

(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2019-24682
(P2019-24682A)

(43) 公開日 平成31年2月21日(2019.2.21)

(51) Int. Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 13 O L (全 16 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2017-145144 (P2017-145144) (22) 出願日 平成29年7月27日 (2017.7.27)</p>	<p>(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 1 2 3 4 5、スケネクタデイ、リバーロード、1 番 (74) 代理人 100137545 弁理士 荒川 聡志 (74) 代理人 100105588 弁理士 小倉 博 (74) 代理人 100129779 弁理士 黒川 俊久 (74) 代理人 100113974 弁理士 田中 拓人 (74) 代理人 100115462 弁理士 小島 猛</p>
-----------------------------------------------------------------------------------	--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

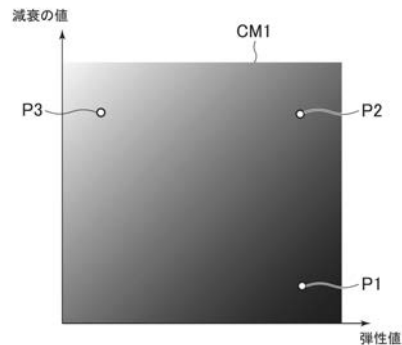
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及びその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 脂肪量及び弾性の両方が、どの位置でどのような状態になっているかを考慮して診断を行なうことができる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波診断装置は、被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における減衰の値とに応じた表示形態を定義する第一の二次元カラーマップCM1に基づいて作成された第一の画像が表示される表示デバイスとを備える。

【選択図】 図7



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、

前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、
をプログラムによって実行するプロセッサと、

前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における減衰の値とに応じた表示形態を有し、前記生体組織を示す第一の画像が表示される表示デバイスと、
を備える超音波診断装置。

【請求項 2】

前記減衰の値は、前記生体組織において前記第一の画像に対応する領域の超音波の減衰を代表する一つの値又は前記生体組織において前記第一の画像に対応する領域の複数の部分の各々について算出される複数の値である、請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記プロセッサは、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における超音波の減衰の値とに応じた表示形態を定義する第一の二次元マップに基づいて、前記第一の画像のデータを作成するデータ作成機能をプログラムによって実行する、請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記データ作成機能は、前記減衰の値が前記生体組織において前記第一の画像に対応する領域の超音波の減衰を代表する一つの値であり、なおかつ前記生体組織の弾性に関する値が画素毎に算出される場合、画素毎に、前記二次元マップにおいて、前記一つの値に応じた表示形態の中から前記弾性値に応じた表示形態を選択して前記第一の画像のデータを作成し、前記減衰の値が前記生体組織において前記第一の画像に対応する領域の複数の部分の各々について算出される複数の値であり、なおかつ前記生体組織の弾性に関する値が画素毎に算出される場合、前記複数の部分の各々における画素毎に、前記二次元マップにおいて、前記複数の部分の各々について算出された減衰の値に応じた色情報の中から前記弾性値に応じた表示形態を選択して前記第一の画像のデータを作成する、請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記第二の算出機能は、前記第一の超音波の第一のエコー信号、前記生体組織の形態を示す第二の画像を取得するために送信された第二の超音波の第二のエコー信号又は前記生体組織における超音波の減衰を計測するために送信された第三の超音波の第三のエコー信号のいずれかの減衰量を、前記生体組織における超音波の減衰の値として算出する、請求項 1 ~ 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記第一の超音波が送信される断面と前記第二の超音波が送信される断面との間の位置の一致精度を、前記第一のエコー信号と前記第二のエコー信号との間の相関度に基づいて判定する判定機能、前記第二の超音波が送信される断面と前記第三の超音波が送信される断面との間の位置の一致精度を、前記第二のエコー信号と前記第三のエコー信号との間の相関度に基づいて判定する判定機能又は前記第一の超音波が送信される断面と前記第三の超音波が送信される断面との間の位置の一致精度を、前記第一のエコー信号と前記第三のエコー信号との間の相関度に基づいて判定する判定機能をプログラムによって実行する、請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記プロセッサは、さらに、

前記第一の算出機能によって算出された生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度を算出する第三の算出機能と、

前記第二の算出機能によって算出された減衰の値の正確性を示す第二の精度を算出する第四の算出機能と、

10

20

30

40

50

前記第一の画像の表示を制御する画像表示制御機能であって、前記第一の精度に関して設定された第一の条件及び前記第二の精度に関して設定された第二の条件のいずれか一方を満たさない場合、前記第一の画像を表示させない制御を行なう画像表示制御機能と、をプログラムによって実行する、請求項 1 ~ 5 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示デバイスには、前記第一の精度と、前記第二の精度とに応じた表示形態を有する第三の画像が表示される、請求項 7 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記プロセッサは、前記第一の画像及び前記第三の画像を切り換えて前記表示デバイスに表示させる画像表示制御機能又は前記第一の画像及び前記第三の画像を並べて前記表示デバイスに表示させる画像表示制御機能のいずれかをプログラムによって実行する、請求項 8 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 10】

被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、

前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、

前記第一の算出機能によって算出された生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度を算出する第三の算出機能と、

前記第二の算出機能によって算出された減衰の値の正確性を示す第二の精度を算出する第四の算出機能と、

20

をプログラムによって実行するプロセッサと、

前記第一の精度と、前記第二の精度とに応じた表示形態を有する第三の画像が表示される表示デバイスと、

を備える超音波診断装置。

【請求項 11】

前記プロセッサは、前記第一の精度と、前記第二の精度とに応じた表示形態を定義する第二の二次元マップに基づいて、前記第三の画像のデータを作成するデータ作成機能をプログラムによって実行する、請求項 8 ~ 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

