

(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2020-354
(P2020-354A)

(43) 公開日 令和2年1月9日(2020.1.9)

(51) Int.Cl.

A61B 8/14 (2006.01)

F I

A61B 8/14

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 有 請求項の数 16 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2018-120907 (P2018-120907)
 (22) 出願日 平成30年6月26日 (2018. 6. 26)
 (11) 特許番号 特許第6554732号 (P6554732)
 (45) 特許公報発行日 令和1年8月7日 (2019. 8. 7)

(71) 出願人 390041542
 ゼネラル・エレクトリック・カンパニイ
 アメリカ合衆国、ニューヨーク州 123
 45、スケネクタデイ、リバーロード、1
 番
 (74) 代理人 100115462
 弁理士 小島 猛
 (74) 代理人 100151286
 弁理士 澤木 亮一
 (74) 代理人 100105588
 弁理士 小倉 博
 (74) 代理人 100113974
 弁理士 田中 拓人

最終頁に続く

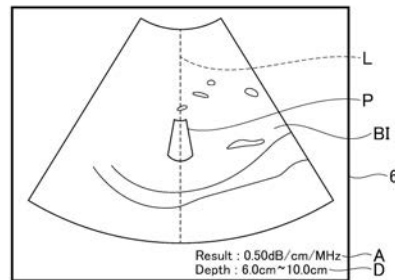
(54) 【発明の名称】 超音波装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】信頼性の高い超音波の減衰の計測を行なうことができる位置を容易に特定して計測を行なうことができる超音波装置を提供する。

【解決手段】超音波装置は、Bモード画像BIにおいて、エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分Pを設定する設定機能と、部分Pにおけるエコー信号を近似した関数を算出する関数算出機能と、前記関数と前記エコー信号との誤差を算出する誤差算出機能と、前記関数が、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを、前記誤差に基づいて判定する判定機能と、判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数に基づいて、前記部分Pにおける前記エコー信号の減衰を算出する減衰算出機能と、を実行する制御回路を有する。

【選択図】 図3



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信し、該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、
制御回路と、
を備え、
前記制御回路は、
前記被検体の超音波画像において、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である
部分を設定する設定機能と、
前記部分における前記エコー信号を近似した関数を算出する関数算出機能と、
前記関数と前記エコー信号との誤差を算出する誤差算出機能と、
前記関数が、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを、前記誤差に
基づいて判定する判定機能と、
該判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関
数に基づいて、前記部分における前記エコー信号の減衰を算出する減衰算出機能と、
を実行する、超音波装置。

10

【請求項 2】

前記判定機能は、前記誤差が閾値以下であるか否かを判定し、前記誤差が閾値以下であ
る関数を、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定する、請求項 1 に記
載の超音波装置。

20

【請求項 3】

前記設定機能により前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分として設定
された第一の部分の前記関数と、前記第一の部分のエコー信号との誤差が閾値を超えてい
る場合、前記設定機能は、前記第一の部分とは異なる第二の部分を、前記エコー信号の減
衰を算出する候補である部分として設定する、
請求項 1 又は 2 に記載の超音波装置。

20

【請求項 4】

前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分を特定する操作者の入力を受け
付ける入力デバイスを備え、
前記設定機能は、前記入力デバイスにおける入力によって特定された部分を、前記被検
体の超音波画像に設定する、
請求項 1 ~ 3 のいずれか一項に記載の超音波装置。

30

【請求項 5】

前記入力デバイスは、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分を、前記
被検体の B モード画像において特定する操作者の入力を受け付ける、請求項 4 に記載の超
音波装置。

【請求項 6】

前記設定機能は、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分として、前記
超音波画像における異なる位置に複数の部分を設定し、

前記関数算出機能は、前記複数の部分の各々におけるエコー信号について前記関数を算
出し、

40

前記誤差算出機能は、前記複数の部分の各々についての前記関数と、前記複数の部分の
各々についてのエコー信号との誤差を算出し、

前記判定機能は、前記複数の部分の各々についての誤差が、閾値以下であるか否かを判
定し、前記誤差が閾値以下である関数を、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適
すると判定し、

前記減衰算出機能は、前記判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出することがで
きる関数として適すると判定された一又は二以上の前記関数に基づいて、前記エコー信号
の減衰を算出する、

請求項 1 に記載の超音波装置。

【請求項 7】

50

前記減衰算出機能は、前記判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された二以上の前記関数の各々について前記エコー信号の減衰を算出し、該減衰の統計値を算出する、請求項 6 に記載の超音波装置。

【請求項 8】

前記関数算出機能は、前記判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された二以上の前記関数の各々に対応する前記エコー信号を平均化して得られる信号を近似した関数を算出し、

前記減衰算出機能は、前記平均化して得られた信号を近似した前記関数に基づいて前記エコー信号の減衰を算出する、

請求項 6 に記載の超音波装置。

10

【請求項 9】

前記減衰算出機能は、前記判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された二以上の前記関数のうち、前記誤差が最も小さい関数に基づいて前記エコー信号の減衰を算出する、請求項 6 に記載の超音波装置。

【請求項 10】

前記設定機能は、前記複数の部分を順番に設定する、請求項 6 ~ 9 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 11】

前記制御回路は、前記判定機能によって前記誤差が閾値以下であると判定された部分である第三の部分と、前記判定機能によって前記誤差が閾値以下ではないと判定された部分である第四の部分の少なくとも一方を示す画像を、前記超音波画像に表示させる画像表示機能を実行する、請求項 6 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波装置。

20

【請求項 12】

前記誤差算出機能は、前記設定機能によって設定された前記部分の前記エコー信号における複数の点の各々と前記関数における複数の点の各々の誤差を算出した後、該誤差の平均値を算出し、

前記判定機能は、前記誤差の平均値に基づいて前記判定を行なう、

請求項 1 ~ 11 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 13】

前記減衰算出機能によって算出された減衰の値が報知される報知デバイスを備える、請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波装置。

30

【請求項 14】

前記判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適する関数がないと判定された場合、前記エコー信号の減衰を算出することができないことを報知する報知デバイスを備える、請求項 1 ~ 12 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 15】

