を終える。そして、全ての走査ラインについてループAの処理を行ったならば、ステップS23、S25でサンプリング点毎に調整したゲイン値を各サンプリング点に適用して受信信号の増幅を行い、超音波画像を生成する（ステップS31）。ここで生成された超音波画像は、適宜表示部320に表示制御される。

【0080】

以上説明したように、本実施形態によれば、超音波画像中で筋膜を強調表示するとともに、脂肪層や筋肉層等の領域においてはスペックルノイズの発生を抑制することができる。したがって、筋膜の把握がし易く、且つ脂肪層や筋肉層等の領域でちらつきを抑えた超音波画像の表示が実現できるので、例えば穿刺モードに合った超音波画像の見易さを向上させることができる。

【0081】

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 を用いる変形例を構成してもよい。減衰強度値 β_i は、次式（10）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10】

$$\beta_i = (T_1 - \alpha_i) - (T_1 - \alpha_1) \quad \cdots (10)$$

【0082】

図10は、図4のAモード像からサンプリング点を i として式（10）に従い求めた減衰強度値 β_i を示す図である。図10に示すように、減衰強度値 β_i の変化は、符号は逆であるが減衰補正值 α_i と同様に、内側の筋膜B13（範囲C24）の入射方向位置で最も大きく、その次に外側の筋膜B11（範囲C22）の入射方向位置で大きくなる。一方、脂肪層A11や筋肉層A13、下層領域A15の入射方向位置では減衰強度値 β_i の変化は小さい。

【0083】

本変形例では、減衰強度値 β_i を入射方向に沿って微分し、所定の β 判定用閾値を用い

10

20

30

40

50

て微分値を閾値判定する。図 11 は、図 10 の減衰強度値 β_i の一次微分結果を示す図であり、図 12 は、二次微分結果を示す図である。一次微分結果を閾値判定するのであれば、例えば図 11 に示す β 判定用閾値 D5 を用い、微分値が β 判定用閾値 D5 以下のサンプリング点を筋膜の入射方向位置、 β 判定用閾値 D5 を超えているサンプリング点を筋膜以外の入射方向位置として特定する。また、二次微分結果を閾値判定する場合には、例えば図 12 に示す β 判定用閾値 D6 を用い、微分値が β 判定用閾値 D6 以下のサンプリング点を筋膜の入射方向位置、 β 判定用閾値 D6 を超えているサンプリング点を筋膜以外の入射方向位置として特定する。

【0084】

また、上記した実施形態では、ゲイン調整ダイヤル 313 で入力されたゲイン調整値を用いて筋膜の入射方向位置に適用するゲイン値を高くし、筋膜以外の入射方向位置に適用するゲイン値を低くすることとした。これに対し、筋膜用と筋膜以外用の 2 つのゲイン調整ダイヤルを設け、別個にゲイン調整値を入力できるようにしてもよい。そして、筋膜用のゲイン調整ダイヤルで入力されたゲイン調整値を用いて筋膜の入射方向位置に適用するゲイン値を高く調整し、筋膜以外用のゲイン調整ダイヤルで入力されたゲイン調整値を用いて筋膜以外の入射方向位置に適用する低くゲイン値を調整するようにしてもよい。

【0085】

また、上記した実施形態では、筋膜の入射方向位置に適用するゲイン値を高く調整することで筋膜を強調表示することとした。これに対し、筋膜の入射方向位置の受信信号強度を補正することで筋膜の強調表示を行う（鮮明に表示する）ようにしてもよい。補正は、例えば、筋膜の入射方向位置として特定したサンプリング点の反射強度（受信信号強度）に、該当するサンプリング点に係る減衰補正值 α_i を乗じることで行う。

【0086】

減衰特徴値として減衰強度値 β_i を用いる場合も同様に、筋膜の入射方向位置においてその反射強度（受信信号強度）を補正してもよい。具体的には、次式（11）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、筋膜の入射方向位置として特定したサンプリング点の反射強度（受信信号強度） R_i と、減衰強度値 β_i とを用いて、補正した受信信号強度 R_i' を算出する。

