

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6058330号
(P6058330)

(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)

(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

請求項の数 3 (全 31 頁)

(21) 出願番号	特願2012-205525 (P2012-205525)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成24年9月19日 (2012. 9. 19)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2013-121494 (P2013-121494A)		栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地
(43) 公開日	平成25年6月20日 (2013. 6. 20)	(74) 代理人	100108855
審査請求日	平成27年7月2日 (2015. 7. 2)		弁理士 蔵田 昌俊
(31) 優先権主張番号	特願2011-243782 (P2011-243782)	(74) 代理人	100109830
(32) 優先日	平成23年11月7日 (2011. 11. 7)		弁理士 福原 淑弘
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(74) 代理人	100088683
			弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034
			弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672
			弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051
			弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブを有する第1ユニットと前記第1ユニットに対して脱着可能に接続される第2ユニットとを具備する超音波診断装置であって、

前記第1ユニットは、

前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信し、受信信号を発生する送受信部と、

前記受信信号に基づいて、第1処理速度および第1処理機能で第1の超音波画像を発生する第1超音波画像発生部と、

前記第1ユニットを前記第2ユニットに接続する接続部と、

前記第1ユニットと前記第2ユニットとの接続を検出する接続検出部と、

前記送受信部と前記第1超音波画像発生部とを制御し、前記接続の検出を契機として前記制御を解除する第1制御部とを有し、

前記第2ユニットは、

前記第1処理速度より速い第2処理速度と、前記第1処理機能より多い第2処理機能とを有し、前記接続の検出を契機として、前記受信信号に基づいて前記第1の超音波画像より多いデータ量を有する第2の超音波画像を発生する第2超音波画像発生部と、

前記接続の検出を契機として、前記送受信部と前記第2超音波画像発生部とを制御する第2制御部とを有し、

前記第1超音波画像発生部は、

10

20

前記受信信号に基づいて、第1のBモードデータを発生する第1Bモードデータ発生部と、

前記第1Bモードデータに基づいて、前記第1処理速度および前記第1処理機能で前記第1の超音波画像を発生する第1画像発生部とを有し、

前記第2超音波画像発生部は、

前記受信信号に基づいて、前記第1のBモードデータより多いデータ量を有する第2のBモードデータを発生する第2Bモードデータ発生部と、

前記第2のBモードデータに基づいて、前記第2処理速度と前記第2処理機能で前記第2の超音波画像を発生する第2画像発生部とを有すること、

を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記第2の超音波画像は、前記第1の超音波画像の解像度より高い解像度を有すること

を特徴とする請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項3】

前記第1制御部は、前記超音波プローブに設けられた複数の振動子のうち一部分の振動子を駆動させるために、前記送受信部を制御し、

前記第2制御部は、前記複数の振動子を駆動させるために、前記送受信部を制御すること、

を特徴とする請求項1または2に記載の超音波診断装置。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

従来の超音波診断装置は、形態により、病院内で利用される据え置き型と、在宅医療、スポーツ場、災害現場等で利用される携帯型とに大別される。一般に、据え置き型の超音波診断装置の構成規模は、携帯型の超音波診断装置の構成規模より大きい。また、据え置き型の超音波診断装置の価格は、構成規模に準じて、携帯型の超音波診断装置の価格より高い。さらに、据え置き型の超音波診断装置の性能および機能は、構成規模および価格に応じて、携帯型の超音波診断装置の性能および機能に比べて高い。一般に携帯型の超音波診断装置は、超音波診断装置における基本的な性能および機能を有する。従って、携帯型の超音波診断装置における性能および機能は、据え置き型の超音波診断装置の性能および機能に比べて、限定される。

30

【0003】

従来、据え置き型の超音波診断装置が使用される状況（以下、据置状況と呼ぶ）と携帯型の超音波診断装置とが使用される状況（以下、携帯状況と呼ぶ）との両状況における超音波診断をサポートするためには、以下のような2種の対応がとられている。

【0004】

第1の対応は、両状況それぞれに適した超音波診断装置をそれぞれ購入することである。この第1の対応においては、複数台の超音波診断装置を購入することによるコストの問題がある。

40

【0005】

第2の対応は、両状況のうちいずれか一方の状況に適した超音波診断装置を用いて他方の状況で使用するすることである。据え置き型の超音波診断装置を携帯状況において使用することについては、装置の運搬、可動性の問題がある。また、携帯型の超音波診断装置を据置状況において使用することについては、装置の性能および機能不足の問題がある。携帯型の超音波診断装置の性能不足および機能不足は、高機能のCPU（Central Processing Unit）およびGPU（Graphics Processin

50

g Unit)などを携帯型の超音波診断装置に搭載することで解消される。しかしながら、以下のような問題がある。高機能のCPUおよびGPUの装置への搭載は、装置のコストの増大に加えて、消費電力の増大、サイズおよび重量の増加を生ずる。これらにより、携帯型の超音波診断装置における可搬性の良さなどの利点が小さくなる問題がある。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

目的は、病院内外の臨床現場に対応した超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波プローブを有する第1ユニットと前記第1ユニットに対して脱着可能に接続される第2ユニットとを具備する超音波診断装置であって、前記第1ユニットは、前記超音波プローブを介して被検体との間で超音波を送受信し、受信信号を発生する送受信部と、前記受信信号に基づいて、第1処理速度および第1処理機能で第1の超音波画像を発生する第1超音波画像発生部と、前記第1ユニットを前記第2ユニットに接続する接続部と、前記第1ユニットと前記第2ユニットとの接続を検出する接続検出部と、前記送受信部と前記第1超音波画像発生部とを制御し、前記接続の検出を契機として前記制御を解除する第1制御部とを有し、前記第2ユニットは、前記第1処理速度より速い第2処理速度と、前記第1処理機能より多い第2処理機能とを有し、前記接続の検出を契機として、前記受信信号に基づいて前記第1の超音波画像より多いデータ量を有する第2の超音波画像を発生する第2超音波画像発生部と、前記接続の検出を契機として、前記送受信部と前記第2超音波画像発生部とを制御する第2制御部とを有し、前記第1超音波画像発生部は、前記受信信号に基づいて、第1のBモードデータを発生する第1Bモードデータ発生部と、前記第1Bモードデータに基づいて、前記第1処理速度および前記第1処理機能で前記第1の超音波画像を発生する第1画像発生部とを有し、前記第2超音波画像発生部は、前記受信信号に基づいて、前記第1のBモードデータより多いデータ量を有する第2のBモードデータを発生する第2Bモードデータ発生部と、前記第2のBモードデータに基づいて、前記第2処理速度と前記第2処理機能で前記第2の超音波画像を発生する第2画像発生部とを有すること、を特徴とする。

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図2】図2は、第1の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図3】図3は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図4】図4は、第2の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図5】図5は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図6】図6は、第3の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図7】図7は、第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図8】図8は、第4の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図9】図9は、第5の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図10】図10は、第5の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【図11】図11は、第6の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【図12】図12は、第7の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる超音波診断装置を説明する。なお、以下の説明において、略同一の構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0010】

(第1の実施形態)

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置1のブロック構成図を示している。同図に示すように、超音波診断装置1は、超音波プローブ11を有する第1ユニット10と、第1ユニット10に対して脱着可能な第2ユニット200とを具備する。

【0011】

第1ユニット10は、超音波プローブ11と第1ユニット本体100とを有する。第1ユニット本体100は、超音波送受信部101、Bモードデータ発生部103、画像発生部105、画像合成部107、第1インターフェース部109、第1入力部111、第1制御部113、表示部115、接続部117、接続検出部119を有する。第1ユニット10は、超音波の送受信機能とBモード画像を発生する機能とを有する。一方、後述する第2ユニット200は、後述するドプラデータを発生させる機能を有する。ドプラデータを発生させる機能には、後述するBモードデータを発生させる機能に比べて、多くのフィルタおよび複雑な計算機能が必要である。このため、第1ユニット10は、第2ユニット200に比べて小型で省電力となる。

【0012】

超音波プローブ11は、圧電セラミックス等の音響/電気可逆的変換素子としての複数の圧電振動子を有する。複数の圧電振動子は並列され、超音波プローブ11の先端に装備される。各圧電振動子は、供給される駆動信号(電圧パルス)に従って所定のタイミングで超音波を発生する。なお、超音波プローブ11は、複数の圧電振動子が1方向に沿って配列された1次元アレイプローブ、複数の圧電振動子が2次元マトリックス状に配列された2次元アレイプローブのいずれであってもよい。以下、一つの圧電振動子が一チャンネルを構成するものとして説明する。

【0013】

超音波送受信部101は、図示していない送信部と受信部とを有する。送信部は、図示していないパルス発生器、送信遅延回路、パルサを有する。パルス発生器は、所定のレート周波数で送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。パルス発生器は、例えば5kHzのレート周波数でレートパルスを繰り返し発生する。このレートパルスは、チャンネル数に分配され、送信遅延回路に送られる。送信遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に収束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を、各レートパルスに与える。なお、送信遅延回路には、図示していないトリガ信号発生器からのトリガが、タイミング信号として供給される。パルサは、送信遅延回路からレートパルスを受けたタイミングで、超音波プローブ11の振動子ごとに電圧パルスを印加する。これにより、超音波ビームが被検体に送信される。超音波送信時に駆動されるチャンネル数は、送信条件によって変更可能である。

【0014】

受信部は、図示していないプリアンプ、アナログデジタル変換器、受信遅延回路、加算器を有する。プリアンプは、超音波プローブ11を介して取り込まれた被検体からのエコー信号をチャンネル毎に増幅し、アナログデジタル変換機でアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信に利用するチャンネル数も目的に応じて変更可能である。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。加算器は、後述する第1制御部113からの受信遅延パターンに従って複数のエコー信号を加算する。この加算により受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。この送信指向性と受信指向性とにより超音波送受信の総合的な指向性が決定される(この指向性により、いわゆる「超音波走査線」が決まる)。なお、受信部は、1回の超音波送信で複数の走査線上に生じたエコー信号を同時に受信する並列受信機能を有していてもよい。

10

20

30

40

50

【0015】

超音波送受信部101は、第1制御部113の制御のもとで、発生した受信信号をBモードデータ発生部103に出力する。超音波送受信部101は、後述する第2ユニット200に搭載された第2制御部209の制御のもとで、発生した受信信号を、後述する接続部117を介して第2ユニット200に出力する。

【0016】

Bモードデータ発生部103は、図示していない包絡線検波器、対数変換器、アナログデジタル変換器を有する。包絡線検波器は、Bモードデータ発生部103への入力信号、即ち、超音波送受信部101から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。対数変換器は、検波信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。これにより、Bモードデータ発生部103はBモードデータを発生する。

10

【0017】

画像発生部105は、Bモードデータに基づいてBモード画像を発生する。画像発生部105は、後述する第2ユニット200に搭載されたドプラデータ発生部201から出力されたドプラデータに基づいて、平均速度画像、分散画像、パワー画像、およびこれらの組合せ画像を発生する。画像発生部105は、上記画像の発生に加えて、超音波スキャンの走査線信号列を、テレビなどに代表される一般的なビデオフォーマットの走査線信号列に変換する（以下、スキャンコンバートと呼ぶ）。画像発生部105は、この変換により、表示画像としての超音波画像を発生する。具体的には、画像発生部105は、スキャンコンバートを実行するとき、隣り合う走査線の間のデータを補間する補間処理、各種フィルタによる強調および平滑化処理、フレーム相関処理等を実行する。なお、画像発生部105は、画像データを格納する記憶メモリ等を搭載し、3次元画像の再構成処理などを実行させてもよい。

20

【0018】

画像合成部107は、図示していないシネメモリ、フレームメモリ等を有する。画像合成部107は、画像発生部105から出力された画像に、種々のパラメータの文字情報や目盛等を合成する。画像合成部107は、合成した画像を表示部115に出力する。シネメモリは、例えばフリーズする直前の複数のフレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画画像を表示することも可能である。フレームメモリは、1フレーム分の超音波画像を記憶するメモリであり、当該フレームメモリに現在記憶されている画像が表示部115に表示される。なお、画像合成部107は、第1ユニット10と第2ユニット200とが接続された状態において、後述する記憶部203に記憶された被検体の過去の超音波画像を、画像発生部105で発生された画像とともに表示することも可能である。

30

【0019】

第1インターフェース部109は、後述する第1入力部111、図示していない生体信号計測部などに関するインターフェースである。本超音波診断装置1によって得られた超音波画像等のデータ等は、第1インターフェース部109を介して他の装置に転送可能である。