前記関数は、前記エコー信号の減衰特性を近似した関数である、請求項 1 ~ 14 のいずれか一項に記載の超音波装置。

【請求項 16】

被検体に対して超音波を送信し、該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御回路と、を備えた超音波装置の制御プログラムであって、

40

前記制御プログラムは、前記制御回路に、

前記被検体の超音波画像において、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分を設定する設定機能と、

前記部分における前記エコー信号を近似した関数を算出する関数算出機能と、

前記関数と前記エコー信号との誤差を算出する誤差算出機能と、

前記関数が、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを、前記誤差に基づいて判定する判定機能と、

該判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数に基づいて、前記部分における前記エコー信号の減衰を算出する減衰算出機能と、

50

を実行させる、超音波装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、減衰計測を行なう超音波装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

近年の罹患者の増加に伴い、びまん性肝疾患の診断が注目されている。超音波の減衰量や減衰係数が、例えば脂肪肝の評価に有用であることは知られており、例えば特許文献1には減衰計測機能を有する超音波診断装置が記載されている。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2008-212542号

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかし、例えば肝臓における超音波の減衰（減衰量や減衰係数）を計測する場合、血管などの構造物や肝表面などからの反射波などの影響により、肝臓内で肝臓の組成を反映した信頼性の高い減衰を計測することができる位置は限られている。計測位置の決定は、B-mode画像をモニタ画像として使用した場合であっても困難である。そこで、信頼性の高い超音波の減衰の計測を行なうことができる位置を容易に特定して計測を行なうことができる超音波装置及びその制御プログラムが望まれる。

20

【課題を解決するための手段】

【0005】

上述の課題を解決するためになされた一の観点の発明は、被検体に対して超音波を送信し、該超音波のエコー信号を受信する超音波プローブと、制御回路と、を備え、前記制御回路は、前記被検体の超音波画像において、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分を設定する設定機能と、前記部分における前記エコー信号を近似した関数を算出する関数算出機能と、前記関数と前記エコー信号との誤差を算出する誤差算出機能と、前記関数が、前記エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを、前記誤差に基づいて判定する判定機能と、この判定機能によって前記エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数に基づいて、前記部分における前記エコー信号の減衰を算出する減衰算出機能と、を実行する、超音波装置である。

30

【発明の効果】

【0006】

上記観点の発明によれば、前記エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分について算出された前記関数が、前記判定機能により、エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された場合、前記減衰算出機能により、前記部分における前記エコー信号の減衰が前記関数に基づいて算出される。これにより、信頼性の高い減衰を得ることができる位置が自動的に特定され、容易に減衰の計測を行なうことができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の実施の形態の一例である超音波診断装置の概略を示すブロック図である。

【図2】制御回路の例示的な機能ブロック図である。

【図3】表示デバイスの画面の一例を示す図である。

【図4】第一実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図5】Bモード画像において、エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分の設定を説明する図である。

50

【図6】関数と減衰計測用データとの誤差の算出を説明する図である。

【図7】部分の設定を説明する図である。

【図8】カラー画像を有する合成画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【図9】第二実施形態の作用を示すフローチャートである。

【図10】第二実施形態における部分の設定を説明する図である。

【図11】第二実施形態の第三変形例において、カラー画像を有する合成画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0008】

以下、本発明の実施形態について説明する。

10

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。以下、本発明に係る超音波装置の一例として、診断等を目的として被検体の超音波画像を表示する超音波診断装置について説明する。

【0009】

図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送信回路3、受信回路4、制御回路5、表示デバイス6、入力デバイス7、記憶回路8を備える。前記超音波診断装置1は、コンピュータ(computer)としての構成を備えている。

【0010】

超音波プローブ2は、超音波トランスデューサー(図示省略)を有し、この超音波トランスデューサーにおいて、被検体の生体組織に対して超音波を送信し、そのエコー信号を受信する。

20

【0011】

送信回路3は、超音波プローブ2による超音波の送信を制御する。具体的には、送信回路3は、制御回路5からの制御信号に基づいて、超音波プローブ2を駆動させて所定の送信パラメータ(parameter)を有する超音波を送信させる。

【0012】

受信回路4は、超音波プローブ2から被検体に送信され、被検体内で反射して超音波プローブ2で受信された超音波のエコー信号について、整相加算処理等の信号処理を行なう。受信回路4は、制御回路5からの制御信号に基づいて信号処理を行なう。

【0013】

送信回路3及び受信回路4は、ハードウェアによって構成されてもよい。また、送信回路3及び受信回路4は、ソフトウェアによって構成されてもよい。すなわち、送信回路3及び受信回路4は、制御回路5が記憶回路8に記憶されたプログラムを読み出して上述した送信回路3及び受信回路4の機能を実行することにより実現されてもよい。

30

【0014】

制御回路5は、超音波診断装置の各部を制御し、各種の信号処理や画像処理などを行なう。制御回路5は、例えば1つまたは複数のプロセッサを含むことができる。任意選択的に、制御回路5は、中央制御器回路(CPU)、1つまたは複数のマイクロプロセッサ、グラフィック制御器回路(GPU)、または特定の論理命令に従って入力データを処理することができる他の任意の電子部品を含むことができる。制御回路5は、記憶回路8に格納されたプログラムを読み出して命令を実行することができる。ここにおける記憶回路8は、後述する有形の非一時的なコンピュータ可読媒体である。

40

【0015】

図2は、制御回路5の例示的な機能ブロック図である。制御回路5は、Bモード処理機能51、関数算出機能52、誤差算出機能53、判定機能54、減衰算出機能55、画像処理機能56を実行する。制御回路5は、記憶回路8からプログラムを読み出して、これらの機能を実行する。制御回路5は、機能ブロック図として図2に示されているが、回路および/またはソフトウェアモジュールの集合体として構成されていてもよい。また、制御回路5は、専用ハードウェアボード、DSP(Digital Signal Processor)、1つまたは複数のプロセッサ、FPGA(Field Program

50

mable gate array)、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、ならびに/もしくは1つまたは複数のプロセッサに指示するよう構成される有形の非一時的コンピュータ可読媒体の任意の組み合わせを使用して実施することができる。

【0016】

Bモード処理機能51は、受信回路4から出力されたエコーデータに対し、対数圧縮処理、包絡線検波処理等のBモード処理を行い、Bモードデータを作成する。Bモードデータは、記憶回路8に記憶されてもよい。

