

(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2012-40080

(P2012-40080A)

(43) 公開日 平成24年3月1日(2012.3.1)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2010-182014 (P2010-182014)
(22) 出願日 平成22年8月17日 (2010.8.17)

(71) 出願人 000003078
株式会社東芝
東京都港区芝浦一丁目1番1号
(71) 出願人 594164542
東芝メディカルシステムズ株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(72) 発明者 戸村 英輔
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内
Fターム(参考) 4C601 EE11 EE22 KK06 KK31

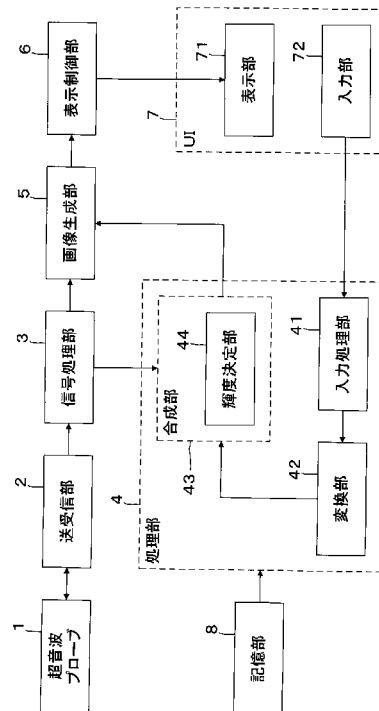
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波画像生成プログラム

(57) 【要約】

【課題】 操作者が認識できるように超音波画像に付帯情報を表示することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信手段と、合成手段と、画像生成手段と、表示制御手段と、有する。送受信手段は、被検体に超音波を送信し、被検体からエコー信号を受信する。合成手段は、エコー信号が示す輝度よりも高輝度又は低輝度で表される付帯情報を、エコー信号に合成する。画像生成手段は、付帯情報が合成されたエコー信号に基づいて表示用の超音波画像データを生成する。表示制御手段は、表示用の超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に超音波を送信し、前記被検体からエコー信号を受信する送受信手段と、
前記エコー信号が示す輝度よりも高輝度又は低輝度で表される付帯情報を、前記エコー信号に合成する合成手段と、
前記付帯情報が合成された前記エコー信号に基づいて表示用の超音波画像データを生成する画像生成手段と、
前記表示用の超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、
を有する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記合成手段は、前記エコー信号が示す輝度が予め設定された閾値以上の場合には、前記低輝度で表される前記付帯情報を前記エコー信号に合成し、前記エコー信号が示す輝度が前記閾値未満の場合には、前記高輝度で表される前記付帯情報を前記エコー信号に合成する、
請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記送受信手段は、複数の走査線に超音波を送信し、前記複数の走査線のそれぞれにおける前記エコー信号を受信し、
前記合成手段は、前記付帯情報を合成する位置の指定を受けて、前記指定された位置の走査線における前記エコー信号に前記付帯情報を合成する、
請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記合成手段は、文字又は図形を前記付帯情報として前記エコー信号に合成する、
請求項 1 から請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記合成手段は、患者を識別するための患者識別情報、超音波の送受信の条件を示す情報、ボディマーク、又は前記超音波画像を用いて計測を行うためのスケールマークのうち、少なくとも 1 つを前記付帯情報として前記エコー信号に合成する、
請求項 1 から請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

コンピュータに、
超音波の送受信によって得られたエコー信号を受けて、前記エコー信号が示す輝度よりも高輝度又は低輝度で表される付帯情報を、前記エコー信号に合成する合成機能と、
前記付帯情報が合成された前記エコー信号に基づいて表示用の超音波画像データを生成する画像生成機能と、
前記表示用の超音波画像データに基づく超音波画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、
を実行させる超音波画像生成プログラム。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】**【0001】**

この発明の実施形態は、超音波診断装置及び超音波画像生成プログラムに関する。

【背景技術】**【0002】**

超音波診断装置は、超音波の送受信によって得られた信号を再構成することにより、表示用の画像データを生成する。超音波診断装置は、患者 ID や撮影条件などの情報を文字やマークで表して、再構成された表示用の画像に重畳させて表示する場合がある。この重畳表示はソフトウェアによって実行されるが、文字やマークが表示されないことがある。この場合、表示用の画像に重畳表示されるはずの文字やマークを操作者が認識できないお