【0020】

40

第1入力部111は、第1インターフェース部109に接続される。第1入力部111は、Bモードに関する関心領域（Region Of Interest：以下ROIと呼ぶ）の範囲、超音波によりスキャンされる範囲（以下、走査範囲と呼ぶ）、走査線密度、フレームレート、並列同時受信機能に関する走査線数などの送受信条件およびイメージング法の選択などを、本超音波診断装置1に取り込む。イメージング法とは、例えば、2次元イメージング法、3次元イメージング法、時間発展も含めた4次元イメージング法、組織ハーモニックイメージング（Tissue Harmonic Imaging：以下、THIと呼ぶ）法、弾性イメージング法などである。

【0021】

第1入力部111は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キー

50

ボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を後述する第1制御部113に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、第1入力部111は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を第1制御部113に出力する。また、操作者が第1入力部113の終了ボタンまたはF R E E Z E ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置1は一時停止状態となる。第1入力部111の入力は、後述する第2入力部207の入力デバイスと比べて、小型で省電力である。

【0022】

第1制御部113は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、Bモードに関する本超音波診断装置1の制御プログラムなどを記憶する。具体的には、第1制御部113は、第1入力部111を介して入力された送受信条件と選択されたイメージング法とに基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。第1制御部113は、入力された送受信条件と読み出された制御プログラムとに従って、本超音波診断装置1の第1ユニット10を制御する。

10

【0023】

第1制御部113は、後述する接続検出部119からの第1出力に基づいて、第1ユニット本体100に搭載された各部の制御を解除する。第1出力とは、第2ユニット200に第1ユニット10が接続されたことに関する情報である。第1制御部113は、接続検出部119からの第2出力に基づいて、第1ユニット本体100に搭載された各部の制御を開始する。第2出力とは、第1ユニット10と第2ユニット200とが非接続であることに関する情報である。

20

【0024】

表示部115は、画像合成部107からの出力に基づいて、超音波画像を表示する。表示部115は、液晶表示器(Liquid Crystal Display:以下LCDと呼ぶ)を有する。なお、表示部115は、LCDとは異なる表示器を有していてもよい。また、表示部115は、第1ユニット10に搭載される代わりに、例えば被検体が載置された近傍に設置されてもよい。このとき、第1ユニット10と表示部115とは、第1インターフェース部109を介して接続されてもよい。

30

【0025】

接続部117は、第1ユニット10を第2ユニット200に接続する。なお、接続部117のかわりに第1インターフェース部109を使用することも可能である。

【0026】

接続検出部119は、接続部117による第1ユニット10と第2ユニット200との接続または非接続を検出する。接続検出部119は、第1ユニット10と第2ユニット200とが接続された場合、接続に関する情報(第1出力)を、第1制御部113と後述する第2制御部209とに出力する。接続検出部119は、第1ユニット10と第2ユニット200とが物理的に分離された場合、非接続に関する情報(第2出力)を、第1制御部113に出力する。

40

【0027】

第2ユニット200は、ドブラデータ発生部201、記憶部203、第2インターフェース部205、第2入力部207、第2制御部209を有する。なお、第2ユニット200には、心電計、心音計、脈波計、呼吸センサに代表される図示していない生体信号計測部、外部記憶装置31およびネットワークが、第2インターフェース部205を介して接続されてもよい。

【0028】

ドブラデータ発生部201は、図示していないドブラ信号発生部とカラードブラデータ生成部とを有する。ドブラ信号発生部は、図示していないミキサーと低域通過フィルタ(以下LPF)を有する。ミキサーは、第1ユニット10の超音波送受信部101から接続

50

部 1 1 7 を介して出力された信号に、送信周波数と同じ周波数 f_0 を有する基準信号を掛け合わせる。この掛け合わせにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分の信号と $(2f_0 + f_d)$ の周波数成分を有する信号とが得られる。LPF は、ミキサーからの 2 種の周波数成分を有する信号のうち、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除く。ドブラ信号発生部は、高い周波数成分 $(2f_0 + f_d)$ の信号を取り除くことにより、ドブラ偏移周波数 f_d の成分を有するドブラ信号を発生する。本処理は直交検波とも呼ばれる。

【0029】

カラードブラデータ生成部は、接続部 1 1 7 を介して超音波受信部 1 0 1 で直交検波されたドブラ信号を入力として、速度 / 分散 / Power 演算部を有する。速度 / 分散 / Power 演算部は、図示していない MTI (Moving Target Indicator) フィルタ、自己相関演算器を有する。MTI フィルタは、超音波受信部 1 0 1 から出力されたドブラ信号に対して、臓器の呼吸性移動や拍動性移動などに起因するドブラ成分 (クラッタ成分) を除去する。自己相関演算器は、MTI フィルタによって血流情報のみが抽出されたドブラ信号に対して、自己相関値を算出する。自己相関演算器は、算出された自己相関値に基づいて、血流の平均速度値および分散値等を算出する。カラードブラデータ生成部は、複数のドブラ信号に基づく血流の平均速度値や分散値等からカラードブラデータを生成する。以下、ドブラ信号発生部により発生されたドブラ信号とカラードブラデータ生成部で生成されたカラードブラデータとをまとめて、ドブラデータと呼ぶ。

【0030】

ドブラデータ発生部 2 0 1 は、ドブラデータを、第 1 ユニット 1 0 の接続部 1 1 7 を介して、画像発生部 1 0 5 に出力する。

【0031】

記憶部 2 0 3 は、B モードデータ発生部 1 0 3 で発生された B モードデータ、ドブラデータ発生部 2 0 1 で発生されたドブラデータ、画像発生部 1 0 5 で発生された超音波画像、被検体に関する過去の超音波画像等を記憶する。

【0032】

第 2 インターフェース部 2 0 5 は、後述する第 2 入力部 2 0 7、図示していない生体信号計測部、外部記憶装置 3 1、ネットワーク等に関するインターフェースである。本超音波診断装置 1 によって得られた超音波画像等のデータおよび、記憶部 2 0 3 に記憶されたデータなどは、第 2 インターフェース部 2 0 5 を介して外部記憶装置 3 1 および他の装置に転送可能である。

【0033】

第 2 入力部 2 0 7 は、第 2 インターフェース部 2 0 5 に接続される。第 2 入力部 2 0 7 は、B モードおよびドブラモードに関する操作者からの各種指示・命令・情報・選択・設定を本超音波診断装置 1 に取り込む。第 2 入力部 2 0 7 は、図示していないトラックボール、スイッチボタン、マウス、キーボード等の入力デバイスを有する。入力デバイスは、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標を第 2 制御部 2 0 7 に出力する。なお、入力デバイスは、表示画面を覆うように設けられたタッチパネルでもよい。この場合、第 2 入力部 2 0 7 は、電磁誘導式、電磁歪式、感圧式等の座標読み取り原理でタッチ指示された座標を検出し、検出した座標を第 2 制御部 2 0 9 に出力する。また、操作者が第 2 入力部 2 0 7 の終了ボタンまたは FREEZE ボタンを操作すると、超音波の送受信は終了し、本超音波診断装置 1 は一時停止状態となる。

【0034】

第 2 入力部 2 0 9 と第 1 入力部 1 1 1 とには、例えば以下のような相違がある。第 2 入力部 2 0 9 は、B モードおよびドブラモードに関する各種指示・命令・情報・選択・設定を本超音波診断装置 1 に取り込む。第 2 入力部 2 0 9 を介して入力される項目は、第 1 入力部 1 1 1 で入力される項目に比べて多い。そのため、第 2 入力部 2 0 7 の消費電力は、第 1 入力部 1 1 1 の消費電力に比べて多くなる。

【0035】

第 2 制御部 2 0 9 は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異

10

20

30

40

50

なる複数の受信遅延パターン、Bモードおよびドプラモードに関する本超音波診断装置1の制御プログラムなどを記憶する。第2制御部209は、接続検出部119からの第1出力を契機として、第1ユニット10と第2ユニット200とを制御する。第1出力を契機として第1ユニット10に対する制御が解除され、かつ第2制御部209に第1出力が入力されると、第2制御部209は、第1ユニット10の第1制御部113を除く各部と第2ユニット200の各部とを制御する。具体的には、第2制御部209は、第2入力部207を介して入力されたBモードおよびドプラモードに関する各種指示・命令・情報・選択・設定に基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。第2制御部209は、入力された各種指示・命令・情報・選択・設定と読み出された制御プログラムとに従って、第1ユニット10と第2ユニット200とを制御する。

10

【0036】

以下、Bモード画像を発生させる第1ユニット10と、ドプラデータを発生する第2ユニット200とに分離可能な本超音波診断装置1における超音波画像の発生に関する処理(以下、超音波画像発生処理と呼ぶ)について説明する。

【0037】

図2は、超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

接続部117を介して第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されなければ(ステップSa1)、第1制御部113による制御のもとで、スキャンが実行される(ステップSa2)。超音波送受信部101で発生された受信信号に基づいて、Bモードデータが発生される(ステップSa3)。発生されたBモードデータに基づいて、超音波画像が発生される(ステップSa4)。発生された超音波画像が、表示部115に表示される(ステップSa5)。

20

【0038】

接続部117を介して第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されれば(ステップSa1)、第1制御部113による第1ユニット10の制御が解除される(ステップSa6)。第2制御部209による制御のもとで、スキャンが実行される(ステップSa7)。超音波送受信部101で発生された受信信号が、接続部117を介して第2ユニット200へ伝送される(ステップSa8)。伝送された受信信号に基づいて、ドプラデータが発生される(ステップSa9)。発生されたドプラデータが接続部117を介して第1ユニット10へ伝送される(ステップSa10)。伝送されたドプラデータに基づいて、超音波画像が発生される(ステップSa11)。

30

【0039】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、Bモードデータを発生する第1ユニット10とドプラデータを発生する第2ユニット200とに分割することができる。これにより、病院内外の臨床現場にそれぞれ対応した超音波診断装置を提供することができる。すなわち、第1ユニット10を第2ユニット200から分離することで、本超音波診断装置1の第1ユニット10は、携帯型の超音波診断装置として、在宅医療、スポーツ場、災害現場等で使用することができる。また、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することで、本超音波診断装置1は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置として、病院内などで使用することができる。加えて、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置1は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

40

【0040】

(第2の実施形態)

以下、図面を参照して、第2の実施形態を説明する。

図3は、第2の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【0041】

50

第2の実施形態と第1の実施形態との主な相違は、以下の4点である。

一つ目は、第1の実施形態における第1ユニット10のBモードデータ発生部103に関する機能が、第1Bモードデータ発生部102と第2Bモードデータ発生部202とに分配されていることである。第1Bモードデータ発生部102は、第1ユニット10に搭載される。第2Bモードデータ発生部202は、第2ユニット200に搭載される。

【0042】

二つ目は、第1の実施形態における第1ユニット10の画像発生部105に関する機能が、第1画像発生部104と第2画像発生部204とに分配されていることである。第1画像発生部104は、第1ユニット10に搭載される。第2画像発生部204は、第2ユニット200に搭載される。

10

【0043】

三つ目は、第1の実施形態における第1ユニット10の画像合成部107に関する機能が、第1画像合成部106と第2画像合成部206とに分配されていることである。第1画像合成部106は、第1ユニット10に搭載される。第2画像合成部206は、第2ユニット200に搭載される。

【0044】

四つ目は、第1の実施形態における第1ユニット10の表示部115に関する機能が、第1表示部108と第2表示部208とに分配されていることである。第1表示部108は、第1ユニット10に搭載される。第2表示部208は、第2ユニット200に搭載される。

20

【0045】

以下、第2の実施形態と第1の実施形態との構成要素において、異なる動作を行う構成要素および、第1Bモードデータ発生部102、第2Bモードデータ発生部202、第1画像発生部104、第2画像発生部204、第1画像合成部106、第2画像合成部206、第1表示部108、第2表示部208について説明する。

【0046】

第1ユニット10は、超音波プローブ11と第1ユニット本体100とを有する。第1ユニット本体100は、超音波送受信部101、第1Bモードデータ発生部102、第1画像発生部104、第1画像合成部106、第1表示部108、接続部117、接続検出部119、第1制御部113、第1インターフェース部109、第1入力部111を有する。

30

【0047】

第1入力部111は、第1インターフェース部109に接続される。第1入力部111は、Bモードに関する送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROIの範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列同時受信機能に関する走査線数などの複数の送受信条件の少なくとも一つを、本超音波診断装置1に取り込む。