【0017】

関数算出機能52は、エコー信号の減衰特性を近似した関数Fを算出する機能である。誤差算出機能53は、関数Fとエコー信号との誤差Eを算出する機能である。関数F及び誤差Eは、記憶回路8に記憶されてもよい。詳細は後述する。

10

【0018】

判定機能54は、関数Fが、エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを、誤差Eに基づいて判定する機能である。減衰算出機能55は、判定機能54によってエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数に基づいて、エコー信号の減衰Aを算出する機能である。エコー信号の減衰Aは、エコー信号の減衰の値であり、減衰量又は減衰係数を意味する。エコー信号の減衰Aを示すデータは、記憶回路8に記憶されてもよい。

【0019】

画像処理機能56は、Bモード画像作成機能561、設定機能562、カラー画像作成機能563及び画像表示機能564を有する。Bモード画像作成機能561は、Bモード画像作成機能561は、Bモードデータをスキャンコンバータ(scan converter)によって走査変換してBモード画像データを作成する機能である。Bモード画像作成機能561は、記憶回路8からBモードデータを読み出して前記Bモード画像データを作成する。Bモード画像データは、記憶回路8に記憶されてもよい。

20

【0020】

設定機能562は、Bモード画像データに基づいて表示デバイス5に表示されるBモード画像において、エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分Pを設定する機能である。部分Pは、深さ方向に所要の長さを有する。Bモード画像は、本発明における被検体の超音波画像の実施の形態の一例である。

30

【0021】

設定機能562は、入力デバイス7が受け付けた操作者の入力に基づいて、部分Pを設定する。入力デバイス7については後述するが、入力デバイス7は、部分Pを、被検体のBモード画像において特定する操作者の入力を受け付ける。設定機能562は、入力デバイス7における入力によって特定された部分Pを、Bモード画像BIに設定する。詳細は後述する。

【0022】

カラー画像作成機能563は、判定機能54によってエコー信号の減衰を算出する関数として適する関数がないと判定された場合、エコー信号の減衰を算出することができないことを示すカラー画像データを作成する。カラー画像データは、記憶回路8に記憶されてもよい。

40

【0023】

画像表示機能564は、Bモード画像データに基づくBモード画像BIを表示デバイス6に表示する。画像表示機能564は、記憶回路8に記憶されたBモード画像データを読み出して、図3に示すようにBモード画像BIを表示する。また、画像表示機能564は、記憶回路8に記憶されたエコー信号の減衰Aのデータを読み出し、表示デバイス6にエコー信号の減衰Aを表示する。

【0024】

Bモード画像BIには、設定機能562によって部分Pが表示され設定される。設定機

50

能 5 6 2 は、部分 P の他、破線 L を B モード画像 B I に表示する。破線 L は、超音波の複数の音線のうちの一音線に対応する位置において、部分 P を貫くように表示される。部分 P の設定については後述する。

【 0 0 2 5 】

画像表示機能 5 6 4 は、部分 P の体表からの深さの範囲 D を表示デバイス 6 に表示する。図 3 では、深さの範囲 D は、部分 P が体表からの深さが 6 . 0 c m ~ 1 0 . 0 c m である範囲に設定されていることを示している。

【 0 0 2 6 】

図 1 に戻り、表示デバイス 6 は、LCD (L i q u i d C r y s t a l D i s p l a y) や有機 EL (E l e c t r o - L u m i n e s c e n c e) ディスプレイなどである。

10

【 0 0 2 7 】

入力デバイス 7 は、操作者による指示の入力や情報の入力などの操作を受け付けるデバイスである。操作デバイス 7 は、操作者からの指示や情報の入力を受け付けるボタン及びキーボード (k e y b o a r d) などを含み、さらにトラックボール (t r a c k b a l l) 等のポインティングデバイス (p o i n t i n g d e v i c e) などを含んで構成されている。ちなみに、ボタンには、ハードキーのほか、表示デバイス 6 に表示されるソフトキーも含まれる。また、操作デバイス 7 は、タッチパネルを含んでいてもよい。この場合、ボタンには、タッチパネルに表示されるソフトキーが含まれる。

【 0 0 2 8 】

記憶回路 8 は、フラッシュメモリ、ハードディスク、RAM、ROM、および / または E E P R O M などの有形の非一時的又は一時的なコンピュータ可読媒体とすることができる。記憶回路 8 は、直ちに表示されるようにスケジュールされていない取得された B モードデータ、B モード画像データ及びカラー画像データ、その他表示デバイス 6 に表示される文字や図形 (本例では、部分 P、破線 L、エコー信号の減衰 A、深さの範囲 D など) 及びその他のデータを格納するために使用することができる。また、記憶回路 8 は、例えば、グラフィカルユーザインターフェース、1 つまたは複数のデフォルト画像表示設定、ならびに / もしくは (例えば、制御回路 5 のための) プログラムされた命令などに対応するファームウェアもしくはソフトウェアを格納するために使用することができる。

20

【 0 0 2 9 】

次に、本例の超音波診断装置 1 の作用について図 4 のフローチャートに基づいて説明する。まず、ステップ S 1 では、超音波プローブ 2 が B モード用の超音波の送受信を行ない、得られたエコー信号に基づいて、画像表示機能 5 6 4 が表示デバイス 6 に B モード画像 B I を表示させる。

30

【 0 0 3 0 】

次に、ステップ S 3 では、操作者は、入力デバイス 7 を用いて、部分 P を設定する入力を行なう。具体的には、先ず部分 P と破線 L とを表示させる操作者による入力を、入力デバイス 7 が受け付けると、図 5 に示すように、設定機能 5 6 2 が、破線 L 及び部分 P を B モード画像 B I における初期位置に表示する。初期位置は、記憶回路 8 に記憶されている。次に、破線 L 及び部分 P を、図 5 に示すように、B モード画像 B I において、矢印で示された左右方向 (アジマス (a z i m u t h) 方向、音線方向と直交する方向) に移動させる操作者の入力を入力デバイス 7 が受け付けると、設定機能 5 6 2 は、破線 L 及び部分 P を移動する。ここでは、破線 L に対する部分 P の位置は固定されており、操作者は、入力デバイス 7 を用いて破線 L を移動させることにより、B モード画像 B I における部分 P の左右方向の位置を調節することができる。次に、入力デバイス 7 は、破線 L 及び部分 P の位置を確定させる操作者の入力を受け付ける。