【数 11】

$$R_i' = \beta_i \times (-R_i) + \left(\frac{R_i}{T_1} \right) \quad \cdots (11)$$

【0087】

また、上記した実施形態では、閾値調整ダイヤル 311 のダイヤル位置に従って α 判定用閾値を設定する構成とした。これに対し、 α 判定用閾値は、減衰補正值 α_i から算出して設定してもよい。例えば、減衰補正值 α_i の平均値を走査ライン毎に求め、その所定倍（例えば 10 倍）の値を、該当する走査ラインに適用する α 判定用閾値としてもよい。減衰特徴値として減衰強度値 β_i を用いる場合も、同様の要領で減衰強度値 β_i の平均値を走査ライン毎に求め、各々の所定倍の値を各走査ラインに適用する β 判定用閾値としてもよい。

【0088】

また、上記した実施形態では、穿刺モードを例示し、筋膜の入射方向位置を強調表示する一方で、脂肪層や筋肉層等の筋膜以外の入射方向位置ではスペックルノイズを抑制することとした。しかし、超音波画像を観察する目的が変われば、超音波画像内で目立たせたり、あるいは鮮明に表示させたい箇所も変わる。例えば、上記した実施形態の場合とは逆に筋膜以外のところを鮮明に表示させたい場合もある。例えば、筋肉層の病変の有無を観察する場合等である。このような場合、注目すべきは筋膜ではないため、上記した実施形態とは反対に筋膜の入射方向位置に適用するゲイン値を低くし、筋膜以外の入射方向位置に適用するゲイン値を高くして超音波画像を生成するようにしてもよい。あるいは、減衰

補正值 α_i や減衰強度値 β_i を用い、筋膜以外の入射方向位置の受信信号強度を上記の要領で補正するのもよい。

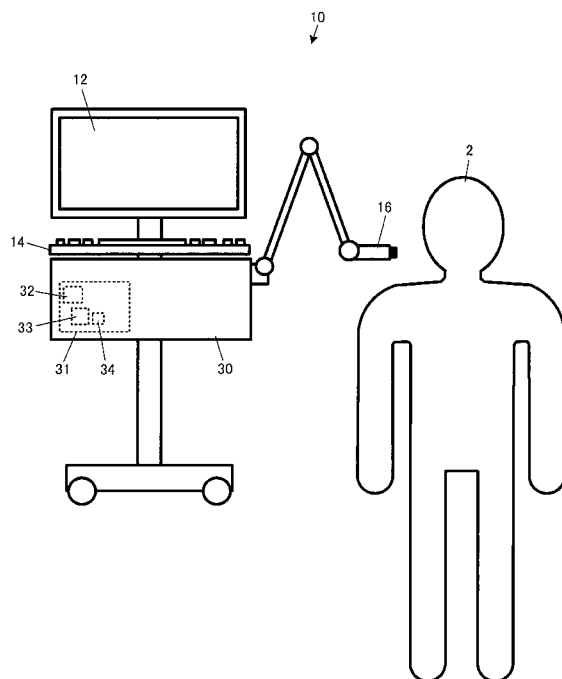
【符号の説明】

【0089】

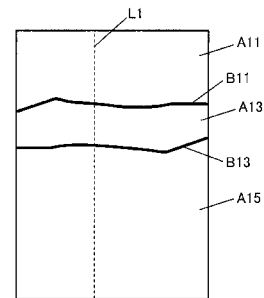
10…画像生成装置、16…超音波プローブ、20…超音波測定部、30…処理装置、310…操作入力部、320…表示部、340…通信部、350…処理部、360…超音波測定制御部、361…駆動制御部、363…送受信制御部、365…受信合成部、370…閾値設定部、380…ゲイン設定部、390…画像生成部、391…減衰特徴値算出部、393…微分値算出部、395…閾値判定部、397…ゲイン調整部、400…記憶部、410…画像生成プログラム、420…反射波データ、421…Aモード像データ、423…超音波画像データ、430… α 判定用閾値、440…ゲイン調整値、450…減衰特徴値データ、460…微分結果データ