【0048】

第1制御部113は、図示していないメモリを有する。第1制御部113のメモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、Bモードに関する第1ユニット本体100の制御プログラムなどを記憶する。第1制御部113は、送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROIの範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列同時受信機能に関する走査線数などの複数の送受信条件のうち少なくとも一つが入力されると、後述する第1Bモードデータ発生部102のデータ処理能力に基づいて、他の送受信条件を決定する。第1制御部113は、決定された送受信条件に基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。第1制御部113は、入力および決定された送受信条件と、読み出された制御プログラムとに従って、本超音波診断装置1の第1ユニット10を制御する。

40

【0049】

なお、第1制御部113は、入力された送受信条件に基づいて、メモリから制御プログラムを読み出してもよい。このとき第1制御部113は、決定された送受信条件に適合す

50

るように、超音波送受信部 101 から出力される受信信号を間引く。

【0050】

第1制御部 113 は、接続検出部 119 から出力される第1出力に基づいて、第1ユニット 10 に搭載されている第1 B モードデータ発生部 102 と第1画像発生部 104 と第1画像合成部 106 との制御を解除する。第1出力とは、第2ユニット 200 に第1ユニット 10 が接続されたことに関する情報である。第1制御部 113 は、接続検出部 119 から出力される第2出力に基づいて、第1ユニット 10 に含まれる各部の制御を開始する。第2出力とは、第1ユニット 10 と第2ユニット 200 とが非接続であることに関する情報である。

【0051】

超音波送受信部 101 は、超音波プローブ 11 を介して、被検体へ向けて超音波を送信する。超音波送受信部 101 は、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信する。超音波送受信部 101 は、受信した反射波に基づいて、受信信号を発生する。超音波送受信部 101 は、第1制御部 113 の制御のもとで、発生した受信信号を第1 B モードデータ発生部 102 に出力する。第1ユニット 10 と第2ユニット 200 とが接続されたとき、超音波送受信部 101 は、後述する第2制御部 209 の制御のもとで、発生した受信信号を、後述する接続部 117 を介して第2ユニット 200 に出力する。

【0052】

第1 B モードデータ発生部 102 は、図示していない包絡線検波器、対数変換器、アナログディジタル変換器を有する。包絡線検波器は、超音波送受信部 101 から出力された受信信号に対して包絡線検波を実行する。対数変換器は、検波信号の振幅を対数変換して弱い信号を相対的に強調する。アナログディジタル変換器は、この対数変換器の出力信号をディジタル信号に変換し、第1の B モードデータを発生する。第1の B モードデータは、入力された送受信条件および決定された送受信条件を満たすデータである。第1 B モードデータ発生部 102 は、後述する第2 B モードデータ発生部 202 に比べて、低分解能である B モードデータを発生するための基本的な構成を有するものとする。ここで、分解能とは、時間分解能および空間分解能であり、以降分解能と記述した場合、両者もしくは一方を意味するものとする。

【0053】

第1画像発生部 104 は、第1の B モードデータに基づいて第1の B モード画像を発生する。以下、第1画像発生部 104 で発生された画像を第1の超音波画像と呼ぶ。第1画像発生部 104 は、スキャンコンバートにおいて、線形の補間処理、所定の枚数のフレームに対するフレーム相関処理等を実行する。第1画像発生部 104 は、後述する第2画像発生部 204 に比べて、画像を発生するための基本的な構成を有するものとする。

【0054】

第1画像合成部 106 は、スキャンコンバートされた第1の超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。第1画像合成部 106 は、合成された第1の超音波画像を第1表示部 108 に出力する。第1画像合成部 106 は、後述する第2画像合成部 206 に比べて、画像を合成するための基本的な構成を有するものとする。

【0055】

第1表示部 108 は、第1画像合成部 106 からの出力に基づいて、合成された第1の超音波画像を表示する。なお、第1表示部 106 は、消費電力を低減させるためと小型化のために、例えば合成された第1の超音波画像のみを表示する。

【0056】

第2ユニット 200 は、第2 B モードデータ発生部 202、ドブラデータ発生部 201、第2画像発生部 204、第2画像合成部 206、第2表示部 208、記憶部 203、第2制御部 209、第2インターフェース部 205、第2入力部 207 を有する。なお、第2ユニット 200 には、外部記憶装置 31 およびネットワークが、第2インターフェース部 205 を介して接続されてもよい。

【0057】

第2入力部207は、Bモードおよびドプラモードに関する送受信条件およびイメージング法の選択などを入力する。

【0058】

第2制御部209は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、Bモードおよびドプラモードに関する本超音波診断装置1の制御プログラムなどを記憶する。第2制御部209は、接続検出部119からの第1出力を契機として、第1ユニット10の超音波送受信部101と第2ユニット200とを制御する。このとき、第1ユニット10の第1Bモードデータ発生部102と第1画像発生部104と第1画像合成部106とは、第1出力を契機として制御対象から除外される。具体的には、第2制御部209は、第2入力部207を介して入力されたBモードおよびドプラモードに関するイメージング法の各種指示・命令・情報・選択・設定に基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。第2制御部209は、入力された各種指示・命令・情報・選択・設定と読み出された制御プログラムとに従って、超音波送受信部101と第2ユニット200とを制御する。

10

【0059】

なお、第2制御部209は、第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されていない場合、記憶部13、外部記憶装置31、ネットワークを介して接続されたサーバなどに記憶された画像データの閲覧および記憶された画像データを用いた臨床アプリケーションの利用などを、第2入力部207を介した操作者の指示に従って実施することも可能である。

20

【0060】

第2Bモードデータ発生部202は、超音波送受信部101で発生された受信信号を、接続部117を介して取得する。第2Bモードデータ発生部202は、取得した受信信号に基づいて、第2のBモードデータを発生する。第2のBモードデータと第1のBモードデータとの違いは、以下の通りである。第1のBモードデータは、第1Bモードデータ発生部102のデータ処理能力に応じて送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROI範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列受信機能などの複数の送受信条件を制限した状態で発生された受信信号に基づいて、発生される。一方、第2のBモードデータは、上記複数の送受信条件を制限しない状態で発生された受信信号に基づいて、発生される。この違いにより、第1Bモードデータ発生部102の消費電力は、第2Bモードデータ発生部202の消費電力に比べて低くなる。加えて、第1Bモードデータ発生部102の構成は、第2Bモードデータ発生部202の構成に比べて、単純であってコンパクト化可能である。また、第2Bモードデータ発生部202は、第1Bモードデータに比べて高分解能な第2のBモードデータを発生させることが可能である。

30

【0061】

ドプラデータ発生部201は、超音波送受信部101で発生された受信信号を、接続部117を介して取得する。ドプラデータ発生部117は、取得した受信信号に基づいて、ドプラデータを発生する。

【0062】

第2画像発生部204は、第2のBモードデータとドプラデータとの少なくともひとつに基づいて、画像を発生する。以下、第2画像発生部204で発生された画像を、第2の超音波画像と呼ぶ。第2画像発生部204は、スキャンコンパートにおいて、任意の次数の補間処理、各種フィルタによる強調および平滑化処理、フレーム相関処理等を実行する。なお、第2画像発生部204は、画像データを格納する記憶メモリ等を搭載し、3次元画像の再構成処理などを実行してもよい。第1画像発生部104における処理と第2画像発生部204における処理との違いは、以下のとおりである。

40

【0063】

第1画像発生部104は、第1のBモードデータに対する各種処理を制限している。一方、第2画像発生部204には、上記各種処理に対する制限を解除している。この違いにより、第1画像発生部104の消費電力は、第2画像発生部204の消費電力に比べて低

50

くなる。加えて、第1画像発生部104の構成は、第2画像発生部204の構成に比べて、単純であってコンパクト化可能である。第2画像発生部204で発生される画像の分解能は、第1画像発生部104で発生される画像の分解能よりも高くなる。

【0064】

第2画像合成部206は、第2画像発生部204で発生された第2の超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛等を合成する。第2画像合成部206は、第2の超音波画像と、記憶部203に記憶された過去の被検体の超音波画像などの他の超音波画像とを並列させた合成画像を発生する。第1画像合成部106と第2画像合成部206との違いは、以下の通りである。第1画像合成部106は、第1の超音波画像に第1の超音波画像に付帯する情報を合成する。一方、第2画像合成部206は、上記合成画像を発生する。この違いにより、第1画像合成部106の構成は、第2画像合成部206の構成に比べて、単純であってコンパクト化可能である。

10

【0065】

第2表示部208は、第2画像合成部206で合成された画像を表示する。第2表示部208は、第1表示部108に比べて、より大きい表示領域を有する。ここで、大きい表示領域とは表示画素数が増大することを意味するが、一般に表示画素数の増大に伴い表示画面のサイズ(面積)も大きくなるので、表示画面サイズが拡大することにも含まれる。

【0066】

以下、所定の分解能を有するBモード画像を発生させるための基本的な構成を有する第1ユニット10と、第1の超音波画像に比べて高分解能な第2の超音波画像を発生する第2ユニット200とに分離可能な本超音波診断装置1における超音波画像の発生に関する処理(以下、超音波画像発生処理と呼ぶ)について説明する。

20

【0067】

図4は、超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

接続部117を介して第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されなければ(ステップSb1)、第1制御部113による制御のもとで、スキャンが実行される(ステップSb2)。超音波送受信部101で発生された受信信号に基づいて、第1のBモードデータが発生される(ステップSb3)。発生された第1のBモードデータに基づいて、第1の超音波画像が発生される(ステップSb4)。発生された第1の超音波画像が、第1表示部108に表示される(ステップSb5)。

30

【0068】

接続部117を介して第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されれば(ステップSb1)、第1制御部113による第1ユニット10の制御が解除される(ステップSb6)。第2制御部209による制御のもとで、スキャンが実行される(ステップSb7)。超音波送受信部101で発生された受信信号が、接続部117を介して第2ユニット200へ伝送される(ステップSb8)。伝送された受信信号に基づいて、第2のBモードデータまたはドプラデータが発生される(ステップSb9)。発生された第2のBモードデータまたはドプラデータに基づいて、第2の超音波画像が発生される(ステップSb10)。発生された第2の超音波画像が、第2表示部208に表示される(ステップSb11)。

40

【0069】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、Bモード画像の発生に関する機能と表示に関する機能とを、第1ユニット10と第2ユニット200とに分配することができる。これにより、本超音波診断装置1の第1ユニット10の消費電力を低減させることができ、本超音波診断装置1の第1ユニット10の稼働時間が向上する。加えて、本超音波診断装置1の第1ユニット10の構成を簡略化でき、本超音波診断装置1の第1ユニット10の小型化が可能となる。また、これら消費電力の低減および小型化は、可動時間および可搬性を向上させる。その結果、在宅医療、スポーツ場、災害現場等での本超音波診断装置1の利便性が向上する。

50

【0070】

また、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することで、本超音波診断装置1は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置として、病院内などで使用することができる。加えて、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置1は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

【0071】

(第3の実施形態)

以下、図面を参照して、第3の実施形態を説明する。

10

図5は、第3の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【0072】

第1、第2の実施形態との相違は、有線または無線のネットワークを介して、第1ユニット10と第2ユニット200とを常時接続させることにより、第1、第2の実施形態における第1ユニットのように機能上の制約を解消している点にある。なお、有線のネットワークとしては、例えば、電気的通史回線を用いたローカルエリアネットワーク(Local Area Network: 以下、LANと呼ぶ)およびインターネットなどがある。一方、無線のネットワークとしては、例えば、無線LANおよび衛星通信回線などがある。例えば、ネットワークが院内LANである場合、院内LANの端子は、病室または被検体が載置されるベッド近傍に設置される。

20

【0073】

第1ユニット10は、超音波プローブ11と第1ユニット本体100とを有する。第1ユニット本体100は、超音波送受信部101、第1データ転送部110、第1表示部111、接続検出部119、第1制御部113、第1インターフェース部109、第1入力部111を有する。

【0074】

第1入力部111は、Bモードおよびドプラモードに関する各種指示・命令・情報・選択・設定、超音波の送受信条件などを本超音波診断装置1に取り込む。

【0075】

第1制御部113は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターンおよび超音波の送受信に関する制御プログラムなどを記憶する。第1制御部113は、第1入力部111を介した操作者の指示により、超音波を被検体に向けて送信するために、超音波送受信部101を制御する。

30

【0076】

超音波送受信部101は、第1制御部113の制御のもとで、超音波プローブ11を介して被検体へ向けて超音波を送信する。超音波送受信部101は、送信された超音波に対応する反射波を、被検体から受信する。超音波送受信部101は、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する。超音波送受信部101は、発生した受信信号を、第1データ転送部110へ出力する。