40

【 0 0 3 1 】

ステップ S 3 において、入力デバイス 7 が破線 L 及び部分 P の位置を確定させる入力を受け付けると、ステップ S 5 では、設定機能 5 6 2 は、B モード画像 B I において破線 L 及び部分 P を設定する。

50

【 0 0 3 2 】

次に、ステップ S 7 では、関数算出機能 5 2 は、ステップ S 1 における超音波の送受信の開始によって得られ、受信回路 4 から出力されたエコーデータに対して音場補正等の処理を行ない、減衰計測用データ M D を作成する。次に、ステップ S 9 では、関数算出機能 5 2 は、減衰計測用データ M D に基づいて、エコー信号の減衰特性を近似した関数 F を公知の手法で算出する。例えば、関数 F は、関数算出機能 5 2 が、減衰計測用データを対数圧縮して得られたデータを、距離方向において包絡線振幅を用いて一次関数、二次関数又は指数関数に近似して得られた関数（一次関数、二次関数又は指数関数）である。この手法は、例えば、非特許文献である、「IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, VOL. BME-30, NO. 8, AUGUST 1983, p.431-p.437, Measurement of Ultrasonic Attenuation Within Regions Selected from 8-Scan Images, KEVIN J. PARKER他」に開示されている。

10

【 0 0 3 3 】

関数算出機能 5 2 が算出する関数 F は、減衰計測用データ M D を複数の部分に分割し、該複数の部分の各々における周波数スペクトルを求め、該周波数スペクトルの各々の中心周波数を求めて、距離方向において一次関数又はガウス分布由来の関数に近似して得られた関数（一次関数又はガウス分布由来の関数）であってもよい。この手法は、例えば、非特許文献である「the American Institute of Ultrasound in Medicine, J Ultrasound Med 21, p.783-p.788, 2002, A New Method for Attenuation Coefficient Measurement in the Liver, Yasutomo Fujii他」や「World Federation for Ultrasound in Medicine & Biology, Ultrasound in Med. & Biol., Vol. 34, No. 11, p.1808 - p. 1819, 2008, HYBRID SPECTRAL DOMAIN METHOD FOR ATTENUATION SLOPE ESTIMATION, HYUNGSUK KIM他」に開示されている。

20

【 0 0 3 4 】

また、関数算出機能 5 2 が算出する関数 F は、減衰計測用データ M D の周波数スペクトルから正規化スペクトルを求め、周波数方向において一次関数又はスペクトルの理論式に近似して得られた関数（一次関数又はスペクトルの理論式）であってもよい。この手法は、例えば、非特許文献である、「Bio-Medical Materials and Engineering 24, p. 2811-2820, 2014, Evaluation of fatty proportion in fatty liver using least squares method with constraints, Xingsong Li他」に開示されている。

30

【 0 0 3 5 】

次に、ステップ S 1 1 では、誤差算出機能 5 3 は、関数 F と減衰計測用データ M D との誤差を、関数 F とエコー信号との誤差 E として算出する。誤差 E の算出について、図 6 に基づいて説明する。図 6 には、設定機能 5 6 2 によって設定された部分 P の減衰計測用データ M D 及び関数 F が示されている。また、関数 F として一次関数が示されている。誤差算出機能 5 3 は、設定機能 5 6 2 によって設定された部分 P の減衰計測用データ M D における複数の点 p 1 1、1 2、1 3、・・・、p 1 n（n：任意の自然数）の各々と、関数 F における複数の点 p 2 1、2 2、2 3・・・、p 2 n（n：任意の自然数）の各々との誤差を算出する。誤差算出機能 5 3 は、算出した複数の誤差の平均値 E a v を、誤差 E として算出する。

40

【 0 0 3 6 】

次に、ステップ S 1 3 では、判定機能 5 4 は、誤差の平均値 E a v に基づいて、関数 F が、エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かを判定する。具体的には、判定機能 5 4 は、誤差の平均値 E a v が閾値 E t h と比較して前記判定を行なう。閾値 E t h は、記憶回路 8 に記憶されている。判定機能 5 4 は、誤差の平均値 E a v が閾値 E t h 以下である場合（ $E a v \leq E t h$ ）、関数 F がエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定する（ステップ S 1 3 において「YES」）。一方、判定機能 5 4 は、誤差の平均値 E a v が閾値 E t h を超える場合（ $E a v > E t h$ ）、関数 F がエコー信号の減衰を算出する関数として適しないと判定する（ステップ S 1 3 において「NO」）。

【 0 0 3 7 】

50

ステップ S 1 3 において関数 F がエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された場合、ステップ S 1 5 の処理へ移行する。一方、ステップ S 1 3 において関数 F がエコー信号の減衰を算出する関数として適しないと判定された場合、ステップ S 1 7 の処理へ移行する。

【 0 0 3 8 】

ステップ S 1 5 では、減衰算出機能 5 5 は、ステップ S 1 3 において、エコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数 F に基づいて、公知の手法でエコー信号の減衰 A を算出する。例えば、関数 F が一次関数である場合、減衰算出機能 5 5 は、関数 F の傾きをエコー信号の減衰 A として算出する。画像表示機能 5 6 4 は、ステップ S 1 5 で算出されたエコー信号の減衰 A を、ステップ S 1 6 において、表示デバイス 6 に表示する（図 3 参照）。減衰 A が表示される表示デバイス 6 は、本発明における報知デバイスの実施の形態の一例である。また、このステップ S 1 6 では、エコー信号の減衰 A が算出された部分 P の体表からの深さの範囲 D も、表示デバイス 6 に表示する。