プロセッサに、

30

被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、

前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、

前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における減衰の値とに応じた表示形態を有し、前記生体組織を示す第一の画像を表示させる画像表示制御機能と、

を実行させる超音波診断装置の制御プログラム。

【請求項 13】

プロセッサに、

被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、

40

前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、

前記第一の算出機能によって算出された生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度を算出する第三の算出機能と、

前記第二の算出機能によって算出された減衰の値の正確性を示す第二の精度を算出する第四の算出機能と、

前記第一の精度と、前記第二の精度とに応じた表示形態を有する第三の画像を表示させる画像表示制御機能と、

を実行させる超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【0001】

本発明は、生体組織の弾性に関する値を算出する超音波診断装置及びその制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

生体組織の弾性に関する値を算出する手法として、例えば、生体組織に対して、超音波プローブから音圧の高い超音波パルス、すなわちプッシュパルスを送信して、このプッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波 (shear wave) による生体組織の変位を検出して、生体組織の弾性に関する計測値を算出する手法が知られている (例えば、特許文献1参照)。計測値としては、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値などが算出される。

10

【0003】

せん断弾性波の伝搬速度のデータや生体組織の弾性値のデータなどの弾性データが得られると、超音波診断装置の表示デバイスに、弾性データに応じた色などを有する弾性画像が表示される。弾性画像は、例えばBモード画像に設定された所要の領域内に、Bモード画像と合成されて表示される。

【0004】

また、生体組織の弾性に関する値を算出する手法として、生体組織の表面に機械的振動を与え、この機械的振動によって生じたせん断弾性波を検出して、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値を算出する手法や、生体組織の歪みを算出する手法などもある (例えば、特許文献2、3参照)。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】特開2012-100997号公報

【特許文献2】特許第5635100号公報

【特許文献3】特開2014-000454号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、例えば肝臓においては、生体組織の弾性だけではなく、脂肪量も考慮することにより、現在の被検体の状態について診断を行ないたい場合がある。脂肪量は、超音波の減衰と相関があり、脂肪量が増えるほど減衰が大きくなり、脂肪量が減るほど減衰は小さくなる。

30

【課題を解決するための手段】

【0007】

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、被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における減衰の値とに応じた表示形態を有し、前記生体組織を示す第一の画像が表示される表示デバイスと、を備える超音波診断装置である。

40

【0008】

また、他の観点の発明は、被検体の生体組織に対して送信された第一の超音波の第一のエコー信号に基づいて、前記生体組織の弾性に関する値を算出する第一の算出機能と、前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する第二の算出機能と、前記第一の算出機能によって算出された生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度を算出する第三の算出機能と、前記第二の算出機能によって算出された減衰の値の正確性を示す第二の精度を算出する第四の算出機能と、をプログラムによって実行するプロセッサと、前記第一の精度と、前記第二の精度とに

50

応じた表示形態を有する第三の画像が表示される表示デバイスと、を備える超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0009】

上記一の観点の発明によれば、表示デバイスに、前記生体組織の弾性に関する値と、前記生体組織における減衰の値とに応じた表示形態を有し、前記生体組織を示す第一の画像が表示されるので、減衰と相関関係がある脂肪量及び弾性の両方が、どの位置でどのような状態になっているかを考慮して診断を行なうことができる。

【0010】

また、上記他の観点の発明によれば、生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度と超音波の減衰の値の正確性を示す第二の精度とに応じた表示形態を有する第三の画像が表示デバイスに表示されるので、生体組織の弾性に関する値と超音波の減衰の値の両方又は一方が、どの位置において正確でないか知ることができる。これにより、減衰と相関関係がある脂肪量及び弾性の両方を考慮して診断を行なう場合に、正確な診断を行なうことができるか否かを知ることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0011】

【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構成を示すブロック図である。

【図2】エコーデータ処理部の構成の一例を示すブロック図である。

20

【図3】表示処理部の構成の一例を示すブロック図である。

【図4】第一実施形態においてBモード画像及び第一のカラー画像からな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5】第一実施形態の超音波診断装置において、第一の合成画像を表示するための作用を示すフローチャートである。

【図6】表示領域が設定されたBモード画像が表示された表示デバイスを示す図である。

【図7】第一の二次元カラーマップの一例を示す図である。

【図8】大局的な減衰の値が表示された表示デバイスを示す図である。

【図9】第一の二次元カラーマップにおける一つの減衰の値に対応する破線を示す説明図である。

30

【図10】エコーデータ処理部の構成の他例を示すブロック図である。

【図11】第二実施形態において、Bモード画像及び第二のカラー画像からな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12】第二実施形態の超音波診断装置において、第一及び第二の合成画像を表示するための作用を示すフローチャートである。

【図13】第二の二次元カラーマップの一例を示す図である。

【図14】エコーデータ処理部の構成の他例を示すブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、本発明の実施形態について説明する。

40

(第一実施形態)

先ず、第一実施形態について説明する。図1に示す超音波診断装置1は、超音波プローブ2、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4、表示処理部5、表示デバイス(device)6、操作デバイス7、制御デバイス8、記憶デバイス9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。

【0013】

超音波プローブ2は、被検体の生体組織に対して超音波を送信する。超音波プローブ2においては、特に図示しないが複数の超音波トランスデューサ(transducer)がアジマス(azimuth)方向に配列されている。超音波プローブ2により、生体組織にせん断弾性波を生じさせるための超音波パルス(プッシュパルス)が送信される。ま

50

た、超音波プローブ 2 により、プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波を検出するための検出用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。検出用超音波パルスは、本発明における第一の超音波の実施の形態の一例である。また、検出用超音波パルスのエコー信号は、本発明における第一のエコー信号の実施の形態の一例である。