【0077】

第1データ転送部110は、超音波送受信部101から出力された受信信号を、ネットワークを介して第2ユニット200の第2データ転送部210へ転送する。第1データ転送部110は、ネットワークを介して後述する第2データ転送部210から転送された超音波画像を、第1表示部108に転送する。なお、第1データ転送部110から転送される受信信号の帯域が所定の帯域を超えると、第1データ転送部110は、受信信号のデシメーション(decimation)レートを上げて、帯域を削減することも可能である。なお、所定の帯域とは、例えば数百Mbps乃至1Gbpsである。受信信号のデシメーションレートとは、例えば、超音波送受信部101により発生された受信信号に対する間引かれる信号の割合である。あるいは、超音波送受信部101は、受信信号を圧縮処理して帯域を制限して送信してもよい。

40

50

【 0 0 7 8 】

第 1 表示部 1 0 8 は、第 1 データ転送部 1 1 0 から転送された超音波画像を表示する。

【 0 0 7 9 】

接続検出部 1 1 9 は、ネットワークを介した第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 との接続を検出する。具体的には、接続検出部 1 1 9 は、まず、第 1 データ転送部 1 1 0 と第 2 データ転送部 2 1 0 との接続を検出するために、例えばピング (p i n g) を打つ。続いて、接続検出部 1 1 9 は、第 2 データ転送部 2 1 0 からの応答 (r e p l y) により、第 1 データ転送部 1 1 0 と第 2 データ転送部 2 1 0 との接続を検出する。

【 0 0 8 0 】

第 2 ユニット 2 0 0 は、第 2 データ転送部 2 1 0 、 B モードデータ発生部 1 0 3 、ドブラデータ発生部 2 0 1 、画像発生部 1 0 5 、画像合成部 1 0 7 、第 2 表示部 2 0 8 、第 2 制御部 2 0 9 、第 2 インターフェース部 2 0 5 、第 2 入力部 2 0 7 を有する。

10

【 0 0 8 1 】

第 2 データ転送部 2 1 0 は、ネットワークを介した第 1 データ転送部 1 1 0 からの受信信号を、B モードデータ発生部 1 0 3 またはドブラデータ発生部 2 0 1 に転送する。第 2 データ転送部 2 1 0 は、後述する画像合成部 1 0 7 で合成された画像を、第 1 データ転送部 1 1 0 へネットワークを介して転送する。

【 0 0 8 2 】

B モードデータ発生部 1 0 3 は、第 2 データ転送部 2 1 0 から転送された受信信号に基づいて、B モードデータを発生する。

20

【 0 0 8 3 】

ドブラデータ発生部 2 0 1 は、第 2 データ転送部 2 1 0 から転送された受信信号に基づいて、ドブラデータを発生する。

【 0 0 8 4 】

画像発生部 1 0 5 は、B モードデータまたはドブラデータに基づいて、超音波画像を発生する。

【 0 0 8 5 】

記憶部 2 0 3 は、B モードデータ発生部 1 0 3 で発生された B モードデータ、ドブラデータ発生部 2 0 1 で発生されたドブラデータおよび被検体に関する過去の超音波画像データなどを記憶する。

30

【 0 0 8 6 】

画像合成部 1 0 7 は、発生された超音波画像に、種々のパラメータ情報および目盛等を合成する。なお、画像合成部 1 0 7 は、発生された超音波画像と、記憶部 2 0 3 に記憶された被検体の過去の超音波画像とを並列させた合成画像を発生してもよい。画像合成部 1 0 7 は、合成された画像データを、第 2 データ転送部 2 1 0 へ出力する。

【 0 0 8 7 】

第 2 表示部 2 0 8 は、第 2 入力部 2 0 7 を介した操作者の指示により、画像合成部 1 0 7 で発生された合成画像を表示する。なお、第 2 表示部 2 0 8 は、第 2 インターフェース部 2 0 5 を介して接続された外部記憶装置 3 1 に記憶された超音波画像などを、表示することも可能である。

40

【 0 0 8 8 】

第 1 データ転送部 1 1 0 と第 2 データ転送部 2 1 0 とを接続するネットワークには、ネットワークモニタ 3 7 が接続されていてもよい。ネットワークモニタ 3 7 は、第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 との接続状況に関する情報、画像合成部 1 0 7 で合成された画像、記憶部 2 0 3 および外部記憶装置 3 1 に記憶された画像などを表示する。ネットワークモニタ 3 7 に表示される表示内容は、第 2 入力部 2 0 7 を介して操作者により設定可能である。

【 0 0 8 9 】

以下、ネットワークを介して接続された第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 とを有する本超音波診断装置 1 における超音波画像の発生に関する処理 (以下、超音波画像発生

50

処理と呼ぶ)について説明する。

【0090】

図6は、第3の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

【0091】

第1ユニット10と第2ユニット200との接続が、接続検出部119により検出される(ステップSc1)と、第1制御部113による制御のもとで、スキャンが実行される(ステップSc2)。超音波送受信部101で発生された受信信号が、ネットワークを介して、第2ユニット200のBモードデータ発生部103またはドプラデータ発生部201に転送される(ステップSc3)。転送された受信信号に基づいて、Bモードデータまたはドプラデータが発生される(ステップSc4)。発生されたBモードデータまたはドプラデータに基づいて、超音波画像が発生される(ステップSc5)。発生された超音波画像が、ネットワークを介して第1ユニット10に転送される(ステップSc6)。転送された超音波画像が、第1表示部108に表示される(ステップSc7)。

10

【0092】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、受信信号を発生する第1ユニット10と転送された受信信号に基づいて超音波画像を発生する第2ユニット200とがネットワークを介して接続されることにより、第1ユニット10に搭載される構成要素を従来に比べて減少させることができる。これにより、第1ユニット10における消費電力を低減させることができる。第1ユニット10における消費電力の低減は、第1ユニット10の稼働時間を向上させる。第1ユニット10に搭載される構成要素の減少は、第1ユニット10の小型化に寄与する。また、これら消費電力の低減および小型化は、可動時間および可搬性を向上させる。その結果、在宅医療、スポーツ場、災害現場等での本超音波診断装置1の利便性が向上する。

20

【0093】

また、第1ユニット10は、ネットワークを介して第2ユニット200に接続されているため、本超音波診断装置1は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置としても使用することができる。例えば、ネットワークが衛星通信回線である場合、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と同様な高機能を有する超音波診断装置として、あらゆる場所で使用可能となる。

30

【0094】

加えて、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置1は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

【0095】

また、本実施形態によれば、シンクライアント(Thin Client)システムとしての超音波診断装置を提供することができる。

40

【0096】

(第4の実施形態)

以下、図面を参照して、第4の実施形態を説明する。

図7は、第4の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【0097】

第3の実施形態との相違は、第1ユニット10にBモードデータ発生部103とドプラデータ発生部201とを搭載させることにある。これらBモードデータ発生部103とドプラデータ発生部105とにより、超音波送受信部101で発生された受信信号に基づいて、Bモードデータとドプラデータとがそれぞれ発生される。Bモードデータとドプラデータは、超音波送受信部101の出力信号に帯域に比べて十分に小さくなる。そのため、Bモードデータとドプラデータは、所定の帯域(例えば数百Mbps乃至1Gbps)で

50

転送可能となる。あるいは、第3の実施形態で必要とする程の受信信号の削減量の必要がなくなる。あるいは、信号の高圧縮が不要なためCPU負荷の少ない簡易な圧縮技術で帯域圧縮が可能となる。あるいは、高圧縮して信号帯域を更に減らし転送負荷を大幅に削減して転送することが可能となる。

【0098】

第1ユニット10は、超音波プローブ11と第1ユニット本体100とを有する。第1ユニット本体100は、超音波送受信部101、Bモードデータ発生部103、ドプラデータ発生部201、第1データ転送部110、第1表示部108、接続検出部119、第1制御部113、第1インターフェース部109、第1入力部111を有する。

【0099】

第1入力部111は、Bモードおよびドプラモードに関する各種指示・命令・情報・選択・設定、超音波の送受信条件などを本超音波診断装置1に取り込む。

【0100】

第1制御部113は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターンおよび超音波の送受信に関する制御プログラムなどを記憶する。第1制御部113は、第1入力部111を介した操作者の指示により、超音波を被検体に向けて送信するために、超音波送受信部101を制御する。

【0101】

超音波送受信部101は、第1制御部113の制御のもとで、超音波プローブ11を介して被検体へ向けて超音波を送信する。超音波送受信部101は、送信された超音波に対応する反射波を、被検体から受信する。超音波送受信部101は、受信した反射波に基づいて受信信号を発生する。超音波送受信部101は、発生した受信信号を、Bモードデータ発生部103またはドプラデータ発生部201へ出力する。

【0102】

Bモードデータ発生部103は、超音波送受信部101から出力された受信信号に基づいて、Bモードデータを発生する。

【0103】

ドプラデータ発生部201は、超音波送受信部101から出力された受信信号に基づいて、ドプラデータを発生する。

【0104】

第1データ転送部110は、Bモードデータおよびドプラデータを、ネットワークを介して第2ユニット200の第2データ転送部210へ転送する。第1データ転送部110は、ネットワークを介して後述する第2データ転送部210から転送された超音波画像を、第1表示部108に転送する。なお、第1データ転送部110から転送されるBモードデータおよびドプラデータの帯域は、例えば100Mbps乃至300Mbpsである。これにより、データの転送条件は、第3の実施形態に比べて緩和される。

【0105】

第1表示部108は、第1データ転送部110から転送された超音波画像を表示する。

【0106】

接続検出部119は、ネットワークを介した第1ユニット10と第2ユニット200との接続を検出する。

【0107】

第2ユニット200は、第2データ転送部210、画像発生部105、画像合成部107、第2表示部208、第2制御部209、第2インターフェース部205、第2入力部207を有する。

【0108】

第2データ転送部210は、ネットワークを介した第1データ転送部110からのBモードデータおよびドプラデータを、画像発生部105に転送する。第2データ転送部210は、後述する画像合成部107で合成された画像を、第1データ転送部110へネットワークを介して転送する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 9 】

画像発生部 1 0 5 は、転送された B モードデータまたはドプラデータに基づいて、超音波画像を発生する。

【 0 1 1 0 】

記憶部 2 0 3 は、転送された B モードデータ、ドプラデータ、および被検体に関する過去の超音波画像データなどを記憶する。

【 0 1 1 1 】

画像合成部 1 0 7 は、発生された超音波画像に、種々のパラメータ情報および目盛等を合成する。なお、画像合成部 1 0 7 は、発生された超音波画像と、記憶部 1 3 に記憶された被検体の過去の超音波画像とを並列させた合成画像を発生してもよい。画像合成部 1 0 7 は、合成された画像データを、第 2 データ転送部 2 1 0 へ出力する。

10

【 0 1 1 2 】

第 2 表示部 2 0 8 は、第 2 入力部 2 0 7 を介した操作者の指示により、画像合成部 1 0 7 で発生された合成画像を表示する。なお、第 2 表示部 2 0 8 は、第 2 インターフェース部 2 0 5 を介して接続された外部記憶装置 3 1 に記憶された超音波画像などを、表示することも可能である。

【 0 1 1 3 】

第 1 データ転送部 1 1 0 と第 2 データ転送部 2 1 0 とを接続するネットワークには、ネットワークモニタ 3 7 が接続されていてもよい。ネットワークモニタ 3 7 は、第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 との接続状況に関する情報、画像合成部 1 0 7 で合成された画像、記憶部 1 3 および外部記憶装置 3 1 に記憶された画像などを表示する。ネットワークモニタ 3 7 に表示される表示内容は、第 2 入力部 2 0 7 を介して操作者により設定可能である。

20

【 0 1 1 4 】

以下、ネットワークを介して接続された第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 とを有する本超音波診断装置 1 における超音波画像の発生に関する処理（以下、超音波画像発生処理と呼ぶ）について説明する。

【 0 1 1 5 】

図 8 は、第 4 の実施形態に係る超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

30

【 0 1 1 6 】

第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 との接続が、接続検出部 1 1 9 により検出される（ステップ S d 1 ）と、第 1 制御部 1 1 3 による制御のもとで、スキャンが実行される（ステップ S d 2 ）。超音波送受信部 1 0 1 で発生された受信信号に基づいて、B モードデータまたはドプラデータが発生される（ステップ S d 3 ）。発生された B モードデータまたはドプラデータは、ネットワークを介して、第 2 ユニット 2 0 0 へ転送される（ステップ S d 4 ）。転送された B モードデータまたはドプラデータに基づいて、超音波画像が発生される（ステップ S d 5 ）。発生された超音波画像のデータが、ネットワークを介して第 1 ユニット 1 0 に転送される（ステップ S d 6 ）。転送された超音波画像のデータに基づいて、超音波画像が、第 1 表示部 1 0 8 に表示される（ステップ S d 7 ）。