50

それがある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2004-229924号公報

【特許文献2】特開2007-151652号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

この実施形態は、操作者が認識できるように超音波画像に付帯情報を表示することが可能な超音波診断装置、及び超音波画像生成プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0005】

この実施形態に係る超音波診断装置は、送受信手段と、合成手段と、画像生成手段と、表示制御手段と、有する。送受信手段は、被検体に超音波を送信し、被検体からエコー信号を受信する。合成手段は、エコー信号が示す輝度よりも高輝度又は低輝度で表される付帯情報を、エコー信号に合成する。画像生成手段は、付帯情報が合成されたエコー信号に基づいて表示用の超音波画像データを生成する。表示制御手段は、表示用の超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる。

【図面の簡単な説明】

20

【0006】

【図1】この実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【図2】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【図3】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【図4】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【図5】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【図6】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【図7】付帯情報が合成された画像を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0007】

30

図1を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置について説明する。この実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブ1と、送受信部2と、信号処理部3と、処理部4と、画像生成部5と、表示制御部6と、ユーザインターフェース(UI)7と、記憶部8とを有する。

【0008】

(超音波プローブ1)

超音波プローブ1には、複数の超音波振動子が走査方向に1列に配置された1次元アレイプローブ、又は、複数の超音波振動子が2次的に配置された2次元アレイプローブが用いられる。超音波プローブ1は被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波をエコー信号として受信する。超音波プローブ1の種類としては、例えばリニア型、セクタ型、又はコンベックス型のいずれであってもよい。

40

【0009】

(送受信部2)

送受信部2は送信部と受信部とを有する。送受信部2は、超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させ、超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信する。

【0010】

送信部は、超音波プローブ1に電気信号を供給して超音波を発生させる。送信部は、超音波プローブ1に電気信号を供給して所定の焦点にビームフォームした(送信ビームフォームした)超音波を送信させる。送信部は、例えば図示しないクロック発生器と、送信遅延回路と、パルサ回路とを有する。クロック発生器は、超音波信号の送信タイミングや送

50

信周波数を決めるクロック信号を発生する。送信遅延回路は、超音波を所定の深さに集束させるための集束用遅延時間と、超音波を所定方向に送信するための偏向用遅延時間とに従って、超音波の送信時に遅延をかけて送信フォーカスを実施する。パルサ回路は、各超音波振動子に対応する個別チャンネルの数分のパルサを有する。パルサ回路は、遅延がかけられた送信タイミングで駆動パルスを生じ、超音波プローブ1の各超音波振動子に駆動パルスを供給する。

【0011】

受信部は、超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信する。受信部22は超音波プローブ1が受信したエコー信号を受信し、そのエコー信号に対して遅延処理を行うことにより、アナログの受信信号を整相された（受信ビームフォームされた）デジタルの受信データに変換する。受信部は、例えば図示しないプリアンプ回路と、A/D変換器と、受信遅延回路と、加算器とを有する。プリアンプ回路は、超音波プローブ1の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に、受信指向性を決定するために必要な遅延時間を与える。具体的には、受信遅延回路は、所定の深さからの超音波を集束させるための集束用遅延時間と、所定方向に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間とを、デジタルのエコー信号に与える。加算器は、遅延時間が与えられたエコー信号を加算する。その加算によって、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。すなわち、受信遅延回路と加算器とによって、所定方向から得られた受信信号は整相加算される。

10

20

【0012】

Bモードを実行する場合、送受信部2は複数の方向に超音波を送信し、複数の方向のそれぞれからエコー信号を受信する。すなわち、送受信部2は、複数の走査線に超音波を送信し、複数の走査線のそれぞれにおけるエコー信号を受信する。例えば送受信部2は、被検体内の2次元の断面を超音波で走査することにより、2次元の断面におけるエコー信号を受信する。また、送受信部2は、3次元領域を超音波で走査することによりボリュームデータを取得してもよい。送受信部2は、例えばリニアスキャン、セクタスキャン、又はコンベックスキャンのいずれの走査を行ってもよい。

【0013】

(信号処理部3)

信号処理部3は、例えばBモード処理部を有する。Bモード処理部はエコー信号の振幅情報の映像化を行う。具体的には、Bモード処理部は、受信信号に対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。信号処理部3は、Bモード処理部によって処理されたエコー信号を処理部4の合成部43に出力する。