【 0 0 1 4 】

また、超音波プローブ 2 により、B モード画像を作成するための B モード画像用超音波パルスが送信され、そのエコー信号が受信される。B モード用超音波パルスは、本発明における第二の超音波の実施の形態の一例である。また、B モード用超音波パルスのエコー信号は、本発明における第二のエコー信号の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 1 5 】

また、超音波プローブ 2 により、上記以外の目的で超音波パルスが送信されてもよい。

【 0 0 1 6 】

送受信ビームフォーマ 3 は、制御デバイス 8 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) を有する前記各種の超音波パルスを送信させる。また、送受信ビームフォーマ 3 は、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。

【 0 0 1 7 】

エコーデータ処理部 4 は、図 2 に示すように、B モード処理部 4 1、第一の算出部 4 2 及び第二の算出部 4 3 を有する。B モード処理部 4 1 は、送受信ビームフォーマ 3 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。

20

【 0 0 1 8 】

第一の算出部 4 2 は、前記プッシュパルスによって生体組織に生じたせん断弾性波の伝搬速度を算出する。具体的には、第一の算出部 4 2 は、検出用超音波パルスのエコー信号から得られ、送受信ビームフォーマ 3 から出力されたエコーデータに基づいて、前記せん断弾性波を検出する。そして、第一の算出部 4 2 は、前記せん断弾性波の伝搬速度を算出して、せん断弾性波の伝搬速度を示すデータを作成する。伝搬速度は、後述の第一の表示領域 R 1 内から得られたエコーデータに基づいて算出される。従って、第一の表示領域 R 1 内におけるせん断弾性波の伝搬速度が算出される。伝搬速度を示すデータは、後述の弾性画像における画素に対応する部分ごとに得られる。伝搬速度を示すデータを、弾性データと云うものとする。

30

【 0 0 1 9 】

生体組織におけるせん断弾性波の速度は、生体組織の弾性に依りて異なっている。従って、第一の表示領域 R 1 内において、生体組織の弾性に依りて伝搬速度を得ることができる。せん断弾性波の伝搬速度は、本発明における生体組織の弾性に関する値の実施の形態の一例である。第一の算出部 4 2 によるせん断弾性波の伝搬速度の算出機能は、本発明における第一の算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 0 】

第一の算出部 4 2 は、前記生体組織の弾性値 (ヤング率 (Pa : パスカル)) を、前記伝搬速度に基づいて算出し、弾性データとして、弾性値を示すデータを作成してもよい。弾性値は、本発明における生体組織の弾性に関する値の実施の形態の一例である。第一の算出部 4 2 による弾性値の算出機能は、本発明における第一の算出機能の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 2 1 】

第二の算出部 4 3 は、前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する。詳細は後述する。第二の算出部 4 3 による減衰の値の算出機能は、本発明における第二の算出機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 2 】

表示処理部 5 は、図 3 に示すように、B モード画像データ作成部 5 1、カラー画像デー

50

タ作成部 5 2 及び画像表示制御部 5 3 を有する。B モード画像データ作成部 5 1 は、B モードデータをスキャンコンバータ (s c a n c o n v e r t e r) によって走査変換して B モード画像データを作成する。

【 0 0 2 3 】

カラー画像データ作成部 5 2 は、生体組織の弾性に関する値と生体組織における超音波の減衰に応じた色情報を有する第一のカラーデータを作成する。本例では、カラー画像データ作成部 5 2 は、第一の算出部 4 2 によって算出された伝播速度又は弾性値と、第二の算出部 4 3 によって算出された超音波の減衰の値に応じた色情報を有する第一のカラーデータを作成する。カラー画像データ作成部 5 2 は、第一の二次元カラーマップ C M 1 (c o l o r m a p) を用いて第一のカラーデータを作成する。詳細は後述する。また、前記カラー画像データ作成部 5 2 は、スキャンコンバータによって前記第一のカラーデータを走査変換して第一のカラー画像データを作成する。カラー画像データ作成部 5 2 における第一のカラーデータ及び第一のカラー画像データの作成機能は、本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。

10

【 0 0 2 4 】

画像表示制御部 5 3 は、B モード画像データと第一のカラー画像データとを加算することにより、B モード画像データと第一のカラー画像データとが合成された第一の合成画像データを作成する。画像表示制御部 5 3 は、図 4 に示すように、前記第一の合成画像データに基づく第一の合成画像 I 1 を表示デバイス 6 に表示させる。第一の合成画像 I 1 は、B モード画像 B I と第一のカラー画像 C I 1 とからなる。第一のカラー画像 B I は、第一の表示領域 R 1 内に表示される。第一のカラー画像 B I は、背景の B モード画像 B I が透過する半透明のカラー画像である。前記画像表示制御部 5 3 の機能は、本発明における画像表示制御機能の実施の形態の一例である。第一のカラー画像 C I は、本発明における第一の画像の実施の形態の一例である。

20

【 0 0 2 5 】

ちなみに、B モード画像 B I は、生体組織の形態を示す画像であり、本発明における第二の画像の実施の形態の一例である。

【 0 0 2 6 】

画像表示制御部 5 3 は、B モード画像データに基づく B モード画像 B I のみを表示デバイス 6 に表示させてもよい。

30

【 0 0 2 7 】

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。表示デバイス 6 は、本発明における表示デバイスの実施の形態の一例である。

【 0 0 2 8 】

操作デバイス 7 は、ユーザーからの指示や情報の入力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。

40

【 0 0 2 9 】

制御デバイス 8 は、CPU (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) 等のプロセッサである。この制御デバイス 8 は、記憶デバイス 9 に記憶されたプログラムを読み出し、超音波診断装置 1 の各部を制御する。例えば、制御デバイス 8 は、記憶デバイス 9 に記憶されたプログラムを読み出し、読み出されたプログラムにより、送受信ビームフォーマ 3、エコーデータ処理部 4 及び表示処理部 5 の機能を実行させる。