10

【 0 0 3 9 】

一方、ステップ S 1 7 では、判定機能 5 4 は、処理を終了するか否かを判定する。具体的な判定手法は後述する。処理を終了しないと判定された場合（ステップ S 1 7 において「NO」）、ステップ S 5 の処理へ戻る。このステップ S 5 では、設定機能 5 6 2 は、部分 P の位置を初期位置から、図 7 に示すように矢印 A 1 で示す下方（体表から離れる方向）へ移動させ、部分 P を再設定する。設定機能 5 6 2 は、破線 L に沿って所要量下方へ部分 P を移動させる。所要量は、記憶回路 8 に記憶されている。再設定される部分 P の位置は、例えば再設定前の部分 P の一部分と重なる位置であってもよい。また、再設定前の部分 P の下端と再設定後の部分 P の上端とが接するような位置であってもよい。再設定前の部分 P は、本発明における第一の部分の実施の形態の一例である。また、再設定後の部分 P は、本発明における第二の部分の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 4 0 】

ただし、設定機能 5 6 2 は、部分 P を再設定する時に、B モード画像 B I において表示された部分 P を移動させず、表示上は部分 P が静止した状態のままとしてもよい。

【 0 0 4 1 】

ステップ S 1 3 において、誤差の平均値 E_{av} が閾値 E_{th} 以下になるまで、ステップ S 5 ~ S 1 7 の処理が繰り返され、設定機能 5 6 2 による部分 P の下方への再設定が繰り返される。そして、部分 P の設定位置として最も深い位置として記憶回路 8 に記憶された位置に部分 P が設定され、この位置においても誤差の平均値 E_{av} が閾値 E_{th} 以下ではないと判定された場合、設定機能 5 6 2 は部分 P の移動方向を上方へ変更する。具体的には、設定機能 5 6 2 は、部分 P の位置を初期位置から矢印 A 2 で示す上方（体表へ近づく方向）へ移動させ、部分 P を再設定する。そして、設定機能 5 6 2 は、下方への移動と同様に、部分 P の上方への再設定を繰り返す。

30

【 0 0 4 2 】

上述のステップ S 1 7 において、判定機能 5 4 は、被検体の体表からの部分 P の深さの範囲 D が所要の範囲 D_s になったか否かにより、処理を終了するか否かを判定する。所要の範囲 D_s は、例えば部分 P の設定位置の中で被検体の体表に最も近い位置であり、記憶回路 8 に記憶されている。

40

【 0 0 4 3 】

部分 P の深さの範囲 D が所要の範囲 D_s になっていない場合、判定機能 5 4 は、処理を終了しないと判定する（ステップ S 1 7 において「NO」）。一方、部分 P の深さの範囲 D が所要の範囲 D_s になった場合、判定機能 5 4 は、処理を終了すると判定する（ステップ S 1 7 において「YES」）。処理を終了するとの判定は、エコー信号の減衰を算出する関数として適する関数がないとの判定を意味する。

【 0 0 4 4 】

ステップ S 1 7 において処理を終了すると判定された場合、ステップ S 1 8 の処理へ移行する。このステップ S 1 8 では、カラー画像作成機能 5 6 3 が、B モード画像データと

50

合成するカラー画像データを作成する。画像表示機能564は、Bモード画像データとカラー画像データとを合成して合成画像データを作成する。そして、画像表示機能564は、合成画像データに基づいて、図8に示すように合成画像Iを表示デバイス6に表示させる。合成画像Iは、Bモード画像データに基づくBモード画像BI及びカラー画像データに基づくカラー画像CIを有する画像である。カラー画像CIは、例えば背景のBモード画像BIが透過する半透明の色を有する画像である。カラー画像CIは、エコー信号の減衰を算出することができないことを示す。カラー画像CIが表示される表示デバイス6は、本発明における報知デバイスの実施の形態の一例である。

【0045】

ステップS18において、画像表示機能564は、エコー信号の減衰を算出することができないことを示す文字Xを、合成画像Iとともに表示デバイス6に表示させてもよい。

10

【0046】

上述のステップS1～S18の処理は、Bモード画像BIの一フレームごとに行われてもよい。

【0047】

以上説明した本例によれば、エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分Pにおける関数Fが、エコー信号の減衰を算出する関数として適するか否かが判定機能54により判定されて減衰が算出される。これにより、信頼性の高い減衰を得ることができる位置が自動的に特定され、容易に減衰の計測を行なうことができる。

【0048】

20

(第二実施形態)

次に、次に、第二実施形態の超音波診断装置1について説明する。以下、第一実施形態の超音波診断装置1と異なる事項について説明する。

【0049】

本例の超音波診断装置1の構成及び機能ブロックは、図1及び図2に示された構成及び機能ブロックであるが、図2に示された複数の機能のうち、処理内容が第一実施形態と異なっている機能がある。詳細は後述する。

【0050】

本例の超音波診断装置1では、Bモード画像の全領域に対し、エコー信号の減衰を算出する対象の候補である部分として複数の部分Pが設定され、減衰の算出が行なわれる。具体的に図9のフローチャートに基づいて説明する。

30

【0051】

図9において、ステップS21については、図4のフローチャートにおけるステップS1と同一である。ステップS21において、一フレームのエコーデータが得られると、ステップS23では、設定機能562が、図10に示すようにBモード画像BIに部分Pを設定する。設定機能562は、先ず、予め記憶回路8に記憶された初期位置に部分Pを設定する。本例では、部分Pは、入力デバイス7における操作者の入力を受け付けることなく設定されてもよい。また、部分Pは、Bモード画像BIに表示されなくてもよい。また、破線Lは設定されなくてもよい。ステップS23において部分Pが設定されると、ステップS25の処理へ移行する。

40

【0052】

ステップS25～ステップS29の処理は、図4のフローチャートにおけるステップS7～S11の処理と同様である。ステップS29において誤差算出機能53によって誤差Eが算出されると、ステップS31の処理に移行する。ちなみに、ステップS29において算出される誤差Eも、第一実施形態と同様に誤差の平均値E_{av}である。

【0053】

ステップS31では、判定機能54は、誤差算出機能53による誤差Eの算出を終了するか否かを判定する。誤差Eの算出を終了しないと判定された場合(ステップS31において「NO」)、ステップS23の処理へ戻る。このステップS23では、設定機能562は、部分Pを初期位置から予め記憶された移動量及び移動方向の位置へ移動して、初期