10

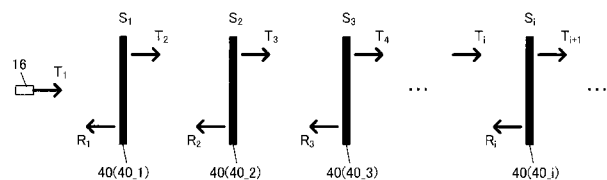
【図1】



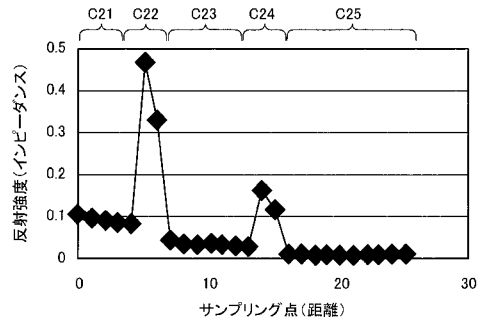
【図2】



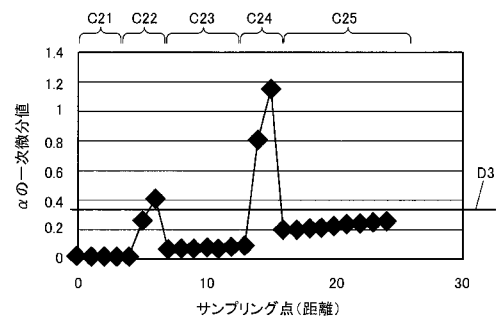
【図3】



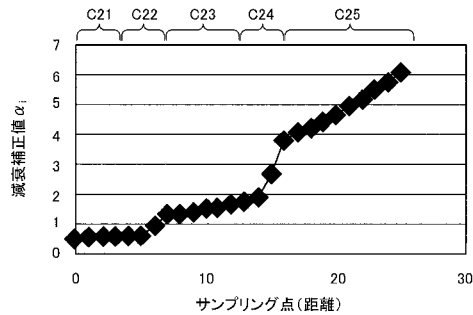
【図 4】



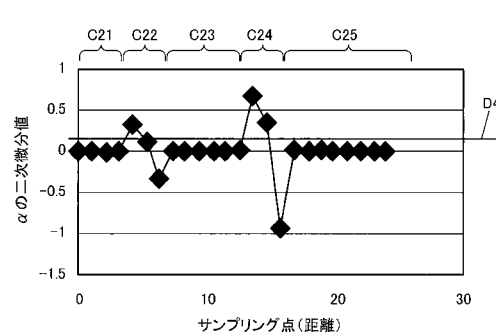
【図 6】



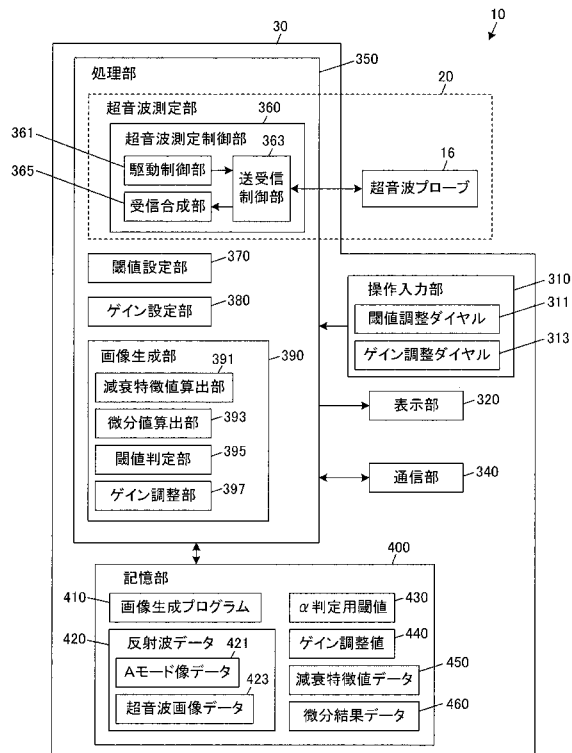
【図 5】



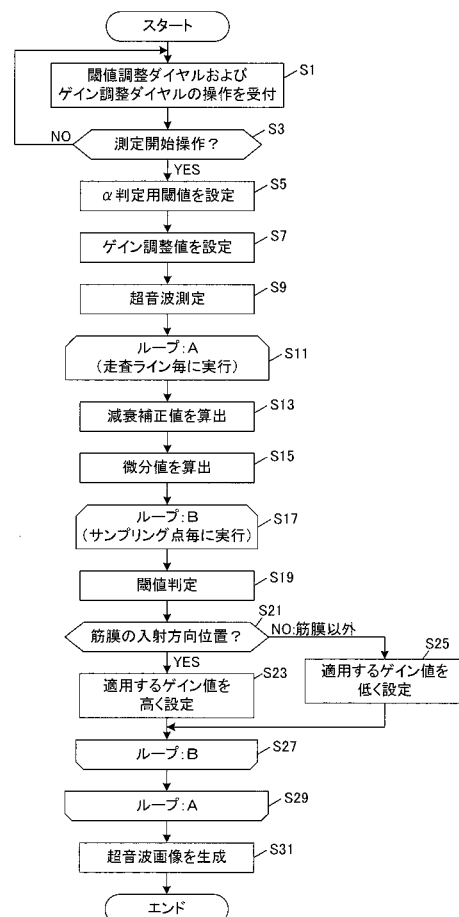
【図 7】



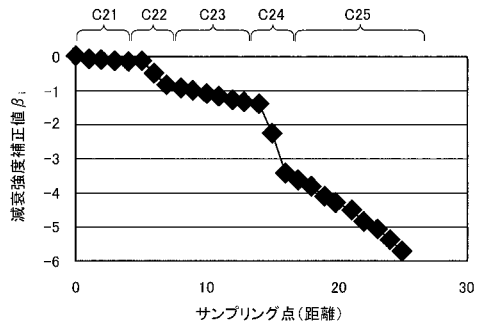
【図 8】



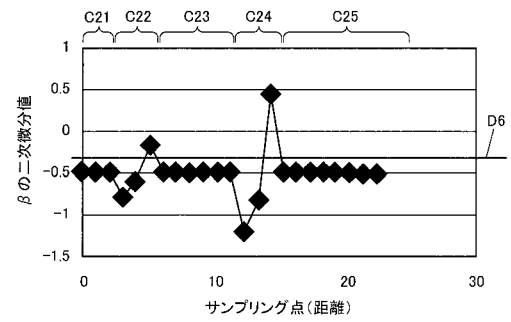
【図 9】



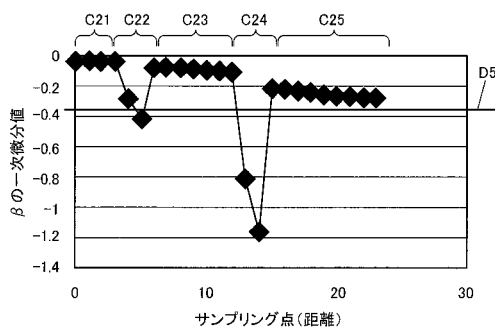
【図 10】



【図 12】



【図 11】



专利名称(译)	图像生成装置和图像生成方法		
公开(公告)号	JP2017184846A	公开(公告)日	2017-10-12
申请号	JP2016074035	申请日	2016-04-01
[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/EE11 4C601/EE22 4C601/JB11 4C601/JB40 4C601/JB46 4C601/JB53 4C601/KK45		
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：为了实现适于观察的显示用接收信号的调整，生成超声波图像 提供技术。解决方案：基于接收来自受试者的受试者上的超声波的反射波的接收信号， 以及用于产生超声图像的算术处理单元，其中算术处理单元，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性值 计算衰减特性值的入射方向上的阻尼特性值计算沿线的差值; 确定差值作为阈值，并使用阈值确定的确定结果调整接收信号 并且基于超声图像生成超声图像。