【 0 0 3 0 】

制御デバイス 8 は、送受信ビームフォーマ 3 の機能のうちの全て、エコーデータ処理部 4 の機能のうちの全て及び表示処理部 5 の機能のうちの全ての機能をプログラムによって実行してもよいし、一部の機能のみをプログラムによって実行してもよい。制御デバイス 8 が一部の機能のみを実行する場合、残りの機能は回路等のハードウェアによって実行さ

50

れてもよい。

【0031】

なお、送受信ビームフォーマ3、エコーデータ処理部4及び表示処理部5の機能は、回路等のハードウェアによって実現されてもよい。

【0032】

記憶デバイス9は、非一過性の記憶媒体及び一過性の記憶媒体を含む。非一過性の記憶媒体は、例えば、HDD(Hard Disk Drive:ハードディスクドライブ)、ROM(Read Only Memory)などの不揮発性の記憶媒体である。非一過性の記憶媒体は、CD(Compact Disk)やDVD(Digital Versatile Disk)などの可搬性の記憶媒体を含んでいてもよい。

10

【0033】

一過性の記憶媒体は、RAM(Random Access Memory)などの揮発性の記憶媒体である。

【0034】

制御デバイス8によって実行されるプログラムは、記憶デバイス9を構成するHDDやROMなどの非一過性の記憶媒体に記憶されている。また、プログラムは、記憶デバイス9を構成するCDやDVDなどの可搬性を有し非一過性の記憶媒体に記憶されていてもよい。

【0035】

また、記憶デバイス9には、第一の二次元カラーマップCM1が記憶されている。

20

【0036】

次に、本例の超音波診断装置1において合成画像を表示するための作用について図5のフローチャートに基づいて説明する。

【0037】

先ず、ステップS1においては、被検体の生体組織に対し、前記超音波プローブ2がBモード画像用超音波パルスを送信し、そのエコー信号を受信する。そして、図6に示すように、このエコー信号に基づいて作成されたBモード画像データに基づいて、画像表示制御部53がBモード画像BIを表示させる。Bモード画像BIが表示されると、ユーザーは、前記操作デバイス7を用いて前記Bモード画像BIに第一の表示領域R1を設定する。この第一の表示領域R1は、第一のカラー画像CI1を表示させたい領域に設定される。

30

【0038】

次に、ステップS2においては、超音波プローブ2が、生体組織に対してプッシュパルスを送信する。例えば、操作デバイス7が操作者による入力を受け付けると、プッシュパルスの送信が行われてもよい。プッシュパルスが送信された後に、超音波プローブ2は、生体組織に対して検出用超音波パルスを送信し、そのエコー信号を受信する。

【0039】

次に、ステップS3においては、第一の算出部42が、検出用超音波パルスのエコー信号に基づいて、生体組織の弾性に関する値を算出して弾性データを作成する。ここでは、第一の算出部42は、生体組織の弾性値を算出する。また、第二の算出部43が、前記生体組織における超音波の減衰の値を算出する。

40

【0040】

減衰の値の算出について説明する。第二の算出部43は、例えば検出用超音波パルスのエコー信号の減衰量を生体組織の減衰の値として算出する。また、第二の算出部43は、ステップS1において送信されたBモード画像用超音波パルスのエコー信号の減衰量を生体組織の減衰の値として算出してもよい。減衰量の算出手法としては、エコー信号を直線に近似して、この直線の傾き(深さ方向における傾き)を算出する公知の手法が用いられる。

【0041】

第二の算出部43は、第一の表示領域R1における大局的な減衰の値を算出してもよい

50

。具体的には、第二の算出部 4 3 は、前記生体組織において後述のように第一のカラー画像 C I 1 が表示される領域に対応する領域の超音波の減衰を代表する一つの減衰の値、言い換えれば第一の表示領域 R 1 における一つの減衰の値を算出してもよい。この場合、例えば第二の算出部 4 3 は、検出用超音波パルス又は B モード画像用超音波パルスが送受信される一つの音線において、第一の表示領域 R 1 に対応する部分の減衰量を算出してもよい。また、第二の算出部 4 3 は、第一の表示領域 R 1 内の複数の音線における平均の減衰量を算出してもよい。なお、第一の表示領域 R 1 においては、複数の音線について検出用超音波パルス又は B モード画像用超音波パルスが送受信されていることは言うまでもない。

【 0 0 4 2 】

また、第二の算出部 4 3 は、第一の表示領域 R 1 における局所的な減衰の値を算出してもよい。具体的には、第二の算出部 4 3 は、前記生体組織において第一のカラー画像 C I 1 が表示される領域に対応する領域の複数の部分の各々についての減衰の値、言い換えれば第一の表示領域 R 1 における複数の減衰の値を算出してもよい。この場合、例えば第二の算出部 4 3 は、検出用超音波パルス又は B モード画像用超音波パルスが送受信される複数の音線の各々における複数の部分において、減衰量を算出する。

【 0 0 4 3 】

ステップ S 4 においては、画像表示制御部 5 3 は、上述の図 4 に示すように第一の合成画像 I 1 を表示デバイス 6 に表示させる。より詳細に説明すると、先ずカラー画像データ作成部 5 2 が、生体組織の弾性値と減衰の値に応じた色情報を有する第一のカラーデータ