50

位置とは異なる位置に部分 P の再設定を行なう。第一実施形態と同様に、再設定された部分 P は、再設定前の部分 P の一部分と重なる位置であってもよいし、再設定前の部分 P と接するような位置であってもよい。部分 P が再設定されると、ステップ S 2 5 ~ S 3 1 の処理が行われ、再設定された部分における関数 F や誤差 E が算出される。

【 0 0 5 4 】

ステップ S 2 3 ~ ステップ S 3 1 の処理が繰り返されることにより、設定機能 5 6 2 は、予め記憶された移動量及び移動方向の位置に、順番に部分 P を設定する。設定機能 5 6 2 は、部分 P によって B モード画像 B I の全領域がカバーされるように、例えば図 1 0 において矢印で示す方向に、部分 P を順次設定する。ただし、図 1 0 に示された矢印は一例であり、また全ての方向が示されているわけではない。

10

【 0 0 5 5 】

部分 P が、あらかじめ記憶された最後の位置に設定され、この位置についての誤差 E の算出が行われてステップ S 3 1 の処理へ移行すると、判定機能 5 4 は誤差 E の算出を終了すると判定する（ステップ S 3 1 において「 Y E S 」）。この時点において、B モード画像 B I の全領域をカバーするように設定された複数の部分 P の各々における減衰計測用データについての関数 F が記憶回路 8 に記憶されている。また、複数の部分 P の各々についての関数 F と減衰計測用データとの誤差 E（平均値 E_{av} ）が記憶回路 8 に記憶されている。

【 0 0 5 6 】

ステップ S 3 1 において、誤差の算出を終了すると判定された場合、ステップ S 3 3 の処理へ移行する。ステップ S 3 3 では、判定機能 5 4 は、記憶回路 8 に記憶された複数の部分 P の各々についての誤差の平均値 E_{av} が、閾値 E_{th} 以下であるか否かを判定する。そして、判定機能 5 4 は、複数の部分 P のうち、誤差の平均値 E_{av} が閾値 E_{th} 以下である部分 P が存在するか否か、言い換えれば誤差の平均値 E_{av} が閾値 E_{th} 以下であり、エコー信号の減衰を算出する関数として適する関数 F が存在するか否かを判定する。

20

【 0 0 5 7 】

ステップ S 3 3 において、誤差の平均値 E_{av} が閾値 E_{th} 以下であり、エコー信号の減衰を算出する関数として適する関数 F が存在すると判定された場合（ステップ S 3 3 において「 Y E S 」）、ステップ S 3 5 の処理へ移行する。このステップ S 3 5 では、減衰算出機能 5 5 は、ステップ S 3 3 においてエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された一又は二以上の関数 F に基づいてエコー信号の減衰 A を算出する。ステップ S 3 3 においてエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数 F が一つである場合、減衰算出機能 5 5 は、その関数 F のみを用いて公知の手法でエコー信号の減衰 A を算出する。

30

【 0 0 5 8 】

一方、ステップ S 3 3 においてエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された関数 F が二以上である場合、二以上の関数 F の各々について公知の手法でエコー信号の減衰 A を算出した後、これら減衰 A の統計値を算出する。統計値は、例えば平均値である。

【 0 0 5 9 】

ステップ S 3 5 において算出された減衰 A 又は減衰 A の統計値は、ステップ S 3 8 において、画像表示機能 5 6 4 によって表示デバイス 6 に表示される。ただし、第一実施形態とは異なり、エコー信号の減衰 A が算出された部分 P の体表からの深さの範囲 D は表示されなくてもよい。

40

【 0 0 6 0 】

一方、ステップ S 3 3 において、エコー信号の減衰を算出する関数として適する関数 F が存在しないと判定された場合（ステップ S 3 3 において「 N O 」）、ステップ S 3 7 の処理へ移行する。このステップ S 3 7 では、第一実施形態のステップ S 1 8 と同様に、画像表示機能 5 6 4 により、カラー画像 C I を有する合成画像 I が表示される。

【 0 0 6 1 】

50

本例によっても、信頼性の高い減衰の値を得ることができる位置において、容易に減衰の計測を行なうことができる。

【0062】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。先ず、第一変形例について説明する。ステップS35において減衰の算出が行われる前に、関数算出機能52は、判定機能54によってエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された二以上の関数Fに対応する部分Pの各々におけるエコー信号を平均化した平均化データADを作成してもよい。この場合、関数算出機能52は、エコー信号として、減衰の算出に適すると判定された関数Fに対応する減衰計測用データMDを用いて平均化を行ない、平均化データADを作成してもよい。関数算出機能52は、平均化データADに基づいて、エコー信号の減衰特性を近似した関数Fを公知の手法で算出し、この関数Fに基づいて、減衰算出機能55が減衰Aの算出を行なう。

10

【0063】

次に、第二変形例について説明する。ステップS35において、減衰算出機能55は、判定機能54によってエコー信号の減衰を算出する関数として適すると判定された二以上の関数Fのうち、誤差E（誤差の平均値Eav）が最も小さい関数Fに基づいて減衰Aの算出を行なってもよい。

【0064】

次に、第三変形例について説明する。ステップS38において、画像表示機能564は、減衰A又は減衰Aの統計値を表示させるとともに、図11に示すようにカラー画像CIを表示デバイス6に表示させてもよい。図11に示すカラー画像CIも、ステップS18、S37において表示されるカラー画像CIと同様に、Bモード画像BIと合成されて合成画像Iを構成する。ただし、本例では、カラー画像CIは、第一のカラー画像CI1及び第二のカラー画像CI2を有している。

20

【0065】

第一のカラー画像CI1及び第二のカラー画像CI2は、互いに異なる色を有している。画像表示機能564は、Bモード画像BIのうち、判定機能54によって誤差Eが閾値Eth以下であると判定された部分に、第一のカラー画像CI1を表示させる。また、画像表示機能564は、Bモード画像BIのうち、判定機能54によって誤差Eが閾値Eth以下ではないと判定された部分に、第二のカラー画像CI2を表示させる。第一のカラー画像CI1が表示される部分は、本発明における第三の部分の実施の形態である。また、第二のカラー画像CI2が表示される部分は、本発明における第四の部分の実施の形態である。