40

【 0 1 1 7 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置 1 によれば、受信信号に基づいて B モードデータまたはドプラデータを発生する第 1 ユニット 1 0 と転送された B モードデータまたはドプラデータに基づいて超音波画像を発生する第 2 ユニット 2 0 0 とがネットワークを介して接続されることにより、第 1 ユニット 1 0 から第 2 ユニット 2 0 0 へ転送されるデータ量を減少させることができる。これにより、発生された受信信号を削減することなく良好な超音波画像を発生させることができる。

【 0 1 1 8 】

また、第 1 ユニット 1 0 は、ネットワークを介して第 2 ユニット 2 0 0 に接続されてい

50

るため、本超音波診断装置 1 は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置としても使用可能である。例えば、ネットワークが衛星通信回線である場合、本超音波診断装置 1 は、据え置き型の超音波診断装置と同様な高機能を有する超音波診断装置として、あらゆる場所で使用可能となる。

【0119】

加えて、本超音波診断装置 1 は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置 1 は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

【0120】

また、本実施形態によれば、シンクライアント (Thin Client) システムとしての超音波診断装置を提供することができる。

【0121】

(第 5 の実施形態)

以下、図面を参照して、第 5 の実施形態を説明する。

図 9 は、第 5 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す構成図である。

【0122】

第 5 の実施形態と第 2 の実施形態との相違は、第 2 の実施形態における第 1 ユニットと第 2 ユニットとを、ネットワークを介して接続されていることである。なお、ネットワークには複数の第 1 ユニットの接続させることも可能である。

【0123】

第 1 ユニット 10 は、超音波プローブ 11 と第 1 ユニット本体 100 とを有する。第 1 ユニット本体 100 は、超音波送受信部 101、第 1 B モードデータ発生部 102、第 1 画像発生部 104、第 1 画像合成部 106、第 1 表示部 108、第 1 データ転送部 110、接続検出部 119、第 1 制御部 113、第 1 インターフェース部 109、第 1 入力部 111 を有する。

【0124】

第 1 入力部 111 は、第 1 インターフェース部 109 に接続される。第 1 入力部 111 は、B モードに関する送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROI の範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列同時受信機能に関する走査線数などの複数の送受信条件を、本超音波診断装置 1 に取り込む。

【0125】

第 1 制御部 113 は、図示していないメモリを有する。第 1 制御部 113 のメモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、B モードに関する第 1 ユニット本体 100 の制御プログラムなどを記憶する。第 1 制御部 113 は、送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROI の範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列同時受信機能に関する走査線数などの複数の送受信条件のうち少なくとも一つが入力されると、後述する第 1 B モードデータ発生部 102 のデータ処理能力に基づいて、他の送受信条件を決定する。第 1 制御部 113 は、決定された送受信条件に基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。第 1 制御部 113 は、入力および決定された送受信条件と、読み出された制御プログラムとに従って、本超音波診断装置 1 の第 1 ユニット 10 を制御する。

【0126】

なお、第 1 制御部 113 は、入力された送受信条件に基づいて、メモリから制御プログラムを読み出してもよい。このとき第 1 制御部 113 は、決定された送受信条件に適合するように、超音波送受信部 101 から出力される受信信号を間引いてもよい。

【0127】

第 1 制御部 113 は、ネットワークを介した第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 との接続が後述する接続検出部 119 により検出されたとき、第 1 ユニット 10 に搭載される第 1 B モードデータ発生部 102 と第 1 画像発生部 104 と第 1 画像合成部 106 との

10

20

30

40

50

制御を解除する。具体的には、後述する接続検出部 119 から出力される第 1 出力に基づいて、第 1 B モードデータ発生部 102 と第 1 画像発生部 104 と第 1 画像合成部 106 との制御を解除する。第 1 出力とは、第 2 ユニット 200 に第 1 ユニット 10 がネットワークを介して接続されたことに関する情報である。

【0128】

第 1 制御部 113 は、第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 との非接続が後述する接続検出部 119 により検出されたとき、第 1 ユニット 10 に含まれる各部の制御を開始する。具体的には、第 1 制御部 113 は、後述する接続検出部 119 からの第 2 出力に基づいて、第 1 ユニット 10 に含まれる各部の制御を開始する。第 2 出力とは、第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 とが非接続であることに関する情報である。

10

【0129】

接続検出部 119 は、ネットワークを介した第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 との接続または非接続を検出する。具体的には、接続検出部 119 は、後述する第 1 データ転送部 110 と第 2 データ転送部 200 との接続を検出するために、例えばピング (ping) を打ち、第 2 データ転送部 200 からの応答 (reply) により、第 1 データ転送部 110 と第 2 データ転送部 210 との接続を検出する。接続検出部 119 は、第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 との接続を検出すると、接続に関する情報 (第 1 出力) を、第 1 制御部 113 と後述する第 2 制御部 209 とに出力する。接続検出部 113 は、第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 とが非接続である場合、非接続に関する情報 (第 2 出力) を、第 1 制御部 113 に出力する。

20

【0130】

超音波送受信部 101 は、超音波プローブ 11 を介して、被検体へ向けて超音波を送信する。超音波送受信部 101 は、送信された超音波に対応する反射波を被検体から受信する。超音波送受信部 101 は、受信した反射波に基づいて、受信信号を発生する。超音波送受信部 101 は、第 1 制御部 113 の制御のもとで、発生した受信信号を第 1 B モードデータ発生部 102 に出力する。超音波送受信部 101 は、後述する第 2 制御部 209 の制御のもとで、発生した受信信号を、後述する第 1 データ転送部 110 へ出力する。

【0131】

第 1 データ転送部 110 は、第 1 ユニット 10 と第 2 ユニット 200 とがネットワークを介して接続状態にあるとき、超音波送受信部 101 から出力された受信信号を、ネットワークを介して第 2 データ転送部 210 へ転送する。第 1 データ転送部 110 は、ネットワークを介して第 2 データ転送部 210 から転送された超音波画像を、第 1 表示部 108 に転送する。なお、第 1 データ転送部 110 から転送される受信信号の帯域が所定の帯域を超えると、第 1 データ転送部 110 は、受信信号のデシメーション (decimation) レートを上げて、帯域を削減することも可能である。なお、所定の帯域とは、例えば数百 Mbps 乃至 1 Gbps である。受信信号のデシメーションレートとは、例えば、超音波送受信部 101 により発生された受信信号に対する間引かれる信号の割合である。あるいは、第 1 データ転送部 110 は、受信信号を圧縮処理して帯域を制限して送信してもよい。

30

【0132】

第 1 B モードデータ発生部 102 は、超音波送受信部 101 から出力された受信信号に基づいて、第 1 B モードデータを発生する。第 1 B モードデータ発生部 102 は、発生した第 1 B モードデータを第 1 画像発生部 104 に出力する。

40

【0133】

第 1 画像発生部 104 は、第 1 B モードデータ発生部 102 から出力された第 1 の B モードデータに基づいて、第 1 の B モード画像を発生する。以下、第 1 画像発生部 104 で発生された画像を第 1 の超音波画像と呼ぶ。第 1 画像発生部 104 は、スキャンコンバートにおいて、線形の補間処理、所定の枚数のフレームに対するフレーム相関処理等を実行する。第 1 画像発生部 104 は、後述する第 2 画像発生部 204 に比べて、画像を発生するための基本的な構成を有するものとする。

50

【 0 1 3 4 】

第 1 画像合成部 1 0 6 は、スキャンコンバートされた第 1 の超音波画像に、種々のパラメータの文字情報および目盛等を合成する。第 1 画像合成部 1 0 6 は、合成された第 1 の超音波画像を第 1 表示部 1 0 8 に出力する。第 1 画像合成部 1 0 6 は、後述する第 2 画像合成部 2 0 6 に比べて、画像を合成するための基本的な構成を有するものとする。

【 0 1 3 5 】

第 1 表示部 1 0 8 は、第 1 画像合成部 1 0 6 からの出力に基づいて、合成された第 1 の超音波画像を表示する。なお、第 1 表示部 1 0 8 は、消費電力を低減させるためと小型化のために、例えば合成された第 1 の超音波画像のみを表示する。

【 0 1 3 6 】

第 2 ユニット 2 0 0 は、ドプラデータ発生部 2 0 1、第 2 B モードデータ発生部 2 0 2、記憶部 2 0 3、第 2 画像発生部 2 0 4、第 2 インターフェース部 2 0 5、第 2 画像合成部 2 0 6、第 2 入力部 2 0 7、第 2 表示部 2 0 8、第 2 制御部 2 0 9、第 2 データ転送部 2 1 0 を有する。

【 0 1 3 7 】

第 2 入力部 2 0 7 は、B モードおよびドプラモードに関する送受信条件およびイメージング法の選択などを入力する。

【 0 1 3 8 】

第 2 制御部 2 0 9 は、図示していないメモリを有する。メモリは、フォーカス深度の異なる複数の受信遅延パターン、B モードおよびドプラモードに関する本超音波診断装置 1 の制御プログラムなどを記憶する。第 2 制御部 2 0 9 は、接続検出部 1 1 9 からの第 1 出力を契機として、第 1 ユニット 1 0 の超音波送受信部 1 0 1 と第 2 ユニット 2 0 0 とを制御する。このとき、第 1 ユニット 1 0 の第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 と第 1 画像発生部 1 0 4 と第 1 画像合成部 1 0 6 とは、第 1 出力を契機として制御対象から除外される。具体的には、第 2 制御部 2 0 9 は、第 2 入力部 2 0 7 を介して入力された B モードおよびドプラモードに関するイメージング法の各種指示・命令・情報・選択・設定に基づいて、メモリに記憶された受信遅延パターンと制御プログラムとを読み出す。

【 0 1 3 9 】

なお、第 2 制御部 2 0 9 は、第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 とが接続されていない場合、記憶部 1 3、外部記憶装置 3 1、ネットワークを介して接続されたサーバなどに記憶された画像データの閲覧および記憶された画像データを用いた臨床アプリケーションの利用などを、第 2 入力部 2 0 7 を介した操作者の指示に従って実施することも可能である。

【 0 1 4 0 】

第 2 データ転送部 2 1 0 は、ネットワークを介した第 1 データ転送部 1 1 0 からの受信信号を、後述する第 2 B モードデータ発生部 2 0 2 またはドプラデータ発生部 2 0 1 に転送する。第 2 データ転送部 2 1 0 は、後述する第 2 画像合成部 2 0 6 で合成された画像のデータを、ネットワークを介して第 1 データ転送部 1 1 0 へ転送する。

【 0 1 4 1 】

第 2 B モードデータ発生部 2 0 2 は、超音波送受信部 1 0 1 で発生された受信信号を、第 2 データ転送部 2 1 0 を介して取得する。第 2 B モードデータ発生部 2 0 2 は、取得した受信信号に基づいて、第 2 の B モードデータを発生する。第 2 の B モードデータと第 1 の B モードデータとの違いは、以下の通りである。第 1 の B モードデータは、第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 のデータ処理能力に応じて送信チャンネル数、受信チャンネル数、ROI 範囲、走査範囲、走査線密度、フレームレート、並列受信機能などの複数の送受信条件を制限した状態で発生された受信信号に基づいて、発生される。一方、第 2 の B モードデータは、上記複数の送受信条件を制限しない状態で発生された受信信号に基づいて、発生される。この違いにより、第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 の消費電力は、第 2 B モードデータ発生部 2 0 2 の消費電力に比べて低くなる。加えて、第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 の構成は、第 2 B モードデータ発生部 2 0 2 の構成に比べて、単純であってコン

10

20

30

40

50

パクト化可能である。また、第2 Bモードデータ発生部202は、第1 Bモードデータに比べて高分解能な第2のBモードデータを発生させることが可能である。

【0142】

ドプラデータ発生部201は、超音波送受信部101で発生された受信信号を、第2データ転送部210を介して取得する。ドプラデータ発生部201は、取得した受信信号に基づいて、ドプラデータを発生する。

【0143】

第2画像発生部204は、第2のBモードデータとドプラデータとの少なくともひとつに基づいて、画像を発生する。以下、第2画像発生部204で発生された画像を、第2の超音波画像と呼ぶ。第2画像発生部204は、スキャンコンバートにおいて、任意の次数の補間処理、各種フィルタによる強調および平滑化処理、フレーム相関処理等を実行する。なお、第2画像発生部204は、画像データを格納する記憶メモリ等を搭載し、3次元画像の再構成処理などを実行してもよい。第1画像発生部104における処理と第2画像発生部204における処理との違いは、以下のとおりである。