【 0 0 4 4 】

を作成する。カラー画像データ作成部 5 2 は、図 7 に示す第一の二次元カラーマップ C M 1 に基づいて第一のカラーデータを作成する。

【 0 0 4 5 】

第一の二次元カラーマップ C M 1 は、生体組織の弾性値及び減衰の値に応じた色情報を有している。色情報は、色相、彩度及び明度からなる情報である。図 7 の第一の二次元カラーマップ C M 1 では、色情報がグレースケールで示されている。第一の二次元カラーマップ C M 1 は、本発明における第一の二次元マップの実施の形態の一例である。色情報は、本発明における表示形態の実施の形態の一例である。

【 0 0 4 6 】

第一の二次元カラーマップ C M 1 を用いることにより、生体組織の弾性値が同じであっても減衰の値が異なれば、異なる色情報の第一のカラーデータが作成され、減衰の値が同じであっても、生体組織の弾性値が異なれば異なる色情報の第一のカラーデータが作成される。例えば、第一の二次元カラーマップ C M 1 において、点 P 1 は、生体組織が比較的硬く（弾性値が比較的大）、脂肪量が比較的少ない（減衰量が比較的小）ことを示す。点 P 2 は、生体組織が比較的硬く（弾性値が比較的大、点 P 1 と同じ弾性値）、脂肪量が比較的多い（減衰量が比較的大）ことを示す。点 P 3 は、生体組織が比較的軟らかく（弾性値が比較的小）、脂肪量が比較的多い（減衰量が比較的大、点 P 2 と同じ減衰の値）ことを示す。

【 0 0 4 7 】

前記代表的な一つの減衰の値が算出され、弾性値が第一のカラー画像 C I 1 の画素毎に算出される場合、各画素においては、前記代表的な一つの減衰の値に応じた色情報の中から、弾性値に応じた色情報が選択される。

【 0 0 4 8 】

10

20

30

40

50

一方、局所的な減衰の値、すなわち第一の表示領域 R 1 における複数の減衰の値が算出される場合、特に図示しないが、画像表示制御部 5 3 は、表示デバイス 6 に二次元のカラーマップ CM を表示させてもよい。

【0049】

複数の減衰の値が算出されるものの第一のカラー画像 CI の画素毎には減衰の値が算出されず、なおかつ弾性値は画素毎に算出される場合、減衰の値が算出される複数の部分の各々における画素毎に、その部分について算出された減衰の値に応じた色情報の中から、弾性値に応じた色情報が選択される。

【0050】

カラー画像データ作成部 5 2 は、第一のカラーデータを作成すると、この第一のカラーデータに基づいて第一のカラー画像データを作成する。そして、画像表示制御部 5 3 は、Bモード画像データと第一のカラー画像データとに基づいて、Bモード画像 BI と第一のカラー画像 CI 1 とからなる第一の合成画像 I 1 を第一の表示領域 R 1 に表示させる。

【0051】

第一のカラー画像 CI 1 は、弾性値と減衰の値とに応じた色情報を有し、生体組織（ここではその一部分）を示す。このような第一のカラー画像 CI 1 が表示されることにより、第一の表示領域 R 1 において、脂肪量と弾性の両方が、どの位置でどのような状態になっているかを考慮して診断を行なうことができる。

【0052】

次に、第一実施形態の変形例について説明する。この変形例では、図 10 に示すように、エコーデータ処理部 4 は、Bモード処理部 4 1、第一の算出部 4 2 及び第二の算出部 4 3 のほかに、第三の算出部 4 4 及び第四の算出部 4 5 を有する。

【0053】

第三の算出部 4 4 は、第一の算出部 4 2 によって算出された生体組織の弾性に関する値の正確性を示す第一の精度を算出する。この第三の算出部 4 4 の機能は、本発明における第三の算出機能の実施の形態の一例である。

【0054】

第一の精度の算出の一例について説明する。第一の精度は、生体組織の弾性に関する値が、前記生体組織の弾性を正確に反映している度合を示す値である。第三の算出部 4 4 は、例えば特開 2016-67399 号公報に記載されているように、せん断弾性波の伝搬方向における二つの点におけるせん断弾性波による生体組織の変位の時間変化の波形について相互相関演算を行ない、その相関係数を第一の精度とする。従って、第一の精度の値が小さいほど、生体組織の弾性に関する値の正確性が悪くなる。ちなみに、せん断弾性波による生体組織の変位の時間変化の波形は、検出用超音波パルスによるエコー信号に基づいて得られる。

【0055】

第四の算出部 4 5 は、第二の算出部 4 3 によって算出された減衰の値の正確性を示す第二の精度を算出する。この第四の算出部 4 5 の機能は、本発明における第四の算出機能の実施の形態の一例である。

【0056】

第二の精度の算出の一例について説明する。第四の算出部 4 5 は、第二の算出部 4 2 が減衰の値を算出する際にエコー信号を直線に近似する場合の近似の精度を、第二の精度として算出する。第二の精度の値が小さいほど、減衰の値の正確性が悪くなる。

【0057】

この変形例では、画像表示制御部 5 3 は、第一の精度に関して設定された第一の条件及び第二の精度に関して設定された第二の条件のいずれか一方を満たさない場合、第一のカラー画像 CI 1 を表示させない制御を行なう。この画像表示制御部 5 3 の機能は、本発明における画像表示制御機能の実施の形態の一例である。

【0058】

第一の条件は、例えば第三の算出部 4 3 によって算出された第一の精度の値が、第一の

10

20

30

40

50

精度の値について設定された閾値以上であるという条件である。また、第二の条件は、例えば第四の算出部 4 5 によって算出された第二の精度の値が、第二の精度の値について設定された閾値以上であるという条件である。従って、画像表示制御部 5 3 は、第一の精度の値が閾値未満である場合又は第二の精度の値が閾値未満である場合のいずれかに該当する場合、これら第一の精度の弾性値及び第二の精度の減衰の値が得られたフレームの第一のカラー画像 C I 1 を表示させない。