30

【0066】

第三変形例において、画像表示機能564は、第一のカラー画像CI1が表示される部分において、部分Pがいくつ存在するかを示す文字Y1を表示デバイス6に表示させてもよい。この文字Sは、誤差Eが閾値Eth以下であった部分Pの数を示す。

【0067】

ちなみに、図11では、画像表示機能564により、減衰の平均値を示す文字Y2が表示デバイス6に表示されている。また、画像表示機能564により、減衰の標準偏差を示す文字Y3が表示デバイス6に表示されている。

40

【0068】

なお、第三変形例において、第一のカラー画像CI1及び第二のカラー画像CI2のうち、いずれか一方のみが表示デバイスに表示されてもよい。

【0069】

以上、本発明を前記実施形態によって説明したが、本発明はその主旨を変更しない範囲で種々変更実施可能なことはもちろんである。例えば、本発明は、診断を目的とした被検体の超音波画像を表示する超音波診断装置に限定されるものではない。本発明は、減衰を計測する超音波装置に適用することができる。例えば、本発明は、非破壊検査に用いられる超音波装置や、超音波を用いた骨密度測定装置、その他超音波のエコー信号に基づいた

50

信号処理を行なう超音波装置であって、減衰が計測される超音波装置に適用することができる。

【0070】

また、第一実施形態のステップS3において操作者の入力が行なわれる前に、画像表示機能564が、減衰に応じた色を有する画像とBモード画像とが合成された画像を表示デバイス6に表示させてもよい。この場合、ステップS1において超音波の送受信が行われるとBモード画像が作成され、またBモード画像の領域の画素の各々について、減衰が算出される。操作者は、ステップS3において部分Pを設定する際に、減衰に応じた色を有する画像を参照して位置を決めてもよい。例えば、操作者は、同じような色を有する部分に、部分Pを設定する。

10

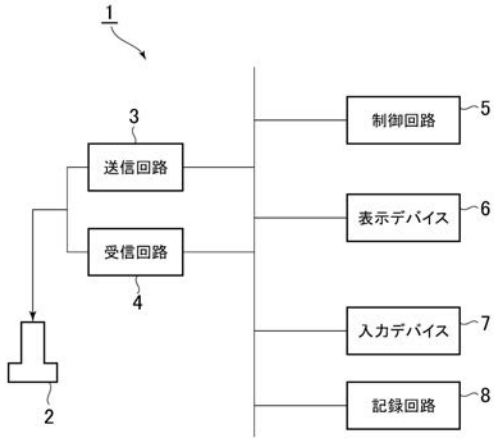
【符号の説明】

【0071】

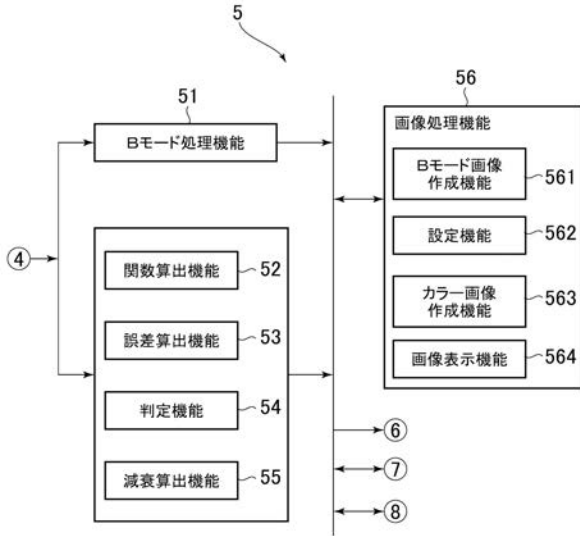
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 5 制御回路
- 6 表示デバイス
- 7 入力デバイス
- 8 記憶回路
- 51 Bモード処理機能
- 52 関数算出機能
- 53 誤差算出機能
- 54 判定機能
- 55 減衰算出機能
- 56 画像処理機能
- 561 Bモード画像作成機能
- 562 設定機能
- 563 カラー画像作成機能
- 564 画像表示機能