30

【0014】

信号処理部3はCFM (Color Flow Mapping) 処理部を有してもよい。CFM処理部は血流情報の映像化を行う。血流情報には、速度、分布、又はパワーなどの情報があり、血流情報は2値化情報として得られる。また、信号処理部3はドブラ処理部を有してもよい。ドブラ処理部は受信信号を位相検波することによりドブラ偏移周波数成分を取り出し、FFT処理を施すことにより血流速度を表すドブラ周波数分布(ドブラデータ)を生成する。信号処理部3は、CFM処理部又はドブラ処理部によって処理されたエコー信号を画像生成部5に出力する。

40

【0015】

(処理部4)

処理部4は、入力処理部41と変換部42と合成部43とを有する。合成部43は、輝度決定部44を有する。

【0016】

(入力処理部41)

操作者が入力部72を用いて付帯情報を入力すると、付帯情報はユーザインターフェー

50

ス（UI）7から入力処理部41に出力される。また、操作者が入力部72を用いて、超音波画像において付帯情報を表示する位置を指定すると、表示の位置を示す位置情報が、ユーザインターフェース（UI）7から入力処理部41に出力される。入力処理部41は、入力部72によって入力された付帯情報と位置情報とを受けて、付帯情報と位置情報とを変換部42に出力する。

【0017】

付帯情報には、文字情報及び図形情報のうちの少なくともいずれかの情報が含まれる。文字情報の一例には、患者を識別するための患者識別情報、超音波の送受信の条件（撮影条件）を示す情報、及び撮影日時を示す情報などが該当する。患者識別情報の一例には、患者IDや患者の氏名などが該当する。撮影条件の一例には、超音波のパルス繰り返し周波数（PRF）や超音波の強度などが該当する。図形情報の一例には、撮影部位を示すボディマークや、超音波画像を用いて計測を行うときに用いられるスケールマークや、円形や四角や矢印などの単純な図形を示すマークなどが該当する。スケールマークは、超音波画像に表されている組織の寸法を計測するときに用いられる。円形や矢印などの単純な図形を示すマークは、例えば超音波による走査の開始位置を示す場合に用いられる。

10

【0018】

付帯情報は記憶部8に記憶されておいてもよい。この場合、操作者は入力部72を用いて、付帯情報と位置情報とを指定する。入力処理部41は、付帯情報の指定に対応する信号を入力部72から受けて、その指定に対応する付帯情報を記憶部8から読み込み、付帯情報と位置情報とを変換部42に出力する。

20

【0019】

（変換部42）

変換部42は、付帯情報を表示用のデータに変換する。変換部42は、例えばアスキーコードに準じたキーボードのキー信号を、アルファベットや漢字などの文字データに変換する。また、変換部42は、丸や矢印を示す図形のキー信号を、円形や矢印の図形データに変換する。変換部42は、付帯情報を表す表示用のデータと位置情報とを合成部43に出力する。

【0020】

（合成部43）

合成部43は、Bモード処理部によって処理されたエコー信号を信号処理部3から受け、付帯情報を表す表示用のデータと位置情報とを変換部42から受ける。合成部43は、表示用のデータをエコー信号に合成する。すなわち、合成部43は、表示用のデータをエコー信号に埋め込む。これにより、付帯情報がエコー信号に合成される。合成部43は、エコー信号において位置情報が示す位置に表示用のデータを合成する。具体的には、合成部43は、複数の走査線のそれぞれにおけるエコー信号のうち、位置情報が示す位置の走査線におけるエコー信号に表示用のデータを合成する。なお、表示の位置を示す位置情報は予め決定されて、記憶部8に記憶されていてもよい。この場合、合成部43は、位置情報を記憶部8から読み込み、エコー信号において位置情報が示す位置に表示用のデータを合成する。以下において、エコー信号に付帯情報が合成されたデータを、「合成データ」と称することとする。

30

40

【0021】

合成部43は、超音波による走査の開始位置を示す位置情報を受けて、位置情報が示す位置の近傍（所定範囲内）の走査線におけるエコー信号に、表示用のデータを合成してもよい。例えば操作者が入力部72を用いて、走査の開始位置を指定してもよい。または、走査の開始位置が撮影条件として超音波診断装置に予め設定されていてもよい。例えば合成部43は、円形や矢印などのマークを付帯情報とし、その付帯情報を表す表示用のデータを、走査の開始位置の近傍の走査線におけるエコー信号に合成する。