【 0 0 5 9 】

(第二実施形態)

次に、第二実施形態について説明する。ただし、第一実施形態と同一の事項については説明を省略する。

10

【 0 0 6 0 】

第二実施形態の超音波診断装置 1 は、図 1 に示された構成を有する。また、エコーデータ処理部 4 は、図 1 0 に示された構成を有する。本例では、図 1 1 に示すように、第一の精度と、第二の精度とに応じた表示形態を有する第二のカラー画像 C I 2 が表示デバイス 6 に表示される。

【 0 0 6 1 】

本例においては、図 1 2 のフローチャートの処理が行われる。この図 1 2 のフローチャートにおいて、ステップ S 1 1、S 1 2 の処理は、ステップ S 1、S 2 と同一である。ステップ S 1 3 においては、ステップ S 3 と同様に、弾性データの作成及び減衰の値の算出が行われる。また、このステップ S 1 3 においては、第三の算出部 4 4 による第一の精度の算出と第四の算出部 4 5 による第二の精度の算出が行われる。

20

【 0 0 6 2 】

ステップ S 1 4 においては、第一の合成画像 I 1 のほか、B モード画像 B I 及び第二のカラー画像 C I 2 からなる第二の合成画像 I 2 が表示される。

【 0 0 6 3 】

第二のカラー画像 C I 2 の作成について説明する。本例では、カラー画像データ作成部 5 2 は、第一のカラーデータのほか、第一の精度と第二の精度に応じた色情報を有する第二のカラーデータを作成する。カラー画像データ作成部 5 2 は、図 1 3 に示す第二の二次元カラーマップ C M 2 に基づいて第二のカラーデータを作成する。

【 0 0 6 4 】

第二の二次元カラーマップ C M 2 は、第一の精度の値及び第二の精度の値に応じた色情報を有している。色情報は、色相、彩度及び明度からなる情報である。図 1 3 の第二の二次元カラーマップ C M 2 においても、色情報がグレースケールで示されている。第二の二次元カラーマップ C M 2 は、本発明における第二の二次元マップの実施の形態の一例である。色情報は、本発明における表示形態の実施の形態の一例である。

30

【 0 0 6 5 】

前記カラー画像データ作成部 5 2 は、第二のカラーデータを作成すると、この第二のカラーデータをスキャンコンバータによって走査変換して第二のカラー画像データを作成する。カラー画像データ作成部 5 2 における第二のカラーデータ及び第二のカラー画像データの作成機能は、本発明におけるデータ作成機能の実施の形態の一例である。

40

【 0 0 6 6 】

画像表示制御部 5 3 は、B モード画像データと第二のカラー画像データとに基づいて、B モード画像 B I と第二のカラー画像 C I 2 とからなる第二の合成画像 I 2 を表示デバイス 6 に表示させる。第二のカラー画像 C I 2 は、B モード画像 B I に設定された第二の表示領域 R 2 に表示される。第二のカラー画像 C I 2 は、本発明における第三の画像の実施の形態の一例である。画像表示制御部 5 3 は、図 1 1 に示すように、第一の合成画像 I 1 と並べて第二の合成画像 I 2 を表示させる。

【 0 0 6 7 】

第二の合成画像 I 2 を構成する B モード画像 B I は、第一の合成画像 I 1 を構成する B モード画像 B I と同じ画像であってもよい。また、第二の合成画像 I 2 を構成する B モー

50

ド画像 B I を作成するための超音波の送受信が第一の合成画像 I 1 を構成する B モード画像 B I を作成するための超音波の送受信とは別に行われてもよい。

【 0 0 6 8 】

画像表示制御部 5 3 は、第一の合成画像 I 1 と第二の合成画像 I 2 のいずれかを切り換えて表示デバイス 6 に表示させてもよい。この場合、例えば操作デバイス 7 が操作者の入力を受け付けると、画像表示制御部 5 3 は、第一の合成画像 I 1 と第二の合成画像 I 2 を切り換えてもよい。

【 0 0 6 9 】

第二のカラー画像 C I 2 は、第一の精度と、第二の精度とに応じた色情報を有する。このような第二のカラー画像 C I 2 が表示されることにより、生体組織の弾性に関する値と超音波の減衰の値の両方又は一方が、どの位置において正確でないか知ることができる。これにより、減衰と相関関係がある脂肪量及び弾性の両方を考慮して診断を行なう場合に、正確な診断を行なうことができるか否かを知ることができる。

【 0 0 7 0 】

次に、第二実施形態の変形例について説明する。この変形例では、第一の合成画像 I 1 は表示されず、第二の合成画像 I 2 のみが表示される。

【 0 0 7 1 】

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。上述の実施形態においては、第二の算出部 4 3 は、検出用超音波パルスのエコー信号の減衰量又は B モード画像用超音波パルスのエコー信号の減衰の値を算出しているが、減衰量の算出対象となるエコー信号はこれらに限られるものではない。例えば、せん断弾性波を検出するための検出用超音波パルス及び B モード用超音波パルスとは別に、生体組織の減衰を計測するための超音波パルスが送信されてもよい。この減衰を計測するための超音波パルスは、第三の超音波の実施の形態の一例である。また、減衰を計測するための超音波パルスのエコー信号は、第三のエコー信号の実施の形態の一例である。この場合、第二の算出部 4 3 は、減衰を計測するための超音波パルスのエコー信号の減衰の値を算出する。