【0144】

第1画像発生部104は、第1のBモードデータに対する各種処理を制限している。一方、第2画像発生部204には、上記各種処理に対する制限を解除している。この違いにより、第1画像発生部104の消費電力は、第2画像発生部204の消費電力に比べて低くなる。加えて、第1画像発生部104の構成は、第2画像発生部204の構成に比べて、単純であってコンパクト化可能である。加えて、第2画像発生部204で発生される画像の分解能は、第1画像発生部104で発生される画像の分解能よりも高くなる。

【0145】

第2画像合成部206は、第2画像発生部204で発生された第2の超音波画像に、種々のパラメータの文字情報、目盛等を合成する。なお、第2画像合成部206は、第2の超音波画像と、記憶部203に記憶された過去の被検体の超音波画像などの他の超音波画像とを並列させた合成画像を発生してもよい。第1画像合成部106と第2画像合成部206との違いは、以下の通りである。第1画像合成部106は、第1の超音波画像に第1の超音波画像に付帯する情報を合成する。一方、第2画像合成部206は、上記合成画像を発生する。この違いにより、第1画像合成部106の構成は、第2画像合成部206の構成に比べて、単純であってコンパクト化可能である。

【0146】

第2表示部208は、第2画像合成部206で合成された画像を表示する。第2表示部208は、第1表示部108に比べて、より大きい表示領域を有する。

【0147】

上述は、第1ユニット10がネットワークを介して第2ユニット200が接続された場合の実時間処理について言及しているが、第2ユニット200と接続する前の超音波受信部101あるいは第1画像発生部104の出力信号を第1ユニット10内の図示していない記憶部に一時的に記憶し、接続が確認されたときに第1ユニット10で保存した前記一時保存データを転送し、第2ユニット200内の処理部により複雑なフィルタ処理で画質向上を図る、あるいは出力信号に基づいたデータ解析や、応用計測などのアプリケーションを実行してもよい。

【0148】

以下、所定の分解能を有するBモード画像を発生させるための基本的な構成を有する第1ユニット10と、第1の超音波画像に比べて高分解能な第2の超音波画像を発生する第2ユニット200とが、ネットワークを介して分離可能な本超音波診断装置1における超音波画像の発生に関する処理（以下、超音波画像発生処理と呼ぶ）について説明する。

【0149】

図10は、超音波画像発生処理の流れの一例を示すフローチャートである。

第1制御部113による制御のもとで、スキャンが実行される（ステップS e 1）。このとき、第1ユニット10と第2ユニット200とがネットワークを介して接続されてい

10

20

30

40

50

なければ（ステップ S e 2）、ステップ S e 3 の処理、ステップ S e 4 の処理、ステップ S e 5 の処理が実行される。

【 0 1 5 0 】

第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 とがネットワークを介して接続されていれば（ステップ S e 2）、超音波送受信部 1 0 1 で発生された受信信号が、ネットワークを介して第 2 ユニット 2 0 0 に転送される（ステップ S e 6）。転送された受信信号に基づいて、第 2 の B モードデータまたはドブラデータが発生される（ステップ S e 7）。発生された第 2 の B モードデータまたはドブラデータに基づいて、第 2 の超音波画像が発生される（ステップ S e 8）。発生された第 2 の超音波画像が、ネットワークを介して第 1 ユニット 1 0 に転送される（ステップ S e 9）。転送された第 2 の超音波画像が、第 1 表示部 1 0 8 に表示される（ステップ S e 1 0）。

10

【 0 1 5 1 】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置 1 によれば、B モード画像の発生および表示に関する各部を、第 1 ユニット 1 0 と第 2 ユニット 2 0 0 とに分配することができる。これにより、本超音波診断装置 1 の第 1 ユニット 1 0 の消費電力を低減させることができ、第 1 ユニット 1 0 の稼働時間が向上する。加えて、第 1 ユニット 1 0 の構成を簡略化でき、第 1 ユニット 1 0 の小型化が可能となる。また、これら消費電力の低減および小型化は、可動時間および可搬性を向上させる。その結果、在宅医療、スポーツ場、災害現場等での本超音波診断装置 1 の利便性が向上する。

20

【 0 1 5 2 】

加えて、ネットワークを介して、第 1 ユニット 1 0 を第 2 ユニット 2 0 0 に接続することで、本超音波診断装置 1 は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置としても使用することができる。例えば、ネットワークが衛星通信回線などの無線通信網である場合、本超音波診断装置 1 は、据え置き型の超音波診断装置と同様な高機能を有する超音波診断装置として、あらゆる場所で使用可能となる。

【 0 1 5 3 】

また、本超音波診断装置 1 は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置 1 は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

30

【 0 1 5 4 】

また、本実施形態によれば、第 2 ユニット 2 0 0 に接続可能な第 1 ユニット 1 0 は、第 2 ユニット 2 0 0 のパフォーマンスが許容可能な複数台数との接続が可能であり、シンクライアント（Thin Client）システムとしての超音波診断装置を提供することで、更にコストメリットを向上することができる。

【 0 1 5 5 】

（第 6 の実施形態）

図 1 1 は、第 6 の実施形態に係る超音波診断装置 1 の構成を示す構成図である。

第 1 ユニット 1 0 には、携帯型超音波診断装置として許容可能な画質、画像モード、性能を実現可能な CPU および、小型バッテリーなどが搭載される。

40

【 0 1 5 6 】

第 2 ユニット 2 0 0 には、図示していない高出力用電源、機能及び性能の拡張基板、大容量記憶装置、大容量バッテリーなどが搭載される。

【 0 1 5 7 】

第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 は、受信信号に基づいて、第 1 B モードデータを発生する。第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 は、第 1 B モードデータの発生に必要最低限な処理機能および演算速度を有する。例えば、第 1 B モードデータ発生部 1 0 2 は、ハード的に負荷の低い全波整流方式の検波処理機能を有する。

【 0 1 5 8 】

50

第1画像発生部104は、第1Bモードデータに基づいて、第1Bモード画像を発生する。第1画像発生部104は、第1Bモード画像の発生に必要な最低限な処理機能および演算速度を有する。発生された第1Bモード画像は、超音波画像として最低限の画質（解像度）、画角などを有する。

【0159】

第1制御部113は、第1Bモードデータの発生に関する受信信号を得るために、超音波送受信部101を制御する。具体的には、第1制御部113は、超音波プローブ11における開口中心近傍の複数の圧電振動子各々に駆動電圧を印加するために、超音波送受信部101を制御する。すなわち、第1制御部113の制御のもとで、超音波送受信部101は、超音波プローブ11における複数の圧電振動子のうち一部分の複数の圧電振動子各々に、駆動電圧を印加する。第1制御部113の制御のもとでの走査範囲は、限定的なものとなる。

10

【0160】

第1制御部113は、接続部117を介して、第2ユニット200に第1ユニット10が接続されると、第1ユニット本体100に搭載された各部の制御を解除する。すなわち、第1制御部113は、第1Bモードデータ発生部102と第1画像発生部104と（以下、第1超音波画像発生部と呼ぶ）を除く各部の制御権を解除する。なお、第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されると、第1超音波画像発生部の制御権は、第2制御部209に移動されてもよい。

【0161】

20

記憶部203は、他の医用画像診断装置により発生され、転送された医用画像、およびボリュームデータなどを記憶する。

【0162】

第2制御部209は、第1制御部113に搭載されたデジタルシグナルプロセッサ（Digital Signal Processor：以下、DSPと呼ぶ）より速い演算速度を有するDSPを有する。第2制御部209は、接続部117を介して、第2ユニット200に第1ユニット10が接続されると、第2ユニット200の各部の制御に加えて、超音波送受信部101を制御する。具体的には、第2制御部209は、第1ユニット10単体において駆動電圧が印される圧電振動子の数より多い数の圧電振動子に対して駆動電圧を印加するために、超音波送受信部101を制御する。これにより、駆動チャンネル数が増加し、S/N比が向上する。また、第2制御部209は、超音波送受信部101を制御することにより、並列同時受信を実行する。加えて、第2制御部209による制御のもとでのデジタルビームフォーマの能力は、第1制御部113による制御のもとで実行されるデジタルビームフォーマの能力に比べて向上する。

30

【0163】

なお、第2制御部209は、リアルタイムの様々な臨床アプリケーション処理を実行するために、第2画像発生部204を制御してもよい。臨床アプリケーションとは、例えば、他の医用画像診断装置により発生された医用画像と、発生された超音波画像との位置合わせによる治療支援などである。また、第2制御部209は、後述する弾性画像が、例えば、被検体の心臓を包含する場合、心機能解析に関する機能を有していてもよい。心機能解析に関する機能とは、例えば、2次元または3次元の心筋ストレインである。なお、第1ユニット10と第2ユニット200とが切り離されると、第1超音波画像発生部の制御権は、第2制御部209から第1制御部113に移動されてもよい。

40

【0164】

第2Bモードデータ発生部202は、受信信号に基づいて、第1Bモードデータよりデータ量の多い第2Bモードデータを発生する。また、第2Bモードデータ発生部202における演算速度は、第1Bモードデータ発生部102に比べて速い。これにより、エコープロセッサ（Echo Processor）の単位時間当たりの処理能力が向上する。

【0165】

第2画像発生部204は、第2Bモードデータに基づいて、第1Bモード画像より解像

50

度の高い第2 Bモード画像を発生する。なお、第2画像発生部204は、第2 Bモードデータに基づいて、レンダリング画像を発生してもよい。このとき、第2画像発生部204は、レンダリング機能を有する。第2画像発生部204には、第1画像発生部104に搭載されたグラフィックスプロセッシングユニット(Graphics Processing Unit: 以下、GPUと呼ぶ)より速い演算速度を有するGPUが搭載される。また、第2画像発生部204は、リアルタイムの高画質化処理を実行する機能を有する。リアルタイムの高画質化処理とは、例えば、2次元または3次元の非線形フィルタ処理である。この非線形フィルタ処理により、画像の内のエッジを残しつつノイズを低減することが可能となる。なお、第2画像発生部204は、4次元データ処理、定量化処理等を有していてもよい。

10

【0166】

なお、第2画像発生部204は、第2 Bモードデータに基づいて、弾性画像(エラストグラフィ)を発生することも可能である。

【0167】

第2画像発生部204は、超音波プローブ11に設けられていない位置センサ(磁気センサまたは光センサ)からの出力を用いて、記憶部203に記憶されたボリュームデータに基づいて、第2 Bモード画像と略同一断面の断面画像を発生する。発生した断面画像は、第2画像合成部206に出力される。

【0168】

以下、第2 Bモードデータ発生部と第2画像発生部とをまとめて、第2超音波画像発生部と呼ぶ。

20

【0169】

第2画像合成部206は、断面画像と第2 Bモード画像とを並列表示する。この時、表示される断面画像と第2 Bモード画像との更新レートは異なる。

【0170】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、Bモード画像の発生に関して基本性能および基本機能を有する第1ユニット10と、基本性能より高機能であって、基本性能より高性能なBモード画像の発生ユニットを有する第2ユニット200とに分離可能な構成を有する。これにより、第1ユニット10が第2ユニット200に接続されると、第1超音波画像発生部の代わりに第2超音波発生部により第2 Bモード画像が発生される。このために、第1ユニット10単体に比べて、性能および機能が向上する。加えて、本実施形態によれば、臨床アプリケーションの拡張も可能となる。以上のことから、本実施形態によれば、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することにより、処理能力が向上し、機能が拡張される。

30

【0171】

また、本超音波診断装置1の第1ユニット10の消費電力を低減させることができ、本超音波診断装置1の第1ユニット10の稼働時間が向上する。加えて、本超音波診断装置1の第1ユニット10の構成を簡略化でき、本超音波診断装置1の第1ユニット10の小型化が可能となる。また、これら消費電力の低減および小型化は、可動時間および可搬性を向上させる。その結果、在宅医療、スポーツ場、災害現場等での本超音波診断装置1の利便性が向上する。

40

【0172】

また、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することで、本超音波診断装置1は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置として、病院内などで使用することができる。加えて、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置1は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

【0173】

50

(第7の実施形態)

図12は、第7の実施形態に係る超音波診断装置1の構成を示す構成図である。

第1ドブラデータ発生部120は、受信信号に基づいて、第1ドブラデータを発生する。第1ドブラデータ発生部120は、第1ドブラデータの発生に必要な最低限な処理機能および演算速度を有する。第1ドブラデータ発生部120は、第1超音波画像発生部に含まれる。