【0022】

（輝度決定部44）

輝度決定部44は、エコー信号の大きさ（エコー信号が示す輝度）に基づいて、付帯情

50

報を表す表示用のデータの輝度を決定する。輝度決定部 44 は、エコー信号が示す輝度よりも相対的に高い輝度又は低い輝度を、表示用のデータの輝度とする。例えば輝度決定部 44 は、付帯情報が表示される位置を基準にし、その基準の位置から所定範囲に含まれるエコー信号の輝度の平均を求める。または、輝度決定部 44 は、すべての走査線におけるエコー信号の輝度の平均を求める。輝度決定部 44 は、エコー信号の輝度の平均が閾値以上の場合には、表示用のデータの輝度を相対的に低い輝度とする。例えば、輝度決定部 44 は、エコー信号の輝度の平均よりも所定値低い輝度を、表示用のデータの輝度とする。または、輝度決定部 44 は、低輝度として予め決定されている輝度を、表示用のデータの輝度としてもよい。一方、輝度決定部 44 は、エコー信号の輝度の平均が閾値未満の場合には、表示用のデータの輝度を相対的に高い輝度とする。例えば、輝度決定部 44 は、エコー信号の輝度の平均よりも所定値高い輝度を、表示用のデータの輝度とする。または、輝度決定部 44 は、高輝度として予め決定されている輝度を、表示用のデータの輝度としてもよい。なお、輝度の閾値は予め決定されて記憶部 8 に予め記憶されている。

10

【0023】

合成部 43 は、表示用のデータの輝度を輝度決定部 44 によって決定された輝度にし、表示用のデータをエコー信号に合成する。

【0024】

(画像生成部 5)

画像生成部 5 は、処理部 4 から出力された合成データを受け、合成データに基づいて表示用の超音波画像データを生成する。画像生成部 5 は、例えば D S C (D i g i t a l S c a n C o n v e r t o r : デジタルスキャンコンバータ) を有する。画像生成部 5 は、走査線の信号列で表される信号処理後のエコー信号を、直交座標系で表される画像データに変換する(スキャンコンバージョン処理)。例えば画像生成部 5 は、合成データ(エコー信号と付帯情報とが合成されたデータ)にスキャンコンバージョン処理を施すことにより、被検体の組織の形状を表す B モード画像データを生成する。エコー信号には付帯情報(表示用のデータ)が合成されているため、B モード画像データにも付帯情報が合成されている。画像生成部 5 は、B モード画像データを表示制御部 6 に出力する。また、画像生成部 5 は、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことにより、組織の形状を立体的に表す 3 次元画像データを生成してもよい。また、画像生成部 5 は、ボリュームデータに M P R (M u l t i P l a n a r R e c o n s t r u c t i o n) を施すことにより、任意の断面における画像データ(MPR 画像データ)を生成してもよい。

20

30

【0025】

画像生成部 5 は、CFM 処理部によって処理されたエコー信号に基づいて、表示用のカラー画像データを生成してもよい。画像生成部 5 は、ドブラ処理部によって処理されたエコー信号に基づいて、表示用のドブラ画像データを生成してもよい。画像生成部 5 は、カラー画像データ又はドブラ画像データを表示制御部 6 に出力する。

【0026】

(表示制御部 6)

表示制御部 6 は、画像生成部 5 から出力された超音波画像データを受け、超音波画像データに基づく超音波画像を表示部 71 に表示させる。例えば、表示制御部 6 は、付帯情報が合成された B モード画像を表示部 71 に表示させる。

40

【0027】

(ユーザインターフェース(UI) 7)

ユーザインターフェース(UI) 7 は、表示部 71 と入力部 72 とを有する。表示部 71 は、CRT や液晶ディスプレイなどのモニタであり、B モード画像やドブラ画像やカラー画像を表示する。入力部 72 は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード、又は T C S (T o u c h C o m m a n d S c r e e n) など構成されている。