20

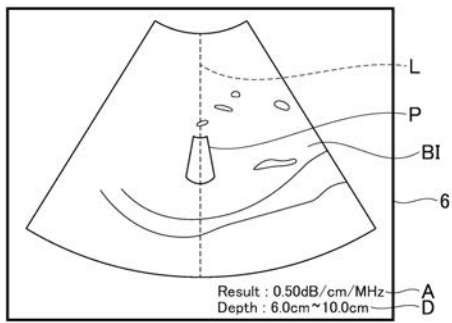
【 図 1 】



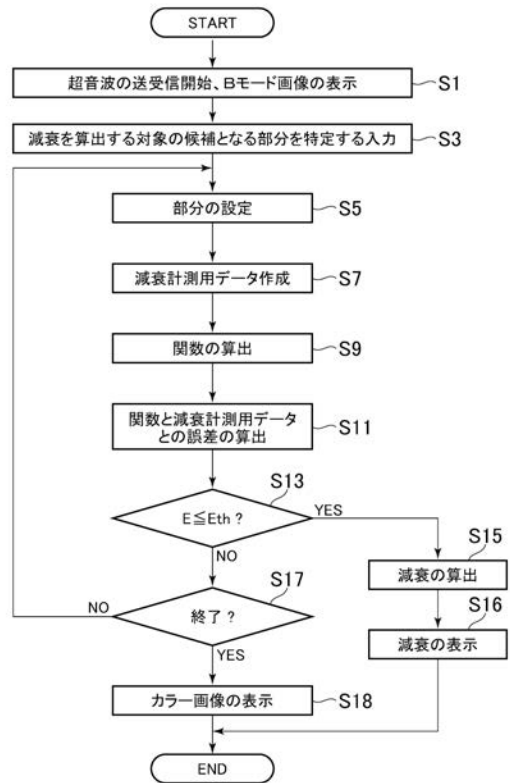
【 図 2 】



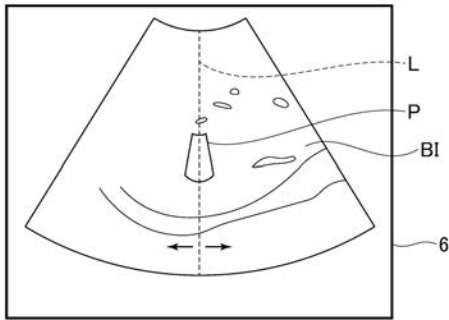
【 図 3 】



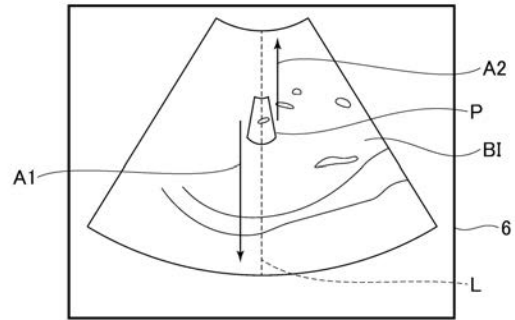
【 図 4 】



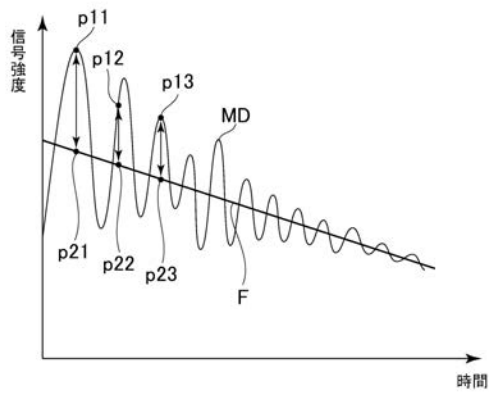
【 図 5 】



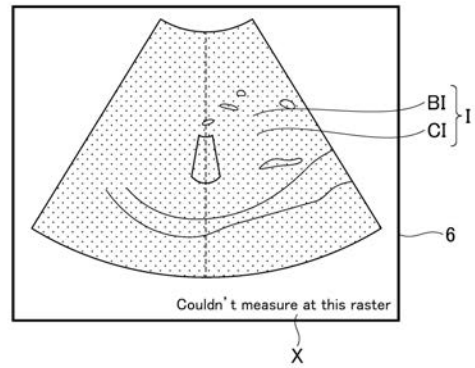
【 図 7 】



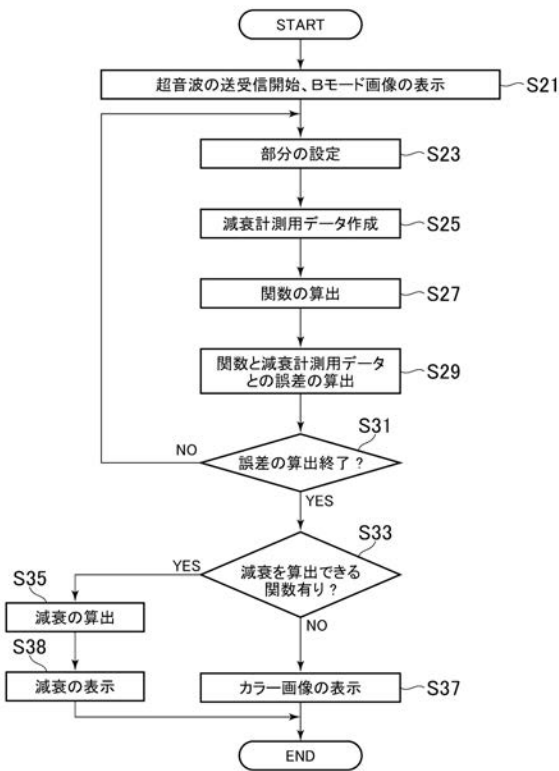
【 図 6 】



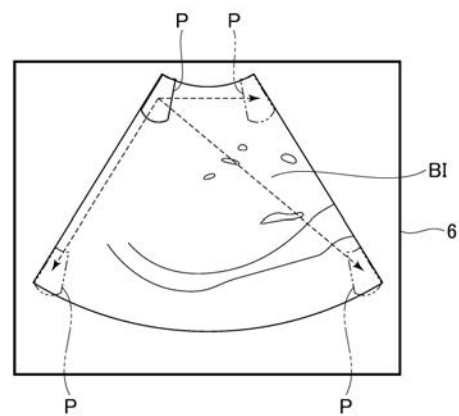
【 図 8 】



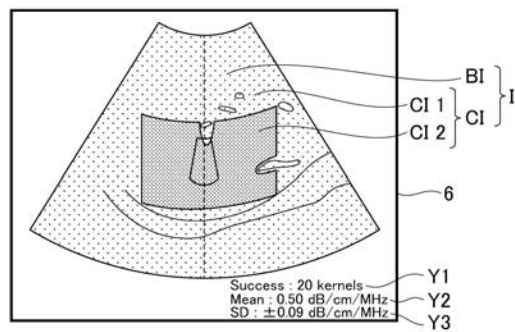
【 図 9 】



【 図 10 】



【 図 11 】



フロントページの続き

- (72)発明者 大栗 拓真
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 橋本 浩
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 神山 直久
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- (72)発明者 金山 侑子
東京都日野市旭が丘四丁目7番地の127 GEヘルスケア・ジャパン株式会社内
- Fターム(参考) 4C601 BB02 DD21 EE10 EE11 JB40 JB48 JC20 JC37 KK02 KK12
KK24 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2020000354A	公开(公告)日	2020-01-09
申请号	JP2018120907	申请日	2018-06-26
[标]申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
申请(专利权)人(译)	通用电气公司		
[标]发明人	大栗拓真 橋本浩 神山直久 金山侑子		
发明人	大栗 拓真 橋本 浩 神山 直久 金山 侑子		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD21 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/JB40 4C601/JB48 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	小島 猛 小倉 博 田中 拓人		
其他公开文献	JP6554732B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了提供一种高度可靠的超声设备，该超声设备可以容易地识别出允许测量超声衰减的位置并可以执行测量。计算B模式图像BI中回波信号的衰减；函数计算函数，用于计算近似于部分P中的回波信号的函数；误差计算函数，用于计算函数与回波信号之间的误差；确定函数，用于基于该误差来确定该函数是否适合于该函数以计算回波信号的衰减；以及一个衰减计算函数，用于基于确定函数确定的适合计算回声信号衰减的函数，来计算部分P中回声信号的衰减。选图：图3