【0174】

第1画像発生部104は、第1ドブラデータに基づいて、第1ドブラ画像を発生する。第1画像発生部104は、第1ドブラ画像の発生に必要な最低限な処理機能および演算速度を有する。発生された第1ドブラ画像は、超音波画像として最低限の画質(解像度)、画角などを有する。

10

【0175】

第1制御部113は、第1ドブラデータの発生に関する受信信号を得るために、超音波送受信部101を制御する。具体的には、第1制御部113は、超音波プローブ11における開口中心近傍の複数の圧電振動子各々に駆動電圧を印加するために、超音波送受信部101を制御する。すなわち、第1制御部113の制御のもとで、超音波送受信部101は、超音波プローブ11における複数の圧電振動子のうち一部分の複数の圧電振動子各々に、駆動電圧を印加する。第1制御部113の制御のもとでの走査範囲は、限定的なものとなる。

【0176】

20

第1制御部113は、接続部117を介して、第2ユニット200に第1ユニット10が接続されると、第1ユニット本体100に搭載された各部の制御を解除する。すなわち、第1制御部113は、第1Bモードデータ発生部102と第1ドブラデータ発生部120と第1画像発生部104とを除く各部の制御権を解除する。なお、第1ユニット10と第2ユニット200とが接続されると、制御権は、第2制御部209に移動されてもよい。

【0177】

第2制御部209は、第1制御部113に搭載されたデジタルシグナルプロセッサ(Digital Signal Processor:以下、DSPと呼ぶ)より速い演算速度を有するDSPを有する。第2制御部209は、接続部117を介して、第2ユニット200に第1ユニット10が接続されると、第2ユニット200の各部の制御に加えて、超音波送受信部101を制御する。具体的には、第2制御部209は、第1ユニット10単体において駆動電圧が印される圧電振動子の数より多い数の圧電振動子に対して駆動電圧を印加するために、超音波送受信部101を制御する。これにより、駆動チャンネル数が増加し、S/N比が向上する。

30

【0178】

なお、第2制御部209は、リアルタイムの様々な臨床アプリケーション処理を実行するために、第2画像発生部204を制御してもよい。臨床アプリケーションとは、例えば、血流のパラメータ解析(動脈血の特定、超音波バブルによる輝度変化など)などである。また、第2制御部209は、後述する弾性画像が、例えば、被検体の心臓を包含する場合、心機能解析に関する機能を有していてもよい。心機能解析に関する機能とは、例えば、2次元または3次元の心筋ストレイン(心腔壁の動きなど)である。

40

【0179】

第2ドブラデータ発生部220は、受信信号に基づいて、第1ドブラデータよりデータ量の多い第2ドブラデータを発生する。また、第2ドブラデータ発生部220における演算速度は、第1ドブラデータ発生部120に比べて速い。これにより、フロープロセッサ(Flow Processor)の単位時間当たりの処理能力が向上する。第1ドブラデータ発生部120は、第2超音波画像発生部に含まれる。

【0180】

第2画像発生部204は、第2ドブラデータに基づいて、第1ドブラ画像より解像度の

50

高い第2ドブラ画像を発生する。第2画像発生部204は、第2ドブラデータに基づいて、レンダリング画像を発生してもよい。このとき、第2画像発生部204は、レンダリング機能を有する。第2画像発生部204には、第1画像発生部104に搭載されたグラフィックスプロセッシングユニット(Graphics Processing Unit:以下、GPUと呼ぶ)より速い演算速度を有するGPUが搭載される。第2画像発生部204は、第2ドブラデータに基づいて、弾性画像(エラストグラフィ)を発生することも可能である。

【0181】

以上に述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

本超音波診断装置1によれば、ドブラ画像の発生に関して基本性能および基本機能を有する第1ユニット10と、基本性能より高機能であって、基本性能より高性能なドブラ画像の発生ユニットを有する第2ユニット200とに分離可能な構成を有する。これにより、第1ユニット10が第2ユニット200に接続されると、第1超音波画像発生部の代わりに第2超音波発生部により第2ドブラ画像が発生される。このために、第1ユニット10単体に比べて、性能および機能が向上する。加えて、本実施形態によれば、臨床アプリケーションの拡張も可能となる。以上のことから、本実施形態によれば、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することにより、処理能力が向上し、機能が拡張される。

【0182】

また、本超音波診断装置1の第1ユニット10の消費電力を低減させることができ、本超音波診断装置1の第1ユニット10の稼働時間が向上する。加えて、本超音波診断装置1の第1ユニット10の構成を簡略化でき、本超音波診断装置1の第1ユニット10の小型化が可能となる。また、これら消費電力の低減および小型化は、可動時間および可搬性を向上させる。その結果、在宅医療、スポーツ場、災害現場等での本超音波診断装置1の利便性が向上する。

【0183】

また、第1ユニット10を第2ユニット200に接続することで、本超音波診断装置1は、携帯型の超音波診断装置に比べて高機能な据え置き型の超音波診断装置として、病院内などで使用することができる。加えて、本超音波診断装置1は、据え置き型の超音波診断装置と携帯型の超音波診断装置とをそれぞれ購入することに比べて、コストを低減させることができる。以上のことから、本超音波診断装置1は、被検体の周囲の状況および診断目的に応じた超音波診断のサービスを、低コストで効率的に提供することができる。

【0184】

加えて、実施形態に係る機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記憶媒体に格納して頒布することも可能である。

【0185】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、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は意図していない。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。

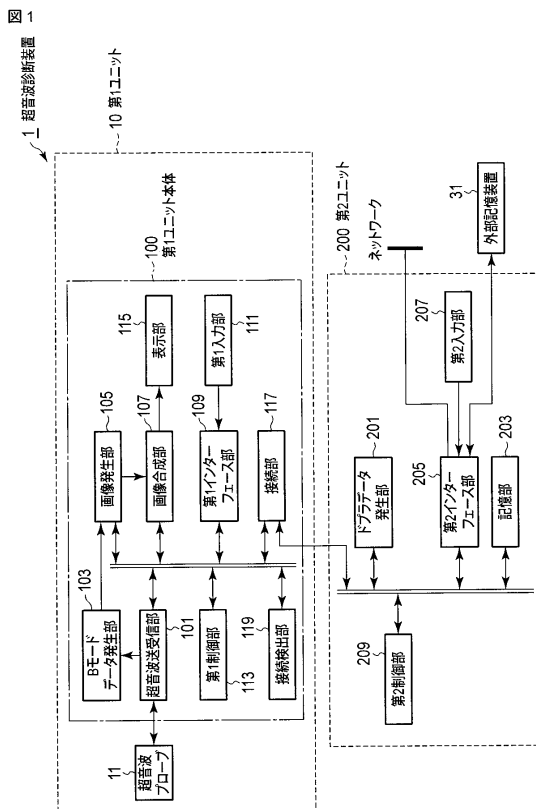
【符号の説明】

【0186】

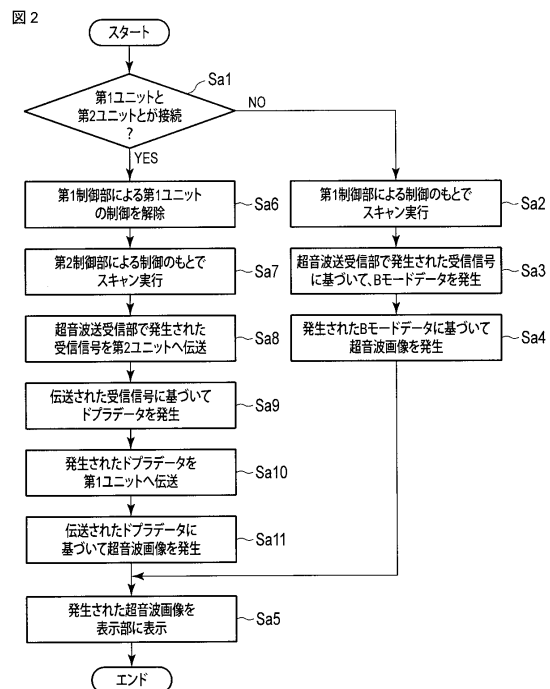
1...超音波診断装置、10...第1ユニット、11...超音波プローブ、31...外部記憶装置、37...ネットワークモータ、100...第1ユニット本体、101...超音波送受信部、102...第1Bモードデータ発生部、103...Bモードデータ発生部、104...第1画像

発生部、105...画像発生部、106...第1画像合成部、107...画像合成部、108...第1表示部、109...第1インターフェース、110...第1データ転送部、111...第1入力部、113...第1制御部、115...表示部、117...接続部、119...接続検出部、120...第1ドプラデータ発生部、200...第2ユニット、201...ドプラデータ発生部、202...第2Bモードデータ発生部、203...記憶部、204...第2画像発生部、205...第2インターフェース、206...第2画像合成部、207...第2入力部、208...第2表示部、209...第2制御部、210...第2データ転送部、220...第2ドプラデータ発生部