【 0 0 7 2 】

また、エコーデータ処理部 4 は、図 1 4 に示すように判定部 4 6 を有していてもよい。判定部 4 6 は、検出用超音波パルスが送信される断面と B モード用超音波パルスが送信される断面との間の位置の一致精度を、検出用超音波パルスのエコー信号と B モード用超音波パルスのエコー信号との間の相関度に基づいて判定する。判定部 4 6 は、検出用超音波パルスが送信される断面と減衰を計測するための超音波パルスが送信される断面との間の位置の一致精度を、前記検出用超音波パルスのエコー信号と減衰を計測するための超音波パルスのエコー信号との間の相関度に基づいて判定してもよい。また、判定部 4 6 は、B モード用超音波パルスが送信される断面と減衰を計測するための超音波パルスが送信される断面との間の一致情報を、B モード用超音波パルスのエコー信号と減衰を計測するための超音波パルスのエコー信号との間の相関度に基づいて判定してもよい。判定部 4 6 の判定機能は、本発明における判定機能の実施の形態の一例である。

【 0 0 7 3 】

判定部 4 6 は、前記相関度を、一フレームにおける複数の音線の各々について算出し、その平均値に基づいて、前記一致精度を判定してもよい。また、判定部 4 6 は、一フレームにおけるいずれか一つの音線について、前記相関度を算出して、前記一致精度を判定してもよい。

【 0 0 7 4 】

画像表示制御部 5 3 は、判定部 4 6 による判定結果を表示デバイス 6 に表示させてもよい。例えば、判定部 4 6 による判定結果は、相関度に応じた一致精度を示す数値として表示デバイス 6 に表示される。

【 0 0 7 5 】

特に図示しないが、図 1 0 に示すエコーデータ処理部 4 が、さらに判定部 4 6 を有して

10

20

30

40

50

いてもよい。

【0076】

また、上述した第一の精度及び第二の精度の算出手法は一例であり、第三の算出部44及び第四の算出部45は、他の手法により第一の精度及び第二の精度を算出してもよい。例えば、第四の算出部44は、エコー信号の信号強度の分散を第二の精度として算出してもよい。

【0077】

また、被検体の生体組織の弾性に関する値を得る手法は上述の手法に限られるものではない。例えば、生体組織の表面に機械的振動を与え、この機械的振動によって生じたせん断弾性波を検出して、せん断弾性波の伝搬速度や生体組織の弾性値を算出してもよい。また、生体組織の弾性に関する値は、伝播速度や弾性値に限られるものではない。例えば、生体組織の弾性に関する値として、生体組織の歪みが得られてもよい。

10

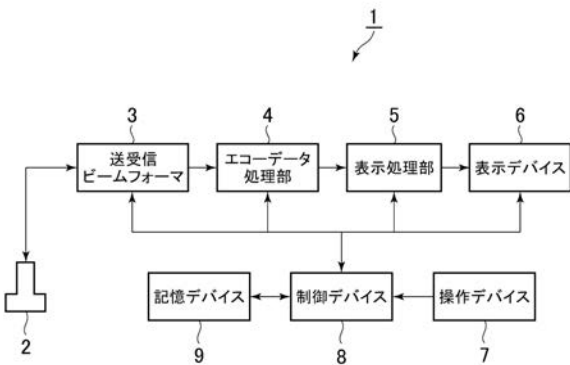
【符号の説明】

【0078】

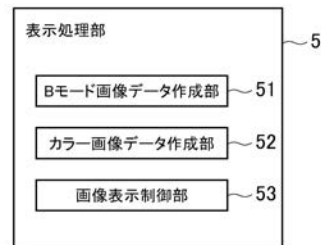
- 1 超音波診断装置
- 6 表示デバイス
- 8 制御デバイス
- 42 第一の算出部
- 43 第二の算出部
- 44 第三の算出部
- 45 第四の算出部
- 46 判定部
- 52 弾性画像データ作成部
- 53 画像表示制御部