【0028】

処理部 4、画像生成部 5、及び表示制御部 6 のそれぞれの機能は、プログラムによって

50

実行されてもよい。一例として、処理部 4 と画像生成部 5 と表示制御部 6 とはそれぞれ、CPU、GPU、又はASICなどの図示しない処理装置と、ROM、RAM、又はHDDなどの図示しない記憶装置とによって構成されていてもよい。記憶装置には、処理部 4 の機能を実行するための処理プログラムと、画像生成部 5 の機能を実行するための画像生成プログラムと、表示制御部 6 の機能を実行するための表示制御プログラムと、が記憶されている。処理プログラムには、入力処理部 4 1 の機能を実行するための入力処理プログラムと、変換部 4 2 の機能を実行するための変換プログラムと、合成部 4 3 の機能を実行するための合成プログラムと、が含まれている。合成プログラムには、輝度決定部 4 4 の機能を実行するための輝度決定プログラムが含まれている。CPUなどの処理装置が、記憶装置に記憶されている各プログラムを実行することにより、各部の機能を実行する。なお、処理プログラム、画像生成プログラム、及び表示制御プログラムによって、「超音波画像生成プログラム」の一例を構成する。

10

【0029】

(具体例)

図 2 から図 7 を参照して、付帯情報が合成された B モード画像の具体例について説明する。図 2 から図 7 は、付帯情報が合成された画像を示す図である。

【0030】

(第 1 の具体例)

図 2 を参照して、第 1 の具体例について説明する。第 1 の具体例では、リニアスキャンを実行することにより B モード画像データを生成する。B モード画像 2 0 0 は、リニアスキャンによって得られた画像である。B モード画像 2 0 0 は、複数の走査線 S における画像データによって構成されている。一例として、図 2 の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図 2 の右端に位置する走査線 S の番号を 1 番とし、左側に向かって走査線 S の番号が増えている。B モード画像 2 0 0 には、円形のマーク 2 1 0 が付帯情報として表されている。円形のマーク 2 1 0 は、B モード画像 2 0 0 の右端、すなわち、走査の開始位置の近傍の走査線 S におけるエコー信号に合成されている。B モード画像 2 0 0 においては、エコー信号の輝度の平均が閾値未満となっている。この場合、合成部 4 3 は、マーク 2 1 0 の輝度を相対的に高輝度にしてマーク 2 1 0 をエコー信号に合成する。これにより、マーク 2 1 0 が目立って表示されるため、操作者はマーク 2 1 0 を容易に認識することができる。また、マーク 2 1 0 が走査の開始位置の近傍に表されているため、いずれの方向に走査が行われているのかを、操作者は容易に把握することが可能となる。すなわち、B モード画像 2 0 0 の右端側にマーク 2 1 0 が表示されているため、B モード画像 2 0 0 の右側から左側に向けて走査が行われていることを、操作者は容易に把握することができる。

20

30

【0031】

(第 2 の具体例)

図 3 を参照して、第 2 の具体例について説明する。第 2 の具体例では、セクタスキャンを実行することにより B モード画像データを生成する。B モード画像 3 0 0 は、セクタスキャンによって得られた画像である。B モード画像 3 0 0 は、複数の走査線 S における画像データによって構成されている。一例として、図 3 の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図 3 の右端に位置する走査線 S の番号を 1 番とし、左側に向かって走査線 S の番号が増えている。B モード画像 3 0 0 には、円形のマーク 3 1 0 が付帯情報として表されている。円形のマーク 3 1 0 は、B モード画像 3 0 0 の右側、すなわち、走査の開始位置の近傍の走査線 S におけるエコー信号に合成されている。B モード画像 3 0 0 においては、エコー信号の輝度の平均が閾値未満となっている。この場合、合成部 4 3 は、マーク 3 1 0 の輝度を相対的に高輝度にしてマーク 3 1 0 をエコー信号に合成する。これにより、マーク 3 1 0 が目立って表示されるため、操作者はマーク 3 1 0 を容易に認識することができる。また、マーク 3 1 0 が走査の開始位置の近傍に表されているため、いずれの方向に走査が行われているのかを、操作者は容易に把握することが可能となる。

40

50

【 0 0 3 2 】

(第 3 の 具 体 例)