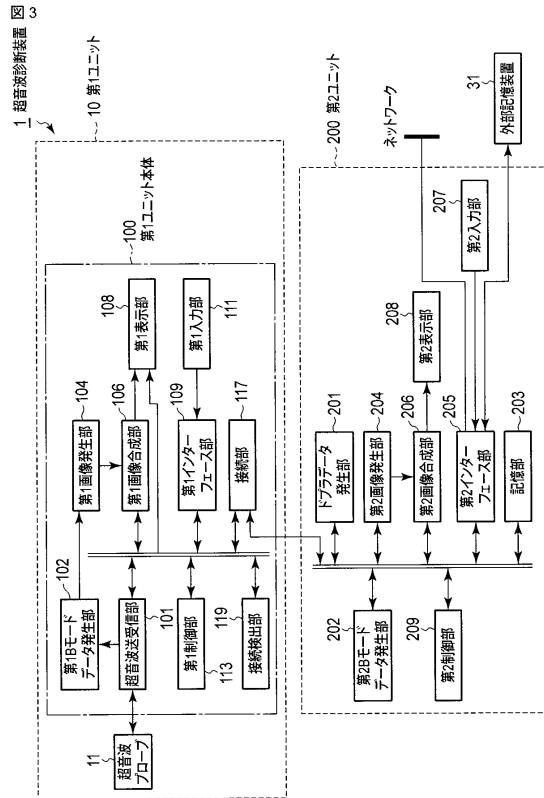
【図1】



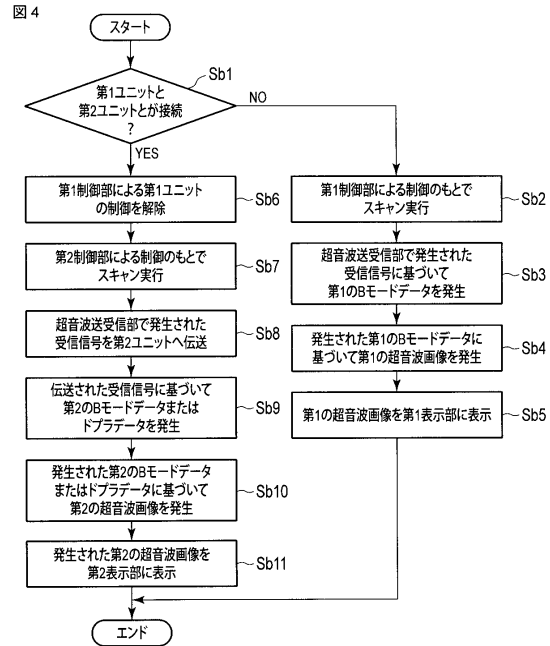
【図2】



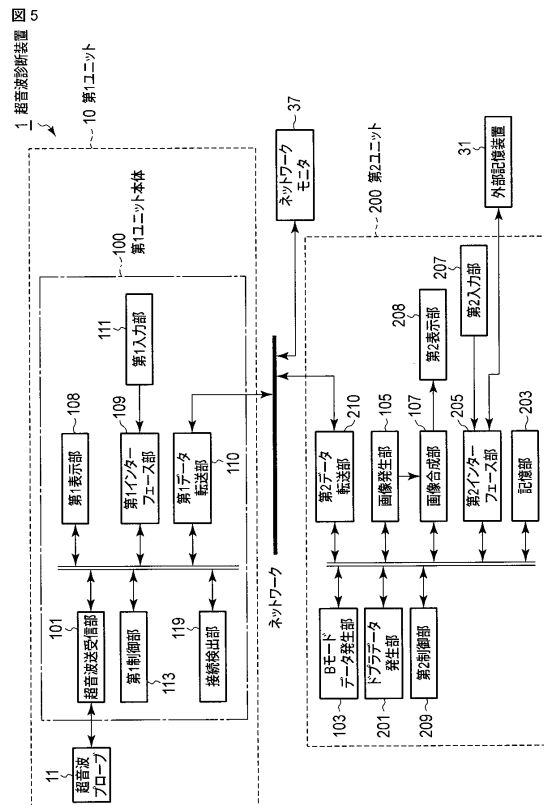
【 図 3 】



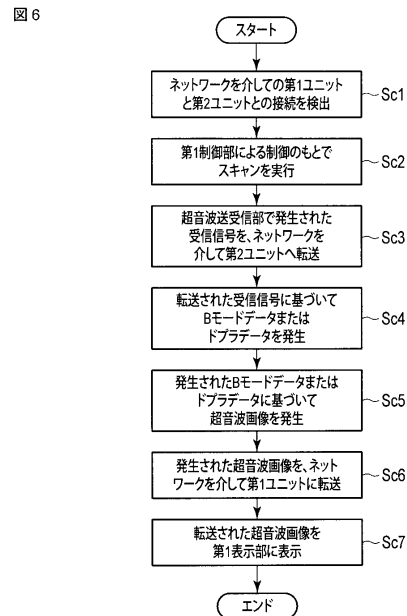
【 図 4 】



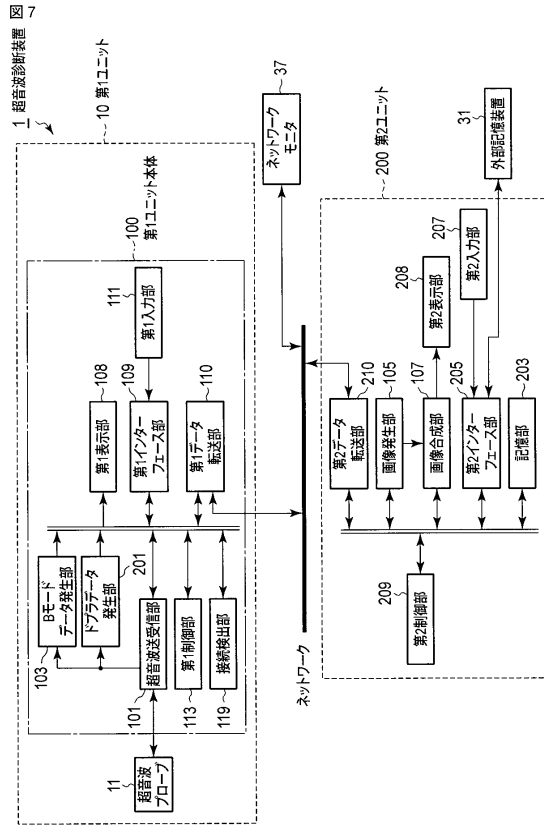
【 図 5 】



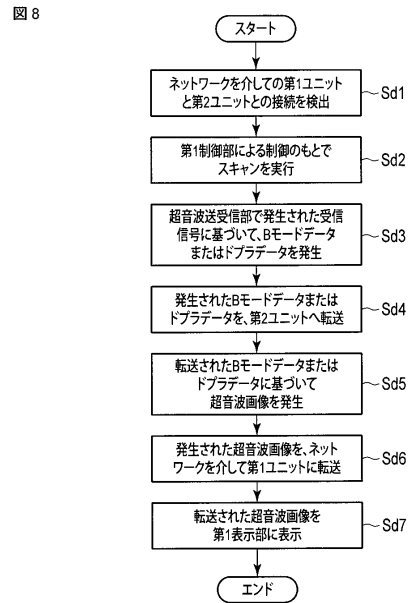
【 図 6 】



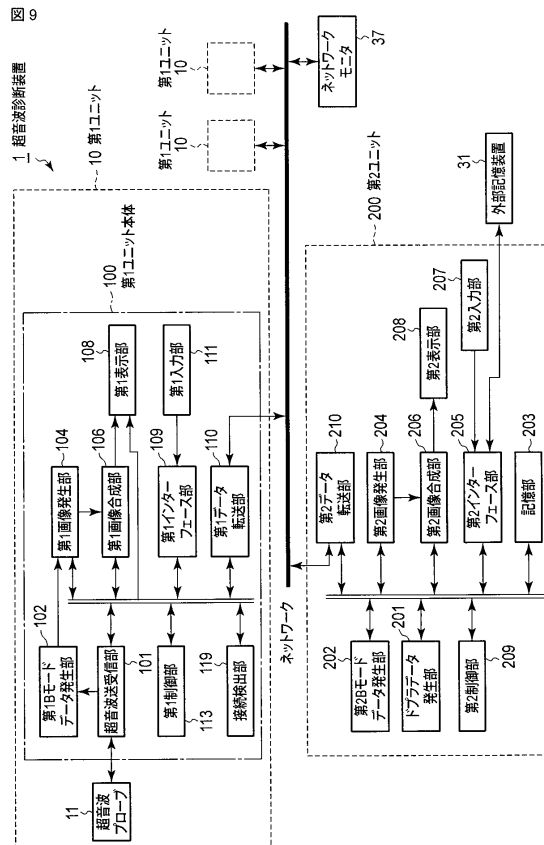
【図 7】



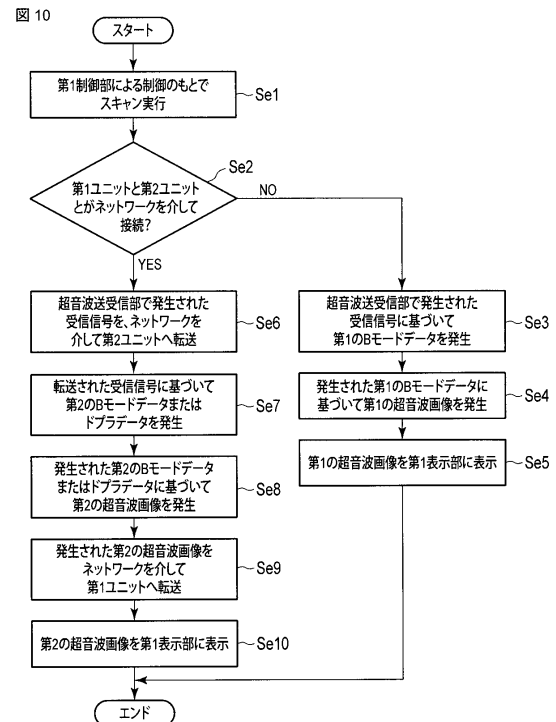
【図 8】



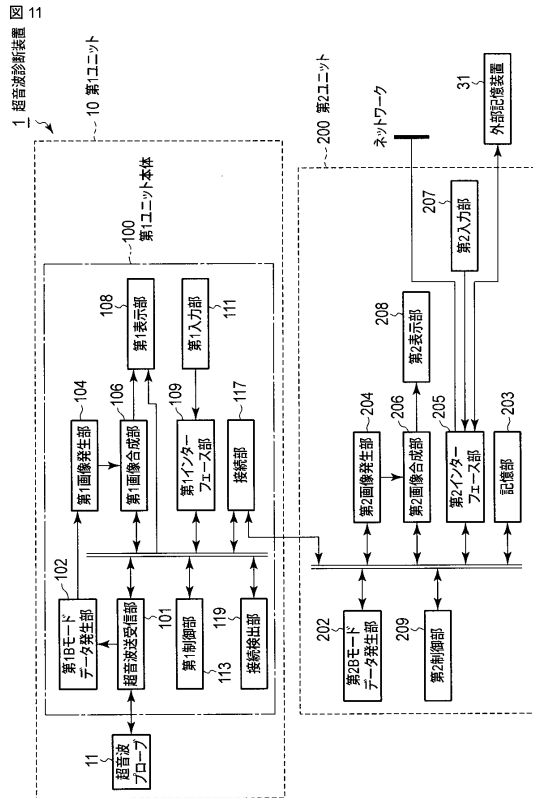
【図 9】



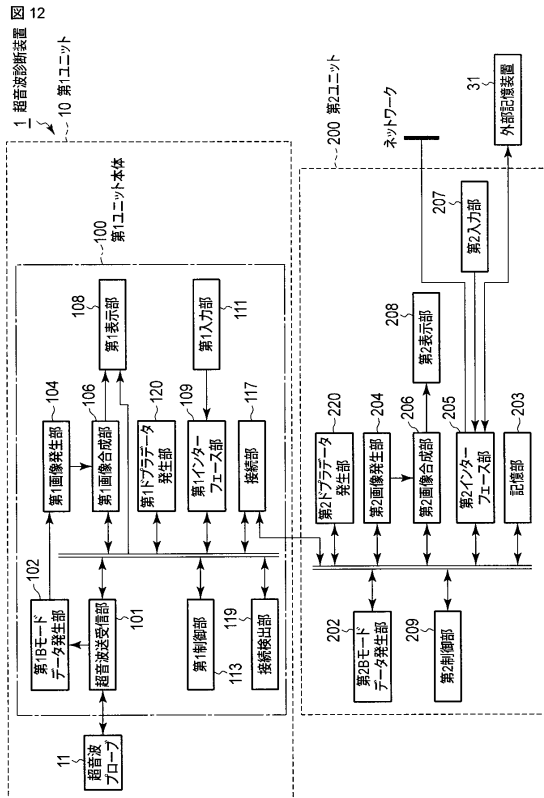
【図 10】



【図 1 1】



【図 1 2】



フロントページの続き

(74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
(74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
(74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
(74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
(74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
(74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
(74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
(72)発明者 小笠原 洋一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特表 2 0 0 6 - 5 1 9 6 8 4 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 3 6 5 5 5 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 6 1 0 4 6 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 2 0 0 0 7 9 (J P , A)
特開平 0 7 - 3 0 2 2 6 8 (J P , A)
特開 2 0 0 1 - 2 5 8 8 8 8 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 0 - 8 / 1 5

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6058330B2	公开(公告)日	2017-01-11
申请号	JP2012205525	申请日	2012-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小笠原洋一		
发明人	小笠原 洋一		
IPC分类号	A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/14 A61B8/4405 A61B8/4411 A61B8/4427 A61B8/462 A61B8/464 A61B8/488 A61B8/56 A61B8/565		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE01 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/LL21 4C601/LL23 4C601/LL26 4C601/LL27		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
审查员(译)	棕熊正和		
优先权	2011243782 2011-11-07 JP		
其他公开文献	JP2013121494A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供对应于医院或医院外临床部位的超声诊断设备。解决方案：根据该实施例的超声诊断设备包括第一单元和第二单元，第一单元包括超声探头，第二单元可拆卸地连接到第一单元单元。第一单元通过超声波探头在对象之间接收超声波，并且包括：用于产生接收信号的发送和接收部分;第一超声波图像生成部分，用于以第一处理速度生成第一超声波图像，并具有基于接收信号的第一处理功能;连接部件，用于将第一单元连接到第二单元;连接检测部分，用于检测第一单元和第二单元之间的连接。第二单元包括比第一处理速度快的第二处理速度，以及第二超声图像生成部分，用于生成具有高于第一处理功能的第二处理功能的第二超声图像，并且具有比第一处理功能更大的数据量。在检测到连接时基于接收信号的第一超声图像。

(19) 日本国特許庁 (JP)		(12) 特 許 公 報 (B2)		(11) 特許番号 特許第6058330号 (P6058330)	
(45) 発行日 平成29年1月11日 (2017. 1. 11)		(24) 登録日 平成28年12月16日 (2016. 12. 16)			
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 14 (2006. 01)		F I A 6 1 B 8 / 14			
請求項の数 3 (全 31 頁)					
(21) 出願番号 特願2012-205525 (P2012-205525)		(73) 特許権者 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1 3 8 5 番地			
(22) 出願日 平成24年9月19日 (2012. 9. 19)		(74) 代理人 100108855 弁理士 蔵田 昌俊			
(65) 公開番号 特開2013-121494 (P2013-121494A)		(74) 代理人 100108830 弁理士 堀原 淑弘			
(43) 公開日 平成25年6月20日 (2013. 6. 20)		(74) 代理人 100086883 弁理士 中村 誠			
審査請求日 平成27年7月2日 (2015. 7. 2)		(74) 代理人 100103034 弁理士 野河 信久			
(31) 優先権主張番号 特願2011-243782 (P2011-243782)		(74) 代理人 100075672 弁理士 峰 隆司			
(32) 優先日 平成23年11月7日 (2011. 11. 7)		(74) 代理人 100153051 弁理士 河野 直樹			
(33) 優先権主張国 日本国 (JP)		最終頁に続く			
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置					