20

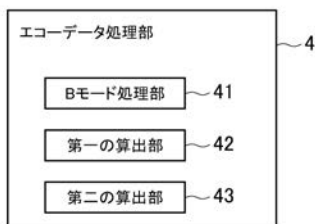
【図1】



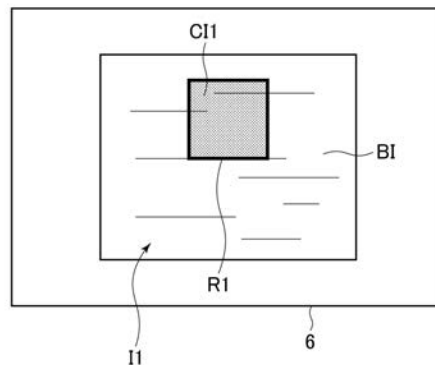
【図3】



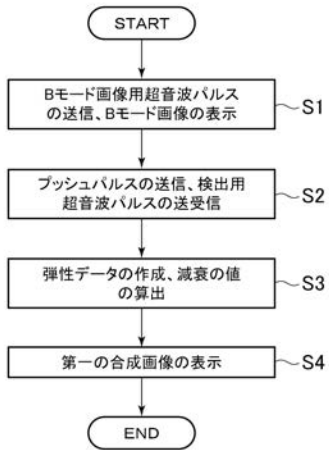
【図2】



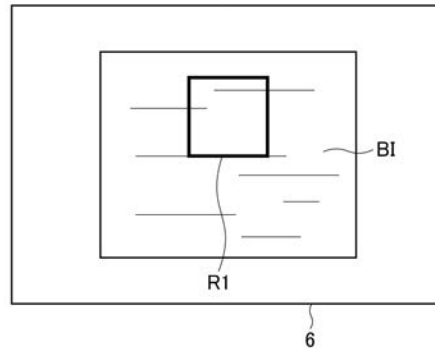
【図4】



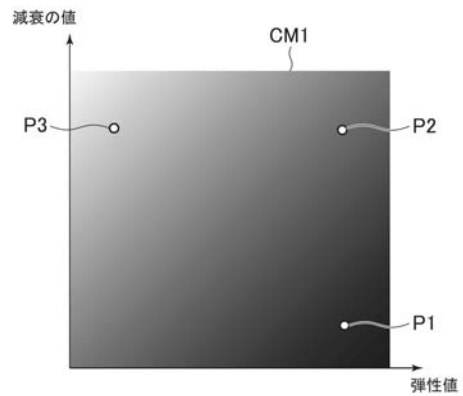
【 図 5 】



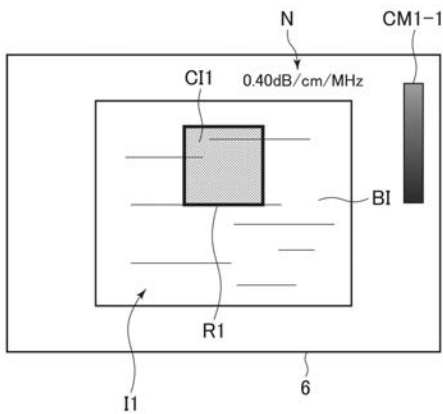
【 図 6 】



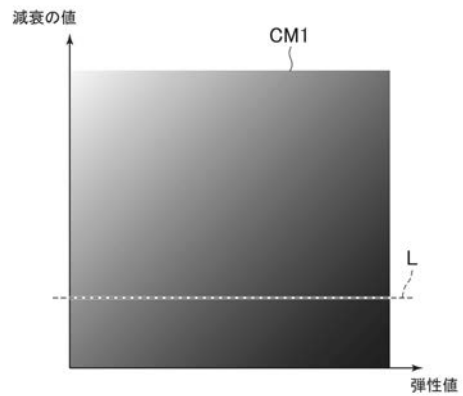
【 図 7 】



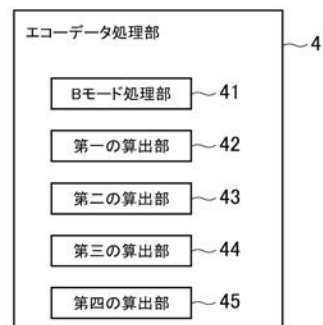
【 図 8 】



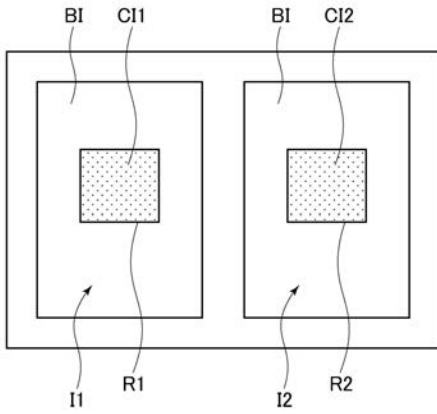
【 図 9 】



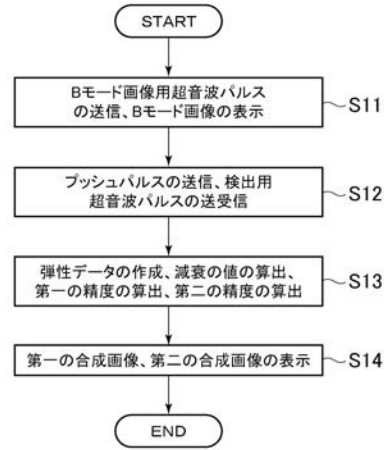
【 図 10 】



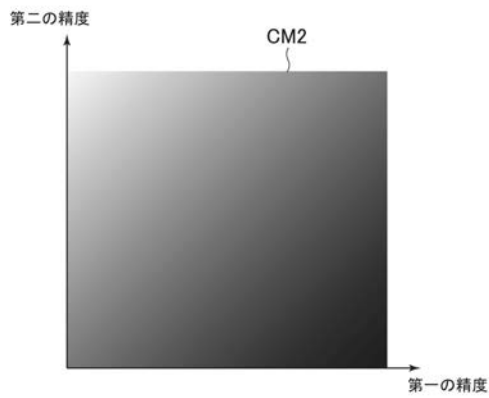
【 図 1 1 】



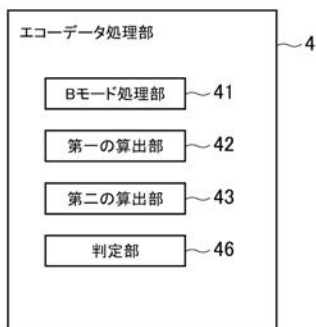
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

(74)代理人 100151286

弁理士 澤木 亮一

(72)発明者 谷川 俊一郎

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 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

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD21 JC20 JC23 JC37 KK02 KK12 KK24

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2019024682A	公开(公告)日	2019-02-21
申请号	JP2017145144	申请日	2017-07-27
[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	谷川俊一郎 大栗拓真		
发明人	谷川 俊一郎 大栗 拓真		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/461 A61B8/485 A61B8/54 A61B8/14 A61B8/463 A61B8/488 A61B8/5223 A61B8/5246 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD21 4C601/JC20 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24		
代理人(译)	小仓 博 田中 拓人 小岛 猛		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种能够根据脂肪量和弹性的位置和状态进行诊断的超声波诊断装置。 解决方案：超声诊断设备计算传输到对象的活体组织的第一超声波的第一回波信号，并计算与活组织的弹性有关的值执行计算活组织中超声波衰减值的功能的处理器和通过程序计算活组织中超声波衰减值的第二计算功能，与活组织弹性有关的值和活组织中衰减值并且显示基于定义显示形式的第一二维彩色图CM1创建的第一图像的显示装置。 点域7