図 4 を参照して、第 3 の具体例について説明する。図 4 に示す B モード画像 4 0 0 は、リニアスキャンによって得られた画像である。B モード画像 4 0 0 は、複数の走査線 S における画像データによって構成されている。一例として、図 4 の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図 4 の右端に位置する走査線 S の番号を 1 番とし、左側に向かって走査線 S の番号が増えている。B モード画像 4 0 0 には、円形のマーク 4 1 0 とアルファベットの「A」を示すマーク 4 2 0 とが、付帯情報として表されている。マーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 は、B モード画像 4 0 0 の右側、すなわち、走査の開始位置の近傍の走査線 S におけるエコー信号に合成されている。B モード画像 4 0 0 においては、エコー信号の輝度の平均が閾値以上となっている。この場合、合成部 4 3 は、マーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 の輝度を相対的に低輝度にして、マーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 をエコー信号に合成する。これにより、マーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 が目立って表示されるため、操作者はマーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 を容易に認識することができる。また、マーク 4 1 0 及びマーク 4 2 0 が走査の開始位置の近傍に表されているため、いずれの方向に走査が行われているのかを、操作者は容易に把握することが可能となる。

10

【 0 0 3 3 】

(第 4 の 具 体 例)

図 5 を参照して、第 4 の具体例について説明する。図 5 に示す B モード画像 5 0 0 は、リニアスキャンによって得られた画像である。B モード画像 5 0 0 は、複数の走査線 S における画像データによって構成されている。一例として、図 4 の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図 5 の右端に位置する走査線 S の番号を 1 番とし、左側に向かって走査線 S の番号が増えている。B モード画像 5 0 0 には、スケールマーク 5 1 0 と、スケールマーク 5 1 0 の単位長さを示す情報 5 2 0 とが、付帯情報として表されている。B モード画像 5 0 0 においては、エコー信号の輝度の平均が閾値未満となっている。この場合、合成部 4 3 は、スケールマーク 5 1 0 及び情報 5 2 0 の輝度を相対的に高輝度にしてエコー信号に合成する。これにより、スケールマーク 5 1 0 及び情報 5 2 0 が目立って表示されるため、操作者はスケールマーク 5 1 0 及び情報 5 2 0 を容易に認識することができる。スケールマーク 5 1 0 は、B モード画像 5 0 0 に表されている組織の長さや幅などの寸法を計測するときに用いられる。スケールマーク 5 1 0 を B モードドラスタデータに合成しておくことにより、B モード画像を表示するときにスケールマークを別途生成しなくても、スケールマーク 5 1 0 を表示することが可能となる。そして、スケールマークを用いて計測処理を行うことが可能な画像処理装置が B モード画像 5 0 0 を受けた場合に、B モード画像 5 0 0 に合成されているスケールマーク 5 1 0 を用いて計測を行うことが可能となる。

20

30

【 0 0 3 4 】

(第 5 の 具 体 例)

図 6 を参照して、第 5 の具体例について説明する。図 6 に示す B モード画像 6 0 0 は、リニアスキャンによって得られた画像である。B モード画像 6 0 0 は、複数の走査線 S における画像データによって構成されている。一例として、図 6 の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図 6 の右端に位置する走査線 S の番号を 1 番とし、左側に向かって走査線 S の番号が増えている。B モード画像 6 0 0 には、患者識別情報 6 1 0 が付帯情報として表されている。患者識別情報 6 1 0 の一例として、患者 ID が表示されている。患者識別情報 6 1 0 は、一例として B モード画像 6 0 0 の右側、すなわち、走査の開始位置の近傍の走査線 S における B モードドラスタデータに合成されている。B モード画像 6 0 0 においては、エコー信号の輝度の平均が閾値未満となっている。この場合、合成部 4 3 は、患者識別情報 6 1 0 の輝度を相対的に高輝度にしてエコー信号に合成する。これにより、患者識別情報 6 1 0 が目立って表示されるため、操作者は患者識別情報 6 1 0 を容易に認識することができる。なお、撮影条件や撮影日時などが、

40

50

Bモード画像600に合成されていてもよい。

【0035】

(第6の具体例)

図7を参照して、第6の具体例について説明する。図7に示すBモード画像700は、リニアスキャンによって得られた画像である。Bモード画像700は、複数の走査線Sにおける画像データによって構成されている。一例として、図7の右側から左側に向けて超音波の走査が行われているものとする。この場合、図7の右端に位置する走査線Sの番号を1番とし、左側に向かって走査線Sの番号が増えている。Bモード画像700には、ボディマーク710が付帯情報として表示されている。ボディマーク710は、一例としてBモード画像700の右側、すなわち、走査の開始位置の近傍の走査線SにおけるBモード

10

20

30

40

50

【0036】

以上のように、この実施形態に係る超音波診断装置によると、エコー信号に付帯情報を合成している(埋め込んでいる)ため、エコー信号に基づいてBモード画像を生成してBモード画像を表示すると、合成されている付帯情報を表示することが可能となる。これにより、操作者は付帯情報を認識することが可能となる。例えば、Bモード画像を表示するときに付帯情報をあらためてBモード画像に重畳させなくても、Bモード画像を生成して表示することで、付帯情報を表示することが可能となる。また、Bモード画像が反転して表示された場合であっても、付帯情報がエコー信号に合成されているため、合成された付帯情報も反転して表示される。このように付帯情報が反転して表示されるため、Bモード画像が反転して表示されたことを、操作者は容易に気付くことができる。

【0037】

また、付帯情報の輝度を相対的に高輝度又は低輝度にして付帯情報をエコー信号に合成することにより、付帯情報を目立たせて表示することが可能となる。そのことにより、操作者は容易に付帯情報を認識することが可能となる。

【0038】

なお、複数の付帯情報をエコー信号に合成してもよい。例えば、円形や四角形などの単純なマーク、患者識別情報、撮影条件、撮影日時、ボディマーク、及びスケールマークなどの付帯情報のうち、いずれかを組み合わせるとしてエコー信号に合成してもよい。

【0039】

本発明の実施形態を説明したが、上記の実施形態は例として提示したものであり、発明の範囲を限定することを意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

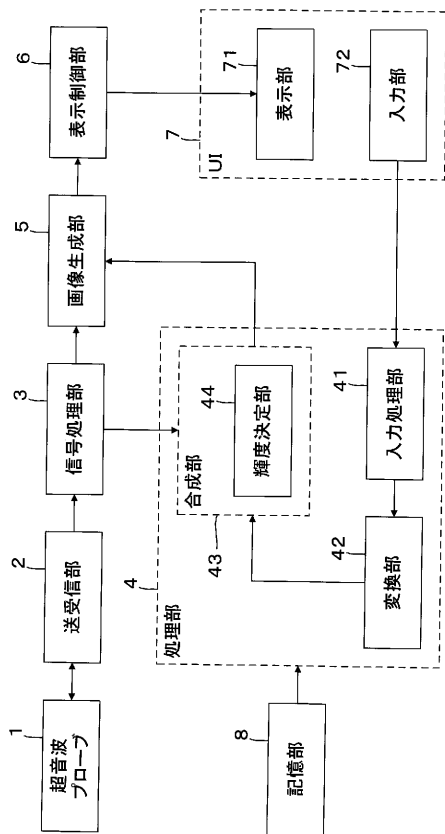
【符号の説明】

【0040】

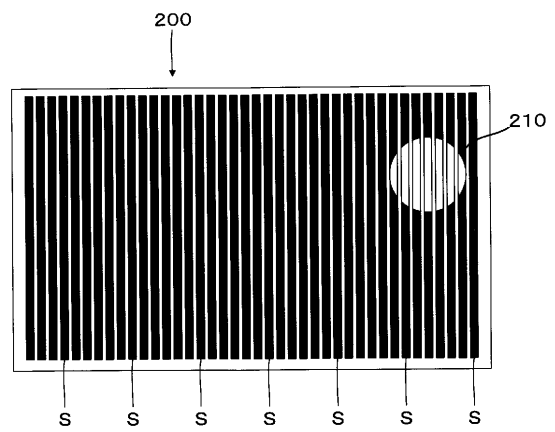
- 1 超音波プローブ
- 2 送受信部
- 3 信号処理部
- 4 処理部
- 5 画像生成部
- 6 表示制御部
- 7 ユーザーインターフェース(UI)
- 8 記憶部
- 41 入力処理部
- 42 変換部

- 4 3 合成部
- 4 4 輝度決定部
- 7 1 表示部
- 7 2 入力部

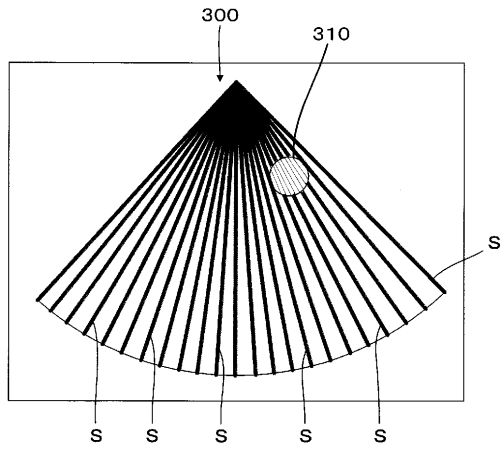
【 図 1 】



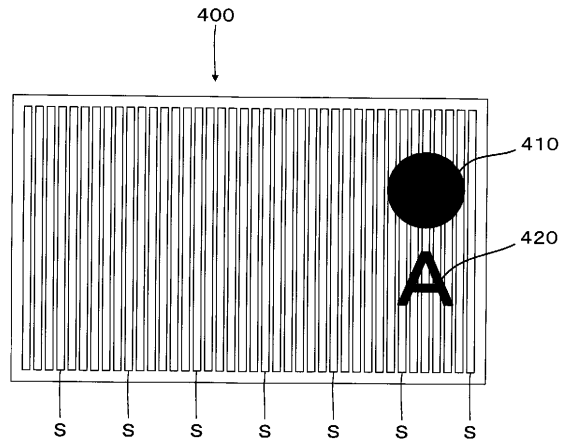
【 図 2 】



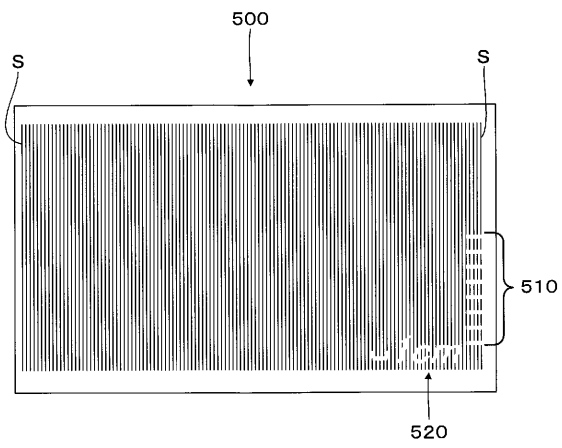
【 図 3 】



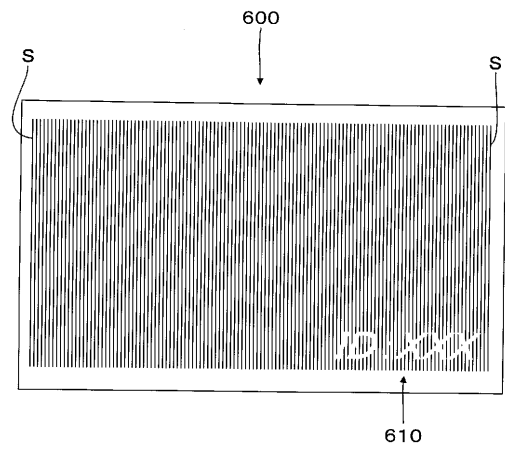
【 図 4 】



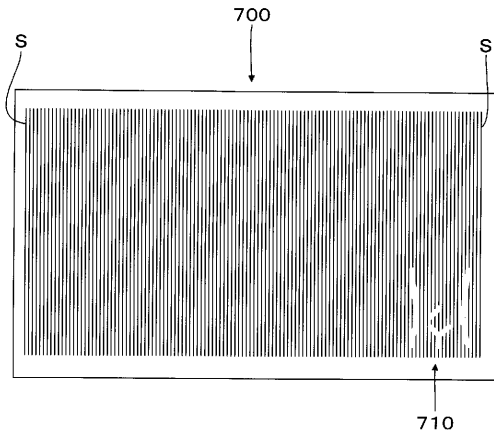
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



专利名称(译)	超声诊断设备和超声图像生成程序		
公开(公告)号	JP2012040080A	公开(公告)日	2012-03-01
申请号	JP2010182014	申请日	2010-08-17
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	戸村英輔		
发明人	戸村 英輔		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/EE11 4C601/EE22 4C601/KK06 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备能够在超声图像上显示附带信息，以便操作员可以识别它。根据本实施例的超声诊断设备包括发送/接收单元，合成单元，图像生成单元和显示控制单元。发射/接收单元向对象发射超声波并从对象接收回波信号。合成单元将由比由回声信号指示的亮度更高或更低的亮度表示的附带信息与回声信号进行合成。图像生成装置基于其中结合了附带信息的回波信号来生成超声图像数据以进行显示。显示控制装置使显示装置基于用于显示的超声图像数据 displays 超声图像。 [选型图]图1

